

Aus der Universitätsklinik und Poliklinik II  
an der Martin-Luther-Universität Halle-Wittenberg  
(Direktor: Prof. Dr. med. B. Osten)

# **Beurteilung des Hydratationszustandes an Dialysepatienten durch Mikrowellenanregung und Thermographie**

**Dissertation**

Zur Erlangung des akademischen Grades  
Doktor der Medizin (Dr. med.)

vorgelegt  
der Medizinischen Fakultät  
der Martin-Luther-Universität Halle-Wittenberg

von Martin Andreas Stadler  
geboren am 01.10.1976 in Eggenfelden

Gutachter:

## Referat und bibliografische Beschreibung

Veränderungen des Wassergehalts in menschlichem Weichteilgewebe „bedside“ zu erfassen ist für den Bereich der Dialysetherapie und der Intensivmedizin potentiell von großem Interesse, da man Effekte von Medikamenten (z. B. Diuretika) und apparativer Ultrafiltration zeitnah am Patienten nachweisen könnte. Eine Differenzierung zwischen alleiniger Volumenminderung im intravasalen Kompartiment und zusätzlichem Wasserentzug aus dem intrazellulären bzw. interstitiellen Gewebe könnte erfasst werden.

Mittels Mikrowellenanregung ist eine nahezu spezifische Erwärmung von Wasser beziehungsweise Gewebewasser möglich. Je nach Hydratationszustand des Materials oder des menschlichen Gewebes sind unterschiedliche thermische Effekte nachzuweisen.

In der vorliegenden Arbeit wurden Modellexperimente und Untersuchungen an Hämodialysepatienten vorgenommen, die eine Anregung mittels Mikrowelle und Beobachtung der resultierenden Grenzflächeneffekte mit Hilfe der Thermographie einschloss.

Nach Modifikation der Versuchsbedingungen hin zu niedrigeren Anregungsenergien und Anregungszeiten zeigte sich eine reduzierte Erwärmbarkeit angeregter Körperregionen nach dialysebedingtem Flüssigkeitsverlust. Vor Dialyse ergab sich nach Anregung eine höhere Temperaturdifferenz ( $\Delta T$ ) in demselben Areal als nach Dialyse. Die Änderungen des  $\Delta T$  waren signifikant.

Die Ergebnisse lassen sich so interpretieren, dass nach Flüssigkeitsentzug das Gewebevolumen im Anregungsbereich weniger Wasser enthält und somit einen geringeren Temperatursprung durch die Mikrowelleneinwirkung erfährt. Dies entspricht den physikalischen Erwartungen.

Das durch die Konstante  $k$  repräsentierte Abklingverhalten der Temperatur des erwärmten Gewebes zeigt keine verwertbaren Änderungen nach Flüssigkeitsentzug.

Mit der vorliegenden Arbeit wurde gezeigt, dass diese Mikrowellentechnik bei unterschiedlichem Gewebewassergehalt differente thermische Effekte detektieren lässt.

Eine Miniaturisierung der Mikrowellenapparatur und eine andere Technik der Oberflächentemperaturmessung sind für weitere Untersuchungen erforderlich, da die verwendete Versuchsanordnung sehr aufwendig ist. Dies eröffnet dann die Möglichkeit bei einem größeren Patientenkollektiv die klinische und medizintechnische Bedeutung des von uns erstmals unter dieser Fragestellung am Menschen beobachteten Effektes zu verifizieren.

Stadler, Martin Andreas: Beurteilung des Hydratationszustandes an Dialysepatienten durch Mikrowellenanregung und Thermographie  
Halle, Univ., Med. Fak., Diss., 80 Seiten, 2008

## Inhaltsverzeichnis

	Seite	
1	Einleitung und Aufgabenstellung	1
2	Methoden zur Bestimmung der Körperzusammensetzung	2
2.1	Definition Körperkompartiment-Bestimmungsmethoden	2
2.2	Bioelektrische Impedanzanalyse (BIA)	3
3	Grundlagen zu Mikrowellen und Thermographie	4
3.1	Mikrowellen	4
3.1.1	Physikalische Grundlagen	4
3.1.2	Anwendungen von Mikrowellen in der Medizin	6
3.2	Thermographie	7
3.2.1	Physikalische Grundlagen	7
3.2.2	Anwendungen der Thermographie in Medizin und Technik	12
4	Patienten, Material und Methoden	13
4.1	Modellexperimente	13
4.2	Messungen an einer weiblichen Testperson	14
4.3	Patientenkollektiv	15
4.4	Mikrowellengerät	17
4.5	Infrarotkamera und Software	18
4.6	Statistik	19
5	Ergebnisse	19
5.1	Modellexperimente	19
5.2	Ergebnisse an der weiblichen Testperson	27
5.3	Ergebnisse an Dialysepatienten	33
5.3.1	Zentrum 1	33
5.3.2	Zentrum 2	44
6	Diskussion	64
7	Zusammenfassung	67
8	Literaturverzeichnis	69
9	Verzeichnis der Abbildungen	73
10	Verzeichnis der Tabellen	75
11	Thesen	79

## Abkürzungsverzeichnis

Abb.	Abbildung
abs.	absolut
ADP	Air Displacement Plethysmography
APA	Adaptive Phased Array
BCM	Body Cell Mass
BIA	Bioelektrische Impedanzanalyse
BPH	Benigne Prostatahyperplasie
bzgl.	bezüglich
bzw.	beziehungsweise
CI	Confidence Interval
cm	Zentimeter
CT	Computer-Tomographie
D <sub>2</sub> O	Deuteriumoxid
DEXA	Dual-Energy X-Ray-Absorptiometry
d. h.	das heisst
dT	Delta T
DXA	Dual-Energy X-Ray-Absorptiometry
ECW	Extracellular Water
engl.	englisch
FPA	Focal Plane Array
GHz	Gigahertz
GI	Gleichung
HD	Hämodialyse
HES	Hydroxyethylstärke
ICW	Intracellular Water
IR	Infrarot
J	Jahr(e), Joule
<sup>40</sup> K	Kalium-Isotop 40
K	Kelvin
kg	Kilogramm
KfH	Kuratorium für Hämodialyse
l	Liter
m	Meter, Masse
M.	Musculus
mm	Millimeter

μA	Mikroampere
MHz	Megahertz
min.	Minute(n)
ml	Milliliter
μm	Mikrometer
MRT	Magnet-Resonanz-Tomographie
MW	Mittelwert
Near-IR	Near Infrared
Nr.	Nummer
OD	Optische Dichte
OS	Oberschenkel
Pat.	Patient
post	nach Dialyse
prä	vor Dialyse
sec	Sekunde(n)
sog.	sogenannte
spez.	spezifisch(e)
Tab.	Tabelle
TBW	Total Body Water
TUMT	transurethrale Mikrowellentherapie
u. a.	unter anderem
US	Unterschenkel
UV	Ultraviolett
vgl.	vergleiche
z. B.	zum Beispiel

# 1 Einleitung und Aufgabenstellung

In der klinischen Medizin ist die Einschätzung des Hydratationszustandes von Patienten von großer Bedeutung. Gegenwärtig dominieren auf diesem Gebiet entweder relativ genaue, aber invasive Messmethoden (z. B. das PICCO<sup>®</sup>-Verfahren), oder eher unscharfe, aber dafür nichtinvasive Methoden (z. B. die Vena-cava-Sonographie, Bioimpedanzanalyse). Diese klinischen Methoden beziehen sich zumeist auf das intravasale Kompartiment.

Es ist jedoch von prinzipiellem Interesse, auch das im Gewebe gespeicherte Wasser zu erfassen oder Flüssigkeitsverschiebungen zwischen den Kompartimenten des menschlichen Körpers zu registrieren. Ein entsprechendes Verfahren, welches die Einschätzung des Gewebewassers erlauben würde, wäre von großem Nutzen.

Besonders interessant erscheint ein solches innovatives Verfahren für Therapeuten, die Intensivpatienten und Patienten mit einer terminalen Niereninsuffizienz betreuen. Bei diesen Patienten werden unter Umständen in relativ kurzer Zeit mehrere Liter Flüssigkeit zugeführt oder entzogen, ohne dass die Flüssigkeitsströme zwischen den Kompartimenten routinemäßig und praktikabel erfasst werden können.

Das Ziel der vorliegenden Arbeit war es zu überprüfen, ob es mittels Mikrowellenanregung und anschließender Thermographie der angeregten Körperareale möglich ist, Unterschiede im Wassergehalt menschlichen Gewebes erfassen zu können. Der Vorteil einer Anregung mit Mikrowellen im Vergleich zu einem Infrarotstrahler ist die höhere Eindringtiefe der Mikrowellen in biologisches Gewebe und die nahezu spezifische Erwärmung von Wasser.

Hierzu wurden nach experimentellen Vorarbeiten Untersuchungen an Dialysepatienten (vor und nach der Hämodialyse) mit Hilfe eines medizinisch etablierten Mikrowellentherapiegerätes und des Infrarot-Forschungsarbeitsplatzes des Fraunhofer-Institutes für Werkstoffmechanik (Halle/Saale) vorgenommen [16].

## 2 Methoden zur Bestimmung der Körperzusammensetzung

### 2.1 Definition Körperkompartiment-Bestimmungsmethoden

Unter Körperzusammensetzung wird allgemein die Aufteilung der Körpermasse in mehrere Komponenten bzw. Kompartimente verstanden [4, 11]. Einzelne Komponenten können z. B. die Fettmasse, die gesamte fettfreie Masse, Körperzellmasse, Muskelmasse, intrazelluläre Flüssigkeit, extrazelluläre Flüssigkeit oder das Gesamtkörperwasser sein. Beim 2-Komponenten- bzw. -Kompartimenten-Modell wird in der Regel zwischen der Fettmasse und der fettfreien Masse unterschieden, wobei subkutanes Fettgewebe und Baufett unter Fettmasse und Organe wie unter anderem Haut, Muskeln, Gehirn, Leber, Nieren sowie Blut und andere Körperflüssigkeiten unter fettfreier Masse subsumiert werden. Das 3-Komponenten-Modell differenziert zwischen Fettmasse, Gesamtknochenmasse und der restlichen fettfreien Masse [10, 11]. Durch weitere Klassifizierung können weitere Komponenten-Modelle (4-, 5-Komponenten-Modelle) definiert werden [6, 12, 33, 36, 47].

Die Zusammensetzung des menschlichen Organismus ist von genetischen Faktoren abhängig [44] und wird von einer Vielzahl exogener Faktoren, wie z. B. Ernährung, Lebensweise, Krankheiten, sowie medizinischen Behandlungen beeinflusst. Messbare Variablen wie Körperwasser, Körperfett, Dichte und Mineralgehalt der Knochen unterscheiden sich inter- und intraindividuell nicht nur in Abhängigkeit von der Wasser-, Elektrolyt- und Energiebilanz des Organismus, sondern auch nach Alter, Geschlecht und der ethnischen Zugehörigkeit [33].

Es existieren viele unterschiedliche Bestimmungsmethoden für die Untersuchung der Körperzusammensetzung bzw. die Bestimmung einzelner Kompartimente, welche nach verschiedenen Kriterien klassifiziert werden können. Es kann unter anderem zwischen invasiven und nicht-invasiven, körperbaubezogenen und kompartimentbezogenen Methoden sowie nach Art der Messprozedur differenziert werden [40].

Wichtige bzw. verbreitete Körperbestimmungsmethoden sind vor allem:

- Calipometrie [8]
- Radiologische Verfahren (Sonographie, CT, MRT) [2, 11, 25, 26, 28, 30, 31]
- Ganzkörperkaliumbestimmung [3, 9]
- Urin-Kreatinin-Methode [18, 46]
- Near infrared interactance (Near-IR) [20, 21, 22]
- Densitometrie [45]
- Hydrometrie [9]
- Bioelektrische Impedanzanalyse (BIA)

Im folgenden Abschnitt soll im Besonderen auf die BIA eingegangen werden, da die übrigen Bestimmungsmethoden ganz erhebliche Nachteile (fehlende Genauigkeit, Praktikabilität und Reproduzierbarkeit) aufweisen.

## **2.2 Bioelektrische Impedanzanalyse (BIA)**

Eine relativ neue Bestimmungsmethode zur Untersuchung der Körperzusammensetzung ist eine in erster Linie durch Lukaski [27, 29] eingeführte Methode, welche mittlerweile bei korrekter Handhabung eine hohe wissenschaftliche Genauigkeit und Reliabilität verspricht: die bioelektrische Impedanzanalyse (bioelectrical impedance analysis, BIA) [45, 48]. Die BIA benutzt den Widerstand des Körpers gegen einen schwachen elektrischen Wechselstrom zur Abschätzung der Körperzusammensetzung. Das physikalische Modell geht davon aus, dass der Wechselstromwiderstand des Körpers mit dem Körperwassergehalt abnimmt und mit dem Körperfettgehalt zunimmt, sodass man aus dem Wechselstromwiderstand auf den Körperwasser- und Körperfettgehalt schließen kann [29].

Unter „Impedanz“ wird in der Elektrotechnik der komplexe Wechselstromwiderstand  $Z$  (Scheinwiderstand) eines Zweipols verstanden. In Analogie zum Gleichstromwiderstand (Ohm'scher Widerstand) ergibt sich der Wechselstromwiderstand  $Z$  aus dem Quotienten aus der zeitabhängigen Wechselspannung  $U(t)$  und der zeitabhängigen Wechselstromstärke  $I(t)$ . Der Wechselstromwiderstand setzt sich aus zwei Teilen zusammen: dem frequenzunabhängigen Wirkwiderstand  $R$  und dem frequenzabhängigen Blindwiderstand  $X$ , wobei letzterer sich aus kapazitivem und induktivem Widerstand zusammensetzt [13, 43].

Durch einen angelegten Wechselstrom (Stromstärke etwa  $800 \mu\text{A}$ ) wird im Körper ein elektromagnetisches Feld aufgebaut. Da der Strom nur durch das ionenhaltige Körperwasser geleitet wird, lässt sich aus dem gemessenen Widerstand das Volumen des Körperwassers berechnen. Dabei ist das Volumen proportional zur Länge des Leiters und indirekt proportional zum elektrischen Widerstand. Der Quotient aus Körpergröße und Widerstand wird als Impedanzindex bezeichnet und zeigt eine sehr gute Korrelation mit den Ergebnissen durch Hydrometrie, der Referenzmethode für die Bestimmung des Gesamtkörperwassers [34].

Vom definierten Begriff „Impedanzindex“ ausgehend, wurden in den letzten Jahren zur genaueren Quantifizierung mehrere Regressionsgleichungen vorgeschlagen, welche sich hinsichtlich berücksichtigter Kriterien wie Körpergewicht, Alter, Geschlecht, sich teilweise deutlich unterscheiden [24].

Aufgrund der Beobachtung, dass sich niedrigerfrequenter Wechselstrom überwiegend im Extrazellulärraum ausbreitet, da er die Zellmembranen kaum durchdringt, kann die BIA

näherungsweise auch zur isolierten Bestimmung des extrazellulären Wasservolumens (extracellular water, ECW) herangezogen werden. Aus der Differenz zwischen Gesamtkörperwasser und extrazellulärem Wasser kann auf das intrazelluläre Wasservolumen (intracellular water, ICW) geschlossen werden, welches wiederum ein indirektes Maß für die gesamte Körperzellmasse (BCM) darstellt [24].

### **3 Grundlagen zu Mikrowellen und Thermographie**

#### **3.1 Mikrowellen**

##### 3.1.1 Physikalische Grundlagen

Mikrowellen sind hochfrequente, elektromagnetische Wellen mit einem Wellenlängenspektrum  $\lambda$  von etwa 1 mm bis 1 m und entsprechend einem Frequenzspektrum von 300 MHz bis 300 GHz.

Im elektromagnetischen Spektrum liegen die Mikrowellen zwischen der kurzwelligeren Infrarotstrahlung und den längerwelligen Radiowellen. Mikrowellen sind transversale Wellen, d. h. sie bestehen aus sinusförmigen elektrischen und magnetischen Feldern, welche senkrecht zueinander sowie senkrecht zur Ausbreitungsrichtung stehen. Mikrowellenstrahlung kann, wie auch sichtbares Licht, absorbiert, reflektiert und gebrochen werden sowie mit anderen Strahlen interferieren. Mikrowellen haben als typische Eigenschaft, dass sie Wassermoleküle zu Schwingungen anregen bzw. zur Aufnahme von Energie bringen können und dass sie von Metallen oder elektrischen Leitern reflektiert bzw. nur gering absorbiert werden.

In einem Mikrowellenfeld kommt es durch die feldinduzierte Polarisierung der Wassermoleküle (Dipole) zur Absorption der eintreffenden Mikrowellen. Der Ausrichtung von Dipolmolekülen im elektromagnetischen Feld wirkt die Temperaturbewegung (Brown'sche Molekularbewegung) entgegen [32]. Bei Umpolung des elektrischen Feldes folgen die Dipolmoleküle in ihrer Ausrichtung, was bei sehr kleiner Umpolungsfrequenz ohne einer sogenannten Phasenverzögerung möglich ist, der Ausrichtung des elektrischen Feldes. Mit zunehmender Frequenz sind die Dipole jedoch aufgrund ihrer Wechselwirkungen mit umgebenden Molekülen nicht mehr in der Lage ihre Ausrichtung im elektromagnetischen Feld zu ändern, bevor das Feld erneut umgepolt wird. Sie folgen verzögert (Phasenverzögerung) bis sie schließlich bei hohen Frequenzen ab etwa 100 GHz infolge der

Wechselwirkungen und ihrer Massenträgheit der Umpolung des Feldes nicht mehr folgen können.

Die Phasenverzögerung der Dipolmoleküle gegenüber der Ausrichtung des elektromagnetischen Feldes hat eine Energie- bzw. Leistungsabnahme aus dem Feld zur Folge, welche allgemein als dielektrische Relaxation bezeichnet wird [14, 41]. Dieser Effekt kann quantitativ mit der sogenannten allgemeinen Dielektrizitätskonstanten  $\epsilon$  beschrieben werden:

$$\epsilon = \epsilon_1 + i \epsilon_2 \quad (\text{Gl 1})$$

(mit  $\epsilon_1$  als Realteil,  $\epsilon_2$  als Imaginärteil,  $i$  als Wurzel aus  $-1$  bzw. Komplexanteil).

Die spezifische relative Dielektrizitätskonstante  $\epsilon_{\text{rel}}$  eines Stoffs ist definiert als:

$$\epsilon_{\text{rel}} = \epsilon_1 - i \epsilon_2 \quad (\text{Gl 2})$$

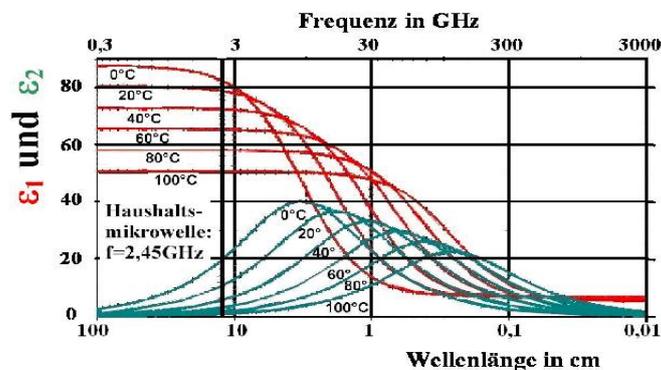


Abb. 1 Real- und Imaginärteil der Dielektrizitätskonstanten von Wasser im Mikrowellenbereich für Temperaturen zwischen 0 und 100 °C in Abhängigkeit von der Frequenz (nach [www.lsbu.ac.uk/water/microwave.html](http://www.lsbu.ac.uk/water/microwave.html), M. Chaplin, South Bank University London)

Die Eindringtiefe von Mikrowellen in Gewebe kann durch den Absorptionskoeffizienten  $\alpha$  beschrieben werden. Dieser kann nach Berechnung des Brechungsindex, welcher wiederum aus der Dielektrizitätskonstanten  $\epsilon$  ermittelt werden kann, bestimmt werden. Es besteht die Beziehung

$$\epsilon = n^2 \quad (\text{Gl 3})$$

mit dem Brechungsindex  $n$ .

Mit zunehmender Frequenz der einwirkenden Mikrowellenstrahlung steigt der Absorptionskoeffizient für Wasser somit deutlich an, während die Eindringtiefe entsprechend sinkt. Somit ist für handelsübliche Haushaltsmikrowellen die Wahl der Frequenz bewusst nach der erforderlichen Eindringtiefe der Mikrowellen gewählt. Bei 2,455 GHz mit einer Wellenlänge von etwa 12 cm wird eine für Speisen optimale Eindringtiefe erreicht. Bei zehnfacher Frequenz von etwa 20 GHz sinkt entsprechend die Eindringtiefe auf etwa 1 mm, sodass trotz

Verkohlung der Speise an der Oberfläche diese im Inneren kalt bleibt. Für eine volumenhafte Erwärmung im Zentimeterbereich müssen somit entsprechend niedrige Frequenzen gewählt werden, soll eine ausreichende Eindringtiefe erzielt werden. Die temperaturabhängige Veränderung der Dielektrizitätskonstanten führt bei zunehmender Temperatur zur Abnahme der Absorption. Dies hat zur Folge, dass bei zunehmender Wassertemperatur eine zunehmend geringere Erwärmung in gleicher Zeiteinheit möglich ist.

### 3.1.2 Anwendungen vom Mikrowellen in der Medizin

In der Medizin werden Mikrowellen sowohl diagnostisch als auch therapeutisch genutzt. Prinzipiell bietet sich ein, meist adjuvanter, therapeutischer Einsatz der Mikrowellenstrahlung dort an, wo Verbesserungen der Durchblutungssituation nützlich sein können, da die Mikrowellen über die Wärmeerzeugung aufgrund der Temperaturregulation zu einer Vasodilatation führen. Im Gegensatz zur Wärmeübertragung von außen führen Mikrowellen bei entsprechender Eindringtiefe zur homogenen Erwärmung von wasserhaltigen Körpern (vgl. Abb. 2).

Mit relevanten gesundheitsschädlichen Nebenwirkungen muss bei Beachtung entsprechender Kontraindikationen (vgl. Kapitel 4) nicht gerechnet werden. Generell kommt es durch die Wärmebildung im Körper zur Steigerung von intra- und interzellulären Stoffwechselreaktionen. Die Mikrowellenanwendung kann bei richtiger Dosierung der Bestrahlungsparameter zur Aktivierung endokriner Drüsen sowie zur Verstärkung von interzellulären Austauschvorgängen beitragen. Zum Beispiel kann die Diapedesefähigkeit und die Phagozytoseaktivität von Leukozyten erhöht werden [19].

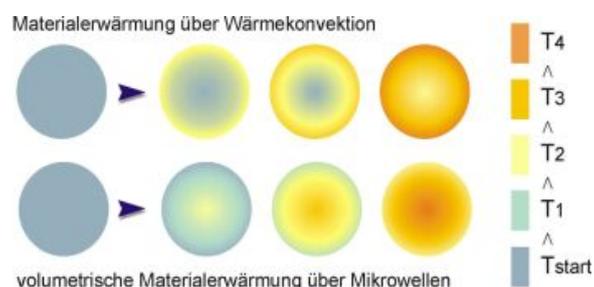


Abb. 2 Vergleich zur Erwärmung von Gewebe durch Mikrowellen und Wärmeübertragung, volumetrische Erwärmung durch Mikrowellen ([www.ict.fraunhofer.de/DL/Mikrowellen\\_und\\_Plasmatechnologie/Mikrowellentechnik/Vorteile\\_der\\_Mikrowellentechnik/index.jsp](http://www.ict.fraunhofer.de/DL/Mikrowellen_und_Plasmatechnologie/Mikrowellentechnik/Vorteile_der_Mikrowellentechnik/index.jsp))

Die transurethrale Mikrowellentherapie (TUMT) ist heute im Bereich der minimal-invasiven Therapie eine der etablierten Optionen in der Behandlung der benignen Prostatahyperplasie

(BPH) [17, 35]. Hierbei wird ein Katheter, in welchem eine helikale Mikrowellenantenne integriert ist, in die prostatistische Harnröhre eingeführt und die gutartig vergrößerte Prostata durch lokale Erhitzung auf bis zu 80 °C mit konsekutiver Nekrosebildung und narbiger Schrumpfung verkleinert.

In der Onkologie kommen Mikrowellen unter den regionalen Verfahren der ablativen Tumorthherapie zum Einsatz [39]. Schließlich können Mikrowellen supportiv in der Therapie chronischer Unterbauchschmerzen, chronischer Rhinosinuitiden sowie im Rahmen der Schmerztherapie zahlreicher rheumatischer Erkrankungen mit Affektionen des Muskel-, Band- bzw. Skelettsystems eingesetzt werden, da die erzeugte Wärmebildung subjektiv häufig als krampflösend und schmerzlindernd empfunden wird. Diagnostisch können Mikrowellen unterstützend z. B. bei der Beurteilung der Wundheilung bzw. Dekubitusprophylaxe eingesetzt werden. Entzündete bzw. krankhaft veränderte Hautschichten zeigen häufig aufgrund veränderter bzw. verstärkter Vaskularisation eine unterschiedliche Reflexion auftreffender elektromagnetischer Strahlung, welche zur Beurteilung von oberflächlichen Entzündungs- und Wundheilungsverläufen herangezogen werden kann [38].

## 3.2 Thermographie

### 3.2.1 Physikalische Grundlagen

Der Begriff Thermographie bedeutet wörtlich die Aufzeichnung bzw. Messung von Wärme. Wärme ist eine Form physikalischer Energie und korreliert mit der ungeordneten Bewegung von Molekülen. Quantifiziert wird die vorhandene Wärme durch die Temperatur. Diese ist ein Maß für die kinetische Energie der sich bewegenden Moleküle und wird in Kelvin mit dem absoluten Nullpunkt von 0 K als Bezugspunkt angegeben. Die Wärmemenge  $Q$ , welche nötig ist, um eine beliebige Substanz der Masse  $m$  um 1 K zu erwärmen, wird als allgemeine Wärmekapazität  $C$  bezeichnet. Die Wärmekapazität ist von der Art der Substanz (u. a. Zusammensetzung, Aggregatzustand) und der Masse abhängig. So ist die spezifische Wärmekapazität  $c$  (Einheit  $\text{J kg}^{-1} \text{K}^{-1}$ ) definiert als:

$$c = C / m \quad (\text{Gl 4})$$

(mit  $C$  als Wärmekapazität in  $\text{J K}^{-1}$  und  $m$  als Masse in kg). Die stoffspezifische Wärmekapazität  $c$  ist von der Temperatur des Stoffes abhängig.

So gilt für die Wärmemenge  $Q$ , die zur Erwärmung eines Stoffes der Masse  $m$  mit der spezifischen Wärmekapazität  $c$  von der Ausgangstemperatur  $T_1$  zur Temperatur  $T_2$  notwendig ist:

$$Q = C (T_2 - T_1) = m c (T_2 - T_1) \quad (\text{Gl 5})$$

Wasser besitzt unter allen festen und flüssigen Körpern die höchsten Werte für die spezifische Wärmekapazität [41]. Der menschliche Organismus besitzt einen Wasservolumenanteil von etwa 65 – 70 % und hat somit eine hohe Wärmekapazität, wodurch relativ große Wärmemengen zur Änderung der Körpertemperatur erforderlich werden.

Der Austausch bzw. die Ausbreitung von Wärmeenergie kann prinzipiell durch drei verschiedene Mechanismen erfolgen: Konvektion, Konduktion (Wärmeleitung) und Wärmestrahlung (Temperaturstrahlung).

Die beiden erstgenannten Mechanismen des Wärmetransports, Konvektion und Konduktion, sind an die Anwesenheit von Materie gebunden. Bei der Wärmeleitung erfolgt der Transport thermischer Energie durch Stoßbewegungen von Molekül zu Molekül entlang des Temperaturgefälles. Die Konvektion beruht auf der thermischen Volumenausdehnung von Gasen, wobei die Dichte erwärmter Luftschichten abnimmt und einen Auftrieb erfahren.

Stoff	Temperatur	spez. Wärmekapazität c
Wasser	0 °C	4,218 x 10 <sup>3</sup>
	20 °C	4,182 x 10 <sup>3</sup>
	40 °C	4,179 x 10 <sup>3</sup>
	60 °C	4,185 x 10 <sup>3</sup>
	80 °C	4,197 x 10 <sup>3</sup>
Eis	-10 °C	2,303 x 10 <sup>3</sup>
	-30 °C	1,884 x 10 <sup>3</sup>
Ether	20 °C	2,250 x 10 <sup>3</sup>
Glas	0 °C	0,494 x 10 <sup>3</sup>
	20 °C	0,837 x 10 <sup>3</sup>
Stahl	20 °C	0,461 x 10 <sup>3</sup>
Kupfer	20 °C	0,377 x 10 <sup>3</sup>
Silber	20 °C	0,235 x 10 <sup>3</sup>
Blei	20 °C	0,130 x 10 <sup>3</sup>

Tab. 1 Auswahl spezifischer Wärmekapazitäten in J kg<sup>-1</sup> K<sup>-1</sup> von Flüssigkeiten und Feststoffen in Abhängigkeit von der Temperatur in Grad Celsius

Für die Thermographie ist der dritte Mechanismus des Wärmetransports von Bedeutung, die Wärmestrahlung, welche auch im Vakuum existiert, also nicht an vorhandene Materie gebunden ist. Materie, die Wärmestrahlung abgibt (Emission), ist auch in der Lage, Strahlung zu absorbieren. Welche Energie ein Körper durch Wärmestrahlung abgibt ist nur von seiner Eigentemperatur abhängig, nicht aber von der Umgebungstemperatur.

Innerhalb des Bezugssystems mit einer Heizquelle tragen meist alle drei genannten Mechanismen zum Transport von Wärmeenergie bei. Bei der allgemeinen Beschreibung wird sich einer Konstante bedient, der sogenannten Wärmeübergangszahl  $\alpha_w$ . Diese

materialspezifische Größe ist von unterschiedlichen Parametern abhängig, wie z. B. der Oberflächenbeschaffenheit und den Strömungsverhältnissen der beteiligten Medien, und ist definiert als:

$$dQ / dt = \alpha_W A (T_1 - T_2) \quad (\text{Gl 6})$$

(mit Q als Wärmemenge in J, t als Zeit in s, A als Oberfläche des Heizkörpers in m<sup>2</sup>, T<sub>1</sub> und T<sub>2</sub> als Ausgangs- bzw. Endtemperatur in K,  $\alpha_W$  in der Einheit J s<sup>-1</sup> K<sup>-1</sup> m<sup>-2</sup>).

Der Wärmeverlust eines warmen Körpers, dessen Temperatur T<sub>1</sub> höher ist als die Umgebungstemperatur T<sub>2</sub>, wird bei konstanter Umgebungstemperatur durch das Newton'sche Abkühlungsgesetz beschrieben. Die Temperaturänderung des Körpers erfolgt umso schneller, desto höher die Temperaturdifferenz ist. Das Newton'sche Abkühlungsgesetz gilt streng genommen nur dann, wenn die Abkühlung eines warmen Körpers nur auf Konvektion beruht. Zum Zeitpunkt t<sub>0</sub> habe ein warmer Körper die Temperatur T<sub>1</sub>, dann ergibt sich die Temperaturdifferenz

$$dT(t_0) = T_1 - T_2 \quad (\text{Gl 7})$$

Infolge der über die Zeit t kontinuierlichen Wärmeabgabe wird T<sub>1</sub> und dT(t) = T - T<sub>2</sub> kleiner. Der Wärmestrom S(t) an die Umgebung zu einem Zeitpunkt t ergibt sich aus

$$S(t) = \alpha A dT \quad (\text{Gl 8})$$

( $\alpha$  als die Newton'sche Abkühlungskonstante, A als die Oberfläche des strahlenden warmen Körpers)

Die Newton'sche Abkühlungskonstante  $\alpha$  ist wie auch die abgegebene Wärmemenge Q von der Masse m, der spezifischen Wärmekapazität c sowie Größe und Beschaffenheit der Oberfläche des strahlenden Körpers abhängig. Die vom warmen Körper bei t<sub>0</sub> bis zum Zeitpunkt t abgegebene Energie ist gleich der Wärmemenge

$$Q = m c [dT(t_0) - dT(t)] \quad (\text{Gl 9})$$

Die Abkühlungsgeschwindigkeit -dT/dt ist der Temperaturdifferenz proportional.

Für den Wärmestrom S ergibt sich

$$S(t) = dQ / dt = - m c (d dT / dt) \quad (\text{Gl 10})$$

Aus den Gleichungen 8, 9 und 10 folgt:

$$\alpha A dT = - m c (d dT / dt) \quad (\text{Gl 11})$$

Durch Umformulierung der Gleichung 11 erhält man:

$$\int_{(\Delta T)_0}^{\Delta T} \frac{d(\Delta T)}{\Delta T} = - \frac{\alpha A}{mc} \int_0^t dt \quad (\text{Gl 12})$$

Nach Integration ergibt sich:

$$\ln \frac{\Delta T}{(\Delta T)_0} = - \frac{\alpha A}{mc} t \quad (\text{Gl 13})$$

Mit  $dT = T - T_2$  und Gleichung 7 erhält man schließlich die Formel für das Newton'sche Abkühlungsgesetz:

$$T = T_2 + (T_1 - T_2) \cdot e^{-kt} \quad (\text{Gl 14})$$

(für  $k = \alpha A / m c$ ).

