

Aus der Klinik für Anästhesiologie
(Prof. Dr. med. M. Quintel)
im Zentrum Anaesthesiologie, Rettungs- und Intensivmedizin der
Medizinischen Fakultät der Universität Göttingen

Effektivität konvektiver Luftwärmung
zur Vermeidung perioperativer Hypothermie.
Eine vergleichende Untersuchung von
drei unterschiedlichen Geräten an einem validierten
Kupfermodell des Menschen

INAUGURAL – DISSERTATION

zur Erlangung des Doktorgrades
der Medizinischen Fakultät
der Georg- August- Universität zu Göttingen

vorgelegt von
Nicolas Steinmetz
aus Göttingen

Göttingen 2014

Dekan:

Prof. Dr. rer. nat. H. K. Kroemer

I. Berichtstatter:

Prof. Dr. med. A. Bräuer

II. Berichtstatter/ in:

III. Berichtstatter/ in:

Tag der mündlichen Prüfung:

1. Einleitung	1
1.1 Allgemeine Problematik	1
1.2 Zielsetzung	2
2. Physiologie der Thermoregulation	2
2.1 Wärmebildung	3
2.1.1 Thermoregulatorische Wärmebildung	3
2.1.2 Anteile an der Wärmebildung	4
2.2 Regelung der Körpertemperatur und Regelkreis	4
2.3 Mechanismen der Wärmeabgabe	7
2.3.1 Innerer Wärmestrom	8
2.3.2 Äußerer Wärmestrom	9
2.3.2.1 Konduktion	9
2.3.2.2 Konvektion	10
2.3.2.3 Radiation	10
2.3.2.4 Evaporation	11
2.3.3 Anteile der einzelnen Mechanismen an der Wärmeabgabe	12
2.4 Pathophysiologie der Thermoregulation	13
2.4.1 Fieber	13
2.4.2 Hyperthermie	13
2.4.3 Hypothermie	14
2.5 Entstehung und Pathophysiologie der perioperativen Hypothermie	14
2.5.1 Einfluss der Prämedikation	14
2.5.2 Einflüsse auf den Wärmehaushalt unter Narkose und Operation	15
2.5.2.1 Verlust der Kontrolle über den äußeren Wärmestrom	15
2.5.2.2 Senkung der körpereigenen Wärmeproduktion	16
2.5.2.3 Verschiebung der Thermoregulationsschwellen	16
2.5.2.4 Wärmeumverteilung	18
2.5.2.5 Steigerung der Wärmeabgabe	19
2.5.2.6 Abhängigkeit von der Raumtemperatur	19
2.5.2.7 Beeinflussung durch Pharmaka	20
2.5.3 Wärmeverluste im Einzelnen	20
2.5.3.1 OP-Tisch-Auflage	21
2.5.3.2 Hautdesinfektion	21
2.5.3.3 Infusionen und Spüllösungen	22

2.5.3.4	Beatmung	23
2.5.3.5	Wärmeverluste über das Operationsgebiet	23
2.6	Risiken der perioperativen Hypothermie	23
2.6.1	Veränderungen des Blutgerinnungssystems	23
2.6.2	Veränderung von Pharmakokinetik und Pharmakodynamik	24
2.6.3	Auswirkungen auf das Herz-Kreislauf-System	24
2.6.4	Auswirkungen auf das Immunsystem	25
2.7	Maßnahmen zur Vermeidung einer perioperativen Hypothermie	25
2.7.1	Präoperative Maßnahmen	25
2.7.2	Intraoperative Maßnahmen	26
2.7.2.1	Isolation	26
2.7.2.2	Aktive Wärmung	28
2.7.2.2.1	Konduktive Verfahren	28
2.7.2.2.2	Konvektive Luftwärmer	29
2.7.2.2.3	Atemluftbefeuchtung und -erwärmung	30
2.7.2.2.4	Infusionswärmung	30
2.7.3	Postoperative Maßnahmen	31
2.7.3.1	Aktive Wiedererwärmung	31
2.7.3.1.1	Infrarotheizstrahler	31
3.	Methoden	32
3.1	Modellbeschreibung	32
3.2	Messtechnik	34
3.2.1	Thermoelemente (Thermocouples)	34
3.2.2	Wärmeflussensoren (HFT`s)	34
3.2.3	Thermistoren	35
3.3	Kalibration der Messtechnik	36
3.3.1	Thermocouples	36
3.3.2	Wärmeflussmesser (HFT)	36
3.3.3	Thermistoren	37
3.4	Erfassung der Umgebungsbedingungen	38
3.5	Aufbau einer Messeinheit	38
3.6	Platzierung der Messeinheiten bei den unterschiedlichen Deckentypen	39
3.6.1	Oberkörperdecken	40
3.6.2	Unterkörperdecken	41

4.2	Ergebnisse für das Bair Hugger® - Gebläse	68
4.2.1	Temperatur am Schlauchende des Bair Hugger® - Gebläses mit angeschlossenen Wärmedecken	68
4.2.2	Luftfluss am Schlauchende des Bair Hugger® - Gebläses mit angeschlossenen Wärmedecken	68
4.2.3	Wärmefluss vom Bair Hugger® - Gebläse in die Wärmedecken	69
4.3	Ergebnisse für das Thermacare® - Gebläse	69
4.3.1	Temperatur am Schlauchende des Thermacare® - Gebläses mit angeschlossenen Wärmedecken	69
4.3.2	Luftfluss am Schlauchende des Thermacare® - Gebläses mit angeschlossenen Wärmedecken	70
4.3.3	Wärmefluss vom Thermacare® - Gebläse in die Wärmedecken	70
4.4	Ergebnisse für das Thermacare® - Gebläse mit Optisan Wärmedecken	70
4.4.1	Temperatur am Schlauchende des Thermacare® - Gebläses mit angeschlossenen Optisan® Wärmedecken	70
4.4.2	Luftfluss am Schlauchende des Thermacare® - Gebläses mit angeschlossenen Optisan® Wärmedecken	71
4.4.3	Wärmefluss vom Thermacare® - Gebläse in die Optisan Wärmedecken	71
4.5	Ergebnisse für das WarmAir® - Gebläse	72
4.5.1	Temperatur am Schlauchende des WarmAir® - Gebläses mit angeschlossenen Wärmedecken	72
4.5.2	Luftfluss am Schlauchende des WarmAir® - Gebläses mit angeschlossenen Wärmedecken	72
4.5.3	Wärmefluss vom Warmair® - Gebläse in die Wärmedecken	73
4.6	Temperaturgradient ΔT ($T_{AIL}-T_S$) zwischen Decke und Modell	73
4.6.1	Grafische Darstellung der jeweiligen Temperaturgradienten ΔT ($T_{AIL}-T_S$) zwischen Decke und Modell	75
4.7	Wärmeaustauschkoefizient h_{RC}	81
4.7.1	Grafische Darstellung der jeweiligen Wärmeaustauschkoefizienten	82
4.8	Gesamtwärmeaustausch der jeweiligen Decken am Modell	89
4.9	Wirkungsgrad der untersuchten Wärmeeinheiten mit den jeweiligen Wärmedecken	90
4.10	Übersichtstabellen	91
5.	Diskussion	94
5.1	Verwendung eines Kupfermodells	95

5.2	Wärmefluss vom Gebläse in die Wärmedecken	97
5.3	Lufttemperatur und Luftfluss am Schlauchende	98
5.4	Wärmefluss von der Wärmedecke zum Kupfermodell	100
5.4.1	Mittlerer Temperaturgradient	100
5.4.2	Wärmeaustauschkoeffizient für Radiation und Konvektion h_{RC}	101
5.4.3	Einfluss der gewärmten Fläche	102
6.	Zusammenfassung	103
7.	Literaturverzeichnis	105
8.	Anhang	117
8.1	Tabellenverzeichnis	117
8.2	Abbildungsverzeichnis	120
8.3	Gleichungsverzeichnis	125
8.4	Abkürzungsverzeichnis	126
8.5	Danksagung	129
8.6	Lebenslauf	130

1. Einleitung

1.1 Allgemeine Problematik

Obwohl die Problematik der Auskühlung unter Narkose schon länger bekannt ist, zählt die Hypothermie (Körperkerntemperatur < 36 °C) immer noch zu den häufigen Komplikationen im Rahmen der Anästhesie.

Es gibt keine einheitliche Definition für die Auskühlung während der Narkose, der perioperativen Hypothermie. Eine gebräuchliche Definition ist aber das Absinken der Körperkerntemperatur auf < 36°C (NICE Clinical practice guideline 65, 2008).

Die negativen Folgen der perioperativen Hypothermie sind gut bekannt und umfassen Gerinnungsstörungen (Valeri et al. 1987), einen erhöhten Blutverlust (Schmied et al. 1996), vermehrte kardiale Ereignisse (Frank et al. 1993), Kältezittern in der Aufwachphase und einen dadurch erhöhten Sauerstoffbedarf (Ciofolo et al. 1989), erhöhte Inzidenz für Wundinfektionen (Kurz et al. 1996; Melling et al. 2001) sowie das thermische Unbehagen in der Aufwachphase (Buggy et al. 1997).

Die perioperative Hypothermie ist eine der häufigsten Komplikationen bei Durchführung einer Allgemeinnarkose und wird bei 50 bis 80% aller Aufnahmen im Aufwachraum dokumentiert (Vaughan et al. 1981). Intraoperativ geben Slotman et al. (1985) die Inzidenz mit 77 % an.

Techniken zur Vermeidung der perioperativen Hypothermie wurden fortwährend weiterentwickelt. Seit den 1960er Jahren werden elektrische Heizmatten verwendet. In den 1970er Jahren wurden Infusionswärmer und seit den 1980er Jahren konvektive Wärmesysteme in die klinische Routine eingeführt. Maßnahmen zur Hypothermieprävention gehören inzwischen zu den anästhesiologischen Standards.

In einer Untersuchung des perioperativen Temperaturmanagements an europäischen Kliniken konnte Torossian (2007) zeigen, dass nur bei 19,4% der Patienten die Körpertemperatur überwacht wurde (bei 25% der Patienten unter Allgemeinanästhesie und bei 6% der Patienten unter Regionalanästhesie) und 38,5% der Patienten aktiv gewärmt wurden (43% der Patienten unter Allgemeinanästhesie und 28% der Patienten unter Regionalanästhesie).

Bei der Auswahl der zu verwendenden Strategie zur Vermeidung einer perioperativen Hypothermie ist natürlich die Effektivität des Verfahrens von Interesse. Die Untersuchungen zur Effektivität an Patienten oder Probanden beinhaltet immer das Problem von variablen Untersuchungsbedingungen, wie z.B. probanden-/ oder patientenbezogenen Faktoren wie das

Körpergewicht, die Körperoberfläche etc. sowie medizinische Aspekte, wie z.B. der Infusionsbedarf, der Blutverlust etc. Daneben gestaltet sich die Erhebung standardisierter Daten an Probanden/Patienten zur Ermittlung der Effektivität eines Wärmesystems aus zeitlichen, organisatorischen und technischen Gründen als sehr aufwendig.

Da der Wärmetransfer von einem Gerät zum Patienten physikalischen Gesetzmäßigkeiten folgt, bieten sich standardisierte Modelluntersuchungen an, an denen einzelne Faktoren des Wärmeaustausches betrachtet und manipuliert werden können.

1.2 Zielsetzung

In der vorliegenden Untersuchung soll an einem standardisierten und validierten Wärmeaustauschmodell die Effektivität verschiedener konvektiver Luftwärmesysteme untersucht werden. Ziel der Arbeit ist die Beschreibung der Unterschiede von 3 konvektiven Luftwärmern in Verbindung mit jeweils einer entsprechenden Ganzkörper-, Oberkörper- und Unterkörperdecke.

2. Physiologie der Thermoregulation

Der Mensch gehört zu den homoiothermen Lebewesen, die durch die Fähigkeit geprägt sind, ihre Körperkerntemperatur durch hohe Wärmebildung und zusätzliche Regelungsmechanismen auf einem Wert konstant zu halten, der -in den überwiegenden Konstellationen- wesentlich über der Umgebungstemperatur liegt.

Die Körperkerntemperatur des Menschen wird durch Thermoregulation in einem Bereich von 0,2 °C um den Sollwert von 37°C gehalten (Lopez et al. 1994). Liegt die Körperkerntemperatur innerhalb dieses Bereichs, der interthreshold range, setzen keine Regelungsmechanismen ein.

Abweichungen von der Solltemperatur führen zu Funktionseinschränkungen, die bei sehr großen Abweichungen bis zum Tod führen können.

Wärmebildung und Wärmeaustausch werden als Leistung (Energieänderung pro Zeiteinheit) in Watt [W] angegeben ($1\text{W}=0.86\text{ kcal h}^{-1}=3,6\text{ kJ h}^{-1}=1\text{ J s}^{-1}$).

2.1 Wärmebildung

Im Ruhezustand wird die im Stoffwechsel umgesetzte Energie als Wärme frei. Der Grundumsatz entspricht der körpereigenen Wärmeproduktion (Brück 1993) und ist definiert als der Energieumsatz, der zur Erhaltung der Organfunktionen erforderlich ist. Der Grundumsatz wird unter standardisierten Bedingungen gemessen:

1. Der Proband ist nüchtern
2. Die Messung erfolgt morgens
3. Die Messung erfolgt im Ruhezustand (liegender Proband)
4. Die Messung erfolgt unter normaler Körpertemperatur und Indifferenztemperatur

Der Energieumsatz unterliegt tageszyklischen Schwankungen mit einem Anstieg am Vormittag und einem Abfall nachts.

Die Höhe des Grundumsatzes ist abhängig von Alter, Geschlecht, Körpergröße und -gewicht und beträgt bei einem Erwachsenen $35\text{-}55 \text{ W m}^{-2}$ Körperoberfläche (Harris und Benedict 1919). Bei Frauen liegt der Grundumsatz um ca. 10-20% niedriger. Durch körperliche und geistige Arbeit wird der Energieumsatz erhöht und damit auch die Wärmeproduktion.

Durch Nahrungsaufnahme wird der Energieumsatz postprandial erhöht und somit auch die Wärmeproduktion. Der Umsatzanstieg nach Nahrungsaufnahme kann bis zu 12 Stunden anhalten, nach Aufnahme großer Eiweißmengen bis zu 18 Stunden (Brück 1993).

2.1.1 Thermoregulatorische Wärmebildung

Für die Aufrechterhaltung der Homoiothermie ist die Fähigkeit zur regulatorischen Wärmebildung entscheidend.

Bei drohender Auskühlung wird von homoiothermen Lebewesen der Energieumsatz gesteigert, um den erhöhten Wärmeverlust auszugleichen.

Abgesehen von durch Verhaltensänderungen (z.B. vermehrte willkürliche aktive Muskelbewegungen, Aufsuchen einer warmen Umgebung, vermehrte Isolation) erreichten Wärmegewinnen stehen dafür zwei Möglichkeiten zur Verfügung, die Wärmeproduktion durch unwillkürliche Muskelaktivität und die zitterfreie Wärmebildung im braunen Fettgewebe.

Ein normaler Muskeltonus wird bei zunehmendem Kältestress zunächst unwillkürlich gesteigert. Die vermehrte Wärmeproduktion durch den erhöhten Muskeltonus kann bei weiterer Abkühlung durch das Auftreten von „Kältezittern“ noch weiter gesteigert werden.

Beim erwachsenen Menschen wird die regulatorische Steigerung der Wärmeproduktion hauptsächlich über Kältezittern erreicht.

Im „braunen Fettgewebe“ erfolgt die Wärmebildung über eine Oxidation von Fettsäuren. Das braune Fettgewebe weist eine hohe Mitochondrienzahl auf und kommt entgegen früheren Annahmen nicht nur bei Neugeborenen sondern auch bei Erwachsenen vor (Nedergaard et al. 2007).

Beim Kältezittern wird durch die Zitterbewegungen eine erhöhte Konvektion verursacht und dadurch mehr Wärme abgegeben. Durch Einbeziehung peripherer Muskulatur in das Kältezittern wird außerdem die Isolationswirkung durch die verringerte Dicke der Körperschale geringer.

Diese beiden Mechanismen führen zu einem geringeren Wirkungsgrad des Kältezitterns gegenüber der zitterfreien Wärmeproduktion.

2.1.2 Anteile an der Wärmebildung

Im Ruhezustand wird die Wärmeproduktion des menschlichen Körpers zu 42% durch innere Organe, zu 26% durch die Muskulatur, zu 18% durch das Gehirn und zu 14% durch die restlichen Körpergewebe aufrechterhalten (Ulmer 1993). Bei körperlicher Anstrengung kann der Anteil der Muskulatur auf bis zu 90% ansteigen.

2.2 Regelung der Körpertemperatur und Regelkreis

Die Regelung der menschlichen Körperkerntemperatur spielt sich in sehr engen Grenzen ab. Im Verlauf eines Tages hat die Körperkerntemperatur jedoch keinen konstanten Wert von 37°C, sie schwankt vielmehr mit einer Amplitude von ca. 1°C mit einem Minimum am frühen Morgen und einem Maximum am Abend (Brück 1993).

Neben dieser zirkadianen Rhythmik spielen auch hormonelle Faktoren bei der Regulation der Körperkerntemperatur eine Rolle, wie z.B. bei Frauen mit normaler Ovulation, bei denen es nach der Ovulation zu einem Temperaturanstieg von ca. 0,5 °C kommt, der bis zur nächsten Menstruation erhalten bleibt (Wuttke 1993).

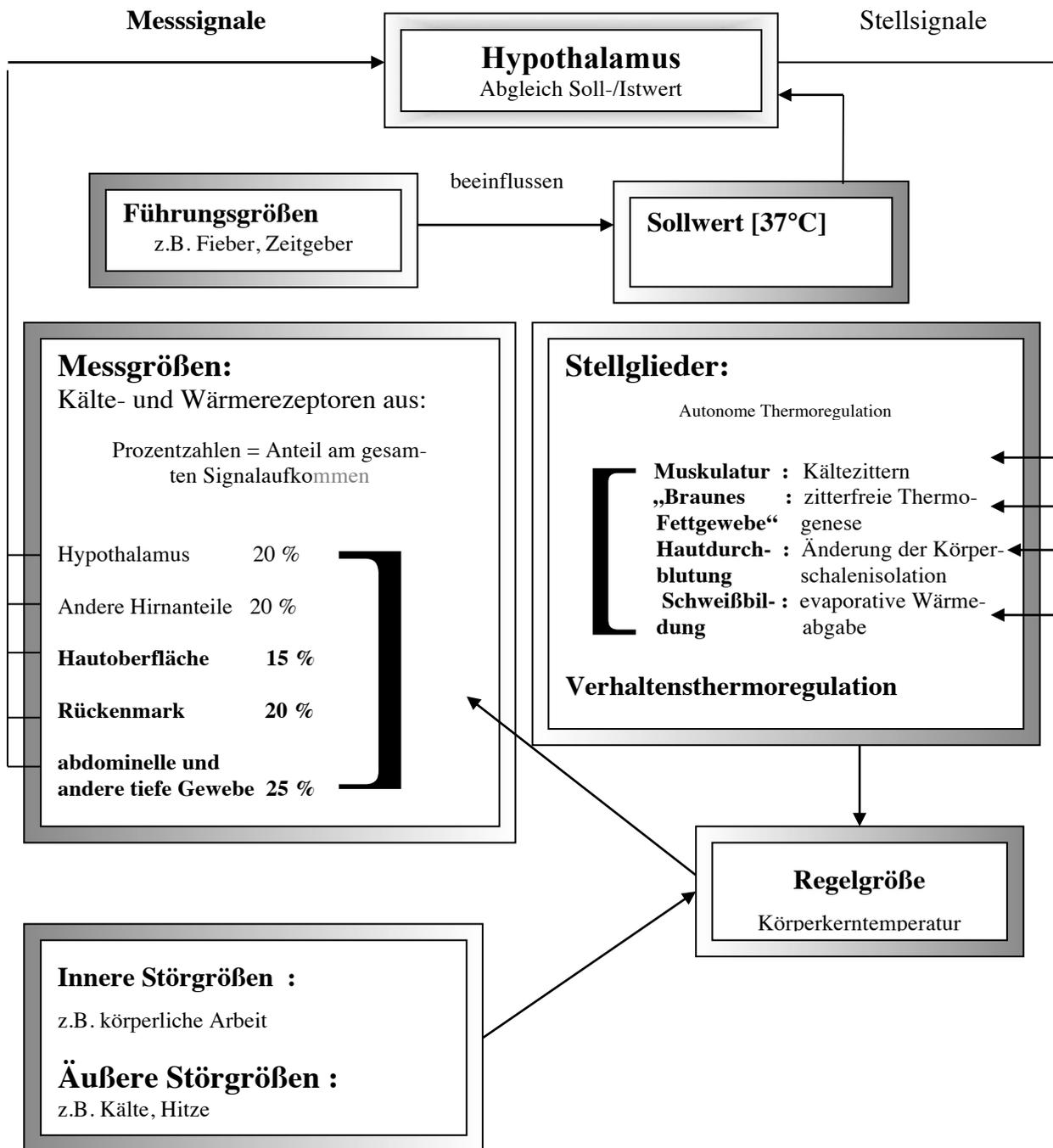


Abb.1: Regelkreis der Körpertemperatur

Das Thermoregulationszentrum befindet sich im hinteren Anteil des Hypothalamus, in ihm laufen Signale der äußeren und inneren Thermosensoren zusammen. Diese Signale von Kälte- und Wärmerezeptoren stammen zu ca. 20% aus dem Hypothalamus selbst, zu 20% aus anderen Hirnanteilen, zu 15% von der Hautoberfläche, zu 20% aus dem Rückenmark, und zu 25% aus tief liegenden Geweben (Sladen 1991).

Vereinfacht dargestellt, kommen ca. 80% der Afferenzen aus dem Körperkern und ca. 20% aus der Peripherie.

Die afferenten Fasern der Kälterezeptoren gehören zu den A- δ -Fasern, die Afferenzen der Wärmerezeptoren zu den C-Fasern. Sie durchziehen gekreuzt und ungekreuzt den Vorderseitenstrang, um zum Hypothalamus zu gelangen.

Bei der Verarbeitung der Signale durch thermoresponsive Zellen spielen verschiedene Transmittersysteme eine Rolle.

- Noradrenalin
- Dopamin
- Serotonin
- Acetylcholin
- Histamin
- Prostaglandin E₁ und weitere Neuropeptide (Brück 1993).

Diese Transmittersysteme können pharmakologisch durch Substanzen wie α_2 -Agonisten (z.B. Clonidin), Serotoninantagonisten (z.B. Ketanserin) oder Prostaglandinsynthesehemmer (z.B. Metamizol) moduliert werden. Die Modulation dieser Transmittersysteme kann zur Beeinflussung thermoregulatorischer Vorgänge im Hypothalamus eingesetzt werden.

Der Bereich um den Sollwert herum, in dem keine aktiven thermoregulatorischen Vorgänge nachweisbar sind, beträgt nur etwa 0,2°C (Lopez et al. 1994) und wird als „interthreshold range“ bezeichnet.

Bei einem Abfall der Körperkerntemperatur wird als erstes durch thermoregulatorische Verhaltensänderung (Bewegung, warme Kleidung anziehen, heizen) (Sladen 1991) versucht, dem Wärmeverlust entgegenzuwirken. Reicht der Effekt durch Verhaltensänderung nicht aus, wird als nächstes die Thermoregulationsschwelle für Vasokonstriktion erreicht und die thermoregulatorische Vasokonstriktion ausgelöst. Bei einem weiteren Abfall der Körperkerntemperatur kommt es in einem Bereich zwischen 36,1°C und 35,6°C zum Erreichen der nächsten Thermoregulationsschwelle und somit zum Kältezittern.

Bei einem Anstieg der Körperkerntemperatur über 37°C wird auch hier zuerst versucht, über eine Verhaltensänderung vermehrt Wärme abzugeben (Kleidung ausziehen, kühle Umgebung aufsuchen o.ä.), anschließend wird über das Erreichen der Thermoregulationsschwelle für Vasodilatation durch das Öffnen von arteriovenösen Shunts in der Haut der Blutfluss erhöht. Durch den erhöhten Blutfluss steigt die Hauttemperatur an. Bei Umgebungstemperaturen, die kleiner als die Hauttemperatur sind, kann durch den angestiegenen Temperaturgradienten zwischen Haut und Umgebung vermehrt Wärme abgegeben werden. In einem weiteren Schritt wird die Thermoregulationsschwelle für Schwitzen erreicht und die Wärmeabgabe über eine gesteigerte Schweißsekretion erhöht. Die Thermoregulationsschwellen werden durch die

mittlere Hauttemperatur modifiziert. Cheng et al. (1995) fanden bei einer Erhöhung der mittleren Hauttemperatur einen linearen Abfall der Schwellenwerte für Vasokonstriktion und Schwitzen.

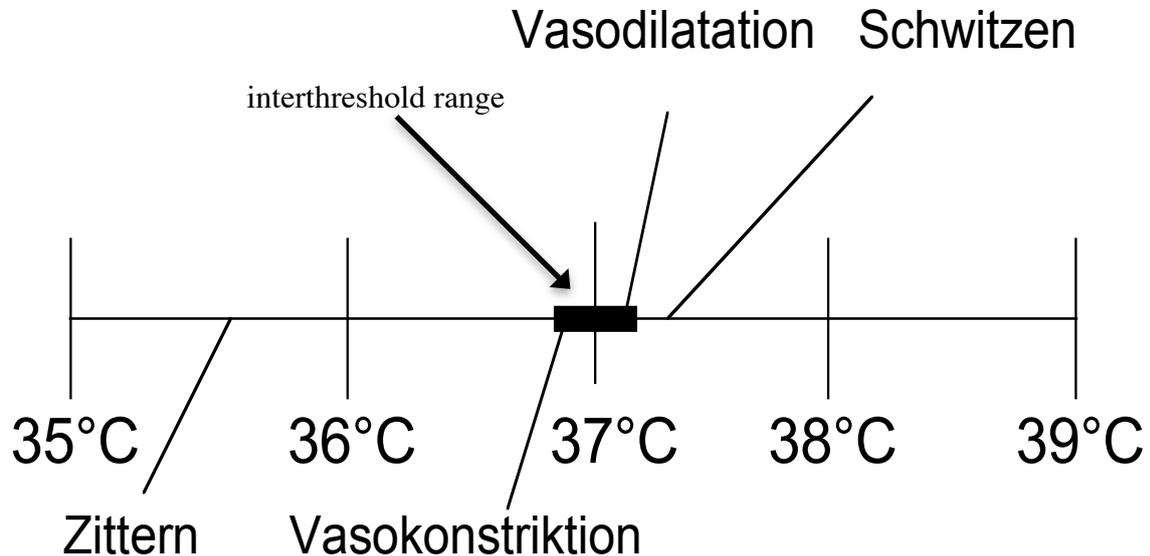


Abb. 2 : Thermoregulationsschwellen beim erwachsenen Menschen (nach Sladen 1991)

2.3 Mechanismen der Wärmeabgabe

Im Gleichgewichtszustand gilt: Die der Stoffwechselrate entsprechende Wärmebildung ist gleich dem Wärmestrom vom Körperinneren zur Körperoberfläche („innerer Wärmestrom“ = H_{innen}) und dieser wiederum dem Wärmestrom von der Körperoberfläche zur Umgebung („äußerer Wärmestrom“ = $H_{\text{außen}}$).

$$(Gl. 1.1) \quad MR = H_{\text{INNEN}} = H_{\text{AUßEN}} \quad [\text{W}]$$

mit: MR = Grundumsatz [W]
 H_{innen} = innerer Wärmestrom [W]
 $H_{\text{außen}}$ = äußerer Wärmestrom [W]

Die Grenze zwischen innerem und äußerem Wärmestrom wird von der Körperoberfläche gebildet.

Die am Wärmeaustausch beteiligte Fläche wird als effektive Körperoberfläche bezeichnet. Sie kann kleiner als die tatsächliche Körperoberfläche sein, wenn sich zum Beispiel Hautpartien berühren.

Die Basisgleichung jedes Wärmeaustauschvorgangs (Newton's law of cooling) ist:

$$(Gl. 1.2) \quad Q = h \cdot \Delta T \quad [W \, m^{-2}]$$

Mit	Q	= Wärmeaustausch pro Fläche	[W m ⁻²]
	h	= Wärmeaustauschkoefizient	[W m ⁻² °C ⁻¹]
	ΔT	= Temperaturgradient zwischen mittlerer Hauttemperatur und Umgebungstemperatur	[°C]

Der Wärmeaustauschkoefizient ist vom physikalischen Prinzip des Wärmeaustauschs abhängig und beschreibt die Effektivität des jeweiligen Mechanismus als Wärmefluss pro Oberfläche und Temperaturgradient [W m⁻² °C⁻¹]. Bei bekanntem physikalischem Wärmeaustauschprinzip und bekanntem Temperaturgradienten ist eine Voraussage des Wärmeaustausches ohne Messung des Wärmeflusses möglich. Der Wärmeaustauschkoefizient wird nur durch die Geometrie des Körpers, die physikalischen Eigenschaften der wärmeaustauschenden Oberfläche und die physikalischen Umgebungsbedingungen bestimmt. Der Gesamtwärmestrom entspricht der Summe der Teilströme über die Mechanismen der Konduktion, Konvektion, Radiation und Evaporation (Brück 1993).

2.3.1 Innerer Wärmestrom

Die im Körperinneren gebildete Wärme wird zum größten Teil durch Konvektion auf dem Blutweg über die Blutgefäße zur Körperoberfläche geleitet. Durch die hohe spezifische Wärme von Blut ist ein effektiver Wärmeabtransport möglich. Konduktiver Wärmetransport durch die Gewebe findet nur zu einem kleinen Teil statt.

Der innere Wärmestrom ist proportional zu dem Temperaturgradienten zwischen Körperkern und mittlerer Hauttemperatur und wird beeinflusst durch die Wärmedurchgangszahl C und die Körperoberfläche A. Die Wärmedurchgangszahl ist abhängig von der Durchblutung der Haut und der Extremitäten, die die Dicke der Körperschale und damit ihre Isolationskraft bestimmt. Die Dicke des subkutanen Fettgewebes spielt eine weitere Rolle.

$$(Gl. 1.3) \quad H_{\text{INNEN}} = C * (T_{\text{KERN}} - T_{\text{HAUT}}) * A \quad [W]$$

(Brück 1993)

Mit:	H_{innen}	= innerer Wärmestrom	[W]
	C	= Wärmedurchgangszahl	[W m ⁻² °C ⁻¹]
	T_{Kern}	= Körperkerntemperatur	[°C]
	T_{Haut}	= Hauttemperatur	[°C]
	A	= Körperoberfläche	[m ²]

2.3.2 Äußerer Wärmestrom

Die Wärmeabgabe nach außen lässt sich in vier Komponenten einteilen.

- Konduktion ($H_{\text{Konduktion}}$)
- Konvektion ($H_{\text{Konvektion}}$)
- Radiation ($H_{\text{Radiation}}$)
- Evaporation ($H_{\text{Evaporation}}$)

$$(Gl. 1.4) \quad H_{\text{AUBEN}} = H_{\text{KONDUKTION}} + H_{\text{KONVEKTION}} + H_{\text{RADIATION}} + H_{\text{EVAPORATION}} \quad [W]$$

(Brück 1993)

2.3.2.1 Konduktion

Ein Wärmestrom durch Konduktion ($H_{\text{Konduktion}}$) tritt dort auf, wo die Haut im Kontakt zu einem festen Gegenstand steht. Der Wärmestrom wird bestimmt durch den Temperaturgradienten zwischen Haut und Kontaktgegenstand, der Wärmedurchgangszahl h für das Kontaktmaterial und der Größe des Kontaktgegenstandes.

$$(Gl. 1.5) \quad H_{\text{KONDUKTION}} = h_k * (T_{\text{HAUT}} - T_{\text{KONTAKTGEGENSTAND}}) * A_{\text{KONTAKT}} \quad [W]$$

(Brück 1993)

Mit:	$H_{\text{Konduktion}}$	= Wärmefluss durch Konduktion	[W]
	h_k	= Wärmeaustauschkoeffizient für Konduktion	[W m ⁻² °C ⁻¹]
	T_{Haut}	= Hauttemperatur	[°C]
	$T_{\text{Kontaktgegenstand}}$	= Temperatur des Kontaktgegenstands	[°C]
	A_{Kontakt}	= Kontaktfläche	[m ²]

2.3.2.2 Konvektion

Die Wärmeabgabe durch Konvektion kann in „natürliche Konvektion“ und „erzwungene Konvektion“ eingeteilt werden.

Natürliche Konvektion

In Situationen, in denen die Hauttemperatur über der Lufttemperatur liegt, wird die hautnahe Luft erwärmt. Diese erwärmte (leichtere) Luft bewegt sich körperaufwärts und wird durch kühlere Luft ausgetauscht, die dem Körper Wärme entzieht.

Erzwungene Konvektion

Bei zunehmender Windgeschwindigkeit wird die körpernahe laminare Luftschicht, die isolierende Wirkung besitzt, dünner, und es kommt zu Turbulenzen. Diese Turbulenzen führen zu einer stark gesteigerten Wärmeabgabe.

Die Wärmeabgabe durch Konvektion ist proportional zu dem Temperaturgradienten Körperoberfläche und Umgebungsluft, multipliziert mit der Wurzel aus der Windgeschwindigkeit.

$$(Gl. 1.6) \quad H_{\text{KONVEKTION}} = h_c \cdot \sqrt{v} \cdot (T_{\text{HAUT}} - T_L) \cdot A_{\text{EFFEKTIV}} \quad [\text{W}]$$

(Brück 1993)

Mit:	$H_{\text{Konvektion}}$	= Wärmefluss durch Konvektion	[W]
	h_c	= Wärmeaustauschkoeffizient für Konvektion	[W m ⁻² °C ⁻¹]
	v	= Strömungsgeschwindigkeit	[m s ⁻¹]
	T_{Haut}	= Hauttemperatur	[°C]
	T_L	= Temperatur des strömenden Mediums	[°C]
	A_{Effektiv}	= exponierte Fläche	[m ²]

2.3.2.3 Radiation

Die Haut gibt in Form langwelliger Infrarotstrahlung Wärme an die Umgebung ab.

Die Wärmeabgabe durch Strahlung wird durch die Stefan-Boltzmann-Gleichung beschrieben, hiernach ist die Strahlungsgröße eine Funktion der 4. Potenz der absoluten Temperatur.

$$(Gl. 1.7) \quad Q_R = \sigma * \varepsilon * A_R * (T_H^4 - T_U^4) \quad [W]$$

(Brück 1993)

Mit:	Q_R	= Nettowärmestrom	[W]
	σ	= Strahlungskonstante	
	ε	= Emissionskoeffizient	
	A_R	= Strahlung abgebende bzw. absorbierende Oberfläche	[m ²]
	T_H	= Temperatur der exponierten Haut	[°C]
	T_U	= Strahlungstemperatur der Umgebung	[°C]

Für den in der Biologie und Medizin relevanten kleinen Temperaturbereich lässt sich die Wärmeabgabe durch Strahlung aber mit genügender Genauigkeit durch die linearisierte Gleichung beschreiben (Brück 1993)

$$(Gl. 1.8) \quad H_{RADIATION} = h_R * (T_{KÖRPEROBERFLÄCHE} - T_{NÄCHSTGELEGENER FESTKÖRPER}) * A_{EFFEKTIV} \quad [W]$$

Mit:	$H_{Radiation}$	= Wärmefluss durch Radiation	[W]
	h_r	= Wärmeaustauschkoeffizient für Radiation	[W m ⁻² °C ⁻¹]
	$T_{Körperoberfläche}$	= Temperatur der Körperoberfläche	[°C]
	$T_{nächstgelegener Festkörper}$	= Temperatur des nächstgelegenen Festkörpers	[°C]
	$A_{Effektiv}$	= exponierte Oberfläche	[m ²]

In h_r ist der Emissionskoeffizient ε enthalten, der im Infrarotbereich für die Haut 0,95 bis 0,99 (Burton und Edholm 1955) und damit fast dem eines idealen schwarzen Körpers (1,0) entspricht.

2.3.2.4 Evaporation

Wärmeabgabe durch Verdunstung findet an Haut- und Schleimhautoberflächen statt.

Es wird unterschieden zwischen extraglandulärer (Perspiratio insensibilis) und glandulärer (Schwitzen) Wasserabgabe.

Der menschliche Körper verliert durch die extraglanduläre Wasserabgabe $0.5 \text{ ml h}^{-1} \text{ kg}^{-1} \text{ KG}$ Wasser am Tag (Deetjen 1993). Die spezifische Wärmekapazität von Wasser beträgt 2400 kJ l^{-1} (Brück 1993), dem Körper gehen (bei 70 kg KG) somit 2016 kJ pro Tag entsprechend 23.3 Watt an Wärme verloren. Im Gegensatz zur glandulären Wasserabgabe, die der Steuerung durch endokrine und thermoregulatorische Faktoren unterliegt, ist dieser Wärmeverlust nicht steuerbar.

Die Menge an verdunstetem Wasser ist abhängig vom Wasserdampfpartialdruckgradienten ($p_{\text{Körperoberfläche}} - p_{\text{Umgebung}}$), der effektiven Körperoberfläche und der Wärmeübergangszahl h , die von der Krümmung der Hautoberfläche, dem Luftdruck und der Windgeschwindigkeit abhängt.

$$\text{(Gl. 1.9)} \quad H_{\text{EVAPORATION}} = h_e * (P_{\text{KÖRPEROBERFLÄCHE}} - P_{\text{UMGEBUNG}}) * A_{\text{EFFEKTIV}} \quad [\text{W}]$$

(Brück 1993)

Mit:	$H_{\text{Evaporation}}$	= Wärmefluss durch Evaporation	[W]
	h_e	= Wärmeaustauschkoeffizient für Evaporation	[W m ⁻² °C ⁻¹]
	$p_{\text{Körperoberfläche}}$	= Wasserdampfpartialdruck der Körperoberfläche	[mmHg]
	p_{Umgebung}	= Wasserdampfpartialdruck der Umgebung	[mmHg]
	A_{Effektiv}	= effektive Oberfläche	[m ²]

2.3.3 Anteile der einzelnen Mechanismen an der Wärmeabgabe

Im Ruhezustand werden vom stehenden, bekleideten Menschen 65% der abgegebenen Wärme über Strahlung, 15% durch Konvektion und 19% über Verdunstung abgegeben. Wärmeabgabe über Konduktion spielt eine untergeordnete Rolle (Brück 1993) und liegt bei 1% . Der Anteil der Wärme, der über Verdunstung abgegeben wird, kann bei körperlicher Arbeit auf bis zu 75% ansteigen.

Verteilung der Wärmeabgabe beim stehenden, bekleideten Menschen im Ruhezustand

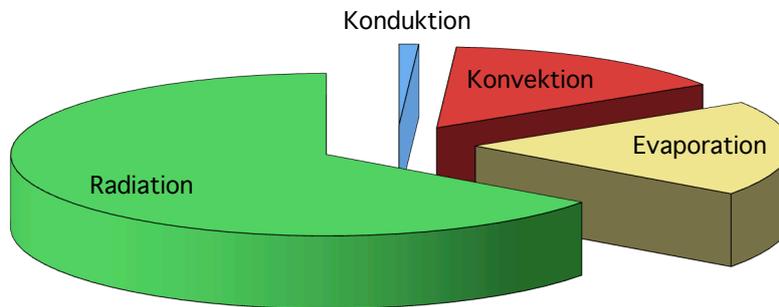


Abb. 3: Anteile der einzelnen Mechanismen an der Wärmeabgabe (bekleideter, ruhender Mensch) (nach Brück 1993)

2.4 Pathophysiologie der Thermoregulation

2.4.1 Fieber

Fieber unterscheidet sich von anderen Hyperthermieformen durch eine „Sollwertverstellung“ im Regelkreis, das heißt, der fiebernde Organismus verhält sich wie ein gesunder, bei dem die Körperkerntemperatur unter dem normalen Sollwert liegt.

Beim Anstieg des Fiebers liegt eine maximale Vasokonstriktion und eventuell eine gesteigerte Wärmeproduktion (Schüttelfrost) vor. Bei Zurückkehren des Sollwerts auf seinen Normalwert wird Wärme in Form von Vasodilatation von Hautgefäßen und vermehrtem Schwitzen abgegeben. Zentraler Mediator des Fiebers ist Prostaglandin E₂. Seine Ausschüttung erfolgt am Ende einer Kaskade, die durch sogenannte exogene Pyrogene ausgelöst wird (z.B. Bakterienbestandteile).

2.4.2 Hyperthermie

Körperkerntemperaturen von 39,5°- 40°C stellen eine schwere Belastung für den Stoffwechsel und den Kreislauf dar.

