

Medizinische Fakultät der Charité – Universitätsmedizin Berlin  
Campus Benjamin Franklin  
aus dem Institut für Medizinische Physik und Lasermedizin  
Direktor: Prof. Dr.-Ing. Gerhard J. Müller, Prof. h. c., Dr. h. c. mult.

Bipolarer hochfrequenter Wechselstrom in der interstitiellen  
Thermotherapie  
(HFITT)

Inaugural-Dissertation  
zur Erlangung des Grades  
Doctor rerum medicarum  
der Charité – Universitätsmedizin Berlin  
Campus Benjamin Franklin

vorgelegt von Karsten Liebold  
aus Ludwigsfelde

Referent: Prof. Dr.-Ing. Gerhard J. Müller, Prof. h. c., Dr. h. c. mult.

Korreferent: Prof. Dr. rer. nat. Jürgen Lademann

Gedruckt mit Genehmigung der Charité - Universitätsmedizin Berlin  
Campus Benjamin Franklin

Promoviert am: 15.12.2006

# Inhalt

<b>1</b>	<b>Einleitung, Aufgabe und Problemstellung.....</b>	<b>3</b>
1.1	Grundlagen und Stand der Technik .....	5
1.1.1	Physikalische Wirkungen des elektrischen Stromes auf Gewebe.....	5
1.1.2	Lokale Erwärmung von Gewebe.....	6
1.1.2.1	Temperaturverteilung im Gewebe .....	6
1.1.2.2	Gewebeschädigung durch Temperaturerhöhung .....	8
1.1.2.3	Arrhenius-Formalismus .....	9
1.1.3	Verfahren der HF-Chirurgie.....	11
1.1.4	Monopolare und bipolare Anwendungsform der HF-Chirurgie .....	12
1.1.5	Interstitielle Thermotherapie.....	14
1.1.5.1	Laserinduzierte interstitielle Thermotherapie (LITT).....	14
1.1.5.2	Hochfrequenzstrominduzierte interstitielle Thermotherapie (HFITT) .....	16
1.1.6	Feldverteilung .....	19
1.1.7	Dynamik des Koagulationsprozesses bei der HFITT .....	21
1.2	Ausgangsanalyse der klinischen Rahmenbedingungen und Anforderungen .....	24
1.2.1	Anwendung bei der Nasenmuschelhyperplasie .....	25
1.2.2	Anwendung bei der benignen Prostatahyperplasie (BPH).....	27
1.2.3	Anwendung zur Therapie von Lebermetastasen .....	27
<b>2</b>	<b>Material und Methoden.....</b>	<b>29</b>
2.1	Messplatz .....	29
2.2	Koagulation mit zylinderförmigem Elektrodenpaar .....	31
2.2.1	Einfluss der Elektrodenlänge .....	32
2.2.2	Einfluss des Durchmessers.....	40
2.2.3	Einfluss des Isolators .....	47
2.2.4	Einfluss der Leistung .....	49
2.3	Andere Elektrodenformen.....	54
2.3.1	Helixförmige Anordnung der Elektroden .....	54
2.3.2	Streifenförmige Anordnung der Elektroden .....	58
2.4	Spülung .....	60
2.5	Kühlung.....	64
2.6	Taktung .....	67

2.7	Regelung .....	71
2.7.1	Impedanzregelung .....	71
2.7.2	Temperaturregelung .....	74
2.8	Konstruktive Gestaltungsmöglichkeiten .....	79
2.8.1	Isolierende Schichten .....	79
2.8.2	MRT-Kompatibilität .....	84
2.8.3	Klebung .....	90
<b>3</b>	<b>Ergebnisse .....</b>	<b>97</b>
3.1	Nasenmuschelhyperplasie .....	97
3.1.1	Applikator .....	97
3.1.2	Anwendung und Bewertung .....	98
3.2	Prostatahyperplasie .....	100
3.2.1	Applikator .....	100
3.2.2	Anwendung und Bewertung .....	101
3.3	Lebermetastasen .....	102
3.3.1	Applikator .....	102
3.3.2	Beurteilung des Applikators für Lebermetastasen .....	104
<b>4</b>	<b>Diskussion und Ausblick .....</b>	<b>107</b>
<b>5</b>	<b>Zusammenfassung .....</b>	<b>111</b>
<b>6</b>	<b>Literaturverzeichnis .....</b>	<b>113</b>