Dabei sind  $\alpha$  die Newton'sche Abkühlungskonstante,  $A$  die Körperoberfläche,  $c$  die spezifische Wärmekapazität,  $m$  die Masse des Strahlers,  $k$ -Faktor als Maß für die Steilheit der Abkühlungskurve.

Die Intensität bzw. Helligkeit des abgestrahlten Infrarotlichtes hängt stark von der Temperatur des strahlenden Objekts und der Wellenlänge ab und berechnet sich nach dem Planck'schen Strahlungsgesetz nach der Gleichung:

$$I_S(\lambda, T) = \frac{2\pi hc^2}{\lambda^5} \left( e^{hc/\lambda k_B T} - 1 \right)^{-1} \quad (\text{Gl 15})$$

( $I_S$  als Strahlungsintensität,  $\lambda$  als Wellenlänge des abgestrahlten Lichtes,  $T$  als Temperatur des Strahlers in Kelvin,  $h$  als Planck'sches Wirkungsquantum,  $c$  als Lichtgeschwindigkeit,  $k_B$  als Stefan-Boltzmann-Konstante)

Die Strahlungsdichte  $M(T)$  über den gesamten Wellenlängen- bzw. Frequenzbereich folgt dem Stefan-Boltzmann-Gesetz:

$$M(T) = \sigma (T^4) \quad (\text{Gl 16})$$

(mit  $\sigma$  als Stefan-Boltzmann-Konstante =  $5,667 \times 10^{-8} \text{ W m}^{-2} \text{ K}^{-4}$ ,  $T$  als die Objekttemperatur in Kelvin).

Infolge der direkt proportionalen Beziehung der Strahlungsdichte  $M(T)$  zur vierten Potenz der Objekttemperatur führen bereits sehr geringe Temperaturänderungen zu relativ großen Veränderungen der Strahlenintensität. Die Thermographie ist somit ein sehr genaues Temperaturmessverfahren.

Hat ein Körper ungefähr Raumtemperatur, so ist dessen Lichtemission am höchsten. Für die hier herrschende Wellenlänge von etwa  $10 \mu\text{m}$  ist die Luft an der Erdoberfläche sehr durchsichtig. Dieses sogenannte transparente IR-Strahlen-Fenster umfasst den Wellenlängenbereich von etwa  $8$  bis  $12,5 \mu\text{m}$  und wird wegen des dort liegenden Abstrahlungsmaximums „thermisches Infrarot“ bezeichnet und vorwiegend zur Thermographie bei niedrigen Temperaturen (z. B. Raum- oder Körpertemperatur) benutzt. Auch für die Erfassung der Lichtstrahlen dieser Wellenlänge werden sehr spezielle Detektor- und Optikmaterialien benötigt.

An den Bereich des thermischen Infrarotlichtes schließt sich in Richtung höherer Wellenlänge der Radiowellenbereich an. Diese Wellen werden von der Lufthülle der Erdoberfläche stark absorbiert und somit hat dieser Submillimeterbereich im Moment keine große Bedeutung in der Thermographie.

Das jeweilige Maximum der Lichtausstrahlung verschiebt sich mit sinkender Temperatur immer weiter zum langwelligen Bereich des elektromagnetischen Spektrums bei abnehmender Intensität der emittierten Lichtstrahlung. Der Zusammenhang zwischen dem Wellenlängenbereich des Abstrahlungsmaximums und der Temperatur wird durch das Wien'sche Verschiebungsgesetz beschrieben, welches, ebenso wie das Stefan-Boltzmann-Gesetz, auf schwarze Körper bezogen ist. Hier ergibt sich das Wellenlängenmaximum aus:

$$\lambda_{\max} = 2898 \text{ K } \mu\text{m} / T \quad (\text{Gl 17})$$

(mit  $\lambda_{\max}$  als die Wellenlänge mit der höchsten Lichtabstrahlung und die absolute Temperatur T des Strahlers in Kelvin).

Die Wellenlänge ändert sich somit umgekehrt proportional zur absoluten Temperatur. Bei einer Temperatur von 37 °C liegt gemäß dem Wien'schen Gesetz das Abstrahlungsmaximum bei einer Wellenlänge von etwa 10  $\mu\text{m}$  und somit inmitten des Bereichs der thermischen IR-Strahlung.

Die Emission von Lichtstrahlen warmer (realer) Körper erfolgt mit einem gewissen Wirkungsgrad, das bedeutet, dass die Menge des ausgesandten Lichts nicht der theoretisch maximal möglichen entspricht, sondern etwas darunter liegt. Der Quotient aus tatsächlich emittierter Lichtstrahlung zur maximal möglichen ergibt den sogenannten Emissionskoeffizienten  $\varepsilon$  bzw. das Emissionsvermögen E (Emissivität):

$$\varepsilon(\lambda, T) := \frac{I(\lambda, T)}{I_S(\lambda, T)} \quad (\text{Gl 18})$$

Im Gegensatz dazu bezeichnet man das Verhältnis aus tatsächlich absorbiertes zur tatsächlich eintreffenden Strahlung als Absorptionskoeffizienten  $\alpha$  bzw. Absorptionsvermögen A. Das Emissionsvermögen aller Körper wird auf die Emission des schwarzen Körpers bezogen. Als „schwarzen Körper“ bzw. „schwarzen Strahler“ wird derjenige bezeichnet, welcher das Absorptionsvermögen  $A = 1$  hat, d. h. alle auftreffende Strahlung absorbiert und diese vollständig in Wärme umwandelt. Der schwarze Körper besitzt außerdem das höchste Emissionsvermögen E unter allen Körpern gleicher Temperatur. Das Reflexionsvermögen R ist Null.

Das Kirchhoff'sche Gesetz besagt, dass Körper mit hohem Absorptionsvermögen auch viel Strahlung emittieren und umgekehrt, Körper mit niedriger Strahlenabsorption auch ein niedriges Emissionsvermögen aufweisen. Das bedeutet, dass für jeden Körper bei jeder Temperatur unter konstanten Bedingungen das Verhältnis von Emissionsvermögen E zu Absorptionsvermögen A konstant bzw. gleich dem Emissionsvermögen  $E_S$  des schwarzen Körpers bei gleicher Temperatur ist (Kirchhoff'sches Strahlungsgesetz):

$$A(\lambda) = E(\lambda) \quad (\text{Gl 19})$$

Organische bzw. nichtmetallische Objekte haben meist einen sehr hohen Emissionskoeffizienten im Bereich zwischen 0,90 und 0,98. Metalle bzw. Körper mit metallischer Oberfläche besitzen hingegen oft sehr kleine Emissionskoeffizienten. Die Differenz  $1 - E$  spiegelt die thermische Abstrahlung der Umgebung wider, was bei präzisen Messungen von Objekttemperaturen berücksichtigt werden muss, indem die mittlere Strahlungstemperatur bestimmt wird. Je länger die Aufnahmedistanz, desto stärker wird die Strahlenabsorption durch Luft sowie deren zunehmende Eigenemission an Lichtstrahlung. Für die Praxis der meisten Thermographieanwendungen jedoch ist dies nicht beachtenswert, da sich dieser Effekt erst ab einigen Kilometern Objekt-Kamera-Abstand bemerkbar macht.

### 3.2.2 Anwendungen der Thermographie in Medizin und Technik

Unter dem Begriff der „Thermographie“ versteht man ein bildgebendes Verfahren, welches die für das menschliche Auge nicht sichtbare Wärmestrahlung (Infrarot-Strahlung) eines Körpers bzw. Objektes sichtbar macht. Es handelt sich dabei um ein leicht durchführbares und berührungsloses Verfahren, das sowohl in vielen Bereichen der Technik als auch in der Biologie und Medizin Anwendung findet. Im Vergleich zur Temperaturmessung mittels eines Thermometers lassen sich mit Thermographie-Verfahren Wärmestrahlen großflächig und im Verlauf abbilden.

In Technik und Industrie können z. B. die Wärmeemission von Gegenständen und thermische Verluste von Gebäuden (Beurteilung der Wärmedämmung) oder technischer Anlagen (vorbeugende Erkennung überhitzter Maschinenteile) dargestellt werden. Es können andererseits thermische Quellen aufgespürt und lokalisiert werden, z. B. im Rahmen zielgerichteter Brandbekämpfung zum Aufspüren versteckter Brandherde oder mit sog. Thermal-Nachtsichtgeräten zur Personensuche.

Auch in medizinischen Wissenschaften gibt es für die Thermographie unterschiedliche Anwendungsmöglichkeiten. So können zum Beispiel in der Tiermedizin trächtige von nichtträchtigen Tieren unterschieden werden.

In der Herzchirurgie kann nach einer Venen-Bypass-Operation nach Perfusion körperwarmen Blutes oder einer kühlen Kochsalzlösung sowohl Dichtigkeit der Naht als auch durch Darstellung des nun neu durchbluteten Gewebes die Suffizienz des Bypasses bzw. die Indikation eines weiteren Bypasses im Wärmebild beurteilt werden [37].

Neben den gängigen Untersuchungsverfahren können außerdem Durchblutungsstörungen bei akuten arteriellen Thromboembolien [7], atherosklerotische oder diabetische Makro- und Mikroangiopathien, chronisch-venöse Insuffizienzen und Phlebothrombosen durch die Thermographie in ihrem Ausmaß eingeschätzt werden.

Durch erhöhte Stoffwechselaktivität der Zellen mit erhöhter Wärmebildung sowie durch mit erhöhtem Wärmetransport einhergehende gesteigerte Durchblutung können Entzündungen thermographisch erkannt und dokumentiert werden, z. B. bei rheumatoider Arthritis [5], entzündliche Infektionen in Körperhöhlen wie z. B. der Nasennebenhöhlen.

Auch Tumorzellen besitzen sehr oft eine erhöhte zelluläre Stoffwechselaktivität und können durch die im Vergleich zu den Zellen des umgebenden Gewebes erhöhte Wärmeabstrahlung in Differentialdiagnose zu einem Abszess thermographisch aufgespürt werden [1].

## **4 Patienten, Material und Methoden**

### **4.1 Modellexperimente**

Bevor die theoretischen Überlegungen und Ansätze am Menschen, gesunde Probanden und Patienten, geprüft wurden, sollten zunächst Modellversuche erarbeitet werden. Ziel dieser Modellexperimente war die Findung und schließlich Optimierung eingesetzter variabler Parameter wie die Anregungsdauer durch die Mikrowellenbestrahlung, Strahlungsleistung und die Aufzeichnungsdauer durch die Infrarotkamera.

Diese Versuche waren notwendig, um herauszufinden, in welchem Bereich verschiedener Anregungszeiten bzw., bei gegebener Anregungszeit, bei welcher Anregungsstärke bzw. Strahlungsleistung reproduzierbar unterschiedliche Wassergehalte von Materialien messbar sind. Dafür wurden mehrere verschiedene Messreihen mit unterschiedlichen Kombinationen aus Anregungsdauer, Strahlungsleistung, Modelleigenschaften und thermographischer Aufzeichnungsdauer erstellt. Für die ersten Modellversuche wurden die Anregungsdauer, Strahlungsleistung und Aufzeichnungsdauer aus den bereits in der Einleitung erwähnten experimentellen Vorarbeiten des Fraunhofer-Instituts Halle/Saale übernommen.

In einer ersten Versuchsreihe sollten unterschiedlich konzentrierte Stärkelösungen (Hydroxyethylstärke, HES), welche als Plasmaexpander per infusionem in der Volumentherapie eingesetzt werden, und reines Wasser in ihrem Anregungsverhalten durch Mikrowellenbestrahlung miteinander verglichen werden.

Es wurden aus der verfügbaren 10%igen HES-Lösung durch entsprechende Verdünnung zusätzlich eine 3- und 6%ige Lösung hergestellt. Die Lösungen wurden in eine Petrischale mit etwa 9 cm Durchmesser gegeben.

In einer zweiten Versuchsreihe wurden die Petrischalen unterschiedlich stark mit einer 6%igen HES-Lösung gefüllt, um Unterschiede bzgl. der Eindringtiefe bzw. der Höhe des Flüssigkeitsvolumens zu untersuchen. Es wurden die Eindringtiefen von 1, 1,5, 2 und 3 cm gewählt.

In der dritten Versuchsanordnung wurden eine oder mehrere dünne Kunststofffolien auf die Flüssigkeitsoberfläche von mit 6%iger HES-Lösung gefüllten Petrischalen bei gleicher Eindringtiefe gegeben, um ein Hautäquivalent zu simulieren. Die glatte Schallkopffläche des Mikrowellengerätes wurde auf die Flüssigkeits- bzw. Folienoberfläche aufgesetzt (angekoppelt). Nach Abklingen der Flüssigkeitsbewegung infolge des Aufsetzens des Schallkopfes wurde mit der Anregung begonnen. Es wurden für jeden Modellansatz drei Messungen unter möglichst identischen Voraussetzungen durchgeführt.

Es wurden auf einem Tisch mehrere identische Petrischalen (Durchmesser 9 cm) vorbereitet, und sichergestellt, dass diese leicht und schnell mit dem schallkopffragenden und gelenkigen Arm des Mikrowellengerätes erreicht werden konnten. Das Mikrowellengerät und die Thermographiekamera befanden sich vor Versuchsbeginn in einsatzbereitem Zustand. Alle verwendeten Lösungen hatten vor Beginn der Messungen in etwa die gleiche Ausgangstemperatur (Umgebungstemperatur), welche zwischen 24 und 25 °C schwankte. Als Messparameter wurden eine Strahlungsleistung von 25 W, eine Anregungszeit von 1,5 min. und eine Aufzeichnungsdauer von 2,5 min. gewählt.

In den Thermographieabbildungen auf dem Computermonitor wurden repräsentative Messflächen für die Absoluttemperaturen innerhalb der angeregten Region ( $T_2$ ) sowie außerhalb der erwärmten Region ( $T_1$ ) gekennzeichnet. Aus der Differenz  $T_2 - T_1$  ergibt sich die Temperaturänderung  $dT$  nach der Anregung.

#### **4.2 Messungen an einer weiblichen Testperson**

Mit der Feststellung, dass mit den gewählten Messparametern unterschiedliche Wasservolumina differenzierbar sind, sollte nun an einer liegenden Testperson überprüft werden, ob sich unter Anwendung der bisherigen Messprinzipien unterschiedliche Wassermengen im Weichteilmantel (Unterhautfettgewebe und Muskulatur) einer Körperregion nachweisen lassen. Die Testperson war weiblich, 23 Jahre, schlank bei einem Körpergewicht von rund 60 kg und einer Körpergröße von rund 160 cm. Es wurden Strahlungsleistungen zwischen 10 und 25 W getestet. Die Anregungsdauer wurde mit 1,0 und 1,5 Minuten festgesetzt. Die thermographische Aufzeichnungsdauer betrug unverändert zu den Modellversuchen 2,5 Minuten. Die Umgebungstemperatur lag zwischen 26 und 27 °C.

Da sich im Laufe des Tages infolge aufrechter Körperposition und Bewegung auch bei gesunden Personen zunehmend Wasser in das Weichteilgewebe der unteren Extremitäten einlagert, wurde jede Körperregion am Morgen (prä) und, unter ansonsten gleichen Bedingungen, am Abend (post) erneut untersucht. Für die Mikrowellenanregung wurden die Dorsalseiten von Ober- und Unterschenkel ausgewählt, da hier der Weichteilmantel deutlich dicker ist als an der Ventralseite, und so höhere absolute Veränderungen des Wassergehaltes zu erwarten sind. Am Unterschenkel wurde der Schallkopf dorsalseitig in der Medianlinie 10 cm unterhalb der Kniegelenksebene, am Oberschenkel in der Medianlinie 20 cm oberhalb der Kniegelenksebene aufgesetzt.

Der Mikrowellenschallkopf wurde im Bereich der zu untersuchenden Körperregion auf die Haut so aufgesetzt, dass die Haut nur diskret eingedrückt wird (Ankopplung). Für jede untersuchte Körperregion wurde eine Doppelbestimmung durchgeführt. Bis zur zweiten Messung derselben Region wurde eine Remissionszeit (die Dauer, nach der sich im thermographischen Bild in etwa wieder die ursprüngliche Ausgangstemperatur der Haut eingestellt hat) von etwa 10 Minuten eingehalten.

Wie schon in den Modellversuchen, wurden auch hier anhand der Thermographiebilder repräsentative Messflächen für die Absoluttemperaturen innerhalb der angeregten Region ( $T_2$ ) sowie außerhalb der erwärmten Hautfläche ( $T_1$ ) gekennzeichnet. Aus der Differenz  $T_2 - T_1$  ergibt sich die Temperaturänderung  $dT$  nach Anregung. Die Untersuchungen an der gesunden Testperson dienten der Adaptation der Methodik am menschlichen Objekt. Nennenswerte Unterschiede zwischen den morgendlichen und abendlichen Messungen ergaben sich nicht.

### **4.3 Patientenkollektiv**

In einer ersten Versuchsreihe an Patienten konnten insgesamt sieben dialysepflichtige Patienten (3 Männer, 4 Frauen) im Alter von 25 bis 73 Jahren (Median 48,4) des St. Elisabeth-Krankenhauses Halle/Saale (im weiteren Text als „Zentrum 1“ bezeichnet) rekrutiert werden, welche sich freiwillig für die Messungen unmittelbar vor und nach der Dialysebehandlung zur Verfügung stellten. Die Dauer der Dialysepflichtigkeit der einzelnen Patienten schwankte zwischen 1 und 17 Jahren (Median 9,0).

Patient	Geschlecht	Alter [J]	Masse [kg]	Dialysedauer [J]
C	w	73	65	15
D	w	68	55	8
E	m	40	80	17
F	w	41	84	6
G	w	25	58	7
H	m	41	78	1
K	m	51	73	9

Tab. 2 Übersicht der Patientendaten Zentrum 1

Das Prinzip der Versuchsdurchführung entspricht dem der Messungen an der weiblichen Testperson. Die Patienten wurden auf einer Untersuchungsliege in Bauchlage gelagert. Es wurde an jedem Patienten am linken Bein gemessen. Als Bestrahlungsleistung wurde 25 W gewählt. Die Anregungszeit betrug 1,5 min und die thermographische Aufzeichnungsdauer 2,5 min. Die Umgebungstemperatur betrug durchschnittlich 22 – 25 °C.

In einer zweiten Versuchsreihe an zehn männlichen Dialysepatienten im Alter von 25 bis 67 Jahren (Median 54,0) des KfH-Nierenzentrums (KfH = Kuratorium für Hämodialyse) am Universitätsklinikum Kröllwitz (im weiteren Text als „Zentrum 2“ bezeichnet), sollten unter geänderten Messparametern die Ergebnisse mit den Messungen der Patienten des Zentrums 1 verglichen werden. Als Bestrahlungsleistung wurde ein Wert von 15 W und als Anregungsdauer t wurden jeweils 25 und 35 Sekunden gewählt.

Patient	Alter [J]	Masse [kg]	Größe [cm]	Dialysedauer [J]
1	46	120	178	3
2	63	86	165	6
3	57	86	182	3
4	25	51	175	3
5	51	80	179	4
6	42	59	170	6
7	64	52	158	6
8	62	105	180	2
9	63	88	176	3
10	67	61	165	1

Tab. 3 Übersicht der Patientendaten Zentrum 2

Die Aufzeichnungsdauer durch die Thermographiekamera wurde auf 3 min verlängert. Die Untersuchungsparameter wurden im Vergleich zum Patientenkollektiv des Zentrums 1 bewusst verändert, um eine höhere Aussagekraft der Ergebnisse zu erzielen. Die Dauer der Dialysepflichtigkeit der einzelnen Patienten schwankte zwischen 1 und 6 Jahren (Median 3,7). Für diese Untersuchung wurden ausschließlich männliche Patienten ausgewählt, um geschlechtsspezifische Dickenunterschiede des subkutanen Fettgewebes zu vermeiden. Dennoch gab es Unterschiede in der Körperkonstitution.

Die Messungen wurden zu einem späteren Zeitpunkt wiederholt, um überprüfen zu können, ob die ersten Messergebnisse am gleichen Patienten reproduzierbar sind. Für die Wiederholungsmessungen standen nur sieben der ehemals zehn Patienten zur Verfügung.

Die Patienten wurden, wie auch in der ersten Versuchsreihe, auf einer Untersuchungs-liege auf den Bauch gelagert. In dieser Versuchsreihe wurde ausschließlich die Dorsalseite des Oberschenkels untersucht. Um zwei hintereinander folgende Anregungen und Messungen an ein und demselben Oberschenkel zu vermeiden, wurde an einer Seite über 25 sec und an der anderen über 35 sec angeregt. Der Mikrowellenschallkopf wurde erneut in der Medianlinie 20 cm oberhalb der Kniegelenksebene so aufgesetzt, dass es zu einer leichten Eindellung der Haut, sog. Ankopplung, gekommen ist. Die Umgebungstemperatur im Untersuchungsraum betrug jeweils durchschnittlich 21 – 24 °C.

$T_1$  steht wiederum für die Ausgangs- bzw. Referenztemperatur,  $T_2$  für die Temperatur nach Mikrowellenanregung im Bereich der untersuchten Oberschenkelregion. Die Absoluttemperaturen werden in °C Celsius angegeben. Das „dT“ steht wiederum für den Betrag der Änderung der absoluten Temperaturen vor und nach Anregung. Alle Messwerte werden der entsprechenden Anregungszeit  $t$  von 25 bzw. 35 Sekunden zugeordnet.

#### **4.4 Mikrowellengerät**

Für die Anregung der Modelle und der Körperregionen der untersuchten Probanden bzw. Patienten wurde das Mikrowellentherapiegerät „RECOMED 12-200P“ der Firma RECO Medizintechnik (01796 Pirna) verwendet. Es handelt sich um ein Magnetron, welches Hochfrequenzenergie mit einer Frequenz von 2,45 GHz (entsprechend einer Wellenlänge von 12 cm) erzeugen kann. Die Abgabe der Energie kann gepulst oder kontinuierlich erfolgen. In allen Messanordnungen wurde die kontinuierliche Energieabgabe gewählt. Die Umgebungstemperatur kann während der Anwendung 10 bis 40 °C betragen. Wenn das Gerät Umgebungstemperaturen unter 5 °C ausgesetzt war, ist eine Akklimatisierungsphase erforderlich. Das Mikrowellengerät kann bei Temperaturen zwischen –20 und 60 °C gelagert werden.

Für alle Versuche wurde ein planer und runder Kleinfeldstrahler, welcher für die Übertragung geringer Energie bis 25 W Verwendung findet (therapeutisch z. B. in der Hals-Nasen-Ohrenheilkunde), mit einem Durchmesser von 65 mm verwendet. Der Kleinfeldstrahler wurde stets auf die Oberfläche der anzuregenden Region leicht aufgesetzt (angekoppelt), sodass die Mikrowellenstrahlung nicht über dazwischenliegende Luft zum Objekt transportiert wurde.

#### **4.5 Infrarotkamera und Software**

Zur thermographischen Erfassung der Oberflächentemperatur der durch Mikrowellenanwendung angeregten Objektbereiche wurde die Infrarotkamera „Thermovision 550“ der Firma FLIR Systems verwendet. Die Kamera ermöglicht durch eine große Anzahl an Detektoren, welche in Form eines sogenannten „Focal Plane Arrays“ (FPA) angeordnet sind, eine orts aufgelöste Erfassung und Abbildung der von warmen Körpern emittierten Infrarotstrahlung. Die Detektoren entsprechen infrarotempfindlichen Halbleitern aus Platin-Silicium (PtSi). Durch die Kamera wird der mittlere Infrarotwellenlängenbereich von 3,6 bis 5  $\mu\text{m}$  erfasst (Messfenster). Durch Anschluss an einen Computer können aufgezeichnete Bildsequenzen oder Einzelbilder auf der Computerfestplatte gespeichert und mit einer speziellen Analysesoftware bearbeitet und ausgewertet werden.

Der verwendete PC verfügte über den „Frame Grabber“ IC<sup>2</sup>-DIG16 der Firma Imaging Technology Inc., um die von der Kamera aufgenommenen Daten empfangen zu können. Zur Bearbeitung der auf der Computerfestplatte gespeicherten Daten und Bilder diente das dazugehörige Softwareprogramm „IRwin Research 2.01“ der Firma AGEMA Infrared Systems. Die daraus gewonnenen Daten wurden mit dem Textverarbeitungsprogramm „Origin Pro6“ bearbeitet. Zusätzlich wurden die Microsoftprogramme „Excel“ und „Word“ genutzt.

Die von der Kamera registrierte Strahlung ist nicht nur von der Oberflächentemperatur eines Objekts, sondern auch vom Emissionsvermögen (Emissivität) des Körpers abhängig. Darüber hinaus werden von der Kamera auch Strahlen aus der Umgebung des Untersuchungsobjekts registriert, die zum einen direkt oder indirekt durch Reflexion am Untersuchungsobjekt von der Kamera erfasst werden. Sowohl die emittierte Strahlung des Objekts wie auch die Umgebungsstrahlung werden außerdem von der Absorptionskapazität der Atmosphäre sowie der Raumhelligkeit und Raumtemperatur beeinflusst. Diese Einflüsse müssen, um möglichst genaue und richtige Messergebnisse zu erhalten, soweit als möglich ausgeschaltet bzw. konstant gehalten werden.

Es müssen für die richtige Kameraeinstellung folgende Parameter berücksichtigt werden:

- Emissionsvermögen des Körpers
- Umgebungstemperatur
- Kamera-Objekt-Abstand
- Relative Luftfeuchtigkeit

Das Emissionsvermögen eines Körpers ist der für eine korrekte Messung wichtigste Parameter. Dieser Parameter ist ein Maß dafür, wie viel Strahlung von einem Objekt emittiert wird im Vergleich zu einem echten schwarzen Strahler. Die Werte für die Emissivität liegen größtenteils zwischen 0,1 und 1,0. Ein schwarzer Strahler besitzt per Definition den Wert von 1,0. Die menschliche Haut hat bei einer Hautoberflächentemperatur von etwa 32 °C ein Emissionsvermögen von etwa 0,98.

Die Temperatur der Referenzfläche sollte sich von der Umgebungstemperatur deutlich unterscheiden. Die Umgebungstemperatur ist somit von Bedeutung, um die am Objekt reflektierte Strahlung sowie die von der (zwischen Kamera und Objekt liegenden) Luft absorbierte Strahlung zu kompensieren. Diese Einstellung wird um so wichtiger, je niedriger das Emissionsvermögen des Körpers, je länger der Kamera-Objekt-Abstand und je geringer die Differenz zwischen Objekt- und Umgebungstemperatur ist.

Der Kamera-Objekt-Abstand entspricht dem Abstand der Objektoberfläche zur Kameralinse. Dieser Parameter ist zu beachten, da von diesem ebenso das Ausmaß der durch Luft absorbierten Strahlung abhängig ist. Zur Einhaltung in etwa gleicher Kamera-Objekt-Abstände bei den Messungen an Probanden und Patienten wurde die Kamera auf einem Stativ befestigt.

Schließlich ist die relative Luftfeuchtigkeit des Untersuchungsraumes zu berücksichtigen, da auch von dieser die Strahlentransmission vom Objekt zur Kamera abhängig ist. Für kleine Kamera-Objekt-Abstände und normale Werte relativer Luftfeuchtigkeit zwischen 30 und 70 % genügt die Kamerastandardeinstellung auf einen Wert von 50 %.

#### **4.6 Statistik**

Zur statistischen Auswertung wurde die Software SPSS für Windows® in der Version 8.0 verwendet. Neben deskriptiven Daten (Mittelwert, Standardabweichung, 95 %-Konfidenzintervall) kamen Ergebnisse des T-Testes für verbundene (abhängige) Stichproben zur Darstellung. Zuvor erfolgte die Prüfung auf Normalverteilung mit dem Kolmogorov-Smirnov- und dem Shapiro-Wilks-Test. Letzterer ist für Stichprobenumfänge bis 50 anzuwenden.

Die visuelle Darstellung der Ergebnisse als Boxplot zeigt den Median, die Begrenzung der 25. bzw. 75. Perzentile sowie den Minimal- und Maximalwert. Ergänzt wird diese Form der Visualisierung durch Fehlerbalken (Darstellung des 95 %-Konfidenzintervalls).

Für die Beziehungen zwischen der Ultrafiltratmenge und dem Temperaturverhalten wurden die Korrelationskoeffizienten nach Pearson und Spearman bestimmt.

## 5 Ergebnisse

### 5.1 Modellexperimente

In drei Petrischalen wurde zunächst als Kontrolle (K) destilliertes Wasser gegeben. Die Eindringtiefe (Abstand Wasseroberfläche zum Boden der Petrischale) betrug jeweils exakt 1 cm. Die thermographisch gemessenen Ausgangstemperaturen des Wassers in den drei Petrischalen betragen vor Beginn der Mikrowellenanregung etwa 24,4 °C. Nach einer Anregungszeit von jeweils 1,5 Minuten bei einer Strahlungsleistung von 25 W nahm die Wassertemperatur jeweils um etwa 6 °C (dT) zu.

Proben-Nr.	T <sub>1</sub> [°C]	T <sub>2</sub> [°C]	dT
K1	24,3	30,5	6,2
K2	24,7	31,0	6,3
K3	24,1	30,3	6,2

Tab. 4 Ergebnisse für Anregung von Wasser

In gleicher Weise wurden unterschiedlich konzentrierte HES-Lösungen angeregt und erwärmt. Zunächst wurde eine 3%ige Lösung (A) in drei Petrischalen bis zu einer Eindringtiefe von 1 cm gefüllt. Die erneut thermographisch bestimmten Ausgangstemperaturen betragen etwa 25,0 °C. Nach Anregung kam es im Vergleich zur Kontrolle (Wasser) zu einem stärkeren Temperaturanstieg. Die Temperaturdifferenz dT betrug mehr als 8,9.

Proben-Nr.	T <sub>1</sub> [°C]	T <sub>2</sub> [°C]	dT
A1	25,0	33,9	8,9
A2	24,8	34,1	9,3
A3	25,1	36,9	11,8

Tab. 5 Ergebnisse für Anregung von 3%iger HES-Lösung

Die Ausgangstemperaturen der 6%igen HES-Lösung (B) lagen bei etwa 24,4 °C. Nach Erwärmung wurden im Vergleich zur 3%igen Lösung noch höhere Endtemperaturen gemessen. Im Mittel lagen die Wert bei etwa 37 °C. Schließlich wurde in gleicher Weise eine 10%ige HES-Lösung (C) untersucht. Die thermographisch bestimmten Ausgangstemperaturen lagen bei etwa 25,6 °C. Die dT-Werte waren mit denen der 6%igen HES-Lösung vergleichbar. Die absoluten Temperaturen nach Anregung betragen etwa 38,2 °C.

Proben-Nr.	T <sub>1</sub> [°C]	T <sub>2</sub> [°C]	dT
B1	24,1	36,8	12,7
B2	24,6	37,0	12,4
B3	24,4	37,4	13,0

Tab. 6 Ergebnisse für Anregung von 6%iger HES-Lösung

Proben-Nr.	T <sub>1</sub> [°C]	T <sub>2</sub> [°C]	dT
C1	26,1	37,6	11,5
C2	25,5	38,6	13,1
C3	25,2	38,3	13,1

Tab. 7 Ergebnisse für Anregung von 10%iger HES-Lösung

Nach Bildung des arithmetischen Mittels der einzelnen Messergebnisse für jede Lösung ergeben sich als durchschnittliche dT-Werte 6,2 für destilliertes Wasser (K), 10,0 für die 3%ige HES-Lösung (A), 12,7 für 6%iges HES (B) und 12,6 für die 10%ige HES-Lösung.

Lösung	Median T <sub>1</sub> [°C]	Median T <sub>2</sub> [°C]	Median dT
Wasser (K)	24,4	30,6	6,2
3% HES (A)	25,0	35,0	10,0
6% HES (B)	24,4	37,1	12,7
10 % HES (C)	25,6	38,2	12,6

Tab. 8 Vergleich gemittelter Ergebnisse zwischen Wasser und unterschiedlich konzentrierter HES-Lösung

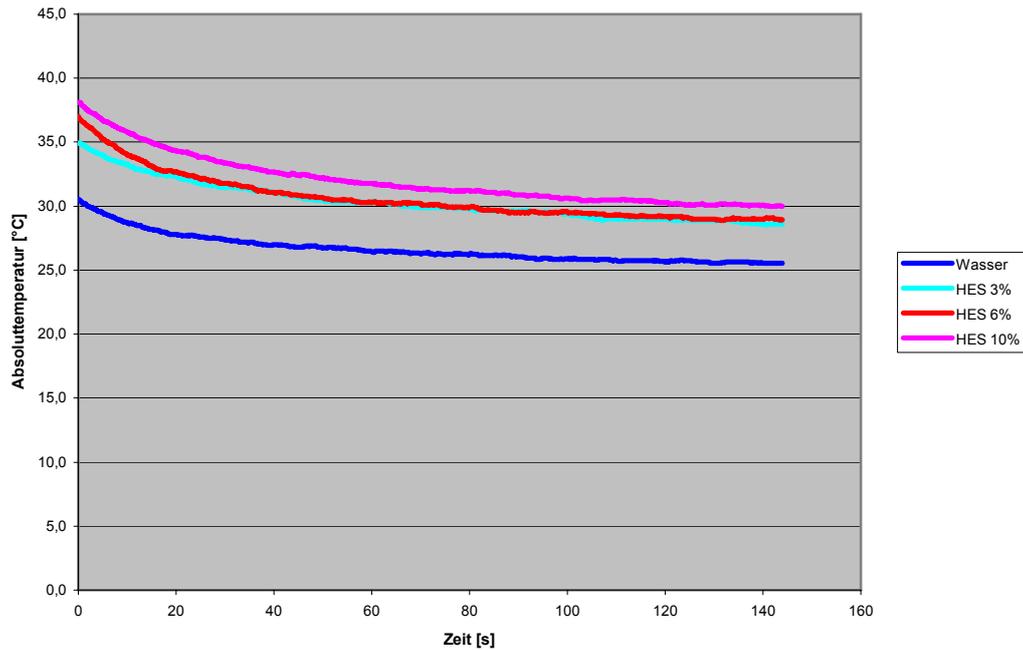


Abb. 3 Vergleich der Abkühlkurven, ausgehend von der erreichten mittleren Absoluttemperatur von Wasser (blau) und einer 3- (cyan), 6- (grün) und 10%igen (rot) HES-Lösung

Es kann festgehalten werden, dass reines Wasser deutlich schwächer erwärmt wurde als alle verwendeten Konzentrationen der Stärkelösung. Die Temperaturänderung ( $dT$ ) betrug bei Wasser nach Anregung etwa 6,2. Bereits die 3%ige HES-Lösung wurde bei einem durchschnittlichen  $dT$  von 10,0 deutlich stärker angeregt als Wasser. Bei weiterer Konzentrierung der Stärkelösung auf 6 % vermindert sich die Anregbarkeit erneut, jedoch schwächer als im Vergleich zwischen Wasser und der 3%igen HES-Lösung. Nach Anregung des 6%igen HES berechnet sich das durchschnittliche  $dT$  zu 12,7. Nach Konzentrierung der Stärkelösung auf 10 % jedoch blieb die durchschnittliche Temperaturänderung im Vergleich zur 6%igen Lösung mit einem mittleren  $dT$  von 12,6 nahezu unverändert. Unter den verwendeten Versuchsvariablen mit einer Strahlungsleistung von 25 W, einer Anregungsdauer von 1,5 min und einem Lösungsvolumen von etwa 63 ccm befindet man sich in einem Bereich, in dem die Erwärmbarkeit von Wasser mit abnehmender Menge zunimmt.

