Aus der Klinik für Kinder- und Jugendmedizin
der Universität zu Lübeck
Direktor: Prof. Dr. med. E. Herting

Validierung eines kutanen, nicht-invasiven Temperaturmesssystems zur Errechnung der Körperkerntemperatur

Inauguraldissertation
zur
Erlangung der Doktorwürde
der Universität zu Lübeck
- Aus der Sektion Medizin -

vorgelegt von
Christina Hendrikje Mende
aus Hamburg
Lübeck 2012

1. Berichterstatter:	Prof. Dr. med. Wolfgang Göpel
2. Berichterstatter:	Prof. Dr. med. Hartmut Gehring

Tag der mündlichen Prüfung: 11.04.2013

Zum Druck genehmigt. Lübeck, den 11.04.2013

-Promotionskommission der Sektion Medizin-

I INHALTSVERZEICHNIS

I INHALTSVERZEICHNIS III

II ABKÜRZUNGSVERZEICHNIS VII

1 EINLEITUNG 1

1.1 GRUNDLAGEN DER THERMOREGULATION 3

1.1.1 PHYSIKALISCHE UND PHYSIOLOGISCHE GRUNDLAGEN DER WÄRMEAUFNAHME UND –ABGABE 5

Innerer Wärmestrom 5

Äußerer Wärmestrom 5

1.1.2 ZENTRUM DER THERMOREGULATION 7

1.1.3 REGULATIONSMECHANISMEN UNTER WARMEN BEDINGUNGEN 8

Warme Umgebungstemperatur 8

Arbeitshyperthermie 9

1.1.4 REGULATIONSMECHANISMEN UNTER KALTEN BEDINGUNGEN 9

1.1.5 FIEBER 10

1.1.6 FETTGEWEBE 10

1.1.7 THERMONEUTRALE ZONE UND VERHALTENSTHERMOREGULATION 11

1.2 KÖRPERTEMPERATURMESSUNG 12

1.2.1 NICHT-INVASIVE MESSVERFAHREN 12

Orale Messung 13

Axilläre Messung 14

Tympanale Messung 14

‚Skin-Mattress' Temperatur 16

Zero-Heat-Flux-Sensor 17

1.2.2 INVASIVE MESSVERFAHREN 17

Ingestible Thermometric System (ITS) 17

Rektale Messung 19

Ösophageale Messung 21

Nasopharyngeale Messung 21

Blasentemperatur 22

Pulmonaliskatheter (pulmonary arterial catheter) 23

1.2.3 VERGLEICH DER GENAUIGKEIT NICHT-INVASIVER TEMPERATUR-MESSVERFAHREN 23
1.3 TEMPERATUR-DOPPELSENSOR MESSUNGEN BEI FRÜHGEBORENEN 24
1.4 FRAGESTELLUNG.....28

2 METHODIK.....29

2.1 PROBANDEN 29
2.1.1 EINSCHLUSSKRITERIEN.....29
2.1.2 AUSSCHLUSSKRITERIEN.....29
2.1.3 BOGEN ZUR PATIENTEN- UND MESSDATENERHEBUNG 29
2.2 VERSUCHSAPPARATUR.....30
2.2.1 DOPPELSENSOR 30
Anforderungsprofil.....30
Spezifisches Funktionsprinzip.....30
2.2.2 MESSBOX 35
2.2.3 MESSBOXSOFTWARE.....36
2.2.4 WEITERE GENUTZTE VERFAHREN ZUR TEMPERATURMESSUNG 37
Zero-Heat-Flux-Sensor.....37
Rektale Temperaturmessung 37
Sublinguale Temperaturmessung 37
2.3 SENSORPOSITIONEN UND ANBRINGUNG 37
2.3.1 VERTEX 38
2.3.2 STIRN.....39
2.3.3 MASTOID 39
2.3.4 STERNUM 39
2.3.5 XIPHOID 40
2.3.6 ABDOMEN 40
2.3.7 SKIN-MATTRESS-POSITION.....40
2.4 VERSUCHSABLAUF.....40
2.4.1 MESSREIHE A – C: EINFLUSS VON SENSORPOSITION UND ANBRINGUNG 42
2.4.2 MESSREIHE D: EINFLUSS DER SUBKUTANEN FETTSCHICHTDICKE.....42
2.4.3 MESSREIHE E: EINFLUSS EXTERNER ERWÄRMUNG.....43
2.4.4 MESSREIHE F: EINFLUSS INTERNER ERWÄRMUNG (KÖRPERLICHE AKTIVITÄT).....43
2.5 AUFARBEITUNG DER ROHDATEN, STATISTISCHE AUSWERTUNG UND GRAPHISCHE DARSTELLUNG 45
2.5.1 AUFARBEITUNG DER ROHDATEN.....45

