

Tino Morgenstern

Untersuchung der Eignung von Methoden
zur Schlingenverschleißanalyse bei der
transurethralen Resektion der Prostata

Scientific Reports on Measurement and Sensor Technology

Volume 20

Prof. Dr. Olfa Kanoun (Editor)

Tino Morgenstern

**Untersuchung der Eignung von Methoden
zur Schlingenverschleißanalyse bei der
transurethralen Resektion der Prostata**



TECHNISCHE UNIVERSITÄT
CHEMNITZ

Universitätsverlag Chemnitz
2022

Impressum

Bibliografische Information der Deutschen Nationalbibliothek

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



Das Werk – ausgenommen Zitate, Cover, Logo TU Chemnitz und Bildmaterial im Text – steht unter der Creative-Commons-Lizenz Namensnennung – Weitergabe unter gleichen Bedingungen 4.0 International (CC BY-SA 4.0)
<https://creativecommons.org/licences/by-sa/4.0/deed.de>

Titelgrafik: Chemnitz School of Metrology
Satz/Layout: Tino Morgenstern

Technische Universität Chemnitz/Universitätsbibliothek
Universitätsverlag Chemnitz
09107 Chemnitz
<https://www.tu-chemnitz.de/ub/univerlag>

Herstellung:
Bookwire GmbH Frankfurt am Main

Print on Demand
Gedruckt auf FSC-zertifiziertem Papier

ISSN 2509-5110 (print) - ISSN 2509-5102 (online)

ISBN 978-3-96100-157-6

<https://nbn-resolving.de/urn:nbn:de:bsz:ch1-qucosa2-782210>



TECHNISCHE UNIVERSITÄT
CHEMNITZ

**Untersuchung der Eignung von Methoden zur
Schlingenverschleißanalyse bei der
transurethralen Resektion der Prostata**

von der Fakultät für Elektrotechnik und Informationstechnik der
Technischen Universität Chemnitz

genehmigte

Dissertation

zur Erlangung des akademischen Grades
Doktor der Ingenieurwissenschaften
Dr.-Ing.

vorgelegt von Tino Morgenstern, M. Sc.

Tag der Einreichung: 28.02.2021

Tag der Verteidigung: 21.06.2021

Gutachter:

Prof. Dr.-Ing. Olfa Kanoun (Technische Universität Chemnitz)

Prof. Dr.-Ing. Jörg Himmel (Hochschule Ruhr West)

Bibliografische Beschreibung

Morgenstern, Tino

Untersuchung der Eignung von Methoden zur Schlingenverschleißanalyse bei der transurethralen Resektion der Prostata

Dissertation an der Fakultät für Elektrotechnik und Informationstechnik der Technischen Universität Chemnitz, Professur für Mess- und Sensortechnik, Chemnitz 2021

278 Seiten, 92 Abbildungen, 12 Tabellen, 175 Literaturstellen

Schlagworte

Transurethrale Resektion der Prostata, Elektrochirurgie, bipolar, Schlingenverschleiß, Elektrodenverschleiß, Gewebetemperatur, Wärmeeintrag in biologisches Gewebe, Impedanzmessung

Kurzreferat

Die transurethrale Resektion der Prostata (TURP) stellt den Goldstandard zur elektrochirurgischen Behandlung der gutartigen Vergrößerung der Prostata (BPH) dar. Hierbei treten sehr selten und in der Literatur nur vereinzelt aufgeführt gebrochene Resektionsschlingen auf, deren Ursachen jedoch unzureichend dokumentiert sind. In der vorliegenden Arbeit wird eine Untersuchung der Eignung von Methoden zur Schlingenverschleißanalyse bei der transurethralen Resektion der Prostata durchgeführt. Es gilt die aktuell offenen Fragestellungen, wie sich zum Beispiel verschleißbedingte Geometrieänderungen an

Resektionsschlingen äußern und ob diese eine Ursache für gebrochene Schlingen während einer Operation sind, zu klären. In diesem Zusammenhang gilt es auch zu untersuchen, ob verschleißbedingte Geometrieänderungen an Resektionsschlingen Einfluss auf den Leistungseintrag ins Prostatagewebe und damit auf die Temperaturverteilung im Gewebe haben.

Der Lösungsansatz basiert auf einer erstmals kombinierten Anwendung von vier vielversprechenden experimentellen Methoden zur ex-situ und in-situ Charakterisierung des Schlingenverschleißes. Ergänzend werden aufbauend auf den Messergebnissen durch Finite Elemente Simulationen der Potential- und Temperaturverteilung im Gewebe Informationen über den Leistungseintrag ins Prostatagewebe gewonnen.

Aus der experimentellen Charakterisierung geht hervor, dass Erosionsprozesse auf der Schlingenoberfläche Ursache für den Schlingenverschleiß sind. Aufgrund der üblichen Nutzungsdauern sind sie als Ursache für Schlingenbrüche während der Dauer einer Operation mit sehr großer Wahrscheinlichkeit auszu-schließen. Die gemessenen Geometrieänderungen stehen in Zusammenhang mit einer gemessenen verschleißbedingten Impedanzänderung, welche hier erstmals in-situ erfolgt. Diese liefert auch Informationen über Defekte in verdeckten und damit nicht sichtbaren Bereichen der Resektionsschlingen. Eine Potentialmessung in einem elektrolytischen Trog sowie die Messung der Generatorausgangsleistung weisen ebenfalls den Einfluss des Schlingenverschleißes auf. Die Simulation der Potentialverteilung bestätigt dabei die Messergebnisse. Unter Berücksichtigung dieser Aspekte ist es gelungen, den Verschleißeinfluss auf die Temperaturverteilung im Gewebe auf Basis einer Parameterstudie zu untersuchen. Die Auswertung der simulierten mittleren Gewebetemperatur der Prostata sowie die räumliche Temperaturverteilung zeigen keine Vergrößerung von betroffenen Gewebearealen mit verschleißbedingtem Temperaturanstieg.

Inhaltsverzeichnis

Bibliografische Beschreibung	7
Inhaltsverzeichnis	9
Abkürzungen und Symbole	13
Vorwort.....	23
1 Einleitung	25
1.1 Motivation und Zielsetzung.....	26
1.2 Struktur der Arbeit	29
2 Grundlagen und Stand der Forschung	31
2.1 Gerätetechnik	31
2.2 Anatomie der Prostata	35
2.3 Komplikationen bei der transurethralen Resektion.....	37
2.4 Wechselwirkungsmechanismen zwischen Stromfluss, Resektionselektrode und Gewebe.....	39
2.5 In der Literatur angewandte Analysen zum Schlingenverschleiß.....	46
2.6 Zusammenfassung des Standes der Forschung und offene Fragestellungen zum Schlingenverschleiß.....	53
2.7 Grundlagen der Analysemethoden	56

2.7.1 Elektrische Grundlagen	56
2.7.2 Thermische Grundlagen	58
3 Lösungsansatz und Methoden	63
3.1 Beschreibung der chirurgischen Systeme	70
3.1.1 Verwendete Resektionselektroden	70
3.1.2 Verwendete ESU	73
3.2 Beschreibung der ex-situ Methoden	79
3.2.1 Optische Analyse des Schlingenverschleißes	79
3.2.2 Messung der Potentialverteilung	87
3.3 Beschreibung der in-situ Methoden	99
3.3.1 Spannungs- und Strommessung am ESU-Ausgang	99
3.3.2 Auswertung der Impedanz	103
4 Versuchsumgebungen zur experimentellen Umsetzung	111
4.1 Versuchsumgebungen für die ex-situ Methoden	111
4.2 Versuchsumgebung in-situ Methoden	116
5 Ergebnisse der experimentellen Untersuchungen	119
5.1 Optische Auswertung	121
5.1.1 Makroskopische Untersuchungen der Schlinge	121
5.1.2 Mikroskopische Untersuchungen der Schlingen	130
5.2 Potentialverteilung im elektrolytischen Trog	139
5.2.1 3D-Potentialverteilung	140
5.2.2 Darstellung und Auswertung des Schlingenverschleißeinflusses auf die Potentialverteilung	145
5.3 Spannungs- und Strommessung am ESU-Ausgang	153
5.4 Impedanzauswertung	164

5.5	Bewertung der Methoden.....	168
6	Numerische Methoden.....	179
6.1	Simulation elektromagnetischer Felder.....	181
6.2	Simulation der Temperaturverteilung	190
7	Ergebnisse aus den numerischen Methoden.....	197
7.1	Ergebnisse der Simulation des elektrischen Potentialfeldes	197
7.2	Ergebnisse Temperatursimulation.....	205
8	Diskussion	219
9	Zusammenfassung.....	233
A.	Anhang.....	241
	Literaturverzeichnis	243
	Abbildungsverzeichnis	261
	Tabellenverzeichnis	277

Abkürzungen und Symbole

Abkürzungen:

ABB	Auto-Balancing-Brücke
AE	Aktivelektrode
BE	Bezugslektrode
BPH	gutartige Vergrößerung der Prostata (Benigne Prostatahyperplasie)
BPS	Benignes Prostatasyndrom
B-TURP	Bipolare transurethrale Resektion der Prostata
CUT	Schneidmodus des elektrochirurgischen Generators
DAQ	Datenerfassung
E01-E28	Bezeichnung der jeweiligen untersuchten Resektionsschlingen
ESU	Elektrochirurgischer Generator (engl. electrosurgical unit)
ESU1-ESU2	Bezeichnungen der verwendeten elektrochirurgischen Generatoren
FEM	Finite Elemente Methode
FFT	Schnelle Fourier-Transformation (engl. fast Fourier transform)
FVM	Finite Volumen Methode
GE	Gegenelektrode
HF	Hochfrequenz

HOLEP	Holmium-Laser-Enukleation der Prostata
KOAG	Koagulationsmodus des elektrochirurgischen Generators
LUTS	Symptome des unteren Harntraktes (engl. lower urinary tract symptoms)
M-TURP	Monopolare transurethrale Resektion der Prostata
NE	Neutralelektrode
PVP	Green Light Photoselektiven Vaporisation
TUNA	Transurethrale Nabelablation
TUR	Transurethrale Resektion
TUR-BT	Transurethrale Resektion von Blasentumoren
TURis	Transurethrale Resektion der Prostata in Saline
TURP	Transurethrale Resektion der Prostata
TUVP	Transurethrale Elektrovaporisation
TUVRP	Transurethrale Vaporesektion
VNA	Vektorieller Netzwerkanalysator (engl. Vector Network Analyser)
ZA	Impedanzanalysator

Lateinische Buchstaben:

a_{LR}	Steigung der Potentialänderung bei angenommener Linearität für Elektroden mit maximalem Verschleiß im linken oder rechten Bereich der Schlinge
a_M	Steigung der Potentialänderung bei angenommener Linearität für Elektroden mit maximalem Verschleiß im mittleren Bereich der Schlinge
A_{SO}	Schlingenoberfläche

A_{Son}	Schlingendrahtoberfläche im Neuzustand
A_{SOv}	Schlingendrahtoberfläche im verschlissenen Zustand
A_{SOk}	Verhältnis der Schlingendrahtoberflächen im Neuzustand und im verschlissenen Zustand
$A_{d_{KN}}$	Gesamtkraterfläche bezüglich der gezählten Krater N
b_{LR}	Verschiebungskonstante der Potentialänderung bei angenommener Linearität für Elektroden mit maximalem Verschleiß im linken oder rechten Bereich der Schlinge
b_M	Verschiebungskonstante der Potentialänderung bei angenommener Linearität für Elektroden mit maximalem Verschleiß im mittleren Bereich der Schlinge
$\vec{B}$	magnetische Flussdichte
c	Wärmekapazität
c_B	Wärmekapazität des Blutes
C_1	Kapazitiver Anteil des Übergangswiderstandes vom Resektoskop zur Saline
C_2	Kapazitiver Anteil des Übergangswiderstandes von der Schlinge zur Saline
C_3	Kapazitiver Anteil des Zuleitungswiderstandes
d_{LR}	Durchmesseränderung im mittleren Bereich für Resektionselektroden mit maximalem Verschleiß links oder rechts
d_M	Durchmesseränderung im mittleren Bereich für Resektionselektroden mit maximalem Verschleiß in der Mitte
$\vec{D}$	elektrische Flussdichte
dA	Flächenelement
ds	Streckenelement

dt	Zeitbereich
dV	Volumenelement
d_S	Schlingendurchmesser
d_{SD}	Schlingendrahtdurchmesser
Δd_{SD}	Schlingendrahtdurchmesseränderung
$\overline{\Delta d_{SD}}$	Mittlere Schlingendrahtdurchmesseränderung mehrerer Resektions Elektroden
Δd_{LR}	Schlingendrahtdurchmesseränderung im linken oder rechten Bereich von Elektroden, deren maximales Δd_{SD} im linken bzw. rechten Bereich der Schlinge ist
Δd_M	Schlingendrahtdurchmesseränderung im mittleren Bereich von Elektroden, deren maximales Δd_{SD} im mittleren Bereich der Schlinge ist
d_K	Kraterdurchmesser
$\overline{d_K}$	Mittlerer Kraterdurchmesser
Δd_K	Klassenbreite
e_i	innere Energie
$\vec{E}$	elektrisches Feld
$Eb(r, \Theta, z)$	Ebene im zylindrischen Koordinatensystem
$Eb(r, \Theta)$	Ebenenschar für beliebige Werte z
$Eb(r, z)$	Ebenenschar für beliebige Winkel Θ
EXX_{Mess}	Beschreibt die Messwerte einer Größe unter Verwendung einer Messelektrode EXX
EXX_{Lin}	Beschreibt die lineare Approximation von EXX_{Mess} unter Verwendung einer Messelektrode EXX
f	Frequenz

f_a	Abtastfrequenz
f_{max}	größte vorkommende Frequenz
GND	Bezugspotential
$\vec{H}$	Magnetisches Feld
H	Häufigkeit
H_{rel}	Relative Häufigkeit
I	Strom
I_A	Generatorausgangsstrom
I_{pp}	Spitze-Spitze-Wert des Stromes
IB	Interessen Bereich
$\vec{j}$	Stromdichte
J_k	Zur Gewebekoagulation benötigte Stromdichte
J_v	Zur Gewebevaporisation benötigte Stromdichte
k	Flächenfüllfaktor, Thermische Leitfähigkeit
k_{eff}	Effektive thermische Leitfähigkeit
L	Induktiver Anteil des Zuleitungswiderstandes
L_1	Linie zur Auswertung der Temperaturverteilung im Prostatage- webe
N_E	Anzahl der untersuchten Elektroden
N	Anzahl
$P(r, \theta, z)$	Punkt im dreidimensionalen Raum
P	elektrische Leistung
P_v	Verlustleistungsdichte
$\dot{q}$	Wärmestromdichte
Q_m	metabolische Wärme

$\dot{Q}$	Wärmestrom
r, Θ, Z	zylindrische Ortskoordinaten
R_0	Widerstand
r_L	Radius Grenzschicht Wärmequelle
R_1	Ohmscher Anteil des Übergangswiderstandes vom Resektoskop zur Saline
R_2	Ohmscher Anteil des Übergangswiderstandes von der Schlinge zur Saline
R_3	Ohmscher Anteil des Zuleitungswiderstandes
R_4	Widerstand der isotonischen Kochsalzlösung
S	Scheinleistung
S_A	Generatorausgangsscheinleistung
s_i	Streuung der ESU-Ausgangsströme $I_A(t_A)$
s_Z	Streuung der Impedanzen $Z(t_A)$
t_A	Aktivitätsdauer
t_a	Koagulationsphase
t_i	Zeit zum Zeitpunkt i
t_m	Messphase
t_{res}	Resektionsdauer
t_s	Schaltphase
t_W	Wärmeeintragsdauer
U	Spannung
U_A	Generatorausgangsspannung
U_I	stromproportionale Spannung
U_{LR}	mittlere Potentialänderung links/rechts

U_M	Potentialänderung Mitte
U_{pp}	Spitze-Spitze-Wert der Spannung
U_{ref}	Referenzspannung
U_{eff}	Potentialdifferenz zwischen Messelektrode und Bezugselektrode im elektrolytischen Trog
ΔU_{eff}	Verschleißbedingte Potentialänderung im elektrolytischen Trog
$\Delta U_{LR}(t_A)$	$\Delta U_{eff}(t_A)$ gemessen in $P(5\text{ mm}, 0\text{ mm}, 0^\circ)$ resultierend aus $\Delta d_{LR}(t_A)$
$\Delta U_M(t_A)$	$\Delta U_{eff}(t_A)$ gemessen in $P(5\text{ mm}, 0\text{ mm}, 0^\circ)$ resultierend aus $\Delta d_M(t_A)$
V	Volumen
v_{in}	Volumenstrom Spülflüssigkeit
$v_{in,max}$	maximaler Volumenstrom Spülflüssigkeit
$v_{in,min}$	minimaler Volumenstrom Spülflüssigkeit
V_S	Verbrauchte Menge Spülflüssigkeit
$V_{S,max}$	maximale Verbrauchte Menge Spülflüssigkeit
$V_{S,min}$	minimale Verbrauchte Menge Spülflüssigkeit
V_0	Elektrische Potential an der Aktivelektrode im Simulationsmodell
WB	Wertebereich
x, y, z	kartesische Ortskoordinaten
$Z(t_A)$	Impedanzen der Resektionselektroden im elektrolytischen Trog
$Z_{GB}(t_A)$	Wertebereich für die gemessenen Impedanzen $Z(t_A)$ der Resektionselektroden in Gruppe B
Z_i	Impedanz einer Elektrode

Z_m	mittlerer Impedanzverlauf
Z_{shunt}	Messwiderstand
Δz	Schärfentiefe
L, M, R	Linker, mittlerer bzw. rechter Bereich der Schlinge

Griechische Buchstaben:

$\alpha_{C.1}$	Winkel der Schlinge
Γ	Gebiete/ Geometrie im Simulationsmodell
Γ_P	Geometrie des Prostatagewebes im Simulationsmodell
ε	Relative elektrische Permittivität
ϵ	Korrekturkoeffizient zur Blutperfusion
ϑ	Temperatur
ϑ_0	Körpertemperatur 37°C
ϑ_B	Temperatur des Blutes
ϑ_F	Temperatur der Spülflüssigkeit
ϑ_P	Temperatur des Prostatagewebes
$\overline{\vartheta_p}$	Mittlere Temperatur des Prostatagewebes
ϑ_S	Temperatur der Wärmequelle im Simulationsmodell
$\Delta\vartheta$	Temperaturänderung
θ	Winkelposition im zylindrischen Koordinatensystem
μ	Magnetische Permeabilität
ρ	Dichte
ρ_B	Dichte des Blutes
ϱ	Raumladung
σ	Elektrische Leitfähigkeit, Standardabweichung

ϕ	Elektrisches Potential
ω	Kreisfrequenz
ω_B	Perfusion des Blutes

Vorwort

Diese Dissertation entstand im Rahmen meiner Tätigkeit als wissenschaftlicher Mitarbeiter an der Hochschule Ruhr West am Institut Mess- und Sensortechnik in Mülheim an der Ruhr. Mein Dank gilt all den Personen, die mich in dieser Zeit unterstützten.

Mein besonderer Dank gilt meiner Doktormutter Frau Prof. Dr.-Ing. Olfa Kannon. Mit ihr führte ich zahlreiche fachliche und methodische Diskussionen. Danke für das Interesse an diesem Thema, für Ideen und für die konstruktive Kritik. All das hat zum Gelingen dieser Arbeit maßgeblich beigetragen.

Besondere Unterstützung erfuhr ich durch Herrn Prof. Dr.-Ing. Jörg Himmel. Er stand mir mit seinem Fachwissen stets zur Seite. Danke für die Möglichkeiten, die mir eröffnet wurden. Danke für die Geduld, für die Zeit, für ein immer wieder offenes Ohr und für alle Gespräche, die über diese Arbeit hinausgingen. Nennen möchte ich an dieser Stelle die Arbeitsgruppe des Institutes Mess- und Sensortechnik und meine Projektpartner. Danke für die fachlichen Diskussionen, für die Unterstützung und die schöne Zeit.

Herzliche Unterstützung erfuhr ich durch meine Eltern und meine Schwester. Danke, dass ihr immer an mich geglaubt habt. Genauso herausfordernd und prägend wie für mich waren die vergangenen Jahre für meine Frau Maria und meine Töchter Mira und Lisbeth. Danke für die Liebe, die Motivation und dafür, dass ihr mir stets den Rücken freigehalten habt.

1 Einleitung

Viele Erfolge in der Medizin sind auf technologischen Fortschritt zurückzuführen. Hierbei ist die Herausforderung, die Technik zu perfektionieren [1]. Auch im Jahr 2020 werden in der Literatur zur Therapie der gutartigen Vergrößerung der Prostata (BPH) operative Techniken gegenübergestellt, diskutiert [2] und bewertet. Die transurethrale Resektion der Prostata (TUR-P), welche Teil der HF-Chirurgie ist, stellt dabei den Goldstandard dar. Unterteilt werden kann die TUR-P in monopolare (M-TURP) und bipolare Verfahren (B-TURP). Hierbei basiert die Gewebetrennung auf hohen Stromdichten nahe der aktiven Elektrode, die die intra- und extrazelluläre Flüssigkeit des Gewebes schlagartig verdampfen lässt. Eine wichtige Rolle spielen dabei die Stromdichte- und Temperaturverteilung, die aus der Geometrie und der elektrischen Anordnung des chirurgischen Instruments sowie der zur Verfügung gestellten Leistung resultieren. Hierbei unterscheiden sich der Schneidmodus mit höheren Leistungen und einer Gasschicht um die aktive Elektrode vom Koagulationsmodus mit geringeren Leistungen ohne Gasschicht. Ein Nebeneffekt der hohen Stromdichten an der aktiven Elektrode im Schneidmodus sind erosionsbedingte Verschleißprozesse, die die technischen Eigenschaften der Schlinge beeinflussen. Ein möglicher Lösungsansatz ist in diesem Zusammenhang die Anwendung von Analysemethoden zur Untersuchung des Schlingenverschleißes an Resektions Elektroden vom Neuzustand bis zum Schlingenbruch. Die Zeit bis zum Schlingenbruch beschreibt dabei die theoretisch maximale Nutzungsdauer. Ursachen können neben den Erosionsprozessen auch fehlerhafte bzw. defekte Resektionselektroden sowie elektrisch leitfähige Fremdkörper im Kontakt mit der aktiven Elektrode sein. Die medizinische Relevanz wird durch die praktisch

maximal mögliche Nutzungsdauer der Resektionselektroden sowie durch Untersuchungen der Temperaturverteilung in Zusammenhang mit dem erosionsbedingten Schlingenverschleiß deutlich.

1.1 Motivation und Zielsetzung

Im Zeitraum von 2005 bis 2016 wurden in Deutschland pro Jahr insgesamt zwischen 65000 und 83000 Prostatabehandlungen stationär durchgeführt. Die Altersgruppe zwischen 65 und 75 Jahren ist mit 20 % bis 35 % am häufigsten vertreten. Zwischen 2007 und 2016 beträgt die Anzahl der transurethralen Prostataresektionen pro Jahr zwischen 42000 und 59000 [3–12] und bildet damit mit über 55 % den größten Anteil bei den chirurgischen Eingriffen. Diese Zahlen liefern keine Auskunft über die histologischen Diagnosen, die verwendeten chirurgischen Verfahren oder die während bzw. nach der Operation aufgetretenen Komplikationen.

Im Zusammenhang mit Komplikationen während der Operation stehen unter Umständen weitere Behandlungen, die zu einer Verlängerung der Operationsdauer führen können. Genannt werden zum Beispiel gebrochene Resektionselektroden, auf deren Ursache jedoch nicht eingegangen wird [13]. Neben den Ursachen der Brüche sind die Folgen der gebrochenen Resektionselektroden von Bedeutung. Zum Auffinden möglicher Elektrodenfragmente im Patienten werden händische, visuelle Verfahren sowie Röntgensysteme im Bereich der Blase und der Prostata eingesetzt. Des Weiteren steht der Leistungseintrag ins Gewebe mit der Geometrie der Resektionselektrode im Zusammenhang, wodurch auch die Temperaturverteilung im Gewebe von der Geometrie der Resektionselektroden abhängt. Geklärt werden muss, ob eine gebrochene Resektionselektrode Einfluss auf die Temperaturverteilung und damit Einfluss auf den Schneidprozess nimmt. Die in [13] aufgeführten Fälle stellen jeweils Einzelfälle dar, die aber natürlich zu der geringen Prozentzahl an Komplikationen bei dieser sehr erfolgreichen Operationsmethode beitragen. Die Ursache sowie die Folgen der Schlingenbrüche werden in der Literatur nicht berichtet, liefern aber eine medizinische Relevanz zur Untersuchung des Schlingenverschleißes, auch wenn

kein Zusammenhang zu einer repräsentativen Patientengruppe hergestellt wird. Es stellen sich folgende Fragen:

- Kann der Verschleiß an Resektionselektroden gemessen werden?
- In welchem Zusammenhang steht der Schlingenverschleiß mit dem chirurgischen Prozess unter Betrachtung der Temperaturverteilung im Gewebe?
- Gibt es Möglichkeiten während der Dauer einer Operation den Verschleiß der Schlinge und den Schlingenbruch vorherzusagen?
- Kann der Schlingenverschleiß als Ursache eines Schlingenbruchs während der Dauer einer Operation ausgeschlossen werden?

Aus diesen Fragen leitet sich das Ziel der Arbeit ab, um die noch bestehenden Wissenslücken zu schließen.

Der Ansatz zur Lösung der Aufgabenstellung basiert auf der Messung des Schlingenverschleißes und der Interpretation der Ergebnisse. Die Messergebnisse liefern dabei nur begrenzte Informationen über eine verschleißbedingte Änderung der Temperaturverteilung im Prostatagewebe. Auf den Messergebnissen aufbauende Simulationsmodelle zur Analyse der Potential- und Temperaturverteilung zeigen deren Abhängigkeit vom Schlingenverschleiß. Der Fokus der Arbeit bildet sich dabei aus der Betrachtung des Verschleißprozesses an der Resektionselektrode, der Verschleißmessung sowie der Simulationen der Potential- und Temperaturverteilung im Gewebe. Der Fokus der Arbeit ist in Abbildung 1 weiß dargestellt und befindet sich im Wesentlichen im technischen Bereich (grau). Weitere für die Arbeit relevante Themenbereiche sind die Anatomie der Prostata, medizinische Studien, Komplikationen während der Operation und die elektrischen und thermischen Eigenschaften des Gewebes. Diese Themen reichen bis in den medizinischen Bereich (blau).

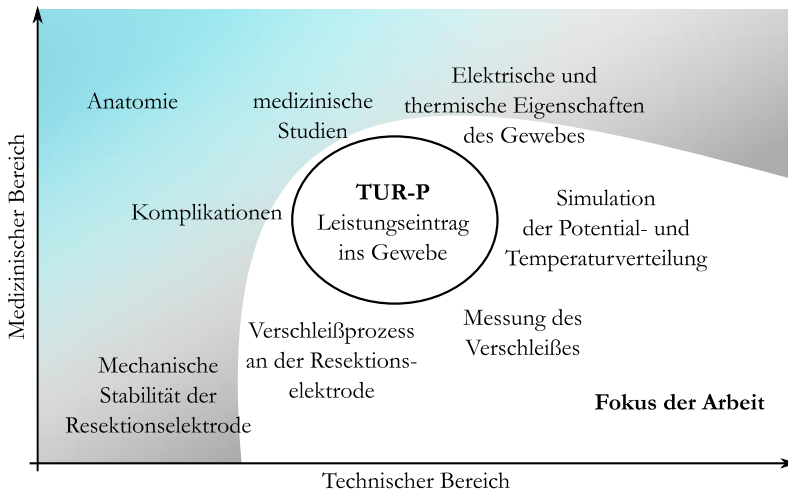


Abbildung 1: Zu berücksichtigende Themenbereiche, welche im Zusammenhang mit der Schlingenverschleißanalyse bei der TUR-P stehen. Die medizinischen Themen (blau unterlegt) gehen fließend in die technischen Themen (grau unterlegt) über. Der Fokus der Arbeit (weiß unterlegt) ist im technischen Bereich, schneidet die medizinischen Themen wie Komplikationen, Anatomie und den Bereich der medizinischen Studien an.

Die in Abbildung 1 aufgeführte mechanische Stabilität der Resektionsschlingen steht über die Geometrieänderung der Resektionselektrode im Zusammenhang mit dem Schlingenverschleiß. Untersuchungen dazu stehen nicht im Fokus dieser Arbeit. Sie beschränkt sich auf die elektrischen und thermischen Vorgänge. Die mechanische Stabilität stellt einem in sich geschlossenen Themenbereich dar, welcher gesondert untersucht werden kann.

Die Untersuchung des Schlingenverschleißes erfolgt an Geräten der B-TURP im Schneidmodus. Die zu untersuchenden Gewebereiche reduzieren sich auf die Prostata und der darin befindlichen Urethra, da während der Operation im Wesentlichen nur diese in unmittelbarer Nähe der aktiven Elektrode sind. Aus der Aufgabenstellung, die zum Erreichen der Zielsetzung führt und dem Fokus der Arbeit ergibt sich die im Abschnitt 1.2 dargestellte Struktur der Arbeit

1.2 Struktur der Arbeit

Im Folgenden wird die Struktur der Arbeit vorgestellt. Die Zielsetzung, den Schlingenverschleiß zu messen und aus den gewonnenen Erkenntnissen die Temperaturverteilung im Prostatagewebe zu berechnen, basiert auf der in der Motivation (Kapitel 1.1) vorgestellten medizinischen Relevanz und den offenen Fragen im Stand der Technik (Kapitel 2.6). In diesem Zusammenhang werden die Gerätetechnik zur Prostataresektion, die Anatomie der Prostata, die physikalischen Prozesse an der aktiven Elektrode während des Schneidprozesses sowie die Komplikationen während des Operationsprozesses betrachtet. Zusätzlich werden in der Literatur angewandte Analysemethoden zur chirurgischen Behandlung der BPH aus technischer Sicht vorgestellt.

Im Lösungsansatz in Kapitel 3 erfolgt die Auswahl der Methoden zur Analyse des Schlingenverschleißes. Die Methoden werden beurteilt, klassifiziert und mit Thesen verknüpft. Es folgt eine Beschreibung des für die Arbeit relevanten chirurgischen Systems und die Beschreibung der ausgewählten Methoden inklusive der Anforderungen an die Versuchsumgebungen.

Dem Lösungsansatz folgt die Darstellung der experimentellen Umsetzung anhand der Beschreibung der Versuchsumgebungen in Kapitel 4. Unterteilt werden diese auf Basis der Klassifizierung der Methoden. In Kapitel 5 werden die aus der experimentellen Umsetzung resultierenden Ergebnisse vorgestellt. Diese stellen die Grundlage für die Komplexitätsreduzierung der Simulationsmodelle dar (Kapitel 6).

Die Simulationsmodelle dienen zur Analyse der Ausbreitung der elektrischen Felder und der Temperaturverteilung bei der B-TURP. Die Ergebnisse aus der Simulation der elektrischen Felder (Kapitel 7.1) dienen zur Validierung der Ergebnisse aus den experimentellen Umsetzungen. Mit den Ergebnissen aus der Simulation der Temperaturverteilung in Kapitel 7.2 kann die Frage des Einflusses des Schlingenverschleißes auf die Gewebetemperatur geklärt werden.

Im Anschluss erfolgt in Kapitel 8 eine Diskussion über alle Ergebnisse und deren Zusammenhänge. Die Struktur der Arbeit ist in Form eines Ablaufdiagramms in Abbildung 2 dargestellt.

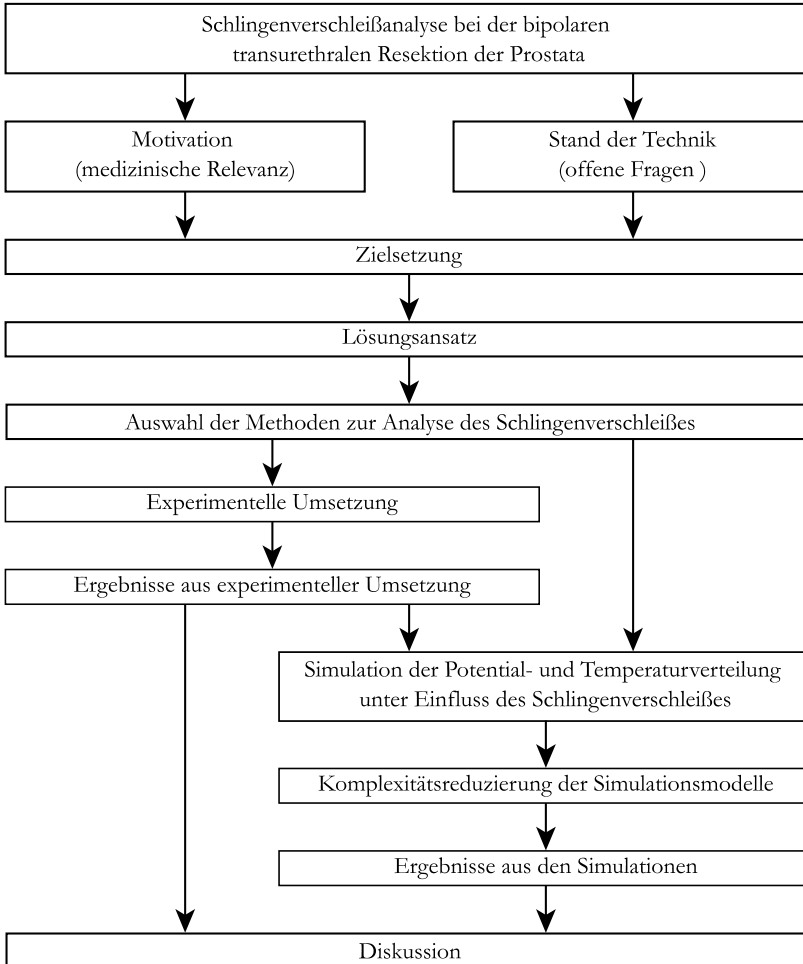


Abbildung 2: Ablaufdiagramm zur Darstellung der Struktur der Arbeit.

2 Grundlagen und Stand der Forschung

In diesem Kapitel folgt eine Zusammenfassung der Grundlagen für das Verständnis des Schlingenverschleißes. Sie wird in Verbindung mit dem Stand der Technik zur TUR-P aus technischer und medizinischer Sicht dargestellt. Folgende Themengebiete werden dafür betrachtet:

- Die Gerätetechnik mit der Beschreibung der monopolaren Resektionstechnik, der bipolaren Resektionstechnik, des Resektoskopes und der Elektrodenanordnung bipolarer Resektionselektroden.
- Die Anatomie der Prostata.
- Beschreibung der Wechselwirkungsmechanismen zwischen elektrischem Strom und Gewebe mit der Zellmanipulation, dem Plasma und der Gasblasenbildung an der Resektionselektrode.
- Komplikationen bei der TUR-P mit Fokus auf dem Schlingenverschleiß.
- Die in der Literatur angewandten Analysemethoden und deren Grundlagen.

Zusätzlich werden die offenen Fragen aus dem Stand der Technik herausgearbeitet.

2.1 Gerätetechnik

Das in Kapitel 1.1 definierte Ziel dieser Arbeit fokussiert die Untersuchung des Schlingenverschleißes an Geräten der B-TURP. Der Schlingenverschleiß wird in der Literatur auch im Zusammenhang mit der M-TURP genannt. Aus diesem Grund und zur vollständigen Betrachtung werden im folgenden Kapitel beide Verfahren vorgestellt.

Monopolare Prostataresektion

Die M-TURP ist Basis eines über die vielen Jahre verwendeten chirurgischen Verfahrens zur Behandlung der BPH. Monopolare Anwendungen zeichnen sich durch die räumliche Trennung der Aktivelektrode (AE), welche Teil des chirurgischen Instruments ist und der Neutralelektrode (NE), welche separat an den Extremitäten des Patienten angebracht werden, aus. Ein elektrochirurgischer Generator (ESU), welcher eine Wechselspannung ausgibt, wird mit beiden Elektroden verbunden. Der Patient ist durch die elektrische Leitfähigkeit des Gewebes und der Anordnung der Elektroden über große Gewebebereiche Teil des elektrischen Stromkreises. Zwischen Gewebe und dem Resektoskop befindet sich eine Schicht Gleitmittel. Im Zusammenhang mit der Stromdichteverteilung spielt die elektrische Leitfähigkeit des Gleitmittels und die Elektrodengröße eine wichtige Rolle [14]. Die Leitfähigkeit soll dabei Werte in gleicher Größenordnung wie die der Harnröhre annehmen. Um große Strom- bzw. Leistungsdichten an der Aktivelektrode zu erzielen, wird ihre Fläche gegenüber der Fläche der Neutralelektrode möglichst klein gehalten [15]. Die bei der M-TURP verwendete Spülflüssigkeit ist elektrisch nicht oder nur schwach leitfähig. Eine schematische Darstellung der M-TURP wird in Abbildung 3 gezeigt.

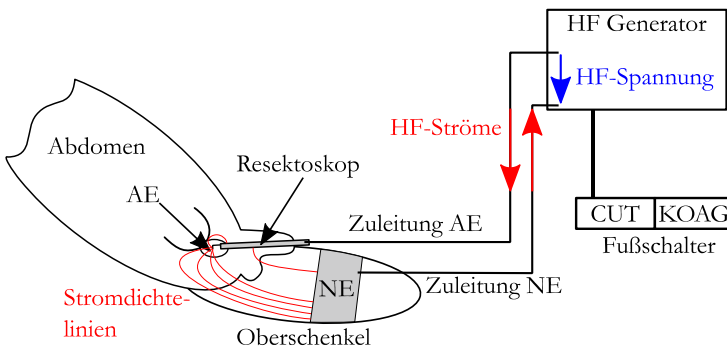


Abbildung 3: Prinzip der M-TURP mit Darstellung der ESU, der Anordnung von Aktivelektrode (AE) und Neutralelektrode (NE) sowie den daraus resultierenden Stromdichtelinien in Abdomen und Oberschenkel des Patienten [15].

Auf die Größe der Aktivelektrode wird in [16] eingegangen. Genannt werden Schlingen mit unterschiedlichen Schlingendrahtdurchmessern sowie damit verbunden möglichen Anwendungen

Bipolare Resektionstechnik

Aus gerätetechnischer Sicht ist ein wesentlicher Bestandteil der B-TURP die Resektionselektrode. Diese umfasst unter anderem die Aktivelektrode (AE) und die Gegenelektrode (GE) [15]. Der Patient ist durch diese Anordnung lokal sehr begrenzt Teil des elektrischen Stromkreises (Abbildung 4). Im Unterschied zur M-TURP finden eine elektrisch leitfähige Spülflüssigkeit (isotonische Kochsalzlösung) und elektrisch leitfähiges Gleitgel Anwendung. Dessen Einfluss auf den Operationsprozess wurde in [17] untersucht.

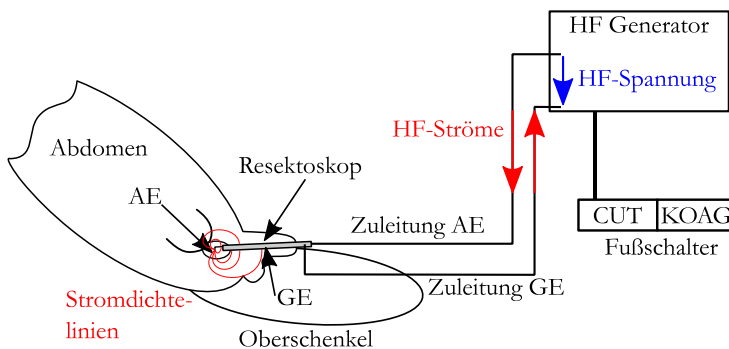


Abbildung 4: Prinzip der B-TURP mit Darstellung der ESU, der Anordnung von Aktivelektrode (AE) und Gegenelektrode (GE) sowie den daraus resultierenden Stromdichtelinien in Abdomen des Patienten [15].

Das Resektoskop aus Abbildung 4 ist detailliert in Abbildung 5 dargestellt. Es setzt sich aus einem konzentrischen Schaftsystem mit Innenschaft D und Außenschaft E zusammen und ermöglicht so die Spülung des Operationsgebietes. Innen- und Außenschaft werden mit dem Arbeitselement A und der Optik B verbunden, beide befinden sich im inneren des Innenschaftes. Der Gewebeschnitt erfolgt in der Regel vom ausgefahrenen zum eingefahrenen Zustand der

Resektionselektrode. So ist durch den nichtleitenden Teil D.1 am distalen Ende des Innenschaftes D das vollständige Trennen des Geweberestes vom restlichen Gewebe gewährleistet.

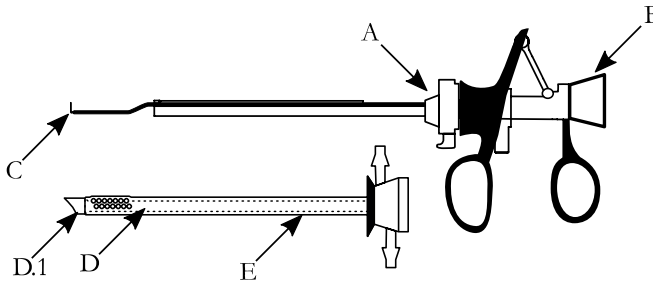


Abbildung 5: Schematische Darstellung des Resektoskops und seine Komponenten A: Arbeitselement; B: Optik; C: Resektionselektrode; D: Innenschaft; D.1: nichtleitender Abschnitt des Innenschafts; E: Außenschaft, umhüllt den Innenschaft.

Die Resektionselektrode C wird am Arbeitselement befestigt und beinhaltet das Schneidinstrument, die Aktivelektrode (C.1) und die Gegenelektrode (C.2). In Abbildung 6 sind fünf Anordnungen der Elektroden dargestellt, welche sich herstellerspezifisch unterscheiden. Ein gemeinsames herstellerunabhängiges Merkmal ist, dass die Aktivelektrode über zwei Stege gehalten wird. In Anordnung 1 dienen die Stege gleichzeitig als Gegenelektrode. Anordnung 2 nutzt wie Anordnung 1 die Stege als Gegenelektrode, zusätzlich aber auch den Schaft des Resektoskopes (E). Die Anordnungen 3 bis 5 besitzen als Gegenelektrode eine zusätzliche Komponente, welche wie die Aktivelektrode von den Stegen gehalten wird. Die Geometrie der Gegenelektrode kann dabei verschiedene Formen sowie Positionen bzgl. der Aktivelektrode annehmen. So kann die Gegenelektrode als zweite Schlinge in gleicher Orientierung (Anordnung 3) oder gegenüberliegender Orientierung (Anordnung 4) angebracht werden [18]. Anordnung 5 zeichnet sich dadurch aus, dass die Zuleitungen der Neutralelektrode nicht wie in Anordnung 1 und 2 koaxial zu den Zuleitungen der Aktivelektrode verlaufen, sondern parallel. Die Gegenelektrode selbst befindet sich ähnlich wie bei Anordnung 1 an den Stegen der Aktivelektrode. Zu Anordnung 4 und Anordnung 5, mit einer von der Schlinge abweichenden Geometrie, sind derzeit

keine technisch-wissenschaftlichen Veröffentlichungen bekannt, die Anordnungen sollen jedoch der Vollständigkeit halber aufgeführt werden [19, 20]. Neben Aktivelektroden mit rundem Schneidprofil werden in [21] Elektroden mit eckigem Schneidprofil vorgestellt. Auch hierzu sind keine technisch-wissenschaftlichen Veröffentlichungen bekannt.

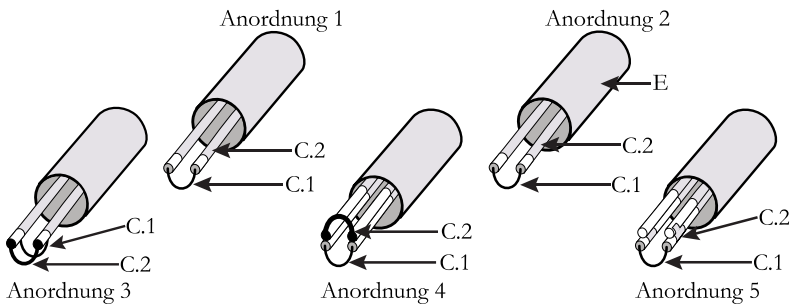


Abbildung 6: Schematische Darstellung der Elektrodenanordnungen 1 bis 5 mit der Aktivelektrode C.1 und unterschiedlichen Gegenelektroden C.2 und E.

Für die in Abbildung 6 gezeigten Anordnungen der Gegenelektrode sind aus der Literatur keine geometrischen Abmessungen bekannt. Auch auf einen möglichen Verschleiß der Gegenelektroden wird nicht eingegangen. Zur Untersuchung des Schlingenverschleißes werden im Rahmen dieser Arbeit Resektionselektroden mit den Anordnungen 1 und 2 verwendet.

2.2 Anatomie der Prostata

Die Prostata besteht im Wesentlichen aus vier Gewebearten: Epithelgewebe, Bindegewebe, Muskelgewebe und Nervengewebe [22]. Das Epithelgewebe, speziell das Übergangsepithel und das mehrschichtige Zylinderepithel, bilden die Urethra, welche die Prostata durchzieht. Umgeben ist die Urethra, je nach Bereich, von Drüsengewebe oder von Drüsen- und Muskelgewebe [23, 24]. Umgeschlossen wird die Prostata von einer bindegewebsartigen Kapsel, an der Nerven- und Muskelgewebe anschließen [24]. Die gesunde Prostata ist hierbei kastanienförmig ausgeprägt, ca. 30 mm lang, 40 mm breit und 20 mm dick.

Die zonale Aufteilung der Prostata nach McNeal [25] entspricht dem aktuellen medizinischen Stand und gilt als Standard¹. Bei der Benennung der vier grundlegenden Bereiche gibt es in der sich auf McNeal berufenden Literatur jedoch leichte Unterschiede, wobei die Übergangzone zum Teil als eigene Zone und teils als kleiner Gewebebereich beschrieben wird, der die Urethra umgibt. Diese unterschiedlichen Benennungen der Bereiche haben allerdings keinen Einfluss auf die zonale Aufteilung der Prostata, sodass in dieser Arbeit auf die Benennung der Übergangzone als eigene Zone zurückgegriffen wird. Die Anatomie der Prostata wird in Abbildung 7 dargestellt.

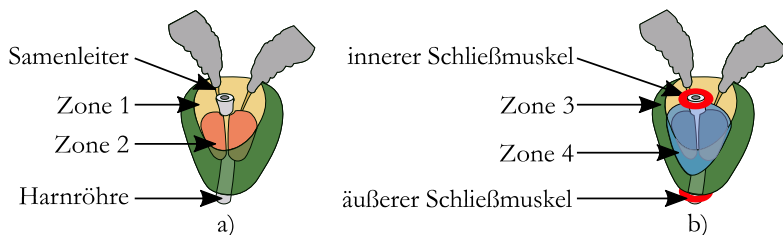


Abbildung 7: Anatomie der Prostata mit Unterteilung in vier Zonen [24], bearbeitet. In a) ist zur besseren Darstellung Zone 4 nicht dargestellt.

Die Urethra ist im Wesentlichen direkt von der zentralen Zone (Zone 1) und der Übergangzone (Zone 2) umgeben. Die Samenleiter durchziehen ebenfalls die zentrale Zone und münden in der Urethra. Die periphere Zone (Zone 3) sowie das anteriore fibromuskuläres Stroma (Zone 4) schließen die Prostata nach außen zur Bindegewebskapsel ab. Aus Sicht der Urethra schließt die Prostata zusätzlich am inneren und äußeren Schließmuskel an.

Spricht man von einer Vergrößerung der Prostata, oder von einer Verengung des Harnweges, so muss auf die richtige Terminologie geachtet werden, da in der Literatur die Begriffe unterschiedlich verwendet werden. Diese Vergrößerungen sind unter anderem nach [28–30] als Symptome des unteren Harntraktes (lower urinary tract symptoms: LUTS) zu bezeichnen. Des Weiteren wird in [30]

¹ In [26] wird der Zusammenhang der anatomischen Unterteilung nach McNeal von 1981 und der Beschreibung nach Lowsley von 1912 [27] dargestellt.

darauf hingewiesen, dass in einigen Teilen des angloamerikanischen Raums Symptome des unteren Harntraktes resultierend aus einer benignen Prostatahyperplasie (BPH) als „LUTS suggestive of BPH“ bezeichnet werden. Im deutschsprachigem Raum hat sich die Bezeichnung benignes Prostatasyndrom (BPS) durchgesetzt. Die BPH stellt in diesem Zusammenhang nur eine histologische Diagnose dar und ist damit eine Diagnose des LUTS. Die BPH zeichnet sich durch eine Wucherung einer Gewebsart aus, dabei wird das Verhältnis zwischen Bindegewebs- und Muskelanteil zum Drüsengewebsanteil verändert. Häufig sind die Übergangszone und die zentrale Zone von dieser Vergrößerung betroffen [24]. Die BPH hat meist als Folge, dass es zu keiner vollständigen Leerung der Harnblase kommt, da die Urethra durch die Gewebewucherung eingeschnürt wird. Als chirurgisches Verfahren wird hier häufig die Transurethrale Resektion der Prostata (TUR-P) angewandt.

2.3 Komplikationen bei der transurethralen Resektion

Wie bei jedem chirurgischen Eingriff besteht auch bei der chirurgischen Behandlung der Prostata die Möglichkeit von Komplikationen. Diese können in Spätkomplikationen, postoperative und intraoperative Komplikationen unterteilt werden. Zur vollständigen Betrachtung wird im Folgenden auf Komplikationen im Bereich der Blase, der Prostata und der Urethra eingegangen. Diese werden in den vorliegenden Veröffentlichungen häufig zusammen betrachtet. Zur Aufgabe dieser Arbeit gehört zudem herauszufinden, inwieweit der Schlingenverschleiß als Einflussparameter des Operationsprozesses genannt wird.

In [15, 31] werden verschiedene Komplikationsformen sowie Maßnahmen zu deren Vermeidung genannt und in [32] zusammengefasst. Wesentliche Ursachen für Komplikationen sind:

- Falsche Positionierung des Resektoskopes bezüglich des zu resezierenden Gewebebereichs.
- Weitläufiger Gewebeabtrag und damit verbunden ein Durchbrechen der Prostatakapsel.

- Beschädigung der Prostatakapsel durch falsches Einführen des Resektoskopes.
- TUR Syndrom (Einschwämmen von Spülflüssigkeit)

Ein Zusammenhang zwischen dem Einfluss des Schlingenverschleißes und den Komplikationen kann [15] und [31] nicht entnommen werden.

Eine häufig zu findende Herangehensweise zur Untersuchung der Komplikationen ist der Vergleich der Anwendung verschiedener chirurgischer Verfahren zur Behandlung der Prostatavergrößerung. Zu nennen sind hierfür beispielsweise die Quellen [33–36]. Auf den Schlingenverschleiß wird in den hier vorliegenden Arbeiten nicht eingegangen.

Der erosionsbedingte Schlingenverschleiß soll im Rahmen dieser Arbeit als langsam voranschreitender Prozess verstanden werden. Dieser endet nach fortschreitender Durchmesserreduktion durch Verschleiß mit einem Schlingenbruch. Schlingenbrüche werden in der Literatur auch in Zusammenhang mit festen Strukturen bzw. Fremdkörpern im Gewebe gebracht. In [37] werden radioaktive Fremdkörper der Brachytherapie zur Behandlung von Prostatakarzinomen genannt, die zu Kurzschlüssen an der Resektionselektrode und damit zum Schlingenbruch führen können. In [38] sind als Ursache für Schlingenbrüche Prostatasteine aufgeführt. Hier ist unklar, inwieweit der erosionsbedingte Schlingenverschleiß zum frühzeitigen Schlingenbruch beiträgt. Zusätzlich erfolgt in [13] eine Auflistung von Schlingenbrüchen während der bipolaren Resektionen. Verfahren zum Auffinden der Schlingenfragmente reichen dabei von visuellen, händischen Verfahren bis zur Verwendung von Röntgensystemen. Die Ursachen der Schlingenbrüche werden nicht dargestellt.

2.4 Wechselwirkungsmechanismen zwischen Stromfluss, Resektionselektrode und Gewebe

Ziel der Betrachtung der Wechselwirkungen zwischen Stromfluss, Resektionselektrode und Gewebe² ist es, ein technisches Verständnis des Resektionsprozesses bei der TUR zu erlangen. Dargestellt werden sollen Vorgänge, die im Zusammenhang mit dem Schlingenverschleiß stehen. Dabei soll auf die folgenden Themengebiete eingegangen werden:

- Einfluss von Stromdichte und Frequenz des Stromes auf das Gewebe und die Spülflüssigkeit.
- Analyse des Siedeprozesses als Ursache zur Bildung der Gasschicht um die Aktivelektrode.
- Analysen von Plasmaaktivitäten in flüssigen und gasförmigen Medien.
- Einfluss des Gewebes auf den Schlingenverschleiß.

Abschließend wird auch auf den Stand der Forschung der jeweiligen Themengebiete eingegangen. Wird Gewebe einem elektrischen Strom ausgesetzt, hängen die Auswirkungen sowohl von der Stromdichte als auch von der Frequenz des Stroms ab. Beide Parameter ermöglichen verschiedene therapeutische Anwendungen, welche je nach Größe von der reinen Nervenstimulation bis zur Geweberesektion reichen [1, 39]. Der für die Geweberesektion relevante Frequenzbereich ist der, bei dem keine Nervenstimulationen mehr auftreten. Dieser beginnt bei etwa 100 kHz .

Nach dem ersten jouleschen Gesetz wird durch den in einem elektrisch leitfähigen Medium fließender Strom elektrische Energie in thermische Energie umgewandelt. (Formel $(2-1)$).

² Die bei der B-TURP verwendete Spülflüssigkeit ist ebenso wie das Gewebe elektrisch leitfähig. Somit gelten die Wechselwirkungsmechanismen auch für die Spülflüssigkeit.

$$\Delta\vartheta = \frac{1}{\sigma \rho c} j^2 t_A \quad (2-1)$$

Der Zusammenhang zwischen der lokalen Stromdichte $\vec{j}$ und der Temperaturänderung $\Delta\vartheta$ erfolgt über die elektrische Leitfähigkeit σ , der Dichte ρ und der spezifischen Wärmekapazität c des Mediums. Zusätzlich hängt die lokale Temperaturänderung $\Delta\vartheta$ von der Aktivitätsdauer t_A der eingebrachten lokalen Stromdichte ab. Wird Formel (2-1) auf die Wechselwirkungsmechanismen bei der B-TURP angewandt, stellt die Formel eine Vereinfachung dar. Vernachlässigt werden weitere Energiequellen oder Energiesenken wie zum Beispiel die Blutperfusion oder die metabolische Wärme [40].

Der Einfluss der Stromdichte äußert sich bei gewebemanipulierenden Anwendungen wie dem Koagulieren oder dem Vaporisieren bzw. Schneiden. Koagulation und Vaporisation beruhen auf dem Prinzip des Energieeintrags ins Gewebe, bei dem die intrazellulären und extrazellulären Bestandteile des Gewebeverbundes beschädigt werden. Bei der Koagulation ist die eingebrachte Energie pro Zeiteinheit am zu manipulierenden Gewebebereich gerade so groß, dass die intra- und extrazelluläre Flüssigkeit nur langsam verdampft und das Gewebe so austrocknet (Abbildung 8 b)). In diesem Fall ist der Gewebeverbund noch erhalten. Sein Zustand ist jedoch gelartig, sodass Blutungen gestillt werden können [1]. Die Stromdichten sind geringer als beim Vaporisieren bzw. Schneiden. Der schneidende Effekt tritt mit steigendem Energieeintrag pro Zeiteinheit, also höhere Stromdichten bei gleicher Aktivitätsdauer, ein. Es steigt der Dampfdruck innerhalb der Zelle, da der Diffusionsprozess nicht schnell genug stattfinden kann. Die Zellmembranen zerplatzen und der Gewebeverbund wird zerstört [1]. Eine Darstellung des Einflusses der Stromdichte auf die Gewebezellen ist in Abbildung 8 zu sehen.

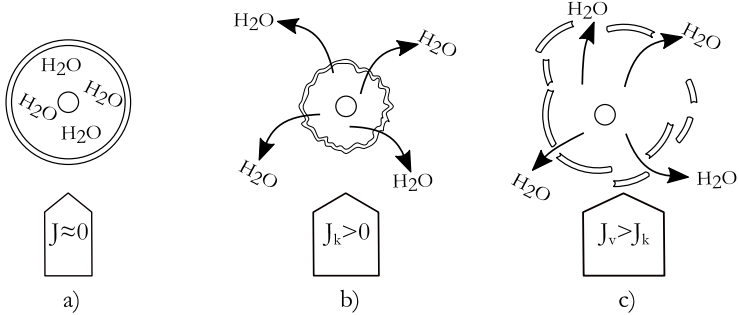


Abbildung 8: Schematische Darstellung der Wechselwirkung zwischen Zellen im Gewebe und einer externen Stromdichte: a) kleine Stromdichte für Nervenstimulation jedoch ohne Manipulation des Gewebeverbundes [1], b) Stromdichten J_k als Ursache von Gewebekoagulation und c) Stromdichten J_v als Ursache von Gewebevaporisation mit schneidender Wirkung.

Im Zusammenhang mit der Stromdichte J_v zum Schneiden des Gewebes steht auch der Siedeprozess im operationsnahen Gebiet [15]. Dieser tritt bei der Flüssigkeit im Gewebe und der Spülflüssigkeit auf. Der Siedeprozess ist Ursache für eine Gasschichtbildung um die Aktivelektrode (Abbildung 9).

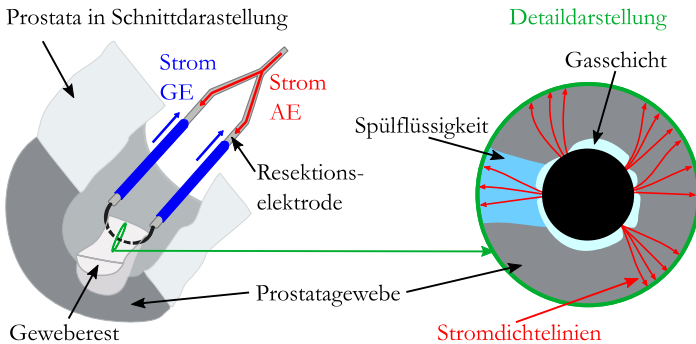


Abbildung 9: Prostata in Schnittdarstellung mit: Resektionselektrode, Strom durch die Aktivelektrode (AE), Strom durch die Gegelektrode (GE), Prostatagewebe und zu resezierender Geweberest; Detaildarstellung der Wechselwirkung zwischen AE und Gewebe bzw. Spülflüssigkeit im Schneidmodus mit: Gewebe, Spülflüssigkeit, Stromdichtelinien und daraus resultierender Plasmagasschicht; Die Stromdichtelinien setzen sich aus den Strömen der Entladungsvorgänge und der Ausbreitung des elektrischen Feldes zusammen; Abbildung nach [15], bearbeitet.

Im Folgenden soll der Siedeprozess genauer betrachtet werden. Eine allgemeine Beschreibung der Gasblasenbildung ist in [41–44] zu finden. Es wird in allen vier Veröffentlichungen zwischen Konvektionssieden, Blasensieden und Filmsieden unterschieden. Eine Darstellung erfolgt in Abbildung 10 am Beispiel der Elektrodenoberfläche mit angrenzender Spülflüssigkeit und Stromdichtelinien.

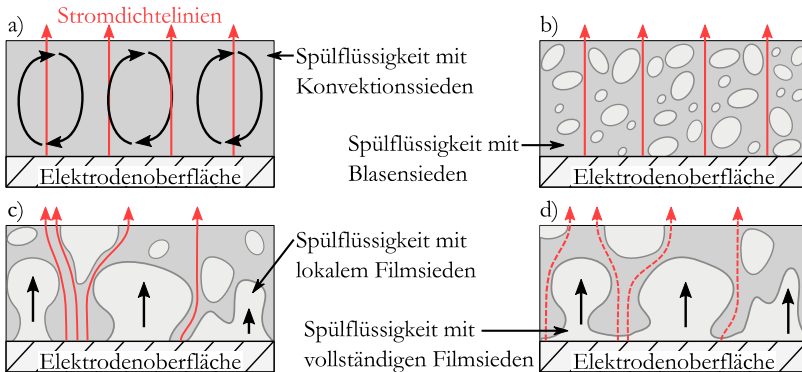


Abbildung 10: a) Konvektionssieden beim Koagulieren und Schneiden; b) und c) Blasen- und lokales Filmsieden als Teil des Schneidprozesses bei der TURP in Verbindung mit Konvektionssieden; d) vollständiges Filmsieden tritt beim Koagulieren und Schneiden auf; Abbildung nach [45], bearbeitet.

Das Entstehen des jeweiligen Siedeprozesses hängt mit der in die Flüssigkeit eingebrachten Leistung, dem Umgebungsdruck sowie den elektrischen und thermischen Eigenschaften der Flüssigkeit zusammen. Die erste Art des Siedens ist das Konvektionssieden (Abbildung 10 a)). Hierbei entstehen keine Gasblasen und der elektrische Strom fließt nahezu ungehindert zwischen der Aktiv- und Gegenelektrode (rote Stromdichtelinien). Steigt die zugeführte Energie pro Zeiteinheit, geht das Konvektionssieden in Blasensieden über (Abbildung 10 b)). Die aufsteigenden Blasen weisen eine geringere elektrische Leitfähigkeit auf als die Spülflüssigkeit. Der elektrische Strom fließt dabei an den Gasblasen vorbei. Mit weiter steigender zugeführter Energie pro Zeiteinheit wird das lokale Filmsieden erreicht (Abbildung 10 c)). Die Elektrodenoberfläche hat über größere Flächen, aber lokal begrenzt, Kontakt mit der Spülflüssigkeit. Dadurch sind die

Bereiche höherer elektrischer Leitfähigkeit kleiner. Die lokalen Stromdichten auf der Elektrodenoberfläche steigen. Dieser Sachverhalt führt dazu, dass auch in diesen Bereichen Gasblasen entstehen und das vollständige Filmsieden erreicht wird (Abbildung 10 d)). Hierbei ist die gesamte Elektrodenoberfläche mit einer Gasschicht bedeckt. In diesem Fall muss der elektrische Strom die Gasschicht durchdringen und fließt somit durch den Bereich von geringerer elektrischer Leitfähigkeit. Die Gesamtstromdichte sinkt (gestrichelte Stromdichtelinie) [46]. Zusätzlich entstehen bei der TURP bei diesem Vorgang Entladungsvorgänge [15] und [1]. Die hierbei entstehenden Stromdichten sind ebenfalls Ursache der Siedeprozesse.

Im Rahmen der B-TURP stellt die Aktivelektrode und ihre Elektrodenoberfläche aufgrund des elektrothermischen Übergangs selbst keine Wärmequelle dar, sie ist jedoch die Ursache dieser. Die Wärmequelle entsteht aus der Gasschicht und den elektrischen Entladungsvorgängen. Hierbei ist die in der Gasschicht enthaltene thermische Energie ein Teil der Wärmequelle. Der andere Teil ergibt sich aus der elektrischen Energie der Entladungsvorgänge, die im Gewebe und in der Spülflüssigkeit in thermische Energie umgewandelt wird.

Die abschließende Betrachtung dieses Teilkapitels stellt den Stand der Forschung zu den Wechselwirkungsmechanismen dar. Im Zusammenhang mit dem Siedeprozess wurde in [42] der Einfluss der Oberflächenbeschaffenheit der Wärmequelle auf die Gasblasenbildung untersucht. Es wird gezeigt, dass raue Oberflächen mit Vertiefungen von etwa $3\text{ }\mu\text{m}$ die Keimbildung und damit die Blasenbildung begünstigen. Die Ergebnisse aus [41] zeigen, dass die Blasenbildung an künstlich generierten Keimstellen ein zeitlich fortlaufender Prozess ist und sich Größe und Form der Blasen mit der Zeit ändern. Mit der aus den Erosionsvorgängen verbunden Oberflächenänderungen an der Aktivelektrode [47] ist eine Veränderung der Stromdichteverteilung verbunden. Mit einer Veränderung der Stromdichteverteilung ist eine Veränderung der Gasblasenbildung nicht auszuschließen. Im Zusammenhang mit der Oberflächenänderung steht das Zerplatzen der Gasblasen nahe der Elektrodenoberfläche. In [48] werden Mechanismen der Kavitationserosion untersucht. Teil der Veröffentlichung sind

Bilder von metallischen Oberflächen, welche der Kavitationserosion ausgesetzt wurden. Die Erzeugung der Blasen erfolgte anhand eines Nd:YAG-Lasers mit einer Energie von bis zu **740 mJ** bei **8 ns**. Als Ergebnisse sind näherungsweise runde Strukturen auf der Probenoberfläche zu erkennen, deren Tiefe kleiner **10 μm** sind. Die Verwendung unterschiedlicher Probenmaterialien zeigt, dass die Tiefe der Strukturen mit zunehmender Härte der Probe abnimmt.

In Verbindung mit dem Siedeprozess steht die Temperatur nahe der Aktivelektrode. Im Rahmen der B-TURP kann die Gasschicht als Wärmequelle verstanden werden. Von Bedeutung sind die thermischen Wechselwirkungen mit der Elektrodenoberfläche und mit dem Gewebe bzw. der flüssigen Phase der Spülflüssigkeit. Die thermischen Vorgänge an Elektroden während elektrischer Entladungsvorgänge wurden bereits in [49, 50] untersucht. Als Resultat zeigen beide Veröffentlichungen eine steigende Elektrodentemperatur mit zunehmender Entladungsdauer. Relevant ist aus medizinischer Sicht jedoch der Temperatureintrag ins Prostatagewebe. In [51] wird eine Temperatur von kleiner **75 °C** bei der Schlingen-Gewebewechselwirkung bei der transurethralen Resektion genannt. Die in [52] durchgeführten Simulationen zur Bildung von Gasschichten weisen Werte von **100 °C** auf. Dies entspricht auch dem in [53] genannten Wert zur Bildung von Gasschichten in Gewebe. Nicht eindeutig ist die Definition der Temperatur zur Entstehung von Karbonisierungseffekten. In [52] wird der Temperaturbereich von größer **100 °C** genannt. In [54] werden hierfür Werte größer **150 °C** angeführt.

Neben dem Siedeprozess und den auftretenden Temperaturen gilt es die Entladungsvorgänge zu betrachten. Mit Erreichen einer genügend hohen Spannung wird in [15] und [1] im Rahmen der TURP von Funkenbildung bzw. Entladung gesprochen, welche Aufgrund der Ionisierung der Gasschicht stattfinden. Im Allgemeinen kann dies als Plasma verstanden werden [55]. In vielen Bereichen, so auch bei der TURP, bilden sich beim im Plasma auftretenden Entladungsprozess elektrisch gut leitende Plasmakanäle aus, welche unter anderem in [56, 57] untersucht wurden. Beide Veröffentlichungen beschäftigen sich mit der Widerstandsänderung bei Plasmen unter Atmosphärendruck mit Luft als Medium. Als Ergebnis ist festzuhalten, dass sich der Widerstand des Mediums durch die

Plasmaaktivität im Medium verringert. Das Verhalten von Plasmen in Wasser wird in [58–61] behandelt. Der Anwendungsbereich ist hier unter anderem die Wasseraufbereitung. In [58] und [61] werden die Plasmavorgänge visualisiert, wobei in [61] für die Aufnahmen als Medium Öl verwendet wurde. Deutlich zu erkennen sind die Plasmakanäle in den Flüssigkeiten. An diesen Stellen werden keine Aussagen über Widerstandsänderungen getroffen, jedoch Bereiche unterschiedlichen Drucks dargestellt.

In [62] und [46] werden Plasmavorgänge in isotonischer Kochsalzlösung untersucht. Verwendet wurde eine Aktivelektrode aus Platin-Iridium mit geringem Abstand zur Gegenelektrode bei einer Anregefrequenz von **100 kHz**. Neben der Auswertung der elektrischen Spannung und des Stroms wurde mit einem optischen Spektrometer der Wellenlängenbereich von **200 nm** bis **850 nm** untersucht. Als Ergebnisse wurden Zusammenhänge zwischen der Plasmaaktivität, einer Widerstandserhöhung [46] und der Emissionslinie des Natriumions festgestellt [62].

Die mit dem Plasma verbundene Funkenbildung ist auch an der Erosion der Elektrodenmaterialien beteiligt. Im Zusammenhang mit der transurethralen Resektion wird der Materialabtrag an den Elektroden in [17, 63] genannt. Dieser Prozess wird am Beispiel von Zündkerzen in [64] untersucht. Die Ergebnisse basieren auf experimentellen Untersuchungen sowie auf FEM Simulationen. In Kapitel 2.4 in [64] werden die Grundlagen der Erosionsmechanismen im Zusammenhang mit elektrischer Entladung zusammengefasst. Es werden Theorien vorgestellt, mit denen die Erosionsprozesse erklärt werden sollen. Genannt werden hier Partikelwurf, Verdampfung, Oxidation, Schmelzprozesse und Sputtern. Der Fokus der Arbeit liegt dabei auf der Analyse der Kraterbildung auf mikroskopischer Ebene. Festgestellt wurden Kratergrößen im Bereich von sub- μm bis einige **10 μm** . Für die numerischen Analysen zur Kraterbildung werden in der Veröffentlichung Kugelschnitte genutzt, die die Volumenänderungen, resultierend aus dem Schmelzprozess, beschreiben.

Der letzte in dieser Arbeit zu berücksichtigende Aspekt ist der Einfluss des Gewebes auf den Schlingenverschleiß. Bei der bipolaren transurethralen Resektion der Prostata ist das Gewebe Teil des Stromkreises des chirurgischen Systems.

Gleiches gilt für die isotonische Kochsalzlösung, welche als Spülflüssigkeit verwendet wird. Hierbei ist zu beachten, dass die elektrischen Eigenschaften des Gewebes die Amplitude des elektrischen Stromes anders beeinflussen als die der isotonischen Kochsalzlösung. In [65] wird gezeigt, dass die Resektionselektroden unter Anwesenheit biologischen Gewebes langsamer verschleifen als in freier isotonischer Kochsalzlösung. Im Fokus der Veröffentlichung standen die Untersuchung unterschiedlicher Elektrodenmaterialien und deren Verschleißigenschaften unter Beteiligung eines Plasmas.

Auch wenn die in diesem Kapitel vorgestellte Literatur nur stellenweise einen direkten Zusammenhang zur transurethralen Resektion hat, werden die in [15] angesprochenen Phänomene in der jeweiligen Fachdisziplin tiefgründig untersucht. Eine weiterführende Analyse dieser Phänomene soll in dieser Arbeit nicht erfolgen. Sie werden aufgrund der Literatur als gegeben hingenommen und liefern so ein gutes Grundverständnis für die möglichen Prozesse, die am Schlingenverschleiß beteiligt sind.

2.5 In der Literatur angewandte Analysen zum Schlingenverschleiß

Zur Untersuchung des Schlingenverschleißes und dessen Auswirkung auf die Temperaturverteilung im Gewebe folgt eine Zusammenfassung bereits durchgeführter technischer Studien zur TUR. Die Auswahl beschränkt sich auf Arbeiten, die im Bezug zum Schlingenverschleiß und/oder der Temperaturverteilung im Gewebe stehen.

Ziel der Arbeit in [14] ist die Untersuchung und Bewertung der Stromdichte im Patienten bei der M-TURP unter Anwendung verschiedener Resektoskopsysteme. Die Bestimmung der Stromdichte erfolgt an Phantomen, die die geometrische Form des unteren Abdomens eines Patienten und die damit verbundenen elektrischen Leitfähigkeiten berücksichtigen. Das Phantom stellt dabei einen elektrolytischen Trog dar, der in ähnlicher Form zur Untersuchung von Feldausbreitungen bereits in [66–68] verwendet wurde. In [14] werden zusätzlich Einflüsse der elektrischen Leitfähigkeit des verwendeten Gleitmittels und der

Spülflüssigkeit sowie der Abnutzungsgrad der Resektionsschlinge und der Oberflächenwiderstand der Neutralelektrode berücksichtigt. Beim Abnutzungsgrad der Resektionsschlinge wird vom Materialabtrag beim Schneiden gesprochen, der zu elektrischen Kurzschlüssen mit dem Resektoskopschaft und auch zu Schlingenbrüchen führen kann. Der Schlingenbruch steht im Zusammenhang mit einem überschreiten der normalen Betriebsdauer³ der Schlinge. Eine Messung der Gewebetemperatur der Prostata erfolgt nicht. Es wird auf den quadratischen Zusammenhang zwischen der lokalen Temperaturänderung und der lokalen Stromdichte hingewiesen, vgl. Formel (2-7). Die in [69] vorgestellte Arbeit ist die Fortsetzung der Arbeit aus [14] mit dem Ziel, zusätzlich zur Stromdichte auch die Temperaturverteilung experimentell zu bestimmen. Basis hierfür ist ein Phantom zur Messung der Stromdichteverteilung. Die Visualisierung der Temperaturverteilung erfolgt unter Verwendung von wärmeempfindlichen Flüssigkristallen im Phantom. Eine vollständige Untersuchung der Stromdichte- und Temperaturverteilung beinhaltet bei der M-TURP den Bereich der Neutralelektrode. Dieses Thema wurde in [70] für die Elektrochirurgie im Allgemeinen betrachtet. Aufgrund der Elektrodenanordnung hat für die B-TURP keine Relevanz. Offen bleibt aus [14] und [69] eine experimentelle Ermittlung des Schlingenverschleißes und dessen Einfluss auf die Temperaturverteilung im Gewebe. Des Weiteren war ungeklärt, wie ein Versuchsaufbau mit einem elektrolytischen Trog für die B-TURP aufgebaut werden kann. Diese Wissenslücke wurde unter anderem in [17, 32, 71] geschlossen.

Ziel der Analyse in [17] ist die Bewertung des Einflusses des Gleitmittels bei der TUR auf die Stromdichteverteilung unter Verwendung bipolarer Geräte. Berücksichtigt wurden dabei die Operationsdauer und die damit verbundenen mechanischen Belastungen an der Harnröhre. Ein Vergleich mit Stromdichteverteilungen unter Verwendung monopolarer Gerätetechnik findet statt. Eine Kernaussage der Arbeit ist, dass das Gleitmittel eine gleichbleibende

³ In [14] wird die Formulierung normale Betriebsdauer gewählt ohne diese weiter zu erläutern.

Schichtdicke zwischen Resektoskopschaft und Urethra ausweisen muss, um lokal hohe Stromdichten nahe dem Schaft zu vermeiden. Des Weiteren spielt die elektrische Leitfähigkeit des Gleitmittels in Verbindung mit der gewählten Gerätetechnik eine wichtige Rolle. Auch auf eine Reduzierung der Operationsdauer auf unter **60 min** wird hingewiesen. Werden diese Aspekte berücksichtigt, lassen sich mechanische und elektrothermische Schäden am Gewebe vermeiden [17]. Auf die Folgen des Schlingenverschleißes wird eingegangen. Genannt werden hier Kurzschlüsse mit dem Resektoskopschaft und Schlingenbrüche. Offen bleibt eine Gegenüberstellung der Einflüsse des Gleitmittels und des Schlingenverschleißes auf die Stromdichteverteilung bzw. thermischen Schädigungen im Gewebe.