Kurzfristig können Temperaturen bis 42°C ertragen werden, bei lang andauernden Rektaltemperaturen über 40°C kann es zu einem lebensgefährlichen Krankheitsbild, dem Hitzschlag kommen.

Im Gegensatz zum Fieber liegt hier eine Störung oder Überforderung der Wärmeabgabe vor.

2.4.3 Hypothermie

Bei Überbeanspruchung der Kälteabwehr (niedrige Umgebungstemperaturen, kaltes Wasser) werden im ersten Schritt die Kälteabwehrvorgänge stark aktiviert, um bei weiter fallenden Körperkerntemperaturen immer weiter gehemmt zu werden.

Die Definition der Hypothermie ist uneinheitlich und kann nach der Körperkerntemperatur oder nach klinischen Gesichtspunkten erfolgen. Als akzidentelle Hypothermie wird eine Unterkühlung bei Unglücksfällen verstanden, die auch auf zentralen Störungen der Kälteabwehr (z.B. Alkohol) beruhen kann.

Exemplarisch sei hier die Schweizer Stadieneinteilung der Hypothermie aufgeführt.

Stadium	Körperkerntemperatur [°C]	Klinisches Bild
I	35-32	Patient wach, erregt, maximal aktivierte Thermoregulation
II	32-28	Wechsel zu Adynamie, Sistieren des Kältezitterns, zunehmende Vigilanzeinschränkung, Versagen der sympathoadrenergen Kompensationsmechanismen
III	28-24	Bewußtseinsverlust
IV	24-13,7?	Atemstillstand -> Herz-Kreislauf-Stillstand
V	<13,7? (<9?)	Tod infolge irreversibler Hypothermie

Tab. 1: Schweizer Einteilung der Hypothermie (nach Durrer et al. 2003)

2.5 Entstehung und Pathophysiologie der perioperativen Hypothermie

2.5.1 Einfluss der Prämedikation

Üblicherweise werden Patienten am Vorabend des operativen Eingriffs sowie unmittelbar präoperativ medikamentös behandelt. Die Prämedikation erfolgt mit unterschiedlichen Zielsetzungen, wie zum Beispiel Stressreduktion und Anxiolyse oder Beeinflussung des Gastrointestinaltraktes bei gastroösophagealem Reflux. Durch die Prämedikation kann es zu einer Beeinflussung der Thermoregulation kommen. Zur Anxiolyse und Stressreduktion werden vor allem Benzodiazepine eingesetzt. Für die intravenöse Gabe von Midazolam konnten Kurz et al. (1995a) nur eine geringe Senkung der Thermoregulationsschwelle für Vasokonstriktion feststellen. Wahrscheinlich gilt dies genauso für die übliche orale Gabe.

Einen größeren Einfluss hat die präoperative Gabe von H₂-Blockern, die die Blut-Hirn-Schranke passieren. Für Patienten, die mit 40mg Famotidin prämediziert wurden, fanden Hirose et al. (1995) im Gegensatz zu nicht mit Famotidin prämedizierten unter einer Isofluran-Lachgas-Anästhesie eine Vasokonstriktionsschwellenabsenkung von 1.0°C.

2.5.2 Einflüsse auf den Wärmehaushalt unter Narkose und Operation

Eine Hypothermie tritt postoperativ häufig auf. In den achtziger Jahren konnten Vaughan et al. (1981) eine postoperative Hypothermie bei 50-80 % aller Aufnahmen im Aufwachraum dokumentieren. Unterschiedliche Faktoren sind an dem Auftreten einer Hypothermie beteiligt. Einerseits kommt es durch die Allgemeinanästhesie über eine Beeinflussung des autonomen Nervensystems zu einer Beeinträchtigung der Temperaturregulation, andererseits wird dem Patienten die Möglichkeit genommen, über Verhaltensthermoregulation eine Hypothermie zu vermeiden. Die Zuständigkeit für das thermische Gleichgewicht geht somit auf den Anästhesisten über.

Faktoren der Entstehung einer Hypothermie:

- Verlust der Kontrolle über den äußeren Wärmestrom
- Senkung der körpereigenen Wärmeproduktion
- Verschiebung der Thermoregulationsschwellen
- Wärmeumverteilung
- Steigerung der Wärmeabgabe
- Abhängigkeit von der Raumtemperatur
- Beeinflussung durch Pharmaka

2.5.2.1 Verlust der Kontrolle über den äußeren Wärmestrom

Nach Einleitung einer Narkose bleiben dem Patienten keine Möglichkeiten mehr, über Verhaltensthermoregulation wie das Anziehen wärmerer Kleidung, das Aufsuchen einer wärmeren Umgebung oder durch körperliche Aktivität eine Auskühlung zu verhindern. Es kommt also zum Verlust der Kontrolle über den äußeren Wärmestrom. Die Verringerung des äußeren Wärmestroms ist zum Wärmeerhalt effektiver als die Beeinflussung des inneren Wärmestroms über die autonome Thermoregulation.

Mit Kleidung kann eine fünffach bessere Isolation des Körpers erreicht werden als durch maximale thermoregulatorische Vasokonstriktion (Burton und Edholm 1955).

2.5.2.2 Senkung der körpereigenen Wärmeproduktion

Unter Narkose kommt es zu einem reduzierten Grundumsatz. Die körpereigene Wärmeproduktion reduziert sich um 15-30%. Hausmann et al. konnten dies sowohl für eine Inhalationsanästhesie mit Isofluran/Lachgas (1991a) als auch für eine intravenöse Anästhesie mit Propofol/Alfentanil (1991b) zeigen.

Al-Abrak et al. (1975) fanden in einer Studie mit 9 Patienten, die sich einem urologischen Eingriff unterziehen mussten, für Halothan eine Verminderung der Sauerstoffaufnahme um 10-30%.

<i>Anästhetikum</i>	<i>Senkung Wärmeproduktion</i>	<i>Autor</i>
Halothan	15-30%	Al-Abrak et al. (1975)
Isofluran(1,3MAC)-Lachgas	30%	Hausmann et al. (1991a)
Propofol-Alfentanil	30%	Hausmann et al. (1991b)

Tab. 2: Reduktion der Wärmeproduktion in Abhängigkeit vom verwendeten Anästhetikum

2.5.2.3 Verschiebung der Thermoregulationsschwellen

Die Thermoregulationsschwellen, das heißt die Körperkerntemperaturen, die thermoregulatorische Mechanismen triggern, ändern sich durch die Narkose. Der Temperaturbereich, in dem keine aktive Thermoregulation stattfindet, die interthreshold range, verbreitert sich von 0,2°C (Lopez et al. 1994) auf bis zu 4°C (Imrie und Hall 1990). Für die intraoperativ auftretende Hypothermie unter Allgemeinanästhesie ist praktisch nur die Veränderung der Vasokonstriktionsschwelle relevant, da normalerweise Kältezittern nicht auftritt. Einerseits werden für eine Vielzahl von operativen Eingriffen Muskelrelaxantien eingesetzt, andererseits wird durch die einsetzende Vasokonstriktion die Auskühlung des Patienten verlangsamt und so meist der Schwellenwert für Kältezittern, der ca. 1°C unter dem Schwellenwert für Vasokonstriktion liegt, nicht erreicht. Die Hauptfunktion der thermoregulatorischen Vasokonstriktion ist jedoch nicht das Verringern der Wärmeabgabe über die Haut, sondern die funktionelle Trennung des Körperkerns von der Körperschale, um eine weitere Auskühlung des Körperkerns zu verhindern. Dieser Effekt lässt sich bei Probanden (Kurz et al. 1995b) als auch bei Patienten nachweisen (Hirose et al. 1995). Der Einfluss auf die

Vasokonstriktionsschwellenwerte ist für viele in der Anästhesie verwendete Pharmaka an Patienten und Probanden untersucht worden. Die an Probanden erhobenen Daten sind aber nicht einfach auf chirurgische Patienten übertragbar. Die Vasokonstriktionsschwellen unter Isoflurananästhesie liegen für Probanden niedriger als bei Patienten. Für Propofol und Alfentanil besteht eine lineare Dosis-Wirkungs-Beziehung in Bezug auf die Vasokonstriktionsschwelle (Matsukawa et al., 1995b; Kurz et al., 1995b), die für Desfluran und Isofluran nicht besteht (Annadata et al., 1995; Xiong et al., 1996).

Anästhetikum	Endexpiratorische Konzentration, bzw. Plasmakonzentration	Vasokonstriktionsschwelle	Autor
Isofluran	0,55 %	36,3 °C	Xiong et al. (1996)
Isofluran	0,70 %	35,7 °C	Xiong et al. (1996)
Isofluran	0,85 %	34,5 °C	Xiong et al. (1996)
Isofluran	1,00 %	32,5 °C	Xiong et al. (1996)
Desfluran	3,70 %	35,3 °C	Annadata et al. (1995)
Desfluran	5,40 %	33,5 °C	Annadata et al. (1995)
Alfentanil	100 (ng ml ⁻¹)	36,2 °C	Kurz et al. (1995b)
Alfentanil	300 (ng ml ⁻¹)	35,4 °C	Kurz et al. (1995b)
Propofol	2,0 (µg ml ⁻¹)	35,7 °C	Matsukawa et al. (1995b)
Propofol	4,0 (µg ml ⁻¹)	34,4 °C	Matsukawa et al. (1995b)
Propofol	8,0 (µg ml ⁻¹)	32,6 °C	Matsukawa et al. (1995b)

Tab.3: Vasokonstriktionsschwellenwerte bei Probanden

Anästhetikum	Endexpiratorische Konzentration	Vasokonstriktions-schwelle	Autor
Isofluran	1,2 %	35,0 °C	Ozaki et al. (1995)
Isofluran und N ₂ O	0,6 % Isofluran	35,9 °C	Ozaki et al. (1995)
Sevofluran	2 %	35,1 °C	Ozaki et al. (1995)
Sevofluran und N ₂ O	1 % Sevofluran	35,8 °C	Ozaki et al. (1995)
Isofluran/ N ₂ O/ Fentanyl	0,7 % Isofluran	34,8 °C	Kurz et al. (1995c)
Xenon und Isofluran	43 % Xenon, 0,5 % Isofluran	34,6 °C	Goto et al. (1999)
Isofluran	1,2 %	35,1 °C	Goto et al. (1999)
Isofluran und N ₂ O	63 % N ₂ O 0,5 % Isofluran	35,7 °C	Goto et al. (1999)

Tab. 4 : Vasokonstriktionsschwellenwerte bei Patienten

2.5.2.4 Wärmeumverteilung

In der ersten Stunde nach Narkoseeinleitung ist der Abfall der Körperkerntemperatur am größten. Ursächlich ist hier vor allem eine Wärmeumverteilung aus dem Körperkern zur Peripherie. Durch Verschieben der Thermoregulationsschwelle für Vasokonstriktion kommt es nicht zur thermoregulatorischen Vasokonstriktion, dadurch gelangt zentrales, wärmeres Blut in die Körperperipherie mit der Konsequenz einer Auskühlung des Körperkerns.

Matsukawa et al. (1995a) konnten an Probanden zeigen, dass ca. 80% des Temperaturverlustes in der ersten Stunde der Operation auf Wärmeumverteilung aus dem Körperkern in die Peripherie zurückzuführen sind.

Der Temperaturverlust erfolgt relativ schnell mit ca. 1.6°C/h ($\pm 0,3^\circ\text{C}$). Im weiteren Verlauf der Narkose (2. + 3. Stunde) sinkt der Anteil der Wärmeumverteilung auf ca. 40%. Die Körperkerntemperatur erreicht eine Plateauphase, der Temperaturverlust verlangsamt sich auf 1,1°C/2h ($\pm 0,3^\circ\text{C}$).

Bei Patienten findet sich ebenfalls ein Rückgang der Körperkerntemperatur, allerdings in geringerem Maße. In der Probandenuntersuchung ließen Matsukawa et al. (1995a) die

Probanden vor Narkoseeinleitung durch 2.5 h Wartezeit in knapper Bekleidung bei einer Umgebungstemperatur von 22°C auskühlen. Chirurgische Patienten kühlen präoperativ normalerweise nicht so lange aus. Der wesentliche Unterschied ist der bestehende Temperaturgradient zwischen Körperkern und -peripherie, der im ausgekühlten Zustand größer ist und so zu einer größeren Wärmeumverteilung führt.

2.5.2.5 Steigerung der Wärmeabgabe

Die Wärmeabgabe des Patienten wird durch die Narkose und die Umgebungsbedingungen des Operationssaals gesteigert, ohne dass die Wärmeproduktion steigt.

Während der Vorbereitungen für die Operation (z. B. invasive Maßnahmen für Monitoring) sind die Patienten nur unzureichend isoliert, es kommt zu einer verstärkten Wärmeabgabe über die Haut. Wärmeverluste für Radiation und Konvektion konnten English et al. (1990) bei unbedeckten Probanden mit Hilfe von Wärmeflussmessern quantifizieren. Bei einer Windgeschwindigkeit von $<0,2 \text{ m s}^{-1}$ betragen die Verluste $9,7 \text{ W m}^{-2} \text{ }^{\circ}\text{C}^{-1}$. Bei einer Hauttemperatur von 32°C und einer Raumtemperatur von 22°C entsteht so ein Verlust von 97 W m^{-2} bzw. für einen normalen Mann mit einer exponierten Körperoberfläche von $1,34 \text{ m}^2$ ein Verlust von ca. 130 W m^{-2} . Allein durch radiative und konvektive Wärmeverluste kommt es für den Patienten bei einer Wärmeproduktion in Allgemeinanästhesie von 71 W zu einer negativen Wärmebilanz (Weyland et al. 1998)

2.5.2.6 Abhängigkeit von der Raumtemperatur

Morris (1971) konnte bei Patienten, an denen eine große Laparatomie durchgeführt wurde, durch Messung der Körperkerntemperatur (60,120 und 180 Minuten nach Narkoseeinleitung) in Abhängigkeit von der Raumtemperatur eine gute Korrelation zwischen Raumtemperatur und Häufigkeit einer Hypothermie feststellen.

Patienten, die bei einer Raumtemperatur von weniger als 21°C operiert wurden, wiesen alle eine Hypothermie auf. Patienten, die bei Temperaturen von mehr als 24°C operiert wurden, zeigten auch nach 180 Minuten keine Hypothermie. 30% der Patienten die bei Raumtemperaturen zwischen 21-24°C operiert wurden, waren hypotherm.

2.5.2.7 Beeinflussung durch Pharmaka

Pharmaka können in die Energieproduktion des Körpers eingreifen, Thermoregulationsschwellen direkt beeinflussen oder über eine Vasodilatation zur Wärmeumverteilung führen.

Medikamente mit hämodynamischer Wirkung beeinflussen die Thermoregulation indirekt.

Durch medikamentös induzierte Vasodilatation wird der zentrale Thermoregulationsmechanismus abgeschwächt.

Für Nifedipin (10 mg ; 1,5 Stunden vor Narkoseeinleitung oral appliziert) konnten Vassilief et al. (1994) einen von 1,7 °C auf 2 °C erhöhten Temperaturverlust in der ersten Stunde nach Narkoseeinleitung feststellen.

2.5.3 Wärmeverluste im Einzelnen

Die eng definierten klimatischen Bedingungen eines Operationssaals ermöglichen es, für die Wärmeverluste über die exponierte Haut (Radiation und Konvektion) und die aufliegende Haut (Konduktion) die jeweiligen Wärmeaustauschkoeffizienten zu ermitteln.

An Probanden konnten English et al. (1990) einen h_{rc} (kombinierter Wärmeaustauschkoeffizient für Radiation und Konvektion) von $10 \text{ W m}^{-2} \text{ }^{\circ}\text{C}^{-1}$ und einen h_k (Wärmeaustauschkoeffizient für Konduktion) von $40 \text{ W m}^{-2} \text{ }^{\circ}\text{C}^{-1}$ ermitteln. Evaporative Verluste durch extraglanduläre Wasserabgabe werden durch Deetjen (1993) mit $0.5 \text{ ml h}^{-1} \text{ kg}^{-1} \text{ KG}$ beziffert, die spezifische Wärmekapazität von Wasser wird von Brück (1993) mit 2400 kJ l^{-1} angegeben. Somit kann bei bekannten Patienten- und Umgebungsvariablen der Wärmeaustausch und die Wärmebilanz eines Patienten im Operationssaal berechnet werden.

Anteile verschiedener Wärmeabgabemechanismen unter perioperativen Bedingungen

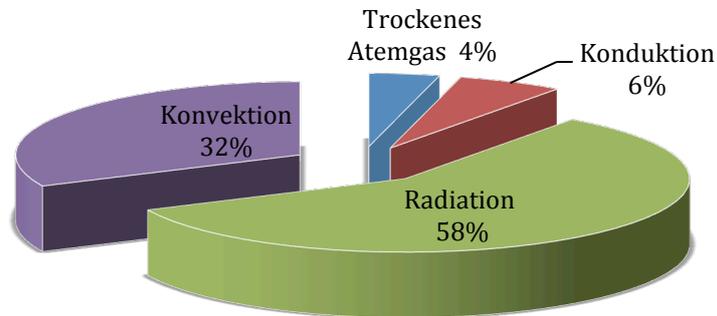


Abb. 4 : Anteile verschiedener Wärmeabgabemechanismen unter perioperativen Bedingungen für einen unbedeckten Patienten (75KgKG; 180cm Größe) bei einer Luftgeschwindigkeit $< 0,2 \text{ [m sec}^{-1}]$ und einer Raumtemperatur von 22°C (modifiziert nach English et al. 1990)

2.5.3.1 OP-Tisch-Auflage

Der Wärmeverlust über die OP-Tisch-Auflage ist minimal. Der Wärmeaustauschkoefizient für Konduktion ($h_{K \text{ Haut/OP-Tisch-Auflage}} \text{ [W m}^{-2} \text{ }^\circ\text{C}^{-1}]$) hängt von der Wärmeleitfähigkeit der OP-Tisch-Auflage ($k_{\text{OP-Tisch-Auflage}} \text{ [W m}^{-2} \text{ }^\circ\text{C}^{-1}]$) und ihrer Dicke ($L \text{ [m]}$) ab und kann mit folgender Gleichung berechnet werden

$$\text{(Gl. 1.10)} \quad h_{k \text{ HAUT/OP-TISCH-AUFLAGE}} = k/L$$

Für eine OP-Tisch-Auflage mit einem $k = 0,04 \text{ [W m}^{-2} \text{ }^\circ\text{C}^{-1}]$ und einer Dicke von $L = 0,05 \text{ [m]}$ ergibt sich ein $h_{K \text{ Haut/OP-Tisch-Auflage}}$ von $0,8 \text{ [W m}^{-2} \text{ }^\circ\text{C}^{-1}]$.

(English et al. 1998)

2.5.3.2 Hautdesinfektion

Durch Verdunstung von Hautdesinfektionsmitteln entsteht ein nachweisbarer Wärmeverlust für den Patienten. Sessler et al. (1993) beziffern den Wärmeverlust bei Raumtemperatur für wässrige Desinfektionslösungen auf 276 kJ m^{-2} und für alkoholische Lösungen auf 339 kJ m^{-2} . Bei Desinfektion der gesamten Hautoberfläche eines 70 Kg schweren Patienten ergibt sich ein Wärmeverlust von $0,4 \text{ }^\circ\text{C}$ für wässrige Lösungen und für alkoholische Lösungen ein Temperaturverlust von $0,7 \text{ }^\circ\text{C}$.

Selbst bei großen Operationen werden aber selten mehr als 0,2 m² desinfiziert, weshalb der Wärmeverlust durch die Hautdesinfektion vernachlässigbar ist.

2.5.3.3 Infusionen und Spüllösungen

Wenn dem Körper Infusionen oder Spüllösungen zugeführt werden, die eine Temperatur unterhalb der Körperkerntemperatur haben, müssen diese von Körper erwärmt werden.

Nach English et al. (1990) lassen sich Wärmeverluste durch Infusionen oder Spüllösungen (durch Konduktion) mit 1,16 [W m⁻² °C⁻¹] beziffern.

Schmidt und Mörer (1998) geben nach De Gowin et al. (1940) berechnete Infusionsmengen an, die in Abhängigkeit von Körpermasse und Infusionstemperatur zum Verlust von 1 °C Körpertemperatur führen.

<i>Körpermasse [kg]</i>	<i>Infusionstemperatur 20°C</i>	<i>Infusionstemperatur 33°C</i>
4	211 ml	1229 ml
15	792 ml	4611 ml
60	3168 ml	18444 ml
75	3960 ml	23055 ml

Tab.5: Infusionsmengen, die in Abhängigkeit von Körpermasse und Infusionstemperatur zum Verlust von 1°C Körpertemperatur führen (Schmidt und Mörer 1998)

2.5.3.4 Beatmung

Bei der Beatmung geht Wärme durch Anwärmen der eingeatmeten Gase und vor allem durch Verdunstung von Wasser zur Dampfsättigung der eingeatmeten Gase verloren. Durch Perspiratio insensibilis verliert der Körper $0,5 \text{ ml h}^{-1} \text{ kg}^{-1}$ KG Wasser am Tag (Deetjen 1993). Bei einer Verdunstungswärme von Wasser von ca. $2400 \text{ [kJ L}^{-1}]$ bedeutet das, dass der Körper bei 70 kg KG durch passive evaporative Wärmeabgabe ca. $2000 \text{ [kJ d}^{-1}]$ (83 kJ h^{-1} ; 23 [W]) an Wärme abgibt. Der Wärmebetrag, der verlorengeht, hängt von der Temperatur und der relativen Feuchte der eingeatmeten Gase ab und wird durch Verwendung von kalten und trockenen Gasen erhöht. English et al. (1990) geben die Wärmeabgabe mit $1,8 \text{ [W I}_{AMV}]$ an.

2.5.3.5 Wärmeverluste über das Operationsgebiet

Eine wesentliche Rolle für die Höhe der Wärmeverluste spielt die Größe des Operationsgebiets. Bei der operativen Eröffnung von Körperhöhlen (Pleura, Peritoneum) werden große Flächen freigelegt, die über Radiation und Konvektion Wärme verlieren. Zusätzlich kommt es noch zu einem erheblichen Wärmeverlust über Evaporation. Bei einer zweistündigen Bauchortenaneurysmenresektion können 500 ml peritonealer Flüssigkeit verdunsten (Sladen 1991), der evaporative Verlust entspricht 1215 kJ (607 kJ h^{-1} entsprechend 169 W).

2.6 Risiken der perioperativen Hypothermie

2.6.1 Veränderungen des Blutgerinnungssystems

Unter Hypothermie kommt es zu einer Störung der Blutgerinnung, die zum einen durch Hemmung der temperaturabhängigen enzymatischen Reaktionen der Gerinnungskaskade bedingt ist und zum anderen durch eine Funktionsstörung der Thrombozyten.

Valeri et al. (1987) konnten an Pavianen verlängerte Blutungszeiten nachweisen, wenn der Arm, an dem Blut entnommen wurde, gekühlt wurde. In dem entnommenen Blut fanden sich niedrigere Spiegel von Thromboxan B₂, einem Abbauprodukt von Thromboxan A₂, welches für die Thrombozytenfunktion eine wichtige Rolle spielt.

Michelson et al. (1994) stellten bei In-Vivo- und In-Vitro-Versuchen ebenfalls fest, dass Hypothermie die Thrombozytenfunktion beeinflusst. Davon betroffen sind verschiedene Enzymsysteme der Thrombozyten, z.B. die Thromboxan-A₂-Synthese und der von-Willebrand-Faktor. Die ausgelöste Funktionsstörung ist durch Wiedererwärmung reversibel.

Rohrer et al. (1992) führten In-Vitro-Versuche durch, in denen die Effekte der Hypothermie auf die Gerinnungskaskade untersucht wurden. Hierbei analysierten sie das Blut unter hypothermen Bedingungen, anstatt wie üblich bei 37 °C. In der enzymabhängigen Prothrombinzeit und partiellen Thromboplastinzeit konnten signifikante Gerinnungsverzögerungen festgestellt werden.

Schmied et al. (1996) fanden an älteren Patienten, die sich einem prothetischen Hüftgelenksersatz unterziehen mussten, in der hypothermen Gruppe einen signifikant höheren Blutverlust.

2.6.2 Veränderung von Pharmakokinetik und Pharmakodynamik

Unter Hypothermie kommt es zu einem verlangsamten Metabolismus. Es ist also davon auszugehen, dass Medikamente im hypothermen Körper eine verlängerte Wirkungsdauer aufweisen.

Eine Verlängerung der Wirkungsdauer des nicht-depolarisierenden Muskelrelaxans Vecuronium konnten Heier et al. (1991) in einer 20 Patienten umfassenden Studie bei einer Körperkerntemperatur von 34 – 35 °C feststellen.

Caldwell et al. (2000) konnten ebenfalls in einer Studie an 12 gesunden Probanden für Vecuronium eine verlängerte Wirkungsdauer nachweisen.

Für Atracurium konnte in einer Studie an Probanden bei 34°C Körperkerntemperatur eine um 54% verlängerte Wirkdauer nachgewiesen werden (Leslie et al. 1995).

Für Dopamin ($12 \mu\text{g kg}^{-1} \text{min}^{-1}$) konnten Roscher et al. (1997) einen inversen Effekt bei hypothermen Schweinen nachweisen. Bei einer Körperkerntemperatur von 32°C blieb ein Anstieg des Herzminutenvolumens aus, der mittlere arterielle Druck sank signifikant gegenüber der normothermen Gruppe.

2.6.3 Auswirkungen auf das Herz-Kreislauf-System

Frank et al. (1993) fanden in einer Studie mit 100 Patienten, dass in der frühen postoperativen Phase das Auftreten von Myokardischämien bei hypothermen Patienten signifikant häufiger auftrat als bei normothermen (36% vs. 13%, $p=0,008$). Ähnliche Ergebnisse fanden sie für das Auftreten von Angina pectoris (18% vs. 1,5%, $p=0,002$).

In einer weiteren Studie konnten Frank et al. (1997) an 300 Patienten feststellen, dass es bei Patienten, die perioperativ normotherm waren, postoperativ signifikant seltener zu sogenannten „morbid cardiac events“ kam als bei hypothermen Patienten.

Postoperativ stellt die Hypothermie vor allem für kardiopulmonal eingeschränkte Patienten aufgrund des für die Wärmeproduktion extrem gesteigerten Sauerstoffverbrauchs und der damit einhergehenden Herz/Kreislaufbelastung ein erhebliches Problem dar (Bay et al. 1968; Licker 1996).

Kurz et al. (1995d) fanden jedoch an jungen hypothermen Patienten im Aufwachraum nach Allgemeinanästhesie keine signifikanten Unterschiede in Herzfrequenz und Blutdruck im Vergleich zu normothermen Patienten.

2.6.4 Auswirkungen auf das Immunsystem

Kurz et al. (1996) wiesen im Vergleich hypothermer mit normothermen Patienten eine signifikant geringere Inzidenz (19 % vs. 6 %) von Wundinfektionen nach. Die Krankenhausverweildauer der hypothermen Patienten war 2,6 Tage länger als die der normothermen Patienten.

Sheffield et al. (1994) wiesen im Tierversuch eine bei Hypothermie verstärkte Anfälligkeit für Hautinfektionen durch *Escherichia coli* nach. Hypotherme Tiere, denen eine definierte Menge von *Escherichia coli* intrakutan appliziert wurde, zeigten im Vergleich mit normothermen Tieren bei gleicher Menge *Escherichia coli* größere dermale Infektionsareale.

2.7 Maßnahmen zur Vermeidung einer perioperativen Hypothermie

Die perioperative Hypothermie kann über ihre negativen Auswirkungen auf Blutgerinnung, Herz-Kreislauf-System, Immunsystem, Pharmakokinetik und nicht zuletzt auf das Wohlbefinden des Patienten eine schwerwiegende Nebenwirkung der Narkose sein.

Naheliegenderes Ziel muss also die Vermeidung der Hypothermie sein.

2.7.1 Präoperative Maßnahmen

Um dem starken initialen Körperkerntemperaturverlust nach Narkoseeinleitung durch Wärmeumverteilung entgegenzuwirken, bietet es sich an, den Temperaturgradienten vom Körperkern zur Körperperipherie zu verkleinern.

Sessler et al. (1995) erzielten mit präoperativer Vorwärmung durch einen konvektiven Luftwärmer (Bair Hugger®) gute Ergebnisse und konnten zeigen, dass 30 Minuten Vorwärmung ausreichen um den Körperkerntemperaturverlust stark zu verringern. Eine

weitere Untersuchung zur Effektivität der Vorwärmdauer beschreibt eine Vorwärmdauer von 10 Minuten mit einem konvektiven Luftwärmer als ausreichend zur Vermeidung der perioperativen Hypothermie und postoperativem Kältezittern (Horn et al. 2012)

Vasilieff et al. (1994) versuchten durch präoperative Vasodilatation mit Nifedipin die Wärmeumverteilung vor der Narkoseeinleitung herbeizuführen. In der Patientengruppe, die 12 h präoperativ 20 mg Nifedipin Retard und 1,5 h vor der OP 10 mg Nifedipin erhielten, war der Temperaturverlust gegenüber einer Kontrollgruppe ohne Medikation und einer Gruppe die 10 mg Nifedipin am Morgen vor der OP bekamen signifikant niedriger.

Wird erst kurz vor der OP eine Vasodilatation herbeigeführt (s.o.), kommt es zu einem additiven Effekt von Nifedipin und Anästhetika auf die Vasodilatation und im Ergebnis zu einer stärkeren Wärmeumverteilung.

2.7.2 Intraoperative Maßnahmen

2.7.2.1 Isolation

Der reziproke Wert des Wärmeaustauschkoeffizienten h gibt den Widerstand für den jeweiligen Wärmeaustauschmechanismus oder die Isolation in der Einheit $\text{m}^2 \text{ } ^\circ\text{C W}^{-1}$ an. In der Physiologie und der Bekleidungsindustrie werden die Einheiten clo und tog verwendet: $1 \text{ clo} = 0,155 \text{ m}^2 \text{ } ^\circ\text{C W}^{-1}$; $1 \text{ tog} = 0,1 \text{ m}^2 \text{ } ^\circ\text{C W}^{-1}$. Isolation führt zu einer Reduktion des h_{rc} (Wärmeaustauschkoeffizient für Radiation und Konvektion).

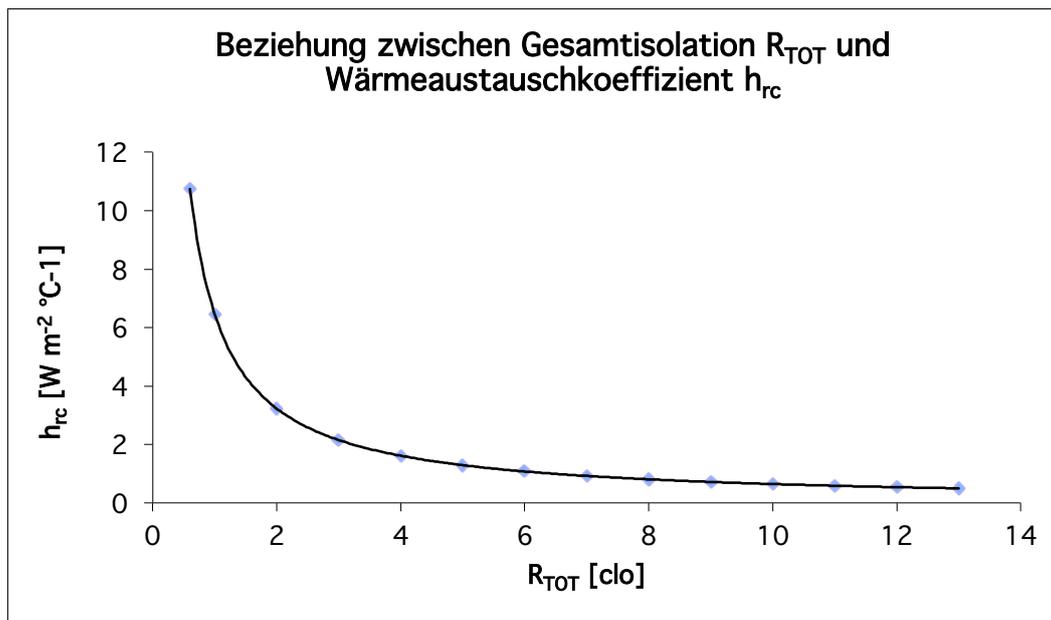


Abb. 5: Beziehung zwischen Gesamtisolation und Wärmeaustauschkoeffizient

(nach English et al. 1998)

$$R_{TOT} = R_{Luft} + R_{Mat}$$

Eine geringe Zunahme an Isolation bewirkt zunächst eine starke Reduktion des h_{rc} , eine weitere Zunahme der Isolation ist weniger effektiv. Durch diese asymptotische Beziehung kann der Wärmeverlust durch Isolation nie auf Null reduziert werden.

<i>Isolationsmaterial</i>	<i>clo</i>
Umgebende Luft	0,6
Plastikbeutel	0,01
Baumwolltuch	0,1
Dünne Baumwolldecke	0,2
Einmal-OP-Tuch	0,2
OP-Kleidung des Chirurgen	0,6
Thinsulate CS 100 (3M; 1cm starke Polyesterwatte für Bekleidung)	0,9
Thinsulate CS 200 (3M; 2cm starke Polyesterwatte für Bekleidung)	1,4
Thinsulate US 200 (3M)	1,8
Thinsulate THL 3 (3M)	2,0
Stationsbettdecke	1,5

Tab. 6: Isolationswerte von Luft (R_{Luft}) und verschiedenen Isolationsmaterialien (R_{Mat}) in clo-Einheiten (nach English et al. 1998)

Um h_{rc} im OP auf $2 \text{ W m}^{-2} \text{ }^{\circ}\text{C}^{-1}$ zu reduzieren ist ein R_{TOT} von 3,2 clo nötig. Die Isolation der umgebenden Luft (R_{Luft}) entspricht 0,6 clo, R_{Mat} muss also mindestens 2,6 clo betragen. Eine Isolation von 2,6 clo wäre mit 2 Lagen Thinsulate CS200 oder 2 Stationsbettdecken zu erreichen (English et al. 1998). Eine Verdoppelung der Isolation mit demselben Material führt nicht zu einer Verdoppelung des Isolationswertes.

Sessler et al. (1991) haben an fünf Probanden (2 weiblich, 3 männlich; Alter 22-32 Jahre) die Isolationswirkung verschiedener Materialien mit Wärmeflussmessern ermittelt.

Die größte Isolationswirkung erreichte eine vorgewärmte Baumwolldecke mit einem vom Probanden an die Umgebung gerichteten Wärmefluss von $58 \pm 8 \text{ W}$. Die Isolationswirkung war allerdings nach 40 min geringer, der Wärmefluss stieg auf $71 \pm 7 \text{ W}$ an.

<i>Material</i>	<i>Wärmefluss</i>
Kunststoffwäschesack (1,5 mm stark)	77 ± 11 W
Vorgewärmte Baumwollecke	58 ± 8 W
Vorgewärmte Baumwollecke nach 40 min	71 ± 7 W
Unbeheizte Bair Hugger™ Wärmedecke	64 ± 5 W
Thermadrape™	61 ± 6 W
Convertors™ Papierschlitztuch	67 ± 7 W
Baumwollschlitztuch	70 ± 4 W

Tab.7 : Isolationswirkung verschiedener Materialien (Sessler et al. 1991)

2.7.2.2 Aktive Wärmung

Es gibt verschiedene Methoden, mit denen an unterschiedlichen Orten intraoperativ aktiv gewärmt werden kann. Es kann zwischen Verfahren mit konduktiver, radiativer oder konvektiver Wärmeübertragung unterschieden werden, wobei die radiative Wärmeübertragung (Infrarotheizstrahler) postoperativ im Aufwachraum angewendet wird und somit bei den postoperativen Maßnahmen beschrieben wird.

2.7.2.2.1 Konduktive Verfahren

Konduktive Verfahren übertragen Wärmeenergie über den direkten Kontakt zur Haut- oder Schleimhautoberfläche.

Am gebräuchlichsten sind OP-Tisch-Auflagen. Unter den OP-Tisch-Auflagen gibt es elektrisch beheizte Modelle sowie Modelle, die von einem externen Wasserwärmer mit Warmwasser versorgt werden. Eine Warmwassermatratze, die mit Temperaturen zwischen 37-40 °C betrieben wird, wird von Tølløfsrud et al. (1984) als wenig effektiv beschrieben.

Durch schnelle Erwärmung des auf der Wassermatratze aufliegenden Gewebes kommt es zu einem kleinen Temperaturgradienten zwischen Wassermatratze und aufliegendem Gewebe, woraus ein geringer Wärmefluss resultiert. Des Weiteren wird mit dem Rücken nur eine relativ kleine Fläche gewärmt und der innere Wärmestrom durch Kompression der Blutgefäße verschlechtert. Im Gegensatz zu unter dem Rücken platzierten Wärmematten, die im intraoperativen Einsatz kaum Vorteile bringen (Hynson und Sessler 1992; Fritz und Weyland 1997) erweist sich das Platzieren einer konduktiven Wärmematte über dem Patienten als effektiver. Bräuer et al. (2004) fanden an Probanden, bei einer unter dem Rücken platzierten

Wassermatte, einen von der Größenordnung ähnlichen Wärmefluss wie bei einer konvektiven Oberkörperdecke, aufgrund der geringen Wärmeverluste über den Rücken aber einen um zwei- dreifach geringeren Effekt auf die Wärmebilanz. Camus et al. (1993) konnten das Auftreten einer Hypothermie bei Abdominaleingriffen durch Wärmen der Beine verhindern.

Ebenfalls zu den konduktiven Verfahren zählen Ösophaguswärmer. Der Ösophaguswärmer wird im Ösophagus platziert und von warmen Wasser (37-42 °C) durchspült. Bei Patienten, die sich einer TEP unterziehen mussten, fanden Kulkarni et al. (1993) keinen signifikanten Unterschied zu einer Kontrollgruppe mit normaler Wärmeprotektion. Eine geringe Kontaktfläche sowie ein bei zentraler Erwärmung eingeschränkter Temperaturgradient limitieren den erreichbaren Wärmefluss.

2.7.2.2.2 Konvektive Luftwärmer

Konvektive Luftwärmer stellen eine leicht anzuwendende Methode der aktiven Patientenwärmung dar. Über das zu wärmende Areal wird eine Wärmedecke platziert, die an ein Warmluftgebläse mit einstellbarer Temperatur angeschlossen wird.

Über die Anwendung von konvektiven Luftwärmern kann das Auftreten einer perioperativen Hypothermie reduziert werden. In einer Untersuchung an abdominalchirurgischen Patienten konnte durch die perioperative Anwendung von konvektiven Luftwärmern der postoperative Sauerstoffverbrauch gesenkt werden (Kaudasch et al. 1996). Eine Vielzahl von Studien beschreibt eine verminderte Hypothermieinzidenz durch die Anwendung von konvektiven Luftwärmern (Kelley et al. 1990; Leben et al. 1997; Egan et al. 2011; Hasegawa et al. 2012). Durch das Warmluftgebläse werden die unterschiedlich gestalteten Decken mit Luft gefüllt, die wiederum auf der dem Patienten zugewandten Seite über unterschiedlich aufgebaute Perforationen und Löcher entweichen kann und den Patienten wärmt. Die Systeme unterscheiden sich in ihrer Heizleistung, der Gebläseleistung und der Gestaltung der Heizdecken (Leitung des Luftstroms, Struktur der Luftauslässe).

In einer Probandenuntersuchung wurden unterschiedliche Wärmeflüsse in der Anwendung von Ganzkörperdecken beschrieben (Giesbrecht et al. 1994), wobei der Wärmefluss zwischen $38 \pm 6 \text{ W m}^{-2}$ und $95 \pm 7 \text{ W m}^{-2}$ lag. Der Unterschied ist nicht nur geräteabhängig, sondern auch abhängig von der Art der verwendeten Decke.

2.7.2.2.3 Atemluftbefeuchtung und –erwärmung

Bei normaler Atmung beträgt der entstehende Wärmeverlust $33,5 \text{ kJ h}^{-1}$ (9,3 W), der sich bei Atmung trockener Luft mit einem Wassergehalt $< 1\%$ auf $43,1 \text{ kJ h}^{-1}$ (12 W) erhöht. Rathgeber et al. (1996) fanden bei Einsatz von HME-Filtern (Heat and Moisture Exchanger / Wärme- und Feuchtigkeitsaustauschern) bei der Beatmung eine Reduktion des Wärmeverlustes auf 5 kJ h^{-1} (1,4 W). Durch den Gebrauch von beheizten Atemluftbefeuchtern (Heated Humidifier) kann über die Beatmung eine Wärmezufuhr von $16,7 \text{ kJ h}^{-1}$ (4,6 W) erreicht werden (Eckerbom und Lindholm 1990).

