

**AUS DER ABTEILUNG
FÜR UNFALLCHIRURGIE
PROF. DR. M. NERLICH
DER MEDIZINISCHEN FAKULTÄT
DER UNIVERSITÄT REGENSBURG**

**Die Temperaturentwicklung im Handgelenk bei arthroskopischer
Thermoablation mit monopolarer und bipolarer
Radiofrequenzenergie – eine Studie an 14 Leichenhandgelenken**

**Inaugural-Dissertation
zur Erlangung des Doktorgrades
der Medizin**

**der
Medizinischen Fakultät
der Universität Regensburg**

vorgelegt von

Christoph Eder

2013

**AUS DER ABTEILUNG
FÜR UNFALLCHIRURGIE
PROF. DR. M. NERLICH
DER MEDIZINISCHEN FAKULTÄT
DER UNIVERSITÄT REGENSBURG**

**Die Temperaturentwicklung im Handgelenk bei arthroskopischer
Thermoablation mit monopolarer und bipolarer
Radiofrequenzenergie – eine Studie an 14 Leichenhandgelenken**

**Inaugural-Dissertation
zur Erlangung des Doktorgrades
der Medizin**

**der
Medizinischen Fakultät
der Universität Regensburg**

vorgelegt von

Christoph Eder

2013

Dekan: Prof. Dr. Dr. T. Reichert
1. Berichterstatter: Prof. Dr. M. Nerlich
2. Berichterstatter: PD Dr. M. Zimmermann
Tag der mündlichen Prüfung: 10. Januar 2014

Meinen Eltern

ABKÜRZUNGSVERZEICHNIS

A.	Arteria
Abb.	Abbildung
a.-p.	anterior-posterior
Art./ Artt.	Articulatio/ Articulationes
bzw.	beziehungsweise
°C	Grad Celsius
ca.	circa
cm	Zentimeter
d.h.	das heißt
DRUG	Articulatio radioulnaris distalis
et al.	et altera
Fa.	Firma
FL	Fossa lunata
h	Stunde
Lig./ Ligg.	Ligamentum/ Ligamenta
LT-Band	Ligamentum lunotriquetrum
M./ Mm.	Musculus/ Musculi
MC	Mediokarpalgelenk
MCR	midcarpal radial
MCU	midcarpal ulnar
ml	Milliliter
mm	Millimeter
mmHg	Millimeter Quecksilbersäule
MRT	Magnetresonanztomographie
N./ n.	Nervus/ nervi
NU	Nervus ulnaris

NaCl	Natriumchlorid
Proc.	Processus
R.	Ramus
RF	Radiofrequenz-
RFE	Radiofrequenzenergie
RLT-Band	Ligamentum radiolunotriquetrum
ROM	Range of Motion
Rr	Recessus radialis
RSC-Band	Ligamentum radioscapheocapitatum
RSL-Band	Ligamentum radioscapheolunatum
s	Sekunde
SFF	Strecksehnenfach
SLAC	scapholunate advanced collapse
SL-Band	Ligamentum scapholunatum
STT-Gelenk	Scapho-Trapezio-Trapezoidalgelenk
sog.	sogenannt
Tab.	Tabelle
TFCC	triangular fibrocartilage complex
W	Watt
z. B.	zum Beispiel

INHALTSVERZEICHNIS

1 EINLEITUNG	1
2 THEORETISCHE GRUNDLAGEN	3
2.1 Wesentliche Aspekte der Anatomie des Handgelenkes.....	3
2.1.1 Das Skelett der Handwurzel	3
2.1.1.1 Proximale Reihe	4
2.1.1.2 Distale Reihe	4
2.1.2 Die Gelenke des Handwurzelbereichs	5
2.1.2.1 Articulatio radioulnaris distalis	5
2.1.2.2 Articulatio radiocarpalis	5
2.1.2.3 Articulatio mediocarpalis.....	7
2.1.2.4 Articulationes intercarpales et carpometacarpales.....	7
2.1.2.5 Bewegungsmöglichkeiten und Bewegungsumfang der Gelenke im Zusammenspiel	7
2.1.3 Ulnokarpaler Komplex/ TFCC	9
2.1.4 Das Ligamentum scapholunatum	11
2.2 Die Arthroskopie des Handgelenks	13
2.2.1 Indikationen zur Handgelenksarthroskopie	13
2.2.2 Technische Voraussetzungen und Equipment.....	15
2.2.3 Arthroskopische Zugangsportale	16
2.2.4 Durchführung einer diagnostischen Arthroskopie – ein Rundgang durch das Handgelenk	19
2.2.5 Das Spektrum arthroskopischer Therapiemöglichkeiten – dargestellt anhand ausgewählter Pathologien des Handgelenks	23
2.2.5.1 Operationen am Gelenkknorpel	23
2.2.5.2 Die Arthroskopie bei Läsionen des Lig. scapholunatum.....	25
2.2.5.3 Arthroskopische Therapiemöglichkeiten bei TFCC-Schädigungen	28
2.2.6 Mögliche Komplikationen einer Handgelenksarthroskopie	32

2.3 Der arthroskopische Einsatz von Radiofrequenzenergie in Orthopädie und Unfallchirurgie.....	33
2.3.1 Grundlagen radiochirurgischer Systeme.....	33
2.3.1.1 Begriffsklärung	33
2.3.1.2 Physikalisches Wirkprinzip der Radiofrequenzenergie.....	34
2.3.1.3 Funktionsweise monopolarer und bipolarer RF-Systeme.....	35
2.3.2 Einsatzgebiete der Radiofrequenzenergie in der orthopädisch-traumatologischen Arthroskopie	36
2.3.2.1 Anwendungen am Kapsel-Band-Apparat.....	37
2.3.2.1.1 Prinzipielle Grundlagen des thermischen Shrinkage kollagenhaltigen Gewebes.....	37
2.3.2.1.2 Ergebnisse der unterschiedlichen Anwendungsgebiete	39
2.3.2.2 Thermische Chondoplastik.....	42
2.3.2.2.1 Wirkprinzip einer RF-Behandlung am Knorpel vor dem pathophysiologischen Hintergrund des Knorpelschadens	42
2.3.2.2.2 Experimentelle und klinische Studienlage	43
3 FRAGESTELLUNG, HYPOTHESEN UND ZIELSETZUNG DER STUDIE .	48
4 MATERIAL UND METHODEN	51
4.1 Handgelenke	51
4.2 Radiofrequenz-Systeme	51
4.3 Arthroskopie-Equipment	51
4.4 Temperaturmessung.....	52
4.5 Versuchsdurchführung	53
4.6 Statistische Analyse	61

5 ERGEBNISSE	62
5.1 Daten der Leichenhandgelenke	62
5.2 Flussrate der Spülflüssigkeit	63
5.3 Versuch 1: Zentrale RF-Energieabgabe im Radiokarpalgelenk ohne und mit Spülung	64
5.3.1 Temperaturprofil der Mittelwerte	64
5.3.1.1 Bipolares RF-System.....	64
5.3.1.2 Monopolares RF-System.....	66
5.3.1.3 Vergleich beider Systeme.....	67
5.3.2 Temperaturhöchstwerte.....	68
5.3.3 Vergleich der Temperaturkurve bei kontinuierlicher Energieabgabe mit dem Profil einzelner Energiestöße von ansteigender Dauer	70
5.4 Versuch 2: Chondroplastik der Fossa lunata.....	71
5.4.1 Temperaturprofil der Mittelwerte	71
5.4.1.1 Bipolares RF-System.....	71
5.4.1.2 Monopolares RF-System.....	74
5.4.1.3 Vergleich beider Systeme.....	77
5.4.2 Temperaturhöchstwerte.....	78
5.5 Versuch 3: Debridement und Schrumpfung des SL-Bandes	80
5.5.1 Temperaturprofil der Mittelwerte	80
5.5.1.1 Bipolares RF-System.....	80
5.5.1.2 Monopolares RF-System.....	83
5.5.1.3 Vergleich beider Systeme.....	86
5.5.2 Temperaturhöchstwerte.....	87
5.6 Versuch 4: TFCC-Debridement	88
5.6.1 Temperaturprofil der Mittelwerte	88
5.6.1.1 Bipolares RF-System.....	88
5.6.1.2 Monopolares RF-System.....	92
5.6.1.3 Vergleich beider Systeme.....	95
5.6.2 Temperaturhöchstwerte.....	96

6 DISKUSSION	98
6.1 Eigene Ergebnisse vor dem Hintergrund der aktuellen Studienlage	98
6.1.1 Der Einfluss der Energieabgabedauer	99
6.1.2 Der Einfluss der Spülung	100
6.1.3 Der Einfluss des RF-Gerätes: monopolar vs. bipolar	105
6.1.4 Der Einfluss der Entfernung zur aktiven RF-Sonde	108
6.2 Studiendesign und Methodik	115
7 ZUSAMMENFASSUNG UND SCHLUSSFOLGERUNGEN	117
8 LITERATURVERZEICHNIS	121
9 ANHANG	138
9.1 Arthroskopische Beurteilung der einzelnen Handgelenke	138
9.2 Abbildungsübersicht	138
9.3 Tabellenübersicht	142
10 CURRICULUM VITAE.....	144
11 DANKSAGUNG	145

1 EINLEITUNG

In der Antike, bereits vor über 2400 Jahren, wurde von Hippokrates thermische Energie in Form von Hitze/ Wärme als therapeutisches Instrument zur Behandlung pathologischer Gelenkveränderungen eingesetzt. Bei Patienten mit instabilen, hyperlaxen Schultergelenken hatte er ein glühendes Brandeisen in die Achselhöhle gehalten, um durch das konsekutiv gebildete Narbengewebe rezidivierende Schulterluxationen zu vermindern oder bestenfalls zu verhindern¹¹⁰. Die Verwendung thermischer Energie zur Therapie bei Gelenkveränderungen ist heute eine Domäne der orthopädisch-unfallchirurgischen Arthroskopie. Bedeutend gezielter und schonender als zu Hippokrates` Zeiten kann dank der Etablierung des arthroskopischen Verfahrens thermische Energie minimal-invasiv im Gelenk angewendet werden.

Standen dabei am Anfang der arthroskopischen Ära dem Operateur nur miniaturisierte mechanische Geräte wie kleine Zangen oder Shaver zur Verfügung, so haben in den letzten beiden Jahrzehnten zunehmend die elektrothermischen Verfahren (Laser, Radiofrequenzgeräte) Einzug in das arthroskopische Operieren gefunden und sich in der Behandlung verschiedenster Gelenkerkrankungen etabliert. Als einige Beispiele seien hierfür Knorpelglättungen bei Arthrose, Meniskusteilresektionen bei Meniskusverletzungen oder Schulterkapselraffung bei Schulterinstabilität genannt. Gerade die Radiofrequenzmethode fand dabei auf Grund ihrer Kostengünstigkeit und einfacheren Handhabung im Vergleich zu Lasern in den letzten Jahren weite Verbreitung in der Arthroskopie, wobei durch Modifikationen und Größenanpassungen mittlerweile für fast alle Gelenke Radiofrequenz-Geräte zur Verfügung stehen³⁶.

Bei aller Euphorie der Hersteller dieser modernen, radiochirurgischen Systeme, die von den selektiven und gewebeschonenden Eigenschaften ihrer Geräte schwärmen und ständig Verbesserungen anpreisen, fehlt es jedoch auch nicht an Stimmen, die vor allzu unkritischer Anwendung von Radiofrequenzenergie warnen^{37,185}. Ein Blick hierzu auf die Studienlage lässt erkennen, dass einige Arbeitsgruppen Studien bezüglich der histologischen, biochemischen und mechanischen Auswirkungen von Radiofrequenzenergie auf das direkt behandelte Gewebe durchgeführt haben. Die Ergebnisse dieser fast ausschließlich in-vitro durchgeföhrten Untersuchungen sind äußerst kontrovers und widersprüchlich. Klinische Untersuchungen zu langfristigen Veränderungen und Reaktionen der unterschiedlichen Gewebetypen nach einer RF-Behandlung sind bis zum jetzigen Zeitpunkt nur sehr wenige, ebenfalls mit sehr verschiedenen Resultaten vorhanden.

Standen in der bisherigen Forschung stets die Effekte auf das direkt behandelte Gewebe im Fokus des Interesses, so machen Berichte beispielsweise über Strecksehnenrupturen und Hautverbrennungen nach RF-Einsatz in der Handgelenksarthroskopie¹³¹ deutlich, wie wenig wir über die Auswirkungen thermischer Energieabgabe auf den Gelenkraum als Ganzes, wie wenig wir über die Temperaturentwicklung in einem Gelenk und möglicherweise damit einhergehende thermische Schäden wissen. Gerade am Handgelenk als sehr kleinem, aber äußerst komplexem Gelenk, dessen karpales Gefüge nur durch ein Zusammenspiel vieler, eng benachbarter Strukturen stabil aufrecht erhalten werden kann, gibt es keine Untersuchungen, ob bzw. wo durch die Anwendung von RF-Energie in der Handgelenksarthroskopie gewebsschädigende Temperaturen entstehen könnten.

2 THEORETISCHE GRUNDLAGEN

2.1 Wesentliche Aspekte der Anatomie des Handgelenkes

Das Handgelenk – hinter diesem kurzen und einfachen Begriff verbirgt sich mehr als nur *ein* Gelenk. Zehn Knochen, 33 Bänder und viele weitere wichtige Strukturen bilden eine Reihe von Gelenken, die in einem diffizilen Verbund zusammengesetzt sind und gemeinsam als die funktionelle Einheit „Handgelenk“ gewertet werden. Die Komplexität und Vielschichtigkeit dieses Gelenkbereichs ist im menschlichen Körper wohl einzigartig, erschwert aber ungemein das Verständnis dieser Region. Deshalb soll im Folgenden ein Überblick über die für die vorliegende Arbeit wesentlichen Aspekte der Anatomie des Handgelenkes gegeben werden.

Grundlage dieses Kapitels sind einschlägige Lehr- und Handbücher der Anatomie^{6,44,135,142,144}, welche die makroskopisch-funktionelle Anatomie ausführlich und nahezu einheitlich beschreiben.

2.1.1 Das Skelett der Handwurzel

Die Handwurzel (Carpus) besteht aus acht kurzen Knochen, die sehr unregelmäßig geformt sind und zahlreiche charakteristische Merkmale aufweisen. Zur anatomischen Beschreibung werden diese Knochen in eine proximale und eine distale Querreihe eingeteilt. Die Elemente der proximalen und distalen Reihe sind physiologischer Weise derart angeordnet, dass im dorso-palmaren Strahlengang einer Röntgenaufnahme drei parallel verlaufende Bögen entlang ihrer Randkonturen gezeichnet werden können (siehe Abb. 1). Sie werden nach ihrem Erstbeschreiber als „Gilula-Karpalbögen“ bezeichnet⁵³. Konturunterbrechungen bzw. Stufen innerhalb eines Bogens im Röntgenbild weisen auf eine Störung des karpalen Gefüges hin.



Abb. 1 Intakte Gilula-Karpalbögen im a.-p.-Strahlengang¹³⁴

2.1.1.1 Proximale Reihe

Die proximale Querreihe (siehe Abb. 2) umfasst vier Knochen, von radial nach ulnar das Os scaphoideum (Skaphoid/ Kahnbein), das Os lunatum (Lunatum/ Mondbein), das Os triquetrum (Triquetrum/ Dreiecksbein) und das Os pisiforme (Pisiforme/ Erbsenbein), welches direkt nur mit dem Triquetrum artikuliert, dem es palmar mit einer kreisrunden Gelenkfacette aufgesetzt ist.

2.1.1.2 Distale Reihe

Weitere vier Karpalknochen bilden zusammen die distale Querreihe: von radial beginnend das Os trapezium (Trapezium/ großes Vieleckbein), das Os trapezoideum (Trapezoideum/ kleines Vieleckbein), das Os capitatum (Capitatum/ Kopfbein) und am weitesten ulnar gelegen das Os hamatum (Hamatum/ Hakenbein). Das Trapezoideum liegt als der kleinste der Karpalknochen direkt neben dem größten (Capitatum).

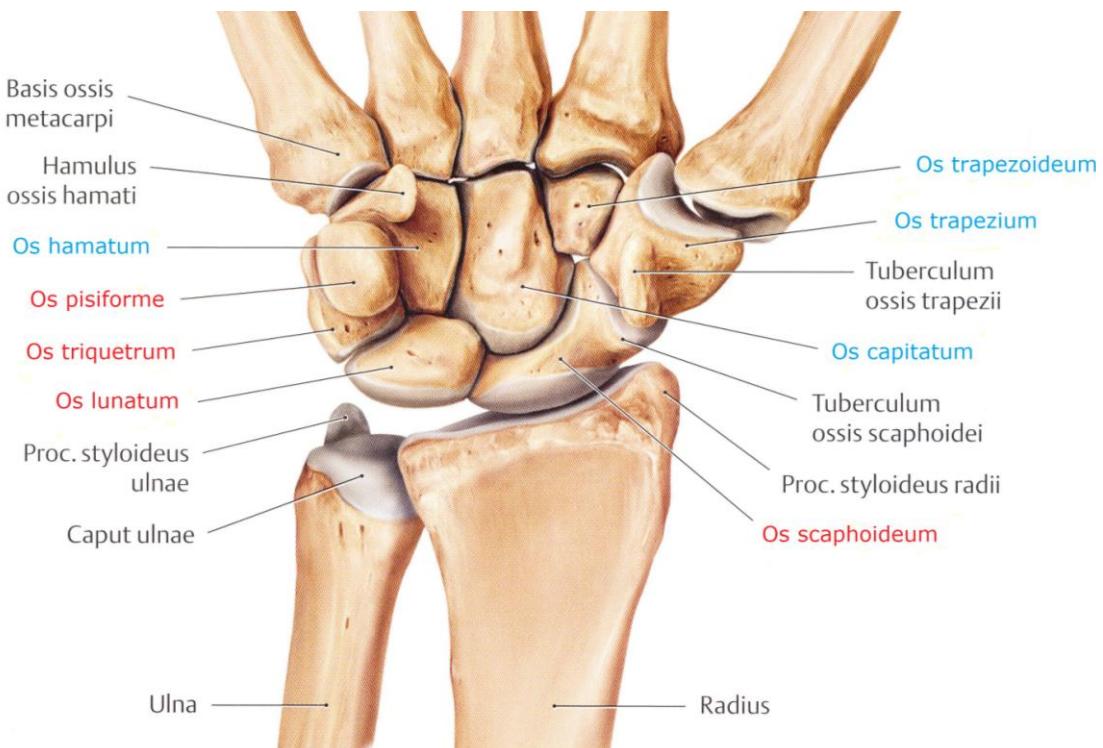


Abb. 2 Knochen der rechten Handgelenksregion in der Ansicht von palmar¹⁴⁴
 (Original wurde vom Autor bearbeitet)
 rot: Handwurzelknochen der proximalen Reihe, blau: Handwurzelknochen der distalen Reihe

2.1.2 Die Gelenke des Handwurzelbereichs

Die Hand bewegt sich gegenüber dem Unterarm in einer Vielzahl von neben- und hintereinandergeschalteten Gelenken. Dabei wirken im Bereich der Handwurzel vor allem das distale Radioulnargelenk, das Radiokarpal- und Mediokarpalgelenk sowie weitere kleine Gelenke synergistisch zusammen, um den vollen Bewegungsumfang zu gewährleisten. Im Folgenden soll deshalb eine kurze Übersicht über die wichtigsten Gelenke des Carpus gegeben werden.

2.1.2.1 Articulatio radioulnaris distalis

Das distale Radioulnargelenk (DRUG/ Art. radioulnaris distalis) entsteht durch die Verbindung der distalen Enden von Radius und Ulna (siehe Abb. 3). Dabei artikuliert die konkave Incisura ulnaris des Radius mit der konvexen Circumferentia articularis ulnae. Je nach Stellung der beiden Unterarmknochen zueinander berühren sich die beiden Gelenkflächen unterschiedlich stark, wobei die Kongruenz in der Neutral-Null-Stellung am größten ist. Funktionell entspricht das distale Radioulnargelenk einem Radgelenk, das gekoppelt mit dem proximalen Radioulnargelenk, einem Teil des Ellenbogengelenks, die Pro- und Supinationsbewegung der Hand bzw. des Unterarms ermöglicht. In Supinationsstellung verlaufen Radius und Ulna parallel und haben den größten Abstand voneinander, während bei Pronation der Radius die Ulna überkreuzt und zusätzlich eine Translationsbewegung stattfindet¹⁴².

2.1.2.2 Articulatio radiocarpalis

Die Art. radiocarpalis, auch proximales Handgelenk genannt, verbindet die beiden Unterarmknochen beweglich mit der proximalen Reihe der Handwurzelknochen (siehe Abb. 3). Die konkave Gelenkpfanne setzt sich dabei aus der Facies articularis carpi des Radius und dem sog. ulnokarpalen Komplex¹²⁸ zusammen, der dem distalen Ende der Ulna aufliegt und etwa ein Viertel der Gelenkpfanne bildet. Die Gelenkfläche des Radius lässt bei genauer Betrachtung zwei Facetten erkennen, die durch eine schmale Knorpelleiste voneinander getrennt sind: radial die kleinere, dreieckige Fossa scaphoidea und ulnar die größere, viereckige Fossa lunata, die scharfkantig zur Incisura ulnaris abfällt. Zur Unterarmlängsachse steht die Radiusgelenkfläche nicht genau senkrecht, sondern neigt sich nach palmar (10°) und ulnar ($20 - 25^\circ$).

Mit dieser eiförmigen Gelenkpfanne artikuliert nun die proximale Handwurzelreihe (außer Os pisiforme) und bildet damit den Gelenkkopf. An diesem Gelenkkopf wird dabei

oft ein einheitlicher Knorpelüberzug vorgetäuscht, da die Spalten zwischen den drei Handwurzelknochen häufig vollständig durch die interossären Bänder verschlossen sind¹⁸⁶.

Das proximale Handgelenk wird in ein radiokarpales und ein ulnokarpales Kompartiment unterteilt. Skaphoid und der radiale Teil des Lunatum bilden mit den beiden entsprechenden Radiusfacetten das radiokarpale Kompartiment, während der ulnare Flächenanteil des Os lunatum und das Os triquetrum eine Verbindung mit dem auf der Ulna aufliegenden Faserknorpelkomplex zeigen und somit das ulnokarpale Kompartiment formen.

Die Bauweise der Art. radiocarpalis entspricht der eines Ellipsoidgelenks mit zwei Freiheitsgraden. Dabei wird zusammen mit dem distalen Handgelenk die Palmarflexion und Dorsalextension einerseits sowie die Radial- und Ulnarabduktion andererseits ermöglicht.

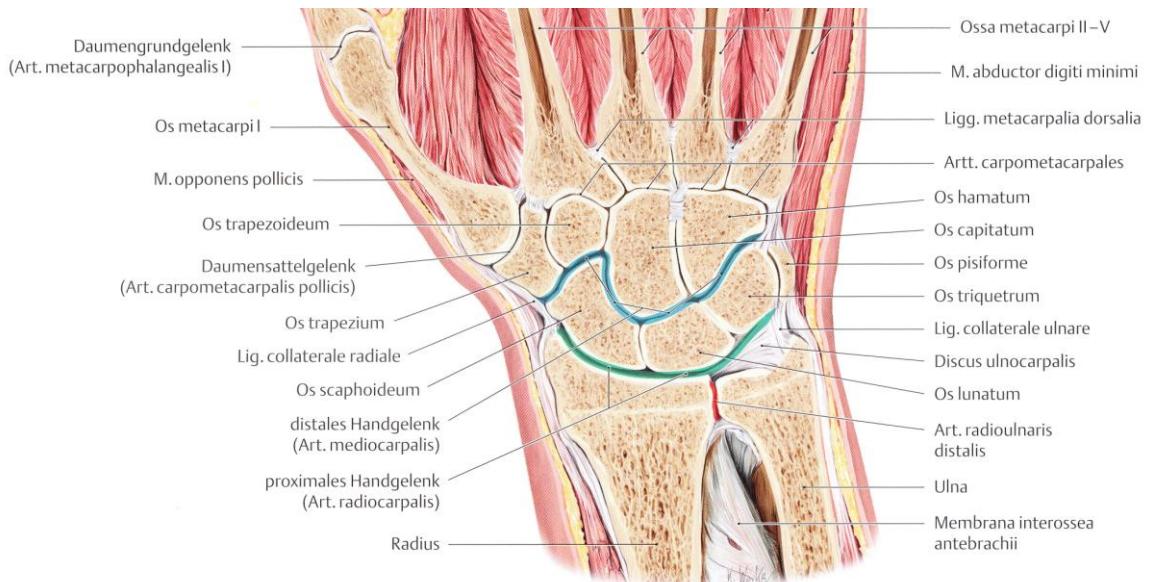


Abb. 3 Transversalschnitt durch eine rechte Hand, Ansicht von dorsal¹⁴⁴ (Original wurde vom Autor bearbeitet). Die Gelenklinien des proximalen und distalen Handgelenkes (Art. radiocarpalis und Art. mediocarpalis) sowie des distalen Radioulnargelenkes (Art. radioulnaris distalis) sind farblich hervorgehoben.

2.1.2.3 Articulatio mediocarpalis

Die proximale und distale Reihe der Handwurzelknochen artikuliert in der Art. mediocarpalis (distales Handgelenk) miteinander. Der S-förmig verlaufende Gelenkspalt (siehe Abb. 3) entsteht infolge der sehr unterschiedlichen Geometrie und Größe der Knochen und bewirkt eine innige Verzahnung dieser beiden Reihen, die durch einen starken Bandapparat zusätzlich gefestigt wird. Ligamente verstärken die palmar sehr straffe, dorsal aber schlaffe Gelenkkapsel¹⁶⁵ auf beiden Seiten.

2.1.2.4 Articulationes intercarpales et carpometacarpales

Untereinander sind die Handwurzelknochen sowohl in der proximalen als auch in der distalen Reihe gelenkig miteinander verbunden. Diese Gelenke zweigen vom Gelenkspalt des distalen Handgelenks ab und werden als Articulationes intercarpales zusammengefasst. Die Form der jeweiligen Gelenkflächen sowie verschieden starke interossäre Bänder erlauben einen unterschiedlich weiten Bewegungsspielraum.

2.1.2.5 Bewegungsmöglichkeiten und Bewegungsumfang der Gelenke im Zusammenspiel

Die Beweglichkeit des Handgelenks setzt sich aus den möglichen Freiheitsgraden der oben beschriebenen Einzelgelenke zusammen. So sind im distalen Radioulnargelenk durch den Drehmechanismus des Radius um die Ulna Supinations- und Pronationsbewegungen von je 80 bis 90 ° möglich.

Durch das Zusammenspiel von Radiokarpal- und Mediokarpalgelenk besitzt das Handgelenk Freiheitsgrade für Palmarflexion und Dorsalextension sowie Radial- und Ulnarabduktion. Nach der Neutral-Null-Methode sind dadurch eine Flexion/ Extension von 85°/ 0°/ 85° und eine Radial-/ Ulnarabduktion von 25°/ 0°/ 45 ° möglich, wobei proximales und distales Handgelenk unterschiedliche Anteile zur Gesamtbeweglichkeit beisteuern (siehe Tab. 1). Ein dritter Freiheitsgrad, der aktive Rotationen in den beiden Handgelenken ermöglichen würde, ist durch die unterschiedlich geformten Gelenkflächen, starre Kapsel- und Bandstrukturen sowie Muskel-Sehnenverläufe stark eingeschränkt. Trotzdem sind passive Rotationen bis etwa 12 ° möglich⁵⁰.

Tab.1 Bewegungsumfang der Handgelenke¹⁴⁴

	Gesamtbeweglichkeit	Radiokarpalgelenk	Mediokarpalgelenk
Flexion	85°	35°	50°
Extension	85°	50°	35°
Radialabduktion	25°	15°	10°
Ulnarabduktion	45°	20°	25°

Als besondere Kombinationsbewegung dieser anatomischen Bewegungsrichtungen sollte noch auf die sog. „dart thrower's motion“ hingewiesen werden. Es handelt sich dabei um eine kombinierte Bewegung der Hand ausgehend von einer Extensionsstellung bei gleichzeitiger Radialabduktion hin zur Endstellung in Flexion mit Ulnarabduktion²⁵. Die Bewegungsachse dieser dart thrower's motion läuft schräg durch das proximale und distale Handgelenk und wird von einigen Autoren als die primäre funktionale Bewegungsachse des gesamten Handgelenkes angesehen^{27,117}, da sehr viele Bewegungen des Alltags wie das Kämmen der Haare, Hämmern und andere schlagende Bewegungen, das Binden der Schnürsenkel und unzählige weitere Bewegungen zum Großteil durch diese dart thrower's motion erfolgen¹¹⁷. Aus diesem Grund wird diese Kombinationsbewegung von Crisco et al. auch als physiologisch wichtiger erachtet als die isolierten anatomischen Bewegungsrichtigen Flexion/Extension und Radial-/ Ulnarabduktion²⁷. Kinematische Untersuchungen haben zudem ergeben, dass bei dieser Bewegung die distale Handwurzelreihe gegenüber der proximalen Reihe rotiert, während die Karpalia der proximalen Reihe kaum bewegt werden^{25,27,117}. Insbesondere das Skaphoid sowie das Lunatum zeigen fast keinerlei Bewegungstendenzen während der dart thrower's motion. Unter diesem Gesichtspunkt erscheint diese Bewegung besonders wichtig für Rehabilitationsmaßnahmen nach Verletzungen bzw. Rekonstruktionen von Skaphoid, Lunatum oder des SL-Bandes. Hierbei kann die dart thrower's motion schon frühzeitig als Übung eingesetzt werden und kombiniert damit die Vorteile einer frühen (postoperativen) Handgelenksbewegung bei gleichzeitig geringster Bewegung der proximalen Handwurzelreihe.

2.1.3 Ulnokarpaler Komplex/ TFCC

Der ulnokarpale Komplex¹⁶² zeigt sich als eine anatomisch kompliziert aufgebaute Struktur, die sich überwiegend zwischen distalem Ulnaende und ulnarem Carpus organisiert (siehe Abb. 4). Auf Grund seiner annähernd dreieckigen Form und seines

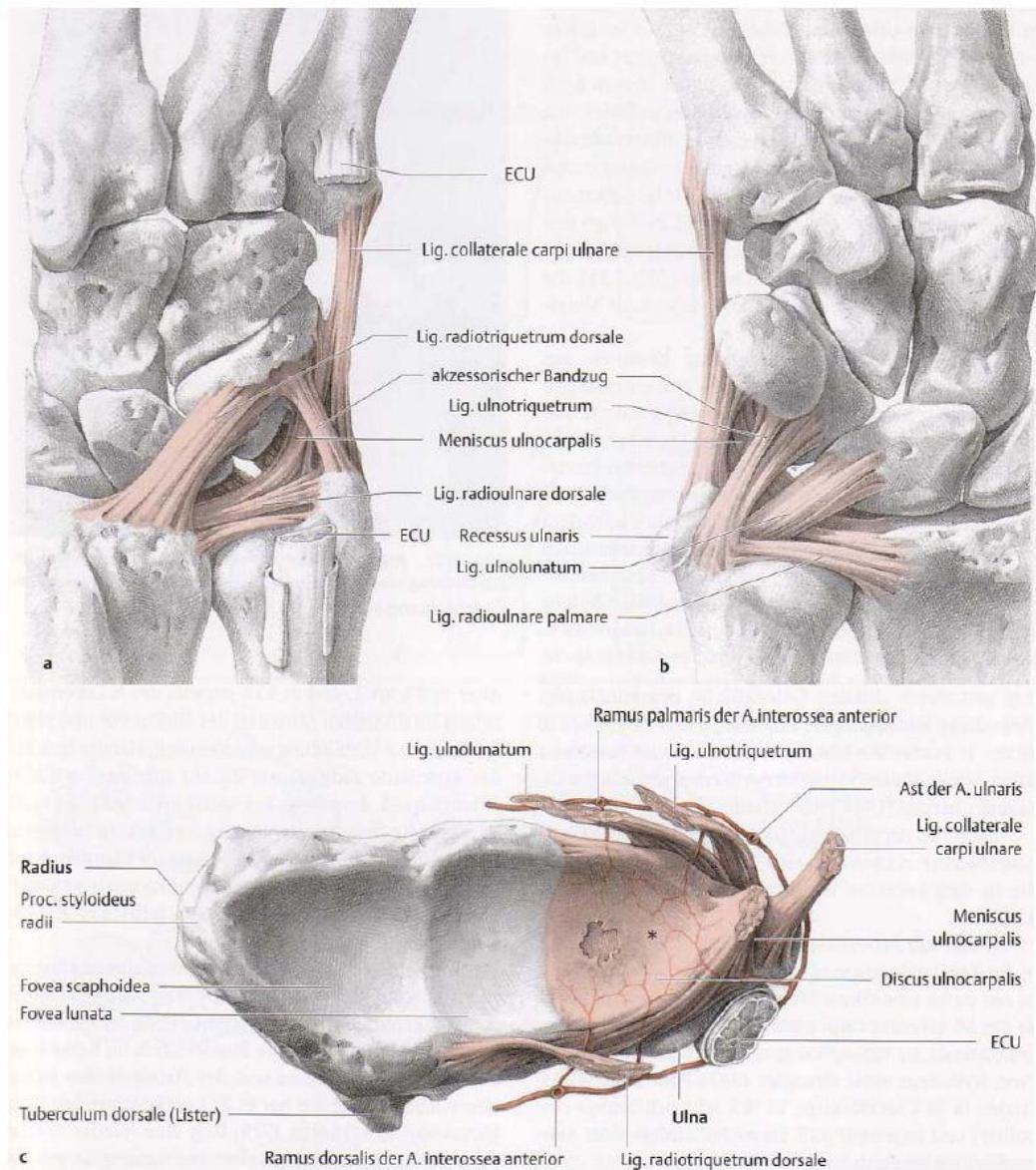


Abb. 4 a – c Ulnokarpaler Komplex (triangular fibrocartilage complex, TFCC)¹⁴²

- a Ulnokarpaler Komplex von dorsal
- b Ulnokarpaler Komplex von palmar
- c Ulnokarpaler Komplex von distal mit arterieller Versorgung

- ECU Sehne und Sehnenscheide des M. extensor carpi ulnaris
- * Perforation des Discus ulnocarpalis

Aufbau aus knorpeligen und ligamentären Anteilen wurde dieser Komplex von Palmer auch „**triangular fibrocartilage complex**“ (TFCC) genannt¹²⁸. Vom distalen ulnaren Rand des Radius beginnend stülpt sich der TFCC wie eine Haube über den Ulnakopf und erstreckt sich bis zur Basis des Os metacarpale V⁸³. Im Einzelnen besteht der ulnokarpale Komplex aus

- Discus ulnocarpalis
- Ligamentum radioulnare palmarum et dorsale
- Meniscus ulnocarpalis
- Ligamentum collaterale carpi ulnare
- Sehnenscheide des M. extensor carpi ulnaris

Von den meisten Autoren^{128,142,162} wird zusätzlich auch das Ligamentum ulnocarpale palmarum, das mit seinen beiden Bestandteilen (Ligg. ulnolunatum et ulnotriquetrum) vom palmaren Rand des Discus ulnocarpalis entspringt, zum TFCC gerechnet.

Der Hauptbestandteil des TFCC, der **Discus triangularis** (auch Discus ulnocarpalis oder articularis) ist eine etwa 1,5 cm lange, bikonkav und dreieckige Scheibe aus Faserknorpel, die das distale Radioulnargelenk vom proximalen Handgelenk vollständig trennt¹⁷⁸. Er entspringt vom distalen Rand des Radius im Bereich der Incisura ulnaris und teilt sich ulnar in zwei plattenartige Faserstränge, die zum einen an der Basis und zum anderen an der Spitze des Proc. styloideus ulnae inserieren, wobei der Hauptanteil der Fasern zur Basis des Proc. styloideus ulnae in die sog. Fovea ulnae zieht. Der Raum zwischen den Faserplatten ist mit lockerem, gut vaskularisierten Bindegewebe ausgefüllt, weshalb Henle dieses Gewebe als „etwas blutiges Band“ (Lig. subcruentum) beschrieben hat⁸⁶. Zudem treten zwischen den beiden Strängen die Bandzüge des **Lig. ulnolunatum** und des **Lig. ulnotriquetrum** hervor. Durch ihre Verlaufsrichtung vom Proc. styloideus ulnae schräg ansteigend zu den Ansatzpunkten am Lunatum bzw. Triquetrum erfolgt eine Unterstützung des Discus nach palmar¹⁷². Präparatorisch meist nicht vom Discus abgrenzbar wird er an den Außenrändern durch die **Ligg. radioulnaria dorsale et palmaria** verstärkt. Dadurch erreicht der Discus ulnocarpalis im äußeren Bereich eine Dicke von 4 - 5 mm, während er im Zentrum meist nur 1 - 2 mm misst¹⁷⁸. Diese Werte beziehen sich auf die sog. Ulna-Null-Variante. Denn bezüglich der Durchschnittsdicke des Discus stellten Palmer et al. fest, dass diese in direktem Zusammenhang mit der Ulnalänge steht: Je kürzer die Ulna im Verhältnis zum Radius ist (Ulna-Minus-Variante), desto dicker ist der Discus. Dementsprechend liegt bei einer relativ langen Ulna (Ulna-Plus-Variante) ein sehr dünner Discus ulnocarpalis vor¹²⁷.

Läsionen im Bereich des Discus sind deshalb häufig zentral lokalisiert und haben eine sehr schlechte Heilungsaussicht, da nur die äußereren Randschichten – einem Anteil von 15 – 20 % des Discus entsprechend – durchblutet sind, der Rest ist avaskulär¹⁴².

Ein weiterer wichtiger Bestandteil des TFCC ist der **Meniscus ulnocalarpalis**, eine von Palmer und Werner als „ulnocalarpal meniscus homologue“ bezeichnete¹²⁸ bindegewebige Struktur, die von der ulnaren dorsalen Kante des Discus ulnocalarpalis entspringt und distal an der Palmarseite des Triquetrum und Hamatum inseriert. Zwischen Meniscus und Discus ulnocalarpalis stülpt sich der meist sakkiforme Recessus ulnaris (oder praestyloideus) nach palmar hin aus¹⁷⁸.

Ulnar liegt dem Meniscus untrennbar das **Lig. collaterale carpi ulnare** an, das zusammen mit der etwas weiter dorsal laufenden **Sehnenscheide des M. extensor carpi ulnaris** den TFCC bis zur Basis des Os metacarpale V ausdehnt und dem Komplex am ulnaren Rand Stabilität verleiht¹²⁸.

Dem ulnokarpalen Komplex können verschiedene wichtige biomechanische Funktionen zugeschrieben werden. Zum einen hat er im distalen Radioulnargelenk eine zentrale Aufgabe zu erfüllen: Der TFCC stellt eine feste Bandverbindung am distalen Ende der Unterarmknochen her und stabilisiert damit dieses Gelenk erheblich. Wenn sich bei Pronation bzw. Supination der Hand die distalen radioulnaren Bänder anspannen, ist der TFCC der wichtigste Stabilisator des DRUG¹⁷⁸. Neben dieser Festigungsfunktion dient er zum anderen als oberflächenadaptiertes Polster zwischen Ulnakopf und ulnokarpaler Handwurzel und fängt axial einwirkende Kräfte ab¹²⁸. Als dritter Punkt ist noch zu nennen, dass der TFCC als ein wichtiges kraftübertragendes Element zwischen Hand und Unterarm normalerweise 18 % des axialen Drucks überträgt, die restlichen 82 % fließen durch den radiokarpalen Gelenkabschnitt¹⁷⁸. Entfernt man nun läsionsbedingt den Discus ulnocalarpalis, steigt durch die fehlende Druckverteilung der Anteil im radiokarpalen Kompartiment auf 94 % an, wohingegen er ulnar auf 6 % sinkt⁶⁸. Dies hat häufig arthrotische Veränderungen im Radiokarpalgelenk zur Folge.

2.1.4 Das Ligamentum scapholunatum

Die biomechanische Verbindung zwischen Skaphoid und Lunatum wird durch das **Lig. scapholunatum (SL-Band)** sichergestellt. Es ist eines der stärksten Bänder im Handgelenk⁶⁹ und wird von vielen Autoren als halbmondförmig beschrieben. Laut Berger weist das SL-Band drei charakteristische Zonen auf⁹ (siehe Abb. 5): Palmar ist das Band etwa 1 mm dick und besteht aus schrägverlaufenden Kollagenfasern. Daran

anschließend liegt der proximale mittlere Teil, der größtenteils aus Faserknorpel aufgebaut ist. Im folgenden dorsalen Abschnitt ist das Band mit einer durchschnittlichen Dicke von 3 mm am stärksten ausgebildet; diese kurzen, querverlaufenden Fasern sind für die außerordentliche biomechanische Stärke des SL-Bandes verantwortlich, während degenerative Läsionen häufig im schwächsten, proximalen Abschnitt lokalisiert sind¹⁵⁴. Funktionell erlaubt die Konstruktion des Bandes einerseits in besonderem Maße Gleit- und Torsionsbewegungen der verbunden Knochen gegeneinander¹⁴², andererseits ist es durch seine Festigkeit das wichtigste Element zur Aufrechterhaltung der gesamten karpalen Stabilität⁶⁹.

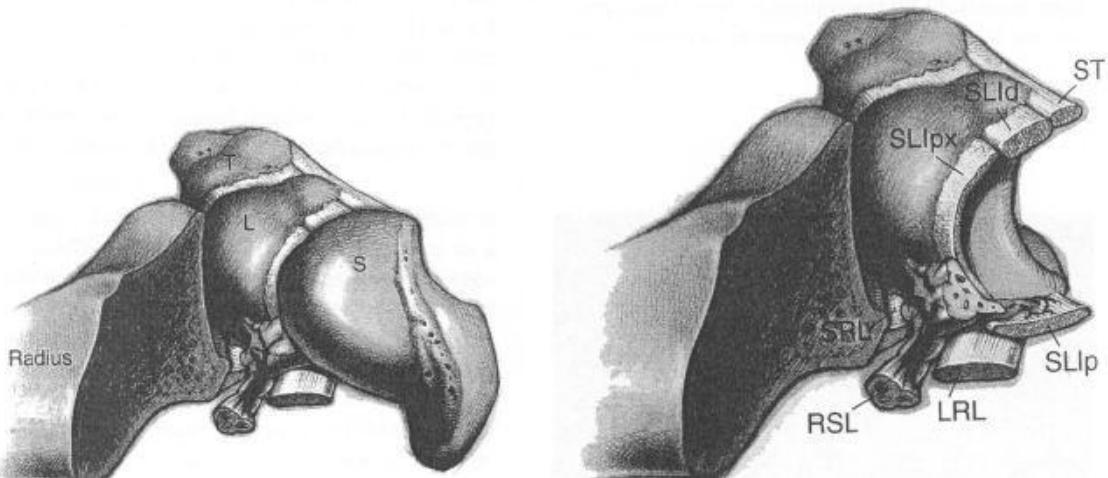


Abb. 5 Die proximale Handwurzelreihe mit interossären Bändern von radial/ proximal (links) und die drei Zonen des Lig. scapholunatum nach Berger (rechts)⁹.

- T Os triquetrum
- L Os lunatum
- S Os scaphoideum
- SRL short radiolunate ligament (= Lig. radiolunatum breve)
- RSL radioscapholunate ligament (= Lig. radioscapholunatum)
- LRL long radiolunate ligament (= Lig. radiolunatum longum)
- ST scaphotriquetal ligament (= Lig. scaphotriquetrum)
- SLI scapholunate interosseous ligament (= Lig. scapholunatum)
- d dorsal
- px proximal
- p palmar

2.2 Die Arthroskopie des Handgelenks

Wirft man einen Blick zurück in die Entwicklung und Geschichte der Arthroskopie, so wurden bereits im 18. Jahrhundert erste Versuche zur Inspektion von Körperhöhlen unternommen, indem der Mastdarm unter Zuhilfenahme eines starren Rohres und einer Kerze begutachtet wurde⁷². Vom Endoskop, wie es Antoine Dèsormeaux im Jahre 1853 bezeichnete, als er mit Hilfe einer Terpentinlampe als Lichtquelle, eines Spiegels und einer Sonde die Harnröhre untersuchte, bis zu den heutigen, hochentwickelten Geräten war es ein weiter Weg⁷². Anfänglich standen vor allem die großen Gelenke des Körpers im Fokus der Forschung, so dass sich bereits um 1920 die Arthroskopie des Kniegelenks in mehreren Kliniken etablieren konnte. Aber E. Bircher postulierte im Jahre 1921 auf Grund seiner an Leichen gewonnenen Erfahrungen, dass die Arthroskopie ein Verfahren sei, das nur im Kniegelenk möglich wäre⁸². Seine Prophezeiung sollte tatsächlich für fast 50 Jahre Gültigkeit haben, denn bis in die siebziger Jahre spielte die Arthroskopie anderer, im Speziellen auch kleinerer Gelenke keine Rolle. Die Ursachen hierfür waren rein technischer Natur, da die damals gängigen Geräte zu groß und unhandlich waren, um kleinere Gelenke untersuchen zu können. Erst durch die Entwicklung neuer lichtleitender Materialien und die Herstellung kleinerer Optiken durch Watanabe 1970 war die Arthroskopie kleiner Gelenke möglich geworden, der ein Jahr später über erste Erfahrungen nach 19 Arthroskopien des Radiokarpalgelenks berichtete⁸². In den darauffolgenden Jahren stieg durch Veröffentlichungen von Johnson und Chen das Interesse an der Handgelenksarthroskopie, die speziell in den letzten Jahren einen enormen Aufschwung erlebt hat¹⁵².

Die heutige Handgelenksarthroskopie hat sich von einem rein diagnostischen zu einem unverzichtbaren therapeutischen Instrument entwickelt, welches aus dem klinischen Alltag nicht mehr wegzudenken ist. Als relativ junges Verfahren ist sie Gegenstand intensiver Forschung und deshalb ständig Neuerungen unterworfen. Im folgenden Kapitel soll ein Einblick darüber gegeben werden, wann und wie eine Arthroskopie des Handgelenks durchgeführt wird und welch mannigfaltiges Spektrum an therapeutisch-operativen Möglichkeiten sie dem Operateur von heute ermöglicht.

2.2.1 Indikationen zur Handgelenksarthroskopie

Die Arthroskopie vereinigt Diagnostik und Therapie zahlreicher Beschwerden im Bereich des Handgelenks in sich, weshalb sie sich zunehmend größerer Beliebtheit bei Handchirurgen erfreut und die Indikation zur Handgelenksarthroskopie immer häufiger gestellt wird. Whipple gibt dabei drei Hauptindikationen für eine *diagnostische*

Arthroskopie an¹⁸²: Zum einen dient sie der Beurteilung des Ausmaßes von Verletzungen der Weichteile, des Knorpels, des Kapselbandapparates, der interossären Bänder und des TFCC. Sie kann also als Stagingprozedur beim Vorliegen bekannter Pathologie eingesetzt werden, um letzte diagnostische Klarheit zu liefern. Als zweiten Punkt stellt Whipple die Wichtigkeit der Arthroskopie bei intraartikulären Frakturen heraus, um einerseits die Komplexität der Fraktur und Begleitschäden beurteilen und dadurch andererseits die operative Rekonstruktion genauer planen zu können. Drittens sollte die Arthroskopie bei unklaren, therapiereistenten Handgelenksschmerzen nach Ausschöpfen der nichtinvasiven Diagnostik zum Einsatz kommen. Gerade bei kleinen, in der Bildgebung noch nicht identifizierbaren Läsionen vor allem der intrinsischen Bänder und des TFCC hat sich die Arthroskopie in den letzten Jahren als eine sehr sensitive Methode zur Primärdiagnostik herausgestellt. Anschließend können in der gleichen Sitzung therapeutische Maßnahmen eingeleitet werden, so dass sich der Übergang zwischen der Handgelenksarthroskopie als Diagnostikum zum Therapeutikum fließend darstellt. Dabei umfasst die *therapeutische Arthroskopie* die Entfernung freier Gelenkkörper, Knorpelglättungen bei fibrilliertem, unebenem Gelenkknorpel und Operationen im Bereich des TFCC, wo vom Debridement über Diskus(teil)resektionen und der Naht eines Diskusrisses eine breite Palette an Anwendungsoptionen möglich ist. Des Weiteren stellen Bandverletzungen jeglicher Art, die Entfernung dorsal und zunehmend auch palmar gelegener Ganglien, die Kapsel- und Bandschrumpfung mittels thermischer Energie bei Laxität und Instabilität sowie die arthroskopisch assistierte Fixation distaler intraartikulärer Radius- und Skaphoidfrakturen wichtige Indikationen für eine Handgelenksarthroskopie dar¹⁵². Auch Abtragungen des Radiusstyloids bei entsprechenden arthrotischen Veränderungen oder das Entfernen der gelenknahe Teile des Ulnaköpfchens unter dem Discus triangularis beim Ulna-Impaction-Syndrom (sog. „wafer procedure“) sind als arthroskopischer Eingriff möglich^{107,139}. Schließlich zeigt sich die Handgelenksarthroskopie bei Synovitiden diagnostisch als wichtiges Instrument zur Gewinnung von histologischem Untersuchungsmaterial, andererseits kann als therapeutischer Ansatz ein Debridement und eine Synovektomie durchgeführt werden, was sich zunehmend auch bei rheumatischen Beschwerden als nützliche Therapieoption herausgestellt hat^{42,47}.

Dieses breite Spektrum an diagnostischen und therapeutischen Möglichkeiten unterstreicht die Wichtigkeit der Arthroskopie in der Handchirurgie, weshalb sie sich sowohl in der Diagnostik als auch bei der Behandlung vieler Pathologien im Bereich des Handgelenks innerhalb kürzester Zeit zum Goldstandard entwickelt hat.

2.2.2 Technische Voraussetzungen und Equipment

Bei der Handgelenksarthroskopie bewegt man sich anders als beim Knie- oder Schultergelenk in kleinen und engen Räumen. Neben der persönlichen Erfahrung sind deshalb bestimmte technische Voraussetzungen erforderlich, um das Handgelenk schonend und erfolgreich arthroskopieren zu können.

Zur Durchführung benötigt man eine Arthroskopieeinheit, wie sie auch bei anderen Gelenken verwendet wird, mit Optik, Kamera und Bilddokumentationssystem. Manche Autoren betonen, dass auch eine Rollenpumpe hilfreich sei, um einen konstanten Druck der Spülflüssigkeit im Handgelenk zu erzeugen⁴³. Die Optik sollte einen Außendurchmesser von 1,9 - 2,5 mm besitzen und mit Trokarsystem nicht mehr als 3,5 mm dick sein. Meistens wird eine 30°-Weitwinkeloptik verwendet, da sie einen größeren Gesichtskreis bietet⁵⁷. Zur Beurteilung der intraartikulären Strukturen dient ein kurzer, schlanker Tasthaken. Um arthroskopische Operationen ausführen zu können, müssen speziell für kleine Gelenke konzipierte Fasszangen und Stanzen sowie ein Shaversystem und fakultativ ein Hochfrequenz-Chirurgiegerät mit klein dimensionierten Aufsätzen (sog. „small joint set“) zur Verfügung stehen^{43,120}.

Weiterhin benötigt man zum Aufdehnen der engen Gelenkräume eine Distraktionsvorrichtung, die auf das Handgelenk einen Zug von 50 - 80 N ausüben kann. Dies kann mit speziellen Vorrichtungen wie z.B. dem sog. „traction tower“, einer Entwicklung von Whipple, erfolgen, welcher über Mädchenfänger einen vertikalen Zug ausübt und gleichzeitig eine variable Position des Handgelenks ermöglicht⁴². Eine andere, kostengünstigere Möglichkeit einer vertikalen Distraktion des Handgelenks besteht darin, am frei hängenden Oberarm ein Gegengewicht von 3 – 5 kg anzubringen, wobei die Finger wiederum an Mädchenfängern oder einer Weinbergfessel befestigt sind (siehe Abb. 6). Je nach Präferenz des Operateurs und nach erwarteter Pathologie ist aber auch eine horizontale Distraktion möglich. So sind diagnostische und therapeutische Maßnahmen im ulnaren Kompartiment bei vertikalem Zug einfacher durchzuführen als bei horizontaler Distraktion auf Grund der natürlichen Supination der Hand in Rückenlage. Andererseits ist eine Frakturreposition am Radius beim liegenden Arm einfacher als bei vertikal nach oben zeigendem Arm^{42,43}.

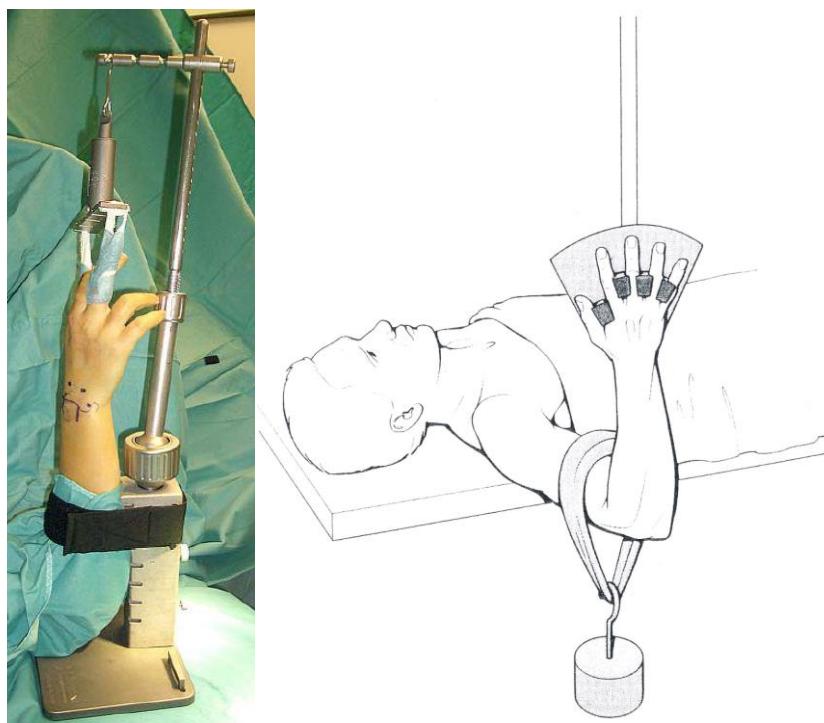


Abb. 6 *Distraction des Handgelenkes* durch vertikalen Zug über einen „traction tower“ (links) oder durch Anbringen eines Gegengewichts am frei hängenden Oberarm¹³⁹ (rechts).

2.2.3 Arthroskopische Zugangsportale

Jeder arthroskopische Zugangsweg muss unbedingt anatomisch relevante Strukturen respektieren. Da auf dem Handrücken weniger potentiell verletzbare neurovaskuläre Strukturen verlaufen als palmar, haben sich dorsale Zugangsportale als Standard etabliert¹⁵². Die Portale orientieren sich dabei an den Strecksehnenfächern und anatomischen Landmarken (Übersicht siehe Abb. 7) und können je nach vorliegender Pathologie und geplanter Therapie ausgewählt werden.

Für die Arthroskopie des **Radiokarpalgelenks** stehen folgend beschriebene Zugänge zur Verfügung^{42,43,139,152}.

Der 1-2-Zugang liegt – wie sein Name bereits aussagt – zwischen erstem und zweitem Extensorfach, zwischen den Sehnen des M. extensor pollicis brevis und M. extensor carpi radialis longus. Dieser Zugang erlaubt eine Beurteilung des distalen Os scaphoideum, des Processus styloideus radii sowie der radialseitigen Ligamente, die vom 3-4-Standardportal nicht immer eingesehen werden können. Somit kann sich im Einzelfall bei weit distal gelegenen Verletzungen dieser Strukturen eine bessere

Darstellung ergeben, allerdings wird der 1-2-Zugang wegen seiner Nähe zum R. superficialis n. radialis und der A. radialis nur sehr selten verwendet⁴².