In [32] wurde eine Methodik zur Analyse der elektrischen Feldverteilung und thermischer Vorgänge bei bipolaren Resektoskopen vorgestellt. Die 2014 relevante Fragestellung lautete sinngemäß: Sind elektrothermische Verletzungen bei der Verwendung moderner bipolarer Resektoskope eine Ursache für Harnwegsstrikturen? Diese Fragestellung resultiert daraus, dass nach [32] in diesem Zusammenhang bis zu diesem Zeitpunkt weder die Verlustleistungsdichteverteilung noch der daraus resultierende thermische Effekt in Gewebebereichen nahe des Schaftes ausreichend untersucht wurden und so eine medizinisch-technische Bewertung nicht möglich war.

Zur Beantwortung dieser Fragestellung liegt der Fokus von [32] auf der Untersuchung der Vorgänge im Bereich des Schaftes des Resektoskopes ohne den Bereich der Aktivelektrode genauer zu betrachten. Hierfür wurde die im Kapitel 2.1 vorgestellte Anordnung 2, bei der sowohl die Stege der Aktivelektrode als auch der Schaft des Resektoskopes die Gegenelektrode darstellen, gewählt. Zur Ermittlung der elektrischen und elektro-thermischen Vorgänge wurden folgende Punkte bearbeitet:

- Entwicklung eines Messplatzes bestehend aus einem elektrolytischen Trog, welcher eine in der Komplexität reduzierte, männliche Anatomie der Harnröhre entspricht.

- Entwicklung einer mechanischen Halterung, welche 24 Messelektroden aufnimmt. Diese sind parallel zur Längsachse des Schaftes mit radialem Abstand fest angeordnet, jedoch in axialer Richtung zur Einstellung der z-Position verschiebbar. Der kleinste radiale Abstand zur Mittelachse des Resektoskopes beträgt **19,25 mm**. Die Elektroden werden gleichzeitig zur Aufnahme einer Ebene positioniert. Die Aufnahme mehrerer Ebenen führt zu einer dreidimensionalen Abbildung des elektrischen Potentials um das Resektoskop im Trog.
- Charakterisierung des Messplatzes unter Berücksichtigung der Einflüsse aus Messelektronik, Messelektroden und der zeitlichen Stabilität zur Beurteilung des Messplatzes bezüglich seiner Tauglichkeit für die Untersuchung der Potentialverteilung.
- Berechnung der Verlustleistungsdichteverteilung aus der Potentialverteilung im elektrolytischen Trog unter Zuhilfenahme einer Extrapolation der Messdaten zur Schließung der aufbaubedingten Informationslücke zwischen Resektoskopschaft und den dazu am dichtesten positionierten Messelektroden.
- Numerische Berechnung eines 1D-Modells für die Radialkomponente zu den im Gewebe auftretenden Temperaturen nahe dem Schaft auf Basis der aus den gemessenen Potentialverteilungen ermittelten Verlustleistungsdichte.

Das Ergebnis der Untersuchungen in [32] lautet sinngemäß: Auf Basis der Ergebnisse ist die Wahrscheinlichkeit, dass die Verlustleistungsdichten im Bereich des Schafts die maßgebliche Ursache für Strikturen sind, gering. Des Weiteren wird in [32] der Schlingenverschleiß als Einflussgröße auf die Potentialverteilung genannt. Im Umkehrschluss stellt die Messung der Potentialverteilung im elektrolytischen Trog eine Methode dar, den Schlingenverschleiß zu ermitteln. Ein Zusammenhang zwischen Potentialverteilung und Schlingenverschleiß sowie dessen Einfluss auf die Temperaturverteilung wird nicht hergestellt.

Die in [71] gezeigten Ergebnisse stellen eine Übersicht der TUR aus elektrotechnischer Sicht dar und basieren auf Untersuchungen verschiedener Elektrodenanordnungen. Das Ziel ist es, klinische und technische Aspekte der TURP unter Verwendung verschieden leitfähiger Spülflüssigkeiten aufzuzeigen. Unterschieden werden elektrische leitende (ca. 16 mS/cm bei 20°C) und elektrisch schwachleitende Spülflüssigkeiten (ca. 2 mS/cm bei 20°C). Diese werden in der Literatur auch als nichtleitenden Spülflüssigkeiten bezeichnet. Auf die Temperaturabhängigkeit der Leitfähigkeitsänderung wird hingewiesen. Auch der Phasenwechsel von flüssig nach gasförmig bei 100°C wird im Zusammenhang mit der Entstehung der Gasschicht um die Aktivelektrode genannt. Die Gasschicht ist nach [71] in Verbindung mit den Entladungsvorgängen beim Resektionsprozess von besonderer Bedeutung. Im Zusammenhang mit dem Resektionsprozess folgt eine Messung der ESU-Ausgangsleistungen in Abhängigkeit der elektrischen Leitfähigkeit der Spülflüssigkeit. Berücksichtigt wird dabei, wie viel Fläche der Resektionsschlinge mit Gewebe oder Spülflüssigkeit bedeckt ist. Die Ausgangsleistung steigt mit der elektrischen Leitfähigkeit der Spülflüssigkeit. Erklärt wird dies dadurch, dass elektrische Ströme in die Spülflüssigkeit fließen und diese erwärmen und hierfür Energie benötigt wird. Auf die verwendeten Messsysteme zur Leistungs- und Temperaturmessung wird nicht eingegangen. Der Schlingenverschleiß wird zwar erwähnt, ein Zusammenhang mit der ESU-Ausgangsleistung und der Temperatur im Gewebe wird jedoch nicht hergestellt. Die Ergebnisse aus [71] grenzen sich von den Ergebnisse der bisher betrachteten Arbeiten ab. Sie beinhalten Vorgänge im Bereich nahe der Aktivelektrode. Eine Betrachtung der ESU-Ausgangsleistung bei der B-TURP findet in [18] im Zusammenhang mit klinischen Erfahrungen statt. Der Fokus von [18] liegt aber auf der Beurteilung der Schneidqualität und der Handhabung, der Darstellung verschiedener Komplikationen sowie der Vor- und Nachteile monopolarer Systeme gegenüber den verwendeten bipolaren Systemen. Gegenstand ist die Verwendung unterschiedlicher ESU und Resektionselektroden zur B-TURP. Die Resektionselektroden unterscheiden sich dabei in der Elektrodenanordnungen, wie sie bereits in Abbildung 6 dargestellt sind. Des Weiteren werden die von den ESU zur Verfügung gestellten Ausgangsspannungen und Leistungen beim Schneiden und Koagulieren des Gewebes gezeigt. Ein

Bezug zum Einfluss des Gleitmittels wird hergestellt. Der Schlingenverschleiß und die Temperaturverteilung sind nicht Gegenstand der Arbeit. Offen bleibt in [71] und [18], ob eine Auswertung der ESU-Ausgangsspannung oder ESU-Ausgangsleistung Aufschluss über den Schlingenverschleiß liefern kann. Es bleibt die Frage zu beantworten, ob eine Auswertung der Leistung trotz der in [18] genannten Leistungsregelungen der ESU zu einem messbaren Einfluss des Schlingenverschleißes führt?

Eine weitere Art zur Untersuchung der chirurgischen Systeme wird in [72] vorgestellt. Der Fokus der Arbeit liegt auf der Untersuchung der Leckströme und der Widerstände der Schlingen in Abhängigkeit der Nutzungsdauer. Gegenstand der Untersuchung ist die Widerstandsmessung an wiederverwendbaren Resektionselektroden zur TUR. Es wurde festgestellt, dass der Einfluss der wiederholten Benutzung der Zuleitungen zwischen ESU und Resektoskop einen deutlichen Einfluss auf den elektrischen Widerstand des chirurgischen Systems hat. Als Ursache wurden hier Widerstandsänderungen der Steckverbinder ermittelt. Die Widerstände der Schlingen wurden mit einem Multimeter gemessen. Es wurden die beiden bei diesen Elektroden einzelnen Anschlüsse der Aktivelektrode verwendet. Diese sind in Abbildung 11 rechts zusehen.



Abbildung 11: Schematische Darstellung der in [72] untersuchten bipolaren Resektionselektroden mit den zwei einzelnen Anschlüssen der Aktivelektrode, im Bild rechts.

Die in [72] als Elektrode 1 bis Elektrode 3 bezeichneten Resektionselektroden sind Elektroden zur transurethralen Resektion der Prostata, bei denen bereits im Neuzustand der Widerstandswert bestimmt wurde. Elektrode 4 und 5 dieser Quelle sind Elektroden zur transurethralen Resektion von Blasentumoren (TUR-Bt), auch diese wurden bereits im Neuzustand untersucht. Inwieweit sich die Elektroden zur TUR-Bt von denen zur TUR-P unterscheiden, wird aus der Veröffentlichung nicht deutlich. Weder Hersteller noch Typ der Elektroden sind bekannt. Aus der Veröffentlichung gehen auch die Materialien sowie die Abmessungen der Elektroden nicht hervor. Auch eine weitere Recherche ergab

keine Information zu den hier dargestellten Elektroden. Die gemessenen Widerstände der Schlingen sowie deren Gesamtnutzungsdauer wurden aus den Ergebnistabellen aus [72] entnommen und in Abbildung 12 graphisch dargestellt. Eine Auflistung der Werte ist in Tabelle A. 1 im Anhang zu finden. Die untersuchten Schlingen wurden bei mehreren Patienten verwendet. Die Anzahl der Patienten, also die Anzahl der Nutzungen der Schlingen und die jeweilige Nutzungsdauer einer Schlinge, führten zu der in Abbildung 12 auf der Abszisse aufgetragenen Gesamtresektionszeit. Die Datenpunkte stellen die Anzahl an Nutzungen dar.

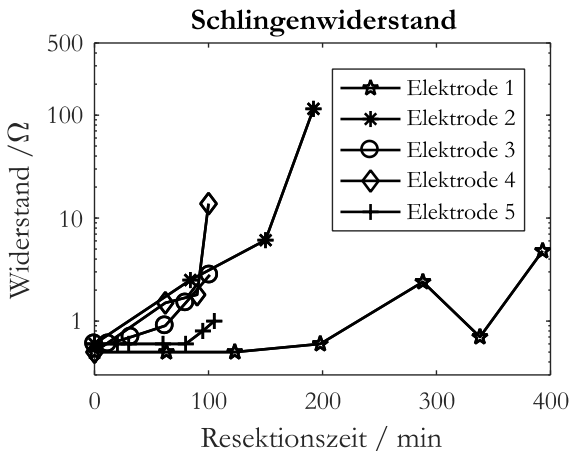


Abbildung 12: Graphische Darstellung der Widerstandswerte und Nutzungsdauern aus [72].

Die starke Abweichung des letzten Widerstandswertes von Elektrode 2 im Vergleich zu den Ergebnissen der anderen Elektroden in [72] wird mit einem höheren Resektionsgewicht der Prostata und einer deutlich längeren Nutzung beim ersten Patienten erklärt. In [72] wird im Zusammenhang von Nutzungsdauer und Widerstandsänderung von einem Materialverschleiß der Schlinge gesprochen. Aus der Beschreibung wird nicht deutlich, welche Art Widerstand ausgewertet wird. Aufgrund der Größenordnung der Werte und dem verwendeten Messgerät lässt es sich jedoch auf einen rein ohmschen Widerstand schließen.

Es wird auch nicht deutlich, ob die Widerstandsmessung in-vivo oder in-situ erfolgte. Als Resultat kann der Arbeit entnommen werden, dass der Schlingenverschleiß die elektrischen Eigenschaften der Resektionselektroden beeinflusst. Ein Übertrag der hier durchgeführten Widerstandsmessung auf aktuelle Resektionselektroden ist aufgrund der elektrischen Anschlüsse nicht möglich.

Die Literatur zu Analysemethoden mit Bezug zur TUR zeigt, dass der Schlingenverschleiß relevant ist und deshalb auch Aufmerksamkeit findet. Ein Zusammenhang zwischen der geometrischen Änderung der Aktivelektrode und dem Temperatureintrag ins Gewebe wird nicht hergestellt. Alternative Verfahren zur TUR, bei denen auf die Temperaturausbreitung im Zusammenhang mit der Größe der energieeintragenden Fläche eingegangen wird, sind Laseranwendungen [53] zur Gewebemanipulation. Es werden Spotgrößen von 600 µm und Leistungen in Watt angegeben. Von Bedeutung sind jedoch, die Wellenlänge der Lichtquelle und die optischen Eigenschaften des Gewebes. Beide beeinflussen die Tiefe, in der die Wechselwirkung zwischen Licht und Gewebe stattfindet [73, 74]. Ein Exkurs in die transurethrale Nadelablation (TUNA) zeigt, dass der Zusammenhang zwischen der Temperaturausbreitung im Gewebe und der Größe der energieeintragenden Fläche große Relevanz hat [75]. Die TUNA stellt ein alternatives chirurgischen Verfahren zur Behandlung der BPH dar. Hierbei werden Nadelelektroden in das Prostatagewebe eingetaucht und ein HF-Storm erwärmt das Gewebe. Die Größe des zu behandelnden Gewebereiches hängt von der Größe der Elektrode, der Leistung des Generators und der Einwirkdauer ab [75]. Eine Veränderung einer der drei Größen führt zu einer Änderung des erwärmten Volumens. In [76] wird dieses numerisch und experimentell ermittelt.

2.6 Zusammenfassung des Standes der Forschung und offene Fragestellungen zum Schlingenverschleiß

Bei der Zusammenfassung des Standes der Forschung zur transurethralen Resektion der Prostata wurden medizinische Studien zum Fachgebiet, Veröffentlichungen zu Plasmavorgängen bei der HF-Chirurgie und in anderen Fachgebieten, Vorgänge zur Gasblasenbildung an geheizten Oberflächen sowie technische Analysen monopolarer und bipolarer Resektoskope berücksichtigt.

Bei den bisherigen Betrachtungen aus technischer Sicht lagen die Schwerpunkte der Arbeiten zur TURP im Wesentlichen im Bereich des Schaftes, dem Gewebereich nahe dem Schaft sowie der Gegenelektrode. Auch Einflüsse verbogener oder gerissener Aktivelektroden in Bezug auf die Ströme im Schaft wurden in der Literatur bereits aufgezeigt, jedoch nicht ausgiebig untersucht.

Angewandte Verfahren dabei sind Untersuchungen im elektrolytischen Trog, die Messung der ESU-Ausgangsleistung und die Widerstandsmessung beim Schlingenverschleiß.

Untersuchungen im elektrolytischen Trog stellen sich als bewehrte Methode zur Analyse der Ausbreitung elektrischer Felder bei der TUR heraus. Der Einfluss der Elektrodenanordnungen auf das elektrische Feld ist messbar. Die Temperaturverteilung kann aus dem elektrischen Feld abgeleitet werden. Eine ausführliche Beschreibung einer Versuchsumgebung zur Messung der 3D-Potentialverteilung um ein bipolares Resektoskop ist in der Literatur angegeben.

Die offenen Fragestellungen an dieser Stelle lauten:

- Welche Aspekte müssen für die Entwicklung der elektrischen und mechanischen Komponenten der Versuchsumgebung zur Messung des Schlingenverschleißes berücksichtigt werden?
- Führt der Schlingenverschleiß zu einer messbaren Änderung in der Potentialverteilung im elektrolytischen Trog?

Ein Einfluss der elektrischen Leitfähigkeit der Spülflüssigkeit auf die ESU-Ausgangsleistung konnte bereits festgestellt werden. Die Anordnung von Aktiv- und Gegenelektrode werden mit einer Beurteilung aus medizinischer Sicht in Zusammenhang mit der Ausgangsleistung gebracht. Offen ist:

- Wie beeinflusst der Schlingenverschleiß die Ausgangsleistung bei leistungsgeregelten ESU?
- Wie kann die Messung der ESU-Ausgangsleistung erfolgen?

Eine Bestimmung des Schlingenverschleißes an Resektionselektroden zur TUR wurde Anhand einer Widerstandmessung durchgeführt. Die Ergebnisse zeigen einen eindeutigen Zusammenhang zwischen Widerstand und Nutzungsdauer der Resektionselektroden. Die offenen Fragenstellungen lauten:

- Wie kann eine Widerstandmessung an der Resektionselektrode erfolgen? Muss eine Messung der komplexen Impedanz in Betracht gezogen werden?
- Welchen Einfluss haben die erosionsbedingten Geometrieänderungen an der Aktivelektrode, die im Zusammenhang mit dem Schlingenverschleiß stehen auf den Schlingenwiderstand?

Eine Methode zur Auswertung der erosionsbedingten Geometrieänderung ist die Anwendung optischer Messverfahren. Kamerasysteme mit bekanntem Abbildungsmaßstab stellen dafür die Grundlage dar. Schwierigkeiten bereitet dabei die Geometrie der Resektionsschlinge mit ihrem geringen Schlingendrahtdurchmesser. Zu klären ist dabei:

- Reichen Auflösung und Schärfentiefe der Kamerasysteme, um erosionsbedingte Geometrieänderungen an den dünnen Schlingendraht der Resektionselektroden zu messen?

Der Zusammenhang zwischen der Fläche, über die die Energie eingetragen wird, und der Temperaturobreitung im Gewebe wird bei zur TURP alternativen Verfahren vorgestellt. Diesem wird große Bedeutung zugemessen. Offen ist:

- Kann ein Zusammenhang zwischen energiejntragender Fläche und der Temperaturverteilung im Gewebe auch bei der TURP ermittelt werden?

2.7 Grundlagen der Analysemethoden

Die Messung des Schlingenverschleißes beruht im Wesentlichen auf der Messung elektrischer Größen. Im Zusammenhang mit der Temperaturverteilung im Gewebe ist eine Betrachtung elektrischer und thermischer Grundlagen notwendig. Gekoppelt sind diese über die Verlustleistungsdichte.

2.7.1 Elektrische Grundlagen

Der Temperatureintrag ins Gewebe wird maßgeblich durch die applizierten Ströme und damit die lokalen Stromdichten sowie die lokal entstehenden elektrischen Potentialdifferenzen verursacht. Grundlage hierfür sind die Maxwell Gleichungen [77, 78].

Bei einer gegebenen elektrischen Potentialverteilung ϕ im Raum lässt sich das zugehörige elektrische Feld $\vec{E}$ wie folgt berechnen.

$$\vec{E} = -\nabla \phi \quad (2-2)$$

Eine andere Betrachtung verdeutlicht diesen Zusammenhang. Hierbei ergibt sich das Potential aus dem elektrischen Feld und dem Wegintegral über eine Linie mit den Endpunkten.

$$\phi(S) = - \int_{S_0}^{S_1} \vec{E} \cdot d\vec{s} \quad (2-3)$$

Hierbei ist das Potential $\phi(S)$ die Ursache für die Arbeit, die aufgebracht werden muss, um eine Elementarladung von einem Punkt (S_0) zu einem anderen Punkt (S_1) entlang der Feldlinie zu bewegen (Formel (2-3)). Das hieraus resultierende Potential ist eine Funktion des Ortes, aber dabei keine gerichtete Größe. Daraus folgt, dass $\phi(S)$ als Skalarfeld anzusehen ist. Weist dieses Skalarfeld zusammenhängende Bereiche gleichen Potentialwerts auf, wird von Äquipotentialflächen gesprochen, diese sind senkrecht zum elektrischen Feld. Von besonderer Bedeutung sind die Potentialdifferenzen oder Spannungen U . Zur Bildung der Spannung wird ein Potentialwert als Bezugspunkt gewählt. Dieser wird üblicherweise mit dem Erdbezugspunkt gleichgesetzt oder im unendlichen als Nullpunkt gewählt [79].

Zur Beschreibung der elektromagnetischen Phänomene in Medien können drei Materialgleichungen herangezogen werden.

$$\vec{D} = \epsilon \vec{E} \quad (2-4)$$

$$\vec{J} = \sigma \vec{E} \quad (2-5)$$

$$\vec{B} = \mu \vec{H} \quad (2-6)$$

Elektromagnetische Felder sind Energiespeicher und unterliegen damit auch dem Energieerhaltungssatz, welcher in diesem Zusammenhang durch den Poyntingschen Satz beschrieben wird [79, 80].

Ein weiterer fundamentaler Sachverhalt ist die Kontinuitätsgleichung, welche durch Bilden der Divergenz der ersten Maxwellgleichung entsteht. Hierbei führt die Divergenz der Rotation nach den Rechenregeln für Differentialoperatoren zum Ergebnis Null [81].

$$\nabla \cdot \vec{J} + \frac{\partial \rho}{\partial t} = 0 \quad (2-7)$$

Physikalisch bedeutet dies, dass Ladungen in einem Volumenelement nicht erzeugt oder vernichtet werden können. Die Ladungsmenge kann durch Zuströmen oder Abfließen von Ladung lokal geändert werden [82].

Unter Verwendung der Vektoridentität [81] und den ersten beiden Maxwell Gleichungen erhält man für die Verlustleistungsdichte, resultierend aus dem elektromagnetischen Feld, folgenden allgemeingültigen Zusammenhang in differentieller Form:

$$P_v = \vec{E} \cdot \vec{J} = -\nabla \cdot (\vec{E} \times \vec{H}) - \frac{\partial}{\partial t} \left[\frac{1}{2} \vec{H} \cdot \vec{B} + \frac{1}{2} \vec{E} \cdot \vec{D} \right] \quad (2-8)$$

Die Berechnung der Verlustleistungsdichte aus Gleichung (2-8) vereinfacht sich demnach unter Verwendung von (2-5) zu:

$$P_v = \sigma |\vec{E}|^2 \quad (2-9)$$

Es muss zusätzlich $\vec{E}\vec{E}^* = |\vec{E}|^2$ gelten. Mit der elektrischen Verlustleistungsdichte steht die Wärmestromdichte im Gewebe sowie in der isotonischen Kochsalzlösung in funktionalem Zusammenhang. Damit besteht auch ein Zusammenhang mit der Temperatúrausbreitung [83].

Die in den Formeln (2-1) bis (2-9) betrachtete Zusammenhänge sind von der Zeit abhängig. Die Frequenz der Feldausbreitung hängt von der Signalfrequenz der ESU ab. Für die Untersuchung des Potentials in einem elektrolytischen Trog um bipolare Resektoskope wurde die Annahme quasistationärer Bedingung bereits in [32] bestätigt. Der Frequenzbereich, in dem die Methoden zur Untersuchung des Schlingenverschleißes angewandt werden, sind vergleichbar zu denen aus [32]. Gleiches gilt für die geometrische Anordnung des Troges, in dem sich die elektromagnetischen Felder ausbreiten, sodass die Annahme quasistationärer Bedingung an dieser Stelle für alle folgenden Untersuchungen dieser Arbeit übernommen werden können.

2.7.2 Thermische Grundlagen

In der Thermodynamik wird der Wärmeübergang in drei Arten unterteilt [32, 84].

Die Wärmeleitung stellt dabei den Energietransport zwischen nebeneinanderliegenden Molekülen dar, der auf einem Temperaturgradienten im Medium beruht, dieser Vorgang findet als alleinauftretender Wärmeübergang überwiegend in Festkörpern statt. Wird für den Wärmeübergang ein Fluid als Medium verwendet, tritt neben der Wärmeleitung auch ein Energietransport durch die Strömung des Fluides auf. Hierbei spricht man vom konvektiven Wärmeübergang. Aus technischer Sicht interessant ist der Wärmeübergang von einem Festkörper zu einem Fluid. Dieser Vorgang spielt bei der transurethralen Resektion eine besondere Rolle. Hier ist die Spülflüssigkeit im direkten Kontakt mit dem Gewebe und der Schlinge und diese wiederum im Kontakt mit dem Gewebe. Die dritte Art der Wärmeübertragung ist die Wärmestrahlung. Hierbei wird die Energie

eines Körpers über elektromagnetische Wellen zu einem anderen Medium übertragen. Dieses kann die elektromagnetische Welle reflektieren, absorbieren oder transmittieren. Lediglich bei Absorption wird lokal Wärme erzeugt.

Für die Lösung komplizierter Wärmeleitprobleme, wie die Temperaturverteilung im Gewebe, wird die partielle Differentialgleichung des Temperaturfeldes gelöst. Das bedeutet, dass das Temperaturfeld $\vartheta(x, y, t)$ in seiner räumlichen und zeitlichen Abhängigkeit berechnet werden kann. Das Gesetz von Fourier liefert folgenden Zusammenhang zur Wärmestromdichte $\dot{q}(x, y, t)$.

$$\dot{q}(x, y, t) = -k \nabla \vartheta(x, y, t) \quad (2-10)$$

Im Zusammenhang mit der Wärmestromdichte $\dot{q}$ steht der Wärmestrom $\dot{Q}$.

$$\dot{Q} = \int_A \dot{q}(A, t) dA \quad (2-11)$$

Der Wärmestrom beschreibt die Gesamtheit der Wärmestromdichte durch eine Oberfläche A . Die Oberfläche A umschließt dabei ein Volumen V in oder aus der die Wärmestromdichte fließt [85].

Unter Zuhilfenahme des ersten Satzes der Thermodynamik, welcher aus der Energieerhaltung abgeleitet ist, kann die zeitliche Änderung der inneren Energie eines Volumens E_i zwei Ursachen haben: Der Wärmestrom $\dot{Q}$ sowie die mechanische und/oder elektrische Leistung P , welche die Oberfläche des Volumens durchtritt. Der Zusammenhang in der Elektrochirurgie ist somit hergestellt.

$$\frac{dE_i}{dt} = \dot{Q} + P \quad (2-12)$$

Unter Vernachlässigung von temperaturbedingten Dichteunterschieden und Druckveränderungen sowie der Annahme, dass das Medium inkompressibel ist (Dichte $\rho = \text{const}$), kann Gleichung (2-12) in folgender Form geschrieben werden.

$$\frac{dE_i}{dt} = \frac{d}{dt} \int_V \rho e_i dV = \rho \cdot c(\vartheta) \int_V \frac{\partial \vartheta}{\partial t} dV \quad (2-13)$$

Mit der Integration wird die spezifische innere Energie eingeführt und lässt sich wie folgt schreiben.

$$de_i = c(\vartheta) \cdot d\vartheta \quad (2-14)$$

Physikalisch bedeutet das, dass die spezifische innere Energie e_i eines Körpers von dessen spezifischer Wärmekapazität $c(\vartheta)$ und der Temperatur abhängt. In Gleichung (2-9) wird die Verlustleistungsdichte und der Zusammenhang zum elektrischen Feld dargestellt. Wird nun die Verlustleistungsdichte über ein Volumen integriert, erhält man die Verlustleistung, welche dem Ausdruck P in Gleichung (2-12) gleichgesetzt werden kann [32].

$$P = \int_V P_v dV \quad (2-15)$$

Für den Wärmestrom $\dot{Q}$ ergibt sich unter Zuhilfenahme des Satzes von Gauß folgender Ausdruck:

$$\dot{Q} = - \int_V \nabla \cdot \dot{q} dV \quad (2-16)$$

Werden nun die Gleichungen (2-13), (2-15) und (2-16) in Gleichung (2-12) eingesetzt, erhält man:

$$\int_V \left(\rho c \frac{\partial \vartheta}{\partial t} + \nabla \cdot \dot{q} - P_v \right) dV = 0 \quad (2-17)$$

Das Volumenintegral in Formel (2-17) setzt sich also aus drei Teilintegralen zusammen. Ist deren Summe gleich Null, entfällt das Volumenintegral. Damit ergibt sich die partielle Differentialgleichung für das Temperaturfeld, wenn Gleichung (2-10) in (2-17) eingesetzt wird.

$$\rho \cdot c(\vartheta) \frac{\partial \vartheta}{\partial t} = k \nabla^2 \vartheta + P_v \quad (2-18)$$

Einfluss der Blutperfusion

Auf Basis dieser Gleichung wurde von [86] der Einfluss der Blutperfusion, welche Einfluss auf die Temperaturverteilung im Gewebe hat, untersucht. Die Blutperfusion stellt dabei eine weitere Energiequelle oder Energiesenke in der Gleichung dar. Hierbei wird in Abhängigkeit der Temperaturdifferenz Wärme zwischen Gewebe (ϑ) und zugeführtem Blut (ϑ_B) transportiert. Dieser Prozess hängt maßgeblich von der Blutdichte ρ_B , der Perfusionsrate ω_B und der Wärmekapazität c_B ab.

Eine weitere Energiequelle oder -senke ist die metabolische Wärme Q_m . Diese repräsentiert die stoffwechselbedingten Wärmevergänge. Eingesetzt in Gleichung (2-18) ergibt sich Gleichung (2-19).

$$\rho \cdot c(\vartheta) \frac{\partial T}{\partial t} = k \nabla^2 \vartheta + \rho_B \omega_B c_B (\vartheta_B - \vartheta) + Q_m + P_v \quad (2-19)$$

Dieser formale Zusammenhang besagt, dass der Tempuraustausch in den Kapillaren des Gewebes stattfindet. Anders formuliert bedeutet dies, dass das Blut aus den Arterien mit Körpertemperatur in die Kapillargefäße einfließt. Das Blut, welches aus den Kapillargefäßen in die Venen fließt, hat die Temperatur der Gefäße, aus denen es kommt. Dieser Prozess hat eine geometrische Einschränkung. Er gilt nur für Blutgefäße, die kleiner $50 \mu m$ sind.

Ein weiterer Ansatz zur Betrachtung der Temperaturvorgänge im biologischen Gewebe ist die Wärmeleichung nach [87], welche im Vorfeld theoretisch und durch experimentelle Untersuchungen in [88, 89] erarbeitet wurde. Die Wärmeleichung beschreibt die Temperaturvorgänge über eine effektive Leitfähigkeit k_{eff} des Gewebes, die Grundform der Gleichung entspricht damit der Gleichung (2-18)

$$\rho \cdot c(\vartheta) \frac{\partial \vartheta}{\partial t} = k_{eff} \nabla^2 \vartheta + P_v \quad (2-20)$$

Hierbei ist k_{eff} eine Funktion der Perfusionsrate

$$k_{eff} = k [1 + \sqrt{\rho_B \omega}] \quad (2-21)$$

Dabei ist die physikalische Bedeutung, dass der Wärmeaustausch, anders als bei [86], nicht in den Kapillargefäßen stattfindet. Die Arterie transportiert die Wärme direkt in die gegenläufige Vene.

Beide Modelle zur Beschreibung des Einflusses der Blutperfusion auf die Temperaturausbreitung im biologischen Gewebe stellen nach [90] Extremsituationen dar und haben gegensätzliche Annahmen. Des Weiteren werden in [90] die Grundlagen beider Ansätze beschrieben, sowie eine neue, modifizierte Wärme-gleichung für biologisches Gewebe analysiert. Diese Gleichung vereint beide Ansätze. Es wird die Gleichung (2-19) nach [86] genommen, in der ein Korrekturkoeffizient ε in den Perfusionsterm eingefügt wird.

$$\rho \cdot c(\vartheta) \frac{\partial T}{\partial t} = k \nabla^2 \vartheta + \varepsilon \rho_B \omega_B c_B (\vartheta_B - \vartheta) + Q_m + P_v \quad (2-22)$$

Der Wertebereich von ε liegt zwischen 0 und 1, nimmt aber aufgrund anatomischer Studien Werte von 0,6 bis 0,8 an. Aus diesen Werten folgt in [90] im Umkehrschluss, dass 20 % bis 40 % Wärmeübertrag von Arterie zu Vene stattfindet. Der Einfluss der spezifischen Parameter der untersuchten Materialien wird in den jeweiligen Kapiteln der Arbeit analysiert.

3 Lösungsansatz und Methoden

Der Operationsverlauf der TUR-P unterliegt verschiedenen Einflussfaktoren. Diese können im Allgemeinen in die Kategorien Einfluss durch das chirurgische System und Einfluss durch den behandelnden Chirurgen unterteilt werden [91, 92]. Im Rahmen dieser Arbeit stellt der Gewebeeinfluss eine eigene Kategorie dar, auch wenn dieses bei der TUR-P Teil des elektrischen Stromkreises und damit Teil des chirurgischen Systems ist. Aus den offenen Fragen zum Stand der Technik in Kapitel 2.6 wird zur Auswahl eines geeigneten Lösungsansatzes folgende These abgeleitet:

These 1. Bei der bipolaren transurethralen Resektion der Prostata führt der Verschleiß der Resektionsschlingen zu einer Beeinflussung des elektrothermischen Übergangs zwischen Schlinge und Gewebe und damit zu einer Veränderung des Leistungseintrags ins Prostatagewebe.

Der Lösungsansatz beschränkt sich somit auf die Untersuchung der elektrischen und thermischen Vorgänge bei der transurethralen Resektion der Prostata. Fokussiert untersucht werden Einflussfaktoren des chirurgischen Systems. Für die Umsetzung des Lösungsansatzes werden zu den Handhabungseinflüssen des Chirurgen sowie den Gewebeeinflüssen Annahmen getroffen. Diese sind in Tabelle 1 aufgeführt.

Tabelle 1: Übersicht der Einflussfaktoren mit den in dieser Arbeit getroffenen Annahmen zur Umsetzung des Lösungsansatzes.

Kategorie der Einflussfaktoren	Fokus in dieser Arbeit		Annahme/Bemerkung
	ja	nein	
Einfluss durch den Chirurgen/ Benutzer		x	Annahme: Der Einfluss durch Benutzer wird in dieser Arbeit vernachlässigt. Bemerkung: Die Prozesse zur Umsetzung des Lösungsansatzes sind definiert und erfolgen unter Laborbedingungen oder theoretisch.
Einfluss durch das chirurgische System	x		Annahme: Es werden fehlerfrei funktionierende chirurgische Systeme unter sachgemäßer Anwendung ohne Einfluss äußerer Manipulationen vorausgesetzt. Bemerkung: Beschränkung auf zwei handelsübliche ESU sowie Resektionselektroden mit Schlingen als Schneidelement
Gewebe-einfluss		x	Annahme: Das Gewebe weist eine homogene Struktur auf, ohne Gefäße und Zellen. Es wird eine idealisierte Vergrößerung der Prostata angenommen. Bemerkung: Der Einfluss des Gewebes auf den Schlingenverschleiß ist nicht Bestandteil dieser Arbeit, wird jedoch in [47] genannt.

Nach [91] werden Zubehörteile der chirurgischen Systeme wie Kabel und Elektroden aus medizinischer Vorsicht entsprechend den Hygienevorschriften entsorgt, bevor eine Meldung zu den Vorkommissionen während der Operation gemacht wurde. Somit sind Untersuchungen zum Schlingenverschleiß an Geräten, welche an Patienten eingesetzt wurden, praktisch nicht durchzuführen.

Es wird ein Lösungsansatz gesucht, der auf Analysemethoden beruht, die auf experimentelle, operationsnahe Verschleißprozesse bipolarer Elektroden zur TUR-P angewandt werden können. Damit im Zusammenhang steht These 2.

These 2. Die wichtigste Ursache des Verschleißes der Resektionsschlingen sind unterschiedliche Erosionsvorgänge aufgrund der Plasmaaktivität, welche zu einer Gesamtgeometrieänderung der Resektionsschlinge führen.

Die für diese Arbeit relevanten Komponenten des chirurgischen Systems sind nach Tabelle 1 die Resektionselektroden und die ESU. Der Einfluss des Schlingenverschleißes auf beide Komponentengruppen kann mit Methoden zur Ermittlung und Auswertung geometrischer und elektrischer Größen charakterisiert werden. Ein in [72] vorgestellte Untersuchung beinhaltet eine ex-situ Widerstandsmessung an Resektionsschlingen in Abhängigkeit der Nutzungsdauer. Hierbei wird kein Zusammenhang zwischen dem gemessenen Widerstand der Schlinge und ihrer Geometrie dargestellt. Der Schlingenverschleiß kann aus [72] somit nur abgeleitet werden. Der Zusammenhang zwischen einem gemessenen Widerstand und der Elektrodengeometrie ist durch die Geometrieabhängigkeit einer Leitfähigkeitsmesszelle bekannt [93]. Im Rahmen dieser Arbeit werden optische Messtechniken angewendet, um makroskopische und mikroskopische geometrische Änderungen an Resektionselektroden zu detektieren. Ziel ist es einen direkten Zusammenhang zwischen verschleißbedingten geometrischen Änderungen der Resektionsschlingen und einer Impedanzänderung herzustellen. Dabei bleibt der Einfluss der Plasmaaktivität unberücksichtigt. Es lässt sich folgende These ableiten:

These 3. Geometrische Änderungen der Schlingen können bei inaktivem Plasma optisch und/oder mit einer Impedanzmessung detektiert werden. Aus den jeweiligen Messdaten lassen sich charakteristische Merkmale erkennen.

Eine bei der TURis ausgiebig untersuchte elektrische Größe ist die Potentialverteilung im elektrolytischen Trog im Bereich des Resektoskopschaftes bei aktivem Plasma [32]. In Verbindung mit der Plasmaaktivität stehen auch die ESU-Ausgangsgrößen Strom und Spannung, die für die Entstehung und Aufrechterhaltung des Plasmas verantwortlich sind [71]. Mit Fokus auf den Schlingenverschleiß führt dies zur folgenden These:

These 4. Die Ausgangssignale des bei der Resektion verwendete HF-Generators sowie die Potentialverteilung nahe der Schlinge zeigen bei aktivem Plasma einen wesentlichen Einfluss des Schlingenverschleißes. Dabei sind die Potential- und Temperaturverteilung im Gewebe abhängig von den verschleißbedingten geometrischen Änderungen der Resektionsschlingen

Die experimentellen Methoden zur Untersuchung des Schlingenverschleißes durch die optischen Analysen, der Potentialmessung im elektrolytischen Trog, der Messung der ESU-Ausgangssignale und der Impedanzmessung, können zwar allgemein den Verschleiß der Resektionsschlingen charakterisieren, liefern aber keine, oder nur begrenzte Informationen über eine verschleißbedingte Änderung des Leistungseintrags ins Prostatagewebe. Unterstützt werden die Methoden durch die Finite Elemente Analyse. Die für die Erstellung der Simulationsmodelle notwendigen Komplexitätsreduzierungen basieren auf den Ergebnissen der Untersuchung der geometrischen Änderung sowie den Auswertungen der Potentialverteilung im Trog und der ESU-Ausgangsleistung. Die Simulationsmodelle liefern Potential- und Temperaturverteilungen in Abhängigkeit geometrischer Änderungen der Aktivelektrode. Somit stellen die Finite Elemente Analysen keine theoretische Voruntersuchung der Messung des Schlingenverschleißes dar. Sie sind als eigenständige Methoden zu verstehen,

welche den Zusammenhang zwischen Schlingenverschleiß und Potential- und Temperaturverteilung im Gewebe herstellt. Der Lösungsansatz und seine Struktur aus Abbildung 13 basieren auf der Anwendung von fünf Methoden, welche beurteilt und klassifiziert werden.

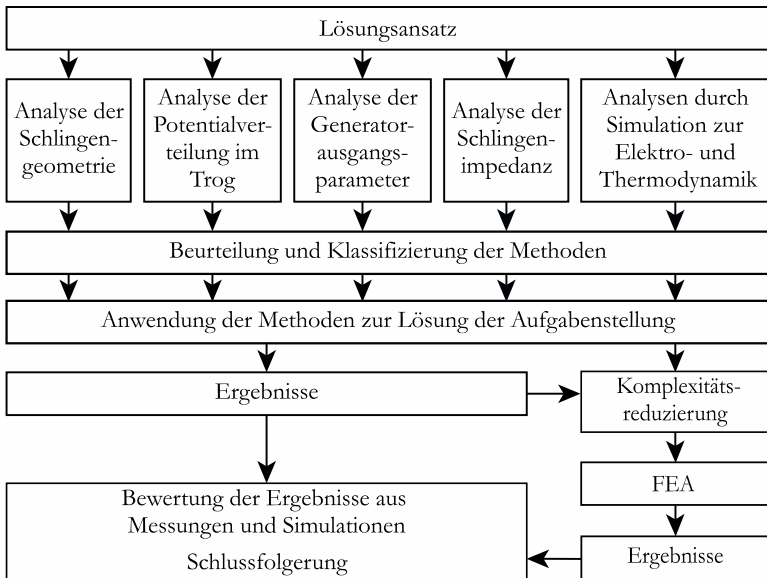


Abbildung 13: Graphische Darstellung des Lösungsansatzes zur Verschleißanalyse bipolarer Resektionselektroden.

Zur allgemeinen Beurteilung der Methoden werden aus den Thesen 3 und 4 die Fragen F1 und F2 abgeleitet, die es im Rahmen der Arbeit zu beantworten gilt.

- F1. Hat der Schlingensverschleiß Einfluss auf die Potential- und Temperaturverteilung in einer Versuchsumgebung?
- F2. Kann daraus abgeleitet werden, ob der Resektionsprozess durch den Verschleiß beeinflusst wird?

Zur Klassifizierung der Methoden in in-situ und ex-situ wird die allgemeine Definition von in-situ Methoden nach [94] herangezogen. Demnach wird verlangt, dass im operationsnahen Gebiet in der Versuchsumgebung keine zusätzlichen Instrumente oder Sensoren angeordnet werden. Änderungen der Anordnung der Komponenten des Resektoskopes sind an dieser Stelle ebenfalls nicht zulässig. Sind Änderungen oder zusätzliche Komponenten notwendig, werden diese Methoden den ex-situ Methoden zugeordnet.

In Abbildung 14 erfolgt die Klassifizierung der Methoden. Dies führt zu einer Verknüpfung der Thesen 3 und 4 aus technischer Sicht. In Zusammenhang werden die Analysen der Schlingengeometrie während der nichtaktiven Plasmaphase mit der Untersuchung der Potentialverteilung im elektrolytischen Trog bei aktivem Plasma gebracht. Sie stellen die ex-situ Methoden dar. Des Weiteren werden die Untersuchung der ESU-Ausgangsgrößen sowie die Analyse der Schlingenimpedanz den in-situ Methoden zugeordnet. Die numerischen Untersuchungen verknüpfen den Schlingenverschleiß mit dem Temperatureintrag ins Gewebe. Sie bieten auf Basis der Komplexitätsreduzierungen eine Interpretationsgrundlage aus medizinischer Sicht und stellen eine ex-situ Methode dar.

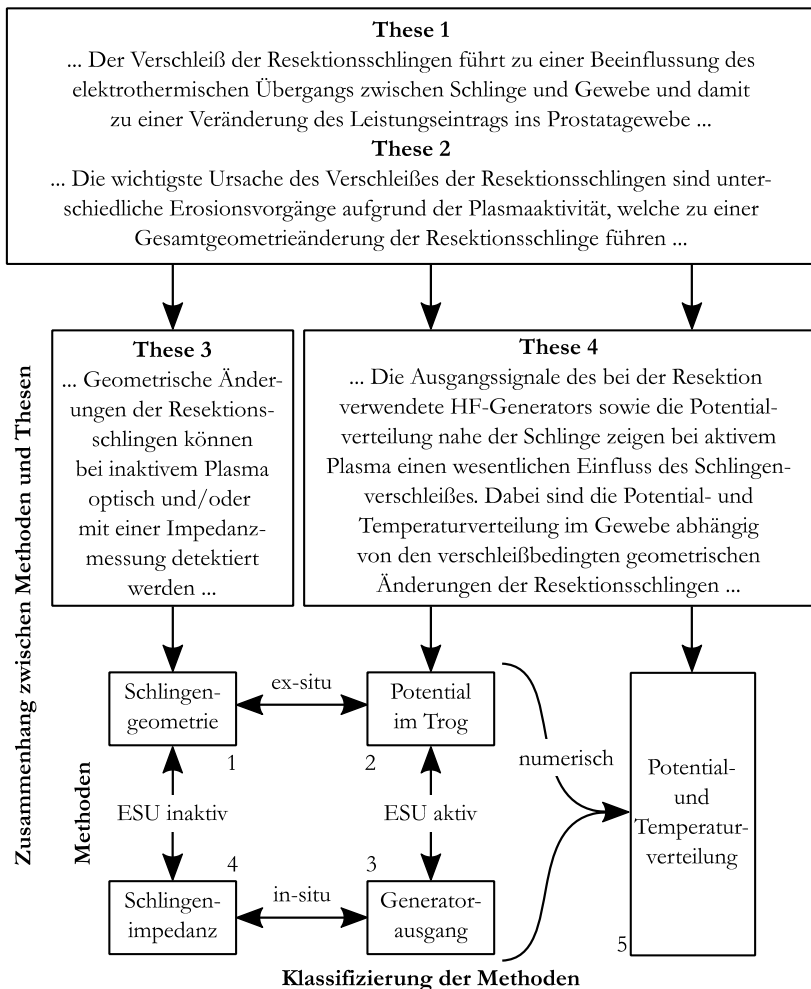


Abbildung 14: Darstellung der Zusammenhänge zwischen den Thesen und den Methoden zur Untersuchung des Schlingenverschleißes durch deren Klassifizierung in in-situ und ex-situ.

In den folgenden Kapiteln werden die im Rahmen dieser Arbeit verwendeten chirurgischen Systeme sowie die Methoden zur Untersuchung des Schlingenverschleißes beschrieben.

3.1 Beschreibung der chirurgischen Systeme

Die Beschreibung der im Rahmen der Arbeit verwendeten chirurgischen Systeme unterteilt sich in die verwendeten Resektionselektroden (Kapitel 3.1.1) und in die verwendeten ESU (Kapitel 3.1.2).

3.1.1 Verwendete Resektionselektroden

Die hier verwendeten Resektionselektroden bestehen aus Platin-Iridium. Sie unterscheiden sich in der geometrischen Anordnung von Aktivelektrode und Gegenelektrode. Nach Abbildung 6 werden nur Resektionselektroden vom Typ Anordnung 1 und Anordnung 2 untersucht. In Abbildung 15 entspricht die Resektionsschlinge (C.1) in beiden Anordnungen der Aktivelektrode. Die Stege der Resektionselektrode (C.2) sind in beiden Fällen die Gegenelektrode. Für Anordnung 2 ist der Schaft des Resektoskopes (E) zusätzlich ein Teil der Gegenelektrode. Der axiale Arbeitsbereich b_{ax} beträgt bei den hier verwendeten Resektoskopen **28 mm**. Die Untersuchungen finden alle bei maximal ausgefahrener Aktivelektrode statt. Untersuchungen zum Einfluss der Position der einziehbaren Resektionselektrode vor dem Resektoskop auf die Potentialverteilung wurde in [32] durchgeführt.

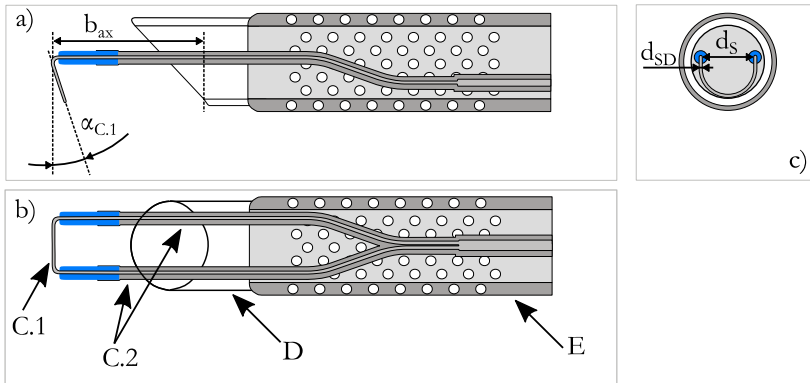


Abbildung 15: Schematische Darstellung der Arbeitselektrode mit Arbeitselektrode in drei verschiedenen Ansichten mit: a: Seitenansicht von rechts, b: Ansicht von oben und c: Ansicht von vorne.

Unter Vernachlässigung von Fertigungstoleranzen variieren im Wesentlichen drei geometrische Parameter der untersuchten Resektionselektroden.

- Der Winkel $\alpha_{C.1}$ in Abbildung 15 nimmt hier die Werte 0° , 12° und 30° an. Diese resultieren aus dem jeweiligen Anwendungszweck der Resektionselektrode.
- Der Abstand der Stege d_s richtet sich, je nach Hersteller, nach der Größe des Resektoskopes und der Schlingengröße.
- Der Schlingendrahtdurchmesser d_{SD} nimmt Werte von $250 \mu m$ bis $350 \mu m$ an. Er ändert sich mit dem Verschleißgrad und steht damit im Fokus dieser Arbeit.

Der in Abbildung 15 dargestellte Aufbau der Resektionselektroden entspricht in der Art des elektrischen Anschlusses der beiden Enden der Aktivelektrode dem Stand der Technik. Diese werden im vorderen Bereich der Resektionselektrode miteinander verbunden und über eine gemeinsame Verbindungsleitung zum Kopf des Resektoskopes geführt. Somit stellt die Aktivelektrode eine elektrisch und mechanisch in sich geschlossene Schleife dar, die aus dem eigentlichen Schneidelement und den Zuleitungen besteht. Die Zuleitungen wiederum sind koaxial von einer Isolationsschicht und den Gegenelektroden umgeben.

Der Schlingenverschleiß macht eine Aussage über den Nutzungszyklus der Resektionselektroden erforderlich. Im Allgemeinen wird dieser durch Start und Ende der Nutzung [95] bestimmt. Für den Schlingenverschleiß resultiert daraus die Festlegung in Abbildung 16. Aus medizinischer Sicht ist die Dauer vom Neuzustand, bis eine normale Abnutzung erreicht ist und die Resektionselektroden als mechanisch stabil gelten von Bedeutung. Ist der Schlingenverschleiß fortgeschritten und die Schlinge mechanisch beeinträchtigt, so kann dies als medizinisch kritisch betrachtet werden. Eine theoretisch maximal mögliche Nutzungsdauer ist die Dauer bis zum Schlingenbruch.

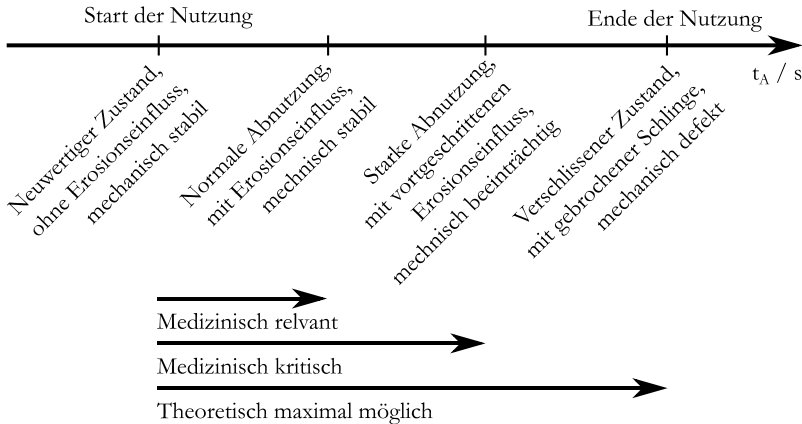


Abbildung 16: Festlegung des theoretischen Nutzungszyklus einer Resektionselektrode aus Sicht der Anwendung der Methoden zur Untersuchung des Schlingenverschleißes.

Die Anwendung der Methoden aus Abbildung 13 erfolgt über die theoretisch maximale Nutzungsdauer und endet jeweils mit einem Schlingenbruch der Resektionselektroden. Eine zeitliche Zuordnung wird durch folgende Betrachtung erreicht:

In [15] wird eine obere Grenze der Operationszeit von einer Stunde angegeben. Für die gesamte Aktivitätsdauer einer Elektrode während einer Operation wird

in [47] ein Wert von **30 min** genannt. Dieser Wert bezieht sich auf eine Aktivitätsdauer unter Einfluss des Gewebes. Nach [65] verkürzt sich die Nutzungsdauer in freier isotonischer Kochsalzlösung um einen Faktor 1,5 bis 2. Aus den hier genannten Werten folgt, dass die Aktivitätsdauer des Plasmas in freier isotonischer Kochsalzlösung **15 min** beträgt. Soll ein Zusammenhang zwischen der Operationsdauer (**60 min**) und der Plasmaaktivität in freier isotonischer Kochsalzlösung (**15 min**) erfolgen, ergibt sich ein Verhältnis von eins zu vier. Für Resektionen an großen Prostatae werden Operationszeiten von bis zu **132 min** angegeben [96]. Wird das Verhältnis von eins zu vier darauf angewandt, ergeben sich Aktivitätsdauern von bis zu **33 min (1980 s)**. Dieser Wert berücksichtigt keinen Sicherheitsfaktor. Nach [97, 98] sind Sicherheitsfaktoren von 2 üblich, jedoch nach [99–101] nicht explizit für medizinische elektrische Geräte vorgeschrieben. Wird dennoch ein Sicherheitsfaktor von 2 für den Schlingenverschleiß angenommen ergibt sich eine minimale Plasmaaktivitätsdauer von **3960 s**, die eine Resektionselektrode standhalten muss. Die mechanische Stabilität muss über diese Zeit gewährleistet sein. Eine Übertragung der abgeschätzten Plasmaaktivitätsdauer auf Resektionselektroden mit anderen Formen und Materialien erfolgt in dieser Arbeit nicht.

3.1.2 Verwendete ESU

Wie in [15] beschrieben, verfügen moderne ESUs über eine Regelung der Ausgangsleistung. Über verschiedene Modi kann diese an bestimmte Gewebeeigenschaften (fettreiches Gewebe oder dünnsschichtige Gewebereiche) angepasst werden [102]. Leistungsbegrenzungen können hierbei Toleranzen bis zu 20 % aufweisen [103]. Die für die bipolare transurethrale Resektion maximale applizierte Leistung wird in der Literatur mit **400 W** angegeben [103, 104].

Der Vorgang zur Plasmazündung erfolgt in weniger als **50 μ s** und ist wie die Leistungsbegrenzung spezifisch für jede ESU. Für den Schlingenverschleiß ist nach [105] die Gesamtaktivitätsdauer des Plasmas verantwortlich. Für die Analyse des Schlingenverschleißes sind somit genaue Kenntnisse über die jeweiligen ESU-internen Abläufe zur Plasmazündung und zur Regelung der Ausgangsleistung nicht notwendig. Diese Vorgänge werden dem zur Folge als vom Hersteller

vorgegeben angenommen. Die in dieser Arbeit vorgestellten und untersuchten Analysemethoden beziehen sich auf Signale von zwei verschiedenen ESUs.

ESU1

Die Signalverläufe von ESU-Ausgangsstrom und ESU-Ausgangsspannung für Zünd- und Schneidphase sind in Abbildung 17 dargestellt. Die Schneidspannung weist, wie in [46] für eine andere Art ESU beschrieben [106], einen nichtsinusförmigen Verlauf auf. Dieser Verlauf steht im Zusammenhang mit dem an der Elektrode gezündeten Plasma. Die Amplitude des Zündstroms in Abbildung 17 ist größer als die des Schneidstromes. Dies lässt sich durch die in [46] beschriebenen Widerstandsänderung (Entstehung des Plasmas) in Verbindung mit der ESU-Architektur erklären. In der Schneidphase ist die Amplitude der Spannung größer als in der Zündphase. Die höhere Spannung wird für das Aufrechterhalten des Plasmas benötigt. Charakteristisch ist hier für die Schneidspannung ein Gleichanteil, welcher durch die um die Aktivelektrode entstandene Gas-schicht mit dem Plasma hervorgerufen wird. Der Gleichanteil wird zum Patientenschutz mit Hilfe von elektronischen Schaltungen bereits in der ESU aus dem Stromsignal entfernt (Kapitel 2.2).

Ausgangssignale ESU1

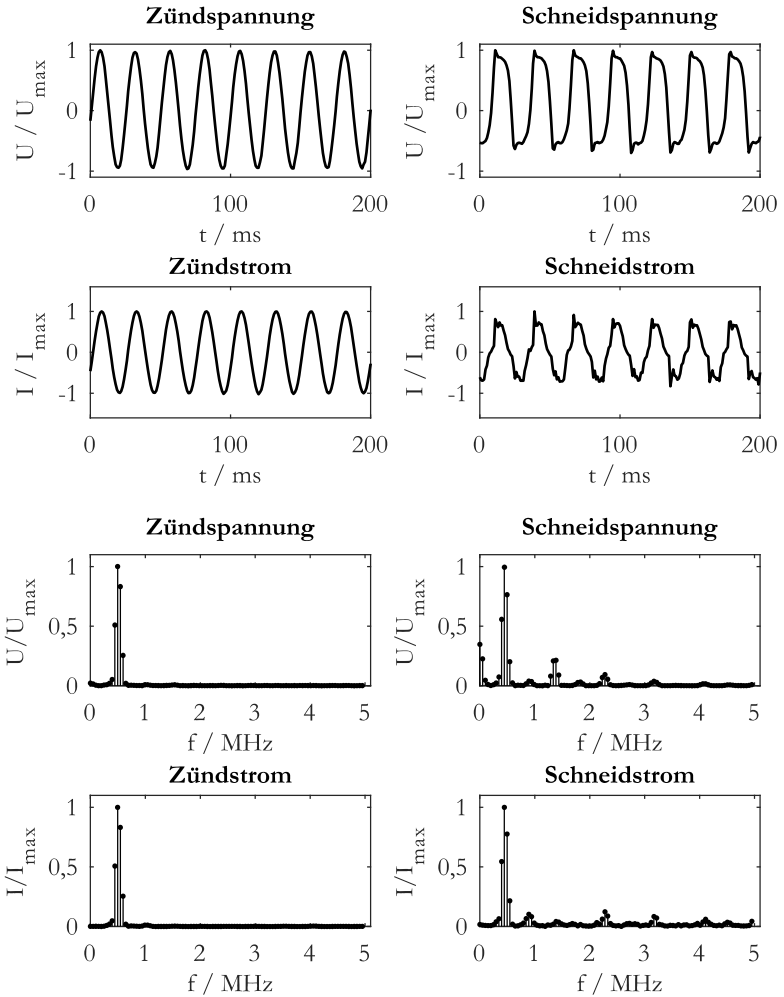


Abbildung 17: Ausgangssignale der ESU1 im Zeit- und Frequenzbereich während der Zündphase des Plasmas sowie der Schneidphase bei der B-TURP.

Die geregelte Ausgangsleistung kann auf mehrere Leistungsstufen eingestellt werden. Für die Versuche wird die Einstellung für die maximale Ausgangsleistung gewählt, um den größten Energietransport pro Zeiteinheit durch die Aktivelektrode und damit den größten Schlingenverschleiß zu erreichen.

ESU2

Im Folgenden wird die zweite in der Arbeit verwendete ESU vorgestellt. In Abbildung 18 sind die Ausgangssignale der ESU2 dargestellt. Die Zünd- und Schneidspannung weisen nahezu gleiche Amplituden und Signalformen auf. Die Plasmaaktivität spiegelt sich hier im Wesentlichen im Schneidstrom wider. Die Beobachtungen im Zeitbereich werden durch die Darstellung der Ausgangssignale im Frequenzbereich bestätigt.

Ausgangssignale ESU2

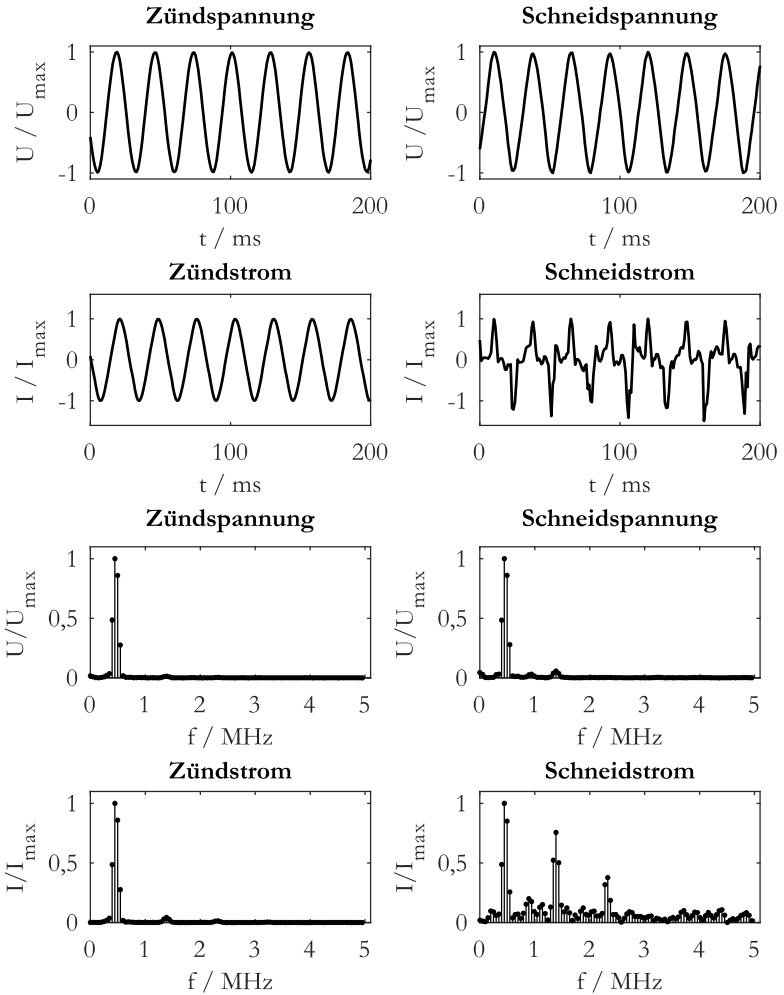


Abbildung 18: Ausgangssignale der ESU2 im Zeit- und Frequenzbereich während der Zündphase des Plasmas sowie der Schneidphase bei der B-TURP.

ESU1 und ESU2 unterscheiden sich nicht nur in der Signalform während des Schneidmodus, sondern auch in ihrer Grundfrequenz und der maximal einstellbaren Leistung. Diese Werte sind in Tabelle 2 zusammengefasst und denen aus [46] gegenübergestellt. Der dort verwendete ESU stand bei diesen Untersuchungen nicht zur Verfügung.

Tabelle 2: Signalfrequenz und Ausgangsleistung an ESU1, ESU2 und der in der Literatur verwendeten ESU; Angabe der Ausgangsleistungen von ESU1 und ESU2 erfolgt gemäß der möglichen Geräteeinstellungen

ESU	Grundfrequenz f in kHz	Leistung in W	Art des Anregesignals: Zünden / Schneiden
ESU1	400 / 360	50-300	Gepulst / kontinuierlich
ESU2	350	50-200	Gepulst / kontinuierlich
[46, 106]	100	Max 284	-/ gepulst

Aus Sicht der Analysemethoden ist eine Betrachtung über einen weiten Bereich der ESU-Grundfrequenz von Interesse. Eine Limitierung zu kleineren Frequenzen ist durch das in Kapitel 2.2 vorgestellte Gewebeverhalten unter Einwirken elektrischen Stromes aus medizinischer Sicht gegeben. Für die ESU1 konnte die Grundfrequenz um 10 % auf 440 kHz durch technische Manipulation der Ausgangsstufe erhöht werden. Dies hatte eine gleichbleibende Signalform mit jedoch deutlich größerer Ausgangsleistung zur Folge und es können keine repräsentativen Ergebnisse für die Analyse des Schlingenverschleißes erzielt werden. Inwieweit die Änderung der Grundfrequenz die Regelung der Ausgangsleistung beeinflusst, wurde nicht untersucht. Die Untersuchung des Einflusses der Grundfrequenz auf den Schlingenverschleiß stellt damit ein eigenständiges Thema dar und ist nicht Teil dieser Arbeit. Zusätzlich konnten für ESU1 und ESU2 die Leistungsanteile für Signalfrequenzen oberhalb 3,5 MHz ermittelt werden. Diese sind für beide ESU jeweils kleiner 5 % bezüglich der Leistung der Signalanteile unter 3,5 MHz.

3.2 Beschreibung der ex-situ Methoden

Die ex-situ Methoden sind die Anwendung optischer Messtechnik an der Aktivelektrode zur Analyse der Geometrieänderung sowie die Messung der Potentialverteilung im Trog zur Analyse des Schlingenverschleißes (Abbildung 14). Die optischen Untersuchungen zur Geometrieänderung werden in einer Versuchsumgebung außerhalb des elektrolytischen Trogs durchgeführt. Zu diesem Zeitpunkt ist das Plasma nicht aktiv. Die optischen Untersuchungen liefern Informationen über den zeitlichen Verlauf der verschleißbedingten Geometrieänderungen der Aktivelektrode. Aufgrund der räumlichen Anordnung einer Messelektrode im elektrolytischen Trog ist die Messung der Potentialverteilung per Definition nicht als in-situ Methode anwendbar. Sie liefert Informationen aus der Feldverteilung um das Resektoskop unter Einfluss der Plasmaaktivität in Zusammenhang mit dem Schlingenverschleiß. Die Messergebnisse werden verwendet, um einen Vergleich mit den simulierten Potentialverteilungen herstellen zu können.

Als Ergebnis der Anwendung beider Methoden kann eine Aussage über die Tauglichkeit als ex-situ Methode zur Analyse des Schlingenverschleißes gemacht werden.

3.2.1 Optische Analyse des Schlingenverschleißes

Für diese Arbeit ist die Veränderung der Oberflächenstruktur der Schlinge als Funktion der Plasmaaktivitätsdauer bis hin zur Durchmesseränderung des Schlingendrahts von Bedeutung (siehe Festlegung auf Seite 72). Auf eine Analyse und Gegenüberstellung der am Erosionsprozess beteiligten physikalischen Vorgänge wird verzichtet. Die optische Analyse des Schlingenverschleißes erfolgt unterteilt in mikroskopische und makroskopische Untersuchungen.

Ziel der mikroskopischen Untersuchungen ist die Erkennung des durch Erosionsprozesse entstehenden Materialabtrags auf der Schlingendrahtoberfläche. Zur Verschleißanalyse an Zündkerzen wurden mikroskopische Untersuchungen bereits in [64] angewandt. Als Ergebnis konnten runde, kraterförmige Struktu-

ren an Platinelektroden mit dem Erosionsprozess in Verbindung gebracht werden (Seite 72 in [64]). Kraterförmige Strukturen konnten auch in [65] und [47] an Elektroden zur HF-Chirurgie für unterschiedliche Materialien festgestellt werden. In beiden Veröffentlichungen wird jedoch nicht auf Elektroden aus Platin-Iridium eingegangen.

Die kraterförmigen Strukturen, die durch helle und dunkle Bereiche im auszuwertenden Bild sichtbar sind, können durch eine Kantendetektion [107] analysiert werden. Ausgewertet werden sollen die steigende Krateranzahl n , die mit der Plasmaaktivitätsdauer t zusammenhängt. Für die Kraterdurchmesser ist anzunehmen, dass diese statisch normalverteilt sind. Unklar ist an dieser Stelle, wie sich diese mit zunehmenden Verschleißprozess verändern. Somit werden die Kraterdurchmesser ebenfalls ausgewertet.

Mit voranschreitender Aktivitätsdauer t_A schreitet auch der Erosionsprozess weiter voran. Die weiter entstehenden Krater befinden sich unter anderem auch an den Positionen, an denen bereits Krater vorhanden sind. Dies führt zu einer Reduzierung des Schlingendrahtdurchmessers, jedoch nicht zu einer optischen Zunahme der Krater im Bild zur mikroskopischen Bildauswertung. Demnach werden die mikroskopischen Untersuchungen bis zu dieser Aktivitätsdauer durchgeführt.

Die Oberflächenstruktur des Schlingendrahtes bei verschiedenen Aktivitätsdauern ist schematisch mit idealisierten Kratern in Abbildung 19 dargestellt.

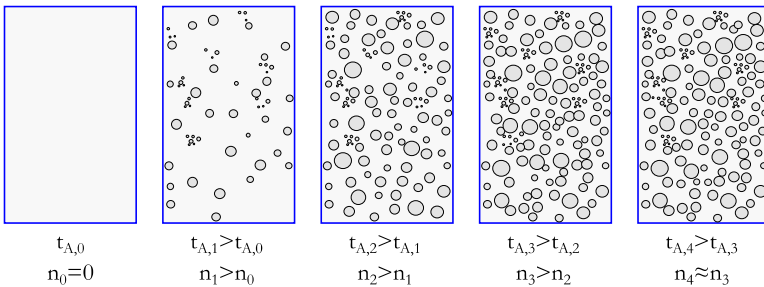


Abbildung 19: Schematische und idealisierte Darstellung der zu analysierenden Oberflächenstrukturänderung des Schlingendrahtes. Zunehmende Aktivitätsdauer t_A von links nach rechts mit verschiedenen Krateranzahlen n .

Die mikroskopischen Untersuchungen verlangen einen vergrößernden Abbildungsmaßstab von **50** bis **100**, mit dem die in [64] beschriebenen Oberflächenänderungen mit Strukturgrößen bis **10 μm** detektiert werden können. Des Weiteren muss gewährleistet sein, dass der auszuwertende Bildausschnitt scharf dargestellt wird. Die Schärfentiefe hängt nach [108] im Wesentlichen von der Wellenlänge der Lichtquelle, der Brennweite und dem Durchmesser der Linse ab. Für große Abbildungsvergrößerungen liegt die Schärfentiefe jedoch maximal im Bereich der Wellenlänge der Lichtquelle, mit der das zu untersuchende Objekt ausgeleuchtet wird [108]. Typischerweise werden grüne Lichtquellen mit Wellenlängen zwischen **500 nm** und **550 nm** verwendet [109], sodass Schärfentiefen in diesem Bereich erreicht werden können. Für die zu untersuchenden Aktivelektroden ist die Schärfentiefe von besonderer Bedeutung, da die Oberfläche gewölbt ist und somit die Gegenstandsweite ortsabhängig ist. Grundlage hierfür sind die strahlenoptischen Zusammenhänge [108].

Eine technische Lösung, mit der die Tiefenschärfe erhöht werden kann, ist das Fokus-Stacking [110]. Hierbei werden Aufnahmen gleichen Bildausschnitts mit verschiedenen Fokusebenen überlagert und ein Bild mit größerer Schärfentiefe berechnet. In Abbildung 20 wird dieser Zusammenhang schematisch dargestellt. Im oberen Bereich der Abbildung besteht der scharfe Bildbereich aus einer Fokusebene. Im unteren Bereich ist ein überlagerter Bildbereich aus mehreren Fokusebenen zu sehen.

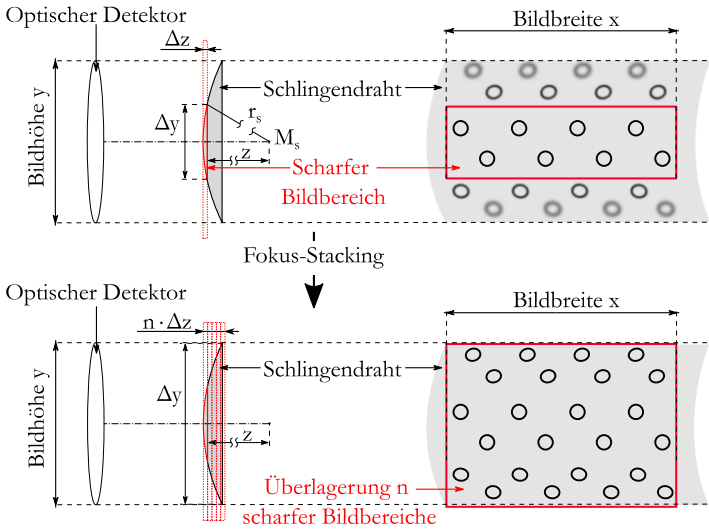


Abbildung 20: Darstellung der Abstandsänderung durch eine gewölbte Schlingendrahtoberfläche.

Die n -fache Überlagerung von Bildern mit n verschiedenen Fokusebenen führt zu einer Aufnahme dessen scharfer Bildbereich größer ist. In Abhängigkeit der gewählten Software und Hardware kann dieser Prozess automatisch erfolgen [111].

Es wird erwartet, dass in der Praxis die Strukturen der Krater unregelmäßig sind und zum Teil ineinander übergehen. Sichtbare Änderungen der Schlingenoberflächenstruktur werden nur in der ersten Phase des Verschleißprozesses erwartet. Ein Einfluss auf zum Beispiel die mechanische Belastbarkeit der Resektionselektroden, ist hier nicht anzunehmen. Der zu erwartende Einfluss auf den Schneidprozess sowie die Zuordnung der mikroskopischen Untersuchungen zu den ex-situ Methoden, lässt eine händische Analyse der Anzahl sowie der Größe der Krater zu. Eine qualitative Beurteilung der Ergebnisse wird den quantitativen bevorzugt. Die Ergebnisse dienen der Interpretation der Ergebnisse aus den Messungen der Schlingenimpedanz.

Ziel der makroskopischen Untersuchungen ist es, den Einfluss der Erosionsprozesse auf den Schlingendrahtdurchmesser d_{SD} zu analysieren. Als Ergebnis liefern die makroskopischen Untersuchungen ein Durchmesserprofil des Schlingendrahtes, welches sich mit der Aktivitätsdauer ändert. Die wesentlichen Anforderungen an die Versuchsumgebung sind die gesamte Resektionsschlinge möglichst bildfüllend und im gesamten Bereich scharf abzubilden. Die im Rahmen dieser Arbeit zu untersuchenden Schlingen entsprechen der Anordnung 1 und Anordnung 2 aus Abbildung 6. Der Unterschied zwischen diesen Anordnungen besteht in der Anordnung der Gegenelektrode und ist somit für die optischen Untersuchungen nicht von Bedeutung. Ein Unterscheidungsmerkmal der zu untersuchenden Resektionselektroden ist der Winkel $\alpha_{C,1}$ (siehe Abbildung 15 a)). Dieser Winkel nimmt bei den Elektrodenanordnungen 1 und 2 die Werte 0° , 12° und 30° an. Eine Überprüfung der Winkel zeigt Schwankungen von bis zu 50 %. Zusätzlich kann sich der Winkel für jede Schlinge aufgrund mechanischer Beanspruchungen über den Verschleißprozess ändern. Der Abbildungsmaßstab und die damit verbundene Schärfentiefe Δz , der Winkel $\alpha_{C,1}$ der Schlinge sowie die Belichtung verlangen, dass Kamera und Schlinge im Versuchsaufbau fest eingebaut werden. Die Halterung der Resektionselektrode muss im Winkel $\alpha_{C,1}$, Höhe y und Abstand z zur Kamera einstellbar sein. Dies ermöglicht eine Positionierung der gesamten Schlinge im Bereich der Tiefenschärfe, welche für die vorliegende Anwendung $0,5\text{ mm}$ beträgt. Abbildung 21 verdeutlicht die Positionierung der Resektionsschlinge schematisch in der Seitenansicht. Bezüglich der x-Achse kann die Befestigung der Elektrode auf der optischen Achse des Detektors liegen. Somit werden Verschiebungen in x-Richtung vermieden.

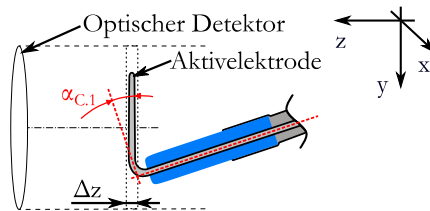


Abbildung 21: Schematische Darstellung makroskopische Untersuchung in der Seitenansicht mit optischen Detektor, der Aktivelektrode und der Tiefenschärfe Δz .