2.5.2 STATISTISCHE AUSWERTUNG UND GRAPHISCHE DARSTELLUNG 46

3 ERGEBNISSE 48

3.1 DOPPELSENSOR-MESSGENAUIGKEIT IN ABHÄNGIGKEIT VON SENSORPOSITION UND ANBRINGUNG 48

3.1.1 MESSREIHE A (14 MESSUNGEN; N = 2) 48

3.1.2 MESSREIHE B (15 MESSUNGEN; N = 2) 50

3.1.3 MESSREIHE C (20 MESSUNGEN; N = 20) 52

3.2 DOPPELSENSOR-MESSGENAUIGKEIT IN ABHÄNGIGKEIT DER SUBKUTANEN FETTSCHICHTDICKE, MESSREIHE D (19 MESSUNGEN; N = 19) 55

3.3 DOPPELSENSOR-MESSGENAUIGKEIT UNTER EINFLUSS VON EXTERNER ERWÄRMUNG, MESSREIHE E (10 MESSUNGEN; N = 1) 59

3.4 DOPPELSENSOR-MESSGENAUIGKEIT UNTER EINFLUSS VON INTERNER ERWÄRMUNG (KÖRPERLICHE AKTIVITÄT), BEI VERWENDUNG VON KONTAKTGEL UND IN ABHÄNGIGKEIT DER KOPFBEHAARUNG, MESSREIHE F (20 MESSUNGEN; N = 20) 61

3.4.1 DOPPELSENSOR-MESSGENAUIGKEIT UNTER EINFLUSS VON INTERNER ERWÄRMUNG DURCH KÖRPERLICHE AKTIVITÄT 62

3.4.2 DOPPELSENSOR-MESSGENAUIGKEIT UNTER VERWENDUNG VON KONTAKTGEL 65

3.4.1 DOPPELSENSOR-MESSGENAUIGKEIT BEI UNTERSCHIEDLICH STARKER KOPFBEHAARUNG 66

4 DISKUSSION 69

4.1 ERGEBNISDARSTELLUNG ZUR BEURTEILUNG DER ÜBEREINSTIMMUNG VON MESSMETHODEN 69

4.2 DOPPELSENSOR 70

4.2.1 EINFLUSSFAKTOREN AUF DOPPELSENSOR-MESSGENAUIGKEIT UND KLINISCHE NUTZBARKEIT 70

4.2.2 UNTERSCHIEDE DER VERWENDETEN DOPPELSENSOREN 72

4.2.3 TEMPERATURMESSVERHALTEN 73

4.3 DOPPELSENSOR-MESSGENAUIGKEIT IN ABHÄNGIGKEIT VON SENSORPOSITION UND ANBRINGUNG 73

4.3.1 EINFLUSSFAKTOREN AUF KERNTEMPERATUR-MESSGENAUIGKEIT UND KLINISCHE ANWENDBARKEIT BEIM VERGLEICH VERSCHIEDENER SENSORPOSITIONEN 73