**Erklärung**

**Curriculum Vitae**

**Danksagung**

## 5 Zusammenfassung

Bei zahlreichen Anwendungen zur Zerstörung von Tumoren oder hyperplastischen Gewebes hat sich das minimal invasive Verfahren der interstitiellen Thermotherapie etablieren können. Zur Anwendung der bipolaren HF-Technologie, die prinzipiell eine hohe Sicherheit bei einfacher Handhabung bietet, sind jedoch noch kaum geeignete Applikationssysteme erhältlich. Deshalb wurden Untersuchungen zur Gestaltung und Wirkung solcher Systeme durchgeführt, um mit den gewonnenen konzeptionellen Daten entsprechende Funktionsmuster zu entwickeln.

Zunächst wurden für einen Applikator mit der Standardkonfiguration zweier hintereinander angeordneter, zylinderförmiger Elektroden der Einfluss von Durchmesser, Länge, und Abstand der Elektroden auf Form und Größe der erzeugbaren Läsionen untersucht. Durch die Variation von Länge und Abstand der beiden Elektroden lassen sich hier ellipsoide Koagulationen von Kugelform bis zu einem Längen/Durchmesser Verhältnis von 2,6 erzielen, wie In-vitro-Versuchsreihen und Simulationen ergaben. Der erzielbare Durchmesser hängt dabei vom Durchmesser der Elektroden ab. Mit einem 3-mm-Applikator mit einer aktiven Länge von 45 mm wurde ein Läsionsdurchmesser von  $23 \pm 1$  mm erzielt bei einem Volumen von  $14,8 \text{ cm}^3$ . Mit einem gekühlten Applikator gleicher Abmessung sind  $32 \pm 1$  mm bei  $26,7 \text{ cm}^3$  Volumen möglich (Leber, in vitro, unperfundiert, 10 min Applikationszeit).

In weiteren Versuchsreihen wurde der Einfluss der applizierten elektrischen Leistung bei verschiedenen Elektrodenlängen ermittelt. Eine höhere Leistungseinstellung führt neben der naheliegenden Volumenvergrößerung auch zu einer deutlichen Formänderung. Das Längen-/Durchmesser Verhältnis ließ sich damit zwischen 1,3 und 2,3 beziehungsweise zwischen 0,9 und 1,6 bei gekühltem Applikator variieren.

Zur Erzeugung zylinderförmiger Läsionen großer Länge wurde sowohl eine helixförmige Anordnung der beiden Elektroden als auch gerade Streifen untersucht. Mit beiden ließen sich gleichmäßig zylindrische Koagulationen erzeugen, deren Länge der des Applikators entsprach.

Des Weiteren wurde eine Spülung der Applikatorspitze mit 0,9 % NaCl mit der internen Kühlung der Elektroden verglichen. Im Gegensatz zur Kühlung erzeugt die Spülung undefinierte Läsionsformen und eignet sich kaum für die Thermotherapie, während die Kühlung eine Volumenvergrößerung um 80 % erlaubt.

Im Hinblick auf eine Volumenvergrößerung wurde außerdem die Taktung des Generators sowie eine Leistungsregelung anhand sowohl der Temperatur als auch der Impedanz untersucht. Alle

drei Maßnahmen erlaubten keine wesentliche Läsionsvergrößerung. Bei der Taktung waren aber Unterbrechungen von bis zu 10 s ohne Volumeneinbuße möglich, was zum Beispiel eine störungsfreie Aufnahme von MRT-Sequenzen erlaubt.