Da bei Verwendung einer 10%igen HES-Lösung keine weitere Zunahme der Erwärmung erreicht worden ist, wurde für den nächsten Versuchsansatz die 6%ige Lösung gewählt.

Es sollten unterschiedliche Eindringtiefen bzw. unterschiedliche Wasservolumina miteinander verglichen werden (vgl. Tab. 9). Die Anregungsdauer und –leistung sowie die Aufzeichnungsdauer wurden nicht verändert. Es wurden erneut für jede Messreihe drei Petrischalen mit der 6%igen HES-Lösung gefüllt. Es wurden die Eindringtiefen 1,0, 1,5, 2,0

und 3,0 cm gewählt. Da es sich um einen neuen Aufnahmezeitpunkt handelte, wurde die Messung mit der Eindringtiefe von 1 cm wiederholt. Die Umgebungstemperatur betrug im Mittel knapp 26 °C.

Proben-Nr.	Tiefe d [cm]	T <sub>1</sub> [°C]	T <sub>2</sub> [°C]	dT
B11	1,0	26,1	37,4	11,3
B12	1,0	26,4	36,9	10,5
B13	1,0	25,9	38,5	12,6
<b>Median</b>		<b>26,1</b>	<b>37,6</b>	<b>11,5</b>
B21	1,5	25,9	32,2	6,3
B22	1,5	25,5	32,8	7,3
B23	1,5	25,7	33,0	7,3
<b>Median</b>		<b>25,7</b>	<b>32,7</b>	<b>7,0</b>
B31	2,0	25,5	32,8	7,3
B32	2,0	25,4	33,3	7,9
B33	2,0	25,4	33,6	8,2
<b>Median</b>		<b>25,4</b>	<b>33,2</b>	<b>7,8</b>
B41	3,0	25,3	31,9	6,6
B42	3,0	25,2	31,5	6,3
B43	3,0	25,2	32,0	6,8
<b>Median</b>		<b>25,2</b>	<b>31,8</b>	<b>6,6</b>

Tab. 9 Vergleich der Anregung 6%iger HES-Lösung bei verschiedenen Eindringtiefen

Für d = 1,0 cm ergaben sich im Vergleich zur ersten Versuchsreihe vergleichbare dT-Werte (im Mittel 11,5). Durch Erhöhung des Wasservolumens um 50 % (d = 1,5 cm) nimmt die Temperaturänderung nach Erwärmung deutlich ab. Der durchschnittliche dT-Wert beträgt 7,0, was im Vergleich zur Eindringtiefe von 1,0 cm und einem Wasservolumen von rund 63 ml einer Abnahme von etwa 40 % entspricht. Nach erneuter Erhöhung des Wasservolumens mit einer Eindringtiefe von d = 2,0 cm nahm der Wert für das mittlere dT etwas zu (7,8), jedoch bei weiterer Erhöhung auf d = 3,0 cm wieder ab (6,5).

Mit den gewählten Bestrahlungsparametern und bei gegebener Versuchsanordnung ist anzunehmen, dass es bei einer Eindringtiefe von 1,5 cm und einer Zunahme des Wasservolumens um 50 % zu einer unvollständigen Anregung des Wassers gekommen ist. Bei gegebener Intensität der Mikrowellenbestrahlung korreliert die nach Anregung erhaltene Wassertemperatur (Energieaufnahme) bei kleinen Wassermengen direkt proportional zum Wasservolumen, während bei größeren Wassermengen und kurzer Anregungszeit das Wasser mit zunehmendem Wasservolumen schwächer erwärmt wird. Es wird pro Zeiteinheit

(von unterschiedlichen Energieverlusten abgesehen) in etwa der gleiche Energiebetrag vom Wasser aufgenommen. Bei unterschiedlichem Wasservolumen wird die aufgenommene Energie jedoch auf mehr Materie verteilt. Die Temperatur größerer Wassermengen ist nach identischer Anregung kleiner als bei kleinen Wassermengen. Veranschaulicht werden kann diese Beobachtung durch einen Wasserkocher. 100 ml Wasser erreichen bei gleicher Anregung deutlich schneller 100 °C als 1000 ml Wasser.

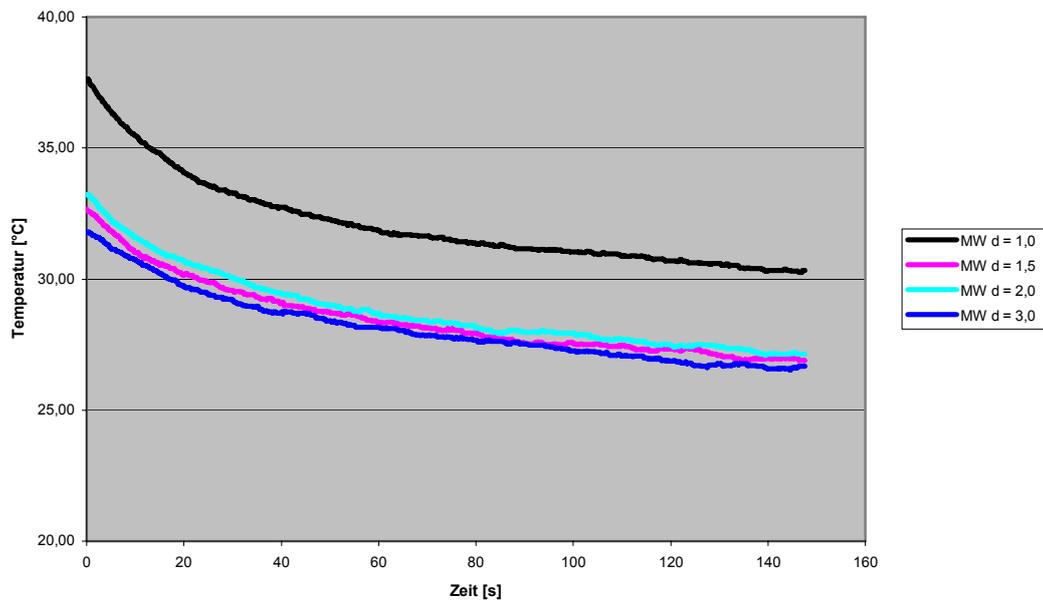
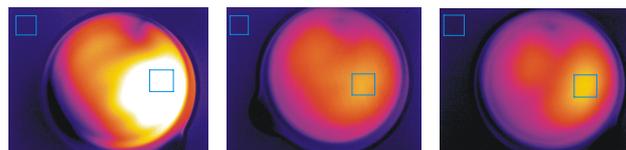


Abb. 4 Vergleich der Abkühlkurven nach Anregung 6%iger HES-Lösung, ausgehend von der erreichten Absoluttemperatur zwischen verschiedenen Eindringtiefen ohne Folie

Die Abbildung 5 veranschaulicht die Versuchsanordnung. Das erste Bild links oben zeigt, von oben aus Richtung der Thermographiekamera betrachtet, das Gefäß mit der 6%igen HES-Lösung unmittelbar nach Ende der Anregungsphase. In der linken Spalte ist nach unten hin die Abkühlung der erwärmten Flüssigkeit zu erkennen. In der mittleren Spalte ist die Abkühlung der Lösung bei einer Eindringtiefe  $d = 1,5$  cm und in der rechten Spalte bei einer Eindringtiefe von  $d = 2$  cm dargestellt. Für  $d = 1$  cm ist anhand der Farbskala die wesentlich höhere Flüssigkeitstemperatur zu erkennen.



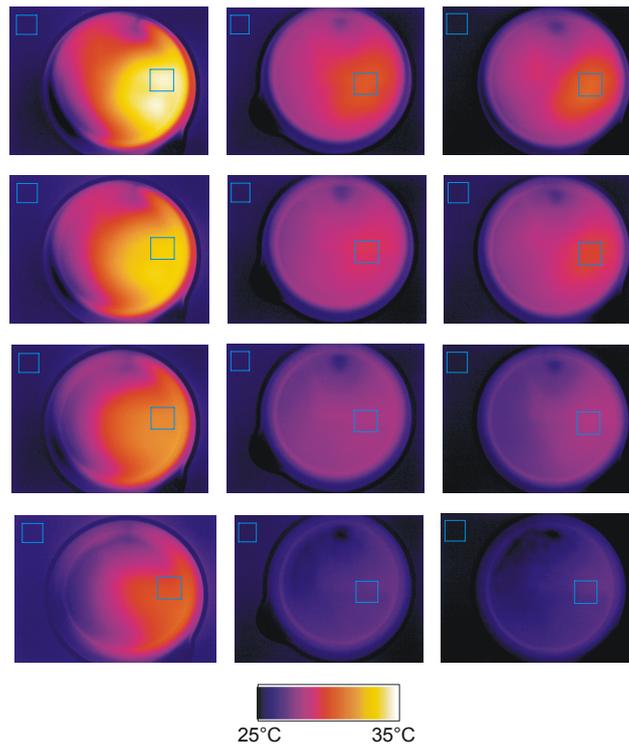


Abb. 5 Thermographie-Aufnahmen im Verlauf der Abkühlung – Vergleich zwischen den Eindringtiefen  $d$  1,0 (B11, links), 1,5 (B21, Mitte) und 2,0 cm (B31, rechts) – erste Reihe:  $t = 0$  sec, zweite Reihe:  $t = 15$  sec, dritte Reihe:  $t = 30$  sec, vierte Reihe:  $t = 60$  sec, fünfte Reihe:  $t = 150$  sec.

Die in der Abbildung 5 blau umrahmten Flächen kennzeichnen innerhalb der Petrischale kennzeichnen die thermographisch bestimmte und über die gesamte gemittelte Absoluttemperatur  $T_2$ . Die blau umrahmten Flächen in der Umgebung entsprechen der Umgebungs- und somit der Ausgangstemperatur der Lösung ( $T_1$ ). Die  $dT$ -Werte ergeben sich aus der Differenz  $T_2 - T_1$ .

In einer nächsten Versuchsreihe sollte bei gegebener Eindringtiefe von  $d = 1,0$  cm ein Hautäquivalent in Form einer dünnen Kunststoffolie eingesetzt werden (vgl. Tab. 10). Die Anregungsdauer und –leistung sowie die thermographische Aufzeichnungsdauer blieben unverändert. Es wurde erneut eine 6%ige HydroxyethylstärkeLösung verwendet. Nach Befüllen dreier Petrischalen mit 6%iger HES-Lösung wurde in jede Schale eine vorher zurecht geschnittene Kunststoffolie auf die Flüssigkeitsoberfläche aufgebracht. Die Umgebungstemperatur betrug vor Versuchsbeginn zwischen 26 und 27 °C.

Es wurden für die drei Lösungen thermographisch folgende Ausgangstemperaturen bestimmt: 27,0 °C (B51), 26,7 °C (B52) und 26,5 °C (B53). Nach 1,5 Minuten dauernder Mikrowellenanregung bei einer Strahlungsleistung von 25 W wurden als Endtemperaturen gemessen: 39,4 °C (B51), 38,4 °C (B52) und 40,4 °C (B53). Das gemittelte  $dT$  lag mit rund 12,7 im Vergleich zur identischen Versuchsanordnung ohne Folie nur um einen Wert von

etwa 1,2 höher. Aufgrund des relativ geringen Unterschiedes der dT-Werte nach Auflage einer Folienschicht wurde die Versuchsanordnung mit zwei aufeinanderliegenden identischen Kunststofffolien wiederholt. Es wurde eine Doppelbestimmung durchgeführt.

Proben-Nr.	Folienzahl	T <sub>1</sub> [°C]	T <sub>2</sub> [°C]	dT
B11	0	26,1	37,4	11,3
B12	0	26,4	36,9	10,5
B13	0	25,9	38,5	12,6
<b>Median</b>		<b>26,1</b>	<b>37,6</b>	<b>11,5</b>
B51	1	27,0	39,4	12,4
B52	1	26,7	38,4	11,7
B53	1	26,5	40,4	13,9
<b>Median</b>		<b>26,7</b>	<b>39,4</b>	<b>12,7</b>
B61	2	26,9	46,2	19,3
B62	2	26,2	49,0	22,8
<b>Median</b>		<b>26,6</b>	<b>47,6</b>	<b>21,0</b>

Tab. 10 Vergleich der Anregung 6%iger HES-Lösung bei verschiedener Folienzahl und gegebener Eindringtiefe  $d = 1,0 \text{ cm}$

Als Ausgangstemperaturen wurden bestimmt: 26,9 °C (B61) und 26,2 °C (B62). Die Endtemperaturen nach Anregung bei zwei übereinander liegenden Folienschichten lagen nun deutlich höher als bei einer einzigen Folienschicht. Es wurden als T<sub>2</sub>-Werte 46,2 °C (B61) und 49,0 °C (B62) bestimmt. Damit haben sich die dT-Werte im Vergleich zur Anordnung mit einer Folie nahezu verdoppelt.

Auch bei den letzten beiden Versuchsanordnungen befindet man sich offensichtlich in einem Bereich, in dem sich mit zunehmendem Wasservolumen dessen Erwärmung verringert. Die Art der Proportionalität zwischen Wassertemperatur nach Anregung und anzuregendem Wasservolumen hängt neben der Größenordnung der Wassermenge auch von den Bestrahlungs- bzw. Anregungsparametern ab.

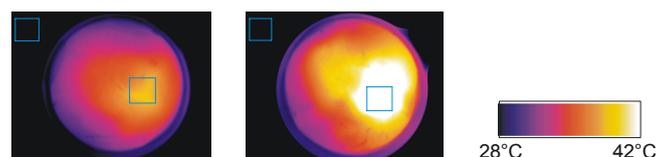


Abb. 6 Thermographie-Aufnahmen zum Zeitpunkt  $t_0$  – Links: 1 Folie (B52), Rechts: 2 Folien (B61)

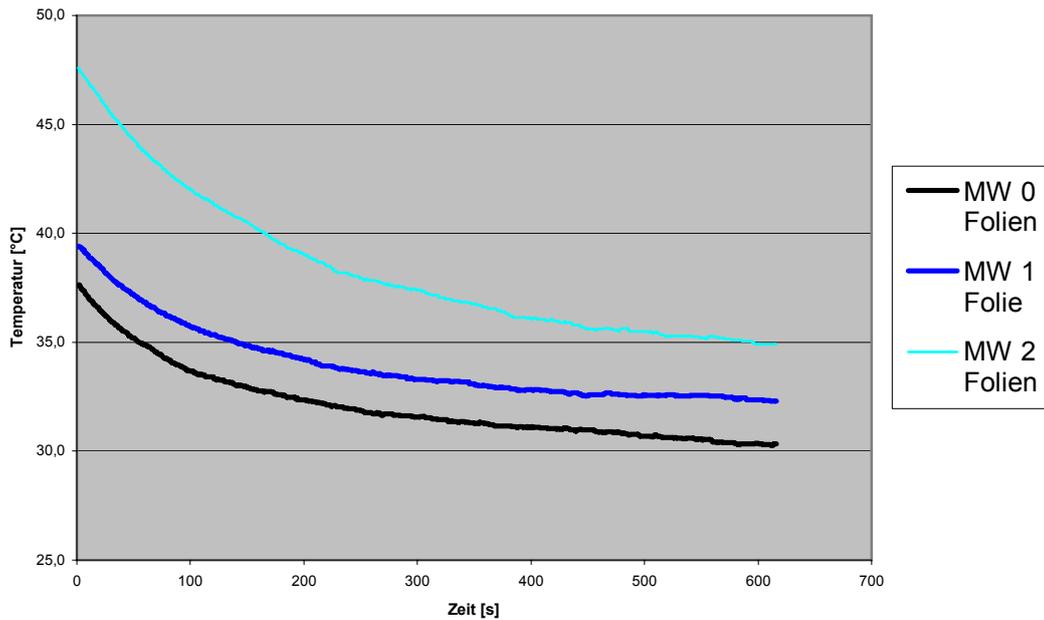


Abb. 7 Vergleich der Abkühlkurven nach Anregung 6%iger HES-Lösung ausgehend von der erreichten mittleren Absoluttemperatur zwischen 0, 1 und 2 aufliegenden Folien,  $d = 1,0 \text{ cm}$

## 5.2 Ergebnisse an der weiblichen Testperson

Für die Messungen an einer jungen weiblichen Testperson wurde mit Anregungsleistungen von 10 und 25 W experimentiert. Ziel war es herauszufinden, ob relativ geringe Volumenänderungen größerer Wasservolumina mit den gewählten Parametern differenziert werden können. Neben einer Anregungsleistung von 10 W wurden mit  $t = 1,0 \text{ min}$  und  $t = 1,5 \text{ min}$  zwei verschiedene Anregungszeiten verwendet. Es sollen die prä/post-Ergebnisse (prä = Messung am Morgen, post = Messung am Abend) bei Anregung an der dorsalen Seite des Unterschenkels nach einer einminütigen Mikrowellenanregung dargestellt werden (Tab. 11).

Messung	Zeitpunkt	T <sub>1</sub> [°C]	T <sub>2</sub> [°C]	dT
US1E	prä	34,4	41,2	6,9
US2E	prä	33,7	41,4	7,7
<b>Median</b>		<b>34,0</b>	<b>41,3</b>	<b>7,3</b>
US1H	post	35,0	41,7	6,7
US2H	post	34,5	41,5	7,0
<b>Median</b>		<b>34,8</b>	<b>41,6</b>	<b>6,8</b>

Tab. 11 Prä/post-Vergleich: Anregung am dorsalen Unterschenkel, Anregungszeit  $t = 1,0 \text{ min}$

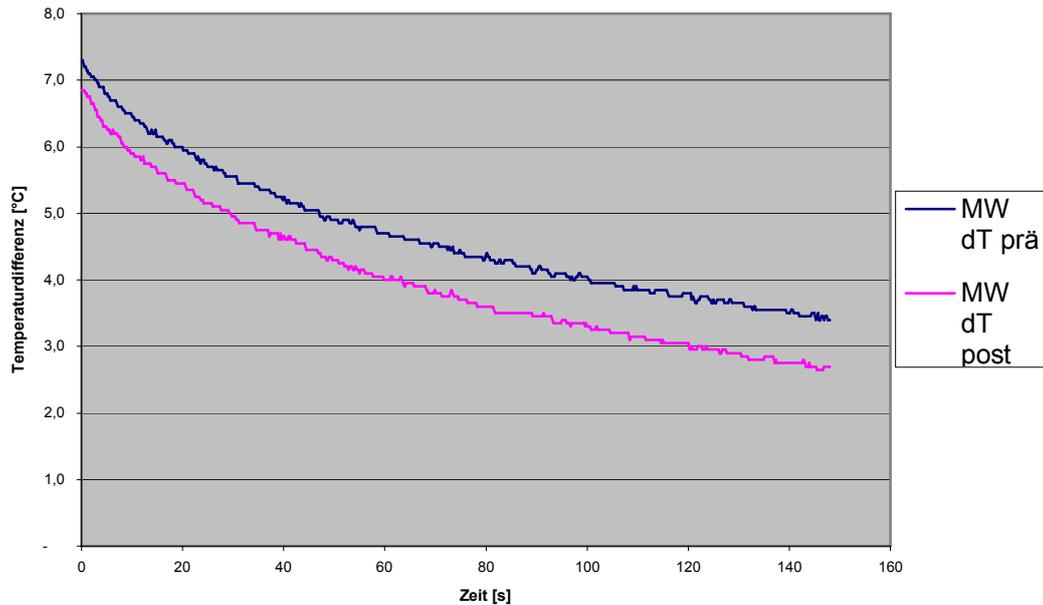


Abb. 8 Vergleich dT dorsaler Unterschenkel prä/post über  $t = 1,0$  min

Die nach einminütiger Anregung des Unterschenkels erhaltenen Temperaturen  $T_2$  am Abend waren mit  $41,6$  °C denen am Morgen mit  $41,3$  °C vergleichbar, sodass sich im Vergleich der durchschnittlichen dT-Werte nur eine geringe Abnahme der Temperaturänderung zeigte ( $7,3$  prä,  $6,9$  post). Im zweiten Durchgang mit einer Anregungsdauer von  $1,5$  min lagen die  $T_1$ -Werte zwischen dem Morgen und Abend ein wenig stärker auseinander. Die Temperaturen nach Erwärmung haben jedoch im Vergleich stärker zugenommen. Insgesamt resultiert am Abend eine schwächere Erwärmung des Unterschenkels. Das mittlere dT am Morgen liegt mit  $10,3$  um  $0,6$  höher als am Abend ( $9,7$ ).

Bei Verlängerung der Anregungszeit  $t$  auf  $1,5$  Minuten ist eine stärkere Erwärmung messbar (vgl. Tab. 12). Die erreichten Absoluttemperaturen nach Anregung sind höher als bei kürzerer Anregungsphase. Auch hier zeigt sich jedoch, dass infolge geringeren Wassergehaltes das untersuchte Gewebe schwächer erwärmbar ist. Das mittlere  $dT_{\text{prä}}$  beträgt  $10,3$ , das gemittelte  $dT_{\text{post}}$   $9,7$ . Die dT-Änderung beträgt  $0,6$ .

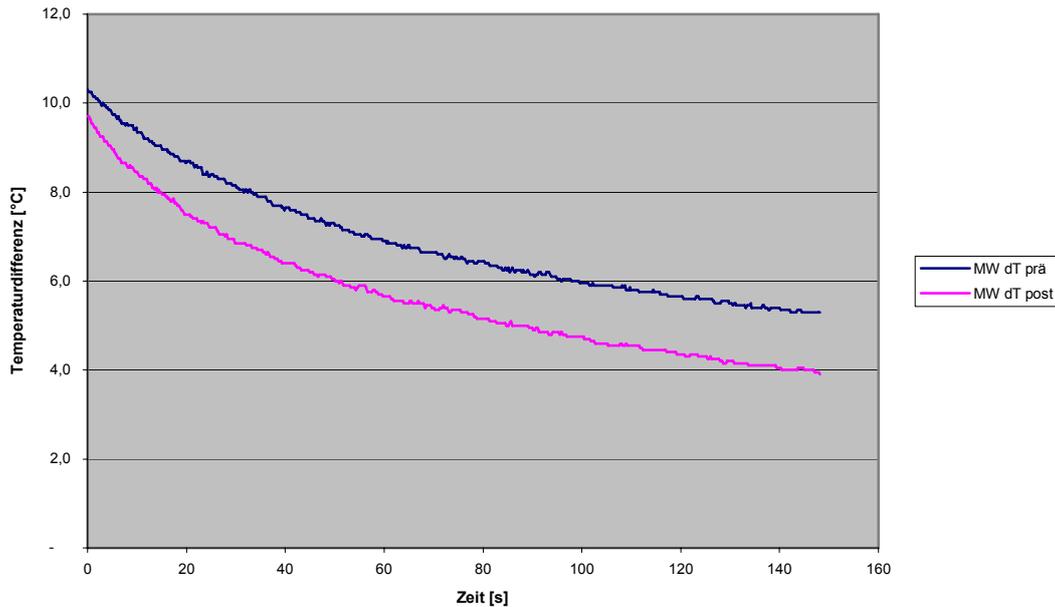


Abb. 9 Vergleich dT dorsaler Unterschenkel prä/post über t = 1,5 min

Messung	Zeitpunkt	T1 [°C]	T2 [°C]	dT
US1F	prä	33,3	43,0	9,7
US2F	prä	32,9	43,8	10,9
<b>Median</b>		<b>33,1</b>	<b>43,4</b>	<b>10,3</b>
US1I	post	34,8	44,4	9,6
US2I	post	34,3	44,1	9,8
<b>Median</b>		<b>34,6</b>	<b>44,3</b>	<b>9,7</b>

Tab. 12 Prä/post-Vergleich: Anregung am dorsalen Unterschenkel, Anregungszeit t = 1,5 min

Analog zum Unterschenkel wurden die Auswirkungen der Mikrowellenanregung an der Dorsalseite des Oberschenkels untersucht. Der Schallkopf wurde dazu in der Medianlinie 20 cm oberhalb der Kniegelenksebene aufgesetzt.

Auch bei den Messungen an der Rückseite des Oberschenkels lagen die Ausgangstemperaturen  $T_1$  am Abend zum Teil deutlich über denen am Morgen. Der Unterschied war bei der Aufzeichnung mit 1,5 min Anregungsdauer größer als bei einminütiger Anregung. Die  $T_2$ -Werte waren bei beiden Anregungszeiten im prä/post-Vergleich nahezu identisch, sodass die Änderung der durchschnittlichen Temperaturdifferenz allein durch die erhöhten Ausgangstemperaturen folgt. Die gemittelten  $T_2$ -Werte lagen am Morgen und Abend bei einer Anregungsphase von 1,5 min etwa um 1,0 °C über den Temperaturen mit kürzerer Anregungszeit. Während sich das dT bei der kürzeren Anregungsphase von durchschnittlich 6,7 auf 6,2 nur geringfügig änderte, änderte sich die

Temperaturdifferenz bei der längeren Anregungsdauer von 1,5 min von durchschnittlich 8,7 auf 6,9 deutlich.

Messung	Zeitpunkt	T <sub>1</sub> [°C]	T <sub>2</sub> [°C]	dT
OS1E	prä	34,3	40,2	5,9
OS2E	prä	33,7	41,2	7,5
<b>Median</b>		<b>34,0</b>	<b>40,7</b>	<b>6,7</b>
OS1H	post	34,5	40,5	6,0
OS2H	post	34,8	41,3	6,5
<b>Median</b>		<b>34,7</b>	<b>40,9</b>	<b>6,2</b>

Tab. 13 Prä/post-Vergleich: Anregung am dorsalen Oberschenkel, Anregungszeit t = 1,0 min

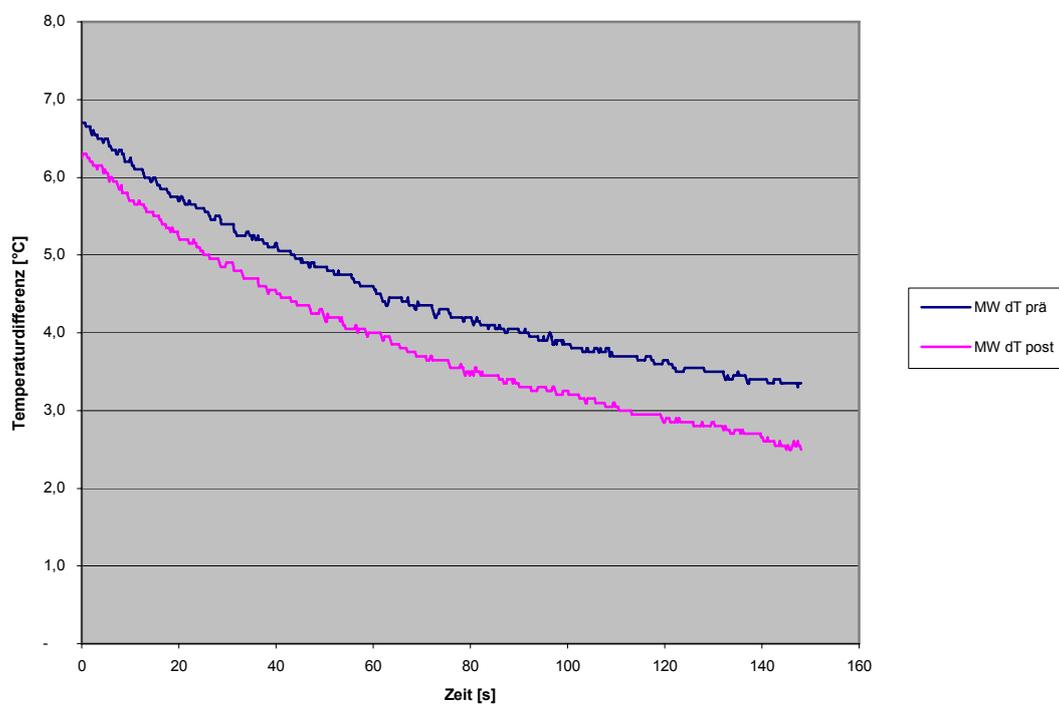


Abb. 10 Vergleich dT dorsaler Oberschenkel prä/post über t = 1,0 min

In der zweiten Messung an der Dorsalseite des Oberschenkels mit verlängerter Anregung (t = 1,5 min) erhöhten sich erwartungsgemäß die Absoluttemperaturen nach der Anregung. Die Abnahme des dT-Wertes im prä/post-Vergleich fiel jedoch wesentlich deutlicher aus. Einem mittleren dT von 8,7 am Morgen steht ein mittleres dT von 6,9 am Abend als Zeichen einer deutlich geringeren Erwärmbarkeit gegenüber.

Messung	Zeitpunkt	T <sub>1</sub> [°C]	T <sub>2</sub> [°C]	dT
OS1F	prä	33,1	41,3	8,2
OS2F	prä	33,1	42,3	9,2
<b>Median</b>		<b>33,1</b>	<b>41,8</b>	<b>8,7</b>
OS1I	post	34,7	41,1	6,4
OS2I	post	34,6	42,0	7,4
<b>Median</b>		<b>34,7</b>	<b>41,6</b>	<b>6,9</b>

Tab. 14 Prä/post-Vergleich: Anregung am dorsalen Oberschenkel, Anregungszeit t = 1,5 min

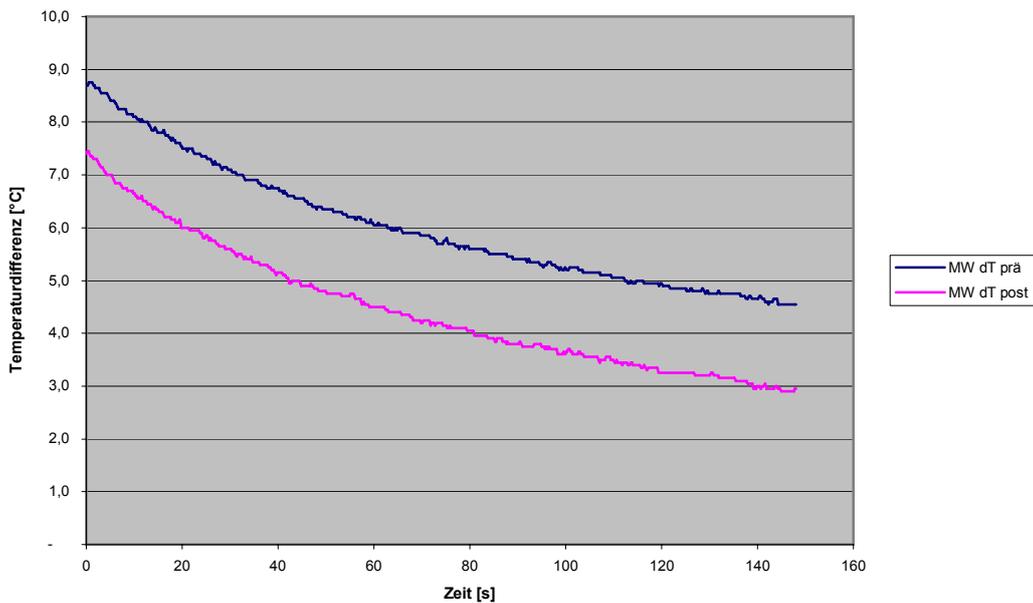


Abb. 11 Vergleich dT dorsaler Oberschenkel prä/post über t = 1,5 min

Zusätzlich wurde nur am Oberschenkel, da dieser im Gegensatz zum Unterschenkel auch ventral einen ausgeprägten Weichteilmantel besitzt, eine ventrale prä/post-Messung nur mit einer Anregungszeit t = 1,0 min durchgeführt. Die Messvariablen wurden im Vergleich zu den eben beschriebenen Messungen nicht verändert (vgl. Tab. 15).