4.3.2 UNTERSCHIEDE IN DOPPELSENSOR-MESSGENAUIGKEIT UND KLINISCHER NUTZBARKEIT AN SECHS VERSCHIEDENEN SENSORPOSITIONEN 79

4.3.3 ZUSAMMENFASSUNG VERGLEICH VERSCHIEDENER DOPPELSENSOREN UND SENSORPOSITIONEN 86

4.4 EINFLUSS DER FETTSCHICHTDICKE AUF DIE EXAKTHEIT DER DOPPELSENSORMESSUNGEN 87

4.5 DOPPELSENSOR-MESSGENAUIGKEIT UNTER EINFLUSS VON EXTERNER ERWÄRMUNG ... 87

4.6 DOPPELSENSOR-MESSGENAUIGKEIT UNTER EINFLUSS VON INTERNER ERWÄRMUNG (KÖRPERLICHE AKTIVITÄT), BEI VERWENDUNG VON KONTAKTGEL UND IN ABHÄNGIGKEIT DER KOPFBEHAARUNG 88

4.7 VERGLEICH MIT ERGEBNISSEN DER TEMPERATUR-DOPPELSENSOR MESSUNGEN BEI FRÜHGEBORENEN 91

5 ZUSAMMENFASSUNG 93

6 QUELLENVERZEICHNIS 95

7 DANKSAGUNGEN 102

8 LEBENSLAUF 103

9 EIDESSTATTLICHE ERKLÄRUNG 104

II ABKÜRZUNGSVERZEICHNIS

ABD	Sensorposition Abdomen, rechts
BMI	Body-Mass-Index
CCC	Concordance-Correlation-Coefficient
STZ	Sensorposition Stirn zentral
STL	Sensorposition Stirn links
STR	Sensorposition Stirn rechts
GA	Gestationsalter
ITS	Ingestible Thermometric System
K	Kelvin
k_g	Wärmeleitwert des Gewebes
k_s	Wärmeleitwert des Sensors
k_{Umg}	Wärmeleitwert der Umgebung
MAL	Sensorposition Mastoid links
MAR	Sensorposition Mastoid rechts
MAT	Sensorposition Mattress Temperature
N	Newton
Q	Wärmefluss
r	Korrelationskoeffizient
SD	Standard deviation = Standardabweichung
SSW	Schwangerschaftswoche
STE	Sensorposition Sternum
T_c	Core temperature = Kerntemperatur
T_{h1}	Hauttemperatur (Innen), Doppelsensor
T_{h2}	Hauttemperatur (Außen), Doppelsensor
T_{ref}	Referenzmethode der Temperaturmessung
T_{Umg}	Umgebungstemperatur
UAL	Sensorposition Upper Arm, medial, links
VER	Sensorposition Vertex
W	Watt
XIPH	Sensorposition Processus Xiphoideus
ZHF	Zero-Heat-Flux-Sensor

1 EINLEITUNG

Der menschliche Organismus besitzt die als Homoiothermie bezeichnete Fähigkeit, seine Körperkerntemperatur auf hohem Niveau konstant zu halten. Daher unterliegt er einer strengen Temperaturregulation, welche durch einen hohen Energie-Ruheumsatz und komplexe Temperaturregelmechanismen wie Wärmebildung, Vasomotorik und Schweißsekretion beeinflusst wird. Ist dieser Mechanismus gestört, sind lebenswichtige Organfunktionen und Stoffwechselprozesse, welche von der Körpertemperatur abhängig sind, stark beeinträchtigt.

Fieber gehört vor allem in der Pädiatrie, aber auch in vielen anderen medizinischen Fachbereichen zu den häufigsten Symptomen, da eine Vielzahl sowohl leichter als auch schwerer Erkrankungen mit einer Temperaturerhöhung einhergehen. Häufig wird das medizinische Personal nur durch erhöhte Temperaturwerte auf pathologische Geschehnisse im Patienten aufmerksam. Die ärztliche und pflegerische Herausforderung besteht darin, abnorme Temperaturwerte frühzeitig zu erkennen und die zugrunde liegende Pathologie, wie auch die Temperaturerhöhung selbst, entsprechend zu therapieren. Das Abweichen der Körperkerntemperatur um nur wenige Grad kann schwere Folgen auf Herz-Kreislauf- und Zentralnervensystem haben und mit tödlichen Folgen einhergehen (Hensel, 1981). Aus diesem Grund spielt die Überwachung der Körperkerntemperatur im Klinikalltag, vor allem im Rahmen von Infektionen, perioperativ und in der Intensivmedizin eine große Rolle (Moran, 2007).