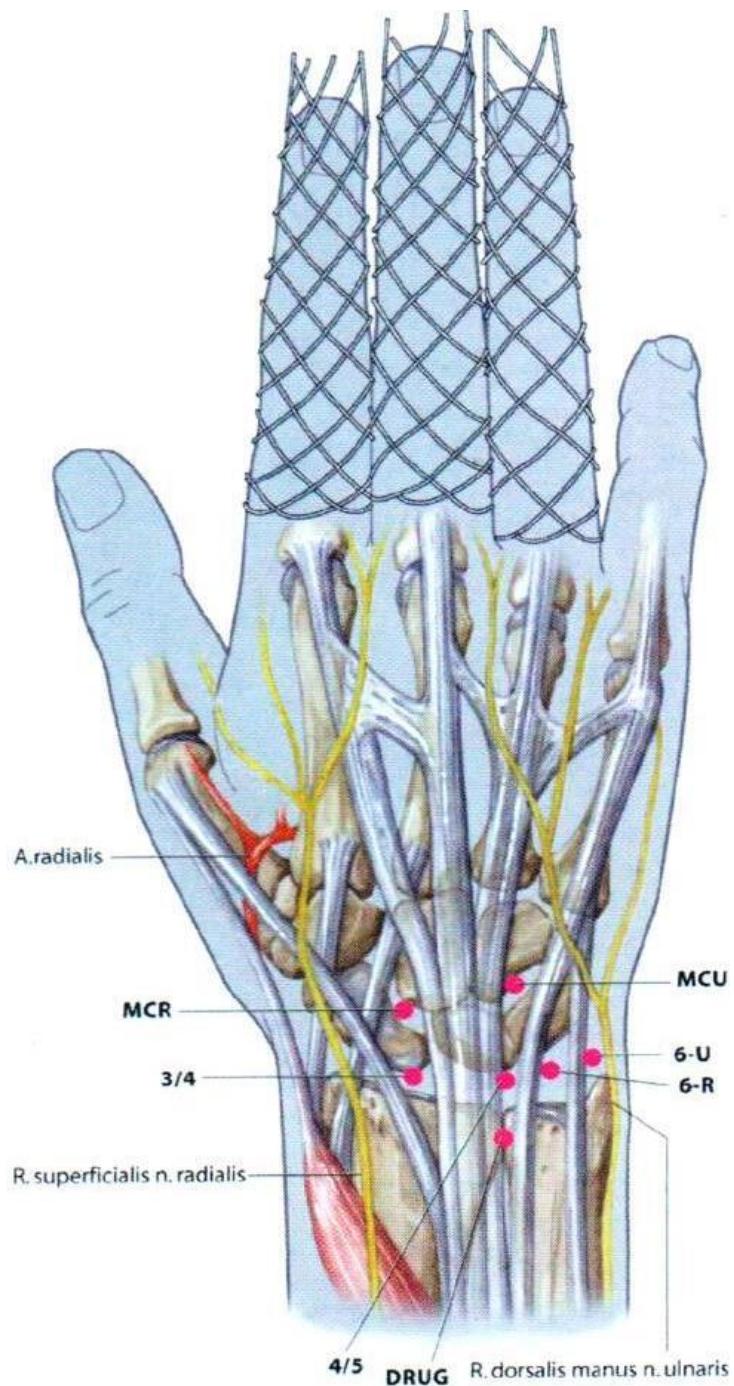


Abb. 7 Arthroskopische Zugangsportale am Handrücken¹⁶⁷
(Erklärungen im Text)

Das Standardportal zur Beurteilung des radiokarpalen Gelenks ist der **3-4-Zugang**. Er befindet sich zwischen den Sehnen des M. extensor pollicis longus und des M. extensor digitorum communis etwa 1 cm distal des Tuberculum Listeri genau vor dem SL-Band. Hier besteht keine Verletzungsgefahr für neurovaskuläre Strukturen⁴². Von diesem Portal aus sind meist das gesamte Radiokarpalgelenk einschließlich der Bandstrukturen der palmaren Gelenkkapsel sowie je nach Laxizität des Gelenks der überwiegende Anteil des TFCC sichtbar^{42,139}.

Das lunotriquetrale Ligament und der ulnar gelegene Abschnitt des TFCC lassen sich besonders gut durch den **4-5-Zugang** beurteilen, der aber vor allem als Instrumentenportal verwendet wird. Dieser Zugangsweg befindet sich zwischen den Sehnen des M. extensor digitorum communis und des M. extensor digiti minimi.

Zwei weitere Portale zur Arthroskopie des Radiokarpalgelenks liegen zu beiden Seiten des sechsten Strecksehnenfaches (M. extensor carpi ulnaris). Der radial gelegene **6-R-Zugang** eignet sich in erster Linie als Arbeitsportal im Bereich der ulnokarpalen Gelenkseite sowie zur Beurteilung des ulnaren TFCC-Randes und des Recessus praestyloideus. Auf der ulnaren Seite der Sehne befindet sich der **6-U-Zugang**, der wegen seiner Nähe zum dorsalen sensiblen Ast des N. ulnaris vermieden werden sollte. Manchmal ist aber beispielsweise zur Refixation von TFCC-Rissen die Einrichtung dieses Zugangs nötig^{42,57}. Außerdem wird er oft benutzt, um eine Ablaufkanüle für die Spülflüssigkeit zu platzieren¹²⁰.

Zur Beurteilung des **Mediokarpalgelenks** stehen zwei Zugangswege zur Verfügung. Etwa 1 cm distal des 3-4-Zugangs liegt der *midkarpale radiale Zugang (MCR)*¹²⁰. Von diesem Portal aus lässt sich das SL-Band von distal besonders gut beurteilen. Der *midkarpale ulnare Zugang (MCU)* befindet sich 1 cm distal des 4-5-Zugangs an der Schnittstelle von Os lunatum, Os capitatum und Os hamatum und lässt sich ebenfalls als Vertiefung erfühlen. Das lunotriquetrale Ligament kann von hier aus sehr gut visualisiert werden. Zusätzlich wird dieses Portal als Instrumentenzugang bei Blick durch das MCR-Portal benutzt, et vice versa⁴².

Die nur in Ausnahmefällen vorzunehmende diagnostische Arthroskopie des **distalen Radioulnargelenks** erfolgt durch einen Zugangsweg seitlich des radialen Ulnakopfes durch Palpation seiner dem Radius zugewandten Fläche. Dabei wird das Handgelenk supiniert, um die Kapsel zu entspannen, und das Arthroskop proximal des TFCC eingeführt⁵⁷. Hierdurch lassen sich vor allem Aussagen über die Unterseite des Discus triangularis treffen.

All diese Standardportale werden seit Jahren in der Handgelenksarthroskopie eingesetzt und befinden sich ausnahmslos am Handrücken. Trotzdem ist die Forschung seit

längerem darum bemüht, volare Zugangswege zum Handgelenk zu etablieren, was in den letzten beiden Jahren auch gelungen ist. Diese Portale bieten einen palmaren Weg ins Radiokarpalgelenk und befinden sich auf Höhe der proximalen Handgelenksfalte einerseits radial über der Sehne des M. flexor carpi radialis und andererseits ulnarseitig über der Sehne des M. flexor carpi ulnaris^{3,152}. Nach der Hautinzision müssen die entsprechenden Sehnen und ulnar der N. ulnaris zur Seite gedrängt werden. Durch die Etablierung dieser volaren Zugangsportale erscheint das Handgelenk wie eine Box, dessen intraartikuläre Strukturen von nahezu allen Perspektiven und Blickwinkeln aus betrachtet und bearbeitet werden können („box concept“)³. Dies ermöglicht dem Operateur eine noch umfassendere und lückenlose Begutachtung der Handgelenksräume.

2.2.4 Durchführung einer diagnostischen Arthroskopie – ein Rundgang durch das Handgelenk

Bei der Arthroskopie der Hand befindet sich der Patient in Rückenlage und wird wie im vorherigen Kapitel geschildert gelagert. Nach Einleiten der Allgemein- oder Regionalanästhesie, welche axillär durch Blockade des Plexus brachialis erfolgen kann⁵⁷, wird – nach Auswickeln mit einer Esmarch-Binde – durch Anlegen und Füllen einer pneumatischen Oberarmmanschette mit 250 – 300 mmHg distal eine Blutleere erzeugt⁴³. Zunehmend setzt sich jedoch auch am Handgelenk die aus der Kniegelenksarthroskopie bekannte Technik der Blutsperre durch, bei der das Blut im Arm vorher nicht durch eine Esmarch-Binde ausgewickelt, sondern ausschließlich eine Oberarmmanschette angebracht wird. Der Vorteil dieser Technik liegt darin begründet, dass ohne Blutleere der Unterschied zwischen verschiedenen anatomischen Strukturen deutlicher zu Tage tritt¹²⁰. Nach Desinfektion und Abdeckung werden zur besseren Orientierung wichtige anatomische Landmarken (Proc. styloideus radii, Tuberculum Listeri, Radiusgelenklinie, DRUG, distale Ulna und Proc. styloideus ulnae) sowie die Strecksehnenfächer mit den geplanten Zugängen (meist 3-4, 4-5, 6R, MCR und MCU) am Handgelenk eingezeichnet^{43,120,139}.

Damit sind alle Vorbereitungen abgeschlossen und die Arthroskopie kann mit der **Inspektion des Radiokarpalgelenks** beginnen. Dazu wird als erster Zugang das 3-4-Portal eingerichtet, was standardisiert – auch bei allen anderen Portalen – folgendermaßen geschieht: Über dem vorgesehenen Zugang wird der Gelenkspalt mit einer Injektionskanüle punktiert und mit Spülösung (meist Ringer-Lösung) aufgefüllt. Bei

diesem sog. „Kanülen-Test“ lässt sich die korrekte Punktion des Handgelenkspaltes zum einen am geringen Widerstand beim Injizieren und zum anderen – nach Abziehen der Spritze von der Kanüle – am Zurückströmen der Flüssigkeit aus der Kanüle erkennen^{43,139}. Der Winkel, mit dem der Gelenkspalt erreicht worden ist, ist genau der Winkel, in dem später auch die Trokarhülse einzuführen ist. Nach Entfernen der Kanüle erfolgt der Hautschnitt mit einem kleinen Skalpell (No. 11) in Längsrichtung über eine Länge von 2 - 3 mm^{43,120}. Das darunterliegende Subkutangewebe wird daraufhin mit einer kleinen stumpfen Klemme bis auf die Gelenkkapsel gespreizt, um eine Verletzung der Strecksehnen zu vermeiden. Danach wird mit Hilfe eines stumpfen Trokars in das Gelenk eingegangen, wobei auf Höhe der Gelenkkapsel ein leichter Widerstand zu überwinden ist¹³⁹. Über den Trokar wird die Arthroskopieoptik mit steril abgedeckter Videokamera eingeführt und die Spülleinheit angeschlossen. Dabei kann die Spülung bei der Handgelenksarthroskopie über einen in ca. 2 m Höhe aufgehängten Flüssigkeitsbeutel¹³⁹ oder manuell mittels Spritzen über ein Dreiwegehahn-System erfolgen.

Nach Einrichten des 3-4-Zugangs erfolgt zunächst eine grobe Orientierung im Gelenk. Hierzu eignen sich markante Punkte wie beispielsweise das SL-Band. Anschließend erfolgt die systematische Beurteilung des Radiokarpalgelenks, wobei sich ein Vorgehen von radial nach ulnar bewährt hat. Radial beginnend überblickt man den Proc. styloideus

radii, den Recessus radialis, die Gelenkfläche des Os scaphoideum sowie in der Gelenkkapsel eine Impression durch das Lig. collaterale carpi radiale⁷⁰. Schwenkt man das Arthroskop nach palmar, so ist nun das RSC-Band (siehe Abb. 8 a) zu erkennen, an das sich ulnar eine Synovialaussackung, die sog. Poiriersche Lücke, anschließt¹⁶⁵. Auf der ulnaren Seite wird diese wiederum vom RLT-Band begrenzt (siehe Abb. 8 b), an das sich ulnar direkt das RSL-Band anschließt. Dieses Ligament ist meist durch seinen dicken Synovialüberzug leicht zu identifizieren (siehe Abb. 9) und stellt einen wichtigen anatomischen Referenzpunkt dar⁵⁷. Es

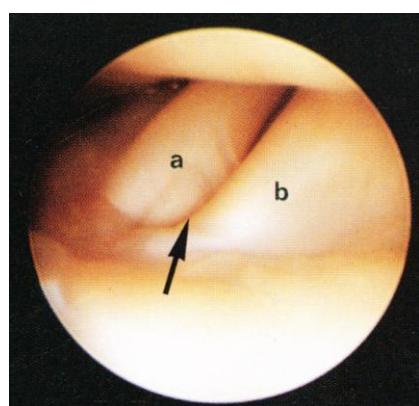


Abb. 8 Wichtige Orientierungspunkte im Radiokarpalgelenk:
(a) RSC-Band, (b) RLT-Band, Pfeil markiert Poiriersche Lücke⁷⁰

folgt Richtung ulnar ein bandfreier Raum, der mit einem gefäßführenden Fettkörper ausgefüllt ist und als „Synovial tuft“ bezeichnet wird^{70,165}.

Als nächstes sollten proximal die Gelenkflächen des Radius (Fossa lunata et scaphoidea) sowie distal die korrespondierenden Oberflächen von Skaphoid und Lunatum inspiziert werden. Besonderes Interesse wird dabei dem SL-Band geschenkt, das intakt nur als leichte Einziehung zwischen beiden Karpalia erkennbar ist⁴³ und einen glatten Übergang darstellt. Spätestens jetzt muss ein Instrumentenzugang angelegt werden, wobei man je nach erwarteter Gelenkpathologie den 4-5-Zugang für das radiokarpale Kompartiment bzw. den 6-R-Zugang für die ulnaren Gelenkanteile einrichtet. Dies erfolgt in oben geschildeter Weise und zur optimalen Platzierung unter direkter Sicht. Durch dieses Portal wird dann der Tasthaken eingeführt und die skapholunäre Bandverbindung geprüft, denn SL-Band-Rupturen sind von radiokarpal häufig nicht direkt sichtbar und werden erst palpatorisch durch Eindringen des Tasthakens in den Gelenkspalt offensichtlich^{43,47,57}. Schiebt man anschließend das Arthroskop nach ulnar mit Blickrichtung proximal, so wird der fließende Übergang zwischen Radiusgelenkfläche und Discus triangularis sichtbar. Dieser radiale Anteil des TFCC kann auch vom 3-4-Portal aus noch beurteilt werden. Bei intaktem TFCC erscheint das Diskusgewebe homogen über der gesamten Fläche (siehe Abb. 10), bei Palpation mit dem Tasthaken lässt sich der sog. „Trampolineffekt“ erfahren^{43,70}. Dies bezeichnet die parallelastische Konsistenz des intakten Diskus, die bei Einrissen und Läsionen vermindert ist⁵⁷. Zur vollständigen Inspektion des ulnokarpalen Kompartiments wird das Arthroskop nun in den ulnaren Instrumentenzugang umgesetzt. Jetzt kann der Discus triangularis in seinem ganzen Ausmaß eingesehen werden sowie selten ulnar Züge des

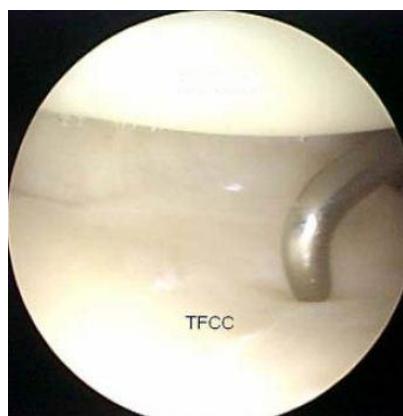


Abb. 10 Arthroskopischer Blick auf einen intakten TFCC bei Überprüfung der Oberfläche mit dem Tasthaken

Meniscus homolog, die differential-diagnostisch von randständigen Diskusrissen abgegrenzt werden müssen⁷⁰. Palmar werden weitere Teile des TFCC, die Ligg. ulnolunatum et ulnotriquetrum sichtbar. Beim Blick nach distal erscheinen die Gelenkflächen von Os lunatum und Os triquetrum, deren Verbindung durch das LT-Band erfolgt. Dieses besitzt zum Gelenkspalt hin einen glänzend hyalinen Überzug und lässt

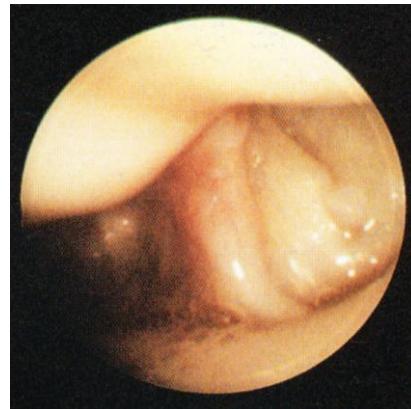


Abb. 9 Arthroskopischer Blick auf das RSL-Band (Testut-Ligament)⁷⁰

unter Normalbedingungen eine Abgrenzung zwischen den verbundenen Handwurzelknochen nicht zu⁷⁰. Auch hier sollte sich eine palpatorische Überprüfung mittels Tasthaken anschließend, weshalb es nötig ist, einen zweiten ulnaren Zugang einzurichten. Danach wird das Arthroskop weiter nach ulnar vorgeschoben, bis der Proc. styloideus ulnae sichtbar wird, vor dem der unregelmäßig ausgebildete Recessus praestyloideus liegt¹⁶⁵. Mit der Inspektion der ulnaren Gelenkkapsel, an der sich eine Impression durch das Lig. collaterale carpi ulnare zeigt¹⁶⁵, ist die Arthroskopie des Radiokarpalgelenks abgeschlossen.

Im Anschluss ist bei einer diagnostischen Arthroskopie die **Beurteilung des Mediokarpalgelenks** unverzichtbar, da Läsionen des SL- und LT-Bandes von mediokarpal wesentlich besser diagnostiziert werden können als vom proximalen Handgelenk aus^{43,47,70}. Dazu wird zunächst der midkarpale radiale Zugang für das Arthroskop und anschließend unter Sicht das midkarpale ulnare Portal als Instrumentenzugang eingerichtet, wobei bei Bedarf getauscht werden kann⁴³. Nach Auffüllen des Gelenks mit Spülösung können die distalen Gelenkflächen von Os scaphoideum, Os lunatum und Os triquetrum beurteilt werden. Dabei wird besonders auf die Integrität der beiden ligamentären Verbindungen geachtet, deren Stabilität mittels Tasthaken einer palpatorischen Prüfung unterzogen wird. Durch dieses Austasten können frühe interkarpale Läsionen oder Instabilitäten im Bereich des Lig. scapholunatum/ lunotriquetrum diagnostiziert werden⁴⁷. Dabei muss für eine exakte Beurteilung der Ligamente die Distraktion des Handgelenkes gelöst werden, da nur auf diese Weise das gesamte Ausmaß einer Verletzung beurteilt werden kann. Des Weiteren können im Mediokarpalgelenk distal die Gelenkflächen von Os capitatum und Os hamatum sowie das STT-Gelenk inspiziert werden.

Die Arthroskopie des **distalen Radioulnargelenks** wird nur in Ausnahmefällen durch den im vorherigen Kapitel beschriebenen Zugangsweg durchgeführt, da man bei einem zentralen Diskusdefekt häufig vom proximalen Handgelenk aus einen arthroskopischen Einblick gewinnen kann⁴⁷. Dadurch werden die Unterseite des Discus triangularis sowie die distale Gelenkfläche des Ulnaköpfchens sichtbar, was dann vor allem von Bedeutung ist, wenn eine endoskopische Resektion des Ulnakopfes (wafer procedure) angestrebt wird⁷⁰.

Anschließend an den arthroskopischen Rundgang empfiehlt Feldkamp bei sonst unauffälligem Befund noch den sog. 2-Kanülen-Test durchzuführen⁴⁷. Mit ihm werden die Flüssigkeitsdichtigkeit und damit die Unversehrtheit der drei Gelenke (proximales und distales Handgelenk, DRUG) getestet. In jeweils zwei Gelenke wird eine Kanüle

eingeführt, um nach Auffüllen eines Gelenks den Übertritt von Flüssigkeit durch ein Leck in das Nachbargelenk als Verletzungsdiagnostik zu nutzen⁴⁶.

Nach Abschluss der Arthroskopie werden die Inzisionen mit Steri-Strips oder einer kleinen Naht versorgt und ein Verband angelegt. Sofern keine Verletzungen vorliegen und keine therapeutischen Maßnahmen durchgeführt wurden, die eine Ruhigstellung erforderlich machen, erfolgt eine funktionelle Nachbehandlung mit aktiver Bewegung ab dem OP-Tag⁴³.

2.2.5 Das Spektrum arthroskopischer Therapiemöglichkeiten – dargestellt anhand ausgewählter Pathologien des Handgelenks

Die Arthroskopie des Handgelenks ist ein wertvolles Hilfsmittel in der Diagnostik vieler verschiedener Krankheitsbilder. In den letzten Jahren hat sie sich durch die Entwicklung immer kleinerer Instrumente aber auch als wichtige therapeutisch-operative Alternative etabliert. So kann heute ein sehr großes Spektrum an Pathologien im Bereich der Hand mittels Handgelenksarthroskopie erfolgreich behandelt werden, wie bereits unter Punkt 2.2.1 erörtert wurde. Im Folgenden sollen drei operative arthroskopische Eingriffsmöglichkeiten, wie sie auch an den Handgelenken im Rahmen dieser Studie durchgeführt wurden, im Hinblick auf die zugrunde liegende Pathologie und neueste Forschungsergebnisse vorgestellt werden.

2.2.5.1 Operationen am Gelenkknorpel

Gelenkknorpel ist ein hochspezialisiertes Gewebe, das reibungsarme Bewegungen aller Gelenke ermöglicht. Voraussetzung hierfür ist eine glatte, intakte Oberfläche. Schädigungen im Bereich des Knorpels, die eine Strukturunterbrechung dieser ebenen Fläche bedingen, sind eine sehr häufige Ursache für Schmerzen im Bereich des Handgelenks und können traumatischer oder degenerativer Genese sein, die fließend ineinander übergehen. So beobachtet man häufig bei distalen intraartikulären Radiusfrakturen nach Ausheilung Unebenheiten der Knorpeloberfläche, die konsekutiv zur Chondromalazie und Arthrose im Handgelenk führen. Auch Bandverletzungen oder eine Pseudarthrose des Skaphoids mit daraus resultierender Fehlstellung der Knochen zueinander und dadurch höherer lokaler Druckbelastung kann in Abrieb und Zerstörung des Knorpels im Sinne eines SNAC-Wrist (scaphoid nonunion advanced collapse) oder SLAC-Wrist (scapholunate advanced collapse) münden^{95,146}. Dieser schleichende

Prozess kann in frühen Stadien allein durch die Handgelenksarthroskopie erkannt¹⁵² und auch behandelt werden mit dem Ziel, eine weitere Degradation des Knorpels zu verhindern.

Treten bei einer diagnostischen Arthroskopie des Handgelenks Läsionen im Bereich des Gelenkknorpels zu Tage, werden diese aktuell nach der von Culp et al. modifizierten Outerbridge-Klassifikation²⁸ eingeteilt (siehe Tabelle 2). Bei Läsionen vom Grad I – III erfolgt ein arthroskopisches Debridement¹⁵², wobei als hautsächliche Operationsindikation Knorpelschäden Grad II und III angegeben werden¹⁸⁵. Dabei erfolgt

Tab. 2 Klassifikation des Gelenkknorpelschadens nach Outerbridge (modifiziert durch Culp et al.²⁸)

Grad	Kennzeichen der Läsion
I	Oberfläche erweicht, aber glatt und ohne Fibrillationen
II	Oberfläche abgenutzt mit EinrisSEN und vorragenden Fibrillationen
III	In die Tiefe reichender Knorpeldefekt mit instabilen Kanten; subchondraler Knochen noch nicht erreicht („partial thickness defect“)
IV	Knorpelschaden mit vollständigem Knorpelverlust bis auf den subchondralen Knochen („full thickness defect“)

die arthroskopische Wiederherstellung einer glatten Oberfläche oft mittels mechanischer Instrumente wie kleinkalibriger Shaver, wobei in den letzten Jahren immer häufiger thermische Verfahren wie Laser oder Radiofrequenzenergie zur Knorpelglättung eingesetzt werden. Ziel dieser Behandlung ist es, den defekten Knorpel in der Läsion schonend und kontrolliert abzutragen und dadurch sowohl wieder eine glatte Oberfläche als auch stabile Ränder am Übergang zum benachbarten, gesunden Knorpel zu erzeugen^{87,171,185}. Damit soll einer weiteren Zerstörung des Knorpels entgegengewirkt werden. Die postoperativen Ergebnisse hierzu fallen positiv aus: So konnten beispielsweise Poehling und Roth eine Verbesserung der Handgelenkschmerzen bei 83% der Patienten nach Debridement feststellen¹³⁷.

Liegt bereits ein vollschichtiger Defekt vor, der bis zum subchondralen Knochen reicht (Grad IV), so können entweder lediglich die Ränder des Knorpeldefekts mittels Debridement stabilisiert werden¹⁸⁵, oder man führt eine subchondrale Abrasionschondroplastik oder eine Mikrofrakturierung durch¹⁵². Bei diesen ebenfalls arthroskopisch durchgeführten Verfahren bewirkt eine Verletzung der subchondralen

Knochenlamelle mit konsekutiver Blutung aus dem Knochenmarksraum die Bildung eines Blutkoagels im Bereich der Knorpeläsion. Mesenchymale Stammzellen, die sich in diesem Koagel befinden, bilden daraufhin Ersatzfaserknorpel, der die geschädigten Stellen überdecken soll³⁸. Whipple stellte fest, dass die Abrasionschondroplastik vielversprechende Ergebnisse liefert, wenn der Knorpeldefekt kleiner als 5 mm ist¹⁸³, wobei jedoch die meisten Studien zeigen, dass das gebildete Ersatzgewebe nicht sehr langlebig ist^{121,123}.

Zusammenfassend lässt sich also festhalten, dass kleine Unebenheiten und Läsionen des Knorpels, welche häufig als Folge traumatischer Verletzungen entstehen und in der Bildgebung nicht zu erkennen sind, durch das minimal-invasive Verfahren der Handgelenksarthroskopie zuerst diagnostiziert und anschließend ausgeglichen und behoben werden können, bevor eine progrediente Knorpeldestruktion die Therapie erschwert.

2.2.5.2 Die Arthroskopie bei Läsionen des Lig. scapholunatum

Das Lig. scapholunatum ist eines der stärksten Bänder im Handgelenk und es erfordert eine Kraft von 3983 N, um es zum Zerreißen zu bringen⁶⁹. Dennoch ist die Ruptur der skapholunären Bandverbindung die häufigste Verletzung intrinsischer Ligamente⁴² und führt unbehandelt oft zu einer der wichtigsten und häufigsten Instabilitätsformen der Handwurzel⁶⁹: Bei kompletter Ruptur des SL-Bandes werden beide Knochen voneinander entkoppelt (skapholunäre Dissoziation) und nehmen die Positionen ihrer natürlichen Bewegungstendenz ein¹⁴³, was zu typischen Fehlstellungen führt. Das Lunatum gleitet nach palmar und kippt nach dorsal in Extensionsstellung, während das Skaphoid in Flexionsstellung mit gleichzeitiger Rotation auf der Radiusgelenkfläche gerät, was schon früh zu arthrotischen Veränderungen durch Kantendruckbelastung führt⁶⁹. Wenn nun in Folge der Flexion des Skaphoids das Os capitatum nach proximal und radial gleitet, resultiert daraus die Aufhebung des karpalen Gewölbes mit dem Vollbild eines karpalen Kollaps, dem sogenannten SLAC-Wrist^{49,91}. Durch Verkantungen der beteiligten Knochen untereinander kommt es zu unphysiologisch hohen Druckbelastungen, was sowohl im radiokarpalen Kompartiment des proximalen Handgelenks als auch im Mediokarpalgelenk schrittweise zu einer ausgeprägten Arthrose führen kann^{157,177}.

Der Auslöser dieser Kaskade, die SL-Bandschädigung, hat meistens eine traumatische Ursache. Der häufigste Unfallmechanismus ist der Sturz auf die Hand in forciert Dorsalextension, Supination und Ulnarabduktion, aber auch ein hochenergetisches Rotationstrauma beispielsweise beim Tennis kann zu Zerreißungen führen⁶⁹. Ebenfalls ist die Kombinationsverletzung des SL-Bandes bei distaler Radiusfraktur bekannt und gesichert, wobei die Häufigkeitsangaben zwischen 20 % und 89 % bei intraartikulären Frakturen schwanken⁶⁹. Bandschäden am skapholunären Übergang weisen aber nicht nur eine traumatische Genese auf, sondern können auch auf verschleißbedingter Basis entstehen. Diese degenerativen Läsionen reichen von der Dehnung des Bandes bis zur Teil- und kompletten Ruptur und haben ihre Ursache in mechanischer Abnutzung bei Überbeanspruchung oder wiederholten Traumata⁶⁹. Deshalb steigen diese chronisch-degenerativen SL-Band-Läsionen auch mit zunehmendem Alter an und betreffen ab dem 80. Lebensjahr etwa 50 % der Bevölkerung⁶⁹.

Da Verletzungen des SL-Bandes – wie oben beschrieben – in einen fortschreitenden Prozess bis hin zum SLAC-Wrist münden können, ist eine frühe Diagnose und Behandlung entscheidend für die Heilungsaussichten. Während die fortgeschrittene skapholunäre Dissoziation eindeutig bereits im normalen Röntgenbild zu erkennen ist (skapholunärer Spalt > 3mm, vergrößerter skapholunärer Winkel)⁴², sind kleine traumatische oder frühe chronische Läsionen sehr diffizil zu diagnostizieren. Die Dreikompartimentarthrographie hat eine geringe Sensitivität, Spezifität und Genauigkeit bei der Diagnose von SL-Band-Läsionen im Vergleich zur Arthroskopie, wie Weiß et al. zeigen konnten¹⁷⁹. Hobby et al. berichten nach der Auswertung von sechs Studien, dass mittels MRT vor allem Partialrupturen des SL-Bandes nicht zuverlässig ausgeschlossen werden konnten⁷⁶. Die MRT-Arthrographie hingegen verbesserte die Genauigkeit des MRT, wobei Meier et al. auch hier nur eine Sensitivität von 72 % verglichen mit der Arthroskopie beweisen konnten¹¹¹. Aus diesen Gründen hat sich die Arthroskopie bei der Diagnostik von SL-Band-Verletzungen (siehe Abb. 11) als der Goldstandard erwiesen, denn nur sie erlaubt eine definitive Frühdiagnose auch kleinsten Läsionen⁵⁷, die zuverlässige Graduierung des Verletzungsausmaßes, die Mitbeurteilung des umgebenden Gelenkknorpels und bietet die Möglichkeit der operativen Versorgung in gleicher Sitzung⁶⁹. Dabei wird für Verletzungen interossärer Bänder die arthroskopische



Abb. 11 Ruptur des SL-Bandes, Os scaphoideum (S), Os lunatum (L)

Klassifikation von Geissler et al. zur Beurteilung und Therapieplanung eingesetzt⁵² (siehe Tabelle 3). Diese Einteilung quantifiziert vor allem die resultierende karpale Instabilität, weniger das Ausmaß der Ruptur¹⁵².

Tab. 3 Klassifikation von SL- und LT-Band-Schäden nach Geissler⁵²

Grad	Arthroskopischer Befund
I	<ul style="list-style-type: none"> • Arthroskopie des Radiokarpalgelenks zeigt eine Dehnung oder Blutimbition interossärer Ligamente. • Arthroskopie des Mediokarpalgelenks zeigt keine Inkongruenz des karpalen Gefüges.
II	<ul style="list-style-type: none"> • Arthroskopie des Radiokarpalgelenks zeigt eine Dehnung oder Blutung interossärer Ligamente. • Arthroskopie des Mediokarpalgelenks zeigt eine Inkongruenz oder Stufenbildung zwischen den Gelenkkonturen der Karpalia. • Minimale Lückenbildung zwischen den Karpalia, kleiner als der Tasthaken.
III	<ul style="list-style-type: none"> • Inkongruenz und Auseinanderweichen der Karpalia in der Arthroskopie des Radio- und Mediokarpalgelenks sichtbar. • Tasthaken kann in den Spalt zwischen den Karpalia eingelegt werden und diesen passieren.
IV	<ul style="list-style-type: none"> • Inkongruenz/ Stufenbildung zwischen den Gelenkkonturen der Karpalia in der Arthroskopie des Radiokarpal- und Mediokarpalgelenks sichtbar. • Es zeigt sich eine erhebliche Instabilität. • Lücke zwischen den Karpalia ist für eine 2,7-mm-Optik passierbar.

Therapeutisch werden frische SL-Band-Läsionen je nach Ausmaß der Verletzung und der begleitenden Instabilität nach den Leitlinien der Deutschen Gesellschaft für Handchirurgie⁸¹ konservativ durch Ruhigstellung oder durch eine temporäre Arthrodese mittels K-Drahtfixation gegebenenfalls mit Naht des Bandes versorgt. Dabei kann die Platzierung der K-Drähte arthroskopisch assistiert oder offen erfolgen⁴². Für den Therapieerfolg ist bei akut-traumatischen Verletzungen einerseits das Ausmaß der Läsion und der karpalen Instabilität, andererseits auch die Dauer der Beschwerden von entscheidender Bedeutung. So zeigte Whipple, dass die arthroskopisch assistierte temporäre Arthrodese bei Patienten mit Schmerzsymptomatik seit weniger als drei Monaten in 83 %, bei länger als drei Monate bestehenden Beschwerden nur in 53 % der Fälle zur Schmerzfreiheit führte¹⁸⁴. Diese Studie unterstreicht die Wichtigkeit einer möglichst frühen Diagnose und Intervention bei SL-Band-Läsionen²⁰.

In den letzten Jahren haben sich aber auch weitere arthroskopische Verfahren als sehr nützlich erwiesen, vor allem bei älteren oder chronischen Läsionen ohne höhergradige

karpale Instabilität. So führten Ruch und Poehling bei isolierten partiellen Rupturen des SL-Bandes als einzige therapeutische Maßnahme ein arthroskopisches Debridement mittels Shaver durch. Bei der Nachuntersuchung (klinische Untersuchung und Röntgenaufnahmen) nach zwei Jahren fanden sie in 13 von 14 Fällen gute Resultate ohne Progression der Instabilität¹³⁸. Ähnliches konnten auch Westkaemper et al. vermerken, welche 23 Patienten mit fast ausschließlich teilrupturierten Bändern arthroskopisch mittels Shaver debridierten und bei 87 % der Personen gute bis exzellente Ergebnisse beobachteten¹⁸¹. Eine genauere Differenzierung der Resultate hinsichtlich des Debridementes partieller oder kompletter Rupturen erlaubt die Studie von Weiss et al., die bei 43 Handgelenken als Therapie auch nur ein mechanisches Debridement durchführten. Nach 27 Monaten berichteten zwar 85 % der Patienten mit Teilruptur über eine Besserung der Schmerzen und Beschwerden, jedoch nur 66 % der Studienteilnehmer mit vollständigem Riss des SL-Bandes¹⁸⁰. Auch Darlis und Soteareanos et al. kommen zu dem Schluss, dass arthroskopisches Debridement bei vollständiger SL-Band-Ruptur und fortgeschrittener Instabilität Grad III – IV nach Geissler nur in etwa der Hälfte der Fälle vielversprechend ist. So erreichten in ihrer Studie nur 6 von 11 Patienten ein gutes Resultat durch mechanisches Debridement³¹. Zusammenfassend muss man also feststellen, dass reines Debridement der instabilen, ausgefransten Ränder bei partiellen SL-Band-Rupturen gute Ergebnisse liefert. Bei kompletten Rissen dagegen fallen die Resultate schlechter aus, es konnte aber dennoch bei etwas mehr als 50 % der Patienten eine Besserung der Beschwerden erreicht werden.

Ein noch sehr junges Anwendungsgebiet der Arthroskopie im Zusammenhang mit SL-Band-Läsionen ist der Einsatz elektrothermischer Energie mit dem Ziel, Teile des SL-Bandes und der umgebenden Kapsel zu schrumpfen und auf diese Weise bewusst zu straffen. Indikationen hierfür sind vor allem symptomatische Läsionen Grad I oder II nach Geissler¹⁵². Die vielversprechenden Ergebnisse aktueller Studien bezüglich dieses neuartigen, kontrovers diskutierten Therapieansatzes werden unter Punkt 2.3.2.1.2 genauer ausgeführt.

2.2.5.3 Arthroskopische Therapiemöglichkeiten bei TFCC-Schädigungen

Ulnarseitiger Handgelenksschmerz verbunden mit einer Schwellung, Kraftminderung und Bewegungseinschränkung bei Umwendebewegungen – diese Symptome sind klassisch für Schädigungen des TFCC¹¹². Für deren Diagnostik stellt heute die Arthroskopie das Mittel der Wahl dar^{130,136}, da sie – wie in zahlreichen Studien gezeigt –

hinsichtlich Sensitivität und Spezifität der Arthrographie und MRT bei weitem überlegen ist^{57,71,163,179}. Aus diesem Grund hat sich auch die arthroskopische Einteilung von TFCC-Läsionen nach Palmer¹²⁹ zur Beschreibung von Lokalisation und Ausmaß der Schädigung durchgesetzt. Palmer unterscheidet dabei je nach Ursache zwischen traumatischen (Klasse 1) und degenerativen Läsionen (Klasse 2). Innerhalb der Klasse 1 beschreiben die Subklassen A – D die Lokalisation der traumatisch bedingten Veränderungen, während die Klasse 2 degenerative Veränderungen des TFCC nach ihrer Progredienz ordnet (siehe Tabelle 4).

Typische Verletzungsmechanismen bei Klasse-1-Läsionen des TFCC sind Sturz auf die extendierte, pronierte Hand sowie extreme Pronations-/ Supinationsbewegungen⁶⁸. Außerdem kommt es bei distalen Radiusfrakturen in bis zu 84 % der Fälle zu Begleitverletzungen des TFCC^{20,152}.

Tab. 4 Klassifikation von TFCC-Läsionen nach Palmer¹²⁹

Typ	Kennzeichen der Läsion
Typ 1 traumatisch	1 A Zentraler Riss 1 B Ulnarer Abriss mit/ ohne distaler Ulnafraktur 1 C Distaler Abriss im Bereich von Lunatum und Triquetrum 1 D Abriss am Radius
Typ 2 degenerativ	2 A TFCC-Abrieb 2 B TFCC-Abrieb mit Chondromalazie an Lunatum oder Ulnakopf 2 C TFCC-Perforation mit Chondromalazie an Lunatum oder Ulnakopf 2 D TFCC- und LT-Perforation mit Chondromalazie an Lunatum oder Ulnakopf 2 E TFCC- und LT-Perforation mit Chondromalazie an Lunatum oder Ulnakopf und ulnokarpale Arthrose

Ursachen degenerativer Klasse-2-Läsionen sind mechanische Abnutzung im Laufe des Lebens sowie Mikrotraumata oder chronische Überlastung¹⁵². Deshalb nimmt die Inzidenz dieser Läsionen mit höherem Lebensalter zu, was auch Mikic et al. in einer Leichenstudie an 180 Handgelenken beweisen konnten¹¹³. Die Zahl degenerativer Defekte des TFCC stieg mit zunehmendem Alter an und zeigte ab 60 Jahren eine erstaunlich hohe Inzidenz von 53 %. Des Weiteren beeinflusst auch die Länge der Ulna das Auftreten degenerativer TFCC-Läsionen erheblich. Ist die Ulna im Verhältnis zum Radius zu lang (Ulna-Plus-Variante nach Hultén), erhöht sich der Druck auf den Discus

triangularis zwischen Elle und proximaler Handwurzelreihe⁶⁹. Diese chronische Discusüberbelastung führt zu verschleißbedingter Abnutzung und konsekutiv zu Schmerzen im Handgelenk (sog. Ulna-Impaction-Syndrom bzw. Ulna-Abutment-Syndrom)^{69,152}. So fanden Viegas et al. bei 100 Handgelenken mit Klasse-2-Defekten in 73 % der Fälle eine Ulna-Plus-Variante¹⁷³. Ursache einer relativ zu langen Elle kann eine distale Radiusfraktur sein, die mit einer Verkürzung des Radius ausheilt, oder auch eine kongenital zu lange Ulna¹⁵².

Zeigen sich bei einer diagnostischen Arthroskopie Defekte des TFCC, so können in der gleichen Sitzung therapeutischen Maßnahmen ergriffen werden, weshalb sich die Arthroskopie immer stärker zum Standardverfahren zur Behandlung von TFCC-Läsionen entwickelt^{130,136}. So berichtet auch Hempfling darüber, dass er die Mehrzahl seiner Patienten mit Verletzungen des TFCC arthroskopisch und nur 11,5 % der Diskusschäden in den letzten Jahren konservativ mittels Schiene, NSAR und Kortikosteroidinjektionen behandelt hat⁷¹. Die chirurgischen Therapiemöglichkeiten von TFCC-Läsionen reichen von der Nahtbehandlung über Debridement und Diskus(teil)resektionen bis hin zur Abtragung des Ulnakopfes (Waver-Procedure) oder einer Ulna-Verkürzungs-Osteotomie. Bis auf den letzten Punkt kann man alles arthroskopisch durchführen, wobei sich die Wahl der chirurgischen Methode an der jeweiligen Verletzungsklasse nach Palmer orientiert:

Klasse-1A-Risse im zentralen, gefäßfreien Teil des Discus triangularis, wo eine Naht nur geringe Heilungsschanchen zeigt, werden einem arthroskopischen Debridement unterworfen. Dabei werden instabile, ausgefranste Teile mittels Shaver oder Thermoablation entfernt, um dadurch wieder glatte Ränder herzustellen⁴². Dies führt ohne weitere chirurgische Maßnahme bei 85 % der Patienten zu guten bis exzellenten Resultaten^{78,181}. Im peripheren, gut durchbluteten Teil des Diskus befinden sich die **Klasse-1B**-Läsionen. Diese werden nach Anfrischen der Rissstelle durch eine arthroskopische Naht behandelt^{20,42} – durch Outside-In-Technik oder Inside-Out-Technik oder in Ausnahmefällen auch durch die All-Inside-Technik^{20,42,71}. Viele Studien bescheinigen dieser Refixationsmaßnahme in über 90 % exzellente Ergebnisse^{24,26,34,41}, wobei Hempfling anmerkt, dass die besten Resultate erzielt werden, wenn die Diskusruptur nicht älter als zwei Wochen ist⁷¹. Inkomplette **Klasse-1C**-Risse werden debridiert und ruhiggestellt⁴², wohingegen vollständige Rupturen mit ligamentärer Instabilität entweder arthroskopisch oder offen refixiert werden sollten^{20,42}. Beide Behandlungsoptionen zeigen in verschiedenen Studien sehr gute Ergebnisse^{116,150}. Kontroverse Diskussionen bestehen hinsichtlich der Behandlung von **Klasse-1D**-Verletzungen, die entweder durch ein Debridement oder eine Refixierung therapiert

werden können²⁰. Trumble et al. führten eine arthroskopische Refixation bei 13 Patienten durch, von denen zwei Jahre später elf völlig schmerzfrei waren¹⁶⁹. Ostermann et al. verglichen die klinischen Ergebnisse nach Debridement mit der Wiederbefestigung von 19 Typ-1D-Läsionen und kamen zu dem Schluss, dass beide Verfahren hinsichtlich Schmerzlinderung, Kraft und Beweglichkeit gleichermaßen effektiv sind¹⁵². Ein ähnliches Resultat wurde auch von Miwa et al. veröffentlicht¹¹⁶, weshalb beide Behandlungsoptionen – je nach persönlicher Präferenz des Operateurs – im klinischen Alltag durchgeführt werden.

Klasse-2-Läsionen A - E nach Palmer beschreiben die stetige Progredienz von Verschleißerscheinungen um den Diskus herum, die beginnend mit einer Höhenminderung des Diskus durch Abrieb über verschiedene Zwischenstufen zur Arthrose im gesamten ulnokarpalen Kompartiment führen. Die primäre Therapie sollte in einem möglichst frühzeitig durchgeföhrten, arthroskopischen Debridement bestehen⁷¹. Liegt zudem eine Ulna-Plus-Variante vor oder zeigt das initiale Debridement keine suffiziente Verbesserung der Schmerzsymptomatik, so muss in jedem Fall eine Ulnaverkürzung durchgeführt werden^{11,48,77,115,166}. Das alleinige Debridement degenerativer Diskusschäden bei Ulna-Plus-Varianten erbrachte nämlich durchwegs schlechte Ergebnisse¹¹⁴. Deshalb muss es das Ziel sein, mittels Ulnaverkürzung das ulnokarpale Kompartiment zu entlasten. Eine biomechanische Studie dazu zeigte, dass eine Kürzung der Ulna um 3 mm die Druckbelastung im Bereich des TFCC um 50 % verringert¹⁸⁷, was wiederum einem weiteren Fortschreiten des Diskusabriebs entgegenwirkt. Die Verkürzung der Ulna kann dabei arthroskopisch oder offen erfolgen. Bei der Wafer-Procedure wird vom distalen Ulnakopf mittels Knochenfräse oder Laserapplikation Knochen abgetragen. Diese Abtragung geschieht unterhalb des horizontalen Teils des TFCC, wobei dessen Ursprung und Ansatz geschont wird⁵⁷. Sowohl dieses Verfahren als auch die Ulnaverkürzungsosteotomie zeigen bei Klasse-2-Läsionen mit Ulna-Plus-Variante sehr gute Resultate. Tomaino und Weiser führten ein Diskusdebridement kombiniert mit dem Wafer-Procedure bei 12 Patienten durch, von denen anschließend acht schmerzfrei waren und die restlichen vier nur noch minimale Symptome zeigten¹⁶⁶. Studien von Slutsky et al.¹⁵², Constantine et al.²³ sowie Bernstein et al.¹⁰ verglichen die offene Osteotomie mit dem arthroskopischen Verfahren und kamen alle zu dem Schluss, dass beide Verfahren ähnlich gute Ergebnisse hinsichtlich Schmerzreduktion und Wiederherstellung der Funktion des Handgelenks liefern, letztere Methode jedoch mit einer geringeren Komplikationsrate verbunden ist. Anzumerken ist schließlich noch, dass Tatebe et al. bei 32 Patienten mit zentralem Diskusriss und Ulna-Plus-Variante eine Ulnaverkürzungsosteotomie durchführten. Bei anschließenden

Second-Look-Arthroskopien waren 50 % der Diskusläsionen spontan ohne jegliche direkte Behandlung des Diskus verheilt¹⁶⁴. Dies zeigt einerseits die therapeutische Effektivität der Ulnaverkürzung bei degenerativen TFCC-Defekten und andererseits, dass überraschenderweise der zentrale avaskuläre Teil des Discus triangularis doch ein gewisses Heilungspotential nach Schädigung besitzt²⁰.

Resümierend kann man festhalten, dass sich die Arthroskopie des Handgelenks zur Methode der Wahl für Diagnosestellung und Behandlung von TFCC-Läsionen entwickelt hat.

2.2.6 Mögliche Komplikationen einer Handgelenksarthroskopie

Die Arthroskopie des Handgelenks ist ein schonendes und relativ komplikationsarmes Verfahren¹²⁰, wenn die für diesen kleinen Gelenkraum notwendige komplizierte Technik und die absolut essentiellen anatomischen Spezialkenntnisse erlernt wurden⁵⁷. Die Komplikationsrate wird dabei von vielen Autoren mit etwa 2 % angegeben^{29,33,35}, wobei Bain et al. die intraartikulären Schädigungen auf die Größe des Instrumentariums innerhalb der schmalen Gelenkspalten zurückführen³. Deshalb spielen innerhalb des Gelenkes vor allem iatrogene Verletzungen des Gelenkknorpels eine entscheidende Rolle, die auf Grund der engen Raumverhältnisse häufiger an der Hand vorkommen als bei großen Gelenken^{56,107,153}. Außerhalb des Gelenks sind vor allem Strukturen im Bereich der Zugangsportale beim Einrichten dieser einer Verletzungsgefahr ausgesetzt. Am häufigsten sind an dieser Stelle Nervenirritationen, Neurombildung oder anderweitige Schädigungen von sensiblen Hautnerven (R. superficialis n. radialis und R. dorsalis n. ulnaris)¹² sowie Verletzungen der Strecksehnen zu nennen^{29,120}. Hierbei können prinzipiell alle Strecksehnenfächer geschädigt werden, wobei erfahrungsgemäß die Sehne des M. extensor pollicis longus dem höchsten Verletzungsrisiko ausgesetzt ist^{3,29,51}. Partielle Schädigungen der Sehnen können dabei erst später zur vollständigen Ruptur unter Belastung führen¹³⁹. Weitere in der Literatur beschriebene Komplikationen stellen absolute Ausnahmefälle dar und werden deshalb nicht einzeln aufgeführt.

Auf spezielle Komplikationen, die beim Einsatz elektrothermischer Verfahren im Rahmen der Handgelenksarthroskopie auftreten können, wird zu späterem Zeitpunkt ausführlich eingegangen.

2.3 Der arthroskopische Einsatz von Radiofrequenzenergie in Orthopädie und Unfallchirurgie

Elektrochirurgische Methoden werden seit mehr als 80 Jahren in der Medizin eingesetzt³⁷ und haben sich in fast allen chirurgischen Fachdisziplinen als ein unverzichtbares Instrument etabliert. In der jüngsten Vergangenheit hat die Verwendung thermischer Energie auch zunehmend im arthroskopischen Operieren durch Entwicklung kleiner, handlicher Systeme große Verbreitung gefunden. Deshalb sollen im folgenden Kapitel die vielfältigen Möglichkeiten, aber auch die potenziellen Risiken dieser neuen Technik vorgestellt werden. Zum besseren Verständnis wird eine Einführung in die Grundlagen radiochirurgischen Arbeitens vorangestellt.

2.3.1 Grundlagen radiochirurgischer Systeme

Die Verwendung thermischer Energie stellt für den heute operativ tätigen Arzt eine fundamentale Fertigkeit dar, die erlernt werden muss. Ein zentraler Aspekt für den Erwerb dieses Könnens besteht im Verständnis des biophysikalischen Wirkmechanismus radiochirurgischer Energie und deren Interaktion mit humanem Gewebe.

2.3.1.1 Begriffsklärung

Unter Elektrochirurgie versteht man heutzutage im weitesten Sinne jede Anwendung von Wechselstrom in der operativen Medizin^{14,133}. Im engeren Sinne ist es jedoch von entscheidender Bedeutung, die Elektrokauterisation von der Elektrochirurgie ganz klar abzugrenzen. Bei der *Elektrokauterisation* wird eine Instrumentenspitze durch den sie durchfließenden Strom erhitzt und gibt dann die entstehende Hitze sekundär und unkontrolliert an das Gewebe ab (z.B. zur Koagulation eines Blutgefäßes). Im Gegensatz dazu wird bei der *Elektrochirurgie* das Gewebe selbst vom Strom durchflossen¹⁸⁵. Moderne Elektrochirurgiegeräte arbeiten dabei mit einer Frequenz von 200 kHz bis über 3 MHz, weshalb auch der äquivalente Begriff Hochfrequenzchirurgie verwendet wird. Weil eine teilweise Überlappung dieses Frequenzbereichs mit bestimmten Hörfunk-Radiowellen besteht, sind zusätzlich die Termini Radiochirurgie oder Radiofrequenz- (RF-) Chirurgie gebräuchlich^{19,133,185}.

2.3.1.2 Physikalisches Wirkprinzip der Radiofrequenzenergie

Für die Entstehung von Radiofrequenzenergie benötigt man einen geschlossenen Kreislauf aus Stromgenerator, aktiver und ableitender Elektrode. Der vom Generator produzierte hochfrequente Wechselstrom fließt von der Sondenspitze der aktiven Elektrode durch das Gewebe bzw. durch die umgebende Flüssigkeit zur ableitenden Elektrode. Dabei werden Ionen und Elektrolyte beim Versuch, dem Strom zu folgen, zu rascher molekularer Bewegung angeregt. Durch die dabei auftretende Reibung sowohl intra- als auch extrazellulär entsteht Wärme im Gewebe. Diese Umwandlung der elektrischen Energie in Wärme bezeichnet man als thermischen Effekt des Stroms^{1,37,110,185}, welcher im Gewebe dann die gewünschten Wirkungen wie Schrumpfung von Kollagenfasern und Glättung des Knorpels erzielt. Dabei ist die Wirkung umso größer, je mehr thermische Energie ans Gewebe abgegeben wird. Der thermische Effekt und somit auch die Menge der entstehenden Wärme unterliegt hierbei dem Joule-Gesetz, in welches neben dem Gewebewiderstand auch die Einwirkzeit eingeht, die zum thermischen Effekt proportional ist: $W = I^2 \times R \times \Delta t$ (W = Joulesche Wärme, I = Stromstärke, R = elektrischer Widerstand, Δt = Einwirkzeit)¹⁸⁵. Außerdem wird die Wärmeentwicklung von weiteren Einflussgrößen bestimmt: einerseits vom Abstand zwischen Gewebe und Sondenspitze, wobei die Wärme mit zunehmender Distanz r mit dem Faktor $1/r^4$ abnimmt¹¹⁰, und andererseits von der Stromstärke I mit einer zu I^2 proportionalen Wärmeproduktion^{37,110}. Des Weiteren hat auch der Druck zwischen Sondenspitze und Gewebe, die Art der Spülflüssigkeit und die spezifische Durchblutung des behandelten Gewebes Einfluss auf den thermischen Effekt^{58,59}. Nach Gewebspassage wird der Stromkreis dadurch geschlossen, dass der Strom zur Ableitungselektrode fließt.

Raffinierte technische Beeinflussung des Stroms hinsichtlich Spannung und Intervall der Stromabgabe durch moderne Generatoren ermöglicht verschiedene, gezielte Einsatzmöglichkeiten wie Schneiden, Koagulieren und koagulierendes Schneiden. Während im Cut-Modus (Schneiden) kontinuierlich Radiofrequenzwellen mit geringerer Spannung bei einer Leistung von 50 - 80 W abgegeben werden, erfolgt beim Koagulations-Modus die Emission der Wellen in kurzen, intermittierenden Stromstößen höherer Spannung bei einer typischen Leistung von 30 - 50 W^{1,79,132}. Dadurch entstehen beim Schneiden innerhalb von kurzer Zeit sehr hohe Temperaturen, die das Gewebe karbonisieren (200 °C) oder vaporisieren (500 °C), was einer Verdampfung der Zellen unter Rauchentwicklung entspricht⁷⁹. Im Gegensatz dazu wird im Koagulations-Modus das Gewebe langsam und nur auf etwa 70 °C erhitzt, was zur Denaturierung von

Eiweißen und konsekutiv beispielsweise zur Blutstillung führt¹⁰⁹. Die sog. „Blend Coagulation“ ist eine Mischform zwischen beiden Modi.

2.3.1.3 Funktionsweise monopolarer und bipolarer RF-Systeme

Wie oben bereits kurz angedeutet, werden heute zwei verschiedene Arten von RF-Generatoren eingesetzt, die auf unterschiedlichen Techniken basieren.