Messung	Zeitpunkt	T <sub>1</sub> [°C]	T <sub>2</sub> [°C]	dT
OS1G	prä	35,2	42,3	7,1
OS2G	prä	32,2	42,9	10,7
<b>Median</b>		<b>33,7</b>	<b>42,6</b>	<b>8,9</b>
OS1J	post	36,3	42,1	5,8
OS2J	post	36,3	44,0	7,7
<b>Median</b>		<b>36,3</b>	<b>43,0</b>	<b>6,7</b>

Tab. 15 Prä/post-Vergleich: Anregung am ventralen Oberschenkel, Anregungszeit t = 1,0 min

Bei den Messungen an der Oberschenkelvorderseite mit einminütiger Anregung ist die Doppelbestimmung nicht aussagekräftig, da in der zweiten Aufzeichnung sowohl die morgendliche Ausgangstemperatur mit 32,2 °C als auch die Temperatur nach Anregung am Abend mit 44,0 °C sich deutlich von den anderen gemessenen Werten unterscheidet. In der ersten Aufzeichnung ergibt sich am Morgen eine Temperaturerhöhung von 7,1, am Abend steigt die Temperatur nach Anregung nur noch um 5,8, sodass die dT-Abnahme mit einer angenommenen Wasservolumenabnahme korrelieren würde. Eine solche Korrelation findet sich auch in der zweiten Aufzeichnung, die jedoch aufgrund der stark streuenden Messwerte mit 3,0 wohl zu hoch ausfällt. Ein möglicher Grund für den deutlich geringeren  $T_1$ -Wert am Morgen der zweiten Aufzeichnung könnte eine durch die kalte Liegefläche einseitig kühlere Oberschenkelregion sein.

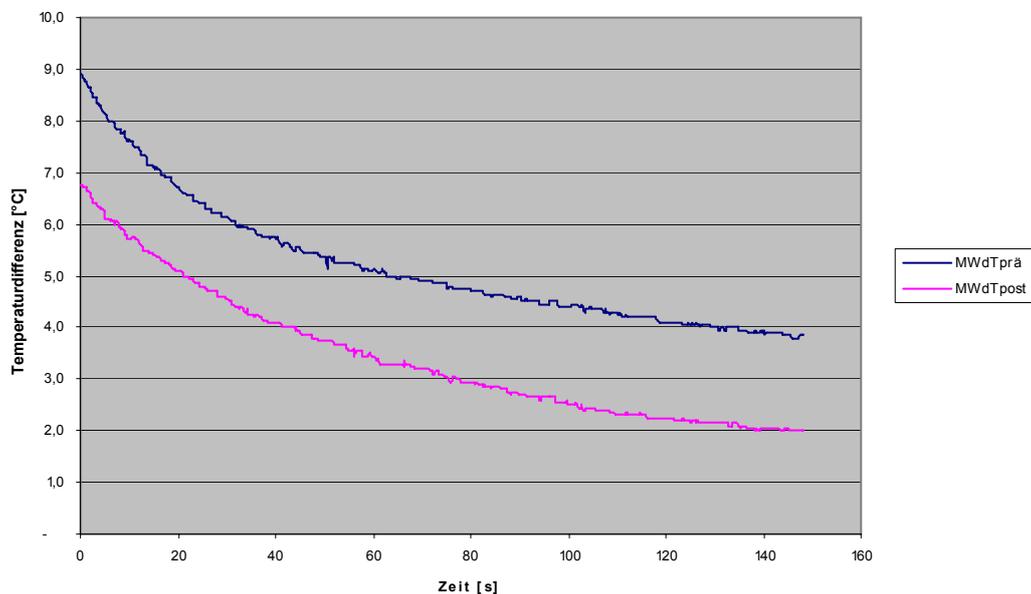


Abb. 12 Vergleich dT ventraler Oberschenkel prä/post über  $t = 1,0$  min

Für die deutlich höhere Endtemperatur der zweiten Aufzeichnung am Abend bei gleicher Ausgangstemperatur könnte eine im Vergleich zur ersten Aufzeichnung zu starke Ankopplung des Schallwellenkopfes ursächlich sein. Das mittlere dT sinkt von 8,9 (prä) auf 6,7 (post).

Wenn man die Ergebnisse zwischen Unterschenkel und Oberschenkel (Rückseite,  $t = 1,0$  min) vergleicht, fällt eine durchschnittlich um 0,6 niedrigere Temperatur nach Anregung ( $T_2$ ) auf. So ergeben sich im Vergleich zum Unterschenkel (7,3 prä, 6,9 post) bei vergleichbaren Ausgangswerten ( $T_1$ ) für den Oberschenkel niedrigere dT-Werte (6,7 prä, 6,3 post). Damit verhält sich das durchschnittliche dT indirekt proportional zum vorhandenen Wasservolumen, während die dT-Änderung mit 0,4 für Unter- und Oberschenkel gleich ist.

Für die längere Anregungsdauer von 1,5 min fällt im Vergleich, bei vergleichbaren Ausgangstemperaturen  $T_1$ , zwischen Ober- und Unterschenkelrückseite eine noch stärkere Diskrepanz der  $T_2$ -Werte auf. Die  $T_2$ -Werte für den Oberschenkel sind durchschnittlich um 1,5 bis 2,0 niedriger. Somit liegen auch die durchschnittlichen  $dT$ -Werte für den Oberschenkel mit 8,7 (prä) bzw. 7,4 (post) deutlich unter denen für den Unterschenkel mit 10,3 (prä) und 9,7 (post).

Im Gegensatz zur kurzen Anregungsphase von 1,0 min fällt die Abnahme des gemittelten  $dT$ -Wertes für den Oberschenkel mit 1,3 doppelt so hoch aus wie für den Unterschenkel (Abnahme des  $dT$  um 0,6). Auch für die längere Anregungsdauer bestätigt sich die Korrelation abnehmender  $dT$ -Werte bei größerem Wasservolumen. Hier korreliert jedoch die  $dT$ -Änderung mit einem angenommenen größeren Flüssigkeitsverlust im Oberschenkel direkt proportional.

### 5.3 Ergebnisse an Dialysepatienten

#### 5.3.1 Zentrum 1

Zwei weibliche der sieben Dialysepatienten des St. Elisabeth-Krankenhauses Halle/Saale haben nach der Dialyse mit 0,5 bzw. 0,6 kg nur wenig an Körpermasse und somit an Flüssigkeit verloren, was jeweils 0,9 % des Ausgangswertes entspricht. Die anderen fünf Patienten verloren dagegen zwischen 4,0 und 4,8 % ihrer vor Dialysebeginn bestimmten Körpermasse. Folgende Tabelle gibt eine Übersicht über den absoluten und prozentualen Verlust an Körpermasse der einzelnen Patienten nach Dialyse.

Patient (Geschlecht)	Alter [J]	Körpermasse vor Dialyse [kg]	Abs. Masseverlust nach Dialyse [kg]	Relativer Masseverlust nach Dialyse [%]
C (w)	73	66,2	0,6	0,9
D (w)	68	54,7	0,5	0,9
E (m)	40	80,6	3,2	4,0
F (w)	41	86,4	3,9	4,5
G (w)	25	60,3	2,6	4,3
H (m)	41	79,7	3,8	4,8
K (m)	51	74,7	3,5	4,7

Tab. 16 Zentrum 1: Verlust an Körpermasse in kg und prozentual bezogen auf den Ausgangswert

Im Folgenden werden die Ergebnisse eines jeden Patienten einzeln vorgestellt. In den Tabellen vorangestellt ist die Identifikationsnummer des Versuchs (die Buchstaben A, B, I und J wurden zur Kennzeichnung nicht verwendet). Die Ziffern „1“ und „2“ bedeuten, dass es sich jeweils um eine Doppelbestimmung handelt. Die untersuchten Lokalisationen werden mit „US“ für Unterschenkel und „OS“ für Oberschenkel angegeben. Mit „X“ wird die Messung vor Dialyse, mit „Y“ die Messung nach der Dialyse gekennzeichnet. „CUX1“ steht somit für die erste Messung am Unterschenkel des Patienten C vor der Dialyse.

T<sub>1</sub> steht für die Ausgangs- bzw. Referenztemperatur und T<sub>2</sub> für die Temperatur nach Mikrowellenanregung.

Das Körpergewicht der Patientin C betrug vor Dialyse 66,2 kg, nach der Dialyse 65,6 kg, womit der Flüssigkeitsverlust 0,6 l beträgt. In beiden Messungen am Unterschenkel war die Temperaturdifferenz dT mit 5,8 bzw. 6,0 nach Dialyse niedriger als vor der Dialyse (6,0 bzw. 7,5). Für den Oberschenkel ist nur das dT in der zweiten Bestimmung nach Dialyse niedriger. Der durchschnittliche dT-Wert liegt für den Unterschenkel vor Dialyse bei etwa 6,8, nach Dialyse bei 5,9. Für den Oberschenkel liegt das mittlere dT vor und nach Dialyse gleichermaßen bei 7,4 bzw. 7,5 und zeigt somit kaum eine Veränderung.

Patient	Lokalisation	Zeitpunkt	T <sub>1</sub> [°C]	T <sub>2</sub> [°C]	dT
CUX1	US	prä	34,4	40,4	6,0
CUX2	US	prä	33,0	40,5	7,5
<b>Median</b>			<b>33,7</b>	<b>40,5</b>	<b>6,8</b>
CUY1	US	post	35,2	41,0	5,8
CUY2	US	post	34,2	40,2	6,0
<b>Median</b>			<b>34,7</b>	<b>40,6</b>	<b>5,9</b>
COX1	OS	prä	34,7	41,7	7,0
COX2	OS	prä	33,2	41,1	7,9
<b>Median</b>			<b>34,0</b>	<b>41,4</b>	<b>7,4</b>
COY1	OS	post	35,0	43,0	8,0
COY2	OS	post	33,8	40,8	7,0
<b>Median</b>			<b>34,4</b>	<b>41,9</b>	<b>7,5</b>

Tab. 17 Patientin C, Temperaturdifferenzen vor und nach Dialyse mit Angabe der Mittelwerte

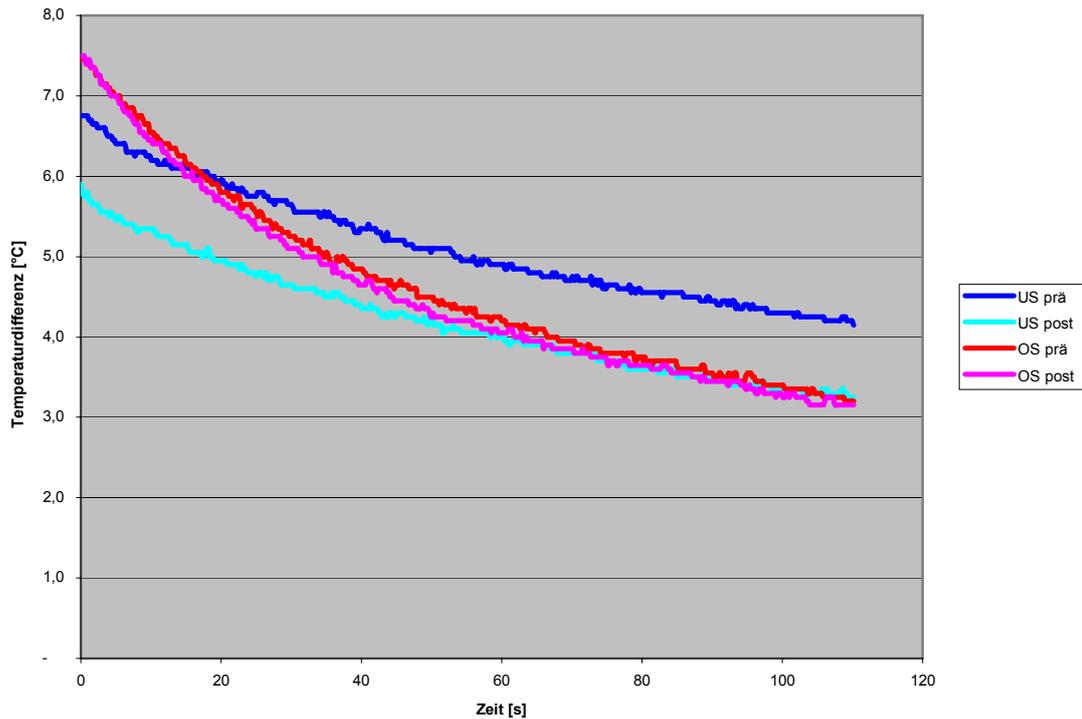


Abb. 13 Pat. C: Vergleich mittlerer dT-Werte von Unter- und Oberschenkel prä/post

Bei der sehr schlanken Patientin D wurde vor Dialyse ein Körpergewicht von 55,2 kg gemessen. Nach der Dialyse sank das Körpergewicht lediglich um 0,5 auf 54,7 kg. In beiden Messungen für den Unter- und Oberschenkel lag das dT nach Dialyse über dem Wert vor der Dialyse. Das mittlere dT beträgt für den Unterschenkel vor Dialyse 6,3 und 8,2 nach Dialyse. Für den Oberschenkel liegt der gemittelte dT-Wert vor Dialyse bei 7,7, nach Dialyse bei rund 8,4.

Patient	Lokalisation	Zeitpunkt	T <sub>1</sub> [°C]	T <sub>2</sub> [°C]	dT
DUX1	US	prä	33,7	39,6	5,9
DUX2	US	prä	33,7	40,4	6,7
<b>Median</b>			<b>33,7</b>	<b>40,0</b>	<b>6,3</b>
DUY1	US	post	34,2	42,0	7,8
DUY2	US	post	34,0	42,6	8,6
<b>Median</b>			<b>34,1</b>	<b>42,3</b>	<b>8,2</b>
DOX1	OS	prä	32,6	40,2	7,6
DOX2	OS	prä	33,0	40,8	7,8
<b>Median</b>			<b>32,8</b>	<b>40,5</b>	<b>7,7</b>
DOY1	OS	post	34,5	42,8	8,3
DOY2	OS	post	34,5	42,9	8,4
<b>Median</b>			<b>34,5</b>	<b>42,9</b>	<b>8,4</b>

Tab. 18 Patientin D, Temperaturdifferenzen vor und nach Dialyse mit Angabe der Mittelwerte

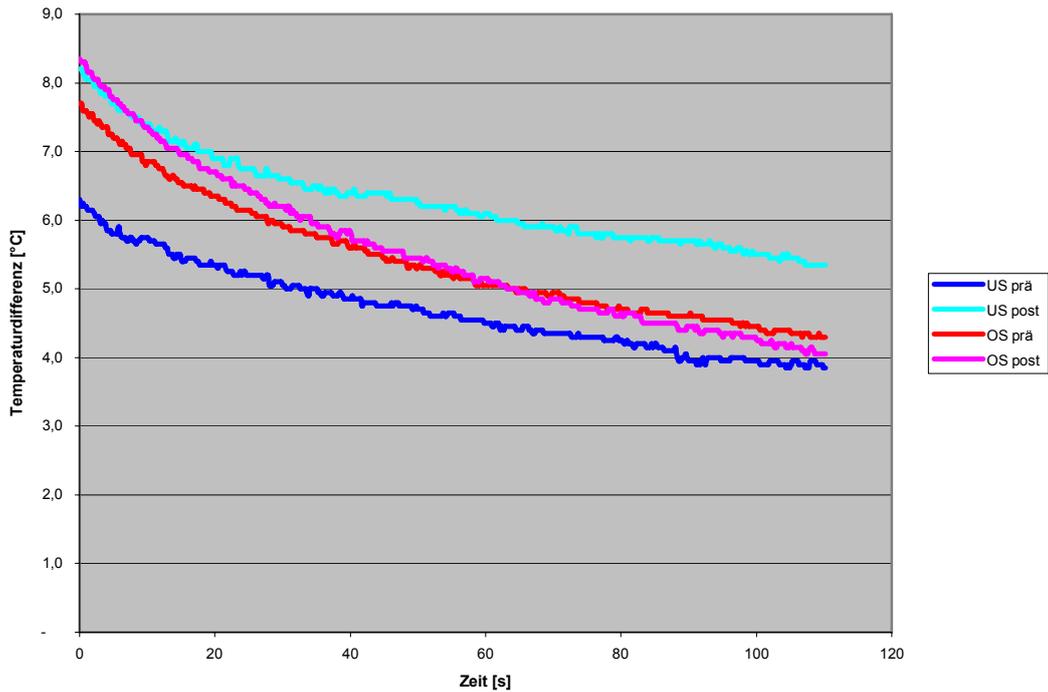


Abb. 14 Pat. D: Vergleich mittlerer dT-Werte von Unter- und Oberschenkel prä/post

Beim männlichen Patienten E, welcher mit etwa 80 kg normalgewichtig war und durch die Dialyse 3,2 kg an Gewicht verloren hatte, ergeben sich im prä/post-Vergleich sowohl für den Oberschenkel als auch den Unterschenkel keine bzw. eine nur geringe Veränderung der Temperaturdifferenzen dT. Die Ausgangstemperaturen  $T_1$  für den Unterschenkel waren mit einer Ausnahme vergleichbar.

Patient	Lokalisation	Zeitpunkt	$T_1$ [°C]	$T_2$ [°C]	dT
EUX1	US	prä	33,9	41,8	7,9
EUX2	US	prä	34,8	43,7	8,9
<b>Median</b>			<b>34,4</b>	<b>42,8</b>	<b>8,4</b>
EUY1	US	post	33,7	42,6	8,9
EUY2	US	post	33,7	42,1	8,4
<b>Median</b>			<b>33,7</b>	<b>42,4</b>	<b>8,7</b>
EOX1	OS	prä	33,8	42,7	8,9
EOX2	OS	prä	34,1	43,2	9,1
<b>Median</b>			<b>34,0</b>	<b>43,0</b>	<b>9,0</b>
EOY1	OS	post	33,6	41,9	8,3
EOY2	OS	post	33,2	42,6	9,4
<b>Median</b>			<b>33,4</b>	<b>42,3</b>	<b>8,9</b>

Tab. 19 Patient E, Temperaturdifferenzen vor und nach Dialyse mit Angabe der Mittelwerte

Die mittlere Temperaturdifferenz betrug vor Dialyse 8,4, nach Dialyse 8,7. In der ersten Aufzeichnung am Oberschenkel verringert sich die Temperaturdifferenz von 8,9 auf 8,3, während diese in der zweiten Aufzeichnung von 9,1 auf 9,4 zunimmt. Nach Bildung der Mittelwerte ergibt sich keine eindeutige Korrelation der dT-Änderung (- 0,1) in Bezug auf den deutlichen Flüssigkeitsverlust.

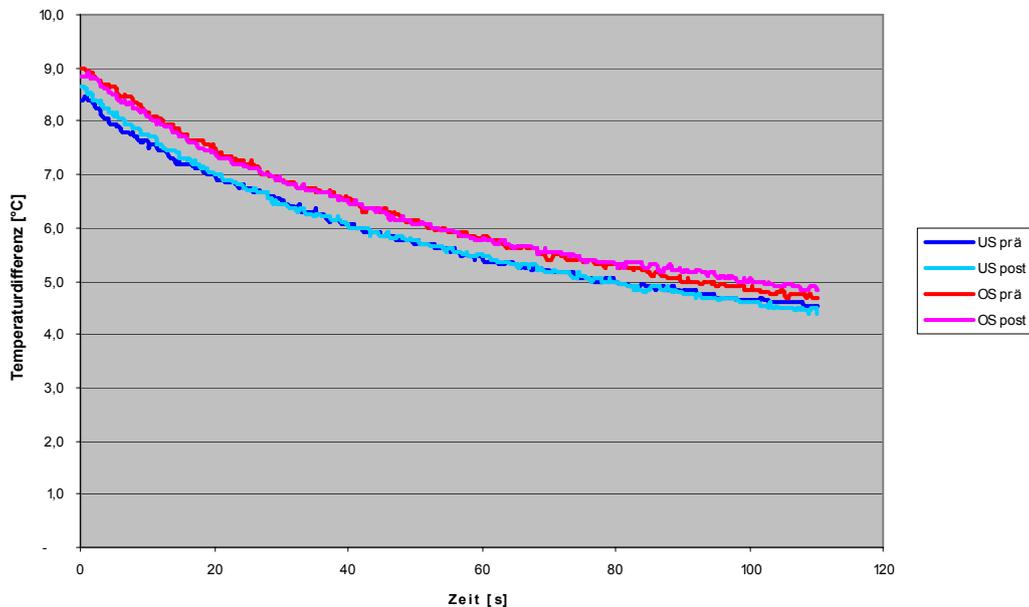


Abb. 15 Pat. E: Vergleich mittlerer dT-Werte von Unter- und Oberschenkel prä/post

Die mit einem durchschnittlichen Körpergewicht von 84 kg adipöse Patientin F verlor mit 3,9 kg von allen Patienten dieser Gruppe am deutlichsten an Gewicht.

Patient	Lokalisation	Zeitpunkt	T <sub>1</sub> [°C]	T <sub>2</sub> [°C]	dT
FUX1	US	prä	32,8	40,2	7,4
FUX2	US	prä	33,8	42,0	8,2
<b>Median</b>			<b>33,3</b>	<b>41,1</b>	<b>7,8</b>
FUY1	US	post	35,0	42,0	7,0
FUY2	US	post	34,5	43,5	9,0
<b>Median</b>			<b>34,8</b>	<b>42,8</b>	<b>8,0</b>
FOX1	OS	prä	32,7	38,4	5,7
FOX2	OS	prä	32,7	41,5	8,8
<b>Median</b>			<b>32,7</b>	<b>40,0</b>	<b>7,3</b>
FOY1	OS	post	34,8	42,8	8,0
FOY2	OS	post	33,9	43,2	9,3
<b>Median</b>			<b>34,4</b>	<b>43,0</b>	<b>8,6</b>

Tab. 20 Patientin F, Temperaturdifferenzen vor und nach Dialyse mit Angabe der Mittelwerte

In den Aufzeichnungen für den Unterschenkel fällt auf, dass die Ausgangstemperaturen  $T_1$  nach Dialyse (35,0/34,5 °C) deutlich über den Werten vor Dialyse (32,8/33,8 °C) liegen und die  $T_2$ -Werte vor und nach Dialyse eine relativ hohe Diskrepanz (prä 1,8, post 1,5) aufweisen.

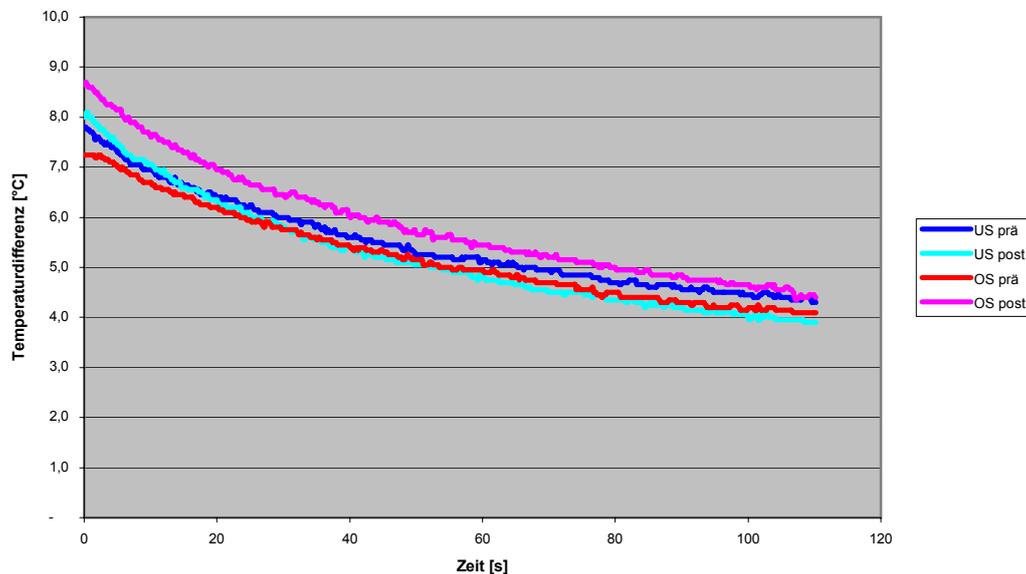


Abb. 16 Pat. F: Vergleich mittlerer  $dT$ -Werte von Unter- und Oberschenkel prä/post

Innerhalb der ersten Messung nimmt die Temperaturänderung leicht ab (von 7,4 auf 7,0), während diese in der zweiten Messung mit 0,8 relativ deutlich größer wird. Auch am Oberschenkel differieren die gemessenen  $T_2$ -Werte bei gleichem  $T_1$  vor Dialyse stark (38,4/41,5 °C). Der erste  $T_2$ -Wert könnte bei einem  $dT$  von nur 5,7 z. B. aufgrund zu schwacher Ankopplung des Mikrowellenschallkopfes zu niedrig sein. Innerhalb der ersten Aufzeichnung resultiert daher ein deutlicher Zuwachs der Temperaturdifferenz (5,7 auf 8,0). In der zweiten Aufzeichnung ändert sich das  $dT$  von 8,8 auf 9,3 mäßig.

Die junge und sehr schlanke Patientin G weist auf das durchschnittliche Körpergewicht von 58 kg bezogen mit 2,6 kg einen relativ deutlichen Masseverlust auf. Die Ausgangstemperaturen waren bei den Unterschenkelmessungen miteinander gut vergleichbar. Auffällig ist insbesondere, dass im Gegensatz zu den Bestimmungen an der Testperson und den meisten anderen Patienten die Ausgangstemperaturen nach Dialyse deutlich niedriger waren als vor Dialyse. Dagegen haben die  $T_2$ -Werte im prä/post-Vergleich etwas weniger stark abgenommen, sodass in beiden Unterschenkelmessungen ein Zuwachs der Temperaturänderung (6,1 auf 6,8, 6,8 auf 8,3) zu verzeichnen ist. Am Oberschenkel fällt besonders nach Dialyse eine deutliche Diskrepanz der  $T_1$ -Werte (34,1 und 31,7) auf, wobei die Temperaturen nach Anregung sich auf ähnlichem Niveau bewegten.

Patient	Lokalisation	Zeitpunkt	T <sub>1</sub> [°C]	T <sub>2</sub> [°C]	dT
GUX1	US	prä	35,4	41,5	6,1
GUX2	US	prä	35,1	41,9	6,8
<b>Median</b>			<b>35,2</b>	<b>41,7</b>	<b>6,5</b>
GUY1	US	post	32,9	39,7	6,8
GUY2	US	post	32,6	40,9	8,3
<b>Median</b>			<b>32,8</b>	<b>40,3</b>	<b>7,5</b>
GOX1	OS	prä	35,0	42,0	7,0
GOX2	OS	prä	34,1	41,0	6,9
<b>Median</b>			<b>34,5</b>	<b>41,5</b>	<b>7,0</b>
GOY1	OS	post	34,1	41,5	7,4
GOY2	OS	post	31,7	40,8	9,1
<b>Median</b>			<b>32,9</b>	<b>41,2</b>	<b>8,3</b>

Tab. 21 Patientin G, Temperaturdifferenzen vor und nach Dialyse mit Angabe der Mittelwerte

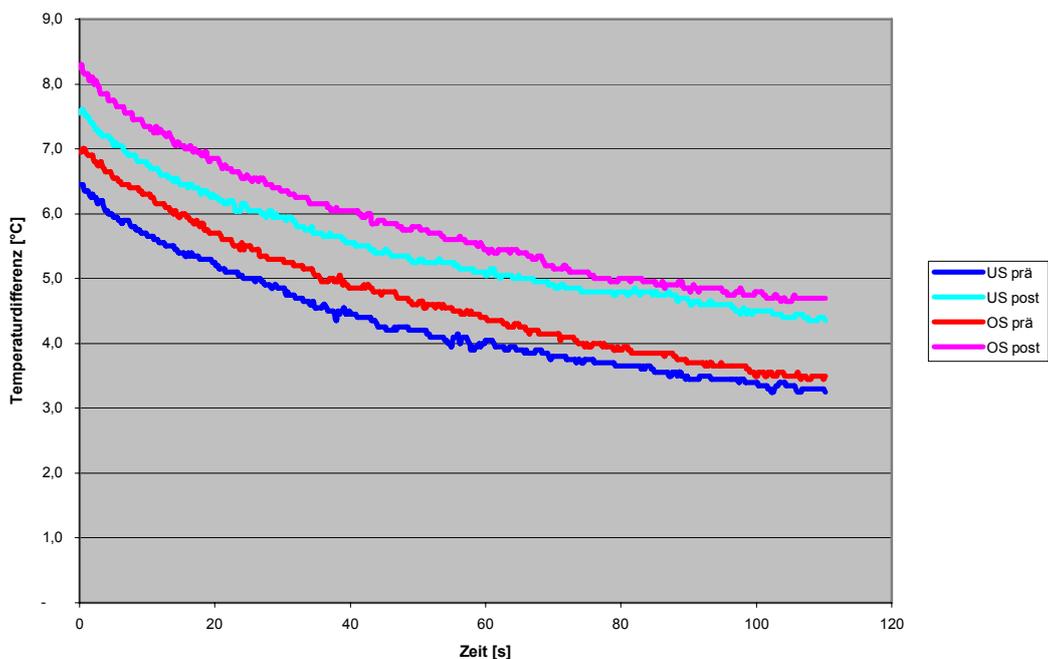


Abb. 17 Pat. G: Vergleich mittlerer dT-Werte von Unter- und Oberschenkel prä/post

Der mit einem mittleren Körpergewicht von 78 kg normalgewichtige Patient H hat durch die Dialyse mit 3,8 l deutlich Flüssigkeit verloren. Für den Unterschenkel wurden in beiden Aufzeichnungen vor Dialyse vergleichbare Temperaturen T<sub>1</sub> und T<sub>2</sub> gemessen. Auch die Temperaturdifferenzen sind mit 6,5 und 6,3 einander vergleichbar. Nach Dialyse lagen die Ausgangstemperaturen etwas unter denen vor Dialyse. Aufgrund der gleichsinnigen Abnahme der T<sub>2</sub>-Werte nach Dialyse änderten sich die Werte der Temperaturdifferenzen mit

durchschnittlich 0,2 kaum. Bei vergleichbarem  $T_2$  resultieren entsprechend unterschiedliche dT-Werte (8,1 und 6,7).

Patient	Lokalisation	Zeitpunkt	$T_1$ [°C]	$T_2$ [°C]	dT
HUX1	US	prä	36,4	42,9	6,5
HUX2	US	prä	36,1	42,4	6,3
<b>Median</b>			<b>36,3</b>	<b>42,7</b>	<b>6,4</b>
HUY1	US	post	35,4	41,9	6,5
HUY2	US	post	34,8	41,4	6,6
<b>Median</b>			<b>35,1</b>	<b>41,7</b>	<b>6,6</b>
HOX1	OS	prä	33,5	41,6	8,1
HOX2	OS	prä	34,6	41,3	6,7
<b>Median</b>			<b>34,1</b>	<b>41,5</b>	<b>7,4</b>
HOY1	OS	post	33,3	41,6	8,3
HOY2	OS	post	33,7	41,1	7,4
<b>Median</b>			<b>33,5</b>	<b>41,4</b>	<b>7,9</b>

Tab. 22 Patient H, Temperaturdifferenzen vor und nach Dialyse mit Angabe der Mittelwerte

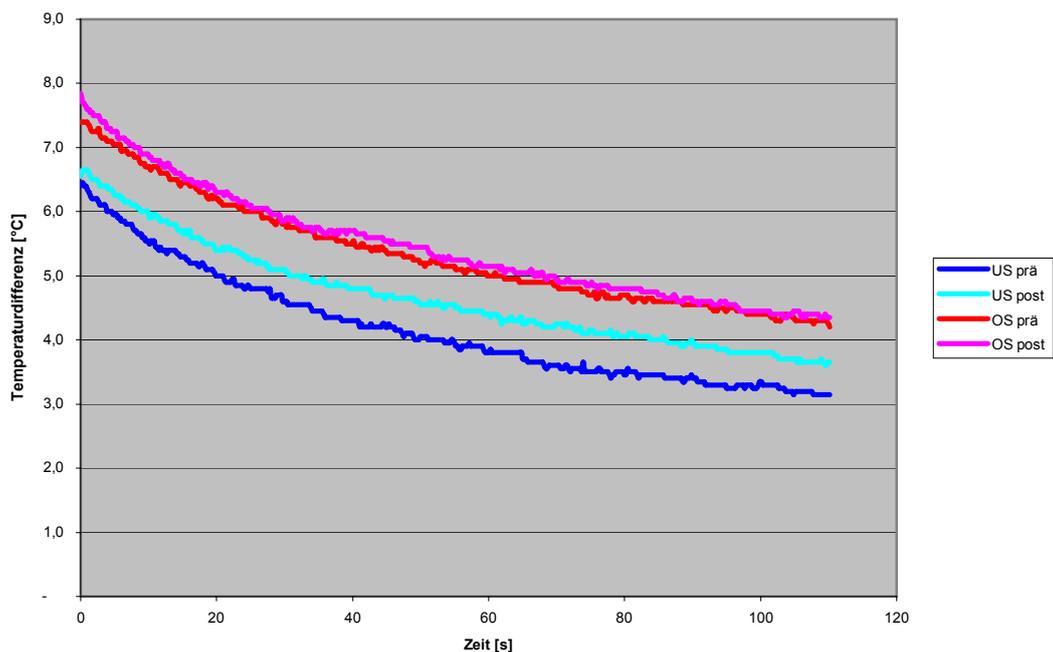


Abb. 18 Pat. H: Vergleich mittlerer dT-Werte von Unter- und Oberschenkel prä/post

Innerhalb der ersten Messung am Oberschenkel veränderten sich sowohl die Ausgangs- wie auch Endtemperaturen nur gering, wodurch sich auch die nur geringe Änderung der Temperaturdifferenz (+ 0,2) erklärt. In der zweiten Messung lag der  $T_2$ -Wert nach Dialyse nur unwesentlich unter dem Wert vor Dialyse, im Gegensatz zu den  $T_1$ -Werten, sodass hier ein stärkerer Anstieg des dT von 6,7 auf 7,4 zu verzeichnen ist.