Der Anteil an Wärme, der über Atemgase verloren geht, ist zu klein, um über den alleinigen Einsatz von HME-Filtern oder beheizten Atemluftbefeuchtern eine perioperative Hypothermie zu verhindern oder gar Patienten wiederzuerwärmen.

2.7.2.2.4 Infusionswärmung

Die Erwärmung von Infusionen und/oder Blut hat eine besondere Bedeutung bei Patienten, die einen erhöhten Bedarf an Infusionen oder Blut haben. Durch die Gabe von 6-8 Litern kalter Infusionen sinkt die Körperkerntemperatur um ca. 2°C ab (Sladen 1991) (siehe auch Tabelle 5 Infusionsmengen, die in Abhängigkeit von Körpermasse und Infusionstemperatur zum Verlust von 1°C Körpertemperatur führen). Durch Erwärmung von Infusionen oder Blut lässt sich der sonst entstehende Wärmeverlust verringern, die Vermeidung einer perioperativen Hypothermie oder eine Erwärmung des Patienten ist nicht möglich.

Die Erwärmung kann über unterschiedliche Methoden erfolgen:

- Vorwärmung durch Wärmeschrank oder Wasserbad
- Wärmung über Gegenstromwärmeverfahren
- Wärmung über Kontakt zu einem Heizzyylinder

Die Infusionsvorwärmung über einen Wärmeschrank oder ein Wasserbad ist bei hohen Flussraten ($>2500 \text{ ml h}^{-1}$) sehr effektiv. Uhl et al. (1992) haben als Merkmal zur Beurteilung der Leistungsfähigkeit von Blut- und Infusionswärmern eine patientennahe Infusionstemperatur von 33°C definiert. Bei kleineren Flussraten kühlt die Flüssigkeit im Schlauchsystem wieder ab, die Infusionstemperatur sinkt patientennah unter 33°C . Die Infusionswärmung über das Gegenstromwärmeverfahren zeichnet sich durch einen Heizwasserstrom aus, der der Infusionslaufrichtung entgegengesetzt ist. Die Infusionen werden hier bis zum

Patienten gewärmt, eine Auskühlung im Schlauchsystem findet nicht statt. Ein Nachteil dieses Verfahrens sind hohe Kosten für spezielle Einmalinfusionssysteme. Als eines der effektivsten Systeme im niedrigen bis mittleren Flussbereich ($< 2500 \text{ ml h}^{-1}$) erwies sich das Gerät Hotline® HL-90 (Level 1 Technologies Inc. ; Marshfield, USA) (Schmidt und Mörer 1998). Bei der Infusionswärmung über Kontakt zu einem Heizzylinder wird ein Teil des Infusionssystems um einen Heizzylinder gewickelt. Da es auch hier im niedrigen Flussbereich ($< 400 \text{ ml h}^{-1}$) zu einer Auskühlung in den letzten 40-50 cm des unisolierten Infusionssystems kommt eignen sich diese Geräte für den mittleren Flussbereich.

2.7.3 Postoperative Maßnahmen

2.7.3.1 Aktive Wiedererwärmung

Postoperativ können auch die schon beschriebenen Heizmatten sowie konvektive Luftwärmer eingesetzt werden. Außerdem können Infrarotheizstrahler zum Einsatz kommen.

2.7.3.1.1 Infrarotheizstrahler

Die Effektivität von Infrarotheizstrahlern hängt stark vom Abstand des Gerätes zur Körperoberfläche ab. Eine optimale Wärmeübertragung ist nur bei senkrechtem Auftreffen der Wärmestrahlen auf die Körperoberfläche gegeben.

Weyland et al. (1994) haben als radiatives Verfahren einen Infrarotdeckenstrahler (Aragona Thermal Ceilings™ CTC X, Aragona Medical AB, Solentuna, Schweden) mit 1000 W Leistung, einer Fläche von 210*80 cm und einer parabolon Abstrahlungsform mit einem konvektiven Luftwärmer (Bair Hugger™, Augustine Medical) und einer herkömmlich mit einer Baumwolldecke versorgten Gruppe verglichen.

Für die Gruppe, die mit einer Baumwolldecke versorgt wurde, konnte nicht nur eine längere Wiedererwärmungszeit nachgewiesen werden, sondern auch ein häufigeres Auftreten von Kältezittern und dadurch auch ein höherer Verbrauch an Pethidin. Trotz Pethidingabe zeigte sich bei der Baumwolldeckengruppe ein höherer Sauerstoffverbrauch ($5,9 \text{ ml kg}^{-1} \text{ min}^{-1}$) gegenüber der Infrarotstrahlergruppe ($4,39 \text{ ml kg}^{-1} \text{ min}^{-1}$) und der Luftwärmergruppe ($4,3 \text{ ml kg}^{-1} \text{ min}^{-1}$).

3. Methoden

3.1 Modellbeschreibung

Die Messungen wurden an einem eigens dafür konstruierten und validierten Modell (Bräuer et al. 2002) des menschlichen Körpers mit einer einem 180 cm und 80 kg schweren Menschen entsprechenden Körperoberfläche durchgeführt.

Das Modell besteht aus sechs beheizbaren Kupferröhren, von denen jeweils zwei als Arme und Beine und jeweils eine als Rumpf und eine als Kopf fungieren.

	<i>Dicke des Materials [mm]</i>	<i>Umfang [mm]</i>	<i>Länge [mm]</i>	<i>Fläche [m²]</i>
Kopf	3	500	330	0,165
Arme	2	330	705	0,4653
Rumpf	3	840	750	0,63
Beine	2	485	750	0,7275

Tab. 8: Maße und Flächen des Modells
Es ergibt sich eine Gesamtoberfläche von $A=1,9878 \text{ m}^2$

Zur Untersuchung externer Wärmezufuhr ist es notwendig, dass sich die Wärmeflüsse am Modell in einem *steady-state* befinden. Am Modell wurde dies durch innen gegen die Röhren gepresste Wassermatratzen (Maxi-Therm®, Cincinnati Sub-Zero Products Inc.; Cincinnati, Ohio U.S.A.) erreicht.

Das Wasser dieser Matratzen kann über einen HICO-Variotherm 530 (Hirtz; Köln) geheizt bzw. gekühlt werden, so dass bei gleicher Umgebungstemperatur verschiedene Temperaturgradienten zwischen Modelloberfläche (Haut) und Umgebung hergestellt werden können.

Zwischen den am Ende offenen Röhren bestand keine Verbindung (siehe Abb.), um sie in unterschiedliche Lagerungspositionen bringen zu können. So können unterschiedliche OP-Lagerungspositionen nachgestellt werden.

Um eine gleichmäßige Wärmeverteilung im Modell zu ermöglichen, bestehen die Röhren aus Kupfer (Konduktivität von Kupfer $388 \text{ W m}^{-2} \text{ }^\circ\text{C}$). Die den Rumpf repräsentierende Röhre wurde, um einem liegenden Körper ähnlicher zu sein, in eine ellipsoide Form gepresst. Zusätzlich wurde das Modell noch mit mattschwarzer Farbe lackiert, um die Strahlungs-

eigenschaften des menschlichen Körpers zu erlangen (Emissivität = 0,98 (Clark und Edholm 1985)). Die Emissivität der Modelloberfläche beträgt 0,96.

Wie der Mensch im OP liegt das Modell mit einem Drittel seiner Oberfläche auf der Unterlage auf.

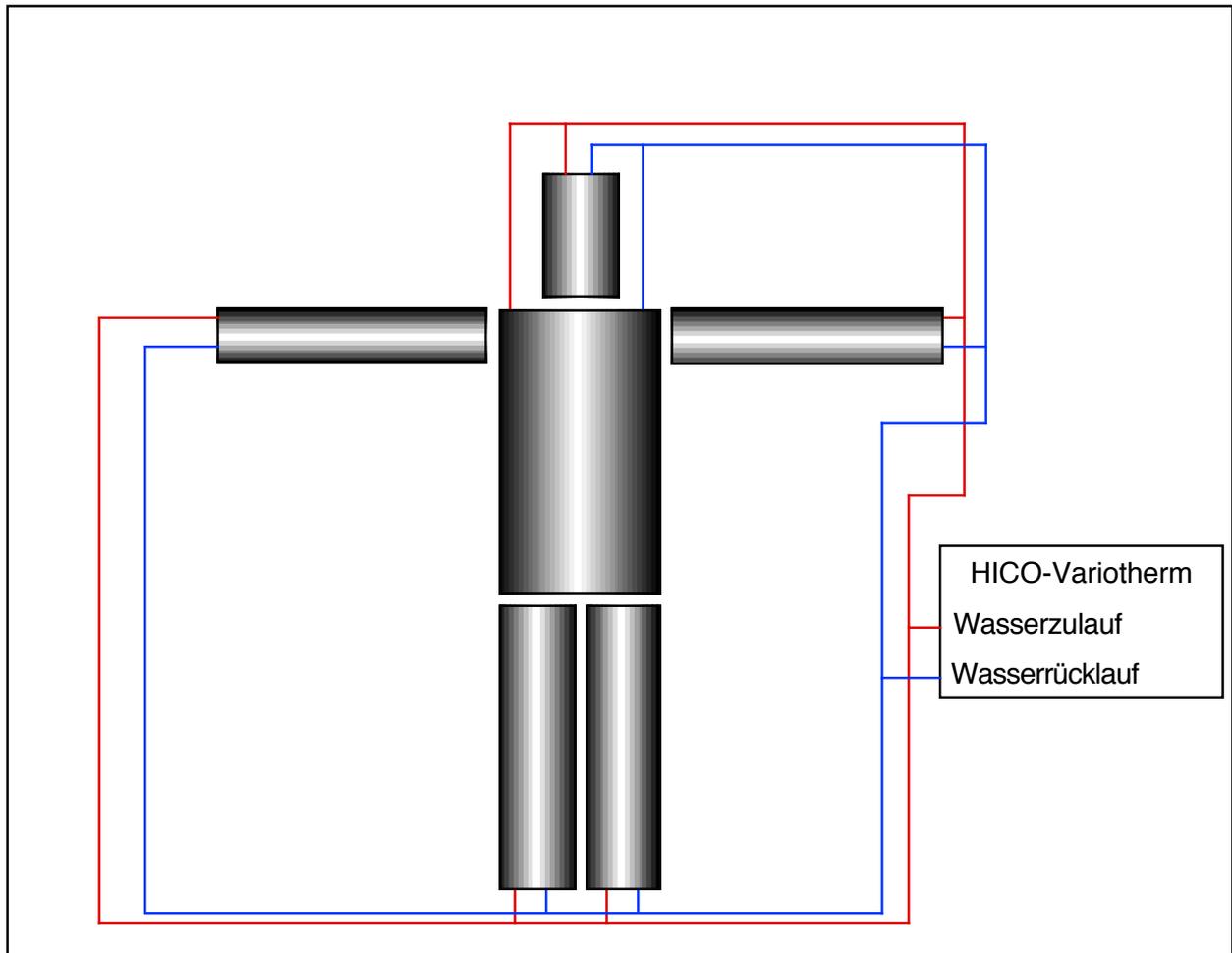


Abb. 6: Modellskizze (eigene Abbildung)

3.2 Messtechnik

Am Modell wurden die Temperaturen an der Deckenunterseite 1cm oberhalb der Modelloberfläche ($T_{\text{AIL}} = \text{Temperature of air in the interface layer} = \text{Temperatur an der Wärmedeckenunterseite}$) mit Hilfe von Thermocouples (Myocardial Probe; Needle Length 18mm; Fa. Mallinckrodt Medical GmbH) erfasst.

Die entsprechenden Wärmeflüsse wurden mit Wärmeflussmessern (HFT; Heat Flow Sensor Model FR-025-TH44033-F16; Concept Engeneering) gemessen.

In die Wärmeflussmesser sind Thermistoren (YSI Inc. "Thermolinear" 44018; Meßbereich: -30 -105 °C) integriert, die die Temperatur der Modelloberfläche messen.

Die Umgebungsbedingungen wurden mit dem Thermoanaemometer VELOCICALC PLUS, TSI® Modell 8388-M-D während der Messungen registriert. Zusätzlich zur Luftgeschwindigkeit kann mit dem Gerät die Lufttemperatur und die Luftfeuchtigkeit bestimmt werden.

3.2.1 Thermoelemente (Thermocouples)

Zur Berechnung eines Temperaturgradienten wurde die Temperatur 1 cm über dem Modell ($T_{\text{AIL}} = \text{Temperature of air in the interface layer} = \text{Temperatur an der Wärmedeckenunterseite}$) mit Hilfe von Thermocouples gemessen und über eine DASH TC-Karte an den 486 66Mhz-Rechner weitergeleitet, dort alle 10 Sekunden aufgezeichnet und über eine Minute arithmetisch gemittelt.

Die Messgenauigkeit ist im Vergleich zum Thermistor präziser und liegt bei $\pm 0,1^\circ\text{C}$. Die Thermocouples wurden mit Plastikwinkeln (Eigenkonstruktion) genau 1cm über der Modelloberfläche angebracht.

3.2.2 Wärmeflussensoren (HFT's)

Ein Wärmeflussmesser besteht aus zwei Thermosäulen, die aus vielen empfindlichen in Serie geschalteten Thermoelementen zusammengesetzt sind. Jedes Thermoelement erzeugt eine elektrische Spannung, die proportional zur seiner Temperatur ist. Die Thermosäulen sind auf den entgegengesetzten Seiten einer Matrix angebracht, die einen stabilen thermischen Widerstand besitzt (Ducharme et al. 1990). Durch diese Matrix wird in Anwesenheit eines Wärmeflusses eine Spannungsdifferenz der gegenüberliegenden Thermosäulen erzeugt, die proportional zum Wärmefluss ist (English et al. 1990). Die gemessene Spannung kann über

einen Kalibrationsfaktor in den Wärmefluss umgerechnet werden. Die Empfindlichkeit eines Wärmeflussmessers wird durch die Anzahl der Thermoelemente und den thermischen Widerstand der Matrix bestimmt (Ducharme et al. 1990).

Die verwendeten Wärmeflussmesser (HFT; Heat Flow Sensor Model FR-025-TH44033-F16; Concept Engineering, Old Saybrook, CT, USA) haben einen Durchmesser von 25 mm und eine Dicke von 2,45 mm und besitzen laut Herstellerangabe eine thermische Leitfähigkeit von $0,316 \text{ [W m}^{-2}\text{°C]}$ bei 30 °C .

Um am Modell eine optimale Wärmeleitung zu gewährleisten, wurden die Wärmefluss-sensoren in Wärmeleitpaste eingebettet und mit umgeändertem Befestigungsmaterial (inneres ausgestanztes Loch von 0,87 cm Durchmesser auf 1,9 cm Durchmesser vergrößert) für Stethoskope (Double-Stick Discs; Model 2181; 3M; London (Ontario), Canada) am Modell festgeklebt. Die Zuleitungskabel wurden ebenfalls befestigt, um ein Verrutschen der Wärmeflussensoren zu verhindern.

Die Signale aus den Wärmeflussmessern wurden über eine Dash-TC-Karte an einen 486 66Mhz-Rechner übermittelt, dort alle 10 Sekunden aufgezeichnet und schließlich über 1 Minute arithmetisch gemittelt.

3.2.3 Thermistoren

Die Oberflächentemperatur des Modells wird an den zuvor definierten Stellen durch in die Wärmeflussmesser integrierte Thermistoren (YSI Inc. „Thermolinear“44018, Messbereich: $-30\text{°C} - +105\text{°C}$) über einen Messverstärker (Multitemp 16) ebenfalls zum Rechner weitergeleitet, alle 10 Sekunden aufgezeichnet und über eine Minute gemittelt.

Als Thermistor bezeichnet man einen Metalloxid-Halbleiter, der seinen Widerstand in Abhängigkeit von der Temperatur ändert. Da sich der Widerstand im Laufe der Zeit ändert, ist eine Kalibration notwendig.

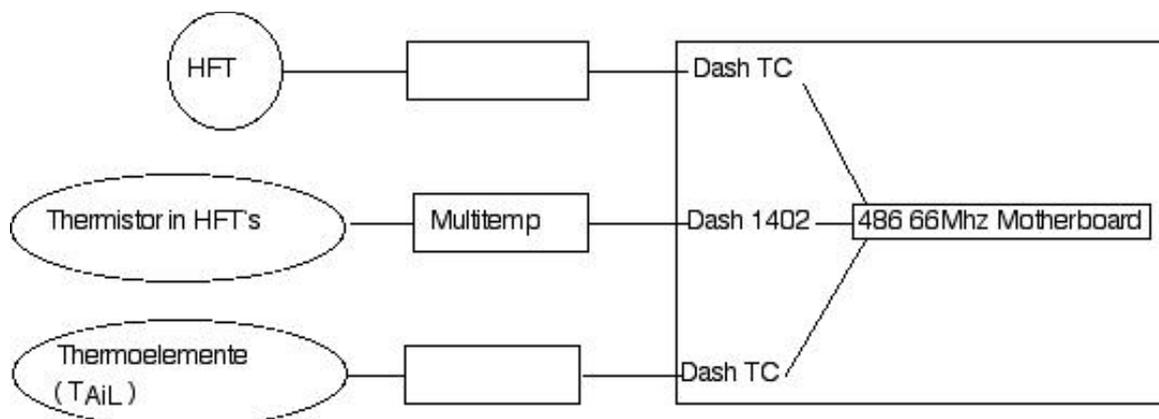


Abb. 7: Datenaufnahmeeinheit (eigene Abbildung)

3.3 Kalibration der Messtechnik

3.3.1 Thermocouples

Die Thermocouples sind durch den Hersteller kalibriert, wurden aber vor Versuchsbeginn ebenfalls im Wasserbad gegen das Referenzthermometer auf Genauigkeit geprüft. Thermocouples mit einer Messungenauigkeit von über $\pm 0,1$ °C wurden vom Gebrauch ausgeschlossen.

3.3.2 Wärmeflussmesser (HFT)

Die Kalibration der Wärmeflussmesser wurde von Dr. Andreas K. Athienitis (School for Building, Concordia University, Montreal, Canada) übernommen. Die Kalibration der Wärmeflussmesser erfolgte im Thermal Insulating Material Testing Laboratory. Zur Durchführung der Kalibration wurde das Dynatech R- Matic Heat-Flow-Meter (Dynatech, Cambridge, MA, USA) benutzt. Dieses Testverfahren erfüllt die ASTM C- 518 Norm und gilt als Standardtestmethode für Wärmeflussmessung. Jeder einzelne HFT hat eine eigene Kalibrationskonstante, deren Genauigkeit mit ± 3 % angegeben wird.

<i>HFT aus Meßeinheit</i>	<i>Seriennummer</i>	<i>Kalibrationskonstante</i>
1	825	101.1 [W m ⁻² mV]
2	826	102.2 [W m ⁻² mV]
3	827	100.4 [W m ⁻² mV]
4	828	95.3 [W m ⁻² mV]
5	829	96.2 [W m ⁻² mV]
6	830	95.8 [W m ⁻² mV]
7	831	97.4 [W m ⁻² mV]
8	832	95.2 [W m ⁻² mV]
9	833	99.4 [W m ⁻² mV]
10	834	95.0 [W m ⁻² mV]
11	835	96.1 [W m ⁻² mV]
12	836	94.4 [W m ⁻² mV]
13	837	98.6 [W m ⁻² mV]
14	838	96.1 [W m ⁻² mV]
15	839	99.0 [W m ⁻² mV]
16	840	97.8 [W m ⁻² mV]

Tab. 9: Kalibrationskonstanten der verwendeten Wärmeflussmesser

3.3.3 Thermistoren

Die Kalibration der in den Wärmeflussensoren integrierten Thermistoren wurde in einem Wasserbad unter standardisierten Bedingungen (Wärmeflussmesser in einem Drahtgestell so befestigt, dass alle 16 Wärmeflussmesser auf gleicher Höhe im Wasserbad hingen und sich nicht bewegen konnten) gegen ein Referenzthermometer als 2-Punkt-Kalibration (Hewlett Packard Model 2801 A; Palo Alto, CA, USA; Messgenauigkeit $\pm 0,01$ °C) vorgenommen und als Kalibrationskonstante in der Mess-Software (Eigenentwicklung) gespeichert.

3.4 Erfassung der Umgebungsbedingungen

Die Erfassung der Umgebungsbedingungen erfolgte durch das geeichte Thermoanemometer VELOCICALC PLUS, TSI® Modell 8388-M-D (500 Cardigan Road Shoreview, MN 55126, USA), mit dem es möglich ist, zusätzlich zur Luftgeschwindigkeit, Lufttemperatur und Luftfeuchtigkeit zu bestimmen.

<i>Parameter</i>	<i>Bereich</i>	<i>Fehler</i>
Luftgeschwindigkeit	0,15-50 [m s ⁻¹]	3% oder 0,02 [m s ⁻¹]
Temperatur	-10 - 60 [°C]	+/- 0,3 [°C]
rel. Luftfeuchtigkeit	0-95 %	+/- 3%
Volumenstrom	0-325000 [l s ⁻¹]	
Schachtdimension	1-255 [cm]	
Reaktionszeit	0,2-8 [s]	

Tab. 10: Technische Daten VELOCICALC PLUS®

3.5 Aufbau einer Messeinheit

Eine Messeinheit besteht aus einem Wärmeflussmesser mit integriertem Thermistor und einem Thermocouple an einer festgelegten Position auf dem Modell (s. u.).

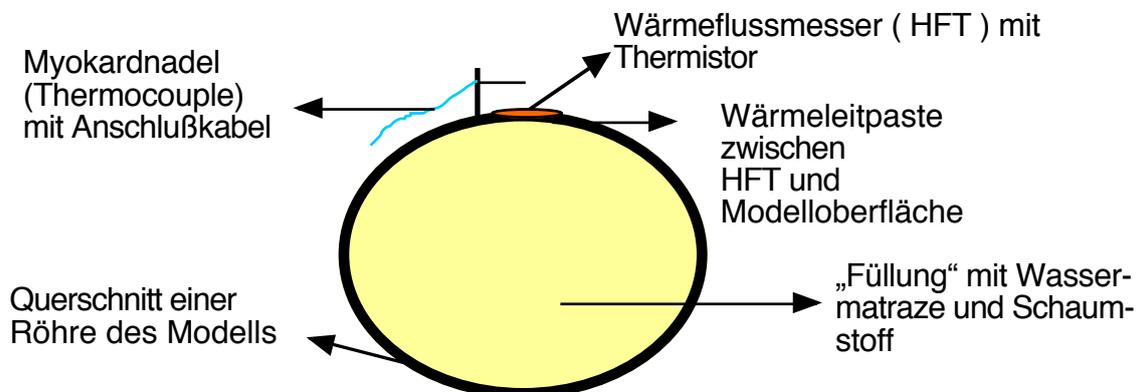


Abb. 8: Skizze einer Messeinheit (eigene Abbildung)

3.6 Platzierung der Messeinheiten bei den unterschiedlichen Deckentypen

Zur Bestimmung des Wärmeaustauschkoeffizienten wurden bis zu 16 Messeinheiten unter den jeweilig zu messenden Decken platziert.

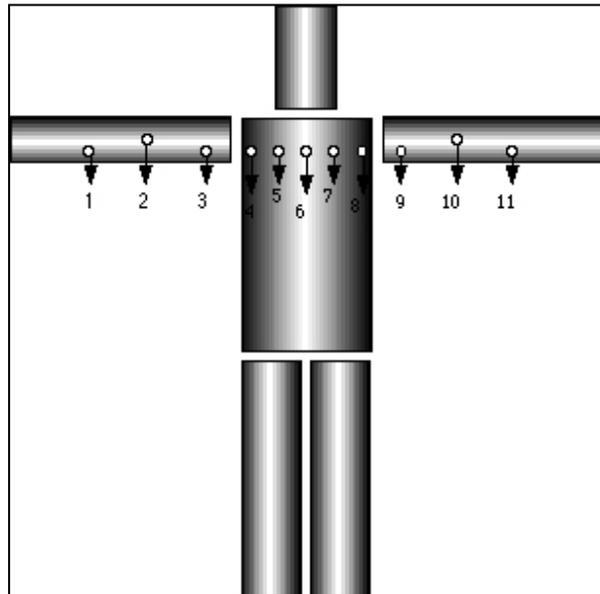
(Ziffern geben Nummer der Messeinheit an)

3.6.1 Oberkörperdecken

(Modell mit ausgelagerten Armen)

Zur Messung der Oberkörperdecken wurden insgesamt elf Messeinheiten verwendet, von denen je drei an den Armen und fünf am Thorax platziert waren.

Abb. 9: Verteilung der Messeinheiten zur Messung der Oberkörperdecken (eigene Abbildung)

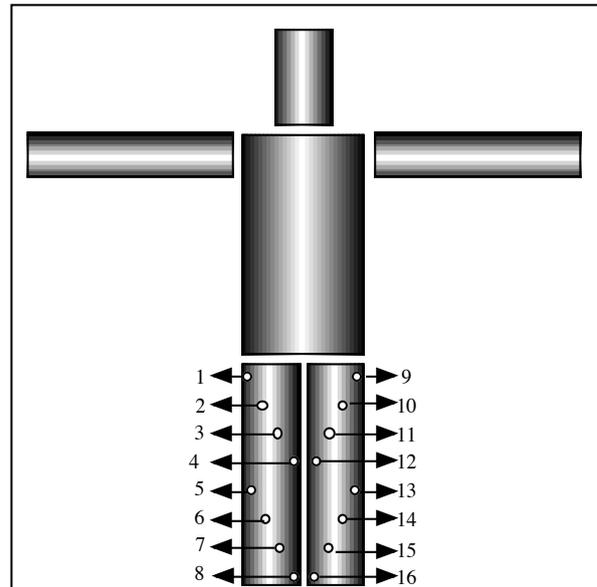


3.6.2 Unterkörperdecken

(Modell mit ausgelagerten Armen)

Zur Messung der Unterkörperdecken wurden sechzehn Messeinheiten verwendet, von denen pro Bein je vier am Ober- und Unterschenkel platziert waren.

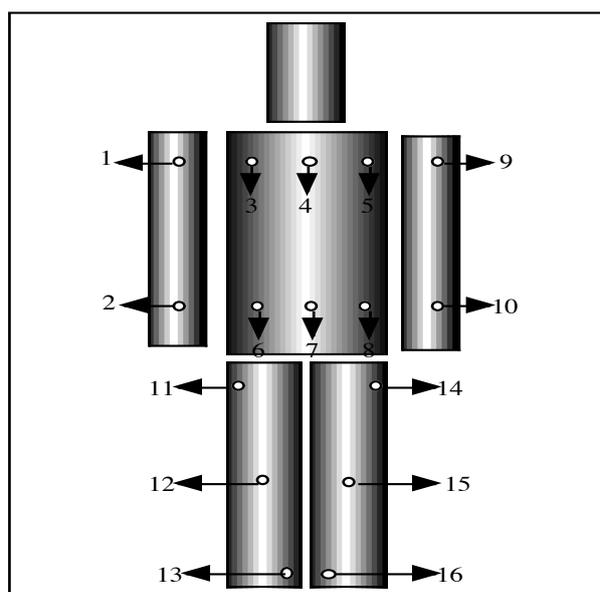
Abb. 10: Verteilung der Messeinheiten zur Messung der Unterkörperdecken (eigene Abbildung)



3.6.3 Ganzkörperdecken

Zur Messung der Ganzkörperdecken wurden sechzehn Messeinheiten verwendet, von denen je zwei an den Armen, je drei an den Beinen und sechs am Thorax platziert waren.

Abb. 11: Verteilung der Messeinheiten bei Messung der Ganzkörperdecken (eigene Abbildung)



3.7 Versuchsablauf

3.7.1 Messungen am Gebläse

3.7.1.1 Flowmessung

Zur Ermittlung des Flows [$l_{\text{Luft}} \text{ min}^{-1}$] der jeweiligen Gebläse wurde mit einem dafür angefertigten Adapter (Eigenkonstruktion), der zwischen Gebläse und Wärmedecke angeschlossen war, die Luftgeschwindigkeit an zwei Stellen im Querschnitt mit dem Gerät VELOCICALC PLUS, TSI® Modell 8388-M-D gemessen, der Mittelwert berechnet und mit der Fläche des Querschnitts multipliziert. Zur Laminarisierung des Flows wurde am Schlauchende ein Netz (Gittergröße 1mm) eingesetzt. Die Flowmessung erfolgte dann hinter dem Netz. Bei jeder Messreihe wurde der Flow bestimmt und der Mittelwert für die jeweilige Messreihe gebildet.

$$(Gl. 2.1) \quad \text{FLOW} [l_{\text{LUFT}} \text{ min}^{-1}] = (V_{\text{LUFT}} [\text{cm s}^{-1}] * A_{\text{QUERSCHNITT DÜSENÖFFNUNG}} [\text{cm}^2] * 60) / 1000$$

mit	l_{Luft}	= Liter Luft	[l]
	V_{Luft}	= Luftgeschwindigkeit	[cm s^{-1}]
	$A_{\text{Querschnitt Düsenöffnung}}$	= Fläche	[cm^2]

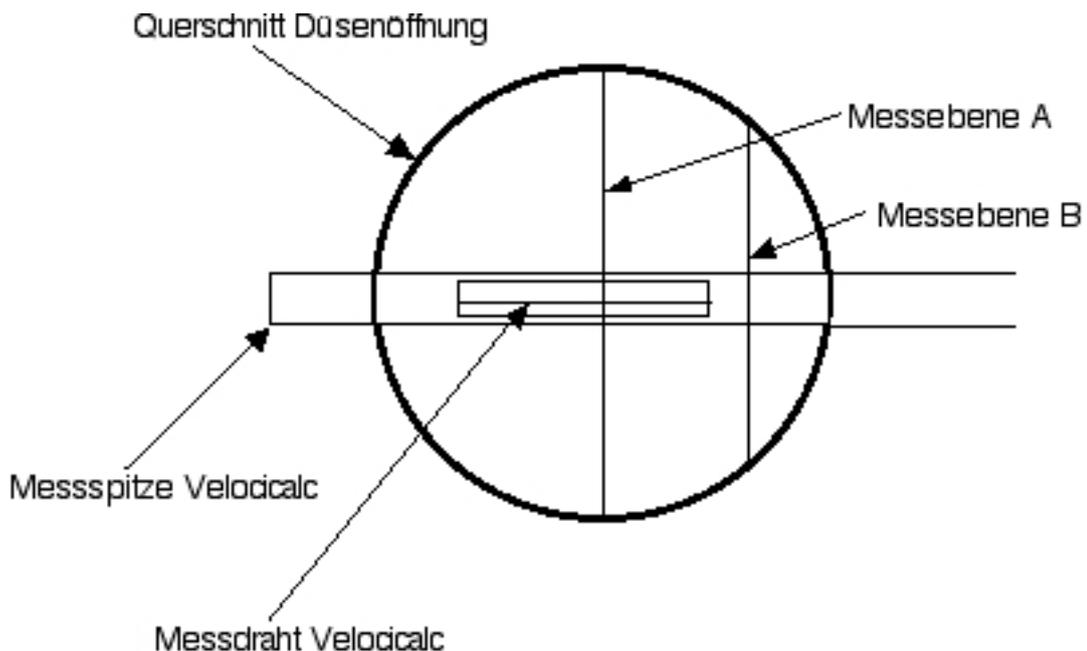


Abb. 12: Skizze zur Flowmessung (eigene Abbildung)

3.7.1.2 Temperatur am Schlauchausgang

Die Temperaturen wurden mit dem VELOCICALC PLUS, TSI® Modell 8388-M-D in der gleichen Anordnung wie der Flow bestimmt (s.o.). Bei jeder Messreihe wurde die Temperatur bestimmt und der Mittelwert gebildet.

3.7.2 Berechnung des Wärmeflusses in die Decken

Der Wärmefluss in die Decken wurde wie folgt berechnet:

$$(Gl. 2.2) \quad Q_{\text{WÄRMER}} = \text{Luftfluss} * \Delta T * \rho * c$$

Mit	$Q_{\text{Wärmer}}$	= Wärmefluss in die Decke	[W]
	Luftfluss	= Flow im Adapter	[l s ⁻¹]
	ΔT	= Temperaturgradient zwischen Schlauchende und Raumtemperatur	[°C]
	ρ	= Dichte der Luft bei Schlauchausgangstemperatur	[g]
	c	= spezifische Wärme der Luft	[J g ⁻¹ K ⁻¹]

Die Werte für die Dichte der Luft bei unterschiedlichen Temperaturen und die spezifische Wärmekapazität der Luft wurden aus Standardtabellen entnommen (Weast 1975).

Die Temperatur am Geräteausgang und der Luftfluss wurden bei maximaler Temperatur- und GebläseEinstellung mit angeschlossener Decke erfasst. Der Schlauch wurde hierzu maximal ausgezogen.

3.8 Durchführung der Messungen am Modell

Die Messungen an Ober-, Unter- und Ganzkörperdecken erfolgte nach folgendem Schema: Damit unterschiedliche Modelloberflächentemperaturen erreicht werden konnten, wurde die Wassersolltemperatur am HICO-Variotherm von 27°C an in 5°C-Schritten auf bis zu 42°C erhöht.

Bei jeder eingestellten Solltemperatur wurden zwei Messungen der jeweiligen Luftwärmer mit dazugehöriger Wärmedecke bei unterschiedlichen Temperatureinstellungen,

- Luftwärmer ohne Heizung (Luft mit Raumtemperatur = RT)
 - Luftwärmer mit maximaler Heizleistung (= MAX)
- durchgeführt.

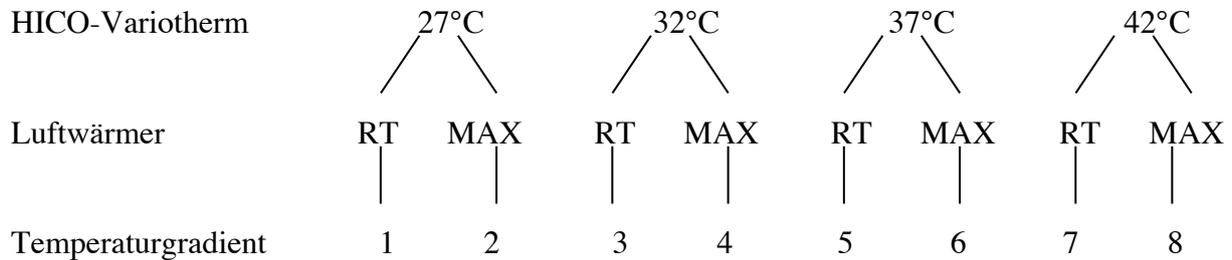


Abb. 13: Schema zur Durchführung der Messungen (eigene Abbildung)

Zur Messung eines Systems (Luftwärmer mit dazugehöriger Wärmedecke) wurden so acht unterschiedliche Temperaturgradienten zwischen Modelloberfläche und umgebender Luftschicht (T_{AIL} = Temperature of air in the interface layer = Temperatur an der Deckenunterseite) erzeugt.

Die Messung eines Systems wurde dreifach durchgeführt.

Bei jeder Messung wurde die Wärmedecke vom Modell abgenommen, neu aufgelegt und fixiert oder eine neue Wärmedecke des gleichen Typs verwendet.

Für jede Messstelle am Modell wurde die entsprechende Modelloberflächentemperatur (T_s = *Temperature of surface* [°C]), der Wärmefluss (HF = Heatflow [W/m^2]) und die Temperatur der Luft in 1 cm Höhe über der Modelloberfläche (T_{AIL} = Temperature of air in the interface layer = Temperatur an der Deckenunterseite [°C]) ermittelt.

Die Werte wurden mit einem Datenaufnahmeprogramm nach einer Einschwingphase von ca. dreißig Minuten, um ein steady-state zu erreichen, über fünfzehn Minuten alle zehn Sekunden aufgenommen, der Mittelwert einer Minute gebildet und festgehalten.

Parallel zur Messung am Modell sind bei jedem eingestellten Temperaturgradienten Raumtemperatur, rel. Luftfeuchtigkeit und Luftgeschwindigkeit im Labor an zwei Stellen gemessen worden.

Zur weiteren Auswertung wurden pro eingestelltem Temperaturgradienten über 6 Minuten aufgezeichnete Werte (6*16 (11 bei Oberkörperdecken) Modelloberflächentemperaturen (T_s = Temperature of surface [°C]); 6*16 (11 bei Oberkörperdecken) Wärmeflüsse (H_f = Heatflow [W/m^2]) und 6*16 (11 bei Oberkörperdecken) Temperaturen der Luft in 1 cm Höhe über der Modelloberfläche (T_{AIL} = Temperature of air in the interface layer = Temperatur an der

Deckenunterseite [$^{\circ}\text{C}$])) in ein Tabellenkalkulationsprogramm (Microsoft Excel 98 (Macintoshversion)) übernommen.

3.9 Auswertung der Daten

Nach Bildung der Mittelwerte wurden die jeweiligen Temperaturdifferenzen für alle 8 eingestellten Temperaturgradienten zwischen der Luft in 1 cm Höhe über der Modelloberfläche (T_{AIL}) und der Modelloberfläche (T_{s}) für alle verwendeten Messeinheiten berechnet ($\Delta T_{1(1)}=T_{\text{ail1(1)}}-T_{\text{s1(1)}}$; $\Delta T_{1(2)}=T_{\text{ail1(2)}}-T_{\text{s1(2)}}$; ... $\Delta T_{1(8)}=T_{\text{ail1(8)}}-T_{\text{s1(8)}}$ bis $\Delta T_{16(8)}=T_{\text{ail16(8)}}-T_{\text{s16(8)}}$ bzw. bis $\Delta T_{11(8)}=T_{\text{ail11(8)}}-T_{\text{s11(8)}}$ bei den Oberkörperdecken).

Die Bestimmung des kombinierten Wärmeaustauschkoeffizienten h_{rc} erfolgte durch eine lineare Regressionsanalyse, indem für jede Messstelle die jeweiligen Wärmeflüsse HF [W m^2] gegen die dazugehörigen Temperaturdifferenzen ΔT [$^{\circ}\text{C}$] in einem Diagramm aufgetragen wurden.

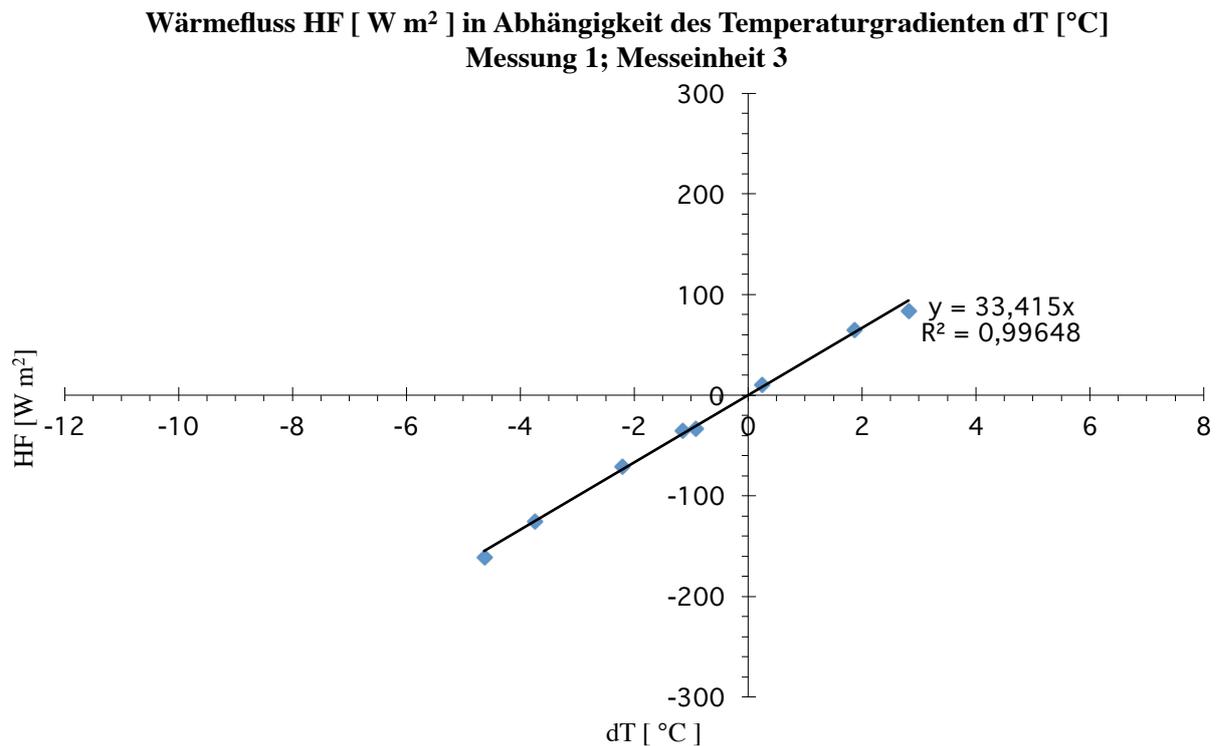


Abb.14: Beispieldiagramm zur Bestimmung des h_{rc} (für eine Messeinheit)
Thermacare[®] Ganzkörperdecke 1.Messung

Zur Ermittlung der möglichen Temperaturgradienten zwischen Modelloberfläche und Deckenunterseite wurden die experimentell ermittelten Temperaturgradienten [$^{\circ}\text{C}$] bei

maximaler Temperatureinstellung des Luftwärmers gegen die Temperatur der Modell-
oberfläche (T_s) [$^{\circ}\text{C}$] aufgetragen.