Bei der sog. **monopolaren Technik** erfolgt der Stromfluss von einer sehr kleinen aktiven Elektrode, die in der Spitze des vom Operateur geführten Instruments lokalisiert ist und

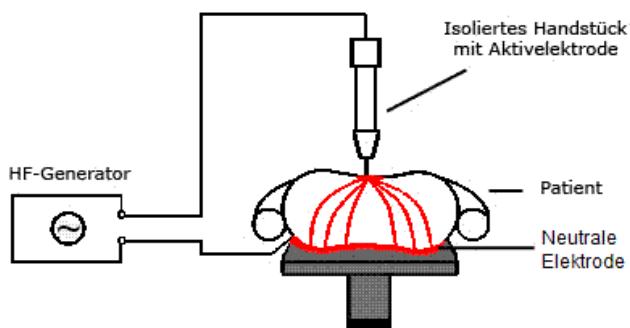


Abb. 12 Stromfluss eines monopolaren RF-Gerätes⁸⁰

direkten Kontakt zum behandelten Gewebe benötigt, durch den Körper zu einer sehr großen ableitenden Neutralelektrode, die meist an der Haut des Patienten angebracht wird¹⁸⁵ (siehe Abb. 12). Durch den Größenunterschied beider Elektroden entsteht nur an der aktiven Elektrode eine hohe

Stromdichte, was zu Temperaturen von über 400 °C an der Sondenspitze führt¹⁴⁹. Das Gewebe wird dadurch verdampft, d.h. Zellen zerplatzen unter dem hohen Innendruck verkochender Flüssigkeit¹⁸⁵. Als Nachteil dieser Methode stellte sich heraus, dass das umliegende Gewebe durch thermische Leitung ebenfalls exzessiv erwärmt werden kann, wodurch Kollateralschäden praktisch unvermeidbar werden. Ebenfalls nachteilig ist der unkontrollierte Stromfluss durch den Körper zur Neutralelektrode, da der Strom nicht den kürzesten, sondern immer den Weg des geringsten Widerstands nimmt, wodurch eventuell auch Nerven und Blutgefäße verletzt werden könnten^{132,149}. Zudem können elektrische Geräte wie EKG und Herzschrittmacher dadurch gestört werden¹⁸⁵.

Mit dem Ziel, diese Nachteile zu umgehen, wurde vor allem in der Neurochirurgie die **bipolare Technik** entwickelt, die mittlerweile in allen Bereichen der Medizin breite Anwendung findet. Bei bipolaren RF-Geräten sind Aktiv- und Neutralelektrode zusammen an der Spitze der Arbeitssonde in einem dichten, unveränderlichen Abstand zu einander platziert¹⁸⁵ (siehe Abb. 13). In einem leitenden Medium wie beispielsweise Ringer-Spülflüssigkeit (8,6 g Natrium-chlorid, 0,3 g Kaliumchlorid und 0,33 g Calciumchlorid auf 1000 ml Aqua destillata) formt sich, sobald hochfrequenter Strom zwischen beiden Elektroden fließt, um die Elektroden herum ein hochfokussiertes Plasmafeld, welches aus hochgradig ionisierten Teilchen besteht¹⁸⁵. Diese ionisierten

Teilchen besitzen dann genügend Energie, um organische molekulare Verbindungen des behandelten Gewebes aufzubrechen und somit Gewebe großflächig abzutragen („Ablation“). Dies geschieht laut Hersteller nicht durch schlagartige Erhitzung des Gewebes wie oben beschrieben, sondern vielmehr durch schrittweise Desintegration organischer Moleküle im Bereich des Plasmafeldes, welches

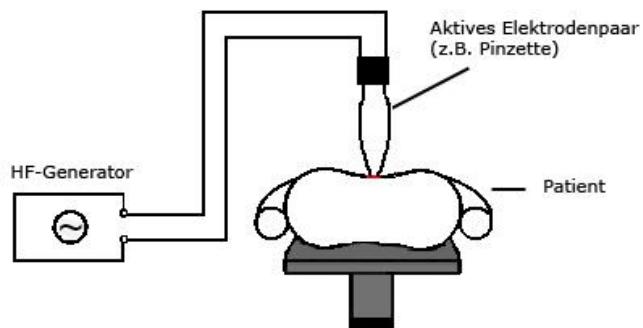


Abb. 13 Stromfluss eines bipolaren RF-Gerätes⁸⁰

Temperaturen zwischen 40 - 70 °C je nach gewählter Einstellung besitzt¹⁸⁵. Bei bipolaren Sonden fließt der Strom also nur von der aktiven Elektrode an der Sondenspitze auf dem Weg des geringsten Widerstandes durch die umgebende Flüssigkeit oder Gewebe zur ableitenden Elektrode am Instrument. Das kleine stromdurchflossene Volumen entspricht also weitgehend dem Behandlungsvolumen. Durch diesen räumlich begrenzten Stromfluss wird das unbeabsichtigte und unkontrollierte Entstehen von Spannungsbögen, die das umliegende Gewebe schädigen, verhindert^{132,185}. Durch den Einsatz in einem leitenden Medium wie der Spülflüssigkeit bei der Arthroskopie muss die bipolare RF-Sonde im Gegensatz zur monopolaren keinen direkten Kontakt zum behandelten Gewebe aufweisen¹⁴⁹.

Beide Arten der RF-Systeme finden in der heutigen arthroskopischen Chirurgie Verwendung, wobei kontroverse Studienergebnisse über die Anwendung am Gelenkknorpel zu Diskussionen darüber geführt haben, welche Technik gerade auf diesem Einsatzgebiet schonender und sicherer sei, was noch nicht eindeutig geklärt ist.

2.3.2 Einsatzgebiete der Radiofrequenzenergie in der orthopädisch-traumatologischen Arthroskopie

Thermische Energie wird in der Orthopädie und Unfallchirurgie an fast allen relevanten Gelenken eingesetzt, zur Synovektomie, zur Chondroplastie, zum sogenannten „capsular shrinking“ und zur Behandlung von Meniskus. Die Behandlung dieser Gewebetypen mittels Radiofrequenzenergie gewinnt auch in der therapeutischen Handgelenksarthroskopie zunehmend an Bedeutung.

2.3.2.1 Anwendungen am Kapsel-Band-Apparat

Die Anwendung von Wärme zur Schrumpfung („shrink“) und damit Stabilisierung von kollagenhaltigen Strukturen fand in den letzten Jahren große Verbreitung in der Arthroskopie. Nach den molekularen und histologischen Veränderungen des Kollagens auf Wärme, die dem Prinzip der Kapsel-Band-Schrumpfung zu Grunde liegt, soll anschließend ein kurzer Abriss über die mannigfaltigen Einsatzmöglichkeiten dieser Technik – auch in der Handchirurgie – vor dem Hintergrund neuester Studienergebnisse gegeben werden.

2.3.2.1.1 *Prinzipielle Grundlagen des thermischen Shrinkage kollagenhaltigen Gewebes*

Operationstechnisch ist prinzipiell zwischen der mehr oder weniger globalen Kapselschrumpfung eines Gelenks (engl. „capsular shrinkage“) und der Raffung einzelner definierter Bandstrukturen zu differenzieren. Histologisch sind beide jedoch gleichermaßen aus straffem kollagenen Bindegewebe aufgebaut, so dass die Schrumpfung beider Strukturen auf den gleichen ultrastrukturellen Veränderungen beruht.

Straffes Bindegewebe, wie es in Bändern, Kapseln und Sehnen vorkommt, besteht hauptsächlich aus parallel angeordneten Kollagenfaserbündeln, die als extrazelluläre Matrix von Fibroblasten synthetisiert werden. Die Primärstruktur des Kollagen I besteht hierbei aus einer Aminosäuresequenz, die in erster Linie durch die Aminosäuren Glycin, Prolin und Hydroxyprolin gebildet wird. Diese Polypeptidkette besitzt dann als Sekundärstruktur die Form einer linksgängigen α -Helix. Drei dieser Kollagenhelices lagern sich anschließend über intramolekulare Wasserstoffbrückenbindungen zu einer rechtsgängigen Tripelhelix zusammen. Die Tripelhelices aggregieren durch intermolekulare Bindungen in komplexer und streng geordneter Form zu Mikrofibrillen, deren Verknüpfung letztendlich zur Bildung der Kollagenfaser führt¹⁰⁴.

Wird nun mittels Radiofrequenzsonden Wärmeenergie appliziert, so lösen sich die hitzelabileren intramolekularen Wasserstoffbrücken, welche die dreidimensionale Konfiguration der Tripelhelix zusammenhalten, auf. Im Gegensatz dazu bleiben die stabileren intermolekularen Verbindungen bestehen, so dass die Kollagenstruktur nicht komplett zerfällt^{110,152,185}. Diese Entspiralisierung der Tripelhelices, auch „unwinding“ genannt, entspricht einer Denaturierung des Kollagens, was zu verkürzten, verklumpten Kollagenfibrillen führt. Dadurch wird letztlich eine Längenreduzierung des gesamten

Gewebes bei gleichzeitiger Zunahme des Durchmessers erreicht^{110,152}. Durch die Wärmeeinwirkung verändert sich jedoch nicht nur die Ultrastruktur des Kollagens, sondern auch histologisch zeigen sich deutlich morphologische Änderungen des Gewebes. Die entstehende Hitze führt einerseits zu einer Koagulationsnekrose der Kollagenfasern, die auch als „Hyalinierung“ bezeichnet wird, und andererseits zur Kernpyknose der Fibroblasten^{61,62,63,65,66,97} – faktisch ist das Gewebe also extrem stark geschädigt. Anschließend folgt jedoch ein aktiver Reparaturprozess. Eine milde, aseptische Entzündungsreaktion führt zur Migration intakter Fibroblasten aus weniger stark geschädigten, angrenzenden Bereichen des Bindegewebes in das behandelte Areal. Diese Fibroblasten synthetisieren dann neue extrazelluläre Matrix, indem sie das geschrumpfte Kollagennetz quasi als Stützgitter verwenden^{62,66,152}. Damit wird der temperaturinduzierte Fibroblastenverlust hinreichend kompensiert⁶⁶. Im weiteren Verlauf nähert sich das histomorphologische Erscheinungsbild des Gewebes wieder dem ursprünglichen Zustand an, sollte aber im Idealfall die reduzierte, geschrumpfte Länge behalten.

Die oben beschriebenen Veränderungen, die zum Schrumpfen des kollagenen Bindegewebes führen, erfordern bestimmte Temperaturen. So konnten Naseef et al. zeigen, dass Gewebsschrumpfung ab einer Temperatur von 60 °C einsetzt¹¹⁹. Zu ähnlichem Ergebnis kommt auch die Untersuchung von Hayashi et al.⁶⁴, die an menschlichem Schulterkapselgewebe ab 65 °C signifikante Schrumpfungsprozesse von 11 % mit einer Steigerung bis auf 59 % bei 80 °C beweisen konnten. Auch Obrzut und Hecht zeigten eine temperaturabhängige, sigmoidal ansteigende Schrumpfungskurve zwischen 65 °C und 80 °C in einer In-vitro-Studie an Schafsschultern¹²⁴. In selbiger Studie wurde darüber hinaus eine Temperaturnessung in unterschiedlichen Gewebetiefen vorgenommen, die zeigte, dass die Temperatur bereits in 0,5 mm Tiefe um 15 °C geringer war als an der Oberfläche. Zudem betrug bei jeder voreingestellten Temperatur die Gewebetemperatur in 1,5 mm Tiefe weniger als 45 °C. Einen ähnlichen Temperaturabfall im Gewebe konnten Shellock et al. zeigen, die bei einer Geräteeinstellung von 75 °C in 2 mm Tiefe nur noch 49 °C gemessen haben¹⁴⁷. Die Autoren schließen daraus mit einigen Einschränkungen, dass die Anwendung von Radiofrequenzenergie zur Kapselschrumpfung prinzipiell kontrolliert möglich ist. Gleichzeitig wird jedoch deutlich, dass beispielsweise eine humane Schulterkapsel mit einer Dicke von 1,3 – 4,5 mm²² gar nicht in allen Gewebetiefen geschrumpft werden kann, da die Temperatur unter den zur Schrumpfung nötigen Schwellenwert von näherungsweise 65 °C abfällt⁶⁴.

Die Alteration der Ultrastruktur des Kollagens bewirkt jedoch nicht nur eine Schrumpfung der Kollagenfasern, sie hat – vor allem in der postoperativen Regenerationsphase – auch großen Einfluss auf die biomechanischen Eigenschaften des behandelten Gewebes. So berichten verschiedene Autoren darüber, dass nach erfolgreicher Kapselschrumpfung die Gewebefestigkeit und Steifigkeit direkt nach der Behandlung stark vermindert war^{60,141}. Das Kapsel-Band-Gewebe wird also nicht nur geschrumpft, sondern auch signifikant geschwächt. Auch Hecht et al. zeigten in einer Studie an Kapselgewebe von Schafen, dass zwei Wochen nach der Behandlung mit RF-Energie die Gewebefestigkeit signifikant geringer war als in der Vergleichsgruppe. Jedoch konnten sie ebenfalls feststellen, dass sich das Gewebe sechs Wochen postoperativ soweit erholt hatte, dass diese Gewebeschwächung nicht mehr nachweisbar war⁶⁷. Aus diesem Grund zeigen auch die Studien von Schäfer et al.¹⁴¹ und Wallace et al.¹⁷⁶, dass RF-geschrumpftes Gewebe bei sehr früher Belastung in der postoperativen Phase wieder – teilweise sogar über das präoperative Maß hinaus – elongierte. Deshalb scheint es für ein suffizientes Ergebnis einer Kapsel- oder Bandschrumpfung unumgänglich, in der Heilungsphase mechanische Belastung und hierbei in erster Linie die Dehnung des behandelten Gewebes durch konsequente Immobilisation für mindestens 6 - 8 Wochen zu vermeiden^{108,110,152}. Eine initiale Immobilisation verhindert also, wie Takahashi et al. beweisen konnten, ein „Ausleihen“ des geschrumpften Gewebes¹⁶⁰.

2.3.2.1.2 Ergebnisse der unterschiedlichen Anwendungsgebiete

Seit das Verfahren des capsular shrinkage in der Orthopädie und Unfallchirurgie 1994 eingeführt wurde, wurde es in erster Linie zur Behandlung der multidirektionalen Schulterinstabilität eingesetzt, um laxen **Schulterkapseln** zu straffen und damit das Gelenk wieder zu stabilisieren¹⁰⁸. Die Rezidivrate war hierbei von Anfang an etwas höher als bei der konventionellen offenen OP-Technik⁹³, wurde aber auf Grund der überwiegenden Vorteile des minimal-invasiven Verfahrens in Kauf genommen. Erste Multicenter-Studien zeigten zudem, dass in einem Nachbehandlungszeitraum von 6 - 12 Monaten mehr als 90 % der behandelten Patienten ein exzellentes bis gutes Ergebnis erreichten^{45,122}. Der anfängliche Enthusiasmus gegenüber der RF-Behandlung bei Schulterinstabilität wurde jedoch geschränkt, als erste Publikationen der mittelfristigen Resultate veröffentlicht wurden. In einer 2004 von D'Alessandro et al. publizierten Studie nach thermischer Schulterkapselschrumpfung an 84 Patienten hatten bei den Nachuntersuchungen nach durchschnittlich 38 Monaten ernüchternde 37 % der

Behandelten unbefriedigende bis schlechte Ergebnisse; Schmerzen und Instabilitätszeichen waren rekurrent³⁰. Zudem berichten einige Autoren über signifikante Komplikationen wie stellenweise vollständige Ablation des Kapselgewebes, postoperative adhäsive Kapsulitis, Chondroyse und Schädigung des N. axillaris^{90,92,110,168}.

Auch der Einsatz am **Kniegelenk** zur thermischen Schrumpfung elongierter oder partiell rupturierter Kreuzbänder sowie von Kreuzbandtransplantaten zeigte widersprüchliche Studienergebnisse. Während Carter et al. nach RF-Behandlung von 18 Patienten mit chronischer Laxität eines nativen bzw. ersetzen vorderen Kreuzbandes nur sieben Operationen als erfolgreich vermelden konnten¹⁷, fanden Spahn et al. in einer prospektiven Studie an 14 Patienten mit einem Follow-Up von durchschnittlich zehn Monaten bei fast allen Behandelten gute Ergebnisse¹⁵⁶. Diese Beobachtung konnten auch Houseworth et al. nach arthroskopischer Schrumpfung von 20 VKB-Transplantaten mit 85 % guten oder sehr guten Ergebnissen stützen, wobei vom Autor darauf hingewiesen wird, dass diese Resultate auch der sehr vorsichtigen und restriktiven Nachbehandlung zu verdanken seien¹⁸⁵. Die Schrumpfung der Bänder des Kniegelenks bleibt also ein kontrovers diskutiertes Einsatzgebiet der RF-Energie.

In den letzten Jahren hat die Anwendung thermischer Energie auch am Kapsel-Band-Apparat des **Handgelenks** Einzug gefunden, um milde Formen der karpalen Instabilität zu behandeln. Patienten mit symptomatischen Läsionen des SL-Bandes Stadium I oder II nach Geissler scheinen hierfür sehr gut geeignet zu sein, wohingegen vollständige Rupturen und höhergradige Instabilitäten nicht durch thermische Bandschrumpfung zu therapieren sind¹⁵². In diesem Zusammenhang sei darauf hingewiesen, dass das SL-Band als heterogene Struktur im mittleren Teil – wie unter Punkt 2.1.4 näher beschrieben – aus Fasernknorpel besteht und deshalb nur der palmarer und dorsaler Anteil einem Shrinkage unterzogen werden kann. Darlis et al. führten bei 16 partiellen SL-Band-Rupturen ein arthroskopisches Debridement und Schrumpfung mittels RF-Sonden durch und berichteten bei der Nachuntersuchung nach 19 Monaten in 88 % der Fälle über exzellente Ergebnisse hinsichtlich des Mayo Wrist Score³². In gleicher Art und Weise behandelten Hirsh et al. zehn Patienten mit Geissler Grad II Verletzungen mit anschließender Immobilisation von 4 - 6 Wochen und nach 28 Monaten waren neun Patienten immer noch symptomfrei⁷⁴. Zu ähnlichem Ergebnis kommen auch Shih et al., die 19 partielle SL-Band-Rupturen elektrothermisch debridierten und schrumpften und bei den Nachuntersuchungen nach 2 Jahren eine Erfolgsrate von 79 % feststellen konnten, so dass nur vier Patienten eine Rekurrenz der Instabilität beklagten¹⁵¹. Eine Untersuchung von Battistella et al. konnte ebenfalls positive Effekte einer SL-Band-

Schrumpfung aufzeigen. Dazu wurden 120 Patienten mit SL-Band-Schäden Grad I - III nach Geissler in vier Gruppen eingeteilt: Gruppe A und B enthielten Patienten mit Schäden des SL-Bandes Geissler Grad I, wobei in Gruppe A eine thermische Schrumpfung des SL-Bandes, in Gruppe B lediglich ein Debridement durchgeführt wurde. Patienten mit SL-Band-Läsionen Geissler Grad II und III wurden auf die Gruppen C und D aufgeteilt und in beiden Gruppen erfolgte eine Transfixation für 6 Wochen. Zusätzlich wurde in Gruppe C eine thermische SL-Band-Schrumpfung, in Gruppe D nur ein Debridement angewandt. Bei den Nachuntersuchungen nach 24 Monaten hatten die Patienten mit den zusätzlich durchgeführten SL-Band-Schrumpfungen (Gruppe A und C) signifikant geringere Schmerzen und einen besseren Mayo Wrist Score als die Vergleichsgruppen⁵.

Im Bereich des Kapsel-Band-Apparats des Handgelenks kann allerdings nicht nur das SL-Band arthroskopisch mittels RF-Energie debriadiert und geschrumpft werden, auch zur Behandlung der Gelenkkapsel und ihrer verstärkenden Bänder liegen bereits Studienergebnisse vor. Mason und Hargreaves setzten zur Therapie der mediokarpalen Instabilität eine Raffung der Gelenkkapsel und bestimmter Bänder durch thermische Energie ein. Diese Form der Instabilität beinhaltet eine heterogene Gruppe von möglichen posttraumatischen oder kongenitalen Kapsel-Band-Laxitäten, die alle zu einer abnormalen Beweglichkeit im Bereich des distalen Handgelenks mit unkontrollierten Verschiebungen der proximalen Handwurzelreihe führen¹⁰⁸. Die Autoren versuchten dieses Instabilitätsmuster zu therapieren, indem sie bei 15 Handgelenken die dorsale Kapsel des Radiokarpal- und Mediokarpalgelenks sowie palmar das proximale und distale V-Band durch RF-Energie schrumpften. Postoperativ wurden die Handgelenke durch eine Schiene für sechs Wochen immobilisiert. Bei der Nachuntersuchung nach durchschnittlich 42 Monaten zeigte sich eine Besserung der Beschwerden bei allen Patienten, wobei sogar vier der Behandelten eine vollständige Symptomfreiheit angaben¹⁰⁸. Daraus schließen die Autoren, dass der Einsatz thermischer Energie bei der Therapie karpaler Instabilitäten eine wichtige Alternative zu bisherigen nicht immer suffizienten Behandlungsmethoden darstellt.

Chloros et al. kommen auf Grund dieser positiven Studienlage resümierend zu dem Schluss, dass das elektrothermische Shrinkage von Kapsel-Band-Strukturen im Handgelenk in Zukunft bei der Behandlung verschiedenster Pathologien eine wichtige Rolle spielen wird²⁰.

2.3.2.2 Thermische Chondoplastik

Neben der Anwendung am Kapsel-Band-Apparat gewinnt der Einsatz thermischer Energie auch bei pathologischen Veränderungen des Gelenkknorpels zunehmend an Bedeutung. So wurden im Jahr 2001 in den USA bereits 10.000 thermische Chondoplastiken pro Monat mittels Radiofrequenzenergie durchgeführt – mit deutlich steigender Tendenz in den letzten Jahren⁸⁵. Folgend soll deshalb kurz das Funktionsprinzip der Verwendung thermischer Energie am Knorpel vor dem Hintergrund der Pathophysiologie des Knorpelschadens und die derzeitig aktuelle Studienlage zu diesem Einsatzgebiet beschrieben werden.

2.3.2.2.1 *Wirkprinzip einer RF-Behandlung am Knorpel vor dem pathophysiologischen Hintergrund des Knorpelschadens*

Hyalines Knorpelgewebe besteht aus Chondrozyten und der von ihnen produzierten Extrazellulären Matrix (EZM), deren wichtigste Bestandteile Kollagenfibrillen und Proteoglykane sind. Die für die Funktion des Knorpels unerlässliche Druckelastizität bei gleichzeitiger Stabilität und Festigkeit ist dabei vor allem der speziellen Zusammensetzung der EZM zuzuschreiben¹⁰⁴. Eine Besonderheit des Knorpels ist das Fehlen von Blut- und Lymphgefäßen sowie von neuronalen Strukturen, weshalb Knorpel nur eine extrem geringe Fähigkeit zur Regeneration besitzt und somit die Behandlung von Schäden zu einer sehr anspruchsvollen Aufgabe wird^{37,174}.

Anfänglich kommt es in der Pathophysiologie des Knorpelschadens entweder durch ein Trauma oder durch chronische mechanische Überbelastung zu Einrissen der normalerweise glatten und ebenen Knorpeloberfläche¹⁰⁴. Das kann zur Freisetzung von Kollagen- und Proteoglykanepitopen aus der Matrix in den Gelenkraum führen³⁷. Dadurch werden wiederum bestimmte Zellen der Synovialmembran stimuliert, die Interleukine, Prostaglandine und Enzyme wie Metalloproteasen und Stromelysin ausschütten^{16,37,105}. Diese Mediatoren führen zu einer reaktiven Synovialitis, die durch Einwanderung von Entzündungszellen eine weitere Schädigung der Knorpeloberfläche und der Knorpelmatrix bewirkt, wodurch wieder vermehrt Matrixepitope frei werden³⁷. Es entsteht also ein Teufelskreis aus Knorpelschädigung und reaktiver Inflammation der Synovia, der eine zunehmende Degradation des Knorpels mit Bildung von Fissuren und Fibrillationen verursacht und letztendlich in einer Arthrose resultieren kann^{105,185}.

Ziel der thermischen Chondoplastik muss es also sein, den ausgefransten Knorpel derartig zu debridieren, dass dieser Kreislauf der Knorpelzerstörung unterbrochen wird. Dazu wird thermische Energie durch eine gleichmäßige und kontinuierliche Bewegung der RF-Sonde in Form des sog. „paintbrush pattern“ an die geschädigte Knorpeloberfläche abgegeben^{87,171}. Durch die Wärmewirkung kommt es auf Grund der unter 2.3.2.1.1 beschriebenen Denaturierungsvorgänge zu einer kontrollierten Ablation der Fransen und Fibrillen (siehe Abb. 14), so dass schließlich eine annähernd glatte Oberfläche zurückbleibt¹⁷⁴. Auf die gleiche Weise werden auch ausgefranste Ränder tieferer Knorpelerosionen geglättet, da stabile Kanten einer weiteren Ausbreitung der Läsion entgegenwirken¹⁷¹.



Abb. 14 Glättung eines arthrotisch veränderten Gelenkknorpels (Chondromalazie II° - III° nach Outerbridge) durch Abtragung der Fibrillen mittels bipolarer RF-Sonde¹⁸⁵.

Über diesen reinen Ablations- und Glättungseffekt hinaus bewirkt die entstehende Hitze eine Veränderung der strukturellen Eigenschaften der obersten Knorpelschicht im Sinn einer „Versiegelung“¹⁰⁵. Die raue und aufgebrochene Knorpeloberfläche wird dabei regelrecht eingeschmolzen und dadurch abgedichtet, was den Ausstoß von Matrixepitopen in den Gelenkspalt und somit auch die Entzündungsreaktion im Gelenk vermindert^{36,84}. Durch die Abtragung der Fibrillen und Fransen einerseits und diesen Versiegelungseffekt andererseits sollten im Idealfall geglättete und ebene Gelenkoberflächen bei gleichzeitiger Minderung der Synovialitis zur Unterbrechung der Knorpeldegeneration und zur Schmerzlinderung führen.

2.3.2.2 Experimentelle und klinische Studienlage

Der Einsatz thermischer Energie am Gelenkknorpel wurde durch zahlreiche experimentelle und in letzter Zeit auch klinische Studien hinsichtlich Effizienz und Sicherheit untersucht. Die einzelnen Studien brachten dabei sehr unterschiedliche Ergebnisse vor allem bezüglich der Sicherheit dieses neuen Verfahrens zu Tage, was zu bis heute anhaltenden kontroversen Diskussionen zwischen Befürwortern und strikten Gegnern dieser Technik geführt hat.

Auf Seite der **experimentellen Studien** führten Turner et al. arthroskopische Knorpelglättungen bei Schafen durch und verglichen den herkömmlichen mechanischen Shaver mit einem bipolaren RF-System. Dabei zeigte die thermische Behandlung ein deutlich glatteres Oberflächenprofil ohne histologische Hinweise auf Schädigungen des darunterliegenden Knorpels¹⁷⁰. Beim mechanischen Debridement mittels Shaver werden zwar im Durchschnitt 200 - 800 µm des fibrillierten Knorpels entfernt, aber auf Grund des eher reißenden und schabenden Arbeitscharakters bleibt mikroskopisch und oft auch makroskopisch eine raue Knorpeloberfläche zurück^{16,18,105}. Eine Progression des inflammatorischen Kreislaufs mit weiterer Knorpeldegradation ist häufig die Folge¹⁰¹, was – so schließen die Autoren – mit dem Einsatz von RF-Energie durch den zuvor genannten Versiegelungseffekt möglicherweise verhindert werden kann. Zu einem ebenfalls positiven Resultat hinsichtlich Effizienz und Sicherheit der thermischen Chondroplastik kommen Kaplan et al., die humane, arthrotisch veränderte Kniegelenke ex vivo mit einem bipolaren RF-Gerät behandelten. Zwischen 200 - 400 µm Knorpel wurden abgetragen und damit deutlich weniger als bei mechanischen Geräten bei gleichzeitig signifikant glatterer Oberfläche. Zudem konnte histologisch zu verschiedenen Zeitpunkten bis zu vier Wochen postoperativ keine Schädigung der verbleibenden Chondrozyten festgestellt werden, weshalb die Arbeitsgruppe die Durchführung einer RF-Behandlung am Knorpel für prinzipiell sicher hält⁸⁴. Lu et al. berichteten erstmals über negative Resultate nach RF-Chondroplastik bei einem In-vivo-Versuch an Schafen. Es konnte durch die Behandlung zwar eine glatte und stabile Oberfläche für den Beobachtungszeitraum von 24 Wochen erreicht werden, gleichzeitig traten jedoch im behandelten Knorpelareal Chondrozytennekrosen auf, die sich progressiv nach zwei Wochen auf die ganze Dicke des Knorpels bis an den subchondralen Knochen ausdehnten¹⁰³. Auf Grund der Vorstellung, dass ein abgestorbener Chondrozyt im Verbund des hyalinen Gelenkknorpels durch die geringe Regenerationsfähigkeit nicht ersetzt wird, der stoffwechselaktive Chondrozyt aber für die Aufrechterhaltung der empfindlichen Homöostase im Knorpel unabdingbar ist¹⁶, befürchten die Autoren, dass nach thermischer Chondroplastik eine sekundäre Degeneration der Knorpelmatrix auftreten kann. Sie raten daher ab, RF-Energie am Knorpel anzuwenden. Dabei sind es jedoch nicht die Radiowellen, die zu einem irreversiblen Schaden der Chondrozyten führen, sondern vielmehr zerstört die entstehende Hitze die Knorpelzellen¹⁵. So berichten Arnoczky und Markel über auftretende Chondrozytennekrosen bei Temperaturen von 50 - 55 °C⁸⁵, während andere Autoren Apoptose- und Nekroseprozesse bereits ab 45 °C beobachten konnten^{7,94}. In diesem Zusammenhang ist auch die Penetrationstiefe der Wärme in den Knorpel von

entscheidender Bedeutung für das Ausmaß der möglichen Schädigung. Im Vergleich von monopolaren und bipolaren Geräten konnten Lu et al. und Edwards et al. in verschiedenen Untersuchungen feststellen, dass beide Systeme zu einem erheblichen Absterben der Chondrozyten führen, bei bipolaren Geräten jedoch eine deutlich tiefere Penetration mit höheren Temperaturen gemessen wurde, was konsekutiv einen größeren Knorpelschaden bedeutet^{38,39,99,100}. So wurden bei einem bipolaren Gerät in 2 mm Tiefe noch über 75 °C aufgezeichnet, während die Temperatur beim monopolaren in diesem Bereich nie über 40 °C stieg. Deshalb zeigte sich bei Verwendung des bipolaren Geräts in über 70 % der Fälle ein Absterben aller Chondrozyten bis zur Knorpel-Knochen-Grenze, was bei monopolarer Arbeitsweise nie auftrat. Die Autoren sprechen aus diesem Grund eine deutliche Warnung vor der Anwendung dieser Technik – vor allem bipolarer Geräte – am Knorpel aus. Auch Shellock et al. konnten beim Vergleich beider Systeme für Chondrozyten schädigende Knorpeltemperaturen jenseits von 50 °C messen, wobei im Gegensatz zu vorherig genannten Studien im monopolaren Modus deutlich höhere Temperaturen entstanden sind¹⁴⁸. Ebenfalls in Widerspruch zu den Studien von Lu und Edwards steht die Untersuchung von Caffey et al., in der kein signifikanter Unterschied in der Penetrationstiefe und Ausdehnung des Chondrozytensterbens zwischen monopolaren und bipolaren Geräten nachgewiesen werden konnte¹⁵.

Hinsichtlich der Sicherheit dieses Verfahrens ist aber nicht nur das Auftreten von Chondrozytennekrosen als möglicher Endpunkt einer thermischen Schädigung, sondern auch die mechanischen und biochemischen Veränderungen des Knorpels nach RF-Behandlung Gegenstand intensiver Forschung. So untersuchten Ryan et al. in einer Ex-vivo-Studie an Pferden die Auswirkungen unterschiedlicher Energieeinstellungen (20 - 60 W) auf Knorpel. Sie konnten feststellen, dass mit zunehmender Wattzahl zum einen die im Gewebe entstehende Temperatur und damit die Zahl toter Chondrozyten ansteigt und zum anderen auch die überlebenden Chondrozyten eine signifikant geringere Syntheseleistung für Proteoglykane im Vergleich mit unbehandelten Knorpelzellen zeigten. Ob diese erhebliche Reduzierung des Chondrozytenmetabolismus nur als eine Art temporärer Hitzeschock der Zellen mit anschließender Regeneration oder als irreversibler Schaden zu sehen ist, konnten die Autoren nicht evaluieren. Sie sehen aber in der Abnahme der Proteoglykansynthese durch die konsekutive Änderung der Matrixzusammensetzung möglicherweise negative Folgen auf die mechanischen Eigenschaften des Knorpels¹⁴⁰. Im Gegensatz zu dieser Studie stehen die Ergebnisse von Yasura et al., die in einer Untersuchung an humanem Gelenkknorpel keine Veränderungen des Proteoglykangehalts des Knorpels nach thermischer RF-

Behandlung ermitteln konnten¹⁸⁹. Bezuglich der mechanischen Knorpelfestigkeit zeigte sich ebenfalls kein signifikanter Unterschied zur Vergleichsgruppe. Bei der biochemischen Untersuchung war jedoch ein deutlich reduzierter Ausstoß der proteolytischen Enzyme MMP-1 und MMP-2 feststellbar. Diesen Matrixmetalloproteasen wird eine zentrale Rolle bei der Pathophysiologie des Knorpelschadens zugeschrieben, so dass die Autoren in der Abnahme dieser Enzyme den „Versiegelungseffekt“ der thermischen Chondroplastik bestätigt sehen, was möglicherweise einer weiteren Knorpeldegeneration entgegenwirken könnte¹⁸⁹.

Dieser großen Zahl von laborexperimentellen Untersuchungen stehen bisher sehr wenige **klinische Studien** gegenüber, die Klarheit über die möglichen Auswirkungen der oben skizzierten thermischen Chondrozytennekrosen bringen sollten. Als erste berichteten Owens et al. über die Ergebnisse ihrer prospektiven, randomisierten Studie an 39 Patienten mit symptomatischer Chondromalazie Grad II - III der Patella. Diese Knorpelläsionen wurden entweder mit einem mechanischen Shaver oder durch ein bipolares RF-Gerät (VAPR, Fa. Mitek) einem Debridement unterzogen. Sowohl nach 12 als auch nach 24 Monaten hatte die thermisch behandelte Gruppe ein deutlich besseres Ergebnis bei der Nachuntersuchung mittels Fulkerson-Shea-Score, was die Autoren auf die glattere Oberfläche im Vergleich zur mechanischen Behandlung zurückführen¹²⁵. Zu gleichem Ergebnis kommt auch Uribe, der bei klinischen Nachuntersuchungen ebenfalls ein signifikant besseres Resultat bei RF-Debridement verglichen mit mechanischer Knorpelglättung feststellen konnte¹⁷¹. In Kontrast zu diesen beiden Studien steht eine Untersuchung von Stein et al., die die Effizienz der thermischen Chondroplastik als zusätzliche Behandlung nach mechanischem Shaving in Frage stellt. Dabei wurden 146 Patienten mit Chondromalazie Grad II - IV des Kniegelenks in zwei Gruppen aufgeteilt, wobei die eine Gruppe nur mit einem Shaver, die Läsionen der anderen Gruppe im Anschluss noch zusätzlich thermisch geglättet wurden. Die Autoren konnten 12 Monate nach der OP trotz makroskopisch deutlich glatterer Oberfläche bei letzter genannter Gruppe keine signifikanten Unterschiede zwischen den Behandlungsgruppen nach dem Lysholm Grading System ermitteln¹⁵⁸. Eine aktuelle Studie von Voloshin et al. zeigt ein deutlich positiveres und vielversprechendes Ergebnis. Dabei wurde die Effizienz der thermischen Chondroplastik nicht anhand von klinischen Nachuntersuchungen und Scores wie in den oben genannten Studien, sondern durch direkte visuelle Beurteilung des behandelten Knorpels mittels Second-Look-Arthroskopien geprüft. Von 193 Patienten, die wegen partieller Knorpelläsionen des Kniegelenks mit einem bipolaren RF-Gerät arthroskopisch debridiert wurden, wurden 25 Gelenke auf Grund neuer Verletzungen innerhalb von 32 Monaten nochmals arthroskopiert und die damals

versorgten Knorpelareale begutachtet. Hierbei wiesen nur drei der behandelten Läsionen instabile Kanten und eine geringfügige Progression des Schadens auf. Bei über 50 % der Knorpelläsionen kam es jedoch – auch zur Überraschung der Autoren – zu einem teilweise oder sogar kompletten Auffüllen des behandelten Defekts mit faserknorpelartigem Gewebe, wie es auch Gambardella et al. in einer Studie an Schafsknorpel nach thermischer Chondroplastik histologisch zeigen konnten¹⁷⁴. Daraus schließen die Autoren, dass die RF-Behandlung des Knorpels möglicherweise den subchondralen Knochen stimulieren und somit Reparaturmechanismen in Gang setzen könnte. Sie sehen deshalb in der thermischen Chondroplastik eine große Chance, Knorpelschäden sowohl kurzfristig zu glätten, aber auch nachhaltig im Sinne einer Reparaturinduktion zu behandeln¹⁷⁴.

Betrachtet man nun resümierend die Studienlage zur thermischen Chondroplastik, so zeigen sich viele kontroverse Ergebnisse hinsichtlich Effizienz und Sicherheit dieses neuen Verfahrens. Dabei ist jedoch auffällig, dass die fast ausschließlich positiven klinischen Studien mit einem Beobachtungszeitraum von meist zwei Jahren die Befürchtungen der experimentellen Untersuchungen, die auf Grund von histologisch feststellbaren Chondrozytennekrosen und biochemischen Veränderungen von der Verwendung thermischer Energie am Knorpel überwiegend abraten, nicht bestätigen. Deshalb stellen einige Autoren in Frage, ob sich histologische Studien prinzipiell überhaupt dafür eignen, klinische Ergebnisse und die Sicherheit einer neuen Technik im klinischen Alltag voraussagen zu können^{85,174}. So zeigte eine Untersuchung von Lu et al. sechs Monate nach Knorpelglättung mit einem monopolaren RF-Gerät bei Schafen eine intakte und stabile Knorpeloberfläche trotz histologisch nachgewiesenen, vollschichtigem Absterben aller Chondrozyten¹⁰³. Aus diesem Grunde sind sich alle Autoren einig, dass viele weitere Untersuchungen nötig sind, um letztendlich die Langzeitwirkungen dieses Verfahrens auf den Knorpel als Gesamtstruktur besser verstehen zu können.

3 FRAGESTELLUNG, HYPOTHESEN UND ZIELSETZUNG DER STUDIE

Der Einsatz von RF-Energie in der Orthopädie und Unfallchirurgie zur Behandlung verschiedenster Pathologien hat seit Einführung dieser Technik große Verbreitung gefunden. Aus diesem Grund haben sich auch viele Forschungsgruppen mit den Auswirkungen der durch Radiowellen erzeugten Wärme in unterschiedlichen Gewebetypen ausführlich befasst, was im vorhergehenden Abschnitt dieser Arbeit näher beschrieben wurde. Bei all diesen größtenteils Ex-vivo-Laborversuchen standen vor allem die Effekte auf das Gewebeareal, das direkt mit der RF-Sonde behandelt wurde, im Fokus der Untersuchungen. Berichte wie von Pell und Uhl über Hautverbrennungen und Rupturen der Strecksehnen in 6 % aller RF-Behandlungen in der Handgelenksarthroskopie¹³¹ machen jedoch deutlich, wie wenig wir über die Auswirkungen von thermischer Energie auf den Gelenkraum als Ganzes mit all den umgebenden Strukturen wissen. Gerade die mögliche exzessive Erhitzung der Spülflüssigkeit könnte im Handgelenk mit seinem sehr kleinen Volumen im Vergleich zum viel größeren Knie- oder Schultergelenk ein entscheidendes Problem darstellen. Mit der Abgabe thermischer Energie können folglich nicht nur intraartikuläres Gewebe, sondern auf Grund der minimalen Menge von Weichtalgewebe zwischen der Gelenkkapsel und den umliegenden Strukturen auch extraartikulär beispielsweise Strecksehnen und wichtige Nervenbahnen geschädigt werden. Anhand dieser Überlegungen, dass nicht nur die direkte RF-Behandlung von Gewebe, sondern durch die Erwärmung der Spülflüssigkeit und des gesamten Gelenkraumes auch andere Bereiche des Handgelenks Schaden nehmen könnten, ist es unverständlich, dass es bisher kaum Untersuchungen zur Temperaturentwicklung im Handgelenk während einer arthroskopischen RF-Behandlung gibt. Auch existiert nach unserem Kenntnisstand keine Studie, welche die entstehenden Temperaturen in den extraartikulären, um das Handgelenk liegenden Geweben, die möglicherweise ebenfalls einem Risiko thermischer Schädigung ausgesetzt sind, gemessen hat.

Ziel der vorliegenden Studie ist es deshalb, an Handgelenken von Leichen unter Simulation verschiedener klinischer Anwendungsmöglichkeiten der RF-Energie in der Handgelenksarthroskopie die Temperaturentwicklung sowohl intra- als auch extraartikulär in unterschiedlichen Regionen des Handgelenks zu evaluieren. Dabei soll der Einfluss der vier Variablen Energieabgabedauer, RF-System (bipolar vs. monopolar), Spülung des Gelenks sowie Entfernung zwischen Messsonde und aktiver RF-Sonde auf das Temperaturprofil an sieben Messpunkten im Handgelenk untersucht

werden. Im Speziellen standen folgende Fragestellungen im Zentrum unseres Interesses:

- Steigt die Temperatur im Handgelenk mit der Dauer der Energieabgabe kontinuierlich an?
- Unterscheiden sich die Temperaturprofile eines bipolaren und monopolaren Gerätes? Welches System erzeugt die höheren Temperaturen?
- Kann die Spülung des Handgelenks während der Arthroskopie den Temperaturanstieg vermindern?
- In welchem Ausmaß steigt die Temperatur intraartikulär in der Spülflüssigkeit an?
- Zeigt sich bei lokal applizierter RF-Energie nur eine lokale Erwärmung im Handgelenk oder kann durch Erhitzung der Spülflüssigkeit auch eine Schädigung von unbehandeltem, weiter entferntem Knorpel- oder Bandgewebe auftreten?
- Ist auch im direkt an das Behandlungsareal angrenzenden Gewebe ein Temperaturanstieg messbar?
- Besteht auch für extraartikuläre, in unmittelbarer Nähe zum Handgelenk verlaufende Strukturen wie Strecksehnen oder Nerven das Risiko einer thermischen Schädigung?
- Wie schnell sinken die Temperaturen intra- und extraartikulär nach Ende der Energieabgabe wieder ab?

Bezüglich der Energieabgabe und der Temperaturmessung in dieser Studie drängte sich noch folgende Frage zur Methodik auf:

- Entsteht mit einer kontinuierlichen Temperaturmessung (zwei Messwerte pro Sekunde) bei einer kontinuierlichen Energieabgabe über einen Zeitraum von 30 s en bloc ein anderes Temperaturprofil als durch einzelne Energieschüsse von 2 s, 5 s, 10 s, 15 s und 30 s Länge mit Bestimmung der jeweiligen Temperatur am Ende der einzelnen Energieschüsse?

Im Rahmen der statistischen Auswertung wurden zur Beantwortung dieser Fragen nachfolgende Hypothesen aufgestellt:

- Hypothese 1:** Die durchschnittlichen Temperaturwerte steigen mit der Dauer der Energieabgabe an.
- Hypothese 2:** Die durchschnittlichen Temperaturwerte des bipolaren und monopolaren RF-Systems unterscheiden sich signifikant voneinander.
- Hypothese 3:** Die Temperaturhöchstwerte des bipolaren und monopolaren RF-Systems unterscheiden sich signifikant voneinander.
- Hypothese 4:** Mit zunehmender Entfernung der Messsonden von der aktiven RF-Sonde und durch dazwischenliegendes Weichteilgewebe steigt die durchschnittliche Temperatur weniger stark an.
- Hypothese 5:** Die durchschnittlichen Temperaturwerte mit Spülung sind signifikant niedriger als ohne Spülung.
- Hypothese 6:** Die Temperaturhöchstwerte mit Spülung sind signifikant niedriger als ohne Spülung.

4 MATERIAL UND METHODEN

4.1 Handgelenke

In dieser Studie wurden 14 Handgelenke von sieben Leichenspendern verwendet, von denen drei männlichen und vier weiblichen Geschlechts waren. Das Alter der Leichen betrug im Durchschnitt $80,4 \pm 6,8$ Jahre und umfasste einen Bereich von 69 - 87 Jahren. Die Präparate wurden ohne vorherige Fixierung mittig am Oberarm abgetrennt und bis zur Versuchsdurchführung bei -20°C gelagert. An den verwendeten Armen waren keine muskuloskelettalen Anomalien feststellbar. Bei jeder Leiche wurde das rechte Handgelenk mit dem bipolaren RF-System, das linke Handgelenk mit dem monopolaren Gerät behandelt.

4.2 Radiofrequenz-Systeme

Die Abgabe der monopolaren RF-Energie erfolgte durch den Arthrex OPES Ablator AR-9600 (Arthrex Inc., Naples/ FL, USA). Dabei wurde eine 45° -Elektrode für kleine Gelenke (REF AR-9601SJ-45) eingesetzt. Die vom Hersteller empfohlenen Einstellungen wurden für die Durchführung der Versuche übernommen: 20 W im Cut-Modus und 10 W im Koagulationsmodus.

Als bipolares RF-System wurde der DePuy Mitek VAPR II (DePuy Mitek Inc., Westwood/ MA, USA) mit einer 2,3 mm Flügelelektrode (45° abgewinkelte Arbeitsfläche) verwendet. Die Energieeinstellungen betrugen 60 W für die Ablation (entspricht dem Cut-Modus des monopolaren Gerätes) und 45 W für die Koagulation, womit auch bei diesem Gerät die Vorgaben des Herstellers übernommen wurden.

Bei beiden RF-Systemen wurde für jedes Handgelenk eine neue aktive Arbeitselektrode benutzt.

4.3 Arthroskopie-Equipment

Die Arthroskopie der Handgelenke erfolgte mit einer 2,4 mm 30° -Optik (Karl Storz GmbH & Co. KG, Tuttlingen, Deutschland). Die Arme der Leichen wurden dabei in den Acumed

Arc Wrist Tower (Acumed, Hillsboro/ OR, USA) eingespannt, die Distraktion der Handgelenke erfolgte mit Hilfe von Mädchenfängern des gleichen Herstellers.

4.4 Temperaturmessung

Die Temperaturen in dieser Studie wurden durch eine simultane 8-Kanal-Temperaturmessung bestimmt. Die Messapparatur und Computersoftware dazu wurde in Zusammenarbeit des Forschungslabors der Unfallchirurgie des Universitätsklinikums Regensburg mit der Elektronikwerkstatt der Fakultät für Chemie und Pharmazie (NWF IV) der Universität Regensburg hergestellt. Sie bestand aus acht Temperatursonden, die über Koaxialkabel mit einem zentralen Gerät zur Datenaufnahme und Datenumwandlung verbunden waren. Von diesem Gerät aus erfolgte die Datenweiterleitung an einen PC, wo die Temperaturen der acht Messpunkte simultan und kontinuierlich aufgezeichnet und gespeichert wurden. Die Temperaturen wurden zweimal pro Sekunde gemessen.

Die verwendeten Messsonden arbeiteten mit dem Platin-Chip-Temperatursensor JUMO Pt 1000, Typ PCA 1.1505.10M (JUMO GmbH & Co. KG, Fulda, Deutschland). Diese in Dünnschichttechnik hergestellten Temperatursensoren wurden zum Schutz vor äußeren Einflüssen und zur Isolation auf eine spezielle Glasdeckschicht aufgeschmolzen und erreichen durch ihre geringe Eigenmasse sehr schnelle Ansprech- und Reaktionszeiten von 0,1 - 0,3 s in Wasser. Zudem zeichnen sich diese Platin-Sensoren durch eine exzellente Erschütterungsfestigkeit und einen linearen Kennlinienverlauf aus. Die Temperaturmessung basiert dabei auf einem temperaturabhängigen Widerstand, dessen Verlauf und zulässige Toleranz in der internationalen Norm DIN EN 60 751 definiert ist. Die Messgenauigkeit der Sensoren beträgt $\pm 0,1$ °C bei einem möglichen Messbereich von - 70 °C bis 550 °C. Mit einer Breite von 1,5 mm, einer Länge von 5 mm und einer Höhe von 1 mm sind diese Sensoren außerdem äußerst kompakt in ihrer Bauweise. Für den Einsatz der Sensoren in einer Umgebung mit RF-Wellen wurden sie zudem mit einer Epoxidharzlack-Ummantelung ausgestattet. Die Unempfindlichkeit der Temperatursensoren gegenüber RF-Wellen wurde in einem Vorversuch an Schweineschultergelenken geprüft und sichergestellt. Die Verbindung zwischen den Platin-Nickel-Anschlussdrähten der Sensoren und den angelöteten Koaxialkabeln wurde zusätzlich durch einen Schrumpfschlauch aus Polyethylen mechanisch stabilisiert (siehe Abb. 15).

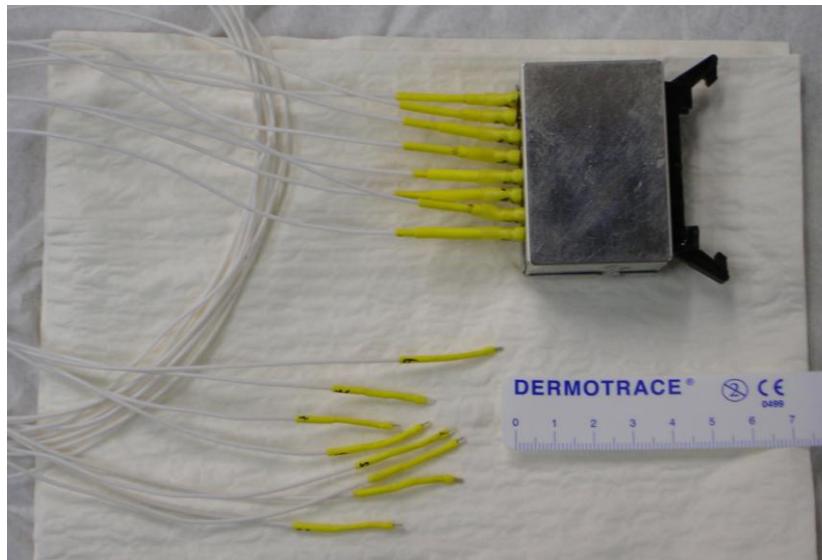


Abb. 15 Messsonden mit Verbindungsstück zur zentralen Datenaufnahme und Datenumwandlung

Die Kalibrierung der Messsonden erfolgte in einem Referenzwasserbad mit gesicherter Temperatur (Messung durch zwei Quecksilberthermometer) unmittelbar vor den Versuchsdurchführungen.

4.5 Versuchsdurchführung

Die tiefgefrorenen Leichenpräparate wurden 24 h vor der Versuchsdurchführung der Kühlung entnommen und konnten unter Raumtemperatur auftauen, bis eine Temperatur von 20 - 22 °C erreicht wurde. Anschließend erfolgte unter 2,5-facher Lupenbrillenvergrößerung die chirurgische Platzierung der Messsonden (siehe Abb. 16).



Abb. 16 Chirurgische Platzierung einer Messsonde nach Hautinzision

Die Sonde 1 wurde als Referenzsonde in das Behältnis der Spüllösung gegeben, die eine Raumtemperatur von 20 °C aufwies. Die Sonden 2 - 8 wurden nacheinander durch Miniinzisionen der Haut von 5 - 8 mm Länge und anschließender anatomischer Präparation unter Sicht an den folgenden Messpunkten im Handgelenk platziert (siehe Abb. 17 und 18):

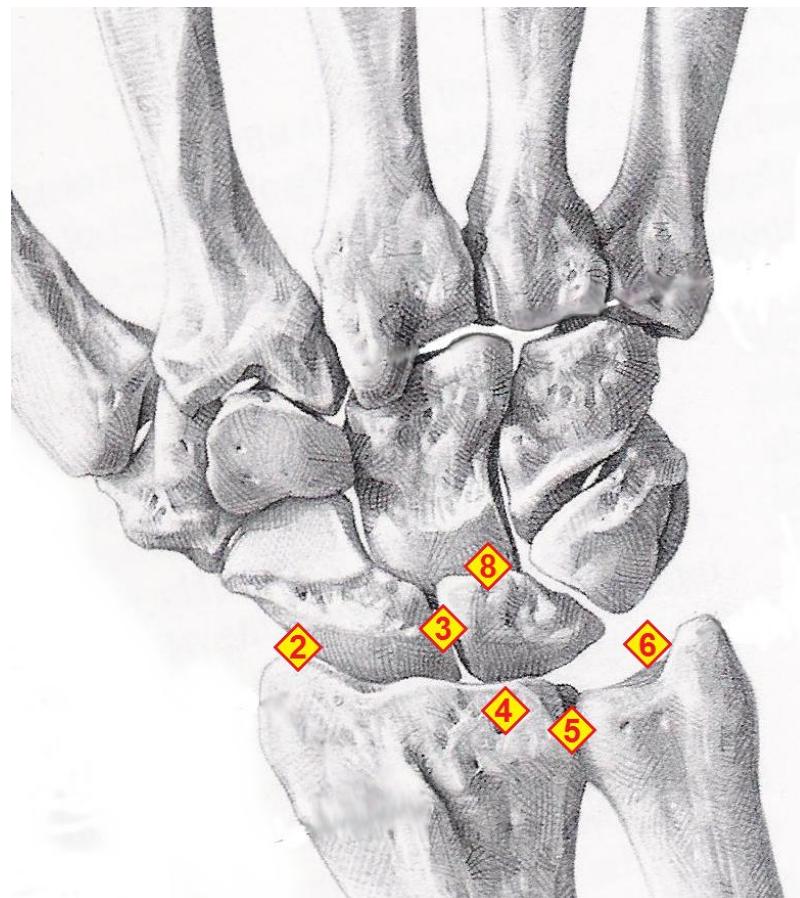


Abb. 17 Übersicht zur Lage der dorsal platzierten Messsonden

(Original¹⁴² wurde vom Autor bearbeitet):

Sonde 2: Recessus radialis (Rr)

Sonde 3: SL-Band (dorsaler Anteil) (SL)

Sonde 4: Fossa lunata (subchondral im Knochen) (FL)

Sonde 5: DRUG (DRUG)

Sonde 6: Bereich der Strecksehnenfächer 4 und 5 (SFF)

Sonde 8: Mediokarpaler Gelenkspalt (MC)

Sonde 2 wurde intraartikulär an der Spitze des Proc. styloideus radii im Recessus radialis angebracht. Vom radiokarpalen Gelenkspalt aus wurde durch Stichinzision die Sonde 3 zentral in den dorsalen Teil des SL-Bandes gelegt. Daraufhin wurde für die Sonde 4 von dorsal ein Bohrkanal direkt subchondral der Fossa lunata geschaffen, der

bis zur Mitte der dorso-palmaren Achse reichte und einen Durchmesser von 2 mm besaß. In diesen Kanal wurde die Sonde 4 eingelegt. Die Sonde 5 wurde von proximal kommend mittig im distalen Radioulnargelenk im Bereich der Anheftungsstelle des TFCC an der Radiuskante angebracht. Auf Höhe des radiokarpalen Gelenkspaltes wurde die Sonde 6 dorsal zwischen die Strecksehnenfächer 4/5 und die Sonde 7 von palmar an den N. ulnaris gelegt.