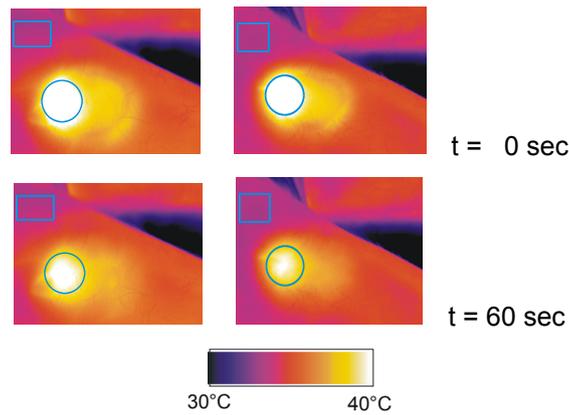


Abb. 19 Patient H – Thermographisch aufgezeichneter Vergleich der Abkühlung am Oberschenkel zu den Zeitpunkten 0 und 60 sec, linke Spalte: HOX1, rechte Spalte: HOY1

Auch der Patient K (männlich, durchschnittliches Körpergewicht 73 kg) verlor mit 3,5 kg spürbar an Masse. Bei insgesamt vergleichbaren  $T_1$ -Werten vor und nach Dialyse für den Unterschenkel erhöhten sich die  $T_2$ -Werte nach Dialyse etwas stärker als die  $T_1$ -Werte, sodass in beiden Aufzeichnungen es zu einem mittleren Zuwachs von +0,6 der Temperaturdifferenzen kam. Die Temperaturunterschiede am Oberschenkel waren vor und Dialyse zwischen den beiden Messungen stark diskrepant. Im Mittel ergab sich für beide Messungen keine Veränderung der Temperaturunterschiede (Änderung des mittleren  $dT = 0$ ).

Patient	Lokalisation	Zeitpunkt	$T_1$ [°C]	$T_2$ [°C]	dT
KUX1	US	prä	33,3	39,7	6,4
KUX2	US	prä	32,4	39,6	7,2
<b>Median</b>			<b>32,9</b>	<b>39,7</b>	<b>6,8</b>
KUY1	US	post	33,5	40,6	7,1
KUY2	US	post	33,9	41,6	7,7
<b>Median</b>			<b>33,7</b>	<b>41,1</b>	<b>7,4</b>
KOX1	OS	prä	34,2	41,1	6,9
KOX2	OS	prä	33,6	41,7	8,1
<b>Median</b>			<b>33,9</b>	<b>41,4</b>	<b>7,5</b>
KOY1	OS	post	33,9	40,6	6,7
KOY2	OS	post	33,9	42,3	8,4
<b>Median</b>			<b>33,9</b>	<b>41,5</b>	<b>7,6</b>

Tab. 23 Patient K, Temperaturdifferenzen vor und nach Dialyse mit Angabe der Mittelwerte

Abb. 20 zeigt die thermographische Aufzeichnung der Abkühlung des Unterschenkels des Patienten K links vor, rechts nach der Dialyse.

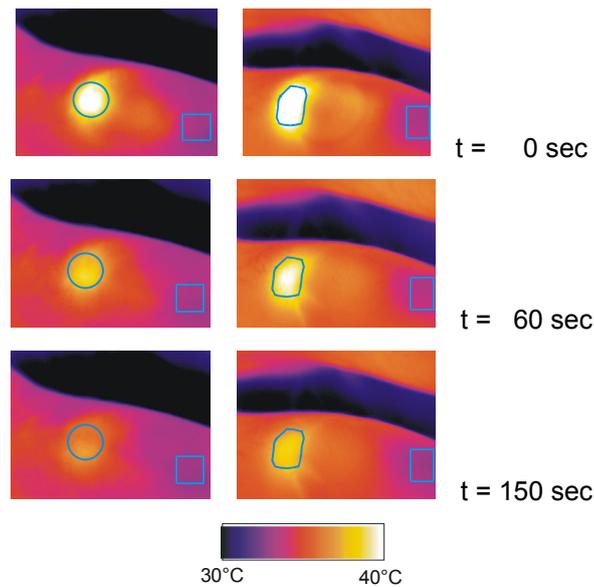


Abb. 20 Patient K – Thermographisch aufgezeichneter Verlauf der Abkühlung am Unterschenkel nach Anregung, linke Spalte: KUX1, rechte Spalte: KUY1

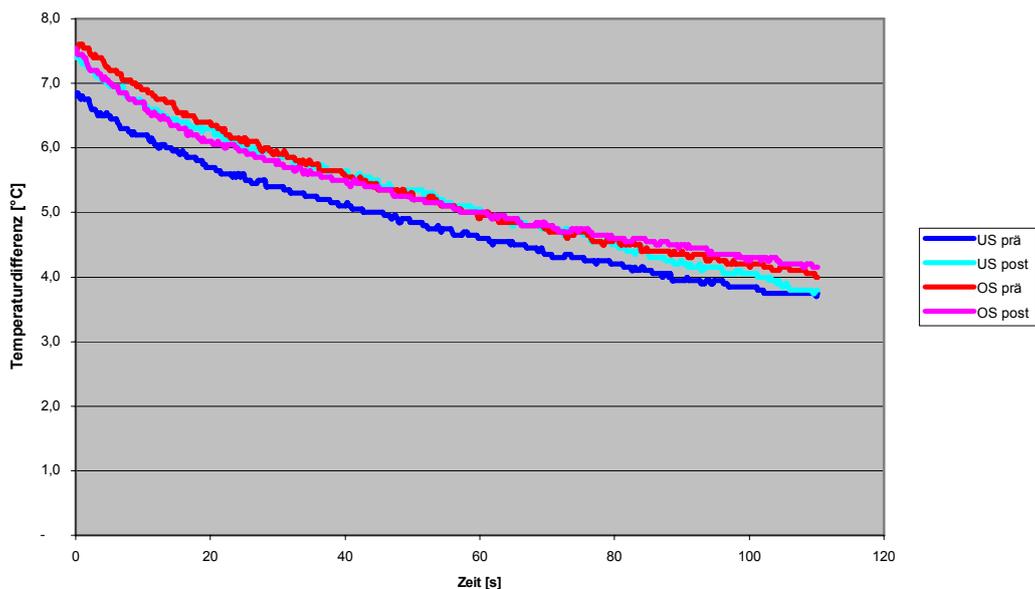


Abb. 21 Pat. K: Vergleich mittlerer dT-Werte von Unter- und Oberschenkel prä/post

Insgesamt stellt man fest, dass nach Bildung des Mittelwertes für die Temperaturdifferenzen dT sowohl am Oberschenkel als auch am Unterschenkel der dT-Wert nach Dialyse meist höher war als vor der Dialyse. Nach jeweils sieben Doppelbestimmungen nahm in jeweils sechs von sieben Fällen der dT-Wert nach der Dialyse zu. Jeweils einmal lag der gemittelte dT-Wert nach Dialyse unter dem vor der Dialyse. Bei nach Dialyse abgenommenem Flüssigkeitsgehalt im Weichteilgewebe zeigte sich bei den hier verwendeten Anregungsparametern eine insgesamt stärkere Erwärmbarkeit des Gewebes.

Die Veränderungen der dT-Werte sowohl für den Oberschenkel als auch für den Unterschenkel waren nach der statistischen Auswertung mit dem T-Test für verbundene Stichproben bei einem Konfidenzintervall von 95 % nicht signifikant ( $p < 0,05$ ).

Lok.	N	Mean	Standardabweichung	Standardfehler	t-Wert	p
OS	7	- 0,5429	0,9414	0,3558	- 1,526	0,178
US	7	- 0,5286	0,7994	0,3021	- 1,749	0,131

Tab. 24 Zentrum 1: Statistische Auswertung für Ober- (OS) und Unterschenkel (US) nach dem t-Test für verbundene Stichproben bei einem Konfidenzintervall von 95 % und für  $n = 7$ , keine signifikante Veränderung der dT-Werte für OS und US nach Hämodialyse

Die Abbildungen 22 bis 24 veranschaulichen die statistische Auswertung der Patienten des Zentrums 1 für den Ober- und Unterschenkel in Form von Boxplots und den dazugehörigen Fehlerbalken.

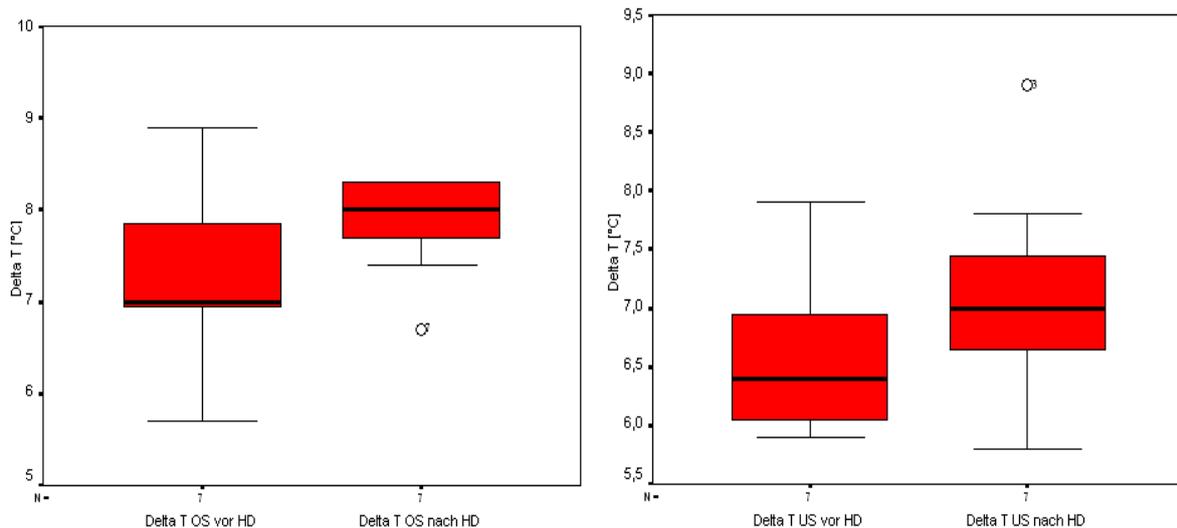


Abb. 22 Zentrum 1: Boxplot für Oberschenkel (OS) vor und nach Dialyse

Abb. 23 Zentrum 1: Boxplot für Unterschenkel (US) vor und nach Dialyse

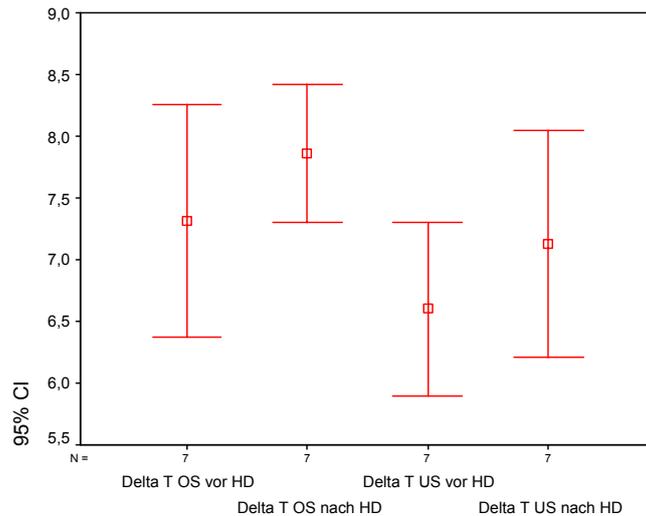


Abb. 24 Zentrum 1: Fehlerbalken für Ober- und Unterschenkel vor und nach Dialyse bei einem Konfidenzintervall von 95 %

### 5.3.2 Zentrum 2

Zunächst sollen die Ergebnisse eines jeden einzelnen Patienten beider unabhängig voneinander durchgeführter Messvorgänge beschrieben werden, sofern zwei Messungen eines Patienten ermöglicht werden konnten. Drei (Patient 4, 6 und 10) der insgesamt ausschließlich männlichen zehn Patienten standen für eine zweite Untersuchung nicht mehr zur Verfügung.

Alle Patienten verloren durch die Ultrafiltration mit einer Ausnahme stets mindestens 2,3 % ihrer Körpermasse, welche sie unmittelbar vor der Behandlung aufwiesen. Der maximale Masseverlust betrug 4,6 % bei einem jungen Patienten mit asthenischer Konstitution bei einem Flüssigkeitsverlust von 2,4 l.

Bei den Patienten des Zentrums 2 sollte zusätzlich zur Änderung der Temperaturunterschiede zwischen vor und nach Dialyse analog das Verhalten des Faktor k untersucht werden. Der Faktor k bzw. die Konstante k stellt ein Maß für die Abkühlungsgeschwindigkeit dar. Je höher der k-Faktor, desto steiler die Abkühlungskurve bzw. desto höher ist der Temperaturabfall pro Zeiteinheit nach Ende der Erwärmung durch Mikrowellenanregung. Wie oben bereits erwähnt, gilt das Newton'sche Abkühlungsgesetz näherungsweise nur für den Fall, dass ein warmer Körper ausschließlich durch Konvektion Wärmeenergie verliert. Wie auch bei den Temperaturdifferenzen vor und nach Dialyse mit Angabe des Delta dT und dessen Tendenz durch Angabe des Vorzeichens werden im Folgenden auch die Ergebnisse der k-Faktoren und deren Änderung besprochen.

Die folgende Tabelle gibt eine Übersicht über den Körpermasseverlust nach Dialyse in Kilogramm bzw. prozentual bezogen auf die Körpermasse.

Pat.	Alter [J]	Größe [cm]	Messung	Masse prä [kg]	Masseverlust [kg]	Masseverlust [%]
1	46	178	1.	120,9	3,4	2,8
			2.	123,2	4,0	3,2
2	63	165	1.	87,1	2,5	2,9
			2.	87,0	2,0	2,3
3	57	182	1.	85,9	1,4	1,6
			2.	88,0	2,9	3,3
4	25	175	1.	52,2	2,4	4,6
			2.	- *	- *	- *
5	51	179	1.	81,1	2,2	2,7
			2.	81,3	2,6	3,2
6	42	170	1.	60,2	1,5	2,5
			2.	- *	- *	- *
7	64	158	1.	52,5	1,7	3,2
			2.	52,0	1,2	2,3
8	62	180	1.	107,5	2,5	2,3
			2.	106,1	2,5	2,4
9	63	176	1.	89,7	3,1	3,4
			2.	90,2	3,3	3,7
10	67	165	1.	61,8	2,1	3,4
			2.	- *	- *	- *

Tab. 25 Zentrum 2: Übersicht über die Körpermasse vor Dialyse und den absoluten und relativen Masseverlust nach Dialyse - \* Patient stand nur für die erste Messung zur Verfügung

Patient 1 hat bei einem durchschnittlichen Körpergewicht von 120 kg in beiden Untersuchungen durch die Dialysebehandlung mit 3,4 bzw. 4,0 kg deutlich an Gewicht und somit an Wasser verloren.

t <sub>Anreg</sub> [s]	T <sub>1</sub> [°C]	T <sub>2</sub> [°C]	dT	T <sub>1</sub> [°C]	T <sub>2</sub> [°C]	dT	Delta dT
	prä			post			
25	33,1	40,7	7,6	36,3	40,9	4,6	- 3,0
35	33,0	40,9	7,9	35,2	41,2	6,0	- 1,9

Tab. 26 Patient 1, Temperaturdifferenzen vor und nach Dialyse mit Delta dT als Änderung der Temperaturdifferenz für die Anregungszeiten t = 25 sec und t = 35 sec der 1. Messung

Der dT-Wert liegt in allen Fällen nach der Dialyse deutlich unter dem Wert vor der Dialyse, sodass jeweils eine deutliche Abnahme des dT-Betrags (negatives Delta dT) als Ausdruck schwächerer Erwärmbarkeit des angeregten Flüssigkeitsvolumens.

t <sub>Anreg</sub> [s]	T <sub>1</sub> [°C]	T <sub>2</sub> [°C]	dT	T <sub>1</sub> [°C]	T <sub>2</sub> [°C]	dT	Delta dT
	<b>prä</b>			<b>post</b>			
<b>25</b>	33,9	40,6	6,7	32,6	37,7	5,1	<b>- 1,6</b>
<b>35</b>	33,4	40,5	7,1	33,1	39,1	6,0	<b>- 1,1</b>

Tab. 27 Patient 1, Temperaturdifferenzen vor und nach Dialyse mit Delta dT als Änderung der Temperaturdifferenz für die Anregungszeiten t = 25 sec und t = 35 sec der 2. Messung

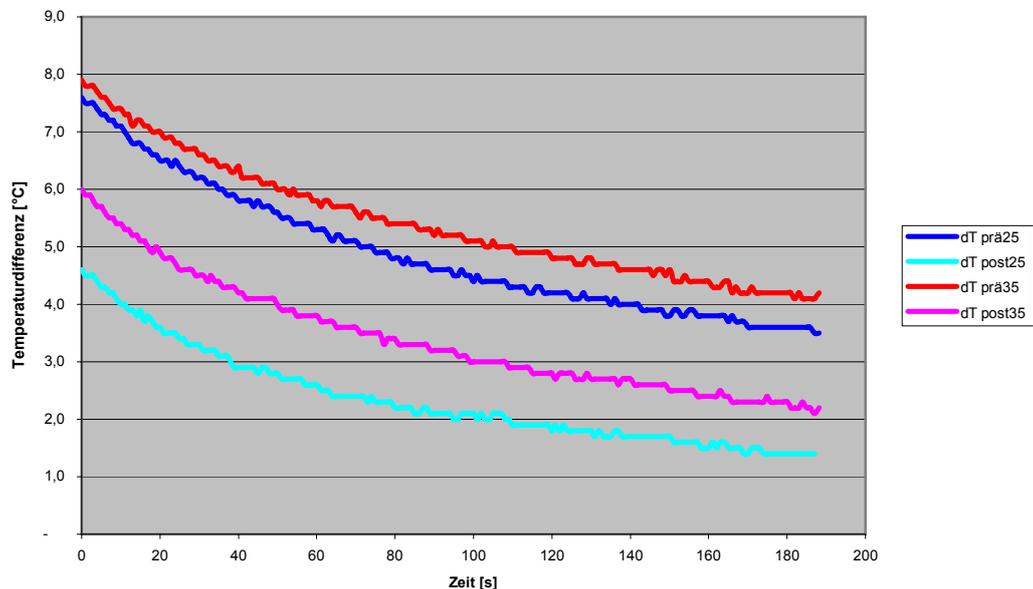


Abb. 25 Patient 1, 1. Messung: dT-Vergleich prä/post für t = 25 und 35 sec

t <sub>Anreg</sub> [s]	k <sub>prä</sub>	k <sub>post</sub>	Delta k
<b>1. Messung</b>			
25	0,011	0,015	<b>+ 0,004</b>
35	0,010	0,014	<b>+ 0,004</b>
<b>2. Messung</b>			
25	0,011	0,012	<b>+ 0,001</b>
35	0,013	0,011	<b>- 0,002</b>

Tab. 28 Patient 1, Übersicht des k-Faktors vor und nach Dialyse mit Delta k als Änderung des k-Faktors für beide Anregungszeiten der 1. und 2. Messung

Der k-Faktor verhält sich gegensätzlich, in der ersten Messung ist die Änderung des k-Faktors für beide Anregungszeiten positiv. In der Wiederholungsmessung ist das Delta k für die kürzere Anregungszeit gering positiv, bei längerer Anregung gering negativ.

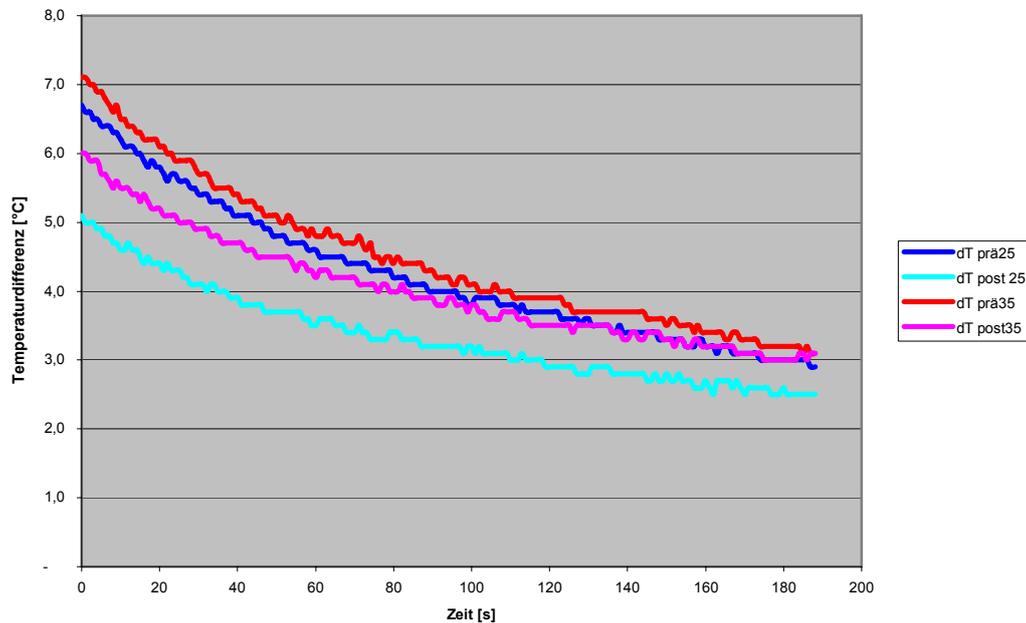


Abb. 26 Patient 1, 2. Messung: dT-Vergleich prä/post für t = 25 und 35 sec

Der Verlust an Körpermasse ist bei Patient 2 bei einem mittleren Körpergewicht von 86 kg und einer Körpergröße von 165 cm mit 2,5 kg nach der ersten und 2,0 kg nach der zweiten Dialyse durchschnittlich. Auch hier lässt sich in allen Untersuchungen für beide Anregungszeiten eine eindeutige Abnahme des dT-Wertes mit Beträgen zwischen 1,7 und 2,6 beobachten.

Der k-Faktor ist bei der ersten Untersuchung für beide Anregungszeiten gering negativ, in der zweiten Untersuchung bei 25 sec Anregung gering negativ, bei 35 sec gering positiv.

$t_{\text{Anreg}} [s]$	$T_1 [^{\circ}C]$	$T_2 [^{\circ}C]$	dT	$T_1 [^{\circ}C]$	$T_2 [^{\circ}C]$	dT	Delta dT
	<b>prä</b>			<b>post</b>			
<b>25</b>	33,1	39,7	6,6	32,9	37,8	4,9	- 1,7
<b>35</b>	33,5	42,1	8,6	33,6	40,1	6,5	- 2,1

Tab. 29 Patient 2, Temperaturdifferenzen vor und nach Dialyse mit Delta dT als Änderung der Temperaturdifferenz für die Anregungszeiten t = 25 sec und t = 35 sec der 1. Messung

$t_{\text{Anreg}} [\text{s}]$	$T_1 [^\circ\text{C}]$	$T_2 [^\circ\text{C}]$	dT	$T_1 [^\circ\text{C}]$	$T_2 [^\circ\text{C}]$	dT	Delta dT
	<b>prä</b>			<b>post</b>			
<b>25</b>	31,7	38,3	6,6	32,2	36,2	4,0	<b>- 2,6</b>
<b>35</b>	31,2	39,3	8,1	32,5	38,9	6,4	<b>- 1,7</b>

Tab. 30 Patient 2, Temperaturdifferenzen vor und nach Dialyse mit Delta dT als Änderung der Temperaturdifferenz für die Anregungszeiten  $t = 25 \text{ sec}$  und  $t = 35 \text{ sec}$  der 2. Messung

$t_{\text{Anreg}} [\text{s}]$	$k_{\text{prä}}$	$k_{\text{post}}$	Delta k
<b>1. Messung</b>			
25	0,012	0,010	<b>- 0,002</b>
35	0,012	0,011	<b>- 0,001</b>
<b>2. Messung</b>			
25	0,014	0,013	<b>- 0,001</b>
35	0,011	0,012	<b>+ 0,001</b>

Tab. 31 Patient 2, Übersicht des k-Faktors vor und nach Dialyse mit Delta k als Änderung des k-Faktors für beide Anregungszeiten der 1. und 2. Messung

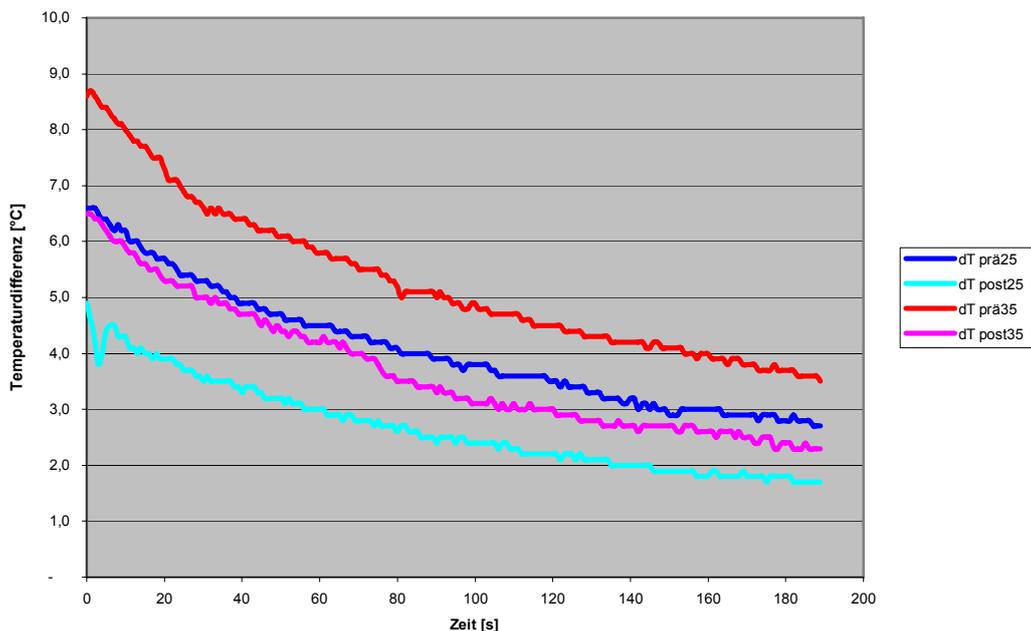


Abb. 27 Patient 2, 1. Messung: dT-Vergleich prä/post für  $t = 25 \text{ sec}$  und  $35 \text{ sec}$

Patient 3 ist mit durchschnittlich 86 kg Körpermasse bei 182 cm Körpergröße annähernd normalgewichtig und hat durch die erste Dialyse mit 1,4 kg mäßig, durch die zweite mit 2,9 kg deutlich an Masse abgenommen. Wiederum ist in drei von vier Bestimmungen eine deutliche Abnahme des dT-Wertes festzustellen. Lediglich im ersten Durchgang bei einer

Anregungszeit von 35 sec nahm die Änderung der Temperaturdifferenz zwischen vor und nach der Dialyse leicht um 0,3 zu.

Der k-Faktor zeigt nach der ersten Messung ein gegensätzliches Verhalten. Bei kürzerer Anregung steigt der Betrag nach Dialyse an, bei längerer Anregung fällt dieser leicht ab. Bei der Wiederholungsmessung nimmt der k-Faktor für beide Anregungszeiten nach Dialyse ab.

$t_{\text{Anreg}}$ [s]	$T_1$ [°C]	$T_2$ [°C]	dT	$T_1$ [°C]	$T_2$ [°C]	dT	Delta dT
	<b>prä</b>			<b>post</b>			
<b>25</b>	32,1	39,6	7,5	34,3	40,8	6,5	<b>- 1,0</b>
<b>35</b>	32,2	40,2	8,0	34,0	42,3	8,3	<b>+ 0,3</b>

Tab. 32 Patient 3, Temperaturdifferenzen vor und nach Dialyse mit Delta dT als Änderung der Temperaturdifferenz für die Anregungszeiten  $t = 25$  sec und  $t = 35$  sec der 1. Messung

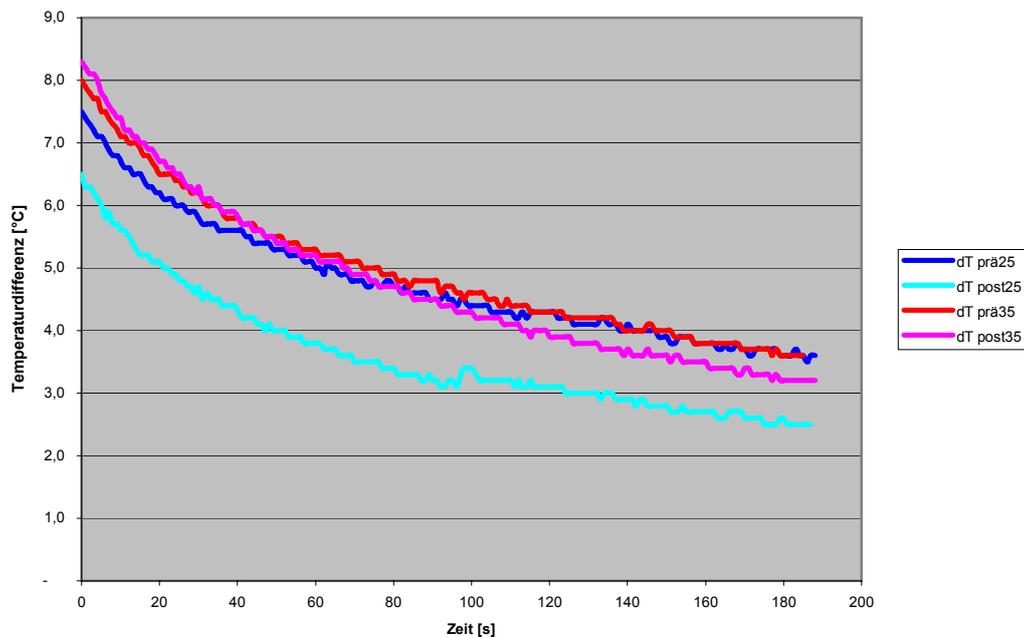


Abb. 28 Patient 3, 1. Messung: dT-Vergleich prä/post für  $t = 25$  und  $35$  sec

$t_{\text{Anreg}}$ [s]	$T_1$ [°C]	$T_2$ [°C]	dT	$T_1$ [°C]	$T_2$ [°C]	dT	Delta dT
	<b>prä</b>			<b>post</b>			
<b>25</b>	31,3	37,9	6,6	32,7	38,6	5,9	<b>- 0,7</b>
<b>35</b>	30,8	38,3	7,5	32,4	39,0	6,6	<b>- 0,9</b>

Tab. 33 Patient 3, Temperaturdifferenzen vor und nach Dialyse mit Delta dT als Änderung der Temperaturdifferenz für die Anregungszeiten  $t = 25$  sec und  $t = 35$  sec der 2. Messung

<b>t<sub>Anreg</sub> [s]</b>	<b>k<sub>prä</sub></b>	<b>k<sub>post</sub></b>	<b>Delta k</b>
<b>1. Messung</b>			
25	0,016	0,019	<b>+ 0,003</b>
35	0,016	0,014	<b>- 0,002</b>
<b>2. Messung</b>			
25	0,019	0,017	<b>- 0,002</b>
35	0,018	0,016	<b>- 0,002</b>

Tab. 34 Patient 3, Übersicht des k-Faktors vor und nach Dialyse mit Delta k als Änderung des k-Faktors für beide Anregungszeiten der 1. und 2. Messung

Patient 4 stand nur für den ersten Messdurchgang zur Verfügung. Er hat bei niedrigem Körpergewicht von 51 kg bei einer Körpergröße von 175 cm mit 2,4 kg relativ deutlich an Masse verloren (4,6 %). Das dT sinkt jedoch lediglich bei einer Anregungszeit von 35 sec ab, während es bei der kürzeren Anregungsphase zugenommen hat. Auffällig hier ist jedoch die relativ niedrige Temperatur nach Anregung (37,5 °C).

<b>t<sub>Anreg</sub> [s]</b>	<b>T<sub>1</sub> [°C]</b>	<b>T<sub>2</sub> [°C]</b>	<b>dT</b>	<b>T<sub>1</sub> [°C]</b>	<b>T<sub>2</sub> [°C]</b>	<b>dT</b>	<b>Delta dT</b>
	<b>prä</b>			<b>post</b>			
<b>25</b>	35,3	37,5	2,2	36,6	39,5	2,9	<b>+ 0,7</b>
<b>35</b>	35,3	40,5	5,2	36,5	41,0	4,5	<b>- 0,7</b>

Tab. 35 Patient 4, Temperaturdifferenzen vor und nach Dialyse mit Delta dT als Änderung der Temperaturdifferenz für die Anregungszeiten t = 25 sec und t = 35 sec der 1. Messung

Der k-Faktor fällt bei einer Anregungsdauer von 25 sec deutlich, bei längerer Anregung kaum ab.