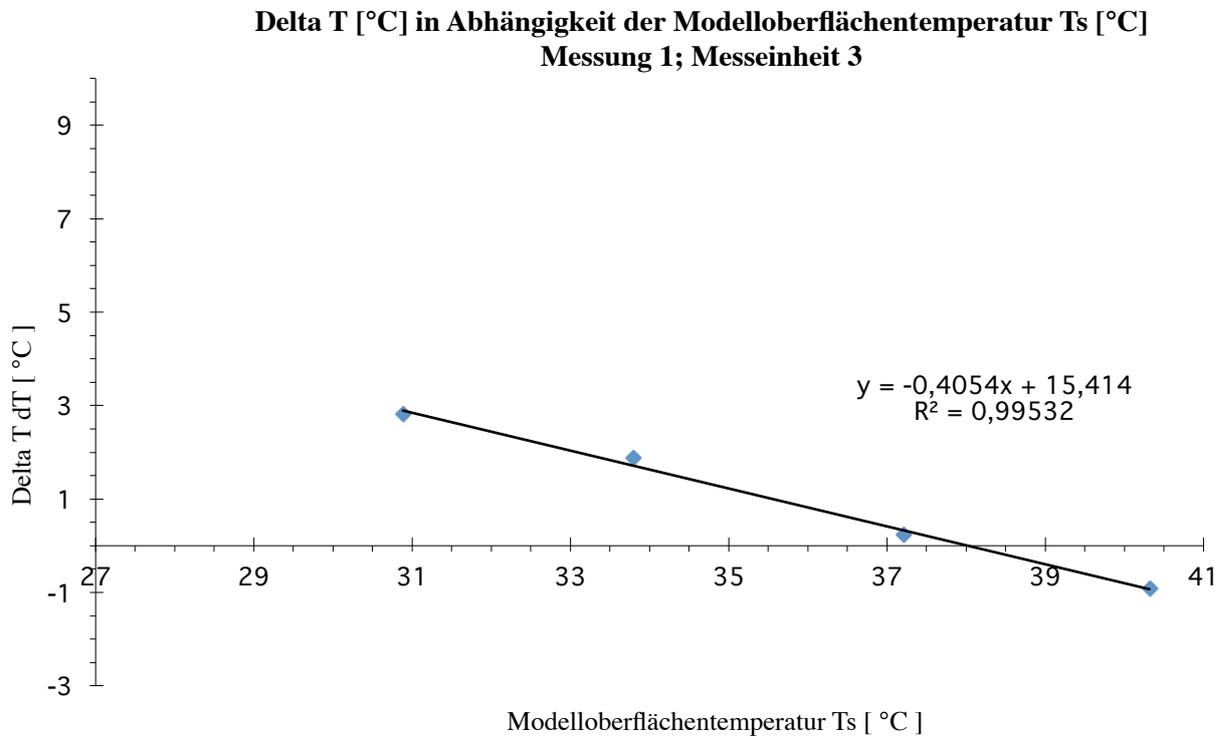


Abb.15: Beispieldiagramm zur Ermittlung von ΔT (für eine Messeinheit)
Thermacare[®] Ganzkörperdecke 1.Messung

Die Bestimmung des h_{rc} und der Temperaturgradienten zwischen Modelloberfläche und der Deckenunterseite für eine komplette Messung erfolgte nach dem gleichen Vorgehen, nur dass jetzt alle verwendeten Messstellen berücksichtigt wurden.

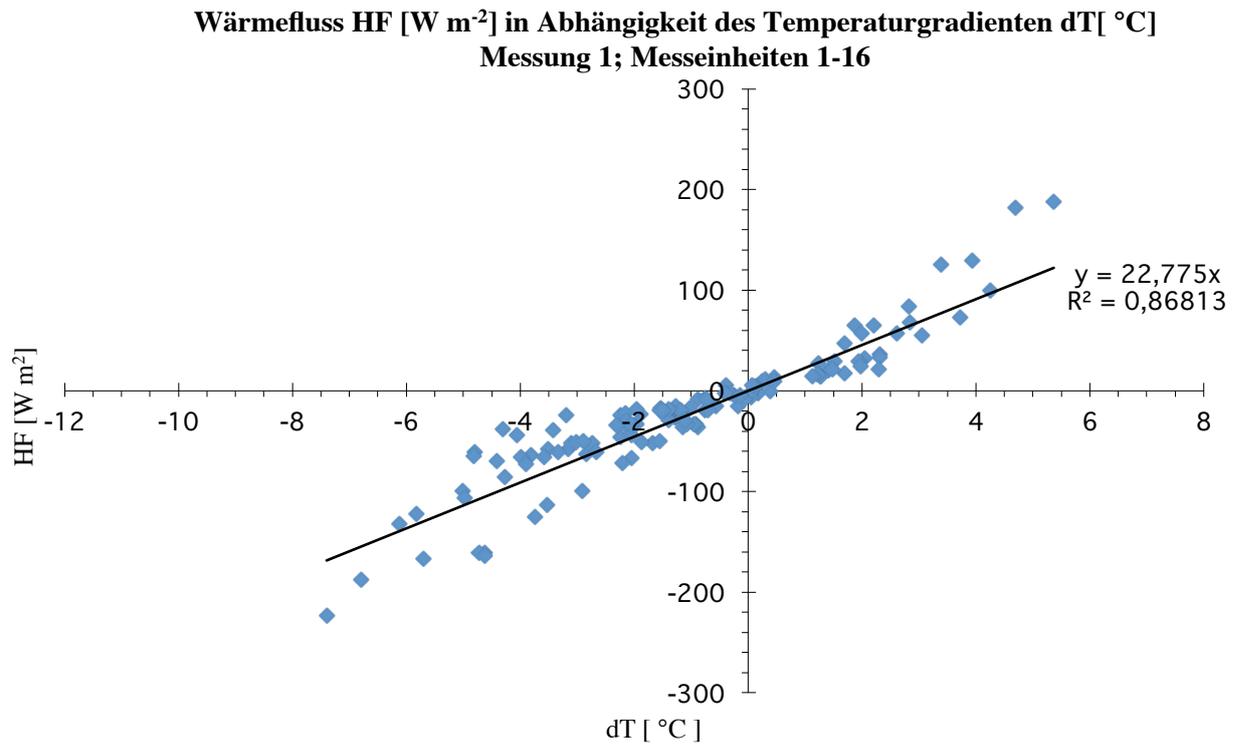


Abb.16: Beispieldiagramm zur Bestimmung des h_{rc} (Messeinheiten 1-16)
Thermacare® Ganzkörperdecke 1.Messung

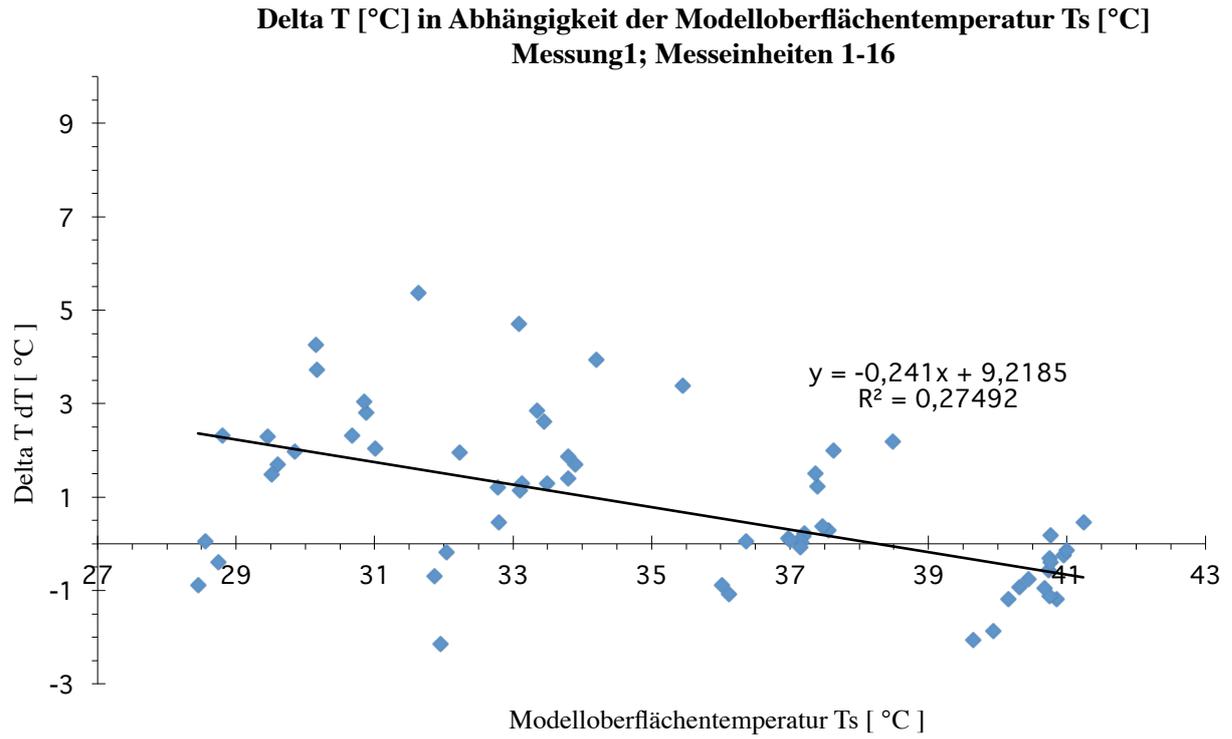


Abb.17: Beispieldiagramm zur Ermittlung von ΔT (Messeinheiten 1-16)
Thermacare® Ganzkörperdecke 1.Messung

Die Bestimmung des h_{rc} und der möglichen Temperaturdifferenzen zwischen Modelloberfläche und umgebender Luft für die 3 Messungen erfolgte nach dem gleichen Vorgehen, nur dass jetzt alle 3 Messungen in einem Diagramm aufgetragen wurden.

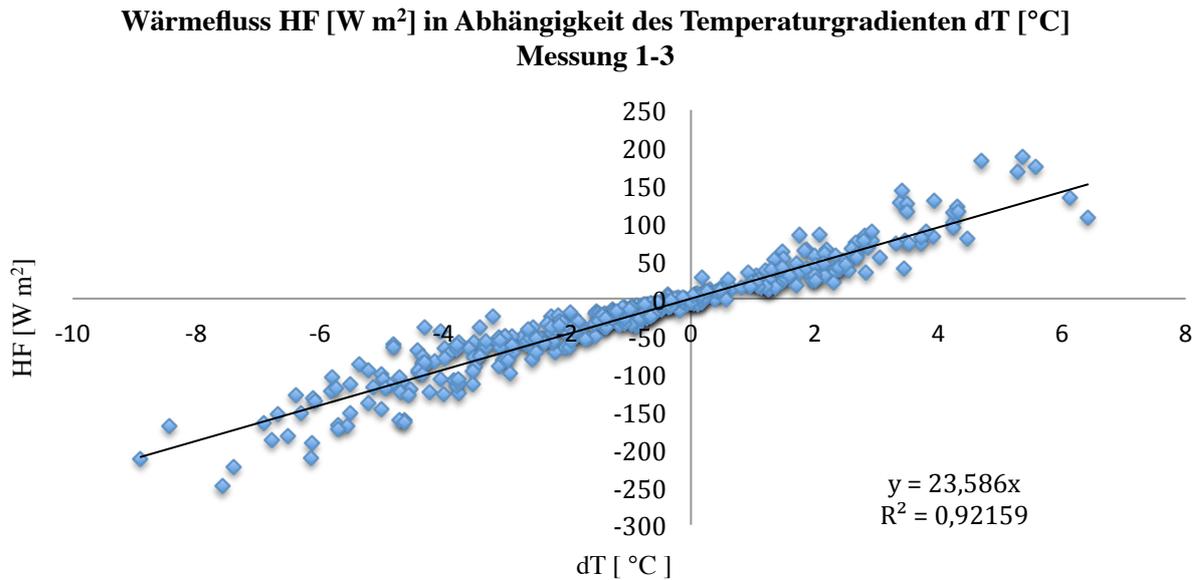


Abb.18: Beispieldiagramm zur Bestimmung des h_{rk} (Messeinheiten 1-16)
Thermacare[®] Ganzkörperdecke 1.-3.Messung

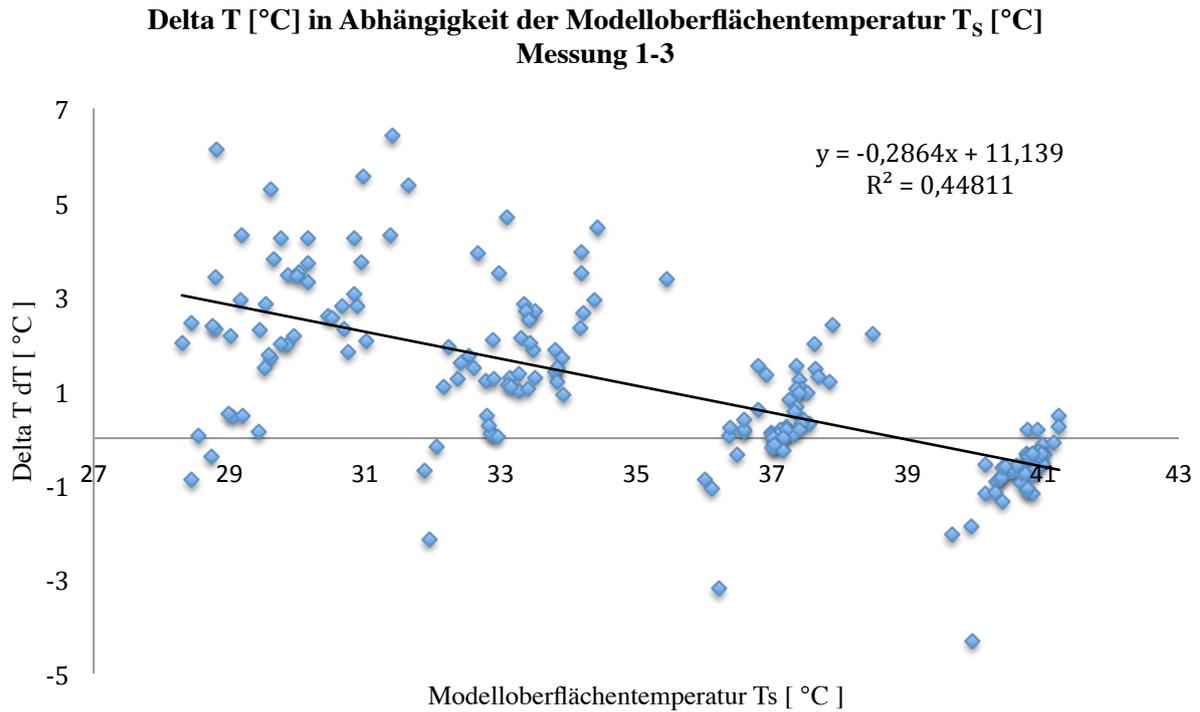


Abb.19: Beispieldiagramm zur Ermittlung von ΔT (Messeinheiten 1-16)
Thermacare[®] Ganzkörperdecke 1.-3.Messung

3.10 Berechnung des Wärmeflusses zwischen Wärmedecke und Modell

Um eine Aussage über den Wirkungsgrad (Anteil des Wärmeflusses zwischen Decke und Modell in Bezug auf die Gesamtsystemleistung) zu treffen, wurde der Wärmefluss von der Decke zum Modell ermittelt. Der Gesamtwärmeaustausch lässt eine Aussage darüber zu, wieviel Wärme tatsächlich durch die konvektive Wärmung übertragen wird. Er gibt die übertragene Wärmemenge in Watt [W] an.

Nach der Basisgleichung jedes Wärmeaustauschprozesses (Burton und Edholm 1955)

$$(Gl. 2.3) \quad Q = h \cdot \Delta T \quad [W \, m^{-2}]$$

mit Q = Wärmeaustausch pro Fläche [W m⁻²]
 h = Wärmeaustauschkoeffizient [W m⁻² °C⁻¹]
 ΔT = Temperaturgradient [°C]

kann der absolute Wärmefluss im Falle der konvektiven Wärmung berechnet werden als:

$$(Gl. 2.4) \quad Q = h_{RC} * \Delta T * A \quad [W]$$

mit	Q	= Wärmeaustausch pro Fläche	[W m ⁻²]
	h _{RC}	= experimentell ermittelter Wärmeaustauschkoeffizienten für Radiation und Konvektion	[W m ⁻² °C ⁻¹]
	ΔT	= Temperaturgradienten zwischen der Temperatur an der Deckenunterseite (T _{AUL}) und der Oberflächentemperatur des Kupfermodells (T _S)	[°C]
	A	= von der Wärmedecke bedeckte Fläche	[m ²]

Die Berechnung der von einer Wärmedecke bedeckten Fläche des Kupfermodells, die am konvektiven Wärmeaustausch teilnimmt, wurde unter der Annahme berechnet, dass 1/3 der mit der Wärmedecke bedeckten Oberfläche des Kupfermodells nicht am konvektiven Wärmeaustausch teilnimmt, da diese Fläche auf der Unterlage aufliegt.

Für eine Ganzkörperdecke, die bis auf den Kopf alle Teile des Kupfermodells bedeckt, errechnet sich dann bei bekannten Maßen des Modells folgende Fläche:

$$\text{Arme: } 2 * 2/3 * 0,33 \text{ m} * 0,705 \text{ m} = 0,31 \text{ m}^2$$

$$\text{Rumpf: } 2/3 * 0,84 \text{ m} * 0,74 \text{ m} = 0,41 \text{ m}^2$$

$$\text{Beine: } 2 * 2/3 * 0,485 \text{ m} * 0,75 \text{ m} = 0,49 \text{ m}^2$$

Insgesamt therapiertes Areal einer Ganzkörperdecke: 1,21 m²

Eine Unterkörperdecke bedeckt beide Beine und einen kleinen Teil des Rumpfes, hier mit 10 cm berechnet:

$$\text{Beine: } 2 * 2/3 * 0,485 \text{ m} * 0,75 \text{ m} = 0,49 \text{ m}^2$$

$$\text{Rumpf: } 2/3 * 0,84 \text{ m} * 0,10 \text{ m} = 0,06 \text{ m}^2$$

Insgesamt therapiertes Areal einer Unterkörperdecke: 0,54 m²

Eine Oberkörperdecke bedeckt beide Arme, wobei nicht immer die Hände des Patienten von der Wärmedecke eingeschlossen werden, so dass am Kupfermodell jeweils 20 cm an den Armen abgezogen wurden.

Die Abdeckung des Rumpfes bis zu den Brustwarzen wurde mit 23 cm Länge berechnet:

$$\text{Arme: } 2 * 2/3 * 0,33 \text{ m} * (0,705 \text{ m} - 0,20 \text{ m}) = 0,22 \text{ m}^2$$

$$\text{Rumpf: } 2/3 * 0,84 \text{ m} * 0,23 \text{ m} = 0,13 \text{ m}^2$$

Insgesamt therapiertes Areal einer Oberkörperdecke: 0,35 m²

Der absolute Wärmefluss wurde für jede untersuchte Wärmedecke mit den jeweiligen Gebläsen für eine Oberflächentemperatur des Modells von 36 °C und 38 °C berechnet. Ein positiver Wert bezeichnet einen Wärmegewinn des Modells, ein negatives Vorzeichen bedeutet einen Wärmeverlust des Kupfermodells an die Umgebung.

3.11 Gerätebeschreibungen

3.11.1 Bair Hugger® 505



Hersteller: Augustine Medical
Inc. Eden Prairie , MN 55344
USA

Abb. 20: Luftwärmer Bair Hugger 505

Technische Daten (Herstellerangaben):

Abmessungen:	Breite: 28 cm Höhe: 33 cm Tiefe: 25 cm
Gewicht:	5,2 kg
Schlauch:	abnehmbar, flexibel, waschbar; mit Bair Hugger 241 Flüssigkeitswärmer kompatibel
Partikelfilter:	0,2 μm
Filterwechsel:	alle 6 Monate oder nach 500 Betriebsstunden
Netzkabel:	460 cm

Befestigungsmöglichkeit:	Infusionsständer, Bettrahmen oder auf stabile Oberfläche stellen
Temperaturregelung:	elektronisch mit Thermoelementsensoren
Betriebstemperaturen:	hoch 43 +3 °C mittel 38 +3 °C niedrig 32 +3 °C
Thermostat:	eigenständiger Kolben und kapillar
Überlastschutz:	Eingangsleitungen doppelt abgesichert
Alarmsystem:	bei Überhitzung rotes Blinklicht und akustisches Signal; Heizung schaltet ab
Heizelement:	850 W
Gebälse:	3150 U/min; Flow 28-30 Kubikfuß min ⁻¹ entsprechend 792,9-849,5 l min ⁻¹

3.11.1.1 Untersuchte Wärmendecken

3.11.1.1.1 Bair Hugger® Ganzkörperwärmendecke

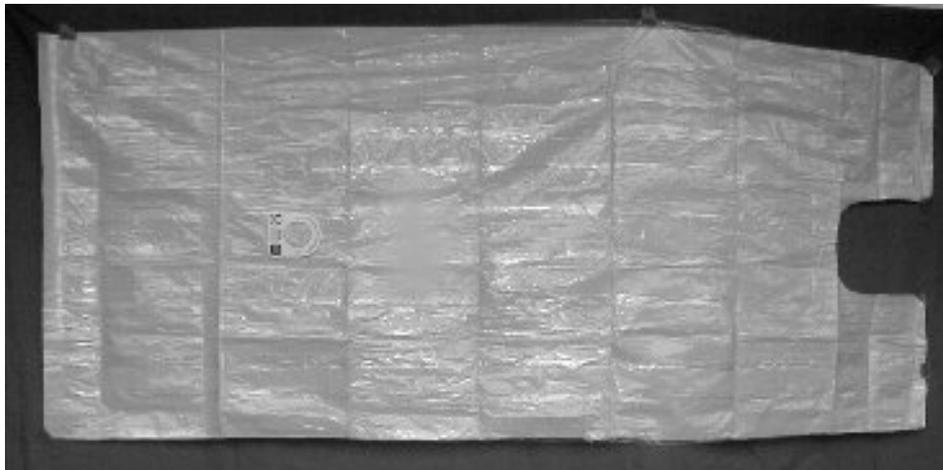
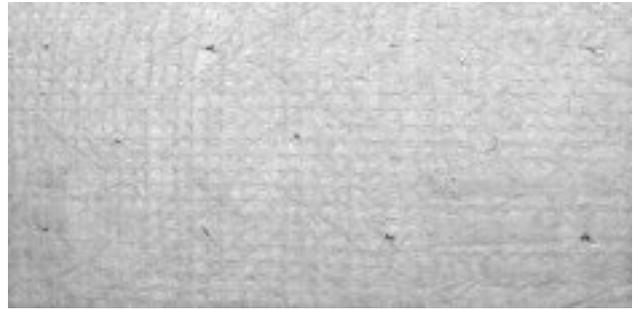


Abb. 21: Bair Hugger® Full Body (Model 300)

Lufteinlass:	unten in der Mitte
Deckengröße:	Länge:ca.176cm Breite:ca. 86cm
Deckenbeschaffenheit:	Oberseite besteht aus sehr leichter transparenter Folie Unterseite besteht aus Verbundmaterial mit gleichmäßig

gestanzten Löchern für den Luftaustritt (für Model 300, 522, 525)

Abb. 22: Unterseite der Bair Hugger
Wärmedecken



3.11.1.1.2 Bair Hugger® Unterkörperwärmedecke

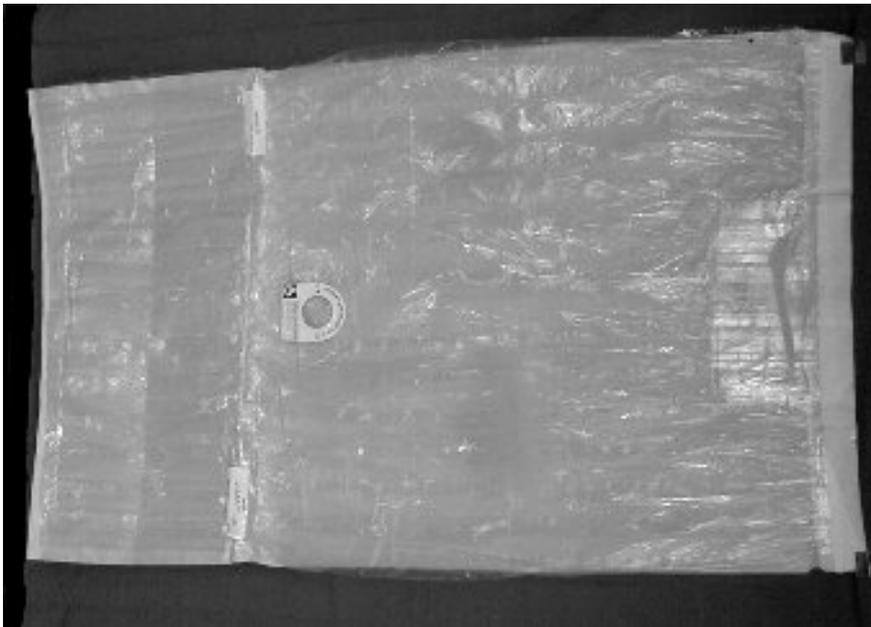


Abb. 23: Bair Hugger® Lower Body (Model 525)

Lufteinlass: unten in der Mitte
Deckengröße: Länge: ca. 92 cm
Breite: ca. 84 cm

3.11.1.1.3 Bair Hugger® Oberkörperwärmedecke



Abb. 24: Bair Hugger® Upper Body (Model 522)

Lufteinlass: rechts
Deckengröße: Länge: ca. 37 cm
Breite: ca.170 cm

3.11.2 Thermacare® TC 3003



Hersteller: Gaymar Industries Inc.
Orchard Park, NY
14127-2295 USA

Abb. 25: Luftwärmer Thermacare® TC 3003

Technische Daten (Herstellerangaben):

Abmessungen:	Breite: 27,4 cm
	Höhe: 41,4 cm
	Tiefe: 26,7 cm
Gewicht:	6,8 kg
Schlauch:	isoliert, flexibel
Partikelfilter:	0,2 µm
Befestigungsmöglichkeit:	Infusionsständer, auf stabile Oberfläche stellen
Betriebstemperaturen:	max 46 °C (im OP nicht zugelassen)
	high 43 °C
	medium 38 °C
	low 32 °C
Alarmsystem:	hohe Temperatur, Gebläsestörung, Kein Luftfluss (Obstruktion), HEPA-Filter nicht korrekt installiert
Heizelement:	1200 W
Gebläse:	35 Kubikfuß m ⁻¹ entsprechend 991 l m ⁻¹

3.11.2.1 Untersuchte Wärmendecken

3.11.2.1.1 Thermacare® Ganzkörperwärmendecke

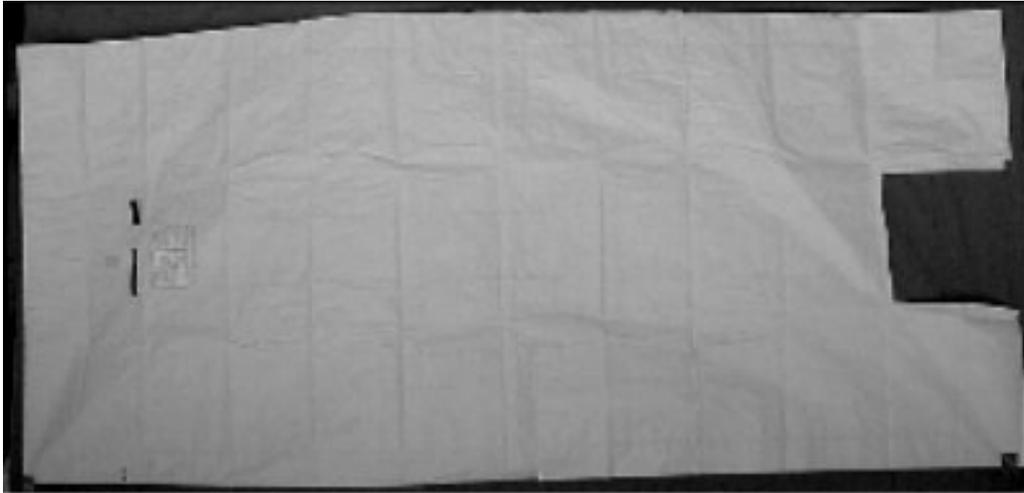


Abb. 26: Thermacare® TC 1050 Comfort Quilt

Lufteinlass:	unten in der Mitte
Deckengröße:	Länge:ca. 229 cm
	Breite:ca. 102 cm

Deckenbeschaffenheit:



Abb. 27: Deckenunterseite TC 1050 mit kleinen gestanzten sowie größeren runden Luftaustrittslöchern

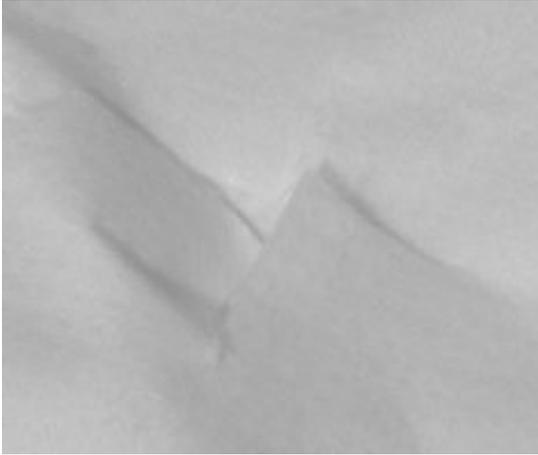


Abb. 28: Deckenunterseite TC 1050
große Luftaustrittslöcher im
Thoraxbereich

3.11.2.1.2 Thermacare® Oberkörperwärmedecke



Abb. 29: Thermacare® TC 2052 Upper Body Quilt

Luftinlass: rechts und links
Deckengröße: Länge: 66,7 cm
 Breite: 186 cm

3.11.2.13 Thermacare® Unterkörperwärmedecke

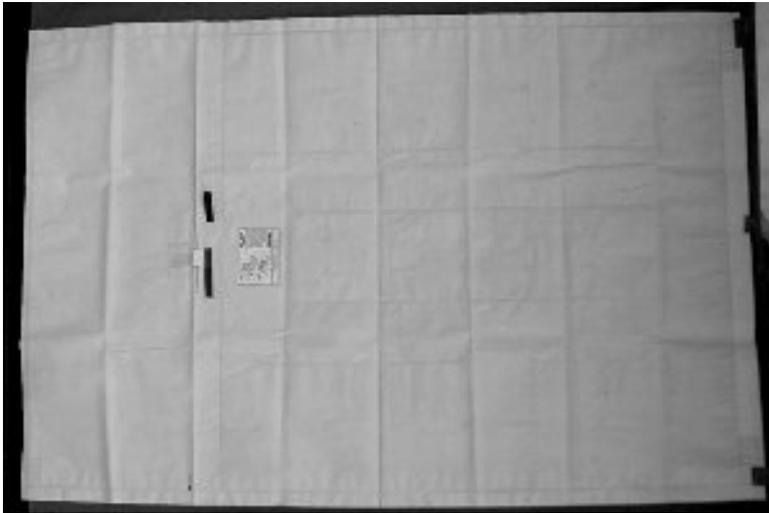


Abb. 30: Thermacare® TC 2050 Lower Body Quilt

Lufteinlass: unten in der Mitte
Deckengröße: Länge: 155,5 cm
Breite: 102 cm

3.11.2.1.4 Rüschen Optisan® Ganzkörperwärmedecke

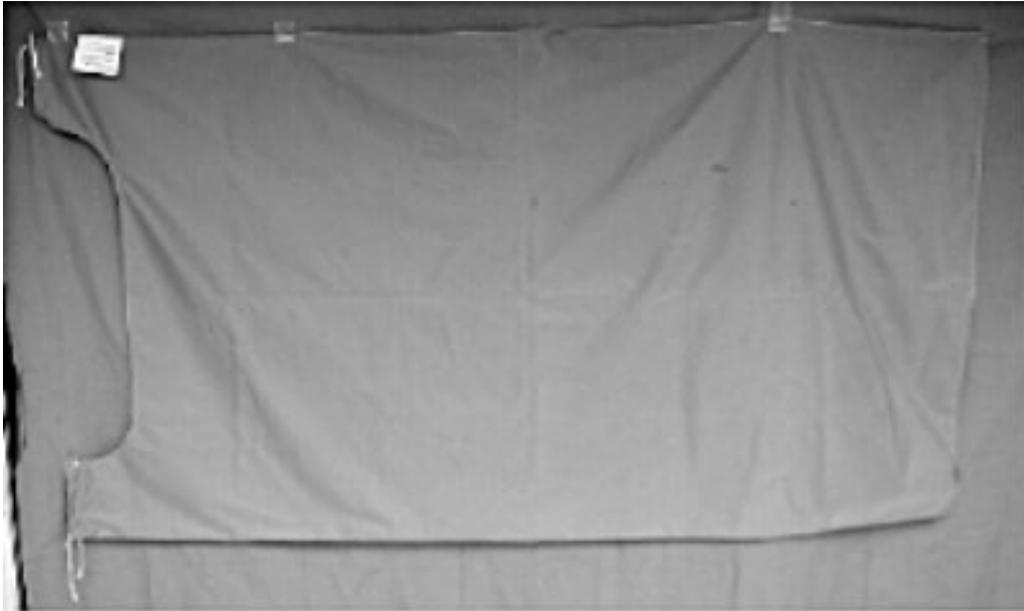


Abb. 31: Rüschen Optisan® Ganzkörperwärmedecke (Cat.No.570100)

Lufteinlass: rechts und links oben

Deckengröße: Länge: ca.186 cm
Breite: ca.103 cm

Deckenbeschaffenheit: Oberseite besteht aus luftdichtem Polyester/Polyurethan-Gewebe; Unterseite besteht aus 100% Mako-Baumwolle und ist gleichmäßig luftdurchlässig. Die Rüschen Optisan-Wärmedecken sind waschbar und wiederverwendbar.



Abb. 32: Unterseite der Rüschen Optisan® Wärmedecken

3.11.2.1.5 Rüscher Optisan® zusammengerollte Ganzkörperwärmedecke als Unterkörperwärmedecke

Abbildung siehe oben

Lufteinlass: siehe oben

Deckengröße: Länge: ca. 80-90 cm

Breite: ca. 103 cm

3.11.2.1.6 Rüscher Optisan® Oberkörperwärmedecke



Abb. 33: Rüscher Optisan® Oberkörperwärmedecke (Cat.No.570000)

Lufteinlass: rechts und links oben

Deckengröße: Länge: ca. 71 cm

Breite: ca. 172 cm

3.11.3 WarmAir® 134



Hersteller : Cincinnati Sub-Zero
Products, Inc.
12011 Mosteller Road
Cincinnati, Ohio 45241,
USA

Abb. 34: Luftwärmer WarmAir® 134

Gerätedaten (Herstellerangaben):

Abmessungen:	Breite: 27,9 cm
	Höhe: 34,3 cm
	Tiefe: 24,1 cm
Schlauchlänge:	180 cm
Gewicht:	5,5 Kg
Partikelfilter:	0,3 μ m
Betriebsspannung:	220-240 Volt
Kabellänge:	460 cm
Leistungsaufnahme:	keine Angabe

Einstellbare Temperaturstufen

(Temp., am Schlauchende):	- nur Ventilator (= Umgebungstemperatur)
	- 32,2°C +- 2,2°C
	- 37,8°C +- 2,2°C
	- 43,3°C +- 2,2°C

Sicherheitsvorrichtung:	Mikroprozessor- und Thermistorgesteuert
Abschaltgrenzen:	Überhitzung

3.11.3.1 Untersuchte Wärmendecken

3.11.3.1.1 WarmAir® Ganzkörperwärmendecke



Abb. 35: WarmAir® Adult Blanket (FilteredFlo No. 141)

Lufteinlass: unten in der Mitte

Deckengröße:

Länge:	161 cm
Breite (unten):	70 cm
Breite (oben):	87 cm

Deckenbeschaffenheit: Oberseite besteht aus luftundurchlässigem, alubedampftem papierartigem Material; Unterseite besteht aus gleichmäßig luftdurchlässigem, papierartigem Material (FilteredFlo No.141, 340, 341)



Abb. 36: Unterseite der WarmAir® Wärmendecken

3.11.3.1.2 WarmAir® Unterkörperwärmedecke



Abb. 37: WarmAir® Lower Body Blanket (FilteredFlo No.340)

Lufteinlass: unten in der Mitte

Deckengröße: Länge: 85 cm

Breite: 85 cm

3.11.3.1.3 WarmAir® Oberkörperwärmedecke



Abb. 38: WarmAir® Upper Body Blanket (FilteredFlo No.341)

Lufteinlass: rechts und links

Deckengröße: Länge: 54 cm

Breite: 189 cm

4. Ergebnisse

4.1 Umgebungsbedingungen

Die Ergebnisse der Messungen der Umgebungsbedingungen sind in Tabelle 11 zusammenfassend dargestellt.

4.1.1 Lufttemperatur

Die Lufttemperatur betrug bei den Messungen am Bair Hugger[®]-Gebläse 21,9 °C, bei dem Thermacare[®]-Gebläse 21,9°C, bei dem Thermacare[®] Gebläse mit der Rüschi Optisan[®] Wärmedecke 21,6°C und bei dem WarmAir[®] Gebläse 22 °C (Mittelwerte).

4.1.2 Luftfeuchtigkeit

Die Luftfeuchtigkeit während der Messungen lag bei dem Thermacare[®] Gebläse mit 31,9% am niedrigsten, gefolgt von der Kombination Thermacare[®] Gebläse mit Rüschi Optisan[®] Wärmedecke mit 33,3% und dem WarmAir[®] Gebläse mit 35,7%. Am höchsten war die Luftfeuchtigkeit während der Messungen am Bair Hugger[®] Gebläse mit 35,9%.

4.1.3 Luftgeschwindigkeit

Die Luftgeschwindigkeit im Untersuchungsraum war bei den Messungen an allen Geräten vergleichbar hoch. Sie betrug bei allen Messungen zwischen 0,02 und 0,023 m s⁻¹ im Mittel.

	Deckentyp	Bair Hugger®	Therma-care®	Therma-care® mit Rüschen	Warm-Air®
Lufttemperatur [°C]	Oberkörper	22,1	21,7	21,5	21,7
	Unterkörper	21,7	22,8	21,6	22,75
	Ganzkörper	21,8	21,3	21,63	21,5
	Mittelwert	21,9	21,9	21,6	22
Luftfeuchtigkeit [%]	Oberkörper	33,9	36,5	36,8	44,7
	Unterkörper	29,7	30,1	30,9	31,2
	Ganzkörper	44	29	32,2	31,2
	Mittelwert	35,9	31,9	33,3	35,7
Luftgeschwindigkeit [m s ⁻¹]	Oberkörper	0,02	0,02	0,02	0,02
	Unterkörper	0,02	0,02	0,03	0,02
	Ganzkörper	0,02	0,03	0,02	0,02
	Mittelwert	0,02	0,023	0,023	0,02

Tab. 11: Umgebungsbedingungen während der Messreihen

4.2 Ergebnisse für das Bair Hugger® Gebläse

4.2.1 Temperatur am Schlauchende des Bair Hugger® Gebläses

Die Temperatur am Ende des Schlauchsystems für alle angeschlossenen Decken betrug im Mittel 42,6 °C . Für die Oberkörperdecken betrug die Temperatur im Mittel 42,6°C, für die Unterkörperdecken 42,3 °C und für die Ganzkörperdecken 42,8°C. In Tabelle 13 sind die Temperaturen aufgelistet. Ebenso sind diese Werte in einer Übersichtstabelle (Tabelle 36) am Ende des Ergebnisteils zu finden.