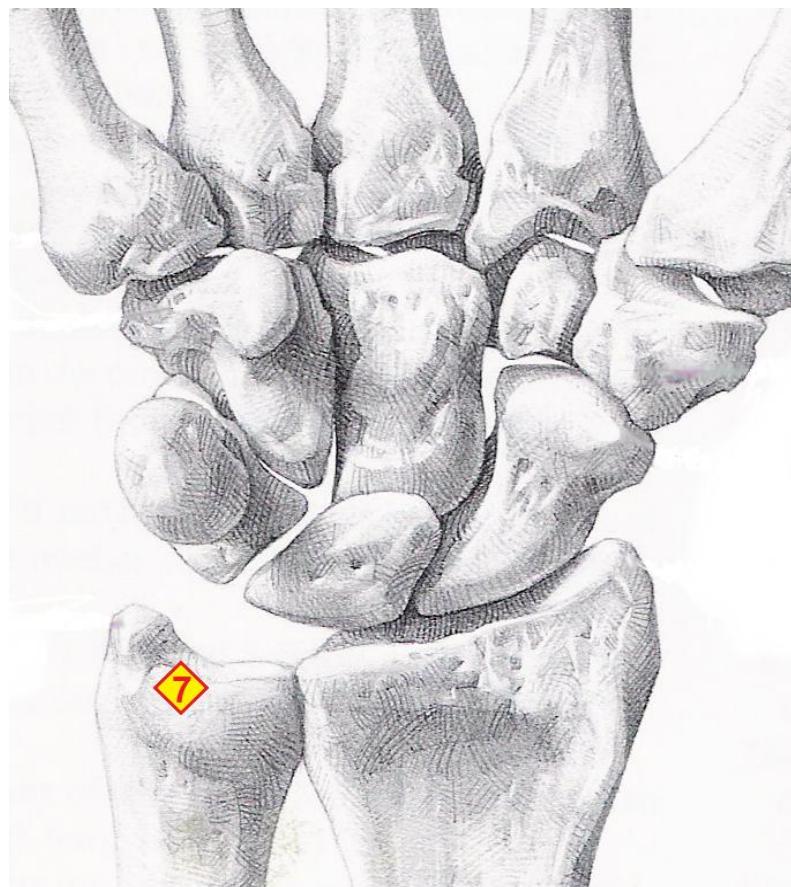


Abb. 18 Übersicht zur Lage der palmar platzierten Messsonde
(Original¹⁴² wurde vom Autor bearbeitet):
Sonde 7: N. ulnaris (NU)

Die Sonde 8 wurde später als die anderen Sonden während der Arthroskopie des Mediokarpalgelenks unter arthroskopischer Sicht zentral im Mediokarpalspalt zwischen Os lunatum und Os capitatum platziert. Alle Messsonden wurden mit Haltnähten fest fixiert. Nach Platzierung und Fixierung aller Sonden wurde die korrekte Lage der Sonden nochmals unter Sicht geprüft und die Hautinzisionen daraufhin mit Einzelknopfnähten wieder verschlossen. Anschließend wurde der Arm in den Arc Wrist Tower eingespannt und das Handgelenk mit Hilfe von Mädchenfängern mit der maximal möglichen Kraft distrahiert (siehe Abb. 19).



Abb. 19 Arthroskopisches Setting: Leichenarm im Arc Wrist Tower mit maximaler Distraktion über Mädchenfänger

Darauffolgend wurde die Arthroskopie mit dem Anzeichnen wichtiger anatomischer Landmarken (Proc. styloideus radii, Tuberculum Listeri, distale Ulna und Proc. styloideus ulnae, Strecksehnenfächer 3 - 6) begonnen. Als erster Zugang wurde im Anschluss das 3-4-Portal eingerichtet: Über dem vorgesehenen Zugang wurde der Gelenkspalt mit einer Injektionskanüle punktiert und knapp 10 ml NaCl-Lösung in das Radiokarpalgelenk injiziert. Nach Stichinzision mit einem kleinen Skalpell wurde die Kanüle entfernt und Haut sowie Subkutangewebe mit einer stumpfen kleinen Klemme bis auf die Gelenkkapsel gespreizt. Anschließend wurde mit einem stumpfen Trokar unter Schonung des 3. und 4. Strecksehnenfaches in das Radiokarpalgelenk eingegangen und die 2,4 mm 30°-Optik eingeführt. Nach einer groben Orientierung im Radiokarpalgelenk erfolgte auf die gleiche Art und Weise unter direkter arthroskopischer Sicht die Etablierung des 4-5-Portals als Instrumentenzugang. Durch dieses Portal wurde der Tasthaken eingeführt und es folgte eine detaillierte Untersuchung des Radiokarpalgelenks, wobei vorhandene Verletzungen und Auffälligkeiten dokumentiert wurden (siehe Abb. 21 und Anhang). Ebenfalls wurde die Lage der intraartikulären Messsonden nochmals arthroskopisch kontrolliert.

An das Radiokarpalgelenk schloss sich mit gleichem Vorgehen die Arthroskopie des Mediokarpalgelenks an, wofür die MCR – und MCU-Zugänge eingerichtet wurden. Nach diagnostischer Untersuchung des Mediokarpalgelenks wurde die Sonde 8 an oben genannter Stelle unter arthroskopischer Sicht platziert und mit einer Naht in dieser Position fixiert.

Als nächster Schritt wurde das Handgelenk mit Spülösung solange durchspült, bis alle Messsonden eine konstante Temperatur von 20 - 22 °C anzeigen. Als Spülösung wurde dabei in dieser Studie eine 0,9%-NaCl-Lösung verwendet. Die Spülung erfolgte mit einem Druck von ca. 60 mmHg, der durch einen Höhenunterschied von 80 cm zwischen Spülbehälter und Arthroskop entstand. Dadurch wurden durchschnittliche Spülraten von 40 - 50 ml/ min erreicht. Der Ablauf der Spülösung wurde durch eine Ablaufkanüle (18 Gauge) im 6U-Portal sichergestellt.

Nach Erreichen einer gleichbleibenden Ausgangstemperatur (Raumtemperatur) aller Messsonden konnte mit den Versuchsreihen begonnen werden. Dabei wurde die RF-Elektrode zur Energieabgabe in das 4-5-Portal eingeführt, während sich das Arthroskop im 3-4-Zugang befand und stets auf das Arbeitsfeld der aktiven Elektrode gerichtet war. Bei Bedarf wurden der Instrumenten- und Arthroskopiezugang getauscht. Die

Ableitungselektrode des monopolaren RF-Systems war am radialen Unterarm angebracht.

Die im Folgenden beschriebenen Versuchsteile wurden bei jedem Handgelenk in gleicher Weise und Reihenfolge durchgeführt. Zur exakten Einhaltung der Energieabgabezeiten wurde eine Stoppuhr benutzt. Zwischen den einzelnen Versuchen wurden die Handgelenke solange durchgespült, bis alle Messpunkte wieder Raumtemperatur erreicht hatten.

Im **Versuch 1** wurde die RF-Elektrode zentral im Radiokarpalgelenk in der Mitte des Os lunatum platziert. Das monopolare Gerät wurde im Cut-Modus (20 W), das bipolare RF-System im Ablationsmodus (60 W) benutzt. Es wurden nacheinander Energiestöße mit einer Länge von 2 s, 5 s, 10 s, 15 s und 30 s abgegeben und die entstandenen Temperaturen nach den Energien aufgezeichnet. Zwischen den einzelnen Intervallen der Energieabgabe, z.B. nach dem ersten Energienstoß von 2 s Dauer, wurde durch kräftige Spülung des Gelenks an allen Temperatursonden die Ausgangstemperatur von 20 - 22 °C wiederhergestellt und erst dann der nächste Energienstoß längerer Dauer abgegeben. Zuerst wurde dieser Versuch *ohne Spülung* während der Energieabgaben ausgeführt, im Anschluss erfolgte die gleiche Versuchsdurchführung *mit kontinuierlicher Spülung* während der Energieemission, um einen Vergleich der Temperaturentwicklung im Handgelenk bei Verwendung von radiochirurgischen Systemen mit und ohne Spülung ziehen zu können. Anschließend wurde bei Spülung 30 s en bloc Energie abgegeben, wobei die Temperaturwerte kontinuierlich mit zwei Messungen pro Sekunde bestimmt wurden. Die entstehenden Temperaturprofile bei Einzelenergieabgaben mit 2 s, 5 s, 10 s, 15 s und 30 s Länge und mit kontinuierlicher Energieabgabe über 30 s wurden miteinander verglichen.

Bei den folgenden Versuchen 2 - 4 war die Intention dieser Studie, die klinische Anwendung der RF-Geräte bei therapeutischen Arthroskopien möglichst genau durch das Studiendesign zu imitieren. Dazu wurden in einem Vorversuch während einzelner Operationen der Abteilung für Handchirurgie des Universitätsklinikums Regensburg die Zeiten gemessen, wie lange und mit welcher Leistung durchschnittlich bei den verschiedenen Anwendungsgebieten der RF-Systeme im Handgelenk Energie abgegeben wurde. Auf diese Berechnungen stützen sich die in dieser Studie verwendeten Zeiten der Energieabgabe.

Bei **Versuch 2** wurde eine Chondroplastik der Fossa lunata durchgeführt, indem die RF-Elektrode während ihrer Aktivierung meanderförmig und gleichmäßig über den Knorpel bewegt wurde. Unter kontinuierlicher Spülung erfolgte die Behandlung des Knorpels

zunächst 30 s im Cut- bzw. Ablationsmodus (20 W monopolar, 60 W bipolar) und anschließend ohne dazwischengeschalteter Pause 15 s lang im Koagulationsmodus (10 W monopolar, 45 W bipolar), woraus sich eine Gesamtbehandlungszeit von 45 s ergibt. Nach einer Abkühlphase von 15 s mit Spülung wurde die Temperaturaufzeichnung gestoppt.

Ein Debridement sowie die Schrumpfung („shrinkage“) des SL-Bandes war Inhalt des **Versuchs 3**. Dazu wurde von radiokarpal aus die RF-Sonde kontinuierlich über den dorsalen Teil des SL-Bandes bewegt. Das Band wurde bei ständiger Spülung für einen Zeitraum von 30 s im Cut- bzw. Ablationsmodus (20 W monopolar, 60 W bipolar) behandelt. Die Temperaturmessung wurde nach weiteren 15 s Abkühlung bei fortlaufender Spülung beendet.

In **Versuch 4** erfolgte ein Debridement des TFCC durch eine gleichmäßige, meanderförmige Bewegung der aktiven RF-Elektrode vor allem über den Discus triangularis, aber auch über die weiteren Anteile des TFCC. Die Behandlung des TFCC wurde unter permanenter Spülung zuerst 30 s lang im Cut- bzw. Ablationsmodus (20 W monopolar, 60 W bipolar) und sofort im Anschluss ohne Unterbrechung 15 s im Koagulationsmodus (10 W monopolar, 45 W bipolar) durchgeführt. Nach dieser Behandlungszeit von 45 s und einer anschließenden Abkühlphase von 15 s bei fortwährender Spülung wurde die Temperaturaufzeichnung gestoppt.

Anschließend an die Versuchsdurchführungen wurde der Arm nach Ablösen der Mädchenfänger aus dem Arc Wrist Tower genommen und das Handgelenk mittels Skalpell auf Höhe des radiokarpalen Gelenkspaltes maximal eröffnet. Dadurch konnte unter direkter Sicht die korrekte Lage der Messsonden, insbesondere der intraossären Sonde 4, nochmals überprüft und bestätigt werden (siehe Abb. 20). Abschließend sind die Messsonden nach Durchtrennung der Haltnähte aus dem Handgelenk entfernt worden.

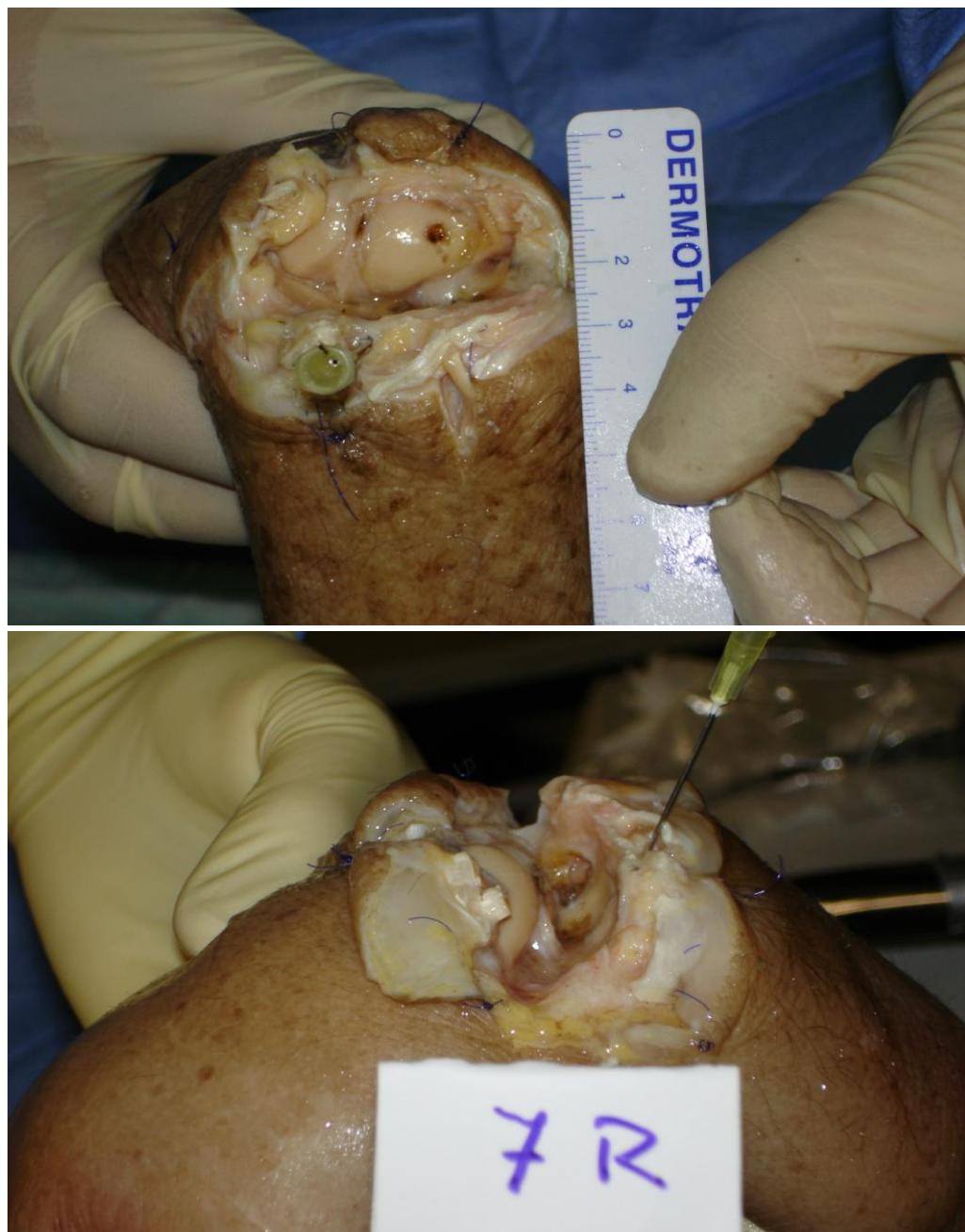


Abb. 20 Prüfung der korrekten Lage der interossären Sonde (Messpunkt 4: Fossa lunata) durch Eröffnung des Handgelenkes auf Höhe des radiokarpalen Gelenkspaltes und Markierung des Bohrkanals mittels Kanüle

4.6 Statistische Analyse

Die statistische Auswertung der Temperaturdaten erfolgte mit Hilfe des Statistikprogramms PASW Statistics 17/ SPSS Statistics 17 (SPSS Inc., Chicago/ IL, USA).

Eine Temperatur $T \geq 50^{\circ}\text{C}$ wurde in dieser Studie als gewebsschädigend definiert.

Nach Eingabe der Daten wurde zunächst eine deskriptive Analyse durchgeführt. Dazu wurden aus den je sieben bipolar und monopolar behandelten Handgelenken die Mittelwerte für den jeweiligen Versuch getrennt für die einzelnen Messpunkte berechnet und in Linien- bzw. Punktdiagrammen dargestellt. Weiterhin wurden die Temperaturhöchstwerte an den einzelnen Messsonden ermittelt und durch Balkendiagramme veranschaulicht. Durch eine Dichotomisierung der Temperaturwerte in $T < 50^{\circ}\text{C}$ und $T \geq 50^{\circ}\text{C}$ wurde berechnet, in wie vielen Fällen die Temperatur nach 15 s, 30 s, 45 s und 60 s bei den einzelnen Versuchen an den verschiedenen Messpunkten über 50°C betrug.

Die aufgestellten Hypothesen wurden anhand von statistischen Tests überprüft. Dabei wurde ein Wert $p < 0,05$ als statistisch signifikant betrachtet. Auf Grund der Nicht-Normalverteilung der vorliegenden Daten wurden nichtparametrische Tests verwendet. Für die Überprüfung der Hypothese 1 wurde die einseitige Korrelation nach Spearman-Rho, für die Hypothese 4 die einseitige Korrelation nach Kendall-Tau berechnet. Die Hypothesen 2, 3, 5 und 6 wurden mit Hilfe des exakten Tests nach Mann-Whitney-U zweiseitig getestet.

5 ERGEBNISSE

Vor Ausführung der Studienergebnisse soll darauf hingewiesen werden, dass aus Gründen der Übersichtlichkeit bei Diagrammen, deren Kurven Mittelwerte darstellen, die exakten Temperaturwerte mit den dazugehörigen Standardabweichungen in einer Tabelle unterhalb des Diagrammes zu finden sind. Auf diese Tabellen wird im Text nicht im Einzelnen verwiesen.

5.1 Daten der Leichenhandgelenke

Die Untersuchung des Bewegungsumfangs der Handgelenke nach der Neutral-Null-Methode ergab die in Tabelle 5 aufgeführten durchschnittlichen ROM-Werte. Dabei lässt sich eine erhebliche Einschränkung aller Bewegungssachsen der Handgelenke erkennen, wobei im Vergleich mit den Normalwerten die Dorsalextension und die Ulnarabduktion am stärksten vermindert sind. Die Beweglichkeit der rechten, bipolar behandelten Handgelenke unterscheidet sich in keiner Bewegungsrichtung signifikant von den linken Handgelenken, bei denen das monopolare Gerät eingesetzt wurde ($0,45 < p < 0,84$).

Tab. 5 Durchschnittliche **ROM-Werte** der Handgelenke mit Standardabweichungen (in Klammern die jeweiligen Normwerte)

ROM-Werte	Flexion (85°)	Extension (85°)	Radialabduktion (25°)	Ulnarabduktion (45°)
rechte Handgelenke (bipolar)	$52^\circ \pm 22^\circ$	$33^\circ \pm 13^\circ$	$10^\circ \pm 9^\circ$	$16^\circ \pm 6^\circ$
linke Handgelenke (monopolar)	$51^\circ \pm 18^\circ$	$29^\circ \pm 13$	$11^\circ \pm 4^\circ$	$18^\circ \pm 7^\circ$

Die arthroskopische Begutachtung der Handgelenke zeigte bei 86 % der Handgelenke (12 von 14) eine Ruptur des SL-Bandes Geissler II – III. Eine Läsion des TFCC war in 57 % der Fälle (8 von 14) arthroskopisch feststellbar. Ebenfalls bei 57 % der Handgelenke fanden sich radio- oder mediokarpal Zeichen der Arthrose/ Chondromalazie, bei zwei Handgelenken (14 % der Fälle) wurden zudem LT-Band-Rupturen Geissler II und IV diagnostiziert. Ein Handgelenk (7 % der Fälle) wies außerdem eine intraartikuläre Radiusfraktur auf. Eine Aufteilung der arthroskopisch diagnostizierten Pathologien nach rechtem und linkem Handgelenk zeigt Abbildung 21.

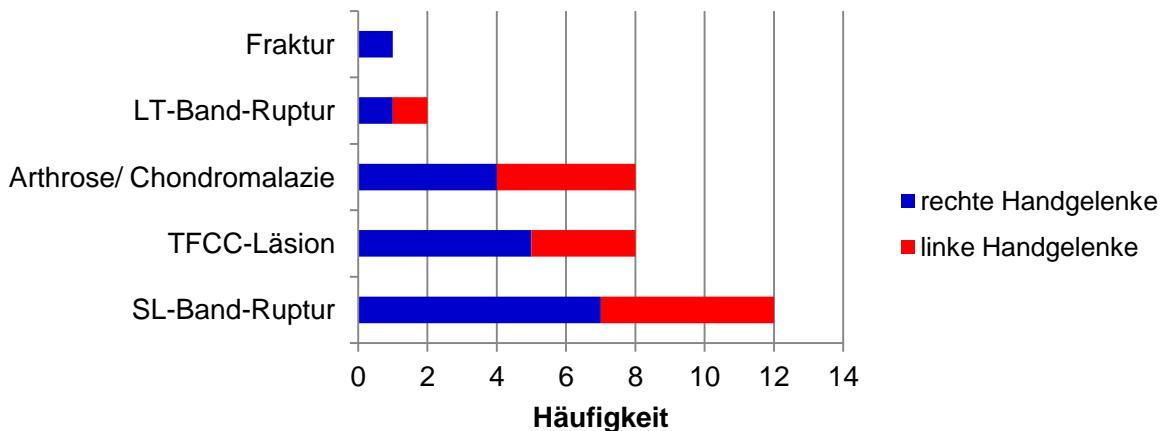


Abb. 21 Arthroskopisch diagnostizierte Verletzungen der Handgelenke

Eine genaue Auflistung der einzelnen Handgelenke mit den jeweiligen Läsionen findet sich in Tabelle 15 des Anhangs.

5.2 Flussrate der Spülflüssigkeit

Tabelle 6 zeigt die durchschnittliche Spülmenge mit NaCl-Lösung in ml/ min bei den einzelnen Versuchsabschnitten, untergliedert in die bipolare und monopolare Versuchsreihe. Es sind Flussraten der Spülflüssigkeit von minimal $41 \pm 9,8$ ml/ min und maximal $52,9 \pm 14,2$ ml/ min zu erkennen. Vergleicht man die Spülmenge jeweils der bipolaren und monopolaren Versuchsdurchführung, so zeigt sich, dass bei allen Versuchsabschnitten im monopolaren Modus etwas mehr gespült wurde. Dieser Unterschied von $0,5 - 5,7$ ml/ min ist jedoch statistisch als nicht signifikant ($0,23 < p < 0,94$) anzusehen.

Tab.6 Durchschnittliche Spülrate (ml/ min) der einzelnen Versuche mit Standardabweichungen

Spülrate in ml/ min	Versuch 1 Zentrale RF- Abgabe	Versuch 2 Chondroplastik Fossa lunata	Versuch 3 Schrumpfung SL-Band	Versuch 4 Debridement TFCC
rechte Handgelenke (bipolar)	$52,4 \pm 10,5$	$48,6 \pm 6,9$	$41,4 \pm 9,8$	$44,3 \pm 7,9$
linke Handgelenke (monopolar)	$52,9 \pm 14,2$	$52,8 \pm 7,6$	$44,8 \pm 6,3$	$50,0 \pm 5,8$

5.3 Versuch 1: Zentrale RF-Energieabgabe im Radiokarpalgelenk ohne und mit Spülung

5.3.1 Temperaturprofil der Mittelwerte

5.3.1.1 Bipolares RF-System

Betrachtet man den Kurvenverlauf der Temperaturen bei Verwendung des bipolaren RF-Systems ohne und mit Spülung (siehe Abb. 22), so ist zu erkennen, dass die Temperatur an den Sonden 2 (Rr) und 4 (FL) deutlich höher ansteigt als an den restlichen Messsonden, bei denen zwar teils eine leichte Temperaturzunahme festzustellen ist, aber sowohl mit als auch ohne Spülung 25 °C nicht überschritten werden.

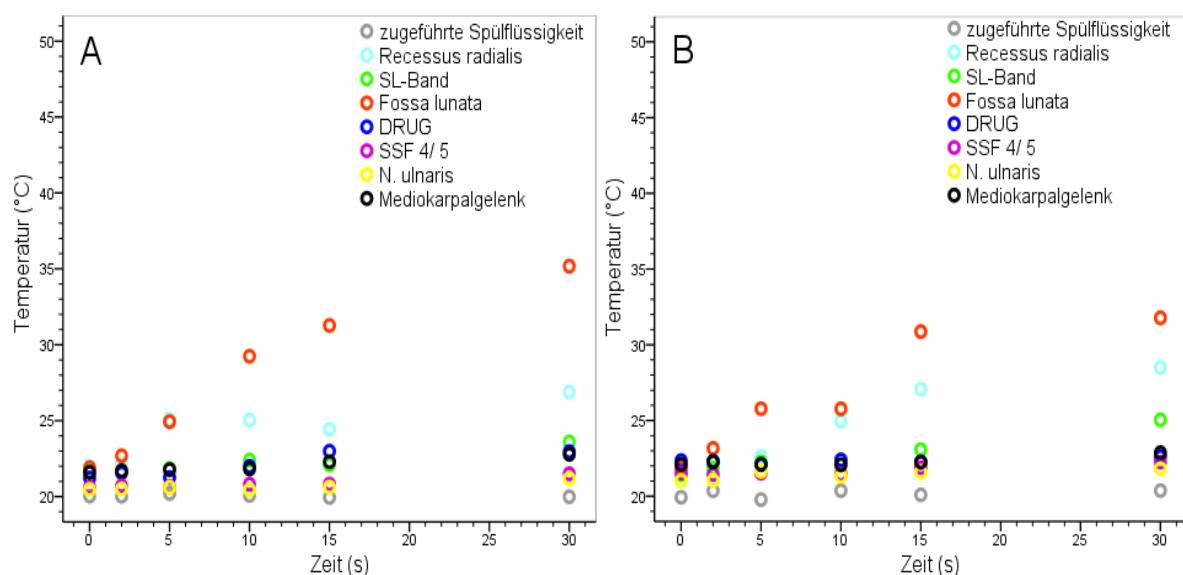


Abb. 22 Versuch 1: Zentrale RF-Energieabgabe im Radiokarpalgelenk ohne Spülung (A) und mit Spülung (B), **bipolares RF-System**; Temperaturverlauf (**Mittelwerte** in °C) der einzelnen Messpunkte

Der Temperaturanstieg der Sonden 2 (Rr) und 4 (FL) korreliert für beiden Gruppen (mit/ohne Spülung) statistisch signifikant mit der Dauer der Energieabgabe ($p < 0,05$; Korrelationskoeffizient Spearman-Rho Sonde 2 (Rr) $\geq 0,78$ und Sonde 4 (FL) $> 0,94$). Mit zunehmender Behandlungsdauer lässt sich also eine ansteigende Temperaturkurve erkennen, die am Messpunkt 4 (FL) nach 30 s ihren Maximalwert $35,18 \pm 8,39$ °C ohne Spülung und $31,78 \pm 6,6$ °C mit Spülung erreicht. Die Temperaturen ohne Spülung unterscheiden sich von denen mit Spülung jedoch weder für Sonde 4 (FL) noch für die anderen Sonden statistisch signifikant ($p > 0,05$). Weiterhin ist an den Temperaturkurven

auffällig, dass mit zunehmender Distanz zwischen aktiver RF-Sonde und den Messpunkten die mittlere Temperatur weniger stark ansteigt. Diese Abnahme der Temperatur mit Zunahme der Entfernung ist sowohl mit Spülung ($p = 0,005$; Korrelationskoeffizient Kendall-Tau-b = 0,81) als auch ohne Spülung ($p = 0,012$; Korrelationskoeffizient Kendall-Tau-b = 0,71) statistisch signifikant.

Tab. 7a Versuch 1: Zentrale RF-Energieabgabe im Radiokarpalgelenk ohne Spülung und mit Spülung, **bipolares RF-System; Mittelwerte mit Standardabweichung** ($^{\circ}\text{C}$), Sonden 1 - 4

	Spülflüssigkeit	Recessus radialis	SL-Band	Fossa lunata	
ohne Spülung					
0 s	20,03 \pm 0,98	22,02 \pm 1,27	21,64 \pm 1,26	21,90 \pm 1,43	
2 s	20,02 \pm 0,98	22,19 \pm 1,41	21,66 \pm 1,27	22,69 \pm 1,20	
5 s	20,20 \pm 0,77	25,07 \pm 6,26	21,84 \pm 1,78	24,93 \pm 1,40	
10 s	20,07 \pm 0,86	25,04 \pm 7,65	22,40 \pm 3,10	29,24 \pm 5,65	
15 s	19,94 \pm 0,98	24,42 \pm 5,40	22,09 \pm 2,06	31,27 \pm 6,39	
30 s	19,99 \pm 0,93	26,88 \pm 9,71	23,60 \pm 3,77	35,18 \pm 8,39	
mit Spülung					
0 s	19,93 \pm 1,00	21,74 \pm 0,97	21,41 \pm 1,20	21,86 \pm 1,06	
2 s	20,36 \pm 1,31	22,33 \pm 1,72	21,86 \pm 1,62	23,16 \pm 1,60	
5 s	19,78 \pm 0,85	22,62 \pm 2,13	22,27 \pm 2,01	25,78 \pm 3,77	
10 s	20,37 \pm 1,40	24,96 \pm 5,98	22,41 \pm 2,43	25,77 \pm 3,81	
15 s	20,09 \pm 1,31	27,07 \pm 7,68	23,08 \pm 2,63	30,87 \pm 8,78	
30 s	20,37 \pm 1,51	28,51 \pm 10,37	25,04 \pm 5,04	31,78 \pm 6,60	

Tab. 7b Versuch 1: Zentrale RF-Energieabgabe im Radiokarpalgelenk ohne Spülung und mit Spülung, **bipolares RF-System; Mittelwerte mit Standardabweichung** ($^{\circ}\text{C}$), Sonden 5 - 8

	DRUG	SFF 4/ 5	N. ulnaris	Mediokarpal- gelenk	
ohne Spülung					
0 s	21,21 \pm 1,23	20,61 \pm 1,33	20,47 \pm 1,43	21,59 \pm 0,99	
2 s	21,56 \pm 1,43	20,70 \pm 1,21	20,49 \pm 1,41	21,71 \pm 0,99	
5 s	21,26 \pm 1,15	20,65 \pm 1,37	20,60 \pm 1,48	21,78 \pm 1,00	
10 s	21,99 \pm 1,86	20,82 \pm 1,15	20,44 \pm 1,48	21,82 \pm 0,83	
15 s	22,98 \pm 3,80	20,83 \pm 0,93	20,62 \pm 1,35	22,29 \pm 1,61	
30 s	22,96 \pm 2,81	21,50 \pm 0,64	21,18 \pm 1,76	22,78 \pm 2,26	
mit Spülung					
0 s	22,36 \pm 0,79	21,54 \pm 0,70	21,03 \pm 0,88	22,10 \pm 0,81	
2 s	22,31 \pm 0,78	21,44 \pm 0,89	21,05 \pm 1,08	22,26 \pm 0,78	
5 s	22,07 \pm 1,08	21,52 \pm 0,72	21,64 \pm 1,95	22,11 \pm 0,96	
10 s	22,38 \pm 0,42	21,45 \pm 0,79	21,32 \pm 0,94	22,07 \pm 0,92	
15 s	22,24 \pm 0,91	21,88 \pm 0,57	21,58 \pm 1,61	22,26 \pm 0,89	
30 s	22,61 \pm 1,39	22,25 \pm 0,78	21,82 \pm 1,67	22,87 \pm 1,19	

5.3.1.2 Monopolares RF-System

Das Temperaturprofil des monopolaren RF-Gerätes zeigt Abbildung 23. Wie beim bipolaren Gerät steigt auch hier die Temperatur in beiden Gruppen (mit/ ohne Spülung) am Messpunkt 4 (FL) am stärksten an, wobei ohne Spülung ein fast kontinuierlicher Anstieg auftritt, der nach 30 s in einer Temperatur von $34,15 \pm 9,27$ °C gipfelt.

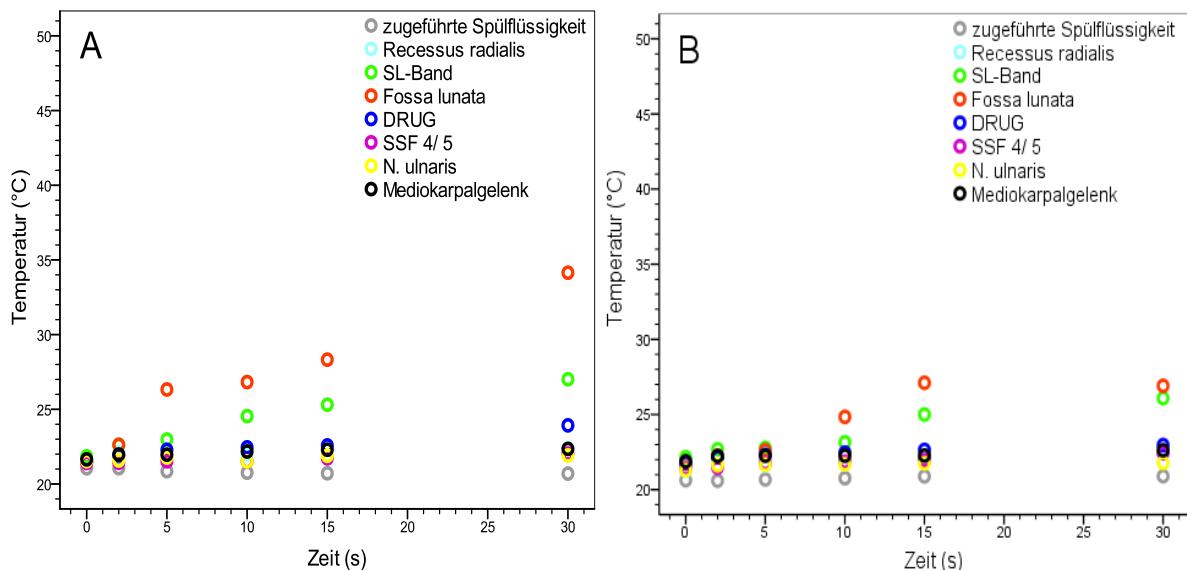


Abb. 23 Versuch 1: Zentrale RF-Energieabgabe im Radiokarpalgelenk ohne Spülung (A) und mit Spülung (B), **monopolares RF-System**; Temperaturverlauf (**Mittelwerte** in °C) der einzelnen Messpunkte

Tab. 8a Versuch 1: Zentrale RF-Energieabgabe im Radiokarpalgelenk ohne Spülung und mit Spülung, **monopolares RF-System**; **Mittelwerte mit Standardabweichung** (°C), Sonden 1 - 4

	Spülflüssigkeit	Recessus radialis	SL-Band	Fossa lunata
ohne Spülung				
0 s	21,05 \pm 0,99	21,64 \pm 1,16	21,85 \pm 0,86	21,55 \pm 1,07
2 s	21,06 \pm 0,96	22,14 \pm 1,71	22,61 \pm 1,14	22,62 \pm 2,26
5 s	20,86 \pm 1,03	22,33 \pm 2,08	22,98 \pm 1,51	26,33 \pm 8,18
10 s	20,76 \pm 1,25	21,98 \pm 1,92	24,54 \pm 3,20	26,82 \pm 6,40
15 s	20,72 \pm 1,21	22,47 \pm 2,25	25,31 \pm 5,28	28,32 \pm 5,03
30 s	20,70 \pm 1,15	22,38 \pm 2,06	27,01 \pm 8,00	34,15 \pm 9,27
mit Spülung				
0 s	20,63 \pm 1,17	21,26 \pm 0,80	22,16 \pm 0,59	21,72 \pm 0,56
2 s	20,59 \pm 1,19	21,61 \pm 1,15	22,69 \pm 1,11	22,23 \pm 1,35
5 s	20,68 \pm 1,14	21,63 \pm 1,47	22,78 \pm 0,96	22,61 \pm 1,22
10 s	20,76 \pm 1,21	21,73 \pm 1,55	23,15 \pm 0,84	24,84 \pm 4,35
15 s	20,89 \pm 1,27	21,92 \pm 1,64	25,00 \pm 2,77	27,11 \pm 5,72
30 s	20,90 \pm 1,22	22,40 \pm 1,88	26,09 \pm 2,22	26,91 \pm 2,60

Tab. 8b Versuch 1: Zentrale RF-Energieabgabe im Radiokarpalgelenk ohne Spülung und mit Spülung, **monopolares RF-System; Mittelwerte mit Standardabweichung** ($^{\circ}\text{C}$), Sonden 5 - 8

	DRUG	SFF 4/ 5	N. ulnaris	Mediokarpal-gelenk
ohne Spülung				
0 s	21,50 \pm 0,97	21,40 \pm 1,51	21,53 \pm 1,19	21,65 \pm 0,89
2 s	21,93 \pm 1,66	21,42 \pm 1,45	21,57 \pm 1,20	21,97 \pm 1,29
5 s	22,29 \pm 1,49	21,52 \pm 1,40	21,77 \pm 1,13	21,96 \pm 1,37
10 s	22,45 \pm 1,38	21,52 \pm 1,50	21,51 \pm 1,33	22,18 \pm 1,32
15 s	22,58 \pm 1,38	21,72 \pm 1,30	21,89 \pm 1,19	22,29 \pm 1,28
30 s	23,93 \pm 3,80	22,03 \pm 1,20	21,91 \pm 1,07	22,35 \pm 1,35
mit Spülung				
0 s	21,80 \pm 0,54	21,40 \pm 0,75	21,29 \pm 0,36	21,88 \pm 0,52
2 s	22,14 \pm 0,73	21,46 \pm 0,81	21,62 \pm 0,84	22,24 \pm 0,76
5 s	22,32 \pm 1,06	21,76 \pm 1,08	21,67 \pm 0,91	22,26 \pm 0,89
10 s	22,47 \pm 1,03	21,85 \pm 1,23	21,69 \pm 0,92	22,25 \pm 0,92
15 s	22,64 \pm 1,58	21,96 \pm 1,38	21,75 \pm 0,99	22,27 \pm 1,01
30 s	22,96 \pm 1,67	22,44 \pm 1,76	21,78 \pm 1,02	22,62 \pm 1,33

Wird hingegen gespült, steigt die Temperatur weniger stark auf nur $27,11 \pm 5,72 ^{\circ}\text{C}$ an. Betrachtet man jedoch den gesamten Temperaturverlauf über 30 s, so ist an keiner Messsonde ein statistisch signifikanter Unterschied zwischen der Gruppe mit und ohne Spülung erkennbar ($p > 0,05$). In beiden Gruppen korreliert der Anstieg der Temperatur der Sonden 2 – 6 (Rr, SL, FL, DRUG, SFF) und 8 (MC) signifikant mit der Dauer der Energieabgabe ($p < 0,05$; Korrelationskoeffizient Spearman-Rho $\geq 0,78$). Ähnlich dem bipolaren Temperaturprofil sind auch beim monopolaren System die Temperaturen der einzelnen Messsonden umso niedriger, je weiter entfernt der jeweilige Messpunkt vom Ort der RF-Energieabgabe ist. Dieser Zusammenhang ist für die Gruppe mit Spülung ($p = 0,005$; Korrelationskoeffizient Kendall-Tau-b = 0,81) sowie ohne Spülung ($p = 0,002$; Korrelationskoeffizient Kendall-Tau-b = 0,9) statistisch signifikant.

5.3.1.3 Vergleich beider Systeme

Ein Vergleich der Temperaturentwicklung des bipolaren und monopolaren RF-Geräts zeigt, dass *ohne Spülung* das bipolare System am Messpunkt 2 (Rr), das monopolare Gerät an den Messsonden 3 (SL), 6 (SFF) und 7 (NU) zu statistisch signifikant höheren Temperaturen ($p = 0,028$) geführt hat. In der Versuchsgruppe *mit Spülung* sind die Temperaturwerte an den Messpunkten 2 (Rr) und 4 (FL) für das bipolare System, am Messpunkt 3 (SL) für das monopolare Gerät signifikant höher ($p = 0,028$). Bei den Temperaturkurven der übrigen, nicht erwähnten Messsonden beider Gruppen (mit/ ohne Spülung) ist kein statistisch signifikanter Unterschied ($p > 0,05$) zwischen den RF-Systemen nachweisbar.

In Abbildung 24 wird der Temperaturverlauf des bipolaren und monopolaren Geräts jeweils mit und ohne Spülung am Messpunkt 4 (FL) miteinander verglichen. Die Differenz zwischen monopolarem und bipolarem RF-System beträgt ohne Spülung maximal 2,95 °C (nach 15 s) und mit Spülung maximal 4,87 °C (nach 30 s), wobei das

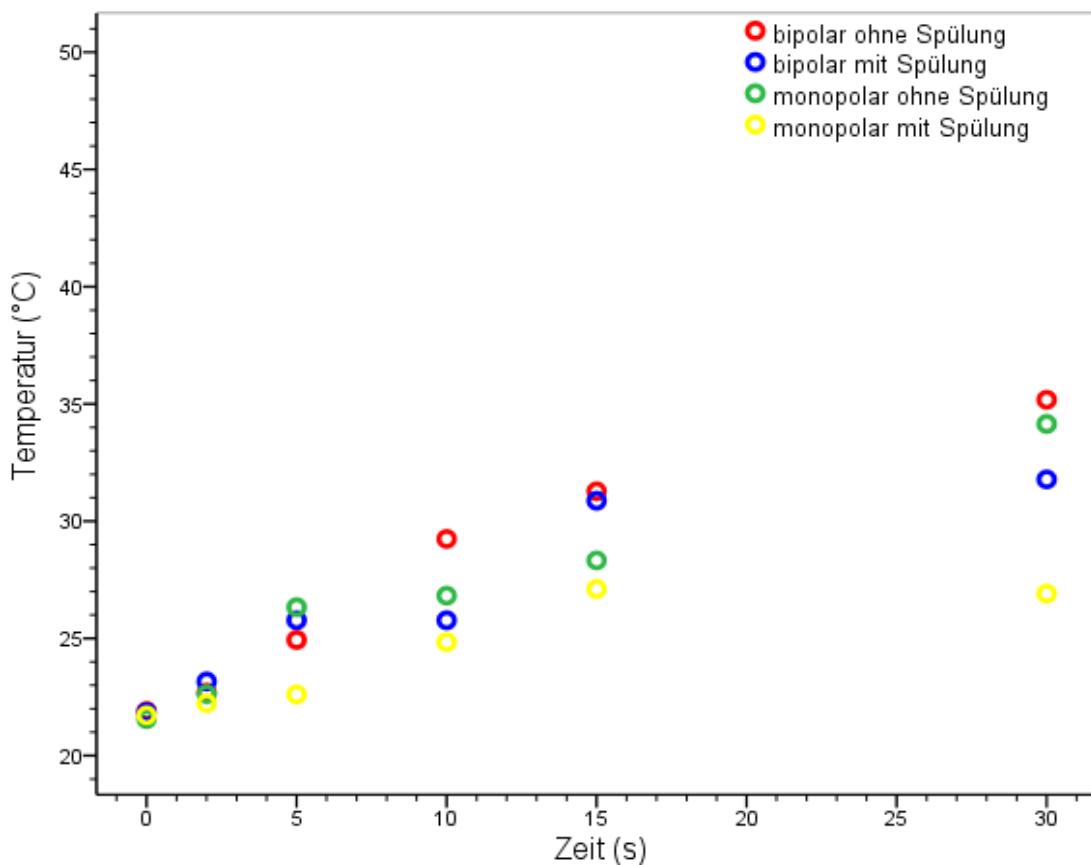


Abb. 24 Versuch 1: Zentrale RF-Energieabgabe im Radiokarpalgelenk ohne Spülung und mit Spülung, Messpunkt 4 (Fossa lunata); Vergleich des bipolaren und monopolaren RF-Systems

bipolare Gerät die höheren Temperaturen generierte. Das bipolare System erzeugte ohne Spülung eine um maximal 3,47 °C höhere Temperatur als mit Spülung (nach 10 s), die Temperatur beim monopolaren Gerät war ohne Spülung maximal 7,24 °C höher als mit Spülung (nach 30 s).

5.3.2 Temperaturhöchstwerte

Die höchsten gemessenen Temperaturwerte der verschiedenen Messpunkte, die im Laufe des Versuchs 1 an den 14 Handgelenken aufgetreten sind, zeigt die Abbildung 25, aufgeteilt nach bipolarem/ monopolarem RF-Gerät und mit/ ohne Spülung. Bei

Verwendung des bipolaren Gerätes entstanden ohne Spülung maximal 49,34 °C an der Sonde 4 (FL) und mit Spülung 46,44 °C am Messpunkt 2 (Rr). Das monopolare System erzeugte ohne Spülung eine Höchsttemperatur von 51,84 °C am Messpunkt 4 (FL), was

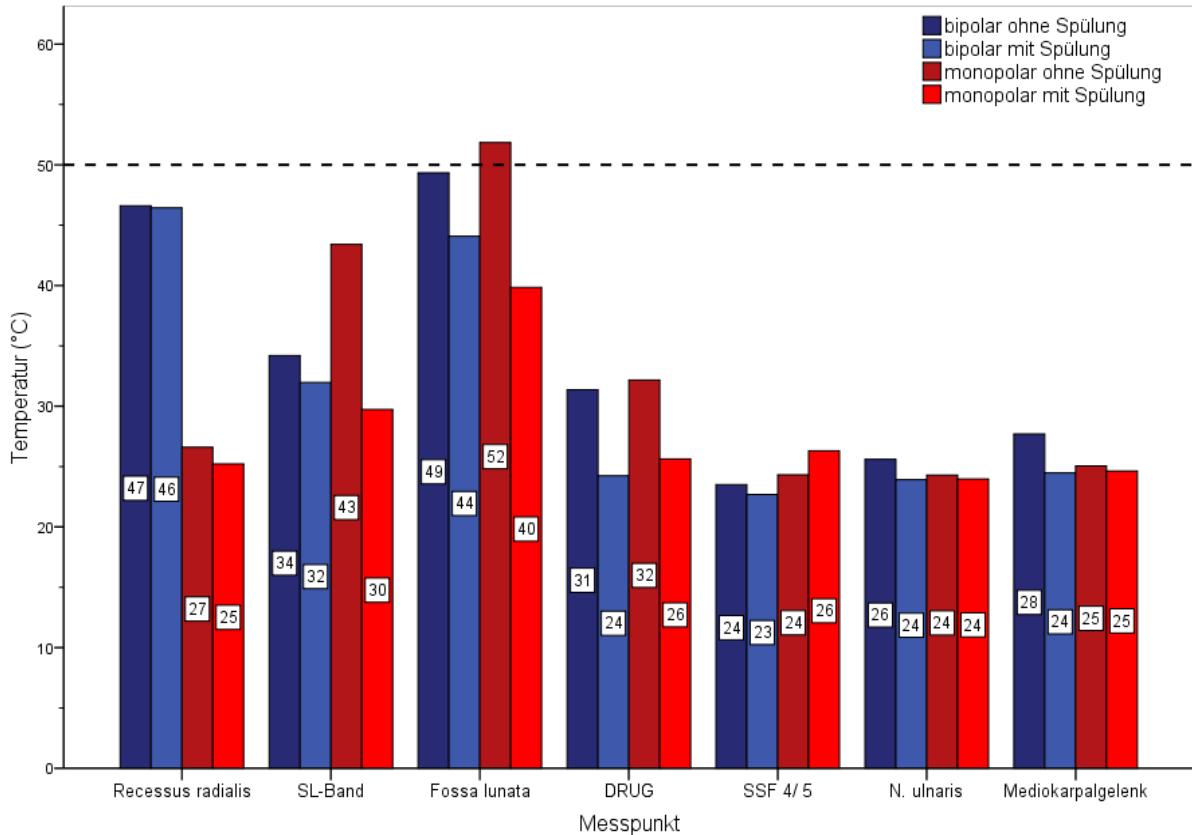


Abb. 25 Versuch 1: Zentrale RF-Energieabgabe im Radiokarpalgelenk ohne Spülung und mit Spülung; **Temperaturhöchstwerte** (°C) an den einzelnen Messpunkten (Messpunkt 1 nicht dargestellt).

Auf die Angabe von Dezimalstellen wurde bei vorliegendem Diagramm aus Gründen der Übersichtlichkeit verzichtet, die Temperaturen entsprechen gerundeten Werten.

gleichzeitig die höchste gemessene Temperatur in diesem Versuch darstellt, und an derselben Sonde mit Spülung 39,84 °C. Die Temperatur stieg folglich nur beim monopolaren Gerät ohne Spülung am Messpunkt 4 (FL) über die 50 °C-Schwelle, wobei dies nach 15 s in 0 % der Fälle und nach 30 s in 14,3 % der Fälle (1 von 7 Handgelenken) auftrat.

Unter Betrachtung aller Messsonden unterscheiden sich die Temperaturhöchstwerte des monopolaren und bipolaren Gerätes statistisch nicht signifikant ($p > 0,05$). Der größte Temperaturunterschied zwischen beiden RF-Systemen zeigt sich sowohl für die Gruppe mit als auch ohne Spülung am Messpunkt 2 mit etwa 20 °C höheren Temperaturen für das bipolare System.

Die entstandenen Höchsttemperaturen sind mit Spülung statistisch signifikant niedriger als die Werte ohne Spülung ($p < 0,05$). Dies gilt in gleicher Weise für das bipolare sowie das monopolare Gerät. Durch das Spülen konnten die Höchstwerte für das bipolare System um maximal 7,13 °C an der Sonde 5 (DRUG) und für das monopolare Gerät um maximal 13,68 °C am Messpunkt 3 (SL) gesenkt werden.

5.3.3 Vergleich der Temperaturkurve bei kontinuierlicher Energieabgabe mit dem Profil einzelner Energiestöße von ansteigender Dauer

Die Abbildung 26 zeigt einen Vergleich der entstehenden Temperaturkurven bei einzelnen Energiestößen mit 2 s, 5 s, 10 s, 15 s und 30 s Dauer, wobei die Endtemperaturen nach den jeweiligen Stößen bestimmt wurden, mit dem Temperaturprofil, das sich bei einer kontinuierlichen Energieabgabe von 30 s en bloc ergibt. Beide Diagramme stellen die Temperaturentstehung mit Spülung an der Sonde 4 (FL) dar.

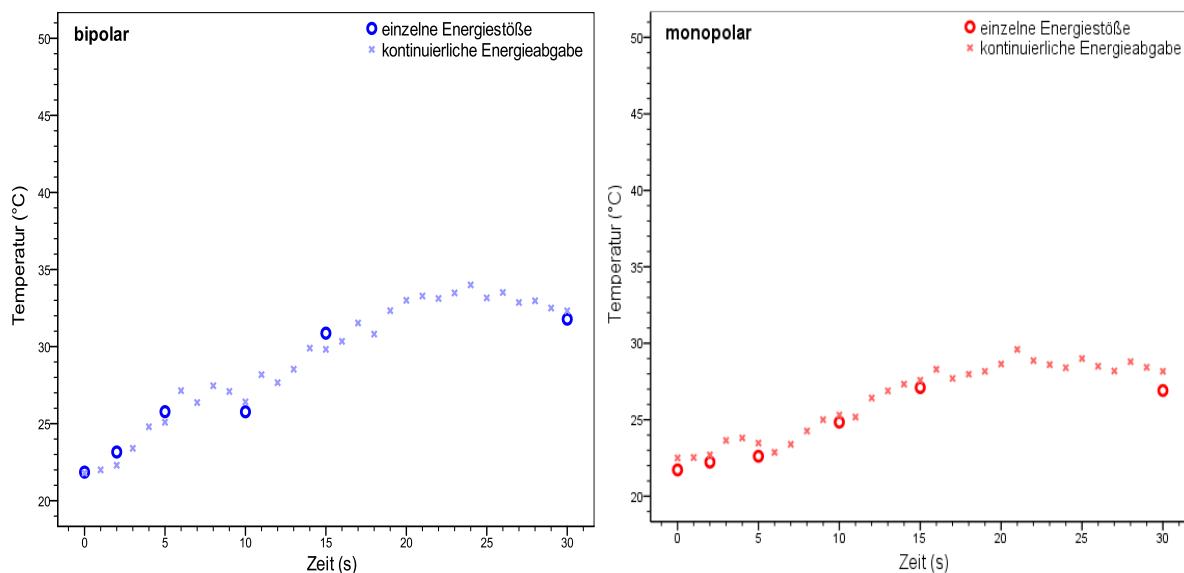


Abb. 26 Versuch 1: Vergleich der Temperaturkurven bei kontinuierlicher Energieabgabe mit dem Profil einzelner Energiestöße von ansteigender Dauer; Temperaturverlauf (**Mittelwerte** in °C) am Messpunkt 4 (Fossa lunata)

Es ist bei Verwendung des monopolaren sowie des bipolaren RF-Systems erkennbar, dass die Temperaturwerte der einzelnen Energiestöße sehr nah der Kurve der kontinuierlichen Temperaturabgabe anliegen und sich nur minimale Unterschiede

ergeben, die im Rahmen der Messungenauigkeit entstehen können. Auch statistisch ist kein signifikanter Unterschied ($p > 0,05$) zwischen den Profilen mit kontinuierlicher Abgabe und mit einzelnen Energiestößen ansteigender Dauer feststellbar, weshalb beide Methoden der Energieabgabe als gleichwertig in ihrem Ergebnis anzusehen sind. Aus diesem Grunde wurde bei den Versuchen 2 - 4 das deutlich zeitgünstigere Verfahren der kontinuierlichen Temperaturabgabe und Temperaturmessung eingesetzt.

5.4 Versuch 2: Chondroplastik der Fossa lunata

5.4.1 Temperaturprofil der Mittelwerte

5.4.1.1 Bipolares RF-System

In Abbildung 27 ist die Entwicklung der Durchschnittstemperaturen bei Verwendung des bipolaren RF-Gerätes zu sehen.