Die Aktivelektrode grenzt sich in den Bilddaten durch die Kanten des Schlingenquerschnitts ab (Abbildung 22 a)). Ermittelt wird das Durchmesserprofil aus dem Schlingendrahtdurchmesser d_{SD} , unter Anwendung einer Kantendetektion und der Abwicklung von d_{SD} . Folgende Bildbearbeitungsschritte werden dafür vorgenommen.

- a) Aufnahme des Schlingenquerschnitts
- b) Maskierung des Schlingenquerschnitts
- c) Umwandlung in ein Binärbild, durch Anwendung einer Kantendetektion
- d) Auswertung des Schlingendrahtdurchmessers d_{SD}

Die Schritte a) bis d) werden in Abbildung 22 anhand einer neuen Resektionselektrode dargestellt.

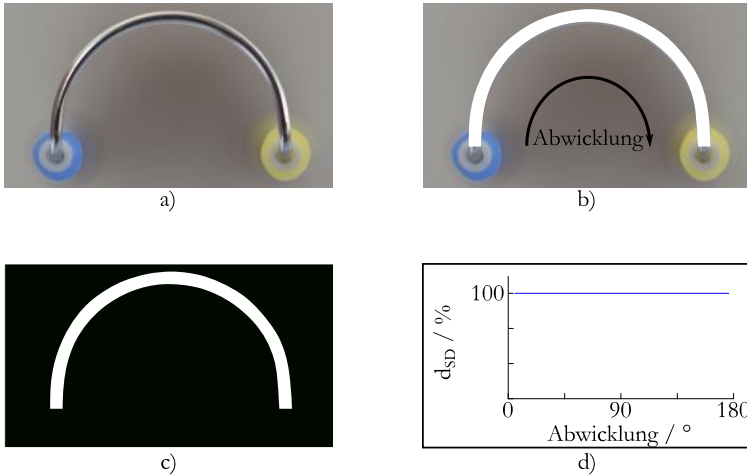


Abbildung 22: Graphische Darstellung der Bildverarbeitungsschritte zur makroskopischen Bildauswertung. a): Aufnahme des Bildes, b) Maskierung des Schlingenquerschnittes, c) Umwandlung in ein Binärbild mit anschließender Kantendetektion und d) Berechnung und Auswertung des Schlingendrahtdurchmessers d_{SD} als Funktion der Abwicklung.

Aufgrund der Maskierung der Schlinge und der Umwandlung in ein Binärbild werden keine besonderen Anforderungen an den Algorithmus zur Kantendetektion gestellt. Angewendet werden kann z. B. die Kantendetektion nach [107]. Über den Abbildungsmaßstab kann aus den Pixelkoordinaten der Schlingenkante im Bild das Durchmesserprofil berechnet werden. Eine Darstellung erfolgt über den Winkel der Abwicklung (Abbildung 22 d)). Der Abbildungsmaßstab resultiert aus einer Referenzgeometrie mit bekannten Maßen, welche sich in gleicher Ebene befindet wie die Resektionsschlinge.

Aus dem Schlingenprofil (Abbildung 22 c)) erfolgt die Bestimmung des Schlingendrahtdurchmessers d_{SD} , wie in Abbildung 23 dargestellt. Dieser setzt sich aus dem minimalen Abstand zwischen der inneren und der äußeren Kante des Schlingenprofils zusammen. Die Kantendetektion erfolgt im aufgenommenen Bild spaltenweise vom oberen und vom unteren Bildrand.

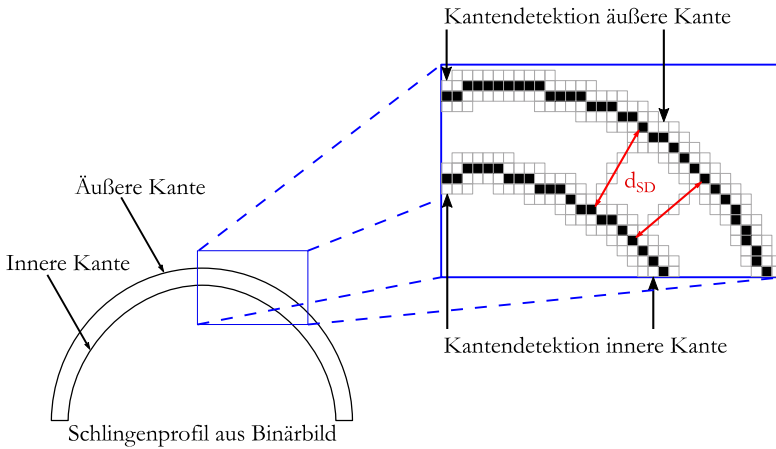


Abbildung 23: Bestimmung des Schlingendrahtdurchmessers aus der Kantendetektion in den aufgenommenen Schlingen der Resektionselektroden.

Der im Versuchsaufbau gewählte Abbildungsmaßstab, in Verbindung mit dem Abstand zwischen Detektor und Gegenstandsebene, führt zu einem Umrechnungsfaktor von $1,8 \frac{\mu m}{px}$. Die Gesamtbreite des Schlingenquerschnittes ist im Bereich von 5 mm bis $5,5 \text{ mm}$. Der Schlingendrahtdurchmesser d_{SD} nimmt für Resektionselektroden im Neuzustand Werte von $250 \mu m$ bis $350 \mu m$ an. Die Maskierung des Schlingendrahtquerschnittes erfolgt mit einer Abweichung von $\pm 5 \text{ px}$ pro Kante. Daraus resultiert eine maximale Abweichung für das Durchmesserprofil von insgesamt $18 \mu m$. Abschließend wird der allgemeine strukturelle Ablauf der optischen Methoden in Abbildung 24 gegenübergestellt.

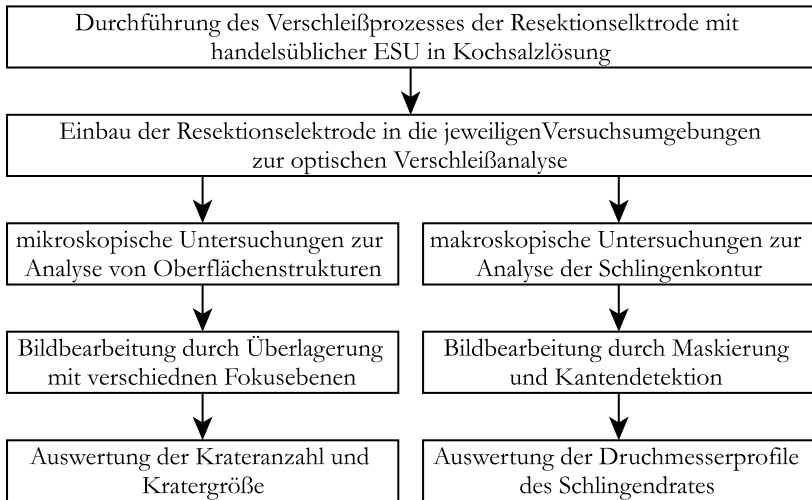


Abbildung 24: Allgemeiner struktureller Ablauf der Methode der optischen Untersuchungen zum Schlingenverschleiß.

3.2.2 Messung der Potentialverteilung

Die Messung der Potentialverteilung im elektrolytischen Trog stellt ein in seiner Komplexität reduziertes Modell der Prostata dar. Zur Analyse der elektrischen Feldverteilung um ein bipolares Resektoskop, wurde dieser Ansatz in [32] ausführlich behandelt. Die Untersuchungen des Schlingenverschleißes finden bei aktivem Plasma und unter Verwendung einer isotonischen Kochsalzlösung statt. Damit grenzt sich die Messung der Potentialverteilung von der Anwendung der optischen Messtechnik zur Untersuchung des Schlingenverschleißes ab. Abbildung 25 zeigt das zu untersuchende Gebiet unter Berücksichtigung der Prostatageometrie (a)). Dem gegenübergestellt ist der elektrolytische Trog als Modell der Prostata (b)) sowie eine schematische Darstellung der Elektrodenanordnung zur Potentialmessung im elektrolytischen Trog (c)). Die während des Schneidprozesses der B-TURP als Spülflüssigkeit verwendete isotonische Kochsalzlösung, bildet im elektrolytischen Trog die elektrischen Eigenschaften des

Prostatagewebes nach. Die elektrische Leitfähigkeit der isotonischen Kochsalzlösung wird im elektrolytischen Trog als homogen verteilt angenommen und beträgt $1,5 \text{ S/m}$ bei 20°C . Die Betrachtung der 3D-Potentialverteilung erfolgt in den Ebenen $Eb(r, \Theta)$ sowie $Eb(r, z)$. Diese sind in Abbildung 25 b) blau, bzw. rot dargestellt⁴.

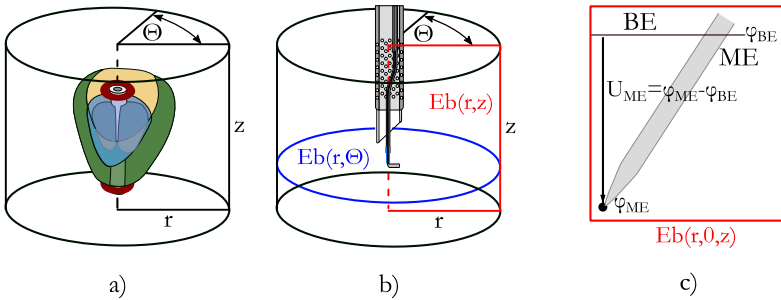


Abbildung 25: Gebiet zur Untersuchung des Schlingenverschleißes im elektrolytischen Trog; a) unter Berücksichtigung der Prostatagröße; b) elektrolytischer Trog als Modell der Prostata; c) Anordnung der Messelektrode (ME) und der Bezugselektrode (BE) zur Messung des Potentials in der Ebene $Eb(r, 0, z)$.

Die Potentialverteilung resultiert aus der Stromdichteverteilung und der elektrischen Leitfähigkeit der isotonischen Kochsalzlösung. Des Weiteren hängt die Potentialverteilung von der Geometrie des Resektoskopes und der verwendeten Resektionselektrode sowie deren verschleißbedingte Geometrieänderung ab. Die Größe des Trogs, die Plasmaaktivität und die damit verbundene Gasblasenbewegung haben ebenfalls Einfluss auf die Messergebnisse.

Die Spannung U_{ME} in Abbildung 25 c) ist dabei die Differenz der Potentiale an der Messelektrode φ_{ME} und an der Bezugselektrode φ_{BE} . Für die Messung der Potentialverteilung im Trog sind im Zusammenhang mit den Untersuchungen

⁴ Die dargestellte Ebene $Eb(r, \Theta)$ steht exemplarisch für die Ebenenschar $Eb(r, \Theta, Z_{1,n})$, für eine beliebige Anzahl Ebenen n und für unterschiedliche Werte von z . Gleiches gilt für die Ebene $Eb(r, z)$ und der Ebenenschar $Eb(r, \Theta_{1,n}, z)$, für verschiedene Winkel Θ .

des Schlingenverschleißes folgende Anforderungen an die Versuchsumgebung zu klären.

- Erforderliche Größe des elektrolytischen Trops, mit Definition des Interessensbereiches.
- Auswahl des Messelektrodensystems.
- Positionierung der Messelektrode, zur Messung der Potentialverteilung
- Anforderung an das Datenerfassungssystem.
- Einfluss der Messdauer auf die Versuchsumgebung.

Erforderliche Größe des elektrolytischen Trops mit Definition des Interessensbereiches

Für die Größe des elektrolytischen Trops sind folgende Aspekte zu berücksichtigen: Zum einen ist die Größe des Abdomens entscheidend, in dem sich das elektrische Feld ausbreitet. Wird dieser als Kreisrund angenommen folgt für den Durchmesser d_{Trog} ein Wert von ca. **316 mm**, berechnet aus dem Umfang des Abdomens [112–114]. Für die Höhe des Trops h_{Trog} wird ein Wert von **500 mm** angenommen. Auch dieser Wert entspricht der Größenordnung des Abdomens eines erwachsenen Mannes. Der zweite Aspekt liegt in der Wellenausbreitung im Raum. Der Raum muss klein gegenüber der Wellenlänge λ sein [79]. Unter Berücksichtigung der Ausbreitungsgeschwindigkeit im Vakuum c_0 , den relativen Materialeigenschaften ϵ_r und μ_r sowie der maximal anzunehmenden Frequenz f_{max} , lässt sich λ wie folgt berechnen [78]. Die Ausbreitungsgeschwindigkeit c_0 kann mit $c_0 \approx 3 \cdot 10^8 \frac{m}{s}$ angenähert werden. Nach Kapitel 3.1.2 beträgt die maximale zu erwartende Frequenz $f_{max} = 5 \text{ MHz}$. Die relative Permittivität der isotonischen Kochsalzlösung beträgt etwa **80** [115, 116] und die relative Permeabilität **1**. Das Ergebnis für die Wellenlänge λ aus Gleichung (3-1) kann als minimale zu erwartende Länge angesehen werden.

$$\lambda = \frac{c_0}{f_{max} \cdot \sqrt{\epsilon_r \mu_r}} \approx \frac{3 \cdot 10^8 \frac{m}{s}}{5 \cdot 10^6 \text{ Hz} \cdot \sqrt{80 \cdot 1}} \approx 6,7m \quad (3-1)$$

Die Größe des Abdomens ist klein gegenüber der Wellenlänge. Somit kann der Einfluss der Wellenausbreitung vernachlässigt werden. Ein dritter Aspekt ist eine mögliche Deformation des elektrischen Feldes an der Wand des Trogs, wenn dieser zu klein gewählt wird. Eine numerische Voruntersuchung hat gezeigt, dass Durchmesser des Troges $d_{Trog} \geq 500 \text{ mm}$ diesen Einfluss bezüglich des Potentials in unmittelbarer Nähe zur Aktivelektrode (AE) auf unter 0,2 % reduzieren. Es folgt für $d_{Trog} = 500 \text{ mm}$ bei einer Höhe $h_{Trog} = 500 \text{ mm}$.

Zur Definition des Interessensbereichs (IB) wird die Größe der Prostata berücksichtigt [117]. Wird eine zylindrische Form für den IB angenommen, hat dieser eine Höhe von 50 mm und einen Außenradius von 40 mm . Der innere Radius wird durch den Resektoskopschaft begrenzt, dessen Radius $4,5 \text{ mm}$ beträgt. Der IB ist in Abbildung 26 blau, der Resektoskopschaft schraffiert und die Bezugselektrode (BE) rot dargestellt.

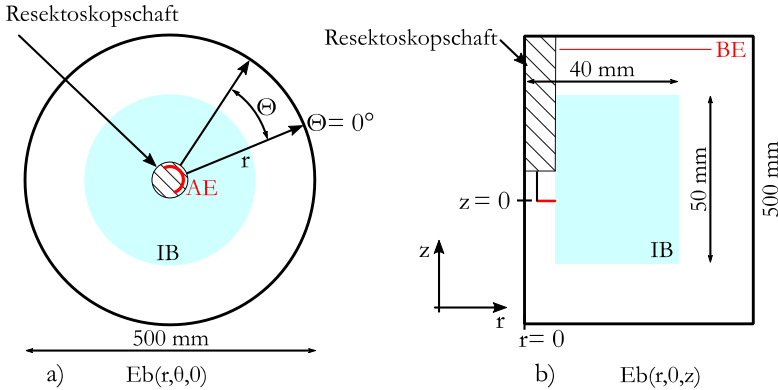


Abbildung 26: a) Elektrolytischer Trog in der Ebene $Eb(r, \theta, 0)$ mit IB, Resektoskopschaft und AE; b) Elektrolytischer Trog in der Ebene $Eb(r, 0, z)$ mit IB, Resektoskopschaft, AE und der zur Messung des Potentials notwendigen BE im oberen Bereich des Trogs.

Auswahl des Messelektrodensystems

Die Messung der Potentialverteilung kann auf Basis von Multielektrodensystemen (MES) oder auf Basis von Einzelektrodensystemen (EES) erfolgen. Multielektrodensysteme zeichnen sich durch die Verwendung mehrerer Messelektroden aus. Das in [118] vorgestellte System besteht aus 24 Messelektroden. Jede Elektrode weist eine in den Ebenen $Eb(r, \theta)$ nicht veränderliche Position auf. Die Aufnahmen der Messdaten in den Ebenen $Eb(r, \theta)$ erfolgt mit allen 24 Messelektroden gleichzeitig. Das Positioniersystem dient zur Einstellung der Messposition in z-Richtung und basiert auf einer mechanischen Rasterung mit diskreten Schrittweiten Δz . Der Einfluss der Messelektroden auf die Feldverteilung wurde untersucht und in den Ergebnissen weitestgehend korrigiert. In [119],[120] wird ein System mit vier Messelektroden vorgestellt. Die radialen Abstände werden durch aktorbasierte Positioniersysteme in den Ebenen $Eb(r, \theta)$ eingestellt. Die Schrittweite beträgt $\Delta r = 0,5 \text{ mm}$. Die Positionierung in z-Richtung erfolgt ebenfalls über eine mechanische Rasterung mit diskreten Δz . Der Einfluss der vier Messelektroden auf die Feldverteilung bleibt jedoch für sehr kleine Abstände zum Resektoskopschaft unklar. Einzelektrodensysteme beinhalten nur eine Messelektrode, welche in der Regel ein Positioniersystem zum Anfahren der Messpositionen im elektrolytischen Trog aufweisen. Auch hier ist der Einfluss auf die Feldverteilung nicht geklärt. Zur Messung der 3D-Potentialverteilung im Interessensbereich ergeben sich zur Untersuchung des Schlingenverschleißes drei mögliche Kombinationen aus Elektrodenanzahl und Positioniersystem.

An dieser Stelle sollen für alle drei Systeme Messelektroden gleicher Geometrie vorausgesetzt werden. Die Anordnung der Messleitung ist coaxial mit dem Schirm, welcher zusätzlich elektrisch isoliert ist, gegenüber der isotonischen Kochsalzlösung. Diese Anordnung entspricht der eines Zylinderkondensators im elektrolytischen Trog. Der Gesamtwiderstand einer Messelektrode bzgl. der Stromdichteverteilung im elektrolytischen Trog ist im Frequenzbereich von 400 kHz in der Größenordnung von 1 bis $4 \text{ k}\Omega$. Dieser Wert ist groß gegenüber dem Widerstand der isotonischen Kochsalzlösung, welche die Messelektrode umgibt. Daraus folgt, dass kapazitive Einflüsse auf die Feldverteilung im

elektrolytischen Trog aufgrund des Aufbaus, der der Messelektrode vernachlässigt werden können. Die Messelektrode verursacht demnach nur eine geringe Strömungsfelddeformation. Diese hängt mit der Anzahl der Messelektroden zusammen.

Die Anforderungen an die Versuchsumgebung resultieren aus dem Schlingendrahtdurchmesser ($d_{DS} < 0,3 \text{ mm}$) sowie aus den Abmessungen des Interessensbereiches (Abbildung 26). Daraus folgt im Allgemeinen eine hohe Festigkeit und geringe Toleranzen der mechanischen Komponenten der Versuchsumgebung. Spezielle Anforderungen an die Anzahl der Messelektrode(n) und deren Positioniersystem sind:

- Kleine Schrittweiten Δr und Δz zwischen der Aktivelektrode (AE) der Resektionselektrode und der Messelektrode.
- Hohe Reproduzierbarkeit der Messpositionen.
- Minimaler Einfluss der geometrischen Ausdehnung der Messelektrode(n) auf die Feldverteilung im elektrolytischen Trog.

Untergeordnete Anforderung an die Versuchsumgebung im Zusammenhang mit der Anzahl der Messelektroden sind die Geschwindigkeit der Datenaufnahme sowie Untersuchungen dynamischer Prozesse. Diese stehen in Verbindung mit der Plasmaaktivität. In Tabelle 3 folgt eine Auflistung der Anforderungen an die Versuchsumgebung mit Gegenüberstellung der Systeme zur Potentialmessung. Die Gegenüberstellung dient zur Überprüfung der Tauglichkeit der Systeme zur Untersuchung des Schlingenverschleißes. Grundlage ist eine Bewertung des jeweiligen Systems bezüglich der Anforderung mit gut (++), mittel (+) und schlecht (-).

Tabelle 3: Gegenüberstellung von Multi- und Einzelelektrodensystemen bezüglich der Anforderungen an die Versuchsumgebung zur Untersuchung des Schlingenverschleißes im elektrolytischen Trog.

Anforderung	System		MES	EES
			radial	
			fix	positionierbar
Kleine Abstände für r und z zur Aktivelektrode (AE)			+	+
Kleine Schrittweiten Δr und Δz zur AE			-	++
Reproduzierbarkeit der Messpositionen im IB			++	+
Einfluss der geom. Ausdehnung der Messelektroden auf die Feldverteilung			-	++
Zeitlicher Aufwand/Geschwindigkeit der Datenaufnahme			++	-
Untersuchungen dynamischer Prozesse			++	-

Unter Betrachtung der Abstände r und z der Messelektrode(n) zur AE erweisen sich nach Tabelle 3 alle drei Systeme als gleichermaßen tauglich. Dies ist unabhängig von der Elektrodenanzahl und dem Positioniersystem der Messelektrode(n). Der Vorteil kleiner Schrittweiten zur AE kann durch, in ihrer Position veränderliche Messelektroden erreicht werden. Messelektroden, welche in ihrer Position fix angeordnet sind, haben dagegen den Vorteil einer hohen Reproduzierbarkeit der Messpositionen. Der Einfluss der geometrischen Ausdehnung der Messelektroden auf die Feldverteilung im elektrolytischen Trog verringert sich mit der Reduzierung der Anzahl der Messelektroden. Zusätzlich kann die geometrische Ausdehnung der Messelektrode reduziert werden. Dies steht jedoch oft im Widerspruch mit der mechanischen Stabilität und der damit verbundenen Reproduzierbarkeit der Position der Messelektrode.

Mit dem Erreichen kleiner Schrittweiten und dem, relativ betrachtet, geringen Einfluss der Messelektrode auf die Feldverteilung überwiegen die Vorteile von Einzelelektrodensystemen (EES) bei der experimentellen Umsetzung zur Untersuchung des Schlingenverschleißes. Somit erfolgt die Potentialmessung im elektrolytischen Trog auf Basis eines EES.

Anforderung an die Positionierung der Messelektrode

Zur Messung der 3D-Potentialverteilung mit einem EES ist eine Positionierung der Messelektrode in den Raumrichtungen r , θ und z erforderlich. Aufgrund der näherungsweise gleichen Größenverhältnisse des Interessensbereiches in r - und in z -Richtung sind die Anforderungen an die Schrittweiten Δr und Δz gleich. In diesem Zusammenhang gilt dies auch für die Positioniergenauigkeit. Für die Raumrichtung θ werden Winkelschrittweiten von $\Delta\theta = 45^\circ$ gewählt, welche zu acht Winkelpositionen in den Ebenen $Eb(r, \theta)$ führen (Abbildung 27 a)). Daraus ergeben sich acht Ebenen $Eb(r, z)$ für die jeweiligen Messpositionen für verschiedene Werte r und z (Abbildung 27 b)). Dieser Ansatz hat sich bereits in [118] für die Untersuchung der Potentialverteilung um ein bipolares Resektoskop als geeignet herausgestellt. In Abbildung 27 c) ist zusätzlich die dreidimensionale Verteilung der Messpositionen im elektrolytischen Trog schematisch in der 3D-Ansicht dargestellt. Ausgewählt wurden exemplarisch zwei Ebenen $Eb(r, z)$.

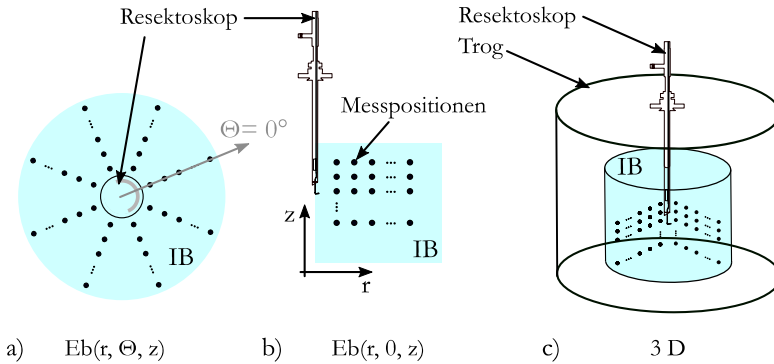


Abbildung 27: Darstellung der Messpositionen im IB; a) in der Ebene $Eb(r, \theta, 0)$ und b) in der Ebene $Eb(r, 0, z)$ und c) in der 3D-Ansicht.

Zur Untersuchung der Potentialverteilung um ein bipolares Resektoskop werden in [120] aktorbasierte Positioniersysteme zur Elektrodenpositionierung in radialer Richtung verwendet. Die erreichten Schrittweiten Δr betragen $0,5 \text{ mm}$.

Auf Basis dieser Erkenntnisse folgt für die Anforderung an die Versuchsumgebung zur Verschleißanalyse eine mögliche Schrittweite in radialer und in z-Richtung von **0,5 mm**. Umgesetzt wird dies mit Schrittmotoren.

In Abhängigkeit der verwendeten mechanischen Komponenten sind Positioniergenauigkeiten im Bereich weniger Mikrometer möglich [121].

Wird die Steuerung der Schrittmotoren in die Software zur Potentialmessung integriert, können Daten in der Ebene **$Eb(r, z)$** (Abbildung 27 b)) teilautomatisiert aufgenommen werden. Die Auswahl und Einstellung des Winkels Θ erfolgt dabei händisch.

Folgender Ablauf dient zur Aufnahme der Potentialverteilung in den Ebenen **$Eb(r, z)$** .

1. Definition der zu messenden Positionen im Trog.
2. Positionierung der Messelektrode in dem ersten definierten Winkel Θ .
3. Positionierung der Messelektrode in der ersten definierten z-Ebene.
4. Positionierung der Messelektrode am ersten definierten radialen Abstand.
5. Aktivierung des Plasmas.
6. Messung des Potentials und Datenspeicherung.
7. Wiederholung der Punkte 4 bis 6 an den weiteren definierten radialen Abständen bei dauerhaft aktivem Plasma.
8. Deaktivierung des Plasmas und Wiederholung ab Punkt 3.

Der hier vorgestellte Ablauf zur Messung der Potentialverteilung lässt die Anzahl der Messpositionen für radiale und für die z-Richtung offen. Offen ist auch das Datenerfassungssystem. Die Dauer der Messung der Potentialverteilung kann dadurch beliebig lang werden. Auf beide Aspekte wird in den folgenden zwei Abschnitten eingegangen.

Anforderung an das Messdatenerfassungssystem

In diesem Abschnitt erfolgt die Beschreibung der Anforderung an das Datenerfassungssystem zur Messung der Potentialverteilung im elektrolytischen Trog.

Ausgewertet werden sollen, wie in [32] und in [120], effektive Spannungen, welche sich aus den hochfrequenten Wechsignalen des Potentials im elektrolytischen Trog berechnen lassen. Zur Erfassung der Wechsignale eines Effektivwertes beträgt die Messdauer eine Millisekunde. Pro Messposition werden 10 Effektivwerte aufgenommen, deren arithmetischer Mittelwert zur Auswertung der Potentialverteilung dient. Für die Spannungspegel sind nach [120] Werte bis $2 V_{eff}$ für radiale Abstände zum Resektoskopschaft von ca. 5 mm zu erwarten. Die Untersuchung des Schlingenverschleißes, auf Basis der Messung der Potentialverteilung im elektrolytischen Trog, findet, wie auch die Auswertung von ESU-Ausgangsstrom und ESU-Ausgangsspannung bei aktivem Plasma statt (Abbildung 14). Eine simultane Erfassung der Spannung im elektrolytischen Trog, des ESU-Ausgangsstroms und der ESU-Ausgangsspannung führt zu einer Reduzierung des Messaufwands und der Möglichkeit die Ergebnisse vergleichen zu können. Somit ist eine Anforderung an die Datenerfassung zur Analyse des Schlingenverschleißes, dass mindestens drei Kanäle benötigt werden, welche eine simultane Messwerterfassung ermöglichen.

Die Ausgangssignale der beiden verwendeten ESU weisen nach Kapitel 2.1 keine signifikanten Signalanteile oberhalb 3,5 MHz auf. Gleiches gilt für die Spannung im elektrolytischen Trog, da dessen Frequenz direkt von der Signalfrequenz der ESU abhängt. Daraus folgt, dass die Bandbreite des Signalspektrums begrenzt ist. Um die größte im Signal vorkommende Frequenz f_{max} fehlerfrei rekonstruieren zu können, gilt für die Abtastfrequenz f_a nach dem Abtasttheorem [97]:

$$f_a > 2 \cdot f_{max} \quad (3-2)$$

Am Markt sind handelsübliche Messwerterfassungskarten mit bis zu vier Kanälen mit je 10 MHz Abtastfrequenz erhältlich [122]. Die maximale Eingangsspannung beträgt hierbei 10 V pro Kanal. Beide Werte erfüllen die Anforderungen an die Versuchsumgebung⁵.

⁵ Bei den gegebenen Anforderungen an das Datenerfassungssystem weisen eine Signalmodulation sowie eine gezielte Unterabtastung keinem Vorteil auf. Eine Gegenüberstellung dieser beiden Verfahren ist in [32] zu finden.

Einfluss der Messdauer auf die Versuchsumgebung

Die Messung der Potentialverteilung um das Resektoskop zur Analyse des Schlingenverschleißes ist in dieser Arbeit Teil der ex-situ Methoden. Daraus folgt, dass die Dauer der Messung unkritisch bezüglich des Einflusses auf den Operationsprozess ist. Dennoch hängt von der Dauer der Messung, bei aktivem Plasma, der Leistungseintrag durch das Resektoskop in die Versuchsumgebung ab. Dieser Sachverhalt kann Ursache für eine temperaturbedingte Änderung der elektrischen Leitfähigkeit der isotonischen Kochsalzlösung sein und Einfluss auf die Messergebnisse nehmen. In Abbildung 28 ist die elektrische Leitfähigkeit für verschiedene NaCl-Konzentrationen als Funktion der Temperatur dargestellt. Die Datensätze DS1 bis DS3 basieren auf Daten aus [123]. Aus eigenen Voruntersuchungen resultiert der Datensatz DS4. Dieser weist in linearer Approximation eine temperaturbedingte Leitfähigkeitsänderung von $0,35 \frac{\text{mS/cm}}{\text{K}}$ auf.

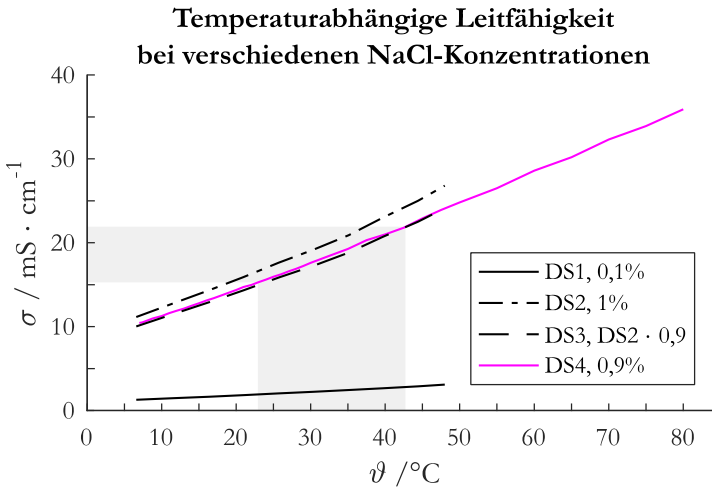


Abbildung 28: Leitfähigkeit in Abhängigkeit der Temperatur und der NaCl Konzentration. Die Datensätze DS1 und DS2 wurden aus [123] übernommen, DS3 resultiert aus DS2 mit einem Korrekturfaktor von 0,9 zur Anpassung an eine NaCl-Konzentration von 0,9 %. Die Daten von DS4 resultieren aus eigenen Messungen mit einem NaCl-Gehalt von 0,9%.

Aus medizinischer Sicht kann eine Begrenzung des Temperaturbereiches (Abbildung 28 grau) zur Untersuchung der Potentialverteilung im elektrolytischen Trog erfolgen. Für die untere Grenze wird die Raumtemperatur bei chirurgischen Eingriffen herangezogen. Diese beträgt etwa 22°C [124]. Für die obere Grenztemperatur gilt: Die Temperatur muss dauerhaft auf das Gewebe einwirken können, ohne dabei irreversible Gewebeschädigungen zu verursachen. Daraus folgt, dass die obere Grenztemperatur 42°C beträgt [125]. Mit den definierten Grenzen ergibt sich eine Temperaturdifferenz von 20 K , welche wiederum eine Leitfähigkeitsänderung von $7,1\text{ mS/cm}$ zur Folge hat. Reduziert werden kann eine Temperaturänderung der isotonischen Kochsalzlösung durch folgende Maßnahmen:

- Die Verwendung eines Reservoirs im mechanischen Aufbau, welches eine Temperaturregelung der isotonischen Kochsalzlösung enthält und in [32] Anwendung fand.
- Eine Zirkulation der isotonischen Kochsalzlösung zwischen Reservoir und Trog für einen Wärmeabtransport aus dem Trog während der Potentialmessung.
- Einhalten von Wartezeiten (Plasma inaktiv) zwischen den Messungen, um ein Abkühlen der isotonischen Kochsalzlösung zu ermöglichen.
- Eine Begrenzung der Anzahl der Messpositionen im elektrolytischen Trog führt bei der Messung der Potentialverteilung zu einer Reduzierung der Messdauer und damit zu einer Reduzierung des Leistungseintrags.

Ziel dieser Maßnahmen ist es, die mittlere Temperatur im Interessensbereiches IB über den Zeitraum der Messungen nahezu konstant zu halten. Erreicht werden kann dies unter Verwendung eines Zweipunktreglers im Bereich von 22°C und 25°C , einem kontinuierlichen Volumenstrom der Zirkulation von 10 L/min und einem Verhältnis von Messdauer zu Wartezeit von 1. Die mittlere Leitfähigkeitsänderung beträgt damit $1,05\text{ mS/cm}$. Eine Temperaturerhöhung im Interessensgebiet von 1 K wurde nach über 30 s Messdauer bei aktivem

Plasma erreicht. In einem Zeitfenster von **30 s** ist es möglich neun Messpositionen mit radialen Abständen zum Resektoskop im Bereich von **5 mm** bis **40 mm** anzufahren. Daraus resultiert ein Zeitfenster von weiteren **30 s** in dem die Messelektrode in z-Richtung positioniert werden kann.

3.3 Beschreibung der in-situ Methoden

Die folgenden zwei Unterkapitel beinhalten die Vorstellung der Methoden zur Analyse des Schlingenverschleißes auf Basis der Messung und Auswertung von ESU-Ausgangsspannung und ESU-Ausgangsstrom sowie zur Messung und Auswertung der Impedanz der Resektionselektrode im Resektoskop. Die Anwendung der Methoden erfolgt unter Verwendung des elektrolytischen Trogs, welcher bereits zur Messung der Potentialverteilung zum Einsatz kommt. Eine Abgrenzung der Spannungs- und Strommessung zur Impedanzmessung ist durch die Anwendung mit und ohne Plasma gegeben. Dies ermöglicht den strukturellen Ablauf aus Abbildung 29. Hierbei werden die Messungen wiederholt angewandt, bis der maximale Schlingenverschleiß erreicht ist.

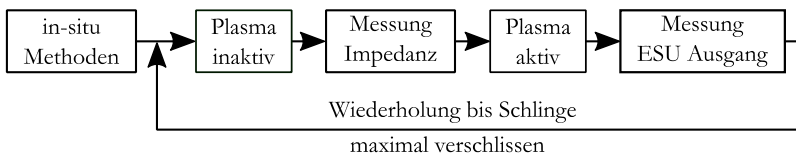


Abbildung 29: Struktureller Ablauf zur Anwendung der in-situ Methoden.

Als Ergebnis der Anwendung der Methoden kann eine Aussage über deren Tauglichkeit als in-situ Methode bzgl. der Anwendung während des Operationsprozesses gemacht werden.

3.3.1 Spannungs- und Strommessung am ESU-Ausgang

Die Spannungs- und Strommessung am ESU-Ausgang basiert zur Untersuchung des Schlingenverschleißes, auf zwei grundlegenden Komponenten. Zum einen auf einer rechnergestützten Steuerung der Plasmaaktivitätsdauer und zum

anderen auf der Messung der beiden ESU-Ausgangsgrößen. Diese wird durch eine Messeinrichtung realisiert, welche dem ESU-Ausgang nachgeschaltet ist, jedoch nicht in den Aufbau des Resektoskopes und des elektrolytischen Trogs eingreift. Die Speicherung und Auswertung der ESU-Ausgangsdaten erfolgt mit einem PC-gestützten Messwerterfassungssystem. Dieses übernimmt auch die Steuerung der Plasmaaktivitätsdauer. Eine schematische Darstellung ist in Abbildung 30 zu sehen.

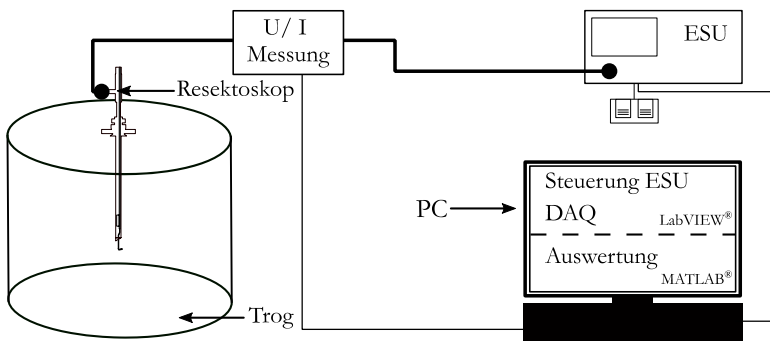


Abbildung 30: Schematische Darstellung der Spannungs- und Strommessung am ESU-Ausgang zur Untersuchung des Schlingenverschleißes.

Abbildung 30 zeigt die Verbindung des PCs zur ESU. Die Aktivierung des Ausgangs erfolgt parallel zum Fußschalter der ESU. Die Aktivitätsdauer des Plasmas beträgt jeweils 30 s. Diese Dauer resultiert aus der Messung der Potentialverteilung im elektrolytischen Trog (Kapitel 3.2.2), welche zeitgleich mit der Spannungs- und Strommessung erfolgt. Die Datenverarbeitung und die Impedanzmessung folgt in der nichtaktiven Plasmaphase. Eine Darstellung dieses Ablaufes ist in Abbildung 31 dargestellt.

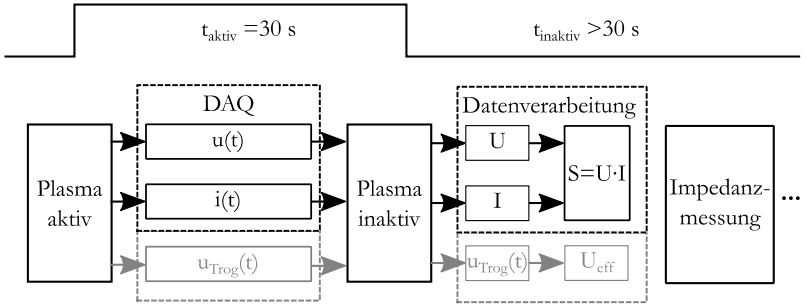


Abbildung 31: Zeitlicher Ablauf der Methode zur Spannungs- und Strommessung mit der Messdatenerfassung (DAQ) in der aktiven Plasmaphase und der Datenverarbeitung während der inaktiven Plasmaphase mit anschließender Messung der Impedanz an der Resektionselektrode. Grau dargestellt ist die Messdatenerfassung und Datenverarbeitung der Potentialmessung im Trog.

Die gespeicherten Messdaten liegen im Zeitbereich vor. Es folgt eine Umrechnung der Wechsignale $u(t)$ und $i(t)$ in Effektivwerte U und I [126]. Die Berechnungsgrundlage ist jeweils der quadratische Mittelwert (TRMS) in diskreter Form (Formel (3-3)).

$$X = \sqrt{\frac{1}{N} \sum_{n=1}^N |x_n|^2} \quad (3-3)$$

Die Anzahl der Datenpunkte N in Formel (3-3) entspricht denen, die in den 30 s Plasmaaktivität aufgenommenen Werten. Im Zusammenhang mit der Untersuchung des Einflusses des Schlingenverschleißes auf die ESU-Ausgangsgrößen stellen die Größen U und I zeitabhängige Größen dar, jedoch mit Bezug auf die Aktivitätsdauer des Plasmas. Zusätzlich erfolgt die Berechnung der Scheinleistung S aus dem Produkt $U \cdot I$. Sie beinhaltet die Wirkleistung, die Blindleistung sowie die Verzerrungsblindleistung aus den harmonischen Anteilen der Wechselgrößen [127] und stellt eine dritte Größe zur Auswertung dar. Bei der Auswertung der ESU-Ausgangsgrößen gilt zu beachten, dass die Steuerungs-

und Regelstrategien der Ausgangsgrößen herstellerspezifisch und im Rahmen dieser Arbeit nicht bekannt sind.

Damit basiert die Auswertung der Ergebnisse auf einer Beobachtung der Ausgangsgrößen und deren tendenziellen Verläufen in Abhängigkeit des Schlingenverschleißes.

Die Strommessung kann nach [128] mit Stromzangen, Messwiderständen oder Stromwandlern realisiert werden. Diese drei Verfahren sind Standardverfahren mit stromproportionaler Spannung U_I als Ausgangsgröße zur Messdatenerfassung. Die Vor- und Nachteile der Methoden zur Stromspannungswandlung werden in [129–131] gegenübergestellt. Die im Rahmen dieser Arbeit zu untersuchenden Stromamplituden von bis zu **8 A** im Frequenzbereich von **300 kHz** bis **5 MHz** stellen die Anforderungen an die Strommessung dar. Alle drei Verfahren werden diesen Anforderungen gerecht. Anwendung findet in dieser Arbeit die Strommessung auf Basis von Messwiderständen. Bezüglich der Signalbandbreite muss die Bauform der Messwiderstände berücksichtigt werden. Für Metallschichtwiderstände beträgt diese bis zu **50 MHz** mit induktiven Anteilen L von bis zu **3 nH** [132]. Für einen Frequenzbereich bis $f = 5 \text{ MHz}$ ändert sich der Widerstandswert Z_{shunt} um bis zu **0,4 Ω** . Dieser Zusammenhang ist unter Verwendung von Formel (3-4) korrigierbar.

$$Z_{shunt} = R_0 + 2\pi f \cdot L \quad (3-4)$$

Wird die Frequenzabhängigkeit korrigiert, erfolgt die Proportionalität durch:

$$I = \frac{U_I}{Z_{shunt}} \quad (3-5)$$

Der aus dem ESU-Ausgang fließende Strom kann aus der am Messwiderstand Z_{shunt} abfallenden Spannung U_I berechnet werden. Unter Verwendung eines

$0,8\ \Omega$ Widerstandes nehmen die stromproportionalen Spannungen Werte kleiner $10\ \text{V}$ an. Eine Verwendung des Datenerfassungssystems, welches zur Messung des Potentials im elektrolytischen Trog verwendet wird, ist möglich.

Die ESU-Ausgangsspannungen U_A erreichen in der Zündphase des Plasmas Werte von bis zu $1000\ V_{pp}$. Eine zeitgleiche Erfassung des Potentials im elektrolytischen Trog und der ESU-Ausgangsspannung (Abbildung 31) erfordert, wegen der großen Unterschiede der Amplituden, einen Spannungsteiler zur Erfassung der ESU-Ausgangsspannungen. Generell müssen dabei hohe Widerstandswerte verwendet werden, um die ESU elektrisch nicht zu belasten. Rein ohmsche Spannungsteiler sind aufgrund von Erdstreukapazitäten für hohe Widerstandswerte des Teilers nicht zu empfehlen [133]. Kapazitive Spannungsteiler sind prinzipiell für Wechselspannungen geeignet, haben jedoch den Nachteil, dass sie für Gleichspannungen ungeeignet sind. Zu erwarten sind, bei den zu messenden ESU-Ausgangsspannungen, Gleichanteile, welche durch die Plasmaaktivität entstehen. Somit kommen rein kapazitive Spannungsteiler für die Anwendung nicht in Betracht. Ein Kompromiss stellen ohmsch-kapazitive Teiler dar, welche sowohl Gleich- als auch Wechselspannungen teilen können. Für den in dieser Arbeit vorliegenden Spannungs- und Frequenzbereich sind bereits fertige System am Markt erhältlich. Da Ziel der Arbeit die Auswertung der ESU-Ausgangsspannungen bezüglich des Schlingenverschleißes ist, wird zur Spannungsmessung ein Differentialastkopf mit einem Teilungsverhältnis von 1:100 eingesetzt [134] und auf eine Neuentwicklung verzichtet.

3.3.2 Auswertung der Impedanz

Die Impedanzauswertung stellt eine Methode dar, deren Anwendung von der Bestimmung der Nennwerte und ihrer Toleranzen einfacher elektrischer Bauteile bis zur Analyse elektrochemischer Systeme eingesetzt wird [135]. Die Signalfrequenzen reichen je nach Anwendung von wenigen μHz bis einigen GHz mit Widerstandswerten von wenigen $\text{m}\Omega$ bis einigen $\text{M}\Omega$ [136]. Die praktische Umsetzung kann durch die Verwendung einer Spannungs- und Strommessung, eines Impedanzanalysators (ZA) auf Basis einer Auto-Balancing Messbrücke (ABB) oder eines Vektornetzwerkanalysators (VNA) erfolgen [137, 138]. Die

Impedanzanalyse auf Basis einer ABB zeichnet sich dabei durch eine Genauigkeit von bis zu $\pm 0,08\%$ bei der Impedanzmessung aus. Die Bandbreite beträgt $40 - 110 \text{ MHz}$ [138], sodass dieses Verfahren im Rahmen dieser Arbeit Anwendung findet. Die Durchführung der Impedanzmessung erfolgt in der inaktiven Plasmaphase im Anschluss an der Datenverarbeitung zur Spannungs- und Strommessung am ESU-Ausgang (Abbildung 31). Zur Impedanzmessung wird das Resektoskop mit einem ZA verbunden und der Signalweg zur ESU durch eine Relaischaltung RS getrennt. Das Resektoskop befindet sich dabei im elektrolytischen Trog. Eine schematische Darstellung erfolgt in Abbildung 32.

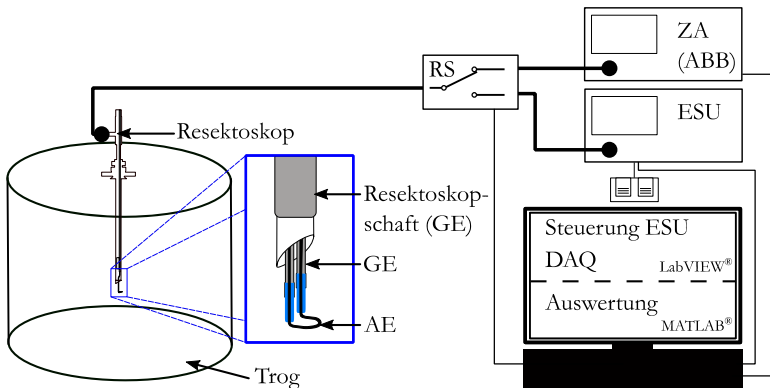


Abbildung 32: Schematische Darstellung der Impedanzmessung mit einem ZA auf Basis einer ABB zur Untersuchung des Schlingenverschleißes. Die Impedanzmessung erfolgt an den Klemmen der Aktivelektrode AE und der Gegenelektrode GE des Resektoskopes.

Die Aktivierung und Deaktivierung der ESU und des ZA, die Steuerung der Schalteinheit für den Signalweg sowie die Datenerfassung und Datenauswertung erfolgen ebenfalls mit dem Messdatenerfassungssystem (Abbildung 32). Der zeitliche Ablauf ist in Abbildung 33 schematisch dargestellt.

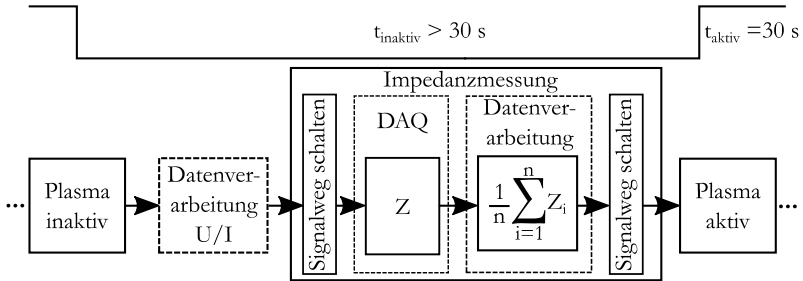


Abbildung 33: Zeitlicher Ablauf der Methode zur Impedanzmessung in der inaktiven Plasmaphase mit dem Schalten des Signalwegs der Messdatenerfassung (DAQ) und der Datenverarbeitung während der inaktiven Plasmaphase mit anschließender Aktivierung des Plasmas.

Die Anforderungen an die Impedanzmessung im Rahmen der Untersuchung des Schlingenverschleißes bipolarer Resektoskope unterteilen sich im Wesentlichen in Anforderungen an die Bandbreite des zu untersuchenden Frequenzbereichs des Messsignals sowie in Anforderungen an den Umschaltvorgang zwischen ESU und ZA. Auf beides wird im Folgenden eingegangen.

Auswahl des Frequenzbereiches

Die Auswahl des Messfrequenzbereichs orientiert sich im Rahmen dieser Arbeit an die Frequenzspektren der Arbeitsströme der verwendeten ESU (siehe Kapitel 2.1). Die Grundschwingungen betragen **300 kHz** bis **400 kHz**. Harmonische oberhalb **3,5 MHz** weisen keine signifikanten Amplituden auf, sodass der zu untersuchende Frequenzbereich auf $300 \text{ kHz} < f < 3,5 \text{ MHz}$ eingegrenzt werden kann.

Ein Ersatzmodell, dass sowohl ein Elektrolyt als auch dessen Wechselwirkung mit Messelektroden berücksichtigt, wird beispielsweise in [139] und [140] vorgestellt. Angewandt auf die in-situ Analyse des Schlingenverschleißes auf Basis der Impedanzauswertung kann das Modell in Abbildung 34 verwendet werden.

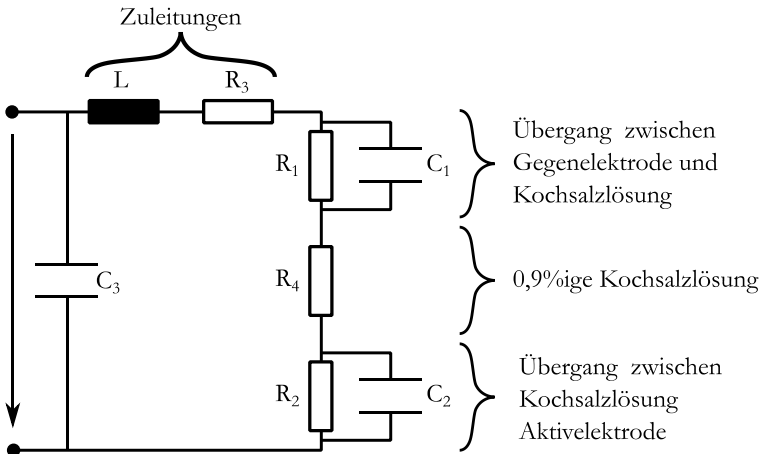


Abbildung 34: Elektrisches Ersatzmodell eines bipolaren Resektoskops im elektrolytischen Träg.

Das Ersatzschaltbild in Abbildung 34 beinhaltet die Einflüsse der Zuleitungen des Messsystems (L , C_3 , R_3), den Übergang von der Aktivelektrode des Resektoskops zur isotonischen Kochsalzlösung (R_1 , C_1), der Kochsalzlösung selbst (R_4) und dem Übergang zurück zur Gegenelektrode des Resektoskops (R_2 , C_2).

Nach [141] ist im Frequenzbereich von **500 kHz** bis **5 MHz** davon auszugehen, dass sich keine deutliche Frequenzabhängigkeit aufgrund der elektrischen und dielektrischen Eigenschaften der isotonischen Kochsalzlösung einstellt. Offen bleibt an dieser Stelle, ob die Ergebnisse aus [141] auch vollständige Gültigkeit für Frequenzen ab **350 kHz** und der vorliegenden Anwendung haben. Eine Gegenüberstellung einer Berechnung der Impedanz⁶ eines Resektoskops in isotonischer Kochsalzlösung mit Ergebnissen einer praktischen Untersuchung [142] ist in Abbildung 35 zu sehen. Dargestellt sind der Realteil (oben) und der Imaginärteil (unten) der Impedanz.

⁶ Die verwendeten Bauteilparameter befinden sich im Anhang in Tabelle A. 2.

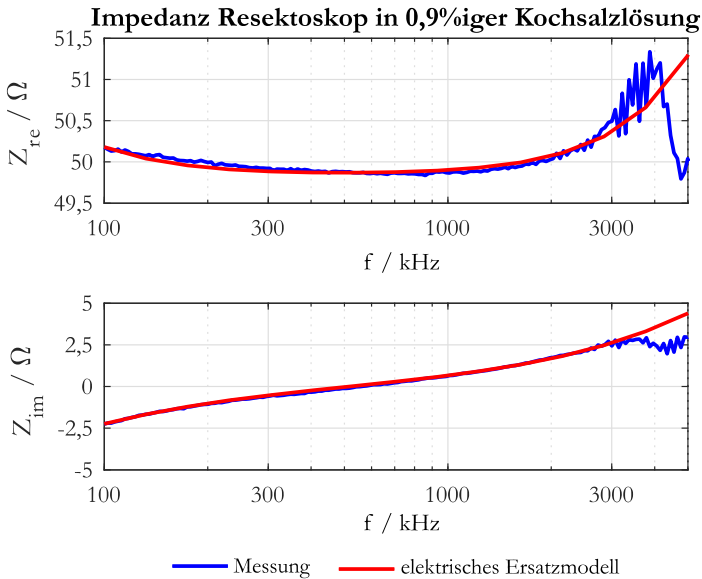


Abbildung 35: Frequenzabhängigkeit der Impedanz im Frequenzbereich von $100 \text{ kHz} < f < 3,5 \text{ MHz}$ eines bipolaren Resektoskopes in isotonischer Kochsalzlösung. Gegenüberstellung einer Messung mit dem elektrischen Ersatzmodell aus Abbildung 34.

Die spektrale Darstellung der Impedanzen, die messtechnisch ermittelt und aus dem elektrischen Ersatzmodell berechnet wurden, ist in Abbildung 35 dargestellt. Die Graphen zeigen eine Widerstandsänderung im Realteil der Impedanz von kleiner 1Ω im Frequenzbereich von 100 kHz bis 2 MHz . Im gleichen Frequenzbereich nimmt der gemessene Imaginärteil Werte von $-2,5 \Omega$ bis $2,5 \Omega$ an. Im Frequenzbereich oberhalb 2 MHz weichen die berechneten und der gemessene Impedanzverläufe um bis zu 1Ω voneinander ab.

Das Ergebnis dieser Gegenüberstellung lässt eine weitere Reduzierung des Frequenzbereiches zur Untersuchung des Schlingenverschleißes zu. Mit Bezug auf die Grundfrequenz der verwendeten ESU erfolgt die Impedanzmessung bei 350 kHz . Auf Basis des gemessenen Imaginärteils der Impedanz erfolgt eine weitere Reduzierung auf die Auswertung des Realteils der Impedanz.

Umschalten zwischen Mess- und Aktivierungsphase der Resektions-elektrode

Eine übliche Methode zur Trennung elektrischer Schaltkreise ist die Verwendung von Relais, deren Vorteile gegenüber Halbleiterschaltungen unter anderem geringe Kopplungskapazitäten, hochohmige Leitungstrennung und hohe Spannungsfestigkeit sind. Wesentliche Nachteile sind die relativ großen Ansprechzeiten im *ms* Bereich, Kontaktprellen und ein möglicher Funkenüberschlag zwischen den Kontakten bei zu hohen Spannungen [143]. In Bezug auf die vorliegende Anwendung soll im Folgenden kurz auf die drei genannten möglichen Nachteile eingegangen werden.

Ansprechzeit und Kontaktprellen

Typische Ansprechzeiten von Relaisschaltungen nehmen Werte von **25 ms** an [144]. Selbst für schnelle ZA [145], welche Widerstandsmessungen im Frequenzbereich oberhalb **100 kHz** in unter **1 s** durchführen können, stellt das für die vorliegende Anwendung keinen Nachteil dar. In der Ansprechzeit enthalten ist die Prellzeit, welche das vollständige und endgültige Schließen der Schaltkontakte beschreibt. Für die Untersuchung des Schlingenverschleißes, unter Anwendung der Impedanzmessung, erfolgt der Schaltvorgang ohne an den Kontakten anliegen Spannung. Sicherergestellt werden kann dies durch eine Synchronisation mit der vom PC gesteuerten Aktivierung/Deaktivierung der ESU und dem Beginn/Ende der Datenerfassung der Impedanz. Die zeitliche Abfolge ist in Abbildung 33 dargestellt.

Funkenüberschläge

Funkenüberschläge an Relaiskontakten können entstehen, wenn die Potentialdifferenz an den Kontakten hoch ist. Induktionsspannungen können in dieser Arbeit aufgrund der verwendeten ESU vernachlässigt werden. ESU-Ausgangsspannungen von bis zu **1000 V_{pp}** in den Zündphasen des Plasmas haben jedoch hohe Anforderungen an die Spannungsfestigkeit der Relais, um eine Plasmabildung zwischen den Relaiskontakten zu vermeiden. Der genaue Spannungswert hängt von Faktoren wie Kontaktmaterial, Kontaktgröße, Kontaktabstand und dem Medium in dem sich die Kontakte befinden ab [143]. Funkenüberschläge

können durch eine Reihenschaltung mehrerer Relais, wie in Abbildung 36 dargestellt, vermieden werden. Die ESU-Ausgangsspannungen verlangen bei typischen Schaltspannungen von **250 VAC** [144] mindestens vier Schalter in Reihe.

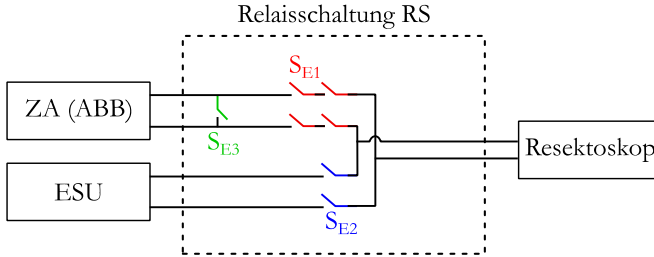


Abbildung 36: Anordnung der Relais zur funkenüberschlagsfreien Trennung von ESU und ZA.

Die wesentliche Aufgabe der Schalteinheit besteht darin, den ZA während der aktiven Plasmaphase elektrisch vom Signalweg zwischen ESU und Resektoskop zu trennen. In Tabelle 4 sind die Schalterstellungen in Abhängigkeit der Plasmaphase dargestellt.

Tabelle 4: Darstellung der Schalterstellungen an den Schaltern S_{E1} , S_{E2} und S_{E3} während der aktiven und inaktiven Plasmaphase mit Darstellung der Verbindung zwischen Resektoskop und ESU/ZA. Schalter offen: o; Schalter geschlossen: g.

Plasmaphase gem. Abbildung 33	Verbindung zwischen Resektoskop und	S_{E1}	S_{E2}	S_{E3}
Aktiv	ESU	o	g	g
Inaktiv	ZA	g	o	o

In der aktiven Plasmaphase (S_{E2} geschlossen) sind die Schalter S_{E1} offen und die ESU-Ausgangsspannung fällt an S_{E1} und dem Resektoskop ab. Die Impedanz des Resektoskopes ist in Abhängigkeit der Plasmaaktivität im Bereich von 500Ω bis etwa $30 k\Omega$ [46] und damit vernachlässigbar gegenüber den offenen Schaltern S_{E1} ($R_{offen} > 100 M\Omega$). Der ESU-Ausgangsstrom fließt nur durch das Resektoskop. Der geschlossene Schalter S_{E3} sorgt dafür, dass die beiden

Ausgangspole des ZA miteinander kurzgeschlossen sind und Fremdspannungen am Ausgang des ZA eliminiert werden. Unter Berücksichtigung der aufgeführten Punkte erfüllen Relais die geforderten Kriterien, um eine Trennung der elektrischen Schaltkreise zwischen Mess- und Schneidphase zu realisieren.

4 Versuchsumgebungen zur experimentellen Umsetzung

Im folgenden Kapitel werden die Versuchsumgebungen zur Umsetzung der Untersuchungen des Schlingenverschleißes der Resektionselektroden beschrieben. Eine Unterteilung der Versuchsumgebungen erfolgt aus der Klassifizierung aus Abbildung 14 auf Seite 69 in in-situ und ex-situ Versuchsumgebungen.

4.1 Versuchsumgebungen für die ex-situ Methoden

Die Versuchsumgebungen der ex-situ Methoden bestehen aus drei voneinander unabhängigen Aufbauten.

- Aufbau für makroskopische Untersuchungen.
- Aufbau für mikroskopische Untersuchungen.
- Potentialtrog zur Untersuchung der Potentialverteilung.

Der Versuchsaufbau für makroskopische Untersuchungen des Schlingenverschleißes ist in Abbildung 37 dargestellt. Die Bildaufnahme wird durch eine digitale Kamera mit CMOS Detektor realisiert, der bei einer Größe von $23,5\text{ mm} \times 15,6\text{ mm}$ eine Pixelanzahl von 6000×4000 aufweist.

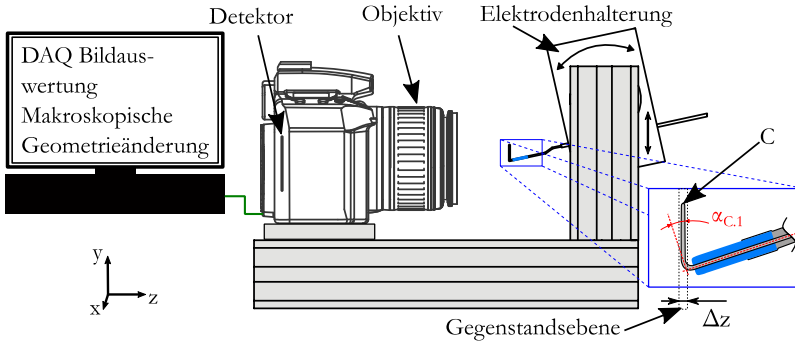


Abbildung 37: Versuchsaufbau zur Bildauswertung makroskopischer Geometrieänderungen mit: CMOS Detektor mit 6000x4000 Pixel bei 23,5 x 15,6 mm Größe [146], Objektiv mit vergrößerten Abbildungsmaßstab, Elektrodenhalterung und PC zur Bildauswertung.

Die Schlinge der Resektionselektrode kann über die Elektrodenhalterung in die Gegenstandsebene Δz positioniert werden (Abbildung 37). Hierfür könne der Winkel $\alpha_{C,1}$ und die Höhe y variiert werden. Die Position der Resektionselektrode in x -Richtung ist auf der optischen Achse des Objektivs und nicht einstellbar. Die Bildauswertung erfolgt über eine Kantendetektion in den aufgenommenen Abbildungen mit folgendem Ablauf.

- Aufnahme des Schlingenquerschnitts.
- Maskierung des Schlingenquerschnitts.
- Umwandlung in ein Binärbild durch Anwendung einer Kantendetektion.
- Auswertung des Schlingendrahtdurchmessers d_{SD} .

Die damit verbundenen Anforderungen an die Versuchsumgebung wurden in Kapitel 3.2.1 erarbeitet. Eine graphische Darstellung des Ablaufes der Bildauswertung ist in Abbildung 22 zu finden.

Der Versuchsaufbau zur mikroskopischen Untersuchung des Schlingenverschleißes ist in Abbildung 38 dargestellt. Er besteht aus einem Mikroskop mit Positioniertisch und Digitalkamera sowie einem PC zur Ansteuerung des Positioniertisches.

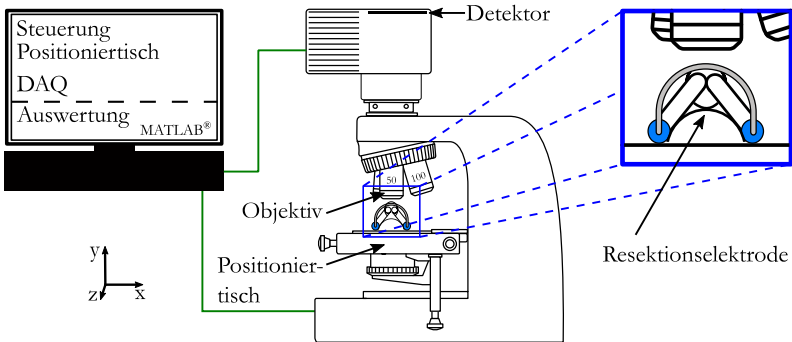


Abbildung 38: Darstellung des Versuchsaufbaus zur makroskopischen Untersuchung des Schlingenverschleißes unter Verwendung eines Mikroskops (Typ BX 61 [109]) mit CCD Detektor (2576x1932 Pixel) und elektronisch steuerbaren Positioniertisch zur Elektrodenpositionierung unter dem Objektiv sowie einem PC.

Die Resektionselektroden werden zur mikroskopischen Untersuchung des Schlingenverschleißes in der nichtaktiven Plasmaphase im Mikroskop positioniert und fixiert. Die Bildaufnahmen erfolgen mit 50- und 100-facher Abbildungsvergrößerung. Die Bildauswertung erfolgt mit einem PC. Hier werden Größe und Anzahl der durch Erosion bei der Plasmaaktivität hervorgerufen Krater ausgewertet. Die Dokumentation der Veränderung der Schlingendrahtoberfläche erfolgt durch wiederholte Aufnahmen nach definierten Aktivitätsdauern des Plasmas. Die aktive Plasmaphase wird dabei im Potentialtrog realisiert, der zur Messung der Potentialverteilung dient.

Die Versuchsumgebung zur Messung des Potentials im elektrolytischen Trog basiert im Wesentlichen auf der Versuchsumgebung in [32]. Der mechanische Aufbau in der hier vorliegenden Arbeit (Abbildung 39) besteht ebenfalls aus einem Trog mit Reservoir sowie einer Halterung für das Resektoskop und für die Messelektrode. Eine Zirkulation der isotonischen Kochsalzlösung zwischen Trog und Reservoir erfolgt durch eine Pumpe. Das Reservoir beinhaltet die Temperaturregulierung der isotonischen Kochsalzlösung. Aus den Anforderungen an die Versuchsumgebung aus Kapitel 3.2.2 resultiert für den Aufbau zur Potentialmessung im Trog in dieser Arbeit ein Ein-Elektroden-System. Hierbei befindet sich das Resektoskop auf der Mittelachse des Trogs. Die Bezugselektrode (BE) befindet sich im oberen Bereich des Trogs konzentrisch um den Resektoskopschaft. Sie deckt den Messbereich von bis zu 50 mm Abstand zur Mittelachse des Resektoskopes ab. Die Positionierung der Messelektrode erfolgt in z- und r-Richtung über Linearantriebe mit Schrittmotoren.

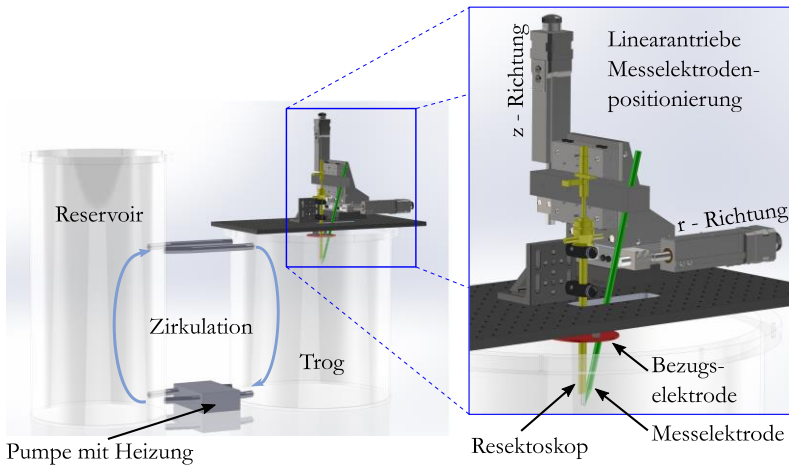


Abbildung 39: Versuchsumgebung zur Messung der 3D-Potentialverteilung im Trog.

Die Messung der 3D-Potentialverteilung im elektrolytischen Trog erfolgt bei acht verschiedenen Winkeln Θ durch aufeinanderfolgende Aufnahmen der Ebenen $Eb(r, z)$ ⁷. Der Winkel Θ dient zur Orientierung der Schlinge bezüglich der Messelektrode, wie in Abbildung 40 dargestellt. Zusätzlich werden das Resektoskop, die Resektoskophalterung sowie Mess- und Bezugselektrode in der Draufsicht schematisch dargestellt.

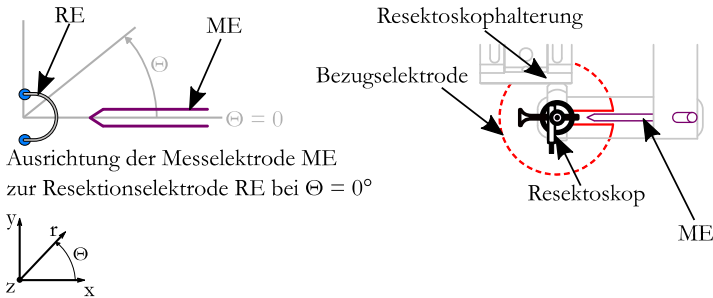


Abbildung 40: Schematische Darstellung des Versuchsaufbaus in der Draufsicht, Orientierung der Resektionselektrode im Versuchsaufbau.

Eine schematische Darstellung des Aufbaus zur Messung der 3D-Potentialverteilung ist in Abbildung 41 zu sehen. Die Aktivierung des Plasmas erfolgt über den PC, der mit der ESU verbunden ist. Die Messung des Potentials im Trog erfolgt über eine Messelektrode, deren Bezugspunkt durch die Bezugselektrode gebildet wird. Eine Impedanzanpassung und eine galvanische Trennung ist der Messwerterfassung vorgeschaltet. Basis der Impedanzanpassung ist ein Impedanzwandler, dessen Eingangswiderstand einige $M\Omega$ beträgt. Die entstehende elektrische Belastung des zu untersuchenden Systems wird so reduziert und kann vernachlässigt werden [147]. Die Datenaufnahme, Datenauswertung und die Ansteuerung des Positioniersystems erfolgt mit Hilfe eines PC-gestützten Systems.

⁷ Die Beschreibung des Ablaufs der Messung erfolgte bereits auf Seite 84 im Rahmen der Anforderung an die Positionierung der Messelektroden.

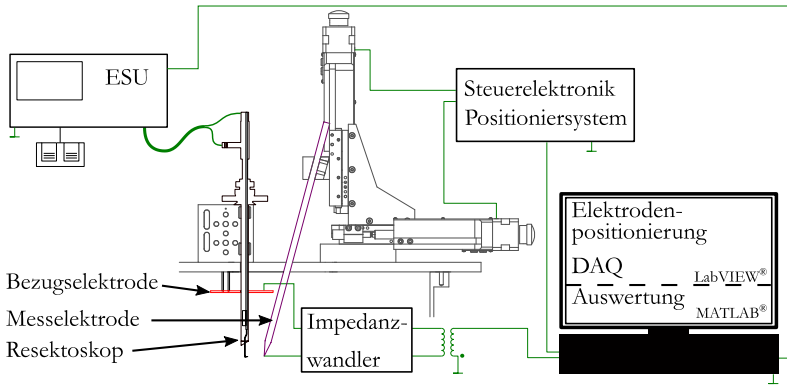


Abbildung 41: Versuchsaufbau zur Messung der 3D-Potentialverteilung bestehend aus: ESU, Resektoskop, Mess- und Bezugselektrode, Datenerfassung mit vorgeschalteter Impedanzenanpassung und galvanischer Trennung, Steuerelektronik des Positioniersystems sowie eines PCs zur Elektrodenpositionierung, Datenerfassung und Datenauswertung.

4.2 Versuchsumgebung in-situ Methoden

Die Spannungs- und Strommessung am ESU-Ausgang sowie die Impedanzmessung am Resektoskop zwischen Aktiv- und Gegenelektrode (Abbildung 32) erfolgt mit einem gemeinsamen Versuchsaufbau. Die Anforderungen an die Versuchsumgebung sind für die Spannungs- und Strommessung in Kapitel 3.3.1 und für die Impedanzmessung im Kapitel 3.3.2 beschrieben worden. Grundlage der Versuchsumgebung der in-situ Methoden ist der in Kapitel 4.1 vorgestellte Potentialtrog. Die in Abbildung 29 und Abbildung 31 dargestellten zeitlichen Verläufe beinhaltet Phasen mit aktivem Plasma (Spannungs- und Strommessung) und inaktivem Plasma (Impedanzmessung). Eine elektrische Verbindung zwischen Resektoskop und ESU bzw. ZA wird über eine Relaischaltung RS (Abbildung 36) hergestellt. Die schematische Darstellung der Versuchsumgebung der in-situ Methoden erfolgt in Abbildung 42.

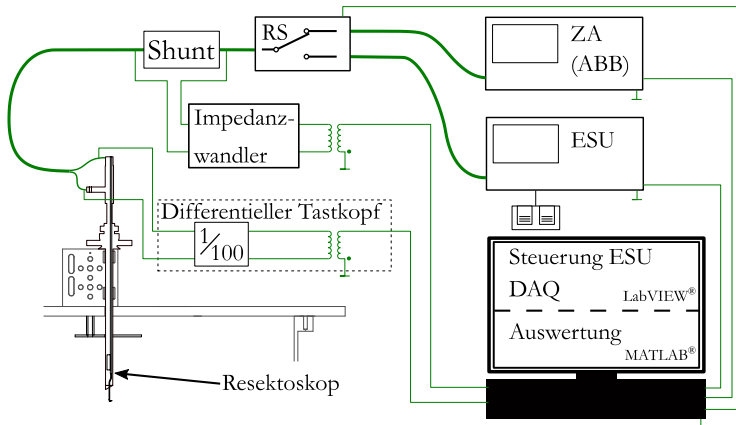


Abbildung 42: Schematische Darstellung der Versuchsumgebung zur Impedanz-, sowie zur Strom- und Spannungsmessung.