Bair Hugger® 505	Typ	Temperatur am Schlauchausgang [°C]
Oberkörperdecke	Model 522®	42,6
Unterkörperdecke	Model 525®	42,3
Ganzkörperdecke	Model 300®	42,8

Tab. 12: Temperaturen am Schlauchende Bair Hugger® 505 mit jeweils angeschlossener Wärmedecke

4.2.2 Luftfluss am Schlauchende des Bair Hugger® Gebläses

Der Luftfluss des Bair Hugger® Gebläses mit angeschlossenen Decken betrug im Mittel 11,6 l s⁻¹. Der Mittelwert des Luftflusses betrug sowohl bei den Oberkörperdecken 11,7 l s⁻¹, bei den Unterkörperdecken 12,5 l s⁻¹ und bei den Ganzkörperdecken 10,7 l s⁻¹. In Tabelle 14 und Tabelle 36 sind die Ergebnisse für die unterschiedlichen Deckentypen zusammengetragen.

Bair Hugger® 505	Typ	Luftfluss [l s⁻¹]
Oberkörperperdecke	Model 522 [®]	11,7
Unterkörperperdecke	Model 525 [®]	12,5
Ganzkörperperdecke	Model 300 [®]	10,7

Tab. 13: Luftfluss am Schlauchende Bair Hugger[®] 505 mit jeweils angeschlossener Wärmedecke

4.2.3 Wärmefluss vom Bair Hugger[®] Gebläse in die Wärmedecken

Der Wärmefluss in die Oberkörperdecken betrug 269 Watt, für die Unterkörperdecken 290 Watt und für die Ganzkörperdecken 251 Watt. Für die unterschiedlichen Decken sind die Ergebnisse in Tabelle 12 zusammengefasst. In einer Übersichtstabelle (Tabelle 36) ist der Wärmefluss in die Decken zusammen mit Temperatur und Luftfluss am Geräteausgang aufgeführt.

Bair Hugger® 505	Typ	Wärmefluss [W]
Oberkörperperdecke	Model 522 [®]	269
Unterkörperperdecke	Model 525 [®]	290
Ganzkörperperdecke	Model 300 [®]	251

Tab. 14: Wärmefluss vom Wärmer Bair Hugger[®] 505 in die jeweils angeschlossene Wärmedecke

4.3 Ergebnisse für das Thermacare[®] Gebläse

4.3.1 Temperatur am Schlauchende des Thermacare[®] Gebläses

Die Temperatur am Ende des Schlauchsystems für alle angeschlossenen Decken betrug im Mittel 43,2 °C . Für die Oberkörperdecken und Unterkörperdecken betrug die Temperatur im Mittel 43,5°C und für die Ganzkörperdecken 42,7°C. In Tabelle 16 sind die Temperaturen aufgelistet. Ebenso sind diese Werte in der Übersichtstabelle 36 am Ende des Ergebnisteils zu finden.

Thermacare® TC3003	Typ	Temperatur am Schlauchausgang [°C]
Oberkörperperdecke	TC 2052 [®]	43,5
Unterkörperperdecke	TC 2050 [®]	43,5
Ganzkörperperdecke	TC 1050 [®]	42,7

Tab. 15: Temperaturen am Schlauchende Thermacare[®] TC 3003 mit jeweils angeschlossener Wärmedecke

4.3.2 Luftfluss am Schlauchende des Thermacare® Gebläses

Der Luftfluss des Thermacare® Gebläses mit angeschlossenen Decken betrug im Mittel 12,6 l s⁻¹. Der Mittelwert des Luftflusses betrug sowohl bei den Oberkörperdecken 15,1 l s⁻¹, bei den Unterkörperdecken 10 l s⁻¹ und bei den Ganzkörperdecken 12,8 l s⁻¹. In Tabelle 17 und Tabelle 36 sind die Ergebnisse für die unterschiedlichen Deckentypen zusammengetragen.

Thermacare® TC 3003	Typ	Luftfluss [l s ⁻¹]
Oberkörperdecke	TC 2052®	15,1
Unterkörperdecke	TC 2050®	10
Ganzkörperdecke	TC 1050®	12,8

Tab. 16: Luftfluss am Schlauchende Thermacare® TC 3003 mit jeweils angeschlossener Wärmedecke

4.3.3 Wärmefluss vom Thermacare® Gebläse in die Wärmedecken

Der Wärmefluss in die Oberkörperdecken betrug 368 Watt, für die Unterkörperdecken 232 Watt und für die Ganzkörperdecken 306 Watt. Für die unterschiedlichen Decken sind die Ergebnisse in Tabelle 15 zusammengefasst. In der Übersichtstabelle 36 ist der Wärmefluss in die Decken zusammen mit Temperatur und Luftfluss am Geräteausgang aufgeführt.

Thermacare® TC 3003	Typ	Wärmefluss [W]
Oberkörperdecke	TC 2052®	368
Unterkörperdecke	TC 2050®	232
Ganzkörperdecke	TC 1050®	306

Tab. 17: Wärmefluss vom Wärmer Thermacare® TC 3003 in die jeweils angeschlossene Wärmedecke

4.4 Ergebnisse für das Thermacare® Gebläse mit Optisan Wärmedecken

4.4.1 Temperatur am Schlauchende des Thermacare® Gebläses mit angeschlossenen Optisan® Wärmedecken

Die Temperatur am Ende des Schlauchsystems für alle angeschlossenen Decken betrug im Mittel 43°C. Für die Oberkörperdecken betrug die Temperatur im Mittel 43,2°C, für die Unterkörperdecken 43°C und für die Ganzkörperdecken 42,8°C. In Tabelle 19 sind die

Temperaturen aufgelistet. Ebenso sind diese Werte in der Übersichtstabelle 36 am Ende des Ergebnisteils zu finden.

Thermacare® TC 3003	Typ	Temperatur am Schlauchausgang [°C]
Oberkörperdecke	Optisan® Cat.No.570000	43,2
Unterkörperdecke	Optisan® Cat.No.570100, als Unterkörperdecke zusammengerollt	43
Ganzkörperdecke	Optisan® Cat.No.570100	42,8

Tab. 18: Temperaturen am Schlauchende Thermacare® TC 3003 mit jeweils angeschlossener Wärmedecke

4.4.2 Luftfluss am Schlauchende des Thermacare® Gebläses mit angeschlossenen Optisan® Wärmedecken

Der Luftfluss des Thermacare® Gebläses mit angeschlossenen Optisan Wärmedecken betrug im Mittel $19,3 \text{ l s}^{-1}$. Der Mittelwert des Luftflusses betrug bei den Oberkörperdecken $18,9 \text{ l s}^{-1}$, bei den Unterkörperdecken $19,8 \text{ l s}^{-1}$ und bei den Ganzkörperdecken $19,2 \text{ l s}^{-1}$. In Tabelle 20 und Tabelle 36 sind die Ergebnisse für die unterschiedlichen Deckentypen zusammengetragen.

Thermacare® TC 3003	Typ	Luftfluss [l s^{-1}]
Oberkörperdecke	Optisan® Cat.No.570000	18,9
Unterkörperdecke	Optisan® Cat.No.570100, als Unterkörperdecke zusammengerollt	19,8
Ganzkörperdecke	Optisan® Cat.No.570100	19,2

Tab. 19: Luftfluss am Schlauchende Thermacare® TC 3003 mit jeweils angeschlossener Wärmedecke

4.4.3 Wärmefluss vom Thermacare® Gebläse in die Optisan® Wärmedecken

Der Wärmefluss in die Oberkörperdecken betrug 459 Watt, für die als Unterkörperdecke zusammengerollte Ganzkörperdecke 474 Watt und für die Ganzkörperdecken 456 Watt. Für die unterschiedlichen Decken sind die Ergebnisse in Tabelle 18 zusammengefasst. In der Übersichtstabelle 36 ist der Wärmefluss in die Decken zusammen mit Temperatur und Luftfluss am Geräteausgang aufgeführt.

Thermacare® TC 3003	Typ	Wärmefluss [W]
Oberkörperdecke	Optisan® Cat.No.570000	459
Unterkörperdecke	Optisan® Cat.No.570100, als Unterkörperdecke zusammengerollt	474
Ganzkörperdecke	Optisan® Cat.No.570100	456

Tab. 20: Wärmefluss vom Wärmer Thermacare® TC 3003 in die jeweils angeschlossene Wärmedecke

4.5 Ergebnisse für das WarmAir® Gebläse

4.5.1 Temperatur am Schlauchende des WarmAir® Gebläses mit angeschlossenen Wärmedecken

Die Temperatur am Ende des Schlauchsystems für alle angeschlossenen Decken betrug im Mittel 43°C . Für die Oberkörperdecken betrug die Temperatur im Mittel 42,6°C, für die Unterkörperdecken 43,5°C und für die Ganzkörperdecken 42,9°C. In Tabelle 22 sind die Temperaturen aufgelistet. Ebenso sind diese Werte in der Übersichtstabelle (Tabelle 36) am Ende des Ergebnisteils zu finden.

WarmAir® 134	Typ	Temperatur am Schlauchausgang [°C]
Oberkörperdecke	FilteredFlo® No.341	42,6
Unterkörperdecke	FilteredFlo® No.340	43,5
Ganzkörperdecke	FilteredFlo® No. 141	42,9

Tab. 21: Temperaturen am Schlauchende WarmAir® 134 mit jeweils angeschlossener Wärmedecke

4.5.2 Luftfluss am Schlauchende des WarmAir® Gebläses mit angeschlossenen Wärmedecken

Der Luftfluss des WarmAir® Gebläses mit angeschlossenen Wärmedecken betrug im Mittel 16,1 l s⁻¹. Der Mittelwert des Luftflusses betrug bei den Oberkörperdecken 15,2 l s⁻¹, bei den Unterkörperdecken 16,8 l s⁻¹ und bei den Ganzkörperdecken 16,4 l s⁻¹. In Tabelle 23 und Tabelle 36 sind die Ergebnisse für die unterschiedlichen Deckentypen zusammengetragen.

WarmAir® 134	Typ	Luftfluss [l s⁻¹]
Oberkörperdecke	FilteredFlo® No.341	15,2
Unterkörperdecke	FilteredFlo® No.340	16,8
Ganzkörperdecke	FilteredFlo® No. 141	16,4

Tab. 22: Luftfluss am Schlauchende WarmAir® 134 mit jeweils angeschlossener Wärmedecke

4.5.3 Wärmefluss vom WarmAir® Gebläse in die Wärmedecken

Der Wärmefluss in die Oberkörperdecken betrug 356 Watt, für die Unterkörperdecken 389 Watt und für die Ganzkörperdecken 393 Watt. Für die unterschiedlichen Decken sind die Ergebnisse in Tabelle 21 zusammengefasst. In einer Übersichtstabelle (Tabelle 36) ist der Wärmefluss in die Decken zusammen mit Temperatur und Luftfluss am Geräteausgang aufgeführt.

WarmAir® 134	Typ	Wärmefluss [W]
Oberkörperdecke	FilteredFlo® No.341	356
Unterkörperdecke	FilteredFlo® No.340	389
Ganzkörperdecke	FilteredFlo® No. 141	393

Tab. 23: Wärmefluss vom Wärmer WarmAir® 134 in die jeweils angeschlossene Wärmedecke

4.6 Temperaturgradient ΔT ($T_{AIL}-T_S$) zwischen Decke und Modell

In den nachfolgenden Tabellen sind die Temperaturgradienten ΔT ($T_{AIL}-T_S$) für jede Wärmeeinheit mit den jeweiligen Wärmedecken bei einer Modelloberflächentemperatur von 36°C und 38°C aufgeführt, die sich aus den grafischen Darstellungen der Auftragung des Temperaturgradienten ΔT ($T_{AIL}-T_S$) gegen die Oberflächentemperatur (T_S) entnehmen und berechnen lassen (Abbildung 50 bis 61). In der Übersichtstabelle (Tabelle 37) ist ΔT bei 36 °C und 38 °C mit weiteren Ergebnissen, die bei der Untersuchung der Wärmeeinheiten am Modell erfasst wurden, zusammengetragen.

Bair Hugger® 505	ΔT ($T_{AIL}-T_S$) bei $T_S=36$ °C [°C]	ΔT ($T_{AIL}-T_S$) bei $T_S=38$ °C [°C]
Oberkörperdecke		
Model 522®	1,37	0,51
Unterkörperdecke		
Model 525®	1,25	0,65
Ganzkörperdecke		
Model 300®	0,43	-0,06

Tab. 24: Temperaturdifferenz ΔT zwischen Temperatur an der Deckenunterseite und der Oberflächentemperatur des Modells bei einer Oberflächentemperatur des Modells von $T_S=36$ °C und $T_S=38$ °C für das Bair Hugger® Gebläse und die jeweiligen Wärmedecken

Thermacare® TC 3003		
	$\Delta T (T_{\text{AIL}}-T_{\text{S}})$ bei $T_{\text{S}}=36\text{ °C}$ [°C]	$\Delta T (T_{\text{AIL}}-T_{\text{S}})$ bei $T_{\text{S}}=38\text{ °C}$ [°C]
Oberkörperdecken		
TC 2052®	1,88	1,1
Optisan® Cat.No.570000	2,26	1,28
Unterkörperdecken		
TC 2050®	1,38	0,63
Optisan® Cat.No.570100, als Unterkörperdecke zusammengerollt	1,79	0,9
Ganzkörperdecken		
TC 1050®	0,83	0,26
Optisan® Cat.No.570100	1,22	0,43

Tab. 25: Temperaturdifferenz ΔT zwischen Temperatur an der Deckenunterseite und der Oberflächentemperatur des Modells bei einer Oberflächentemperatur des Modells von $T_{\text{S}}=36\text{ °C}$ und $T_{\text{S}}=38\text{ °C}$ für das Thermacare® Gebläse und die jeweiligen Wärmdecken

WarmAir® 134		
	$\Delta T (T_{\text{AIL}}-T_{\text{S}})$ bei $T_{\text{S}}=36\text{ °C}$ [°C]	$\Delta T (T_{\text{AIL}}-T_{\text{S}})$ bei $T_{\text{S}}=38\text{ °C}$ [°C]
Oberkörperdecke		
FilteredFlo® No.341	2,02	1,14
Unterkörperdecke		
FilteredFlo® No.340	2,15	1,08
Ganzkörperdecke		
FilteredFlo® No.141	1,05	0,27

Tab. 26: Temperaturdifferenz ΔT zwischen Temperatur an der Deckenunterseite und der Oberflächentemperatur des Modells bei einer Oberflächentemperatur des Modells von $T_{\text{S}}=36\text{ °C}$ und $T_{\text{S}}=38\text{ °C}$ für das WarmAir® Gebläse und die jeweiligen Wärmdecken

4.6.1 Grafische Darstellung der jeweiligen Temperaturgradienten ΔT ($T_{AIL}-T_S$) zwischen Decke und Modell

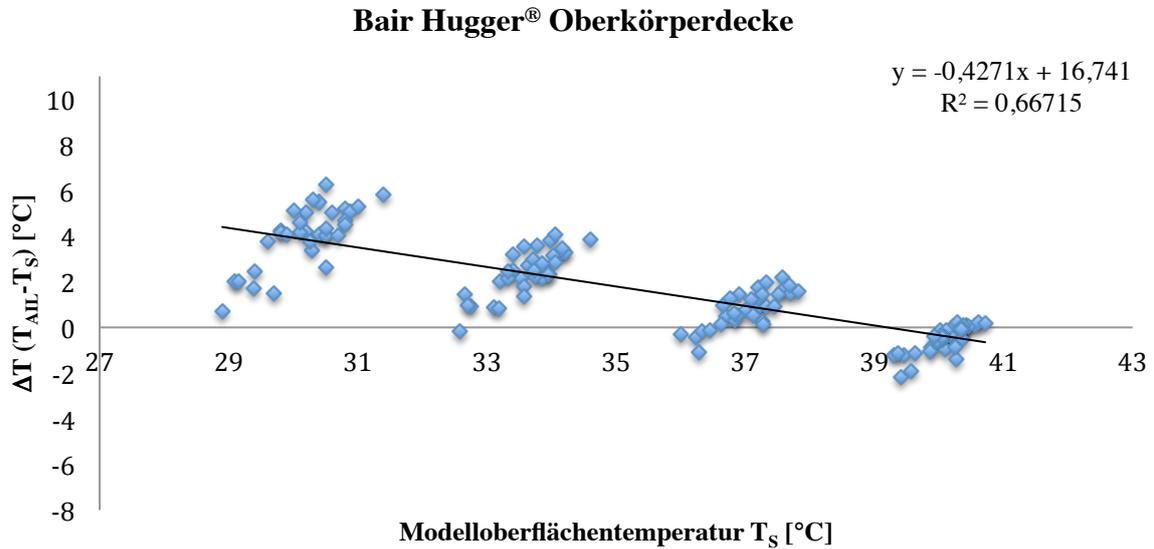


Abb. 39: Temperaturgradient ΔT ($T_{AIL}-T_S$) zwischen der Wärmedeckenunterseite und der Modelloberflächentemperatur aufgetragen gegen die Modelloberflächentemperatur T_S mit Regressionsanalyse für das Bair Hugger® Gebläse mit der Oberkörperdecke

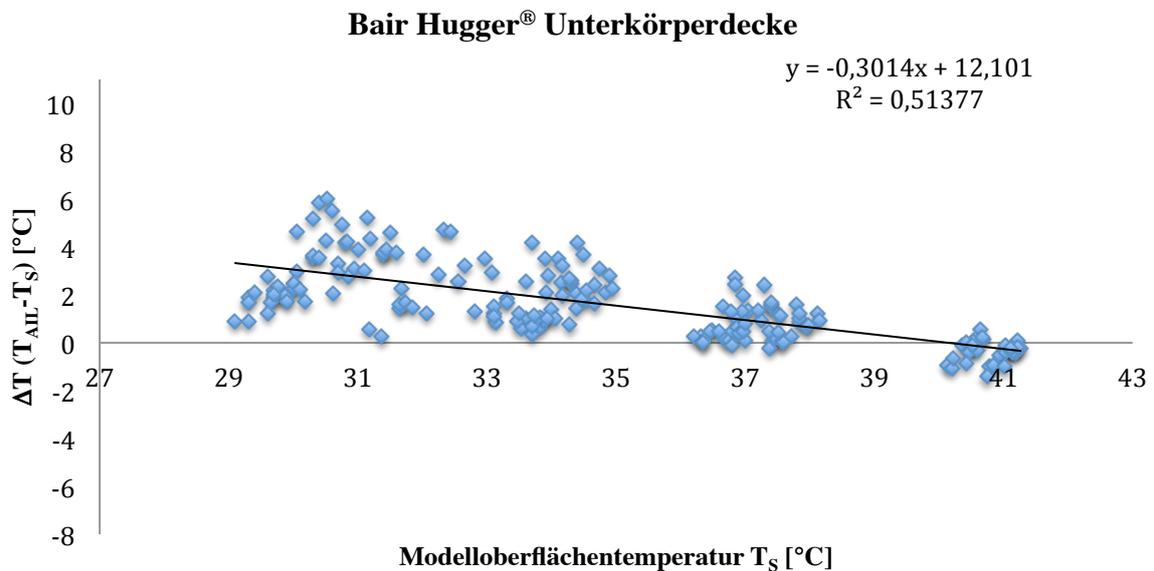


Abb. 40: Temperaturgradient ΔT ($T_{AIL}-T_S$) zwischen der Wärmedeckenunterseite und der Modelloberflächentemperatur aufgetragen gegen die Modelloberflächentemperatur T_S mit Regressionsanalyse für das Bair Hugger® Gebläse mit der Unterkörperdecke

Bair Hugger® Ganzkörperdecke

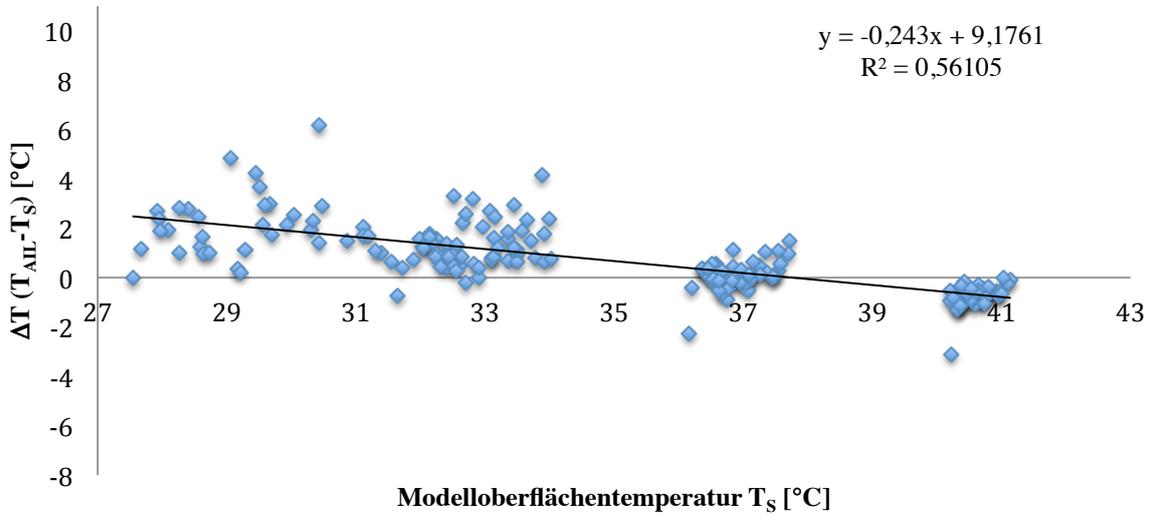


Abb. 41: Temperaturgradient $\Delta T (T_{AIL}-T_S)$ zwischen der Wärmedeckenunterseite und der Modelloberflächentemperatur aufgetragen gegen die Modelloberflächentemperatur T_S mit Regressionsanalyse für das Bair Hugger® Gebläse mit der Ganzkörperdecke

Thermacare® Oberkörperdecke

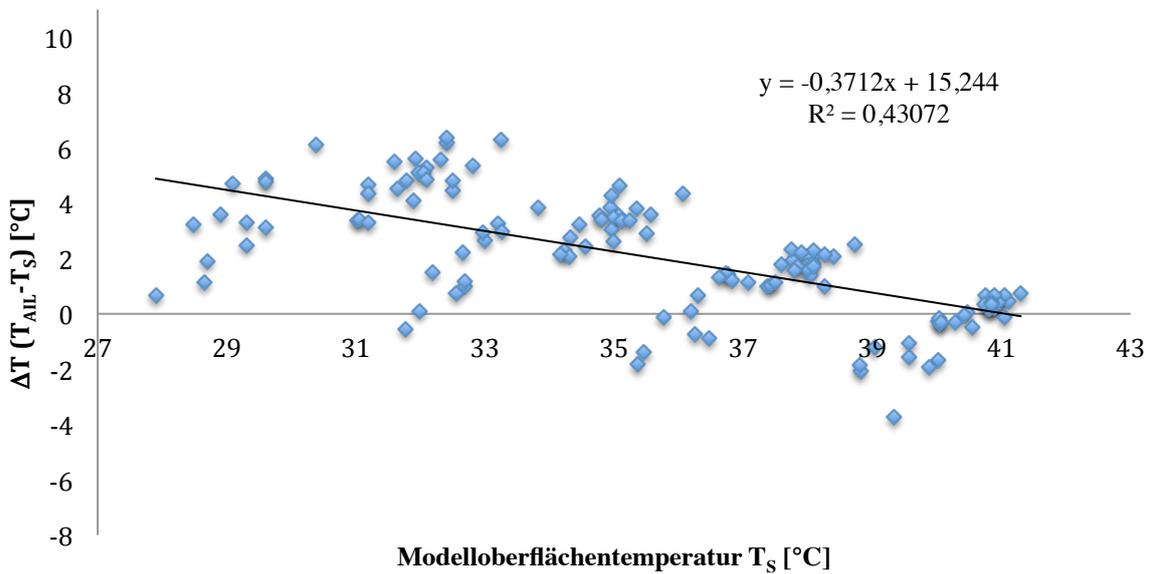


Abb. 42: Temperaturgradient $\Delta T (T_{AIL}-T_S)$ zwischen der Wärmedeckenunterseite und der Modelloberflächentemperatur aufgetragen gegen die Modelloberflächentemperatur T_S mit Regressionsanalyse für das Thermacare® Gebläse mit der Oberkörperdecke

Thermacare® Unterkörperdecke

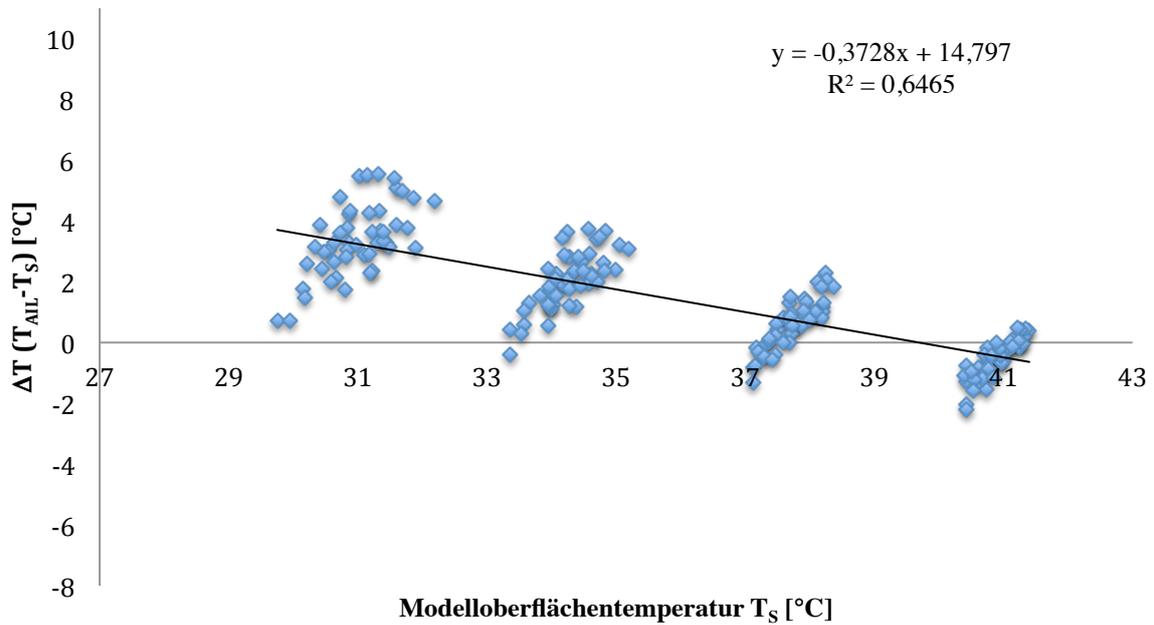


Abb. 43: Temperaturgradient $\Delta T (T_{AIL}-T_S)$ zwischen der Wärmedeckenunterseite und der Modelloberflächentemperatur aufgetragen gegen die Modelloberflächentemperatur T_S mit Regressionsanalyse für das Thermacare® Gebläse mit der Unterkörperdecke

Thermacare® Ganzkörperdecke

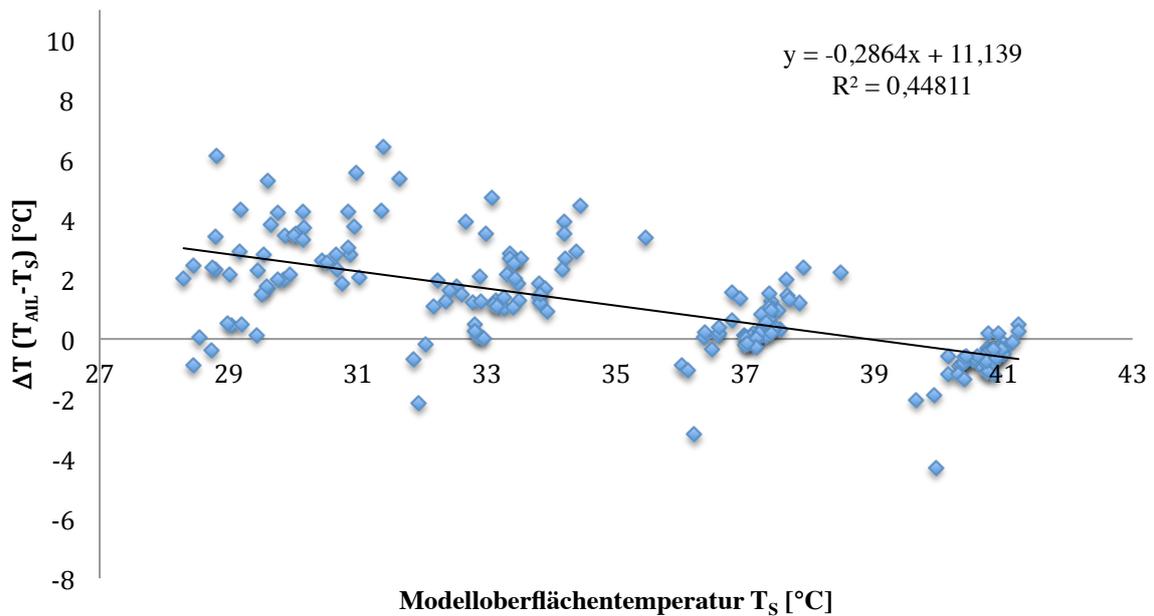


Abb. 44: Temperaturgradient $\Delta T (T_{AIL}-T_S)$ zwischen der Wärmedeckenunterseite und der Modelloberflächentemperatur aufgetragen gegen die Modelloberflächentemperatur T_S mit Regressionsanalyse für das Thermacare® Gebläse mit der Ganzkörperdecke

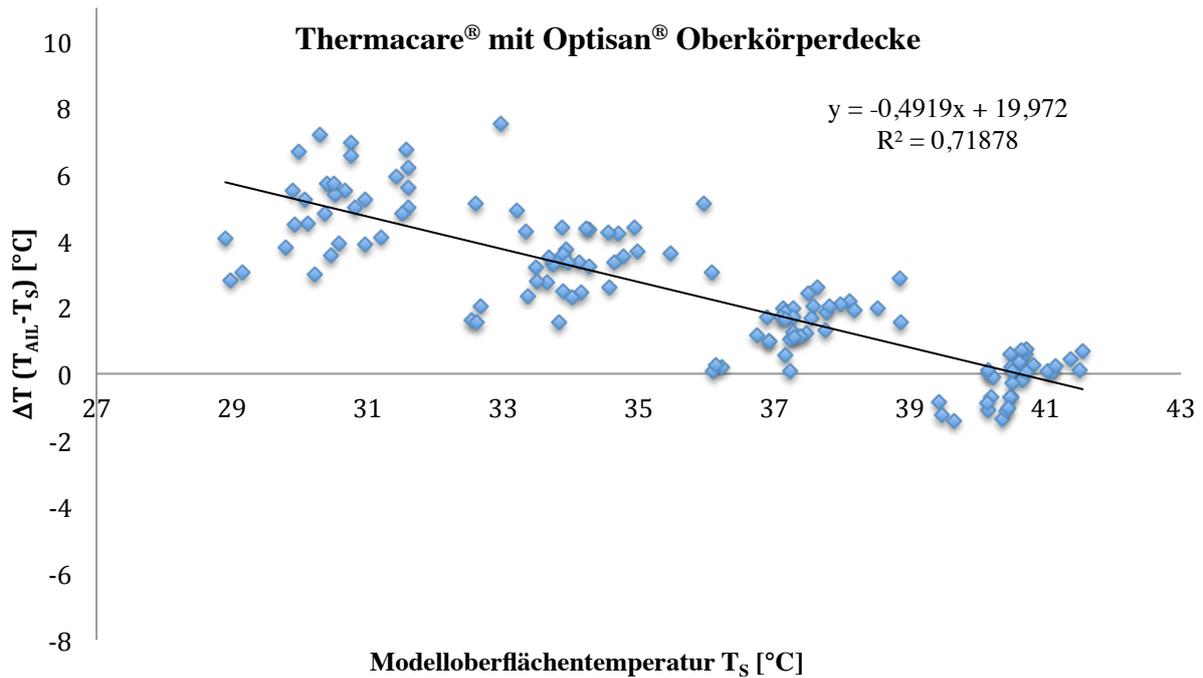


Abb. 45: Temperaturgradient ΔT ($T_{AIL} - T_S$) zwischen der Wärmedeckenunterseite und der Modelloberflächentemperatur aufgetragen gegen die Modelloberflächentemperatur T_S mit Regressionsanalyse für das Thermacare® Gebläse mit der Optisan® Oberkörperdecke

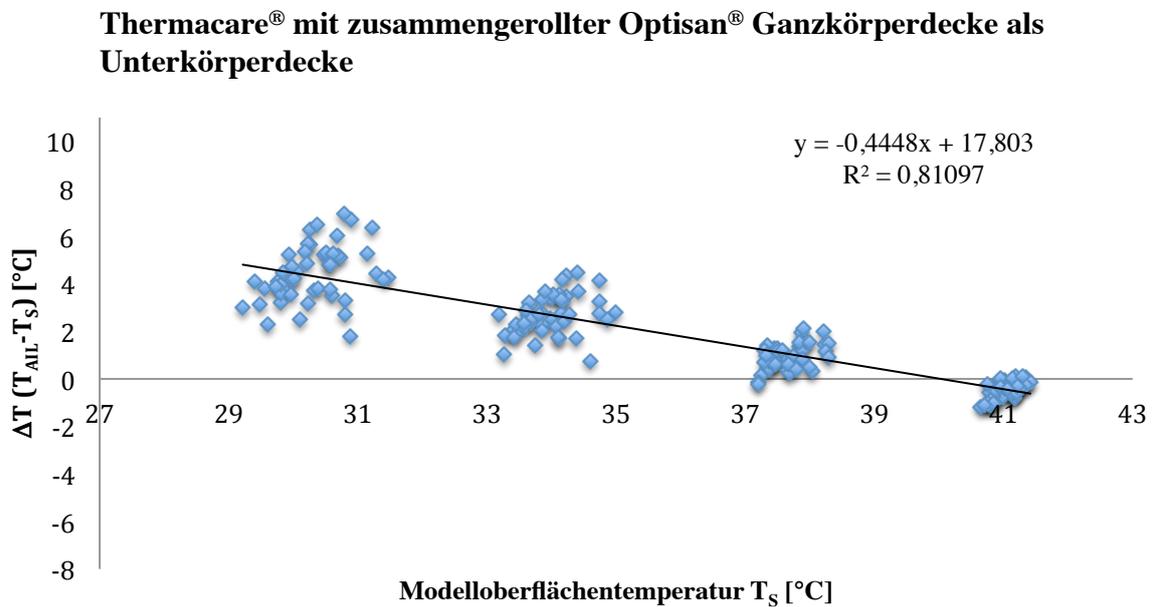


Abb. 46: Temperaturgradient ΔT ($T_{AIL} - T_S$) zwischen der Wärmedeckenunterseite und der Modelloberflächentemperatur aufgetragen gegen die Modelloberflächentemperatur T_S mit Regressionsanalyse für das Thermacare® Gebläse mit der zusammengerollten Optisan® Ganzkörperdecke als Unterkörperdecke

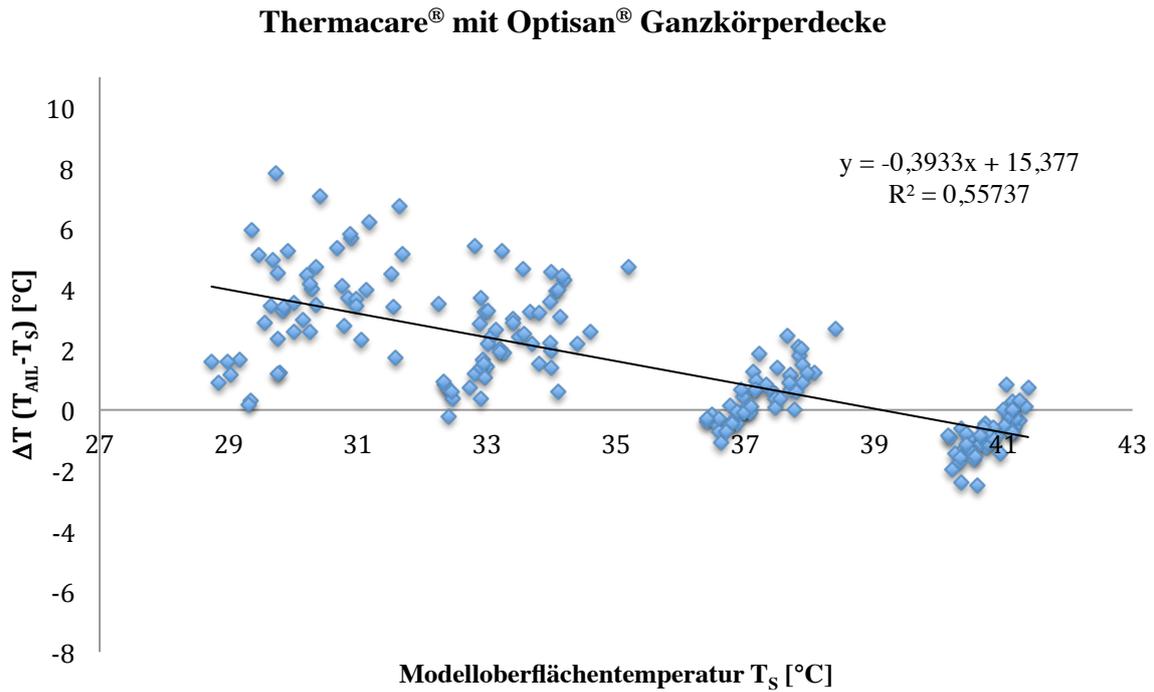


Abb. 47: Temperaturgradient ΔT ($T_{AIL}-T_S$) zwischen der Wärmedeckenunterseite und der Modelloberflächentemperatur aufgetragen gegen die Modelloberflächentemperatur T_S mit Regressionsanalyse für das Thermacare® Gebläse mit der Optisan® Ganzkörperdecke

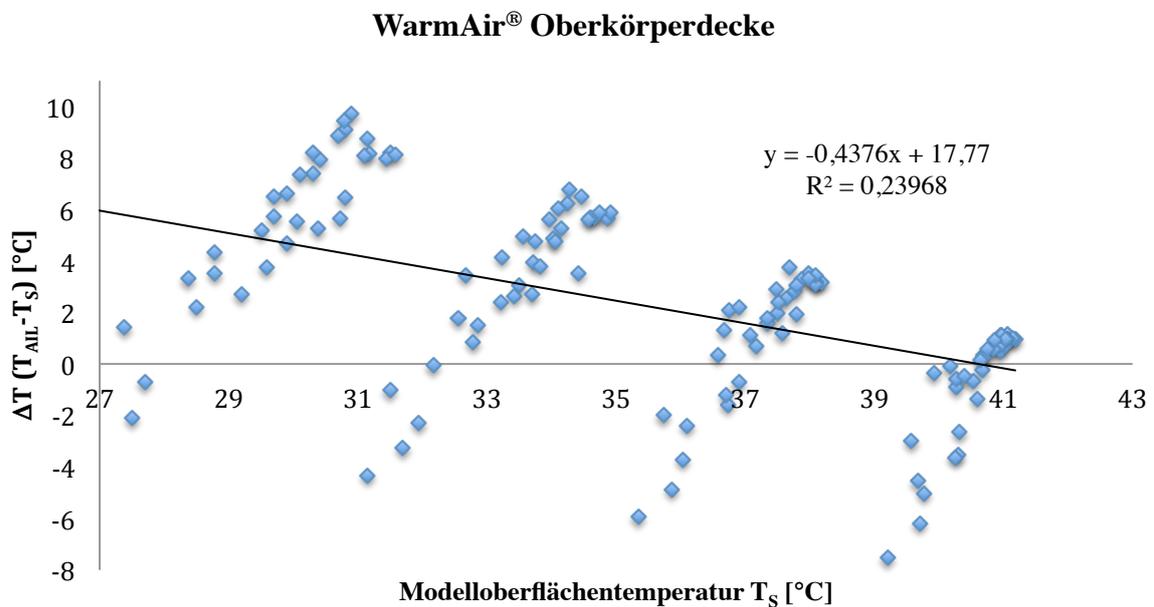


Abb. 48: Temperaturgradient ΔT ($T_{AIL}-T_S$) zwischen der Wärmedeckenunterseite und der Modelloberflächentemperatur aufgetragen gegen die Modelloberflächentemperatur T_S mit Regressionsanalyse für das WarmAir® Gebläse mit der Oberkörperdecke

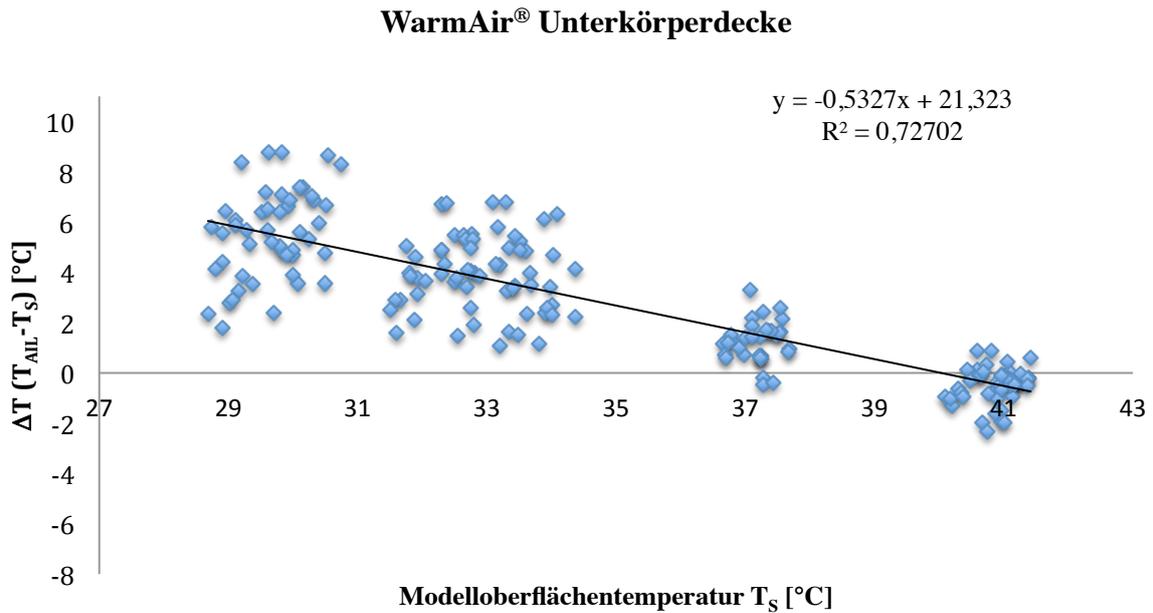


Abb. 49: Temperaturgradient ΔT ($T_{AIL}-T_S$) zwischen der Wärmedeckenunterseite und der Modelloberflächentemperatur aufgetragen gegen die Modelloberflächentemperatur T_S mit Regressionsanalyse für das WarmAir® Gebläse mit der Unterkörperdecke

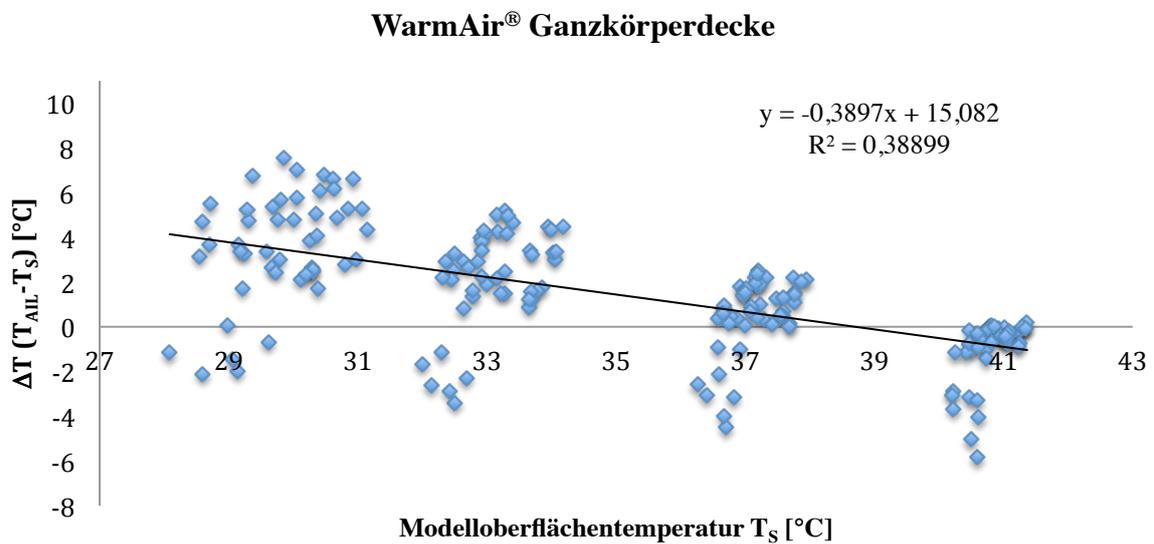


Abb. 50: Temperaturgradient ΔT ($T_{AIL}-T_S$) zwischen der Wärmedeckenunterseite und der Modelloberflächentemperatur aufgetragen gegen die Modelloberflächentemperatur T_S mit Regressionsanalyse für das WarmAir® Gebläse mit der Ganzkörperdecke

4.7 Wärmeaustauschkoefizient h_{RC}

Der Wärmeaustauschkoefizient h_{RC} wurde für jede getestete Wärmeeinheit aus insgesamt drei Messwiederholungen ermittelt. In den nachfolgenden Tabellen 27 bis 29 sind die ermittelten Wärmeaustauschkoefizienten für die unterschiedlichen Wärmedecken und Geräte aufgeführt. In der Übersichtstabelle 37 am Ende des Ergebnisteils sind die Ergebnisse bezüglich der Wärmeaustauschkoefizienten ebenfalls zusammengetragen. Zur Ermittlung des h_{RC} der jeweiligen Wärmeeinheit wurde der Wärmefluss gegen die Temperaturdifferenz ΔT ($T_{AIL}-T_S$) aufgetragen, und der h_{RC} mittels Regressionsanalyse bestimmt. Eine Darstellung erfolgt ebenfalls für jede Wärmeeinheit (Abbildung 38 bis 49).