Hinsichtlich konstruktiver Lösungen wurde eine elektrolytisch erzeugte Schicht aus Titanoxid für die Realisierung dünner Isolationen eruiert. Weiterhin wurden erfolgreich geeignete Klebstoffe für die Verbindungen der Applikatorspitze untersucht sowie ein MRT-kompatibler Applikatoraufbau entwickelt und erfolgreich getestet.

Auf der Basis der Erkenntnisse wurden abschließend für die drei exemplarischen Anwendungen der Behandlung der Nasenmuschelhyperplasie, der benignen Prostatahyperplasie und von Lebermetastasen Applikatoren aufgebaut und in anwendungsrelevanten Versuchen bewertet. Das Funktionsmuster für die Muschelkaustik wies dabei die gleiche Wirksamkeit wie monopolare HF- oder wie Laserapplikatoren auf und zeichnete sich darüber hinaus durch eine kontrollierbarere Tiefenwirkung und fehlende Gewebekarbonisation aus. Der Applikator für die benignen Prostatahyperplasie zeigte im Ex-vivo-Versuch eine den etablierten Lasersystemen ebenbürtige Effizienz und Handhabung. Untersuchungen des dritten Funktionsmusters in unterschiedlich perfundierter Schweineleber belegten auch hier den praktikablen Einsatz, wobei sich das erreichbare Koagulationsvolumen durch eine vorübergehende Mikroembolisation oder durch ein Pringlemanöver auf das 4,3- beziehungsweise 5,8-fache vergrößern ließ.

Zusammenfassend konnte also die prinzipielle Eignung des bipolaren hochfrequenten Wechselstroms für die interstitielle Thermo-therapie gezeigt werden.



## **Erklärung**

Ich, Karsten Liebold, erkläre, dass ich die vorgelegte Dissertationsschrift mit dem Thema „Bipolarer hochfrequenter Wechselstrom in der Interstitiellen Thermotheapie (HFITT)“ selbst verfasst und keine anderen als die angegebenen Quellen und Hilfsmittel benutzt, ohne die (unzulässige) Hilfe Dritter verfasst und auch in Teilen keine Kopien anderer Arbeiten dargestellt habe.

Datum

Unterschrift



## **Curriculum Vitae**

Mein Lebenslauf wird aus Datenschutzgründen in der elektronischen Version meiner Arbeit nicht mit veröffentlicht.



## **Danksagung**

Herrn Prof. Dr.-Ing. Gerhard J. Müller, Prof. h. c., Dr. h. c. danke ich für die Betreuung, das Vertrauen und die anhaltende Unterstützung. Der Sonnenfeld-Stiftung gilt mein Dank für die Förderung und insbesondere Herrn Prof. Dr.-Ing. Hansjürgen Frhr. von Villiez für die wohlwollende persönliche Begleitung.

Besonders danken möchte ich auch meinen ehemaligen Kollegen Herrn Dr.-Ing. Thomas Stein und Herrn Dr.-Ing. Kai Desinger für ihre zahlreichen Ratschläge und Herrn Dipl.-Ing. Oliver Schulze für die Hilfe bei der Durchführung der Versuche.

Allen Kollegen des Instituts für Medizinische Physik und Lasermedizin, der Laser- und Medizintechnologie GmbH, Berlin und den klinischen Partnern danke ich für die angenehme Zusammenarbeit und hilfreiche Diskussionen.

Meinen Eltern bin ich dankbar für ihre uneingeschränkte Unterstützung und ihr Bestreben, Wissbegierde und Selbständigkeit zu fördern.

Zum Abschluss gebührt ohne Zweifel außerordentlicher Dank meiner Frau und den Kindern, die mich in der ganzen Zeit geduldig und nachsichtig begleiteten.