Die Ansteuerung der Relaischaltung RS, der ESU und des ZA erfolgt über den PC. Besteht eine elektrische Verbindung durch die Relaischaltung zwischen Resektoskop und dem ZA ist die ESU und damit die Spannungs- und Strommessung inaktiv. Die Datenspeicherung greift auf die Datenschnittstelle des ZA zu. Eine Open Short Load Kalibrierung [148, 149] zur Impedanzmessung erfolgt an den Klemmen des Resektoskopes. Mit abgeschlossener Datenspeicherung steuert der PC die Relaischaltung und eine Verbindung zwischen Resektoskop und ESU wird hergestellt. Die Messung des ESU-Ausgangsstroms erfolgt über das Messwerterfassungssystem zur Potentialmessung im Trog. Es besteht ebenfalls aus einer Impedanzanpassung, einer galvanischen Trennung und der Messwerterfassung (Abbildung 31). Die Anforderungen an das Datenerfassungssystem wurden in Kapitel 3.3.1 beschrieben. Die Spannungsmessung wird mit Hilfe eines galvanisch getrennten Differentialtastkopfs realisiert. Dessen Spannungsteilverhältnis beträgt $1/100$ [134]. Die Spannungs-Strommessung erfolgt über eine spannungsrichtige Schaltung [128].

5 Ergebnisse der experimentellen Untersuchungen

Die Ergebnisse der experimentellen Untersuchungen zum Schlingenverschleiß basieren auf der Anwendung der in Kapitel 3 vorgestellten Methoden unter Verwendung der in Kapitel 4 beschriebenen Versuchsumgebungen. Anwendung finden die Methoden an 28 neuen und originalverpackten Resektionselektroden für bipolare Resektoskope. Die schlingenförmigen Aktivelektroden sind alle aus Platin-Iridium gefertigt, bei denen sich der Schlingendrahtdurchmesser d_{DS} im Neuzustand im Bereich von 250 bis 300 μm befindet. Die Anordnungen von Aktiv- und Gegenelektrode entsprechen der Anordnung 1 oder Anordnung 2 aus Abbildung 6 auf Seite 35. Die verwendeten ESU entsprechen denen aus Kapitel 3.1.2.

Eine Beurteilung der Ergebnisse zum Schlingenverschleiß bezüglich einer möglichen Nutzungsdauer erfolgt anhand des in Abbildung 16 (Seite 72) vorgestellten Nutzungszykluses. Hierbei entspricht die Nutzungsdauer der Dauer der Plasmaaktivität, welche Ursache des Schlingenverschleißes ist. Die theoretisch maximale Aktivitätsdauer des Plasmas t_A ist dabei die Zeit, welche vergeht, bis die jeweilige Zerstörung des Schlingendrahtes erreicht ist. Das hier zugrundeliegende Beurteilungskriterium ist eine Schwellwertzeit t_{SW} von 3960 s. Diese wurde unter Berücksichtigung der Operationszeit [15, 96], der Plasmaaktivität in freier isotonischer Kochsalzlösung [65] und einem Sicherheitsfaktor [97, 98] ermittelt (Kapitel 3.1.1). Überschreitet die jeweilige Aktivitätsdauer t_A der untersuchten Resektionselektroden die Schwellwertzeit t_{SW} , so gilt die Resektionselektrode als mechanisch stabil und elektrisch sicher. Eine Beziehung zwischen realen Verschleißverhalten während einer Operation und den Ergebnissen der

Versuche kann hergestellt werden. Hierfür muss für alle Aktivitätsdauern ein Faktor 2 [47] berücksichtigt werden. Zur Wiedererkennung der Schlingen wurden diese markiert und mit E01 bis E28 nummeriert.

Die Anwendung der Impedanzanalyse, der Untersuchung von Speisestrom und -spannung des ESU sowie der makroskopischen optischen Messung erfolgten innerhalb einer Messkampagne der jeweiligen Resektionselektrode. Bestandteil dieser Untersuchungen waren die Elektroden E01 bis E23. Gegenstand dieser Arbeit ist, dass ESU und Resektionselektrode in Kombination den gleichen Hersteller aufweisen (Siehe Tabelle A. 3 im Anhang). Eine Kombination unterschiedlicher Hersteller ist in der Praxis jedoch zulässig und wird angewandt. Zur Vervollständigung der Betrachtung des Schlingenverschleißes steht Elektrode E14 exemplarisch für die Anwendung einer Herstellerkombination. Eine statistische Beurteilung soll in diesem Zusammenhang nicht erfolgen.

Zur Untersuchung des Schlingenverschleißes wurde folgender allgemeiner Ablauf eingehalten, um die Ergebnisse der verschiedenen Elektroden miteinander vergleichen zu können.

- Optische Untersuchung (makroskopisch) in separater Versuchsumgebung.
- Einbau der Resektionselektrode in die Versuchsumgebung des Potentialtrogs.
- Messung der Schlingenimpedanz im neuen Zustand.
- Zündung des Plasmas für **30 s** mit gleichzeitiger Messung von ESU-Ausgangsstrom und ESU-Ausgangsspannung.
- Nichtaktive Phase zur Impedanzmessung.
- Wiederholung der aktiven und nichtaktiven Schneidphase.
- Bildaufnahme zur makroskopischen Untersuchung alle **1000 s**.

Zur Untersuchung des Schlingenverschleißes, mit der Methode der Potentialmessung im elektrolytischen Trog, wurden die Resektionselektroden E25 bis

E28 verwendet. Eine Potentialverteilung ohne Einfluss des Schlingenverschleißes als Referenz erfolgte mit separaten Resektionselektroden, welche sich zu Beginn der Untersuchung im Neuzustand befanden.

5.1 Optische Auswertung

Die Anwendungen der optischen Methoden führen zu zwei Teilkapiteln, in denen die jeweiligen Ergebnisse dargestellt werden.

5.1.1 Makroskopische Untersuchungen der Schlinge

Im folgenden Kapitel werden die Ergebnisse der makroskopischen Untersuchungen dargestellt. Die Ergebnisse resultieren aus der in Kapitel 4.1 vorgestellten Versuchsumgebung. Untersucht wurden insgesamt 23 Elektroden, deren Verschleißverhalten sich im Wesentlichen in den Bereichen des größten Materialabtrags unterscheiden. Mit Bezug auf These 3 kann dieses Ergebnis als erstes Merkmal des Schlingenverschleißes verstanden werden. Eine Unterteilung der Bereiche ist möglich. Diese sind: Links (L), Mitte (M) und Rechts (R). Sie werden in Abbildung 43 dargestellt

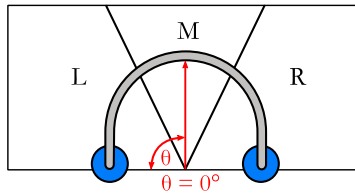


Abbildung 43: Einteilung der Bereiche des größten Materialabtrags in Links, Mitte und Rechts. Die Notation erfolgt aus der Ansicht der Schlingen zur optischen Bildauswertung in den folgenden Abbildungen. Der Winkel θ nimmt Werte von -90° (links) bis 90° (rechts) an.

Auf Basis der in Abbildung 43 gezeigten Bereiche des größten Materialabtrags erfolgt die Darstellung der Ergebnisse der 23 Resektionselektroden durch drei Elektroden. Diese stehen repräsentativ für alle Elektroden der jeweiligen Gruppe. Eine Übersicht der für die Darstellung ausgewählten Resektionselek-

troden ist in Tabelle 5 zu finden. Neben der Elektrodennummer sind der Bereich des größten Materialabtrags sowie die Reihenfolge der Darstellung der Gruppen im folgenden Kapitel aufgelistet.

Tabelle 5: Auflistung der in diesem Kapitel jeweils exemplarisch dargestellten Schlingen, die Bereiche des größten Materialabtrags sowie die Gruppe zur Reihenfolge der Darstellung.

Elektroden Nr.	Größter Materialabtrag	Reihenfolge der Darstellung
	Links / Mitte / Rechts	
E04	L	Gruppe 1
E14	M	Gruppe 2
E12	R	Gruppe 3

Der Sachverhalt des ungleichmäßigen Materialabtrags macht eine Auswertung des Schlingendrahtdurchmessers d_{SD} im gesamten Bereich der Schlinge notwendig. Die Darstellung von d_{SD} erfolgt als Funktion des Winkels θ der Abwicklung des Schlingenumfangs in Abhängigkeit der jeweiligen Aktivitätsdauer t_A (Abbildung 22). Zusätzlich zur Darstellung des Schlingendrahtdurchmessers d_{SD} erfolgt eine Abbildung der Schlinge zu zwei verschiedenen Zeitpunkten des Verschleißprozesses. Hierbei entspricht der erste Zeitpunkt dem des Neuzustandes und der zweite Zeitpunkt dem kurz nach Überschreiten der Schwellwertzeit t_{SW} .

Gruppe 1, maximaler Materialabtrag links

Im Folgenden werden die Ergebnisse der Elektroden mit maximalen Materialabtrag im linken Bereich der Schlinge dargestellt. Die von Elektrode E04 in Abbildung 44 dargestellten Schlingendrahtdurchmesser $d_{SD}(\theta)$ zeigen mit zunehmender Aktivitätsdauer t_A den größten Materialabtrag im Bereich um $\theta = -75^\circ$. In diesem Bereich nimmt d_{SD} dabei Werte von $300 \mu m$ im Neuzustand bis $0 \mu m$ bei maximaler Aktivitätsdauer t_A an. Diese beträgt $6150 s$ bei Elektrode E04. Im gleichen Zeitbereich verringert sich der Schlingendrahtdurchmesser d_{DS} von $300 \mu m$ auf $280 \mu m$ im Winkelbereich von $\theta \approx 10^\circ$ bis $\theta \approx 90^\circ$. Die Schwellwertzeit von $t_{SW} = 3960 s$ wird überschritten. Ist die

Aktivitätsdauer t_A etwa gleich t_{SW} , so beträgt der Schlingendrahtdurchmesser $d_{SD} \approx 200 \mu m$ an seiner dünnsten Stelle (vgl. $d_{SD}(t_A = 4080 \text{ s})$ in Abbildung 44).

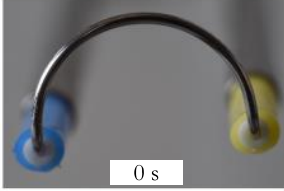
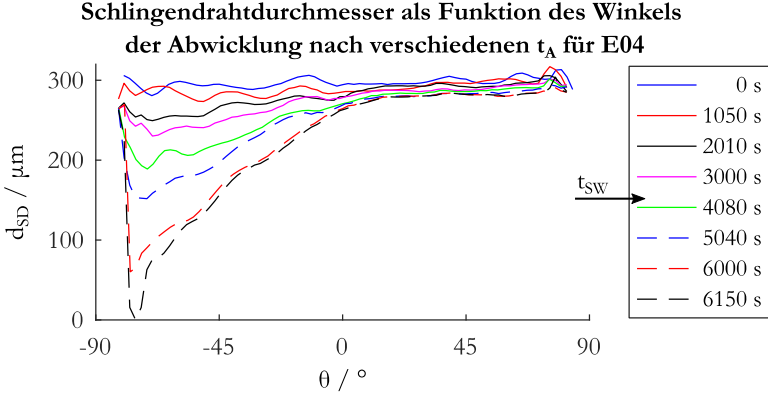


Abbildung 44: Darstellung des Schlingendrahtdurchmessers d_{SD} in Abhängigkeit des Winkels θ , der Abwicklung des Schlingendrahtumfangs bei verschiedenen Aktivitätsdauern t_A sowie der Abbildung der Schlinge im Neuzustand und bei $t_A = 4080 \text{ s}$ von Elektrode E04.

Zusätzlich zur Elektrode E04 weisen neun weitere Elektroden den maximalen Materialabtrag im linken Bereich der Schlinge ($\theta \approx -75^\circ$) auf. Die maximal erreichten Aktivitätsdauern t_A dieser Elektroden sind in Abbildung 45 dargestellt. Sie nehmen Werte zwischen 6150 s und 8020 s an. Damit wird die

Schwellwertzeit $t_{SW} = 3960 \text{ s}$ mit allen Elektroden dieser Gruppe überschritten⁸.

Zusätzlich zu den jeweiligen Aktivitätsdauern werden die relativen Durchmesseränderungen Δd_{SD} zum Zeitpunkt der Schwellwertzeit t_{SW} genannt. Sie sind ein Maß für den Materialabtrag, den eine Elektrode zum Zeitpunkt t_{SW} aufweist. Die relative Durchmesseränderung hängt vom Verhältnis des dünnsten Durchmessers $d_{SD,min}(t_A = t_{SW})$ zum Durchmesser im Neuzustand $d_{SD,neu}(t_A = 0 \text{ s})$ ab.

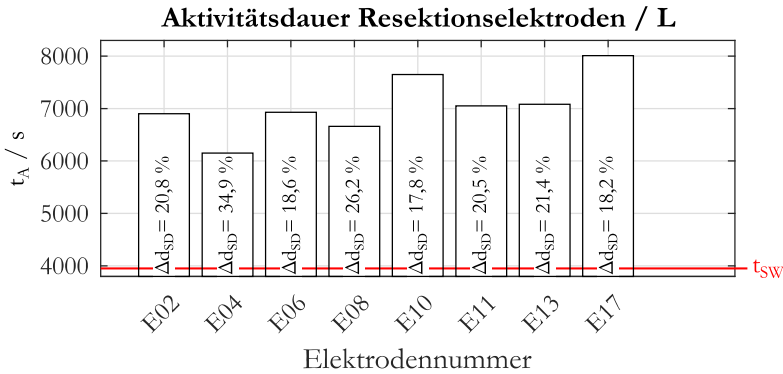


Abbildung 45: Maximal erreichte t_A der Resektionselektroden bis zum Schlingenbruch mit größtem Materialabtrag im linken Bereich der Abwicklung des Schlingenumfangs sowie der Nennung von Δd_{SD} bei t_{SW} . Vgl. repräsentative Darstellung des Durchmesserprofils von Elektrode E04 in Abbildung 44.

Die relativen Durchmesseränderungen Δd_{SD} der Elektroden (Abbildung 45) sind unabhängig von der jeweils maximal erreichten Aktivitätsdauer t_A . Die Elektroden der ersten Gruppe weisen Werte für Δd_{SD} im Bereich von 17,8 % bis 34,9 % auf. Große Werte stehen dabei für einen großen Materialabtrag an der dünnsten Stelle des Schlingendrahtes.

⁸ Mit überschreiten von t_{SW} gilt eine Elektrode für die Dauer einer Operation als mechanisch stabil und elektrisch sicher Abbildung 16.

Gruppe 2, maximaler Materialabtrag mittig

Die zweite Gruppe beinhaltet die Resektionselektroden mit größtem Materialabtrag im mittleren Bereich. In Abbildung 46 sind, repräsentativ für diese Gruppe, die Schlingendrahtdurchmesser $d_{SD}(\theta)$ bei verschiedenen t_A sowie zwei Bilder der Schlinge von Elektrode E14 ($t_A = 0\text{ s}$ und $t_A = 4080\text{ s}$) dargestellt.

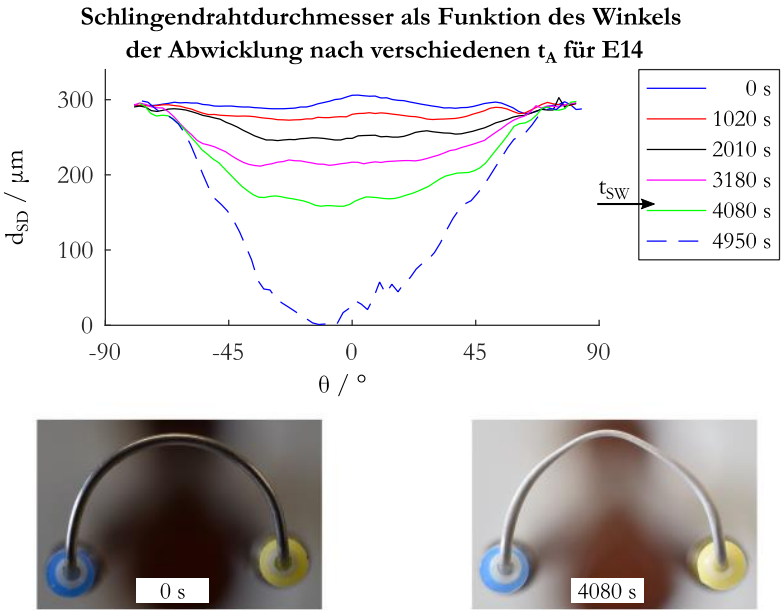


Abbildung 46: Darstellung des Schlingendrahtdurchmessers d_{SD} in Abhängigkeit des Winkels θ , der Abwicklung des Schlingendrahtumfangs bei verschiedenen Aktivitätsdauern t_A sowie der Abbildung der Schlinge im Neuzustand und bei $t_A = 4080\text{ s}$ von Elektrode E14.

Der Schlingendrahtdurchmesser d_{SD} von Elektrode E14 beträgt im Neuzustand $300\text{ }\mu\text{m}$. Der Schlingenbruch tritt bei $t_A = 4950\text{ s}$ ein (Abbildung 46, blau gestrichelte Linie). Zu diesem Zeitpunkt beträgt d_{SD} im Bereich der Stege

($\Theta \approx -90^\circ$ und $\Theta \approx 90^\circ$) etwa $290 \mu\text{m}$, was nahezu dem Wert des Neuzustandes entspricht. Zusätzlich zu Elektrode E14 weisen fünf weitere Elektroden den größten Materialabtrag im mittleren Bereich der Schlinge auf. Deren maximal erreichte Aktivitätsdauern sind in Abbildung 47 zu sehen. Ebenfalls werden die jeweiligen relativen Durchmesseränderungen Δd_{SD} beim Überschreiten der Schwellwertzeit t_{SW} genannt.

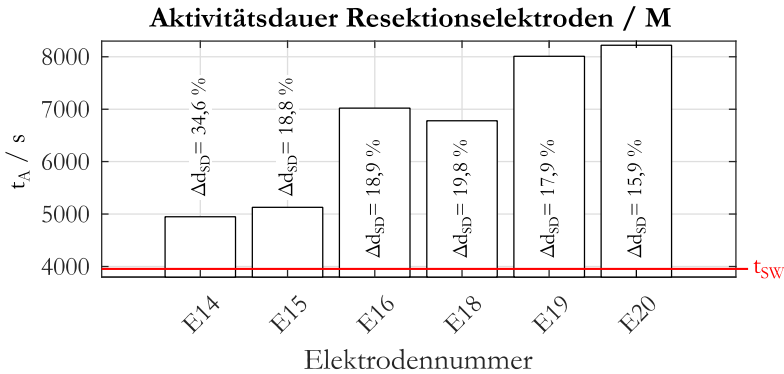


Abbildung 47: Maximal erreichte t_A der Resektionselektroden bis zum Schlingenbruch mit größtem Materialabtrag im mittleren Bereich der Abwicklung des Schlingenumfangs sowie der Nennung von Δd_{SD} bei t_{SW} . Vgl. repräsentative Darstellung des Durchmesserprofils von Elektrode E04 in Abbildung 46.

Alle Resektionselektroden dieser Gruppe überschreiten t_{SW} . Zu sehen ist, dass die Elektroden E14 und E15 eine Aktivitätsdauer t_A von 6000 s nicht erreichen.

Die relativen Änderungen der Schlingendrahtdurchmesser Δd_{SD} sind im Bereich von $15,9 \%$ bis $34,6 \%$. Für Elektrode E14 gilt zu beachten, dass die verwendete ESU und die Resektionselektrode von unterschiedlichen Herstellern

stammen. Die fehlende Anpassung der ESU-Ausgangsleistung sowie der Leistungsregelung an die Resektionselektrode⁹ ist eine mögliche Ursache für den schneller vorangeschrittenen Verschleiß. Auch der größte Wert für Δd_{SD} deutet darauf hin. Elektrode E15 weist zusätzlich zum Materialabtrag im Bereich der Schlinge einen gebrochenen Schlingendraht im inneren der Stege unter der Isolierung auf. Die Ursache dieses Verhaltens ist unklar. Zu sehen ist dieser Bruch in Abbildung 48. Zur besseren Darstellung wurde der Schlingendraht aus der Isolierung herausgezogen.



Abbildung 48: Resektionselektrode E15 mit gebrochenen Schlingendraht unter der Isolierung im Bereich der Stege. Zur besseren Darstellung wurde der Schlingendraht aus der Isolierung der Resektionselektrode herausgezogen.

Der exakte Zeitpunkt des Auftretens des Schlingenbruchs im inneren des Bereichs der Isolierung (Abbildung 48) kann mit den optischen Methoden gemäß der Definition in Kapitel 3.2.1 und unter Verwendung der Versuchsumgebung aus Kapitel 4.1 nicht bestimmt werden. Festgestellt wurde der Bruch an Elektrode E15 bei einer Aktivitätsdauer von $t_A = 5100$ s. Der Verschleißprozess wurde bis zu diesem Zeitpunkt durchgeführt. Die relative Änderung des Schlingendrahtdurchmessers Δd_{SD} beträgt 18,8 % (Abbildung 47). Auf weitere Untersuchungen zum Verschleißverhalten von Elektrode E15 wurde Aufgrund des Überschreitens von t_{SW} im Rahmen der Anwendung der optischen Methoden verzichtet.

⁹ Resektionselektroden verschiedener Hersteller unterscheiden sich unter anderem auch im Schlingendurchmesser d_S und im Schlingendrahtdurchmesser d_{SD} (Abbildung 15 c))

Gruppe 3, maximaler Materialabtrag rechts

Die dritte Gruppe beinhaltet die Elektroden mit größtem Materialabtrag im rechten Bereich der Schlinge. Sie wird, repräsentativ, von Elektrode E12 dargestellt. In Abbildung 49 sind die Schlingendrahtdurchmesser $d_{SD}(\theta)$ von Elektrode E12 bei verschiedenen Aktivitätsdauern t_A zu sehen. Zusätzlich erfolgt eine Abbildung der Schlinge bei zwei verschiedenen t_A . Die maximal erreichte Aktivitätsdauer des Plasmas beträgt 7800 s.

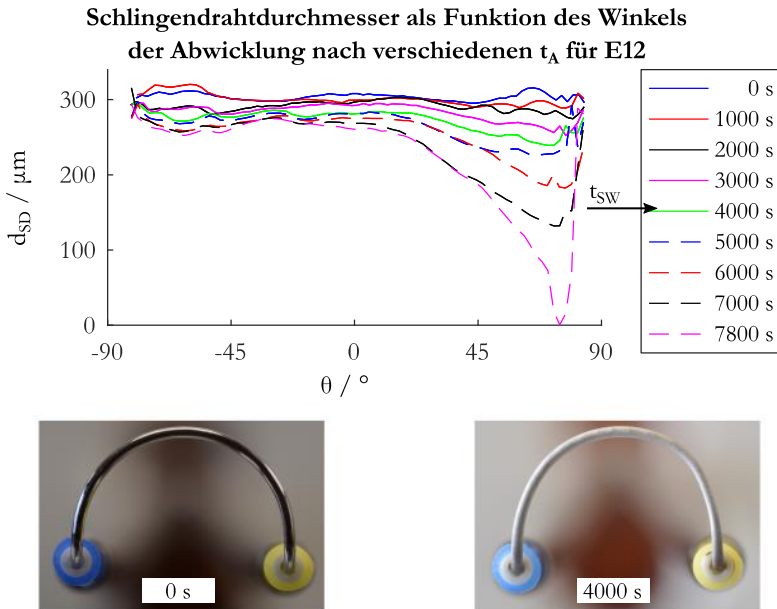


Abbildung 49: Darstellung des Schlingendrahtdurchmessers d_{SD} in Abhängigkeit des Winkels θ , der Abwicklung des Schlingendrahtumfangs bei verschiedenen Aktivitätsdauern t_A sowie der Abbildung der Schlinge im Neuzustand und bei $t_A = 4000$ s von Elektrode E12.

Der Schlingendrahtdurchmesser d_{DS} von Elektrode E12 beträgt im Neuzustand $315 \mu\text{m}$. Der größte Materialabtrag befindet sich im Bereich um $\theta = 75^\circ$ der Abwicklung der Schlinge (Abbildung 49). Hier reduziert sich der Durchmesser

zum Zeitpunkt t_{SW} auf $d_{SD} = 239 \mu m$. Zum gleichen Zeitpunkt erreicht d_{SD} , im Bereich von $\Theta = -90^\circ$ bis $\Theta = 0^\circ$, einen Wert von $271 \mu m$.

In Abbildung 50 sind die Aktivitätsdauern t_A der Resektionselektroden mit größten Materialabtrag im rechten Bereich des Schlingendrahtes zu sehen. Auch hier werden die jeweiligen relativen Durchmesseränderungen Δd_{SD} beim Überschreiten der Schwellwertzeit t_{SW} aufgeführt.

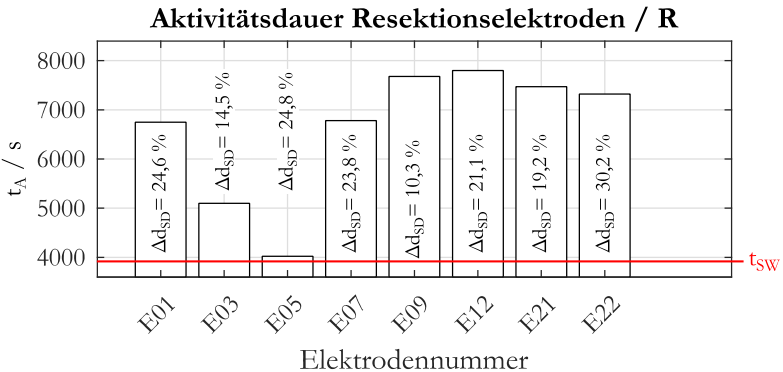


Abbildung 50: Maximal erreichte t_A der Resektionselektroden bis zum Schlingenbruch mit größtem Materialabtrag im rechten Bereich der Abwicklung des Schlingenumfangs sowie der Nennung von Δd_{SD} bei t_{SW} . Vgl. repräsentative Darstellung des Durchmesserprofils von Elektrode E12 in Abbildung 49.

Die Aktivitätsdauern t_A der Elektroden der dritten Gruppe sind im Bereich von 4400 s bis 7800 s . Die deutlich kürzeren Aktivitätsdauern t_A von Elektrode E03 und E05 sind, wie bei Elektrode E15 (Abbildung 48), auf Brüche des Schlingendrahtes im Bereich der Isolierung der Stege zurückzuführen. Dennoch überschreiten alle Elektroden die Schwellwertzeit t_{SW} . Die relativen Änderungen der jeweiligen Schlingendrahtdurchmesser Δd_{SD} sind im Bereich von $10,3 \%$ bis $30,2 \%$. Für Elektrode E03 beträgt $\Delta d_{SD} = 14,5 \%$ und für Elektrode E05 beträgt $\Delta d_{SD} = 24,8 \%$. Beide Werte deuten nicht auf kürzere t_A hin. Wie auch für Elektrode 15 ist die Ursache der Schlingendrahtbrüche im Bereich der Isolierung der Stege von Elektrode E03 und E05 unklar.

Alle untersuchten Resektionselektroden erreichen Aktivitätsdauern oberhalb $t_{sw} = 3960$ s. Diese sind in Abbildung 51 als Zusammenfassung der Abbildung 45, Abbildung 47 und Abbildung 50 dargestellt.

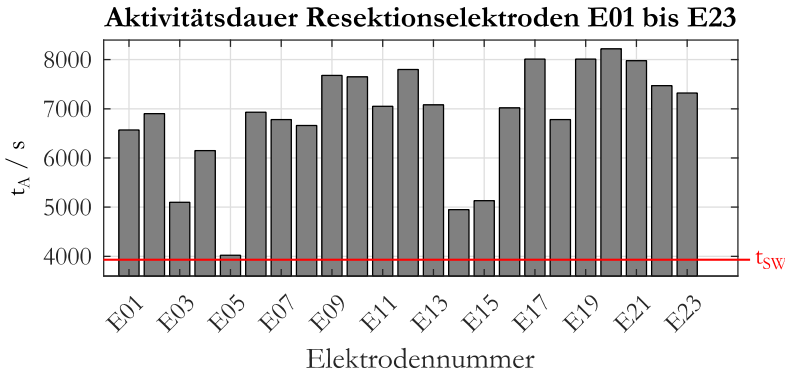


Abbildung 51: Aktivitätsdauern der Resektionselektroden E01 bis E23.

Unter Berücksichtigung der erreichten Aktivitätsdauern und nach der Definition aus Abbildung 16 können die in dieser Arbeit untersuchten Resektionselektroden als mechanisch stabil eingestuft werden. Die Ergebnisse zeigen, dass vier der 23 untersuchten Elektroden Aktivitätsdauern unter 6000 s aufweisen. Die Ursachen hierfür sind Brüche des Schlingendrahtes im Bereich der Isolierung der Stege und die Kombination unterschiedlicher Hersteller von ESU und Resektionselektrode.

5.1.2 Mikroskopische Untersuchungen der Schlingen

Ziel der mikroskopischen Untersuchungen ist es, die Schlingendrahtoberfläche A_{SO} in Abhängigkeit der Aktivitätsdauer t_A zu analysieren. Ein Ergebnis dabei ist der Nachweis der Veränderung der Schlingendrahtoberfläche A_{SO} durch die verschleißbedingte Entstehung kraterförmiger Strukturen. Diese ändern, für kleine t_A die Oberflächenrauheit der Schlinge, sodass sich ihr Erscheinungsbild von glänzend zu matt ändert. Eine Durchmesseränderung des Schlingendrahtes

konnte auf Basis der makroskopischen Untersuchungen für den Zeitraum $t_A < 1000 \text{ s}$ nicht festgestellt werden (Kapitel 5.1.1).

Die Analyse der Schlingendrahtoberfläche erfolgt auf Basis des in Kapitel 3.2.1 vorgestellten Lösungsansatzes zur mikroskopischen Untersuchung des Schlingenverschleißes in Verbindung mit der in Kapitel 4.1 gezeigten Versuchsumgebung. Der Vergrößerungsmaßstab des Mikroskops beträgt 50 bzw. 100. Damit lassen sich Ausschnitte der Schlingendrahtoberfläche mit einer Größe von $175 \mu\text{m} \times 131 \mu\text{m}$ bzw. $87,5 \mu\text{m} \times 65,7 \mu\text{m}$ abbilden. Die hieraus resultierenden Ergebnisse unterstützen auch die Interpretation der Ergebnisse der Impedanzmessungen.

Für die Ergebnisdarstellung der mikroskopischen Untersuchungen ergeben sich die drei Abschnitte A bis C, deren Reihenfolge wie folgt ist.

- A . Gegenüberstellung der A_{SO} mit 50-facher Vergrößerung in der Zeit von $0 \text{ s} < t_A < 20 \text{ s}$ in den drei Bereichen des möglichen maximalen Materialabtrags (L / M / R).
- B . Darstellung der Veränderung von A_{SO} bei 50-facher Vergrößerung für $0 \text{ s} < t_A < 280 \text{ s}$.
- C . Betrachtung von A_{SO} bei 100-facher Vergrößerung mit anschließender Analyse der Oberflächenstruktur für zwei verschiedene Zeitpunkte t_A .

A . Gegenüberstellung der Schlingendrahtoberfläche

In Abbildung 52 sind Bildausschnitte der Schlingendrahtoberfläche A_{SO} aus den Bereichen L, M, R dargestellt. Die Dauer der Plasmaaktivität t_A beträgt jeweils 0 s , 1 s und 20 s . Die Bildausschnitte liefern Informationen über das Verhalten der örtlichen Verteilung der erosionsbedingten Krater als Funktion der Aktivitätsdauer t_A .

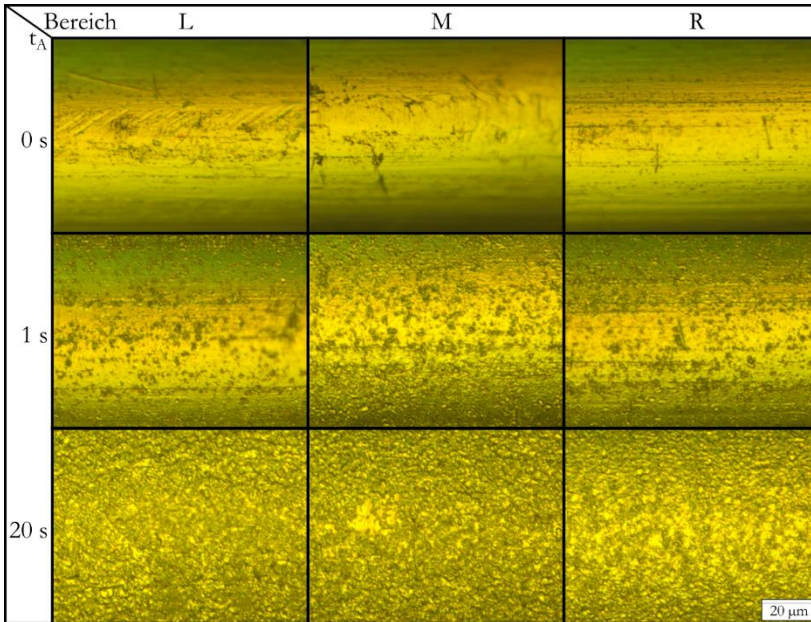


Abbildung 52: Schlingendrahtoberfläche A_{50} in drei verschiedenen Bereichen (L / M / R) bei drei verschiedenen Aktivitätsdauern des Plasmas.

Der Schlingendraht weist im Neuzustand (0 s) entlang der gesamten Oberfläche Kratzer, Riefen, punktförmige Vertiefungen sowie Ausfressungen¹⁰ auf, welche in Abbildung 52 in den drei dargestellten Bereichen zu sehen sind. Die Ursachen der Oberflächenunvollkommenheiten können der Fertigungsprozess, Materialunvollkommenheiten sowie Korrosion sein [150].

Im linken (L) und im rechten (R) Bereich der Schlinge sind die quer orientierten Muster der Kratzer und Riefen des Neuzustandes auch für $t_A = 1$ s noch zu erkennen. Diese sind jedoch zu diesem Zeitpunkt überwiegend mit den erosionsbedingten runden und kraterförmigen Strukturen versehen. Zu erklären ist dies durch die scharfkantigen Ränder der Oberflächenunvollkommenheiten

¹⁰ Die genannten Oberflächenunvollkommenheiten werden in [150] definiert und beschrieben.

[150]. An denen treten hohe elektrische Feldstärken und damit hohe Stromdichten auf. Diese sind wiederum die Ursache für Entladungsvorgänge des Plasmas und damit Ursache für Aufschmelzungen an A_{SO} . Zusätzliche Erhöhungen der Oberfläche durch Materialverdrängung verringern, wenn auch nur minimal, den elektrischen Widerstand zum Übergang der Plasmagasschicht zur isotonischen Kochsalzlösung und begünstigen die Erosionsvorgänge an den Resektionselektroden. Im mittleren Bereich der Schlinge (M) sind die quer orientierten Muster, im Vergleich zum linken und rechten Bereich, weniger stark ausgeprägt, dennoch zu erkennen.

Nach 20 s Aktivitätsdauer weisen die Bildausschnitte des linken (L) und des mittleren (M) Bereiches der Schlinge in Abbildung 52 optisch vergleichbare Oberflächenstrukturen auf. Eine Unterscheidung der Bereiche bzgl. des erosionsbedingten Materialabtrags ist nicht möglich. Gegenüber dem linken und dem mittleren Bereich zeigt der Bildausschnitt des rechten Bereiches der Schlinge (R) tendenziell mehr helle Strukturen. Quer orientierte Muster sind bei $t_A = 20\text{ s}$ in keinem der Bildausschnitte der drei Bereiche zu sehen. Zu erkennen ist jedoch, dass bereits nach einer Aktivitätsdauer von 20 s die gesamte Schlingendrahtoberfläche mit erosionsbedingten kraterförmigen Strukturen versehen ist und sich das Erscheinungsbild verändert hat.

Die Ortsabhängigkeit der Entstehung des erosionsbedingten kraterförmigen Materialabtrags ist im Allgemeinen statistisch verteilt, jedoch durch Oberflächenunvollkommenheiten des Schlingendrahtes beeinflusst. Dies kann bei gleichzeitiger Betrachtung aller Bildausschnitte in Abbildung 52 für $t_A < 20\text{ s}$ beobachtet werden. Die zeitabhängige Oberflächenänderung des Schlingendrahtes ist unabhängig vom Beobachtungsort (L, M, R) ist. Sie wird in folgenden Teil genauer dargestellt.

B . Veränderung der Oberflächenstruktur bis 280 s

In Abbildung 53 sind Bildausschnitte des mittleren Bereiches der Schlingendrahtoberfläche A_{SO} für $0\text{ s} < t_A \leq 280\text{ s}$ dargestellt. Der Verschleißprozess sowie die Bildaufnahme unterscheiden sich nicht von denen der Ergebnisse aus Abbildung 52. Ziel ist es, den Zeitpunkt zu ermitteln ab dem die verschleißbedingte Änderung des Erscheinungsbildes der Schlingendrahtoberfläche abgeschlossen ist.

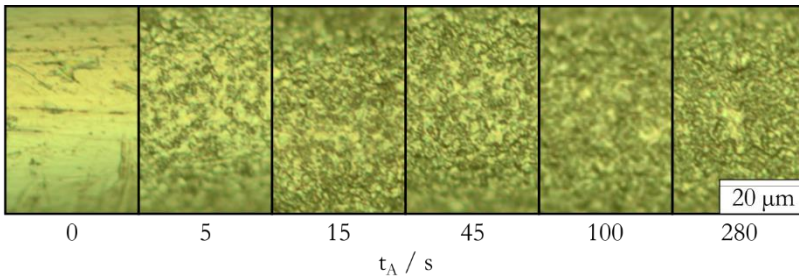


Abbildung 53: Bildausschnitte der Schlingenoberflächen A_{SO} zu verschiedenen Zeitpunkten Aktivitätsdauer des Plasmas in der Mitte der Schlinge.

Bei den in Abbildung 53 dargestellten Bildausschnitten ist eine Änderung des Erscheinungsbildes der Oberflächenstruktur für $t_A < 15\text{ s}$ zu erkennen. Im Zeitraum von $15\text{ s} < t_A < 100\text{ s}$ ist die Änderung des Erscheinungsbildes der Oberflächenstruktur minimal und durch die statistische Verteilung der weiter hinzukommenden Krater zu erklären. Für Aktivitätsdauern $t_A \geq 100\text{ s}$ werden helle Bildbereiche kleiner und näherungsweise gleichmäßig verteilt. Bei den untersuchten Resektionselektroden konnte eine Veränderung des Erscheinungsbildes der Oberflächenstruktur für $t_A > 280\text{ s}$ nicht festgestellt werden. Mit dieser Beobachtung kann die erosionsbedingte Änderung der Oberflächenstruktur als Ursache für den Übergang vom glänzenden Erscheinungsbild der Schlingenoberfläche zu einem matten Erscheinungsbild für $t_A < 1000\text{ s}$ genannt werden.

C . Analyse der Kratergröße und Anzahl

Die hier untersuchte Resektionselektrode wurde bereits für die Ergebnisse in Abbildung 52 verwendet. Zur Analyse der Kratergröße und Krateranzahl wurde die Schlingendrahtoberfläche A_{SO} mit 50-facher sowie mit 100-facher Vergrößerung aufgenommen. Die mit blauen Rahmen markierten Bildausschnitte wurden für $t_A = 1\text{ s}$ (Abbildung 54) sowie $t_A = 20\text{ s}$ (Abbildung 55) zur Auswertung von Kratergröße und Krateranzahl verwendet. Die Auswahl der Bereiche auf der Schlinge erfolgte anhand wiedererkennbarer Merkmale, wie z. B. quer orientierte Kratzer.

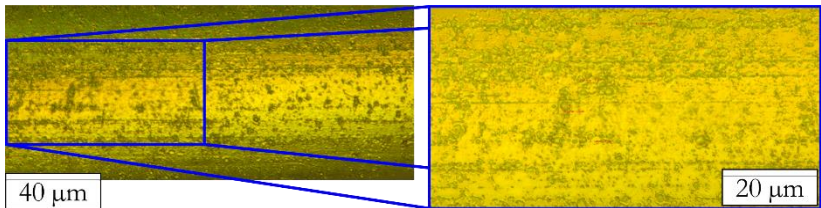


Abbildung 54: Darstellung der Schlingenoberfläche A_{SO} nach 1 s Plasmaaktivität bei 50-facher (links) und 100-facher (rechts) Vergrößerung.

In Abbildung 54 ist der rechte Bereich der Schlinge (R) gewählt. Die quer orientierten Kratzer, die punktförmigen Unvollkommenheiten und die Ausfresungen sind in den Bildausschnitten beider Vergrößerungsmaßstäbe zu erkennen. Gleiches gilt für die örtlich statistisch verteilten kraterförmigen Strukturen und denen an den Rändern der Oberflächenunvollkommenheiten (vgl. S 132). Mit voranschreitender Plasmaaktivität steigt die Krateranzahl. In Abhängigkeit örtlicher Verteilung der Kraterpositionen können neue Krater als einzelne kleine Krater, oder in Kombination mit bereits bestehenden Kratern als ein größerer Kraterverbund betrachtet werden. Zusehen ist dies in Abbildung 55 in den Bildausschnitten der Schlingendrahtoberfläche bei $t_A = 20\text{ s}$.

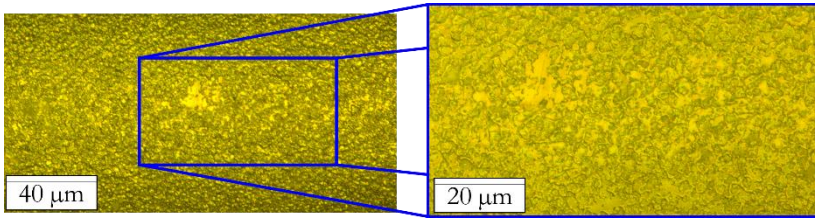


Abbildung 55: Darstellung der Schlingenoberfläche A_{50} nach 20 s Plasmaaktivität bei 50-facher (links) und 100-facher (rechts) Vergrößerung.

Die Betrachtung der Erscheinungsbilder bei 50-facher und 100-facher Vergrößerung der Oberflächenstruktur des Schlingendrahtes zeigen ein scheinbar ausgewogenes Verhältnis zwischen hellen und dunklen Bildbereichen für $t_A = 20 \text{ s}$. Aus der 100-fachen Vergrößerung wird deutlich, dass die hellen Bildbereiche den höheren Oberflächenstrukturen zugeordnet werden können. Die dunklen Bereiche stellen somit die tieferliegenden Bereiche der Oberfläche dar. Des Weiteren sind bei 100-facher Vergrößerung Kraterverbunde zu erkennen, deren Konturen sich aus den kreisförmigen Konturen der Einzelkrater zusammensetzen.

Die Analyse von Kratergröße und Krateranzahl auf der Schlingendrahtoberfläche erfolgt unter Verwendung von Bildern mit 100-facher Vergrößerung. Grundlage ist ein Oberflächenteilstück mit $600 \mu\text{m}^2$ Fläche. Unter Annahme kreisrunder Kraterkonturen in den Bildausschnitten erfolgt die Auswertung der Kratergröße anhand der Auswertung des Kraterdurchmessers d_K . Dieser beschreibt die Kratergröße somit näherungsweise. Die Krateranzahl N entspricht dabei der Anzahl, der für die Auswertung der Größe betrachteten Krater, im Teilstück der betrachteten Oberfläche. Die Aktivitätsdauern betragen $t_A = 1 \text{ s}$, $t_A = 2 \text{ s}$, $t_A = 4 \text{ s}$ und $t_A = 20 \text{ s}$. Die aus dem untersuchten Bildausschnitt ermittelten Werte für d_K und N stehen dabei jeweils repräsentativ für die gesamte Schlingendrahtoberfläche. Die Histogramme in Abbildung 56 zeigen für die vier

untersuchten Aktivitätsdauern t_A die relativen Häufigkeiten H_{rel} der Kraterdurchmesser d_K bei einer Klassenbreite von $\Delta d_K = 0,25 \mu m$. Die Krateranzahl N wird im jeweiligen Histogramm angegeben.

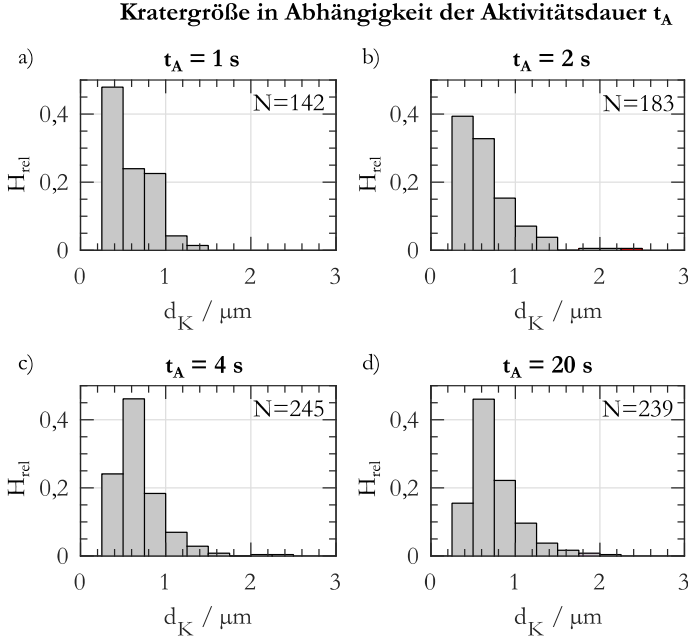


Abbildung 56: Auswertung der Kratergröße und Anzahl pro Teilfläche in Abhängigkeit der Aktivitätsdauer t_A ; a): $t_A = 1 s$ mit $N = 142$; b): $t_A = 2 s$ mit $N = 183$; c): $t_A = 4 s$ mit $N = 245$; und d): $t_A = 20 s$ mit $N = 239$;

Die in Abbildung 56 dargestellten Verteilungen der Kraterdurchmesser d_K weisen Werte größer $0,25 \mu m$ und kleiner $2,4 \mu m$ für alle t_A auf. Für eine Aktivitätsdauer von $t_A = 1 s$ (Abbildung 56 a)) sind Krater der Durchmesserklasse $0,25 \mu m < d_K < 0,5 \mu m$ am häufigsten vorhanden. Krater mit $d_K > 1,4 \mu m$ wurden nicht ermittelt. Die Gesamtkrateranzahl N beträgt im untersuchten Gebiet der Schlingendrahtoberfläche 142. Für $t_A = 2 s$ (Abbildung

56 b)) sind ebenfalls Krater der Durchmesserklasse $0,21\mu\text{m} < d_K < 0,41\mu\text{m}$ am häufigsten vorhanden. Die Anzahl größerer Krater nimmt jedoch zu, im Vergleich zur Verteilung von $H_{rel}(t_A = 1\text{ s})$. Der größte, für $t_A = 2\text{ s}$, ermittelte Durchmesser ist $d_K = 2,4\mu\text{m}$. Die Krateranzahl N steigt auf 183. Auch für $t_A = 4\text{ s}$ bzw. $t_A = 20\text{ s}$ (Abbildung 56 c) und d)) nehmen die größten d_K Werte von $2,4\mu\text{m}$ bzw. $2,1\mu\text{m}$ an. Die Durchmesserklasse $0,25\mu\text{m} < d_K < 0,5\mu\text{m}$ ist jedoch nicht mehr die mit der größten relativen Häufigkeit H_{rel} . Diese ist für $t_A = 4\text{ s}$ und $t_A = 20\text{ s}$ in der Klasse $0,5\mu\text{m} < d_K < 0,75\mu\text{m}$. Bei der Auswertung der Histogramme in Abbildung 56 ist zu berücksichtigen, dass Kraterverbunde und dicht aneinander liegende Krater auch als Krater größeren Durchmessers interpretiert werden können. Trotzdem steigen die Krateranzahlen auf $N(t_A = 4\text{ s})=245$ und $N(t_A = 20\text{ s})=239$.

Neben der Krateranzahl und der Häufigkeitsverteilung der Kratergröße sind der jeweilige mittlere Kraterdurchmesser $\overline{d_K}$, die Gesamtkraterfläche $A_{d_{KN}}$ sowie der Flächenfüllfaktor k Größen, die die Änderung der Oberflächenstruktur beschreiben. Die Gesamtkraterfläche $A_{d_{KN}}$ berechnet sich aus $\overline{d_K}$ und ist somit eine Näherung für die tatsächliche Gesamtkraterfläche. Aus dem Verhältnis von Gesamtkraterfläche $A_{d_{KN}}$ und Fläche des ausgewerteten Bildausschnittes A_B berechnet sich der Füllfaktor k . Die Werte dieser Größen sind in Abhängigkeit der Aktivitätsdauer t_A in Tabelle 6 zusammengefasst.

Tabelle 6: Ergebnisse zur Analyse der Kratergröße und Krateranzahl im ausgewerteten Flächenbereich von $600\mu\text{m}^2$. Betrachtung der Krateranzahl N , des mittleren Kraterdurchmessers $\overline{d_K}$, der Gesamtkraterfläche $A_{d_{KN}}$ und dem Flächenfüllfaktor k .

	t_A / s			
	1	2	4	20
Anzahl der gezählten Krater N	142	183	245	239
Mittlerer Kraterdurchmesser $\overline{d_K}$	$0,60\mu\text{m}$	$0,66\mu\text{m}$	$0,68\mu\text{m}$	$0,75\mu\text{m}$

Gesamtkraterfläche $A_{d_{KN}}$	$46,8 \mu\text{m}^2$	$76,5 \mu\text{m}^2$	$106,3 \mu\text{m}^2$	$122,3 \mu\text{m}^2$
Flächenfüllfaktor $k = A_{d_{KN}}/A_B$	7,8 %	12,8 %	17,7 %	20,4 %

In Tabelle 6 ist zu sehen, dass N bis zu einer Aktivitätsdauer von $t_A = 4 \text{ s}$ ansteigt. Aufgrund der händischen Zählweise kann $N(t_A = 4 \text{ s})$ und $N(t_A = 20 \text{ s})$ als näherungsweise gleich angenommen werden.

Wird der mittlere Kraterdurchmesser $\overline{d_K}$ betrachtet, sind steigende Werte mit zunehmender Aktivitätsdauer t_A zu sehen. Damit steigt auch die Gesamtkraterfläche $A_{d_{KN}}$ sowie der Flächenfüllfaktor k . Für Aktivitätsdauer $t_A > 20 \text{ s}$ liegen die Mehrheit der Krater so dicht aneinander, dass einzelne Krater nur anhand der Form der Konturen auf der Schlingendrahtoberfläche erahnt werden können. Eine Betrachtung wie in Tabelle 6 wird aus diesem Grund für längere Aktivitätsdauern als nicht zielführend betrachtet.

Dennoch liefert die Auswertung der mikroskopischen Untersuchungen wichtige Informationen zum Schlingenverschleiß, auch wenn die Änderung der Oberflächenstruktur aufgrund der Plasmagasschicht im Schneidprozess keine medizinische Relevanz hat. Die Veränderung der Oberflächenstruktur in den ersten Sekunden lässt erwarten, dass die Auswertung der Schlingenimpedanz davon beeinflusst wird. Die Auswertung der Impedanz folgt in Kapitel 5.4. Zuvor werden die Ergebnisse aus der Potentialverteilung im Trog sowie aus der Strom- und Spannungsmessung gezeigt.

5.2 Potentialverteilung im elektrolytischen Trog

Die Messung der Potentialverteilung im elektrolytischen Trog ist eine in [32, 69] angewandte Methode zur Analyse monopolarer und bipolarer Resektoskope. Speziell die Messung der 3D-Potentialverteilung im Trog liefert Informationen über die Verlustleistungsdichte. Diese ist für die Temperaturverteilung im Ge-

webe während der Geweberesektion von Bedeutung [32]. Die 3D-Potentialverteilung hängt unter anderem von der Geometrie der Aktivelektrode ab und damit auch von ihrer verschleißbedingten Geometrieänderung. In diesem Kapitel werden die Ergebnisse der Messung der Potentialverteilung im elektrolytischen Trog zur Analyse des Schlingenverschleißes dargestellt. Anwendung finden der in Kapitel 3.2.2 vorgestellte Lösungsansatz in Verbindung mit dem in Abbildung 39 bis Abbildung 41 gezeigten Versuchsaufbau.

Das Kapitel ist untergliedert in die Darstellung der 3D-Potentialverteilung ohne Einfluss des Schlingenverschleißes mit anschließender Gegenüberstellung der 3D-Potentialverteilungen unter Verwendung verschiedener Generatoren (Kapitel 5.2.1) und in die Darstellung und Auswertung des Schlingenverschleißeinflusses auf die Potentialverteilung (Kapitel 5.2.2)

5.2.1 3D-Potentialverteilung

Die gemessene 3D-Potentialverteilung basiert auf der Verwendung von ESU1. In Abbildung 57 dargestellt sind die Effektivwerte der Potentiale (siehe Kapitel 3.2.2) in neun Ebenen $Eb(r, \theta)$ an unterschiedlichen z-Positionen. Die für die Berechnung der Effektivwerte zugrundeliegende Messdauer beträgt **10 ms**, resultierend aus dem arithmetischen Mittelwert von 10 Messungen à **1 ms**. In Abbildung 58 erfolgt die Darstellung der Messwerte in der Ebene $Eb(r, z)$ für alle acht aufgenommen Winkelpositionen.

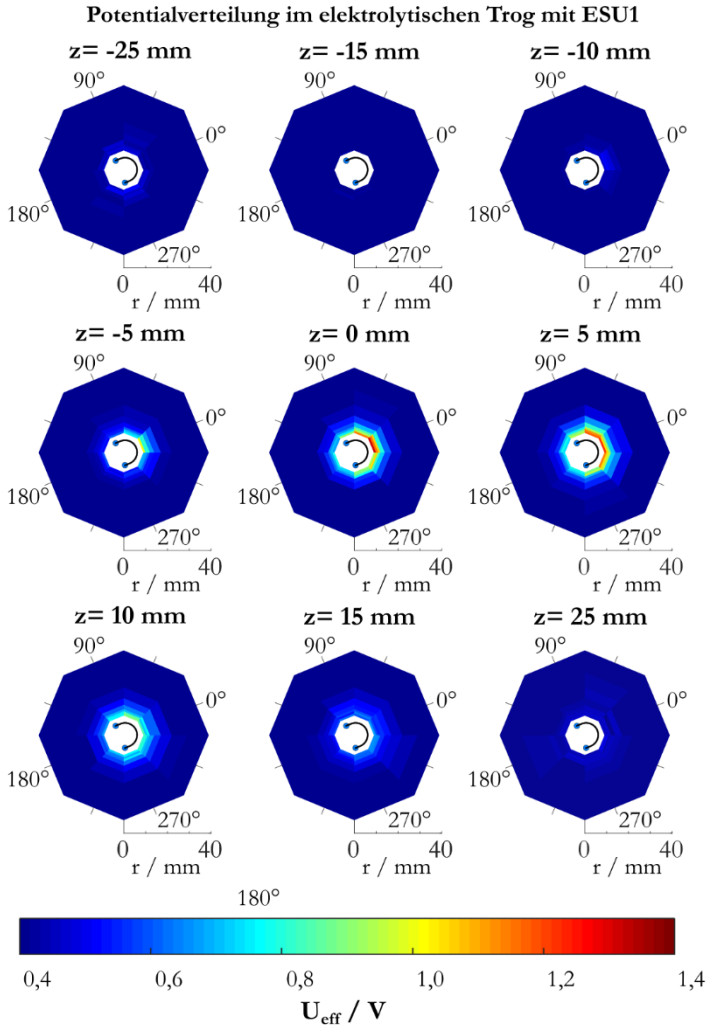


Abbildung 57: Darstellung der Effektivwerte U_{eff} der 3D-Potentialverteilung um ein bipolares Re-sektoskop in neun Ebenen $E_b(r, \theta)$ für unterschiedliche z -Positionen unter Verwendung von ESU1.

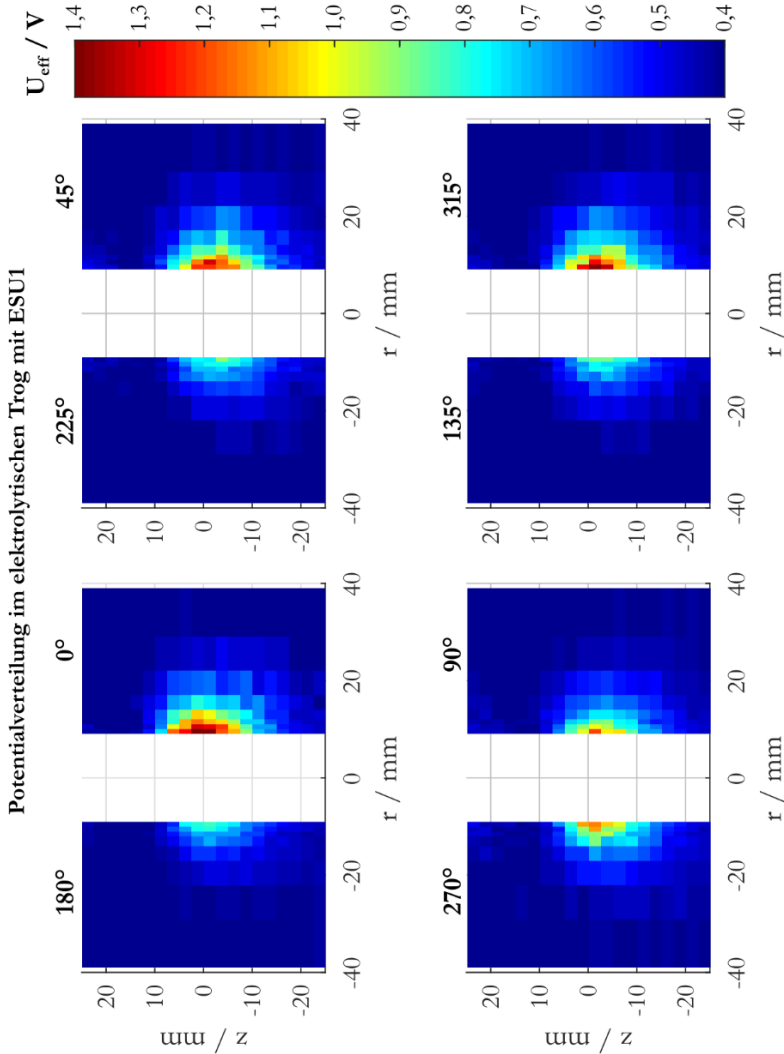


Abbildung 58: Darstellung der Effektivwerte U_{eff} der 3D-Potentialverteilung um ein bipolares Respektoskop in acht Winkelpositionen in den Ebenen $E_b(r, z)$ unter Verwendung von ESU1. Die Abbildung ist um 90° gegen Uhrzeigersinn gedreht.

Die in Abbildung 57 und Abbildung 58 dargestellte 3D-Potentialverteilung weist ihr Maximum auf Höhe der Aktivelektrode ($z = 0 \text{ mm}$) mittig zur Schlinge ($\Theta = 0^\circ$) auf. Diese Beobachtung konnte bereits an Ergebnissen in [32] gemacht werden, welche auf der Verwendung eines Multielektrodensystem basieren und eine geringe örtliche Auflösung in radialer Richtung aufweisen.

Gegenüberstellung der Potentialverteilung

Ziel der Gegenüberstellung ist es die Potentialverteilung auf Basis von ESU1 und ESU2 durch Messungen mit einem Referenzgenerator zu validieren. Beim Referenzgenerator handelt es sich um einen Signalgenerator mit sinusförmiger Wechselspannung am Generatorausgang, deren Frequenz $f = 350 \text{ kHz}$ gewählt wurde¹¹. Die Amplitude U_{ref} beträgt für die hier vorliegende Untersuchung 10 V , was der maximal einstellbaren Ausgangsspannung des Referenzgenerators entspricht. Mit diesem Amplitudenwert kommt keine Plasmaaktivität an der Aktivelektrode zustande. Die auf die Potentialverteilung im Interessensbereich I_B einflussnehmenden Größen reduzieren sich dadurch auf die Geometrie von Aktiv- und Gegenelektrode, deren Anordnung zueinander und der felderzeugenden Spannung U_{ref} .

Die Gegenüberstellung der räumlichen Potentialverteilungen bei der Verwendung der beiden ESU und des Referenzgenerators erfolgt in drei Ebenen von $\varphi(r, \Theta, z)$. Ausgewählt wurden die Ebenen bei $z = 0 \text{ mm}$ und $z = \pm 5 \text{ mm}$. Sie sind in Abbildung 59 dargestellt.

¹¹ Gemäß Tabelle 2 auf Seite 78 ist die Signalgrundfrequenz f von ESU1 gleich 360 kHz bis 400 kHz und von ESU2 gleich 350 kHz . Die Potentialverteilung ist in diesem Frequenzbereich frequenzunabhängig.

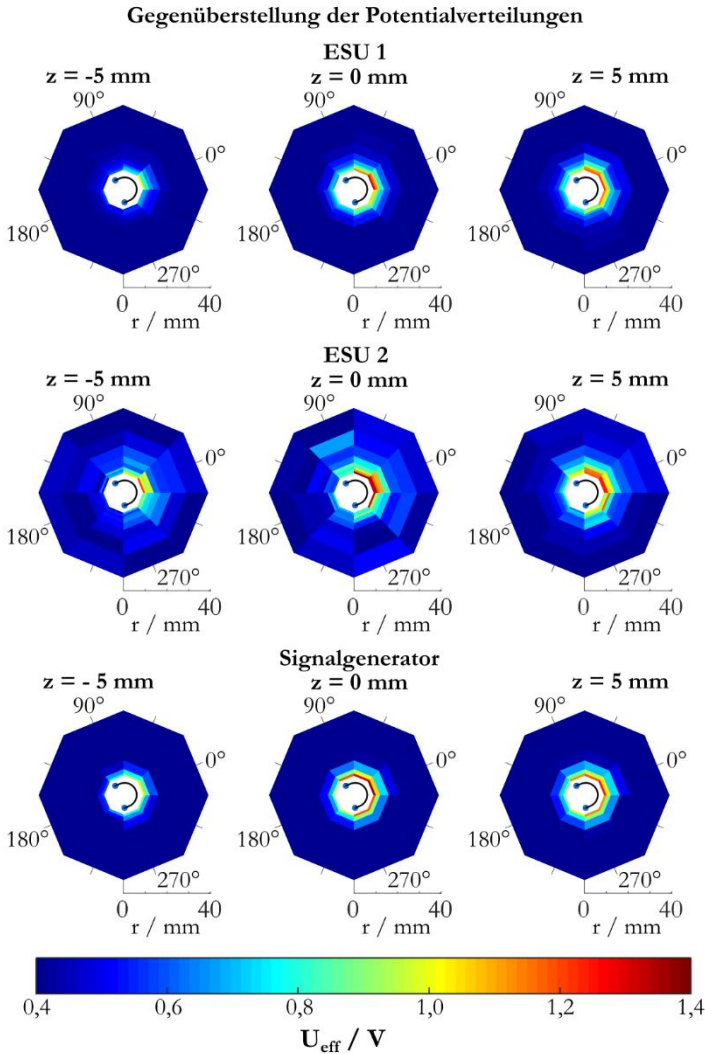


Abbildung 59: Gegenüberstellung der gemessenen Potentialverteilungen unter Verwendung von ESU1, ESU2 und einem Referenzgenerator. Darstellung der Effektivwerte U_{eff} der Potentialverteilung in drei Ebenen $E_b(r, \theta)$ für $z = 0 \text{ mm}$ und $z = \pm 5 \text{ mm}$.

Die Potentialverteilungen in Abbildung 59 weisen unter Verwendung der drei Generatoren ihr Maximum auf Höhe der Schlinge ($z = 0 \text{ mm}$) im Bereich von $\Theta = 0^\circ$ auf. Unter Verwendung des Referenzgenerators ist die Potentialverteilung symmetrisch zur Ebene durch die Winkelpositionen $\Theta = 0^\circ$ und $\Theta = 180^\circ$. Sie ist für alle im Interessensbereich IB gewählten r und z -Positionen existent und resultiert aus Geometrie und Anordnung von Aktiv- und Gegenelektrode. Die Symmetrie ist in den Potentialverteilungen unter Verwendung von ESU1 und ESU2 nicht bzw. räumlich eingeschränkt zu erkennen. Ursache hierfür ist der Einfluss der Plasmaaktivität auf die Potentialverteilung.

5.2.2 Darstellung und Auswertung des Schlingenverschleiß- einflusses auf die Potentialverteilung

Die Ergebnisse aus Abbildung 57 bis Abbildung 59 zeigen die größten gemessenen Spannungswerte an den Positionen der Messelektrode $P(r, \Theta, z)$ mit kleinsten radialen Abstand zur Schlinge ($r = 5 \text{ mm}$), auf Höhe der Schlinge ($z = 0 \text{ mm}$) für $\Theta = 0^\circ$. Aufgrund der geometrischen Zusammenhänge zwischen Resektionselektrodengeometrie und der 3D-Potentialverteilung ist eine Reduzierung der Raumdimensionen zur Untersuchung des Schlingenverschleißes im elektrolytischen Trog zulässig. Verwendung findet ein statisches Setup für die Positionen des Resektoskopes mit Resektionselektrode sowie der Messelektrode. Das Resektoskop mit Resektionselektrode befindet sich gemäß Abbildung 26 konzentrisch im elektrolytischen Trog. Die Position der Messelektrode¹² bezüglich zur Schlinge ist dabei $P(5 \text{ mm}, 0^\circ, 0 \text{ mm})$.

Aus Kapitel 5.1.1 ist bekannt, dass der Schlingenverschleiß zu einer Änderung des Schlingendrahtdurchmessers Δd_{SD} führt. Diese Änderung ist dabei eine Funktion der Zeit t , welche im Intervall $0 < t < t_A$ definiert ist. Die Resekti-

¹² Der radiale Abstand von 5 mm ist der absolute Abstand zwischen Messelektrode und Schlingendrahtoberfläche für $z = 0 \text{ mm}$ und $\Theta = 0^\circ$. Basis dieser Untersuchung sind die in Kapitel 3.2.2 beschriebene Methode und die in Kapitel 4.1 vorgestellte Versuchsumgebung.

onselektroden E01 bis E23 weisen unterschiedliche Bereiche des größten Materialabtrags auf. Eine Gruppierung dieser Bereiche (links (L), mitte (M) und rechts (R)) wurde in Abbildung 43 vorgenommen und zur Darstellung der Ergebnisse auf Basis der optischen Untersuchungen zum Schlingenverschleiß angewandt (Kapitel 5.1.1).

Für die in $P(5\text{ mm}, 0^\circ, 0\text{ mm})$ gemessenen ΔU_{eff} sind die Schlingendrahtdurchmesseränderungen Δd_{SD} im Bereich von $\Theta \approx 0^\circ$ maßgebend, auch wenn die Geometrieänderung des gesamten Schlingendrahtes Einfluss auf ΔU_{eff} hat. Besteht ein Zusammenhang zwischen $\Delta d_{SD}(t_A)$ und ΔU_{eff} , so muss $\Delta U_{eff} = \Delta U_{eff}(t_A)$ gelten.

Zur besseren Vergleichbarkeit von $\Delta d_{SD}(t_A)$ und $\Delta U_{eff}(t_A)$ der Resektions-elektroden in den Gruppen L, M, R werden folgende Indices zur Untersuchung des Schlingenverschleißeinflusses auf die Potentialverteilung verwendet:

- $\Delta d_{LR}(t_A)$ für: $\Delta d_{SD}(t_A)$ im Bereich von $\Theta \approx 0^\circ$ für Resektionselektroden mit maximalen Materialabtrag links bzw. rechts (Gruppen L und R)
- $\Delta d_M(t_A)$ für: $\Delta d_{SD}(t_A)$ im Bereich von $\Theta \approx 0^\circ$ für Resektionselektroden mit maximalen Materialabtrag mittig (Gruppen M)
- $\Delta U_{LR}(t_A)$ für: $\Delta U_{eff}(t_A)$ gemessen in $P(5\text{ mm}, 0^\circ, 0\text{ mm})$ resultierend aus $\Delta d_{LR}(t_A)$
- $\Delta U_M(t_A)$ für: $\Delta U_{eff}(t_A)$ gemessen in $P(5\text{ mm}, 0^\circ, 0\text{ mm})$ resultierend aus $\Delta d_M(t_A)$
- In allgemeiner Betrachtung werden $\Delta d_{SD}(t_A)$ und $\Delta U_{eff}(t_A)$ weiterhin verwendet

Bei unveränderter Position der Messelektrode $P(5\text{ mm}, 0^\circ, 0\text{ mm})$ zur Schlinge führen $\Delta d_{LR}(t_A)$ und $\Delta d_M(t_A)$ jeweils zu einer Vergrößerung des Abstandes zwischen der Messelektrode in $P(5\text{ mm}, 0^\circ, 0\text{ mm})$ und dem Schlingendraht selbst. Dies erfolgt jedoch mit unterschiedlichem Betrag. Resultierend aus $\Delta d_{LR}(t_A)$ und $\Delta d_M(t_A)$ sind fallende Trends für $\Delta U_{LR}(t_A)$ und $\Delta U_M(t_A)$ zu erwarten.

Im Folgenden wird die im elektrolytischen Trog gemessene Spannung $U_{eff}(t_A)$, repräsentativ stehend für die 3D-Potentialverteilung, in Abbildung 60 dargestellt. Zu sehen sind die gemessenen Spannungen $U_{E25}(t_A)$ bis $U_{E28}(t_A)$ für die jeweiligen Resektionselektroden, sowie die mittels der Methode der kleinsten Quadrate aus $U_{E25}(t_A)$ bis $U_{E28}(t_A)$ berechneten linearen Regression $E25_{Lin}$ bis $E28_{Lin}$.

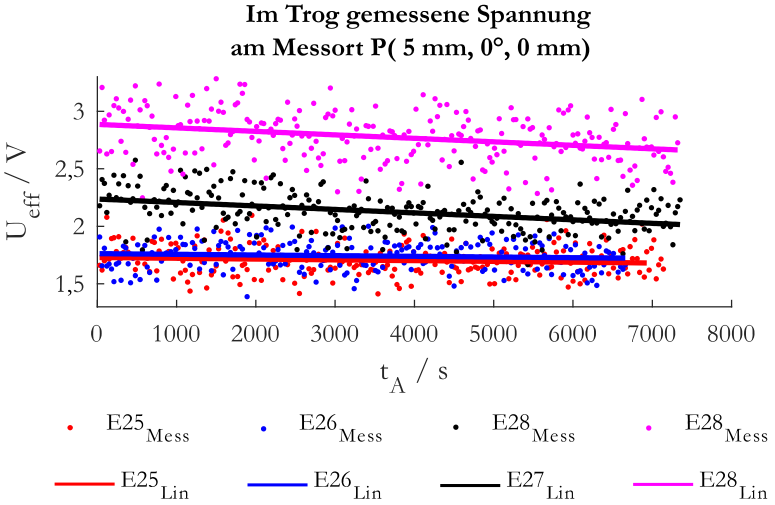


Abbildung 60: Spannung U_{eff} im Trog in Abhängigkeit der Aktivitätsdauer t_A für die Resektionselektroden E25 (rot), E26 (blau), E27 (schwarz) und E28 (Magenta) an der Messposition P(5 mm, 0°, 0 mm). Die gemessenen Spannungen sind als Punktevölker dargestellt ($U_{E25}(t_A)$ bis $U_{E28}(t_A)$). Die auf Basis der Methode der kleinsten Quadrate berechneten linearen Regressionen sind als durchgezogene Linien dargestellt ($E25_{Lin}$ bis $E28_{Lin}$).

In Abbildung 60 sind die zeitlichen Verläufe der vom Schlingenverschleiß abhängigen Spannungen $U_{E25}(t_A)$ bis $U_{E28}(t_A)$ zu sehen. Die hier jeweils maximal erreichten Aktivitätsdauern t_A sind zu denen der in Kapitel 5.1.1 untersuchten Resektionselektroden E01 bis E23 vergleichbar. Ein Nachweis dafür, dass $U_{eff}(t_A)$ vom Schlingenverschleiß abhängt, kann auf Basis der Auswertung von

$E25_{Lin}$ bis $E28_{Lin}$ erfolgen. Die hier jeweils maximal erreichten Spannungsänderungen (ΔU_{E25} bis ΔU_{E28}) unterscheiden sich. Dabei sind ΔU_{E25} bzw. ΔU_{E26} kleiner als die Streuungen von $U_{E25}(t_A)$ und $U_{E26}(t_A)$ um die Regressionsgeraden $E25_{Lin}$ und $E26_{Lin}$. Sie sind ebenfalls kleiner als ΔU_{E27} bzw. ΔU_{E28} . Ursache ist die Position des Bereiches des größten Materialabtrags der Resektionselektroden bzgl. der Position der Messelektrode $P(5\text{ mm}, 0^\circ, 0\text{ mm})$ im elektrolytischen Trog (siehe Abbildung 43). Die Resektionselektroden E25 und E26 sind Teil der Gruppen L und R. Die Resektionselektroden E27 und E28 dagegen sind Teil der Gruppe M. Der Nachweis gilt als erbracht, wenn ein Zusammenhang zwischen ΔU_{E25} bis ΔU_{E28} und den jeweiligen Durchmesseränderungen des Schlingendrahtes ($\Delta d_{LR}(t_A)$ und $\Delta d_M(t_A)$) gezeigt wird.

Um eine gleichbleibende Position der Resektionselektrode im Trog für die Potentialmessung zu gewährleisten, wird auf die Bestimmung von $\Delta d_{LR}(t_A)$ und $\Delta d_M(t_A)$ auf Basis der optischen Untersuchungen während des Verschleißprozesses verzichtet. Dies gilt für E25 bis E28. Zur graphischen Gegenüberstellung von ΔU_{E25} bis ΔU_{E28} mit den verschleißbedingten Durchmesseränderungen werden $\Delta d_{LR}(t_A)$ durch $d_{SD}(t_A)$ von Elektroden E02 ($\Delta d_{E02}(t_A)$) und $\Delta d_M(t_A)$ durch $d_{SD}(t_A)$ von Elektroden E17 ($\Delta d_{E17}(t_A)$) repräsentativ dargestellt. Die Gegenüberstellung erfolgt in Abbildung 61. Im linken Graph sind die Regressionsgeraden $E25_{Lin}$ bis $E28_{Lin}$ und damit ΔU_{E25} bis ΔU_{E28} zu sehen. Im rechten Graph enthalten, sind $\Delta d_{E02}(t_A)$ und $\Delta d_{E17}(t_A)$ sowie daraus resultierende lineare Approximation. Diese sind Grundlage einer rechnerischen Überprüfung, welche der graphischen Gegenüberstellung folgt.