Nach Ausschaltung der Temperaturregulation, z.B. auf pharmakologischem Wege (Narkose), wird die Abnahme des Energieumsatzes mit sinkender Körpertemperatur deutlich. Daher nehmen Komplikationen und Folgen einer perioperativen Hypothermie einen großen Stellenwert in der Anästhesie ein und erfordern eine optimale Prävention (Leslie, 2003) (Scherer, 1997).
Therapeutisch macht man sich eine induzierte Hypothermie, d.h. eine Kühlung der Körpertemperatur unterhalb ihres physiologischen Normalwerts, vor allem in der Intensivmedizin, zum Beispiel nach kranialen Verletzungen oder cerebraler Minderperfusion nach Kreislaufstillstand zu Nutzen. Die kühlere Körpertemperatur verursacht eine Verlangsamung der Stoffwechselprozesse und wirkt neuroprotektiv (Darby, 2002). Somit lassen sich anschließende Komplikationen verringern und das Gesamtergebnis verbessern (Bernard 2003). Sowohl die perioperative als auch die

therapeutische Hypothermie setzen ein exaktes Monitoring der Körperkerntemperatur voraus.
Auch unter körperlichen Extrembelastungssituationen im Sport oder in speziellen Berufen (z.B. Feuerwehr, Militär, etc.) ist eine genaue Körpertemperatur-Überwachung bedeutsam, um Folgen einer Überhitzung oder Unterkühlung zu vermeiden (Moran, 2002). Dies wird besonders deutlich vor dem Hintergrund, dass bei fast der Hälfte der im Einsatz tödlich verunglückten Feuerwehrleute als Todesursache ein erhöhter physiologischer Stress (PSI = Physiological Strain Index) angesehen wird (Firefighter Fatality Summaries 2002). Die Mortalität korreliert dabei stark mit der Höhe der Körperkerntemperatur (Gonzalez-Alonso, 1999). Gerade während des Feuerwehreinsatzes hat also die Temperaturüberwachung zur Einschätzung physiologischer Erschöpfung eine besondere Bedeutung (Finteis, 2002).

Die rektale Temperaturmessung wurde lange als Goldstandard für die medizinische Körperkerntemperaturmessung in der Klinik angesehen (Freed, 1992) (Moran 2002). Da dieses Verfahren erhebliche Nachteile wie hygienische Probleme, Perforationsgefahr (McQueen, 2001) (COSHH, 1999) und Messungenauigkeiten mit sich bringt, wird die Rektalmessung seit langem in Frage gestellt und verliert zunehmend an Bedeutung. Vor allem bei Früh- und Neugeborenen wird diese Art der Messung in einigen Industrieländern bereits abgelehnt. Andere nicht-invasive Temperaturmessverfahren wie die orale oder tympanale Temperaturmessung gewinnen zwar auf Grund ihrer fehlenden Invasivität wieder an Bedeutung, repräsentieren jedoch die Körperkerntemperatur nur näherungsweise (Bräuer, 1997). Sie sind daher für Situationen, in denen es eines genauen Thermomonitorings bedarf, ungeeignet. Trotz zahlreicher Möglichkeiten, die Körperkerntemperatur zu messen, existiert also nach wie vor keine exakte nicht-invasive Messmethode, die für den universellen Gebrauch, in Medizin und Extrembelastungssituationen geeignet ist (Bräuer, 1997). Folglich besteht dringender Bedarf an einem einfachen, nicht-invasiven Temperaturmessverfahren, welches für punktuelle wie für kontinuierliche Messungen verwendet werden kann (Moran, 2002) (Kimberger, 2009).