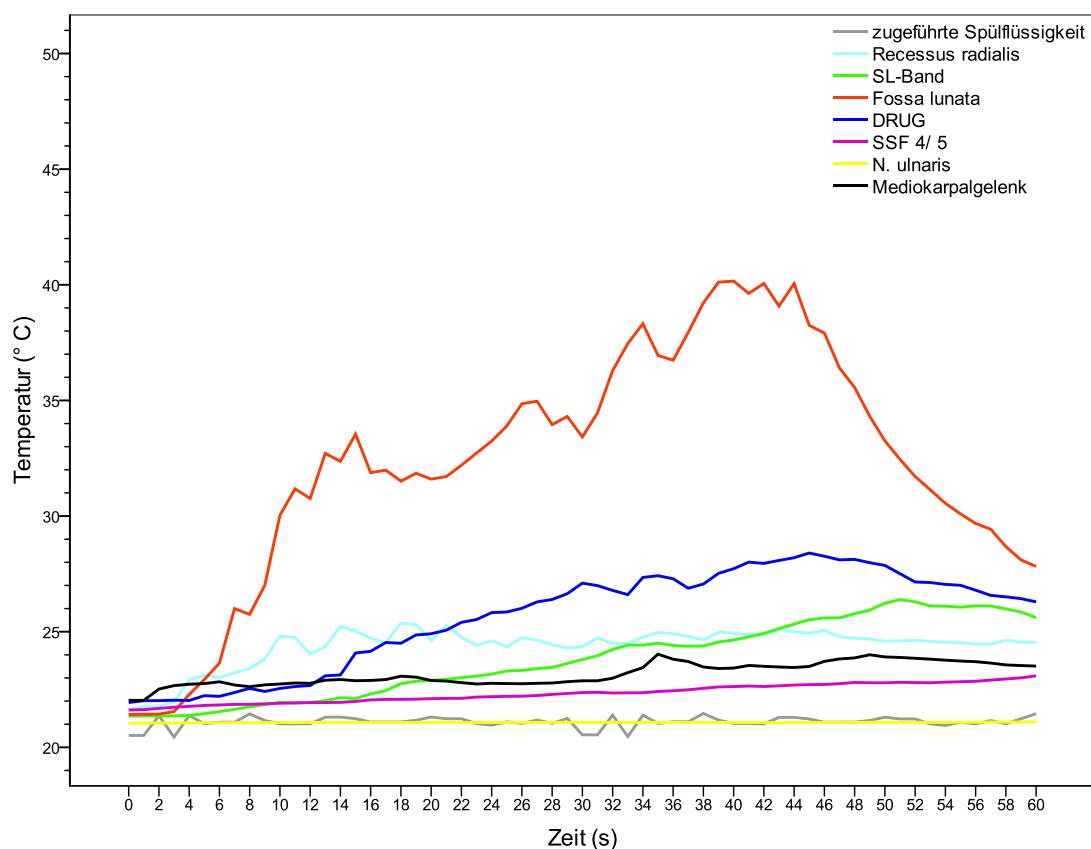


Abb. 27 Versuch 2: Chondroplastik der Fossa lunata, bipolares RF-System;
Temperaturverlauf (**Mittelwerte** in °C) der einzelnen Messpunkte

Tab. 9a Versuch 2: Chondroplastik der Fossa lunata, bipolares RF-System; Mittelwerte mit Standardabweichung (°C), Sonde 1 - 4

	Spülflüssigkeit	Recessus radialis	SL-Band	Fossa lunata
0 s	20,52	± 1,00	21,61	± 0,97
1 s	20,51	± 1,00	21,76	± 1,13
2 s	21,37	± 1,59	21,78	± 1,12
3 s	20,44	± 0,96	21,95	± 1,13
4 s	21,37	± 1,59	22,94	± 2,11
5 s	21,02	± 1,34	23,10	± 1,89
6 s	21,09	± 1,39	23,02	± 1,81
7 s	21,09	± 1,39	23,22	± 1,93
8 s	21,45	± 1,63	23,40	± 2,26
9 s	21,16	± 1,44	23,82	± 3,13
10 s	21,02	± 1,34	24,81	± 5,25
11 s	21,02	± 1,34	24,75	± 4,42
12 s	21,02	± 1,34	24,03	± 2,77
13 s	21,30	± 1,54	24,34	± 2,86
14 s	21,31	± 1,53	25,23	± 4,50
15 s	21,24	± 1,47	25,03	± 3,36
16 s	21,10	± 1,38	24,72	± 2,77
17 s	21,10	± 1,38	24,52	± 2,48
18 s	21,10	± 1,37	25,37	± 4,22
19 s	21,17	± 1,42	25,30	± 4,07
20 s	21,31	± 1,52	24,61	± 2,75
21 s	21,24	± 1,48	25,29	± 4,59
22 s	21,24	± 1,48	24,75	± 3,20
23 s	21,03	± 1,32	24,41	± 2,45
24 s	20,96	± 1,27	24,62	± 2,87
25 s	21,10	± 1,37	24,34	± 2,53
26 s	21,04	± 1,31	24,75	± 3,34
27 s	21,18	± 1,40	24,63	± 3,28
28 s	21,04	± 1,31	24,44	± 2,69
29 s	21,25	± 1,45	24,30	± 2,28
30 s	20,54	± 0,96	24,35	± 2,32
31 s	20,54	± 0,96	24,74	± 2,81
32 s	21,39	± 1,55	24,49	± 2,19
33 s	20,46	± 0,92	24,49	± 2,43
34 s	21,39	± 1,56	24,76	± 2,53
35 s	21,03	± 1,31	24,97	± 2,64
36 s	21,11	± 1,36	24,91	± 2,69
37 s	21,11	± 1,36	24,79	± 2,57
38 s	21,46	± 1,60	24,64	± 2,36
39 s	21,18	± 1,41	24,98	± 3,18
40 s	21,03	± 1,31	24,93	± 2,97
41 s	21,03	± 1,32	24,88	± 2,76
42 s	21,02	± 1,34	24,86	± 2,96
43 s	21,30	± 1,55	25,11	± 3,60
44 s	21,29	± 1,55	24,98	± 3,18
45 s	21,23	± 1,49	24,93	± 3,15
46 s	21,09	± 1,39	25,06	± 3,43
47 s	21,09	± 1,39	24,78	± 2,42
48 s	21,09	± 1,39	24,72	± 2,21
49 s	21,16	± 1,44	24,68	± 2,06
50 s	21,30	± 1,53	24,59	± 1,92
51 s	21,23	± 1,49	24,60	± 1,99
52 s	21,23	± 1,49	24,63	± 2,16
53 s	21,02	± 1,34	24,58	± 2,01
54 s	20,94	± 1,29	24,55	± 2,05
55 s	21,09	± 1,39	24,52	± 2,19
56 s	21,02	± 1,34	24,47	± 2,12
57 s	21,16	± 1,44	24,46	± 2,10
58 s	21,02	± 1,34	24,63	± 2,32
59 s	21,24	± 1,48	24,55	± 2,17
60 s	21,45	± 1,62	24,54	± 2,00

Tab. 9b Versuch 2: Chondroplastik der Fossa lunata, bipolares RF-System; Mittelwerte mit Standardabweichung (°C), Sonde 5 – 8

	DRUG	SFF 4/ 5	N. ulnaris	Mediokarpalgelenk				
0 s	21,94	± 1,23	21,62	± 0,68	21,04	± 0,74	22,03	± 1,05
1 s	22,02	± 1,24	21,63	± 0,67	21,04	± 0,74	22,03	± 1,04
2 s	22,02	± 1,24	21,68	± 0,63	21,05	± 0,74	22,52	± 1,06
3 s	22,04	± 1,25	21,74	± 0,63	21,05	± 0,74	22,67	± 1,33
4 s	22,03	± 1,24	21,77	± 0,63	21,07	± 0,74	22,73	± 1,44
5 s	22,23	± 1,43	21,81	± 0,65	21,07	± 0,74	22,76	± 1,50
6 s	22,21	± 1,38	21,83	± 0,65	21,07	± 0,74	22,83	± 1,67
7 s	22,37	± 1,45	21,86	± 0,67	21,07	± 0,74	22,70	± 1,36
8 s	22,55	± 1,77	21,86	± 0,67	21,07	± 0,74	22,62	± 1,20
9 s	22,42	± 1,54	21,88	± 0,68	21,07	± 0,74	22,70	± 1,33
10 s	22,55	± 1,61	21,91	± 0,69	21,07	± 0,74	22,74	± 1,37
11 s	22,63	± 1,68	21,92	± 0,71	21,07	± 0,73	22,78	± 1,45
12 s	22,67	± 1,58	21,93	± 0,72	21,07	± 0,74	22,77	± 1,43
13 s	23,09	± 2,17	21,94	± 0,73	21,08	± 0,74	22,90	± 1,67
14 s	23,13	± 2,32	21,94	± 0,74	21,08	± 0,74	22,93	± 1,69
15 s	24,08	± 4,42	21,98	± 0,75	21,08	± 0,73	22,88	± 1,52
16 s	24,15	± 4,47	22,05	± 0,79	21,08	± 0,73	22,89	± 1,49
17 s	24,53	± 5,48	22,07	± 0,81	21,08	± 0,73	22,93	± 1,47
18 s	24,50	± 5,35	22,07	± 0,82	21,07	± 0,74	23,08	± 1,61
19 s	24,86	± 5,53	22,08	± 0,82	21,07	± 0,75	23,04	± 1,57
20 s	24,91	± 5,87	22,11	± 0,83	21,08	± 0,75	22,89	± 1,48
21 s	25,07	± 6,22	22,12	± 0,84	21,08	± 0,74	22,86	± 1,44
22 s	25,40	± 7,31	22,12	± 0,85	21,07	± 0,74	22,80	± 1,31
23 s	25,53	± 7,61	22,17	± 0,89	21,07	± 0,74	22,74	± 1,21
24 s	25,82	± 8,30	22,19	± 0,91	21,08	± 0,74	22,77	± 1,20
25 s	25,85	± 8,39	22,21	± 0,94	21,08	± 0,74	22,76	± 1,17
26 s	26,01	± 8,87	22,21	± 0,97	21,08	± 0,73	22,75	± 1,15
27 s	26,29	± 9,58	22,24	± 1,02	21,08	± 0,74	22,77	± 1,14
28 s	26,39	± 9,77	22,29	± 1,08	21,08	± 0,74	22,78	± 1,14
29 s	26,64	± 10,47	22,33	± 1,13	21,08	± 0,74	22,84	± 1,16
30 s	27,10	± 11,55	22,37	± 1,22	21,08	± 0,73	22,88	± 1,15
31 s	26,99	± 10,99	22,38	± 1,30	21,08	± 0,73	22,88	± 1,15
32 s	26,79	± 10,62	22,35	± 1,36	21,08	± 0,74	22,99	± 1,27
33 s	26,60	± 10,24	22,36	± 1,44	21,07	± 0,73	23,23	± 1,66
34 s	27,35	± 11,80	22,36	± 1,49	21,08	± 0,73	23,45	± 1,90
35 s	27,42	± 11,61	22,41	± 1,61	21,08	± 0,72	24,03	± 2,65
36 s	27,29	± 11,42	22,45	± 1,71	21,08	± 0,73	23,81	± 2,24
37 s	26,88	± 10,20	22,49	± 1,81	21,08	± 0,73	23,71	± 2,15
38 s	27,06	± 10,69	22,55	± 1,93	21,08	± 0,72	23,47	± 1,82
39 s	27,52	± 11,81	22,61	± 2,07	21,08	± 0,72	23,41	± 1,80
40 s	27,72	± 11,81	22,63	± 2,13	21,07	± 0,72	23,43	± 1,93
41 s	28,01	± 11,60	22,65	± 2,14	21,07	± 0,73	23,54	± 2,22
42 s	27,95	± 11,49	22,63	± 2,17	21,07	± 0,73	23,50	± 2,19
43 s	28,08	± 11,13	22,66	± 2,19	21,07	± 0,73	23,47	± 2,17
44 s	28,20	± 10,76	22,69	± 2,21	21,07	± 0,73	23,45	± 2,11
45 s	28,40	± 10,27	22,71	± 2,26	21,07	± 0,74	23,50	± 2,20
46 s	28,26	± 10,21	22,72	± 2,31	21,07	± 0,74	23,72	± 2,77
47 s	28,11	± 10,07	22,75	± 2,39	21,07	± 0,73	23,82	± 3,07
48 s	28,13	± 9,95	22,80	± 2,42	21,08	± 0,73	23,87	± 2,49
49 s	27,98	± 9,40	22,79	± 2,43	21,08	± 0,73	24,00	± 2,64
50 s	27,87	± 9,14	22,79	± 2,41	21,08	± 0,72	23,91	± 2,51
51 s	27,51	± 8,62	22,81	± 2,41	21,08	± 0,72	23,89	± 2,44
52 s	27,15	± 7,91	22,80	± 2,40	21,08	± 0,72	23,85	± 2,37
53 s	27,13	± 7,96	22,79	± 2,38	21,08	± 0,73	23,81	± 2,31
54 s	27,05	± 7,76	22,82	± 2,44	21,08	± 0,72	23,77	± 2,22
55 s	27,01	± 7,55	22,84	± 2,45	21,08	± 0,72	23,73	± 2,14
56 s	26,79	± 7,21	22,85	± 2,51	21,09	± 0,72	23,70	± 2,05
57 s	26,57	± 6,68	22,91	± 2,59	21,09	± 0,72	23,64	± 1,91
58 s	26,51	± 6,50	22,96	± 2,67	21,09	± 0,72	23,56	± 1,79
59 s	26,43	± 6,29	23,00	± 2,81	21,09	± 0,72	23,54	± 1,74
60 s	26,29	± 6,08	23,09	± 3,00	21,10	± 0,72	23,51	± 1,70

Die Temperatur der Messonden 2 - 8 steigt mit der Dauer der Energieabgabe (0 - 45 s) statistisch signifikant an ($p \leq 0,002$, Korrelations-koeffizient Spearman-Rho > 0,4) und fällt anschließend in der Abkühlphase (45 - 60 s) wieder ab. Der deutlichste Temperaturanstieg ist an Messonde 4 (FL) zu erkennen: Nach 30 s im Ablationsmodus (60 W) beträgt die Temperatur $33,42 \pm 8,49$ °C, welche dann im Zeitintervall zwischen 30 – 45 s im Koagulationsmodus (45 W) noch auf den Höchstwert von $40,16 \pm 11,42$ °C (nach 40 s) ansteigt. Nach kurzer plateauähnlicher Phase folgt ein steiler Abfall unter 30 °C. Mit zunehmender Entfernung der einzelnen Messsonden von der aktiven RF-Sonde und durch dazwischenliegendes Weichteilgewebe stieg die Temperatur weniger stark an, so dass außer am Messpunkt 4 (FL) eine Temperatur von 30 °C nicht überschritten wurde. Dieser unterschiedliche Temperaturanstieg mit zunehmender Entfernung der Messsonden erweist sich statistisch als signifikant ($p = 0,005$; Korrelationskoeffizient Kendall-Tau-b = 0,81).

5.4.1.2 Monopolares RF-System

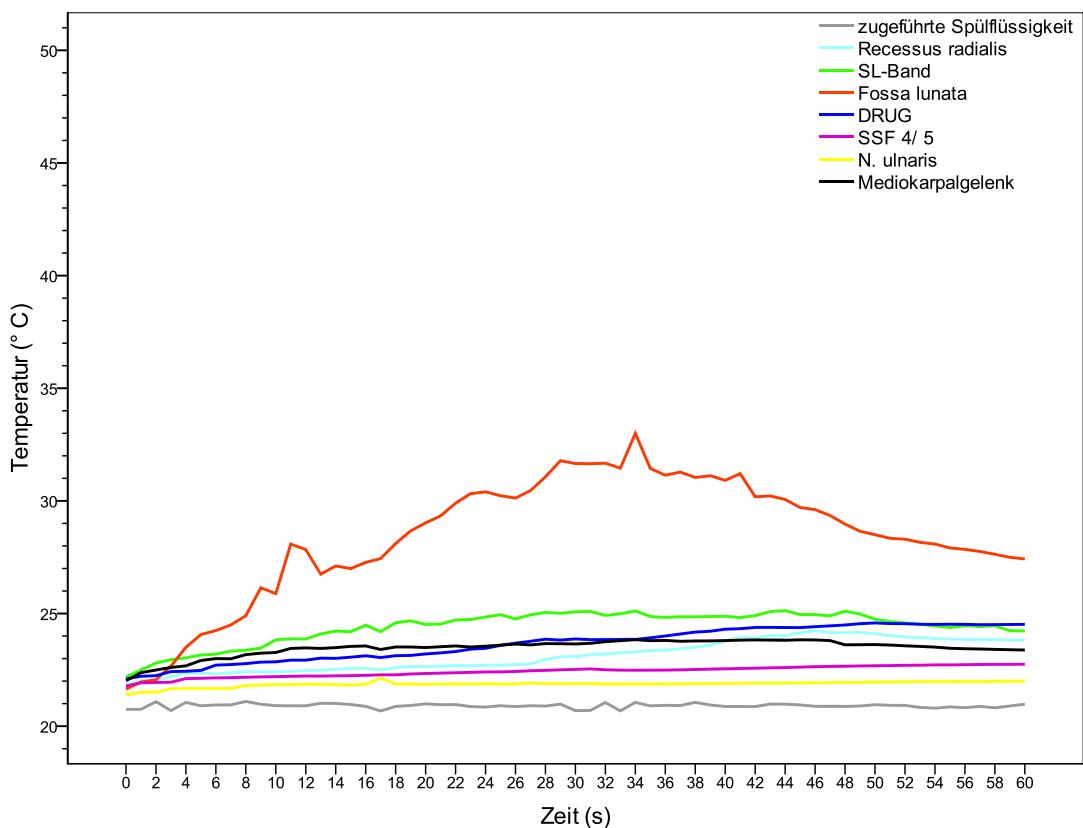


Abb. 28 Versuch 2: Chondroplastik der Fossa lunata, **monopolares RF-System**; Temperaturverlauf (**Mittelwerte** in °C) der einzelnen Messpunkte

Tab. 10a Versuch 2: Chondroplastik der Fossa lunata, *monopolares* RF-System; Mittelwerte mit Standardabweichung (°C), Sonde 1 – 4

	Spülflüssigkeit	Recessus radialis	SL-Band	Fossa lunata
0 s	20,75	± 1,45	21,85	± 0,74
1 s	20,75	± 1,44	22,02	± 0,89
2 s	21,09	± 1,65	22,04	± 0,89
3 s	20,69	± 1,44	22,20	± 1,15
4 s	21,05	± 1,65	22,37	± 1,45
5 s	20,91	± 1,53	22,35	± 1,46
6 s	20,94	± 1,55	22,33	± 1,47
7 s	20,95	± 1,55	22,37	± 1,46
8 s	21,10	± 1,66	22,42	± 1,45
9 s	20,97	± 1,56	22,41	± 1,45
10 s	20,91	± 1,53	22,41	± 1,47
11 s	20,90	± 1,53	22,43	± 1,47
12 s	20,91	± 1,53	22,47	± 1,45
13 s	21,02	± 1,60	22,48	± 1,46
14 s	21,01	± 1,61	22,53	± 1,46
15 s	20,96	± 1,59	22,56	± 1,46
16 s	20,88	± 1,58	22,57	± 1,48
17 s	20,67	± 1,83	22,50	± 1,46
18 s	20,88	± 1,60	22,60	± 1,48
19 s	20,92	± 1,61	22,65	± 1,46
20 s	20,99	± 1,65	22,65	± 1,49
21 s	20,95	± 1,64	22,66	± 1,51
22 s	20,96	± 1,62	22,69	± 1,52
23 s	20,87	± 1,55	22,69	± 1,53
24 s	20,85	± 1,52	22,70	± 1,55
25 s	20,91	± 1,54	22,71	± 1,57
26 s	20,87	± 1,53	22,73	± 1,58
27 s	20,91	± 1,58	22,77	± 1,55
28 s	20,89	± 1,47	22,96	± 1,61
29 s	20,98	± 1,53	23,08	± 1,67
30 s	20,69	± 1,34	23,09	± 1,71
31 s	20,70	± 1,34	23,17	± 1,74
32 s	21,05	± 1,57	23,21	± 1,77
33 s	20,68	± 1,34	23,26	± 1,83
34 s	21,05	± 1,56	23,30	± 1,89
35 s	20,90	± 1,44	23,36	± 1,98
36 s	20,93	± 1,46	23,37	± 2,01
37 s	20,92	± 1,46	23,44	± 2,05
38 s	21,06	± 1,58	23,51	± 2,15
39 s	20,94	± 1,47	23,59	± 2,20
40 s	20,87	± 1,42	23,77	± 2,34
41 s	20,87	± 1,41	23,94	± 2,42
42 s	20,87	± 1,41	23,92	± 2,42
43 s	20,98	± 1,50	24,03	± 2,44
44 s	20,98	± 1,49	24,01	± 2,40
45 s	20,94	± 1,46	24,15	± 2,26
46 s	20,88	± 1,41	24,24	± 2,23
47 s	20,88	± 1,40	24,15	± 2,16
48 s	20,87	± 1,40	24,15	± 2,11
49 s	20,90	± 1,42	24,16	± 2,14
50 s	20,95	± 1,47	24,10	± 2,14
51 s	20,93	± 1,44	24,02	± 2,13
52 s	20,92	± 1,43	23,96	± 2,12
53 s	20,83	± 1,35	23,93	± 2,11
54 s	20,80	± 1,32	23,89	± 2,12
55 s	20,86	± 1,37	23,87	± 2,14
56 s	20,82	± 1,34	23,85	± 2,14
57 s	20,88	± 1,38	23,85	± 2,14
58 s	20,82	± 1,33	23,85	± 2,16
59 s	20,90	± 1,41	23,83	± 2,18
60 s	20,98	± 1,50	23,82	± 2,18

Tab. 10b Versuch 2: Chondroplastik der Fossa lunata, monopolares RF-System; Mittelwerte mit Standardabweichung (°C), Sonde 5 – 8

	DRUG	SFF 4/ 5	N. ulnaris	Mediokarpalgelenk
0 s	22,10	± 0,56	21,78	± 0,79
1 s	22,21	± 0,80	21,93	± 0,96
2 s	22,24	± 0,80	21,94	± 0,96
3 s	22,42	± 1,06	21,95	± 0,97
4 s	22,44	± 1,05	22,11	± 1,23
5 s	22,48	± 1,07	22,13	± 1,23
6 s	22,71	± 1,31	22,14	± 1,24
7 s	22,73	± 1,38	22,15	± 1,25
8 s	22,78	± 1,40	22,17	± 1,24
9 s	22,84	± 1,37	22,19	± 1,24
10 s	22,86	± 1,44	22,20	± 1,24
11 s	22,93	± 1,38	22,21	± 1,24
12 s	22,93	± 1,51	22,23	± 1,24
13 s	23,02	± 1,50	22,22	± 1,24
14 s	23,01	± 1,56	22,23	± 1,24
15 s	23,06	± 1,52	22,24	± 1,24
16 s	23,12	± 1,49	22,26	± 1,23
17 s	23,05	± 1,58	22,28	± 1,24
18 s	23,13	± 1,54	22,28	± 1,22
19 s	23,14	± 1,61	22,32	± 1,16
20 s	23,21	± 1,58	22,34	± 1,15
21 s	23,25	± 1,67	22,36	± 1,15
22 s	23,31	± 1,73	22,37	± 1,14
23 s	23,42	± 1,81	22,39	± 1,13
24 s	23,46	± 1,90	22,41	± 1,12
25 s	23,59	± 2,07	22,41	± 1,13
26 s	23,69	± 2,20	22,43	± 1,12
27 s	23,77	± 2,34	22,46	± 1,11
28 s	23,86	± 2,42	22,48	± 1,10
29 s	23,82	± 2,33	22,50	± 1,08
30 s	23,87	± 2,26	22,52	± 1,09
31 s	23,84	± 2,28	22,54	± 1,09
32 s	23,84	± 2,26	22,50	± 1,14
33 s	23,85	± 2,25	22,49	± 1,18
34 s	23,85	± 2,26	22,48	± 1,20
35 s	23,92	± 2,41	22,49	± 1,22
36 s	24,00	± 2,49	22,49	± 1,24
37 s	24,09	± 2,67	22,50	± 1,25
38 s	24,18	± 2,89	22,52	± 1,27
39 s	24,21	± 2,94	22,53	± 1,27
40 s	24,30	± 3,09	22,54	± 1,27
41 s	24,33	± 3,10	22,56	± 1,30
42 s	24,38	± 3,17	22,57	± 1,32
43 s	24,39	± 3,16	22,59	± 1,34
44 s	24,38	± 3,13	22,60	± 1,35
45 s	24,38	± 3,13	22,62	± 1,37
46 s	24,42	± 3,22	22,64	± 1,40
47 s	24,45	± 3,23	22,65	± 1,40
48 s	24,49	± 3,31	22,66	± 1,41
49 s	24,55	± 3,50	22,67	± 1,42
50 s	24,58	± 3,58	22,68	± 1,43
51 s	24,55	± 3,50	22,69	± 1,44
52 s	24,55	± 3,44	22,70	± 1,44
53 s	24,52	± 3,42	22,71	± 1,45
54 s	24,52	± 3,38	22,72	± 1,46
55 s	24,52	± 3,33	22,72	± 1,47
56 s	24,52	± 3,31	22,73	± 1,48
57 s	24,50	± 3,29	22,74	± 1,48
58 s	24,51	± 3,27	22,74	± 1,48
59 s	24,51	± 3,23	22,75	± 1,48
60 s	24,52	± 3,20	22,75	± 1,48

Das Temperaturprofil der mittleren Temperaturen des monopolaren RF-Systems ist in Abbildung 28 dargestellt. Der Anstieg der Temperatur korreliert wie beim bipolaren Gerät für die Sonden 2 - 8 statistisch signifikant mit der Dauer der Energieabgabe ($p < 0,001$; Korrelationskoeffizient Spearman-Rho $> 0,84$). Die Kurve der Sonde 4 (FL), wo auch beim monopolaren Gerät die Temperatur am höchsten anstieg, erreicht nach 34 s Energieabgabe ihren Gipfel bei $33 \pm 8,9$ °C und sinkt anschließend langsam und kontinuierlich auf unter 30 °C ab. Am Ende des 20 W-Cut-Modus (nach 30 s) beträgt die Temperatur $31,66 \pm 7,94$ °C, nach weiteren 15 s im 10 W-Koagulationsmodus (nach insgesamt 45 s) zeigte sich ein Wert von $29,71 \pm 3,97$ °C.

Ähnlich der bipolaren Temperaturentwicklung verbleiben auch beim monopolaren System die Kurven der einzelnen Messsonden auf einem umso niedrigeren Temperaturniveau, je weiter die Messsonde vom Ort der RF-Energieabgabe entfernt ist. Dies ist mit $p = 0,002$ und einem Korrelationskoeffizient Kendall-Tau-b = 0,905 statistisch signifikant.

5.4.1.3 Vergleich beider Systeme

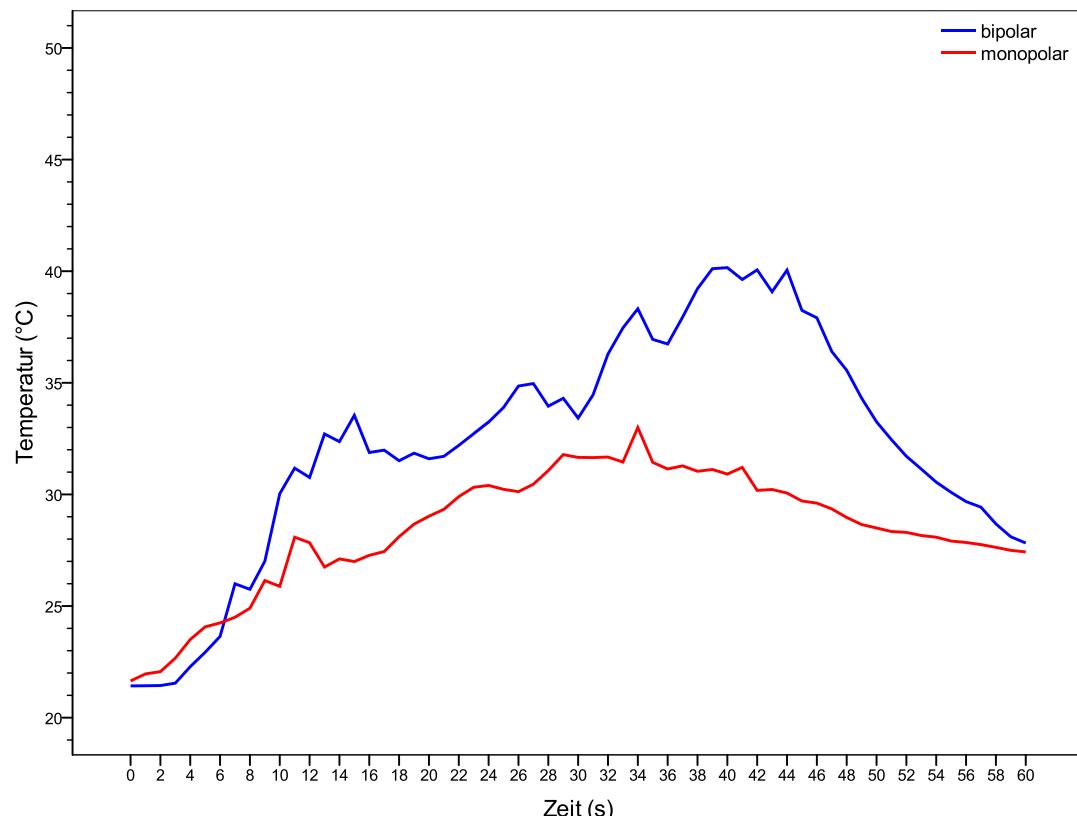


Abb. 29 Versuch 2: Chondroplastik der Fossa lunata, Messpunkt 4 (Fossa lunata); Vergleich des bipolaren und monopolaren RF-Systems

Vergleicht man nun die Temperaturentwicklung des monopolaren und bipolaren Systems an den einzelnen Sonden, so zeigen sich für das bipolare Gerät statistisch signifikant höhere Temperaturen an den Sonden 2 (Rr), 4 (FL) und 5 (DRUG) ($p < 0,001$), wohingegen das monopolare System bei den Messpunkten 3 (SL), 6 SFF, 7 (NU) und 8 (MC) zu signifikant höheren Temperaturen ($p \leq 0,001$) führte. Eine vergleichende Betrachtung beider Systeme an der Messonde 4 (FL) ermöglicht Abbildung 29. Die Temperaturkurve für das bipolare Gerät ist – wie oben bereits erwähnt – statistisch signifikant höher, wobei der Unterschied zwischen beiden Kurven nach 45 s mit 10 °C Temperaturdifferenz am größten ist.

5.4.2 Temperaturhöchstwerte

Die während des Versuchs 2 aufgetretenen Höchsttemperaturen an den einzelnen Sonden sind in Abbildung 30 dargestellt.

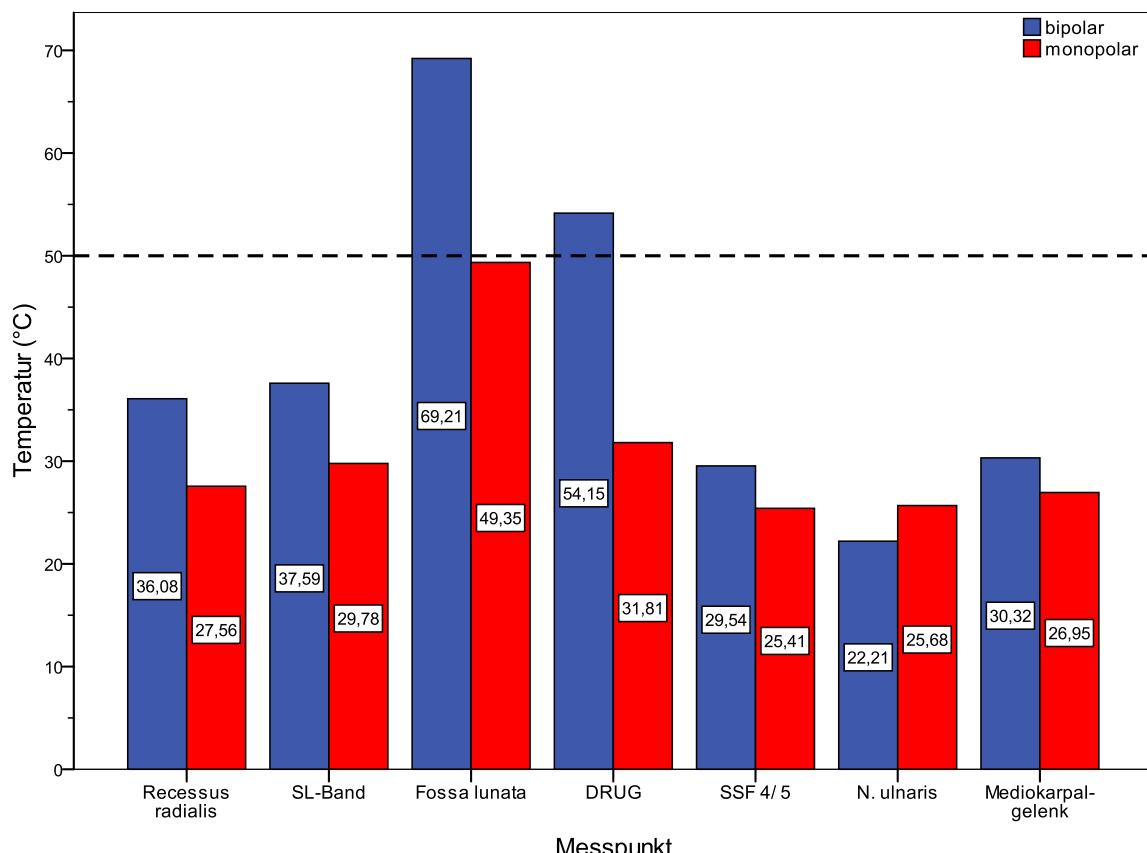


Abb. 30 Versuch 2: Chondroplastik der Fossa lunata; Temperaturhöchstwerte (°C) an den einzelnen Messpunkten

Bei Verwendung des monopolaren Gerätes ist eine maximale Temperatur von 49,35 °C entstanden, das bipolare System hat zum Höchstwert des Versuchs 2 von 69,21 °C geführt. Diese Spitzenwerte wurden für beide RF-Systeme an der Sonde 4 (FL) gemessen. Aus der Abbildung ist auch ersichtlich, dass nur beim bipolaren Gerät Temperaturen > 50 °C auftraten, und dies an zwei Sonden: zum einen am Messpunkt 4 (FL) nach 15 s und 30 s in jeweils 14,3 % der Fälle (1 von 7 Handgelenken) und nach 45 s in 28,6 % der Fälle (2 von 7 Handgelenken). Nach 60 s war die Temperatur an diesem Messpunkt bei allen Handgelenken wieder unter 50 °C gefallen. Zum anderen stieg die Temperatur an der Messonde 5 (DRUG) nach 15 s in keinem Fall, nach 30 s und 45 s in 28,6 % der Fälle (2 von 7 Handgelenken) über die 50 °C-Grenze an. Auch hier lag die Temperatur nach 60 s in jedem Fall wieder unter 50 °C. Es zeigten sich also bei Verwendung des bipolaren Gerätes nach 30 s Behandlungsdauer im Ablationsmodus (60 W) insgesamt dreimal Temperaturen jenseits der 50 °C, nach weiteren 15 s im Koagulationsmodus (45 W; Gesamtzeit 45 s) überstieg die Temperatur sogar viermal die 50 °C-Marke.

Die gemessenen Höchsttemperaturen des bipolaren Gerätes sind statistisch signifikant höher ($p = 0,043$) als die Temperaturen des monopolaren RF-Systems. Der größte Temperaturunterschied zwischen beiden Geräten wurde am Messpunkt 5 (DRUG) gemessen, an dem die Maximaltemperatur des bipolaren Gerätes um 22,3 °C höher war als die des monopolaren Systems.

5.5 Versuch 3: Debridement und Schrumpfung des SL-Bandes

5.5.1 Temperaturprofil der Mittelwerte

5.5.1.1 Bipolares RF-System

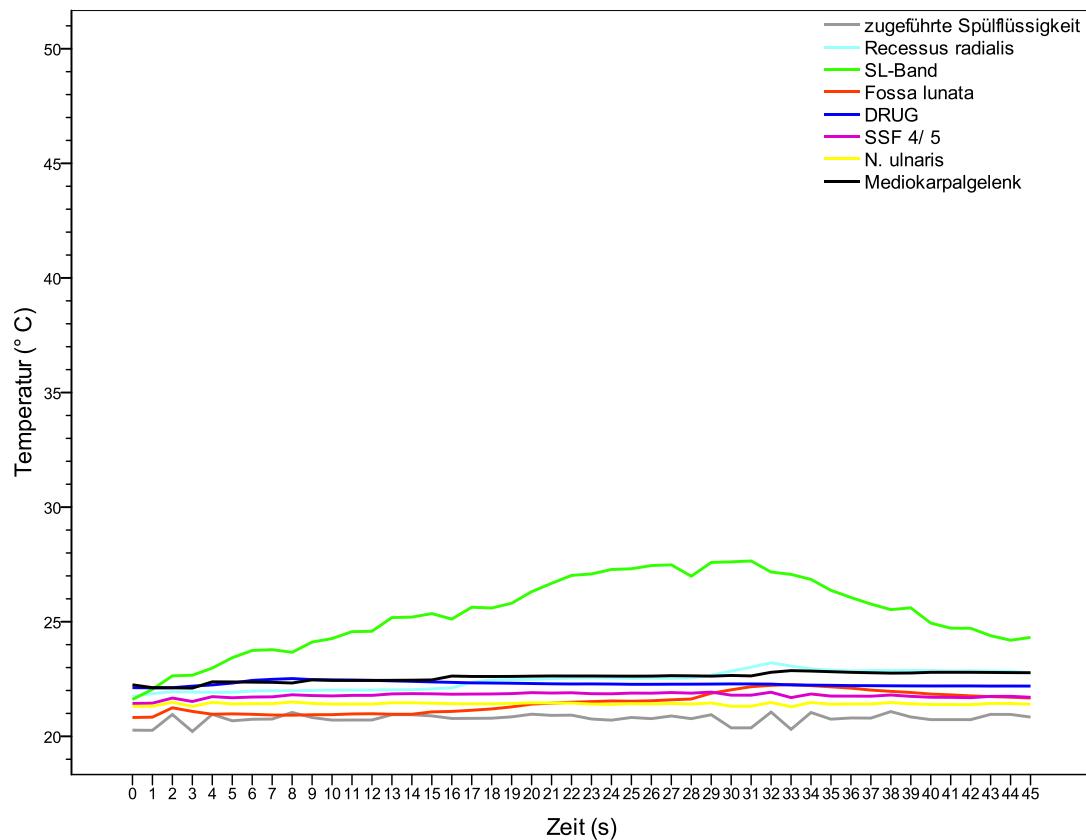


Abb. 31 Versuch 3: Schrumpfung des SL-Bandes, **bipolares RF-System**; Temperaturverlauf (**Mittelwerte** in °C) der einzelnen Messpunkte

Die Temperaturentwicklung des bipolaren RF-Systems bei der Schrumpfung des SL-Bandes ist in Abbildung 31 zu sehen. Der Anstieg der Temperatur korreliert an den Messsonden 2 (Rr), 3 (SL), 4 (FL), 6 (SFF) und 8 (MC) statistisch signifikant ($p < 0,001$; Korrelationskoeffizient Spearman-Rho $\geq 8,8$) mit der Dauer der Energieabgabe. Am deutlichsten steigt die Temperatur am Messpunkt 3 (SL) bis auf maximal $27,65 \pm 2,84$ °C nach 31 s an und fällt anschließend nach Ende der Energieabgabe wieder fast auf das Ursprungsniveau ab. Die Korrelation, dass mit zunehmender Distanz zwischen aktiver RF-Sonde und den Messpunkten die durchschnittliche Temperatur weniger stark ansteigt, zeigt sich mit $p = 0,049$ und einem Korrelationskoeffizient Kendall-Tau-b = 0,52 statistisch signifikant.

Tab. 11a Versuch 3: Schrumpfung des SL-Bandes, **bipolares RF-System; Mittelwerte mit Standardabweichung** ($^{\circ}\text{C}$), Sonde 1 – 4

	Spülflüssigkeit	Recessus radialis	SL-Band	Fossa lunata
0 s	20,27	$\pm 1,12$	21,75	$\pm 0,94$
1 s	20,26	$\pm 1,13$	21,86	$\pm 0,95$
2 s	20,95	$\pm 1,73$	21,95	$\pm 0,96$
3 s	20,21	$\pm 1,07$	21,93	$\pm 0,94$
4 s	20,96	$\pm 1,72$	21,92	$\pm 0,91$
5 s	20,68	$\pm 1,45$	21,92	$\pm 0,91$
6 s	20,74	$\pm 1,49$	21,98	$\pm 0,94$
7 s	20,75	$\pm 1,48$	21,99	$\pm 0,92$
8 s	21,04	$\pm 1,74$	21,99	$\pm 0,92$
9 s	20,82	$\pm 1,52$	22,00	$\pm 0,90$
10 s	20,71	$\pm 1,41$	22,02	$\pm 0,89$
11 s	20,71	$\pm 1,41$	22,01	$\pm 0,90$
12 s	20,71	$\pm 1,41$	22,02	$\pm 0,90$
13 s	20,94	$\pm 1,61$	22,03	$\pm 0,91$
14 s	20,94	$\pm 1,61$	22,03	$\pm 0,92$
15 s	20,89	$\pm 1,55$	22,07	$\pm 0,90$
16 s	20,78	$\pm 1,44$	22,11	$\pm 0,90$
17 s	20,78	$\pm 1,44$	22,36	$\pm 1,01$
18 s	20,79	$\pm 1,43$	22,46	$\pm 1,23$
19 s	20,85	$\pm 1,48$	22,47	$\pm 1,25$
20 s	20,97	$\pm 1,58$	22,49	$\pm 1,28$
21 s	20,91	$\pm 1,52$	22,52	$\pm 1,26$
22 s	20,92	$\pm 1,51$	22,54	$\pm 1,20$
23 s	20,76	$\pm 1,35$	22,55	$\pm 1,17$
24 s	20,71	$\pm 1,29$	22,55	$\pm 1,15$
25 s	20,82	$\pm 1,39$	22,53	$\pm 1,13$
26 s	20,77	$\pm 1,34$	22,54	$\pm 1,09$
27 s	20,89	$\pm 1,44$	22,53	$\pm 1,09$
28 s	20,77	$\pm 1,34$	22,55	$\pm 1,09$
29 s	20,94	$\pm 1,49$	22,67	$\pm 1,23$
30 s	20,37	$\pm 0,98$	22,85	$\pm 1,53$
31 s	20,37	$\pm 0,98$	23,02	$\pm 1,86$
32 s	21,06	$\pm 1,59$	23,21	$\pm 2,35$
33 s	20,31	$\pm 0,94$	23,07	$\pm 2,04$
34 s	21,04	$\pm 1,61$	22,95	$\pm 1,86$
35 s	20,75	$\pm 1,36$	22,89	$\pm 1,76$
36 s	20,80	$\pm 1,42$	22,86	$\pm 1,73$
37 s	20,80	$\pm 1,43$	22,87	$\pm 1,72$
38 s	21,08	$\pm 1,69$	22,87	$\pm 1,76$
39 s	20,84	$\pm 1,49$	22,87	$\pm 1,73$
40 s	20,73	$\pm 1,39$	22,87	$\pm 1,75$
41 s	20,73	$\pm 1,39$	22,85	$\pm 1,72$
42 s	20,73	$\pm 1,40$	22,86	$\pm 1,69$
43 s	20,96	$\pm 1,60$	22,85	$\pm 1,68$
44 s	20,96	$\pm 1,60$	22,84	$\pm 1,66$
45 s	20,84	$\pm 1,50$	22,77	$\pm 1,67$

Tab. 11b Versuch 3: Schrumpfung des SL-Bandes, bipolares RF-System; Mittelwerte mit Standardabweichung (°C), Sonde 5 – 8

	DRUG	SFF 4/ 5	N. ulnaris	Mediokarpalgelenk
0 s	22,12	± 0,87	21,43	± 0,99
1 s	22,11	± 0,87	21,45	± 0,99
2 s	22,12	± 0,89	21,67	± 0,99
3 s	22,19	± 0,93	21,52	± 0,94
4 s	22,24	± 0,98	21,73	± 0,92
5 s	22,32	± 1,09	21,68	± 0,88
6 s	22,44	± 1,29	21,71	± 0,87
7 s	22,49	± 1,38	21,72	± 0,87
8 s	22,52	± 1,45	21,81	± 0,91
9 s	22,47	± 1,36	21,78	± 0,88
10 s	22,46	± 1,33	21,76	± 0,89
11 s	22,46	± 1,33	21,79	± 0,89
12 s	22,44	± 1,30	21,79	± 0,89
13 s	22,42	± 1,25	21,85	± 0,91
14 s	22,40	± 1,21	21,86	± 0,90
15 s	22,37	± 1,18	21,86	± 0,90
16 s	22,35	± 1,15	21,84	± 0,89
17 s	22,33	± 1,14	21,84	± 0,89
18 s	22,33	± 1,12	21,85	± 0,89
19 s	22,32	± 1,11	21,86	± 0,89
20 s	22,30	± 1,09	21,91	± 0,89
21 s	22,29	± 1,08	21,89	± 0,89
22 s	22,28	± 1,07	21,90	± 0,88
23 s	22,29	± 1,07	21,86	± 0,87
24 s	22,28	± 1,06	21,86	± 0,88
25 s	22,27	± 1,05	21,89	± 0,88
26 s	22,27	± 1,05	21,88	± 0,87
27 s	22,27	± 1,05	21,91	± 0,88
28 s	22,28	± 1,05	21,88	± 0,87
29 s	22,28	± 1,07	21,93	± 0,87
30 s	22,29	± 1,09	21,80	± 0,92
31 s	22,29	± 1,08	21,80	± 0,91
32 s	22,28	± 1,07	21,92	± 0,88
33 s	22,24	± 1,07	21,69	± 0,94
34 s	22,23	± 1,06	21,85	± 0,93
35 s	22,23	± 1,04	21,76	± 0,91
36 s	22,21	± 1,03	21,75	± 0,93
37 s	22,21	± 1,02	21,75	± 0,94
38 s	22,20	± 1,02	21,80	± 0,98
39 s	22,20	± 1,01	21,74	± 0,95
40 s	22,20	± 1,02	21,71	± 0,95
41 s	22,20	± 1,01	21,70	± 0,96
42 s	22,20	± 1,02	21,69	± 0,97
43 s	22,19	± 1,01	21,74	± 0,99
44 s	22,19	± 1,01	21,75	± 0,98
45 s	22,19	± 1,01	21,70	± 0,98

5.5.1.2 Monopolares RF-System

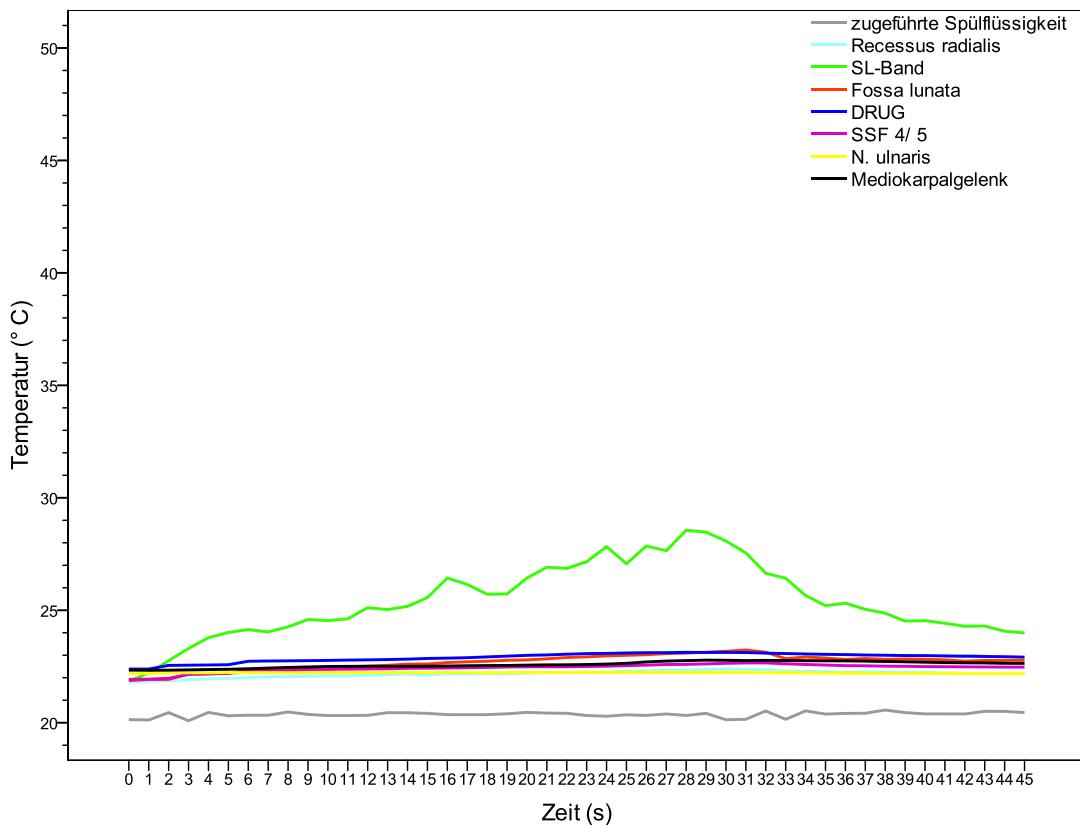


Abb. 32 Versuch 3: Schrumpfung des SL-Bandes, **monopolares RF-System;** Temperaturverlauf (**Mittelwerte** in °C) der einzelnen Messpunkte

Ein fast identisches Temperaturprofil ist beim Einsatz des monopolaren Gerätes entstanden, was in Abbildung 32 deutlich erkennbar ist. Durch zunehmende Dauer der Energieabgabe ist auch beim monopolaren Gerät die Temperatur statistisch signifikant ($p < 0,001$; Korrelationskoeffizient Spearman-Rho $> 7,5$) angestiegen, und zwar an den Messsonden 2 - 8. Das höchste Temperaturniveau zeigt sich am Messpunkt 3 (SL), wobei nach 28 s eine Maximaltemperatur von $28,56 \pm 6,7$ °C entstanden ist. Ähnlich dem bipolaren Profil sinkt dann die Temperatur nach etwa 30 s in der folgenden Abkühlphase wieder ab. Bei Verwendung des monopolaren Gerätes ist kein statistisch signifikanter ($p > 0,05$), geringerer Temperaturanstieg der einzelnen Messsonden durch zunehmende Entfernung von der RF-Sonde feststellbar.

Tab. 12a Versuch 3: Schrumpfung des SL-Bandes, **monopolares RF-System; Mittelwerte mit Standardabweichung** (°C), Sonde 1 – 4

	Spülflüssigkeit	Recessus radialis	SL-Band		Fossa lunata	
0 s	20,14	± 0,96	21,81	± 1,19	21,85	± 0,74
1 s	20,12	± 0,97	21,84	± 1,17	22,21	± 1,30
2 s	20,45	± 1,42	21,86	± 1,16	22,76	± 1,90
3 s	20,09	± 0,91	21,91	± 1,15	23,30	± 2,52
4 s	20,46	± 1,42	21,95	± 1,15	23,78	± 3,18
5 s	20,31	± 1,21	21,97	± 1,16	24,01	± 3,47
6 s	20,33	± 1,26	22,01	± 1,16	24,14	± 3,32
7 s	20,33	± 1,26	22,04	± 1,18	24,04	± 3,14
8 s	20,48	± 1,47	22,05	± 1,17	24,26	± 3,00
9 s	20,37	± 1,29	22,07	± 1,19	24,59	± 2,76
10 s	20,32	± 1,21	22,09	± 1,21	24,54	± 2,50
11 s	20,32	± 1,20	22,08	± 1,23	24,62	± 2,42
12 s	20,33	± 1,19	22,11	± 1,28	25,11	± 2,41
13 s	20,45	± 1,35	22,14	± 1,29	25,03	± 3,08
14 s	20,44	± 1,35	22,16	± 1,29	25,17	± 2,98
15 s	20,42	± 1,31	22,12	± 1,36	25,56	± 3,19
16 s	20,36	± 1,22	22,17	± 1,38	26,43	± 4,53
17 s	20,36	± 1,22	22,17	± 1,40	26,15	± 3,23
18 s	20,36	± 1,21	22,19	± 1,42	25,71	± 3,63
19 s	20,40	± 1,25	22,17	± 1,47	25,72	± 2,72
20 s	20,46	± 1,33	22,20	± 1,51	26,43	± 4,16
21 s	20,43	± 1,29	22,23	± 1,53	26,92	± 5,00
22 s	20,42	± 1,30	22,23	± 1,56	26,86	± 5,23
23 s	20,32	± 1,18	22,25	± 1,57	27,16	± 5,34
24 s	20,29	± 1,14	22,25	± 1,61	27,83	± 5,87
25 s	20,35	± 1,23	22,30	± 1,62	27,07	± 5,18
26 s	20,33	± 1,18	22,30	± 1,65	27,86	± 4,60
27 s	20,39	± 1,26	22,34	± 1,65	27,65	± 5,61
28 s	20,32	± 1,18	22,34	± 1,68	28,56	± 6,70
29 s	20,42	± 1,30	22,37	± 1,71	28,47	± 6,65
30 s	20,13	± 0,89	22,39	± 1,75	28,08	± 5,36
31 s	20,15	± 0,86	22,39	± 1,77	27,55	± 4,34
32 s	20,52	± 1,35	22,35	± 1,75	26,65	± 3,02
33 s	20,15	± 0,83	22,29	± 1,72	26,42	± 2,48
34 s	20,53	± 1,35	22,29	± 1,70	25,66	± 2,28
35 s	20,38	± 1,13	22,28	± 1,69	25,21	± 2,62
36 s	20,42	± 1,16	22,25	± 1,69	25,32	± 2,81
37 s	20,42	± 1,16	22,26	± 1,67	25,04	± 3,01
38 s	20,56	± 1,37	22,25	± 1,67	24,87	± 3,05
39 s	20,45	± 1,19	22,25	± 1,66	24,52	± 3,15
40 s	20,39	± 1,11	22,24	± 1,66	24,54	± 3,14
41 s	20,39	± 1,10	22,21	± 1,66	24,42	± 3,18
42 s	20,39	± 1,10	22,20	± 1,64	24,29	± 3,20
43 s	20,51	± 1,27	22,17	± 1,64	24,30	± 3,15
44 s	20,51	± 1,28	22,19	± 1,62	24,07	± 3,18
45 s	20,45	± 1,19	22,20	± 1,62	23,99	± 3,15

Tab. 12b Versuch 3: Schrumpfung des SL-Bandes, monopolares RF-System; Mittelwerte mit Standardabweichung (°C), Sonde 5 – 8

	DRUG	SFF 4/ 5	N. ulnaris	Mediokarpal-gelenk
0 s	22,39	± 0,61	21,92	± 0,75
1 s	22,39	± 0,62	21,94	± 0,73
2 s	22,55	± 0,81	21,98	± 0,68
3 s	22,56	± 0,80	22,15	± 0,80
4 s	22,57	± 0,80	22,17	± 0,78
5 s	22,58	± 0,79	22,20	± 0,76
6 s	22,73	± 1,08	22,35	± 1,03
7 s	22,74	± 1,08	22,36	± 1,02
8 s	22,75	± 1,08	22,36	± 1,02
9 s	22,76	± 1,09	22,37	± 1,02
10 s	22,77	± 1,11	22,38	± 1,01
11 s	22,78	± 1,12	22,38	± 1,01
12 s	22,80	± 1,15	22,39	± 1,01
13 s	22,81	± 1,16	22,40	± 1,02
14 s	22,83	± 1,19	22,42	± 1,05
15 s	22,86	± 1,21	22,42	± 1,05
16 s	22,87	± 1,25	22,43	± 1,04
17 s	22,89	± 1,28	22,44	± 1,07
18 s	22,93	± 1,35	22,46	± 1,08
19 s	22,96	± 1,41	22,48	± 1,11
20 s	23,00	± 1,50	22,49	± 1,12
21 s	23,01	± 1,55	22,49	± 1,11
22 s	23,05	± 1,60	22,49	± 1,11
23 s	23,07	± 1,65	22,50	± 1,12
24 s	23,08	± 1,68	22,51	± 1,15
25 s	23,10	± 1,71	22,54	± 1,19
26 s	23,11	± 1,72	22,56	± 1,23
27 s	23,12	± 1,75	22,59	± 1,25
28 s	23,13	± 1,76	22,59	± 1,28
29 s	23,12	± 1,78	22,62	± 1,33
30 s	23,13	± 1,77	22,64	± 1,37
31 s	23,12	± 1,75	22,66	± 1,39
32 s	23,09	± 1,76	22,66	± 1,54
33 s	23,08	± 1,74	22,62	± 1,55
34 s	23,06	± 1,73	22,59	± 1,53
35 s	23,04	± 1,70	22,56	± 1,51
36 s	23,03	± 1,68	22,54	± 1,50
37 s	23,01	± 1,67	22,53	± 1,48
38 s	23,00	± 1,65	22,51	± 1,46
39 s	22,99	± 1,64	22,51	± 1,45
40 s	22,98	± 1,62	22,50	± 1,43
41 s	22,97	± 1,62	22,49	± 1,42
42 s	22,96	± 1,61	22,48	± 1,41
43 s	22,95	± 1,61	22,48	± 1,40
44 s	22,94	± 1,60	22,47	± 1,39
45 s	22,92	± 1,61	22,47	± 1,39

5.5.1.3 Vergleich beider Systeme

Ein Vergleich der Temperaturentwicklung der beiden RF-Geräte an den einzelnen Messsonden lässt erkennen, dass das bipolare Gerät am Messpunkt 2 (Rr), das monopolare RF-System an den Sonden 4 – 7 (FL, DRUG, SFF, NU) zu statistisch signifikant ($p < 0,001$) höheren Temperaturen geführt hat. Eine Gegenüberstellung des Kurvenverlaufs am Messpunkt 3 (SL) zeigt Abbildung 33. Statistisch war an dieser Temperaturonde kein signifikanter Unterschied ($p = 0,44$) zwischen den verwendeten RF-Geräten nachweisbar, die gemessenen Temperaturen differierten im Verlauf maximal um $1,6^{\circ}\text{C}$ (nach 28 s, monopolar höher).