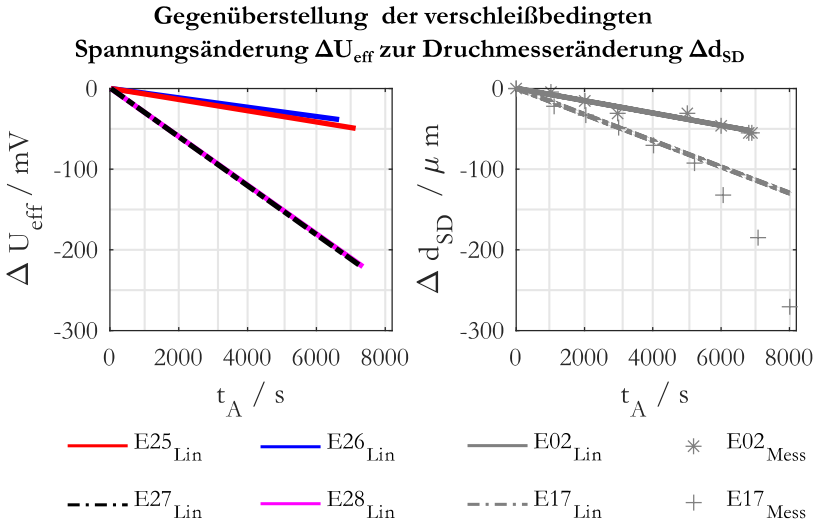


Abbildung 61: Gegenüberstellung der Linearisierung $E25_{\text{Lin}}$ bis $E28_{\text{Lin}}$ der verschleißbedingten Spannungsänderung $\Delta U_{\text{eff}}(t_A)$ mit der verschleißbedingten Durchmesseränderung $\Delta d_{\text{SD}}(t_A)$ im Bereich von $\theta \approx 0^\circ$ für die Elektroden E02 und E17. Dargestellt sind die Messwerte $E02_{\text{Mess}}$ und $E17_{\text{Mess}}$ der Schlingendrahtdurchmesseränderungen sowie die Linearisierungen $E02_{\text{Lin}}$ und $E17_{\text{Lin}}$.

Eine Betrachtung der Regressionsgeraden $E25_{\text{Lin}}$ bis $E28_{\text{Lin}}$ sowie der Durchmesseränderungen $\Delta d_{E02}(t_A)$ und $\Delta d_{E17}(t_A)$ zeigen den Einfluss des Schlingenverschleißes auf die Potentialverteilung im elektrolytischen Trog. Sowohl die Richtung der Änderungen als auch die Beträge der jeweiligen Werte sind in gleichen Größenordnungen. Zu vergleichen sind dabei $E25_{\text{Lin}}$ und $E26_{\text{Lin}}$ mit $\Delta d_{E02}(t_A)$ sowie $E27_{\text{Lin}}$ und $E28_{\text{Lin}}$ mit $\Delta d_{E17}(t_A)$. Das nichtlineare Verhalten von $\Delta d_{E17}(t_A)$ spiegelt sich nicht in ΔU_{E27} und ΔU_{E28} wider. Eine Überprüfung mit $\Delta d_{\text{SD}}(t_A)$ aller im Rahmen dieser Arbeit untersuchten Resektionselektroden der Gruppe M liefert das gleiche Ergebnis. Zu erklären ist dies dadurch, dass die Geometrieänderung des gesamten Schlingendrahtes Einfluss auf $\Delta U_{\text{eff}}(t_A)$ hat und die Nichtlinearität im Verlauf von ΔU_{E27} und

ΔU_{E28} mit den angewandten Methoden nicht messbar ist. Eine Zusammenfassung der Ergebnisse aus Abbildung 61. erfolgt in Tabelle 7.

Tabelle 7: Zusammenfassung der Ergebnisse aus der Potentialmessung im elektrolytischen Trog zur Untersuchung des Schlingenverschleißes aus Abbildung 61 mit Gegenüberstellung der jeweils maximal erreichten Aktivitätsdauern t_A , den verschleißbedingten Spannungsänderungen $\Delta U_{eff}(t_A)$ für die Resektionselektroden E25 bis E28 sowie den Schlingendrahtdurchmesseränderungen $\Delta d_{SD,0}(t_A)$.

Elektrode (Gruppe)	t_A / s	$\Delta U_{eff}(t_A) / mV$	$\Delta d_{SD}(t_A) / \mu m$
E02 (L)	6900	-	-52,6
E17 (M)	8010	-	-270
E25 (L)	6660	-38,5	-
E26 (R)	7140	-49,3	-
E27 (M)	7350	-220,8	-
E28 (M)	7320	-221,1	-

Die Durchmesseränderung $\Delta d_{E02}(t_A)$ weist über die gesamte Aktivitätsdauer einen näherungsweisen linearen Verlauf auf, was zur Regressionsgeraden $E02_{Lin}$ führt (rechter Graph in Abbildung 61). Dabei ist die maximale Durchmesseränderung $\Delta d_{E02}(t_A) = -52,6 \mu m$. Die maximal zu erwartende Durchmesseränderung im Bereich der Schlinge von $\Theta \approx 0^\circ$ beträgt $\Delta d_{SD} = -65 \mu m$. Datengrundlage sind die Ergebnisse der in dieser Arbeit untersuchten Resektionselektroden der Gruppen L und R (Kapitel 5.1.1), unter Verwendung der in Kapitel 3.2.1 vorgestellten Methode zur optischen Analyse des Schlingenverschleißes.

Für die folgende rechnerische Überprüfung des Zusammenhangs zwischen gemessenem $\Delta U_{eff}(t_A)$ und Δd_{SD} erfolgt eine lineare Approximation von $\Delta d_{E17}(t_A)$ für den Wertebereich $-65 \mu m < \Delta d_{SD} < 0 \mu m$. Die ermittelten $\Delta d_{SD,0}$ für E02 und E17 basieren auf Anwendung der in Kapitel 3.2.1 vorgestellten Methode und dienen zur graphischen Darstellung des zeitlichen Verlaufs. Für die Elektroden E25 und 26 basiert $\Delta d_{SD,0}$ auf der mittleren Schlingendrahtdurchmesseränderung $\overline{\Delta d_{SD}}$. Hierbei ist $\overline{\Delta d_{SD}}$ der arithmetische Mittelwert von Δd_{SD} der Resektionselektroden der Gruppen L und R aus der

Gesamtheit der Elektroden E01 bis E23. Gleiches gilt für E27 bis E28 mit Bezug auf die Resektionselektroden der Gruppe M. Auf Basis der linearen Approximationen $E25_{Lin}$ bis $E28_{Lin}$ sowie $E02_{Lin}$ und $E17_{Lin}$ ergeben sich folgende allgemeine funktionale Zusammenhänge:

$$\Delta U_{LR}(t) = a_{LR} \cdot t \quad (5-1)$$

$$\Delta U_M(t) = a_M \cdot t \quad (5-2)$$

$$\Delta d_{LR}(t) = b_{LR} \cdot t \quad (5-3)$$

$$\Delta d_M(t) = b_M \cdot t \quad (5-4)$$

In den Formeln (5-1) bis (5-4) beschreiben a_{LR} und a_M die Steigungen der Spannungsänderungen ΔU_{LR} und ΔU_M sowie b_{LR} und b_M die Steigungen der Durchmesseränderungen Δd_{LR} und Δd_M . Die Zeitabhängigkeit wird durch t beschrieben und ist für den Wertebereich $0 < t < t_A$ definiert. Als Verhältnisgleichung ausgedrückt führt dies zu Formel (5-5).

$$\frac{\Delta U_{LR}(t)}{\Delta d_{LR}(t)} = \frac{\Delta U_M(t)}{\Delta d_M(t)} = \frac{a_{LR} \cdot t}{b_{LR} \cdot t} = \frac{a_M \cdot t}{b_M \cdot t} \quad (5-5)$$

Die Spannungsänderung $\Delta U_{LR}(t)$ setzt sich zur Berechnung von a_{LR} aus dem Mittelwert von $\Delta U_{E25}(t_A)$ und $\Delta U_{E26}(t_A)$ aus Tabelle 7 zusammen. Gleiches gilt für $\Delta U_M(t_A)$ mit Bezug auf $\Delta U_{E27}(t_A)$ und $\Delta U_{E28}(t_A)$ zur Berechnung von a_M . Daraus folgt für:

$$a_{LR} = - 6,34 \times 10^{-3} \frac{mV}{s} \text{ und } a_M = - 30,1 \times 10^{-3} \frac{mV}{s}.$$

Zur Berechnung von b_{LR} und b_M wird die gleiche Herangehensweise gewählt wie für a_{LR} und a_M . Es folgt:

$$b_{LR} = -0,0051 \frac{\mu\text{m}}{\text{s}} \text{ und } b_M = -0,0175 \mu \frac{\text{m}}{\text{s}}.$$

Die Steigung b_M ist dabei die Steigung der linearen Approximation $E17_{Lin}$ aus Abbildung 61.

Für den Nachweis, dass $U_{E25}(t_A)$ und $\Delta U_{E26}(t_A)$ von der Durchmesseränderung $\Delta d_{SD,0}$ abhängen wird im Folgenden angenommen, dass Formel (5-6) gilt.

$$d_M(t) = d_{LR}(t) \quad (5-6)$$

Aufgrund, dass die Steigung $b_{LR} \neq b_M$ ist, muss die Variable t in Gleichung (5-3) durch t_1 und in Gleichung (5-4) durch t_2 ersetzt werden. Somit beschreibt t_2 den Zeitpunkt an dem $d_M(t)$ gleich $d_{LR}(t)$ zum Zeitpunkt t_1 ist. Daraus folgt:

$$d_{LR}(t_1) = d_M(t_2) = b_{LR} \cdot t_1 = b_M \cdot t_2 \quad (5-7)$$

Daraus lässt sich t_2 wie folgt berechnen.

$$t_2 = t_1 \cdot \frac{b_{LR}}{b_M} \quad (5-8)$$

Werden der Zusammenhang der Durchmesseränderungen aus Gleichung (5-7) und die Berechnung des Zeitpunktes t_2 aus Gleichung (5-8) zur Berechnung der Spannungsänderung herangezogen, so ergeben sich folgenden Gleichungen.

$$U_{LR}(t_1) = U_M(t_2) = a_{LR} \cdot t_1 = a_M \cdot t_2 \quad (5-9)$$

$$U_M(t_1) = a_M \cdot t_1 \cdot \frac{b_{LR}}{b_M} \quad (5-10)$$

Für die Aktivitätsdauern und Spannungsänderungen von E25 und E26 aus Tabelle 7 und den mit Gleichung (5-10) berechneten Spannungsänderungen ergeben sich die Werte aus Tabelle 8.

Tabelle 8: Vergleich der gemessenen U_{LR} von E25 und E25 mit berechneten U_M für E27 und 28 zum Zeitpunkt gleicher Durchmesseränderungen.

t_1 in s	Gemessenes U_{LR} in mV	Berechnetes U_M in mV
6660	-38,5	-29,8
7140	-49,3	-32,2

Die Ergebnisse aus Tabelle 8 zeigen, dass die gemessenen Spannungen U_{LR} kleiner sind als die bei gleicher Durchmesseränderung berechneten Spannungen U_M . Den Berechnungen zur Folge ist für Resektionselektroden mit dem größten Materialabtrag im linken bzw. rechten Bereich der Schlinge eine größere Spannungsänderung zu erwarten. Werden Einflüsse wie die Linearisierung und die Auswahl des schmalen Winkelbereichs von $\Theta \approx 0^\circ$, in dem die Durchmesseränderung betrachtet wird, bei der Berechnung berücksichtigt, so können die Rechenergebnisse als Bestätigung des Zusammenhangs zwischen Durchmesseränderung und Spannungsänderung gesehen werden. Diese Erkenntnis steht repräsentativ für die Potentialverteilung im elektrolytischen Trog. Als Fazit dieses Kapitels steht, dass der Schlingenverschleiß, wie zu erwarten war, Einfluss auf die Potentialverteilung im elektrolytischen Trog hat. Eine Aussage darüber, wie weit der Verschleiß einer Resektionselektrode vorgeschritten ist, kann über die Aktivitätsdauer gemacht werden. Des Weiteren konnte gezeigt werden, dass geometrische Änderungen der Schlinge mit größter Wahrscheinlichkeit Ursache für die gemessenen Spannungsänderungen im elektrolytischen Trog sind. So steht eine Durchmesseränderung im Bereich von $52 \mu m$ bis $65 \mu m$ im Zusammenhang mit einer Spannungsänderung Bereich von $38 mV$ bis $49 mV$ für $t_A > 6600 s$ (Tabelle 7).

5.3 Spannungs- und Strommessung am ESU-Ausgang

Neben den optischen Auswertungen zum Schlingenverschleiß (Kapitel 5.1) sowie der Messung der 3D-Potentialverteilung im elektrolytischen Trog (Kapitel 5.2) werden die Ausgangsspannungen $U_A(t_A)$ und die Ausgangsströme $I_A(t_A)$ der ESU mit dem Ziel gemessen, den Einfluss des Schlingenverschleißes

in-situ auszuwerten. Die hierfür verwendete Methode und die damit in Verbindung stehende Versuchsumgebung wurden in Kapitel 3.3.1 vorgestellt. Eine Beschreibung der darauf basierenden experimentellen Umsetzung erfolgte in Kapitel 4.1.

Die in diesem Kapitel gezeigten Signalverläufe von $U_A(t_A)$, $I_A(t_A)$ und den daraus berechneten Ausgangsleistungen $S_A(t_A)$ basieren auf den am ESU-Ausgang gemessenen Wechselsignalen und den daraus berechneten Effektivwerten (Formel (3-3)). Jeder berechnete Effektivwert beschreibt dabei das zeitliche Verhalten am ESU-Ausgang für ein Zeitintervall von 30 s im dem jeweils 10000 Messpunkte der Wechselsignale von Spannung und Strom aufgenommen werden. Das Zeitintervall resultiert dabei aus dem in Kapitel 3.2.2 beschriebenen Einfluss des Leistungseintrags bei aktivem Plasma auf die Temperatur der verwendeten isotonischen Kochsalzlösung. Für die Untersuchung des Schlingenverschleißes auf Basis der Auswertung des ESU-Ausgangs liefern 21 der 23 Resektionselektroden auswertbare Ergebnisse. Das Kapitel hat dabei folgenden Aufbau:

- Darstellung der Spannungen $U_A(t_A)$ an ESU1 und ESU2 für die untersuchten Resektionselektroden E01 bis E23.
- Darstellung der Ströme $I_A(t_A)$ an ESU1 und ESU2 für die untersuchten Resektionselektroden E01 bis E23.
- Darstellung der Scheinleistungen $S_A(t_A)$, berechnet aus $U_A(t_A)$ und $I_A(t_A)$ gemäß Kapitel 3.3.1.
- Gegenüberstellung der drei Ausgangsgrößen $U_A(t_A)$, $I_A(t_A)$ und $S_A(t_A)$, unter Verwendung von ESU1 und ESU2.

Die Ausgangsspannungen $U_A(t_A)$ der Resektionselektroden E01 bis E22 in Abbildung 62 (obere Grafik) liegen im Bereich von 240 V bis 320 V. Die mit der Plasmaaktivität verbundenen Entladungsvorgänge führen zu wiederkehrenden, kurzzeitigen Anstiegen der ESU-Ausgangsströme und damit zu Gasblasenablösungen aus der Gasschicht um den Schlingendraht. Hierbei ist die Frequenz der

Gasblasenablösung deutlich langsamer ($< 10 \text{ kHz}$) als die Frequenz der Entladungsvorgänge ($> 300 \text{ kHz}$). In diesem Zusammenhang stehen auch die sinkenden ESU-Ausgangsspannungen, deren Häufigkeit und deren zeitliche Folge durch die Plasmaaktivität beeinflusst ist. Daraus folgt, dass ebenfalls die aus den Effektivwerten der Wechselsignale berechneten $U_A(t_A)$ beeinflusst werden. Ein Vergleich der Signalverlaufsänderungen der einzelnen Resektionselektroden erfolgt durch eine Normierung der Amplituden- und Zeitachse in der unteren Grafik der Abbildung 62. Die Amplitudennormierung bezieht sich jeweils auf den Mittelwert $U_{A,mean}$ von $U_A(t_A)$. Die Normierung der Zeitachse erfolgt jeweils auf die maximal erreichte Aktivitätsdauer $t_{A,max}$.

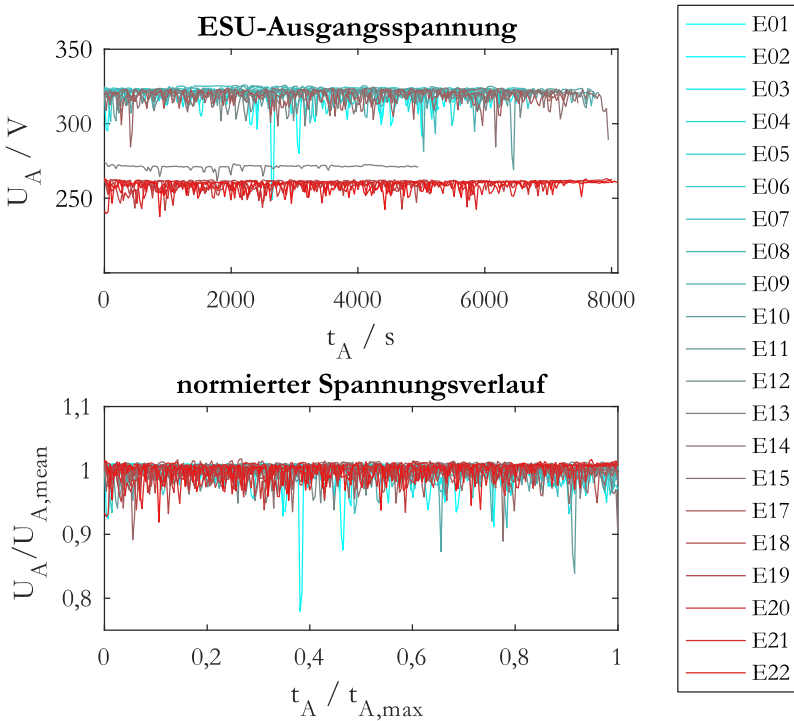


Abbildung 62: ESU-Ausgangsspannung $U_A(t_A)$ für die Resektionselektroden E01 bis E22, jeweils berechnet aus dem RMS über 10000 Messpunkte des Wechselsignals unter Einfluss des Schlingenverschleißes. Oben: Darstellung der gemessenen $U_A(t_A)$. Unten: Darstellung mit normierter Amplituden- und Zeitachse.

Die Ausgangsspannungen $U_A(t_A)$ im oberen Graph in Abbildung 62 befinden sich in drei verschiedenen Spannungsbereichen. Der Bereich um 320 V beinhaltet $U_A(t_A)$ unter Verwendung von ESU1 und Resektionselektroden deren Schlingen einen Winkel $\alpha_{c,1} = 12^\circ$ bzw. $\alpha_{c,1} = 30^\circ$ aufweisen¹³. Hierbei zeigt

¹³ $\alpha_{c,1}$ beschreibt die Biegung der Schlinge bezüglich des 90° Winkels zu den Stegen der Resektionselektrode (Abbildung 15, Seite 71).

$\alpha_{c,1}$ keinen Einfluss auf $U_A(t_A)$. Im Bereich um 260 V sind die Ausgangsspannungen $U_A(t_A)$ unter Verwendung von ESU2 zu sehen. Die verwendeten Resektionselektroden weisen alle den gleichen Winkel $\alpha_{c,1} = 12^\circ$ auf. Der Signalverlauf im Bereich von 270 V wurde unter Verwendung von Elektrode E14 ermittelt. Diese, sowie die verwendete ESU (ESU2) sind unterschiedlichen Herstellers. Die fehlende Anpassung der ESU-Ausgangsleistung an die Resektionselektrode und die Leistungsregelung sind mögliche Ursachen für die gemessenen $U_A(t_A)$. Die Kombination von Elektrode E14 und ESU2 führten bereits bei den optischen Untersuchungen zu Ergebnissen, die von denen der anderen Resektionselektroden leicht abweichen (vgl. Seite 126).

Die normierten Darstellungen von $U_A(t_A)$ im unteren Graph in Abbildung 62 zeigen, dass die plasmabedingten Entladungsvorgänge zu Spannungsänderungen von bis zu 10%, vereinzelt bis zu 20%, führen und dabei im gesamten Zeitintervall von t_A auftreten. Eine Aussage über verschleißbedingte Änderungen der Plasmaaktivität aus den Spannungsänderungen kann nicht abgeleitet werden. Die Darstellungsweise von $U_A(t_A)$ aus Abbildung 62 wurde auch für die Ausgangsströme $I_A(t_A)$ in Abbildung 63 gewählt.

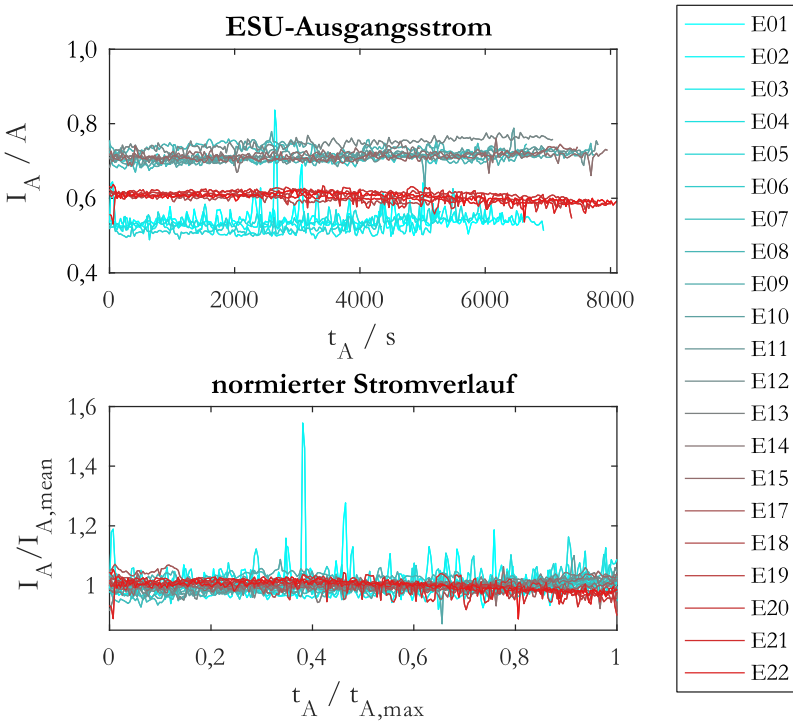


Abbildung 63: ESU-Ausgangsstrom $I_A(t_A)$ für die Resektionselektroden E01 bis E22, jeweils berechnet aus dem RMS über 10000 Messpunkte des Wechselsignals unter Einfluss des Schlingenverschleißes. Oben: Darstellung der gemessenen $I_A(t_A)$. Unten: Darstellung mit normierter Amplituden und Zeitachse.

Die Ausgangsströme $I_A(t_A)$ im oberen Graph in Abbildung 63 nehmen ebenfalls, vergleichbar zu $U_A(t_A)$ in Abbildung 62, Werte in drei Bereichen an (0,45 A bis 0,85 A). Der Bereich um 0,53 A beinhaltet $I_A(t_A)$ unter Verwendung von ESU1 in Verbindung mit Resektionselektroden deren Winkel $\alpha_{C,1} = 12^\circ$ ist. ESU1 führt jedoch auch zu $I_A(t_A)$ im Bereich von 0,72 A. Der Winkel $\alpha_{C,1}$ der Resektionselektroden beträgt hier 12° und 30° . Eine Unterscheidung der Stromsignalverläufe in Abhängigkeit des Winkels $\alpha_{C,1}$ ist nicht

möglich. Somit kann dieser als Ursache für die unterschiedlichen Stromamplituden (**0,53 A** und **0,72 A**) ausgeschlossen werden. Auch die an ESU1 gewählten Einstellungen wurden mit jeder untersuchten Resektionselektrode kontrolliert, sodass auch diese als Ursache für die Unterschiede ausgeschlossen werden können. Eine Ursachenanalyse hierzu wurde im Rahmen dieser Arbeit nicht weiterverfolgt, da für die Untersuchung des Einflusses des Schlingenverschleißes die Änderung der ESU-Ausgangsgrößen in Abhängigkeit der Aktivitätsdauer von Bedeutung sind. Im Bereich um **0,72 A** sind auch die $I_A(t_A)$ mit Elektrode E14, bei der ESU und Resektoskop unterschiedlichen Herstellers sind, enthalten. Die Signalverläufe im Bereich von **0,61 A** resultieren aus der Verwendung von ESU2. Die Schlingen der verwendeten Resektionselektroden haben dabei alle einen Winkel $\alpha_{C,1} = 12^\circ$.

In der normierten Darstellung der Amplituden- und Zeitachse sind Stromänderungen, resultierend aus der Plasmaaktivität, von bis $\pm 20\%$ um die auf die jeweiligen Mittelwerte $I_{A,mean}$ normierten Ströme zu sehen. Überschnitten werden diese bei Elektrode $E01(t_A/t_{A,mean} = 0,46)$ und $E02(t_A/t_{A,mean} = 0,38)$. Zu den jeweils gleichen Zeitpunkten weisen die Signalverläufe von $U_A(t_A)$ dieser beiden Resektionselektroden Spannungsschwankungen auf, sodass auch diese, der Plasmaaktivität zugeordnet werden können. Beide Resektionselektroden weisen jedoch keine Auffälligkeiten während des Verschleißprozesses oder bei den optischen Untersuchungen auf, sodass diese Werte als Ausreißer anzusehen sind.

Eine Beurteilung der unterschiedlichen Bereiche der ESU-Ausgangsströme aus medizinischer Sicht soll an dieser Stelle nicht erfolgen. Alle Geräte sind für Anwendungen im humanmedizinischen Bereich zugelassen und wurden im Rahmen der Untersuchungen nicht modifiziert. Des Weiteren weisen die verwendeten ESU unterschiedliche ESU-Architekturen auf. Informationen über die jeweiligen internen Regelungen der Ausgansleistungen liegen im Rahmen dieser Arbeit nicht vor.

Nachfolgend soll, in Analogie zu den Ausgangsspannungen $U_A(t_A)$ und zu den Ausgangsströmen $I_A(t_A)$, auch auf die Ausgangsleistungen $S_A(t_A)$ eingegangen werden. Diese sind in nichtnormierter und normierter Form in Abbildung 64 zu sehen.

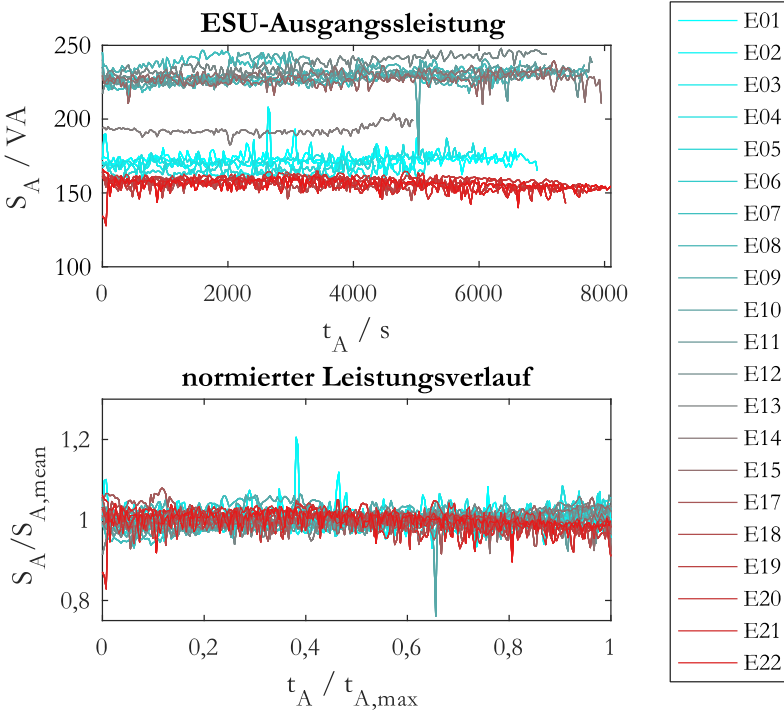


Abbildung 64: ESU-Ausgangsleistung $S_A(t_A)$ für die Resektionselektroden E01 bis E22, jeweils berechnet aus $U_A(t_A) \cdot I_A(t_A)$. Oben: Nichtnormierte Darstellung von $S_A(t_A)$. Unten: Darstellung mit normierter Amplituden- und Zeitachse.

Die Ausgangsscheinleistungen $S_A(t_A)$ im oberen Graph der Abbildung 64 liegen im Bereich von 120 VA bis 250 VA. Aufgrund des mathematischen Zusammenhangs zwischen $U_A(t_A)$, $I_A(t_A)$ und $S_A(t_A)$ weisen die Signalverläufe von $S_A(t_A)$ im Wesentlichen die gleichen Charakteristika auf wie die Ergebnisse in

Abbildung 62 ($U_A(t_A)$) und Abbildung 63 ($I_A(t_A)$). In der normierten Darstellung der Amplituden- und Zeitachse im unteren Graph von Abbildung 64 sind Leistungsänderungen von bis $\pm 10\%$ zusehen. Die Ausreißer resultieren dabei aus denen in $I_A(t_A)$ und können ebenfalls den Resektionselektroden E01 und E02 zugeordnet werden.

Um den Einfluss des Schlingenverschleißes auf den ESU-Ausgang zu untersuchen, erfolgt aus $U_A(t_A)$, $I_A(t_A)$ sowie $S_A(t_A)$ aller Resektionselektroden jeweils die Berechnung die mittleren ESU-Ausgangsspannung $\overline{U_A}(t_A)$, des mittleren ESU-Ausgangsstroms $\overline{I_A}(t_A)$ und der mittleren ESU-Ausgangsscheinleistung $\overline{S_A}(t_A)$. Die Untersuchungen zum Schlingenverschleiß im elektrolytischen Trog (Kapitel 5.2.2) zeigen, dass dieser langsam voranschreitet, im Vergleich zur Plasmaaktivität, welche im Zusammenhang mit den Signalfrequenzen am ESU-Ausgang (Kapitel 3.1.2) steht. Somit ergeben sich unter Verwendung von ESU1 und ESU2 sechs Signalverläufe, deren tendenzielle Verläufe in Abhängigkeit der Aktivitätsdauer t_A betrachtet werden können. Ausgewertet werden, die aus $\overline{U_A}(t_A)$, $\overline{I_A}(t_A)$ und $\overline{S_A}(t_A)$ ermittelten linearen Approximationen U_{ESU1} , I_{ESU1} und S_{ESU1} sowie U_{ESU2} , I_{ESU2} und S_{ESU2} . Eine Darstellung erfolgt in Abbildung 65.

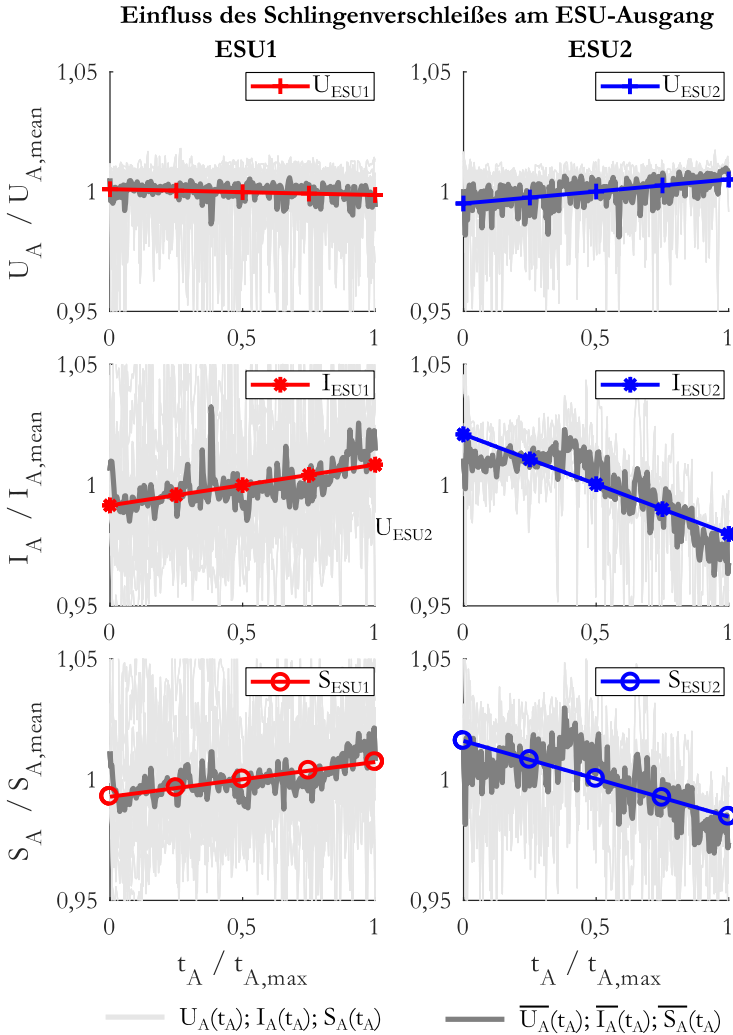


Abbildung 65: Darstellung von $U_A(t_A)$, $I_A(t_A)$ und $S_A(t_A)$ (hellgrau), von $\overline{U}_A(t_A)$, $\overline{I}_A(t_A)$ und $\overline{S}_A(t_A)$ (dunkelgrau), den jeweiligen Regressionsgraden für ESU1 (rot) und den jeweiligen Regressionsgraden von ESU2 (blau).

Die Regressionsgeraden U_{ESU1} und U_{ESU2} in den oberen Graphen in Abbildung 65 zeigen von allen dargestellten Trendlinien den geringsten Einfluss des Schlingenverschleißes. Dies führt zu relativen Änderungen von $-0,3\%$ bei U_{ESU1} und $1,0\%$ bei U_{ESU2} . Auffällig sind die unterschiedlichen Richtungen der Änderungen. Die Trendlinien I_{ESU1} und I_{ESU2} in den mittleren Graphen in Abbildung 65 weisen ebenfalls unterschiedliche Richtungen auf. Hierbei betragen die relativen Änderungen $1,7\%$ (I_{ESU1}) und $-4,1\%$ (I_{ESU2}). Der Einfluss des Schlingenverschleißes auf die ESU-Ausgangsströme ist damit etwa viermal größer als auf die ESU-Ausgangsspannungen. Aufgrund der Abstandsvergrößerung zwischen Aktivelektrode und Gegenelektrode, resultierend aus der verschleißbedingten Änderung von d_{SD} , ist ein Ansteigen des Lastwiderstandswertes am ESU-Ausgang zu erwarten. Dieser Zusammenhang erklärt den negativen Trend von I_{ESU2} . Der positive Trend von I_{ESU1} erklärt sich durch unterschiedliche ESU-Architekturen von ESU1 und ESU2 und damit mit unterschiedlichen Lastverhalten der beiden ESU. Zusätzlich haben die Anordnung von Aktiv- und Gegenelektrode (Anordnung 1 und 2 in Abbildung 6) und auch die Plasmagas-schicht Einfluss auf U_{ESU1} und U_{ESU2} sowie auf I_{ESU1} und I_{ESU2} . Die berechneten Scheinleistungen S_{ESU1} und S_{ESU2} weisen jeweils mit den Strömen vergleichbares Verhalten auf. Die Leistungsänderung für ESU1 beträgt $1,4\%$ und für ESU2 $-3,1\%$. Unklar ist, inwieweit diese Änderungen durch die jeweiligen Leistungsregelungen der ESU beeinflusst wurden. Somit ist es im Rahmen dieser Arbeit nicht möglich einen direkten Zusammenhang zwischen verschleißbedingter Geometrieänderung und Änderungen der ESU-Ausgangsgrößen herzustellen. Zu beachten ist, dass die ESU-Architekturen, die damit verbundenen Leistungsregelungen sowie Resektoskop und Resektionselektroden für die medizinische Anwendung optimiert wurden. Eine ausführlichere Betrachtung der ESU-Ausgangsgrößen soll deshalb nicht erfolgen.

Werden zusätzlich die Ergebnisse aus Kapitel 5.1 und Kapitel 5.2 berücksichtigt, können die Erosionsvorgänge, resultierend aus der Plasmaaktivität, als Ursache für die Geometrieänderung, der Änderung der Potentialverteilung im Trog sowie als Ursache der Verläufe der ESU-Ausgangsströme verstanden werden.

Demnach wird für die Auswertung der Resektoskopimpedanz an den Klemmen von Aktivelektrode und Gegenelektrode folgendes erwartet:

- Die Entstehung der Krater auf der Schlingendrahtoberfläche (Kapitel 5.1.2) in den ersten 1000 s führen zu einer Vergrößerung der Oberfläche, die die Impedanz sinken lässt.
- Der fortlaufende Erosionsprozess führt zu einer Reduzierung des Schlingendrahtdurchmessers (Kapitel 5.1.1) und somit zu einer kleiner werdenden Schlingendrahtoberfläche, die die Impedanz ansteigen lässt.

5.4 Impedanzauswertung

Im Folgenden werden die Ergebnisse auf Basis der in Kapitel 3.3.2 vorgestellten Impedanzmessung unter Anwendung in Kapitel 4.2 vorgestellten Versuchsumgebung dargestellt. Die Impedanzmessung erfolgt gemäß Abbildung 14 in-situ, bei nichtaktivem Plasma und damit ohne Einfluss der Plasmagasschicht. Ausgewertet wird nach Kapitel 3.3.2 der Realteil der Impedanz Z . Ein Vergleich mit der ESU-Ausgangsspannung $U_A(t_A)$ und dem ESU-Ausgangsstrom $I_A(t_A)$ soll nicht erfolgen, da diese bei aktivem Plasma aufgenommen wurden. Die untersuchten Resektionselektroden E01 bis E23 führen zu den Ergebnissen $Z_{E01}(t_A)$ bis $Z_{E23}(t_A)$ der gemessenen Impedanzen $Z(t_A)$. Diese setzen sich jeweils aus dem arithmetischen Mittelwert von fünf Impedanzmessungen bei gleicher Aktivitätsdauer t_A (Abbildung 33) zusammen. Die Aktivitätsdauern t_A reichen, wie bereits in Kapitel 5.1 gezeigt, von 4040 s bis 8220 s. Die Zeitabstände zwischen den Impedanzmessungen betragen $\Delta t_A = t_{aktiv} = 30$ s (Kapitel 3.3.2 Abbildung 31).

Die Impedanzverläufe sind in der oberen Grafik der Abbildung 66 dargestellt. Grundlage der Ergebnisse sind Resektionselektroden unterschiedlicher Hersteller, Materialeien und Geometrien. Zusätzlich nehmen fertigungsbedingte Maßabweichungen der Resektionselektroden Einfluss auf die Impedanzen ($34 \Omega < Z(t_A) < 44 \Omega$) zum Zeitpunkt $t_A = 0$ s.

Ein Vergleich der Signalverlaufsänderungen der einzelnen Resektionselektroden erfolgt durch eine Normierung der Amplituden- und Zeitachse in der unteren Grafik der Abbildung 66 (vgl. Darstellungen in Kapitel 5.3). Die Amplituden- und Zeitachse bezieht sich auf den jeweiligen Mittelwert Z_{m600} von $Z_{E01}(t_A)$ bis $Z_{E23}(t_A)$ im Zeitintervall $0 \text{ s} < t_A < 600 \text{ s}$. Die Normierung der Zeitachse erfolgt auf die jeweils maximal erreichte Aktivitätsdauer $t_{A,max}$.

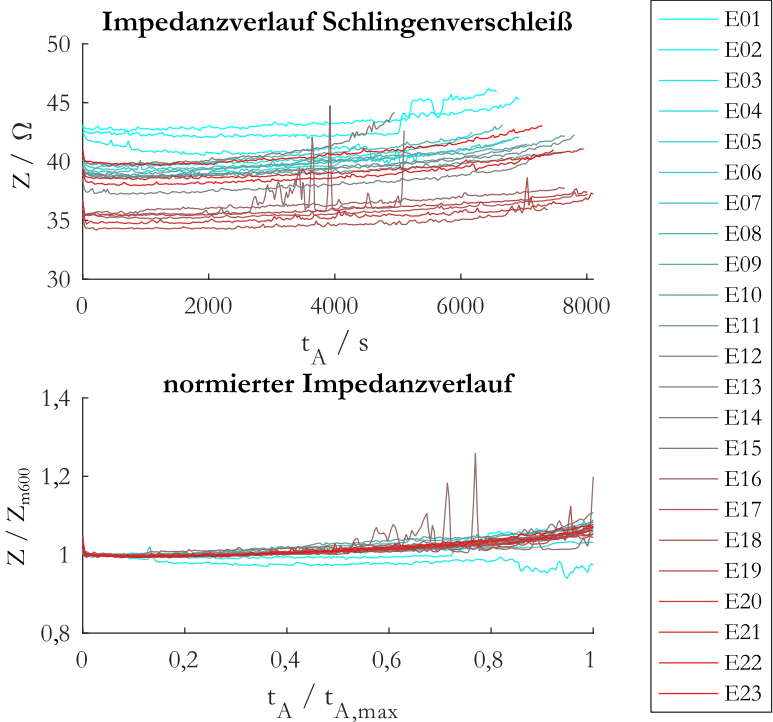


Abbildung 66: Oben: Gemessene Impedanzen $Z(t_A)$ für die Resektionselektroden E01 bis E23 unter Einfluss des Schlingenverschleißes bei nichtaktivem Plasma. Unten: Darstellung mit normierter Amplituden- und Zeitachse.

Die Impedanzen $Z_{E01}(t_A)$ bis $Z_{E23}(t_A)$ im oberen Graph der Abbildung 66 liegen im Bereich von $34 \Omega < Z < 46 \Omega$. Für den Zeitpunkt $t_A = 0 \text{ s}$ sind drei Bereiche zu erkennen, in denen die Signalverläufe der verschleißbedingten Impedanzänderungen beginnen. Im ersten Bereich ist $Z(t_A = 0 \text{ s}) < 37 \Omega$. Dieser Bereich resultiert aus der Verwendung von Resektionselektroden, die den gleichen Hersteller aufweisen wie ESU2. Der Winkel der Schlingen¹⁴ beträgt $\alpha_{C,1} = 12^\circ$. Der zweite Bereich, $37 \Omega < Z(t_A = 0 \text{ s}) < 41,5 \Omega$ resultiert aus der Verwendung von Resektionselektroden, die den gleichen Hersteller aufweisen wie ESU1. Bei den hier verwendeten Resektionselektroden ist $\alpha_{C,1} = 12^\circ$ und 30° . Resektionselektroden mit $\alpha_{C,1} = 12^\circ$ (Hersteller gleich dem von ESU1) führen aber auch zu $41,5 \Omega < Z(t_A = 0 \text{ s}) < 43,1 \Omega$. Ein Zusammenhang zwischen Impedanz $Z(t_A = 0 \text{ s})$ und dem Winkel $\alpha_{C,1}$ kann nicht hergestellt werden. Eine Unterscheidung der Hersteller ist jedoch möglich. Mit dem Hersteller verbunden sind die Materialien, Geometrien und die Anordnung von Aktiv- und Gegenelektrode (Anordnung1 und Anordnung2 in Abbildung 6, Seite 35).

In der unteren Grafik von Abbildung 66 sind die Signalverläufe mit normierter Amplituden- und Zeitachse zu sehen. Zu erkennen ist, dass die Impedanz im Allgemeinen erst sinkt, um dann nach kurzer Zeit $t_A/t_{A,max}$ wieder anzusteigen. Dieses Verhalten resultiert aus der verschleißbedingten Änderung der Schlingendrahtoberfläche A_{SO} (Kapitel 5.1.2) sowie der Durchmesseränderung des Schlingendrahtes d_{SD} (Kapitel 5.1.1). Über den gesamten Verschleißprozess sind die relativen Impedanzänderungen dabei kleiner 10 %. Die von der Mehrheit abweichenden Signalverläufe $Z_{E03}(t_A)$ und $Z_{E15}(t_A)$ lassen sich durch Schlingendrahtbrüche im Bereich der Isolierung der Stege erklären. Hervorgehoben dargestellt sind diese beiden Signalverläufe in Abbildung 67 zu sehen. Gleiches gilt für $Z_{E05}(t_A)$, da auch Elektrode E05 einen Schlingenbruch im Bereich der der Isolierung der Stege, aufweist. Eine Gegenüberstellung erfolgt mit

¹⁴ $\alpha_{C,1}$ beschreibt die Biegung der Schlinge bezüglich des 90° Winkels zu den Stegen der Resektionselektrode (Abbildung 15, Seite 71).

dem mittleren Impedanzverlauf $Z_m(t_A/t_{A,max})$, der sich aus dem arithmetischen Mittel von $Z_{E01}(t_A/t_{A,max})$ bis $Z_{E23}(t_A/t_{A,max})$ berechnet. Zusätzlich erfolgt eine vergrößerte Darstellung für $t_A/t_{A,max} < 0,05$.

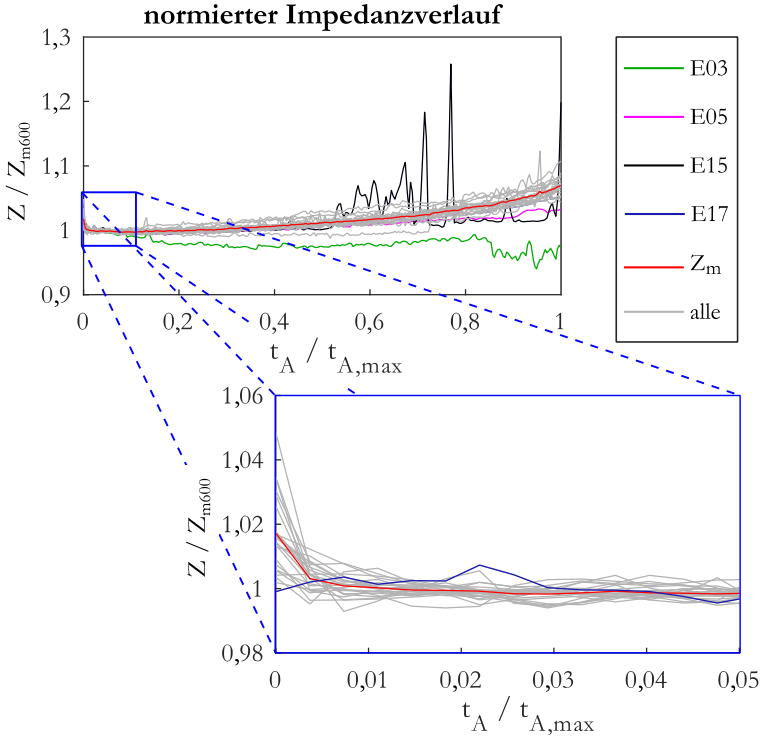


Abbildung 67: Darstellung der gemessenen Impedanzen Z_{E01} bis Z_{E23} (grau), der daraus berechneten mittleren Impedanz Z_m (rot) sowie Z_{E03} (grün), Z_{E05} (magentafarben) und Z_{E15} (schwarz), resultierend aus den Resektionselektroden mit Schlingendrahtbruch im Bereich der Isolierung der Stege. In vergrößerter Darstellung sind die in den ersten 5% von t_A von Z_{E01} bis Z_{E23} (grau) zu sehen. Mit Ausnahme von Z_{E17} (blau) weisen alle Resektionselektroden einen sinkenden Impedanzverlauf in dieser Zeit auf.

Für die aus den Impedanzverläufen Z_{E01} bis Z_{E23} berechnete mittlere Impedanz Z_m ist in den ersten 5% des Verschleißprozesses eine um 1,8 % sinkende Impedanz zu erkennen (Abbildung 67). Maximal erreicht werden 4,9 % (Z_{E20}). Eine Ausnahme stellt Elektrode E17 (blau) dar. Hier ist keine sinkende Impedanz in den ersten 5 % des Verschleißprozesses zu erkennen.

Zum Ende des Verschleißprozesses ($t_A = t_{A,max}$) steigt die mittlere Impedanz Z_m um 7,3 %. Im Vergleich dazu steigt Z_{E03} von Elektrode E03 mit zunehmender Plasmaaktivität weniger stark an. Hier kann eine tendenziell sinkende Impedanz ab 85 % des Verschleißprozesses beobachtet werden. Elektrode E15 zeichnet sich im Wesentlichen durch Peaks im Impedanzverlauf Z_{E15} im Bereich von 50 % bis 80 % der Aktivitätsdauer aus. Die Zunahme der Impedanz über den Verschleißprozess ist größer als bei Elektrode E03, jedoch geringer als bei den restlichen Resektionselektroden. Der Impedanzverlauf Z_{E05} weist einen Anstieg der Impedanz vergleichbar mit Elektrode E15 auf. In der Darstellung mit normierter Amplituden- und Zeitachse kann der Verlauf von Z_{E05} nicht von den Verläufen der Resektionselektroden ohne Schlingenbruch im Bereich der Isolierung der Stege unterschieden werden.

Im Allgemeinen kann gesagt werden, dass mit der Auswertung der Schlingenimpedanz der Schlingenverschleiß in der nichtaktiven Phase des Schneidprozesses gemessen werden kann. Die Impedanz sinkt in den ersten 200 s Plasmaaktivität, was durch die größer werdende Schlingendrahtoberfläche zu erklären ist. Wird die Schlingendrahtoberfläche durch den fortlaufenden Verschleißprozess und den damit verbundenen Erosionsvorgängen wieder verkleinert, so steigt die Impedanz erneut an, wie die Messungen zeigen.

5.5 Bewertung der Methoden

Die Untersuchungen des Schlingenverschleißes an Resektionselektroden auf Basis der in Kapitel 3 beschriebenen Methoden und unter Anwendung der in Kapitel 4 vorgestellten Versuchsumgebungen führen zu den in Kapitel 5.1 bis Kapitel 5.4 gezeigten Ergebnissen. Der Verschleißprozess führt in Abhängigkeit der Plasmaaktivität an der Aktivelektrode zu einer messbaren Geometrieände-

rung des Schlingendrahtes (Kapitel 5.1). Diese hat Einfluss auf die 3D-Potentialverteilung in einem elektrolytischen Trog (Kapitel 5.2), auf die ESU-Ausgangsströme (Kapitel 5.3) sowie auf die Impedanz der Resektionselektroden (Kapitel 5.4).

Im Rahmen der Untersuchungen weisen drei Resektionselektroden (*E03*, *E05* und *E15*) ein Verschleißverhalten auf, welches sich durch einen Bruch des Schlingendrahtes im Bereich der Isolierung der Stege (Abbildung 48) kennzeichnet. Diese Elektroden werden zu Gruppe A zusammengefasst. Dieses Verhalten unterscheidet sich von dem, der restlichen 20 untersuchten Resektionselektroden (Gruppe B). Vertreter dieser Gruppe ist Elektrode *E07*. Die erreichte Aktivitätsdauer t_A von *E07* ist der mittleren Aktivitätsdauer aller untersuchten Resektionselektroden am Nahestehen. Gleiches gilt für die Impedanz $Z_{E07}(t_A)$ und dem ESU-Ausgangsstrom $I_{A,E07}(t_A)$. Elektrode *E07* repräsentiert somit in dieser Arbeit eine durchschnittliche Resektionselektrode. Die Bewertung der Methoden erfolgt auf Basis einer Gegenüberstellung der Ergebnisse beider Gruppen. Gegenstand sind die makroskopischen Untersuchungen, die Auswertung der ESU-Ausgangsströme sowie die Auswertung der Impedanz.

In Abbildung 68 werden die Elektroden *E05*, repräsentativ für Gruppe A, sowie die Elektrode *E07* aus Gruppe B dargestellt. Zu sehen sind die Schlingen der Resektionselektroden zu verschiedenen Aktivitätsdauern t_A . Des Weiteren sind die Durchmesseränderungen des Schlingendrahtes d_{SD} in Abhängigkeit der Aktivitätsdauer t_A im unteren Graph der Abbildung zu sehen.

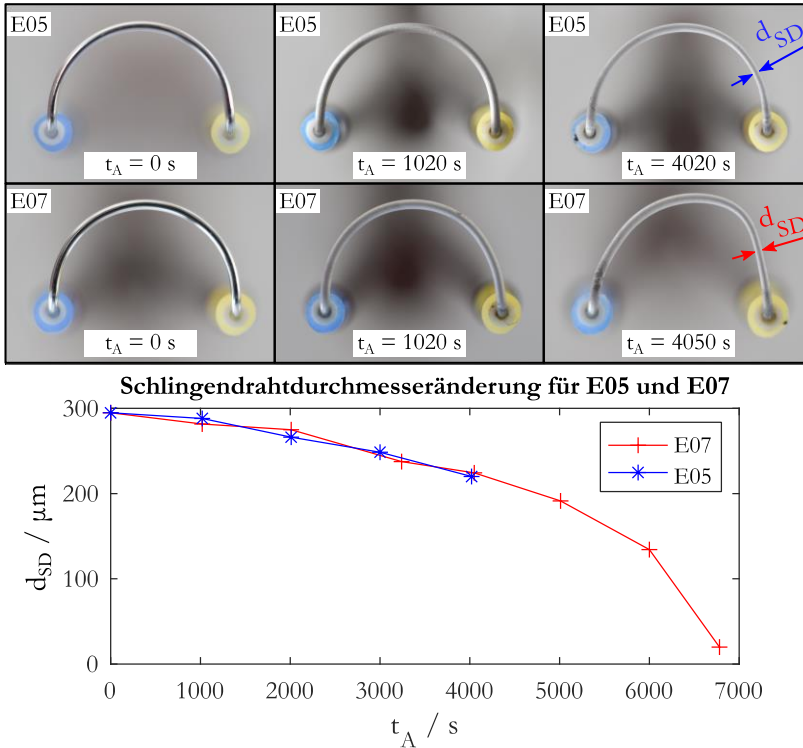


Abbildung 68: Darstellung der Schlingenzustände von Elektrode E05 und E07 in der Gegenüberstellung. Oben: Abbildungen der Schlingendrahte nach verschiedenen Aktivitätsdauern. Unten: Änderung des Schlingendrahtdurchmessers in Abhängigkeit der Aktivitätsdauer.

Die Auswertung der Durchmesseränderung des Schlingendrahtes d_{SD} in Abbildung 68 zeigt, dass beide Resektionselektroden bis zum Zeitpunkt $t_A \approx 4050\text{ s}$ nahezu gleiche Verläufe aufweisen. Hierbei ist d_{SD} der Durchmesser des Schlingendrahts im Bereich den größten Materialabtrags. Die gezeigten Abweichungen zwischen den Verläufen betragen bis zu $\pm 11\text{ }\mu\text{m}$. Dies entspricht den maximal erreichbaren Abweichungen aus Versuchsumgebung und Bildauswertung (Kapitel 3.2.1). Die graphische Gegenüberstellung der bei-

den Resektionselektroden in Abbildung 68 zeigt die Grenzen der optischen Untersuchungen. Brüche der Schlingendrahte innerhalb der Isolierung der Stege können nicht erkannt werden. Auch die verschleißbedingte Änderung von d_{SD} lässt nicht auf einen Bruch des Schlingendrahtes zurückführen. Eine Unterscheidung der Gruppen A (E05) und Gruppe B (E07) ist nicht möglich.

Die Auswertung der ESU-Ausgangsströme basiert auf der Gegenüberstellung der Ergebnisse der Resektionselektroden E03, E05, E07 und E15 und führt zu folgender Abbildung 69. Zusätzlich dargestellt ist der ESU-Ausgangsstrom $I_m(t_A)$, der sich aus dem arithmetischen Mittel aller gemessener $I_A(t_A)$ berechnet.

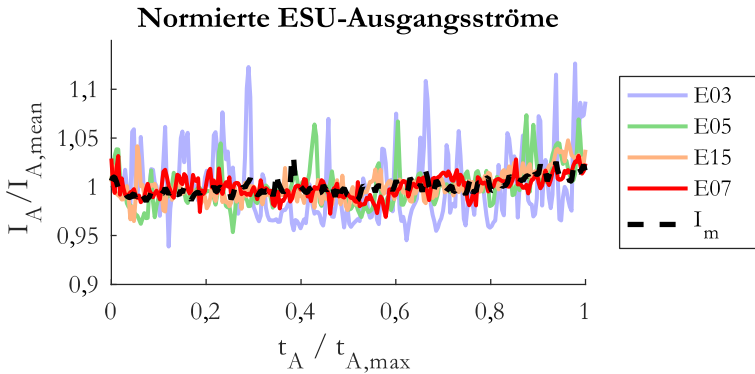


Abbildung 69: Darstellung der normierten ESU-Ausgangsströme für die Elektroden E03 (ESU1), E05 (ESU1), E07 (ESU1) und E15 (ESU2) sowie dem mittleren Ausgangsstrom aller Resektions-elektroden $I_m(t_A)$.

Die in Abbildung 69 dargestellten Ströme $I_{A,E03}(t_A)$ und $I_{A,E05}(t_A)$ weisen eine relative Streuung s_i um ihren jeweiligen Mittelwert $I_{A,mean}(t_A)$ auf, deren Beträge Werte von bis zu 12% ($I_{A,E03}(t_A)$) bzw. bis zu 7% für $I_{A,E05}(t_A)$ annehmen. Die relative Streuung s_i von $I_{A,E15}(t_A)$ ist mit denen von $I_{A,E07}(t_A)$ und $I_m(t_A)$ vergleichbar. Hier ist für alle drei Verläufe $|s_i| < 4\%$. Der Trend der ESU-Ausgangsströme ist ein Maß für den verschleißbedingten Materialabtrag an der Oberfläche des Schlingendrahtes und der Geometrieänderung der

Schlinge. Dieser Trend kann für Resektionselektroden der Gruppe A und Gruppe B beobachtet werden. Zu erkennen ist auch, dass zwei der drei Resektionselektroden der Gruppe A eine relative Streuung s_i aufweisen, die größer als die der Resektionselektrode aus Gruppe B ist. Die Auswertung von s_i ist jedoch nicht eindeutig, mit Bezug auf eine Aussage über Schlingenbrüche im Bereich der Isolierung der Stege. Unklar ist auch, inwieweit die Regeleigenschaften der ESU Einfluss auf die Stromverläufe $I_A(t_A)$ und auch auf die Streuung s_i haben. Die Grenzen der Auswertung der ESU-Ausgangsströme entspricht somit denen der optischen Untersuchungen. Der Schlingenverschleiß kann gemessen und auch ausgewertet werden. Schlingenbrüche im Bereich der Isolierung der Stege können jedoch im Rahmen dieser Arbeit nicht zuverlässig erkannt werden, was auch nicht Gegenstand der Arbeit ist. Aus diesem Grund soll hier auf weitere Berechnungen verzichtet werden. Ist eine Unterscheidung zwischen Resektionselektroden mit und ohne Bruch im Bereich der Isolierung angestrebt, so sind Kenntnisse über die Regelalgorithmen und weiterführenden Messungen notwendig.

Für die Auswertung der Impedanzen der Resektionselektroden wurden ebenfalls die Ergebnisse der Elektroden E03, E05, E07 und E15 herangezogen. Die Impedanzverläufe $Z(t_A)$ der vier Resektionselektroden sowie der mittlere Impedanzverlauf $Z_m(t_A)$, berechnet aus $Z(t_A)$ aller Resektionselektroden, sind in folgender Abbildung 70 dargestellt.

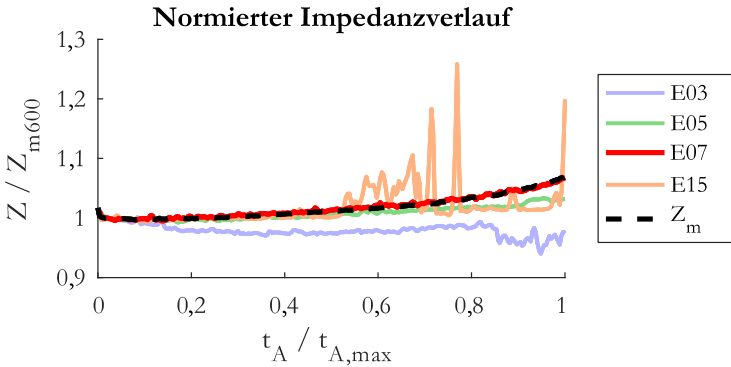


Abbildung 70: Darstellung der normierten Impedanzverläufe für die Elektroden E03, E05, E07 und E15 sowie der mittleren Impedanz Z_m , berechnet aus den Impedanzverläufen aller Resektionselektroden.

In Abbildung 70 ist zu erkennen, dass die Impedanzverläufe der Resektionselektroden aus Gruppe 1 vom Verlauf von $Z_{E07}(t_A)$, repräsentativ für Gruppe B, und von Z_m abweichen. Merkmale hierfür sind ein tendenziell geringerer Anstieg im Trend des Verlaufs und/oder eine Zunahme der Streuung s_Z im Signalverlauf. Die Zunahme der Streuung s_Z bei $Z_{E03}(t_A)$ beginnt ab 82 % der maximal erreichten Aktivitätsdauer $t_{A,max}$. Zusätzlich fängt der Verlauf von $Z_{E03}(t_A)$ nach 10 % von $t_{A,max}$ an von $Z_m(t_A)$ abzuweichen. Für Elektrode E15 tritt dies nach 50 % von $t_{A,max}$ ein. Auch die Streuung s_Z beginnt zu diesem Zeitpunkt zu steigen. Die Abweichungen von $Z_m(t_A)$ nehmen dabei Werte bis zu 30 % an. Der Verlauf von $Z_{E05}(t_A)$ zeigt im Trend eine geringe Abweichung zu $Z_{E17}(t_A)$ und zu $Z_m(t_A)$ sowie eine Streuung s_Z , die in gleicher Größenordnung ist, wie die von $Z_m(t_A)$.

Der Bruch des Schlingendrahtes kann zu einer Veränderung der Kontaktbedingungen an der Bruchstelle selbst führen. Diese können durch mechanische Beanspruchungen beeinflusst werden und somit den Impedanzverlauf $Z(t_A)$ beeinflussen. Aufgrund des Sachverhaltes, dass Elektrode E05 keine Zunahme der Streuung s_Z zeigt und nur drei Resektionselektroden einen Bruch des Schlingendrahtes im Bereich der Isolierung der Stege aufweisen, ist es nicht möglich

die Streuung s_Z als eindeutigen Indikator für diese Art Verschleiß zu nennen. Eine Betrachtung der Trends von $Z_{E03}(t_A)$, $Z_{E05}(t_A)$ und $Z_{E15}(t_A)$ in Abbildung 70 zeigt, dass alle drei Impedanzverläufe von $Z_m(t_A)$ und von $Z_{E07}(t_A)$ abweichen. Dies gilt jedoch auch für Resektionselektroden der Gruppe B, welche keinen Schlingenbruch im Bereich der Isolierung aufweisen. Die Betrachtung der Trends allein ist somit auch kein eindeutiger Indikator zur Unterscheidung von Resektionselektroden der Gruppen A und B.

Anders als bei der Auswertung der ESU-Ausgangströme, bei denen auf weitere Berechnungen verzichtet wurde, soll hier die Betrachtung der Streuung s_Z der gemessenen Impedanzen $Z(t_A)$ als auch deren Trends in Kombination zeigen, dass die Gruppen A und B voneinander unterschieden werden können. Auf Basis einer Stichprobe von 23 untersuchten Resektionselektroden erfolgt die Definition eines Wertebereiches für die gemessenen Impedanzen der Resektionselektroden in Gruppe B ($Z_{GB}(t_A)$) mit einer oberen (Z_o) und einer unteren Grenze (Z_u). Diese Definition dient, bei der hier vorliegenden Stichprobenzahl, einer einfachen Bewertung der Ergebnisse und ist angelehnt an die Definition der Fehlergrenzen in [151]. Ziel ist es, zu überprüfen, ob eine Unterscheidung der Gruppen A und B möglich ist. Aus diesem Grund wird auf eine Bewertung im Sinne der Wahrscheinlichkeitstheorie an dieser Stelle verzichtet. Die in Δt_A Schritten aufgenommenen Impedanzen der untersuchten Resektionselektroden $E01$ bis $E23$ können mit folgender Matrix zusammengefasst werden. Hierbei sind $t_A / t_{A,max} = 0 = t_{N0}$ und $t_A / t_{A,max} = 1 = t_{N1}$

$$Z(t_A) = \begin{bmatrix} Z_{E01}(t_{N0}) & \cdots & Z_{E01}(t_{N1}) \\ \vdots & \ddots & \vdots \\ Z_{E23}(t_{N0}) & \cdots & Z_{E23}(t_{N1}) \end{bmatrix} \quad (5-11)$$

Im Rahmen der folgenden Datenauswertung werden Z_o und Z_u für jeden diskreten Zeitpunkt bestimmt. Diese Herangehensweise ist in ähnlicher Form aus der Qualitätsregelkartentechnik, zur Beurteilung von Prozessen, bekannt [152]. Die Grenzen Z_o und Z_u werden aus den in Matrizenform vorliegenden Messdaten (Formel (5-11)) spaltenweise bestimmt. Ein Über- bzw. Unterschreiten

der Grenzen Z_o bzw. Z_u beschreibt dabei Resektionselektroden der Gruppe A mit Schlingendrahtbruch im Bereich der Isolierung der Stege. Werden die Grenzen eingehalten erfolgt die Zuordnung des jeweiligen Impedanzverlaufes $Z(t_A)$ der Gruppe B. Für die Zuordnung der $Z(t_A)$ zu den Gruppen ist die Wahl der Methode zur Bestimmung der Grenzen Z_u und Z_o entscheidend. Hierfür werden im Folgenden zwei Fälle betrachtet.

Fall 1: Diese Herangehensweise basiert auf den Apriori Kenntnissen über die Verteilung der Messwerte der Resektionselektroden aus Gruppe B. Die obere Grenze Z_o resultiert, für jeden diskreten Zeitpunkt, aus dem jeweiligen Maximalwert der Impedanzverläufe der Elektroden ohne Schlingenbruch innerhalb der Isolierung. Für die untere Grenze gilt gleicher Sachverhalt, jedoch mit Bezug auf die Minimalwerte. Daraus folgt, das $Z_o = Z_o(t_A)$ und $Z_u = Z_u(t_A)$ ebenfalls von der Aktivitätsdauer t_A abhängen. Die graphische Darstellung erfolgt mit Hilfe von Fehlerbalken im Signalverlaufdiagramm in Abbildung 71 (obere Grafik). Hierbei beziehen sich die Grenzen $Z_o(t_A)$ und $Z_u(t_A)$ auf den mittleren Impedanzverlauf $Z_m(t_A)$. Dieser liegt, wie die Impedanzverläufe $Z_{E01}(t_A)$ bis $Z_{E23}(t_A)$ in diskreter Form vor.

$$Z_m(t_A) = \frac{1}{N_E} \sum_{i=1}^{N_E} Z_{E,i}(t_A) \quad (5-12)$$

Mit:

N_E = Anzahl der untersuchten Resektionselektroden.

$Z_{E,i}$ = Impedanzverläufe $Z_{E01}(t_A)$ bis $Z_{E23}(t_A)$ der jeweiligen Resektionselektroden.

Fall 2: Die Berechnung der Grenzen $Z_o(t_A)$ und $Z_u(t_A)$ ergeben sich aus der empirischen Standardabweichung σ_Z (Formel (5-13)) um den mittleren diskreten Impedanzverlauf $Z_m(t_A)$ (Formel (5-12)).

$$\sigma_Z = \sqrt{\frac{1}{N_E - 1} \sum_{i=1}^{N_E} |Z_{E,i}(t_A) - Z_m(t_A)|^2} \quad (5-13)$$

Aufgrund der Zeitabhängigkeit gilt: $\sigma_Z = \sigma_Z(t_A)$. Die Grenzen $Z_o(t_A)$ und $Z_u(t_A)$ werden hier auf $\pm 2\sigma_Z(t_A)$ gesetzt. Zusätzlich wird folgende Annahme getroffen. Es dürfen maximal 5 % der gemessenen Impedanzen $Z_{E,i}(t_A)$ pro Resektionselektrode den Wertebereich WB verlassen, bis die Grenzen als verletzt gelten. Gegenüber Fall 1 sind keine Apriori Kenntnisse über die Verteilung der Messwerte der Resektionselektroden aus Gruppe B erforderlich. Die graphische Darstellung erfolgt in Analogie zu Fall 1 in der unteren Grafik der Abbildung 71. Zu sehen sind in beiden Graphen $Z_m(t_A)$ mit Fehlerbalken¹⁵ (schwarz), die Impedanzverläufe ($Z_{GB}(t_A)$) der Resektionselektroden aus Gruppe B (grau) sowie die Impedanzverläufe der Elektroden $Z_{E03}(t_A)$ (blau), $Z_{E05}(t_A)$ (grün), und $Z_{E15}(t_A)$ (orange). Fall 1 befindet sich im oberen Diagramm der Abbildung, Fall 2 im unteren.

¹⁵ Es wurden jeweils 11 Fehlerbalken zur Darstellung der Wertebereiche WB in ausgewählt

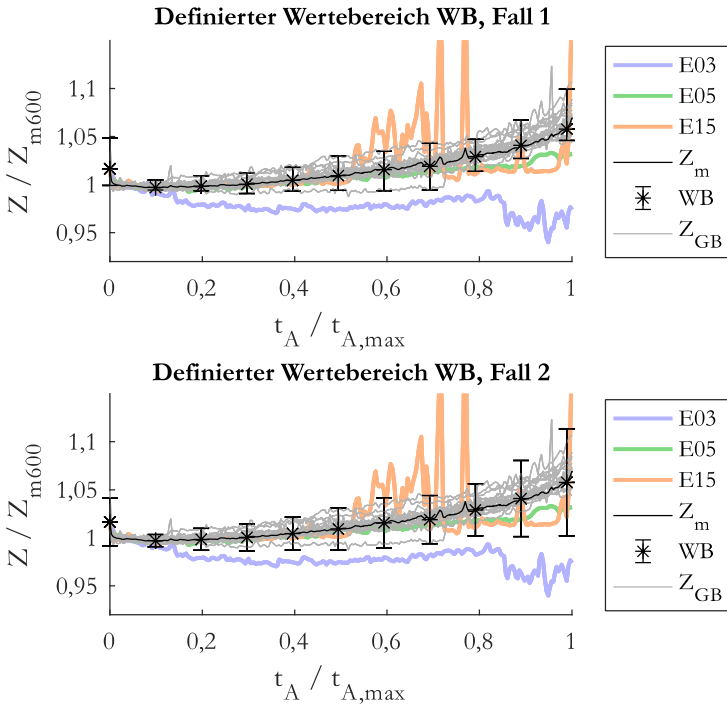


Abbildung 71: Darstellung der definierten Wertebereiche WB um $Z_m(t_A)$ (schwarz), $Z_{E03}(t_A)$ (blau), $Z_{E05}(t_A)$ (grün), $Z_{E15}(t_A)$ (orange) und den Impedanzen der Resektionselektroden aus Gruppe B $Z_{GB}(t_A)$ (grau). Oben: Fall 1, mit den Grenzen $Z_o(t_A)$ und $Z_u(t_A)$ auf Basis von $Z_{GB}(t_A)$; Unten: Fall 2, mit den Grenzen $Z_o(t_A)$ und $Z_u(t_A)$ auf Basis von $S_Z(t_A)$.

Werden die Grenzen $Z_o(t_A)$ und $Z_u(t_A)$ nach Fall 1 gesetzt, verletzen die Impedanzverläufe der Elektroden E03, E05 und E15 sowohl die obere als auch die untere Grenze. Sie verlassen den als zulässig definierten Wertebereich WB zur Eingruppierung in Gruppe B. Somit folgt für alle drei Elektroden die Zugehörigkeit zu Gruppe A. Aus der Definition von $Z_o(t_A)$ und $Z_u(t_A)$ geht hervor, dass alle Resektionselektroden der Gruppe B zu Impedanzverläufen führen, die innerhalb des WB liegen.

Nach der Definition in Fall 2 und der dort getroffenen Annahme, dass maximal 5 % der gemessenen Impedanzen $Z_{E,i}(t_A)$ pro Resektionselektrode den Wertebereich WB verlassen dürfen, bis die Grenzen als verletzt gelten, werden die Resektionselektroden E03 und E15 korrekterweise nicht der Gruppe B zugeordnet. Eine nicht korrekte Zuordnung erfolgt jedoch für Elektrode E05 und E16. Hierbei weist die Elektrode E16 keinen Bruch des Schlingendrahtes im Bereich der Isolierung der Stege auf. Eine Vergrößerung der Anzahl der gemessenen Impedanzen, welche den Wertebereich verlassen dürfen, von 5 % auf 10 % sorgt dafür, dass Elektrode E16 korrekt der Gruppe B zugeordnet wird. An der falschen Zuordnung von Elektrode E05 ändert sich jedoch nichts.

Die Definition nach Fall 1 zeigt, dass eine Unterscheidung nach Gruppe A und Gruppe B mit Apriori Kenntnissen aus den untersuchten Resektionselektroden möglich ist. Auf Basis des Wertebereiches in den Grenzen $Z_o(t_A)$ und $Z_u(t_A)$, während der gesamten Aktivitätsdauer t_A , ermöglicht auch eine Aussage über den Verschleiß während der Dauer einer Operation. Dies führt zur Beantwortung der Fragen aus Kapitel 1.1

- „Kann der Verschleiß an Resektionselektroden gemessen werden?“
- „Gibt es Möglichkeiten während der Dauer einer Operation den Verschleiß der Schlinge und den Schlingenbruch vorherzusagen?“

und somit zum Erreichen der Ziele der Arbeit. Die Gültigkeit dieser Aussage beschränkt sich jedoch auf die hier vorliegende Stichprobe bestehend aus 23 Resektionselektroden. Eine allgemeine Aussagekraft der hier gewonnenen Erkenntnisse wird erreicht, wenn die Stichprobe der untersuchten Resektionselektroden größer 200 ist [153]. Mit Fokus auf der Auswertung der Impedanz an 200 Resektionselektroden stellt diese Untersuchung eine in sich geschlossene Arbeit da.

6 Numerische Methoden

Wichtige Werkzeuge zur Analyse realer technischer Systeme sind numerischer Methoden. Die Simulation ist die digitale Nachbildung eines realen Systems in Form eines Modells, welches mit Hilfe experimenteller Untersuchungen an einem physikalischen Modell gebildet werden kann [154]. Wird die transurethrale Resektion der Prostata mit bipolaren Resektoskopen als reales System betrachtet, kann die Messung der elektrischen Felder in einem elektrolytischen Trog als physikalisches Modell des Systems verstanden werden (Kapitel 3.2.2). Die Simulation der Potentialverteilung und der Temperatúrausbreitung sind die digitale Nachbildung.

Ein Vorteil numerischer Methoden zur Lösung der oben genannten physikalischen Prozesse, ist die Möglichkeit nicht direkt messbare bzw. beobachtbare Vorgänge zu untersuchen und/oder einzeln zu analysieren [154]. Im Rahmen dieser Arbeit sollen die numerischen Methoden genutzt werden, um die verschleißbedingte Geometrieänderung der Resektionselektrode als Ursache für die gemessenen Ergebnisse herauszustellen. Realisiert wird dies mit dem Vergleich von Messergebnissen aus Kapitel 5. Gelingt dies, so kann der Einfluss des Schlingenverschleißes auf die Temperatúrausbreitung im Gewebe abgeschätzt werden.

Die numerischen Methoden basieren unter anderem auf verschiedenen Diskretisierungsverfahren, wie der Finiten Elemente Methode (FEM) und der Finiten Volumen Methode (FVM) [155]. In [156] und [157] werden beide Verfahren gegenübergestellt. Es geht hervor, dass die FEM bevorzugt Anwendung zur Berechnung elektromagnetischer Felder verwendet wird. Die Berechnung der Temperatúrausbreitung basiert überwiegend auf der FVM. In den beiden vorliegenden Arbeiten werden die FEM und auch die FVM zur Analyse der jeweiligen Performances zur Berechnung elektromagnetische Felder sowie am

Beispiel der Fluid- und Thermodynamik angewandt. Die Ergebnisse werden miteinander verglichen. Lediglich die Berechnungsdauer bei gleicher Netzgröße ist bei der Verwendung der FVM gegenüber der FEM geringer. Unterschiede bei der Genauigkeit der Ergebnisse wurden am untersuchten Beispiel nicht festgestellt. Das Resultat beider Studien ist, dass beide Diskretisierungsverfahren sowohl für die Berechnung elektromagnetischer Felder, der Temperatúrausbreitung als auch für die Fluidodynamik geeignet sind.