Bair Hugger® 505	Deckentyp	h_{RC} [$W\ m^2\ ^\circ C^{-1}$]
Oberkörperdecke	Model 522®	27,23
Unterkörperdecke	Model 525®	25,53
Ganzkörperdecke	Model 300®	21,86

Tab. 27: Wärmeaustauschkoefizienten für die verschiedenen Wärmedecken am Bair Hugger® Gebläse

Thermacare® TC 3003	Deckentyp	h_{RC} [$W\ m^2\ ^\circ C^{-1}$]
Oberkörperdecken	TC 2052®	28,81
	Optisan® Cat.No.570000	24,97
Unterkörperdecken	TC 2050®	24,5
	Optisan® Cat.No.570100, als Unterkörperdecke zusammen-gerollt	16,1
Ganzkörperdecken	TC 1050®	23,59
	Optisan® Cat.No.570100	17,13

Tab. 28: Wärmeaustauschkoefizienten für die verschiedenen Wärmedecken am Thermacare® Gebläse

WarmAir® 134	Deckentyp	$h_{RC} [W m^{-2} °C^{-1}]$
Oberkörperdecke	FilteredFlo® No.341	17,74
Unterkörperdecke	FilteredFlo® No.340	14,43
Ganzkörperdecke	FilteredFlo® No.141	13,37

Tab. 29: Wärmeaustauschkoeffizienten für die verschiedenen Wärmedecken am WarmAir® Gebläse

4.7.1 Grafische Darstellung der jeweiligen Wärmeaustauschkoeffizienten

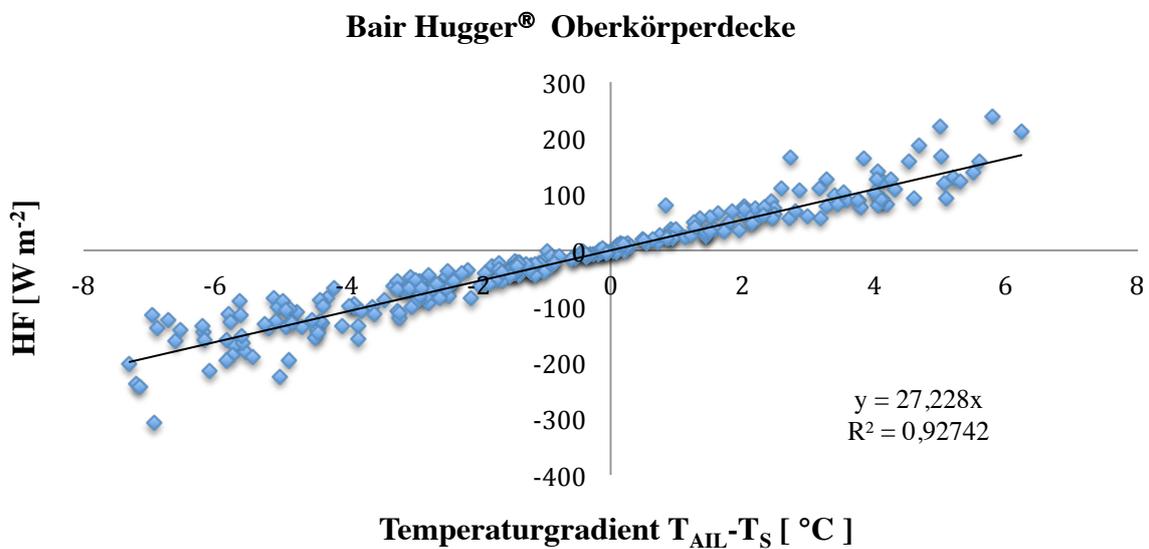


Abb. 51: Darstellung des Wärmeflusses gegen den Temperaturgradienten $T_{AIL}-T_S$ zwischen der Temperatur an der Deckenunterseite und der Oberflächentemperatur des Modells zur Ermittlung des Wärmeaustauschkoeffizienten für Radiation und Konvektion mittels Regressionsanalyse, Bair Hugger® Gebläse mit Oberkörperdecke

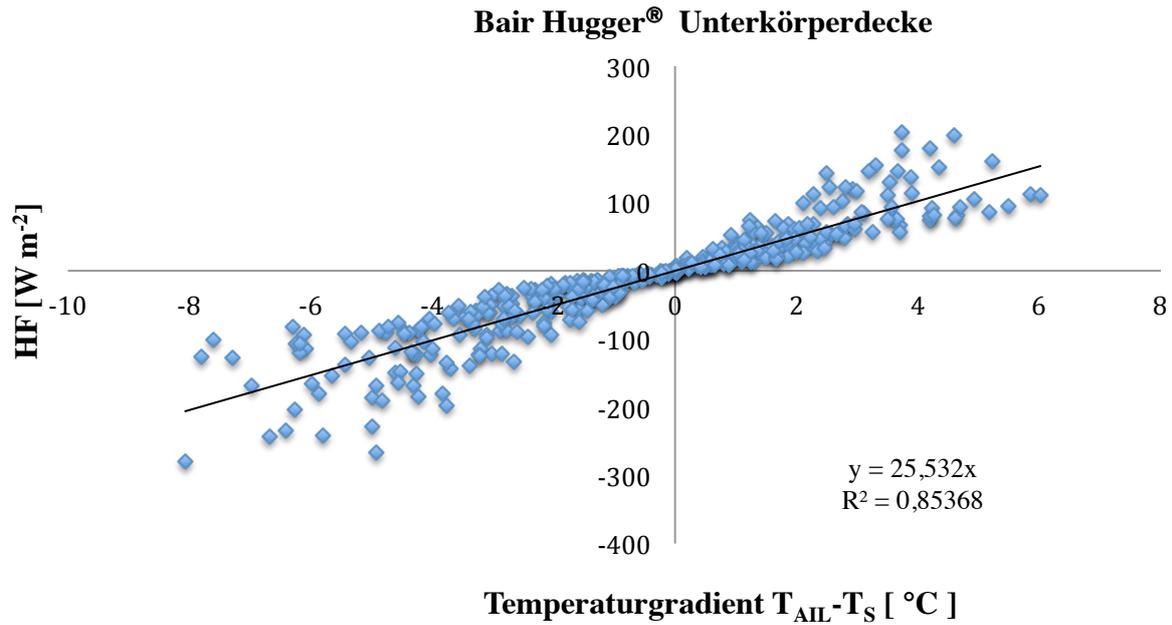


Abb. 52: Darstellung des Wärmeflusses gegen den Temperaturgradienten $T_{AIL}-T_S$ zwischen der Temperatur an der Deckenunterseite und der Oberflächentemperatur des Modells zur Ermittlung des Wärmeaustauschkoeffizienten für Radiation und Konvektion mittels Regressionsanalyse, Bair Hugger® Gebläse mit Unterkörperdecke

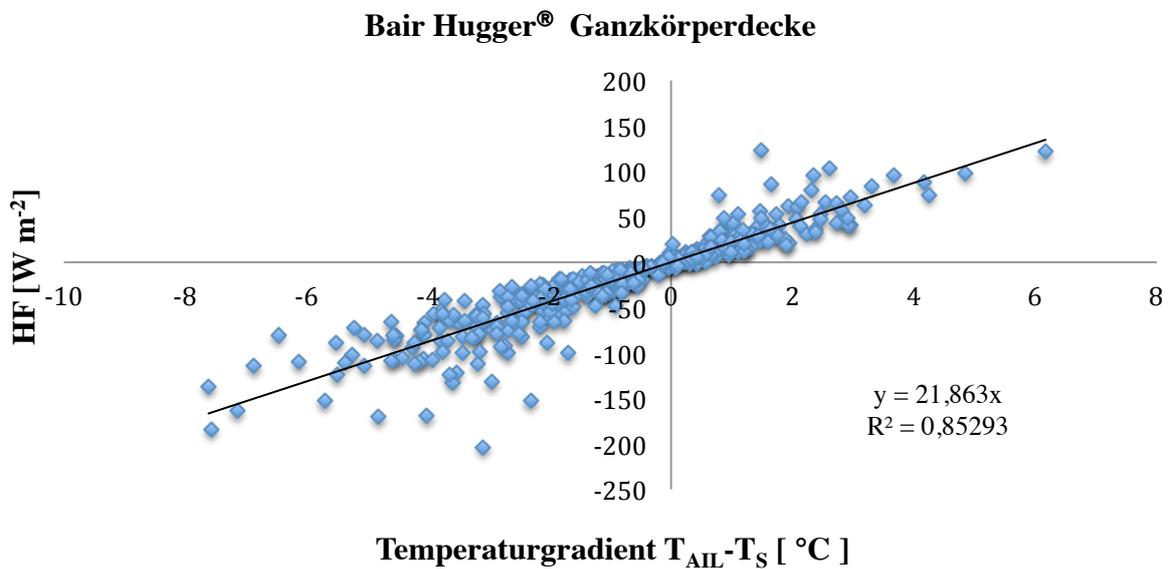


Abb. 53: Darstellung des Wärmeflusses gegen den Temperaturgradienten $T_{AIL}-T_S$ zwischen der Temperatur an der Deckenunterseite und der Oberflächentemperatur des Modells zur Ermittlung des Wärmeaustauschkoeffizienten für Radiation und Konvektion mittels Regressionsanalyse, Bair Hugger® Gebläse mit Ganzkörperdecke

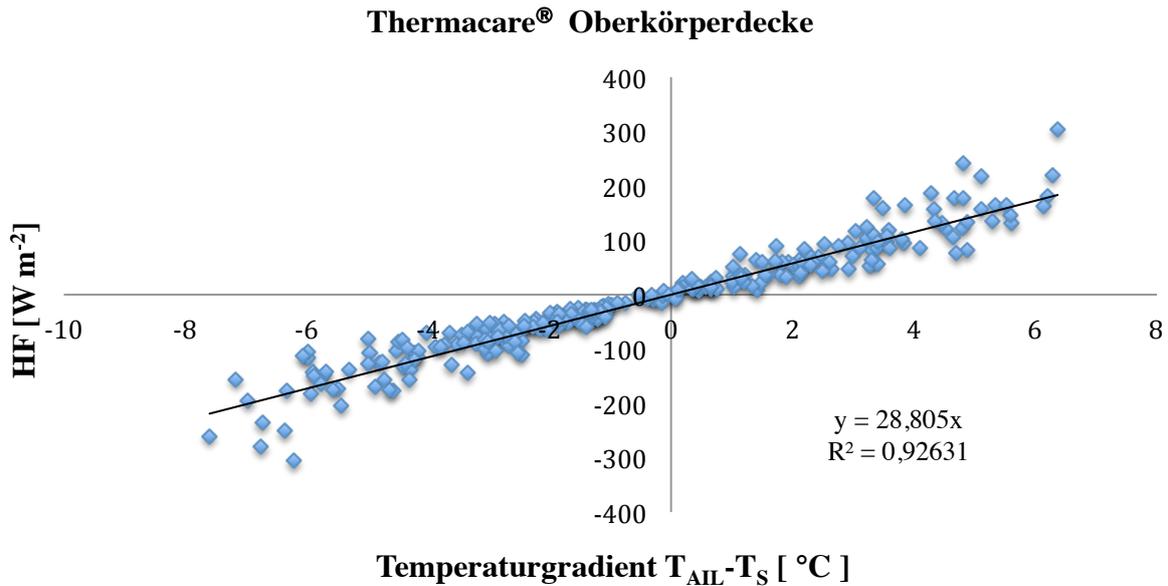


Abb. 54: Darstellung des Wärmeflusses gegen den Temperaturgradienten $T_{AIL}-T_S$ zwischen der Temperatur an der Deckenunterseite und der Oberflächentemperatur des Modells zur Ermittlung des Wärmeaustauschkoeffizienten für Radiation und Konvektion mittels Regressionsanalyse, Thermacare® Gebläse mit Oberkörperdecke

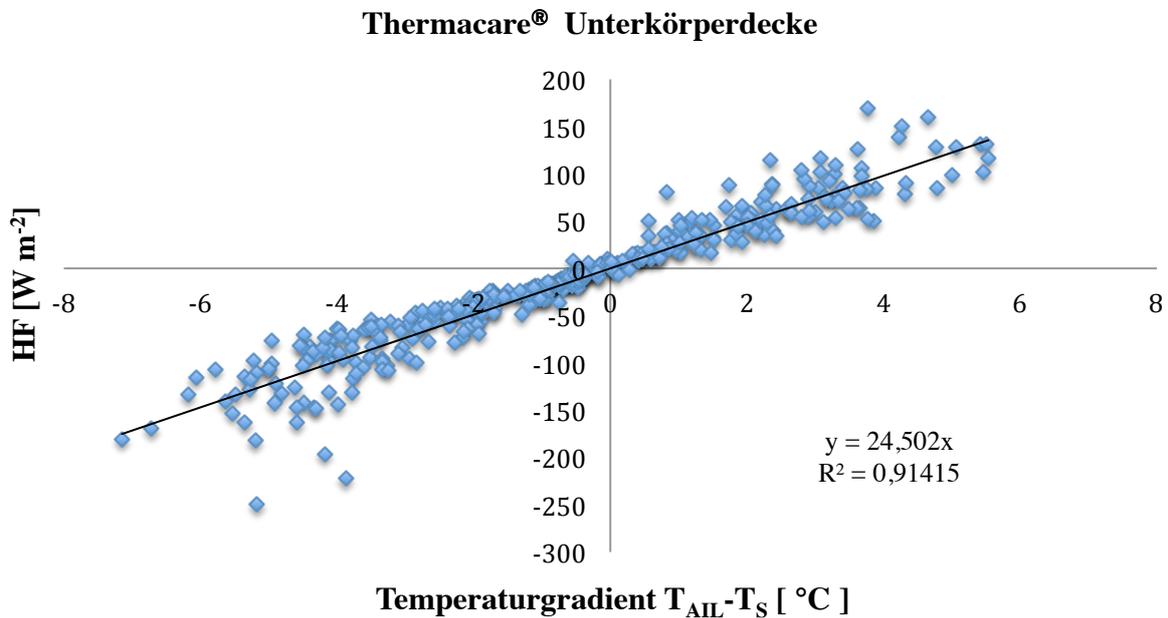


Abb. 55: Darstellung des Wärmeflusses gegen den Temperaturgradienten $T_{AIL}-T_S$ zwischen der Temperatur an der Deckenunterseite und der Oberflächentemperatur des Modells zur Ermittlung des Wärmeaustauschkoeffizienten für Radiation und Konvektion mittels Regressionsanalyse, Thermacare® Gebläse mit Unterkörperdecke

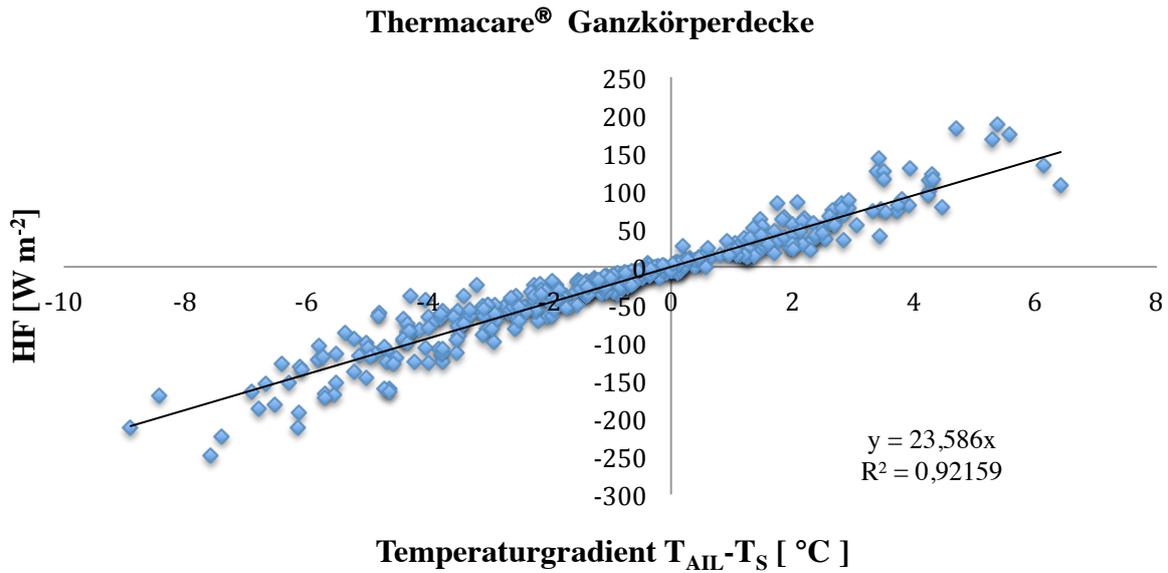


Abb. 56: Darstellung des Wärmeflusses gegen den Temperaturgradienten $T_{AIL}-T_S$ zwischen der Temperatur an der Deckenunterseite und der Oberflächentemperatur des Modells zur Ermittlung des Wärmeaustauschkoeffizienten für Radiation und Konvektion mittels Regressionsanalyse, Thermacare® Gebläse mit Ganzkörperdecke

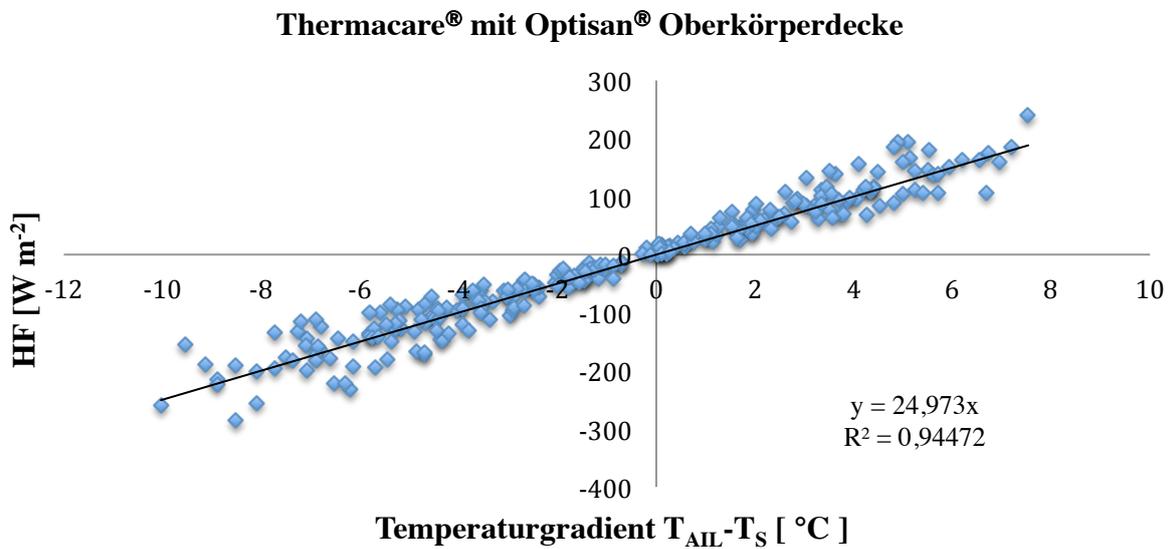


Abb. 57: Darstellung des Wärmeflusses gegen den Temperaturgradienten $T_{AIL}-T_S$ zwischen der Temperatur an der Deckenunterseite und der Oberflächentemperatur des Modells zur Ermittlung des Wärmeaustauschkoeffizienten für Radiation und Konvektion mittels Regressionsanalyse, Thermacare® Gebläse mit Optisan® Oberkörperdecke

Thermacare® mit zusammengerollter Optisan® Ganzkörperdecke als Unterkörperdecke

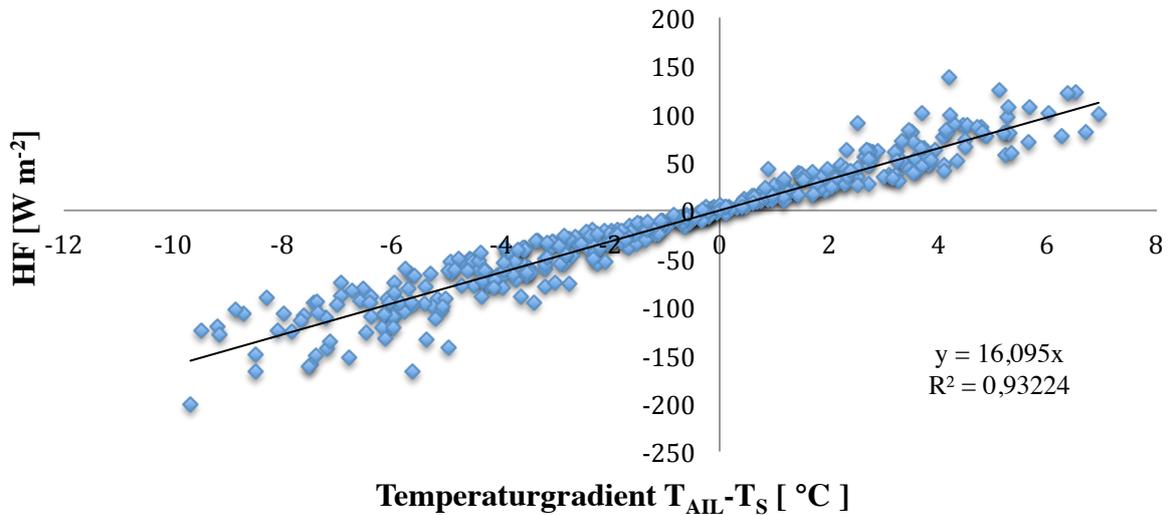


Abb. 58: Darstellung des Wärmeflusses gegen den Temperaturgradienten $T_{\text{AIL}} - T_{\text{S}}$ zwischen der Temperatur an der Deckenunterseite und der Oberflächentemperatur des Modells zur Ermittlung des Wärmeaustauschkoeffizienten für Radiation und Konvektion mittels Regressionsanalyse, Thermacare® Gebläse mit zusammengerollter Optisan® Ganzkörperdecke als Unterkörperdecke

Thermacare® mit Optisan® Ganzkörperdecke

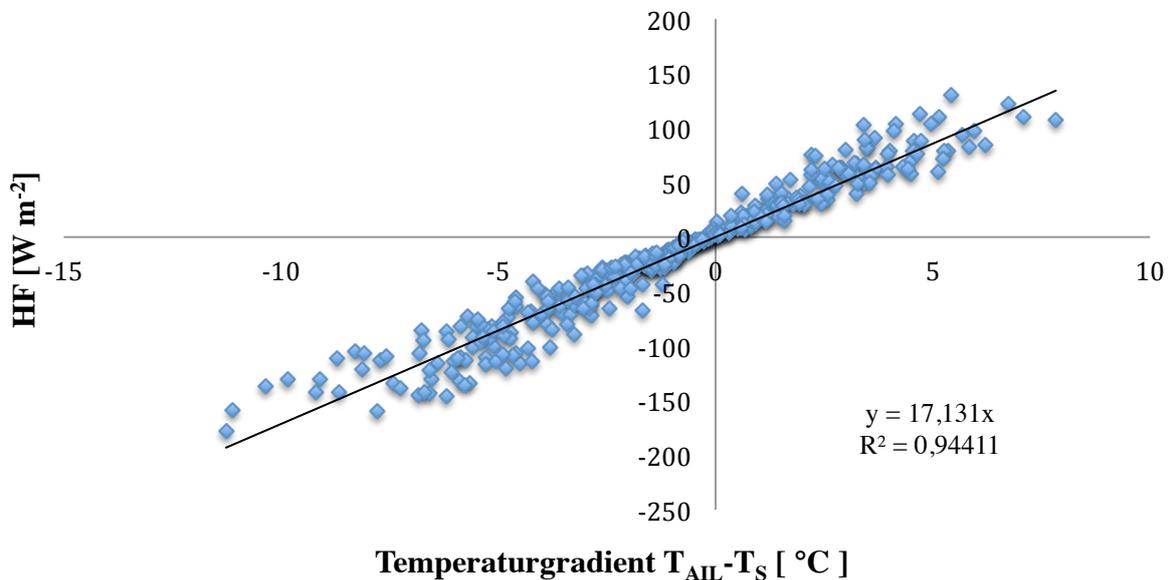


Abb. 59: Darstellung des Wärmeflusses gegen den Temperaturgradienten $T_{\text{AIL}} - T_{\text{S}}$ zwischen der Temperatur an der Deckenunterseite und der Oberflächentemperatur des Modells zur Ermittlung des Wärmeaustauschkoeffizienten für Radiation und Konvektion mittels Regressionsanalyse, Thermacare® Gebläse mit Optisan® Ganzkörperdecke

WarmAir® Oberkörperdecke

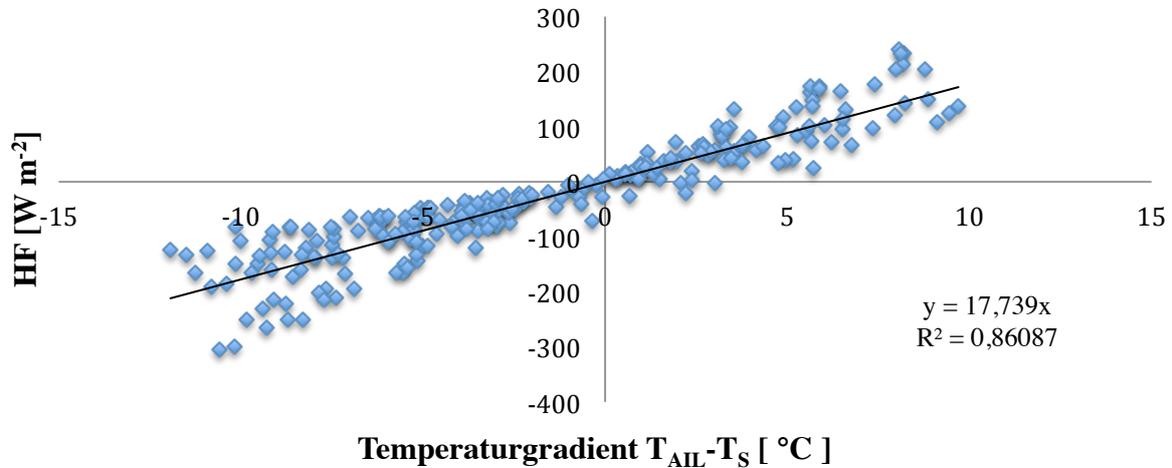


Abb. 60: Darstellung des Wärmeflusses gegen den Temperaturgradienten $T_{AIL} - T_S$ zwischen der Temperatur an der Deckenunterseite und der Oberflächentemperatur des Modells zur Ermittlung des Wärmeaustauschkoeffizienten für Radiation und Konvektion mittels Regressionsanalyse, WarmAir® Gebläse mit Oberkörperdecke

WarmAir® Unterkörperdecke

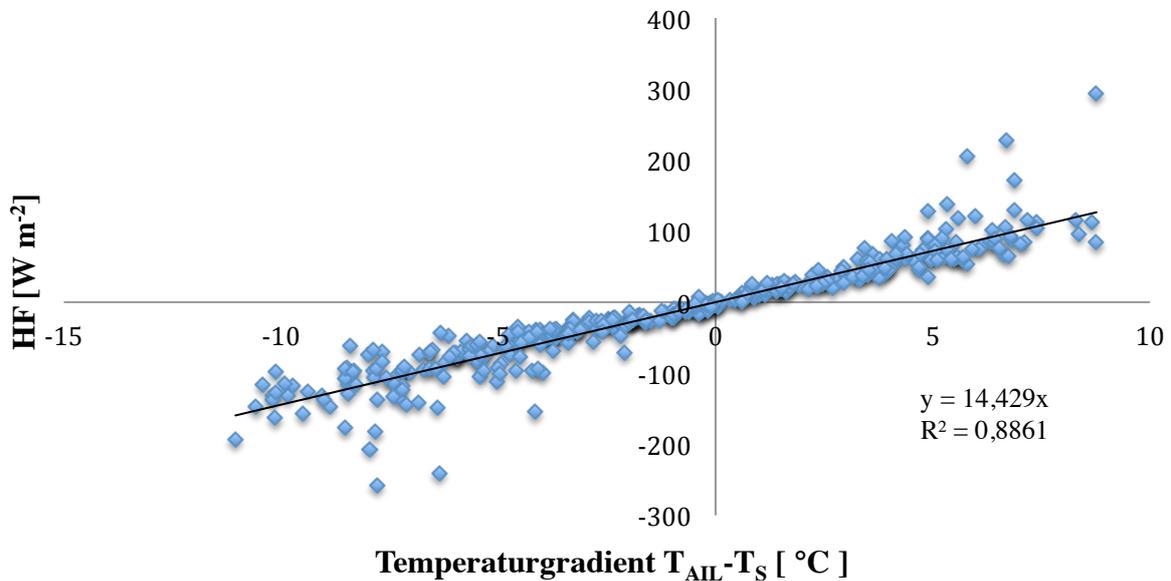


Abb. 61: Darstellung des Wärmeflusses gegen den Temperaturgradienten $T_{AIL} - T_S$ zwischen der Temperatur an der Deckenunterseite und der Oberflächentemperatur des Modells zur Ermittlung des Wärmeaustauschkoeffizienten für Radiation und Konvektion mittels Regressionsanalyse, WarmAir® Gebläse mit Unterkörperdecke

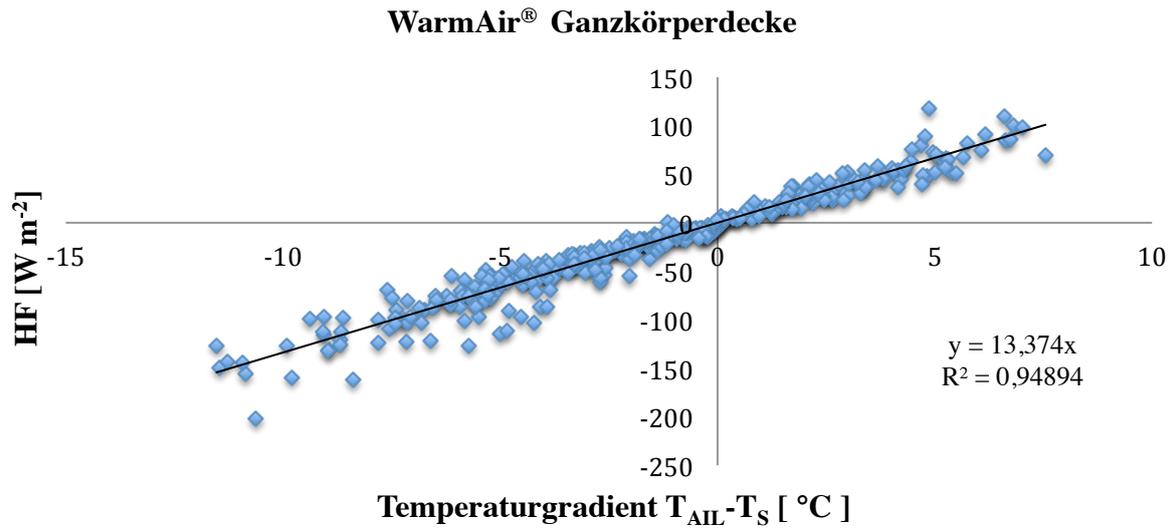


Abb. 62: Darstellung des Wärmeflusses gegen den Temperaturgradienten $T_{AIL}-T_S$ zwischen der Temperatur an der Deckenunterseite und der Oberflächentemperatur des Modells zur Ermittlung des Wärmeaustauschkoeffizienten für Radiation und Konvektion mittels Regressionsanalyse, WarmAir® Gebläse mit Ganzkörperdecke

4.8 Gesamtwärmeaustausch der jeweiligen Decken am Modell

Die Ergebnisse des Gesamtwärmeaustausches sind in nachfolgenden Tabellen für jede Wärmeeinheit bei einer Oberflächentemperatur des Modells von 36 °C und 38 °C angegeben. In einer Übersichtstabelle (Tabelle 37) am Ende des Ergebnisteils ist der Gesamtwärmeaustausch für jede Wärmeeinheit zusammen mit den ihn beeinflussenden Faktoren (Wärmeaustauschkoeffizient und Temperaturgradient bei einer Oberflächentemperatur des Modells von 36 °C und 38 °C) aufgeführt.

Bair Hugger® 505	Wärmeaustausch bei 36 °C [W]	Wärmeaustausch bei 38 °C [W]
Oberkörperdecke		
Model 522®	13	4,9
Unterkörperdecke		
Model 525®	17,2	8,9
Ganzkörperdecke		
Model 300®	11,3	-1,5

Tab. 30: Gesamtwärmeaustausch der verschiedenen Deckentypen mit dem Bair Hugger® Gebläse bei einer Oberflächentemperatur des Kupfermodells von 36 °C und 38 °C

Thermacare® TC 3003	Wärmeaustausch bei 36 °C [W]	Wärmeaustausch bei 38 °C [W]
Oberkörperdecken		
TC 2052®	19	11,1
Optisan® Cat.No.570000	19,8	11,2
Unterkörperdecken		
TC 2050®	18,2	8,4
Optisan® Cat.No.570100, als Unterkörperdecke zusammengerollt	15,6	7,8
Ganzkörperdecken		
TC 1050®	23,7	7,3
Optisan® Cat.No.570100	25,3	9

Tab. 31: Gesamtwärmeaustausch der verschiedenen Deckentypen mit dem Thermacare® Gebläse bei einer Oberflächentemperatur des Kupfermodells von 36 °C und 38 °C

WarmAir® 134	Wärmeaustausch bei 36 °C [W]	Wärmeaustausch bei 38 °C [W]
Oberkörperdecke		
FilteredFlo® No.341	12,5	7,1
Unterkörperdecke		
FilteredFlo® No.340	16,7	8,4
Ganzkörperdecke		
FilteredFlo® No.141	17	4,4

Tab. 32: Gesamtwärmeaustausch der verschiedenen Deckentypen mit dem WarmAir® Gebläse bei einer Oberflächentemperatur des Kupfermodells von 36°C und 38°C

4.9 Wirkungsgrad der untersuchten Wärmeeinheiten mit den jeweiligen Wärmedecken

Bair Hugger® 505	Wirkungsgrad bei $T_s=36\text{ °C}$ [%]	Wirkungsgrad bei $T_s=38\text{ °C}$ [%]
Oberkörperdecke		
Model 522®	4,84	1,81
Unterkörperdecke		
Model 525®	5,94	3,08
Ganzkörperdecke		
Model 300®	5,17	-

Tab. 33: Wirkungsgrad für eine Modelloberflächentemperatur $T_s=36\text{ °C}$ und $T_s=38\text{ °C}$ unter Verwendung des Bair Hugger® Gebläses (fehlende Angabe bei negativem Wärmefluss) mit den jeweiligen Wärmedecken

Thermacare® TC 3003	Wirkungsgrad bei $T_s=36\text{ °C}$ [%]	Wirkungsgrad bei $T_s=38\text{ °C}$ [%]
Oberkörperdecken		
TC 2052®	5,15	3,02
Optisan® Cat.No.570000	4,31	2,44
Unterkörperdecken		
TC 2050®	9,32	4,27
Optisan® Cat.No.570100, als Unterkörperdecke zusammengerollt	3,89	1,96
Ganzkörperdecken		
TC 1050®	8,87	2,74
Optisan® Cat.No.570100	6,36	2,25

Tab. 34: Wirkungsgrad für eine Modelloberflächentemperatur $T_s=36\text{ °C}$ und $T_s=38\text{ °C}$ unter Verwendung des Thermacare® Gebläses mit den jeweiligen Wärmedecken

WarmAir® 134	Wirkungsgrad bei $T_s=36\text{ °C}$ [%]	Wirkungsgrad bei $T_s=38\text{ °C}$ [%]
Oberkörperdecke		
FilteredFlo® No.341	3,52	1,99
Unterkörperdecke		
FilteredFlo® No.340	5,09	2,56
Ganzkörperdecke		
FilteredFlo® No.141	4,98	1,29

Tab. 35: Wirkungsgrad für eine Modelloberflächentemperatur $T_s=36\text{ °C}$ und $T_s=38\text{ °C}$ unter Verwendung des WarmAir® Gebläses mit den jeweiligen Wärmedecken

4.10 Übersichtstabellen

Die nachfolgenden zwei Übersichtstabellen fassen zum einen die Ergebnisse der Messungen an den Wärmeeinheiten und zum anderen die Ergebnisse der Messungen am Modell zusammen. In Tabelle 36 sind die Temperatur und der Luftfluss der einzelnen Wärmeeinheiten am Schlauchende mit angeschlossener Decke, sowie der daraus resultierende Wärmefluss in die Wärmedecken aufgeführt. In Tabelle 37 sind der Wärmeaustauschkoefizient, die Temperaturgradienten bei Modelloberflächentemperaturen von 36 °C und 38 °C und die jeweiligen Wärmeflüsse bei 36 °C und 38 °C für die einzelnen Wärmeeinheiten mit den jeweiligen Wärmedecken aufgeführt.