<b>t<sub>Anreg</sub> [s]</b>	<b>k<sub>prä</sub></b>	<b>k<sub>post</sub></b>	<b>Delta k</b>
<b>1. Messung</b>			
25	0,018	0,011	<b>- 0,007</b>
35	0,015	0,014	<b>- 0,001</b>

Tab. 36 Patient 4, Übersicht des k-Faktors vor und nach Dialyse mit Delta k als Änderung des k-Faktors für beide Anregungszeiten der 1. Messung

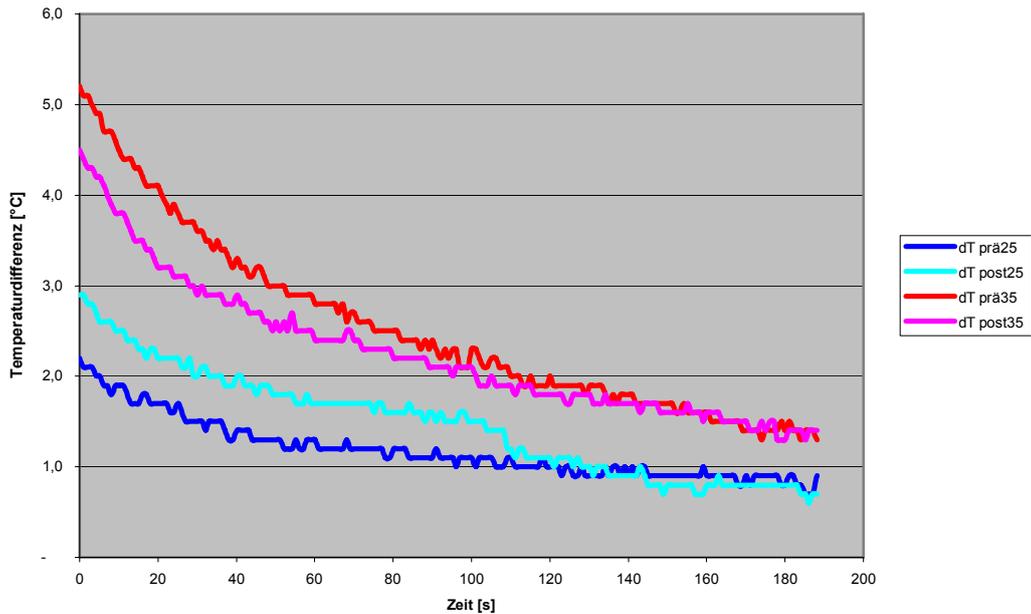


Abb. 29 Patient 4: dT-Vergleich prä/post für t = 25 und 35 sec

Der Patient 5 verliert bei einer durchschnittlichen Körpermasse von etwa 80 kg und einer Körpergröße von 179 cm mit 2,2 kg durch die erste und 2,6 kg durch die zweite Dialyse nur mäßig an Gewicht (2,7 bzw. 3,2 %). In allen Messungen nimmt der dT-Wert nach der Dialyse deutlich ab. Das durchschnittliche Delta dT liegt zwischen -0,9 und -1,2.

$t_{\text{Anreg}}$ [s]	$T_1$ [°C]	$T_2$ [°C]	dT	$T_1$ [°C]	$T_2$ [°C]	dT	Delta dT
	<b>prä</b>			<b>post</b>			
<b>25</b>	32,4	39,2	6,8	32,3	38,0	5,7	<b>- 1,1</b>
<b>35</b>	33,1	39,8	6,7	33,1	38,9	5,8	<b>- 0,9</b>

Tab. 37 Patient 5, Temperaturdifferenzen vor und nach Dialyse mit Delta dT als Änderung der Temperaturdifferenz für die Anregungszeiten t = 25 sec und t = 35 sec der 1. Messung

$t_{\text{Anreg}}$ [s]	$T_1$ [°C]	$T_2$ [°C]	dT	$T_1$ [°C]	$T_2$ [°C]	dT	Delta dT
	<b>prä</b>			<b>post</b>			
<b>25</b>	32,1	38,2	6,1	33,7	38,6	4,9	<b>- 1,2</b>
<b>35</b>	32,3	40,5	8,2	32,4	39,4	7,0	<b>- 1,2</b>

Tab. 38 Patient 5, Temperaturdifferenzen vor und nach Dialyse mit Delta dT als Änderung der Temperaturdifferenz für die Anregungszeiten t = 25 sec und t = 35 sec der 2. Messung

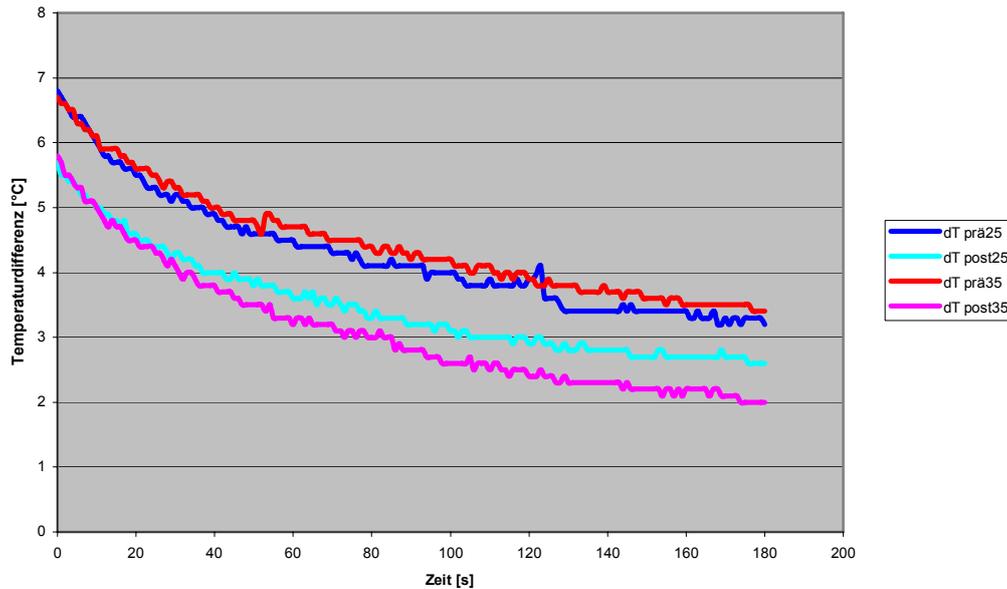


Abb. 30 Patient 5, 1. Messung: dT-Vergleich prä/post für t = 25 und 35 sec

$t_{\text{Anreg}} [\text{s}]$	$k_{\text{prä}}$	$k_{\text{post}}$	Delta k
<b>1. Messung</b>			
25	0,017	0,017	<b>0,000</b>
35	0,015	0,017	<b>+ 0,002</b>
<b>2. Messung</b>			
25	0,016	0,017	<b>+ 0,001</b>
35	0,021	0,016	<b>- 0,005</b>

Tab. 39 Patient 5, Übersicht des k-Faktors vor und nach Dialyse mit Delta k als Änderung des k-Faktors für beide Anregungszeiten der 1. und 2. Messung

Der k-Faktor änderte sich in der ersten Untersuchung bei der kürzeren Anregungsdauer nicht, bei längerer Anregung nahm der Betrag leicht zu. In der zweiten Untersuchung änderte sich der k-Faktor bei kurzer Anregung wiederum kaum, während bei längerer Anregung der Betrag relativ deutlich abgenommen hat.

Auch von Patient 6 existiert nur eine Messung, da der Patient für eine zweite Messung nicht zur Verfügung stand. Bei einer niedrigen durchschnittlichen Körpermasse von etwa 60 kg bei einer Körpergröße von 170 cm verliert er mit 1,5 l mäßig an Körperflüssigkeit, was jedoch 2,5 % seiner Ausgangsmasse entspricht. Bei einer Anregungszeit von 25 sec wurde nach der Dialyse ein deutlich niedrigerer Temperaturunterschied bestimmt. Gegensätzlich verhielt es sich bei einer Anregungsdauer von 35 sec.

$t_{\text{Anreg}} [\text{s}]$	$T_1 [^\circ\text{C}]$	$T_2 [^\circ\text{C}]$	dT	$T_1 [^\circ\text{C}]$	$T_2 [^\circ\text{C}]$	dT	Delta dT
	<b>prä</b>			<b>post</b>			
<b>25</b>	33,5	40,3	6,8	32,9	38,5	5,6	<b>- 1,2</b>
<b>35</b>	34,6	40,1	5,5	33,5	40,2	6,7	<b>+ 1,2</b>

Tab. 40 Patient 6, Temperaturdifferenzen vor und nach Dialyse mit Delta dT als Änderung der Temperaturdifferenz für die Anregungszeiten  $t = 25 \text{ sec}$  und  $t = 35 \text{ sec}$  der 1. Messung

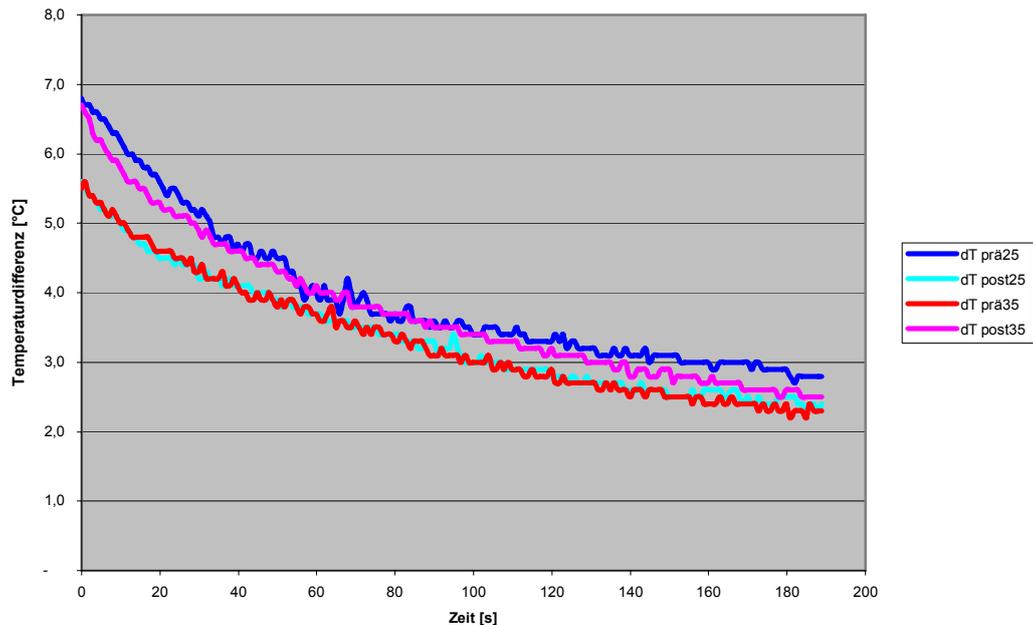


Abb. 31 Patient 6: dT-Vergleich prä/post für  $t = 25 \text{ sec}$  und  $t = 35 \text{ sec}$

Der k-Faktor hat bei kürzerer Anregung deutlich abgenommen, während dieser bei längerer Anregung sich kaum verändert hat.

$t_{\text{Anreg}} [\text{s}]$	$k_{\text{prä}}$	$k_{\text{post}}$	Delta k
<b>1. Messung</b>			
25	0,018	0,011	<b>- 0,007</b>
35	0,015	0,014	<b>- 0,001</b>

Tab. 41 Patient 6, Übersicht des k-Faktors vor und nach Dialyse mit Delta k als Änderung des k-Faktors für beide Anregungszeiten

Auch der Patient 7 hat bei einer Körpergröße von 158 cm mit 52 kg ein relativ niedriges Körpergewicht. Die Änderung der Körpermasse ist mit 1,7 bzw. 1,2 kg in beiden Messungen im Vergleich relativ klein. Auffällig ist im ersten Messdurchgang trotz stärkerem Masseverlust die Zunahme des dT-Wertes, während in der zweiten Messung der dT-Wert gesunken ist.

t <sub>Anreg</sub> [s]	T <sub>1</sub> [°C]	T <sub>2</sub> [°C]	dT	T <sub>1</sub> [°C]	T <sub>2</sub> [°C]	dT	Delta dT
	<b>prä</b>			<b>post</b>			
<b>25</b>	34,3	38,2	3,9	34,0	38,4	4,4	<b>+ 0,5</b>
<b>35</b>	34,5	39,0	4,5	34,0	39,0	5,0	<b>+ 0,5</b>

Tab. 42 Patient 7, Temperaturdifferenzen vor und nach Dialyse mit Delta dT als Änderung der Temperaturdifferenz für die Anregungszeiten t = 25 sec und t = 35 sec der 1. Messung

t <sub>Anreg</sub> [s]	T <sub>1</sub> [°C]	T <sub>2</sub> [°C]	dT	T <sub>1</sub> [°C]	T <sub>2</sub> [°C]	dT	Delta dT
	<b>prä</b>			<b>post</b>			
<b>25</b>	35,2	39,5	4,3	35,5	39,2	3,7	<b>- 0,6</b>
<b>35</b>	35,5	40,8	5,3	34,6	39,7	5,1	<b>- 0,2</b>

Tab. 43 Patient 7, Temperaturdifferenzen vor und nach Dialyse mit Delta dT als Änderung der Temperaturdifferenz für die Anregungszeiten t = 25 sec und t = 35 sec der 2. Messung

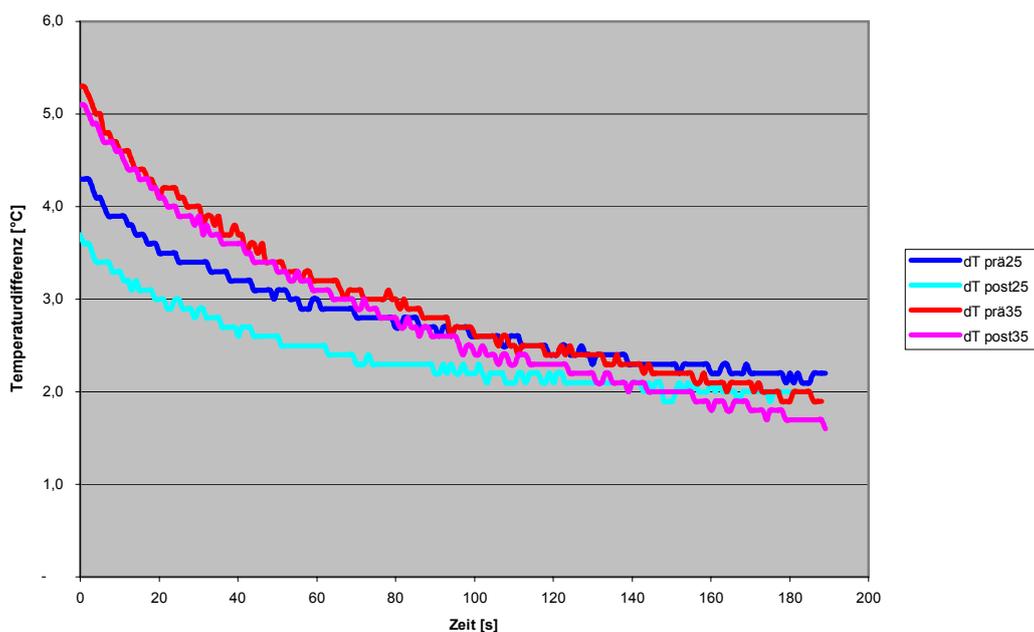


Abb. 32 Patient 7, 2. Messung: dT-Vergleich prä/post für t = 25 und 35 sec

In der ersten Untersuchung fiel der k-Faktor bei t = 25 sec deutlich ab, bei längerer Anregung nur wenig. In der Wiederholungsuntersuchung dagegen nahm der k-Faktor bei 25 sec Anregungszeit deutlich zu, während dieser bei längerer Anregung mäßig abgenommen hat.

t <sub>Anreg</sub> [s]	k <sub>prä</sub>	k <sub>post</sub>	Delta k
<b>1. Messung</b>			
25	0,018	0,011	- 0,007
35	0,015	0,014	- 0,001
<b>2. Messung</b>			
25	0,016	0,026	+ 0,010
35	0,017	0,013	- 0,004

Tab. 44 Patient 7, Übersicht des k-Faktors vor und nach Dialyse mit Delta k als Änderung des k-Faktors für beide Anregungszeiten der 1. und 2. Messung

Der sehr adipöse Patient 8 (Körpergewicht im Mittel 105 kg, Körpergröße 180 cm) hat nach beiden Dialysebehandlungen jeweils um 2,5 kg abgenommen. Für beide Anregungszeiten ließ sich in der ersten Messung jeweils eine mäßige Abnahme der Temperaturunterschiede nach Dialyse zeigen. Bei der zweiten Messung fand sich diese Tendenz lediglich bei der 35 sec dauernden Anregung, während bei einer Anregungszeit von 25 sec der Temperaturunterschied nach Dialyse höher war. Bei allen Aufzeichnungen fallen im prä/post-Vergleich stark erhöhte T<sub>1</sub>-Werte nach Dialyse auf.

Der k-Faktor änderte sich bei der ersten Messung nach Dialyse kaum. Auch in der zweiten Messung nahm er lediglich bei längerer Anregungsphase nennenswert zu.

t <sub>Anreg</sub> [s]	T <sub>1</sub> [°C]	T <sub>2</sub> [°C]	dT	T <sub>1</sub> [°C]	T <sub>2</sub> [°C]	dT	Delta dT
	<b>prä</b>			<b>post</b>			
<b>25</b>	31,8	37,3	5,5	34,7	39,8	5,1	- 0,4
<b>35</b>	32,3	38,7	6,4	35,2	41,1	5,9	- 0,5

Tab. 45 Patient 8, Temperaturdifferenzen vor und nach Dialyse mit Delta dT als Änderung der Temperaturdifferenz für die Anregungszeiten t = 25 sec und t = 35 sec der 1. Messung

t <sub>Anreg</sub> [s]	T <sub>1</sub> [°C]	T <sub>2</sub> [°C]	dT	T <sub>1</sub> [°C]	T <sub>2</sub> [°C]	dT	Delta dT
	<b>prä</b>			<b>post</b>			
<b>25</b>	33,1	37,6	4,5	35,4	40,7	5,3	+ 0,8
<b>35</b>	34,0	39,8	5,8	35,6	41,0	5,4	- 0,4

Tab. 46 Patient 8, Temperaturdifferenzen vor und nach Dialyse mit Delta dT als Änderung der Temperaturdifferenz für die Anregungszeiten t = 25 sec und t = 35 sec der 2. Messung

$t_{\text{Anreg}} [\text{s}]$	$k_{\text{prä}}$	$k_{\text{post}}$	Delta k
<b>1. Messung</b>			
25	0,011	0,012	<b>+ 0,001</b>
35	0,011	0,009	<b>- 0,002</b>
<b>2. Messung</b>			
25	0,012	0,013	<b>+ 0,001</b>
35	0,011	0,014	<b>+ 0,003</b>

Tab. 47 Patient 8, Übersicht des k-Faktors vor und nach Dialyse mit Delta k als Änderung des k-Faktors für beide Anregungszeiten der 1. und 2. Messung

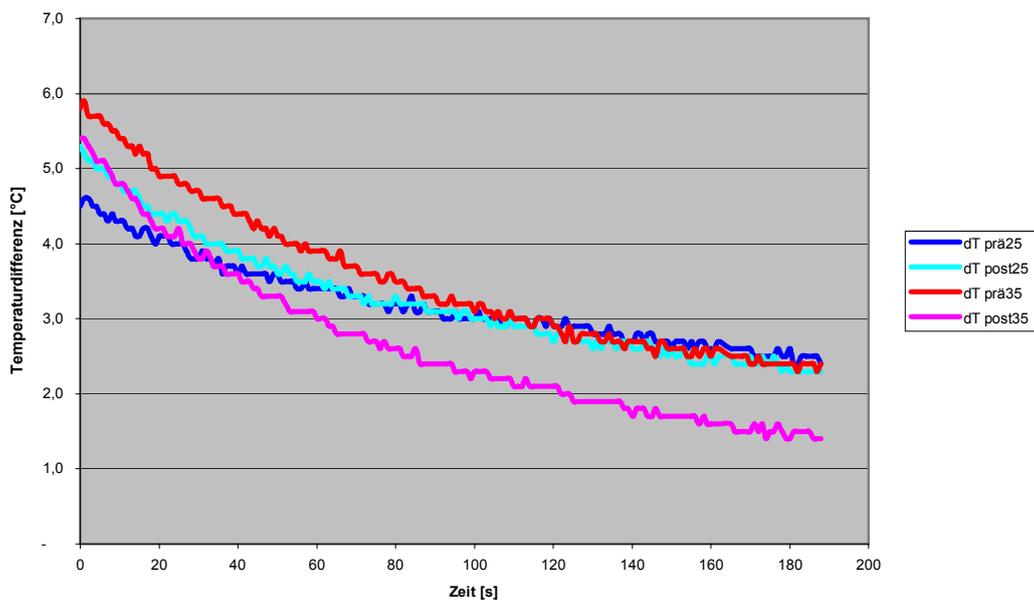


Abb. 33 Patient 8, 2. Messung: dT-Vergleich prä/post für  $t = 25$  und  $35$  sec

Patient 9 ist bei einer Körpergröße von 176 cm und einem mittleren Gewicht von 88 kg übergewichtig. Er hat mit 3,1 bzw. 3,3 kg nach beiden Dialysebehandlungen stark abgenommen. In allen Messungen sinkt der dT-Wert nach der Dialyse merklich ab und es resultiert jeweils mit Beträgen von knapp 1 eine deutliche Verminderung des dT-Wertes.

$t_{\text{Anreg}} [\text{s}]$	$T_1 [^{\circ}\text{C}]$	$T_2 [^{\circ}\text{C}]$	dT	$T_1 [^{\circ}\text{C}]$	$T_2 [^{\circ}\text{C}]$	dT	Delta dT
	<b>prä</b>			<b>post</b>			
<b>25</b>	32,5	39,6	7,1	33,7	39,7	6,0	<b>- 1,1</b>
<b>35</b>	32,5	40,0	7,5	34,7	41,4	6,7	<b>- 0,8</b>

Tab. 48 Patient 9, Temperaturdifferenzen vor und nach Dialyse mit Delta dT als Änderung der Temperaturdifferenz für die Anregungszeiten  $t = 25$  sec und  $t = 35$  sec der 1. Messung

$t_{\text{Anreg}} [\text{s}]$	$T_1 [^\circ\text{C}]$	$T_2 [^\circ\text{C}]$	DT	$T_1 [^\circ\text{C}]$	$T_2 [^\circ\text{C}]$	dT	Delta dT
	<b>prä</b>			<b>post</b>			
<b>25</b>	32,7	38,3	5,6	35,6	40,5	4,9	<b>- 0,7</b>
<b>35</b>	32,9	39,6	6,7	33,0	38,8	5,8	<b>- 0,9</b>

Tab. 49 Patient 9, Temperaturdifferenzen vor und nach Dialyse mit Delta dT als Änderung der Temperaturdifferenz für die Anregungszeiten  $t = 25 \text{ sec}$  und  $t = 35 \text{ sec}$  der 2. Messung

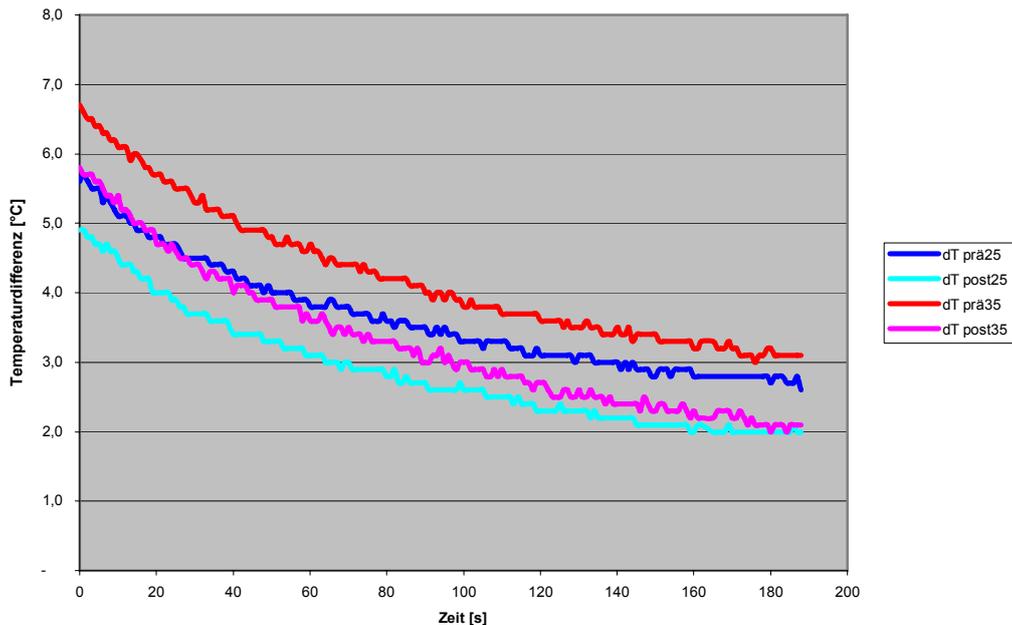


Abb. 34 Patient 9, 2. Messung: dT-Vergleich prä/post für  $t = 25$  und  $35 \text{ sec}$

Der k-Faktor nahm bei der ersten Untersuchung bei einer Anregungsdauer von  $35 \text{ sec}$  relativ deutlich zu. In allen übrigen Messungen hat sein Betrag sich kaum verändert.

$t_{\text{Anreg}} [\text{s}]$	$k_{\text{prä}}$	$k_{\text{post}}$	Delta k
<b>1. Messung</b>			
25	0,014	0,013	<b>- 0,001</b>
35	0,015	0,020	<b>+ 0,005</b>
<b>2. Messung</b>			
25	0,015	0,014	<b>- 0,001</b>
35	0,012	0,011	<b>- 0,001</b>

Tab. 50 Patient 9, Übersicht des k-Faktors vor und nach Dialyse mit Delta k als Änderung des k-Faktors für beide Anregungszeiten der 1. und 2. Messung

Patient 10 stand nur zur ersten Messung zur Verfügung. Bei relativ niedriger Körpermasse von etwa  $62 \text{ kg}$  und einer Körpergröße von  $165 \text{ cm}$  verlor er  $2,1 \text{ kg}$ . Bei einer

Anregungsdauer von 25 sec hat sich der dT-Wert nicht verändert, während dieser bei einer Anregungsdauer von 35 sec deutlich abgenommen hat.

$t_{\text{Anreg}} [\text{s}]$	$T_1 [^\circ\text{C}]$	$T_2 [^\circ\text{C}]$	dT	$T_1 [^\circ\text{C}]$	$T_2 [^\circ\text{C}]$	dT	Delta dT
	<b>prä</b>			<b>post</b>			
<b>25</b>	33,7	38,8	5,1	35,4	40,5	5,1	<b>0,0</b>
<b>35</b>	34,0	39,3	5,3	35,6	39,8	4,2	<b>- 1,1</b>

Tab. 51 Patient 10, Temperaturdifferenzen vor und nach Dialyse mit Delta dT als Änderung der Temperaturdifferenz für die Anregungszeiten  $t = 25 \text{ sec}$  und  $t = 35 \text{ sec}$  der 1. Messung

Der k-Faktor hat bei kurzer Anregung zugenommen, während dieser sich bei längerer Anregung nach Dialyse nicht veränderte.

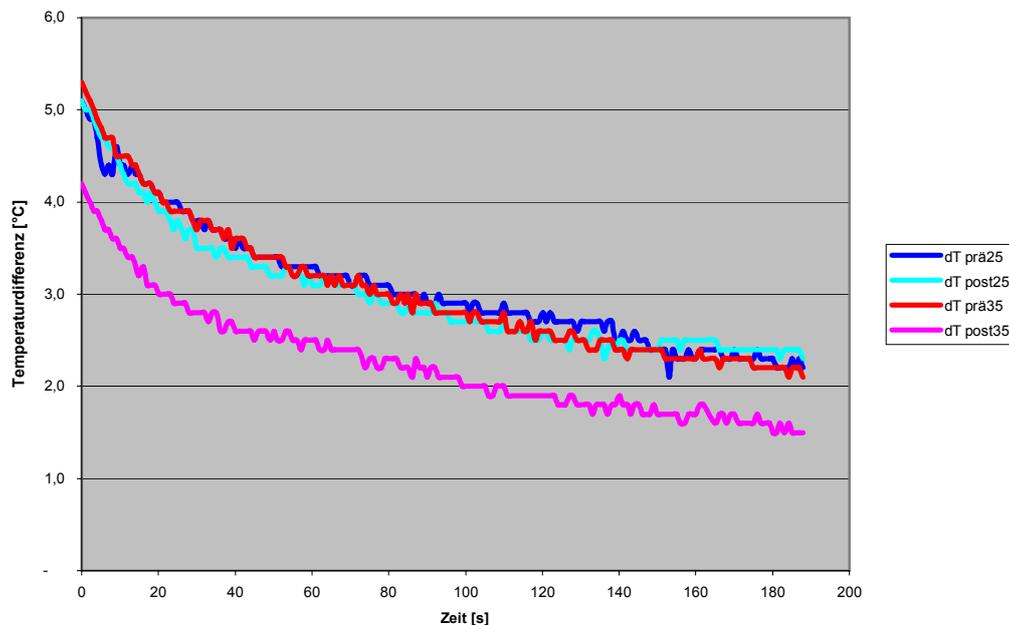


Abb. 35 Patient 10: dT-Vergleich prä/post für  $t = 25$  und  $35 \text{ sec}$

$t_{\text{Anreg}} [\text{s}]$	$k_{\text{prä}}$	$k_{\text{post}}$	Delta k
<b>1. Messung</b>			
25	0,017	0,020	<b>+ 0,003</b>
35	0,018	0,018	<b>0,000</b>

Tab. 52 Patient 10, Übersicht des k-Faktors vor und nach Dialyse mit Delta k als Änderung des k-Faktors für beide Anregungszeiten der 1. Messung

In der statistischen Auswertung mit dem T-Test für verbundene Stichproben waren die Änderungen der dT-Werte des ersten Messdurchgangs nur für die Anregungszeit von 25 sec bei einem Konfidenzintervall von 95 % signifikant ( $p = 0,040$ ). Für die Anregungsdauer von 35 sec war die Änderung Temperaturunterschiede zwischen vor und nach Dialyse knapp nicht signifikant ( $p = 0,099$ ). In der Wiederholungsmessung mit nur sieben der ursprünglich zehn Patienten zeigte sich ein umgekehrtes Bild. Für die kürzere Anregungszeit war die Veränderung der dT-Werte knapp nicht signifikant ( $p = 0,054$ ), jedoch für die längere Anregungsdauer von 35 sec ( $p = 0,003$ ).

Anr-Zeit	N	Mean	Standardabweichung	Standardfehler	t-Wert	p
<b>1. Messung</b>						
25 sec	10	0,8300	1,0935	0,3458	2,400	0,040
35 sec	10	0,6000	1,0328	0,3266	1,837	0,099
<b>2. Messung</b>						
25 sec	7	0,9429	1,0422	0,3939	2,394	0,054
35 sec	7	0,9143	0,5014	0,1895	4,824	0,003

Tab. 53 Ergebnisse T-Test für verbundene Stichproben für die dT-Werte der Patienten des Zentrums 2 des 1. und 2. Messdurchgangs für die Anregungszeiten von 25 und 35 sec – Signifikanz bei  $p < 0,05$  bei 95 % Konfidenzintervall

Die folgenden Abbildungen veranschaulichen die Ergebnisse des ersten und zweiten Messdurchgangs und für beide Anregungszeiten des Zentrums 2 in Form von Boxplots und den dazugehörigen Fehlerbalken bei einem Konfidenzintervall von 95 % (Abb. 36 – 43).