Das in Lübeck ansässige Unternehmen Drägerwerk AG & Co. KGaA beforscht seit längerem ein intern entwickeltes neuartiges Verfahren der Messung von Hauttemperatur und Wärmestrom mittels Doppelsensorprinzip. Auf der Grundlage der Daten von Fritzen et. al. (Fritzen, 2000) an 80 Früh- und Neugeborenen im Inkubator (vgl. 1.3) galt es nun, einen derartigen Doppelsensor am erwachsenen Probanden klinisch zu validieren. Ziel

der vorliegenden Studie war es, Messorte und Anbringungsmethoden verschiedener Doppelsensoren dem erwachsenen Körper anzupassen und diese Sensoren auf Messgenauigkeit, optimale Anwendung und weitere Einflussfaktoren hin zu untersuchen.

1.1 Grundlagen der Thermoregulation

Der Mensch ist ein homoiothermes (gleichwarmes) Lebewesen, dessen Temperatur auch bei sich wechselnder Umgebungstemperatur konstant gehalten wird. Für die Konstanthaltung der Körperkerntemperatur sind spezielle Regelungsmechanismen notwendig, die die Wärmeproduktion in Abhängigkeit von der Wärmeabgabe so steuern, dass ein Gleichgewicht entsteht. Wird also Wärme an der Körperoberfläche abgegeben, muss gleichzeitig Wärme produziert werden, um die Körpertemperatur stabil zu halten (Bledsoe, 2003) (Lee-Chiong, 1995) (Simon, 1995).

Als Körperkern wird das Innere von Kopf, Brust- und Bauchhöhle bezeichnet, wobei die Körperkerntemperatur definitionsgemäß derjenigen Temperatur entspricht, die das Blut hat, wenn es das Herz verlässt. Diese wird jedoch regelmäßig auch mit der Temperatur im Gehirn, vor allem der des Hypothalamus und mit der Temperatur in den intrathorakalen Organen gleichgesetzt (Anagnostakis, 1993) (Thews, 1997).
Auch innerhalb des Körperkerns existieren Temperaturabweichungen, die mehr als 1 °C entsprechen können (Hensel, 1973). Diese sind durch regionale Unterschiede in der Stoffwechselaktivität und Durchblutung bedingt. So weisen beispielsweise Leber und Gehirn besonders hohe Temperaturwerte auf. Folglich ist die Kerntemperatur in der Praxis durch einen einzigen Wert nur angenähert darstellbar.
Von der strengen Temperaturregulation des menschlichen Körpers sind in erster Linie die Körperhöhlen (Körperkern) betroffen, da die Organe und ihre lebenswichtigen biochemischen Vorgänge auf einen engen Temperaturbereich (ca. 36,5–37,8 °C) angewiesen sind (Scheuplein, 1993). Extremitäten und Haut (Körperschale) hingegen verhalten sich poikilotherm (wechselwarm).

Abbildung 1.1 zeigt schematisch die Temperaturverteilung für einen (unbekleideten) ruhenden Menschen bei kalter (links, 20 °C) und warmer (rechts, 35 °C) Umgebungstemperatur. In kalter Umgebung wird die Hautdurchblutung zur Reduzierung von Wärmeverlusten stark gesenkt. Die Hauttemperatur fällt ab, und auch die darunter liegenden Gewebsschichten kühlen aus. Der Temperaturgradient umfasst jetzt große Gewebeanteile, die Größe der Körperschale nimmt zu und der Körperkern wird kleiner

(vgl. Abb. 1.1 A). In warmer Umgebung sind die Hautdurchblutung und damit die Wärmetransportrate vom Kern zur Haut hoch, die Haut ist warm, und die durch den Temperaturgradienten gekennzeichnete Körperschale umfasst ausschließlich oberflächliche Gewebsschichten. Die Temperaturen von Körperkern und Peripherie unterscheiden sich nur geringfügig, es liegt also eine homogene Temperaturverteilung vor (vgl. Abb. 1.1 B). So entsteht, aufgrund der unregelmäßigen geometrischen Gestaltung des Körpers, ein kompliziertes Temperaturfeld.