	Temperatur am Schlauchende [°C]	Luftfluss am Schlauchende [l s ⁻¹]	Wärmefluss in die Decken [W]
Oberkörperdecken			
Bair Hugger[®] 505 mit Model 522[®]	42,6	11,7	269
Thermacare[®] TC 3003 mit TC 2052[®]	43,5	15,1	368
Thermacare[®] TC 3003 mit Optisan[®] Cat.No. 570000	43,2	18,9	459
WarmAir[®] 134 mit FilteredFlo[®] No.341	42,6	15,2	356
Unterkörperdecken			
Bair Hugger[®] 505 mit Model 525[®]	42,3	12,5	290
Thermacare[®] TC 3003 mit TC 2050[®]	43,5	10	232
Thermacare[®] TC 3003 mit Optisan[®] Cat.No. 570100 als Unterkör- perdecke zusammen- gerollt	43	19,8	474
WarmAir[®] 134 mit FilteredFlo[®] No.340	43,5	16,8	389
Ganzkörperdecken			
Bair Hugger[®] 505 mit Model 300[®]	42,8	10,7	251
Thermacare[®] TC 3003 mit TC 1050[®]	42,7	12,8	306
Thermacare[®] TC 3003 mit Optisan[®] Cat.No. 570100	42,8	19,2	456
WarmAir[®] 134 mit FilteredFlo[®] No.141	42,9	16,4	393

Tab. 36: Übersicht der Ergebnisse der Messungen an den Wärmeeinheiten

	h_{RC} [W m ⁻² °C ⁻¹]	$\Delta T (T_{AIL}-T_S)$ bei $T_S=36$ °C [°C]	$\Delta T (T_{AIL}-T_S)$ bei $T_S=38$ °C [°C]	Wärmeaus- tausch bei 36°C [W]	Wärmeaus- tausch bei 38°C [W]
Oberkörperdecken					
Bair Hugger® 505 mit Model 522®	27,23	1,37	0,51	13	4,9
Thermacare® TC 3003 mit TC2052®	28,81	1,88	1,1	19	11,1
Thermacare® TC 3003 mit Optisan® Cat.No. 570000	24,97	2,26	1,28	19,8	11,2
WarmAir® 134 mit FilteredFlo® No.341	17,74	2,02	1,14	12,5	7,1
Unterkörperdecken					
Bair Hugger® 505 mit Model 525®	25,53	1,25	0,65	17,2	8,9
Thermacare® TC 3003 mit TC2050®	24,5	1,38	0,63	18,2	8,4
Thermacare® TC 3003 mit Optisan® Cat.No. 570100 als Unterkörperdecke zusammengerollt	16,1	1,79	0,9	15,6	7,8
WarmAir® 134 mit FilteredFlo® No.340	14,43	2,15	1,08	16,7	8,4
Ganzkörperdecken					
Bair Hugger® 505 mit Model 300®	21,86	0,43	-0,06	11,3	-1,5
Thermacare® TC 3003 mit TC1050®	23,59	0,83	0,26	23,7	7,3
Thermacare® TC 3003 mit Optisan® Cat.No. 570100	17,13	1,22	0,43	25,3	9
WarmAir® 134 mit FilteredFlo® No.141	13,37	1,05	0,27	17	4,4

Tab. 37 : Übersicht der Ergebnisse der Messungen am Modell

5. Diskussion

Konvektive Luftwärmer wurden in klinischen Untersuchungen unter unterschiedlichen Anforderungen getestet (Kurz et al. 1993, Müller et al. 1995, Hynson und Sessler 1992, Camus et al. 1993, Berti et al. 1997, Motamed et al. 2000). In der vorliegenden Modelluntersuchung wurden drei konvektive Luftwärmer in Kombination mit Oberkörper-, Unterkörper und Ganzkörperdecken untersucht. Die Effektivität der untersuchten Systeme wurde an dem resultierenden Wärmefluss und dem Wärmeaustauschkoeffizienten gemessen. Getrennt nach Deckensystem wurde für Oberkörperdecken ein Wärmetransfer von 4,9 bis 19,8 W bei jeweils 38 °C und 36 °C Oberflächentemperatur bestimmt. Der höchste Wärmetransfer wurde mit dem Thermacare[®] System und der Optisan[®] Oberkörperdecke erzielt (11,2 W bis 19,8 W), der niedrigste Wärmetransfer wurde mit dem WarmAir[®] System und der Einmal-Oberkörperdecke erzielt (7,1 W bis 12,5 W).

Der Wärmetransferbereich für Unterkörperdecken betrug für die untersuchten Systeme 7,8 W bis 18,2 W bei jeweils 38 °C bzw. 36 °C Oberflächentemperatur. Der höchste Wärmetransfer wurde mit dem Thermacare[®] System und der TC3003[®] Unterkörperdecke erzielt (8,4 W bis 18,2 W), der niedrigste Wärmetransfer wurde mit dem Thermacare[®] System und der Optisan[®] Unterkörperdecke erzielt (7,8 W bis 15,6 W).

Für Ganzkörperdecken wurde ein Wärmetransfer im Bereich von -1,5 W bis 25,3 W bei jeweils 38 °C und 36 °C Oberflächentemperatur bestimmt. Der höchste Wärmetransfer wurde mit dem Thermacare[®] System und der Optisan[®] Ganzkörperdecke erzielt (9 W bis 25,3 W), der niedrigste Wärmetransfer wurde mit dem Bair Hugger[®] System und der korrespondierenden Ganzkörperdecke erzielt (-1,5 W bis 11,3 W).

5.1 Verwendung eines Kupfermodells

Es existieren viele Studien, die konvektive Luftwärmung entweder an Probanden oder an Patienten unter klinischen Bedingungen mit anderen Wärmeverfahren verglichen haben. Kurz et al. (1993) haben sowohl an erwachsenen als auch an pädiatrischen Patienten konvektive Luftwärmer mit konduktiver Wärmung über heizbare Wassermatten verglichen. Die erwachsenen Patienten unterzogen sich entweder größeren mund- kiefer- und gesichtschirurgischen oder hüfteendoprothetischen Eingriffen, die pädiatrischen Patienten kleineren mund- kiefer- und gesichtschirurgischen Eingriffen oder einer Becken- beziehungsweise Femurosteotomie. In allen vier Gruppen war die konvektive Luftwärmung in Bezug auf die Vermeidung einer Hypothermie dem konduktiven Verfahren überlegen. Zur Bewertung der Effektivität des Wärmeverfahrens wurden rektale und ösophageale Temperaturen bestimmt.

Matsuzaki et al. (2003) verglichen an Patienten, die sich einer laparoskopischen Cholezystektomie unterziehen mussten, konvektive Luftwärmung mit konduktiver Wärmung über heizbare Wassermatten und einer elektrischen Karbonfaserheizdecke und fanden eine vergleichbare Effektivität des konvektiven Verfahrens mit der elektrischen Karbonfaserheizdecke bezüglich des Erhalts der Körperkerntemperatur. Patienten, die mit dem konduktiven Verfahren über heizbare Wassermatten gewärmt wurden, hatten am Ende der Operation eine signifikant niedrigere Körperkerntemperatur. Zur Bewertung der Effektivität der Verfahren ist die mittlere Hauttemperatur und die Tympanaltemperatur bestimmt worden. Bezogen auf die vergleichbare Effektivität, einen Abfall der Körperkerntemperatur zu verhindern, muss festgehalten werden, dass zum einen der konvektive Luftwärmer nicht auf der maximalen Stufe betrieben wurde, sondern nur mit 38°C und zum anderen mit der elektrischen Karbonfaserheizdecke eine wesentlich größere Fläche gewärmt wurde als mit der verwendeten konvektiven Oberkörperdecke.

In den meisten durchgeführten Studien (siehe auch Leben und Tryba, 1997; Pathi et al. 1996; Krenzischek et al. 1995) wurden Körperkerntemperaturen und Hauttemperaturen als Kriterien einer erfolgreichen Patientenwärmung verwendet. Die Körperkerntemperatur ist eine Größe, die von vielen Faktoren (s. Regelkreis) beeinflusst wird. Der aktuelle Wert der Regelgröße (Körperkerntemperatur) gibt keine Auskunft über Thermoregulationsvorgänge. Die Messung der Körperkerntemperatur zeigt eine Abweichung vom Normalwert erst, wenn Regulationsvorgänge bereits ohne Erfolg stattgefunden haben und damit die Körperkerntemperatur absinkt. Eine Aussage über die Wärmebilanz kann kaum gemacht werden.

Kaudasch et al. (1996) haben an Patienten, die sich einem allgemein chirurgischen Wahl- eingriff unterziehen mussten, die Auswirkungen aktiver Wärmezufuhr (konvektive Luftwärmung über eine Oberkörperdecke) beziehungsweise wärmeerhaltender Maßnahmen (konventionelle Abdeckung durch Baumwolltücher) auf die frühe postoperative Phase (180 min) verglichen. Zusätzlich zur Messung von Körperkern- und Hauttemperaturen sind die Wärmemaßnahmen durch Herz-Kreislauf-Reaktionen (über eine invasive Blutdruckmessung) und die Messung des Sauerstoffverbrauchs (indirekte Kalorimetrie) beurteilt worden. Bei Aufnahme auf der Intensivstation waren sowohl die Körperkern- als auch die mittleren Hauttemperaturen bei den gewärmten Patienten höher. Im Gegensatz zu den nichtgewärmten Patienten mit einem Wärmeverlust von $4,4 \text{ kJ kg}^{-1}$ Körpergewicht konnte in der Gruppe der gewärmten Patienten ein Wärmegewinn von $0,8 \text{ kJ kg}^{-1}$ Körpergewicht erreicht werden. Auch in dieser Studie sind keine Wärme Flüsse gemessen worden, es konnte aber gezeigt werden, dass in der Gruppe der gewärmten Patienten eine positive Wärmebilanz erzielt wurde. In die Wärmebilanz geht nicht nur die vom Luftwärmer übertragene Wärme ein, sondern auch die körpereigene Wärmeproduktion des Patienten.

Giesbrecht et al. (1994) haben an nicht-narkotisierten Probanden vier konvektive Luftwärmer unterschiedlicher Hersteller untersucht. Als Kriterien für die Bewertung der Effektivität der Geräte wurden mit Wärmeflussmessern gemessene Wärme Flüsse und die Hauttemperatur herangezogen. Der Wärme Fluss war abhängig von der Hauttemperatur des Probanden. Die Hauttemperatur eines Patienten im OP ist unter anderem abhängig von der Hämodynamik und von thermoregulatorischen Vorgängen. Es können also keine vergleichbaren reproduzierbaren Ergebnisse in Bezug auf die Hauttemperatur hergestellt werden.

Eine Untersuchung am Kupfermodell erlaubt unter kontrollierten Bedingungen Wärmeaus- tausch und Temperaturgradienten zu bestimmen und daraus Wärmeaustauschkoeffizienten zu berechnen. In den dieser Arbeit zugrundeliegenden Versuchen konnte die Oberflächentem- peratur des Kupfermodells über einen Wasserwärmer reguliert werden, um so ohne thermo- regulatorische beziehungsweise hämodynamische Beeinflussung wie bei Patienten oder Probanden unterschiedliche Temperaturgradienten zu erzielen. Der Einsatz eines Kupfer- modells ermöglicht es besser, reproduzierbare Umgebungsbedingungen zu schaffen, die notwendig sind, um unter wiederholbaren Gleichgewichtszuständen Variablen erkennen zu können, die die Effektivität konvektiver Luftwärmesysteme ausmachen. Am Kupfermodell können gezielt Variablen herausgesucht und verändert und große Mengen an Daten erhoben werden, was an Patienten oder Probanden nicht umsetzbar wäre (Holmér 2000).

Der äußere Wärmestrom über die Körperoberfläche ist nur abhängig von dem Temperaturgradienten zwischen Körperoberfläche und Umgebung und dem jeweiligen physikalischen Prinzip des Wärmeaustauschs.

$$(Gl. 5.1) \quad Q = h * \Delta T \quad [W \ m^{-2}]$$

Mit	Q	= Wärmeaustausch pro Fläche	[W m ⁻²]
	h	= Wärmeaustauschkoeffizient	[W m ⁻² °C ⁻¹]
	ΔT	= Temperaturgradient zwischen mittlerer Hauttemperatur und Umgebungstemperatur	[°C]

Durch vasoaktive Thermoregulation, wie sie beim Menschen vorkommt, wird über die Hauttemperatur indirekt der äußere Wärmestrom beeinflusst, der Wärmeaustauschkoeffizient ändert sich jedoch nicht. Der kombinierte Wärmeaustauschkoeffizient des Kupfermodells h_{rc} ist gegen Messungen am Probanden validiert. Am Kupfermodell betrug der kombinierte Wärmeaustauschkoeffizient für Radiation und Konvektion $11 \text{ W m}^{-2} \text{ °C}^{-1}$, für Probanden konnte ein kombinierter Wärmeaustauschkoeffizient für Radiation und Konvektion von $10,8 \text{ W m}^{-2} \text{ °C}^{-1}$ ermittelt werden (Bräuer et al. 2002). Die Ergebnisse stimmen mit früheren Untersuchungen an Probanden überein. English et al. (1990) ermittelten einen kombinierten Wärmeaustauschkoeffizienten für Radiation und Konvektion von $9,7 \text{ W m}^{-2} \text{ °C}^{-1}$, Clark und Edholm (1985) von $10,2 \text{ W m}^{-2} \text{ °C}^{-1}$. Die gute Korrelation zwischen den kombinierten Wärmeaustauschkoeffizienten für Radiation und Konvektion am Kupfermodell und an Probanden ermöglicht es, das Kupfermodell für standardisierte Studien des Wärmeaustauschs einzusetzen.

5.2 Wärmefluss vom Gebläse in die Wärmedecken

Die vom jeweiligen Luftwärmer erzeugte Wärme, die in die Decke fließt, ist einer der wesentlichen Faktoren für die Effektivität der Wärmeeinheit. Je mehr Wärme durch das Gerät in die Decke transferiert wird, desto mehr Wärme kann letztlich auf das Kupfermodell (oder den Patienten) übertragen werden. Der Wärmefluss in die Wärmedecken wird durch die Lufttemperatur und den Luftfluss bestimmt. Der Luftfluss in die Wärmedecke wird

determiniert durch die Gebläseleistung, die Beschaffenheit und die Länge des Schlauchs und schließlich durch den Aufbau der Wärmedecke. Durch einen abgeknickten Schlauch beziehungsweise eine abgeknickte Wärmedecke kommt es zu einer Widerstandserhöhung und somit zu einem reduzierten Luftfluss. Um vergleichbare Ergebnisse zum klinischen Einsatz der Wärmeeinheiten zu erzielen, wurden die Wärmedecken wie beim Einsatz im OP über dem Kupfermodell positioniert und bei maximal ausgezogenem Schlauch betrieben. Die Gebläseleistung der Luftwärmer ist in Europa um 20% niedriger als in Nordamerika aufgrund der niedrigeren Frequenz des Wechselstroms (Bräuer und Quintel 2009). Um den Luftfluss aus den gemessenen Luftgeschwindigkeiten zu berechnen, ist es notwendig, die mittlere Luftgeschwindigkeit im Schlauch zu ermitteln. Die Luftgeschwindigkeit fällt aufgrund der Reibung der Schlauchwände von der Mitte des Schlauchs zu den Wänden hin ab. Deshalb wurde zur Berechnung des Luftflusses die Luftgeschwindigkeit an zwei Orten im Schlauchquerschnitt gemessen und der Mittelwert gebildet. Zur Laminarisierung des Luftstroms wurde zwischen Schlauchende und Wärmedecke ein Netz platziert. Das verwendete Netz könnte eine Widerstandserhöhung verursacht haben, ist aber bei jeder Wärmeeinheit verwendet worden, so dass die gleichen Bedingungen vorlagen.

5.3 Lufttemperatur und Luftfluss am Schlauchende

Die Messungsergebnisse der Lufttemperatur und der Luftflüsse am Schlauchende der konvektiven Luftwärmer vor Eintritt in die Wärmedecke zeigten bezogen auf die Lufttemperatur geringe Unterschiede, bezogen auf die Luftflüsse zeigten sich große Unterschiede. Bei dem Bair Hugger® Luftwärmer mit den jeweilig angeschlossenen Wärmedecken betrug die mittlere Lufttemperatur 42,6 °C (42,3-42,8 °C). Die mittlere Temperatur am Schlauchende des Thermacare® Luftwärmers lag bei 43,1 °C (42,7-43,5 °C). Beim WarmAir® Luftwärmer betrug die mittlere Temperatur am Schlauchende 43 °C (42,6-43,5 °C).

Die niedrigste gemessene Temperatur betrug beim Bair Hugger® Luftwärmer mit angeschlossener Unterkörperdecke 42,3°C, die höchsten gemessenen Temperaturen waren mit 43,5 °C am Thermacare® Luftwärmer mit angeschlossener Oberkörperdecke aus Einmalmaterial, am Thermacare® Luftwärmer mit angeschlossener Unterkörperdecke aus Einmalmaterial und am WarmAir® Luftwärmer mit angeschlossener Unterkörperdecke zu verzeichnen. Im Vergleich des Einmalmaterials und der wiederverwendbaren Wärmedecken am Thermacare® Luftwärmer lag bei den Ober- und Unterkörperdecken aus Einmalmaterial die Lufttemperatur höher (Oberkörperdecken 43,5 °C versus 43,2 °C ; Unterkörperdecken

43,5 °C versus 43 °C), bei den Ganzkörperdecken lag die Lufttemperatur bei den Einmaldecken geringfügig niedriger (42,7 °C versus 42,8°C).

Die Temperatur am Schlauchausgang der Luftwärmer ist neben dem Luftfluss ein wichtiger Parameter für den Wärmefluss in die Wärmedecken. Aufgrund möglicher thermischer Schädigung der Haut bei länger bestehenden Hauttemperaturen von größer 43 °C (Wienert et al. 1983) sind der Erhöhung der Schlauchausgangstemperatur im Sinne der Patientensicherheit jedoch Grenzen gesetzt. Bei Annahme eines linearen Zusammenhangs zwischen Lufttemperatur und Hauttemperatur liegt die Lufttemperatur, die zum Erreichen der kritischen 43 °C Grenze führt, je nach Wärmeaustauschkoeffizient des verwendeten Systems zwischen 48 °C und mehr als 50 °C. Verbrennungen durch konvektive Luftwärmer sind selten, die Wärmung minderperfundierter Areale (Wienert et al. 1983) oder der direkte Kontakt zwischen Kunststoffdüse des Luftwärmers und der Haut des Patienten erhöhen das Risiko und sollten vermieden werden (Azzam und Krock 1995).

An keiner der am Kupfermodell untersuchten Wärmeeinheiten konnten Temperaturen am Schlauchausgang gemessen werden, die ein Erreichen der 43 °C Grenze der Hauttemperatur erwarten lassen. Der Thermacare® Luftwärmer besitzt eine 46 °C-Stufe die keine Zulassung im Operationsaal besitzt und deshalb nicht untersucht worden ist.

Der Wärmefluss in die Wärmedecken wird vom Luftfluss als weiteren Parameter mitbestimmt. Ein hoher Luftfluss führt zu einem hohen Wärmefluss in die Decke und ist eine wichtige Variable in Bezug auf die Effektivität einer konvektiven Luftwärmeeinheit. Die Ergebnisse der Luftflussmessung zeigen eine große Variabilität der Gebläseleistung der unterschiedlichen Luftwärmer. Die Luftflüsse variierten zwischen 10 l s^{-1} und $19,8 \text{ l s}^{-1}$. Die höchsten Luftflüsse konnten für den WarmAir® Luftwärmer gemessen werden und betragen im Mittel $16,1 \text{ l s}^{-1}$ ($15,2 \text{ l s}^{-1} - 16,8 \text{ l s}^{-1}$), etwas geringere Luftflüsse lieferte der Thermacare® Luftwärmer mit im Mittel 16 l s^{-1} ($10 \text{ l s}^{-1} - 19,8 \text{ l s}^{-1}$). Die niedrigsten mittleren Luftflüsse mit $11,6 \text{ l s}^{-1}$ ($10,7 \text{ l s}^{-1} - 12,5 \text{ l s}^{-1}$) konnten am Bair Hugger® Luftwärmer gemessen werden. Am Thermacare® Luftwärmer waren die mittleren Luftflüsse bei Verwendung der wiederverwendbaren Wärmedecken erheblich höher ($19,3 \text{ l s}^{-1}$ ($18,9 \text{ l s}^{-1} - 19,8 \text{ l s}^{-1}$) versus $12,6 \text{ l s}^{-1}$ ($10 \text{ l s}^{-1} - 15,1 \text{ l s}^{-1}$)) und stellten die höchsten gemessenen Luftflüsse dar. Der höchste gemessene Luftfluss konnte mit $19,8 \text{ l s}^{-1}$ am Thermacare® Luftwärmer mit der als Unterkörperdecke verwendeten, zusammengerollten, wiederverwendbaren Ganzkörperdecke gemessen werden. In dieser Kombination konnte mit 474 W auch der höchste Wärmefluss in die Wärmedecken berechnet werden. Der niedrigste gemessene Luftfluss betrug am Thermacare® Luftwärmer mit angeschlossener Unterkörperdecke aus Einmalmaterial 10 l s^{-1} .

Hier war mit 232 W auch der niedrigste Wärmefluss in eine Wärmedecke zu verzeichnen. Am Thermacare® Luftwärmer lässt sich zeigen, dass für die Wärmeübertragung in die Wärmedecke weniger die Lufttemperatur als der Luftfluss eine Rolle spielt. Der Wärmefluss in die Wärmedecken aus Einmalmaterial am Thermacare® Luftwärmer stieg bei steigendem Luftfluss trotz niedriger beziehungsweise identischer Schlauchausgangstemperatur an. Der niedrigste Wärmefluss von 232 W war bei einer Schlauchausgangstemperatur von 43,5 °C und einem Luftfluss von 10 l s⁻¹ bei der Unterkörperdecke zu verzeichnen, gefolgt von der Ganzkörperdecke mit einem Wärmefluss von 306 W bei einer Schlauchausgangstemperatur von 42,7 °C und einem Luftfluss von 12,8 l s⁻¹. Der höchste Wärmefluss betrug 368 W bei einer zur Unterkörperdecke identischen Schlauchausgangstemperatur von 43,5 °C, jedoch einem um die Hälfte höheren Luftfluss von 15,1 l s⁻¹. Unter Verwendung der wiederverwendbaren Wärmedecken (Optisan®) stieg die Höhe des Wärmeflusses in die Wärmedecken.

5.4 Wärmefluss von der Wärmedecke zum Kupfermodell

Die Determinanten des Wärmeflusses zum Modell sind der mittlere Temperaturgradient und der Wärmeaustauschkoefizient

5.4.1 Mittlerer Temperaturgradient

Ein wesentlicher Faktor für die Höhe des absoluten Wärmeflusses ist der Temperaturgradient zwischen der Wärmedeckenunterseite (T_{AIL} = Temperature of Air in the interface Layer = Temperatur an der Deckenunterseite [°C]) und der Oberfläche des Kupfermodells (T_s = Temperature of Surface [°C]). Aufgrund der Beeinflussung der Modelloberflächentemperatur durch die konvektive Luftwärmung konnte die Modelloberflächentemperatur nicht konstant gehalten werden. Der mittlere Temperaturgradient wurde berechnet, um die Wärmeflüsse der jeweiligen Wärmeeinheiten bei definierten Modelloberflächentemperaturen vergleichen zu können. In Probandenuntersuchungen (Giesbrecht et al. 1994; Cheng et al. 1995) sowie Patientenuntersuchungen (Camus et al. 1993) lag die mittlere Hauttemperatur während aktiver Wärmung mittels konvektiver Luftwärmer zwischen 36 °C und 38°C. Zur Berechnung des mittleren Temperaturgradienten und der Berechnung der jeweils stattfindenden Wärmeflüsse sind daher Oberflächentemperaturen des Kupfermodells von 36 °C und 38 °C gewählt worden.

Bei niedrigen Oberflächentemperaturen des Kupfermodells steigt der Temperaturgradient an und damit auch der resultierende Wärmefluss. In Bezug auf den klinischen Einsatz aktiver Wärmung über konvektive Luftwärmer bedeutet dies, dass bei hypothermen Patienten mehr Wärme übertragen werden kann als bei normothermen Patienten. Im Umkehrschluss wird bei einer hohen Oberflächentemperatur der Temperaturgradient kleiner und somit auch der Wärmefluss. Bezogen auf Patienten ergibt sich eine geringere Wärmeübertragung bei hohen Hauttemperaturen und somit sinkt die Gefahr einer Hautverbrennung, da durch niedrigere Wärmeflüsse die Hauttemperatur nur noch langsam ansteigt.

Die Beziehung zwischen Temperaturgradienten und der Oberflächentemperatur des Kupfermodells ist in den grafischen Darstellungen (Abb. 51-62) dargestellt. Die hier sichtbare Streuung der Daten erklärt sich durch die unterschiedliche Verteilung der Wärme in den Decken. Ein Vergleich der Ergebnisse der Wärmeflussmessung von nah am Schlauchausgang positionierten Wärmeflussmessern mit peripher gelegenen konnte zeigen, dass die Temperatur an der Deckenunterseite abnimmt und sogar niedriger sein kann als die Oberflächentemperatur. In diesem Fall wird der Temperaturgradient negativ und das Modell verliert Wärme an die Umgebung. Die Inhomogenität der Wärmeverteilung in den Wärmedecken tritt bei allen konvektiven Wärmeinheiten auf und kann durch das Deckendesign verringert werden.

5.4.2 Wärmeaustauschkoeffizient für Radiation und Konvektion h_{RC}

Der Wärmeaustauschkoeffizient ist das Bindeglied zwischen Temperatur und Wärmefluss und hängt vom jeweiligen physikalischen Prinzip der Wärmeübertragung ab. Der Wärmeaustauschkoeffizient beschreibt den Wirkungsgrad des jeweiligen Prinzips als Wärmeaustausch pro Oberfläche und Temperaturgradient [$W\ m^2\ ^\circ C^{-1}$].

Im Fall der aktiven Wärmung über konvektive Luftwärmung stellen Radiation und Konvektion die bedeutendsten physikalischen Prinzipien der Wärmeübertragung dar.

Der kombinierte Wärmeaustauschkoeffizient für Radiation und Konvektion ist von English et al. (1990) an Probanden im Operationssaal ermittelt worden.

Der Wärmeaustauschkoeffizient für Radiation und Konvektion h_{RC} ergibt sich aus der Steigung der Regressionsgeraden der Beziehung Wärmefluss pro Fläche [$W\ m^2$] zum Temperaturgradienten [$^\circ C$] zwischen der Wärmedeckenunterseite und der Modelloberflächentemperatur. Es zeigte sich ein linearer Zusammenhang.

Um mögliche Fehlerquellen bezüglich der Positionen der Luftaustrittsöffnungen der Wärmedecken in Relation zu den verwendeten Wärmeflussmessern zu minimieren, ist die

jeweilige Wärmedecke bei jeder der drei durchgeführten Messungen pro Wärmeeinheit über dem Kupfermodell neu platziert worden.

Je höher der h_{RC} für eine Wärmeeinheit ist, desto mehr Wärme kann bei einem identischen Temperaturgradienten übertragen werden. Für eine Wärmeeinheit aus konvektivem Luftwärmer mit der jeweilig angeschlossenen Wärmedecke stellt der h_{RC} eine Größe dar, die die Effektivität der Wärmeübertragung zwischen Wärmedecke und Kupfermodell bestimmt.

5.4.3 Einfluss der gewärmten Fläche

Der erzielte Wärmetransfer ist abhängig von der aktiv gewärmten Modelloberfläche. Oberkörperdecken erreichen bei einer Körperoberfläche von 1,98 m² eine Fläche von 0,34 m². Unterkörperdecken können eine Oberfläche von 0,54 m² therapieren, Ganzkörperdecken 1,21 m². Durch Multiplikation des gemessenen Wärmeflusses pro m² mit der gewärmten Oberfläche wird der Wärmetransfer berechnet.

Für die Beurteilung des erzielten Wärmetransfers ist es wichtig zu betrachten, dass die Oberfläche, über die ohne aktive Wärmung ein Wärmeverlust an die Umgebung stattfinden würde, ein Wärmegewinn unter aktiver Wärmung erzielt wird.

Der Wärmeverlust unter normaler Isolation für einen mit einer Oberkörperdecke gewärmten Patienten kann orientierend berechnet werden. Bei einer Raumtemperatur von 22°C und einer mittleren Hauttemperatur von 32°C beträgt der Temperaturgradient 10°C (Sessler et al. 1991). Mit einem Wärmeaustauschkoeffizienten von 10,8 W m⁻² °C⁻¹ resultiert aus diesem Temperaturgradienten ein Wärmefluss von 108 W m⁻² von der Oberfläche an die Umgebung. Der Wärmetransfer wird demnach unter einer Oberkörperdecke mit einer therapierten Fläche von 0,34 m² von einem Verlust von ca. -37 W in einen Wärmegewinn von 4,9 W bis 19,8 W bei einer Oberflächentemperatur von 36 °C - 38 °C umgewandelt. Für die getesteten Unterkörperdecken mit einem therapierten Areal von 0,54 m² beträgt der Wärmetransfer in einem nicht isolierten Areal -58 W und wird durch konvektive Luftwärmung in einen Wärmetransfer von 7,8 W bis 18,2 W umgewandelt. Nicht jede Ganzkörperdecke konnte eine mittlere Deckentemperatur von mehr als 38°C erreichen, so dass auch negative Temperaturgradienten bestanden. Trotzdem wird durch konvektive Luftwärmer mit Ganzkörperdecken ein Wärmeverlust von ca. -131 W in einen Wärmetransfer von -1,5 W bis 25,3 W bei einer Oberflächentemperatur von 36 °C – 38 °C umgewandelt.

6. Zusammenfassung

Die perioperative Hypothermie ist eine häufige Komplikation in der Anästhesie und ist mit unerwünschten Nebenwirkungen wie einer Gerinnungsstörung und erhöhten Blutverlusten, postoperativen Wundheilungsstörungen sowie vermehrten Wundinfektionen, einer verlängerten Pharmakokinetik und prolongierten Verweildauern in Aufwachraum und Krankenhaus verbunden. Konvektive Luftwärmer stellen eine potente Möglichkeit zur Erhaltung der perioperativen Normothermie dar und reduzieren die Indizienz postoperativer Hypothermien. Zwischen den zur Verfügung stehenden Geräten bestehen Unterschiede in der Geräte- und Deckenkonzeption.

In der vorliegenden Untersuchung wurden drei konvektive Wärmesysteme mit jeweils unterschiedlichen Deckensystemen (Oberkörper-, Unterkörper- und Ganzkörperdecken) an einem Modell für den Wärmeaustausch durch Konduktion und Radiation systematisch untersucht. Die Untersuchung an einem Modell erlaubt bei stabilen und standardisierten Umgebungsverhältnissen eine Ermittlung des Wärmetransfers.

Die Effektivität von konvektiven Wärmesystemen wird durch den Wärmeaustauschkoefizienten und den mittleren Temperaturgradienten bei einer definierten Oberflächentemperatur beschrieben. Der Wärmeaustauschkoefizient beschreibt die Größe des Wärmeflusses pro Fläche und °Celsius Temperaturdifferenz. Der mittlere Temperaturgradient beschreibt den Temperaturunterschied zwischen der Wärmedecke und der Modelloberfläche. Zur Berechnung des Wärmeaustauschkoefizienten wurde der mittlere Temperaturgradient zwischen Decke und Modelloberfläche bei einer definierten Oberflächentemperatur sowie der resultierende Wärmefluss bestimmt.

Der Wärmefluss von der Gebläseeinheit eines konvektiven Luftwärmers in eine Decke ist von der Lufttemperatur an der Gebläsedüse und dem Luftfluss abhängig. Die Temperatur an der Gebläsedüse ist durch ein zunehmendes Verbrennungsrisiko bei steigender Temperatur limitiert. Somit bleibt der Luftfluss als potentiell optimierbare Größe. Der Luftfluss wird durch die Gebläseleistung und dem nachgeschalteten Strömungswiderstand durch die verwendete Decke bestimmt.

Um den Effekt eines konvektiven Wärmesystems zu beurteilen ist wichtig zu beachten, dass über die therapierte Fläche durch die Anwendung von aktiver Wärmung ein Wärmeverlust in einen Wärmegewinn gewandelt wird. Die Fläche ist für die Deckenarten unterschiedlich. Oberkörperdecken erreichen 0,34 m² Körperoberfläche, Unterkörperdecken 0,54 m² und Ganzkörperdecken 1,21 m². Der erreichbare Wärmetransfer unterscheidet sich analog zu den unterschiedlichen Flächen der therapierten Areale. Auch wenn für das Bair Hugger® 505

Gebläse mit der Ganzkörperdecke (Model 300) bei einer Oberflächentemperatur von 38°C ein Wärmetransfer von der Decke zur Oberfläche nicht mehr gelingt und ein negativer Temperaturgradient vorliegt, wird durch das System dennoch ein Wärmeverlust in einem nicht therapierten Areal minimiert. Über eine nicht isolierte Fläche von 1,21 m² erfolgt bei einer Oberflächentemperatur von 32°C und einer Raumtemperatur von 22°C ein Wärmeverlust von ca. 131 W. Durch Isolation kann dieser Verlust um ca. 30% auf 91 W reduziert werden. Vor diesem Hintergrund erscheinen die Unterschiede in der Veränderung der Wärmebilanz zwischen den untersuchten Systemen im Bereich von 10% als eher gering. Trotz der geringen gefundenen Unterschiede macht die Untersuchung deutlich, welche Eigenschaften ein optimales konvektives Luftwärmesystem aufweisen sollte. Die Gebläseleistung muss so konzipiert sein, dass eine homogene Wärmeverteilung in der angeschlossenen Decke gewährleistet wird. Die Decke selber muss z.B. über eine Kanalisierung des Luftflusses ebenfalls zu einer homogenen Wärmeverteilung beitragen. Dadurch kann bei maximal zulässiger Lufttemperatur ein maximaler Temperaturgradient erzielt werden. Durch einen zur gewärmten Oberfläche hin gerichteten Luftfluss sollte dann ein möglichst hoher Wärmeaustauschkoefizient erzielt werden.

7. Literaturverzeichnis

Al-Abrak MH, Briscoe CE, Payne JP (1975)

The effect of halothane anaesthesia on the uptake of oxygen and on the respiratory pattern in man

Br J Anaesth 47, 679-685

Annadata R, Sessler DI, Tayefeh F, Kurz A, Dechert M (1995)

Desflurane slightly increases the sweating threshold but produces marked, nonlinear decreases in the vasoconstriction and shivering thresholds

Anesthesiology 83, 1205-1211

Azzam FJ, Krock JL (1995)

Thermal burns in two infants associated with forced air warming system

Anesth Analg 81, 661

Bay J, Nunn JF, Prys-Roberts C (1968)

Factors affecting arterial pO₂ during recovery from anaesthesia

Br J Anaesth 40, 398-407

Berti M, Casati A, Torri G, Aldegheri G, Lugani D, Fanelli G (1997)

Active warming, not passive heat retention, maintains normothermia during combined epidural-general anesthesia for hip and knee arthroplasty.

J Clin Anesth, 9(6), 482-486

Bräuer A, English MJM, Sander H, Timmermann A, Braun U, Weyland W (2002)

Construction and evaluation of a manikin for perioperative heat exchange

Acta Anaesthesiol Scan, 46, 43-50

Bräuer A, Pacholik L, Perl T, English MJM, Weyland W, Braun U (2004)

Conductive heat exchange with a gel-coated circulating water mattress.

Anesth Analg, 99(6), 1742-1746

Bräuer A, Quintel M (2009)

Forced-air warming: technology, physical background and practical aspects.

Curr Opin Anesthesiol, 22(6), 769-774

Brück, K

Wärmehaushalt und Temperaturregulation. In: *Physiologie des Menschen*. Hrsg. v. Schmidt R, Thews G. 25. Aufl. Springer Verlag, Berlin 1993, 660-682

Buggy D, Higgins P, Moran C, O'Donovan F, McCarroll M (1997)

Clonidine at induction reduces shivering after general anaesthesia

Can J Anesth, 44(3), 263-267

Burton AC, Edholm OG

Man in a cold environment. Physiological and pathological effects of exposure to low temperatures

Edward Arnold Publishers Ltd., London 1955

Caldwell JE, Heier T, Wright PM, Lin S, McCarthy G, Szenohradzky J, Sharma ML, Hing JP, Schroeder M, Sessler DI (2000)

Temperature-dependent pharmacokinetics and pharmacodynamics of vecuronium.

Anesthesiology, 92(1), 84-93

Camus Y, Delva E, Just B, Lienhart A (1993)

Leg warming minimizes hypothermia during abdominal surgery

Anesth Analg 77(5), 995-999

Cheng C, Matsukawa T, Sessler DI, Makoto O, Kurz A, Merrifield B, Lin H, Olofsson P (1995)

Increasing mean skin temperature linearly reduces the core-temperature thresholds for vasoconstriction and shivering in humans

Anesthesiology, 82(5), 1160-1168

Ciofalo MJ, Clergue F, Devillers C, Ammar MB, Viars P (1989)

Changes in ventilation, oxygen uptake, and carbon dioxide output during recovery from isoflurane anesthesia

Anesthesiology, 70(5) 737-741

Clark RP, Edholm OG

Man and his thermal environment

Edward Arnold Publishers Ltd., London 1985

De Gowin EL, Hardin RC, Swanson LW (1940)

Studies on preserved human blood. IV. Transfusion of cold blood into man

Anesthesiology, 1(1), 118

Deetjen P

Wasser- und Elektrolythaushalt. In: *Physiologie des Menschen*. Hrsg. v. Schmidt R, Thews G. 25. Aufl. Springer Verlag, Berlin 1993, 808-818

Ducharme MB, Frim J, Tikuisis P (1990)

Errors in heat flux measurements due to the thermal resistance of heat flux disks.

J Appl Physiol, 69(2) 776-784

Durrer B, Brugger H, Syme D (2003)

The medical on-site treatment of hypothermia: ICAR-MEDCOM recommendation.

High Alt Med Biol 4(1) 99-103

Eckerbom B, Lindholm CE (1990)

Heat and moisture exchangers and the body temperature: a peroperative study

Acta Anaesthesiol Scan 34(7) 538-542

Egan C, Bernstein E, Reddy D, Ali M, Paul J, Yang D, Sessler DI (2011)

A randomized comparison of intraoperative PerfectTemp and forced-air warming during open abdominal surgery

Anesth Analg, 113(5) 1076-1081

English MJM, Farmer C, Scott WAC (1990)

Heat loss in exposed volunteers.

J Trauma Acute Care Surg 30(4) 422-425

English MJM, Scott A, Weyland W (1998)

Heat exchange mechanisms and principles of isolation in the operating theatre.