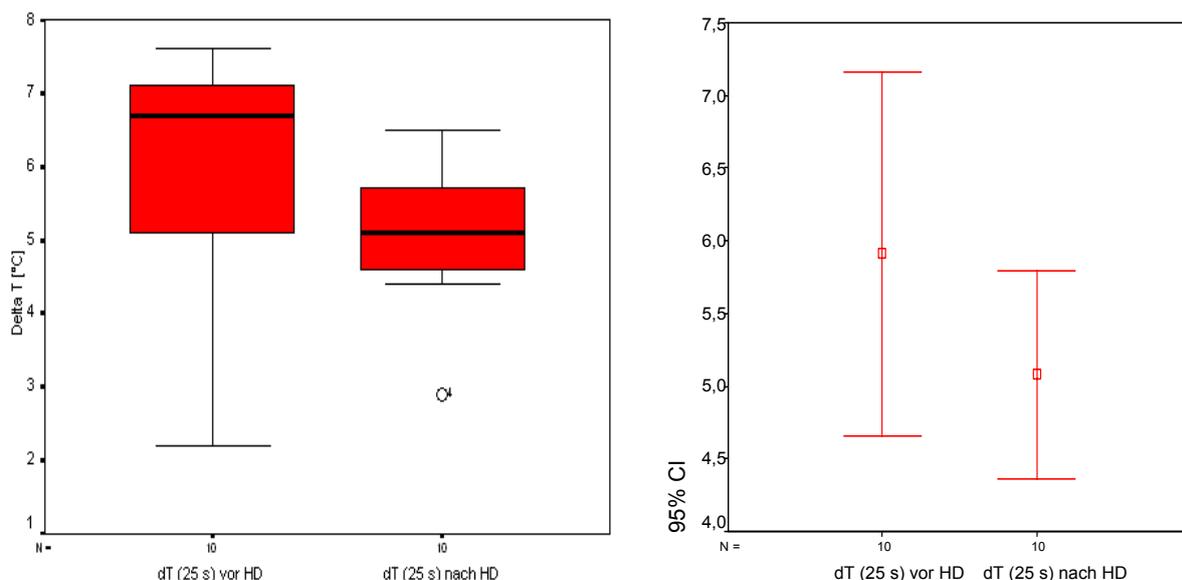


Abb. 36 / 37 links: Boxplots mit Verteilung der dT-Werte des ersten Messdurchgangs für  $t = 25$  sec – rechts: Fehlerbalken für  $t = 25$  sec bei 95 %-Konfidenzintervall

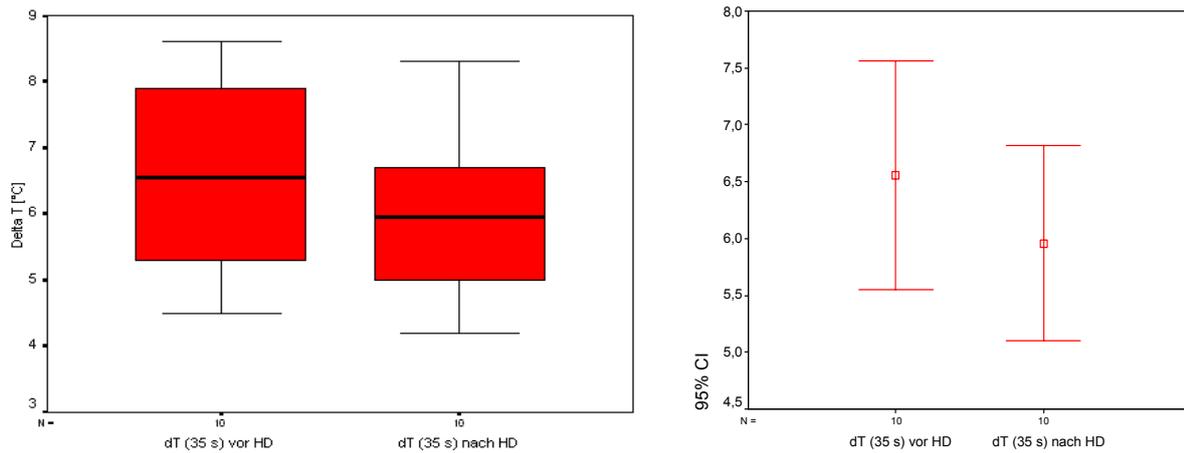


Abb. 38 / 39 links: Boxplots mit Verteilung der dT-Werte des ersten Messdurchgangs für  $t = 35$  sec – rechts: Fehlerbalken für  $t = 35$  sec bei 95 %-Konfidenzintervall

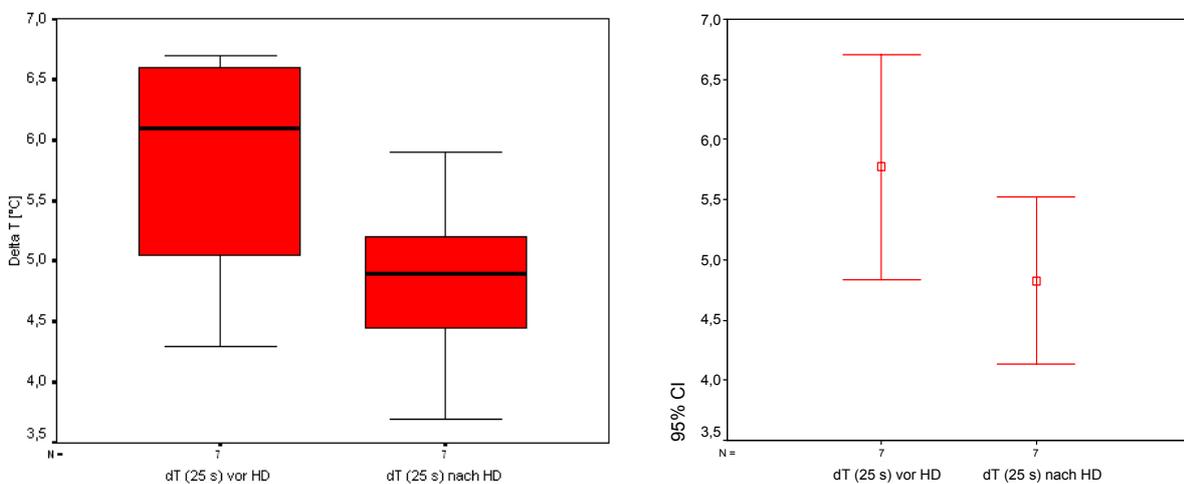


Abb. 40 / 41 links: Boxplots mit Verteilung der dT-Werte des zweiten Messdurchgangs für  $t = 25$  sec – rechts: Fehlerbalken für  $t = 25$  sec bei 95 %-Konfidenzintervall

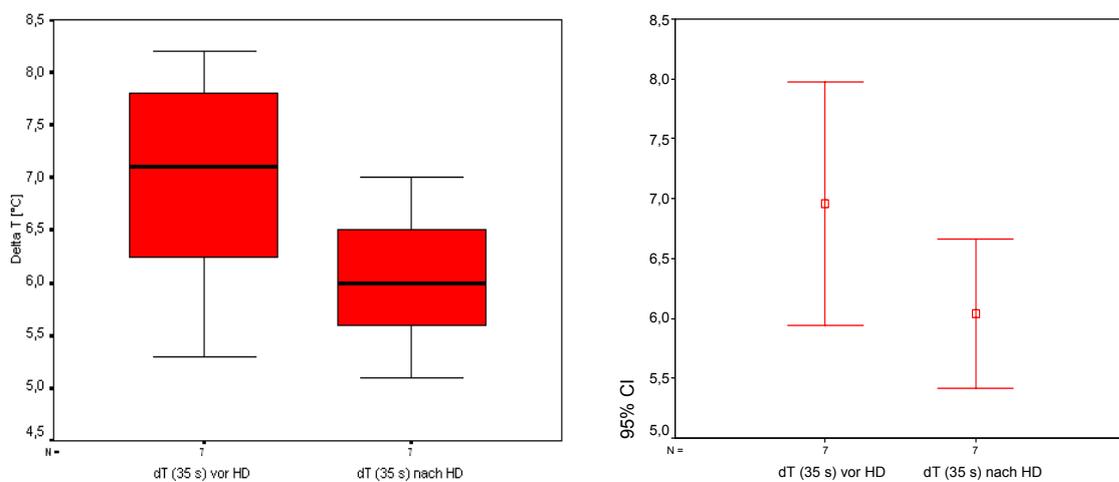


Abb. 42 / 43 links: Boxplots mit Verteilung der dT-Werte des zweiten Messdurchgangs für  $t = 35$  sec – rechts: Fehlerbalken für  $t = 35$  sec bei 95 %-Konfidenzintervall

Unter Zusammenführung des ersten und zweiten Messdurchgangs zur Erhöhung der Fallzahl (n = 17) erhält man nach erneuter Auswertung mit dem T-Test für verbundene Stichproben für beide Anregungszeiten jeweils ein eindeutig signifikantes Ergebnis bei wiederum 95 %igem Konfidenzintervall (p = 0,003).

Anr-Zeit	N	Mean	Standardabweichung	Standardfehler	t-Wert	p
25 sec	17	0,8765	1,0408	0,2524	3,472	0,003
35 sec	17	0,7294	0,8484	0,2058	3,545	0,003

Tab. 54 Ergebnisse T-Test für verbundene Stichproben für die Patienten des Zentrums 2 unter Zusammenführung der beiden Messdurchgänge für die Anregungszeiten von 25 und 35 sec – Signifikanz bei  $p < 0,05$  bei 95 % Konfidenzintervall

Entsprechend den Darstellungen für die einzelnen Messungen stellen folgende beide Abbildungen die Boxplots und Fehlerbalken nach Zusammenführung der statistischen Ergebnisse der Patienten des Zentrums 2 dar (Abb. 44, 45).

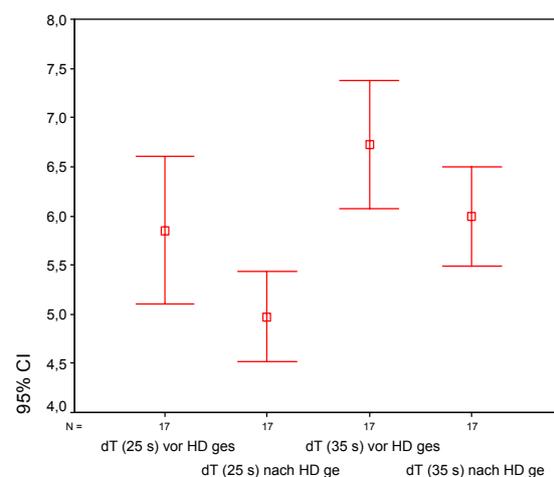
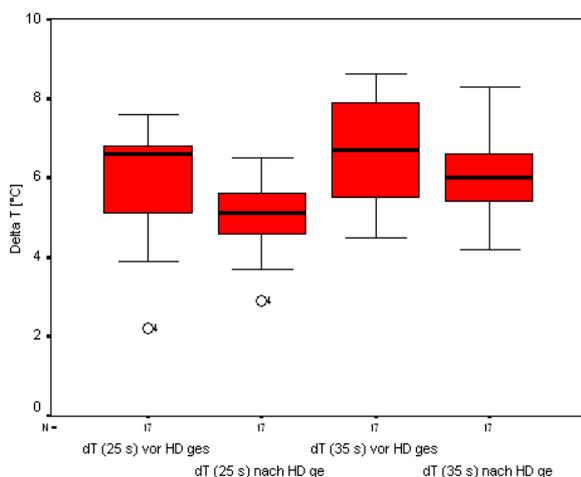


Abb. 44 Zentrum 2: Boxplots mit Verteilung der dT-Werte nach Zusammenführung der Ergebnisse beider Messdurchgänge für  $t = 25$  und  $35$  sec vor und nach Dialyse

Abb. 45 Fehlerbalken zu den Boxplots aus Abb. 44 gehörend

In beiden Messungen wurden bei allen Patienten des Zentrums 2 der absolute und relative Verlust der Körpermasse nach Dialyse dokumentiert. Um herauszufinden, wie stark die prozentuale Abnahme der Körpermasse mit der Änderung der dT-Werte korreliert, wurden für beide Messdurchgänge und beide Anregungszeiten in einer zweiseitigen Berechnung die Korrelationskoeffizienten nach Pearson sowie Spearman bestimmt. Physikalisch betrachtet sollte bei umso größerer Abnahme des anregbaren Wasservolumens (entspräche einer

umso höheren Abnahme der vor Dialysebeginn bestimmten Temperaturdifferenz nach Anregung des Gewebewassers) auch der prozentuale Verlust der Körpermasse größer sein. Für den ersten Messdurchgang mit zehn Patienten ergab sich keine signifikante Korrelation zwischen relativem Verlust der Körpermasse und der Änderung der dT-Werte. Für eine Anregungszeit von 25 sec war die Korrelation bei niedrigen Koeffizientenbeträgen höher (vgl. Abb. 46) als bei einer Anregungsdauer von 35 sec. Für die Messung mit sieben der zehn Patienten ergab sich keinerlei Korrelation. Die entsprechende Berechnung nach Zusammenführung beider Messdurchgänge ergab ebenfalls keine signifikante Korrelation zwischen relativer Reduktion der Körpermasse und der Änderung der Temperaturunterschiedswerte dT für beide Anregungszeiten. Tabelle 55 stellt die Ergebnisse in der Übersicht dar.

Messdurchgang	Anregungszeit	N	Pearson-Koeffizient	Spearman-Koeffizient
<b>1. Messung</b>				
	25 sec	10	0,174	0,286
	35 sec	10	0,463	0,345
<b>2. Messung</b>				
	25 sec	7	0,969	0,969
	35 sec	7	0,671	0,938
<b>1. und 2. Messung</b>				
	25 sec	17	0,221	0,469
	35 sec	17	0,354	0,325

Tab. 55 Übersicht der jeweils zweiseitig bestimmten Korrelationskoeffizienten nach Pearson und Spearman für die Beziehung zwischen relativem dialysebedingten Körpermasseverlust und der Änderung der dT-Werte für beide Messungen einzeln sowie für beide Messungen zusammen

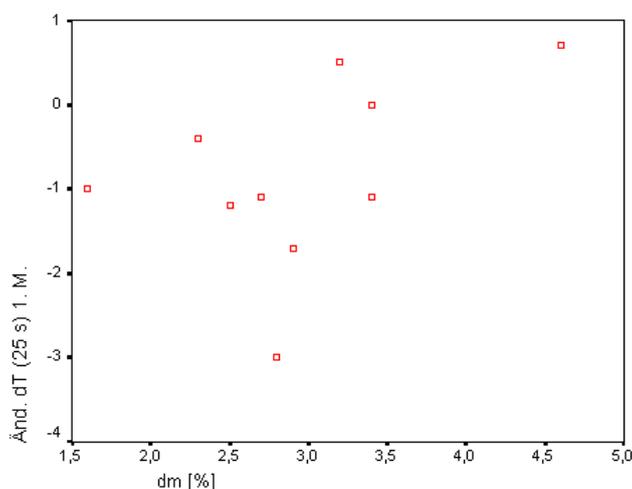


Abb. 46 Wolkendiagramm: Beziehung zwischen Änderung der dT-Werte und dem relativem Körpermasseverlust dm des ersten Messdurchgangs für t = 25 sec

Wie für die Änderung der Temperaturunterschiedswerte Delta dT in den beiden einzelnen Messungen an den Patienten des Zentrums 2 wurde auch für die Konstante k eine entsprechende statistische Auswertung mit dem T-Test für verbundene Stichproben durchgeführt. Im Gegensatz zur Variable dT ergaben sich für beide Anregungszeiten und für beide Messdurchgänge keinerlei signifikante Veränderungen der Beträge für die Konstante k (vgl. Tab. 56 und Abb. 47 bis 50).

Anr-Zeit	N	Mean	Standardabweichung	Standardfehler	t-Wert	p
<b>1. Messung</b>						
25 sec	10	0,0013	0,0043	0,0014	0,946	0,369
35 sec	10	- 0,0003	0,0025	0,0008	- 0,380	0,713
<b>2. Messung</b>						
25 sec	7	- 0,0013	0,0040	0,0015	- 0,844	0,431
35 sec	7	0,0014	0,0028	0,0010	1,369	0,220

Tab. 56 Ergebnisse T-Test für verbundene Stichproben für die Konstante k der Patienten des Zentrums 2 des 1. und 2. Messdurchgangs für die Anregungszeiten von 25 und 35 sec – Signifikanz bei  $p < 0,05$  bei 95 % Konfidenzintervall

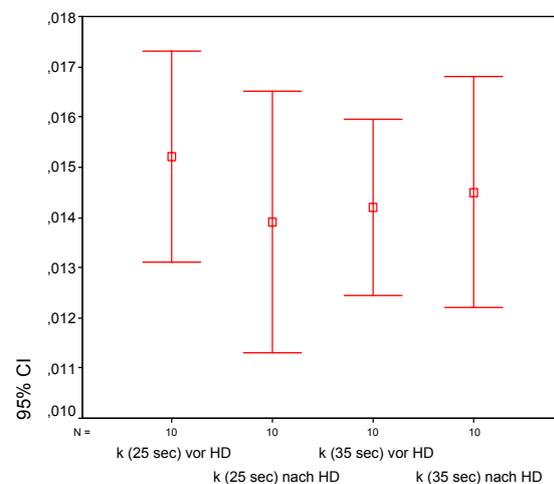
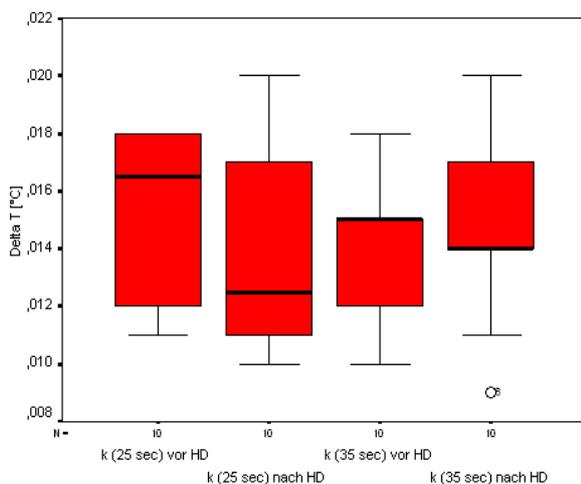


Abb. 47 Boxplots mit Verteilung für die Werte der Konstante k nach Zusammenführung der Ergebnisse der 1. Messung für  $t = 25$  und  $35$  sec vor und nach Dialyse

Abb. 48 Fehlerbalken zu den Boxplots aus Abb. 47 gehörend

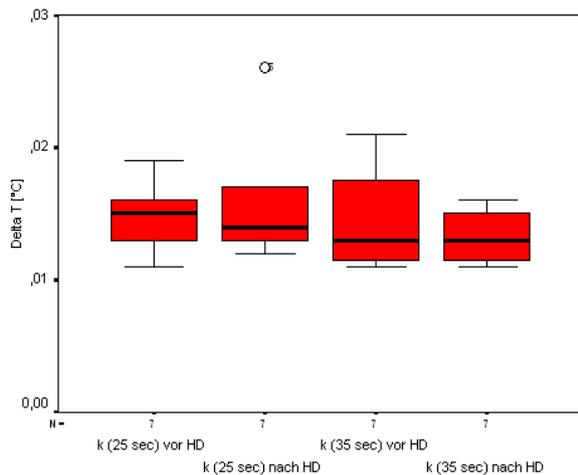


Abb. 49 Boxplots mit Verteilung für die Werte der Konstante k nach Zusammenführung der Ergebnisse der 2. Messung für t = 25 und 35 sec vor und nach Dialyse

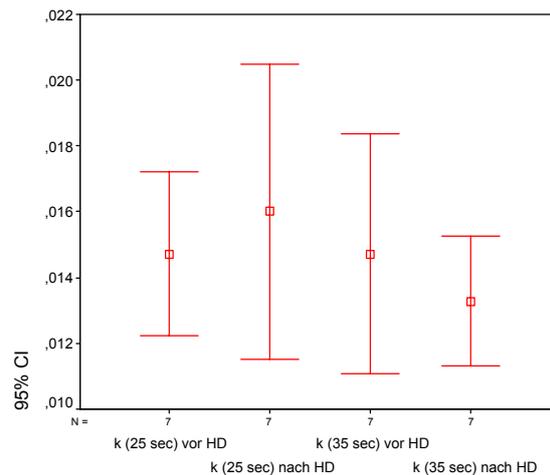


Abb. 50 Fehlerbalken zu den Boxplots aus Abb. 49 gehörend

## 6 Diskussion

Die vorangestellten Modellmessungen dienten in erster Linie der prinzipiellen Einarbeitung in die Methodik. Mit der Mikrowellen-Energie und der Einwirkdauer galt es zu experimentieren. Ziel war die Erstellung einer gewissen Vorplanung, um für die späteren Patientenversuche einen reibungslosen methodisch-technischen Ablauf zu ermöglichen. Die jeweils modifizierten Proben wurden angeregt und unmittelbar danach thermographisch beobachtet. Insgesamt konnte aus den Ergebnissen der Modellexperimente gefolgert werden, dass sich mit den verwendeten Parametern und der verwendeten Methodik unterschiedliche Wasservolumina im Substrat differenzieren lassen. Die Doppel- und Dreifachbestimmungen unterlagen einer natürlichen Streuung, ergaben jedoch eine Reproduzierbarkeit der Messergebnisse.

Beobachtungen und Messvorgänge sind immer mehreren Fehlermöglichkeiten ausgesetzt. Zunächst muss grundsätzlich zwischen systematischen und zufälligen Fehlern unterschieden werden.

Ein systematischer Fehler (Bias) wird systematisch bzw. regelmäßig begangen und verfälscht somit einen Großteil oder die Gesamtheit der Messvorgänge. Charakteristisch für diesen Fehler ist, dass Messergebnisse stets in dieselbe Richtung verändert werden und auch durch mehrmalige Wiederholung das Ergebnis gleich bleibt. Systematische Fehler entstehen zum Beispiel durch die Verwendung einer falschen bzw. nicht geeigneten

Messmethode oder durch eine fehlende oder falsche Eichung des Messgeräts sowie durch fehlerhafte Handhabung und Bedienung von Messgeräten. In der vorliegenden Arbeit kann sich für das, was gemessen bzw. bestimmt werden soll, die Wahl zu langer Anregungszeiten bzw. zu starker Strahlungsleistung als systematisch fehlerhaft erweisen. Auch die Platzierung der Messflächen in den Thermographie-Aufzeichnungen für die Erfassung der Temperaturen kann systematisch fehlerhaft sein.

Im Gegensatz zum systematischen Fehler führt der zufällige Fehler zu einer Verfälschung von Messergebnissen in beide Richtungen und betrifft nicht automatisch eine Vielzahl von Ergebnissen. Typisch ist, dass sich bei Wiederholung desselben Messvorgangs ein abweichendes Ergebnis einstellt. Zufällige Mess- und Beobachtungsfehler entstehen zum Beispiel durch die nicht immer bestehende Gleichheit in der ansonsten richtigen Handhabung von Messgeräten bzw. Messobjekten.

Auch die Patienten weisen nicht zu jedem Zeitpunkt identische Messbedingungen auf. Beispielsweise bestehen Unterschiede in der arteriellen und venösen Blutversorgung des Weichteilmantels und somit ein unterschiedlich starker Abtransport von Anregungs- bzw. Wärmeenergie innerhalb der zu untersuchenden Körperregion. Es spielt für die hier verwendete Messmethodik keine unwesentliche Rolle, ob der Patient sich während der Dialyse durch Zudecken warm hält bzw. ob er bekleidet oder unbekleidet zur Messung erscheint, da dies eine unterschiedlich starke Durchblutung des Weichteilmantels und somit Unterschiede der Hauttemperaturen, welche als Ausgangs- bzw. Referenzwerte zur Bestimmung der Temperaturdifferenzen dienen, zur Folge hat. Auch die Stärke der Ankopplung des Mikrowellenschallkopfes auf die Hautoberfläche kann über eine verschieden hohe Wellentransmission zur unterschiedlich starken Erwärmung der untersuchten Körperregion führen. Die Kontrolle des aufgelegten Schallkopfes erfolgte stets und ausschließlich unter Sichtkontrolle anhand des Ausmaßes der Hauteindellung. Durch Vorwölbungen von Muskeln bzw. durch unterschiedlich großen Oberschenkelumfang kommt es zur teilweise unterschiedlich starken Krümmung der Hautoberfläche, auf welcher die ebene Schallkopffläche nicht immer vollständig und gleichmäßig aufliegen kann. Eine natürliche Streuung der Ankopplungs- und somit Erwärmungsdauer spielt wegen Geringfügigkeit keine wesentliche Rolle in der Fehlerbetrachtung.

Ein Vorteil der hier verwendeten Messmethodik besteht darin, dass das Hauptaugenmerk auf die unmittelbar nach Erwärmung der Körperregion erhaltene Temperatur und nicht auf Parameter des Abkühlungsverlaufes gelegt wurde, da so Artefakte und Fehler durch Patientenbewegungen während der thermographischen Aufzeichnung der Hauttemperatur vermieden werden können.

Die initialen Untersuchungen an Probanden und der ersten Gruppe von Dialysepatienten lieferten keine schlüssigen Ergebnisse.

Für das Patientenkollektiv des Zentrum 1 zeigte sich, dass mit der zu vermutenden Abnahme anregbaren Wasservolumens insgesamt die Erwärmbarkeit des Wasservolumens eher zugenommen hat. Es resultierten insgesamt nach Dialyse tendenziell höhere  $dT$ -Werte als vor Dialyse.

Für die letzten Versuche, welche an zehn männlichen Dialysepatienten des Zentrum 2 durchgeführt wurden, sind die Messparameter erneut modifiziert worden. Grund für die Änderung war die Vorstellung, dass mit kleinerer Anregungsleistung relativ kleine Wasservolumenänderungen sensitiver zu erfassen sein sollten. Die Anregungsleistung wurde auf 15 W erniedrigt und die Anregungsdauer auf 25 bzw. 35 sec deutlich verkürzt.

Für sieben der insgesamt zehn Patienten konnte zu einem späteren Zeitpunkt eine zweite unabhängige Aufzeichnung unter identischen Bedingungen und mit gleichen Messvariablen durchgeführt werden, um die erhaltenen Ergebnisse der ersten Versuche auf Reproduzierbarkeit zu überprüfen. Drei Patienten standen der zweiten Messung nicht mehr zur Verfügung.

Es konnte insgesamt durch die letzten Messungen an den Dialysepatienten des 2. Versuchsansatzes, im Gegensatz zu den Ergebnissen der Patienten des ersten Kollektives, mit den verwendeten Versuchsparametern eine physikalisch logische und signifikante Beziehung zwischen der Änderung der Temperaturdifferenz und dem Wasserverlust der Patienten gezeigt werden. Je höher der Flüssigkeitsverlust der Patienten nach der Dialysebehandlung ist, desto häufiger und eindeutiger verringert sich der Temperaturanstieg nach Mikrowellenanregung im Bereich der untersuchten Körperregion.

Es ist daher anzunehmen, dass die zuvor im ersten Versuchsansatz (Gruppe 1) gewählten Anregungsparameter bzw. die Strahlungsleistung (Strahlungsenergie pro Zeiteinheit) einen Sättigungsbereich überschritten haben.

Schließlich kann festgehalten werden, dass die Wahl der Anregungsparameter das Korrelationsverhalten zwischen Änderung anregbaren Wasservolumens und dessen Erwärmbarkeit beeinflusst. Bei starker Anregungsleistung durch die Mikrowellenbestrahlung zeigte sich, dass die Erwärmbarkeit der untersuchten Körperregion trotz lokaler Abnahme des anregbaren Wasservolumens zugenommen hat. Dagegen ließ sich beim zweiten Patientenkollektiv zeigen, dass bei schwächerer bzw. deutlich kürzerer Anregung die Erwärmbarkeit sich proportional zum vorhandenen Wasservolumen verhält. Eine Abnahme des Wassergehaltes im Weichteilgewebe führt zur schwächeren Erwärmbarkeit durch Mikrowellenbestrahlung.

Die vorliegenden Ergebnisse zeigen einen prinzipiellen Weg auf, sich der Gewebewasserquantifizierung mittels Mikrowelle zu nähern. Dieser hochinteressante Ansatz erfordert für weitere Untersuchungen an einem größeren Patientengut eine Optimierung der Methodik. Die Mikrowellenapplikatoren sollten soweit möglich miniaturisiert werden. Das gegenwärtige Equipment zum Temperaturmonitoring ist wesentlich zu teuer und umständlich. Hier bietet der Markt sicherlich Möglichkeiten entsprechende Temperatursensoren einzusetzen, um die Thermographie abzulösen. Das Ziel einer solchen Entwicklung könnte der klinische Einsatz der Methode am Dialyseplatz oder am Intensiv-Bett sein, da die Abläufe der Flüssigkeitsverschiebungen zwischen den unterschiedlichen Kompartimenten des menschlichen Körpers von großem klinischen Interesse sind.

## **7 Zusammenfassung**

Das Ziel der vorliegenden Arbeit war es zu überprüfen, ob es mittels Mikrowellenanregung und anschließender Thermographie der angeregten Körperregionen von Dialysepatienten möglich ist, Effekte in Abhängigkeit vom Hydratationszustand des Menschen feststellen zu können. Die theoretisch möglichen Veränderungen durch die nahezu spezifische Erwärmung von Gewebewasser mittels Mikrowellen galt es unter dieser Fragestellung am Menschen nachzuweisen. In den zunächst durchgeführten Modellexperimenten wurden unterschiedlich konzentrierte Hydroxyethylstärkelösungen verglichen. Mit zunehmender Konzentrierung der Stärkelösung und somit sinkendem Wasseranteil sinkt die Erwärmbarkeit weiter ab. Durch die Auflage einer dünnen Kunststoffolie beobachtet man einen Isolierungseffekt. Die Erwärmung des Wassers nimmt mit steigender Folienzahl deutlich zu.

Untersuchungen zweier Kollektive von Dialysepatienten lieferten unterschiedliche Ergebnisse. Für das erste Kollektiv aus sieben Patienten eines Dialysezentrums (Zentrum 1) resultierte nach Anregung der Vorderseite des Unter- und Oberschenkels sowohl bei niedrigem als auch bei höherem Flüssigkeitsverlust durch die Dialysebehandlung keine Veränderung bzw. eine Zunahme der Erwärmbarkeit der angeregten Körperregion. Die Strahlungsleistung betrug 25 Watt, die Anregungsdauer 1,5 Minuten und die thermographische Aufzeichnungsdauer 2,5 Minuten.

Beim zweiten Patientenkollektiv (Zentrum 2) wurden die Versuchsbedingungen deutlich geändert. Es erfolgte eine Reduktion der Strahlungsleistung auf 15 Watt und der

Anregungsdauer auf 25 bzw. 35 Sekunden. Die thermographische Aufzeichnungsdauer betrug 3 Minuten. Es zeigte sich eine reduzierte Erwärmbarkeit angeregter Körperregionen nach dialysebedingtem Flüssigkeitsverlust. Vor der Ultrafiltration ergab sich eine höhere Temperaturdifferenz im selben Areal als nach dem Flüssigkeitsverlust. Die Änderungen der Temperaturdifferenzwerte ( $\Delta dT$ ) waren für beide Anregungszeiten und bei einem 95 %-Konfidenzintervall statistisch signifikant.

Die Ergebnisse der Messungen am zweiten Patientenkollektiv (Zentrum 2) lassen sich so interpretieren, dass nach Entzug von Wasser das Gewebevolumen im Anregungsbereich weniger Wasser enthält und daher einen geringeren Temperatursprung nach Mikrowelleneinwirkung erfährt. Dies entspricht den physikalischen Erwartungen.

Das durch die Konstante  $k$  repräsentierte Abklingverhalten der Temperatur erwärmter Körperregionen zeigt keine statistisch signifikanten Veränderungen nach dialysebedingtem Flüssigkeitsentzug.

Die hier vorgestellte Methodik bietet den erfolgversprechenden Ansatz, Veränderungen des Wassergehalts in menschlichem Weichteilgewebe „bedside“ zu erfassen. Dies wäre für den Bereich der Dialysetherapie und der Intensivmedizin potentiell von großem Interesse, da man Effekte von Medikamenten (z. B. Diuretika) und apparativer Ultrafiltration zeitnah am Patienten nachweisen könnte. Man wäre möglicherweise in der Lage, zwischen alleiniger Volumenminderung im intravasalen Kompartiment und zusätzlichem Wasserentzug aus dem intrazellulären bzw. interstitiellen Gewebe zu differenzieren.

Im Vergleich zu den anderen in der Einleitung besprochenen Kompartiment-Bestimmungsmethoden ist diese neue Methode kostengünstig und teilweise wesentlich weniger aufwändig. Eine weitere Optimierung dieser Methodik sollte eine Miniaturisierung der Mikrowellenapparatur und eine andere Technik der Oberflächentemperaturmessung zum Ziel haben, da das hier verwendete Equipment für einen routinemäßigen Einsatz in der Klinik eher unhandlich und zu teuer ist. Eine neue Technik böte dann die Möglichkeit, an einem größeren Patientenkollektiv die klinische und medizintechnische Bedeutung der hier beobachteten Effekte zu verifizieren und diese gegebenenfalls mit Referenzmethoden bzw. anderen Kompartiment-Bestimmungsmethoden zu vergleichen.