Unklar ist, inwieweit die Ergebnisse, der im Rahmen dieser Arbeit vorliegenden Berechnungen der elektromagnetischen Felder und der Berechnung der Temperatúrausbreitung unter Berücksichtigung der Fluidodynamik, von der Wahl der Diskretisierungsverfahren abhängen. Voruntersuchungen zur Berechnung elektromagnetischer Felder führen zur Auswahl der FEM. Die Berechnung der Temperatúrausbreitung unter Berücksichtigung der Fluidodynamik an Modellgeometrien, welche vergleichbar zu denen der hier vorliegenden Untersuchungen sind, zeigen, dass die Ergebnisse der FEM um weniger als 2 % von den Ergebnissen der FVM abweichen. Die Unterschiede bei der Berechnungsdauer stellen hier keinen Nachteil dar. Im Rahmen dieser Arbeit wird deshalb sowohl zur Berechnung elektromagnetischer Felder als auch zur Berechnung der Temperatúrausbreitung unter Berücksichtigung der Fluidodynamik die FEM eingesetzt.

Bei der Beschreibung von Lösungsansätzen und Methoden in Kapitel 3 wurden die Fragen F1 und F2 formuliert:

- F1. Hat der Schlingensverschleiß Einfluss auf die Potential- und Temperaturverteilung in einer Versuchsumgebung?
- F2. Kann daraus abgeleitet werden, ob der Schneidprozess durch den Verschleiß beeinflusst wird?

In Bezug auf die Frage F1 zeigen die Ergebnisse der optischen Auswertung aus Kapitel 5.1, dass der Verschleißprozess zu einer Geometrieänderung der Schlinge führt. Die Ergebnisse aus Kapitel 5.2 zeigen, dass der Verschleißprozess auch Einfluss auf die die Potentialverteilung im elektrolytischen Trog hat.

Hiermit stehen aber, neben der Geometrieänderung der Schlinge, auch die Entladungsvorgänge des Plasmas sowie die Plasmagasschicht im Bereich der Aktivelektrode im Zusammenhang. Auf Basis der Simulation der Potentialverteilung soll gezeigt werden, dass die verschleißbedingte Geometrieänderung der Schlinge Ursache der Änderung der Potentialverteilung ist. Hierfür werden die Plasmaaktivität und die Plasmagasschicht im Modell vernachlässigt.

Auf experimentelle Untersuchungen zur Temperatúrausbreitung in tierischem Gewebe unter realen Bedingungen wurde in dieser Arbeit aus laborpraktischen und ethischen Gründen verzichtet. Die Beantwortung dieses Teils der Frage muss somit mit den Ergebnissen der Umsetzung der numerischen Methoden in 7.1 und Kapitel 7.2 geklärt werden. Daraus folgt, dass die Frage F2 im Anschluss des Kapitels 7.2 beantwortet wird. Zur Umsetzung der numerischen Methoden sind folgende Schritte notwendig.

1. Komplexitätsreduzierung
 - 1.1. Auswahl der zu untersuchenden physikalischen Größen mit Definition des Interessensbereiches
 - 1.2. Vereinfachung der Modellgeometrie
2. Vorgabe der Randbedingungen und Auswahl der zu untersuchenden Parameter
3. Durchführung der Parameterstudien

Diese Schritte werden im Kapitel 6.1 für die Simulation elektromagnetischer Felder und in Kapitel 6.2 für die Simulation der Temperatúrausbreitung beschrieben. Die Ergebnisse aus den Simulationen inkl. Parameterstudien folgen in Kapitel 7.1 und Kapitel 7.2.

6.1 Simulation elektromagnetischer Felder

In den folgenden Kapiteln werden die Komplexitätsreduzierung, die Vorgabe der Randbedingungen sowie die Parameterstudien zur Simulation der elektromagnetischen Felder um ein bipolares Resektoskop vorgestellt. Ziel der Simulation ist eine Separierung der Einflussgrößen auf die Potentialänderung im Trog

in Abhängigkeit des Schlingenverschleißes. Das Modell beschränkt sich dabei auf die Geometrieänderung der Resektionselektrode. Diese wird in Kapitel 5 als Ursache für die Änderung der gemessenen Größen, in Abhängigkeit des Verschleißprozesses gesehen.

Komplexitätsreduzierung

Die Komplexitätsreduzierung erfolgt auf Basis der Definition des geometrischen Interessensbereiches um das Resektoskop. Für die Ausbreitung der elektromagnetischen Felder soll in dieser Arbeit keine Reduzierung der räumlichen Dimensionen erfolgen. Ein Vergleich mit den Messergebnissen aus der 3D-Potentialverteilung in Kapitel 5.2 bleibt somit möglich. In Abbildung 72 ist der Interessensbereich (IB) des Modells blau dargestellt. Er umfasst das Gebiet um Aktiv- und Gegenelektrode des Resektoskopes, welches in Abbildung 5 auf Seite 34 schematisch dargestellt ist. Die räumliche Ausdehnung des IB entspricht dem Bereich, in dem die 3D-Potentialmessung durchgeführt wurde (vgl. Abbildung 26 auf Seite 90).

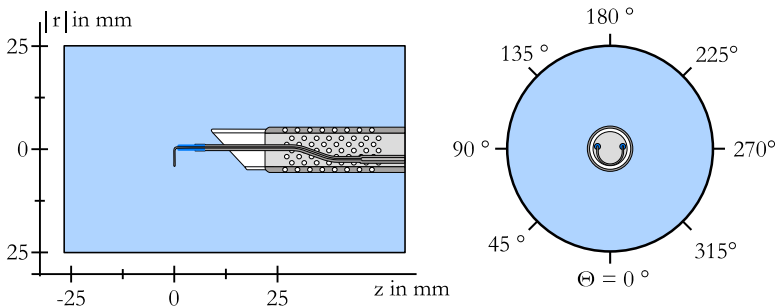


Abbildung 72: Interessensbereich (IB) zur Untersuchung der Potentialverteilung um ein bipolares Resektoskop auf Basis der Finiten Elemente Methode mit einer 3D Modellgeometrie.

Die Bereiche des Prostatagewebes werden im Simulationsmodell als isotonische Kochsalzlösung angenommen. Somit entspricht das Simulationsmodell dem Potentialtrog aus der Versuchsumgebung aus Abbildung 39.

Vereinfachte Resektoskop- und Elektrodengeometrie

Die Definition des elektrischen Potentials kann bei numerischen Berechnungen über die Vorgabe des Potentialwertes auf der Oberfläche der Aktivelektrode (C.1) erfolgen. Diese entspricht der Schlingenoberfläche A_{SO} , welche während der Operation nahezu vollständig von Gewebe umgeben sein kann. Es ist eine Vernachlässigung der Zuleitung der Aktivelektrode sowie deren Isolierung (Abbildung 73 a blauer Bereich) zulässig. Des Weiteren wird der nichtleitende Teil D des Schaftes in Abbildung 73 a vernachlässigt. Die Geometrie des Resektoskopes im Simulationsmodell ändert sich damit zur Anordnung in Abbildung 73 b und d. Hier sind C.1 die Aktivelektrode sowie C.2 und E die Gegenelektroden.

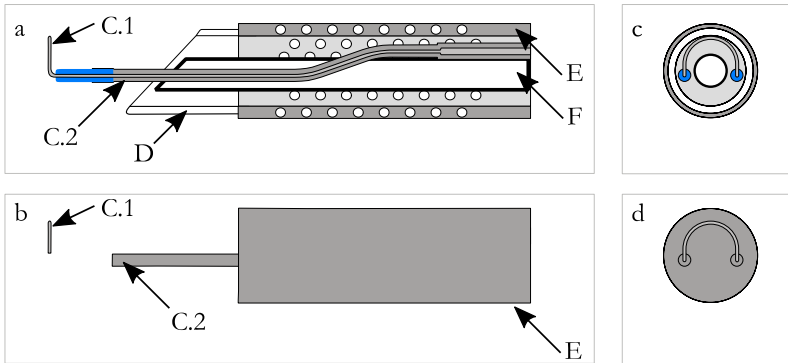


Abbildung 73: Komplexitätsreduzierung des Resektoskopes zur Berechnung elektromagnetischer Felder auf Basis der FEM.

Im Folgenden sollen Modellansätze für die vereinfachte Schlingengeometrie vorgestellt werden. Grundlage ist die Schlinge C.1 in Abbildung 73 b für den neuwertigen Zustand und die daraus resultierenden Geometrien für den fortschreitenden Verschleiß. Der fortschreitende Verschleiß führt zu einer Unterteilung in drei Bereiche (Links (L), Mitte (M) und Rechts (R)), in denen jeweils der größte Materialabtrag entsteht (vgl. Kapitel 5.1.1). Für die Modellansätze werden Resektionselektroden gewählt, deren Schlingenverschleiß den größten Materialabtrag im Bereich M aufweisen. Diese führen, mit der in Kapitel 4.1 vorgestellten Versuchsumgebung, über den gesamten Verschleißprozess zur

größten gemessenen Spannungsänderung im Trog. Nicht berücksichtigt werden in der Simulation die Oberflächenunebenheiten, wie sie in Kapitel 5.1.2 zu sehen sind. Als Auswahlkriterien für die zu simulierenden Modelle dienen die Schlingenoberflächen A_{SO} . Ausgewertet wird das Verhältnis A_{SOK} der Schlingenoberfläche im verschlissenen Zustand A_{SOv} zur Schlingenoberfläche im Neuzustand A_{SON} . Dies führt zur Formel (6-1).

$$A_{SOK} = \frac{A_{SOv}}{A_{SON}} \quad (6-1)$$

Die Oberflächen A_{SON} und A_{SOv} werden in allen Fällen als ideal glatt angenommen und schematisch in Abbildung 74 dargestellt. In a) ist die in ihrer Komplexität reduzierte, schlingenförmige Aktivelektrode C.1 sowie die Stege der Resektionselektrode zu sehen. In b) und c) sind die Schlingen im Neuzustand und im verschlissenen Zustand schematisch dargestellt.

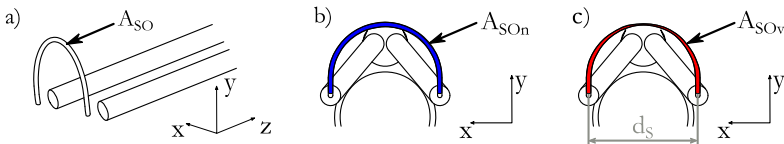


Abbildung 74a) Darstellung einer komplexitätsreduzierten Aktivelektrode C.1 mit der Schlingenoberfläche A_{SO} und den Stegen der Resektionselektrode in isometrischer Ansicht; b) Schlingenoberfläche im Neuzustand A_{SON} (blau) in Frontansicht; c) Schlingenoberfläche im verschlissenen Zustand A_{SOv} (rot) in Frontansicht.

Im Folgenden werden zur Simulation der elektrischen Felder im Trog drei mögliche Modellgeometrien einer Resektionselektrode (M1 bis M2) vorgestellt. Verglichen werden die Modelle M1 bis M3 mit der Geometrie der Elektrode E14. Bei E14 ist der Abstand der Stege zueinander (d_s in Abbildung 74) über den gesamten Verschleißprozess nahezu gleichbleibend und der größte Materialabtrag befindet sich im mittleren Bereich der Schlinge.

Eine Darstellung der Frontansichten von M1 bis M3 sowie von E14 erfolgt in Abbildung 75. In der linken Spalte (a), c), e), g)) sind die Geometrien, die den Neuzustand darstellen zu sehen. Die rechte Spalte (b), d), f), h)) zeigt die verschlissenen Zustände.

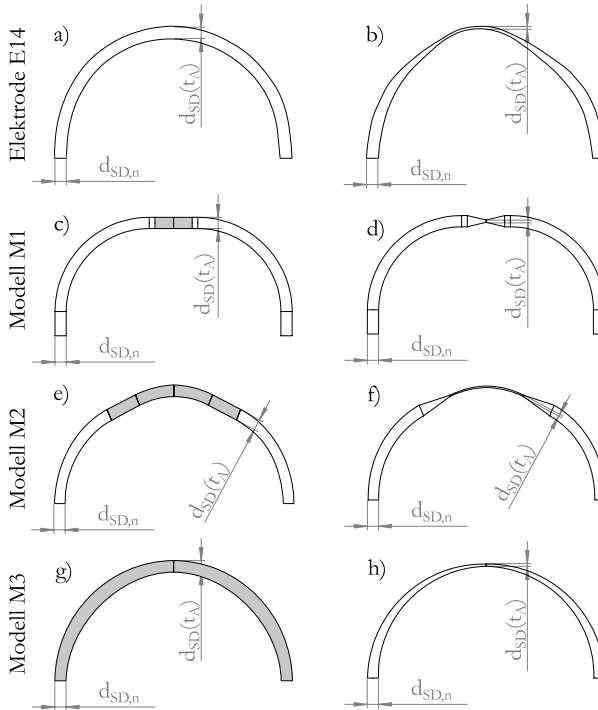


Abbildung 75: Modellierungsmöglichkeiten der Schlingengeometrie mit Schlingendrabtdurchmesser im Neuzustand (a), c), e), g)) von $0,3 \text{ mm}$ und $d_s(t)$ für die dünnste Stelle der Schlinge nach angenommen Materialabtrag.

Die in Abbildung 75 c), e) und g) gezeigten Schlingengeometrien bestehen aus verschiedenen, an ihren Grund- und Deckflächen aneinandergesetzten, geometrischen Körpern. Der Schlingenverschleiß wird durch eine Geometrieänderung

der grau dargestellten Körper nachgebildet. In Abbildung 75 (c) und e)) werden die Zylinder durch Kegelstümpfe ersetzt (d) und f)), bei denen die Grundfläche und die ihr gegenüberliegende Deckfläche unterschiedliche Durchmesser annehmen können. Die Durchmesser im Neuzustand $d_{SD,n}$ der Grundflächen stimmen mit denen, der nicht veränderten Körper (weiß dargestellt) überein. Die Durchmesser der Deckflächen $d_{sd}(t_A)$ sind variable Größen und abhängig vom Materialabtrag des Schlingenverschleißes. Dieser ist im physikalischen Modell eine Funktion der Aktivitätsdauer t_A des Plasmas. Die Durchmesser der Bogenelemente in e) und f) entsprechen $d_{sd}(t_A)$. Die Schlingengeometrie in Abbildung 75 g) besteht aus zwei aneinandergesetzten Bogenelementen. An dieser Stelle wird der Schlingenverschleiß durch eine Verjüngung der Bogenelemente modelliert (Abbildung 75 h)). Der Durchmesser der Verjüngung an der dünnsten Stelle beträgt ebenfalls $d_{sd}(t_A)$.

In Abhängigkeit des gewählten Modells M1 bis M3 unterscheiden sich die Flächen A_{SON} . Daraus folgt, dass sich bei gleicher Durchmesseränderung $\Delta d_{SD}(t_A)$ auch die Fläche A_{SOV} unterscheiden. Das dimensionslose Flächenverhältnis A_{SOK} beschreibt wie die jeweilige Modellgeometrie den Materialabtrag widerspiegelt. Als Referenzgröße werden die Flächenverhältnisse von Elektrode E14 herangezogen. In allen Fällen beträgt $d_{SD,n} = 0,3 \text{ mm}$ und $d_{SD}(t_A) = 0,03 \text{ mm}$. Hierbei beschreibt $d_{SD}(t_A)$ den Zustand kurz vor dem Reißen der Schlinge zum Zeitpunkt $t_A \approx t_{Amax}$. Die berechneten Flächenverhältnisse sind in Tabelle 9 gegenübergestellt.

Tabelle 9: Gegenüberstellung der Flächen A_{SON} und A_{SOV} , mit daraus berechnetem A_{SOK} für die Elektrode E14 sowie für die Modelle M1 bis M3 zur Auswahl der Modellgeometrie für die FEM Simulation.

	E14	M1	M2	M3
A_{SON} in mm^2	8,74	9,52	8,79	9,00
A_{SOV} in mm^2	5,61	8,99	5,99	5,27
A_{SOK}	0,64	0,94	0,68	0,59

Aus Tabelle 9 geht hervor, dass die geringste Abweichung zu den Schlingendrahtoberflächen von Elektrode E14 das Modell M2 aufweist. Auch die Oberflächenänderung weicht am geringsten von dem von Elektrode E14 ab. Somit

wird das Modell M2 zur Modellierung der Schlingengeometrie für die Simulation der elektrischen Felder im Trog herangezogen. Im folgenden Kapitel werden die Vorgabe der Modellparameter im Simulationsmodell vorgestellt.

Vorgabe der Modellparameter (Randbedingungen)

Die in Kapitel 6.1 vorgestellte Modellgeometrie wird im Simulationsmodell zur Analyse der 3D-Potentialverteilung um ein bipolares Resektoskop angewandt. Ausgewählt wurde hierfür das Modell M2 zur Nachbildung der Schlinge. Im realen System liegt die Arbeitsfrequenz f von Strom und Spannung im Bereich von $350 \text{ kHz} < f < 400 \text{ kHz}$ (vgl. Kapitel 3.1.2). Aus den Daten der in Abbildung 35 dargestellten Impedanzverläufe geht ein näherungsweise ohmsches Verhalten im Bereich der Arbeitsfrequenz f hervor. Hierbei wurde die Impedanz an den Anschlussklemmen von Aktiv- und Gegenelektrode des Resektoskopes im elektrolytischen Trog gemessen. Für $350 \text{ kHz} < f < 400 \text{ kHz}$ ist der Phasenwinkel φ , den die komplexe Impedanz Z zwischen Aktiv- und Gegenelektrode verursacht kleiner 1° . Nach [32] ist die Voraussetzung für eine quasistatische Berechnung der Feldausbreitung um ein bipolares Resektoskop in Abhängigkeit der Zeit zulässig. Somit erfolgt die Simulation der Feldausbreitung auf Basis der Elektrostatik.

Zur Generierung der der Feldausbreitung wird auf der Oberfläche der Aktivelektrode AE (Resektionsschlinge) die elektrische Spannung $U_0 = 10 \text{ V}$ vorgegeben¹⁶. Die Oberfläche der Gegenelektrode (GE) wird als Bezugspotential ($GND = 0 \text{ V}$) definiert. Sie besteht im Simulationsmodell aus der Oberfläche des Resektoskopschaftes und der Oberfläche der Stege der Resektionselektrode [158] (vgl. Abbildung 76).

¹⁶ Aufgrund des hohen Spannungsabfalls an der Plasmagassicht bei den experimentellen Untersuchungen wurde der Wert für U_0 aus Basis einer Parameterstudie ermittelt. $U_0 = 10 \text{ V}$ führt zur größten Übereinstimmung zwischen Simulation und Messung.

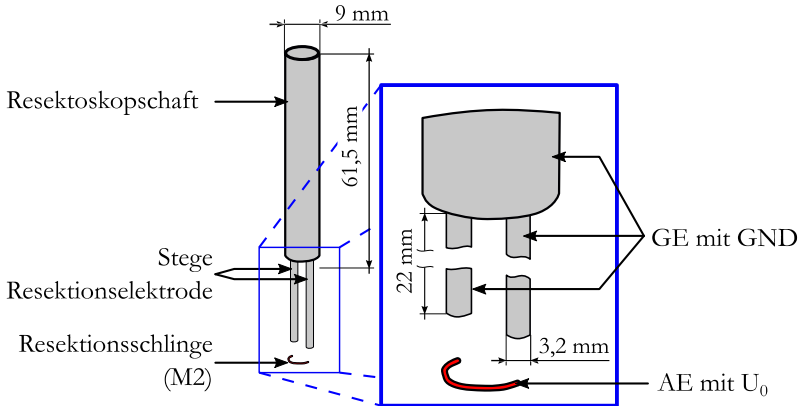


Abbildung 76: Schematische Darstellung des komplexitätsreduzierten Resektoskops mit Resektions-elektrode im Simulationsmodell

Der Schlingendrahtdurchmesser $d_{SD}(t_A)$ ändert sich im realen Modell kontinuierlich mit dem voranschreitenden Materialabtrag. Nachgebildet wird dieser im Simulationsmodell durch $d_{SD}(t_A) = d_{SD,n} = 0,3 \text{ mm}$. Dies entspricht dem Zeitpunkt $t_A = 0 \text{ s}$ und $d_{SD}(t_A \approx t_{Amax}) = 0,03 \text{ mm}$. Für kleinere Werte $d_{SD}(t_A)$ resultiert aus der Gebietsdiskretisierung ein steigender Lösungsaufwand [155], ohne im Zusammenhang mit dem Schlingenverschleiß den Informationsgehalt zu vergrößern.

Die elektrische Leitfähigkeit der isotonischen Kochsalzlösung beträgt $\sigma = 1,5 \text{ S/m}$. Die relative elektrische Permittivität beträgt $\epsilon_r = 80$. Diese Werte beschreiben das Gebiet im elektrolytischen Trog, wie in Abbildung 77 dargestellt. Zusätzlich zu sehen sind die Bezugelektrode BE im Simulationsmodell und das in seiner Komplexität reduzierte Resektoskop bestehend aus AE und GE.

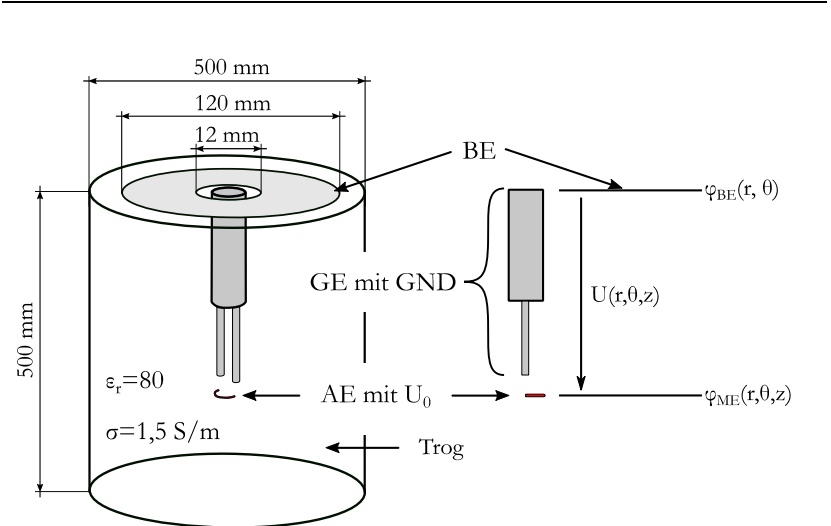


Abbildung 77: Schematische Darstellung des Trogs, der Bezugselektrode BE sowie des in seiner Komplexität reduzierten Resektoskops mit Aktivelektrode (AE) und Gegenelektrode (GE). Zur Berechnung der Feldausbreitung werden die Materialkonstanten der isotonischen Kochsalzlösung im Trog, der auf der AE vorgegebenen Spannung U_0 und dem Referenzpotential GND auf der GE herangezogen.

Die Abmessungen des Troges entsprechen denen, aus den experimentellen Umsetzungen. Gleiches gilt für Innen- und Außendurchmesser der Bezugselektrode BE. Ihre Dicke wurde, abweichend zum praktischen Aufbau, bei der Simulation als infinitesimal dünn angenommen. Die Position der BE ist am oberen Rand des Troges. Sie taucht vollständig in die isotonische Kochsalzlösung ein. Die Subtraktion des Potentials der Bezugselektrode $\varphi_{BE}(\mathbf{r}, \boldsymbol{\theta})$ vom Potential am Messort $\varphi_{ME}(\mathbf{r}, \boldsymbol{\theta}, \mathbf{z})$ führt zur Spannung $U(\mathbf{r}, \boldsymbol{\theta}, \mathbf{z})$. Diese stellt die auszuwertende Größe in Kapitel 7.1 dar.

Die Berechnung der Impedanz, wie sie in Kapitel 5.4 gemessen wurde, soll in dieser Arbeit nicht erfolgen. Grund hierfür ist der Einfluss der Oberflächenrauheit der Aktivelektrode, welche durch die Komplexitätsreduzierung nicht betrachtet wird. In [159] wurde gezeigt, dass die Impedanz auch von der Geometrie der Elektroden und der Größe des Raumes, in dem sich das elektrische Feld ausbreitet, abhängt. Kann mit dem Simulationsmodell gezeigt werden, dass die verschleißbedingte Geometrieänderung die Ursache für eine räumliche

Potentialänderung ist, so kann auch die gemessene Impedanzänderung (Kapitel 5.4) damit in Verbindung gebracht werden.

6.2 Simulation der Temperaturverteilung

Grundlage der Temperatursimulation ist, wie in Kapitel 6.1 zur Simulation der elektromagnetischen Felder, die Komplexitätsreduzierung des Simulationsmodells sowie die Vorgabe der Randbedingungen und den zu untersuchenden Parametern. In Bezug auf die Fragen F1 und F2 folgt eine Zusammenfassung und Umformulierung beider. Es resultiert Frage 1.1.

- 1.1 Wie verhält sich der Einfluss der verschleißbedingten Geometrieänderung der Aktivelektrode AE auf die Temperaturverteilung ϑ_P im Gewebe im Vergleich zur Veränderung der Gewebegeometrie, der Temperatur der Wärmequelle ϑ_S , des Volumenstroms der Spülflüssigkeit v_{in} und der Blutperfusion ω_B ?

Ziel dieser Zusammenfassung und Umformulierung ist es, herauszufinden unter welchen Bedingungen Temperaturen im Gewebe erreicht werden, die in Abhängigkeit der Einwirkdauer zu Gewebeschäden führen [125]. Die Beantwortung erfolgt durch eine vergleichende Parameterstudie, bei der die Größe der Wärmequelle, die Temperatur der Wärmequelle ϑ_S , der Volumenstrom der Spülflüssigkeit v_{in} sowie die Blutperfusion ω_B variiert werden. Auf experimentelle Untersuchungen zur Temperatúrausbreitung in tierischem Gewebe, unter realen Bedingungen, wurde in dieser Arbeit aus laborpraktischen und ethischen Gründen verzichtet. Die Simulationsergebnisse werden mit Ergebnissen aus der Literatur verglichen, welche unter vergleichbaren Bedingungen gewonnen wurden.

Komplexitätsreduzierung

Die Komplexitätsreduzierungen für die thermodynamischen Untersuchungen unterliegen anderen Kriterien als die zur Untersuchung elektromagnetischer Felder. Aus medizinischer Sicht ist die Temperatúrausbreitung im Operationsgebiet von Interesse. Diese beinhaltet die thermische Wechselwirkung zwischen der

Aktivelektrode AE und dem Gewebe, zwischen AE und der Spülflüssigkeit (isotonische Kochsalzlösung) sowie zwischen dem Gewebe und der Spülflüssigkeit. In Formel (2-17) wird der Zusammenhang zwischen der Temperatur und Verlustleistungsdichte hergestellt. Dieser zeigt, dass mit steigender Verlustleistungsdichte, welche aus der Potentialverteilung um das Resektoskop und der Leitfähigkeit der umgebenen Medien resultiert, die Temperatur im Gewebe steigt. Die gemessenen und in Kapitel 5.2 dargestellten Potentialverteilungen zeigen ein Maximum im mittleren Bereich der Schlinge ($\Theta = 0^\circ$). Dadurch bildet dieser Bereich den Interessensbereich für die Simulation der Temperaturverteilung. Er ist in Abbildung 78 blau dargestellt. Der Interessensbereich IB beschränkt sich auf eine dünne Ebene $Eb(r, 0, z)$ mit $\Theta = 0^\circ$.

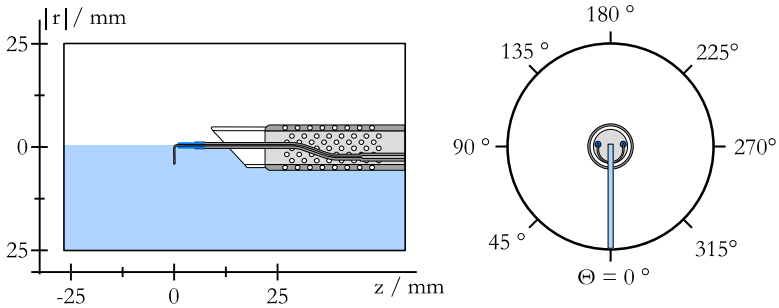


Abbildung 78: Interessensbereich IB für die Komplexitätsreduzierung des Modells zur Simulation der Temperaturausbreitung.

Eine Simulation auf Basis einer 2D-Modellgeometrie ist möglich, wenn zusätzlich zur Reduzierung des zu untersuchenden Gebietes auf den IB eine Achsensymmetrie bezüglich $r = 0 \text{ mm}$ angenommen wird. Grundlage hierfür ist im Wesentlichen eine erforderliche Vereinfachung der Resektoskop- und Resektionselektrodengeometrie. Für die Simulation der Temperaturausbreitung im Prostatagewebe mit einer bewegten Wärmequelle wurde diese Vereinfachung bereits getroffen und angewandt [160]. Der Modellierungsfehler, der aus der Verwendung der 2D-Geometrie im Vergleich mit einer 3D-Geometrie resultiert, wird mit kleiner 5 % für den Bereich im Prostatagewebe angegeben. Diese Abweichung beeinflusst alle mit dem Simulationsmodell generierten Ergebnisse

gleichermaßen, ermöglicht aber dennoch eine Abschätzung der Temperaturänderung aufgrund der in der Parameterstudie untersuchten Größen. Für die hier vorliegende vergleichende Untersuchung kann die Modellierungsabweichung somit als ausreichend genau angenommen werden. Die Geometrievereinfachung für das Resektoskop und für die Resektionselektrode können demnach aus [160] übernommen werden.

In Abbildung 79 ist die Geometrie des Resektoskopes dargestellt. In a) ist die Seitenansicht als Schnitt durch Resektoskop und Resektionselektrode schematisch dargestellt. Abbildung 79 b) ergänzt die Vorderansicht. In Abbildung 79 c) ist die in der Ebene des Interessensbereiches gezeichnete achsensymmetrische 2D-Geometrie zu sehen. In d) ist die Rotation der Ebenengeometrie angedeutet.

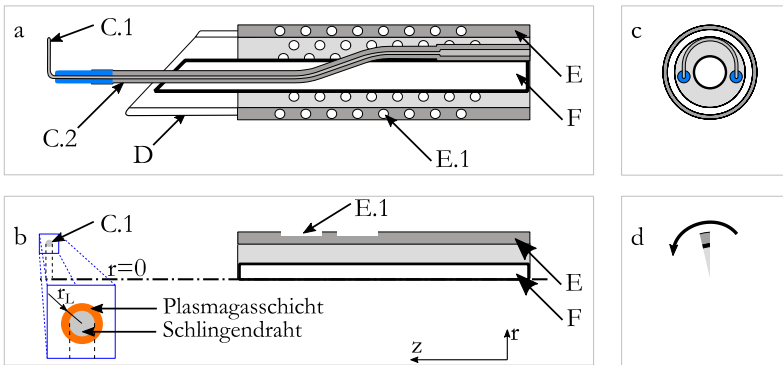


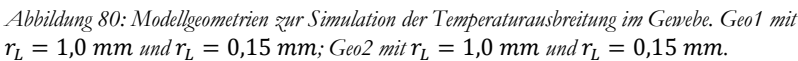
Abbildung 79: a) Schematische Darstellung des Resektoskopes in der Seitenansicht mit der Resektionsschlinge (C.1), den Stegen der Resektionselektroden (C.2), der Optik (F) und dem Resektoskopschaft (E) mit Schnabel (D) und Öffnungen für die rückströmende Spülflüssigkeit (E.1); b) Komplexitätsreduzierte Resektoskopgeometrie in 2D, bestehend aus dem Resektoskopschaft (E) mit E.1, der Optik (F) und der Resektionsschlinge (C.1) in der Seitenansicht; c) und d) zeigen jeweils die Frontansichten.

Das Resektoskop, aus Kapitel 3.1.1 unterliegt folgenden Vereinfachungen:

- Der elektrisch isolierende Schnabel (D) entfällt im Simulationsmodell. Dieser hat aus thermischer Sicht keine Bedeutung, da er die Temperatur der Flüssigkeit annimmt und nicht im Schneidgebiet liegt.
- Der Resektoskopschaft (E) beinhaltet die Öffnungen für die rückströmende Spülflüssigkeit (E.1). Diese werden zu zwei Öffnungen zusammengefasst.
- Die Geometrie der Optik (F) wird in Richtung Resektionselektrode an die vereinfachte Geometrie des Schaftes angepasst.

Die Vereinfachungen der Resektionselektrode (C.1 und C.2) beinhalten die Vernachlässigung der Stege (C.2), welche zur mechanischen Halterung der Aktivelektrode dienen und die Funktion als Gegenelektrode einnehmen. Modelliert wird C.1 in der 2D-Modellgeometrie durch den Schlingendrahtquerschnitt im IB. Die in dieser Arbeit untersuchten Resektionselektroden weisen alle einen runden Schlingendrahtquerschnitt auf. Die Plasmagasschicht, die während des Schneidprozesses die Aktivelektrode umhüllt, wird hier als kreisrund angenommen. Die Grenzschicht zwischen Plasmagasschicht und der flüssigen Phase der Spülflüssigkeit wird als Grenzschicht der Wärmequelle definiert. Ihr Radius ist r_L (Abbildung 79 b)). Simuliert wird die Temperatúrausbreitung im Gewebe durch Vorgabe der Temperatur ϑ_S auf der Grenzschicht der Wärmequelle (Abbildung 80). Die Untersuchung des Einflusses des Schlingenverschleißes auf die Temperatúrausbreitung im Gewebe wird durch eine Änderung des Radiuses r_L realisiert.

Ein weiterer Parameter, dessen Einfluss auf die Temperaturverteilung im Gewebe untersucht werden soll, ist die Geometrie der Prostata selbst (Abbildung 80). Diese ändert sich im Bereich der Urethra schrittweise mit dem Schneidprozess. Aufgrund der Bewegung der Schlinge durch das zu resezierende Gewebe. Die in dieser Arbeit verwendeten Geometrien reduzieren sich auf das letzte Stadium des Operationsprozesses bei dem Gewebereste entfernt werden und die Urethra in der Prostata eine konkave Form erhält (Abbildung 80). Von Bedeutung ist unter anderem der Fall, bei dem die Aktivelektrode C.1 durch den zu



Der hier als minimal anzunehmender Radius der Wärmequelle r_L resultiert aus $d_{SD}(t_A) = 0 \text{ mm}$ und der in [52] gezeigten Gasschichtdicke von etwa 0,15 mm. Dabei ist $d_{SD}(t_A) = 0 \text{ mm}$ eine Extremwertbetrachtung für den Schlingendrahtdurchmesser beim Schlingenverschleiß. Im Rahmen der in dieser Arbeit durchgeführten praktischen Untersuchungen zum Schlingenverschleiß konnten Ausdehnungen der Gasschicht um neue Schlingen von bis zu **1 mm** ermittelt werden. Dieser Wert soll den maximalen Radius der Wärmequelle in der Simulation darstellen.

Der Wärmeeintrag ins Gewebe erfolgt durch die Vorgabe der Temperatur ϑ_S an der Grenzschicht zwischen der Plasmagasschicht und Spülflüssigkeit. Vorgegeben werden drei verschiedene Werte, welche in der Literatur im Zusammenhang mit thermischen Verhalten von Gewebe genannt werden. In [51] wird eine Temperatur von kleiner **75 °C** bei der Schlingen Gewebewechselwirkung bei der transurethralen Resektion genannt. Dieser Wert stellt hier die minimale Temperatur der Wärmequelle dar. Der mittlere Wert folgt aus den in [52] durchgeführten Simulationen zur Bildung von Gasschichten. Er beträgt $\vartheta_S = 100^\circ\text{C}$ und entspricht damit auch dem in [53] genannten Wert zur Bildung von Gasschichten in Gewebe. Nicht eindeutig ist die Definition der Temperatur zur Entstehung von Karbonisierungseffekten. In [52] wird der Temperaturbereich von größer **100 °C** genannt. In [54] werden hierfür Werte größer **150 °C** angeführt. Für das in diesem Kapitel vorliegende Simulationsmodell zur Grenzabschätzung soll als dritte Temperatur der Wärmequelle deshalb $\vartheta_S = 150^\circ\text{C}$ als maximale Temperatur angenommen werden.

Die Vorgabe des Volumenstroms der Spülflüssigkeit v_{in} erfolgt aus den in [161] und [162] angegebenen Resektionsdauern t_{res} und den dabei verbrauchten Mengen Spülflüssigkeit V_S . Berechnungsgrundlage sind die jeweiligen Mittelwerte (Formel (6-2)) sowie die aus der Standardabweichung resultierenden Minimalwerte (Formel (6-3)) und Maximalwerte (Formel (6-4)).

$$\overline{v_{in}} = \frac{\overline{V_S}}{t_{res}} = 300 \frac{mL}{min} \quad (6-2)$$

$$v_{in,min} = \frac{V_{s,min}}{t_{res,min}} = 60 \frac{mL}{min} \quad (6-3)$$

$$v_{in,max} = \frac{V_{s,max}}{t_{res,max}} = 600 \frac{mL}{min} \quad (6-4)$$

Die Blutperfusion ω_B wurde anhand der in der Literatur angegebenen Werte [163] ermittelt und unter Zuhilfenahme der Umrechnungstabelle aus [32] berechnet. Dabei beträgt $\omega_B = 0,0056 \text{ s}^{-1}$. Als Vergleichswert wird eine Blutperfusion von $\omega_B = 0 \text{ s}^{-1}$ angenommen. Dieser Vergleich wurde bereits für eine bewegte Wärmequelle in [160] durchgeführt. Die zu untersuchenden Parameter werden in Tabelle 10 zusammengefasst und aufgelistet.

Tabelle 10: Zu untersuchende Parameter und Wertezuweisung für die Simulation der Temperaturverteilung im Gewebe.

Beschreibung	Parameter	Wert	Einheit
Prostatageometrie	Γ_P	$\Gamma_1 + \Gamma_2$ (Geo2)	mm^2
		Γ_1 (Geo1)	
Radius Wärmequelle	r_L	0,15	mm
		1,0	
Temperatur Wärmequelle	ϑ_S	75	$^{\circ}C$
		100	
		150	
Volumenstrom	v_{in}	60	$\frac{mL}{min}$
		300	
		600	
Blutperfusion	ω_B	0	$\frac{1}{s}$
		0,0056	

7 Ergebnisse aus den numerischen Methoden

Im Folgenden Kapitel wird auf die Ergebnisse der numerischen Methoden eingegangen. Diese setzen sich aus den Ergebnissen der Simulation der elektrischen Felder und der Simulation der Temperaturousbreitung zusammen. Die Ergebnisse der elektrischen Felder können als Validierung der Messergebnisse aus Kapitel 5.2 verstanden werden. Es folgt ein Vergleich der Potentialverteilungen mit und ohne Verschleiß aus Messung und Simulation. Die Ergebnisse der Temperaturverteilung dienen zur Abschätzung des Temperatureintrags ins Prostatagewebe während der Resektion von Gewebe.

7.1 Ergebnisse der Simulation des elektrischen Potentialfeldes

Die Ergebnisse der Potentialfeldsimulation basieren auf den in Kapitel 6.1 getroffenen Vereinfachungen und Annahmen. Im ersten Teil dieses Kapitels werden die in den Ebenen $Eb(r, \theta, 0)$ und $Eb(r, \theta, 0)$ simulierten Potentialverteilungen ohne Einfluss des Schlingenverschleißes den gemessenen Potentialverteilungen gegenübergestellt. Der zweite Teil des Kapitels beinhaltet die Betrachtung des Einflusses des Schlingenverschleißes auf die Potentialverteilung. Die Gegenüberstellung der Simulationsergebnisse mit Messergebnissen erfolgt anhand einer 1D-Darstellung im Bereich $L(r, 0, 0)$, bei der sowohl $\theta = 0$ und $z = 0$ sind. Eine Übersicht der Ebenen $Eb(r, \theta, 0)$, $Eb(r, 0, z)$ sowie $L(r, 0, 0)$ mit einem Resektoskop und Resektionselektrode erfolgt in Abbildung 81.

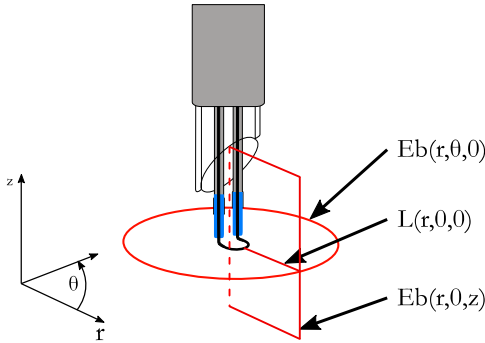


Abbildung 81: Ausgewählte Ebenen $Eb(r, \theta, 0)$, $Eb(r, 0, z)$ und Linien $L(r, 0, 0)$ zur Evaluation der simulierten Potentialverteilung um ein bipolares Resektoskop im elektrolytischen Trog.

Abbildung 82 zeigt die Gegenüberstellung der Potentialverteilungen in der Ebene $Eb(r, \theta, 0)$. Hierbei wurde zur Darstellung $0^\circ < \theta < 360^\circ$ und $9 \text{ mm} < r < 40 \text{ mm}$ gewählt. Diese Werte entsprechen denen zur Ergebnisdarstellung in Kapitel 5.2. Für $r = 9 \text{ mm}$ beträgt der Abstand zum Resektoskopschaft 5 mm . Zu sehen sind die gemessenen Potentialverteilungen unter Verwendung des Chirurgiegenerators ESU1 (Abbildung 82, ESU1) und einem Referenzgenerator (Abbildung 82, SG). Beim Referenzgenerator handelt es sich um einen Signalgenerator mit sinusförmiger Wechselspannung am Generatorausgang, deren Frequenz $f = 350 \text{ kHz}$ gewählt wurde. Die Amplitude U_{ref} beträgt für die hier vorliegende Untersuchung 10 V . Des Weiteren sind die Simulationsergebnisse (Abbildung 82, FEM) zu sehen, welche aus $U_0 = 10 \text{ V}$ resultieren (Fußnote 16, Seite 187). Somit ist $U_{ref} = U_0$ und Abbildung 82 (SG) sowie Abbildung 82 (FEM) weisen keinen Einfluss der Plasmaaktivität auf.

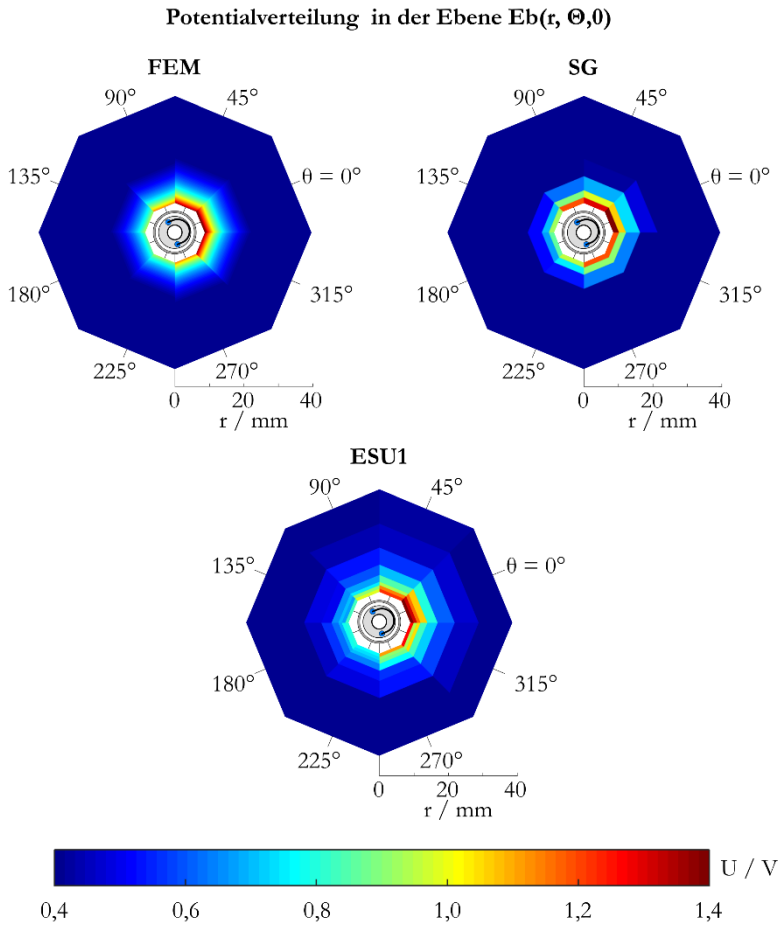


Abbildung 82: Darstellung der simulierten (FEM) sowie die unter Verwendung des Referenzgenerators (SG) und unter Verwendung von ESU1 (ESU1) gemessenen Potentialverteilung in der Ebene $Eb(r, \Theta, 0)$.

Das maximale Spannung U ist in Abbildung 82 jeweils bei $\Theta = 0^\circ$ und $r = 9 \text{ mm}$ zu sehen. Bezüglich der Achse durch $\Theta = 0^\circ$ und $\Theta = 180^\circ$ ist

eine Spiegelsymmetrie bei den Potentialverteilungen von FEM und SG zu erkennen.

Die Beobachtung der Plasmaaktivität unter Verwendung von ESU1 hat ergeben, dass im Wesentlichen im Bereich um $\Theta = 45^\circ$ eine Gasblasenablösung stattfindet. Diese ist Teil des elektrothermischen Energieeintrags in die isotonische Kochsalzlösung und mit der Plasmaaktivität gekoppelt. Hierbei weisen die Gasblasen eine von der isotonischen Kochsalzlösung abweichende elektrische Leitfähigkeit σ auf. Die Gasblasenablösung ist somit eine Ursache für die, bezüglich $\Theta = 0^\circ$, leicht unsymmetrische Potentialverteilung in den Messergebnissen ESU1.

Die Potentialverteilungen in Abbildung 83 zeigen die simulierten (FEM) sowie die unter Verwendung des Referenzgenerators (SG) und unter Verwendung von ESU1 (ESU1) gemessenen Potentialverteilung in der Ebene $Eb(r, 0, z)$. Gemeinsamkeiten zwischen Messung und Simulation sind die tropfenförmige Ausbildung der Potentialverteilung in negative z-Richtung sowie das Maximum von U bei $z = 0 \text{ mm}$. Die Simulationsergebnisse (FEM) und die Messergebnisse (SG) unterscheiden sich von den Messergebnissen (ESU1). Diese weisen zusätzlich ein leicht streifiges Muster bei $z = 5 \text{ mm}$ und $z = -5 \text{ mm}$ auf. Ursache hierfür die die Plasmaaktivität und die damit verbundenen Gasblasenablösungen aus der Plasmagasschicht.

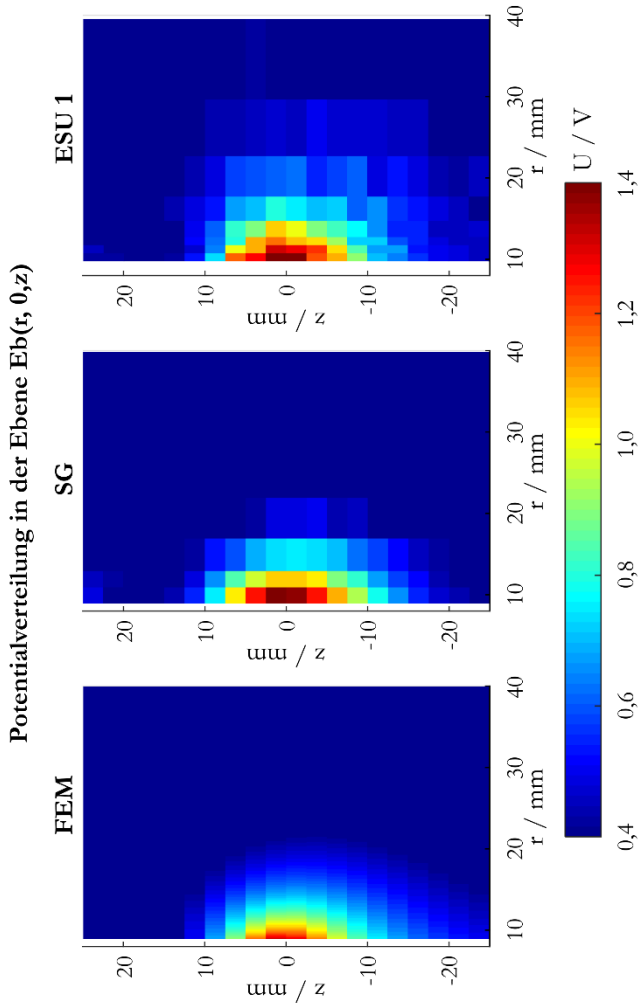


Abbildung 83: Darstellung der simulierten (FEM) sowie die unter Verwendung des Referenzgenerators (SG) und unter Verwendung von ESU1 (ESU1) gemessenen Potentialverteilung in der Ebene $Eb(r, 0, z)$. Die Abbildung ist um 90° gegen Uhrzeigersinn gedreht.

Zur Untersuchung des Einflusses des Schlingenverschleißes auf die Potentialverteilung im Trog erfolgt in Abbildung 84 eine Gegenüberstellung der Simulationsergebnisse (FEM) mit Messergebnissen unter Verwendung des Referenzgenerators (SG) sowie mit Messergebnissen auf Basis von Elektrode E27 und E28 (vgl. Kapitel 5.2.2). Beide Elektroden weisen den maximalen Materialabtrag im mittleren Bereich (M) der Schlinge auf. Die bei der Simulation verwendete Schlingengeometrie M2 bildet diesen nach. Dargestellt wird die Spannung U im Bereich $L(r, 0, 0)$ mit $\theta = 0^\circ$ und $z = 0 \text{ mm}$. Den Spannungen U wird zur besseren Vergleichbarkeit jeweils der Spannungswert bei maximalen radialen Abstand $U(r_{max})$ abgezogen. Im oberen Graph der Abbildung 84 sind die Spannungen ohne Einfluss des Schlingenverschleißes gegenübergestellt. Hierbei zeigt $U_{n,FEM}$ das Ergebnis des Simulationsmodells, $U_{n,SG}$ das Ergebnis unter Verwendung des Referenzgenerators sowie $U_{n,E27}$ und $U_{n,E28}$ die Ergebnisse von Elektrode E27 und E28, unter Verwendung von ESU1. Im mittleren Graph der Abbildung 84 erfolgt die Gegenüberstellung von $U_{n,FEM}$ und $U_{n,E27}$ mit den Spannungen mit Einfluss des Schlingenverschleißes $U_{v,FEM}$ und $U_{v,E27}$. Im untern Graphen der Abbildung 84 ist die Gegenüberstellung von $U_{n,FEM}$ und $U_{n,E28}$ mit $U_{v,FEM}$ und $U_{v,E28}$ zu sehen. Die Signalverläufe mit Einfluss des Schlingenverschleißes sind jeweils Magenta Farben dargestellt.

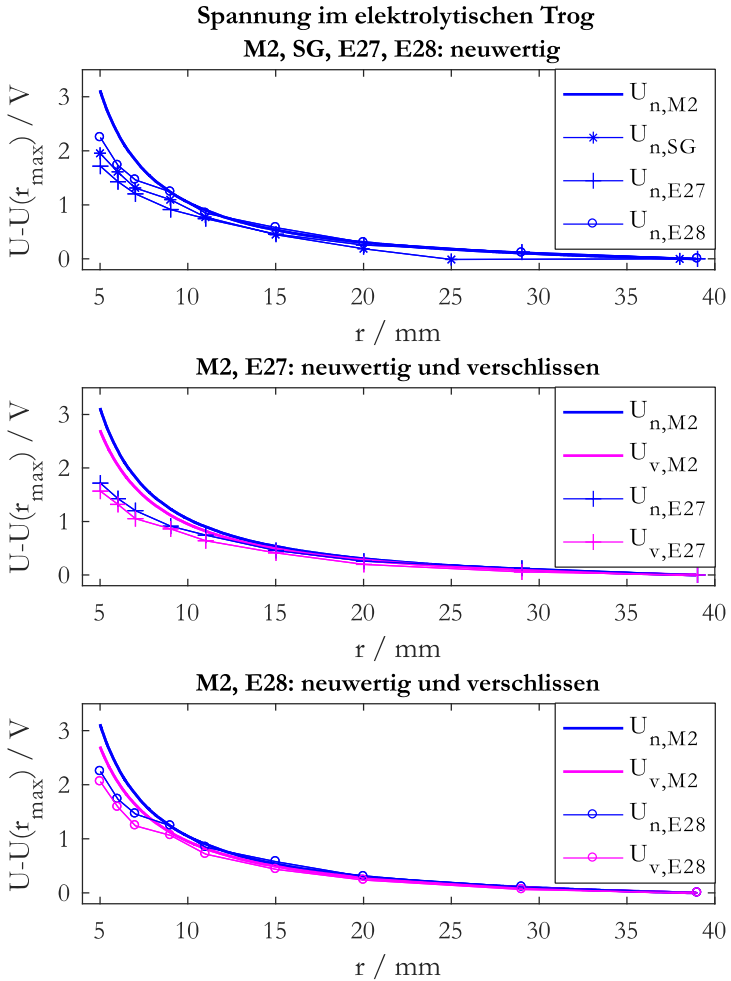


Abbildung 84: Der Einfluss des Schlingenverschleißes auf die Potentialverteilung im Trog: Vergleich der Simulation (FEM) mit Messergebnissen auf Basis von Elektrode E27 (mittlerer Graph) sowie mit Elektrode E28 (unterer Graph). Index *n*: Spannung *U* für Schlingen im Neuzustand; Index *v*: Spannung *U* für Schlingen im verschlissenen Zustand.

Die Spannungsdifferenzen der Messergebnisse in Abbildung 84 steigen für $r = 9 \text{ mm}$ bis auf $U_{n,E27} = 1,71 \text{ V}$ bzw. auf $U_{n,E28} = 2,24 \text{ V}$ an. Die Messergebnisse $U_{n,SG}$, unter Verwendung des Referenzgenerators (ohne Plasmaaktivität), führen zu $U_{n,SG} = 2,05 \text{ V}$. Die Simulationsergebnisse erreichen $U_{n,FEM} = 3,12 \text{ V}$. Dieser Wert lässt sich durch Änderung der im Modell definierten elektrischen Spannung U_0 skalieren (Siehe Fußnote 16, Seite 187). Die für U_0 gewählten 10 V zeigen die größte Übereinstimmung mit den Messergebnissen $U_{n,E27}$ und $U_{n,E28}$ und entsprechen auch der Ausgangsspannung des Referenzgenerators U_{ref} . Die Abweichungen zwischen Simulation (FEM) und Messung (SG) lassen sich somit durch die Komplexitätsreduzierungen der Modellgeometrie erklären (Kapitel 6.1).

Für die Untersuchung des Einflusses des Schlingenverschleißes auf die Potentialverteilung ist die verschleißbedingte Änderung der Spannung ΔU von Bedeutung. Die Ergebnisse aus Abbildung 84 zeigen, dass durch den Schlingenverschleiß, die im Trog gemessene Spannung zu kleineren radialen Abständen weniger stark ansteigt als die Spannungen ohne Verschleißeinfluss. Ursache hierfür ist die verschleißbedingte Durchmesseränderung des Schlingendraht Δd_{SD} . Diese führt zu unterschiedlichen Distanzen zwischen der Position der Messelektrode (Messpunkt im elektrolytischen Trog) und der neuen bzw. verschlissenen Schlinge. Diese Beobachtung konnte bereits in Abbildung 60 auf Seite 147 gemacht werden. Für $r = 9 \text{ mm}$ sind die Spannungen im Neuzustand ($U_{n,E27}, U_{n,E28}, U_{n,FEM}$) sowie die Spannungsänderungen $\Delta U_{E27} = U_{n,E27} - U_{v,E27}$, $\Delta U_{E28} = U_{n,E28} - U_{v,E28}$ und $\Delta U_{FEM} = U_{n,FEM} - U_{v,FEM}$ in Tabelle 11 zu sehen.

Tabelle 11: Einfluss des Schlingenverschleißes auf die im Trog gemessene elektrische Spannung bei einem radialen Abstand $r = 9 \text{ mm}$.

	Mit Einfluss der Plasmaaktivität				Ohne Einfluss der Plasmaaktivität	
	$U_{n,E27}$	ΔU_{E27}	$U_{n,E28}$	ΔU_{E28}	$U_{n,FEM}$	ΔU_{FEM}
$r = 9 \text{ mm}$	1,71 V	0,22 V	2,24 V	0,22 V	3,12 V	0,43 V

Die aus den Messergebnissen ermittelten ΔU_{E27} und ΔU_{E28} in Tabelle 11 betragen jeweils **0,22 V**. Die aus den Simulationsergebnissen berechnete ΔU_{FEM} weist einen Wert von **0,43 V** auf. Daraus lassen sich, mit Bezug auf die Spannungen für den Neuzustand, die relativen Spannungsänderungen berechnen. Es folgt:

$$\begin{aligned}\Delta U_{E27r} &= 12,8 \%, \\ \Delta U_{E28r} &= 9,8 \%, \\ \Delta U_{FEMr} &= 13,2 \%.\end{aligned}$$

Dabei beinhalten ΔU_{E27r} und ΔU_{E28r} sowohl den Einfluss der verschleißbedingten Geometrieänderung der Resektionsschlinge als auch den der Plasmaaktivität. In ΔU_{FEMr} ist der Einfluss der Plasmaaktivität aufgrund der Komplexitätsreduzierung des Simulationsmodells nicht enthalten. Die Plasma-gasschicht bildet eine hochohmige Serienimpedanz zum Widerstand der isotomischen Kochsalzlösung zwischen Aktivelektrode und Gegenelektrode. Dadurch ändern sich die Spannungsverhältnisse im elektrolytischen Trog. Ist die Durchmesseränderung der Plasmagasschicht kleiner als die des Schlingendrahtes Δd_{SD} , so sind auch die verschleißbedingten Spannungsänderungen im Trog kleiner. Dies ist eine Ursache für die unterschiedlichen Werte von ΔU_{E27} , ΔU_{E28} und ΔU_{FEM} sowie den relativen Spannungsänderungen ΔU_{E27r} , ΔU_{E28r} und ΔU_{FEMr} . Auf weitere qualitative Beurteilungen der Werte soll an dieser Stelle verzichtet werden. Zu komplex ist der vernachlässigte Einfluss der Plasmaaktivität und den damit verbundenen Vorgängen. Dennoch bestätigen die Simulationsergebnisse die in Kapitel 5 gezeigten Messergebnisse.

7.2 Ergebnisse Temperatursimulation

Die Simulationsergebnisse der Temperaturverteilung basieren auf den in Kapitel 6.2 getroffenen Vereinfachungen und Annahmen. Grundlage der Ergebnisse ist eine Variation der Parameter aus Tabelle 10. Hierzu zählen Untersuchungen auf Basis der Prostatageometrien Geo1 und Geo2, unterschiedlicher Radien der Wärmequelle r_L , unterschiedlicher Temperaturen ϑ_S , unterschiedlicher Volu-

menströme der Spülflüssigkeit v_{in} sowie mit und ohne Einfluss der Blutperfusion ω_B . Die Auswertung der Ergebnisse erfolgt in der Ebene $Eb(r, 0, z)$ sowie im eindimensionalen Bereich $L_1 = L(r, 0, 0)$. Eine schematische Darstellung von $Eb(r, 0, z)$ und L_1 ist in Abbildung 85 zu sehen.

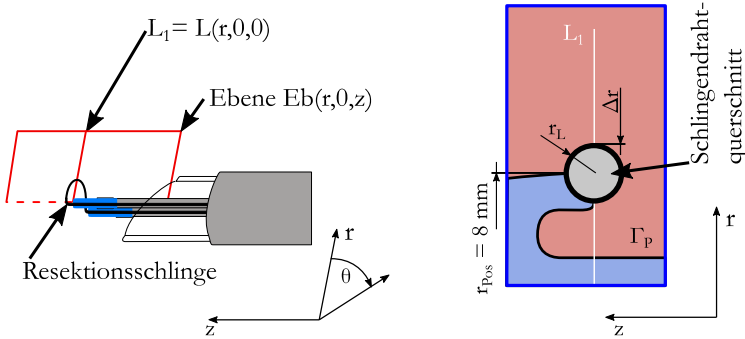


Abbildung 85: Links: Ausgewählte Ebene $Eb(r, \theta, 0)$ zur Darstellung der Temperaturverteilung sowie des eindimensionalen Bereiches $L_1 = L(r, 0, 0)$ zur Auswertung der simulierten Temperaturverteilung um die Aktivelektrode AE eines bipolaren Resektoskops. Rechts: Gewebe Γ_P und Spülflüssigkeit Γ_3 angrenzend an den Schlingendrahtquerschnitt in der Ebene $Eb(r, 0, z)$ mit $\theta = 0^\circ$.

Die Auswahl der Ebene $Eb(r, 0, z)$ resultiert aus der Komplexitätsreduzierung des Simulationsmodells auf 2 Dimensionen. Der Mittelpunkt des Schlingendrahtquerschnittes befindet sich an den Positionen $r_{pos} = 8 \text{ mm}$ und $z = 0 \text{ mm}$. Der Radius des Schlingendrahtes ist r_L . Die Linie L_1 befindet sich bei $z = 0 \text{ mm}$ im Bereich von $0 \text{ mm} < r < 16 \text{ mm}$. Die in Abbildung 85 dargestellte Größe Δr beschreibt den Bereich des Prostatagewebes entlang L_1 und ist definiert mit $r_{pos} + r_L \leq \Delta r$.

Die Analyse der Ergebnisse erfolgt anhand der im Folgenden vorgestellten Schrittfolge. Die Anzahl der zu variierenden Parameter wird dadurch reduziert.

1. Visualisierung des Einflusses des Volumenstroms der Spülflüssigkeit in Zusammenhang mit der Gewebegeometrie auf die Temperaturousbreitung im IB und Definition der mittleren Gewebetemperatur als Auswahlkriterium.
2. Darstellung der mittleren Gewebetemperatur unter Anwendung der Parameter / Parametervariation aus Tabelle 10.
3. Auswahl bestimmter Parameterkombinationen anhand der Ergebnisse in Abbildung 88. Auswertung der Gewebetemperatur entlang der Linie L_1 .
4. Abschätzung des Einflusses des Schlingenverschleißes auf thermische Verletzungen im Prostatagewebe in Abhängigkeit der Aktivierungsdauer des Plasmas.

Die Visualisierung der Temperaturousbreitung für die Geometrie Geo1 erfolgt in Abbildung 86 und für Geo2 in Abbildung 87. Variiert wurden in beiden Fällen die vorgegebene Temperatur ϑ_S sowie der Volumenstrom der Spülflüssigkeit v_{in} . Für die Wärmeeintragsdauer wird $t_W = 4s$ gewählt. Dies entspricht einer Wärmeeintragsdauer einer bewegten Wärmequelle in [160] zur Untersuchung der Temperaturverteilung bei der transurethralen Resektion. In Abbildung 86 und Abbildung 87 sind Temperaturen unter $40\text{ }^{\circ}\text{C}$ zur besseren Interpretation nicht dargestellt.

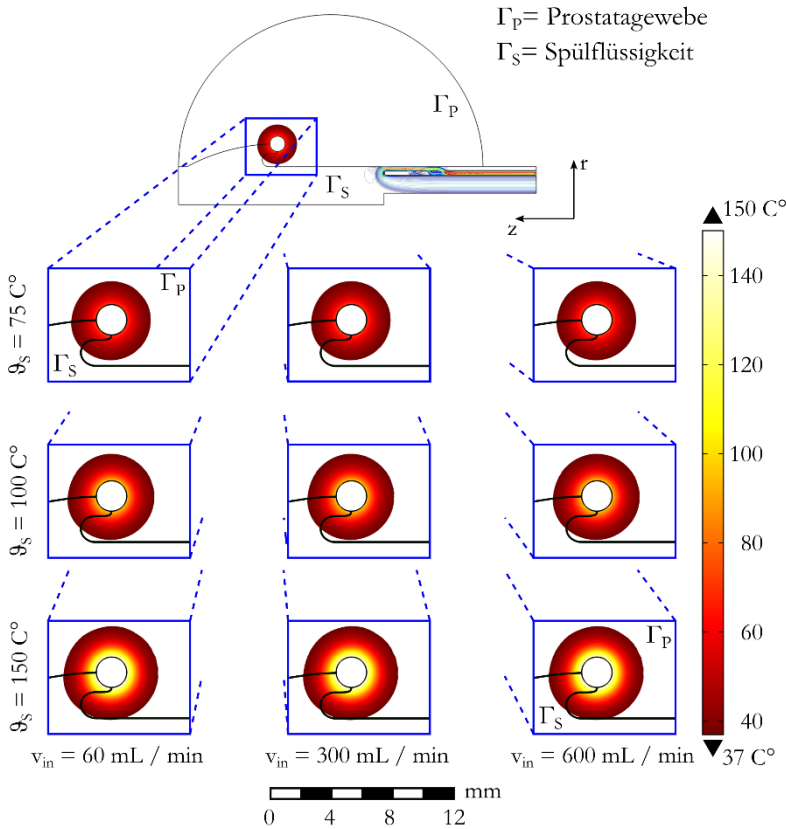


Abbildung 86: Geo1: Temperaturverteilung in Gewebe und Spülflüssigkeit bei verschiedenen Temperaturen der Wärmequelle ϑ_S und verschiedenen Volumenströmen v_{in} für $t_W = 4 \text{ s}$. Temperaturen unter 40°C werden zur besseren Vergleichbarkeit nicht dargestellt.

In Abbildung 86 ist eine nahezu konzentrischen Temperaturschicht um die Wärmequelle nach $t_W = 4 \text{ s}$ zu sehen. Ursache ist, dass der zu entfernde Geweberest die Schlinge verdeckt. Damit ist ein Wärmeabtransport durch die Spülflüssigkeit unabhängig von v_{in} . Der Einfluss von ϑ_S auf die Gewebetemperatur ist dagegen zu erkennen.

Die Darstellung der Temperaturverteilung ohne den zu entfernenden Geweberest (Geo2) erfolgt in Abbildung 87. Die Werte für ϑ_s , v_{in} , und t_w entsprechen denen aus Abbildung 86.

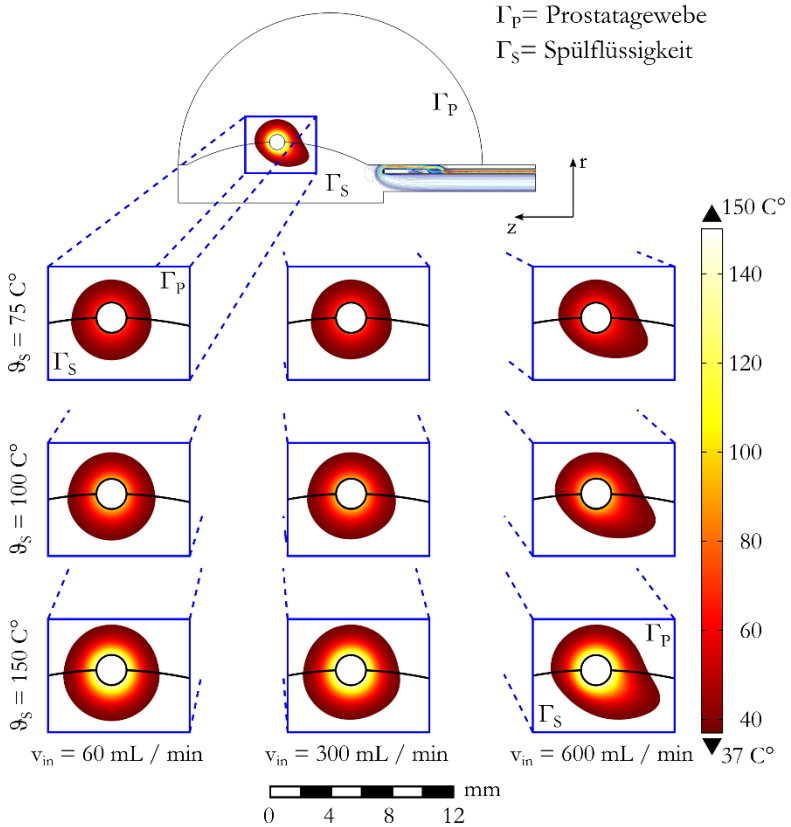


Abbildung 87: Geo2, Temperaturverteilung in Gewebe und Spülflüssigkeit im Temperaturbereich von 40°C bis 150°C bei verschiedenen Temperaturen der Wärmequelle ϑ_s und Volumenströmen v_{in} bei 4 s Aktivitätsdauer der Wärmequelle. Temperaturen unter 40°C werden nicht dargestellt.

In Abbildung 87 wird der Einfluss des Strömungsvolumens auf die Temperaturverteilung mit zunehmenden Volumenstrom v_{in} im Bereich der Spülflüssigkeit Γ_S deutlich. Bereiche mit Temperaturen oberhalb 40°C verschieben sich in Richtung Rückflussöffnung. Ein Wärmeabtransport findet somit durch die Spülflüssigkeit statt. Eine Aussage über den Einfluss von v_{in} auf die Temperatur ϑ_P im Gewebe Γ_P erfolgt durch die Auswertung der mittleren Gewebetemperatur der Prostata $\overline{\vartheta_P}$. Eine Gegenüberstellung von Geo1 und Geo2 erfolgt in Abbildung 88. Dargestellt sind die mittleren Gewebetemperaturen $\overline{\vartheta_P}$ unter Variation von ϑ_S , von v_{in} und r_L für beide Geometrien. Der Einfluss der Blutperfusion ω_B für eine Wärmeeintragsdauer von $t_W = 4\text{ s}$ auf die Gewebetemperatur ϑ_P wird aufgrund der Erkenntnisse aus [160] an dieser Stelle durch $\omega_B = 0\text{ s}^{-1}$ vernachlässigt.

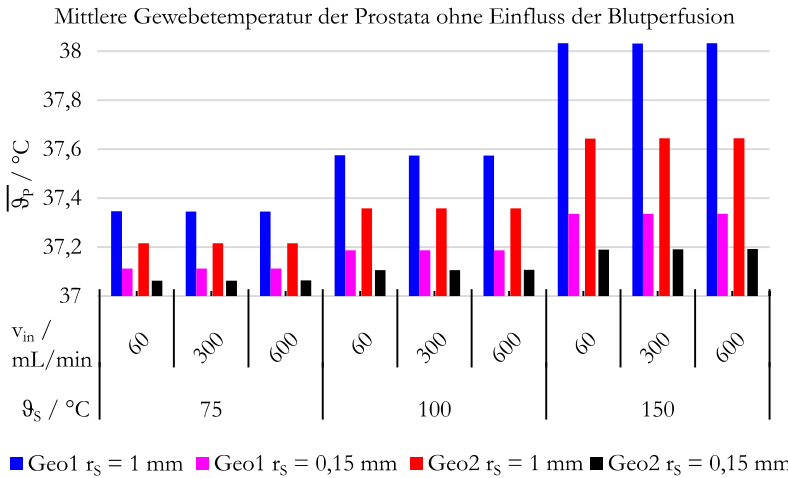


Abbildung 88: Mittlere Gewebetemperatur der Prostata $\overline{\vartheta_P}$ für Γ_P gleich Geo1 bzw. Geo2 unter Einfluss der Temperatur der Wärmequelle ϑ_S , des Volumenstroms der Spülflüssigkeit v_{in} und der Größe der Wärmequelle r_L .

In Abbildung 88 ist zu erkennen, dass die mittlere Gewebetemperatur $\overline{\vartheta_P}$ für $r_L = 1\text{ mm}$, einer Wärmeeintragsdauer $t_W = 4\text{ s}$ und $\vartheta_S = 150^\circ\text{C}$ bei Geo1

auf $38,03\text{ }^{\circ}\text{C}$ und für Geo2 (Geweberest ist entfernt) auf $37,64\text{ }^{\circ}\text{C}$ steigt. Dies führt zu einem Temperaturunterschied von $0,38\text{ }^{\circ}\text{C}$. Verursacht wird dieser durch den zu entfernenden Geweberest, welcher bei Geo1 die Strömung der Spülflüssigkeit und damit den Wärmeabtransport beeinflusst. Der Einfluss des Volumenstroms v_{in} auf $\overline{\vartheta_p}$ ist bei Geo1 und Geo2 kleiner als $0,01\text{ }^{\circ}\text{C}$. Damit ist der Einfluss unterschiedlicher Volumenströme der Spülflüssigkeit v_{in} kleiner als der Einfluss durch die Geometrie der Prostata (Geo1 bzw. Geo2) selbst. Gleiche Verhältnisse zwischen Einfluss durch v_{in} und Einfluss durch die Gewebegeometrie bilden sich auch für $\vartheta_s = 100\text{ }^{\circ}\text{C}$ und $\vartheta_s = 75\text{ }^{\circ}\text{C}$. Eine Reduzierung des Schlingendrahradiuses r_L auf $0,15\text{ mm}$ führt generell zu kleineren mittleren Gewebetemperaturen, was durch die geringe Übergangsfläche vom Schlingendraht zum Gewebe und zur Spülflüssigkeit zu erklären ist. Auch für $r_L = 0,15\text{ mm}$ ist der Einfluss durch v_{in} kleiner als der Einfluss durch die Gewebegeometrie. Für folgende Untersuchungen wird auf eine Variation von v_{in} verzichtet.

Neben der mittleren Gewebetemperatur ist die Temperaturänderung in Abhängigkeit des Abstandes zum Schlingendraht von Bedeutung. Hierfür erfolgt eine Darstellung der Temperatur entlang L_1 . In der linken Grafik in Abbildung 89 gilt für L_1 : $4\text{ mm} \leq r \leq 12\text{ mm}$. In der Grafik gilt dagegen: $r_L \leq \Delta r \leq r_L + 3\text{ mm}$. Der Mittelpunkt des Schlingendrahtes, und damit der der Wärmequelle, befindet sich bei $r = 8\text{ mm}$ (vgl. Abbildung 85). Gegenübergestellt werden die Ergebnisse unter Auswahl der Geometrien Geo1 und Geo2, für $r_L = 1\text{ mm}$ und $r_L = 0,15\text{ mm}$ sowie für $\vartheta_s = 150\text{ }^{\circ}\text{C}$. Die Wärmeeintragsdauer beträgt $t_W = 4\text{ s}$.