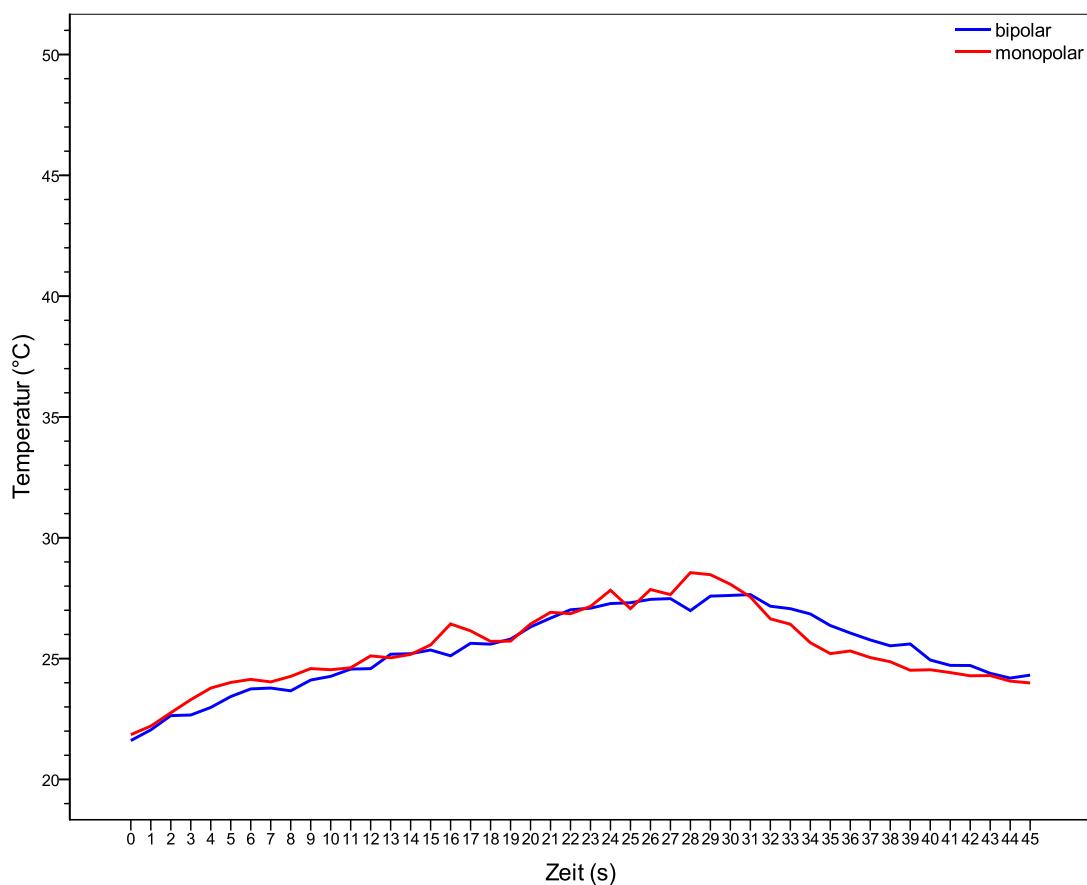


Abb. 33 Versuch 3: Schrumpfung des SL-Bandes, Messpunkt 3 (SL-Band); Vergleich des bipolaren und monopolaren RF-Systems

5.5.2 Temperaturhöchstwerte

Die gemessenen Höchsttemperaturen an den einzelnen Messsonden, die im Versuch 3 während der Schrumpfung des SL-Bandes aufgetreten sind, sind in Abbildung 34 dargestellt. Durch das bipolare Gerät sind maximal 32,19 °C entstanden, die Maximaltemperatur bei Einsatz des monopolaren Systems beträgt 42,98 °C, was der höchsten in diesem Versuch erreichten Temperatur entspricht. Die Höchstwerte beider Systeme wurden an der Sonde 3 (SL) gemessen. Dadurch wird auch klar ersichtlich, dass während dieses Versuches weder beim bipolaren noch monopolaren Gerät Temperaturen > 50 °C entstanden sind.

Unter Beachtung aller Messpunkte ist zwischen den Temperaturhöchstwerten des bipolaren und monopolaren Systems kein signifikanter Unterschied ($p = 0,49$) erkennbar. Die größte Differenz der Höchsttemperaturen trat am Messpunkt 3 (SL) mit einer um 10,8 °C höheren Temperatur bei der monopolaren Versuchsdurchführung auf.

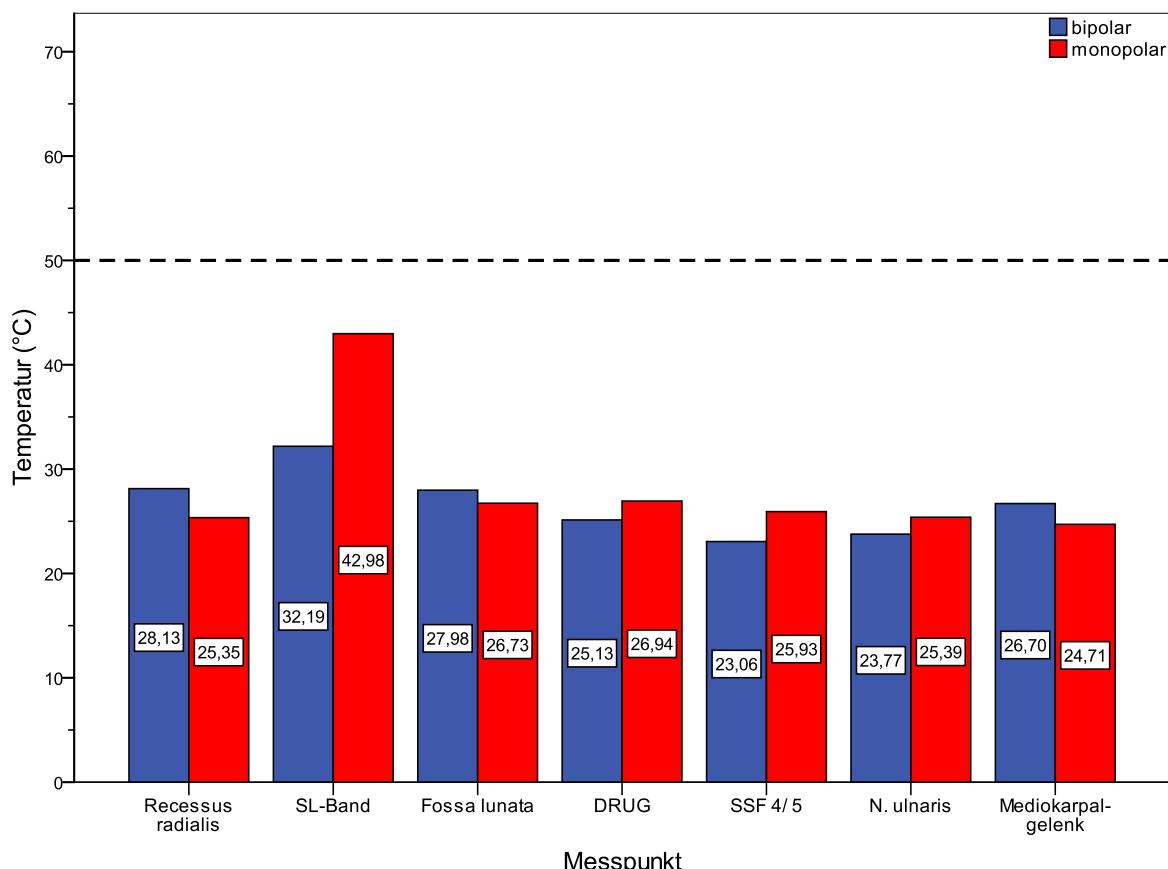


Abb. 34 Versuch 3: Schrumpfung des SL-Bandes; **Temperaturhöchstwerte** (°C) an den einzelnen Messpunkten

5.6 Versuch 4: TFCC-Debridement

5.6.1 Temperaturprofil der Mittelwerte

5.6.1.1 Bipolares RF-System

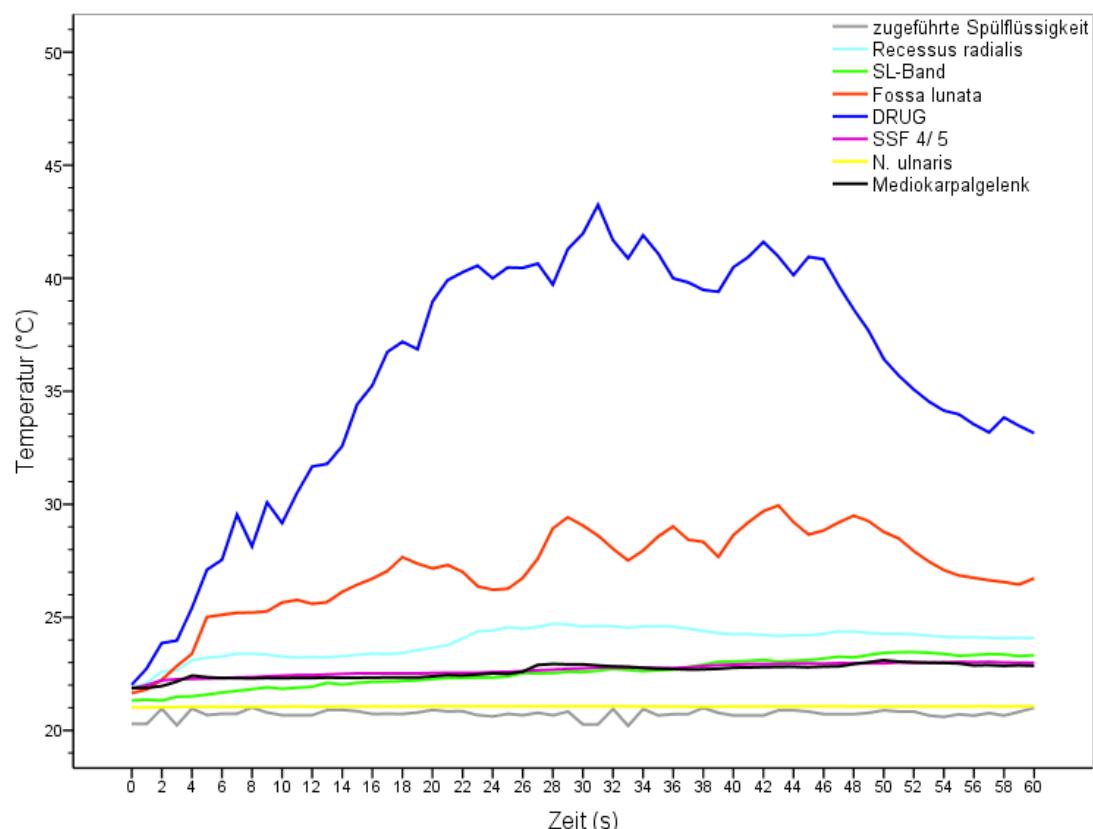


Abb. 35 Versuch 4: Debridement des TFCC, bipolares RF-System; Temperaturverlauf (Mittelwerte** in °C) der einzelnen Messpunkte**

Blickt man auf den Temperaturverlauf bei Verwendung des bipolaren RF-Systems (siehe Abb. 35), so ist zu erkennen, dass an fast allen Sonden mit der Dauer der Energieabgabe ein Temperaturanstieg zu verzeichnen ist. Dieser Zusammenhang ist für die Sonden 2 - 8 statistisch auf dem Niveau $p < 0,001$ (Korrelationskoeffizient Spearman-Rho $> 5,8$) signifikant. Am stärksten steigt die Temperatur am Messpunkt 5 (DRUG) an, wo am Ende der Energieabgabe im Ablationsmodus (60 W) nach 31 s ein Temperaturhöchstwert von $43,25 \pm 8,17$ °C erreicht wird. Nach diesem Gipfel bewegt sich die Temperatur während des Koagulationsmodus (45 W) bis zum Ende der Energieabgabe nach 45 s im Bereich von 40 °C und fällt in der anschließenden Abkühlphase wieder rasch ab. An dem Temperaturprofil ist besonders gut erkennbar,

dass mit wachsender Distanz zwischen den Messsonden und dem Ort der Energieabgabe die Temperaturen deutlich weniger stark ansteigen, was sich auch als statistisch signifikant ($p = 0,005$; Korrelationskoeffizient Kendall-Tau-b = 0,81) erwiesen hat.

Tab. 13a Versuch 4: Debridement des TFCC, bipolares RF-System; Mittelwerte mit Standardabweichung (°C), Sonde 1 – 4

	Spülflüssigkeit	Recessus radialis	SL-Band	Fossa lunata
0 s	20,29 ± 1,06	21,89 ± 1,13	21,32 ± 1,28	21,65 ± 1,39
1 s	20,28 ± 1,06	22,10 ± 1,66	21,36 ± 1,22	21,81 ± 1,57
2 s	20,97 ± 1,69	22,60 ± 2,54	21,32 ± 1,29	22,24 ± 2,08
3 s	20,22 ± 1,02	22,64 ± 2,64	21,49 ± 1,50	22,85 ± 2,60
4 s	20,97 ± 1,69	23,11 ± 3,90	21,50 ± 1,54	23,38 ± 2,79
5 s	20,68 ± 1,43	23,22 ± 4,08	21,59 ± 1,55	25,02 ± 3,86
6 s	20,73 ± 1,49	23,27 ± 4,21	21,67 ± 1,54	25,11 ± 3,89
7 s	20,73 ± 1,49	23,40 ± 4,33	21,75 ± 1,56	25,20 ± 3,81
8 s	21,02 ± 1,75	23,39 ± 4,25	21,82 ± 1,58	25,21 ± 3,60
9 s	20,79 ± 1,54	23,36 ± 3,94	21,90 ± 1,59	25,27 ± 3,58
10 s	20,67 ± 1,44	23,27 ± 3,70	21,84 ± 1,81	25,66 ± 3,41
11 s	20,67 ± 1,44	23,23 ± 3,56	21,89 ± 1,85	25,77 ± 3,35
12 s	20,67 ± 1,44	23,24 ± 3,41	21,93 ± 1,92	25,60 ± 3,21
13 s	20,90 ± 1,65	23,23 ± 3,32	22,11 ± 1,81	25,68 ± 3,19
14 s	20,90 ± 1,65	23,28 ± 3,15	22,03 ± 2,02	26,13 ± 3,57
15 s	20,85 ± 1,59	23,34 ± 2,99	22,11 ± 2,01	26,45 ± 3,60
16 s	20,73 ± 1,49	23,40 ± 2,80	22,14 ± 2,02	26,71 ± 3,70
17 s	20,73 ± 1,49	23,38 ± 2,69	22,16 ± 2,03	27,05 ± 3,88
18 s	20,73 ± 1,49	23,42 ± 2,57	22,18 ± 2,02	27,66 ± 4,52
19 s	20,79 ± 1,54	23,55 ± 2,52	22,22 ± 2,00	27,37 ± 4,13
20 s	20,90 ± 1,65	23,65 ± 2,50	22,27 ± 1,99	27,16 ± 3,82
21 s	20,84 ± 1,60	23,77 ± 2,71	22,31 ± 1,95	27,32 ± 3,88
22 s	20,85 ± 1,59	24,06 ± 2,97	22,31 ± 1,98	27,01 ± 3,52
23 s	20,67 ± 1,44	24,37 ± 3,08	22,33 ± 2,00	26,37 ± 3,03
24 s	20,62 ± 1,38	24,42 ± 3,07	22,33 ± 2,06	26,22 ± 3,10
25 s	20,73 ± 1,49	24,56 ± 3,12	22,38 ± 2,12	26,26 ± 3,13
26 s	20,67 ± 1,44	24,50 ± 3,11	22,53 ± 2,13	26,74 ± 3,90
27 s	20,78 ± 1,55	24,58 ± 3,02	22,52 ± 2,16	27,60 ± 4,15
28 s	20,66 ± 1,44	24,72 ± 2,97	22,53 ± 2,25	28,93 ± 4,53
29 s	20,84 ± 1,60	24,69 ± 2,92	22,59 ± 2,29	29,43 ± 4,94
30 s	20,26 ± 1,08	24,59 ± 2,88	22,58 ± 2,32	29,06 ± 4,49
31 s	20,26 ± 1,08	24,62 ± 2,85	22,64 ± 2,25	28,62 ± 4,07
32 s	20,95 ± 1,71	24,61 ± 2,84	22,72 ± 2,04	28,04 ± 3,44
33 s	20,20 ± 1,04	24,55 ± 2,83	22,66 ± 2,16	27,51 ± 3,07
34 s	20,95 ± 1,71	24,60 ± 2,86	22,62 ± 2,25	27,95 ± 3,44
35 s	20,66 ± 1,45	24,61 ± 2,88	22,65 ± 2,22	28,57 ± 4,12
36 s	20,72 ± 1,50	24,58 ± 2,87	22,68 ± 2,20	29,02 ± 4,37
37 s	20,72 ± 1,50	24,50 ± 2,81	22,80 ± 2,07	28,43 ± 3,43
38 s	21,00 ± 1,77	24,40 ± 2,70	22,91 ± 1,97	28,34 ± 3,65
39 s	20,77 ± 1,55	24,30 ± 2,58	23,04 ± 1,86	27,68 ± 3,35
40 s	20,66 ± 1,45	24,25 ± 2,48	23,05 ± 1,88	28,64 ± 3,72
41 s	20,66 ± 1,45	24,26 ± 2,40	23,07 ± 1,81	29,20 ± 3,88
42 s	20,66 ± 1,45	24,22 ± 2,33	23,12 ± 1,71	29,70 ± 4,12
43 s	20,89 ± 1,66	24,18 ± 2,29	23,04 ± 1,90	29,95 ± 4,42
44 s	20,89 ± 1,66	24,21 ± 2,30	23,08 ± 1,83	29,21 ± 3,78
45 s	20,83 ± 1,61	24,21 ± 2,33	23,12 ± 1,74	28,66 ± 3,65
46 s	20,72 ± 1,50	24,28 ± 2,50	23,18 ± 1,67	28,84 ± 3,85
47 s	20,72 ± 1,50	24,38 ± 2,57	23,26 ± 1,57	29,19 ± 3,96
48 s	20,72 ± 1,50	24,38 ± 2,76	23,23 ± 1,78	29,50 ± 3,82
49 s	20,78 ± 1,55	24,31 ± 2,85	23,33 ± 1,85	29,25 ± 3,38
50 s	20,89 ± 1,66	24,27 ± 2,81	23,43 ± 1,78	28,78 ± 2,93
51 s	20,83 ± 1,61	24,28 ± 2,77	23,45 ± 1,78	28,49 ± 2,69
52 s	20,83 ± 1,61	24,25 ± 2,78	23,47 ± 1,81	27,93 ± 2,16
53 s	20,66 ± 1,45	24,19 ± 2,72	23,43 ± 1,84	27,47 ± 1,81
54 s	20,60 ± 1,40	24,13 ± 2,65	23,38 ± 1,88	27,09 ± 1,55
55 s	20,71 ± 1,51	24,12 ± 2,58	23,30 ± 1,96	26,85 ± 1,31
56 s	20,65 ± 1,46	24,12 ± 2,50	23,33 ± 1,81	26,74 ± 1,17
57 s	20,77 ± 1,56	24,10 ± 2,51	23,37 ± 1,72	26,64 ± 1,13
58 s	20,65 ± 1,46	24,07 ± 2,55	23,36 ± 1,73	26,56 ± 1,13
59 s	20,82 ± 1,62	24,10 ± 2,50	23,29 ± 1,84	26,45 ± 1,15
60 s	21,00 ± 1,77	24,08 ± 2,42	23,33 ± 1,73	26,73 ± 1,41

Tab. 13b Versuch 4: Debridement des TFCC, bipolares RF-System;
Mittelwerte mit Standardabweichung (°C), Sonde 5 – 8

	DRUG	SFF 4/ 5	N. ulnaris	Mediokarpalgelenk
0 s	22,02	± 1,17	21,85	± 1,24
1 s	22,74	± 1,79	22,00	± 1,37
2 s	23,86	± 2,66	22,21	± 1,54
3 s	23,97	± 2,80	22,26	± 1,51
4 s	25,41	± 3,68	22,27	± 1,50
5 s	27,10	± 5,62	22,29	± 1,47
6 s	27,54	± 6,37	22,31	± 1,46
7 s	29,54	± 7,67	22,34	± 1,44
8 s	28,14	± 5,81	22,35	± 1,48
9 s	30,08	± 8,16	22,39	± 1,50
10 s	29,17	± 6,27	22,42	± 1,51
11 s	30,52	± 7,29	22,45	± 1,53
12 s	31,67	± 8,33	22,45	± 1,56
13 s	31,79	± 7,01	22,47	± 1,56
14 s	32,58	± 7,76	22,50	± 1,59
15 s	34,43	± 9,76	22,52	± 1,67
16 s	35,26	± 9,26	22,52	± 1,67
17 s	36,74	± 10,41	22,52	± 1,65
18 s	37,19	± 9,71	22,52	± 1,64
19 s	36,86	± 8,68	22,52	± 1,63
20 s	38,97	± 11,46	22,53	± 1,62
21 s	39,92	± 11,27	22,54	± 1,61
22 s	40,27	± 9,03	22,55	± 1,61
23 s	40,56	± 9,79	22,54	± 1,60
24 s	40,00	± 9,07	22,58	± 1,60
25 s	40,48	± 8,36	22,59	± 1,61
26 s	40,46	± 8,31	22,62	± 1,64
27 s	40,65	± 8,24	22,66	± 1,69
28 s	39,72	± 8,04	22,68	± 1,74
29 s	41,29	± 6,70	22,72	± 1,75
30 s	41,97	± 7,86	22,74	± 1,80
31 s	43,25	± 8,17	22,78	± 1,83
32 s	41,68	± 7,54	22,79	± 1,86
33 s	40,88	± 7,62	22,78	± 1,89
34 s	41,90	± 8,19	22,76	± 1,94
35 s	41,09	± 7,25	22,76	± 1,95
36 s	40,00	± 7,05	22,76	± 1,94
37 s	39,82	± 6,18	22,79	± 2,00
38 s	39,48	± 6,60	22,84	± 2,10
39 s	39,40	± 6,01	22,89	± 2,21
40 s	40,48	± 5,89	22,91	± 2,23
41 s	40,94	± 4,40	22,93	± 2,24
42 s	41,60	± 3,61	22,93	± 2,25
43 s	40,96	± 4,65	22,94	± 2,23
44 s	40,14	± 5,92	22,96	± 2,22
45 s	40,95	± 5,89	22,96	± 2,22
46 s	40,84	± 4,57	22,95	± 2,20
47 s	39,68	± 4,72	22,97	± 2,20
48 s	38,62	± 4,96	22,97	± 2,20
49 s	37,67	± 5,60	22,97	± 2,18
50 s	36,43	± 6,26	22,97	± 2,19
51 s	35,69	± 6,56	23,00	± 2,22
52 s	35,07	± 6,69	22,98	± 2,23
53 s	34,54	± 6,68	22,99	± 2,23
54 s	34,14	± 6,47	23,01	± 2,26
55 s	33,98	± 6,25	23,03	± 2,27
56 s	33,53	± 5,97	23,02	± 2,25
57 s	33,18	± 5,88	23,03	± 2,25
58 s	33,84	± 6,22	23,00	± 2,19
59 s	33,47	± 6,08	22,99	± 2,17
60 s	33,15	± 6,24	22,99	± 2,14

5.6.1.2 Monopolares RF-System

Deutlich niedrigere Temperaturkurven sind in Abbildung 36 zu sehen, welche das Temperaturprofil des monopolaren RF-Geräts wiederspiegelt. Auch bei diesem System sind die Temperaturen an den Messsonden 2 - 8 mit zunehmender Dauer der Energieabgabe statistisch signifikant ($p < 0,001$; Korrelationskoeffizient nach Spearman-Rho $\geq 5,3$) angestiegen. Der deutlichste Temperaturanstieg zeigt sich ebenfalls am Messpunkt 5 (DRUG). Dort wird nach einer kontinuierlichen Zunahme der Temperatur – sowohl während des 20 W-Cut-Modus ($30, 41 \pm 3,43$ °C nach 30 s) als auch während des folgenden 10 W-Koagulationsmodus – bei 46 s ein Höchstwert von $35,67 \pm 14,68$ °C erreicht, gefolgt von einem Absinken der Temperatur auf unter 30 °C nach Beenden der Energieabgabe. Ähnlich dem bipolaren Temperaturprofil sind auch beim monopolaren System die Temperaturen der einzelnen Messsonden umso niedriger, je weiter der jeweilige Messpunkt von der aktiven RF-Sonde entfernt ist. Dieser Zusammenhang ist mit $p = 0,012$ (Korrelationskoeffizient Kendall-Tau-b = 0,71) statistisch signifikant.

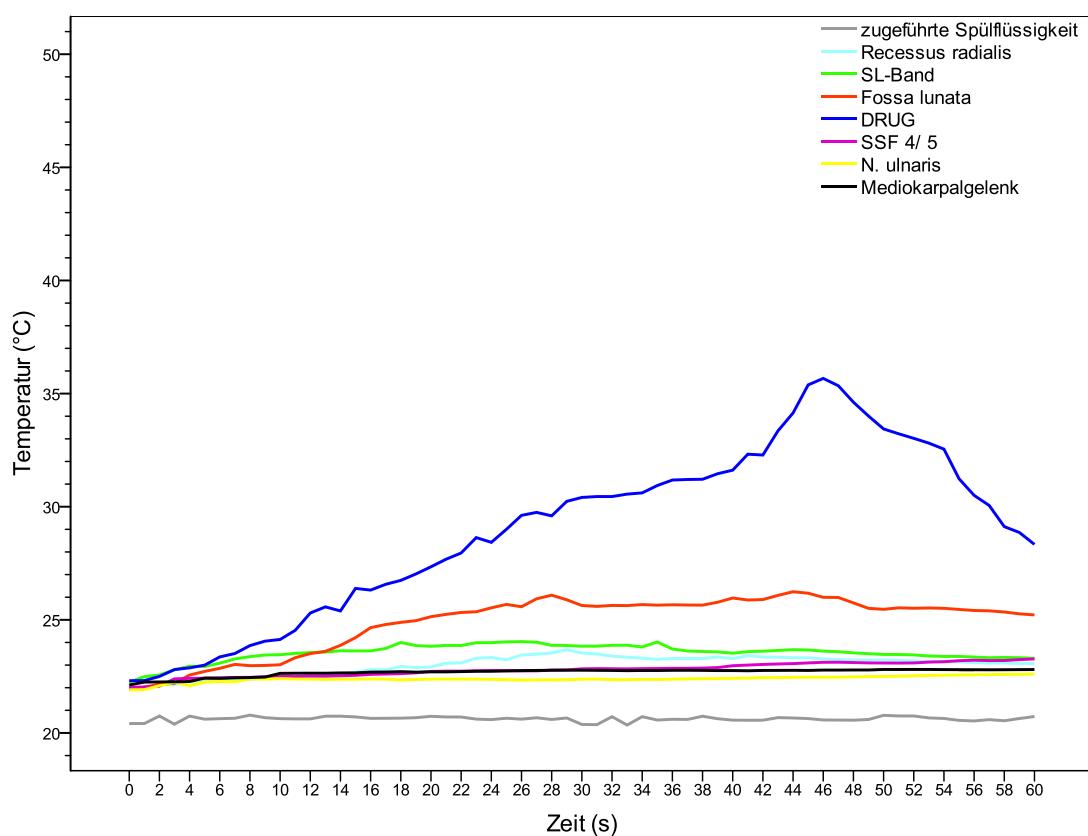


Abb. 36 Versuch 4: Debridement des TFCC, **monopolares RF-System**; Temperaturverlauf (**Mittelwerte** in °C) der einzelnen Messpunkte

Tab. 14a Versuch 4: Debridement des TFCC, monopolares RF-System; Mittelwerte mit Standardabweichung (°C), Sonde 1 – 4

	Spülflüssigkeit	Recessus radialis	SL-Band	Fossa lunata
0 s	20,42	± 1,13	21,94	± 0,66
1 s	20,42	± 1,13	21,95	± 0,67
2 s	20,75	± 1,46	22,14	± 0,86
3 s	20,39	± 1,10	22,13	± 0,87
4 s	20,75	± 1,47	22,28	± 1,17
5 s	20,61	± 1,30	22,31	± 1,16
6 s	20,63	± 1,32	22,32	± 1,17
7 s	20,65	± 1,33	22,35	± 1,16
8 s	20,79	± 1,50	22,37	± 1,18
9 s	20,67	± 1,35	22,43	± 1,16
10 s	20,63	± 1,29	22,43	± 1,18
11 s	20,62	± 1,28	22,45	± 1,18
12 s	20,62	± 1,28	22,49	± 1,18
13 s	20,74	± 1,41	22,50	± 1,20
14 s	20,74	± 1,40	22,59	± 1,25
15 s	20,71	± 1,38	22,69	± 1,34
16 s	20,64	± 1,31	22,79	± 1,39
17 s	20,65	± 1,31	22,79	± 1,46
18 s	20,65	± 1,30	22,94	± 1,65
19 s	20,67	± 1,34	22,89	± 1,58
20 s	20,74	± 1,40	22,91	± 1,61
21 s	20,71	± 1,36	23,08	± 1,83
22 s	20,70	± 1,35	23,10	± 1,82
23 s	20,61	± 1,26	23,30	± 2,19
24 s	20,59	± 1,23	23,34	± 2,35
25 s	20,65	± 1,28	23,23	± 2,14
26 s	20,61	± 1,25	23,45	± 2,66
27 s	20,67	± 1,32	23,48	± 2,71
28 s	20,60	± 1,27	23,54	± 2,76
29 s	20,66	± 1,38	23,68	± 3,05
30 s	20,38	± 1,10	23,53	± 2,76
31 s	20,37	± 1,09	23,49	± 2,54
32 s	20,72	± 1,46	23,40	± 2,43
33 s	20,35	± 1,08	23,35	± 2,33
34 s	20,72	± 1,45	23,30	± 2,25
35 s	20,57	± 1,29	23,25	± 2,24
36 s	20,60	± 1,31	23,30	± 2,24
37 s	20,60	± 1,32	23,29	± 2,24
38 s	20,74	± 1,49	23,29	± 2,23
39 s	20,63	± 1,34	23,36	± 2,39
40 s	20,57	± 1,28	23,28	± 2,31
41 s	20,56	± 1,28	23,42	± 2,59
42 s	20,56	± 1,27	23,36	± 2,44
43 s	20,68	± 1,41	23,35	± 2,38
44 s	20,66	± 1,43	23,32	± 2,34
45 s	20,64	± 1,39	23,33	± 2,33
46 s	20,57	± 1,32	23,27	± 2,22
47 s	20,57	± 1,32	23,24	± 2,15
48 s	20,56	± 1,33	23,22	± 2,17
49 s	20,59	± 1,36	23,22	± 2,18
50 s	20,78	± 1,30	23,23	± 2,19
51 s	20,75	± 1,26	23,21	± 2,18
52 s	20,75	± 1,26	23,19	± 2,15
53 s	20,66	± 1,15	23,16	± 2,12
54 s	20,64	± 1,12	23,15	± 2,11
55 s	20,56	± 1,33	23,14	± 2,08
56 s	20,53	± 1,29	23,11	± 2,03
57 s	20,59	± 1,35	23,09	± 2,02
58 s	20,54	± 1,27	23,09	± 2,01
59 s	20,64	± 1,36	23,07	± 2,01
60 s	20,73	± 1,47	23,07	± 2,00

Tab. 14b Versuch 4: Debridement des TFCC, monopolares RF-System; Mittelwerte mit Standardabweichung (°C), Sonde 5 – 8

	DRUG	SFF 4/ 5	N. ulnaris	Mediokarpalgelenk
0 s	22,31 ± 0,68	22,02 ± 0,79	21,90 ± 0,72	22,12 ± 0,56
1 s	22,31 ± 0,67	22,03 ± 0,81	21,91 ± 0,71	22,25 ± 0,71
2 s	22,50 ± 0,91	22,07 ± 0,75	22,09 ± 0,86	22,25 ± 0,70
3 s	22,80 ± 0,93	22,39 ± 1,06	22,24 ± 1,15	22,26 ± 0,69
4 s	22,88 ± 0,96	22,41 ± 1,04	22,09 ± 0,88	22,27 ± 0,69
5 s	23,00 ± 1,04	22,42 ± 1,05	22,25 ± 1,14	22,43 ± 0,97
6 s	23,36 ± 1,39	22,44 ± 1,04	22,28 ± 1,15	22,41 ± 0,98
7 s	23,51 ± 1,39	22,45 ± 1,04	22,26 ± 1,15	22,44 ± 0,99
8 s	23,86 ± 1,68	22,46 ± 1,05	22,39 ± 1,48	22,45 ± 0,98
9 s	24,06 ± 1,89	22,48 ± 1,04	22,38 ± 1,46	22,47 ± 0,97
10 s	24,13 ± 1,75	22,50 ± 1,03	22,40 ± 1,46	22,63 ± 1,30
11 s	24,53 ± 1,95	22,49 ± 1,03	22,38 ± 1,47	22,64 ± 1,30
12 s	25,30 ± 2,38	22,51 ± 1,04	22,38 ± 1,47	22,64 ± 1,29
13 s	25,57 ± 2,47	22,51 ± 1,04	22,37 ± 1,48	22,64 ± 1,29
14 s	25,39 ± 2,13	22,52 ± 1,06	22,37 ± 1,47	22,65 ± 1,28
15 s	26,39 ± 3,21	22,55 ± 1,10	22,37 ± 1,48	22,66 ± 1,28
16 s	26,31 ± 3,20	22,59 ± 1,15	22,39 ± 1,47	22,69 ± 1,27
17 s	26,57 ± 3,19	22,60 ± 1,19	22,38 ± 1,48	22,69 ± 1,26
18 s	26,74 ± 2,73	22,62 ± 1,22	22,34 ± 1,49	22,71 ± 1,26
19 s	27,03 ± 2,76	22,66 ± 1,27	22,37 ± 1,48	22,69 ± 1,26
20 s	27,34 ± 2,54	22,72 ± 1,37	22,37 ± 1,48	22,70 ± 1,25
21 s	27,68 ± 2,29	22,73 ± 1,41	22,38 ± 1,47	22,70 ± 1,25
22 s	27,95 ± 2,27	22,73 ± 1,43	22,38 ± 1,48	22,71 ± 1,24
23 s	28,63 ± 2,38	22,75 ± 1,43	22,38 ± 1,49	22,73 ± 1,24
24 s	28,42 ± 1,88	22,76 ± 1,45	22,37 ± 1,49	22,73 ± 1,23
25 s	29,00 ± 2,34	22,75 ± 1,48	22,36 ± 1,50	22,74 ± 1,22
26 s	29,62 ± 2,90	22,74 ± 1,52	22,34 ± 1,52	22,76 ± 1,21
27 s	29,75 ± 2,96	22,74 ± 1,53	22,34 ± 1,52	22,76 ± 1,21
28 s	29,60 ± 2,78	22,78 ± 1,53	22,35 ± 1,52	22,77 ± 1,20
29 s	30,24 ± 3,26	22,79 ± 1,54	22,35 ± 1,52	22,77 ± 1,20
30 s	30,41 ± 3,43	22,83 ± 1,60	22,37 ± 1,51	22,77 ± 1,20
31 s	30,45 ± 3,24	22,84 ± 1,62	22,38 ± 1,52	22,77 ± 1,20
32 s	30,45 ± 3,30	22,84 ± 1,65	22,36 ± 1,53	22,76 ± 1,19
33 s	30,56 ± 3,48	22,83 ± 1,74	22,35 ± 1,54	22,75 ± 1,19
34 s	30,61 ± 3,63	22,84 ± 1,78	22,37 ± 1,54	22,76 ± 1,18
35 s	30,94 ± 3,95	22,85 ± 1,80	22,36 ± 1,55	22,76 ± 1,18
36 s	31,18 ± 4,29	22,86 ± 1,82	22,38 ± 1,55	22,77 ± 1,18
37 s	31,20 ± 4,66	22,86 ± 1,85	22,39 ± 1,56	22,77 ± 1,17
38 s	31,21 ± 4,76	22,87 ± 1,87	22,40 ± 1,58	22,77 ± 1,16
39 s	31,46 ± 5,23	22,89 ± 1,92	22,40 ± 1,58	22,76 ± 1,17
40 s	31,62 ± 5,69	22,97 ± 2,09	22,41 ± 1,59	22,76 ± 1,17
41 s	32,32 ± 6,76	23,00 ± 2,16	22,42 ± 1,61	22,75 ± 1,17
42 s	32,28 ± 7,07	23,03 ± 2,19	22,44 ± 1,62	22,76 ± 1,16
43 s	33,35 ± 9,90	23,05 ± 2,19	22,45 ± 1,64	22,76 ± 1,16
44 s	34,14 ± 10,23	23,06 ± 2,17	22,46 ± 1,64	22,77 ± 1,16
45 s	35,38 ± 13,10	23,10 ± 2,19	22,46 ± 1,65	22,76 ± 1,16
46 s	35,67 ± 14,68	23,12 ± 2,22	22,46 ± 1,65	22,78 ± 1,15
47 s	35,35 ± 13,57	23,13 ± 2,21	22,47 ± 1,67	22,78 ± 1,14
48 s	34,62 ± 12,74	23,11 ± 2,20	22,48 ± 1,68	22,78 ± 1,14
49 s	34,01 ± 11,99	23,10 ± 2,17	22,49 ± 1,70	22,78 ± 1,15
50 s	33,44 ± 11,47	23,09 ± 2,17	22,50 ± 1,71	22,81 ± 1,11
51 s	33,22 ± 10,93	23,09 ± 2,16	22,51 ± 1,72	22,80 ± 1,10
52 s	33,02 ± 10,54	23,09 ± 2,17	22,53 ± 1,73	22,81 ± 1,11
53 s	32,81 ± 10,14	23,13 ± 2,26	22,54 ± 1,75	22,81 ± 1,11
54 s	32,55 ± 9,71	23,15 ± 2,31	22,55 ± 1,76	22,80 ± 1,11
55 s	31,24 ± 7,24	23,19 ± 2,42	22,56 ± 1,77	22,80 ± 1,11
56 s	30,50 ± 5,76	23,22 ± 2,45	22,57 ± 1,78	22,79 ± 1,11
57 s	30,05 ± 5,00	23,20 ± 2,41	22,58 ± 1,79	22,79 ± 1,12
58 s	29,12 ± 3,94	23,20 ± 2,41	22,59 ± 1,79	22,79 ± 1,12
59 s	28,86 ± 3,70	23,24 ± 2,51	22,59 ± 1,80	22,80 ± 1,12
60 s	28,33 ± 3,92	23,27 ± 2,57	22,60 ± 1,81	22,80 ± 1,11

5.6.1.3 Vergleich beider Systeme

Die Temperaturentwicklung des bipolaren und monopolaren Systems an den einzelnen Sonden im Vergleich zeigt, dass das bipolare Gerät am Messpunkt 2 (Rr), 4 (FL) und 5 (DRUG) zu statistisch signifikant ($p < 0,001$) höheren Temperaturen geführt hat, während die Temperatur beim Einsatz des monopolaren RF-Systems an den Sonden 3 (SL), 6 (SFF), 7 (NU) und 8 (MC) statistisch signifikant ($p < 0,05$) höher angestiegen ist. Eine vergleichende Betrachtung beider Systeme am Messpunkt 5 (DRUG) ist in Abbildung 37 zu sehen.

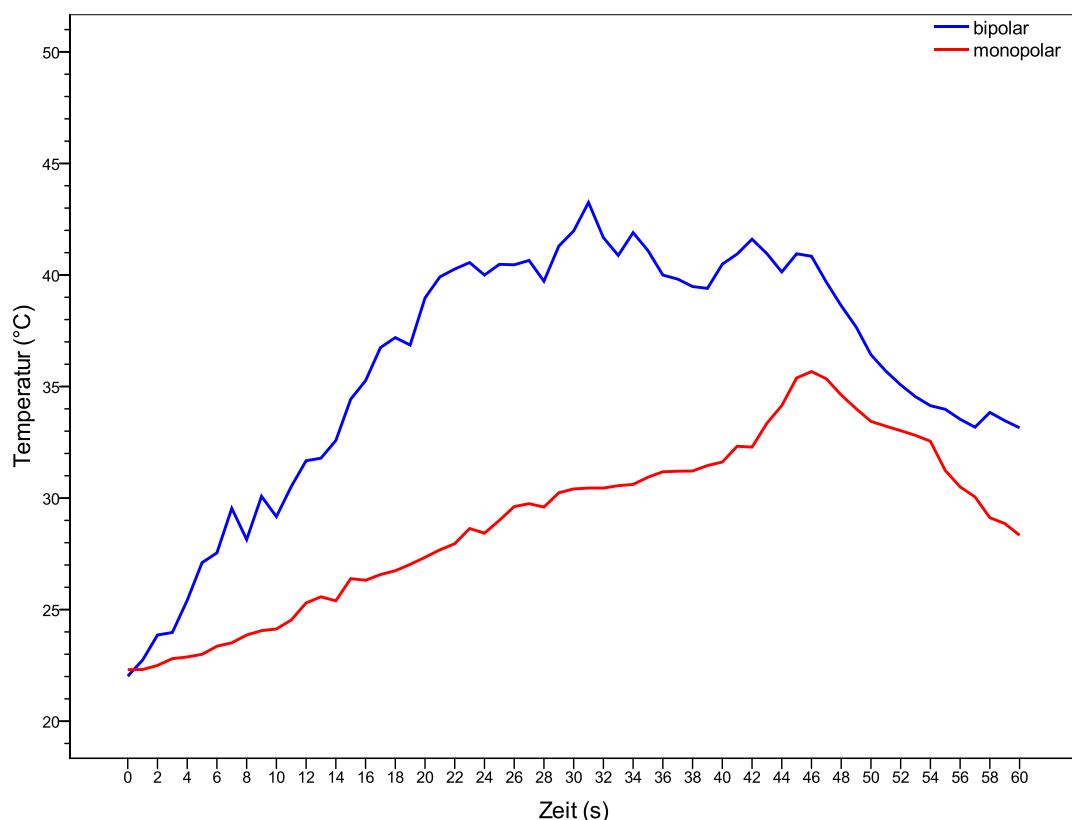


Abb. 37 Versuch 4: Debridement des TFCC, Messpunkt 5 (DRUG); Vergleich des bipolaren und monopolaren RF-Systems

Erkennbar ist die statistisch signifikant höhere Temperaturentwicklung des bipolaren RF-Gerätes an dieser Sonde, wobei die Temperaturdifferenz zwischen monopolarem und bipolarem System maximal 12,8 °C (gemessen nach 31 s) beträgt.

5.6.2 Temperaturhöchstwerte

Die höchsten gemessenen Temperaturwerte der verschiedenen Messpunkte, die während der Behandlung des TFCC an den 14 Handgelenken aufgetreten sind, zeigt Abbildung 38.

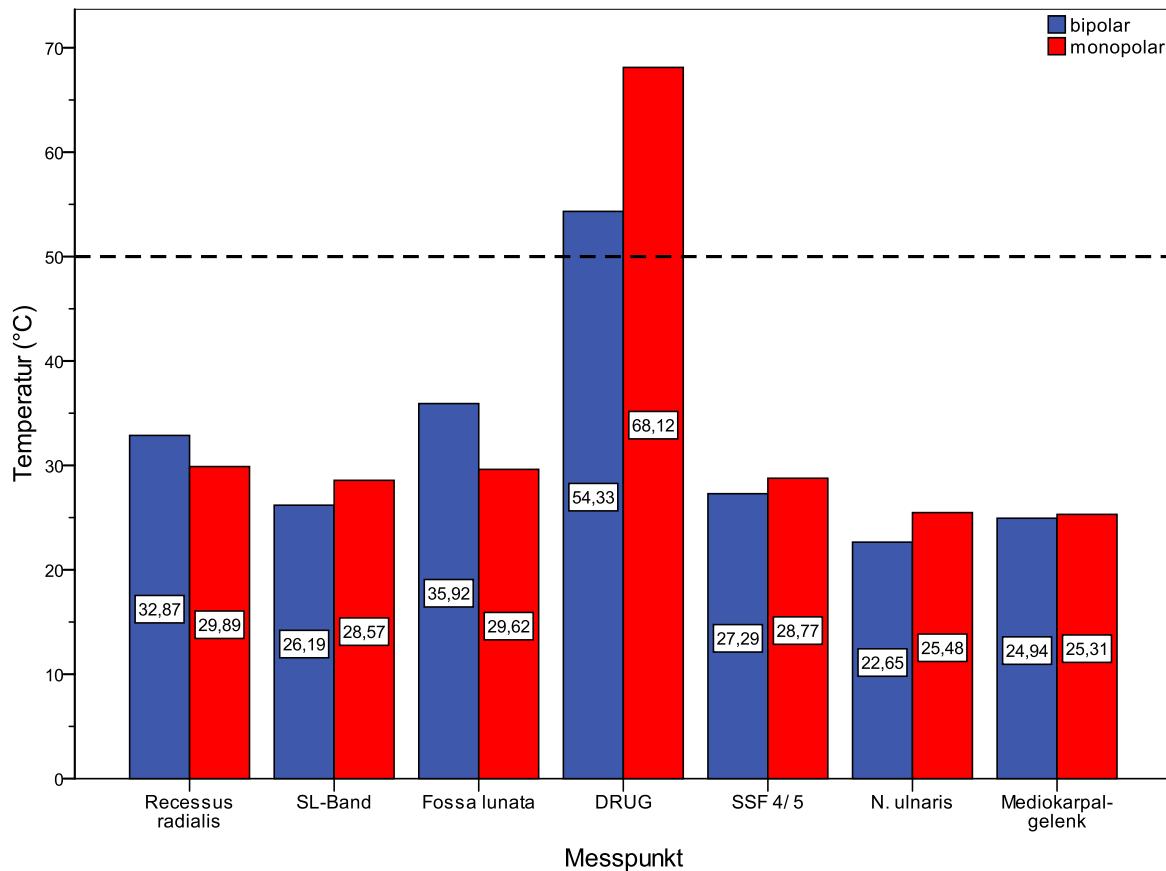


Abb. 38 Versuch 4: Debridement des TFCC; **Temperaturhöchstwerte** (°C) an den einzelnen Messpunkten

Bei Einsatz des bipolaren RF-Gerätes stieg die Temperatur auf maximal 54,33 °C, das monopolare System erzeugte mit 68,12 °C die Höchsttemperatur dieses Versuches. Diese Maximaltemperaturen sind für beide Systeme am Messpunkt 5 (DRUG) aufgezeichnet worden. An diesem einen Messpunkt sind somit sowohl für das bipolare, als auch für das monopolare Gerät Temperaturen über 50 °C gemessen worden. Das bipolare System hat die 50 °C-Schwelle nach 15 s in 14,3 % der Fälle (1 von 7 Handgelenken), nach 30 s in 28,6 % der Fälle (2 von 7 Handgelenken) und nach 45 s in 14,3 % der Fälle (1 von 7 Handgelenken) überschritten. Nach 60 s war die Temperatur an allen Handgelenken wieder unter 50 °C gefallen. Bei Versuchsdurchführung mit dem

monopolaren RF-Gerät sind die Temperaturen am Messpunkt 5 (DRUG) nach 15 s und 30 s in keinem Fall, nach 45 s in 14,3 % der Fälle (1 von 7 Handgelenken) über 50 °C gestiegen. Die Temperatur lag auch hier nach 60 s in jedem Fall wieder unter 50 °C. Der Höchsttemperaturen des bipolaren und monopolaren RF-Systems unterscheiden sich unter Beachtung aller Temperatursonden nicht signifikant ($p = 0,61$). Die größte Temperaturdifferenz zwischen beiden Geräten trat an der Messsonde 5 (DRUG) auf, wo das monopolare Gerät eine 13,8 °C höhere Maximaltemperatur erzeugte als das bipolare System.

6 DISKUSSION

6.1 Eigene Ergebnisse vor dem Hintergrund der aktuellen Studienlage

Der Einsatz elektrochirurgischer Methoden ist aus der gesamten Bandbreite der chirurgischen Disziplinen nicht mehr wegzudenken. Im Bereich der Arthroskopie hat die Elektrochirurgie erst relativ spät Einzug gehalten, aber gerade in den vergangenen Jahren große Verbreitung und durch die Entwicklung kleinerer Geräte auch Verwendung in der Handgelenksarthroskopie gefunden. Dabei haben sich diese RF-Systeme bei der Behandlung großer sowie kleiner Gelenke im klinischen Alltag etabliert, ohne dass Evidenz-basierte Kriterien für ihre Anwendung vorlagen. Der häufige und zuweilen unkritische praktische Einsatz von RF-Energie ist der Durchführung und Auswertung umfassender Studien, besonders im Bereich kleiner Gelenke wie dem Handgelenk, weit vorausgeileit. Erst in den letzten Jahren zeigten neuere Untersuchungen die möglichen zerstörerischen Effekte, die bei der Behandlung von Kapsel-, Knorpel- und Bindegewebe auftreten können. Dabei standen in erster Linie die Auswirkungen der RF-Energieapplikation auf die direkt behandelten Knorpel- oder Bindegewebzellen im Fokus der Forschung. Berichte über Knorpelläsionen bis hin zur Chondroyse nach Schulterkapselraffung oder thermische Schäden an anatomisch benachbarten Strukturen haben jedoch gezeigt, wie wenig wir über die Temperaturentwicklung im Gelenkkraum als Ganzes mit den angrenzenden Strukturen beim Einsatz von RF-Systemen wissen^{54,75,90,131,168,188}. Gerade das Handgelenk stellt hierbei durch sein im Vergleich zum Schulter- oder Kniegelenk geringes Volumen eine Besonderheit dar. Auch der Weichteilmantel zwischen Gelenkkapsel und umgebenden Strukturen ist im Bereich des Handgelenkes nur äußerst dünn ausgeprägt, weshalb Strecksehnen, Nerven oder Blutgefäße einem nicht unerheblichen Risiko thermischer Schädigung ausgesetzt sein können. So berichten Pell und Uhl nach 47 durchgeföhrten Handgelenksarthroskopien mit Einsatz eines bipolaren RF-Systems über postoperative Rupturen der Strecksehnen 4/5 und Hautverbrennungen in 6 % aller Fälle¹³¹. Bei den vorgestellten Fällen traten die Schäden an den Strecksehnen 1 - 3 Monate nach den Eingriffen am TFCC, SL- oder LT-Band auf und seien – so versichern die Autoren nachdrücklich – nicht durch unvorsichtige oder falsche Präparation beim Einrichten der Zugangsportale (3-4-Portal und 6R-Zugang) entstanden. Eine derartige Komplikationsrate sei unakzeptabel hoch und wird seitens der Autoren einerseits der oben beschriebenen räumlichen Nähe extraartikulärer Strukturen wie Strecksehnen zum Ort der RF-Energieabgabe, andererseits auch der Unkenntnis über die Wärmeverteilung

und -ausbreitung im Handgelenk zugeschrieben. Die Zielsetzung der vorliegenden Studie war es deshalb, unter möglichst genauer Simulierung klinischer Anwendungen von RF-Energie in der Handgelenksarthroskopie die entstehenden Temperaturen intra- sowie extraartikulär an verschiedensten Messpunkten zu evaluieren, um Aussagen über eine potentielle Gefährdung bestimmter Strukturen treffen zu können. Zusätzlich wurde die aktuelle kontroverse Diskussion, ob bipolare oder monopolare RF-Geräte höhere Temperaturen und damit mögliche Schäden generieren, aufgegriffen und die Temperaturkurven beider Systeme miteinander verglichen.

6.1.1 Der Einfluss der Energieabgabedauer

Die durchschnittlichen Temperaturwerte sind mit zunehmender Energieabgabedauer an all den Sonden gestiegen, an denen eine Temperaturänderung registriert wurde. Dieses Ergebnis war statistisch signifikant und zeigte sich unabhängig von der Art des RF-Systems bei allen Versuchsteilen. Je länger also mit Hilfe von RF-Geräten Energie im Handgelenk abgegeben wird, desto größer wird die Gefahr von Gewebsschädigungen im Bereich des gesamten Handgelenkes. Da es das oberste Ziel des RF-Einsatzes sein muss, den gewünschten Effekt einer Thermoablation bei möglichst geringem thermischen Stress für die vitalen Zellen zu erzielen⁸⁵, sollte demnach auf geringe Aktivierungsphasen der RF-Generatoren geachtet werden. Auch Zoric et al. kommen in einer Untersuchung an Leichenschultern hinsichtlich der Spülflüssigkeit zu dem Ergebnis, dass die Dauer der Energieabgabe zu den wichtigsten Faktoren zählt, welche die Temperaturentwicklung der Spülflüssigkeit bei einer RF-Ablation beeinflusst¹⁹⁰. Die Autoren leiten daraus die Empfehlung ab, die RF-Sonden nur in kurzen Zeitintervallen stoßweise zu aktivieren, um eine Überhitzung des Gelenkes zu verhindern. Die Ergebnisse unserer Studie stützen diese Empfehlung, da nach einem kontinuierlichen Anstieg der Temperaturen bei aktiver RF-Sonde stets ein rascher Temperaturabfall nach Ende der Energieabgabe zu verzeichnen war. Wenn man diesen Effekt der schnellen Abkühlung nutzt und kurze Abkühlphasen zwischen einzelnen Energiestößen zulässt, könnte somit eine Reduzierung der Spitzen- und Durchschnittstemperaturen bewirkt werden. Ein Problem stellt dabei dar, dass der Operateur keinerlei Feedback über die Temperaturverhältnisse im Operationsgebiet hat. Dies ist ein viel diskutiertes, allgemeines Problem auch modernster RF-Systeme. So sind zwar bereits RF-Sonden mit eingebauten Thermistoren im Einsatz, welche die Temperatur an der Sondenspitze messen, mit einer voreingestellten Arbeitstemperatur vergleichen und die Stromstärke

und Energieabgabe anpassen. Jedoch konnte Shellock in einem In-vitro-Versuch an bovinem Kapselgewebe zeigen, dass diese Temperaturrückkopplungssysteme nur unzureichend funktionieren. Nach nur 10 s Aktivierung wurde die voreingestellte Temperatur um etwa 30 °C überschritten¹⁴⁹. Für ein gewebeschonendes Arbeiten mit RF-Geräte wären zudem weniger die Temperatur an der RF-Sondenspitze, sondern vielmehr die aktuellen Temperaturverhältnisse des behandelten und umliegenden Gewebes von Interesse¹⁶. Das Messen dieser Parameter ist jedoch mit den derzeit verfügbaren RF-Systemen nicht möglich, weshalb die Entwicklung derartiger RF-Sonden einen zukünftigen Forschungsschwerpunkt in diesem Bereich darstellen muss, um den Einsatz von RF-Energie in der Arthroskopie exakter und sicherer gestalten zu können.