## 8 Literaturverzeichnis

- [1] Agnese DM: Advances in Breast Imaging. *Surg Technol Int* 14 (2005) 51-56
- [2] Barnard ML, Schwieso JE, Thomas EL, Bell JD, Saeed N, Frost G, Bloom SR, Hajnal JV: Development of a Rapid and Efficient Magnetic Resonance Imaging Technique for Analysis of Body Fat Distribution. *NMR Biomed* Jun 9 (4) (1996) 156-164
- [3] Bartok C, Atkinson RL, Schoeller DA: Measurement of Nutritional Status in Simulated Microgravity by Bioelectrical Impedance Spectroscopy. *J Appl Physiol* Jul 95 (1) (2003) 225-232
- [4] Bosity-Westphal A, Korth O, Müller MJ: Body Composition Research: Von klassischen Kompartimentmodellen zu metabolischen und qualitativen Analysen. *Akt Ernähr Med* 30 (2005) 130-135
- [5] Brenner M, Braun C, Oster M, Gulko PS: Thermal Signature Analysis as a Novel Method for Evaluating Inflammatory Arthritis Activity. *Ann Rheum Dis* Mar 65 (3) (2006) 306-311
- [6] Butte NF, Hopkinson JM, Ellis KJ, Wong WW, Smith EO: Changes in Fat-free Mass and Fat Mass in Postpartum Women: A Comparison of Body Composition Models. *Int J Obes Relat Metab Disord* Oct 21 (10) (1997) 874-880
- [7] Casscells W, Hathorn B, David M, Krabach T, Vaughn WK, McAllister HA, Bearman G, Willerson JT: Thermal Detection of Cellular Infiltrates in Living Atherosclerotic Plaques: Possible Implications for Plaque Rupture and Thrombosis. *Lancet* May 25 347 (1996) 1447-1451
- [8] Durnin JV, Womersley J: Body Fat Assessed from Total Body Density and its Estimation from Skinfold Thickness: Measurements on 481 Men and Women Aged from 16 to 72 Years. *Br J Nutr* 32 (1974) 77-97
- [9] Ellis KJ, Wong WW: Human Hydrometry: Comparison of Multifrequency Bioelectrical Impedance with  $2H_2O$  and Bromine Dilution. *J Appl Physiol* Sep 85 (3) (1998) 1056-1062
- [10] Fogelholm GM, Kukkonen-Harjula TK, Sievanen HT, Oja P, Vuori IM: Body Composition Assessment in Lean and Normal-Weight Young Women. *Br J Nutr* Jun, 75 (6) (1996) 793-802
- [11] Fogelholm GM, van Marken Lichtenbelt W: Comparison of Body Composition Methods: A Literature Analysis. *Eur J Clin Nutr* Aug, 51 (8) (1997) 495-503
- [12] Friedl KE, DeLuca JP, Marchitelli LJ, Vogel JA: Reliability of Body Fat Estimations from a Four-Compartment Model by Using Density, Body Water and Bone Mineral Measurements. *Am J Clin Nutr* Apr 55 (4) (1992) 764-770
- [13] Harten HU: *Physik für Mediziner*. 8. Aufl. Springer, Berlin, Heidelberg, New York (usw.), 1997, S. 191ff und 257ff
- [14] Harten HU: *Physik für Mediziner*. 8. Aufl. Springer, Berlin, Heidelberg, New York (usw.), 1997, S. 203f und 219f

- [15] Harten HU: Physik für Mediziner. 8. Aufl. Springer, Berlin, Heidelberg, New York (usw.), 1997, S. 250
- [16] Heilmann A, Teuscher N, Borek S, Langer T: Machbarkeitsstudie des Fraunhofer-Institutes für Werkstoffmechanik Halle/Saale: Thermographie zur Bewertung des Wassergehalts von Gewebe. V193/2001
- [17] Herrmann TR, Gross AJ, Schultheiss D, Kaufmann PM, Jonas U, Burchardt M: Transurethral Microwave Thermotherapy for the Treatment of BPH: Still a Challenger?. *World J Urol* Sep 24 (4) (2006) 389-396
- [18] Heymsfield SB, Arteaga C, McManus C, Smith J, Moffitt S: Measurement of Muscle Mass in Humans: Validity of the 24-hour Urinary Creatinine Method. *Am J Clin Nutr* 37 (1983) 478-494
- [19] Ivanoff B, Robert D, Deschaux P, Pellisier JP, Fontanges R: Effects of Microwaves on the Cellular Immune Response of Swiss Mice. *C R Seances Soc Biol Fil* 173 (5) (1979) 932-936
- [20] Kalantar-Zadeh K, Block G, Kelly MP, Schroepfer C, Rodriguez RA, Humphreys MH: Near Infra-red Interactance for Longitudinal Assessment of Nutrition in Dialysis Patients. *J Ren Nutr* Jan 11 (1) (2001) 23-31
- [21] Kalantar-Zadeh K, Kuwae N, Wu DY, Shantouf RS, Fouque D, Anker SD, Block G, Kopple JD: Associations of Body Fat and its Changes Over Time with Quality of Life and Prospective Mortality in Hemodialysis Patients. *Am J Clin Nutr* Feb 83 (2) (2006) 202-210
- [22] Kamimura MA, Jose Dos Santos NS, Avesani CM, Fernandes Canziani ME, Draibe SA, Cuppari L: Comparison of Three Methods for the Determination of Body Fat in Patients on Long-term Hemodialysis Therapy. *J Am Diet Assoc* Feb 103 (2) (2003) 195-199
- [23] Kaysen GA, Zhu F, Sarkar S, Heymsfield SB, Wong J, Kaitwatcharachai C, Kuhlmann MK, Levin NW: Estimation of Total Body and Limb Muscle Mass in Hemodialysis Patients by Using Multifrequency Bioimpedance Spectroscopy. *Am J Clin Nutr* Nov 82 (5) (2005) 988-995
- [24] Kotler DP, Burastero S, Wang J, Pierson RN: Prediction of Body Cell Mass, Fat-free Mass, and Total Body Water with Bioelectrical Impedance Analysis: Effects of Race, Sex and Disease. *Am J Clin Nutr* 64 (1996) 489-497
- [25] Kyle UG, Genton L, Slosman DO, Pichard C: Fat-free and Fat Mass Percentiles in 5225 Healthy Subjects Aged 15 to 98 Years. *Nutrition* Jul-Aug 17 (7-8) (2001) 534-541
- [26] Lee S, Janssen I, Ross R: Interindividual Variation in Abdominal Subcutaneous and Visceral Adipose Tissue: Influence of Measurement Site. *J Appl Physiol* Sep 97 (3) (2004) 948-954
- [27] Lukaski HC: Applications of Bioelectrical Impedance Analysis: A Critical Review. *Basic Life Sci* 55 (1990) 365-374
- [28] Lukaski HC: Soft Tissue Composition and Bone Mineral Status: Evaluation by Dual-Energy X-Ray Absorptiometry. *J Nutr* Feb 123 (2 Suppl) (1993) 438-443

- [29] Lukaski HC, Johnson PE, Bolonchuk WW, Lykken GI: Assessment of Fat-free Mass Using Bioelectrical Impedance Measurements of the Human Body. *Am J Clin Nutr* Apr 41 (4) (1985) 810-817
- [30] Mattsson S, Thomas BJ: Development of Methods for Body Composition Studies. *Phys Med Biol* Jul 7 51 (13) (2006) 203-228
- [31] Mazess RB, Barden HS, Bisek LP, Hanson J: Dual-Energy X-Ray Absorptiometry for Total-Body and Regional Bone-Mineral and Soft-Tissue Composition. *Am J Clin Nutr* Jun 51 (6) (1990) 1106-1112
- [32] Meschede D: Gerthsen Physik – Die Ganze Physik zum 21. Jahrhundert, 23. Aufl. Springer, Berlin, Heidelberg, New York, 2005, S. 464
- [33] Mott JW, Wang J, Thornton JC, Allison DB, Heymsfield SB, Pierson RN jr.: Relation Between Body Fat and Age in 4 Ethnic Groups. *Am J Clin Nutr* May 69 (5) (1999) 1007-1013
- [34] Pirlich M, Plauth M, Lochs H: Bioelektrische Impedanzanalyse: Fehlerquellen und methodische Grenzen bei der klinischen Anwendung zur Analyse der Körperzusammensetzung. *Akt Ernähr Med* 24 (1999) 81-90
- [35] Reich O, Seitz M, Gratzke C, Schlenker B, Bachmann A, Stief C: Benign Prostatic Syndrome (BPS): Ablative Treatments, *Urologe A* Jun 45 (6) (2006) 769-782
- [36] Rico H, Revilla M, Hernandez ER, Villa LF, Alvarez del Buergo M: The 4-Component Model of Body Composition. *Med Clin (Barc)* Mar 28 98 (12) (1992) 449-452
- [37] Schertlen R, Pivitt F, Wiesbeck W: Wound Diagnostics With Microwaves. *Biomed Tech (Berl)* 47 Suppl 1 Pt 2 (2002) 672-673
- [38] Sonmez B, Arbatli H, Tansal S, Yagan N, Unal M, Demirsoy E, Tukenmez F, Yilmaz O: Real-Time Patency Control with Thermal Coronary Angiography in 1401 Coronary Artery Bypass Grafting Patients. *Eur J Cardiothorac Surg* Dec 24 (6) (2003) 961-966
- [39] Stauffer PR: Evolving Technology for Thermal Therapy of Cancer. *Int J Hyperthermia* Dec 21 (8) (2005) 731-744
- [40] Tomczak J: Leserbrief zum Artikel „Methoden der Körperfettbestimmung“ von Herm KP; *Deutsche Zeitschrift für Sportmedizin* 2003, 54 (5), S. 153-154
- [41] Trautwein A, Kreibig U, Oberhausen E: Physik für Mediziner, Biologen, Pharmazeuten. 4. Aufl. Walter de Gruyter, Berlin, New York, 1987, S. 148, Tab 8.1
- [42] Trautwein A, Kreibig U, Oberhausen E: Physik für Mediziner, Biologen, Pharmazeuten. 4. Aufl. Walter de Gruyter, Berlin, New York, 1987, S. 211-212
- [43] Trautwein A, Kreibig U, Oberhausen E: Physik für Mediziner, Biologen, Pharmazeuten. 4. Aufl. Walter de Gruyter, Berlin, New York, 1987, S. 234-237
- [44] Vogels N, Posthumus DL, Mariman EC, Bouwman F, Kester AD, Rump P, Hornstra G, Westerterp-Plantenga MS: Determinants of Overweight in a Cohort of Dutch Children. *Am J Clin Nutr* Oct 84 (4) (2006) 717-724

- [45] Wang J, Deurenberg P: The Validity of Predicted Body Composition in Chinese Adults from Anthropometry and Bioelectrical Impedance in Comparison with Densitometry. *Brit J Nutr* Aug 76 (2) (1996) 175-182
- [46] Wang ZM, Gallagher D, Nelson ME, Matthews DE, Heymsfield SB: Total-Body Skeletal Muscle Mass: Evaluation of 24-h Urinary Creatinine Excretion by Computerized Axial Tomography. *Am J Clin Nutr* Jun 63 (6) (1996) 863-869
- [47] Wells JC, Fuller NJ, Dewit O, Fewtrell MS, Elia M, Cole TJ: Four-Component Model of Body Composition in Children: Density and Hydration of Fat-free Mass and Comparison with Simpler Models. *Am J Clin Nutr* May 69 (5) (1999) 904-912
- [48] Williams CA, Bale P: Bias and Limits of Agreement Between Hydrodensitometry, Bioelectrical Impedance and Skinfold Calipers Measures of Percentage Body Fat. *Eur J Appl Physiol Occup Physiol* Feb 77 (3) (1998) 271-277

## 9 Verzeichnis der Abbildungen

	Seite
<b>Abb.</b>	
1 Real- und Imaginärteil der Dielektrizitätskonstanten von Wasser im Mikrowellenbereich für Temperaturen zwischen 0 und 100 °C in Abhängigkeit von der Frequenz	5
2 Vergleich zur Erwärmung von Gewebe durch Mikrowellen und Wärmeübertragung, volumetrische Erwärmung durch Mikrowellen	6
3 Vergleich der Abkühlkurven, ausgehend von der erreichten mittleren Absoluttemperatur von Wasser (blau) und einer 3- (cyan), 6- (grün) und 10%igen (rot) HES-Lösung	22
4 Vergleich der Abkühlkurven nach Anregung 6%iger HES-Lösung, ausgehend von der erreichten Absoluttemperatur zwischen verschiedenen Eindringtiefen ohne Folie	24
5 Thermographie-Aufnahmen im Verlauf der Abkühlung – Vergleich zwischen den Eindringtiefen d 1,0 (B11, links), 1,5 (B21, Mitte) und 2,0 cm (B31, rechts) – erste Reihe: t = 0 sec, zweite Reihe: t = 15 sec, dritte Reihe: t = 30 sec vierte Reihe: t = 60 sec, fünfte Reihe: t = 150 sec	25
6 Thermographie-Aufnahmen zum Zeitpunkt $t_0$ – Links: 1 Folie (B52), Rechts: 2 Folien (B61)	26
7 Vergleich der Abkühlkurven nach Anregung 6%iger HES-Lösung ausgehend von der erreichten mittleren Absoluttemperatur zwischen 0, 1 und 2 aufliegenden Folien, d = 1,0 cm	27
8 Vergleich dT dorsaler Unterschenkel prä/post über t = 1,0 min	28
9 Vergleich dT dorsaler Unterschenkel prä/post über t = 1,5 min	29
10 Vergleich dT dorsaler Oberschenkel prä/post über t = 1,0 min	30
11 Vergleich dT dorsaler Oberschenkel prä/post über t = 1,5 min	31
12 Vergleich dT ventraler Oberschenkel prä/post über t = 1,0 min	32
13 Pat. C: Vergleich mittlerer dT-Werte von Unter- und Oberschenkel prä/post	35
14 Pat. D: Vergleich mittlerer dT-Werte von Unter- und Oberschenkel prä/post	36
15 Pat. E: Vergleich mittlerer dT-Werte von Unter- und Oberschenkel prä/post	37
16 Pat. F: Vergleich mittlerer dT-Werte von Unter- und Oberschenkel prä/post	38
17 Pat. G: Vergleich mittlerer dT-Werte von Unter- und Oberschenkel prä/post	39
18 Pat. H: Vergleich mittlerer dT-Werte von Unter- und Oberschenkel prä/post	40

19	Patient H – Thermographisch aufgezeichneter Vergleich der Abkühlung am Oberschenkel zu den Zeitpunkten 0 und 60 sec, linke Spalte: HOX1, rechte Spalte: HOY1	41
20	Patient K – Thermographisch aufgezeichneter Verlauf der Abkühlung am Unterschenkel nach Anregung, linke Spalte: KUX1, rechte Spalte: KUY1	42
21	Pat. K: Vergleich mittlerer dT-Werte von Unter- und Oberschenkel prä/post	42
22	Zentrum 1: Boxplot für Oberschenkel (OS) vor und nach Dialyse	43
23	Zentrum 1: Boxplot für Unterschenkel (US) vor und nach Dialyse	43
24	Zentrum 1: Fehlerbalken für Ober- und Unterschenkel vor und nach Dialyse bei einem Konfidenzintervall von 95 %	44
25	Patient 1, 1. Messung: dT-Vergleich prä/post für t = 25 und 35 sec	46
26	Patient 1, 2. Messung: dT-Vergleich prä/post für t = 25 und 35 sec	47
27	Patient 2, 1. Messung: dT-Vergleich prä/post für t = 25 und 35 sec	48
28	Patient 3, 1. Messung: dT-Vergleich prä/post für t = 25 und 35 sec	49
29	Patient 4: dT-Vergleich prä/post für t = 25 und 35 sec	51
30	Patient 5, 1. Messung: dT-Vergleich prä/post für t = 25 und 35 sec	52
31	Patient 6: dT-Vergleich prä/post für t = 25 und 35 sec	53
32	Patient 7, 2. Messung: dT-Vergleich prä/post für t = 25 und 35 sec	54
33	Patient 8, 2. Messung: dT-Vergleich prä/post für t = 25 und 35 sec	56
34	Patient 9, 2. Messung: dT-Vergleich prä/post für t = 25 und 35 sec	57
35	Patient 10: dT-Vergleich prä/post für t = 25 und 35 sec	58
36/37	links: Boxplots mit Verteilung der dT-Werte des ersten Messdurchgangs für t = 25 sec – rechts: Fehlerbalken für t = 25 sec bei 95 %-Konfidenzintervall	59
38/39	links: Boxplots mit Verteilung der dT-Werte des ersten Messdurchgangs für t = 35 sec – rechts: Fehlerbalken für t = 35 sec bei 95 %-Konfidenzintervall	60
40/41	links: Boxplots mit Verteilung der dT-Werte des zweiten Messdurchgangs für t = 25 sec – rechts: Fehlerbalken für t = 25 sec bei 95 %-Konfidenzintervall	60
42/43	links: Boxplots mit Verteilung der dT-Werte des zweiten Messdurchgangs für t = 35 sec – rechts: Fehlerbalken für t = 35 sec bei 95 %-Konfidenzintervall	60
44	Zentrum 2: Boxplots mit Verteilung der dT-Werte nach Zusammenführung der Ergebnisse beider Messdurchgänge für t = 25 und 35 sec vor und nach Dialyse	61
45	Fehlerbalken zu den Boxplots aus Abb. 44 gehörend	61

46	Wolkendiagramm: Beziehung zwischen Änderung der dT-Werte und dem relativem Körpermasseverlust $\Delta m$ des ersten Messdurchgangs für $t = 25 \text{ sec}$	62
47	Boxplots mit Verteilung für die Werte der Konstante $k$ nach Zusammenführung der Ergebnisse der 1. Messung für $t = 25$ und $35 \text{ sec}$ vor und nach Dialyse	63
48	Fehlerbalken zu den Boxplots aus Abb. 47 gehörend	63
49	Boxplots mit Verteilung für die Werte der Konstante $k$ nach Zusammenführung der Ergebnisse der 2. Messung für $t = 25$ und $35 \text{ sec}$ vor und nach Dialyse	64
50	Fehlerbalken zu den Boxplots aus Abb. 49 gehörend	64

## 10 Verzeichnis der Tabellen

		Seite
<b>Tab.</b>		
1	Auswahl spezifischer Wärmekapazitäten in $\text{J kg}^{-1} \text{K}^{-1}$ von Flüssigkeiten und Feststoffen in Abhängigkeit von der Temperatur in Grad Celsius	8
2	Übersicht der Patientendaten, St. Elisabeth-Krankenhaus (Zentrum 1)	16
3	Übersicht der Patientendaten, KfH Halle/Saale (Zentrum 2)	16
4	Ergebnisse für Anregung von Wasser	20
5	Ergebnisse für Anregung von 3%iger HES-Lösung	20
6	Ergebnisse für Anregung von 6%iger HES-Lösung	21
7	Ergebnisse für Anregung von 10%iger HES-Lösung	21
8	Vergleich gemittelter Ergebnisse zwischen Wasser und unterschiedlich konzentrierter HES-Lösung	21
9	Vergleich der Anregung 6%iger HES-Lösung bei verschiedenen Eindringtiefen	23
10	Vergleich der Anregung 6%iger HES-Lösung bei verschiedener Folienzahl und gegebener Eindringtiefe $d = 1,0 \text{ cm}$	26
11	Prä/post-Vergleich: Anregung am dorsalen Unterschenkel, Anregungszeit $t = 1,0 \text{ min}$	27
12	Prä/post-Vergleich: Anregung am dorsalen Unterschenkel, Anregungszeit $t = 1,5 \text{ min}$	29
13	Prä/post-Vergleich: Anregung am dorsalen Oberschenkel, Anregungszeit $t = 1,0 \text{ min}$	30

14	Prä/post-Vergleich: Anregung am dorsalen Oberschenkel, Anregungszeit t = 1,5 min	31
15	Prä/post-Vergleich: Anregung am ventralen Oberschenkel, Anregungszeit t = 1,0 min	31
16	Zentrum 1: Verlust an Körpermasse in kg und prozentual bezogen auf den Ausgangswert	33
17	Patientin C, Temperaturdifferenzen vor und nach Dialyse mit Angabe der Mittelwerte	34
18	Patientin D, Temperaturdifferenzen vor und nach Dialyse mit Angabe der Mittelwerte	35
19	Patient E, Temperaturdifferenzen vor und nach Dialyse mit Angabe der Mittelwerte	36
20	Patientin F, Temperaturdifferenzen vor und nach Dialyse mit Angabe der Mittelwerte	37
21	Patientin G, Temperaturdifferenzen vor und nach Dialyse mit Angabe der Mittelwerte	39
22	Patient H, Temperaturdifferenzen vor und nach Dialyse mit Angabe der Mittelwerte	40
23	Patient K, Temperaturdifferenzen vor und nach Dialyse mit Angabe der Mittelwerte	41
24	Zentrum 1: Statistische Auswertung für Ober- (OS) und Unterschenkel (US) nach dem t-Test für verbundene Stichproben bei einem Konfidenzintervall von 95 % und für n = 7, keine signifikante Veränderung der dT-Werte für OS und US nach Hämodialyse	43
25	Zentrum 2: Übersicht über die Körpermasse vor Dialyse und den absoluten und relativen Masseverlust nach Dialyse	45
26	Patient 1, Temperaturdifferenzen vor und nach Dialyse mit Delta dT als Änderung der Temperaturdifferenz für die Anregungszeiten t = 25 sec und t = 35 sec der 1. Messung	45
27	Patient 1, Temperaturdifferenzen vor und nach Dialyse mit Delta dT als Änderung der Temperaturdifferenz für die Anregungszeiten t = 25 sec und t = 35 sec der 2. Messung	46
28	Patient 1, Übersicht des k-Faktors vor und nach Dialyse mit Delta k als Änderung des k-Faktors für beide Anregungszeiten der 1. und 2. Messung	46
29	Patient 2, Temperaturdifferenzen vor und nach Dialyse mit Delta dT als Änderung der Temperaturdifferenz für die Anregungszeiten t = 25 sec und t = 35 sec der 1. Messung	47
30	Patient 2, Temperaturdifferenzen vor und nach Dialyse mit Delta dT als Änderung der Temperaturdifferenz für die Anregungszeiten t = 25 sec und t = 35 sec der 2. Messung	48

31	Patient 2, Übersicht des k-Faktors vor und nach Dialyse mit Delta k als Änderung des k-Faktors für beide Anregungszeiten der 1. und 2. Messung	48
32	Patient 3, Temperaturdifferenzen vor und nach Dialyse mit Delta dT als Änderung der Temperaturdifferenz für die Anregungszeiten $t = 25 \text{ sec}$ und $t = 35 \text{ sec}$ der 1. Messung	49
33	Patient 3, Temperaturdifferenzen vor und nach Dialyse mit Delta dT als Änderung der Temperaturdifferenz für die Anregungszeiten $t = 25 \text{ sec}$ und $t = 35 \text{ sec}$ der 2. Messung	49
34	Patient 3, Übersicht des k-Faktors vor und nach Dialyse mit Delta k als Änderung des k-Faktors für beide Anregungszeiten der 1. und 2. Messung	50
35	Patient 4, Temperaturdifferenzen vor und nach Dialyse mit delta dT als Änderung der Temperaturdifferenz für die Anregungszeiten $t = 25 \text{ sec}$ und $t = 35 \text{ sec}$ der 1. Messung	50
36	Patient 4, Übersicht des k-Faktors vor und nach Dialyse mit delta k als Änderung des k-Faktors für beide Anregungszeiten der 1. Messung	50
37	Patient 5, Temperaturdifferenzen vor und nach Dialyse mit delta dT als Änderung der Temperaturdifferenz für die Anregungszeiten $t = 25 \text{ sec}$ und $t = 35 \text{ sec}$ der 1. Messung	51
38	Patient 5, Temperaturdifferenzen vor und nach Dialyse mit delta dT als Änderung der Temperaturdifferenz für die Anregungszeiten $t = 25 \text{ sec}$ und $t = 35 \text{ sec}$ der 2. Messung	51
39	Patient 5, Übersicht des k-Faktors vor und nach Dialyse mit delta k als Änderung des k-Faktors für beide Anregungszeiten der 1. und 2. Messung	52
40	Patient 6, Temperaturdifferenzen vor und nach Dialyse mit delta dT als Änderung der Temperaturdifferenz für die Anregungszeiten $t = 25 \text{ sec}$ und $t = 35 \text{ sec}$ der 1. Messung	53
41	Patient 6, Übersicht des k-Faktors vor und nach Dialyse mit delta k als Änderung des k-Faktors für beide Anregungszeiten	53
42	Patient 7, Temperaturdifferenzen vor und nach Dialyse mit delta dT als Änderung der Temperaturdifferenz für die Anregungszeiten $t = 25 \text{ sec}$ und $t = 35 \text{ sec}$ der 1. Messung	54
43	Patient 7, Temperaturdifferenzen vor und nach Dialyse mit delta dT als Änderung der Temperaturdifferenz für die Anregungszeiten $t = 25 \text{ sec}$ und $t = 35 \text{ sec}$ der 2. Messung	54
44	Patient 7, Übersicht des k-Faktors vor und nach Dialyse mit delta k als Änderung des k-Faktors für beide Anregungszeiten der 1. und 2. Messung	55
45	Patient 8, Temperaturdifferenzen vor und nach Dialyse mit delta dT als Änderung der Temperaturdifferenz für die Anregungszeiten $t = 25 \text{ sec}$ und $t = 35 \text{ sec}$ der 1. Messung	55

46	Patient 8, Temperaturdifferenzen vor und nach Dialyse mit delta dT als Änderung der Temperaturdifferenz für die Anregungszeiten $t = 25 \text{ sec}$ und $t = 35 \text{ sec}$ der 2. Messung	55
47	Patient 8, Übersicht des k-Faktors vor und nach Dialyse mit delta k als Änderung des k-Faktors für beide Anregungszeiten der 1. und 2. Messung	56
48	Patient 9, Temperaturdifferenzen vor und nach Dialyse mit delta dT als Änderung der Temperaturdifferenz für die Anregungszeiten $t = 25 \text{ sec}$ und $t = 35 \text{ sec}$ der 1. Messung	56
49	Patient 9, Temperaturdifferenzen vor und nach Dialyse mit delta dT als Änderung der Temperaturdifferenz für die Anregungszeiten $t = 25 \text{ sec}$ und $t = 35 \text{ sec}$ der 2. Messung	57
50	Patient 9, Übersicht des k-Faktors vor und nach Dialyse mit delta k als Änderung des k-Faktors für beide Anregungszeiten der 1. und 2. Messung	57
51	Patient 10, Temperaturdifferenzen vor und nach Dialyse mit delta dT als Änderung der Temperaturdifferenz für die Anregungszeiten $t = 25 \text{ sec}$ und $t = 35 \text{ sec}$ der 1. Messung	58
52	Patient 10, Übersicht des k-Faktors vor und nach Dialyse mit delta k als Änderung des k-Faktors für beide Anregungszeiten der 1. Messung	58
53	Ergebnisse T-Test für verbundene Stichproben für die dT-Werte der Patienten des Zentrums 2 des 1. und 2. Messdurchgangs für die Anregungszeiten von 25 und 35 sec – Signifikanz bei $p < 0,05$ bei 95 % Konfidenzintervall	59
54	Ergebnisse T-Test für verbundene Stichproben für die Patienten des Zentrums 2 unter Zusammenführung der beiden Messdurchgänge für die Anregungszeiten von 25 und 35 sec – Signifikanz bei $p < 0,05$ bei 95 % Konfidenzintervall	61
55	Übersicht der jeweils zweiseitig bestimmten Korrelationskoeffizienten nach Pearson und Spearman für die Beziehung zwischen relativem dialysebedingtem Körpermasseverlust und der Änderung der dT-Werte für beide Messungen einzeln sowie für beide Messungen zusammen	62
56	Ergebnisse T-Test für verbundene Stichproben für die Konstante k der Patienten des Zentrums 2 des 1. und 2. Messdurchgangs für die Anregungszeiten von 25 und 35 sec – Signifikanz bei $p < 0,05$ bei 95 % Konfidenzintervall	63

## 11 Thesen

1. Mittels Mikrowellenanregung ist eine nahezu spezifische Erwärmung von Wasser beziehungsweise Gewebewasser möglich. Je nach Hydratationszustand des Materials oder des menschlichen Gewebes sind unterschiedliche thermische Effekte nachzuweisen.
2. Bei Modellexperimenten wurden unterschiedlich konzentrierte Hydroxyethylstärkelösungen verglichen. Mit zunehmender Konzentrierung der Stärkelösung und somit sinkendem Wasseranteil sinkt die Erwärmbarkeit ab. Durch Auflage einer dünnen Kunststoffolie (Hautmodell) beobachtet man einen Isolierungseffekt. Die Erwärmung des Wassers nimmt mit steigender Folienzahl deutlich zu.
3. Untersuchungen zweier Kollektive von Dialysepatienten lieferten bei unterschiedlichen Ausgangsbedingungen differente Ergebnisse. Für das erste Kollektiv aus sieben Patienten eines Dialysezentrums (Zentrum 1) resultierte nach relativ energiereicher Anregung der Oberschenkelrückseite sowohl bei niedrigem als auch bei höherem Flüssigkeitsverlust durch die Dialysebehandlung keine Veränderung bzw. eine nicht signifikante Zunahme der Erwärmbarkeit der angeregten Körperregion. Die Strahlenleistung betrug 25 W, die Anregungsdauer 1,5 min und die thermographische Aufzeichnungsdauer 2,5 min.
4. Beim zweiten Patientenkollektiv (Zentrum 2) erfolgte eine vergleichsweise deutliche Reduktion der Strahlenleistung auf 15 W und der Anregungsdauer auf 25 bzw. 35 Sekunden. Die thermographische Aufzeichnungsdauer betrug 3 Minuten. Es zeigte sich eine reduzierte Erwärmbarkeit angeregter Körperregionen nach dialysebedingtem Flüssigkeitsverlust. Vor Flüssigkeitsentzug ergab sich eine höhere Temperaturdifferenz ( $\Delta T$ ) in demselben Areal als nach Anregung. Die Änderungen des  $\Delta T$  im 2. Versuchsansatz waren signifikant.
5. Die Ergebnisse der 2. Messreihe (Zentrum 2) lassen sich so interpretieren, dass nach Flüssigkeitsentzug das Gewebevolumen im Anregungsbereich weniger Wasser enthält und somit einen geringeren Temperatursprung durch die Mikrowelleneinwirkung erfährt. Dies entspricht den physikalischen Erwartungen.

6. Das durch die Konstante  $k$  repräsentierte Abklingverhalten der Temperatur des erwärmten Gewebes zeigt keine verwertbaren Änderungen nach Flüssigkeitsentzug.
7. Die vorgestellte Technik ist für den Bereich der Dialysetherapie und der Intensivmedizin potentiell von großem Interesse, da man Effekte von Medikamenten (z. B. von Diuretika) und apparativer Ultrafiltration zeitnah am Patienten nachweisen könnte. Die alleinige Entleerung des intravasalen Kompartimentes oder der zusätzliche Flüssigkeitsentzug aus dem Gewebe kann beurteilt werden.
8. Eine Miniaturisierung der Mikrowellenapparatur und eine andere Technik der Oberflächentemperaturmessung ist für weitere Untersuchungen erforderlich, da das verwendete Equipment unhandlich und zu teuer ist. Diese Technik bietet dann die Möglichkeit, an einem größeren Patientenkollektiv die klinische und medizintechnische Bedeutung der hier erstmals unter dieser Fragestellung am Menschen beobachteten Effekte zu verifizieren.
9. Im Vergleich zu anderen, bereits etablierten Kompartiment-Bestimmungsmethoden, ist die hier vorgestellte Methode kostengünstiger und, vor allem nach Optimierung und Miniaturisierung der Technik, wesentlich weniger aufwändig. Es bestünde dann die Möglichkeit die hier vorgestellte Bestimmungsmethode mit Referenzmethoden zu vergleichen.

## **Lebenslauf**

### **Angaben zur eigenen Person:**

Geburtsdatum: 01.10.1976  
Geburtsort: Eggenfelden  
Geschwister: 1 Bruder  
Eltern: Rosa Stadler,  
Metzgereifachverkäuferin  
Helmut Stadler,  
Industriemeister  
Familienstand: ledig

### **Schulbildung:**

Grundschule Eggenfelden 09/1983 – 07/1987  
Karl-von-Closen-Gymnasium Eggenfelden 09/1987 – 07/1996  
Abitur 1996

**Zivildienst** 10/1996 – 10/1997

### **Beruflicher Werdegang:**

Studium der Medizin an der Martin-Luther-Universität  
Halle-Wittenberg 10/1997 – 07/2004  
Ausbildungsassistent im Fach Chirurgie am  
Klinikum Meiningen 08/2005 – 04/2008  
Ausbildungsassistent im Fach Chirurgie am  
Klinikum Juliusspital Würzburg seit 05/2008

Martin Andreas Stadler

## **Selbständigkeitserklärung**

Hiermit erkläre ich, dass ich die vorliegende Arbeit ohne unzulässige Hilfe Dritter verfasst und keine anderen als die angegebenen Hilfsmittel verwendet habe. Die aus anderen Quellen verwendeten Daten sind unter Angabe der Quelle gekennzeichnet.

Ich versichere, dass ich für die Erstellung der vorliegenden Arbeit nicht die entgeltliche Unterstützung von Vermittlungs- und Beratungsdiensten in Anspruch genommen habe. Niemand hat von mir unmittelbar oder mittelbar geldwerte Leistung für Arbeiten erhalten, die im Zusammenhang mit dem Inhalt oder der Erstellung der vorliegenden Arbeit stehen.

Die Arbeit wurde bisher an keiner anderen Universität oder Hochschule als Dissertation eingereicht.

Martin Andreas Stadler

## **Erklärung über frühere Promotionsversuche**

Ich möchte darauf hinweisen, dass ich im Jahre 2002 am Institut für Pathophysiologie und Pathobiochemie der Medizinischen Fakultät der Martin-Luther-Universität Halle-Wittenberg eine Promotionsarbeit begonnen, diese aber wegen verfahrenstechnischer Schwierigkeiten nicht fertiggestellt habe.

Martin Andreas Stadler

## **Danksagung**

Ich möchte mich bei Prof. Dr. med. B. Osten für die Bereitstellung und die Korrekturvorschläge der vorliegenden Promotionsarbeit sehr herzlich bedanken.

Ein besonderer Dank gilt Dr. med. T. Langer, ehemals Chefarzt des St. Elisabeth-Krankenhauses Halle/Saale, für die beratende und geduldige Begleitung während der Arbeit und die Rekrutierung der Patienten.

Ein Dank gilt auch Prof. Dr. Heilmann und Herrn N. Teuscher vom Fraunhofer-Institut für Werkstoffmechanik Halle/Saale für das Zur-Verfügung-stellen der Räumlichkeiten und der verwendeten Untersuchungsmaterialien sowie die naturwissenschaftliche Beratung.

Herrn C. Hawat danke ich für die Zusammenarbeit bei den Messungen an den Patienten des Zentrum 2.

Ich danke ebenso der Martin-Luther-Universität Halle/Wittenberg für die Ermöglichung der Promotionsarbeit.

Ich möchte ganz besonders meinen Eltern R. und H. Stadler für die Ermöglichung des Studiums danken.

Schließlich möchte ich mich bei meiner Partnerin C. Janik für ihre Unterstützung und ihr großes Verständnis bedanken.