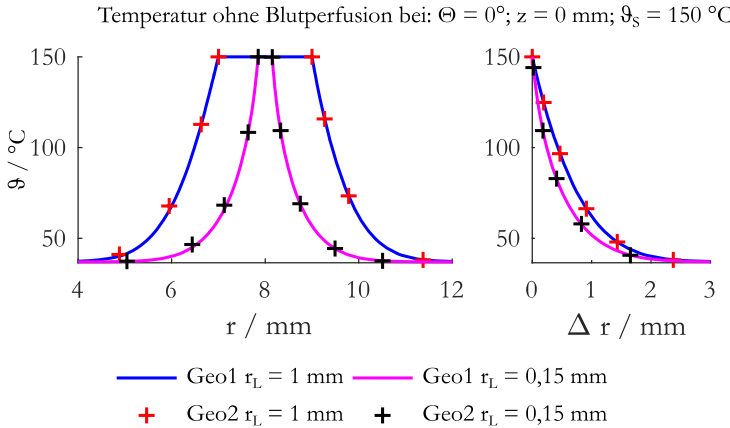


Abbildung 89: Links: Temperatur ϑ in Spülflüssigkeit und Gewebe entlang L_1 für Geo1 und Geo2 mit $r_L = 1$ mm und $r_L = 0,15$ mm. Rechts: Temperatur im Gewebe entlang L_1 für $r_L \leq \Delta r \leq r_L + 3$ mm für Geo1 und Geo2 mit $r_L = 1$ mm und $r_L = 0,15$ mm.

Die in der linken Grafik in Abbildung 89 dargestellten Temperaturen ϑ , resultierend aus Geo1 und Geo2, unterscheiden sich im Bereich der Spülflüssigkeit ($r = 6$ mm) für $r_L = 1$ mm um $2,4^\circ\text{C}$. Für $r_L = 0,15$ mm beträgt der Unterschied $2,16^\circ\text{C}$. Zu erklären sind diese Unterschiede durch den Volumenstrom der Spülflüssigkeit und den damit verbundenen Wärmeabtransport bei Geo2 (vgl. Abbildung 86 und Abbildung 87). Im Bereich des Gewebes betragen die Temperaturunterschiede zwischen Geo1 und Geo2 maximal $0,3^\circ\text{C}$. Dies gilt für sowohl für $r_L = 1$ mm und für $r_L = 0,15$ mm. Der Einfluss des Schlingenverschleißes auf die Temperaturverteilung im Gewebe ist in der rechten Grafik von Abbildung 89 zu sehen. Zu erkennen ist, dass für $r_L = 0,15$ mm (verschlossener Zustand) die Temperatur mit zunehmendem Abstand zum Schlingendraht schneller sinkt als für $r_L = 1$ mm (Neuzustand).

Eine weitere Betrachtung der Gewebetemperatur in Abhängigkeit des Abstands zum Schlingendraht erfolgt in Abbildung 90. Ziel ist es, den Einfluss unter-

schiedlicher Schlingendrahtradien r_L , welche den Schlingenverschleiß widerspiegeln, sowie unterschiedliche Wärmeeintragsdauern t_w auf die Gewebetemperatur darzustellen. Die Gegenüberstellung basiert auf Geo1 mit $r_L = 1 \text{ mm}$ und $r_L = 0,15 \text{ mm}$ bei $t_w = 4 \text{ s}$ und $t_w = 60 \text{ s}$. Während der chirurgischen Anwendung treten ununterbrochene Wärmeeintragsdauern von $t_w = 60 \text{ s}$ nicht auf. Sie repräsentieren jedoch den Einfluss mehrerer, aufeinanderfolgender Schnitte durch das Gewebe. In [160] ist die Frage offen geblieben, inwieweit die Blutperfusion Einfluss auf die Gewebetemperatur bei $t_w > 8 \text{ s}$ ist. Aus diesem Grund sind in der Gegenüberstellung in Abbildung 90 Ergebnisse mit und ohne Blutperfusion ω_B dargestellt. Die Werte für ω_B sind $\omega_B = \omega_0 = 0 \text{ s}^{-1}$ und $\omega_B = \omega_1 = 0,0056 \text{ s}^{-1}$ (Tabelle 10).

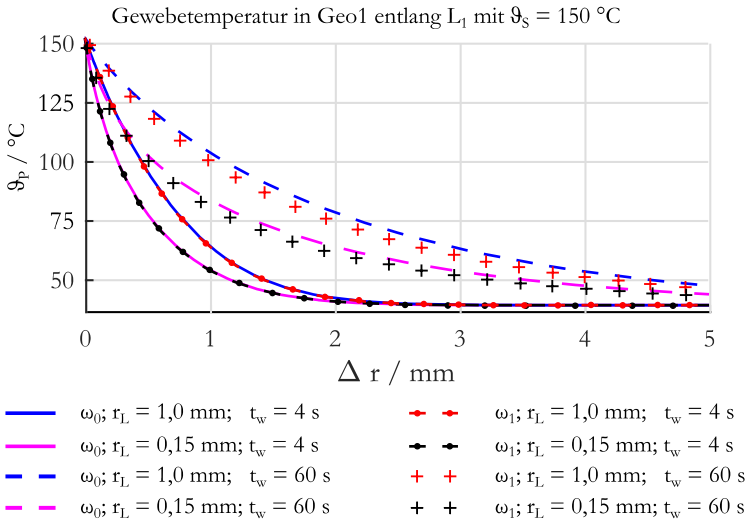


Abbildung 90: Gewebetemperatur ϑ_p in Geo1 entlang L_1 mit (ω_1) und ohne Blutperfusion (ω_0) bei Schlingendrahtradien $r_L = 1 \text{ mm}$ und $r_L = 0,15 \text{ mm}$. Die Wärmeeintragsdauern betragen $t_w = 4 \text{ s}$ und $t_w = 60 \text{ s}$.

Die Temperatur der Wärmequelle ϑ_S wurde in Abbildung 90 mit $150\text{ }^\circ\text{C}$ angenommen. Die Gewebetemperatur steigt somit, für sehr kleine Abstände Δr zum Schlingendraht, auf diesen Wert für beide Schlingendrahtradien r_L an. Für $t_w = 4\text{ s}$ und $\Delta r > 1,9\text{ mm}$ ist die Gewebetemperatur $\vartheta_p < 41\text{ }^\circ\text{C}$. Dieser Wert wird in [164] als Gewebetemperatur genannt, unter der keine thermischen irreversiblen Gewebeschäden entstehen. Für Abstände zum Schlingendraht von $0\text{ mm} < \Delta r < 2\text{ mm}$ sind die Gewebetemperaturen ϑ_p für $r_L = 0,15\text{ mm}$ bis zu 21 K kleiner als für $r_L = 1\text{ mm}$. Der Einfluss der Blutperfusion ω_B auf ϑ_p ist mit maximal $0,4\text{ K}$ klein im Vergleich zum Einfluss des Schlingendrahtradiuses r_L . Steigt die Wärmeeintragsdauer auf $t_w = 60\text{ s}$ sinkt die Gewebetemperatur für $\Delta r > 7\text{ mm}$ auf unter $41\text{ }^\circ\text{C}$. Im Bereich von $0\text{ mm} < \Delta r < 7\text{ mm}$ ist die Gewebetemperatur, resultierend aus $r_L = 0,15\text{ mm}$, ebenfalls um bis zu 21 K kleiner als bei $r_L = 1\text{ mm}$. Der Einfluss der Blutperfusion ω_B ist mit bis zu $4,3\text{ K}$ größer als bei $t_w = 4\text{ s}$. Damit ist er kleiner als der Einfluss von r_L und von t_w auf die Gewebetemperatur ϑ_p .

Im Folgenden soll der Einfluss des Schlingendrahtradiuses r_L auf ϑ_p genauer betrachtet werden. Ziel ist es abzuschätzen, ob eine verschleißbedingte Änderung des Schlingendrahtradius Ursache für mögliche thermische Verletzungen im Gewebe ist. Die Entstehung thermischer Gewebeerkrankungen hängt von der Aktivitätsdauer der Wärmequelle ab [125]. Unterschieden wird zwischen reversiblen und irreversiblen Verletzungen. Die Grenztemperatur, die beide Verletzungsarten unterscheidet, wird im Folgenden als kritische Temperatur ϑ_k bezeichnet. Ermittelt wurde diese für $t_w \leq 1\text{ s}$ aus Daten aus den Quellen [165] und [166]. Für $t_w > 1\text{ s}$ wurden Daten aus [125] verwendet. Diese Herangehensweise wurde bereits in [167] für eine Modellierung von Laseranwendungen in der Medizin unter Verwendung der Arrheniusgleichungen [168] angewandt.

Für die Betrachtung der hier vorliegenden Simulationsergebnisse werden die ermittelten Gewebetemperaturen als Funktion der Aktivitätsdauer t_w in Abbildung 91 dargestellt. Es wird das Temperaturverhalten an verschiedenen Positionen Δr sowie für $r_L = 0,15\text{ mm}$ und für $r_L = 1\text{ mm}$ gezeigt. Die Blutperfusion beträgt $\omega_B = 0\text{ s}^{-1}$. Die Temperatur der Wärmequelle beträgt $\vartheta_S =$

150 °C. Diese beiden Werte führen zu den maximalen Gewebetemperaturen in den hier betrachteten Konstellationen.

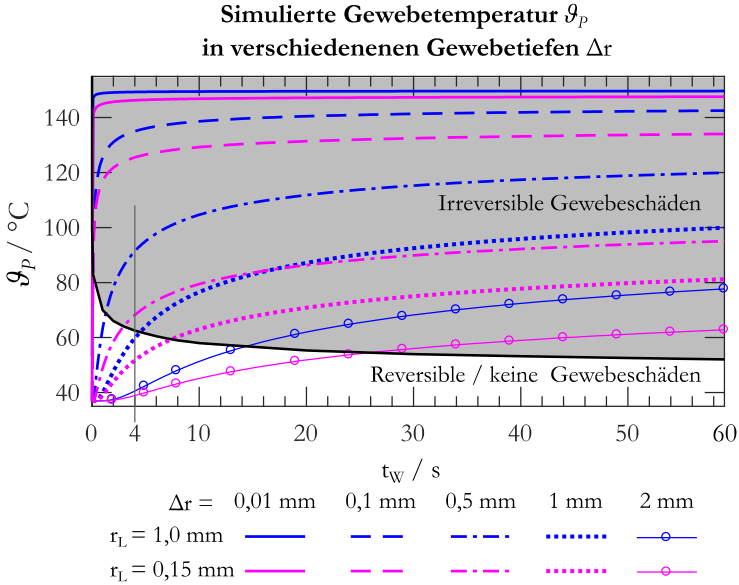


Abbildung 91: Simulierte Gewebetemperatur in verschiedenen Gewebetiefen in Abhängigkeit der Aktivitätsdauer und des Schlingendrahradius. Berücksichtigt ist die kritische Temperatur als Übergang von reversiblen zu irreversiblen Gewebeschäden, Daten aus [133], [134] und [102].

In den in Abbildung 91 betrachteten Konstellationen führen die ausgewählten Schlingendrahradien r_L mit $\vartheta_s = 150 \text{ }^\circ\text{C}$ und bei ununterbrochener Wärmeeintragsdauer $t_w > 28 \text{ s}$ zu irreversiblen Gewebeschäden. Für $\Delta r < 0,1 \text{ mm}$ reicht bereits eine Wärmeeintragsdauer von $t_w = 0,1 \text{ s}$ aus, um die kritische Temperatur $\vartheta_k(t_w)$ zu überschreiten. Dies gilt für $r_L = 0,15 \text{ mm}$ und $r_L = 1 \text{ mm}$.

Zu erkennen ist, dass für $\Delta r > 0,5 \text{ mm}$ die Aktivitätsdauern t_w zum Überschreiten von ϑ_k vom Schlingendrahradius r_L abhängen. Für $r_L = 0,15 \text{ mm}$

(verschlossener Zustand) beträgt $t_w = 3 \text{ s}$. Sie ist mehr als doppelt so lang wie für $r_L = 1 \text{ mm}$ (Neuwertiger Zustand) bei dem $t_w = 1,3 \text{ s}$ beträgt

Die kritischen Temperaturen ϑ_k unterscheiden sich dabei um $4,82 \text{ K}$ ($69,08 \text{ }^\circ\text{C}$ bei $r_L = 1 \text{ mm}$ zu $64,26 \text{ }^\circ\text{C}$ bei $r_L = 0,15 \text{ mm}$). Bei $t_w = 4 \text{ s}$ (vgl. Abbildung 86 bis Abbildung 90) ist zu erkennen, dass ϑ_k für $r_L = 1 \text{ mm}$ um nur $2,2 \text{ K}$ unterschritten wird. Dieser Sachverhalt kann unter Berücksichtigung der Streuung der Daten aus der Literatur [125] [165] [166] [167], zur Bildung von ϑ_k , dennoch als kritisch betrachtet werden.

Im Folgenden soll ein Vergleich der Simulationsergebnisse mit Ergebnissen der Argon Plasma Koagulation (APC) erfolgen. Die Ergebnisse der APC wurden [169] entnommen. Gegenstand des Vergleiches sind die in [169] aufgeführten Koagulationstiefen in Abhängigkeit der Applikationsdauer und die Simulationsergebnisse. Aufgetragen werden die Gewebetiefen (Δr) beim Überschreiten der kritischen Temperatur ϑ_k in Abhängigkeit der Wärmeeintragsdauer t_w . Für den Vergleich soll an dieser Stelle die Koagulationstiefe aus [169] mit dem Abstand Δr , beim Übergang von reversiblen zu irreversiblen Gewebeschäden aus Abbildung 91, gleichgesetzt werden. Darüber hinaus wird akzeptiert, dass sich die elektrothermische Wechselwirkung der monopolaren APC zu der der B-TURP sowie zu den in der Simulation getroffenen Vereinfachungen unterscheidet. Die Leistung wird in [169] mit $P_{APC} = 25 \text{ W}$ angegeben. Die maximalen Leistungen bei der B-TURP wird in [170] mit 250 W und in [102] mit 200 W angegeben. Mit dem Vergleich soll abgeschätzt werden wie viel der Leistung bei der TURP in das Gewebe übergeht und Ursache für die dort erstandene Wärme ist. Der Vergleich der APC Daten mit den Simulationsergebnissen folgt in Abbildung 92.

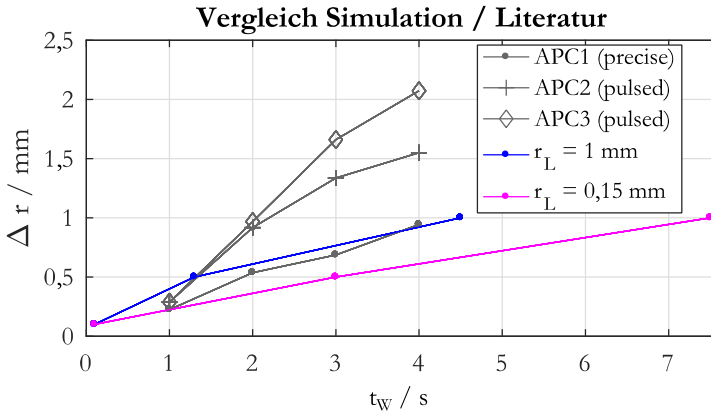


Abbildung 92: Vergleich zwischen der Koagulationstiefe bei der APC mit den Simulationsergebnissen und den daraus resultierenden Temperaturen bei verschiedenen Abständen Δr zum Schlingendraht. Gegenüberstellung von: $r_L = 1$ mm; $r_L = 0,15$ mm; APC 1 bis APC3 aus [169].

Den Daten APC1, APC2 und APC3 in Abbildung 92 liegen verschiedenen Moden zugrunde, die sich im Energieeintrag unterschieden. Für APC2 und APC3 wird jeweils eine Leistung von **25 W** angegeben. Die Daten von APC1 entsprechen dem PRECISE Modus, welcher einen geringen Energieeintrag aufweist [171]. Eine Angabe der Leistung erfolgt nicht. Der Vergleich von APC1 mit den Daten von $r_L = 1$ mm zeigt für $t_w = 4$ s in beiden Fällen eine Tiefe von circa **1 mm**, in der irreversible Gewebeschäden bzw. Koagulationseffekte auftreten. Die Ergebnisse von APC2 und APC3 sind hier um etwa einen Faktor 2 größer. Die Daten von $r_L = 0,15$ mm weisen für alle Aktivitätsdauern die geringsten Tiefen auf in denen irreversible Gewebeschäden entstehen. Aus den Ergebnissen lässt sich ableiten, dass Leistungen kleiner **25 W** Ursache für irreversible Gewebeschäden sind. Daraus folgt, dass der überwiegende Anteil der ESU-Ausgangsleistung für die Entstehung der Plasmagasschicht, für die Ionisierungsvorgänge in der isotonischen Kochsalzlösung benötigt wird. Die Entladungsvorgänge des Plasmas sowie die Potentialverteilung führen zur Verlustleistungsdichte und erwärmen damit das Gewebe. Auf weitere Interpretationen der Daten soll an dieser Stelle verzichtet werden. Hierfür sind weitere

Informationen über die Datengenerierungsprozesse von APC1 bis APC3 notwendig. Zusätzlich gilt es dafür zu überprüfen, ob die getroffenen Vereinfachung der Wärmequelle des Simulationsmodells gleichermaßen für die bipolaren transurethrale Prostataresektion und für die Argon Plasma Koagulation gelten.

8 Diskussion

Auf Basis des in Kapitel 3 vorgestellten Lösungsansatzes wurden zur Untersuchung des Schlingenverschleißes vier experimentelle Methoden vorgestellt und angewandt. Die Charakterisierung des Schlingenverschleißes erfolgt an Geräten der B-TURP im Schneidmodus. Die insgesamt 28 untersuchten Resektionselektroden bestehen aus Platin-Iridium. Die dabei untersuchten Areale umfassen die Aktivelektrode und die umgebenden Gewebebereiche der Prostata mit der Urethra. Auf Basis der Messergebnisse (Kapitel 5) und der Simulationsergebnisse (Kapitel 7) erfolgt die Beantwortung der in der Motivation und Zielsetzung (Kapitel 1.1) gestellten Fragen:

- Kann der Verschleiß an Resektionselektroden gemessen werden?
- In welchem Zusammenhang steht der Schlingenverschleiß mit dem chirurgischen Prozess unter Betrachtung der Temperaturverteilung im Gewebe?
- Gibt es Möglichkeiten während der Dauer einer Operation den Verschleiß der Schlinge und den Schlingenbruch vorherzusagen?
- Kann der Schlingenverschleiß als Ursache eines Schlingenbruchs während der Dauer einer Operation ausgeschlossen werden?

Die Mess- und der Simulationsergebnisse sind durch die Thesen und die Klassifizierung in Abbildung 14 untereinander verknüpft und sollen an dieser Stelle diskutiert werden.

Auf Basis der optischen Untersuchungen des Schlingenverschleißes wurden die Geometrieänderungen der Aktivelektroden (AE) sowie die maximal erreichten Aktivitätsdauern t_A von 23 Resektionselektroden ermittelt. Die Ergebnisse der

optischen Untersuchungen visualisieren den Schlingenverschleiß makroskopisch und mikroskopisch.

Es ist im Rahmen dieser Arbeit erstmals gelungen, den Schlingendrahtdurchmesser d_{SD} der AE in Abhängigkeit der Aktivitätsdauer des Plasmas t_A zu beobachten und auszuwerten. Ein wichtiges Ergebnis ist, dass die Drähte der Schlingen mit zunehmender t_A nicht gleichmäßig verschleißten. Als Ursache sind die Gasblasenablösung aus der Plasmagasschicht, Unvollkommenheiten am Schlingendrahtmaterial sowie seiner Oberfläche und leichte Asymmetrien der Schlingengeometrien der Resektionselektroden zu nennen. Es bildet sich das Merkmal des ortsabhängigen maximalen Materialabtrags aus, welcher im linken, mittleren oder im rechten Bereich der Schlinge auftreten kann. Dieses Merkmal wird durch drei ausgewählte Resektionselektroden repräsentativ in Abbildung 44, Abbildung 46 und Abbildung 49 dargestellt. Die mit den untersuchten Resektionselektroden, jeweils maximal erreichten Aktivitätsdauern sind im Bereich von $4020\text{ s} < t_A < 8220\text{ s}$ (Abbildung 51). Sie beschreiben die Dauer, nach der die Schlingen aufgrund des Materialabtrags brechen. Dieser Zustand ist für die chirurgische Anwendung ungewollt. Zur Beurteilung der erreichten t_A wurde in Abbildung 16 ein Nutzungszyklus vorgestellt, welcher zu einer Schwellwertzeit von $t_{SW} = 3960\text{ s}$ führt. Diese wurde aus Operationsdauern aus [15], [47, 65], [65] und [96], unter Berücksichtigung eines Sicherheitsfaktors von 2 ([97], [98]) in Kapitel 3.1.1 festgelegt. In Abbildung 45, Abbildung 47 und Abbildung 50 sind die maximalen Durchmesseränderungen des Schlingendrahtes Δd_{SD} für den Zeitpunkt $t_A = t_{SW}$ angegeben. Diese sind im Bereich von $14,5\% < \Delta d_{SD}(t_A = t_{SW}) < 34,9\%$. Die Existenz von Verschleißerscheinungen an Resektionselektroden wurde unter anderem in [32] genannt. Sie werden in Verbindung mit der Anzahl der Plasmazündungen und deren jeweilige Aktivierungsdauer gebracht. Die Anzahl der Plasmazündungen pro Stunde beträgt nach [172] maximal 330. Hier wird eine maximale Aktivierungszeit von 6,1 s genannt. Der Mittelwert beträgt 3,8 s. Die aus [172] berechnete Gesamtaktivierungsdauer entspricht also einer Dauer von 2013 s. Damit ist $t_A = t_{SW} = 3960\text{ s}$ als ein theoretisches Extremum zu betrachten. Alle untersuchten Resektionselektroden wiesen eine längere Nutzungsdauer auf. Untersuchungen

zum Verschleiß an Geräten der Elektrochirurgie wurden in [65] gezeigt, ohne dabei auf makroskopische Geometrieänderungen der untersuchten Elektroden einzugehen. Mit der Auswertung des Schlingendrahtdurchmessers d_{SD} ist erstmals eine Aussage über den Schlingenverschleiß möglich. Aus den ermittelten Durchmesseränderungen Δd_{SD} kann im Zusammenhang mit $t_A = t_{SW}$ ein Schlingenbruch durch plasmabedingten Materialabtrag mit sehr großer Wahrscheinlichkeit ausgeschlossen werden. In Abbildung 48 ist eine Resektionselektrode dargestellt, deren Schlingendraht im inneren des Bereichs der Isolierung der Stege gebrochen ist. Die Abbildung steht exemplarisch für die Resektionselektroden E03, E05 und E15. Diese Art Schlingenbruch kann auf Basis der hier vorgestellten optischen Untersuchungen nicht erkannt werden. Dies ist ein wesentlichen Nachteil der Methode. Die optischen Untersuchungen, welche im Rahmen dieser Arbeit den ex-situ Methoden zugeordnet sind, können auch in-situ erfolgen. Voraussetzung ist, die Implementierung der Bildauswertung zur Bestimmung von d_{SD} in die endoskopischen Systeme der Chirurgiegeräte zur B-TURP.

Die mikroskopischen Untersuchungen zum Schlingenverschleiß zeigen die Ursache der Durchmesseränderung des Schlingendrahtes. Gegenstand sind Resektionselektroden mit Schlingen aus Platin-Iridium, deren Schlingendrahtoberflächen in den drei Bereichen des größten Materialabtrags (L, M, R) für unterschiedliche Aktivitätsdauern t_A dargestellt werden. Die Aktivitätsdauern betragen dabei $t_A \leq 20 \text{ s}$ (Abbildung 52) bzw. $t_A \leq 280 \text{ s}$ (Abbildung 53). In beiden Abbildungen zeigen die Schlingendrahtoberflächen eine mit der Plasmaaktivität voranschreitende Oberflächenstrukturänderung. Geprägt ist diese durch eine steigende Anzahl an kraterförmigen Strukturen. Die Auswertung erfolgt an einem Flächenelement mit einer Größe von $600 \mu\text{m}^2$. Für $t_A = 1 \text{ s}$ beträgt die Krateranzahl 142. Sie steigt für $t_A = 20 \text{ s}$ auf 239. Die mit Kratern versehene Fläche im Verhältnis zur im Bild ausgewerteten Fläche führt zum Flächenfüllfaktor k (Tabelle 6, Seite 138). Dieser vergrößert sich von 7,8 % für $t_A = 1 \text{ s}$ auf 20,4 % für $t_A = 20 \text{ s}$. Für $t_A > 20 \text{ s}$ können einzelne Krater nur anhand der Form der Konturen auf der Schlingendrahtoberfläche erahnt werden. Eine weitere Auswertung von k weist keine zielführenden Ergebnisse auf.

Eine visuelle Beurteilung, durch den Vergleich der Oberflächen bei verschiedenen t_A untereinander, ist jedoch möglich und zielführend. Daraus folgt, dass bei den untersuchten Resektionselektroden eine Veränderung des Erscheinungsbildes der Oberflächenstruktur für $t_A > 280\text{ s}$ nicht festgestellt werden kann. Mit der Entstehung der Krater auf der Schlingendrahtoberfläche steigt ihre Rauheit. Sie ist der Grund für den Übergang von einem glänzenden Erscheinungsbild im neuwertigen Zustand zu einem matten Erscheinungsbild. Dieser Übergang ist in Abbildung 44, Abbildung 46 und Abbildung 49 zu sehen. Die Rauheit beeinflusst auch die Übergangsimpedanz zwischen Elektrodenoberfläche und der isotonischen Kochsalzlösung und ist damit für die Impedanzmessung zum Schlingenverschleiß von besonderer Bedeutung [173]. Eine Studie zur Analyse von Korrosions- und Verschleißprozessen an Elektroden, unter Einfluss von Plasma in isotonischer Kochsalzlösung ist in [65] zu finden. Es wird detailliert auf die Verschleißvorgänge und deren Ursachen bei verschiedenen Elektrodenmaterialien sowie auf die Elektrodenoberflächen eingegangen. Ergänzt wird die Studie durch [47]. Eine Untersuchung von Platin-Iridium erfolgt in beiden Studien nicht. Die Oberfläche einer schlingenförmigen Resektionselektrode aus Platin-Iridium zur B-TURP wurde in [32] gezeigt. Zu sehen ist diese für einen neuwertigen Zustand sowie für einen Zustand nach mehrfacher Plasmazündung. Es erfolgt jedoch keine Angabe der Anzahl der Plasmazündungen bzw. der damit verbundenen Aktivitätsdauer. Offen bleibt in allen drei Studien eine Aussage darüber ab welcher Aktivitätsdauer des Plasmas die Änderung der Oberflächenstruktur abgeschlossen oder näherungsweise abgeschlossen ist. Die bis hierhin, fehlenden Informationen liefern die Ergebnisse aus Kapitel 5.1.2 mit der Einschränkung auf schlingenförmige Resektionselektroden aus Platin-Iridium. Ist eine allgemeingültige Aussage angestrebt sind weitere Untersuchungen notwendig. Die mikroskopischen Untersuchungen sind aufgrund der benötigten Geräte und der Dauer der Untersuchungen als in-situ Methode ungeeignet.

Die Ergebnisse aus Kapitel 5.2.1 zeigen die mit einem Einzelelektrodensystem (EES, Kapitel 3.2.2) gemessene 3D-Potentialverteilung im elektrolytischen Trog. Dargestellt werden die gemessenen elektrischen Spannungen in Abbildung 57 und Abbildung 58. Anwendung fanden die Chirurgiegeneratoren ESU1

und ESU2, welche sich in ihrer Generatorarchitektur unterscheiden. Die Geometrien der jeweils verwendeten Resektoskope und deren Resektionselektroden unterscheiden sich im Wesentlichen in der Anordnung der Gegenelektrode (Abbildung 6). In der Potentialverteilung sind die Einflüsse der Plasmaaktivität und der damit verbundenen Gasblasenablösung aus der Plasmagasschicht enthalten. Eine Gegenüberstellung mit einer Potentialverteilung ohne Einfluss der Plasmaaktivität erfolgt in Abbildung 59. Die Potentialverteilungen, unter Verwendung des Referenzgenerators weisen Symmetrien auf, die aus der Geometrie der Aktivelektrode, also der der Schlinge, und der Anordnung von Aktiv- und Gegenelektrode resultieren. Unter Verwendung von ESU1 und ESU2 sind diese Symmetrien in der Potentialverteilung weniger deutlich zu erkennen. Ursache ist der Einfluss der Plasmaaktivität. Die Ergebnisse dienen zur Reduzierung des Messaufwandes zur Untersuchung des Einflusses des Schlingenverschleißes auf die Potentialverteilung. Es konnte gezeigt werden, dass die größten Spannungen an den Positionen der Messelektrode $P(\mathbf{r}, \Theta, z)$ mit kleinstem radialem Abstand zur Schlinge ($r = 5 \text{ mm}$) und auf Höhe der Schlinge ($z = 0 \text{ mm}$) für $\Theta = 0^\circ$ gemessen wurden. Vergleichbare Ergebnisse sind bereits in [32] auf Basis eines Multi Elektroden Systems (MES) zur Analyse der elektrischen Feldverteilung und thermischer Vorgänge um bipolare Resektoskope zu finden. Die Vor- und Nachteile beider Systeme (EES und MES) wurden in Tabelle 3 gegenübergestellt. Abweichungen der in dieser Arbeit gemessenen Potentialverteilungen zu den Ergebnissen aus [32] werden durch kleinere radiale Abstände zum Resektoskop und die höhere örtliche Auflösung des Messsystems im elektrolytischen Trog hervorgerufen. Darüber hinaus ist ein Transfer der Erkenntnisse aus [32] in diese Arbeit möglich, sodass hier z. B. auf die Berechnung der Verlustleistungsdichte verzichtet werden konnte. Zur Untersuchung des Schlingenverschleißes wurde zur Vereinfachung eine Reduzierung der Raumdimensionen vorgenommen, welche zu einem statischen Setup führt. Hierbei sind die Positionen des Resektoskopes mit Resektionselektrode sowie die der Messelektrode unveränderlich. Der radiale Abstand zwischen der Schlinge und der Messelektrode beträgt 5 mm , die Höhe ist bei $z = 0 \text{ mm}$ und $\Theta = 0^\circ$. Für die Resektionselektroden E27 und E28 ist der Bereich des größten Materialabtrags im Bereich der Messelektrode bei $\Theta = 0^\circ$. Dies führt zu einer verschleißbedingten

Änderung der Spannung ΔU_{eff} von maximal 7,6% (E27) bzw. 9,9% (E28) an der Messposition. Der Schlingendrahtdurchmesser d_{SD} reduziert sich von 300 μm auf 0 μm an der Bruchstelle. Ist der Bereich des größten Materialabtrags im linken oder rechten Bereich, so reduziert sich der Schlingendrahtdurchmesser im Bereich der Messelektrode bei $\theta = 0^\circ$ von 300 μm nur auf 250 μm . Hierbei beträgt die verschleißbedingte Spannungsänderung 2,25 % (E25) bzw. 2,8 % (E26), wie in Abbildung 61 zu sehen ist. Dass mit der optischen Methode gefundene Merkmal des nichtgleichmäßigen Schlingenverschleißes in den drei Bereichen der Schlinge nimmt, wesentlichen Einfluss auf die gemessene Potentialverteilung. Die rechnerische Überprüfung in Kapitel 5.2.2 bestätigt dieses Ergebnis. Die Potentialmessung im elektrolytischen Trog hat sich zur Messung der 3D-Potentialverteilung um bipolare Resektoskope als tauglich herausgestellt. Der Einfluss des Schlingenverschleißes auf die Potentialverteilung konnte nachgewiesen werden. Somit hat sich die Potentialmessung im elektrolytischen Trog auch hierfür als tauglich herausgestellt. Ein wesentlicher Vorteil des verwendeten EES gegenüber dem in der Literatur verwendeten MES ist ein deutlich reduzierter Einfluss der geometrischen Ausdehnung der Messelektrode auf die Feldverteilung im elektrolytischen Trog. Ein Nachteil dabei ist, dass Informationen an nur einem Ort im elektrolytischen Trog aufgenommen werden. Aussagen über z. B. Verformungen der Schlinge, wie sie mit den optischen Untersuchungen gemacht werden können, sind nicht möglich. Für weiterführende Untersuchungen ist zu überlegen, ob ein MES mit positionierbaren Messelektroden eingesetzt wird. Dies hat zum Vorteil, das Potential an mehreren Positionen gleichzeitig zu messen und damit auch dynamische Prozesse wie die Gasblasenablösungen untersuchen zu können.

Die Analyse der ESU-Ausgangssignale bei aktivem Plasma basiert auf der Messung der ESU-Ausgangsspannungen $U_A(t_A)$, der ESU-Ausgangsströme $I_A(t_A)$ und den daraus berechneten Scheinleistungen $S_A(t_A)$ (Siehe Kapitel 3.3.1). Gegenstand der Untersuchung im Schneidmodus sind 21 Resektionselektroden unterschiedlicher Hersteller sowie die Chirurgiegeneratoren ESU1 und ESU2 (Kapitel 0). Es wurden die ESU-Ausgangsspannungen $U_A(t_A)$ beider ESU über die jeweiligen Aktivitätsdauern t_A aufgezeichnet und verglichen (Abbildung 62).

Die vom ESU-Typ abhängenden unterschiedlichen Spannungsbereiche sind $U_A(t_A) \approx 320 \text{ V}$ für ESU1 und $U_A(t_A) \approx 260 \text{ V}$ für ESU2. Kurzzeitige, immer wieder auftretende Spannungsänderungen in den Signalverläufen von $U_A(t_A)$ von bis zu 20 % sind durch die plasmabedingten Entladungsvorgänge zu erklären. Hierbei entstehen, im Vergleich zum Widerstand der Plasmagasschicht, zeitlich und räumlich begrenzte niederohmige Entladungskanäle. Diese führen zum Einbrechen von $U_A(t_A)$. Die Ergebnisse der ESU-Ausgangsströme $I_A(t_A)$ bestätigen dieses Verhalten. Auch hier ist ein Vergleich von $I_A(t_A)$ untereinander möglich (Abbildung 63). Die ESU-Ausgangsleistungen sind dabei im Bereich von 230 VA (ESU1) und 160 VA (ESU2). Eine wichtige Erkenntnis ist, dass z. B. die im Bereich der Isolierung der Stege gebrochenen Elektroden E03, E05 und E15 zu Ergebnissen führen, die sich nicht aus der Gesamtheit der Daten von $U_A(t_A)$, $I_A(t_A)$ oder $S_A(t_A)$ abheben. Somit kann keine Aussage über Schlingenbrüche innerhalb der Isolierung auf Basis der ESU-Ausgangsgrößen gemacht werden. Eine allgemeine Aussage über den Einfluss des Schlingenverschleißes ist durch eine Auswertung der Trendlinien in den Signalgraphen in Abbildung 65 möglich. Dabei ist der Schlingenverschleiß deutlich zu erkennen. Auf Basis der hier insgesamt 21 untersuchten Resektionselektroden ist an ESU1 eine mit dem Schlingenverschleiß um 0,3 % sinkende Spannung $U_A(t_A)$ zu sehen. Dem gegenüber steht ein mit dem Schlingenverschleiß um 1 % steigendes $U_A(t_A)$ an ESU2. Der Einfluss des Schlingenverschleißes ist damit an beiden ESU messbar, aber gegenläufig. Größer ist der Einfluss auf die Ausgangsströme. Bei ESU1 steigt $I_A(t_A)$ im Trend um 1,7 %, bei ESU2 sinkt dieser um 4,1 %. Auch hier ist das Verhalten von ESU1 und ESU2 gegenläufig. Die an ESU1 um 0,3 % sinkende Spannung $U_A(t_A)$ und der um 1,7% steigende Strom $I_A(t_A)$ führen zu einer um 1,4% steigenden Ausgangsleistung $S_A(t_A)$, was weniger als 4 W entspricht. An ESU2 sinkt $S_A(t_A)$ um 3,1 %. Dies führt zu einer um weniger als 5 W sinkenden ESU-Ausgangsleistung. Die Betrachtung der Ausgangsleistung ist beispielsweise in [174] von Bedeutung. Hier ist das Ziel, Geräteeinstellungen für eine optimale Performance bei der transurethralen Elektrovaporisation (TUVF), der transurethralen Vaporesektion (TUVRP) und der transurethralen Resektion (TURP) zu finden. Das resezierte Gewebevolu-

men wird für alle drei Verfahren in Zusammenhang mit der ESU-Ausgangsleistung und den jeweils verwendeten Elektrodentyp gebracht. Die ESU-Ausgangsleistung ist dabei im Bereich von 50 W bis 300 W . Eine Aussage über den Einfluss einer Geometrieänderung der Resektionselektrode auf das resezierte Gewebevolumen oder auf die ESU-Ausgangsleistung erfolgt nicht. Die in Kapitel 5.3 vorgestellten Ergebnisse sind damit eine bedeutende Ergänzung zu den bisher in der Literatur gewonnenen Erkenntnissen. Weiterführende Interpretationen der Ergebnisse sollen an dieser Stelle, aufgrund fehlender Kenntnisse über die ESU-Architekturen sowie der geräteinternen Regelalgorithmen, nicht erfolgen. Dennoch ist die Auswertung der ESU-Ausgangssignale eine mögliche in-situ Methode zur Messung des Schlingenverschleißes.

Die Messung des elektrischen Widerstandes von Resektionselektroden in Abhängigkeit der Nutzungsdauer wurde bereits in [72] an fünf wiederverwendbaren Resektionselektroden ex-situ durchgeführt. Die elektrische Impedanz steigt mit zunehmender Nutzungsdauer. Ein Bezug zur Schlingengeometrie oder ihrer verschleißbedingten Änderung wird nicht hergestellt. Die Messung der Schlingenimpedanzen $Z(t_A)$ erfolgt im Rahmen dieser Arbeit gemäß Kapitel 3.3.2 in den Phasen des Schneidprozesses mit inaktiven Plasma. Die Charakterisierung des Schlingenverschleißes erfolgt hierbei erstmals in-situ an Resektionselektroden, welche auch Bestandteil der optischen Untersuchungen sind. Die Resektionselektroden weisen herstellerspezifisch unterschiedliche Geometrien und Materialien auf. Der Schlingendrahtdurchmesser ändert sich mit der Plasmaaktivität während des Gebrauchs, was zu einer messbaren Impedanzänderung führt (Kapitel 5.4). Die gemessenen Impedanzen im Neuzustand ($t_A = 0\text{ s}$) sind im Bereich von $34\text{ }\Omega$ bis $44\text{ }\Omega$ (Abbildung 66). Der in Abbildung 53 dargestellte zeitliche Verlauf der Kraterbildung, welcher den Verschleiß durch Erosion dokumentiert, zeigt im Bereich von $15\text{ s} < t_A < 45\text{ s}$ nur geringe optische Veränderungen der Schlingendrahtoberfläche. Im gleichen Zeitraum sinkt bei allen untersuchten Resektionselektroden, mit Ausnahme Elektrode E17, die Impedanz $Z(t_A)$ um bis zu $4,2\text{ }\%$. Die zeitlichen Verläufe von $Z(t_A)$ weisen jeweils ein Minimum auf. Dieses Verhalten konnte in [72] nicht gezeigt

werden. Aus der Theorie der Leitfähigkeitsmessung [93] geht ein indirekt proportionaler Zusammenhang zwischen der Impedanz und der Elektrodenoberfläche hervor. Dies bestätigen die Messergebnisse. Aus den gemessenen $Z(t_A)$ folgt, dass für $t_A < 45\text{ s}$ Flächenvergrößerungen an den Schlingen von bis zu 4,2% zu erwarten sind. Eine rechnerische Abschätzung führt zu einer theoretischen Flächenvergrößerung von 4%. Grundlage ist die Verwendung des, in [64] vorgestellten Ansatzes zur Kraternachbildung auf Basis von Kugelsegmenten und die Ergebnisse der optischen Untersuchungen aus Tabelle 6. Mit zunehmender Aktivitätsdauer t_A steigen die gemessenen Impedanzen $Z(t_A)$, von ihrem Minimum ausgehend an (Abbildung 66). Bei maximaler Aktivitätsdauer t_A vergrößert sich die Impedanz um bis zu 10 %. Der Anstieg der Impedanzen $Z(t_A)$ hängt mit der Reduzierung des Schlingendrahtdurchmessers $d_{SD}(t_A)$ zusammen, welcher in Kapitel 5.1.1 dokumentiert ist. Ein vergleichbares Verhalten ist auch in [72] zu sehen. Undokumentiert ist in dieser Quelle jedoch das verwendete Messverfahren. Ein qualitativer Vergleich der Widerstände der Resektionselektroden aus [72] (Abbildung 12) mit den in dieser Arbeit gemessenen Impedanzen $Z(t_A)$ in Abbildung 66 ist somit nicht möglich. Die Impedanzverläufe $Z(t_A)$ der Resektionselektroden E03, E05 und E15 unterscheiden sich von denen der restlichen Resektionselektroden. Dies ist, wie in Kapitel 5.5 untersucht, auf die Schlingendrahtbrüche im Bereich im inneren der Isolierung der Stege zurückzuführen. Auf Basis der durchgeführten Fallunterscheidung ist es gelungen, durch definierte Wertebereiche (Abbildung 71), diese Art Schlingendrahtbrüche in den Messergebnissen zu erkennen. Nach [175] ist für das Feststellen von Häufigkeiten eine Stichprobenzahlen kleiner 50 ungeeignet. Somit soll auf eine valide Aussage, auf Basis der durchgeführten Messungen, über die Häufigkeit der Schlingenbrüche im Bereich im inneren der Isolierung der Stege an dieser Stelle verzichtet werden. Des Weiteren gilt es den definierten Wertebereich, zur Auswertung der Impedanzen bezüglich der Schlingendrahtbrüche im Bereich der Isolierung der Stege, in weiterführenden Untersuchungen anzupassen. Ein weiteres wichtiges Resultat dieser Arbeit ist es, dass die in These 3 genannte Erkennung der geometrischen Änderung der Schlinge mit den optischen Untersuchungen und mit der Impedanzmessung möglich ist. Der Bereich des

maximalen Materialabtrags kann optisch erkannt werden. Schlingenbrüche unter der Isolierung der Stege spiegeln sich in der Impedanzmessung wider. Beide Methoden zeigen die Reduzierung des Schlingendrahtdurchmessers. Mit der Integration der Bildauswertung der makroskopischen Untersuchungen in die endoskopischen Systeme der Chirurgiegeräte zur B-TURP ist eine kombinierte Anwendung beider Methoden während des Operationsprozesses möglich. Auch die in These 4 geforderte Messung der ESU-Ausgangsgrößen sowie die Potentialverteilung im elektrolytischen Trog zeigen den Einfluss des Schlingenverschleißes.

Eine Modellierung des elektrolytischen Trogs mit Resektoskop ist auf Basis der Finiten Elemente Methode gelungen. Ein Vergleich mit den gemessenen Ergebnissen ist in Abbildung 82 bis Abbildung 84 und in Tabelle 11 zu sehen. Ein wesentlicher Unterschied zwischen den Ergebnissen besteht in dem Vorhandensein der Plasmaaktivität. Deren Einfluss ist, anders als bei den Messergebnissen, in den Simulationsergebnissen nicht enthalten. Die Simulation der elektromagnetischen Felder zeigt den Einfluss der Geometrieänderung der Schlinge auf das Potential an einem Ort im elektrolytischen Trog. Die Änderung der Potentialverteilung hängt damit im Wesentlichen von der Geometrieänderung der Schlinge in Abhängigkeit der Aktivitätsdauer t_A ab. Die Entwicklung eines Simulationsmodells zur Untersuchung der Temperaturverteilung kann anhand der gewonnenen Ergebnisse aus Kapitel 5 vorgenommen werden. Darauf basierend ist ein 2D achsensymmetrisches Modell entstanden, mit dem die Simulation der Temperatur im Prostatagewebe gelungen ist. Aufgrund der angenommenen Achsensymmetrie ist die simulierte Temperatur in der Spülflüssigkeit größer als in der Realität. In [160] wird bei vergleichbarer Geometrievereinfachung eine Abweichung von bis zu 5 % angegeben. Die verschleißbedingte Reduzierung des Schlingendrahtdurchmessers d_{SD} gilt bei achsensymmetrischer Annahme für den gesamten Schlingendraht, anders als die optischen Untersuchungen zeigen (Kapitel 5.1.1). Der Schlingendrahtdurchmesser bildet in Verbindung mit der ihm einhüllenden Gasschicht die Wärmequelle im Simulationsmodell. Neben dem Einfluss der Größe der Wärmequelle (r_L) sind Untersuchungen des Einflusses von Geweberesten im Bereich der Spülflüssigkeit (Geo1 und Geo2)

und des Volumenstroms der Spülflüssigkeit (v_{in}) Gegenstand der Arbeit. Eine Gegenüberstellung in Abbildung 88 führt zu der Erkenntnis, dass die Variation von v_{in} den geringsten Einfluss auf die mittlere Gewebetemperatur $\overline{\vartheta_p}$ hat. Deren Änderung beträgt bis zu $0,03^\circ\text{C}$ bei einer Änderung von v_{in} um einen Faktor 10. Die mittlere Gewebetemperatur $\overline{\vartheta_p}$ wird durch zu resezierende Gewebereste im Bereich der Spülflüssigkeit (Geo2) beeinflusst. Diese umhüllen die Wärmequelle, wodurch die Spülflüssigkeit die Wärme nicht abtransportieren kann. Dadurch ist $\overline{\vartheta_p}$ um $0,4^\circ\text{C}$ größer als bei den Untersuchungen, bei denen der zu resezierende Geweberest bereits entfernt ist (Geo1). Auch eine geometrische Vergrößerung der Wärmequelle (r_L) führt zu einer höheren mittleren Gewebetemperatur $\overline{\vartheta_p}$. Die größere Übergangsfläche zwischen Wärmequelle und Gewebe ist hierfür die Ursache. Im Umkehrschluss bedeutet dies, dass der Schlingenverschleiß zu einer Reduzierung der Übergangsfläche führt. Aus den Simulationsergebnissen geht ein Unterschied von $0,7^\circ\text{C}$, aus den in dieser Arbeit verwendeten Werten für r_L hervor. Die für $t_W = 4\text{ s}$ maximal erreichte mittlere Gewebetemperatur ist $\overline{\vartheta_p} = 38,04^\circ\text{C}$. Ein für das Gewebe kritischer Wert wird damit nicht erreicht. Diese Erkenntnis sagt jedoch bezüglich des thermischen Verhaltens nicht aus, dass dünne Schlingendrähte zur Geweberesektion besser geeignet sind. Bei gleichbleibenden zu resezierenden Gewebevolumen kann sich bei dünnen Schlingendrähten die Aktivitätsdauer t_A vergrößern, was wiederum die Gefahr birgt, dass die Temperatur $\overline{\vartheta_p}$ ansteigt.

In Bezug auf These 4 konnte ein Zusammenhang zwischen Potentialverteilung und Geometrieänderung festgestellt werden. Um einen Zusammenhang der Geometrieänderung mit der räumlichen Temperaturverteilung herzustellen, wurde die Gewebetemperatur über den Abstand zur Wärmequelle betrachtet. Zu erkennen ist in Abbildung 89, dass der Temperaturgradient für kleine Wärmequellen größer ist. Das heißt, dass die Temperatur mit zunehmenden Abstand zur Wärmequelle stärker sinkt. Dies führt dazu, dass bei der Resektion mit dünnen Drähten kleinere Gewebebereiche hohen Temperaturen ausgesetzt sind. Dieser Sachverhalt nimmt gleichzeitig Bezug zu These 1 und zeigt die medizinische Bedeutung. Der Zusammenhang zwischen der Größe der Wärmequelle r_L , der

Gewebetemperatur ϑ_P in verschiedenen Gewebetiefen Δr und der Wärmeeintragsdauer t_W ist in Abbildung 91 zu sehen. Der Radius der Wärmequelle r_L steht dabei über die Plasmagasschicht im Zusammenhang mit dem Durchmesser des Schlingendrahtes d_{SD} . Die ununterbrochene Wärmeeintragsdauer beträgt nach [172] maximal **6,1 s**. Die Definition der kritischen Temperatur ϑ_k aus Daten aus [133], [134] und [102] zeigt, dass irreversible Gewebeschäden bei $t_W = 4 \text{ s}$ in einer Tiefe von $\Delta r = 1 \text{ mm}$ nicht erreicht werden. Für $t_W = 6,1 \text{ s}$ und $\Delta r = 1 \text{ mm}$ werden irreversible Gewebeschäden bei Wärmequellen mit $r_L = 1 \text{ mm}$ erreicht, jedoch nicht für $r_L = 0,15 \text{ mm}$. In diesem Zusammenhang gilt zu berücksichtigen, dass die Schlinge eine gleichbleibende Position im Gewebe aufweist. Ihre Geschwindigkeit v_s ist gleich Null. Somit stellen die Ergebnisse aus Abbildung 91 eine Extremwertbetrachtung dar. Die Studie in [174] stellt einen Zusammenhang zwischen der Geschwindigkeit der Schlingenbewegung (v_s) und der Koagulationstiefe im Gewebe her. Für die TURP, unter Verwendung einer schlingenförmigen Resektionselektroden, werden dabei **0,9 mm** angegeben. Dabei werden keine unterschiedlichen Schlingengeometrien zu berücksichtigt. Damit stellen die Ergebnisse aus Kapitel 7.2 eine Ergänzung der aktuellen Literatur dar, auch wenn die Ergebnisse auf den in Kapitel 6.2 vorgestellten Komplexitätsreduzierungen basieren. Weitere experimentelle und/oder numerische Untersuchungen zum Wärmeeintrag ins Gewebe sind hier zu Validierung notwendig.

Auf Basis der Messungen zum Schlingenverschleiß und den numerischen Simulationen kann der Einfluss des Schlingenverschleißes auf den Operationsprozess aus elektrothermischer Sicht als neutral bewertet werden. Die Geometrieänderung führt aufgrund größerer Temperaturgradienten zu einer Reduzierung des Wärmeeintrags und zu einer Reduzierung des Gewebebereichs mit hohen Temperaturen. Die erreichten Nutzungsdauern der untersuchten Resektionselektroden liegen selbst bei Resektionselektroden mit Schlingenbruch unter der Isolierung der Stege über den zu erwartenden Nutzungsdauern während einer Operation. Somit gelten alle Resektionselektroden als elektrisch sicher. Offen ist an dieser Stelle die tatsächliche mechanische Sicherheit der Resektionselektroden aufgrund der Querschnittreduzierung des Schlingendrahtes. Ausblickend

gilt es diese zu charakterisieren. In der folgenden Tabelle 12 erfolgt eine Bewertung der im Rahmen dieser Arbeit angewandten Methoden. Die Gegenüberstellung dient zur Überprüfung der Tauglichkeit der Methoden zur Untersuchung des Schlingenverschleißes. Grundlage ist eine Bewertung der jeweiligen Methode anhand der Schlussfolgerungen aus den Ergebnissen mit gut (++), mittel (+) und schlecht (-).

Tabelle 12: Bewertung der Methoden und deren Ergebnisse zur Untersuchung des Schlingenverschleißes bei der transurethralen Resektion der Prostata

Methoden/ Ergebnis	Bewertung	Schlussfolgerung mit Bezug zum Zusammenhang zwischen Methoden und Thesen
Analyse der Schlingen- geometrie	++	Die verschleißbedingte Geometrieänderung der Schlingen konnte nachgewiesen werden, bei bekannten Abbildungsmaßstab kann der Verschleißgrad direkt in den Bildaufnahmen der Schlingen bestimmt werden
	++	Der nichtgleichmäßige Materialabtrag an den Schlingen wurde bei allen Resektionselektroden erkannt und stellt sich als Merkmal heraus
	-	Schlingenbrüche im inneren der Isolierung der Stege werden nicht erkannt
	++	Die Methode zur optischen Analyse der Schlingengeometrie kann unter Verwendung der bereits bestehenden endoskopischen Geräte in-situ erfolgen
Analyse der Potential- verteilung im Trog mit ei- nem Einzel- elektroden- system	++	Die 3D-Potentialmessung kann mit bis zu 5 mm Abstand zur Schlinge erfolgen, die Schrittweiten können an den Interessensbereich angepasst werden
	+	Der Einfluss des Schlingenverschleißes kann bei aktivem Plasma ex-situ gemessen werden, Der Messeffekt hängt jedoch vom Bereich des größten Materialabtrags mit Bezug zur Position der Messelektrode ab

	-	Die Potentialmessung im Trog kann auf Basis der in dieser Arbeit verwendeten Versuchsumgebung nicht in-situ erfolgen
Analyse der Generatorausgangsgrößen	++	Der Einfluss des Schlingenverschleißes kann bei aktivem Plasma in-situ gemessen werden
	-	Die Ausgangsleistung ändert sich mit dem Schlingenverschleiß um +1,4 % bzw. -3,4 %
	-	Es ist keine allgemeine Aussage über die Abhängigkeit der ESU-Ausgangsgrößen von Schlingenverschleiß aufgrund unterschiedlicher ESU-Architekturen möglich
Analyse der Schlingenimpedanz	++	Der Einfluss des Schlingenverschleißes kann bei inaktivem Plasma in-situ gemessen werden.
	++	Die untersuchten Schlingen weisen in der ersten Phase der Aktivitätsdauer eine im Durchschnitt um 4 % sinkende und in der zweiten Phase eine um 10 % steigende Impedanz auf.
	++	Schlingenbrüche im inneren der Isolierung der Stege können auf Basis eines definierten Wertebereiches für die gemessenen Impedanzen erkannt werden.
	-	Das Merkmal des ungleichmäßigen Materialabtrags spiegelt sich nicht in den Ergebnissen der Impedanzmessung wider.
Analysen durch Simulation der Potential- und Temperaturverteilung	++	Die Komplexitätsreduzierung der Simulationsmodelle ist auf Basis der Messergebnisse der experimentellen Methoden gelungen.
	++	Die Simulation der Potentialverteilung bestätigt, dass die Geometrieänderung der Schlinge Ursache für die Änderung der Potentialverteilung ist.
	++	Die Simulation der Temperaturverteilung ermöglicht einen Vergleich verschiedener Einflussgrößen auf die Gewebetemperatur mit dem Einfluss des Schlingenverschleißes.
	++	Die Ergebnisse der Temperatursimulation zeigen, dass keine verschleißbedingte Gewebetemperaturänderung zu erwarten ist.
	-	Die Simulationsmodelle bilden nicht das dynamische Verhalten des chirurgischen Prozesses nach.

9 Zusammenfassung

Die transurethrale Resektion der Prostata (TURP) stellt den Goldstandard zur elektrochirurgischen Behandlung der gutartigen Vergrößerung der Prostata (BPH) dar. Sie bildet mit über 55% den größten Anteil der chirurgischen Prostatabehandlungen. In einen Zusammenhang mit sehr selten auftretenden Komplikationen während der Operation, verursacht durch die Chirurgiegeräte, werden auch gebrochene Resektionsschlingen gebracht. Diese können zu weiteren Behandlungen führen und damit auch die Operationsdauer verlängern. Die Relevanz der Arbeit resultiert aus dem Wunsch diese Art Komplikationen noch weiter zu reduzieren. Der Stand der Technik betrachtet hierbei den Schlingenverschleiß aus Sicht der medizinischen Anwendung oder aus Sicht der Materialanalyse. Darüber hinaus wird der Schlingenverschleiß in der Literatur zur Prostataresektion aus technischer Sicht vereinzelt als Einflussgröße auf den chirurgischen Prozess genannt, ohne, dass genauer darauf eingegangen wird. Die angewandten Methoden basieren dabei unter anderem auf optischen Analysen an Elektrodenoberflächen zur Untersuchung von Erosionsvorgängen als Verschleißursache, sowie der Messung elektrischer Größen, bei denen der Verschleiß als Einflussgröße genannt wird, oder daraus abgeleitet werden kann. Offen bleiben dabei auch die Fragen wie sich verschleißbedingte Geometrieänderungen an Resektionsschlingen äußern und ob diese Ursache für gebrochene Schlingen während der Operation sind. Offen ist ebenfalls, inwieweit verschleißbedingte Geometrieänderungen zu einem wesentlichen Einfluss auf eine Potentialverteilung in einem elektrolytischen Trog führen, oder die Ausgangssignale der Chirurgiegeneratoren und damit die Ausgangsleistung beeinflusst werden. Von besonderer Bedeutung ist jedoch die Frage, ob eine Impedanzmessung an Resektionsschlingen in-situ zur Schlingenzustandsanalyse möglich ist und diese die Geometrieänderung der Resektionsschlingen widerspiegelt. Aufgrund des

elektrothermischen Übergangs zwischen Schlinge und Gewebe weist die Temperaturverteilung im Prostatagewebe eine Abhängigkeit von der Elektrodengeometrie auf. Offen ist, inwieweit sich die Temperaturverteilung mit der verschleißbedingten Geometrieänderung der Resektionsschlinge ändert.

Zur Klärung dieser Fragen wird ein Lösungsansatz entwickelt, der unter anderen auf 4 experimentellen Methoden zur Charakterisierung des Schlingenverschleißes basiert. Hierbei erfolgt eine Klassifizierung in ex-situ und in-situ Methoden. Die ex-situ Charakterisierung wird durch optische Analysen bei nichtaktivem Plasma und durch Potentialmessungen nahe der Resektionsschlinge im elektrolytischen Trog bei aktivem Plasma realisiert. Die in-situ Charakterisierung erfolgt durch die Messung der Generatorausgangssignale bei aktivem Plasma und der Impedanzmessung bei inaktivem Plasma, jeweils unter Laborbedingungen ohne Einfluss biologischen Gewebes. Die Ergebnisse der einzelnen Methoden, angewandt an bis zu 23 Resektionsschlingen, stehen dabei durch die jeweils erreichten Nutzungsdauern untereinander im Zusammenhang. Auf Basis der Gesamtheit der experimentell ermittelten Ergebnisse kann der Verschleiß der Resektionsschlingen zwar allgemein charakterisiert werden, es stehen jedoch keine, oder nur begrenzte Informationen über eine verschleißbedingte Änderung des Leistungseintrags ins Prostatagewebe zur Verfügung. Diese Informationen werden, aufbauend auf den Ergebnissen der Charakterisierung des Schlingenverschleißes, durch die Anwendung der Finiten Elemente Methoden zur Simulation der Potential- und Temperaturverteilung im Gewebe gewonnen. Dieser Lösungsansatz stellt das Alleinstellungsmerkmal der Arbeit dar.

Aus der Anwendung des Lösungsansatzes folgt, dass der Schlingenverschleiß sich mit voranschreitender Aktivitätsdauer des Plasmas durch eine zunehmende Anzahl an Krater auf der Schlingendrahtoberfläche äußert. Diese stehen mit den Erosionsvorgängen in Zusammenhang. Alle verschleißbedingten Schlingenbrüche erfolgen erst nach Überschreiten einer Schwellwertzeit von **3960 s**. Diese resultiert aus einem im Rahmen dieser Arbeit festgelegten Nutzungszykluses. Damit gelten alle untersuchten Resektionselektroden für eine durchschnittliche Nutzungsdauer von **1980 s** während einer Operation als elektrisch sicher und mechanisch stabil.

Mit den optischen Analysen ist es erstmals gelungen Veränderungen an der Schlingendrahtoberfläche an Resektionselektroden zur TURP in der ersten Phase der Nutzung in Zusammenhang mit der Nutzungsdauer zu dokumentieren. Der Verschleiß äußert sich hier durch einen Übergang von einer glänzenden glatten Oberfläche im Neuzustand zu einer matten rauen Oberfläche. Dieser Vorgang ist nach bis zu **280 s** abgeschlossen. Mit voranschreitenden Erosionsvorgängen konnte die Reduzierung des Schlingendrahtdurchmessers in der zweiten Phase gemessen und ausgewertet werden. Charakteristisch ist, dass der Materialabtrag hierbei im sichtbaren Teil der Schlinge mit zunehmendem Verschleiß ungleichmäßig erfolgt. Es bildet sich ab einer Nutzungsdauer von ca. **1000 s** ein Bereich aus, in dem der Schlingenverschleiß schneller voranschreitet und der Schlingenbruch stattfindet, was zu einer theoretisch maximal möglichen Nutzungsdauer führt. Diese Art Schlingenbruch wurde bei 20 von 23 untersuchten Resektionselektroden festgestellt. Mit den optischen Untersuchungen nicht erkannt wurden jedoch Schlingendrahtbrüche im Bereich unter der Isolierung der Stege, welche an 3 der 23 Resektionselektroden aufgetreten sind. Mögliche Ursachen dieser Schlingenbrüche sowie diese Art Schlingenbruch selbst sind in der Literatur unzureichend behandelt. Die optischen Untersuchungen wurden Aufgrund ihrer Versuchsumgebung im Rahmen dieser Arbeit den ex-situ Methoden zugeordnet. Eine in-situ Anwendung ist möglich und auch zielführend, wenn die Bildauswertung zur Bestimmung des Schlingendrahtdurchmessers in die endoskopischen Systeme der Chirurgiegeräte zur TURP implementiert wird.

Mit der Messung der 3D-Potentialverteilung und der der Ausgangssignale des chirurgischen Generators ist es gelungen den Schlingenverschleiß bei aktivem Plasma ex-situ und in-situ während des Verschleißprozesses zu messen. Der elektrolytische Trog, in dem die Potentialmessung stattfindet, stellt ein in seiner Komplexität reduziertes Modell der Prostata dar. Die gemessene 3D-Potentialverteilung zeigt die Abhängigkeit der Feldverteilung von der Schlingengeometrie. Für Messungen im Bereich mit geringem Materialabtrag sind die verschleißbedingten Spannungsänderungen an exponierter Stelle kleiner **2,8 %** und kleiner **10 %** für Bereiche mit größten Materialabtrag. Charakteristische Merkmale des Schlingenverschleißes lassen sich auf Basis der Potentialmessung

im Trog mit Kenntnissen über die Position des Bereiches mit größten Materialabtrag bestimmen, welche nicht vorhergesagt werden können. Alternativ ist eine Anwendung eines Messaufbaus mit mehreren Messelektroden vorstellbar, der jedoch im Widerspruch mit einem minimalen Einfluss der Messelektroden auf die Potentialverteilung bei kleinen Abständen steht. Die isotonische Kochsalzlösung im Trog, die Resektionsschlinge mit Plasmagassicht sowie die Plasmaaktivität mit nichtlinearem Einfluss stellen den Lastwiderstand am Chirurgiegenerator dar. Mit zunehmendem Verschleiß ändern sich die Ausgangsspannungen, die Ausgangsströme und die daraus berechneten Ausgangsleistungen. An zwei unterschiedlichen Chirurgiegeneratoren beobachtet und in Gegenüberstellung dokumentiert werden konnten gegenläufige verschleißbedingte Änderung der Ausgangsleistungen im Trend. Gemessen wurden jeweils $+1,4\%$ bzw. $-3,1\%$. Somit hängt die Charakterisierung des Schlingenverschleißes von den zugrundeliegenden, im Rahmen der Arbeit jedoch unbekannten Generatorarchitekturen ab, ohne dass dabei eine Aussage über die Art des Schlingenbruchs oder über den Bereich des größten Materialabtrags an der Resektionsschlinge gemacht werden kann. Das für die Simulation der Temperaturverteilung relevante Ergebnis ist, dass kein wesentlicher Anstieg der Generatorausgangsleistung aufgrund des Schlingenverschleißes zu erwarten ist. Die Potentialmessung im Trog und die Messung der Generatorausgangsgrößen liefern somit für die Entwicklung der Modelle zur Simulation der Potential- und Temperaturverteilung wichtige Ergebnisse.

Die theoretische Grundlage zur Messung der Schlingenimpedanz kann aus der Theorie der Leitfähigkeitsmesszelle abgeleitet werden. Die zu messende Impedanz steht im formalen Zusammenhang mit der Leitfähigkeit der isotonischen Kochsalzlösung und den geometrischen Gegebenheiten der Versuchseinrichtung einschließlich der verschleißbedingten Geometrieänderung der Resektionsschlinge. In das Ergebnis der Impedanzmessung gehen sowohl Veränderungen aus dem sichtbaren Bereich der Schlinge und Veränderungen an verdeckten Komponenten wie den Zuleitungen zur Aktivelektrode innerhalb der Stege der Resektionselektroden ein. In diesem Punkt unterscheidet sich die Methode auf Basis der Impedanzmessung von der Methode auf Basis der optischen Un-

tersuchungen. Die Impedanzmessung ermöglicht damit einen Informationsgewinn zur Charakterisierung des Schlingenverschleißes bei inaktivem Plasma. Gemessen wurden sinkende Impedanzwerte in der ersten 280 s des Verschleißes im Durchschnitt von bis zu 4,2 %. Diese stehen im direkten Zusammenhang mit der zunehmenden Kraterbildung und einer damit größer werdenden Elektrodenoberfläche, welche nach einer rechnerischen Abschätzung 4 % beträgt. Mit dem voranschreitenden Materialabtrag und dem damit dünner werdenden Schlingendraht resultiert eine kleiner werdende Elektrodenoberfläche und eine Abstandsvergrößerung zwischen Aktiv- und Gegenelektrode (Schlinge und Resektoskop). Dies führt zu einer im Durchschnitt um bis zu 10 % steigenden Impedanz in Abhängigkeit der Aktivitätsdauer. Weitere Auswertungen der Ergebnisse zeigen, dass der nicht gleichmäßige Verschleiß entlang der Schlinge keinen Einfluss auf die gemessene Impedanz hat. Einfluss haben jedoch Schlingendrahtbrüche im Bereich im inneren der Isolierung der Stege. Es ist gelungen die 3 Resektionselektroden, die diese Art Schlingenbruch aufweisen, von den restlichen Resektionselektroden anhand ihrer zeitlichen Impedanzverläufe zu unterscheiden. Hiermit ist es auch gelungen die Geometrieänderung im sichtbaren Bereich der Schlinge auf Basis der optischen Untersuchungen und durch die Impedanzmessung zu charakterisieren sowie die fehlenden Informationen über Schlingenbrüche in nicht sichtbaren Bereichen zu ergänzen und zu dokumentieren. Somit liefert eine kombinierte Anwendung der makroskopischen Untersuchungen des Schlingendrahtes mit der Impedanzmessung redundante und sich ergänzende Informationen zur Charakterisierung des Schlingenverschleißes. In weiterführenden Studien, in denen dieser Ansatz verfolgt wird, gilt auch der Einfluss von Gewebeanhaftungen an der Resektionsschlinge, welche, während einer Operation auftreten können und hier nicht berücksichtigt wurden, zu überprüfen.

Die Komplexitätsreduzierungen der Simulationsmodelle, basierend auf der Charakterisierung des Schlingenverschleißes durch die experimentellen Untersuchungen, führen zu unterschiedlichen Interessensbereichen und damit zu unterschiedlichen Modellgeometrien zur Simulation der Potential- bzw. der Temperaturverteilung. Auf Basis der Ergebnisse der optischen Untersuchungen

ist es erstmals gelungen die makroskopische verschleißbedingte Geometrieänderung der Resektionsschlinge realitätsnah in einem 3D-Modell zur Simulation der Potentialverteilung umzusetzen. Vernachlässigt werden dabei jedoch die plasmabedingte Kraterbildung auf der Schlingendrahtoberfläche sowie die Plasmagasschicht während der Schneidphase. Es findet eine Gegenüberstellung der simulierten Potentialverteilung mit der gemessenen Potentialverteilung statt. Die verschleißbedingte Änderung des simulierten Potentials an exponierter Stelle beträgt 13,2 %, ohne Einfluss der Plasmaaktivität. Dem gegenüber stehen die an zwei Resektionselektroden gemessene Potentialänderungen von 9,8 % bzw. 12,8 %, jeweils zusätzlich mit Einfluss der Plasmaaktivität. Aus den Ergebnissen lässt sich ableiten, dass die Geometrie der Plasmagasschicht, die maßgeblich an der Potentialverteilung im Trog beteiligt ist, auch vom Schlingenverschleiß abhängt.

Die Simulation der Temperaturverteilung erfolgt unter 2D-achsensymmetrischer Annahme in Bereich des größten Materialabtrags der Schlinge. Nicht berücksichtigt werden die aus der Literatur bekannten Einflüsse einer bewegten Wärmequelle im Prostatagewebe. Somit entsprechen die Ergebnisse dieser Arbeit einer Extremwertbetrachtung, bei der die Resektionsschlinge eine statische Position im Prostatagewebe aufweist. Die Wärmequelle im Modell entspricht der Vorgabe einer Temperatur von 150 °C an der Grenzschicht zwischen Plasmagasschicht und Gewebe bzw. Spülflüssigkeit. Diese Komplexitätsreduzierung basiert auf Literaturwerten, Ergebnissen aus den optischen Untersuchungen, der Potentialmessung im Trog sowie der Messung der Generatorausgangsleistung. Von Bedeutung sind zur Beurteilung irreversibler thermischer Gewebeschäden die mittlere Gewebetemperatur sowie die Temperaturverteilung nahe der Wärmequelle. Diese treten, nach der bei der TURP durchschnittlichen Wärmeeintragsdauer von 4 s, ab ca. 62 °C auf. Im Rahmen der Arbeit konnte gezeigt werden, dass die nach 4 s Wärmeeintrag maximal erreichte mittlere Gewebetemperatur ohne Einfluss des Schlingenverschleißes 38,03 °C beträgt. Die mittlere Gewebetemperatur steigt aufgrund des Schlingenverschleißes um 0,7 °C weniger stark an, was auf die kleine Wärmeeintragsfläche zurückzuführen ist. Des Weiteren konnte gezeigt werden, dass die Temperaturverteilung nahe der

Wärmequelle mit zunehmendem Abstand unter Einfluss des Schlingenverschleißes schneller sinkt als ohne Verschleißeinfluss. Ein wichtiges Ergebnis ist dabei, dass die für die Blutstillung während der Operation notwendigen koagulierten Gewebeareale vom Schlingenverschleiß abhängen. Kompensieren lässt sich dieser Einfluss durch eine längere Wärmeeintragsdauer, mit der die Temperatur im Gewebe nahe der Wärmequelle ansteigt. Ein Transfer dieser Ergebnisse auf bewegte Wärmequellen führt zu der Schlussfolgerung, dass die Schnittgeschwindigkeit an die Größe der Wärmequelle anzupassen ist, um Einfluss auf zu koagulierende Gewebeareale zu nehmen. Zur Untersuchung dieser Zusammenhänge sind weiterführende Studien notwendig. Im Allgemeinen erweisen sich alle vier der experimentellen Methoden zur Untersuchung des Schlingenverschleißes als zielführend. Besonders hervorheben kann sich jedoch die Kombination der optischen Untersuchungen mit der Impedanzmessung.

A. Anhang

In Tabelle A. 1 sind die in [72] gemessenen Schlingenimpedanzen Z der Elektroden 1 bis 5 sowie die dazu gehörenden Aktivierungsdauern t aufgetragen. Die Aktivierungsdauern t in Tabelle A. 1 sind kumulierte Werte der in [72] gemachten Angaben.

A. 1: Auflistung der aus [72] entnommenen Werte zur Darstellung des Schlingenwiderstandes in Abbildung 12.

Elektrode 1		Elektrode 2		Elektrode 3		Elektrode 4		Elektrode 5	
t/s	Z/Ω	t/s	Z/Ω	t/s	Z/Ω	t/s	Z/Ω	t/s	Z/Ω
0	0,5	0	0,6	0	0,6	0	0,5	0	0,6
63	0,5	84	2,5	12	0,6	62	1,5	20	0,6
123	0,5	150	6,1	32	0,7	90	1,8	30	0,6
198	0,6	192	115	62	0,9	100	13,8	60	0,6
288	2,4			80	1,5			80	0,6
338	0,7			101	2,8			95	0,8
393	4,8							105	1

In der folgenden Tabelle sind die Werte der Bauteile aus Abbildung 34 aufgelistet. Die aus den Werten berechnete Impedanz ist in Abbildung 35 rot dargestellt.

A. 2: Bauteilparameter des elektrischen Ersatzmodells zur Gegenüberstellung eines berechneten Impedanzverlaufes mit einem gemessenen Impedanzverlauf eines Resektoskopes in isotonischer Kochsalzlösung

Bauteil	Wert
R_1	$6\ \Omega$
R_2	$100\ \Omega$
R_3	$47,856\ \Omega$
R_4	$2\ \Omega$
C_1	$1,1\ \mu F$
C_2	$1,65\ \mu F$
C_3	$65\ pF$
L	$305\ nH$

Eine Zuordnung der ESU-Hersteller zu den in dieser Arbeit verwendeten Resektionselektroden erfolgt in folgender Tabelle.

A. 3: Zuordnung der Elektrodenhersteller zu den ESU-Hersteller

Gerät	ESU		Resektionselektrode	
	Hersteller		Hersteller	
	A	B	A	B
E01 - E13, E21 - E23	X		X	
E14	X			X
E15-E20		X		X

Literaturverzeichnis

- [1] R. Kramme, *Medizintechnik: Verfahren - Systeme - Informationsverarbeitung*, 5. Aufl. Berlin: Springer, 2017.
- [2] D. S. Schöb, A. C. Reichelt, A. J. Gross, D. Abt, A. Miernik und C. Gratzke, „Neue operative Techniken zur Therapie des benignen Prostatasyndroms“, *Der Urologe*, Nr. 3, S. 347–358, 2020, doi: 10.1007/s00120-020-01149-1.
- [3] Statistisches Bundesamt, „Fallpauschalenbezogene Krankenhausstatistik (DRG-Statistik), Diagnosen und Prozeduren der vollstationären Patienten und Patientinnen in Krankenhäusern“ Art. Nr.: 2120640067004, 2006. [Online]. Verfügbar unter: <https://www.statistischebibliothek.de>.
- [4] Statistisches Bundesamt, „Fallpauschalenbezogene Krankenhausstatistik (DRG-Statistik), Diagnosen und Prozeduren der vollstationären Patienten und Patientinnen in Krankenhäusern“ Art. Nr.: 2120640077004, 2007. [Online]. Verfügbar unter: <https://www.statistischebibliothek.de>.
- [5] Statistisches Bundesamt, „Fallpauschalenbezogene Krankenhausstatistik (DRG-Statistik), Diagnosen und Prozeduren der vollstationären Patienten und Patientinnen in Krankenhäusern“ Art. Nr.: 2120640087004, 2008. [Online]. Verfügbar unter: <https://www.statistischebibliothek.de>.
- [6] Statistisches Bundesamt, „Fallpauschalenbezogene Krankenhausstatistik (DRG-Statistik), Diagnosen und Prozeduren der vollstationären Patienten und Patientinnen in Krankenhäusern“ Art. Nr.: 2120640097004, 2009. [Online]. Verfügbar unter: <https://www.statistischebibliothek.de>.
- [7] Statistisches Bundesamt, „Fallpauschalenbezogene Krankenhausstatistik (DRG-Statistik), Diagnosen, Prozeduren, Fallpauschalen und Case Mix der vollstationären Patientinnen und Patienten in Krankenhäusern“ Art.