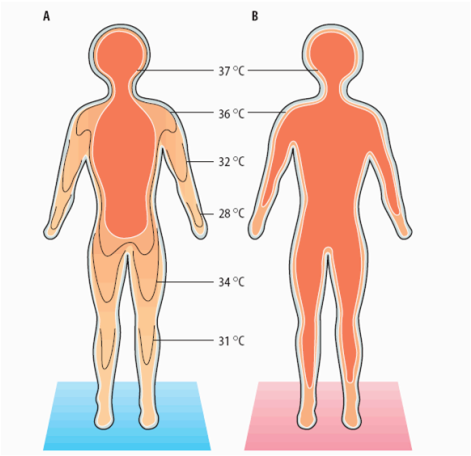


Abbildung 1.1: Verteilung der zentralen und peripheren Körpertemperatur in kalter (A) und warmer (B) Umgebung (Aschoff, 1971)

Die Wärmebildung ist nach den Gesetzen der Thermodynamik ein Produkt des Energieumsatzes (Brück K, 1992). Homoiotherme Lebewesen haben einen hohen Ruheumsatz, wobei die inneren Organe zu etwa 56 % und Muskulatur und Haut zu etwa 18 % an der Wärmebildung beteiligt sind. Die auf dem Ruheumsatz basierende, erhöhte Wärmebildungsrate geht mit einer Körpertemperatur einher, die deutlich über der durchschnittlichen Umgebungstemperatur ihres Lebensraumes liegt. Der Energieumsatz pro kg Körpermasse sinkt mit zunehmender Körpergröße (Kleiber, 1947). Allerdings ist zu bedenken, dass mit der Körpergröße auch die Dicke der wärmeisolierenden Körperschale bei gleichem Körpergewicht abnimmt und damit der Wärmeverlust pro Oberflächeneinheit zunimmt. Andererseits nehmen thermoisolierende Bestandteile des Körpers mit dem Alter zu und die Wärmeabgabe pro Zeiteinheit nimmt ab (Laszczynska, 1984). Kinder thermoregulieren am effizientesten, während ältere Erwachsene am wenigsten suffizient die Körpertemperatur regulieren (Inbar, 2004).

1.1.1 Physikalische und physiologische Grundlagen der Wärmeaufnahme und –abgabe

Es wird zwischen einem inneren und einem äußeren Wärmestrom unterschieden. Der innere Wärmstrom, der durch die Hautdurchblutung geregelt wird, transportiert Wärme vom Körperinneren zur Körperoberfläche, der äußere Wärmestrom von der Körperoberfläche zur Umgebung. Die Körperoberfläche bildet die Grenzfläche zwischen innerem und äußerem Wärmestrom.

Innerer Wärmestrom

Der intrakorporale Wärmetransport vom Entstehungsort hin bis zur Körperoberfläche geschieht durch Konduktion und Konvektion (vgl. 1.1.1.2). Der innere Wärmestrom ist nur möglich, wenn die Temperatur der Haut geringer ist als die des Körperkerns, d.h. ein Temperaturgefälle besteht. Im Rahmen dieses Wärmetransfers spielt die Haut (‚äußere Schale') als Kontaktorgan zur Umwelt eine essentielle Rolle.

Äußerer Wärmestrom

Die Wärmeabgabe von der Körperoberfläche zur Umgebung (äußerer Wärmestrom) findet über folgende Mechanismen statt: Radiation, Konduktion, Konvektion und Evaporation.