Anaesthesiol Intensivmed Notfallmed Schmerzther 33(6) 386-388

Frank SM, Beattie C, Christopherson R, Norris EJ, Perler BA, Williams GM, Gottlieb SO (1993)

Unintentional hypothermia is associated with postoperative myocardial ischemia.

Anesthesiology 78(3) 468-476

Frank SM, Fleisher LA, Breslow MJ, Higgins MS, Olson KF, Kelly S, Beattie C (1997)

Perioperative maintenance of normothermia reduces the incidence of morbid cardiac events.

JAMA 277(14) 1127-1134

Fritz U, Weyland W (1997)

Effektivität konvektiver Luftwärmung in: Perioperative Hypothermie- Probleme, Prävention und Therapie; Hrsg. v. Weyland W, Braun U, Kettler D; Aktiv Druck & Verlag GmbH, Ebelsbach 100-109

Giesbrecht GG, Ducharme MB, McGuire JP (1994)

Comparison of forced-air patient warming systems for perioperative use.

Anesthesiology 80(3) 671-679

Goto T, Matsukawa T, Sessler DI, Uezono S, Ishiguro Y, Ozaki M, Morita S (1999)

Thermoregulatory thresholds for vasoconstriction in patients anesthetized with various 1-minimum alveolar concentration combinations of xenon, nitrous oxide, and isoflurane.

Anesthesiology 91(3) 626-632

Harris JA, Benedict FG (1919)

A biometric study of basal metabolism in man

J.B. Lippincott Company, Philadelphia

Hasegawa K, Negishi C, Nakagawa F, Ozaki M (2012)

Core temperatures during major abdominal surgery in patients warmed with new circulating-water garment, forced-air warming, or carbon-fiber resistive-heating system.

J Anesth 26(2) 168-173

Hausmann D, Nadstawek J, Krajewski W (1991a)

O₂ uptake in the recovery period. The effect of the anesthetic procedure and the postoperative administration of pethidine

Anaesthetist, 40(4) 229-234

Hausmann D, Stoeckel H, Krajewski W, Schüttler J (1991b)

O₂ uptake and CO₂ production during total intravenous propofol-alfentanil anesthesia under steady-state conditions. Is O₂ uptake a parameter for assessing the depth of anesthesia?

Anaesthesiol Intensivmed Notfallmed Schmerzther 26(1) 12-16

Heier T, Caldwell JE, Sessler DI, Miller RD (1991)

Mild intraoperative hypothermia increases duration of action and spontaneous recovery of vecuronium blockade during nitrous oxide-isoflurane anesthesia in humans.

Anesthesiology 74(5) 815-819

Hirose M, Hara Y, Matsusaki M (1995)

Premedication with famotidine augments core hypothermia during general anesthesia.

Anesthesiology 83(6) 1179-1183

Holmér I

Thermal manikins in research and standards

In: Proceedings of the Third International Meeting on Thermal Manikin Testing, 3IMM, at the National Institute for Working Life, October 12-13, 1999.

Stockholm: National Institute for Working Life, Nilsson HO, Holmer I, Eds. 2000, 1-7

Horn EP, Bein B, Böhm R, Steinfath M, Sahili N, Höcker J (2012)

The effect of short time periods of pre - operative warming in the prevention of peri - operative hypothermia.

Anaesthesia 67(6) 612-617

Hynson JM, Sessler DI (1992)

Intraoperative warming therapies: a comparison of three devices

J Clin Anesth 4(3) 194-199

Imrie MM, Hall GM (1990)

Body temperature and anaesthesia

Br J Anaesth 64(3) 346-354

Kaudasch G, Schempp P, Skierski P, Turner E (1996)

The effect of convection warming during abdominal surgery on the early postoperative heat balance

Anaesthesist 45(11) 1075-1081

Kelley SD, Prager MC, Sessler DI, Roberts JP, Ascher NL (1990)

Forced air warming minimizes Hypothermia during Orthotopic liver Transplantation.

Anesthesiology 73(3A) A433

Krenzischek DA, Frank SM, Kelly S (1995)

Forced-air warming versus routine thermal care and core temperature measurement sites.

J Perianesth Nurs 10(2) 69-78

Kulkarni P, Matsona A, Bright J, Pearson J, Carli F (1993)

Clinical evaluation of the oesophageal heat exchanger in the prevention of perioperative hypothermia

Br J Anaesth 70(2) 216-218

Kurz A, Kurz M, Poeschl G, Faryniak B, Redl G, Hackl W (1993)

Forced-air warming maintains intraoperative normothermia better than circulating-water mattresses

Anesth Analg 77(1) 89-95

Kurz A, Sessler DI, Annadata R, Dechert M, Christensen R, Bjorksten AR (1995a)

Midazolam minimally impairs thermoregulatory control

Anesth Analg 81(2) 393-398

Kurz A, Go JC, Sessler DI, Kaer K, Larson MD, Bjorksten AR (1995b)

Alfentanil slightly increases the sweating threshold and markedly reduces the vasoconstriction and shivering thresholds

Anesthesiology 83(2) 293-299

Kurz A, Sessler DI, Christensen R, Dechert M (1995c)

Morphometric influences on intraoperative core temperature changes

Anesth Analg 80 562-567

Kurz A, Sessler DI, Narzt E, Bekar A, Lenhardt R, Huemer G, Lackner F (1995d)

Postoperative hemodynamic and thermoregulatory consequences of intraoperative core hypothermia.

J Clin Anesth 7(5) 359-366

Kurz A, Sessler DI, Lenhardt R (1996)

Perioperative normothermia to reduce the incidence of surgical-wound infection and shorten hospitalization.

N Engl J Med 334(19) 1209-1216

Leben J, Tryba M (1997)

Prevention of hypothermia during surgery

Ann N Y Acad Sci 813(1) 807-811

Leslie K, Sessler DI, Bjorksten AR, Moayeri A (1995)

Mild hypothermia alters propofol pharmacokinetics and increases the duration of action of atracurium

Anesth Analg 80(5) 1007-1014

Licker M, Hohn L, Ralley FE (1996)

Relation between systemic oxygen uptake and tissue oxygen extraction following cardiac surgery.

Eur J Anaesthesiol 13(6) 562-570

Lopez M, Sessler DI, Walter K, Emerick T, Ozaki M (1994)

Rate and gender dependence of the sweating, vasoconstriction, and shivering thresholds in humans

Anesthesiology 80(4) 780-788

Matsukawa T, Sessler DI, Sessler AM, Schroeder M, Ozaki M, Kurz A, Cheng C (1995a)

Heat flow and distribution during induction of general anesthesia.

Anesthesiology 82(3) 662-673.

Matsukawa T, Kurz A, Sessler DI, Bjorksten AR, Merrifield B, Cheng C (1995b)

Propofol linearly reduces the vasoconstriction and shivering thresholds

Anesthesiology 82(5), S. 1169-1180

Matsuzaki Y, Matsukawa T, Ohki K, Yamamoto Y, Nakamura M, Oshibuchi T (2003)

Warming by resistive heating maintains perioperative normothermia as well as forced air heating.

Br J Anaesth 90(5) 689-691

Melling AC, Ali B, Scott EM, Leaper DJ (2001)

Effects of preoperative warming on the incidence of wound infection after clean surgery: a randomised controlled trial.

Lancet 358(9285) 876-880

Michelson AD, MacGregor H, Barnard MR, Kestin AS, Rohrer MJ, Valeri CR (1994)

Reversible inhibition of human platelet activation by hypothermia in vivo and in vitro.

Thromb Haemostasis 71(5) 633-640

Morris RH (1971)

Operating room temperature and the anesthetized, paralyzed patient

Arch Surg 102(2) 95-97

Motamed C, Labaille T, Leon O, Panzani JP, Duvaldestin P, Benhamou D (2000)

Core and thenar skin temperature variation during prolonged abdominal surgery: comparison of two sites of active forced air warming.

Acta Anaesthesiol Scan 44(3) 249-254

Müller CM, Langenecker S, Andel H, Nantschev I, Holzenbein TJ, Zimpfer M (1995)

Forced-air warming maintains normothermia during orthotopic liver transplantation.

Anaesthesia 50(3) 229-232

Nedergaard J, Bengtsson T, Cannon B (2007)

Unexpected evidence for active brown adipose tissue in adult humans

Am J Physiol Endocrinol Metab 293(2) E444-E452

NICE (2008)

Inadvertent Perioperative Hypothermia: The Management of Inadvertent Perioperative Hypothermia in Adults

NICE Clinical Guideline 65, 2008

Ozaki M, Sessler DI, Suzuki H, Ozaki K, Tsunoda C, Atarashi K (1995)

Nitrous oxide decreases the threshold for vasoconstriction less than sevoflurane or isoflurane.

Anesth Analg 80(6) 1212-1216

Pathi V, Berg GA, Morrison J, Cramp G, McLaren D, Faichney A (1996)

The benefits of active rewarming after cardiac operations: a randomized prospective trial

J Thorac Cardiovasc Surg 111(3) 637-641

Rathgeber J, Henze D, Züchner K (1996)

Atemgasklimatisierung mit leistungsfähigen HME (Heat and Moisture Exchanger) – eine effektive und kostengünstige Alternative zu aktiven Befeuchtern bei beatmeten Patienten

Anaesthesist 45(6) 518-525

Rohrer MJ, Natale AM (1992)

Effect of hypothermia on the coagulation cascade

Crit Care Med 20(10) 1402-1405

Roscher R, Ingemansson R, Wetterberg T, Algotsson L, Sjöberg T, Steen S (1997)

Contradictory effects of dopamine at 32°C in pigs anesthetized with ketamine

Acta Anaesthesiol Scan 41(9) 1213-1217

Schmidt JH, Mörer O (1998)

Prevention of heat loss with infusion warming

Anaesthesiol Intensivmed Notfallmed Schmerzther 33(6) 392-395

Schmied H, Kurz A, Sessler DI, Kozek S, Reiter A (1996)

Mild hypothermia increases blood loss and transfusion requirements during total hip arthroplasty

Lancet 347(8997) 289-292

Sessler DI, Mc Guire J, Sessler AM (1991)

Perioperative thermal insulation

Anesthesiology 74(5) 875-879

Sessler DI, Sessler AM, Hudson S, Moayeri A (1993)

Heat loss during surgical skin preparation

Anesthesiology 78(6) 1055-1064

Sessler DI, Schroeder M, Merrifield B, Matsukawa T, Cheng C (1995)

Optimal duration and temperature of prewarming

Anesthesiology 82(3) 674-681

Sheffield CW, Sessler DI, Hunt TK (1994)

Mild hypothermia during isoflurane anesthesia decreases resistance to e. coli dermal infection in guinea pigs

Acta Anaesthesiol Scan 38(3) 201-205

Sladen RN (1991)

Thermal regulation in anesthesia and surgery

ASA Refresher Courses in Anesthesiology 19 165-187

Slotman GJ, Jed EH, Burchard KW (1985)

Adverse effects of hypothermia in postoperative patients

Am J Surg 149(4) 495-501

Tølløfsrud SG, Gundersen Y, Andersen R (1984)

Peroperative hypothermia

Acta Anaesthesiol Scan 28(5) 511-515

Torossian A (2007)

Survey on intraoperative temperature management in Europe

Eur J Anaesthesiol 24(8) 668-675

Uhl L, Pacini D, Kruskall MS (1992)

A comparative study of blood warmer performance.

Anesthesiology 77(5) 1022–1028

Ulmer HV

Energiehaushalt. In: Schmidt R. Thews G. Hrsg. *Physiologie des Menschen*. 25. Aufl. Berlin:

Springer Verlag, 650-659

Valeri CR, Feingold H, Cassidy G, Ragno G, Khuri S, Altschule MD (1987)

Hypothermia-induced reversible platelet dysfunction

Ann Surg 205(2) 175-181

Vassilieff N, Rosencher N, Sessler DI, Conseiller C, Lienhart A (1994)

Nifedipine and intraoperative core body temperature in humans

Anesthesiology 80(1) 123-128

Vaughan MS, Vaughan RW, Cork RC (1981)

Postoperative hypothermia in adults relationship of age, anesthesia, and shivering to rewarming

Anesth Analg 60(10) 746-751

Weast RC (1975)

Handbook of chemistry and physics, 56th edition

CRC Press Cleveland, Ohio

Weyland W, Weyland A, Hellige G, Fritz U, Neumann H, Martens S, Crozier T, Braun U (1994)

Efficiency of a new radiant heater for postoperative rewarming

Acta Anaesthesiol Scan 38(6) 601-606

Weyland W, Rathgeber J, Fritz U (1998)

Strategies for optimizing heat loss reduction

Anaesthesiol Intensivmed Notfallmed Schmerzther 33(6) 395-398

Wienert V, Sick H, zur Mühlen J (1983)

Local thermal stress tolerance of human skin

Anaesthesiol Intensivmed Notfallmed Schmerzther 18(2) 88

Wuttke W

Sexualfunktionen. In: *Physiologie des Menschen*. Hrsg. v. Schmidt R, Thews G. 25. Aufl.

Springer Verlag, Berlin 1993, 820-831

Xiong J, Kurz A, Sessler DI, Plattner O, Christensen R, Dechert M, Ikeda T (1996)

Isoflurane produces marked and nonlinear decreases in the vasoconstriction and shivering thresholds

Anesthesiology 85(2) 240-245

8. Anhang

8.1 Tabellenverzeichnis

Tab. 1: Schweizer Einteilung der Hypothermie	14
Tab. 2: Reduktion der Wärmeproduktion in Abhängigkeit vom verwendeten Anästhetikum	16
Tab. 3: Vasokonstriktionsschwellenwerte bei Probanden	17
Tab. 4 : Vasokonstriktionsschwellenwerte bei Patienten	18
Tab. 5: Infusionsmengen, die in Abhängigkeit von Körpermasse und Infusionstemperatur zum Verlust von 1°C Körpertemperatur führen	22
Tab. 6: Isolationswerte von Luft (R_{Luft}) und verschiedenen Isolationsmaterialien (R_{Mat}) in clo-Einheiten	27
Tab. 7 : Isolationswirkung verschiedener Materialien	28
Tab. 8: Maße und Flächen des Modells	32
Tab. 9: Kalibrationskonstanten der verwendeten Wärmeflussmesser	37
Tab. 10: Technische Daten VELOCICALC PLUS®	38
Tab. 11: Umgebungsbedingungen während der Messreihen	68
Tab. 12: Temperaturen am Schlauchende BairHugger® 505 mit jeweils angeschlossener Wärmedecke	68
Tab. 13: Luftfluss am Schlauchende Bair Hugger® 505 mit jeweils angeschlossener Wärmedecke	69
Tab. 14: Wärmefluss vom Wärmer Bair Hugger® 505 in die jeweils angeschlossene Wärmedecke	69
Tab. 15: Temperaturen am Schlauchende Thermacare® TC 3003 mit jeweils angeschlossener Wärmedecke	69
Tab. 16: Luftfluss am Schlauchende Thermacare® TC 3003 mit jeweils angeschlossener Wärmedecke	70
Tab. 17: Wärmefluss vom Wärmer Thermacare® TC 3003 in die jeweils angeschlossene Wärmedecke	70
Tab. 18: Wärmefluss vom Wärmer Thermacare® TC 3003 in die jeweils angeschlossene Wärmedecke	71
Tab. 19: Temperaturen am Schlauchende Thermacare® TC 3003 mit jeweils angeschlossener Wärmedecke	71
Tab. 20: Luftfluss am Schlauchende Thermacare® TC 3003 mit jeweils angeschlossener Wärmedecke	72

Tab. 21: Temperaturen am Schlauchende WarmAir® 134 mit jeweils angeschlossener Wärmedecke	72
Tab. 22: Luftfluss am Schlauchende WarmAir® 134 mit jeweils angeschlossener Wärmedecke	72
Tab. 23: Wärmefluss vom Wärmer WarmAir® 134 in die jeweils angeschlossene Wärmedecke	73
Tab. 24: Temperaturdifferenz ΔT zwischen Temperatur an der Deckenunterseite und der Oberflächentemperatur des Modells bei einer Oberflächentemperatur des Modells von $T_s=36\text{ °C}$ und $T_s=38\text{ °C}$ für das Bair Hugger®-Gebläse und die jeweiligen Wärmedecken	73
Tab. 25: Temperaturdifferenz ΔT zwischen Temperatur an der Deckenunterseite und der Oberflächentemperatur des Modells bei einer Oberflächentemperatur des Modells von $T_s=36\text{ °C}$ und $T_s=38\text{ °C}$ für das Thermacare®-Gebläse und die jeweiligen Wärmedecken	74
Tab. 26: Temperaturdifferenz ΔT zwischen Temperatur an der Deckenunterseite und der Oberflächentemperatur des Modells bei einer Oberflächentemperatur des Modells von $T_s=36\text{ °C}$ und $T_s=38\text{ °C}$ für das WarmAir®-Gebläse und die jeweiligen Wärmedecken	74
Tab. 27: Wärmeaustauschkoeffizienten für die verschiedenen Wärmedecken am Bair Hugger®- Gebläse	81
Tab. 28: Wärmeaustauschkoeffizienten für die verschiedenen Wärmedecken am Thermacare®- Gebläse	81
Tab. 29: Wärmeaustauschkoeffizienten für die verschiedenen Wärmedecken am WarmAir®- Gebläse	82
Tab. 30: Gesamtwärmeaustausch der verschiedenen Deckentypen mit dem Bair Hugger®- Gebläse bei einer Oberflächentemperatur des Kupfermodells von 36 °C und 38 °C	89
Tab. 31: Gesamtwärmeaustausch der verschiedenen Deckentypen mit dem Thermacare®- Gebläse bei einer Oberflächentemperatur des Kupfermodells von 36 °C und 38 °C	89
Tab. 32: Gesamtwärmeaustausch der verschiedenen Deckentypen mit dem WarmAir®- Gebläse bei einer Oberflächentemperatur des Kupfermodells von 36 °C und 38 °C	90
Tab. 33: Wirkungsgrad für eine Modelloberflächentemperatur $T_s=36\text{ °C}$ und $T_s=38\text{ °C}$ unter	

Verwendung des Bair Hugger [®] - Gebläses mit den jeweiligen Wärmedecken	90
Tab. 34: Wirkungsgrad für eine Modelloberflächentemperatur $T_s=36^\circ\text{C}$ und $T_s=38^\circ\text{C}$ unter Verwendung des Bair Hugger [®] - Gebläses mit den jeweiligen Wärmedecken	90
Verwendung des Thermacare [®] - Gebläses mit den jeweiligen Wärmedecken	90
Tab. 35: Wirkungsgrad für eine Modelloberflächentemperatur $T_s=36^\circ\text{C}$ und $T_s=38^\circ\text{C}$ unter Verwendung des Thermacare [®] - Gebläses mit den jeweiligen Wärmedecken	91
Tab. 36: Übersicht der Ergebnisse der Messungen an den Wärmeeinheiten	92
Tab. 37 : Übersicht der Ergebnisse der Messungen am Modell	93

8.2 Abbildungsverzeichnis

Abb. 1: Regelkreis der Körpertemperatur	5
Abb. 2: Thermoregulationsschwellen beim erwachsenen Menschen	7
Abb. 3: Anteile der einzelnen Mechanismen an der Wärmeabgabe (bekleideter, ruhender Mensch)	13
Abb. 4 : Anteile verschiedener Wärmeabgabemechanismen unter perioperativen Bedingungen für einen unbedeckten Patienten	21
Abb. 5: Beziehung zwischen Gesamtsolation und Wärmeaustauschkoeffizient	26
Abb. 6: Modellskizze	33
Abb. 7: Datenaufnahmeeinheit	35
Abb. 8: Skizze einer Messeinheit	39
Abb. 9: Verteilung der Messeinheiten zur Messung der Oberkörperdecken	40
Abb. 10: Verteilung der Messeinheiten zur Messung der Unterkörperdecken	41
Abb. 11: Verteilung der Messeinheiten bei Messung der Ganzkörperdecken	41
Abb. 12: Skizze zur Flowmessung	42
Abb. 13: Schema zur Durchführung der Messungen	44
Abb. 14: Beispieldiagramm zur Bestimmung des h_{rc} (für eine Messeinheit) Thermacare [®] Ganzkörperdecke 1.Messung	45
Abb.15: Beispieldiagramm zur Ermittlung von ΔT (für eine Messeinheit) Thermacare [®] Ganzkörperdecke 1.Messung	46
Abb.16: Beispieldiagramm zur Bestimmung des h_{rc} (Messeinheiten 1-16) Thermacare [®] Ganzkörperdecke 1.Messung	47
Abb.17: Beispieldiagramm zur Ermittlung von ΔT (Messeinheiten 1-16) Thermacare [®] Ganzkörperdecke 1.Messung	48
Abb.18: Beispieldiagramm zur Bestimmung des h_{rk} (Messeinheiten 1-16) Thermacare [®] Ganzkörperdecke 1.-3.Messung	49
Abb.19: Beispieldiagramm zur Ermittlung von ΔT (Messeinheiten 1-16) Thermacare [®] Ganzkörperdecke 1.-3.Messung	50
Abb. 20: Luftwärmer Bair Hugger 505	53
Abb. 21: Bair Hugger [®] Full Body (Model 300)	54
Abb. 22: Unterseite der Bair Hugger Wärmedecken	55
Abb. 23: Bair Hugger [®] Lower Body (Model 525)	55
Abb. 24: Bair Hugger [®] Upper Body (Model 522)	56
Abb. 25: Luftwärmer Thermacare [®] TC 3003	57

Abb. 26: Thermacare® TC 1050 Comfort Quilt	58
Abb. 27: Deckenunterseite TC 1050 mit kleinen gestanzten sowie größeren runden Luftaustrittslöchern	58
Abb. 28: Deckenunterseite TC 1050 große Luftaustrittslöcher im Thoraxbereich	59
Abb. 29: Thermacare® TC 2052 Upper Body Quilt	59
Abb. 30: Thermacare® TC 2050 Lower Body Quilt	60
Abb. 31: Rüschi Optisan® Ganzkörperwärmedecke (Cat.No.570100)	61
Abb. 32: Unterseite der Rüschi Optisan® Wärmedecken	61
Abb. 33: Rüschi Optisan® Oberkörperwärmedecke (Cat.No.570000)	62
Abb. 34: Luftwärmer WarmAir® 134	63
Abb. 35: WarmAir® Adult Blanket (FilteredFlo No. 141)	64
Abb. 36: Unterseite der WarmAir® Wärmedecken	64
Abb. 37: WarmAir® Lower Body Blanket (FilteredFlo No.340)	65
Abb. 38: WarmAir® Upper Body Blanket (FilteredFlo No.341)	66
Abb. 39: Temperaturgradient ΔT ($T_{AIL}-T_S$) zwischen der Wärmedeckenunterseite und der Modelloberflächentemperatur aufgetragen gegen die Modelloberflächentemperatur T_S mit Regressionsanalyse für das Bair Hugger®-Gebläse mit der Oberkörperdecke	75
Abb. 40: Temperaturgradient ΔT ($T_{AIL}-T_S$) zwischen der Wärmedeckenunterseite und der Modelloberflächentemperatur aufgetragen gegen die Modelloberflächentemperatur T_S mit Regressionsanalyse für das Bair Hugger®-Gebläse mit der Unterkörperdecke	75
Abb. 41: Temperaturgradient ΔT ($T_{AIL}-T_S$) zwischen der Wärmedeckenunterseite und der Modelloberflächentemperatur aufgetragen gegen die Modelloberflächentemperatur T_S mit Regressionsanalyse für das Bair Hugger®-Gebläse mit der Ganzkörperdecke	76
Abb. 42: Temperaturgradient ΔT ($T_{AIL}-T_S$) zwischen der Wärmedeckenunterseite und der Modelloberflächen-temperatur aufgetragen gegen die Modelloberflächentemperatur T_S mit Regressionsanalyse für das Thermacare®-Gebläse mit der Oberkörperdecke	76
Abb. 43: Temperaturgradient ΔT ($T_{AIL}-T_S$) zwischen der Wärmedeckenunterseite und der Modelloberflächentemperatur aufgetragen gegen die Modelloberflächentemperatur T_S mit Regressionsanalyse für das Thermacare®-Gebläse mit der Unterkörperdecke	77

- Abb. 44: Temperaturgradient $\Delta T (T_{AIL}-T_S)$ zwischen der Wärmedeckenunterseite und der Modelloberflächentemperatur aufgetragen gegen die Modelloberflächentemperatur T_S mit Regressionsanalyse für das Thermacare[®]-Gebläse mit der Ganzkörperdecke 77
- Abb. 45: Temperaturgradient $\Delta T (T_{AIL}-T_S)$ zwischen der Wärmedeckenunterseite und der Modelloberflächentemperatur aufgetragen gegen die Modelloberflächentemperatur T_S mit Regressionsanalyse für das Thermacare[®]-Gebläse mit der Optisan[®]-Oberkörperdecke 78
- Abb. 46: Temperaturgradient $\Delta T (T_{AIL}-T_S)$ zwischen der Wärmedeckenunterseite und der Modelloberflächentemperatur aufgetragen gegen die Modelloberflächentemperatur T_S mit Regressionsanalyse für das Thermacare[®]-Gebläse mit der zusammengerollten Optisan[®]-Ganzkörperdecke als Unterkörperdecke 78
- Abb. 47: Temperaturgradient $\Delta T (T_{AIL}-T_S)$ zwischen der Wärmedeckenunterseite und der Modelloberflächentemperatur aufgetragen gegen die Modelloberflächentemperatur T_S mit Regressionsanalyse für das Thermacare[®]-Gebläse mit der Optisan[®]-Ganzkörperdecke 79
- Abb. 48: Temperaturgradient $\Delta T (T_{AIL}-T_S)$ zwischen der Wärmedeckenunterseite und der Modelloberflächentemperatur aufgetragen gegen die Modelloberflächentemperatur T_S mit Regressionsanalyse für das WarmAir[®]-Gebläse mit der Oberkörperdecke 79
- Abb. 49: Temperaturgradient $\Delta T (T_{AIL}-T_S)$ zwischen der Wärmedeckenunterseite und der Modelloberflächentemperatur aufgetragen gegen die Modelloberflächentemperatur T_S mit Regressionsanalyse für das WarmAir[®]-Gebläse mit der Unterkörperdecke 80
- Abb. 50: Temperaturgradient $\Delta T (T_{AIL}-T_S)$ zwischen der Wärmedeckenunterseite und der Modelloberflächentemperatur aufgetragen gegen die Modelloberflächentemperatur T_S mit Regressionsanalyse für das WarmAir[®]-Gebläse mit der Ganzkörperdecke 80
- Abb. 51: Darstellung des Wärmeflusses gegen den Temperaturgradienten $T_{AIL}-T_S$ zwischen der Temperatur an der Deckenunterseite und der Oberflächentemperatur des Modells zur Ermittlung des Wärmeaustauschkoeffizienten für Radiation und Konvektion mittels Regressionsanalyse, Bair Hugger[®]- Gebläse mit Oberkörperdecke 82

- Abb. 52: Darstellung des Wärmeflusses gegen den Temperaturgradienten $T_{AIL}-T_S$ zwischen der Temperatur an der Deckenunterseite und der Oberflächentemperatur des Modells zur Ermittlung des Wärmeaustauschkoeffizienten für Radiation und Konvektion mittels Regressionsanalyse, Bair Hugger[®]- Gebläse mit Unterkörperdecke 83
- Abb. 53: Darstellung des Wärmeflusses gegen den Temperaturgradienten $T_{AIL}-T_S$ zwischen der Temperatur an der Deckenunterseite und der Oberflächentemperatur des Modells zur Ermittlung des Wärmeaustausch-koeffizienten für Radiation und Konvektion mittels Regressionsanalyse, Bair Hugger[®]- Gebläse mit Ganzkörperdecke 83
- Abb. 54: Darstellung des Wärmeflusses gegen den Temperaturgradienten $T_{AIL}-T_S$ zwischen der Temperatur an der Deckenunterseite und der Oberflächentemperatur des Modells zur Ermittlung des Wärmeaustauschkoeffizienten für Radiation und Konvektion mittels Regressionsanalyse, Thermacare[®]- Gebläse mit Oberkörperdecke 84
- Abb. 55: Darstellung des Wärmeflusses gegen den Temperaturgradienten $T_{AIL}-T_S$ zwischen der Temperatur an der Deckenunterseite und der Oberflächentemperatur des Modells zur Ermittlung des Wärmeaustauschkoeffizienten für Radiation und Konvektion mittels Regressionsanalyse, Thermacare[®]- Gebläse mit Unterkörperdecke 84
- Abb. 56: Darstellung des Wärmeflusses gegen den Temperaturgradienten $T_{AIL}-T_S$ zwischen der Temperatur an der Deckenunterseite und der Oberflächentemperatur des Modells zur Ermittlung des Wärmeaustauschkoeffizienten für Radiation und Konvektion mittels Regressionsanalyse, Thermacare[®]- Gebläse mit Ganzkörperdecke 85
- Abb. 57: Darstellung des Wärmeflusses gegen den Temperaturgradienten $T_{AIL}-T_S$ zwischen der Temperatur an der Deckenunterseite und der Oberflächentemperatur des Modells zur Ermittlung des Wärmeaustauschkoeffizienten für Radiation und Konvektion mittels Regressionsanalyse, Thermacare[®]- Gebläse mit Optisan[®]- Oberkörperdecke 85
- Abb. 58: Darstellung des Wärmeflusses gegen den Temperaturgradienten $T_{AIL}-T_S$ zwischen der Temperatur an der Deckenunterseite und der Oberflächentemperatur des Modells zur Ermittlung des Wärmeaustauschkoeffizienten für Radiation und Konvektion mittels Regressionsanalyse, Thermacare[®]- Gebläse mit zusammen-

- gerollter Optisan[®]-Ganzkörperdecke als Unterkörperdecke 86
- Abb. 59: Darstellung des Wärmeflusses gegen den Temperaturgradienten $T_{AIL}-T_S$ zwischen der Temperatur an der Deckenunterseite und der Oberflächentemperatur des Modells zur Ermittlung des Wärmeaustauschkoeffizienten für Radiation und Konvektion mittels Regressionsanalyse, Thermacare[®]- Gebläse mit Optisan[®]- Ganzkörperdecke 86
- Abb. 60: Darstellung des Wärmeflusses gegen den Temperaturgradienten $T_{AIL}-T_S$ zwischen der Temperatur an der Deckenunterseite und der Oberflächentemperatur des Modells zur Ermittlung des Wärmeaustauschkoeffizienten für Radiation und Konvektion mittels Regressionsanalyse, WarmAir[®]- Gebläse mit Oberkörperdecke 87
- Abb. 61: Darstellung des Wärmeflusses gegen den Temperaturgradienten $T_{AIL}-T_S$ zwischen der Temperatur an der Deckenunterseite und der Oberflächentemperatur des Modells zur Ermittlung des Wärmeaustauschkoeffizienten für Radiation und Konvektion mittels Regressionsanalyse, WarmAir[®]- Gebläse mit Unterkörperdecke 87
- Abb. 62: Darstellung des Wärmeflusses gegen den Temperaturgradienten $T_{AIL}-T_S$ zwischen der Temperatur an der Deckenunterseite und der Oberflächentemperatur des Modells zur Ermittlung des Wärmeaustauschkoeffizienten für Radiation und Konvektion mittels Regressionsanalyse, WarmAir[®]- Gebläse mit Ganzkörperdecke 88

8.3 Gleichungsverzeichnis

(Gl. 1.1)	$MR = H_{\text{innen}} = H_{\text{außen}}$	[W]	7
(Gl. 1.2)	$Q = h * \Delta T$	[W m ⁻²]	8
(Gl. 1.3)	$H_{\text{innen}} = C * (T_{\text{Kern}} - T_{\text{Haut}}) * A$	[W]	9
(Gl. 1.4)	$H_{\text{außen}} = H_{\text{Konduktion}} + H_{\text{Konvektion}} + H_{\text{Radiation}} + H_{\text{Evaporation}}$	[W]	9
(Gl. 1.5)	$H_{\text{Konduktion}} = h_k * (T_{\text{Haut}} - T_{\text{Kontaktgegenstand}}) * A_{\text{Kontakt}}$	[W]	9
(Gl. 1.6)	$H_{\text{Konvektion}} = h_c * (T_{\text{Haut}} - T_L) * A_{\text{Effektiv}}$	[W]	10
(Gl. 1.7)	$Q_R = \sigma * \epsilon * A_R * (T_H^4 - T_U^4)$	[W]	11
(Gl. 1.8)	$H_{\text{Radiation}} = h_r * (T_{\text{Körperoberfläche}} - T_{\text{nächstgelegener Festkörper}}) * A_{\text{Effektiv}}$	[W]	11
(Gl. 1.9)	$H_{\text{Evaporation}} = h_e * (p_{\text{Körperoberfläche}} - p_{\text{Umgebung}}) * A_{\text{Effektiv}}$	[W]	12
(Gl. 1.10)	$h_{\text{K Haut/OP-Tisch-Auflage}} = k/L$		21
(Gl. 2.1)	$\text{Flow [l}_{\text{Luft}} \text{ min}^{-1}] = (V_{\text{Luft}} [\text{cm s}^{-1}] * A_{\text{Querschnitt Düsenöffnung}} [\text{cm}^2] * 60) / 1000$		42
(Gl. 2.2)	$Q_{\text{Wärmer}} = \text{Luftfluss} * \Delta T * \rho * c$		43
(Gl. 2.3)	$Q = h * \Delta T$	[Wm ⁻²]	50
(Gl. 2.4)	$Q = h_{\text{RC}} * \Delta T * A$	[W]	51
(Gl. 5.1)	$Q = h * \Delta T$	[W m ⁻²]	97

8.4 Abkürzungsverzeichnis

ε	= Emissionskoeffizient
ρ	= Dichte der Luft bei Schlauchausgangstemperatur
σ	= Strahlungskonstante
$^{\circ}\text{C}$	= Grad Celsius
ΔT	= Temperaturgradient
μg	= Mikrogramm
A	= Körperoberfläche
A_{Effektiv}	= exponierte Fläche
A_{Kontakt}	= Kontaktfläche
AMV	= Atemminutenvolumen
$A_{\text{Querschnitt Düsenöffnung}}$	= Fläche der Düsenöffnung
A_{R}	= Strahlung der abgebenden bzw. absorbierenden Oberfläche
c	= Wärmedurchgangszahl
c	= spezifische Wärme der Luft
clo	= Einheit für Isolation
cm	= Zentimeter
h	= Stunde, auch: Wärmeaustauschkoeffizient
$H_{\text{außen}}$	= Äußerer Wärmestrom
h_c	= Wärmeaustauschkoeffizient für Konvektion
h_e	= Wärmeaustauschkoeffizient für Evaporation
$H_{\text{Evaporation}}$	= Wärmefluss durch Evaporation
HF	= Heatflow = Wärmefluss
HFT	= Heat Flow Transducer
H_{innen}	= Innerer Wärmestrom
h_k	= Wärmeaustauschkoeffizient für Konduktion
$h_{\text{K Haut/OP-Tisch-Auflage}}$	= Wärmeaustauschkoeffizient für Konduktion (Haut/OP-Tisch-Auflage)
$H_{\text{Konduktion}}$	= Wärmefluss durch Konduktion
$H_{\text{Konvektion}}$	= Wärmefluss durch Konvektion
HME	= Heat and Moisture Exchanger
h_r	= Wärmeaustauschkoeffizient für Radiation

$H_{\text{Radiation}}$	= Wärmefluss durch Radiation
h_{rc}	= Kombiniertes Wärmeaustauschkoeffizient für Radiation und Konvektion
J	= Joule
kcal	= Kilokalorie
kg	= Kilogramm
KG	= Körpergewicht
kJ	= Kilojoule
$k_{\text{OP-Tisch-Auflage}}$	= Wärmeleitfähigkeit der OP-Tisch-Auflage
l_{Luft}	= Liter Luft
m^2	= Quadratmeter
MAX	= Luftwärmer mit maximaler Heizleistung
mg	= Milligramm
min	= Minute
Mhz	= Megahertz
ml	= Milliliter
mmHg	= Millimeter Quecksilbersäule
MR	= Metabolic rate = Grundumsatz
ng	= Nanogramm
NICE	= National Institute for Health and Care Excellence
$P_{\text{Körperoberfläche}}$	= Wasserdampfpartialdruck der Körperoberfläche
P_{Umgebung}	= Wasserdampfpartialdruck der Umgebung
Q	= Wärmeaustausch pro Fläche
Q_R	= Nettowärmestrom
$Q_{\text{Wärmer}}$	= Wärmefluss in die Decke
R_{Luft}	= Isolation durch Luft
R_{Mat}	= Isolation durch das jeweilige Material
RT	= Luftwärmer ohne Heizung
R_{TOT}	= Gesamtisolation
s	= Sekunde
T_{AIL}	= Temperature of Air in the interface Layer = Temperatur an der Deckenunterseite
T_H	= Temperatur der exponierten Haut
T_{Haut}	= Hauttemperatur

T_{Kern}	= Körperkerntemperatur
$T_{\text{Kontaktgegenstand}}$	= Temperatur des Kontaktgegenstands
$T_{\text{Körperoberfläche}}$	= Temperatur der Körperoberfläche
T_L	= Temperatur des strömenden Mediums
$T_{\text{nächstgelegener Festkörper}}$	= Temperatur des nächstgelegenen Festkörpers
tog	= Einheit für Isolation
T_S	= Temperature of Surface = Modelloberflächentemperatur
T_U	= Strahlungstemperatur der Umgebung
v	= Strömungsgeschwindigkeit
V_{Luft}	= Luftgeschwindigkeit
W	= Watt

Danksagung

Ich danke

Herrn Professor Dr. med. A. Bräuer für die Themenstellung und die Betreuung der Arbeit und seine immerwährende Diskussionsbereitschaft zu allen Fragen, die während der Erstellung dieser Arbeit auftraten,

Herrn Dr. med. T. Perl für Anregungen und Diskussionen während der Erstellung dieser Arbeit,

Herrn Thomas Schulze für die vielseitige technische Hilfestellung bei der Erfassung der Daten.

Lebenslauf

Ich wurde am 07.05.1969 in Göttingen geboren. Seit 2005 bin ich mit Birgit Steinmetz-Roesener (geb. 23.01.1971) verheiratet. Ich habe drei Stiefsöhne und eine Tochter. Zur Zeit wohnen wir in Göttingen, Im Alten Dorfe 2.

Meine schulische Ausbildung begann ich 1975 mit dem Besuch der Grundschulen Hölty-schule und der Albanischule in Göttingen. 1979 wechselte ich auf die Georg-Christoph-Lichtenberg-Gesamtschule in Göttingen und schloss meine schulische Ausbildung dort 1988 mit dem Abitur ab.

Im September 1988 begann ich meinen Zivildienst im Rettungsdienst beim Arbeiter-Samariter-Bund in Nörten-Hardenberg, der im April 1990 endete.

1992 nahm ich mein Studium der Humanmedizin an der Georg-August-Universität in Göttingen auf. 1994 legte ich die ärztliche Vorprüfung ab. 1995 folgte der Erste Abschnitt der Ärztlichen Prüfung. Famulaturen in der Universitätskinderklinik in St. Etienne (Frankreich, 1995), in der Abteilung Rheumatologie/Nephrologie des Universitätsklinikums Göttingen (1997), eine Praxisfamulatur in Braunschweig (2000) sowie im Zentrum Anaesthesiologie, Rettungs- und Intensivmedizin des Universitätsklinikums Göttingen (2000) schlossen sich an. 2001 schloss ich den theoretischen Teil des Medizinstudiums mit dem Zweiten Abschnitt der Ärztlichen Prüfung ab. Das praktische Jahr absolvierte ich im Universitätsklinikum Göttingen mit dem Wahlfach Anästhesie.

Mein Studium der Humanmedizin beendete ich mit dem Dritten Abschnitt der Ärztlichen Prüfung im Jahr 2002.

Vom 10.06.2003 bis zum 30.09.2004 war ich als Arzt im Praktikum in der Klinik für Anesthesiologie, Intensivmedizin, Notfallmedizin, Schmerztherapie im Klinikum Oldenburg tätig. Vom 01.10.2004 bis zum 30.04.2005 war ich in derselben Klinik als Assistenzarzt tätig. Seit dem 01.05.2005 bin ich – mit einer Unterbrechung als Gastarzt im Evangelischen Krankenhaus Göttingen-Weende vom 01.12.2010 bis zum 31.03.2011 - als Assistenzarzt im Zentrum Anesthesiologie, Rettungs- und Intensivmedizin der Universitätsmedizin Göttingen angestellt.

Meine Facharztprüfung zum Facharzt für Anesthesiologie absolvierte ich am 11.02.2014.