6.1.2 Der Einfluss der Spülung

Der Einfluss der Spülung des Gelenkes auf die entstehenden Temperaturen während der Energieabgabe wurde in Versuch 1 untersucht.

Bei Betrachtung der Kurven der **Durchschnittstemperaturen** wird deutlich, dass sowohl für das bipolare als auch für das monopolare RF-Gerät die Temperaturen mit Spülung niedriger sind als ohne Spülung. Auffällig dabei ist jedoch, dass durch das Spülen des Gelenkraumes beim monopolaren RF-System eine im Wert doppelt so hohe Reduzierung der Temperaturen im Vergleich zum bipolaren Gerät erreicht werden konnte (7,24 °C monopolar vs. 3,47 °C bipolar). Durch kontinuierliches Spülen können folglich besonders bei Verwendung des monopolaren RF-Systems die Temperaturen gesenkt werden. Die Reduzierung der Durchschnittstemperaturen durch Spülung war aber an keinem Messpunkt weder beim monopolaren noch beim bipolaren Gerät statistisch signifikant. Damit stehen unserer Ergebnisse am Handgelenk in Widerspruch zu einer Studie von Zoric et al., in welcher der Einfluss verschiedener Parameter auf die Temperaturentwicklung der Spülflüssigkeit bei Anwendung von RF-Energie an Leichenschultern evaluiert wurde¹⁹⁰. Dabei wurden Versuchsgruppen mit Spülung und ohne Spülung unterschieden. Die Spülung erfolgte wie in unserer Studie mit einer isotonen NaCl-Lösung. Die Auswertung ergab einen statistisch signifikanten Unterschied der Durchschnittstemperaturen zwischen den Gruppen ohne und mit Spülung, mit einer Differenz von bis zu 47 °C. Dabei traten ohne Spülung Temperaturen ≥ 50 °C in 12 % der Fälle bereits nach nur 5 s auf, wobei die Autoren selbst darauf hinweisen, dass bei diesen Zahlen lediglich ein Abstand von 5 mm zwischen aktiver RF-Sonde und Messsonde in der Spülflüssigkeit vorhanden war. Weitere Berechnungen ergaben, dass

die Wahrscheinlichkeit, die Schwelle von 50 °C in der Spülflüssigkeit zu überschreiten und damit potentiell thermische Nekrosen zu verursachen, ohne Spülung 32 %, mit Spülung dagegen nur 1 % betrug. Die Autoren schließen daraus, dass die Spülung des Gelenkes neben Dauer der Energieapplikation und Abstand zur aktiver RF-Sonde den wichtigsten und entscheidenden Faktor darstellt, eine Überhitzung der Spülflüssigkeit während einer RF-Ablation im Schultergelenk zu verhindern. Deshalb sei es von außerordentlicher Wichtigkeit, beim Einsatz von RF-Energie auf einen kontinuierlichen, adäquaten Zu- und auch Abfluss der Spülflüssigkeit zu achten. Und genau an diesem Punkt zeigt sich der Grund für die abweichenden Ergebnisse vorliegender Studie, was den Einfluss der Spülung auf die Durchschnittstemperaturen betrifft. Im großvolumigen Schulter- oder auch Kniegelenk wird eine suffiziente Spülung mit hoher Durchflussrate der Spülflüssigkeit dadurch erreicht, dass neben dem aktiven Zufluss – zumeist durch Rollenpumpen mit konstantem Druck – auch ein aktiver, kontrollierter Abfluss mittels einer separaten oder häufig an der RF-Sonde angebrachten Saugvorrichtung erfolgt. Somit wird die an der Sondenspitze erhitzte Spülflüssigkeit schnell aus dem Gelenk entfernt und durch die permanente Zirkulation der Spülflüssigkeit werden hohe Austauschraten erreicht. Dies hat einen kontrollierten und kontinuierlichen Abtransport von Wärme aus dem Gelenkraum zur Folge, was die Spülung in diesen Gelenken so effizient gestaltet. Diese Effektivität der Spülvorrichtung im Schultergelenk bildet die Grundlage für die Ergebnisse von Zoric et al., die durch Spülung signifikant niedrigere Temperaturen erreichen konnten. Für die Arthroskopie kleiner Gelenke wie des Handgelenkes dagegen sind derzeit auf Grund der räumlichen Enge noch keine RF-Sonden mit Absaugvorrichtungen verfügbar. Ein Abfluss kommt deshalb meistens unkontrolliert und passiv mittels Abflusskanülen durch Punktion bestimmter Zugangsportale (z.B. 6U-Portal) zustande. Dem kontinuierlichen Zufluss der Spülflüssigkeit folgt also keine aktive Absaugung der lokal erhitzten Flüssigkeit, sondern zunächst eine willkürliche Verteilung der Wärme im Gelenkraum, bis der Abfluss durch die Kanüle an einer fixen Position erfolgt. Diese Ineffizienz des Spülvorgangs bei der Arthroskopie kleiner Gelenke könnte ein Grund dafür sein, dass in vorliegender Studie an Handgelenken die Durchschnittstemperaturen durch die Spülung nicht signifikant gesenkt werden konnten. Um das Risiko einer Überhitzung im Handgelenk, in dem sich die durch RF-Ablation entstandene Wärme nur in einem sehr kleinen Volumen verteilen kann, zu reduzieren, muss in Zukunft ein Weg gefunden werden, die Spülflüssigkeit aktiv aus dem Gelenkraum zu entfernen. Hierbei könnte die Entwicklung spezieller Saugvorrichtungen für die RF-Sonden kleiner Gelenke eine Möglichkeit darstellen.

Bei den in diesem Versuch gemessenen **Höchsttemperaturen** wurde ebenfalls eine Reduzierung durch Spülung erreicht. Im Gegensatz zu den Durchschnittstemperaturen jedoch sind die entstandenen Maximaltemperaturen mit Spülung statistisch signifikant niedriger als ohne Spülung. Dies gilt in gleicher Weise für das bipolare sowie das monopolare RF-Gerät. Auffällig dabei ist, dass analog zu den Durchschnittstemperaturen die Höchstwerte des monopolaren Systems mit einer maximalen Reduzierung von 13,68 °C durch Spülung um fast 100 % stärker gesenkt werden konnten als die Temperaturspitzen des bipolaren RF-Gerätes (7,13 °C). Daraus lässt sich folglich ableiten, dass sowohl die Durchschnitts- als auch die Höchsttemperaturen durch Spülung besonders bei Verwendung eines monopolaren RF-Systems gesenkt werden können; der Einfluss der Spülung auf die Höchstwerte des bipolaren Systems erscheint deutlich geringer, ist aber dennoch statistisch signifikant. Betrachtet man Abbildung 25, so ist zudem anzumerken, dass durch Spülung die Maximaltemperaturen besonders stark an Messpunkten im Gewebe (Sonde 3 (SL) und 4 (FL)) und nur minimal an der Sonde 2 (Rr) in der Spülflüssigkeit gesenkt werden konnten. Der Grund hierfür könnte wieder in der oben ausführlich diskutierten Ineffizienz des Spülvorgangs in der Handgelenksarthroskopie liegen: Durch den Zufluss der Spülflüssigkeit wird am Ort der RF-Energieabgabe eine Kühlung erreicht, das Gewebe erhitzt sich am Ablationsort konsekutiv weniger stark. Die dadurch erwärmte Spülflüssigkeit wird jedoch nur ineffektiv aus dem Handgelenksraum entfernt, wodurch sich der geringe Einfluss der Spülung auf die Spitzentemperaturen direkt in der Flüssigkeit erklären könnte. Ein Blick auf die Werte der Spitzentemperaturen zeigt, dass mit gemessenen 51,84 °C die 50 °C-Schwelle nur bei Verwendung des monopolaren RF-Systems ohne Spülung überschritten wurde. Diese Temperatur war der einzige Wert in diesem Versuch über 50 °C und trat nach 30 s Energieabgabe bei 1 von 7 Handgelenken der monopolaren Versuchsreihe auf. Mit Spülung wurde in Versuch 1 diese Schwelle nie überschritten.

Hinsichtlich der Spülung bei arthroskopischen Eingriffen mit RF-Einsatz brachte eine Studie von Lu et al. an humanem Knorpelgewebe einen weiteren, äußerst interessanten Aspekt zu Tage. Die Arbeitsgruppe untersuchte den Einfluss der Temperatur der zugeführten (!) Spülflüssigkeit auf die Tiefe der thermischen Chondrozytennekrose bei RF-Ablation mit einem monopolaren Gerät¹⁰¹. Dazu wurden 16 Knorpelstücke, die von Patienten nach einer Knie-TEP gewonnen wurden, halbiert und ein Teil in eine NaCl-Lösung mit 22 °C, der andere in 37 °C-Lösung gegeben. Anschließend wurde je ein Knorpelareal von 1 cm² mit einem monopolaren RF-Gerät (Einstellung: 70 °C, 15 W) zunächst 10 s, darauffolgend 15 s lang behandelt. Auf einen aktiven Fluss der NaCl-

Lösungen über das behandelte Knorpelareal wurde bewusst verzichtet, da – so die Autoren – in einer vorhergehenden Studie bewiesen wurde, dass eine aktive Spülung negative Einflüsse auf die Temperatur im Knorpel habe³⁹. Auf diese Studie wird im Anschluss näher eingegangen. Nach Durchführung ihrer Versuche und Färbung der Präparate mit Ethidium-Homodimer/ Calcein-Acetoxymethylester wurde der Knorpel mittels konfokaler Lasermikroskopie untersucht. Die Knorpelpräparate in 37 °C-Lösung zeigten eine statistisch signifikant geringere Chondrozytennekrose (in µm) im Vergleich zur Gruppe mit 22 °C, sowohl für 10 s als auch für 15 s Behandlungsdauer. Auch wurde bei 37 °C die voreingestellte Temperatur von 70 °C an der Sondenspitze schneller erreicht, bei gleichzeitig signifikant geringerer totaler Energieabgabe. Darin sehen die Autoren den Grund für die geringere thermische Nekrose bei der 37 °C-Gruppe: Durch die erhöhte Ausgangstemperatur konnte die RF-Sonde die voreingestellte Temperatur rascher generieren, was in einer insgesamt geringeren Energieabgabe ans Gewebe resultierte. Basierend auf diesen Ergebnissen kommen die Autoren zu dem Schluss, dass die Temperatur der zugeführten Spülflüssigkeit einen wichtigen Einflussfaktor auf das Ausmaß thermisch induzierter Chondrozytennekrosen beim Einsatz von RF-Energie am Knorpel darstellt. Ob dieser Ansatz in einem geschlossenen Kompartiment wie einem Gelenk funktioniert, muss durch entsprechende Studien erst belegt werden. Hierbei muss dann das Gelenkvolumen und der effektive Flüssigkeitsaustausch berücksichtigt werden.

Zu einem sehr überraschenden Ergebnis kam die gleiche Arbeitsgruppe um Lu und Edwards in der bereits oben angesprochenen Studie, in der unter anderem der Einfluss der Spülung auf die Matrixtemperaturen des Knorpels in unterschiedlichen Tiefen untersucht wurde³⁹. Es wurden dabei 60 Knorpelstücke aus 15 Kniegelenken von ausgewachsenen Rindern in zwei Gruppen unterteilt, von denen eine Gruppe mit einem bipolaren RF-System, die andere mit einem monopolaren Gerät mit Temperaturreckkopplungssonde behandelt wurde. Die RF-Sonden wurden für 20 s über ein 0,79 cm²-Areal kontinuierlich im sog. „paintbrush-pattern“ bewegt, wobei dies zunächst ohne Spülung und anschließend mit Spülung mit einer 22°C-NaCl-Lösung bei einer Flussrate von 120 ml/ min erfolgte. Die Temperaturen der Knorpelmatrix wurden in einer Tiefe von 200 µm, 500 µm und 2000 µm bestimmt. Die Auswertung ergab auch das für Autoren unerwartete Ergebnis, dass die Temperaturwerte bei Verwendung des bipolaren RF-Gerätes durch Spülung nicht signifikant gesenkt werden konnten und in einer Tiefe von 500 µm sogar um bis zu 14 °C signifikant höher waren, als die Spülung aktiviert war. Die Autoren hatten dafür keinerlei Erklärung. Interessanterweise generierte

auch das monopolare RF-System mit der Thermorückkopplungssonde in 200 µm und 500 µm Tiefe bei Spülung statistisch signifikant höhere Temperaturen als ohne Spülung. Als einen möglichen Grund hierfür führten die Autoren das Design der monopolaren RF-Sonde an. Bei diesem Rückkopplungssystem wird eine Soll-Temperatur der Sondenspitze von 70 °C voreingestellt, eine Messung der derzeitigen Ist-Temperatur erfolgt durch einen Thermofühler, der in der Sondenspitze eingebaut ist. Durch einen ständigen Vergleich von Soll- und Ist-Werten wird die Energieabgabe reguliert. Wird nun – so die Autoren – die Sondenspitze durch den Spülfluss aktiv gekühlt, muss eine erhöhte Menge an Energie abgegeben werden, um die voreingestellte Soll-Temperatur zu erreichen. Und gerade dieses Mehr an Energieemission bei aktivem Spülfluss führt zu deutlich höheren Temperaturen im behandelten Knorpelgewebe als ohne Spülung. Die Autoren schlussfolgern daraus, dass eine Minimierung der Spülung bei Anwendung von RF-Geräten am Knorpel zu niedrigeren Matrixtemperaturen und damit möglicherweise zu einer Reduzierung thermischer Nekrosen führen könnte. Kritisch zu diskutieren ist, dass der Blick für den Gelenkraum als Ganzes außer Acht gelassen wurde.

Die oben von Pell und Uhl im Handgelenk beschriebenen Komplikationen zeigen sich nämlich nicht am behandelten Gewebe, sondern extraartikulär im Bereich der Strecksehnen¹³¹, am Schultergelenk wurden insbesondere thermische Schädigungen des N. axillaris beobachtet^{55,98}. Ob deshalb diese in vitro gefundenen Erkenntnisse auch in vivo zutreffen, bleibt abzuwarten. In Kadaverstudien^{155,190} sowie in dieser Arbeit scheint die Spülung unverzichtbar zu sein für eine Schonung des umliegenden Gewebes. Aus diesem Grund sollte beim Einsatz von RF-Energie am Knorpel nicht eine Minimierung der Spülrate der Schlüssel zur mehr Sicherheit sein, sondern vielmehr sollte das Design und die Funktionsweise temperaturkontrollierter RF-Sonden modifiziert und verbessert werden, um negative Effekte künftig vermeiden zu können.

Um die thematische Diskussion um die Spülung beim Einsatz von RF-Energie in der Arthroskopie abzuschließen, lässt sich resümierend festhalten, dass in der vorliegenden Studie eine Reduzierung der Durchschnittstemperaturen durch Spülung gezeigt werden konnte. Der Unterschied im Vergleich zur Gruppe ohne Spülung war jedoch statistisch nicht signifikant. Die entstandenen Temperaturhöchstwerte aber konnten mittels Spülung signifikant gesenkt werden. Sowohl die Durchschnitts- als auch die Maximaltemperaturen des monopolaren RF-Systems wurden durch Spülung deutlich stärker reduziert als die des bipolaren Gerätes. Der Einfluss der Spülung scheint in größeren Gelenken wie der Schulter noch stärker zu sein als im Handgelenk. Dies

könnte in der höheren Effizienz der Spülvorrichtung größerer Gelenke begründet liegen. Auch die Möglichkeit, die zugeführte Spülflüssigkeit zu erwärmen, um schädliche Effekte von RF-Energie auf behandeltes Gewebe zu minimieren, wurde bereits in-vitro getestet. Bezüglich dieses Ansatzes müssten vor allem künftige In-vivo-Studien überprüfen, welche Auswirkungen dies – besonders bei kleinvolumigen Gelenken – auf die Temperaturprofile im gesamten Bereich des Gelenkes intra- und extraartikulär hat.

6.1.3 Der Einfluss des RF-Gerätes: monopolar vs. bipolar

Kontroverse Ergebnisse und Diskussionen finden sich in der Literatur der letzten Jahre über die Frage, ob monopolare oder bipolare RF-Systeme höhere Temperaturen und damit potentielle thermische Schäden im Gewebe generieren. Um einen direkten Vergleich der Temperaturentwicklung im gesamten Handgelenksraum beim arthroskopischen Einsatz von RF-Energie ziehen zu können, wurden in dieser Studie alle Versuche auf identische Art und Weise sowohl mit einem monopolaren als auch bipolaren Gerät durchgeführt, wobei die vom jeweiligen Hersteller empfohlenen Geräteeinstellungen übernommen wurden.

Die Auswertung der **Durchschnittstemperaturen** zeigte, dass das bipolare RF-Gerät bei allen Versuchen am Messpunkt 2 (Rr), das monopolare System hingegen an den Sonden 3 (SL), 6 (SFF) und 7 (NU) statistisch signifikant höhere Temperaturen erzeugte. Die Anwendung bipolarer RF-Technik hatte also höhere Werte in der Spülflüssigkeit zur Folge, wohingegen das monopolare Gerät höhere Temperaturen im umliegenden oder weiter entfernten Gewebe generierte. Dies kann anhand der verschiedenen Funktionsweisen der beiden Systeme erklärt werden: Beim bipolaren Gerät entsteht an der Sondenspitze, wo Arbeits- und Ableitungselektrode direkt nebeneinander liegen, ein klar umschriebenes Plasmafeld, durch dessen thermischen Effekt Gewebe abgetragen werden kann. Durch dieses Plasmafeld wird jedoch auch die umgebende, ebenfalls leitende Spülflüssigkeit erwärmt. Das monopolare RF-System hingegen leitet den Strom von der aktiven Elektrode durch das behandelte und auch weiter entfernte Gewebe zurück zur Neutralelektrode an der Haut des Patienten. Die vom Strom durchflossenen Strukturen werden dabei ebenfalls erwärmt. Dieses unterschiedliche Funktionsprinzip zeigt sich in den beobachteten Temperaturprofilen der beiden RF-Systeme. Allerdings muss angemerkt werden, dass an keinem dieser Messsonden (2 (Rr), 3 (SL), 6 (SFF) und 7 (NU)) die Temperatur im Durchschnitt über 30 °C angestiegen ist und trotz eindeutiger statistisch signifikanter Unterschiede die

Temperaturdifferenzen der RF-Geräte an diesen Sonden im Bereich weniger Grad Celsius lagen. Es sollte deshalb beim Vergleich der beiden Systeme der Fokus vor allem auf die Messpunkte gerichtet werden, an denen bei den einzelnen Versuchen ein relevanter Temperaturanstieg erkennbar war: Dabei ist auffällig, dass die Temperaturen des bipolaren Systems im Versuch 1 (Δ_{\max} 4,87 °C mit Spülung) und 2 (Δ_{\max} 10 °C) am Messpunkt 4 (FL), im Versuch 4 am Messpunkt 5 (DRUG) (Δ_{\max} 12,8 °C) statistisch signifikant höher waren als die des monopolaren Systems; beim dritten Versuch war kein statistisch signifikanter Unterschied zwischen den beiden RF-Geräten am Messpunkt 3 (SL) feststellbar. Damit hat das bipolare RF-System in 75 % der Fälle an den relevanten Messpunkten der jeweiligen Versuche zu statistisch signifikant höheren Durchschnittstemperaturen geführt als das monopolare System. Dies scheint besonders im Versuch 2 an der Messsonde 4 (FL) von großer Bedeutung zu sein: Bei Durchführung der Chondroplastik der Fossa lunata hat das bipolare RF-Gerät unterhalb des behandelten Knorpels an der Knorpel-Knochen-Grenze statistisch signifikant höhere Temperaturen erzeugt. Damit zeigen die Ergebnisse unserer Studie eine Übereinstimmung mit den Untersuchungen von Edwards et al., die die entstehenden Matrixtemperaturen in unterschiedlichen Tiefen bei Verwendung eines bipolaren und monopolaren RF-Systems bei thermischer Knorpelbehandlung verglichen³⁹. In dieser Studie wurden Knorpelstücke aus Kniegelenken von Rindern ex vivo mittels RF-Energie behandelt und die Temperaturen in der Matrix gemessen. In allen Tiefen waren statistisch signifikant höhere Temperaturen für das bipolare RF-Gerät messbar im Vergleich zum monopolaren System, wobei mit durchschnittlich 77 °C in 2000 µm Tiefe bei Einsatz des bipolaren Gerätes die gemessenen Durchschnittstemperaturen deutlich höher waren als in unserer Studie, wobei auf die deutlich längere Applikationszeit hingewiesen werden sollte. Die Arbeitsgruppe um Edwards sieht im Ergebnis dieser Studie vorherige Untersuchungen bestätigt, in denen sie zeigen konnten, dass bipolare RF-Systeme zu einem deutlich stärkeren und tieferen Absterben von Chondrozyten führen. Dabei waren bei Verwendung bipolarer Geräte in über 70 % der Fälle Chondrozytennekrosen bis zur Knorpel-Knochen-Grenze feststellbar^{38,99,102}. Dies konnten die Autoren nun damit begründen, dass bei bipolaren Geräten eine deutlich tiefere Penetration der Wärme in den Knorpel mit konsekutiv höheren Temperaturen in tieferen Schichten nachgewiesen wurde. Damit stehen die Ergebnisse dieser Arbeitsgruppe und unserer Studie in Gegensatz zu einer Untersuchung von Shellock et al., in der ebenfalls in einem bovinen In-vitro-Modell Temperaturerhöhungen im Gelenkknorpel bei Applikation von RF-Energie im bipolaren und monopolaren Modus

gemessen und verglichen wurden¹⁴⁸. Bei vergleichbarer Grundeinstellung zeigten zwar beide Systeme für Chondrozyten potentiell schädigende Temperaturen über 50 °C, beim monopolaren RF-Gerät waren jedoch statistisch signifikant höhere Temperaturen entstanden. In Widerspruch zu den Ergebnissen von Lu und Edwards sowie Shellock et al. steht die Studie von Caffey et al. über Effekte von RF-Energie auf humanen Gelenkknorpel¹⁵. Dazu wurden frisch entnommene Knorpelpräparate von Patienten nach Knie-TEP in vitro mit fünf verschiedenen RF-Systemen mit den von den Herstellern empfohlenen Einstellungen behandelt. Nach Färbung der Schnitte mit Ethidium-Homodimer/ Calcein-Acetoxymethylester war in der anschließenden konfokalen Lasermikroskopie kein signifikanter Unterschied in der Penetrationstiefe und Ausdehnung der Chondrozytennekrose zwischen monopolaren und bipolaren Geräten nachweisbar. Der Blick auf die aktuelle Studienlage zu diesem Themenbereich lässt also kontroverse Ergebnisse erkennen; in unserer Untersuchung hat das bipolare RF-Gerät an den relevanten Messpunkten in drei Viertel der Fälle die statistisch signifikant höheren Durchschnittstemperaturen generiert. Dabei muss jedoch deutlich vor Augen geführt werden, dass weder das bipolare noch das monopolare System in dieser Studie an einem Messpunkt zu durchschnittlichen Temperaturwerten über 50 °C geführt hat; dies wird zu einem späteren Zeitpunkt ausführlicher diskutiert.

Ein Vergleich der **Temperaturhöchstwerte** der beiden RF-Systeme zeigt, dass es bei drei von vier Versuchen keinen statistisch signifikanten Unterschied zwischen monopolarem und bipolarem Gerät gab. Lediglich in Versuch 2 erzeugte das bipolare RF-Gerät statistisch signifikant höhere Spitzentemperaturen als das monopolare System. Betrachtet man deshalb alle Messpunkte aller Versuche in der Zusammenschau, so ist eine sehr ausgeglichene Bilanz erkennbar: In 52 % der Fälle hat das bipolare, in 48 % das monopolare Gerät zu höheren Maximaltemperaturen geführt. Bei ausschließlicher Fokussierung auf die Messsonden, an denen Spitzentemperaturen jenseits der kritischen Schwelle von 50 °C gemessen wurden, zeigt sich Folgendes: Die Maximaltemperaturen sind im bipolaren Modus insgesamt an drei Messpunkten (Versuch 2: Messpunkt 4 (FL) und 5 (DRUG), Versuch 4: Messpunkt 5 (DRUG)) über 50 °C gestiegen, das monopolare Gerät hat insgesamt an zwei Messsonden (Versuch 1: Messpunkt 4 (FL), Versuch 4: Messpunkt 5 (DRUG)) solch hohe Temperaturen generiert. Auf den ersten Blick scheinen auch bei dieser Gegenüberstellung keine großen Unterschiede zwischen den Geräten zu existieren. Betrachtet man jedoch zusätzlich, wie oft an den Messpunkten Temperaturen über 50 °C aufgetreten sind, so zeigt sich, dass das monopolare RF-System insgesamt zweimal, das bipolare Gerät

aber sechsmal diese kritische Grenze von 50 °C überschritten hat. Davon hatte das bipolare System in zwei Fällen bereits nach 15 s Energieabgabedauer Temperaturen über 50 °C generiert, was bei Verwendung im monopolaren Modus in keinem Fall auftrat. Somit lässt sich feststellen, dass das bipolare Gerät in dieser Studie dreimal häufiger zu potentiell schädlichen Temperaturspitzen von über 50 °C geführt hat als das monopolare System. Zudem traten solche Spitzentemperaturen beim bipolaren Gerät bereits deutlich früher, d.h. nach einer kürzeren Zeit der Energieabgabe auf.

Zusammenfassend lässt sich im Vergleich der beiden RF-Systeme festhalten, dass das bipolare Gerät in unserer Studie in 75 % der Fälle zu statistisch signifikant höheren Durchschnittstemperaturen geführt hat unabhängig davon, ob alle Messpunkte oder nur die mit relevanten Temperaturanstiegen betrachtet werden. Durchschnittliche Temperaturen über 50 °C sind weder beim bipolaren noch monopolaren System gemessen worden. Die Auswertung der Maximaltemperaturen zeigte, dass beide Geräte Spitzentemperaturen jenseits der 50 °C-Schwelle generiert haben, wobei jedoch bei Einsatz des bipolaren Systems solch hohe Temperaturen bedeutend häufiger und auch bereits nach kürzerer Behandlungszeit entstanden sind. Die Verwendung des bipolaren RF-Gerätes war damit in dieser Studie mit einem eindeutig höheren Risiko einer thermischen Gewebsschädigung im Handgelenk verbunden als das monopolare System. Damit ist eine Übereinstimmung unserer Studienergebnisse mit den zahlreichen Untersuchungen der Arbeitsgruppe um Lu und Edwards feststellbar, die in ihren Versuchen ebenfalls stets bei bipolaren Geräten höhere Temperaturen und tiefere Schäden im behandelten Gewebe ermitteln konnten^{38,39,99,102}. Der Schlussfolgerung der Autoren, dass monopolare RF-Systeme deshalb im Einsatzbereich der orthopädisch-unfallchirurgischen Arthroskopie zu bevorzugen sind, kann man sich auf Grund unserer Studienergebnisse am Handgelenk anschließen. Niedrigere Durchschnittstemperaturen und seltener Temperaturspitzen jenseits von 50 °C, wie in unserer Studie für das monopolare RF-System gezeigt werden konnte, bedeuten mehr Sicherheit für den Patienten.

6.1.4 Der Einfluss der Entfernung zur aktiven RF-Sonde

Ein zentrales Ziel dieser Studie war die Evaluierung der entstehenden Temperaturen im gesamten Handgelenksbereich sowohl intra- als auch extraartikulär unter Simulierung verschiedener typischer, klinischer Einsatzgebiete von RF-Energie in der Handgelenksarthroskopie. Unserer Arbeitsgruppe war bis zum Zeitpunkt der

Versuchsdurchführung keine einzige Studie bekannt, in der die Temperaturen an unterschiedlichen Messpunkten in der Spülflüssigkeit sowie in umgebenden Strukturen des Handgelenkes, die einer möglichen thermischen Schädigung ausgesetzt sind, gemessen wurden.

Die Auswertung der Temperaturwerte zeigte, dass insgesamt bei 90 % der durchgeführten Versuche mit zunehmender Entfernung der einzelnen Messpunkte von der aktiven RF-Sonde und durch dazwischenliegendes Weichteilgewebe die Durchschnittstemperaturen statistisch signifikant weniger stark angestiegen sind. Nur bei Verwendung des monopolaren RF-Gerätes zur SL-Band-Schrumpfung (Versuch 3) war kein statistisch signifikanter Abfall der Temperatur mit zunehmender Entfernung der Messsonden feststellbar. Ein Grund hierfür könnte der kaum messbare Temperaturanstieg an 7 von 8 Sonden bei dieser Versuchsdurchführung sein. Dadurch lagen die Temperaturkurven der einzelnen Messpunkte in einem sehr engen Bereich zusammen, weshalb kein statistisch signifikanter Unterschied zwischen den einzelnen Messsonden erkennbar war. Dass die Temperatur in der Spülflüssigkeit bei Zunahme der Distanz zwischen Messpunkten und RF-Sonde abnimmt, konnten Zoric et al. in ihrer Studie an Leichenschultern zeigen¹⁹⁰, die bereits zuvor ausführlicher beschrieben wurde. Der Abstand zur aktiven RF-Elektrode ist den Autoren zu Folge einer der drei Hauptfaktoren, der das Ausmaß eines Temperaturanstieges beim Einsatz von RF-Energie beeinflusst. Je weiter entfernt die Messsonde vom Ort der Energieabgabe war, desto geringer war in ihrer Untersuchung die Temperaturerhöhung in der Spülflüssigkeit.

Diese Abnahme der Durchschnittstemperatur mit zunehmender Distanz der Messpunkte von der RF-Sonde ist auch in den Temperaturdiagrammen der einzelnen Versuche dieser Studie feststellbar. Dabei zeigt sich eindeutig, dass die Temperaturen ausschließlich an den Messpunkten in relevante Temperaturbereiche gestiegen sind, die zum jeweiligen Ort der RF-Abgabe bei den verschiedenen Versuchen am nächsten gelegen waren. Die einzelnen Versuche und die dabei möglicherweise gefährdeten Strukturen werden im Folgenden diskutiert:

In Versuch 2 wurden bei Betrachtung der Durchschnittstemperaturen nur am Messpunkt 4 (FL) deutliche Temperaturanstiege gemessen, also nur an der Messsonde direkt unterhalb des behandelten Knorpels der Fossa lunata. Dabei stieg die Temperatur an diesem Messpunkt im Mittel auf maximal $40,16 \pm 11,42$ °C beim bipolaren und $33,0 \pm 8,9$ °C beim monopolaren RF-Gerät. An allen anderen Sonden wurde auch nach 45 s kontinuierlicher Energieabgabe die 30 °C-Marke bei weitem nicht erreicht. Diese

Ergebnisse zeigen somit, dass selbst an der Messsonde 4 (FL), die im Bereich des subchondralen Knochens direkt unterhalb des behandelten Gelenkknorpels platziert war, die Temperaturen im Durchschnitt nie die 50 °C-Grenze überschritten haben. Bedenkt man nun, dass die Messonde 4 (FL) direkt am Übergang von Knorpel zu Knochen lokalisiert war und der Gelenkknorpel im Bereich der Fossa lunata normalerweise 0,7 – 1,2 mm dick ist¹⁴², so ist auffällig, dass in unserer Studie direkt unterhalb des behandelten Knorpelareals bedeutend niedrigere Durchschnittstemperaturen für das bipolare RF-Gerät gemessen wurden als in der oben genannten Studie von Edwards et al., die sogar in 2 mm Tiefe noch durchschnittlich 77 °C festgestellt hatten³⁹. Anzumerken sei hierbei allerdings die deutlich längere Applikationsdauer. Des Weiteren könnte dieser Unterschied darin begründet liegen, dass es zahlreiche Einflussfaktoren gibt, die die Temperaturentwicklung im behandelten Gewebe beeinflussen:

- (1) das verwendete RF-Gerät: in einer Studie von Kaplan et al. konnte gezeigt werden, dass jedes bipolare Gerät sein spezifisches thermisches Feld mit unterschiedlicher Tiefenwirkung generiert⁸⁵;
- (2) die Art der RF-Sonde und die Einstellungen des RF-Generators;
- (3) der Abstand zwischen Sondenspitze und Gewebe^{85,174};
- (4) die Geschwindigkeit der Sondenbewegung über das Behandlungsareal⁸⁵.

Mögliche Unterschiede bei dieser Fülle an Faktoren sind unvermeidbar und könnten ein Grund für die abweichenden Temperaturwerte darstellen. Weiterhin könnten die niedrigeren Durchschnittstemperaturen in diesem Versuch dadurch begründet sein, dass die Temperatursonde 4 (FL) nicht mehr im Knorpel, sondern bereits im subchondralen Knochen lokalisiert war. Knochen jedoch könnte auf Grund der stark differierenden Matrixbeschaffenheit im Vergleich zu Knorpel auch andere Eigenschaften der Wärmeleitung zeigen.

Ein Blick auf die Temperaturhöchstwerte, die in diesem Versuch entstanden sind, lässt jedoch erkennen, dass bei Einsatz des bipolaren RF-Gerätes am Messpunkt 4 (FL) Temperaturwerte über 50 °C aufgezeichnet wurden, und zwar bereits nach 15 s in 14,3 % der Fälle und nach 45 s sogar in 28,6 % der Fälle. Dabei generierte das bipolare Gerät eine Spitzentemperatur von 69,12 °C. Diese Werte zeigen, dass selbst noch im subchondralen Knochen unterhalb des behandelten Knorpelareals gewebsschädigende Temperaturen entstanden sind, die zum Teil schon nach 15 s Applikationsdauer aufgetreten sind. Dies bedeutet zum einen für den Knorpel, dass bei der Knorpelglättung der Fossa lunata mit dem bipolaren RF-System in fast 30 % der Fälle die Chondrozyten

der gesamten Knorpelschicht Temperaturwerten jenseits von 50 °C bis hin zu Temperaturspitzen von nahezu 70 °C ausgesetzt waren. Ein Absterben von Chondrozyten wurde in einer Studie von Arnocsky und Markel bei Temperaturen zwischen 50 – 55 °C beobachtet⁸⁵, Voss et al. konnten ebenfalls Chondrozytennekrosen ab 50 °C feststellen¹⁷⁵ und Benton et. al wiesen sogar beginnende Nekroseprozesse in Knorpelzellen ab 43 °C nach⁷.

Auf Grundlage dieser Daten kann die Schlussfolgerung gezogen werden, dass in unserer Studie bei Einsatz des bipolaren RF-Gerätes zur Chondroplastik der Fossa lunata im Knorpel so hohe Temperaturen generiert wurden, dass in bis zu 30 % der Fälle das Risiko einer Chondrozytennekrose bis zur Knorpel-Knochen-Grenze gegeben war. Dieses Risiko eines vollschichtigen Absterbens der Chondrozyten im behandelten Knorpelareal durch Temperaturen über 50 °C scheint im Handgelenk besonders hoch, da hier der Knorpelüberzug bedeutend dünner ist als beispielsweise im Kniegelenk. Als zweiter Aspekt dieser hohen Maximaltemperaturen an der Messsonde 4 (FL) ist zu nennen, dass diese Spitzentemperaturen von knapp 70 °C im subchondralen Knochen generiert wurden. Studien zeigen jedoch, dass in einem Bereich von 48 - 52 °C Osteoblasten durch Induktion von Nekrose- und Apoptoseprozessen thermisch geschädigt werden⁹⁴. So stellt sich die berechtigte Frage, ob durch Anwendung von RF-Energie zur Knorpelglättung nicht nur der Knorpel selbst, sondern auch der darunterliegende Knochen einem potentiellen Risiko ausgesetzt ist. Bonutti et al. sowie Encalada et al. berichten in Nachuntersuchungen von Patienten, die eine Knorpelglättung im Bereich des Kniegelenks mittels RF-Energie erhalten hatten, über einzelne Fälle von postoperativen Osteonekrosen^{13,40}. Beide Autoren hatten daraus die Hypothese abgeleitet, dass RF-Energie bei Knorpelglättung zu Osteonekrosen des subchondralen Knochens führen kann, ohne jedoch einen direkten Beweis hierfür geliefert zu haben. Vor diesem Hintergrund wurden deshalb in einer aktuellen Studie von Balcarek et al. die Auswirkungen monopolarer RF-Energie auf den subchondralen Knochen von Kaninchen untersucht⁴. Dabei zeigten sich bei einer stationären Energieabgabe von 4 Sekunden und 8 Sekunden Dauer durchschnittliche Osteonekroseareale von 126 µm bzw. 942 µm Tiefe nach 22 Tagen. Bei der Untersuchung nach 88 Tagen konnten in der 4-Sekunden-Gruppe keinerlei Osteonekrosen mehr nachgewiesen werden, in der 8-Sekunden-Gruppe waren abgestorbene Knochenareale nur noch bis zu einer Tiefe von 133 µm feststellbar. Die Autoren schließen daraus, dass durch Einsatz von RF-Energie am Knorpel der subchondrale Knochen geschädigt werden kann. Diese Schädigung sei den

Ergebnissen zufolge jedoch möglicherweise reversibel und trete vor allem unter relativ langer stationärer Energieabgabe auf. Deshalb schätzen sie das Risiko einer thermischen Osteonekrose des subchondralen Knochens bei korrekter klinischer Anwendung mit ständiger Bewegung der RF-Sonde eher gering ein. Dennoch zeigen unsere Ergebnisse in bis zu 30 % der Fälle Temperaturspitzen von über 50 °C im subchondralen Knochen bei Glättung des Knorpels in der Fossa lunata mit dem bipolaren RF-System unter kontinuierlicher Spülung und meanderförmiger Bewegung der Arbeitselektrode. Dabei erscheint das Auftreten von postoperativen Osteonekrosen angesichts von Temperaturen bis 70 °C im subchondralen Knochen sehr wahrscheinlich. Gerade die weiter oben bereits angesprochene geringe Knorpeldicke im Handgelenk kann möglicherweise rascher eine potentielle thermische Schädigung des subchondralen Knochens beim Einsatz von RF-Energie bei der Handgelenksarthroskopie bewirken. Weiterführende klinische Studien und Nachuntersuchungen werden nötig sein, um das Risiko subchondraler Knochenschädigungen bei einer thermischen Knorpelbehandlung – besonders im Handgelenk – besser einschätzen zu können.

Ein weiterer Blick auf die Maximaltemperaturen des Versuchs 2 lässt erkennen, dass nicht nur an der Messsonde 4 (FL), sondern auch am Messpunkt 5 (DRUG) im distalen Radioulnargelenk Temperaturen über 50 °C entstanden sind. Nur bei Verwendung des bipolaren RF-Gerätes traten diese Spitzentemperaturen dabei in 28,6 % der Fälle nach 30 s sowie 45 s Energieabgabe auf. Es zeigt sich somit, dass bei Knorpelglättung der Fossa lunata die Höchsttemperaturen auch im Bereich des DRUG soweit angestiegen sind, dass eine Schädigung des dortigen Gelenkknorpels ebenfalls möglich ist. An allen weiteren Messpunkten wurden in diesem Versuch keine Temperaturen jenseits der 50°C-Grenze aufgezeichnet.

In Versuch 3 wurde ein Debridement sowie eine Schrumpfung des SL-Bandes mittels RF-Energie durchgeführt. Dabei wird in den Diagrammen der Durchschnittstemperaturen deutlich, dass sowohl beim bipolaren als auch monopolaren Gerät nur an der Messsonde 3 (SL), die direkt im SL-Band platziert war, ein relevanter Temperaturanstieg festzustellen war. Die Temperaturzunahme auf maximal $27,65 \pm 2,84$ °C für das bipolare und $28,56 \pm 6,7$ °C für das monopolare RF-System fiel dort jedoch sehr gering aus, obwohl die Messsonde 3 (SL) unmittelbar am Ort der RF-Abgabe lokalisiert war. Der Grund für den geringen Temperaturanstieg an dieser Messsonde könnte in einer sehr tiefen Platzierung der Messsonde im Band liegen, so dass die Distanz zwischen RF-Sonde und Messsonde relativ groß war. In einer In-vitro-Studie an

bovinem Kapselgewebe konnten Shellock et al. durch Temperaturmessungen in unterschiedlichen Gewebetiefen feststellen, dass bereits in 1 mm Tiefe die Temperatur des bipolaren Gerätes um durchschnittlich 9,2 °C geringer war als an der Oberfläche, beim monopolaren Gerät zeigte sich sogar eine um 14,6 °C niedrigere Temperatur. In nur 2 mm Tiefe wurden Temperaturunterschiede für beide Geräte von bis zu 40 °C im Vergleich zur Oberflächentemperatur gemessen¹⁴⁹. Auch Obrzut et al. bewiesen in ihrer Studie an Schultergelenkskapseln von Schafen, dass selbst bei einer generierten Oberflächentemperatur von 80 °C in 1,5 mm Entfernung zur RF-Sonde die Temperatur im Gewebe nie Werte über 45 °C erreicht hatte¹²⁴. Dieser starke Abfall der Temperatur in kollagenem Bindegewebe könnte den geringen Temperaturanstieg an der Messsonde 3 (SL) erklären. Ob somit ein effektives „shrinkage“ des SL-Bandes, das einer Studie von Berger zufolge bei einer Länge von 5 mm durchschnittlich 3 mm dick ist⁹ und zudem im proximalen Teil aus Fasernorpel aufgebaut ist, in seiner Gesamtheit überhaupt möglich ist, sei angesichts dieser niedrigen Durchschnittstemperaturen in Frage gestellt. Denn eine suffiziente Schrumpfung kollagenhaltigen Gewebes tritt erst ab Temperaturwerten von 60 - 65 °C auf (siehe Kapitel 2.3.2.1.1). Positive Effekte einer SL-Band-Schrumpfung auf Schmerzen und Instabilität der Handgelenkes bei SL-Band-Läsionen wurden trotzdem bereits in einigen klinischen Nachuntersuchungen gezeigt^{5,32,74,151}. Weiterhin lässt ein Blick auf die Maximaltemperaturen erkennen, dass in diesem Versuch bei keinem Messpunkt Temperaturen über 50 °C generiert wurden, der Spitzenwert dieses Versuchs wurde an der Messsonde 3 (SL) mit 42,98 °C für das monopolare RF-Gerät aufgezeichnet.

In Versuch 4 erfolgte ein elektrothermisches Debridement des TFCC, ein im klinischen Alltag häufig durchgeföhrter Eingriff. Bei Betrachtung der Durchschnittstemperaturen ist ein deutlicher Temperaturanstieg nur am Messpunkt 5 (DRUG) erkennbar. Die Temperatur an den anderen Messsonden blieb bei beiden RF-Systemen unterhalb von 30 °C. Damit zeigt sich auch bei diesem Versuch, dass die Temperatur lediglich an dem Messpunkt deutlich gestiegen ist, der zum Ort der RF-Abgabe am nächsten lag. Mit zunehmender Entfernung zwischen Messpunkten und RF-Sonde fiel der Temperaturanstieg geringer aus. An der Messsonde 5 (DRUG) wurden im Durchschnitt maximal $43,25 \pm 8,17$ °C bei Einsatz des bipolaren Gerätes und $35,67 \pm 14,68$ °C beim monopolaren RF-System erreicht. Die Durchschnittstemperatur ist somit beim Debridement des TFCC mittels RF-Energie an keiner Messonde über 50 °C gestiegen. Ein anderes Bild zeigt sich bei Blick auf die Temperaturhöchstwerte dieses Versuches. Sowohl das bipolare als auch das monopolare RF-Gerät haben am Messpunkt 5

(DRUG) Temperaturen über 50 °C generiert. Das bipolare System hat nach 15 s Behandlungsdauer in 14,3 % und nach 30 s in 28,6 % der Fälle zu solch hohen Maximaltemperaturen geführt, im monopolaren Modus war nach 45 s in 14,3 % der Fälle ein Anstieg über 50 °C aufgezeichnet worden. Der Spitzenwert dieses Versuches betrug an diesem Messpunkt 68,12 °C bei Einsatz des monopolaren RF-Systems. Diese Ergebnisse lassen erkennen, dass bei Behandlung des TFCC mittels RF-Energie die Temperaturen im Bereich des darunterliegenden DRUG in einigen Fällen so hoch angestiegen sind, dass eine thermische Schädigung der Chondrozyten des dortigen Gelenkknorpels vermutet werden kann. Dieses potentielle Risiko konnte in unserer Studie aufgezeigt werden und muss bei Anwendung von RF-Energie im Bereich des TFCC beachtet werden. An den übrigen Messsonden wurden in diesem Versuch keine Temperaturhöchstwerte jenseits der 50 °C-Grenze festgestellt.

Resümierend lässt sich bei Betrachtung dieses Diskussionspunktes festhalten, dass sowohl bei den Durchschnitts- als auch Maximaltemperaturen nur am Ort der RF-Abgabe des jeweiligen Versuchs ein nennenswerter Anstieg feststellbar war. Je weiter entfernt die Messpunkte von der aktiven RF-Sonde waren, desto geringer war der Temperaturanstieg. Die Durchschnittswerte haben bei keinem Versuch an einer der acht Messsonden die in der Studie als gewebsschädigend definierte Temperatur von 50°C überschritten. Blickt man jedoch auf die Spitzentemperaturen der einzelnen Versuche, so muss Folgendes konstatiert werden: Bei Einsatz des bipolaren RF-Gerätes zur Glättung des Gelenkknorpels der Fossa lunata sind im subchondralen Knochen Temperaturen entstanden, die zum einen eine vollschichtige Schädigung der Chondrozyten im Behandlungsgebiet bis zum angrenzenden Knochen, zum anderen auch Osteonekrosen des subchondralen Knochens selbst wahrscheinlich machen. Weiterhin zeigten sich bei diesem Versuch auch im DRUG Temperaturspitzen, die die Chondrozyten des dortigen Gelenkknorpels schädigen könnten. Beim Debridement des TFCC sind ebenfalls im DRUG potentiell schädigende Temperaturen über 50 °C aufgetreten. Im Bereich des 4./ 5. Strecksehnenfaches konnten bei allen Versuchen im Durchschnitt nur minimale Veränderungen der Temperatur um 1- 2 °C im Vergleich zur Ausgangstemperatur festgestellt werden, die Werte der Höchsttemperaturen lagen stets unter 30 °C. Rupturen dieser Strecksehnen nach Anwendung von RF-Energie, wie von Pell und Uhl berichtet wurde¹³¹, können auf Grundlage unserer Daten nicht auf eine thermisch induzierte Schädigung während der Handgelenksarthroskopie zurückgeführt werden. Nach einigen Berichten über Schäden am N. axillaris nach arthroskopischer

Raffung der Schultergelenkkapsel mittels RF-Energie wurde seitens einiger Autoren auch die Möglichkeit einer Schädigung der Nerven im Bereich des Handgelenkes angesprochen^{131,155}, zumal Nervengewebe bereits geschädigt wird, wenn eine Temperatur von 55 °C nur 1 s lang einwirkt¹⁰⁶. Hierzu zeigt die Auswertung der Daten am Messpunkt 7 (NU), dass am N. ulnaris bei keinem Versuch die Durchschnittstemperaturen merklich angestiegen sind, Temperaturspitzen erreichten einen maximalen Wert von 26 °C. Diese Ergebnisse lassen den Schluss zu, dass bei Einsatz von RF-Energie im Handgelenk – selbst bei ulnarer Energieabgabe am TFCC – keine Gefahr einer thermischen Schädigung für den N. ulnaris besteht. Ähnliches war auch für die Temperaturverhältnisse im mediokarpalen Gelenkspalt feststellbar: Bei Energieabgabe im Radiokarpalgelenk kam es zu keiner relevanten Temperatursteigerung im Mediokarpalgelenk. Ein Blick auf die Temperaturen direkt in der Spülflüssigkeit des radiokarpalen Gelenkspalts (Messsonde 2 (Rr)) lässt geringe Anstiege der Durchschnittstemperaturen erkennen, doch auch die Höchsttemperaturen haben die Grenze von 50 °C nie überschritten. Es zeigte sich somit bei Einsatz von RF-Energie keine Überhitzung der Spülflüssigkeit trotz des sehr kleinen Verteilungsvolumens der Wärme im Handgelenk. Dabei muss jedoch angefügt werden, dass mit Ausnahme eines Teiles von Versuch 1 das Gelenk kontinuierlich gespült wurde und eine Ablaufkanüle vorhanden war.

Zusammenfassend lassen die entstandenen Temperaturprofile somit den Schluss zu, dass bei Einsatz von RF-Geräten im Handgelenk in erster Linie das behandelte sowie das direkt daran angrenzende Gewebe einem Risiko thermischer Schädigung ausgesetzt ist. Für umliegende Strukturen wie Strecksehnen und Nerven sowie für die Spülflüssigkeit im Handgelenk wurden keine potentiell schädigenden Temperaturen aufgezeichnet.

6.2 Studiendesign und Methodik

Die Ergebnisse einer Studie müssen immer im Kontext der experimentellen Versuchsbedingungen bewertet werden.

Als erster Punkt muss dabei in dieser Studie wohl angemerkt werden, dass die Versuche mit einer Ausgangstemperatur der Handgelenke von 20 - 22 °C und nicht bei Körpertemperatur durchgeführt wurden. Da keine RF-Sonden mit Temperaturrückkopplungssystem benutzt wurden, war die Menge der abgegebenen Energie

unabhängig von der Ausgangstemperatur im Gelenk; der Temperaturanstieg hingegen kann als Funktion der durch das RF-Gerät zugeführten Energie betrachtet werden. Wenn die Kapazität des Gewebes, Wärme aufzunehmen, in diesem Temperaturbereich als relativ konstant angenommen wird¹⁵⁵, zeigt sich deshalb der gemessene Temperaturanstieg unabhängig von der Ausgangstemperatur. Dies bedeutet, dass *in vivo* bei einer Ausgangstemperatur des Gewebes in der Körperschale von 33 - 35 °C⁸⁹ höhere Endtemperaturen zu erwarten sind. Eine theoretische Addition dieser Differenz von etwa 10 °C zu den gemessenen Temperaturen im Gewebe zeigt aber, dass selbst dann weder in den Strecksehnen noch im N. ulnaris schädigende Temperaturwerte entstanden wären. An den Messpunkten, an denen bereits bei einer Ausgangstemperatur von 20 °C Temperaturwerte über 50 °C aufgezeichnet wurden, könnten *in vivo* häufiger (noch) höhere Temperaturen generiert werden. In Studien an Leichen scheint die Raumtemperatur als Ausgangstemperatur der behandelten Präparate dennoch die einzige und beste Möglichkeit zu sein, ein konstantes Ausgangsniveau der Temperatur herzustellen.

Als zweiter Kritikpunkt ist anzumerken, dass die Energieabgabe durch die RF-Geräte kontinuierlich erfolgte und nicht intermittierend, wie es im klinischen Alltag geschehen sollte. Die Variante der kontinuierlichen Energieabgabe wurde ausgewählt, weil dadurch die Gesamtabgabedauer der Energie besser kontrolliert und eine exaktere Beziehung zwischen Dauer der Energieabgabe und Temperaturanstieg hergestellt werden konnte. Um einen Ausgleich herzustellen, wurde nicht nur stoßweise, sondern auch kontinuierlich gespült.

Als dritter Aspekt, der die Resultate möglicherweise beeinflusst hat, muss genannt werden, dass in den Handgelenken der Leichen natürlich keine Blutzirkulation vorhanden war. *In vivo* könnte durch den Blutfluss Wärme aus dem Handgelenksbereich abtransportiert und dadurch die Temperaturen gesenkt werden. Da im klinischen Alltag jedoch der Blutfluss durch das Verfahren der Blutleere oder Blutsperre ebenfalls unterbunden ist, ist dieser Punkt als Einflussfaktor wahrscheinlich weitestgehend zu vernachlässigen, zumal auch durch den Tourniquet die Temperatur der Extremität verringert wird^{21,159}.

Zuletzt muss noch darauf hingewiesen werden, dass die Ergebnisse nur für die beiden in dieser Studie verwendeten RF-Systeme gültig sind. Bei Einsatz von RF-Geräten anderer Hersteller können abweichende Temperaturprofile auftreten.

7 ZUSAMMENFASSUNG UND SCHLUSSFOLGERUNGEN

Der arthroskopische Einsatz von Radiofrequenzenergie hat sich im Laufe des letzten Jahrzehntes in der Orthopädie und Unfallchirurgie als ein wertvolles Instrument bei der Behandlung verschiedenster Pathologien des Kapsel-Band-Apparates sowie des Knorpels etabliert. Nachdem zahlreiche In-vitro-Studien jedoch teils erhebliche Schäden am behandelten Gewebe feststellen konnten, entbrannten zwischen Befürwortern und strikten Gegnern dieser neuen Technik bis heute anhaltende Diskussionen über deren Sicherheit. Zur Klärung dieser Frage standen dabei in erster Linie Untersuchungen über Auswirkungen von RF-Energie auf das direkt bearbeitete Gewebe im Fokus der Forschung. Berichte über Schädigungen des N. axillaris nach Schrumpfung der Schultergelenkkapsel oder Rupturen der Strecksehnen sowie Hautverbrennungen am Handgelenk machen jedoch deutlich, wie wenig wir über die Auswirkungen der Abgabe thermischer Energie auf den Gelenkraum als Ganzes mit den jeweils umgebenden Strukturen wissen. Gerade am Handgelenk besteht auf Grund seines geringen Volumens und des minimalen Weichteilmantels zwischen Gelenkkapsel und umliegenden Sehnen und Nervenbahnen das Risiko, dass diese Strukturen durch eine mögliche Überhitzung der Spülflüssigkeit und des gesamten Gelenkbereiches geschädigt werden. Nach unserem Kenntnisstand gab es bisher hierzu keine Untersuchungen.

Aus diesem Grund war das Ziel der vorliegenden Arbeit, an Handgelenken von Leichen unter Simulation verschiedener klinischer Einsatzgebiete von RF-Energie in der Handgelenksarthroskopie die Temperaturentwicklung sowohl intraartikulär in der Spülflüssigkeit und im behandelten Gewebe, als auch extraartikulär im Bereich von Sehnen und Nerven zu evaluieren. Weiterhin wurde der Einfluss der vier Variablen Energieabgabedauer, Spülung des Gelenkes, RF-System (bipolar vs. monopolar) sowie die Entfernung zwischen aktiver RF-Sonde und Messpunkten auf das Temperaturprofil im Handgelenk untersucht.

Dazu wurden 14 menschliche Handgelenke von sieben Leichenspendern verwendet. Für diese Versuche konzipierte und gebaute Temperaturmesssonden wurden an folgenden Messpunkten im Handgelenk platziert und fixiert: (1) zugeführte Spülflüssigkeit, (2) Recessus radialis, (3) SL-Band, (4) subchondraler Knochen der Fossa lunata, (5) DRUG, (6) Bereich zwischen 4. und 5. Strecksehnenfach auf Höhe des Radiokarpalgelenks, (7) N. ulnaris auf Höhe des Radiokarpalgelenks, (8) Mediokarpalgelenk zentral zwischen Os lunatum und Os capitatum. Anschließend

wurden mit einem bipolaren RF-System an den rechten Handgelenken und mit einem monopolaren RF-Gerät an den linken Handgelenken jeweils die folgenden vier Versuche durchgeführt und die entstehenden Temperaturen aufgezeichnet: erstens eine zentrale Abgabe der RF-Energie im Radiokarpalgelenk am Os lunatum mit und ohne Spülung, zweitens eine Knorpelglättung der Fossa lunata, drittens ein Debridement/ Schrumpfung des SL-Bandes und viertens ein Debridement des TFCC.