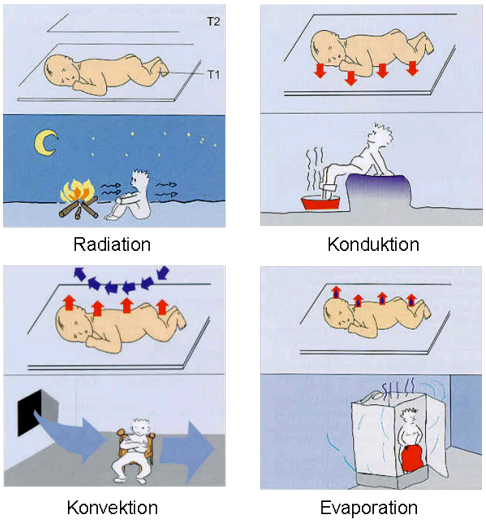


Abbildung 1.2: Vier Wege der Wärmeabgabe (Brück H, 1995)

Radiation (Wärmestrahlung)

Bei der Wärmestrahlung handelt es sich um elektromagnetische Wellen, die sich im Raum ausbreiten. Die durch Strahlung abgegebene Wärmemenge ist zum einen von der 4. Potenz der Temperatur des Strahlers sowie dessen Oberflächenbeschaffenheiten (Emissionskoeffizient) und zum anderen von der Temperatur der Umgebung abhängig.

Ist der strahlende Körper der Umgebung wärmer als die Haut, nimmt der Körper von dort Strahlungswärme auf, ist er kälter (oder ist kein strahlender Körper vorhanden), kann die Haut in diese Richtung Strahlungswärme abgeben. Die Wärmestrahlung benötigt kein Transportmedium und ist von den Eigenschaften des sich zwischen den betrachteten Körpern befindlichen Gases (z.B. Luft) im Wesentlichen unabhängig.

Konduktion (Wärmeleitung)

Die Wärmeleitung setzt einen unmittelbaren Kontakt zwischen zwei betrachteten Körpern voraus. Folglich stellt hier die Luft, im Gegensatz zu den restlichen Komponenten der Wärmeabgabe, nicht das den Körper umgebende Medium dar. Die Intensität des Wärmeverlustes durch Konduktion ist abhängig von der Leitfähigkeit des betrachteten Körpers oder Gegenstandes. Liegt ein Proband beispielsweise auf einer Matratze, deren Temperatur kühler ist als die des Probanden, so verliert der Proband Wärme durch Konduktion. Ist hingegen die Matratze wärmer, so wird dem Probanden Wärme zugeführt. Die Konduktion tritt nicht als isolierte Wärmestromkomponente auf.

Konvektion

Wärmeabgabe mittels Konvektion erfolgt über Wärmeleitung von der Haut an die umgebende Luft, welches ein Temperaturgefälle von der Haut zur Umgebung voraussetzt. Die Luft muss also kühler sein als die Haut. Stark gefördert wird diese Art der Wärmeabgabe, wenn die jeweils erwärmte Luftschicht von der Haut wegbewegt wird, sei es durch Aufsteigen der erwärmten Luft oder durch Wind. Der Wärmeaustausch durch Konvektion ist von dem Temperaturgradienten zwischen Körper- und Umgebungstemperatur, von der Geschwindigkeit der Luftbewegung und von der Körperoberfläche abhängig. Hierbei hat die Luftbewegung den größten Einfluss auf den Wärmeverlust (Obladen, 1987). Der konvektive Wärmestrom ist proportional der effektiven Hautoberfläche und der Differenz zwischen mittlerer Hauttemperatur und Umgebungstemperatur. Wenn die Lufttemperatur die Hauttemperatur übersteigt, kann über Konvektion auf den Körper Wärme zugeführt werden. Dies geschieht im klinischen Alltag beispielsweise mittels Konvektionswärmedecken.

Evaporation

Beim erwachsenen Menschen werden unter normalen Bedingungen etwa 20% der Körperwärme über Verdunstung von Wasser (Evaporation) abgegeben (IUPS Comission T, 1987). Wasser gelangt auf Grund von Wasserdampf-Partialdruckgradienten über Diffusionsvorgänge (extraglanduläre Wasserabgabe) und über neuronal aktivierte Schweißdrüsen (glanduläre Wasserabgabe) an die Hautoberfläche (transepidermale