- Nr.: 2120640107004, 2010. [Online]. Verfügbar unter: <https://www.statistischebibliothek.de>.
- [8] Statistisches Bundesamt, „Fallpauschalenbezogene Krankenhausstatistik (DRG-Statistik), Diagnosen, Prozeduren, Fallpauschalen und Case Mix der vollstationären Patientinnen und Patienten in Krankenhäusern“ Art. Nr.: 2120640117005, 2011. [Online]. Verfügbar unter: <https://www.statistischebibliothek.de>.
- [9] Statistisches Bundesamt, „Fallpauschalenbezogene Krankenhausstatistik (DRG-Statistik), Diagnosen, Prozeduren, Fallpauschalen und Case Mix der vollstationären Patientinnen und Patienten in Krankenhäusern“ Art. Nr.: 2120640127004, 2012. [Online]. Verfügbar unter: <https://www.statistischebibliothek.de>.
- [10] Statistisches Bundesamt, „Fallpauschalenbezogene Krankenhausstatistik (DRG-Statistik), Diagnosen, Prozeduren, Fallpauschalen und Case Mix der vollstationären Patientinnen und Patienten in Krankenhäusern“ Art. Nr.: 2120640137004, 2013. [Online]. Verfügbar unter: <https://www.statistischebibliothek.de>.
- [11] Statistisches Bundesamt, „Fallpauschalenbezogene Krankenhausstatistik (DRG-Statistik), Diagnosen, Prozeduren, Fallpauschalen und Case Mix der vollstationären Patientinnen und Patienten in Krankenhäusern“ Art. Nr.: 2120640147004, 2014. [Online]. Verfügbar unter: <https://www.statistischebibliothek.de>.
- [12] Statistisches Bundesamt, „Fallpauschalenbezogene Krankenhausstatistik (DRG-Statistik), Diagnosen, Prozeduren, Fallpauschalen und Case Mix der vollstationären Patientinnen und Patienten in Krankenhäusern“ Art. Nr.: 2120640167004, 2015. [Online]. Verfügbar unter: <https://www.statistischebibliothek.de>.
- [13] A. Cleves, H. Morgan, R. Poole und G. Carolan-Rees, „The TURis system for transurethral resection of the prostate“. [Online]. Verfügbar unter: <https://www.nice.org.uk/guidance/mtg23/documents/supporting-documentation>. Zugriff am: 7. Februar 2021.

-
- [14] G. Flachenecker und K. Fastenmeier, „Die transurethrale Prostataresektion mit Hochfrequenzströmen aus elektrotechnischer Sicht“, *Urologe A* 15, 167–172, 1976.
- [15] R. Hofmann, *Endoskopische Urologie: Atlas und Lehrbuch*. Berlin, Heidelberg: Springer Medizin Verlag Heidelberg, 2005.
- [16] R. B. Sabnis, S. K. Patwardhan und A. P. Ganpule, *Urology Instrumentation: A Comprehensive Guide*, 1. Aufl. Jaypee Brothers Medical Publisher (P) Ltd., 2016.
- [17] P. Faul und K. Fastenmeier, „Die Rolle des Gleitmittels bei der transurethralen Elektroresektion“, *Der Urologe*, Nr. 3, S. 326–330, 2008, doi: 10.1007/s00120-007-1565-5.
- [18] J. Rassweiler, M. Schulze, C. Stock, D. Teber und J. de La Rosette, „Bipolar transurethral resection of the prostate-technical modifications and early clinical experience“, *Minimally Invasive Therapy and Allied Technologies*, Nr. 1, S. 11–21, 2007, doi: 10.1080/13645700601159410.
- [19] Günter Bissinger Medizintechnik GmbH, Hg., „Plasmaloop: True Bipolar Resectoskope“. Plasmaloop 11/2019 BRO-008, 2019.
- [20] Karl Storz Se & Co.KG, Hg., „Ihre Revolution des transurethralen Behandlungskonzepts“. 96132013 URO 29 19.2 10/2017/EW-D, Karl Storz, 2017.
- [21] C. D. Lennox und S. F. Moreci, „Electro-surgical tissue removal“, EP1002501 B1, Mai 24, 2000.
- [22] F. Anderhuber, F. Pera und J. Streicher, *Waldeyer - Anatomie des Menschen: Lehrbuch und Atlas in einem Band*, 19. Aufl. Berlin/Boston: Walter de Gruyter GmbH Co.KG, 2012.
- [23] S. Schunk, „Einflussfaktoren auf R+Raten bei radikaler roboterassistierter Prostatektomie“, Medizinische Fakultät, 2014.
- [24] J. Thüroff, „Operative Anatomie der Prostata“ in *Die Urologie*, M. S. Michel, J. W. Thüroff, G. Janetschek und M. Wirth, Hg., Berlin, Heidelberg: Springer Berlin Heidelberg, 2016, S. 1119–1131, doi: 10.1007/978-3-642-39940-4_132.
- [25] J. E. McNeal, „The zonal anatomy of the prostate“, *Prostate*, Nr. 1, S. 35–49, 1981, doi: 10.1002/pros.2990020105.
-

- [26] L. Aaron, O. E. Franco und S. W. Hayward, „Review of Prostate Anatomy and Embryology and the Etiology of Benign Prostatic Hyperplasia“, *The Urologic clinics of North America*, Nr. 3, S. 279–288, 2016, doi: 10.1016/j.ucl.2016.04.012.
- [27] O. S. Lowsley, „The development of the human prostate gland with reference to the development of other structures at the neck of the urinary bladder“, *Am. J. Anat.*, Nr. 3, S. 299–349, 1912, doi: 10.1002/aja.1000130303.
- [28] R. Berges *et al.*, „Diagnostik und Differenzialdiagnostik des benignen Prostatasyndroms (BPS): Leitlinien der Deutschen Urologen“, *Der Urologe. Ausg. A*, Nr. 11, 1356-60, 1362-4, 2009, doi: 10.1007/s00120-009-2066-5.
- [29] M. Oelke *et al.*, „EAU guidelines on the treatment and follow-up of non-neurogenic male lower urinary tract symptoms including benign prostatic obstruction“, *European urology*, Nr. 1, S. 118–140, 2013, doi: 10.1016/j.eururo.2013.03.004.
- [30] M. Margreiter und S. Shariat, „Benigne Prostatahyperplasie (BPH) und benignes Prostatasyndrom (BPS)“ in *Die Urologie*, M. S. Michel, J. W. Thüroff, G. Janetschek und M. Wirth, Hg., Berlin, Heidelberg: Springer Berlin Heidelberg, 2016, S. 1279–1288, doi: 10.1007/978-3-642-39940-4_138.
- [31] J. Rassweiler, D. Teber, R. Kuntz und R. Hofmann, „Complications of transurethral resection of the prostate (TURP)-incidence, management, and prevention“, *European urology*, Nr. 5, 969-980, 2006, doi: 10.1016/j.eururo.2005.12.042.
- [32] C. Knopf, *Methodik zur Analyse der elektrischen Feldverteilung und thermischer Vorgänge bei der bipolaren transurethralen Resektion*, 1. Aufl. Aachen: Shaker, 2014.
- [33] G. H. Tan *et al.*, „Urethral strictures after bipolar transurethral resection of prostate may be linked to slow resection rate“, *Investigative and clinical urology*, Nr. 3, S. 186–191, 2017, doi: 10.4111/icu.2017.58.3.186.
- [34] Y. Tang *et al.*, „Bipolar transurethral resection versus monopolar transurethral resection for benign prostatic hypertrophy: a systematic review

-
- and meta-analysis“, *Journal of endourology*, Nr. 9, S. 1107–1114, 2014, doi: 10.1089/end.2014.0188.
- [35] C. Mamoulakis, D. T. Ubbink und J. J. M. C. H. de La Rosette, „Bipolar versus monopolar transurethral resection of the prostate: a systematic review and meta-analysis of randomized controlled trials“, *European urology*, Nr. 5, S. 798–809, 2009, doi: 10.1016/j.eururo.2009.06.037.
- [36] J.-N. Cornu *et al.*, „A Systematic Review and Meta-analysis of Functional Outcomes and Complications Following Transurethral Procedures for Lower Urinary Tract Symptoms Resulting from Benign Prostatic Obstruction: An Update“, *European urology*, Nr. 6, S. 1066–1096, 2015, doi: 10.1016/j.eururo.2014.06.017.
- [37] Y. Lin, B. Liu und L. Xie, „Bipolar button-electrode plasma vaporization of the prostate: An effective option for patients with post-brachytherapy retention“, *Experimental and therapeutic medicine*, Nr. 4, S. 1309–1310, 2015, doi: 10.3892/etm.2015.2671.
- [38] J. Blandy, R. G. Notley und J. M. Reynard, *Transurethral Resection*. New York: CRC Press, 2004.
- [39] W. Schlegel, C. P. Karger und O. Jäkel, Hg., *Medizinische Physik: Grundlagen - Bildgebung - Therapie - Technik*. Berlin, Heidelberg: Springer Berlin Heidelberg, 2018.
- [40] S. Schreiner, J. D. Bronzino und D. R. Peterson, *Medical Instruments and Devices*. CRC Press, 2015.
- [41] Clemens Schneider, „Experimentelle Untersuchungen zum Blasensieden bei unterkühlten Strömungen“, Fakultät für Maschinenwesen, 9. Okt. 2014.
- [42] R. Maurus, „Bestimmung des Blasenverhaltens beim unterkühlten Strömungssieden mit der digitalen Bildfolgenanalyse“, Lehrstuhl für Thermodynamik, 7. Nov. 2002.
- [43] R. Steinhoff, *Kondensation und Verdampfung an strukturierten Rohren*. Wiesbaden: Springer Fachmedien Wiesbaden, 2015.
- [44] K. T. Witte, „Experimentelle Untersuchungen zum Sieden in Metallfaserstrukturen im Bereich niederer Drücke“, Fachbereich Maschinenbau.
-

- [45] P. Stephan, K. Schaber, K. Stephan und F. Mayinger, *Thermodynamik*. Berlin, Heidelberg: Springer Berlin Heidelberg, 2013.
- [46] J. Woloszko, K. R. Stalder und I. G. Brown, „Plasma characteristics of repetitively-pulsed electrical discharges in saline solutions used for surgical procedures“, *IEEE Trans. Plasma Sci.*, Nr. 3, S. 1376–1383, 2002, doi: 10.1109/TPS.2002.801612.
- [47] K. R. Stalder, T. P. Ryan, J. Gaspreles und J. Woloszko, „The differing behavior of electrosurgical devices made of various electrode materials operating under plasma conditions“ in *SPIE BiOS*, San Francisco, California, United States, 2015, S. 932607, doi: 10.1117/12.2082740.
- [48] A. Philipp und W. Lauterborn, „Cavitation erosion by single laser-produced bubbles“, *J. Fluid Mech.*, S. 75–116, 1998, doi: 10.1017/S0022112098008738.
- [49] J.-S. Chan und I. Maezono, „The electrode surface temperature profile in a corona discharge“, *J. Phys. D: Appl. Phys.*, Nr. 6, S. 1023–1024, 1988, doi: 10.1088/0022-3727/21/6/027.
- [50] A. B. Parker, D. E. Poole und J. F. Perkins, „The measurement of electrode surface temperature and its role in the recovery of high-current spark gaps“, *Br. J. Appl. Phys.*, Nr. 6, S. 851–855, 1965, doi: 10.1088/0508-3443/16/6/311.
- [51] R. Ko, A. H. H. Tan, B. H. Chew, P. E. Rowe und H. Razvi, „Comparison of the thermal and histopathological effects of bipolar and monopolar electrosurgical resection of the prostate in a canine model“ (eng), *BJU international*, Nr. 9, S. 1314–1317, 2010, doi: 10.1111/j.1464-410X.2009.08907.x.
- [52] L. Schaper, W. G. Graham und K. R. Stalder, „Vapour layer formation by electrical discharges through electrically conducting liquids—modelling and experiment“, *Plasma Sources Sci. Technol.*, Nr. 3, 2011, doi: 10.1088/0963-0252/20/3/034003.
- [53] M. H. Niemz, *Laser-Tissue Interactions: Fundamentals and Applications*. Berlin, Heidelberg: Springer, 2002.
- [54] M. M. Jawad, S. T. Abdul Qader, A. Zaidan, B. B. Zaidan und Naji, A.W. and Abdul Qader, I.T., „An Overview of Laser Principle, Laser-

-
- Tissue Interaction Mechanisms and Laser Safety Precautions for Medical Laser Users“, *International Journal of Pharmacology*, Nr. 7, S. 149–160, 2011, doi: 10.3923/ijp.2011.149.160.
- [55] U. Stroth, *Plasmaphysik: Phänomene, Grundlagen und Anwendungen*, 2. Aufl. Berlin: Springer Spektrum, 2018. [Online]. Verfügbar unter: <http://dx.doi.org/10.1007/978-3-662-55236-0>
- [56] G. Lei und Z. Yuantao, „A Simple Model for the Calculation of Plasma Impedance in Atmospheric Radio Frequency Discharges“, *Plasma Science and Technology*, Nr. 10, S. 924–929, 2014, doi: 10.1088/1009-0630/16/10/05.
- [57] D. Okano, „Simple method of determining plasma impedance of streamer discharge in atmospheric air“, *The Review of scientific instruments*, Nr. 12, S. 123502, 2011, doi: 10.1063/1.3665098.
- [58] W. An, K. Baumung und H. Bluhm, „Underwater streamer propagation analyzed from detailed measurements of pressure release“, *Journal of Applied Physics*, Nr. 5, S. 53302, 2007, doi: 10.1063/1.2437675.
- [59] J. E. Foster, „Plasma-based water purification: Challenges and prospects for the future“, *Physics of Plasmas*, Jg. 24, Nr. 5, S. 55501, 2017, doi: 10.1063/1.4977921.
- [60] H. M. Jones und E. E. Kunhardt, „Pulsed dielectric breakdown of pressurized water and salt solutions“, *Journal of Applied Physics*, Nr. 2, S. 795–805, 1995, doi: 10.1063/1.359002.
- [61] J. Qian *et al.*, „Microbubble-based model analysis of liquid breakdown initiation by a submicrosecond pulse“, *Journal of Applied Physics*, Jg. 97, Nr. 11, S. 113304, 2005, doi: 10.1063/1.1921338.
- [62] K. R. Stalder, J. Woloszko, I. G. Brown und C. D. Smith, „Repetitive plasma discharges in saline solutions“, *Appl. Phys. Lett.*, Jg. 79, Nr. 27, S. 4503–4505, 2001, doi: 10.1063/1.1429752.
- [63] K. Fastenmeier, *Die Transurethrale Resektion mit Hochfrequenzströmen: Unters. u. Optimierung d. elektr. Vorgänge*, 1977.
- [64] N. Jeanvoine, *Plasma-material interaction and electrode degradation in high voltage ignition discharges*. Saarbrücken, Univ., 2009. Aachen: Shaker, 2011.
-

- [65] J. Gaspreles, T. P. Ryan, K. R. Stalder und J. Woloszko, „Corrosion and wear in plasma electrosurgical devices“ in *SPIE BiOS*, San Francisco, California, United States, 2017, S. 1006607, doi: 10.1117/12.2255968.
- [66] K. F. Sander und J. G. Yates, „The accurate mapping of electric fields in an electrolytic tank“, *Proceedings of the IEE - Part II: Power Engineering*, Jg. 100, Nr. 74, S. 167–175, 1953, doi: 10.1049/pi-2.1953.0066.
- [67] H. Diggle und E. R. Hartill, „Some applications of the electrolytic tank to engineering design problems“, *Proceedings of the IEE - Part II: Power Engineering*, Jg. 101, Nr. 82, S. 349–364, 1954, doi: 10.1049/pi-2.1954.0080.
- [68] P. A. Kennedy und G. Kent, „Electrolytic Tank, Design and Applications“, *Review of Scientific Instruments*, Jg. 27, Nr. 11, S. 916–927, 1956, doi: 10.1063/1.1715414.
- [69] G. Flachenecker und K. Fastenmeier, „High Frequency Current Effects During Transurethral Resection“, *Journal of Urology*, Jg. 122, Nr. 3, S. 336–341, 1979, doi: 10.1016/S0022-5347(17)56395-8.
- [70] M.-A. Golombeck, „Feldtheoretische Studien zur Patientensicherheit bei der Magnetresonanztomographie und der Elektrochirurgie“, Fakultät für Elektrotechnik, 2003.
- [71] P. Faul, B. Schlenker, C. Gratzke, C. G. Stief, O. Reich und R. G. Hahn, „Clinical and technical aspects of bipolar transurethral prostate resection“, *Scandinavian journal of urology and nephrology*, Jg. 42, Nr. 4, S. 318–323, 2008, doi: 10.1080/00365590802201300.
- [72] H. Morishita, Y. Nakajima, X. Chen, M. Kimura und S. Sato, „Electrical resistance and current leakage of appliances for transurethral resection“ (eng), *Hinyokika kyo. Acta urologica Japonica*, Jg. 38, Nr. 4, S. 413–417, 1992.
- [73] J. A. Izatt, D. Albagli, M. Britton, J. M. Jubas, I. Itzkan und M. S. Feld, „Wavelength dependence of pulsed laser ablation of calcified tissue“, *Lasers in surgery and medicine*, Jg. 11, Nr. 3, S. 238–249, 1991, doi: 10.1002/lsm.1900110307.
- [74] M. Wehner, P. Betz und M. Aden, „Influence of laser wavelength and beam profile on the coagulation depth in a soft tissue phantom model“,

-
- Lasers in medical science*, Jg. 34, Nr. 2, S. 335–341, 2019, doi: 10.1007/s10103-018-2598-2.
- [75] M. Braun, R. Bürger, T. Klotz, J. Zurnbé und U. Engelmann, „Die Behandlung der benignen Prostatahyperplasie mittels der transurethralen Nadelablation (TUNATM)“, *Der Urologe B*, Jg. 40, Nr. 2, S. 143–151, 2000, doi: 10.1007/s001310050354.
- [76] I. A. Chang und U. D. Nguyen, „Thermal modeling of lesion growth with radiofrequency ablation devices“, *Biomedical engineering online*, Jg. 3, Nr. 1, S. 27, 2004, doi: 10.1186/1475-925X-3-27.
- [77] K. Simonyi, *Theoretische Elektrotechnik*, 10. Aufl. Leipzig: Barth Ed. Dt. Verl. der Wiss, 1993.
- [78] A. J. Schwab, *Begriffswelt der Feldtheorie: Elektromagnetische Felder, Maxwell-Gleichungen, Gradient, Rotation, Divergenz*, 8. Aufl. Berlin: Springer Vieweg, 2019.
- [79] H. Henke, *Elektromagnetische Felder: Theorie und Anwendung*, 3. Aufl. Berlin, Heidelberg: Springer-Verlag Berlin Heidelberg, 2007.
- [80] J. D. Jackson, C. Witte und M. Diestelhorst, *Klassische Elektrodynamik*, 5. Aufl. Berlin, Boston: de Gruyter, 2014.
- [81] I. N. Bronštejn, *Taschenbuch der Mathematik*, 2. Aufl. Thun: Deutsch, 1995.
- [82] M. Bartelmann *et al.*, *Theoretische Physik*. Berlin: Springer Spektrum, 2015.
- [83] J. Lienig und H. Brümmer, *Elektronische Gerätetechnik: Grundlagen für das Entwickeln elektronischer Baugruppen und Geräte*. Berlin: Springer Vieweg, 2014.
- [84] H. D. Baehr und K. Stephan, *Wärme- und Stoffübertragung*, 9. Aufl. Berlin, Heidelberg: Springer Vieweg, 2016.
- [85] H. D. Baehr und S. Kabelac, *Thermodynamik: Grundlagen und technische Anwendungen; mit zahlreichen Tabellen sowie 74 Beispielen*, 12. Aufl. Berlin: Springer, 2005.
- [86] H. H. Pennes, „Analysis of tissue and arterial blood temperatures in the resting human forearm. 1948“, *Journal of applied physiology (Bethesda, Md. : 1985)*, Jg. 85, Nr. 1, S. 5–34, 1998, doi: 10.1152/jappl.1998.85.1.5.
-

- [87] S. Weinbaum und L. M. Jiji, „A new simplified bioheat equation for the effect of blood flow on local average tissue temperature“, *J. Biomech. Eng.*, Jg. 107, Nr. 2, S. 131–139, 1985.
- [88] L. M. Jiji, S. Weinbaum und D. E. Lemons, „Theory and experiment for the effect of vascular microstructure on surface tissue heat transfer-Part II: Model formulation and solution“, *Journal of biomechanical engineering*, Jg. 106, Nr. 4, S. 331–341, 1984.
- [89] S. Weinbaum, L. M. Jiji und D. E. Lemons, „Theory and experiment for the effect of vascular microstructure on surface tissue heat transfer-Part I: Anatomical foundation and model conceptualization“, *Journal of biomechanical engineering*, Jg. 106, Nr. 4, S. 321–330, 1984.
- [90] L. Zhu, „Heat Transfer Applications in Biological Systems“ in *Biomechanics of the Human Body 2010*, S. 33–67.
- [91] Dietrich Schröder, *Vorkommnisse bei der Anwendung der HF-Chirurgie*.
- [92] Dietrich Schröder, *Vorkommnismeldungen zur Hochfrequenz-Chirurgie: HF im OP: Unter Strom*.
- [93] WTW, „Leitfähigkeits-Fibel“, WTW.
- [94] *Duden - die deutsche Rechtschreibung*, 24. Aufl. Mannheim: Dudenverlag, 2007.
- [95] H. Schlink, *Wirtschaftlichkeitsrechnung für Ingenieure*. Wiesbaden: Springer Fachmedien Wiesbaden, 2017.
- [96] M. M. Abdallah und M. O. Badreldin, „A short-term evaluation of the safety and the efficacy of bipolar transurethral resection of the prostate in patients with a large prostate (90 g)“, *Arab journal of urology*, Jg. 12, Nr. 4, S. 251–255, 2014, doi: 10.1016/j.aju.2014.10.003.
- [97] Bernd Hänel, „Festigkeitsnachweis nach der FKM-Richtlinie: Rechnerischer Festigkeitsnachweis für Maschinenbauteile“.
- [98] M. Wächter, C. Müller und A. Esderts, *Angewandter Festigkeitsnachweis nach FKM-Richtlinie*. Wiesbaden: Springer Fachmedien Wiesbaden, 2017.
- [99] *DIN VDE 0752 (VDE 0752) Beiblatt 1: 2003-03*, 0752001, VDE Verlag, Mrz. 2003.
- [100] *VDE 0752 (VDE 0752): 1983-05*, 0752000, VDE Verlag, Mai. 1983.

-
- [101] *Medizinische elektrische Geräte: Teil 2-2: Besondere Festlegungen für die Sicherheit einschließlich der wesentlichen Leistungsmerkmale von Hochfrequenz-Chirurgiegeräten (IEC 60601-2-2:2017)*, 60601-2-2:2018-12, VDE Verlag, Dez. 2018.
- [102] Gyrus Medical, „PlasmaKinetic SuperPulse Generator User Manuel“, Feb. 2011.
- [103] Karl Storz Se & Co.KG, „Gebrauchsanweisung: UH 400/400 U/401/401 U Hochfrequenz-Chirurgiegerät AUTOCON III 400“ 96206584 D, Nov. 2010.
- [104] G. BOWA-electronic, „Kurzanleitung BOWA ARC 400“, BOWA-electronic GmbH & Co. KG BOWA-QRG-12035-ARC400-V2.1-2019-01-14-DE, Jan. 2019.
- [105] T. Morgenstern, L. Gravel, S. Klöckner, O. Kanoun und J. Himmel, „Impedance Spectroscopy in HF surgery“ in *International Workshop on Impedance Spectroscopy*, Chemnitz, 2017.
- [106] ArthroCare Corporation, „System 2000 User's Manuel: ArthroCare System 2000“.
- [107] J. Canny, „A Computational Approach to Edge Detection“, *IEEE Trans. Pattern Anal. Mach. Intell.*, PAMI-8, Nr. 6, S. 679–698, 1986, doi: 10.1109/TPAMI.1986.4767851.
- [108] D. Meschede, *Optik, Licht und Laser*, 3. Aufl. Wiesbaden: Vieweg+Teubner Verlag / GWV Fachverlage GmbH Wiesbaden, 2008.
- [109] OLYMPUS, „Instructions BX61“, Wendenstrasse 14-18, 20097 Hamburg, Germany, März 2017.
- [110] S. Groß und O. Craasman, *Fokus-Stacking: Makrofotografie für Profis & Einsteiger*, 1. Aufl. Hamburg: Traumflieger Photographics, 2019.
- [111] OLYMPUS, *Maßgeschneiderte Lösungen für die Fertigungsindustrie und industrielle Forschung: Bildanalyse Software*. [Online]. Verfügbar unter: <https://www.e-mikroskopy.pl/index.php/fileuploader/download/download/?d=1&file=custom/upload/File-1313261339.pdf> (Zugriff am: 26. Februar 2021).
- [112] H. S. Kahn und K. M. Bullard, „Indicators of abdominal size relative to height associated with sex, age, socioeconomic position and ancestry
-

- among US adults“, *PloS one*, Jg. 12, Nr. 3, 2017, doi: 10.1371/journal.pone.0172245.
- [113] H. S. Kahn und K. M. Bullard, „Beyond Body Mass Index: Advantages of Abdominal Measurements for Recognizing Cardiometabolic Disorders“, *The American journal of medicine*, Jg. 129, Nr. 1, 2016, doi: 10.1016/j.amjmed.2015.08.010.
- [114] Robert Koch-Institut, *Mittelwerte von Körpergröße, -gewicht und BMI bei Männern in Deutschland nach Altersgruppe im Jahr 2011*. [Online]. Verfügbar unter: <https://de.statista.com/statistik/daten/studie/260920/umfrage/mittelwerte-von-groesse-gewicht-und-bmi-bei-maennern-nach-alter/> (Zugriff am: 27.06.19).
- [115] T. Reinecke, S. Ahrens, S. Zimmermann, L. Hagemeyer und M. Klintschar, Hg., *Permittivitätsmessung mit open-ended koaxialen und koplanaren Tastköpfen zur schnellen Quantifizierung von Ödemen im Hirngewebe*, 2014.
- [116] Christine Persch, „Messung von Dielektrizitätskonstanten im Bereich von 0,2 bis 6 GHz und deren Bedeutung für die Mikrowellenerwärmung von Lebensmitteln“, 1997.
- [117] J. Fanghänel und W. Linss, *Histologie: Zytologie, allgemeine Histologie, mikroskopische Anatomie*. Berlin: W. de Gruyter, 1999.
- [118] C. Knopf, S. Klockner, O. Kanoun und J. Himmel, „Experimental visualisation of potential distribution in electrosurgery“ in *2013 10th International Multi-Conference on Systems, Signals & Devices (SSD)*, Hammamet, Tunisia, 18.03.2013 - 21.03.2013, S. 1–5, doi: 10.1109/SSD.2013.6564156.
- [119] Felix Hochgeschurz, Jörg Himmel Stephan Klöckner, Olfa Kanoun, „Potential Measurement in Electro Surgery – Optimized Measurement Setup“, St. Petersburg, Russia, 2015.
- [120] Felix Hochgeschurz, Tino Morgenstern, Stephan Klöckner, Olfa Kanoun, Jörg Himmel, „Examination of the electrical potential and field distribution at the Transurethral Resection in Saline (TURIS)“, Duisburg, Germany, 8. Apr. 2016.

-
- [121] E. Kallenbach, *Elektromagnete: Grundlagen, Berechnung, Entwurf und Anwendung*, 4. Aufl. Wiesbaden: Vieweg+Teubner Verlag, 2012.
- [122] National Instruments, „NI 6115/6120 Specifications“, 371397D-01, 08.18.
- [123] Jenway, „The effect of temperature on conductivity measurement“, 02-001A.
- [124] T. N. Board und M. S. Srinivasan, „The effect of irrigation fluid temperature on core body temperature in arthroscopic shoulder surgery“, *Archives of orthopaedic and trauma surgery*, Jg. 128, Nr. 5, S. 531–533, 2008, doi: 10.1007/s00402-007-0368-x.
- [125] A. R. Moritz und F. C. Henriques, „Studies of Thermal Injury: II. The Relative Importance of Time and Surface Temperature in the Causation of Cutaneous Burns“, *The American Journal of Pathology*, Jg. 23, Nr. 5, S. 695–720, 1947.
- [126] T. Harriehausen und D. Schwarzenau, *Moeller Grundlagen der Elektrotechnik*. Wiesbaden: Springer Fachmedien Wiesbaden, 2020.
- [127] R. Flosdorff und G. Hilgarth, *Elektrische Energieverteilung*. Wiesbaden: Vieweg+Teubner Verlag, 2000.
- [128] J. Hoffmann und F. Adunka, Hg., *Taschenbuch der Messtechnik: Mit 63 Tabellen*, 5. Aufl. München: Fachbuchverl. Leipzig im Carl-Hanser-Verl., 2007.
- [129] Bill Drafts, „Methods_Current_Measurement“, Pacific Scientific-OECO, Milwaukie, OR 97222, Apr. 2004. [Online]. Verfügbar unter: http://www.lintronicstech.com/index%20pdf/Methods_Current_Measurement.pdf. Zugriff am: 26. Februar 2021.
- [130] K. Schon, *High Impulse Voltage and Current Measurement Techniques*. Heidelberg: Springer International Publishing, 2013.
- [131] Bryan Yarborough, „Components and Methods for Current Measurement“, VISHAY DALE 30304, Aug. 2015. [Online]. Verfügbar unter: <http://www.vishay.com/docs/30304/currentmeasurement.pdf#page=1&zoom=auto,-73,798>. Zugriff am: 26. Februar 2021.
- [132] I. Vishay Intertechnology, „Power Metal Strip Resistors, Low Value, Surface Mount“, Vishay Intertechnology, Inc 91000, 2019. [Online].
-

- Verfügbar unter: <https://www.vishay.com/docs/30133/wsr2-3.pdf>.
Zugriff am: 26. Februar 2021.
- [133] A. Küchler, *Hochspannungstechnik: Grundlagen - Technologie - Anwendungen*, 2. Aufl. Berlin: Springer, 2005.
- [134] Testec Elektronik GmbH, „Introduction Manual TT-SI 9110: 100MHz Active Differential Probe“.
- [135] M. E. Orazem und B. Tribollet, *Electrochemical impedance spectroscopy*. Hoboken (New Jersey): Wiley, 2008.
- [136] Agilent Technologies, „Agilent Impedance Measurement Handbook: A guide to measurement technology and techniques“, USA, 5950-3000, 17. Juni 2009.
- [137] A. D. Helfrick, *Electrical spectrum and network analyzers: A practical approach*. San Diego: Academic Press, 1991.
- [138] Gustaaf Sutorius, „Challenges and solutions for Impedance measurements“. [Online]. Verfügbar unter: https://www.keysight.com/upload/cmc_upload/All/ChallengesandsolutionsforImpedance.pdf.
Zugriff am: 26. Februar 2021.
- [139] S. Trasatti and P. Kurzweil, „Electrochemical Supercapacitors as Versatile Energy Stores: Potential use for Platinum Metals“, *Platinum Metals Rev.*, 1994, Jg. 1994, 38, (2), S. 46–55.
- [140] Yongdan Hou, „Invariance of Double Layer Capacitance to Polarized Potential in Halide Solutions“, *Universal Journal of Chemistry*, S. 162–169, 2013, doi: 10.13189/ujc.2013.010404.
- [141] N. Zeng, J. Li, T. Igbe, Y. Liu, C. Yan und Z. Nie, „Investigation on Dielectric Properties of Glucose Aqueous Solutions at 500 KHz-5MHz for Noninvasive Blood Glucose Monitoring“ in *2018 IEEE 20th International Conference on e-Health Networking, Applications and Services (Healthcom)*, Ostrava, 2018, S. 1–5, doi: 10.1109/HealthCom.2018.8531182.
- [142] Tino Morgenstern, Sven Kleine-Klopries, Stephan Klöckner, Olfa Kanoun, Jörg Himmel, „Transurethral Resection: An Electric Equivalent Circuit Model for Bipolar Resectoscopes“ in *International Workshop on Impedance Spectroscopy*, Chemnitz, 2018.

-
- [143] E. Böhmer, D. Ehrhardt und W. Oberschelp, *Elemente der angewandten Elektronik: Kompendium für Ausbildung und Beruf*, 16. Aufl. Wiesbaden: Vieweg + Teubner, 2010.
- [144] ELESTA GmbH, „SIR 4 Baureihe: Datenblatt“, ELESTA GmbH, Bad Ragaz, Schweiz, Feb. 2019. [Online]. Verfügbar unter: <https://www.elesta-gmbh.com/media/sir4.deutsch.pdf>. Zugriff am: 26. Februar 2021.
- [145] Agilent Technologies, „Agilent 4294A Precision Impedance Analyzer: Data Sheet“, Agilent T&M Software and Connectivity, USA, Jan. 2003.
- [146] Nikon, „D5600 Referenzhandbuch“, Nikon Corporation SB8L03(12), 2016.
- [147] U. Tietze, C. Schenk und E. Gamm, *Halbleiter-Schaltungstechnik*, 16. Aufl., 2019.
- [148] Agilent Technologies, „Agilent 4294A Precision Impedance Analyzer: Operation Manual“, Kobe Instrument Division, Japan, Feb. 2003.
- [149] Agilent Technologies, „Impedance Measurement Handbook: A guide to measurement technology and techniques“, USA, Juni 2009.
- [150] *Oberflächencharakter: Geometrische Oberflächentextur-Merkmale, Begriffe, Kurzzeichen*, DIN 4761.
- [151] *Grundlagen der Messtechnik: Teil 1: Grundbegriffe*, DIN 1319.
- [152] A. Schulze und E. Dietrich, *Statistische Verfahren zur Maschinen- und Prozessqualifikation*, 6. Aufl. München: Hanser, 2009.
- [153] R. Parthier, *Messtechnik*. Wiesbaden: Springer Fachmedien Wiesbaden, 2016.
- [154] T. Sauerbier, *Theorie und Praxis von Simulationssystemen: Eine Einführung für Ingenieure und Informatiker*. Wiesbaden: Vieweg+Teubner Verlag, 1999.
- [155] M. Jung und U. Langer, *Methode der finiten Elemente für Ingenieure*. Wiesbaden: Springer Fachmedien Wiesbaden, 2013.
- [156] A. Cheriet, A. Zaoui, M. Feliachi, S. M. Mimoune, „Computational Performance Comparison between FVM and FEM for 3D Magnetostatic Problems“ in.
- [157] F. D. Molina-Aiz, H. Fatnassi, T. Boulard, J. C. Roy und D. L. Valera, „Comparison of finite element and finite volume methods for simulation of natural ventilation in greenhouses“, *Computers and Electronics in*
-

- Agriculture*, Jg. 72, Nr. 2, S. 69–86, 2010, doi: 10.1016/j.compag.2010.03.002.
- [158] COMSOL, „The AC/DC Module User’s Guide: COSMOL 5.0“, COMSOL, 2014.
- [159] Tino Morgenstern, Manuel Lange, Stephan Klöckner, Jörg Himmel, „Approach for erosion processes at HF-surgery devices“ in *YR4 MedTech*, FH Aachen, Campus Jülich, 2019, S. 45–46, doi: 10.17185/dupublico/48750.
- [160] Tino Morgenstern, Daniel Richter, Jörg Himmel, Olfa Kanoun, Stephan Klöckner und Dinan Wang, „Finite volume analysis of the temperature distribution during transurethral resection of the prostate“, *tm – Technisches Messen*, Jg. -1, 2020, doi: 10.1515/teme-2019-0156.
- [161] P. Singhania, D. Nandini, F. Sarita, P. Hemant und I. Hemalata, „Transurethral resection of prostate: a comparison of standard monopolar versus bipolar saline resection“, *International braz j urol : official journal of the Brazilian Society of Urology*, Jg. 36, Nr. 2, S. 183–189, 2010, doi: 10.1590/S1677-55382010000200008.
- [162] C.-Y. Xie, G.-B. Zhu, X.-H. Wang und X.-B. Liu, „Five-year follow-up results of a randomized controlled trial comparing bipolar plasmakinetic and monopolar transurethral resection of the prostate“, *Yonsei medical journal*, Jg. 53, Nr. 4, S. 734–741, 2012, doi: 10.3349/ymj.2012.53.4.734.
- [163] T. Franiel *et al.*, „Prostate MR imaging: tissue characterization with pharmacokinetic volume and blood flow parameters and correlation with histologic parameters“, *Radiology*, Jg. 252, Nr. 1, S. 101–108, 2009, doi: 10.1148/radiol.2521081400.
- [164] P. S. Yarmolenko *et al.*, „Thresholds for thermal damage to normal tissues: an update“, *International journal of hyperthermia : the official journal of European Society for Hyperthermic Oncology, North American Hyperthermia Group*, Jg. 27, Nr. 4, S. 320–343, 2011, doi: 10.3109/02656736.2010.534527.
- [165] D. Simanovski *et al.*, „Cellular tolerance to pulsed heating“ in *Biomedical Optics 2005*, San Jose, CA, 2005, S. 254, doi: 10.1117/12.601774.

-
- [166] D. M. Simanovskii *et al.*, „Cellular tolerance to pulsed hyperthermia“, *Physical review. E, Statistical, nonlinear, and soft matter physics*, Jg. 74, 1 Pt 1, S. 11915, 2006, doi: 10.1103/PhysRevE.74.011915.
- [167] M. Lukač, A. Lozar, T. Perhavec und F. Bajd, „Variable heat shock response model for medical laser procedures“, *Lasers in medical science*, Jg. 34, Nr. 6, S. 1147–1158, 2019, doi: 10.1007/s10103-018-02704-1.
- [168] S. Arrhenius, „Über die Reaktionsgeschwindigkeit bei der Inversion von Rohrzucker durch Säuren“, *Zeitschrift für Physikalische Chemie*, 4U, Nr. 1, 1889, doi: 10.1515/zpch-1889-0416.
- [169] Erbe Elektromedizin GmbH, „Basic knowledge in plasma surgery“. Argon Plasma Coagulation, Apr. 2018.
- [170] Olympus Winter IBE GmbH, „Instruction Electrsurgical Generator ESG-400“, 2011.
- [171] A. Eickhoff, M. D. Enderle, D. Hartmann, J. C. Eickhoff, J. F. Riemann und R. Jakobs, „Effectiveness and Safety of PRECISE APC for the treatment of bleeding gastrointestinal angiodysplasia--a retrospective evaluation“, *Zeitschrift für Gastroenterologie*, Jg. 49, Nr. 2, S. 195–200, 2011, doi: 10.1055/s-0029-1245785.
- [172] *Medizinische elektrische Geräte Teil 2-2: Besondere Festlegungen für die Sicherheit einschließlich der wesentlichen Leistungsmerkmale von Hochfrequenz-Chirurgiegeräten*, DIN EN 60601-2-2: 2018.
- [173] A. Lasia, „Modeling of Impedance of Porous Electrodes“ in *Modern Aspects of Electrochemistry, Modern aspects of electrochemistry*, M. Schlesinger, Hg., New York, London: Springer, 2008, S. 1–71, doi: 10.1007/978-0-387-49582-8_3.
- [174] O. Reich, S. Corvin, R. Oberneder, R. Sroka, R. Muschter und A. Hofstetter, „In vitro comparison of transurethral vaporization of the prostate (TUVp), resection of the prostate (TURP), and vaporization-resection of the prostate (TUVRP)“, *Urological research*, Jg. 30, Nr. 1, S. 15–20, 2002, doi: 10.1007/s00240-001-0231-4.
- [175] W. Brauch, H.-J. Dreyer und W. Haacke, *Mathematik für Ingenieure*, 8. Aufl. Wiesbaden: Vieweg+Teubner Verlag, 1990.
-

Abbildungsverzeichnis

Abbildung 1: Zu berücksichtigende Themenbereiche, welche im Zusammenhang mit der Schlingenverschleißanalyse bei der TUR-P stehen. Die medizinischen Themen (blau unterlegt) gehen fließend in die technischen Themen (grau unterlegt) über. Der Fokus der Arbeit (weiß unterlegt) ist im technischen Bereich, schneidet die medizinischen Themen wie Komplikationen, Anatomie und den Bereich der medizinischen Studien an.	28
Abbildung 2: Ablaufdiagramm zur Darstellung der Struktur der Arbeit.	30
Abbildung 3: Prinzip der M-TURP mit Darstellung der ESU, der Anordnung von Aktivelektrode (AE) und Neutralelektrode (NE) sowie den daraus resultierenden Stromdichtelinien in Abdomen und Oberschenkel des Patienten [15].	32
Abbildung 4: Prinzip der B-TURP mit Darstellung der ESU, der Anordnung von Aktivelektrode (AE) und Gegenelektrode (GE) sowie den daraus resultierenden Stromdichtelinien in Abdomen des Patienten [15].	33
Abbildung 5: Schematische Darstellung des Resektoskopes und seine Komponenten A: Arbeitselement; B: Optik; C: Resektionselektrode; D: Innenschaft; D.1: nichtleitender Abschnitt des Innenschafts; E: Außenschaft, umhüllt den Innenschaft.	34

Abbildung 6: Schematische Darstellung der Elektrodenanordnungen 1 bis 5 mit der Aktivelektrode C.1 und unterschiedlichen Gegenelektroden C.2 und E.	35
Abbildung 7: Anatomie der Prostata mit Unterteilung in vier Zonen [24], bearbeitet. In a) ist zur besseren Darstellung Zone 4 nicht dargestellt.	36
Abbildung 8: Schematische Darstellung der Wechselwirkung zwischen Zellen im Gewebe und einer externen Stromdichte: a) kleine Stromdichte für Nervenstimulation jedoch ohne Manipulation des Gewebeverbundes [1], b) Stromdichten J_k als Ursache von Gewebekoagulation und c) Stromdichten J_v als Ursache von Gewebevaporisation mit schneidender Wirkung.	41
Abbildung 9: Prostata in Schnittdarstellung mit: Resektionselektrode, Strom durch die Aktivelektrode (AE), Strom durch die Gegenelektrode (GE), Prostatagewebe und zu resezierender Geweberest; Detaildarstellung der Wechselwirkung zwischen AE und Gewebe bzw. Spülflüssigkeit im Schneidmodus mit: Gewebe, Spülflüssigkeit, Stromdichtelinien und daraus resultierender Plasmagasschicht; Die Stromdichtelinien setzten sich aus den Strömen der Entladungsvorgänge und der Ausbreitung des elektrischen Feldes zusammen; Abbildung nach [15], bearbeitet.	41
Abbildung 10: a) Konvektionssieden beim Koagulieren und Schneiden; b) und c) Blasen- und lokales Filmsieden als Teil des Schneidprozesses bei der TURP in Verbindung mit Konvektionssieden; d) vollständiges Filmsieden tritt beim Koagulieren und Schneiden auf; Abbildung nach [45], bearbeitet.	42

Abbildung 11: Schematische Darstellung der in [72] untersuchten bipolaren Resektionselektroden mit den zwei einzelnen Anschlüssen der Aktivelektrode, im Bild rechts.....	51
Abbildung 12: Graphische Darstellung der Widerstandswerte und Nutzungsdauern aus [72].	52
Abbildung 13: Graphische Darstellung des Lösungsansatzes zur Verschleißanalyse bipolarer Resektionselektroden.	67
Abbildung 14: Darstellung der Zusammenhänge zwischen den Thesen und den Methoden zur Untersuchung des Schlingenverschleißes durch deren Klassifizierung in in-situ und ex-situ.	69
Abbildung 15: Schematische Darstellung der Arbeitselektrode mit Arbeitselektrode in drei verschiedenen Ansichten mit: a: Seitenansicht von rechts, b: Ansicht von oben und c: Ansicht von vorne.	71
Abbildung 16: Festlegung des theoretischen Nutzungszykluses einer Resektionselektrode aus Sicht der Anwendung der Methoden zur Untersuchung des Schlingenverschleißes.	72
Abbildung 17: Ausgangssignale der ESU1 im Zeit- und Frequenzbereich während der Zündphase des Plasmas sowie der Schneidphase bei der B-TURP.	75
Abbildung 18: Ausgangssignale der ESU2 im Zeit- und Frequenzbereich während der Zündphase des Plasmas sowie der Schneidphase bei der B-TURP.	77
Abbildung 19: Schematische und idealisierte Darstellung der zu analysierenden Oberflächenstrukturänderung des Schlingendrahtes. Zunehmende Aktivitätsdauer t_A von links nach rechts mit verschiedenen Krateranzahlen n.	80

Abbildung 20: Darstellung der Abstandsänderung durch eine gewölbte Schlingendrahtoberfläche.....	82
Abbildung 21: Schematische Darstellung makroskopische Untersuchung in der Seitenansicht mit optischen Detektor, der Aktivelektrode und der Tiefenschärfe Δz	84
Abbildung 22: Graphische Darstellung der Bildverarbeitungsschritte zur makroskopischen Bildauswertung. a): Aufnahme des Bildes, b) Maskierung des Schlingenquerschnittes, c) Umwandlung in ein Binärbild mit anschließender Kantendetektion und d) Berechnung und Auswertung des Schlingendrahtdurchmessers d_{SD} als Funktion der Abwicklung.....	85
Abbildung 23: Bestimmung des Schlingendrahtdurchmessers aus der Kantendetektion in den aufgenommen Schlingen der Resektionselektroden.	86
Abbildung 24: Allgemeiner struktureller Ablauf der Methode der optischen Untersuchungen zum Schlingenverschleiß.....	87
Abbildung 25: Gebiet zur Untersuchung des Schlingenverschleißes im elektrolytischen Trog; a) unter Berücksichtigung der Prostatagröße; b) elektrolytischer Trog als Modell der Prostata; c) Anordnung der Messelektrode (ME) und der Bezugselektrode (BE) zur Messung des Potentials in der Ebene $Eb(r, 0, z)$	88
Abbildung 26: a) Elektrolytischer Trog in der Ebene $Eb(r, \theta, 0)$ mit IB, Resektoskopschaft und AE; b) Elektrolytischer Trog in der Ebene $Eb(r, 0, z)$ mit IB, Resektoskopschaft, AE und der zur Messung des Potentials notwendigen BE im oberen Bereich des Trogs. ...	90

Abbildung 27: Darstellung der Messpositionen im IB; a) in der Ebene $Eb(r, \theta, 0)$ und b) in der Ebene $Eb(r, 0, z)$ und c) in der 3D-Ansicht.	94
Abbildung 28: Leitfähigkeit in Abhängigkeit der Temperatur und der NaCl Konzentration. Die Datensätze DS1 und DS2 wurden aus [123] übernommen, DS3 resultiert aus DS2 mit einem Korrekturfaktor von 0,9 zur Anpassung an eine NaCl-Konzentration von 0,9 %. Die Daten von DS4 resultieren aus eigenen Messungen mit einem NaCl-Gehalt von 0,9%.	97
Abbildung 29: Struktureller Ablauf zur Anwendung der in-situ Methoden.	99
Abbildung 30: Schematische Darstellung der Spannungs- und Strommessung am ESU-Ausgang zur Untersuchung des Schlingenverschleißes.	100
Abbildung 31: Zeitlicher Ablauf der Methode zur Spannungs- und Strommessung mit der Messdatenerfassung (DAQ) in der aktiven Plasmaphase und der Datenverarbeitung während der inaktiven Plasmaphase mit anschließender Messung der Impedanz an der Resektionselektrode. Grau dargestellt ist die Messdatenerfassung und Datenverarbeitung der Potentialmessung im Trog.	101
Abbildung 32: Schematische Darstellung der Impedanzmessung mit einem ZA auf Basis einer ABB zur Untersuchung des Schlingenverschleißes. Die Impedanzmessung erfolgt an den Klemmen der Aktivelektrode AE und der Gegenelektrode GE des Resektoskopes.	104

Abbildung 33: Zeitlicher Ablauf der Methode zur Impedanzmessung in der inaktiven Plasmaphase mit dem Schalten des Signalwegs der Messdatenerfassung (DAQ) und der Datenverarbeitung während der inaktiven Plasmaphase mit anschließender Aktivierung des Plasmas.	105
Abbildung 34: Elektrisches Ersatzmodell eines bipolaren Resektoskopes im elektrolytischen Trog.	106
Abbildung 35: Frequenzabhängigkeit der Impedanz im Frequenzbereich von $100\text{ kHz} < f < 3,5\text{ MHz}$ eines bipolaren Resektoskopes in isotonischer Kochsalzlösung. Gegenüberstellung einer Messung mit dem elektrischen Ersatzmodell aus Abbildung 34.	107
Abbildung 36: Anordnung der Relais zur funkenüberschlagsfreien Trennung von ESU und ZA.	109
Abbildung 37: Versuchsaufbau zur Bildauswertung makroskopischer Geometrieänderungen mit: CMOS Detektor mit 6000x4000 Pixel bei 23,5 x 15,6 mm Größe [146], Objektiv mit vergrößernden Abbildungsmaßstab, Elektrodenhalterung und PC zur Bildauswertung.	112
Abbildung 38: Darstellung des Versuchsaufbaus zur makroskopischen Untersuchung des Schlingenverschleißes unter Verwendung eines Mikroskops (Typ BX 61 [109]) mit CCD Detektor (2576x1932 Pixel) und elektronisch steuerbaren Positioniertisch zur Elektrodenpositionierung unter dem Objektiv sowie einem PC.	113
Abbildung 39: Versuchsumgebung zur Messung der 3D-Potentialverteilung im Trog.	114
Abbildung 40: Schematische Darstellung des Versuchsaufbaus in der Draufsicht, Orientierung der Resektionselektrode im Versuchsaufbau.	115

Abbildung 41: Versuchsaufbau zur Messung der 3D-Potentialverteilung bestehend aus: ESU, Resektoskop, Mess- und Bezugselektrode, Datenerfassung mit vorgeschalteter Impedanzanpassung und galvanischer Trennung, Steuerelektronik des Positioniersystems sowie eines PCs zur Elektrodenpositionierung, Datenerfassung und Datenauswertung.....	116
Abbildung 42: Schematische Darstellung der Versuchsumgebung zur Impedanz-, sowie zur Strom- und Spannungsmessung.	117
Abbildung 43: Einteilung der Bereiche des größten Materialabtrags in Links, Mitte und Rechts. Die Notation erfolgt aus der Ansicht der Schlingen zur optischen Bildauswertung in den folgenden Abbildungen. Der Winkel Theta nimmt Werte von -90° (links) bis 90° (rechts) an.	121
Abbildung 44: Darstellung des Schlingendrahtdurchmessers d_{sp} in Abhängigkeit des Winkels θ , der Abwicklung des Schlingendrahtumfangs bei verschiedenen Aktivitätsdauern tA sowie der Abbildung der Schlinge im Neuzustand und bei $tA = 4080\text{ s}$ von Elektrode E04.	123
Abbildung 45: Maximal erreichte tA der Resektionselektroden bis zum Schlingenbruch mit größtem Materialabtrag im linken Bereich der Abwicklung des Schlingenumfangs sowie der Nennung von ΔdSD bei tSW . Vgl. repräsentative Darstellung des Durchmesserprofils von Elektrode E04 in Abbildung 44.....	124
Abbildung 46: Darstellung des Schlingendrahtdurchmessers dSD in Abhängigkeit des Winkels θ , der Abwicklung des Schlingendrahtumfangs bei verschiedenen Aktivitätsdauern tA sowie der Abbildung der Schlinge im Neuzustand und bei $tA = 4080\text{ s}$ von Elektrode E14.	125

Abbildung 47: Maximal erreichte tA der Resektionselektroden bis zum Schlingenbruch mit größtem Materialabtrag im mittleren Bereich der Abwicklung des Schlingenumfangs sowie der Nennung von ΔdSD bei tSW . Vgl. repräsentative Darstellung des Durchmesserprofils von Elektrode E04 in Abbildung 46.	126
Abbildung 48: Resektionselektrode E15 mit gebrochenen Schlingendraht unter der Isolierung im Bereich der Stege. Zur besseren Darstellung wurde der Schlingendraht aus der Isolierung der Resektionselektrode herausgezogen.	127
Abbildung 49: Darstellung des Schlingendrahtdurchmessers dSD in Abhängigkeit des Winkels θ , der Abwicklung des Schlingendrahtumfangs bei verschiedenen Aktivitätsdauern tA sowie der Abbildung der Schlinge im Neuzustand und bei $tA = 4000\text{ s}$ von Elektrode E12.	128
Abbildung 50: Maximal erreichte tA der Resektionselektroden bis zum Schlingenbruch mit größtem Materialabtrag im rechten Bereich der Abwicklung des Schlingenumfangs sowie der Nennung von ΔdSD bei tSW . Vgl. repräsentative Darstellung des Durchmesserprofils von Elektrode E12 in Abbildung 49.	129
Abbildung 51: Aktivitätsdauern der Resektionselektroden E01 bis E23.	130
Abbildung 52: Schlingendrahtoberfläche ASO in drei verschiedenen Bereichen (L /M /R) bei drei verschiedenen Aktivitätsdauern des Plasmas.	132
Abbildung 53: Bildausschnitte der Schlingenoberflächen ASO zu verschiedenen Zeitpunkten Aktivitätsdauer des Plasmas in der Mitte der Schlinge.	134

Abbildung 54: Darstellung der Schlingenoberfläche ASO nach 1 s Plasmaaktivität bei 50-facher (links) und 100-facher (rechts) Vergrößerung.	135
Abbildung 55: Darstellung der Schlingenoberfläche ASO nach 20 s Plasmaaktivität bei 50-facher (links) und 100-facher (rechts) Vergrößerung.	136
Abbildung 56: Auswertung der Kratergröße und Anzahl pro Teilfläche in Abhängigkeit der Aktivitätsdauer tA ; a): $tA = 1\text{ s}$ mit $N = 142$; b): $tA = 3\text{ s}$ mit $N = 183$; c): $tA = 4\text{ s}$ mit $N = 245$; und d): $tA = 20\text{ s}$ mit $N = 239$;	137
Abbildung 57: Darstellung der Effektivwerte U_{eff} der 3D-Potentialverteilung um ein bipolares Resektoskop in neun Ebenen $Eb(r, \theta)$ für unterschiedliche z-Positionen unter Verwendung von ESU1.	141
Abbildung 58: Darstellung der Effektivwerte U_{eff} der 3D-Potentialverteilung um ein bipolares Resektoskop in acht Winkelpositionen in den Ebenen $Eb(r, z)$ unter Verwendung von ESU1. Die Abbildung ist um 90° gegen Uhrzeigersinn gedreht.	142
Abbildung 59: Gegenüberstellung der gemessenen Potentialverteilungen unter Verwendung von ESU1, ESU2 und einem Referenzgenerator. Darstellung der Effektivwerte U_{eff} der Potentialverteilung in drei Ebenen $Eb(r, \theta)$ für $z = 0\text{ mm}$ und $z = \pm 5\text{ mm}$.	144

- Abbildung 60: Spannung U_{eff} im Trog in Abhängigkeit der Aktivitätsdauer tA für die Resektionselektroden E25 (rot), E26 (blau), E27 (schwarz) und E28 (Magenta) an der Messposition $P(5\text{ mm}, 0^\circ, 0\text{ mm})$. Die gemessenen Spannungen sind als Punktwolken dargestellt ($UE25tA$ bis $UE28(tA)$). Die auf Basis der Methode der kleinsten Quadrate berechneten linearen Regressionen sind als durchgezogene Linien dargestellt ($E25Lin$ bis $E28Lin$)..... 147
- Abbildung 61: Gegenüberstellung der Linearisierung $E25Lin$ bis $E28Lin$ der verschleißbedingten Spannungsänderung $\Delta U_{eff}(tA)$ mit der verschleißbedingten Durchmesseränderung $\Delta dSD(tA)$ im Bereich von $\theta \approx 0^\circ$ für die Elektroden E02 und E17. Dargestellt sind die Messwerte $E02Mess$ und $E17Mess$ der Schlingendrahtdurchmesseränderungen sowie die Linearisierungen $E02Lin$ und $E17Lin$ 149
- Abbildung 62: ESU-Ausgangsspannung UA_{tA} für die Resektionselektroden E01 bis E22, jeweils berechnet aus dem RMS über 10000 Messpunkte des Wechselsignals unter Einfluss des Schlingenverschleißes. Oben: Darstellung der gemessenen $UA(tA)$. Unten: Darstellung mit normierter Amplituden- und Zeitachse..... 156
- Abbildung 63: ESU-Ausgangsstrom IA_{tA} für die Resektionselektroden E01 bis E22, jeweils berechnet aus dem RMS über 10000 Messpunkte des Wechselsignals unter Einfluss des Schlingenverschleißes. Oben: Darstellung der gemessenen $IA(tA)$. Unten: Darstellung mit normierter Amplituden und Zeitachse. 158
- Abbildung 64: ESU-Ausgangsleistung SA_{tA} für die Resektionselektroden E01 bis E22, jeweils berechnet aus $UA_{tA} \cdot IA(tA)$. Oben: Nichtnormierte Darstellung von $SA(tA)$. Unten: Darstellung mit normierter Amplituden- und Zeitachse. 160

Abbildung 65: Darstellung von $UAtA$, $IA(tA)$ und $SA(tA)$ (hellgrau), von $UAtA$, $IA(tA)$ und $SA(tA)$ (dunkelgrau), den jeweiligen Regressionsgraden für ESU1 (rot) und den jeweiligen Regressionsgraden von ESU2 (blau).	162
Abbildung 66: Oben: Gemessene Impedanzen $Z(tA)$ für die Resektionselektroden E01 bis E23 unter Einfluss des Schlingenverschleißes bei nichtaktivem Plasma. Unten: Darstellung mit normierter Amplituden- und Zeitachse.	165
Abbildung 67: Darstellung der gemessenen Impedanzen $ZE01$ bis $ZE23$ (grau), der daraus berechneten mittleren Impedanz Zm (rot) sowie $ZE03$ (grün), $ZE05$ (magentafarben) und $ZE15$ (schwarz), resultierend aus den Resektionselektroden mit Schlingendrahtbruch im Bereich der Isolierung der Stege. In vergrößerter Darstellung sind die in den ersten 5% von tA von $ZE01$ bis $ZE23$ (grau) zu sehen. Mit Ausnahme von $ZE17$ (blau) weisen alle Resektionselektroden einen sinkenden Impedanzverlauf in dieser Zeit auf.	167
Abbildung 68: Darstellung der Schlingenzustände von Elektrode $E05$ und $E07$ in der Gegenüberstellung. Oben: Abbildungen der Schlingendrahte nach verschiedenen Aktivitätsdauern. Unten: Änderung des Schlingendrahtdurchmessers in Abhängigkeit der Aktivitätsdauer.	170
Abbildung 69: Darstellung der normierten ESU-Ausgangsströme für die Elektroden E03 (ESU1), E05 (ESU1), E07 (ESU1) und E15(ESU2) sowie dem mittleren Ausgangsstrom aller Resektionselektroden $Im(tA)$	171
Abbildung 70: Darstellung der normierten Impedanzverläufe für die Elektroden E03, E05, E07 und E15 sowie der mittleren Impedanz Zm , berechnet aus den Impedanzverläufen aller Resektionselektroden.	173

Abbildung 71: Darstellung der definierten Wertebereiche WB um $Zm(tA)$ (schwarz), $ZE03(tA)$ (blau), $ZE05(tA)$ (grün), $ZE15(tA)$ (orange) und den Impedanzen der Resektionselektroden aus Gruppe B $ZGB(tA)$ (grau). Oben: Fall 1, mit den Grenzen $Zo(tA)$ und $ZutA$ auf Basis von $ZGB(tA)$; Unten: Fall 2, mit den Grenzen $Zo(tA)$ und $ZutA$ auf Basis von $sZ(tA)$	177
Abbildung 72: Interessensbereich (IB) zur Untersuchung der Potentialverteilung um ein bipolares Resektoskop auf Basis der Finiten Elemente Methode mit einer 3D Modellgeometrie.....	182
Abbildung 73: Komplexitätsreduzierung des Resektoskopes zur Berechnung elektromagnetischer Felder auf Basis der FEM.	183
Abbildung 74 a) Darstellung einer komplexitätsreduzierten Aktivelektrode C.1 mit der Schlingenoberfläche ASO und den Stegen der Resektions-elektrode in isometrischer Ansicht; b) Schlingenoberfläche im Neuzustand $ASOn$ (blau) in Frontansicht; c) Schlingenoberfläche im verschlissenen Zustand $ASOv$ (rot) in Frontansicht.....	184
Abbildung 75: Modellierungsmöglichkeiten der Schlingengeometrie mit Schlingendrahtdurchmesser im Neuzustand (a), c), e), g)) von $0,3\text{ mm}$ und $ds(t)$ für die dünnste Stelle der Schlinge nach angenommen Materialabtrag.....	185
Abbildung 76: Schematische Darstellung des komplexitätsreduzierten Resektoskops mit Resektionselektrode im Simulationsmodell.....	188

Abbildung 77: Schematische Darstellung des Trogs, der Bezugselektrode BE sowie des in seiner Komplexität reduzierten Resektoskops mit Aktivelektrode (AE) und Gegenelektrode (GE). Zur Berechnung der Feldausbreitung werden die Materialkonstanten der isotoni- schen Kochsalzlösung im Trog, der auf der AE vorgegebenen Spannung U_0 und dem Referenzpotential GND auf der GE herangezogen.....	189
Abbildung 78: Interessensbereich IB für die Komplexitätsreduzierung des Modells zur Simulation der Temperatursausbreitung.....	191
Abbildung 79: a) Schematische Darstellung des Resektoskops in der Seitenan- sicht mit der Resektionsschlinge (C.1), den Stegen der Resektions- elektroden (C.2), der Optik (F) und dem Resektoskopschaft (E) mit Schnabel (D) und Öffnungen für die rückströmende Spülflüssigkeit (E.1); b) Komplexitätsreduzierte Resektoskopgeometrie in 2D, bestehend aus dem Resektoskopschaft (E) mit E.1, der Optik (F) und der Resektionsschlinge (C.1) in der Seitenansicht; b) und d) zeigen jeweils die Frontansichten.	192
Abbildung 80: Modellgeometrien zur Simulation der Temperatursausbreitung im Gewebe. Geo1 mit $rL = 1,0\text{ mm}$ und $rL = 0,15\text{ mm}$; Geo2 mit $rL = 1,0\text{ mm}$ und $rL = 0,15\text{ mm}$	194
Abbildung 81: Ausgewählte Ebenen $Eb(r, \theta, 0)$, $Eb(r, 0, z)$ und Linien $L(r, 0, 0)$ zur Evaluation der simulierten Potentialverteilung um ein bipolares Resektoskop im elektrolytischen Trog.	198
Abbildung 82: Darstellung der simulierten (FEM) sowie die unter Verwendung des Referenzgenerators (SG) und unter Verwendung von ESU1 (ESU1) gemessenen Potentialverteilung in der Ebene $Eb(r, \theta, 0)$	199

- Abbildung 83: Darstellung der simulierten (FEM) sowie die unter Verwendung des Referenzgenerators (SG) und unter Verwendung von ESU1 (ESU1) gemessenen Potentialverteilung in der Ebene $Eb(r, 0, z)$. Die Abbildung ist um 90° gegen Uhrzeigersinn gedreht. 201
- Abbildung 84: Der Einfluss des Schlingenverschleißes auf die Potentialverteilung im Trog; Vergleich der Simulation (FEM) mit Messergebnissen auf Basis von Elektrode E27 (mittlerer Graph) sowie mit Elektrode E28 (unterer Graph). Index n: Spannung U für Schlingen im Neuzustand; Index v: Spannung U für Schlingen im verschlissenen Zustand..... 203
- Abbildung 85: Links: Ausgewählte Ebene $Eb(r, \theta, 0)$ zur Darstellung der Temperaturverteilung sowie des eindimensionalen Bereiches $L1 = L(r, 0, 0)$ zur Auswertung der simulierten Temperaturverteilung um die Aktivelektrode AE eines bipolares Resektoskop. Rechts: Gewebe GP und Spülflüssigkeit FS angrenzend an den Schlingendrahtquerschnitt in der Ebene $Ebr, 0, z$ mit $\theta = 0^\circ$ 206
- Abbildung 86: Geo1: Temperaturverteilung in Gewebe und Spülflüssigkeit bei verschiedenen Temperaturen der Wärmequelle ϑS und verschiedenen Volumenströmen vin für $tW = 4 s$. Temperaturen unter $40^\circ C$ werden zur besseren Vergleichbarkeit nicht dargestellt. 208
- Abbildung 87: Geo2, Temperaturverteilung in Gewebe und Spülflüssigkeit im Temperaturbereich von $40^\circ C$ bis $150^\circ C$ bei verschiedenen Temperaturen der Wärmequelle ϑS und Volumenströmen vin bei 4 s Aktivitätsdauer der Wärmequelle. Temperaturen unter $40^\circ C$ werden nicht dargestellt. 209

Abbildung 88: Mittlere Gewebetemperatur der Prostata ϑP für ΓP gleich Geo1 bzw. Geo2 unter Einfluss der Temperatur der Wärmequelle ϑS , des Volumenstroms der Spülflüssigkeit vin und der Größe der Wärmequelle rL	210
Abbildung 89: Links: Temperatur ϑ in Spülflüssigkeit und Gewebe entlang $L1$ für Geo1 und Geo2 mit $rL = 1\text{ mm}$ und $rL = 0,15\text{ mm}$. Rechts: Temperatur im Gewebe entlang $L1$ für $rL \leq \Delta r \leq rL + 3\text{ mm}$ für Geo1 und Geo2 mit $rL = 1\text{ mm}$ und $rL = 0,15\text{ mm}$	212
Abbildung 90: Gewebetemperatur ϑP in Geo1 entlang $L1$ mit $(\omega 1)$ und ohne Blutperfusion $(\omega 0)$ bei Schlingendrahradien $rL = 1\text{ mm}$ und $rL = 0,15\text{ mm}$. Die Wärmeeintragsdauern betragen $tw = 4\text{ s}$ und $tw = 60\text{ s}$	213
Abbildung 91: Simulierte Gewebetemperatur in verschiedenen Gewebetiefen in Abhängigkeit der Aktivitätsdauer und des Schlingendrahradiuses. Berücksichtigt ist die kritische Temperatur als Übergang von reversiblen zu irreversiblen Gewebeschäden, Daten aus [133], [134] und [102].	215
Abbildung 92: Vergleich zwischen der Koagulationstiefe bei der APC mit den Simulationsergebnissen und den daraus resultierenden Temperaturen bei verschiedenen Abständen Δr zum Schlingendraht. Gegenüberstellung von: $rL = 1\text{ mm}$; $rL = 0,15\text{ mm}$; APC 1 bis APC3 aus [169].	217

Tabellenverzeichnis

Tabelle 1: Übersicht der Einflussfaktoren mit den in dieser Arbeit getroffenen Annahmen zur Umsetzung des Lösungsansatzes.	64
Tabelle 2: Signalfrequenz und Ausgangsleistung an ESU1, ESU2 und der in der Literatur verwendeten ESU; Angabe der Ausgangsleistungen von ESU1 und ESU2 erfolgt gemäß der möglichen Geräteeinstellungen	78
Tabelle 3: Gegenüberstellung von Multi- und Einzelelektrodensystemen bezüglich der Anforderungen an die Versuchsumgebung zur Untersuchung des Schlingenverschleißes im elektrolytischen Trog.	93
Tabelle 4: Darstellung der Schalterstellungen an den Schaltern S_{E1} , S_{E2} und S_{E3} während der aktiven und inaktiven Plasmaphase mit Darstellung der Verbindung zwischen Resektoskop und ESU/ZA. Schalter offen: o; Schalter geschlossen: g.	109
Tabelle 5: Auflistung der in diesem Kapitel jeweils exemplarisch dargestellten Schlingen, die Bereiche des größten Materialabtrags sowie die Gruppe zur Reihenfolge der Darstellung.	122
Tabelle 6: Ergebnisse zur Analyse der Kratergröße und Krateranzahl im ausgewerteten Flächenbereich von $600 \mu\text{m}^2$. Betrachtung der Krateranzahl N , des mittleren Kraterdurchmessers dK , der Gesamtkraterfläche $AdKN$ und dem Flächenfüllfaktor k	138

Tabelle 7: Zusammenfassung der Ergebnisse aus der Potentialmessung im elektrolytischen Trog zur Untersuchung des Schlingenverschleißes aus Abbildung 61 mit Gegenüberstellung der jeweils maximal erreichten Aktivitätsdauern tA , den verschleißbedingten Spannungsänderungen $\Delta U_{eff}(tA)$ für die Resektionselektroden E25 bis E28 sowie den Schlingendrahtdurchmesseränderungen $\Delta d_{SD,0}(tA)$	150
Tabelle 8: Vergleich der gemessenen ULR von E25 und E25 mit berechneten UM für E27 und 28 zum Zeitpunkt gleicher Durchmesseränderungen.	153
Tabelle 9: Gegenüberstellung der Flächen $ASOn$ und $ASOv$, mit daraus berechnetem $ASOk$ für die Elektrode $E14$ sowie für die Modelle M1 bis M3 zur Auswahl der Modellgeometrie für die FEM Simulation. .	186
Tabelle 10: Zu untersuchende Parameter und Wertezuweisung für die Simulation der Temperaturverteilung im Gewebe.	196
Tabelle 11: Einfluss des Schlingenverschleißes auf die im Trog gemessene elektrische Spannung bei einem radialen Abstand $r = 9\text{ mm}$	204
Tabelle 12: Bewertung der Methoden und deren Ergebnisse zur Untersuchung des Schlingenverschleißes bei der transurethralen Resektion der Prostata	231

Scientific Reports on Measurement and Sensor Technology

1. Bouchaala, Dhouha (2016)

Investigation of Current Excitation for Personal Health and Biological Tissues Monitoring

ISBN 978-3-941003-96-9

Volltext: <https://nbn-resolving.de/urn:nbn:de:bsz:ch1-qucosa-204801>

2. Heidary Dastjerdi, Maral (2016)

Ein Beitrag zur Verbesserung der Eigenschaften magnetisch-induktiver Tastspulen

ISBN 978-3-944640-98-3

Volltext: <https://nbn-resolving.de/urn:nbn:de:bsz:ch1-qucosa-207628>

3. Guermazi, Mahdi (2016)

In-Vitro Biological Tissue State Monitoring based on Impedance Spectroscopy

ISBN 978-3-96100-003-6

Volltext: <https://nbn-resolving.de/urn:nbn:de:bsz:ch1-qucosa-206710>

4. Viehweger, Christian (2017)

Modellbasiertes Energiemanagement für die intelligente Steuerung solarversorgter drahtloser Sensorsysteme

ISBN 978-3-96100-022-7

Volltext: <https://nbn-resolving.de/urn:nbn:de:bsz:ch1-qucosa-224040>

5. Gerlach, Carina (2017)

Dispersionsoptimierung von Kohlenstoffnanoröhren für die Herstellung von Polymer-Komposit-Drucksensoren

ISBN 978-3-96100-025-8

Volltext: <https://nbn-resolving.de/urn:nbn:de:bsz:ch1-qucosa-226222>

6. Sanli, Abdulkadir (2018)

Synthesis and Characterization of Strain Sensitive Multi-walled Carbon Nanotubes/Epoxy based Nanocomposites

ISBN 978-3-96100-047-0

Volltext: <https://nbn-resolving.de/urn:nbn:de:bsz:ch1-qucosa-233763>

7. Weber, Christian (2018)

Entwicklung eines Verfahrens zur Anhaftungserkennung und Trennung von Einflussgrößen bei kapazitiven Näherungsschaltern mit Hilfe der Impedanzspektroskopie

ISBN 978-3-96100-056-2

Volltext: <https://nbn-resolving.de/urn:nbn:de:bsz:ch1-qucosa2-234856>

8. Benchirouf, Abderrahmane (2018)

Carbonaceous Nanofillers and Poly (3,4- ethylenedioxythiophene)

Poly(styrenesulfonate) Nanocomposites for Wireless Sensing

Applications

ISBN 978-3-96100-068-5

Volltext: <https://nbn-resolving.de/urn:nbn:de:bsz:ch1-qucosa2-319037>

9. Naifar, Slim (2019)

Model based Design of a Magnetoelectric Vibration Converter from Weak

Kinetic Sources

ISBN 978-3-96100-079-1

Volltext: <https://nbn-resolving.org/urn:nbn:de:bsz:ch1-qucosa2-327748>

10. Bouhamed, Ayda (2019)

Investigation of Stress Distribution and Adhesion Effects of Strain Sensitive Epoxy/MWCNT Nanocomposite Films

ISBN 978-3-96100-080-7

Volltext: <https://nbn-resolving.org/urn:nbn:de:bsz:ch1-qucosa2-327817>

11. Bradai, Sonia (2019)
Design and Modelling of a Novel Hybrid Vibration Converter based on Electromagnetic and Magnetoelectric Principles
ISBN 978-3-96100-081-4
Volltext: <https://nbn-resolving.org/urn:nbn:de:bsz:ch1-qucosa2-327874>
12. Kallel, Bilel (2019)
Design of Inductive Power Transmission System for Low Power Application With Movable Receiver and Large Air Gap
ISBN 978-3-96100-083-8
Volltext: <https://nbn-resolving.org/urn:nbn:de:bsz:ch1-qucosa2-329759>
13. Chaour, Issam (2019)
Efficiency Improvement of RF Energy Transfer by a Modified Voltage Multiplier RF DC Converter
ISBN 978-3-96100-079-1
Volltext: <https://nbn-resolving.de/urn:nbn:de:bsz:ch1-qucosa2-327748>
14. Fendri, Ahmed (2020)
Impedimetric Sensor System for Edible Oil Quality Assessment
ISBN 978-3-96100-107-1
Volltext: <https://nbn-resolving.org/urn:nbn:de:bsz:ch1-qucosa2-371733>
15. Götz, Martin (2020)
Subthreshold Leakage Voltage Supervisor für den wartungsfreien Betrieb umgebungsenergieversorgter Sensorknoten
ISBN 978-3-96100-115-6
Volltext: <https://nbn-resolving.org/urn:nbn:de:bsz:ch1-qucosa2-384055>
16. Kheriji, Sabrina (2021)
Design of an Energy-Aware Unequal Clustering Protocol based on Fuzzy Logic for Wireless Sensor Networks
ISBN 978-3-96100-130-9
Volltext: <https://nbn-resolving.org/urn:nbn:de:bsz:ch1-qucosa2-733031>

17. Barioul, Rim (2022)

Hand Sign Recognition based on Myographic Methods and Random
K-Tournament Grasshopper Extreme Learner

ISBN 978-3-96100-147-7

Volltext: <https://nbn-resolving.org/urn:nbn:de:bsz:ch1-qucosa2-766982>

18. Büschel, Paul (2022)

Streamlining Berechnung des erweiterten

Zeitkonstantendichtespektrums aus Zeitdaten für die Diagnose von
Lithium Ionen Batterien

ISBN 978-3-96100-148-4

Volltext: <https://nbn-resolving.org/urn:nbn:de:bsz:ch1-qucosa2-767104>

19. Bouattour, Ghada (2022)

Compact Multi-Coil Inductive Power Transfer System with a Dynamic
Receiver Position Estimation

ISBN 978-3-96100-149-1

Volltext: <https://nbn-resolving.org/urn:nbn:de:bsz:ch1-qucosa2-767115>

20. Morgenstern, Tino (2022)

Untersuchung der Eignung von Methoden zur

Schlingenverschleißanalyse bei der transurethralen Resektion der
Prostata

ISBN 978-3-96100-157-6

Volltext: <https://nbn-resolving.org/urn:nbn:de:bsz:ch1-qucosa2-782210>