In den Ergebnissen hat sich mit zunehmender Dauer der Energieabgabe ein nahezu kontinuierlicher Temperaturanstieg an allen Sonden mit relevanten Temperaturänderungen gezeigt. Dieses Ergebnis war bei allen Versuchsteilen statistisch signifikant ($p < 0,05$) und unabhängig von der Art des RF-Systems.

Weiterhin war feststellbar, dass durch Spülung beim Einsatz von RF-Energie die Durchschnittstemperaturen reduziert werden konnten. Der Unterschied im Vergleich zur Gruppe ohne Spülung war jedoch statistisch nicht signifikant ($p > 0,05$). Bei den Temperaturhöchstwerten aber konnte eine statistisch signifikante ($p < 0,05$) Senkung der Temperaturen durch Spülung erzielt werden. Sowohl die Durchschnitts- als auch die Maximaltemperaturen des monopolaren RF-Systems wurden durch Spülung deutlich stärker reduziert als die des bipolaren RF-Gerätes.

Der Vergleich des bipolaren und monopolaren RF-Systems ließ erkennen, dass das bipolare RF-Gerät in 75 % der Fälle statistisch signifikant ($p < 0,05$) höhere Durchschnittstemperaturen generiert hat als das monopolare System. Beide Geräte haben zu Maximaltemperaturen über 50 °C geführt, wobei bei Einsatz des bipolaren RF-Systems diese Temperaturen dreimal häufiger und auch bereits nach kürzerer Behandlungszeit aufgetreten sind.

In fast allen Versuchen konnte eine statistisch signifikante ($p < 0,05$) Abnahme der Durchschnittstemperaturen mit zunehmender Distanz der Messpunkte von der RF-Sonde bewiesen werden. Deshalb zeigte sich eindeutig, dass sowohl bei den Durchschnitts- als auch Maximaltemperaturen nur am Ort der RF-Abgabe des jeweiligen Versuches ein nennenswerter Temperaturanstieg feststellbar war. Die Durchschnittstemperaturen haben dabei bei keinem Versuch die 50 °C-Grenze überschritten. Blickt man jedoch auf die Spitzentemperaturen der einzelnen Versuche, so muss folgendes konstatiert werden: Beim Einsatz des bipolaren RF-Gerätes zur Glättung des Gelenkknorpels der Fossa lunata sind im subchondralen Knochen in etwa 30 % der Fälle Temperaturen über 50 °C mit einem Spitzenwert von fast 70 °C entstanden, die zum einen eine vollschichtige Schädigung der Chondrozyten bis zum angrenzenden Knochen, zum anderen auch Osteonekrosen des subchondralen Knochens

wahrscheinlich machen. Weiterhin zeigten sich bei diesem Versuch auch im DRUG Temperaturspitzen, die die Chondrozyten des dortigen Gelenkknorpels schädigen könnten. Im Versuch der SL-Band-Schrumpfung waren keine Maximaltemperaturen über 50 °C – auch nicht im SL-Band selbst – feststellbar. Ob somit ein effektives „shrinkage“ des SL-Bandes überhaupt möglich ist, sei angesichts der niedrigen gemessenen Temperaturen in Frage gestellt. Beim Debridement des TFCC sind bei Verwendung des bipolaren sowie des monopolaren RF-Systems im DRUG potentiell schädliche Temperaturen über 50 °C aufgetreten. In der Spülflüssigkeit des radiokarpalen Gelenkspaltes wurden keine Temperaturen jenseits der 50 °C-Grenze gemessen, somit war keine Überhitzung der Spülflüssigkeit festzustellen. Im Mediokarpalgelenk, im Bereich des 4. und 5. Strecksehnenfaches und am N. ulnaris lagen die Werte der Höchsttemperaturen sogar stets unter 30 °C, schädigende Temperaturen konnten in der Umgebung dieser Strukturen folglich nicht ermittelt werden.

Aus den Ergebnissen dieser Studie lassen sich abschließend folgende Schlussfolgerungen für den klinischen Einsatz ziehen:

Je länger mit Hilfe von RF-Geräten Energie im Handgelenk abgegeben wird, desto größer wird die Gefahr von Gewebsschädigungen im Bereich des Handgelenkes. Da das oberste Ziel des RFE-Einsatzes sein muss, den gewünschten Effekt einer Thermoablation bei möglichst geringem thermischen Stress für die vitalen Zellen zu erzielen, sollte auf kurze Aktivierungsphasen der RF-Geräte sowie eine Energieabgabe in kurzen Intervallen geachtet werden.

Durch Spülen des Gelenkes können die auftretenden Temperaturen und im Besonderen die Temperaturspitzen vor allem bei Einsatz eines monopolaren RF-Systems reduziert werden. Um die Effizienz der Spülung im Handgelenk noch zu steigern, muss in Zukunft ein Weg gefunden werden, die Spülflüssigkeit aktiv aus dem Gelenkraum zu entfernen, wie es beispielsweise in der Schultergelenksarthroskopie bereits durchgeführt wird. Die Entwicklung spezieller Saugvorrichtungen für RF-Sonden kleiner Gelenke könnte hierbei eine Möglichkeit darstellen.

Die Verwendung des bipolaren RF-Gerätes war in dieser Studie mit einem eindeutig höheren Risiko verbunden, gewebsschädigende Temperaturen im Handgelenk zu generieren als das monopolare System. Niedrigere Durchschnittstemperaturen und seltener Temperaturspitzen über 50 °C, wie in unserer Studie für das monopolare RF-System gezeigt werden konnte, bedeuten mehr Sicherheit für den Patienten.

Die entstandenen Temperaturprofile lassen erkennen, dass bei Einsatz von RF-Geräten in der Handgelenksarthroskopie in erster Linie das behandelte sowie das direkt

angrenzende Gewebe einem Risiko thermischer Schädigung ausgesetzt ist, eine Überhitzung der Spülflüssigkeit konnte nicht festgestellt werden. Weiterführende klinische Studien und Nachuntersuchungen werden nötig sein, um die Gefahr subchondraler Osteonekrosen bei Thermoablation am Knorpel – besonders im Handgelenk mit seinem dünnen Knorpelüberzug – besser einschätzen zu können. Für die im Bereich des Handgelenks verlaufenden Strukturen wie Sehnen oder Nerven scheint nach unseren Ergebnissen kein erhöhtes Risiko einer thermischen Schädigung beim Einsatz von RF-Geräten in der Handgelenksarthroskopie zu bestehen.

8 LITERATURVERZEICHNIS

1. Advincula AP, Wang K. The evolutionary state of electrosurgery: where are we now? *Curr Opin Obstet Gynecol* 2008;20:353-358.
2. Atkinson LS, Baxley EG. Scapholunate dissociation. *Am Fam Physician* 1994;49:1845-1850.
3. Bain GI, Munt J, Turner PC. New Advances in Wrist Arthroscopy. *Arthroscopy* 2008;24(3):355-367.
4. Balcarek P, Kuhn A, Weigel A, Walde TA, Ferlemann KG, Stürmer KM, Frosch KH. Impact of monopolar radiofrequency energy on subchondral bone viability. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc* 2010;18(5):673-680.
5. Battistella F, Golano P, Taverna E. Arthroscopic thermal shrinkage for scapholunate injuries. In: Slutsky DJ, Nagel DJ. Techniques in wrist and hand arthroscopy. Elsevier, Philadelphia 2007:86-92.
6. Benninghoff, Drenckhahn. Anatomie, Band 1. 17. Auflage. Urban & Fischer Verlag, München 2008.
7. Benton HP, Cheng TC, MacDonald MH. Use of adverse conditions to stimulate a cellular stress response by equine articular chondrocytes. *Am J Vet Res* 1996;57:860-865.
8. Berger RA, Blair W. The radioscapheolunate ligament: A gross and histologic description. *The Anatomical Record* 1984;210:393-405.
9. Berger RA. The gross and histologic anatomy of the scapholunate interosseous ligament. *J Hand Surg* 1996;21A:170-178.
10. Bernstein MA, Nagle DJ, Martinez A, Stogin JM Jr, Wiedrich TA. A comparison of combined arthroscopic triangular fibrocartilage complex debridement and arthroscopic wafer distal ulna resection versus arthroscopic triangular fibrocartilage complex debridement and ulnar shortening osteotomy for ulnocarpal abutment syndrome. *Arthroscopy* 2004;20:392-401.

11. Bilos ZJ, Chamberland D. Distal ulnar head shortening for treatment of triangular fibrocartilage complex tears with positive ulnar variance. *J Hand Surg* 1991;16A:115-119.
12. Bittar ES, Dell PC, Smith P. Arthroscopic surgery of the wrist. *Arthroscopy* 1988;4:131.
13. Bonutti PM, Seyler TM, Delanois RE, McMahon M, McCarthy JC, Mont MA. Osteonecrosis of the knee after laser or radiofrequency-assisted arthroscopy: treatment with minimally invasive knee arthroplasty. *J Bone Joint Surg* 2006;88A:Supp3:69-75.
14. Bortnick DP. Coblation: an emerging technology and new technique for soft-tissue surgery. *Plast Reconstr Surg* 2001;107:614-615.
15. Caffey S, McPherson E, Moore B, Hedman T, Vangsness CT Jr. Effects of radiofrequency energy on human articular cartilage: an analysis of 5 systems. *Am J Sports Med* 2005;33(7):1035-1039.
16. Caplan AI, Elyaderani M, Mochizuki Y. Principles of cartilage repair and regeneration. *Clin Orthop* 1997;342:254-269.
17. Carter TR, Bailie DS, Edinger S. Radiofrequency electrothermal shrinkage of the anterior cruciate ligament. *Am J Sports Med* 2002;30(2):221-226.
18. Cetik O, Cift H, Comert B, Cirpar M. Risk of osteonecrosis of the femoral condyle after arthroscopic chondroplasty using radiofrequency: a prospective clinical series. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc* 2009;17:24-29.
19. Chang SD, Adler JR Jr. Current status and optimal use of radiosurgery. *Oncology* 2001;15:209-216.
20. Chloros GD, Wiesler ER, Poehling GG. Current Concepts in Wrist Arthroscopy. *Arthroscopy* 2008;24(3):343-354.
21. Chon JY, Lee JY. The effects of surgery type and duration of tourniquet inflation on body temperature. *J Int Med Res* 2012;40:358-365.
22. Ciccone WJ 2nd, Hunt TJ, Lieber R, Pedowitz R, Esch J, Tasto JP. Multiquadrant digital analysis of shoulder capsular thickness. *Arthroscopy* 2000;16(5):457-461.

23. Constantine KJ, Tomaino MM, Herndon JH, Sotereanos DG. Comparison of ulnar shortening osteotomy and the wafer resection procedure as treatment for ulnar impaction syndrome. *J Hand Surg Am* 2000;25:55-60.
24. Cooney WP, Bussey R, Dobyns JH, Linscheid RL. Difficult wrist fractures. Perilunate fracture-dislocations of the wrist. *Clin Orthop Relat Res* 1987;136-147.
25. Cooney WP. The Wrist: Diagnosis and Operative Treatment. Lippincott Williams & Wilkins, Philadelphia 2010.
26. Corso SJ, Savoie FH, Geissler WB, Whipple TL, Jiminez W, Jenkins N. Arthroscopic repair of peripheral avulsions of the triangular fibrocartilage complex of the wrist: A multicenter study. *Arthroscopy* 1997;13:78-84.
27. Crisco JJ, Coburn JC, Moore DC, Akelman E, Weiss AP, Wolfe SW. In vivo radiocarpal kinematics and the dart thrower's motion. *J Bone Joint Surg Am* 2005;87:2729-2740.
28. Culp R, Osterman AL, Kaufmann RA. Wrist Arthroscopy: Operative Procedures. In: Green DP, Hotchkiss RN, Pederson WC, Wolfe SW, eds. Green's Operative Hand Surgery. 5. Auflage. Churchill Livingstone, New York 2005:781-803.
29. Culp RW. Complications of wrist arthroscopy. *Hand Clin* 1999;15:529-535.
30. D'Alessandro DF, Bradley JP, Fleischli JE, Connor PM. Prospective evaluation of thermal capsulorrhaphy for shoulder instability: indications and results, two- to five-year follow up. *Am J Sports Med* 2004;32(1):21-33.
31. Darlis NA, Kaufmann RA, Giannoulis F, Sotereanos DG. Arthroscopic debridement and closed pinning for chronic dynamic scapholunate instability. *J Hand Surg* 2006;31A:418-424.
32. Darlis NA, Weiser RW, Sotereanos DG. Partial scapholunate ligament injuries treated with arthroscopic debridement and thermal shrinkage. *J Hand Surg Am* 2005;30:908-914.
33. De Smet L. Pitfalls in wrist arthroscopy. *Acta Orthop Belg* 2002;68:325-329.

34. Degreef I, Welters H, Milants P, Van Ransbeeck H, De Smet L. Disability and function after arthroscopic repair of ulnar avulsions of the triangular fibrocartilage complex of the wrist. *Acta Orthop Belg* 2005;71:289-293.
35. del Pinal F, Herrero F, Cruz-Camara A, San Jose J. Complete avulsion of the distal posterior interosseous nerve during wrist arthroscopy: A possible cause of persistent pain after arthroscopy. *J Hand Surg Am* 1999;24:240-242.
36. Dillingham M. Arthroscopic electrothermal surgery of the knee. *Op Tech Sports Med* 1998;6:154-156.
37. Edwards RB 3rd, Lu Y, Markel MD. The basic science of thermally assisted chondroplasty. *Clin Sports Med* 2002;21:619-647.
38. Edwards RB 3rd, Lu Y, Nho S, Cole BJ, Markel MD. Thermal chondroplasty of chondromalacic human cartilage. An ex vivo comparison of bipolar and monopolar radiofrequency devices. *Am J Sports Med* 2002;30(1):90-97.
39. Edwards RB 3rd, Lu Y, Rodriguez E. Thermometric determination of cartilage matrix temperatures during thermal chondroplasty: comparison of bipolar and monopolar radiofrequency devices. *Arthroscopy* 2002;18(4):339-346.
40. Encalada I, Richmond JC. Osteonecrosis after arthroscopic meniscectomy using radiofrequency. *Arthroscopy* 2004;20:632-636.
41. Estrella EP, Hung LK, Ho PC, Tse WL. Arthroscopic repair of triangular fibrocartilage complex tears. *Arthroscopy* 2007;23:729-737.
42. Ewert A, Mittlmeier T. Indikation und Technik der Handgelenksarthroskopie. *Unfallchirurg* 2007;110:49-62.
43. Ewert A, Mittlmeier T. Technik der Handgelenksarthroskopie. *Unfallchirurg* 2007;110:63-69.
44. Fanghänel J, Pera F, Anderhuber F, Nitsch R. Waldeyer, Anatomie des Menschen. 17. Auflage. Walter de Gruyter, Berlin 2003.
45. Fanton GS. Arthroscopic electrothermal surgery of the shoulder. *Oper Tech Sports Med* 1998;6(3):139-146.

46. Feldkamp G, Preißler P, Koebke J. Atlas der Handarthroskopie. Hippokrates, Stuttgart 1996.
47. Feldkamp G. Möglichkeiten der Handgelenksarthroskopie: Auch für den Rheumapatienten? *Z Rheumatol* 2008;67:478-484.
48. Feldon P, Terrono AL, Belsky MR. The „wafer“ procedure. *Clin Orthop Relat Res* 1992;275:124-129.
49. Fisk GR. Carpal instability and the fractured scaphoid. *Ann R Coll Surg Engl* 1970;46(2):63-76.
50. Fisk, GR. The wrist. *J Bone Joint Surg* 1984;66B:396-407.
51. Fortems Y, Mawhinney I, Lawrence T, Trial IA, Stanley JK. Late rupture of extensor pollicis longus after wrist arthroscopy. *Arthroscopy* 1995;11(3):322-323.
52. Geissler WB, Freeland AE, Savoie FH, McIntyre LW, Whipple TL. Intracarpal soft-tissue lesions associated with an intra-articular fracture of the distal end of the radius. *J Bone Joint Surg Am* 1996;78:357-365.
53. Gilula L. Carpal injuries: Analytic approach and case exercises. *AJR Am J Roentgenol* 1979;133(3):503-17.
54. Greis PE, Burks RT, Schickendantz MS, Sandmeier R. Axillary nerve injury after thermal capsular shrinkage of the shoulder. *J Shoulder Elbow Surg* 2001;10:231-235.
55. Gryler EC, Greis PE, Burks RT, West J. Axillary nerve temperatures during radiofrequency capsulorrhaphy of the shoulder. *Arthroscopy* 2001;17:567-572.
56. Guhl JF, Olson DW, Sprague III NF. Specific complications: elbow, wrist, hip and ankle. In: Sprague III NF. Complications in arthroscopy. Raven Press, New York 1989:199-223.
57. Hackenbruch W, Stäubli HU. Arthroskopie des Sprung- und Handgelenks. Fortschritte in der Arthroskopie, Band 9. Enke Verlag, Stuttgart 1993.

58. Haines DE. The biophysics of radiofrequency catheter ablation in the heart: the importance of temperature monitoring. *Pacing Clin Electrophysiol* 1993;16(3Pt2):586-591.
59. Haines DE, Watson DD. Tissue heating during radiofrequency catheter ablation: a thermodynamic model and observations in isolated perfused and superfused canine right ventricular free wall. *Pacing Clin Electrophysiol* 1989;12(6):962-976.
60. Hayashi K, Markel MD, Thabit G 3rd, Bogdanske JJ, Thielke RJ. The effect of nonablative laser energy on joint capsular properties. An in vitro mechanical study using a rabbit model. *Am J Sports Med* 1995;23:482-487.
61. Hayashi K, Massa KL, Thabit G 3rd, Fanton GS, Dillingham MF, Gilchrist KW, Markel MD. Histologic evaluation of the glenohumeral joint capsule after the laser-assisted capsular shift procedure for glenohumeral instability. *Am J Sports Med* 1999;27:162-167.
62. Hayashi K, Nieckarz JA, Thabit G 3rd, Bogdanske JJ, Cooley AJ, Markel MD. Effect of nonablative laser energy on the joint capsule: an in vivo rabbit study using a holmium:YAG laser. *Lasers Surg Med* 1997;20:164-171.
63. Hayashi K, Thabit G 3rd, Bogdanske JJ, Mascio LN, Markel MD. The effect of nonablative laser energy on the ultrastructure of joint capsular collagen. *Arthroscopy* 1996;12:474-481.
64. Hayashi K, Thabit G 3rd, Massa KL, Bogdanske JJ, Cooley AJ, Orwin JF, Markel MD. The effect of thermal heating on the length and histologic properties of the glenohumeral joint capsule. *Am J Sports Med* 1997;25(1):107-112.
65. Hayashi K, Thabit G 3rd, Vailas AC, Bogdanske JJ, Cooley AJ, Markel MD. The effect of nonablative laser energy on joint capsular properties. An in vitro histologic and biochemical study using a rabbit model. *Am J Sports Med* 1996;24:640-646.
66. Hecht P, Hayashi K, Cooley AJ, Lu Y, Fanton GS, Thabit G 3rd, Markel MD. The thermal effect of monopolar radiofrequency energy on the properties of joint capsule. An in vivo histologic study using a sheep model. *Am J Sports Med* 1998;26:808-814.

67. Hecht P, Hayashi K, Lu Y, Fanton GS, Thabit G 3rd, Vanderby R Jr, Markel MD. Monopolar radiofrequency energy effects on joint capsular tissue: potential treatment for joint instability. An in vivo mechanical, morphological, and biochemical study using an ovine model. *Am J Sports Med* 1999;27(6):761-771.
68. Hempfling H, Begutachtung des Diskusschadens am Handgelenk. *Trauma Berufskrankh* 2008;10:66-76.
69. Hempfling H. Begutachtung der SL- und LT-Band-Schäden. *Trauma Berufskrankh* 2008;10:286-299.
70. Hempfling H. Die Arthroskopie am Handgelenk. Wissenschaftliche Verlagsgesellschaft, Stuttgart 1992.
71. Hempfling H. Die Läsionen des Handgelenkdiskus: Pathologie, Diagnostik und Therapie. *Orthopäde* 2004;33:657-675.
72. Hempfling H. Farbatlas der Arthroskopie großer Gelenke, Teil 1 und 2. Gustav Fischer Verlag, Stuttgart 1995.
73. Henry MH. Management of acute triangular fibrocartilage complex injury of the wrist. *J Am Acad Orthop Surg* 2008;16(6):320-329.
74. Hirsh L, Sodha S, Bozentka D, Monaghan B, Steinberg D, Beredjiklian PK. Arthroscopic electrothermal collagen shrinkage for symptomatic laxity of the scapholunate interosseous ligament. *J Hand Surg Br* 2005;30:643-647.
75. Ho E, Cofield RH, Balm MR, Hattrup SJ, Rowland CM. Neurologic complications of surgery for anterior shoulder instability. *J Shoulder Elbow Surg* 1999;8:266-270.
76. Hobby JL, Tom BD, Bearcroft PW, Dixon AK. Magnetic resonance imaging of the wrist: Diagnostic performance statistics. *Clin Radiol* 2001;56:50-57.
77. Hulsizer D, Weiss AP, Akelman E. Ulna-shortening osteotomy after failed arthroscopic debridement of the triangular fibrocartilage complex. *J Hand Surg* 1997;11A:694-698.

78. Husby T, Haugstvedt JR. Long-term results after arthroscopic resection of lesions of the triangular fibrocartilage complex. *Scand J Plast Reconstr Surg Hand Surg* 2001;35:79-83.
79. Huschak G, Steen M, Kaisers UX. Elektrochirurgie – Grundlagen und Risiken. *Anästhesiol Intensivmed Notfallmed Schmerzther* 2009;1:10-13.
80. Internetquelle: <http://de.wikipedia.org/wiki/HF-Chirurgie>
81. Internetquelle: <http://www.dg-h.de> (Leitlinien der Deutschen Gesellschaft für Handchirurgie)
82. Jackson RW. A History of Arthroscopy. *Arthroscopy* 2010;26(1):91-103.
83. Johnson RK, Shrewsbury MM. The pronator quadratus in motions and in stabilization of the radius and ulna at the distal radio-ulnar joint. *J Hand Surg* 1976;1:205-209.
84. Kaplan L, Uribe JW. The acute effects of radiofrequency energy in articular cartilage: an in vitro study. *Arthroscopy* 2000;16:2-5.
85. Kaplan LD, Ernsthausen JM, Bradley JP, Fu FH, Farkas DL. The thermal field of radiofrequency probes at chondroplasty settings. *Arthroscopy* 2003;19(6):632-640.
86. Kauer, JMG. The articular disc of the hand. *Acta anat* 1975;93:590-605.
87. Khan AM, Dillingham MF. Electrothermal chondroplasty – monopolar. *Clin Sports Med* 2002;21:663-674.
88. Kim PR, Giachino A, Uhthoff HK. Histologic analysis of fetal ulnar variance. *J Hand Surg* 1995;21A:114-116.
89. Klinke R, Pape HC, Kurtz A, Silbernagl S. Physiologie. 6. Auflage. Georg Thieme Verlag, Stuttgart 2009.
90. Kouk SN, Zoric B, Stetson WB. Complication of the use of a radiofrequency device in arthroscopic shoulder surgery: second-degree burn of the shoulder girdle. *Arthroscopy* 2011;27(1):136-141.

91. Krimmer H, Krapohl B, Sauerbier M, Hahn P. Der posttraumatische karpale Kollaps (SLAC- und SNAC-wrist) – Stadieneinteilung und therapeutische Möglichkeiten. *Handchir Mikrochir Plast Chir* 1997;29:228-233.
92. Levine WN, Bigliani LU, Ahmad CS. Thermal capsulorrhaphy. *Orthopedics* 2004;27:823-826.
93. Levy O, Wilson M, Williams H, Bruguera JA, Dodenhoff R, Sforza G, Copeland S. Thermal capsular shrinkage for shoulder instability. Mid-term longitudinal outcome study. *J Bone Joint Surg* 2001;83:640–645.
94. Li S, Chien S, Branemark PI. Heat shock-induced necrosis and apoptosis in osteoblasts. *J Orthop Res* 1999;17:891-899.
95. Linscheid RL, Dobbyns JH, Beckenbaugh RD, Conny WP, Wood MB. Instability patterns of the wrist. *J Hand Surg* 1983;8:682-686.
96. Linscheid RL. Kinematic considerations of the wrist. *Clin Orthop* 1986;202:27-39.
97. Lopez MJ, Hayashi K, Fanton GS, Thabit G 3rd, Markel MD. The effect of radiofrequency energy on the ultrastructure of joint capsular collagen. *Arthroscopy* 1998;14:495-501.
98. Lu Y, Bogdanske J, Lopez M, Cole BJ, Markel MD. Effect of simulated shoulder thermal capsulorrhaphy using radiofrequency energy on glenohumeral fluid temperature. *Arthroscopy* 2005;21:592-596.
99. Lu Y, Edwards RB 3rd, Cole BJ, Markel MD. Thermal chondroplasty with radiofrequency energy. An in vitro comparison of bipolar and monopolar radiofrequency devices. *Am J Sports Med* 2001;29:42-49.
100. Lu Y, Edwards RB 3rd, Kalscheur VL. Effect of bipolar radiofrequency energy on human articular cartilage: comparison of confocal laser microscopy and light microscopy. *Arthroscopy* 2001;17:117-123.
101. Lu Y, Edwards RB 3rd, Nho S, Cole BJ, Markel MD. Lavage solution temperature influences depth of chondrocyte death and surface contouring during thermal chondroplasty with temperature-controlled monopolar radiofrequency energy. *Am J Sports Med* 2002;30(5):667-673.

102. Lu Y, Edwards RB 3rd, Nho S, Heiner JP, Cole BJ, Markel MD. Thermal chondroplasty with bipolar and monopolar radiofrequency energy: effect of treatment time on chondrocyte death and surface contouring. *Arthroscopy* 2002;18(7):779-788.
103. Lu Y, Hayashi K, Hecht P, Fanton GS, Thabit G 3rd, Cooley AJ, Edwards RB, Markel MD. The effect of monopolar radiofrequency energy on partial-thickness defects of articular cartilage. *Arthroscopy* 2000;16(5):527-536.
104. Lüllmann-Rauch R. Histologie. 3. Auflage. Georg Thieme Verlag, Stuttgart 2009.
105. Mandelbaum BR, Browne JE, Fu F, Micheli L, Mosely JB Jr, Erggelet C, Minas T, Peterson L. Current concepts: articular cartilage lesions of the knee. *Am J Sports Med* 1998;26:853-861.
106. Mandhani A, Dorsey PJ Jr, Ramanathan R, Salamanca JI, Rao S, Leung R, Berryhill R Jr, Tewari AK. Real time monitoring of temperature changes in neurovascular bundles during robotic radical prostatectomy: thermal map for nerve-sparing radical prostatectomy. *J Endourol* 2008;22(10):2313-2317.
107. Martini AK. Orthopädische Handchirurgie. 2. Auflage. Steinkopff Verlag, Darmstadt 2008.
108. Mason WT, Hargreaves DG. Arthroscopic thermal capsulorrhaphy for palmar midcarpal instability. *J Hand Surg Eur* 2007;32E(4):411-416.
109. Massarweh NN, Cosgriff N, Slakey DP. Electrosurgery: History, Principles, and Current and Future Uses. *J Am Coll Surg* 2006;202(3):520-530.
110. Medvecky MJ, Ong BC, Rokito AS, Sherman OH. Thermal Capsular Shrinkage: Basic Science and Clinical Applications. *Arthroscopy* 2001;17(6):624-635.
111. Meier R, Schmitt R, Christopoulos G, Krimmer H. Scapholunate ligament tears in MR arthrography compared with wrist arthroscopy. *Handchir Mikrochir Plast Chir* 2002;34:381-385.
112. Meier R, Schmitt R, Christopoulos G, Krimmer H. TFCC-lesion: MR arthrography vs. arthroscopy of the wrist. *Unfallchirurg* 2003;106(3):190-4.

113. Mikic ZD. Age changes in the triangular fibrocartilage of the wrist joint. *J Anat* 1978;126:367-384.
114. Minami A, Ishikawa J, Suenaga N, Kasashima T. Clinical results of treatment of triangular fibrocartilage complex tears by arthroscopic debridement. *J Hand Surg Am* 1996;21:406-411.
115. Minami A, Kato H. Ulnar shortening for triangular fibrocartilage complex tears associated with ulnar positive variance. *J Hand Surg* 1998;23A:904-908.
116. Miwa H, Hashizume H, Fujiwara K, Nishida K, Inoue H. Arthroscopic surgery for traumatic triangular fibrocartilage complex injury. *J Orthop Sci* 2004;9:354-359.
117. Moritomo H, Apergis EP, Herzberg G, Werner FW, Wolfe SW, Garcia-Elias M. 2007 IFSSH committee report of wrist biomechanics committee: biomechanics of the so-called dart-throwing motion of the wrist. *J Hand Surg Am* 2007;32A:1447-1453.
118. Moritomo H, Viegas SF, Elder K, Nakamura K, Da Silva MF, Patterson RM. The scaphotrapezio-trapezoidal joint. Pt. 2: a kinematic study. *J Hand Surg* 2000;25A:911-920.
119. Naseef GS 3rd, Foster TE, Trauner K, Solhpour S, Anderson RR, Zarins B. The thermal properties of bovine joint capsule. The basic science of laser- and radiofrequency-induced capsular shrinkage. *Am J Sports Med* 1997;25(5):670-674.
120. Neumann HS. Die Arthroskopie des Radiokarpal-, Mediokarpal- und distalen Radioulnargelenkes. *SFA Arthroskopie Aktuell* 1997
121. Newman AP. Articular cartilage repair. *Am J Sports Med* 1998;26:309-324.
122. Nottage WM. Laser-assisted shoulder surgery. *Arthroscopy* 1997;13(5):635-638.
123. O'Driscoll SW. The healing and regeneration of articular cartilage. *J Bone Joint Surg* 1998;80A:1795-1812.
124. Obrzut SL, Hecht P, Hayashi K, Fanton GS, Thabit G 3rd, Markel MD. The effect of radiofrequency energy on the length and temperature properties of the glenohumeral joint capsule. *Arthroscopy* 1998;14(4):395-400.

125. Owens BD, Stickles BJ, Balikian P, Busconi BD. Prospective analysis of radiofrequency versus mechanical debridement of isolated patellar chondral lesions. *Arthroscopy* 2002;18:151-155.
126. Paley D, McMurtry RY, Cruickshank B. Pathologic conditions of the pisiforme and pisotriquetral joint. *J Hand Surg* 1987;12A:110-119.
127. Palmer AK, Glisson R, Werner FW. Relationship between ulnar variance and triangular fibro-cartilage complex thickness. *J Hand Surg* 1984;9(5):681-682.
128. Palmer AK, Werner FW. The triangular fibrocartilage complex of the wrist. *J Hand Surg* 1981;6:153-162.
129. Palmer AK. Triangular fibrocartilage complex lesions: A classification. *J Hand Surg Am* 1989;14:594-606.
130. Pederzini L, Luchetti R, Soragni O, et al. Evaluation of the triangular fibrocartilage complex tears by arthroscopy, arthrography, and magnetic resonance imaging. *Arthroscopy* 1992;8:191-197.
131. Pell RF 4th, Uhl RL. Complications of thermal ablation in wrist arthroscopy. *Arthroscopy* 2004;20(6):84-86.
132. Pier A, Schippers E. Minimal invasive Chirurgie. Georg Thieme Verlag, Stuttgart 1995.
133. Polousky JD, Hedman TP, Vangsness CT Jr. Electrosurgical methods for arthroscopic meniscectomy: a review of the literature. *Arthroscopy* 2000;16:813-821.
134. Polzer S, Frobenius H, Witt K. Karpale Begleitverletzungen der distalen Radiusfraktur. *Der niedergelassene Chirurg* 2002;2:44-49.
135. Putz R, Pabst R. Sobotta, Atlas der Anatomie des Menschen, Band 1. 22. Auflage. Urban & Fischer Verlag, München 2006.
136. Roth JH, Haddad RG. Radiocarpal arthroscopy and arthrography in the diagnosis of ulnar wrist pain. *Arthroscopy* 1986;2:234-243.

137. Roth JH, Poehling GG. Arthroscopic “-ectomy” surgery of the wrist. *Arthroscopy* 1990;6:141-147.
138. Ruch DS, Poehling GG. Arthroscopic management of partial scapholunate and lunotriquetral injuries of the wrist. *J Hand Surg Am* 1996;21:412-417.
139. Rudigier J. Kurzgefasste Handchirurgie. 5. Auflage. Georg Thieme Verlag, Stuttgart 2006.
140. Ryan A, Bertone AL, Kaeding CC, Backstrom KC, Weisbrode SE. The effects of radiofrequency energy treatment on chondrocytes and matrix of fibrillated articular cartilage. *Am J Sports Med* 2003;31(3):386-391.
141. Schaefer SL, Ciarelli MJ, Arnoczky SP, Ross HE. Tissue shrinkage with the holmium:yttrium aluminum garnet laser. A postoperative assessment of tissue length, stiffness, and structure. *Am J Sports Med* 1997;25:841-848.
142. Schmidt HM, Lanz U. Chirurgische Anatomie der Hand. 2. Auflage. Georg Thieme Verlag, Stuttgart 2003.
143. Schmitt R, Frohner S, Fodor S, Christopoulos G, Kalb KH. Early radiological diagnostics for scapholunate dissociation (SLD). *Radiologe* 2006;46(8):654-663.
144. Schünke M, Schulte E, Schumacher U. Prometheus: Lernatlas der Anatomie. Allgemeine Anatomie und Bewegungssystem. Georg Thieme Verlag, Stuttgart 2005.
145. Schwamborn M, Hempfling H. Der Discus articularis. In: Hempfling H. Die Arthroskopie am Handgelenk. Wissenschaftliche Verlagsgesellschaft, Stuttgart 1992.
146. Sennwald G, Kern HP, Jacob HAC. Die Arthrodese des Handgelenks als Folge der karpalen Instabilität. *Orthopäde* 1993;22:65-71.
147. Shellock FG, Shields CL Jr. Temperature changes associated with radiofrequency energy-induced heating of bovine capsular tissue: evaluation of bipolar RF electrodes. *Arthroscopy* 2000;16(4):348-358.

148. Shellock FG. Radiofrequency energy induced heating of bovine articular cartilage: comparison between temperature-controlled monopolar, and bipolar systems. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc* 2001;9:392-397.
149. Shellock FG. Radiofrequency Energy-Induced Heating of Bovine Capsular Tissue: Temperature Changes Produced by Bipolar Versus Monopolar Electrodes. *Arthroscopy* 2001;17(2):124-131.
150. Shih JT, Lee HM, Tan CM. Early isolated triangular fibrocartilage complex tears: Management by arthroscopic repair. *J Trauma* 2002;53:922-927.
151. Shih JT, Lee HM. Monopolar radiofrequency electrothermal shrinkage of the scapholunate ligament. *Arthroscopy* 2006;22:553-557.
152. Slutsky DJ, Nagle DJ. Wrist Arthroscopy: Current Concepts. *J Hand Surg* 2008;33A:1228-1244.
153. Small NC. Complications in arthroscopy: the knee and other joints. *Arthroscopy* 1986;2:253-258.
154. Sokolow C, Saffar P. Anatomy and histology of the scapholunate ligament. *Hand Clin* 2001;17(1):77-81.
155. Sotereanos DG, Darlis NA, Kokkalis ZT, Zanaros G, Altman GT, Miller MC. Effects of radiofrequency probe application on irrigation fluid temperature in the wrist joint. *J Hand Surg* 2009;34A:1832-1837.
156. Spahn G, Schindler S. Tightening elongated ACL grafts by application of bipolar electromagnetic energy (ligament shrinkage). *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc* 2002;10(2):66-72.
157. Stabler A, Baumeister RG, Berger H. Carpal instability and secondary degenerative changes in lesions of the radiocarpal ligaments with various etiology. *Handchir Mikrochir Plast Chir* 1990;22(6):289-295.
158. Stein DT, Ricciardi CA, Viehe T. The effectiveness of the use of electrocautery with chondroplasty in treating chondromalacic lesions: a randomized prospective study. *Arthroscopy* 2002;18:190-193.

159. Swanson AB, Livengood LC, Sattel AB. Local hypothermia to prolong safe tourniquet time. *Clin Orthop Relat Res* 1991;200:208.
160. Takahashi T, Wada Y, Tanaka M, Yamanaka N, Yamamoto H. Mechanoreceptors and length of the patellar ligament after Ho-YAG laser treatment: a long-term follow-up in rabbits. *Acta Orthop Scand* 2002;73:653-657.
161. Taleisnik J. The ligaments of the wrist. *J Hand Surg* 1976;1(2):110-118.
162. Taleisnik, J. The wrist. Churchill Livingstone, Edinburgh 1985.
163. Tanaka T, Yoshioka H, Ueno T, Shindo M, Ochiai N. Comparison between high-resolution MRI with a microscopy coil and arthroscopy in triangular fibrocartilage complex injury. *J Hand Surg Am* 2006;31:1308-1314.
164. Tatebe M, Horii E, Nakao E, et al. Repair of the triangular fibrocartilage complex after ulnar-shortening osteotomy: Second-look arthroscopy. *J Hand Surg Am* 2007;32:445-449.
165. Tesch N, Grechenig W, Windisch G. Arthroskopische Anatomie des Radio- und des Mediokarpalgelenks. *Eur Surg* 2002;34:20-22.
166. Tomaino MM, Weiser RW. Combined arthroscopic TFCC debridement and wafer resection of the distal ulna in wrists with triangular fibrocartilage complex tears and positive ulnar variance. *J Hand Surg Am* 2001;26:1047-1052.
167. Towfigh H, Hierner R, Langer M, Friedel R. Handchirurgie. Springer Verlag, Berlin 2011.
168. Troxell CR, Morgan CD, Rajan S, Leitman EH, Bartolozzi AR. Dermal burns associated with bipolar radiofrequency ablation in the subacromial space. *Arthroscopy* 2011;27(1):142-144.
169. Trumble TE, Gilbert M, Vedder N. Isolated tears of the triangular fibrocartilage: Management by early arthroscopic repair. *J Hand Surg Am* 1997;22:57-65.
170. Turner AS, Tippett JW, Powers BE, Dewell RD, Mallinckrodt CH. Radiofrequency (electrosurgery) ablation of articular cartilage: a study in sheep. *Arthroscopy* 1998;14:585-591.

171. Uribe JW. Electrothermal chondroplasty – bipolar. *Clin Sport Med* 2002;21:675-685.
172. van Schoonhoven J, Lanz U. Around the head of the ulna: injury pattern and classification. *Handchir Mikrochir Plast Chir* 1998;30(6):351-60.
173. Viegas SF, Ballantyne G. Attritional lesions of the wrist joint. *J Hand Surg* 1987;12A:1025-1029.
174. Voloshin I, Morse KR, Allred CD, Bissell SA, Maloney MD, DeHaven KE. Arthroscopic evaluation of radiofrequency chondroplasty of the knee. *Am J Sports Med* 2007;35(10):1702-1707.
175. Voss JR, Lu Y, Edwards RB, Bogdanske JJ, Markel MD. Effects of thermal energy on chondrocyte viability. *Am J Vet Res* 2006;67:1708-1712.
176. Wallace AL, Hollinshead RM, Frank CB. Creep behavior of a rabbit model of ligament laxity after electrothermal shrinkage in vivo. *Am J Sports Med* 2002;30:98-102.
177. Watson HK, Goodman ML, Johnson TR. Limited wrist arthrodesis. Part II: Intercarpal and radiocarpal combinations. *J Hand Surg Am* 1981;6(3):223-233.
178. Weiglein A, Windisch G, Clement H, Grechenig W. Anatomie des ulnokarpalen Bandkomplexes (TFCC). *Eur Surg* 2002;34:45-46.
179. Weiss AP, Akelman E, Lambiase R. Comparison of the findings of triple-injection cinearthrography of the wrist with those of arthroscopy. *J Bone Joint Surg Am* 1996;78:348-356.
180. Weiss AP, Sachar K, Glowacki KA. Arthroscopic debridement alone for intercarpal ligament tears. *J Hand Surg Am* 1997;22:344-349.
181. Westkaemper JG, Mitsionis G, Giannakopoulos PN, Sotereanos DG. Wrist arthroscopy for the treatment of ligament and triangular fibrocartilage complex injuries. *Arthroscopy* 1998;14:479-483.
182. Whipple TL, Marotta JJ, Powell JH 3rd. Techniques of wrist arthroscopy. *Arthroscopy* 1986;2(4):244-252.

183. Whipple TL. Chronic wrist pain. *Instr Course Lect* 1995;44:129-137.
184. Whipple TL. The role of arthroscopy in the treatment of scapholunate instability. *Hand Clin* 1995;11:37-40.
185. Wienecke H, Lobenhoffer P. Grundlagen radiochirurgischer Systeme und ihre Anwendung in der Arthroskopie. *Unfallchirurg* 2003;106:2-12.
186. Wildenauer, E. Die Oberfläche der proximalen Carpalreihe. *Z Anat Entwicklungsgeschichte* 1952;116:348-350.
187. Wnorowski DC, Palmer AK, Werner FW, Fortino MD. Anatomic and biomechanical analysis of the arthroscopic wafer procedure. *Arthroscopy* 1992;8:204-212.
188. Wong KL, Williams GR. Complications of thermal capsulorrhaphy of the shoulder. *J Bone Joint Surg Am* 2001;83:151-155.
189. Yasura K, Nakagawa Y, Kobayashi M, Kuroki H, Nakamura T. Mechanical and biomechanical effect of monopolar radiofrequency energy on human articular cartilage: an in vitro study. *Am J Sports Med* 2006;34(8):1322-1327.
190. Zoric BB, Horn S, Braun S, Millett PJ. Factors influencing intra-articular fluid temperature profiles with radiofrequency ablation. *J Bone J Surg Am* 2009;91:2448-2454.

9 ANHANG

9.1 Arthroskopische Beurteilung der einzelnen Handgelenke

Tab. 15 Ergebnisse der arthroskopischen Untersuchung der Handgelenke

Leiche	Rechtes Handgelenk	Linkes Handgelenk
1	SL-Band-Ruptur Geissler III TFCC-Läsion Palmer 2C Chondromalazie III Os hamatum	SL-Band-Ruptur Geissler III Chondromalazie II Fossa lunata
2	SL-Band-Ruptur Geissler II Arthrose radio – und mediokarpal	SL-Band-Ruptur Geissler II Chondromalazie II Os capitatum
3	SL-Band-Ruptur Geissler II TFCC-Läsion Palmer 1D Intraartikuläre Radiusfraktur	Chondromalazie II Os capitatum
4	SL-Band-Ruptur Geissler III Chondromalazie II Os lunatum	SL-Band-Ruptur Geissler II TFCC-Läsion Palmer 1D
5	SL-Band-Ruptur Geissler III TFCC-Läsion Palmer 2E LT-Band-Ruptur Geissler IV	LT-Band-Ruptur Geissler II
6	SL-Band-Ruptur Geissler II TFCC-Läsion Palmer 2D Arthrose radiokarpal	SL-Band-Ruptur Geissler III TFCC-Läsion Palmer 2B Arthrose radio – und mediokarpal
7	SL-Band-Ruptur Geissler III TFCC-Läsion Palmer 1D	SL-Band-Ruptur Geissler III TFCC-Läsion Palmer 1D

9.2 Abbildungsübersicht

- Abb. 1 Intakte Gilula-Karpalbögen im a.-p.-Strahlengang¹³⁴
- Abb. 2 Knochen der rechten Handgelenksregion in der Ansicht von palmar¹⁴⁴
- Abb. 3 Transversalschnitt durch eine rechte Hand, Ansicht von dorsal¹⁴⁴
- Abb. 4 Ulnokarpaler Komplex (triangular fibrocartilage complex, TFCC)¹⁴²

- Abb. 5 Die proximale Handwurzelreihe mit interossären Bändern von radial/proximal und die drei Zonen des Lig. scapholunatum nach Berger⁹
- Abb. 6 Distraktion des Handgelenkes durch vertikalen Zug über einen „traction tower“ oder durch Anbringen eines Gegengewichts am frei hängenden Oberarm¹³⁹
- Abb. 7 Arthroskopische Zugangsportale am Handrücken¹⁶⁷
- Abb. 8 Wichtige Orientierungs-punkte im Radiokarpalgelenk: (a) RSC-Band, (b) RLT-Band⁷⁰
- Abb. 9 Arthroskopischer Blick auf das RSL-Band (Testut-Ligament)⁷⁰
- Abb. 10 Arthroskopischer Blick auf einen intakten TFCC bei Überprüfung der Oberfläche mit dem Tasthaken
- Abb. 11 Ruptur des SL-Bandes
- Abb. 12 Stromfluss eines monopolaren RF-Gerätes⁸⁰
- Abb. 13 Stromfluss eines bipolaren RF-Gerätes⁸⁰
- Abb. 14 Glättung eines arthrotisch veränderten Gelenkknorpels (Chondromalazie II° - III° nach Outerbridge) durch Abtragung der Fibrillen mittels bipolarer RF-Sonde¹⁸⁵
- Abb. 15 Messsonden mit Verbindungsstück zur zentralen Datenaufnahme und Datenumwandlung
- Abb. 16 Chirurgische Platzierung einer Messsonde nach Hautinzision
- Abb. 17 Übersicht zur Lage der dorsal platzierten Messsonden
- Abb. 18 Übersicht zur Lage der palmar platzierten Messsonde
- Abb. 19 Arthroskopisches Setting: Leichenarm im Arc Wrist Tower mit maximaler Distraktion über Mädchenfänger
- Abb. 20 Prüfung der korrekten Lage der interossären Sonde (Messpunkt 4: Fossa lunata) durch Eröffnung des Handgelenkes auf Höhe des radiokarpalen Gelenkspaltes und Markierung des Bohrkanals mittels Kanüle

- Abb. 21 Arthroskopisch diagnostizierte Verletzungen der Handgelenke
- Abb. 22 Versuch 1:
Zentrale RF-Energieabgabe im Radiokarpalgelenk ohne Spülung (A) und mit Spülung (B), bipolares RF-System; Temperaturverlauf (Mittelwerte in °C) der einzelnen Messpunkte
- Abb. 23 Versuch 1:
Zentrale RF-Energieabgabe im Radiokarpalgelenk ohne Spülung (A) und mit Spülung (B), monopolares RF-System; Temperaturverlauf (Mittelwerte in °C) der einzelnen Messpunkte
- Abb. 24 Versuch 1:
Zentrale RF-Energieabgabe im Radiokarpalgelenk ohne Spülung und mit Spülung, Messpunkt 4 (Fossa lunata); Vergleich des bipolaren und monopolaren RF-Systems
- Abb. 25 Versuch 1:
Zentrale RF-Energieabgabe im Radiokarpalgelenk ohne Spülung und mit Spülung, Temperaturhöchstwerte (°C) an den einzelnen Messpunkten
- Abb. 26 Versuch 1:
Vergleich der Temperaturkurven bei kontinuierlicher Energieabgabe mit dem Profil einzelner Energiestöße von ansteigender Dauer; Temperaturverlauf (Mittelwerte in °C) am Messpunkt 4 (Fossa lunata)
- Abb. 27 Versuch 2:
Chondroplastik der Fossa lunata, bipolares RF-System; Temperaturverlauf (Mittelwerte in °C) der einzelnen Messpunkte
- Abb. 28 Versuch 2:
Chondroplastik der Fossa lunata, monopolares RF-System; Temperaturverlauf (Mittelwerte in °C) der einzelnen Messpunkte
- Abb. 29 Versuch 2:
Chondroplastik der Fossa lunata, Messpunkt 4 (Fossa lunata); Vergleich des bipolaren und monopolaren RF-Systems

- Abb. 30 Versuch 2:
Chondroplastik der Fossa lunata, Temperaturhöchstwerte (°C) an den einzelnen Messpunkten
- Abb. 31 Versuch 3:
Schrumpfung des SL-Bandes, bipolares RF-System; Temperaturverlauf (Mittelwerte in °C) der einzelnen Messpunkte
- Abb. 32 Versuch 3:
Schrumpfung des SL-Bandes, monopolares RF-System;
Temperaturverlauf (Mittelwerte in °C) der einzelnen Messpunkte
- Abb. 33 Versuch 3:
Schrumpfung des SL-Bandes, Messpunkt 3 (SL-Band); Vergleich des bipolaren und monopolaren RF-Systems
- Abb. 34 Versuch 3:
Schrumpfung des SL-Bandes, Temperaturhöchstwerte (°C) an den einzelnen Messpunkten
- Abb. 35 Versuch 4:
Debridement des TFCC, bipolares RF-System; Temperaturverlauf (Mittelwerte in °C) der einzelnen Messpunkte
- Abb. 36 Versuch 4:
Debridement des TFCC, monopolares RF-System; Temperaturverlauf (Mittelwerte in °C) der einzelnen Messpunkte
- Abb. 37 Versuch 4:
Debridement des TFCC, Messpunkt 5 (DRUG); Vergleich des bipolaren und monopolaren RF-Systems
- Abb. 38 Versuch 4:
Debridement des TFCC, Temperaturhöchstwerte (°C) an den einzelnen Messpunkten

9.3 Tabellenübersicht

- Tab. 1 Bewegungsumfang der Handgelenke¹⁴⁴
- Tab. 2 Klassifikation des Gelenkknorpelschadens nach Outerbridge (modifiziert durch Culp et al.²⁸)
- Tab. 3 Klassifikation von SL- und LT-Band-Schäden nach Geissler⁵²
- Tab. 4 Klassifikation von TFCC-Läsionen nach Palmer¹²⁹
- Tab. 5 Durchschnittliche ROM-Werte der Handgelenke mit Standardabweichungen (in Klammern die jeweiligen Normwerte)
- Tab. 6 Durchschnittliche Spülrate (ml/ min) der einzelnen Versuche mit Standardabweichungen
- Tab. 7a/ b Versuch 1:
Zentrale RF-Energieabgabe im Radiokarpalgelenk ohne Spülung und mit Spülung, bipolares RF-System; Mittelwerte mit Standardabweichung (°C)
- Tab. 8a/ b Versuch 1:
Zentrale RF-Energieabgabe im Radiokarpalgelenk ohne Spülung und mit Spülung, monopolares RF-System; Mittelwerte mit Standardabweichung (°C)
- Tab. 9a/ b Versuch 2:
Chondroplastik der Fossa lunata, bipolares RF-System; Mittelwerte mit Standardabweichung (°C)
- Tab. 10a/ b Versuch 2:
Chondroplastik der Fossa lunata, monopolares RF-System; Mittelwerte mit Standardabweichung (°C)
- Tab. 11a/ b Versuch 3:
Schrumpfung des SL-Bandes, bipolares RF-System; Mittelwerte mit Standardabweichung (°C)
- Tab. 12a/ b Versuch 3:
Schrumpfung des SL-Bandes, monopolares RF-System; Mittelwerte mit Standardabweichung (°C)

Tab. 13a/ b Versuch 4:

Debridement des TFCC, bipolares RF-System; Mittelwerte mit Standardabweichung (°C)

Tab. 14a/ b Versuch 4:

Debridement des TFCC, monopolares RF-System; Mittelwerte mit Standardabweichung (°C)

Tab. 15 Ergebnisse der arthroskopischen Untersuchung der Handgelenke

10 CURRICULUM VITAE

Persönliche Daten

Name	Christoph Eder
Geburtsdatum	16. Mai 1987
Geburtsort	Regensburg
Familienstand	ledig
Konfession	römisch-katholisch

Schulausbildung

1993 - 1997	Grundschule Aiterhofen
1997 - 2006	Johannes-Turmair-Gymnasium Straubing
Juni 2006	Erlangen der Allgemeinen Hochschulreife (Note 1,0)
	Aufnahme in die Hochbegabtenförderung des Freistaates Bayern

Hochschulausbildung

2006 - 2012	Studium der Humanmedizin an der Universität Regensburg
August/ September 2008	Erster Abschnitt der Ärztlichen Prüfung (Gesamtnote „sehr gut“)
Oktober 2012	Zweiter Abschnitt der Ärztlichen Prüfung (Gesamtnote „sehr gut“)

Beruflicher Werdegang

November 2012	Approbation als Arzt
seit Januar 2013	Assistenzarzt an der Klinik und Poliklinik für Augenheilkunde, Universitätsklinikum Regensburg, Prof. Dr. H. Helbig

11 DANKSAGUNG

Ich möchte mich zunächst bei allen bedanken, die direkt oder indirekt zum Gelingen dieser Dissertation beigetragen haben.

Mein besonderer Dank gilt Herrn Prof. Dr. Michael Nerlich für das Anvertrauen dieses interessanten Themas und die für ihn damit verbundene Arbeit. Auch die Möglichkeit und Erfahrung, an diversen Forschungswochenenden teilnehmen, die eigenen Ergebnisse präsentieren und anschließend mit Wissenschaftlern unterschiedlicher Fachbereiche darüber in Diskussion treten zu können, war eine sehr große Bereicherung, wofür ich mich nochmals herzlich bedanken möchte.

Weiter möchte ich mich in ganz besonderer Weise bei Frau Dr. Michaela Huber für die hervorragende Betreuung, die zahlreichen konstruktiven Gespräche, ihren Ideenreichtum und ihre Begeisterung für diese Thematik bedanken, die den Grundstein dieser Arbeit gebildet haben. Trotz intensiver Arbeitsbelastung nahm sie sich immer Zeit für mich und hatte stets ein offenes Ohr für Fragen, wofür ich ihr persönlich mit höchstem Dank verbunden bin.

Großer Dank gebührt auch Frau Dr. Dr. Christina Roll, Frau Dr. Andrea Schenk, Herrn Dr. Ulrich Schächinger sowie Herrn Dr. Michael Müller für die tatkräftige Unterstützung bei der Durchführung unserer arthroskopischen Versuche.

Herrn Dr. Richard Kujat möchte ich für die Herstellung und Bereitstellung der Temperaturmesssonden sowie der gesamten Messapparatur und seine Hilfe bei den Versuchen und Vorversuchen danken.

Sehr zu danken habe ich auch Frau Dr. Birgit Hawelka und Herrn PD Dr. Jörg Marienhagen, die alle statistischen Fragen in zeitraubenden Besprechungen lösen und somit erheblich zur statistisch korrekten Verarbeitung der Daten beigetragen konnten.

Für die Auswahl und Bearbeitung der Leichen möchte ich den Präparatoren des Anatomischen Institutes der Universität Regensburg meinen Dank aussprechen. Zudem möchte ich an dieser Stelle auch den Menschen, die ihre Körper nach dem Tod der wissenschaftlichen Forschung und damit auch unserem Projekt zur Verfügung stellten, Danke sagen, denn ohne sie wäre diese Arbeit nicht möglich gewesen.

Von ganzem Herzen danke ich meiner Freundin Teresa, die mich nicht nur bei dieser Dissertation, sondern auch während meines gesamten Studiums unterstützt und motiviert hat und mit ihren Ratschlägen sowie Ideen ganz wesentlich zum Gelingen dieser Arbeit beigetragen hat.

Mein größter Dank gilt meinen Eltern, die mir durch ihre bedingungslose Unterstützung ein unbeschwertes Studentenleben ermöglichten und für mich immer ein wichtiger und entscheidender Rückhalt in meiner Studienzeit waren.