Wärmeabgabe) und an die Schleimhäute des Respirationstraktes (respiratorische Wärmabgabe). Die Wassermenge, welche pro Zeiteinheit durch die Haut vom Körperinneren an die Umgebungsatmosphäre abgegeben wird, ist proportional zum Konzentrationsgefälle zwischen den beiden Oberflächen. Je feuchter die den menschlichen Körper umgebende Luft ist und je dicker und wasserundurchlässiger die Haut, desto geringer ist der durch Diffusion bedingte Wasserverlust. Dem Körper werden pro Liter verdunsteter Flüssigkeit 2428 kJ an Wärme entzogen. Bei erhöhten Körpertemperaturen und der damit verbundenen Schweißbildung kann der Anteil der evaporativen Wärmeabgabe auf über 70% ansteigen (Simon, 1995). Bei Umgebungstemperaturen von über 36 °C erfolgt die Wärmeabgabe überwiegend durch Verdunstung.

1.1.2 Zentrum der Thermoregulation

Der Hypothalamus ist das Regelzentrum der Thermoregulation. Hier sitzen zentrale Thermosensoren, welche die Kerntemperatur registrieren (Bledsoe, 2003). Die Steuerung erfolgt maßgeblich mit Hilfe von zwei Mechanismen: dem kutan-hypothalamischen Regelkreis mit negativer Rückkopplung und der direkten, nervalen Wärme- und Kälterezeption der Haut und der Organe, welche über das Rückenmark ebenfalls zum Hypothalamus gelangen (Spray, 1986) (vgl. Abb. 1.3).

Im Hypothalamus wird die tatsächliche Kerntemperatur (Istwert) mit dem Sollwert verglichen. Bei Abweichungen vom Sollwert wird mit Hilfe von Temperaturregelungsmechanismen gegengesteuert. Erfolgsorgane sind je nach Art und Intensität des thermischen Einflusses die Muskulatur (Kältezittern), die Hautgefäße und die Schweißdrüsen. Hierbei sind alleinige Gefäßreaktionen wie Vasokonstriktion oder Vasodilatation Ausdruck einer leichten bis mittleren thermischen Belastung, wohingegen Reaktionen wie Kältezittern und Schweißbildung Ausdrücke stärkerer thermischer Belastung darstellen.

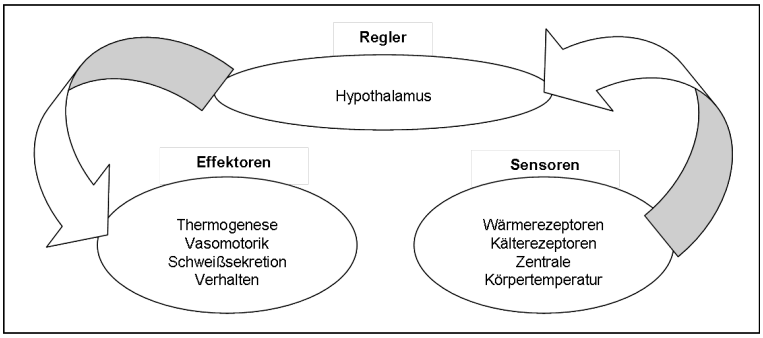


Abbildung 1.3: Schematische Darstellung des thermoregulatorischen Systems (Brück H, 1995)

Der Sollwert beträgt im Mittel ca. 37 °C und unterliegt Tagesschwankungen von etwa 1 °C. Gegen 3 Uhr morgens erreicht die Körpertemperatur ihr Minimum. Im Verlauf des Tages ist ein Anstieg zu einem (häufig zweigipfeligen) Maximum am Abend zu beobachten. Diese Sollwertverstellung unterliegt einer zirkadianen Rhythmik, welche ihrerseits sowohl durch Phasen unterschiedlicher körperlicher Aktivität als auch durch tagesperiodische Hormonausschüttungen beeinflusst wird (Aschoff, 1979). Längerfristige Sollwertverstellung und damit periodische Änderungen der Kerntemperatur werden beim Menstruationszyklus der Frau und unter pathologischen Bedingungen bei Fieber beobachtet (Hensel, 1973).

1.1.3 Regulationsmechanismen unter warmen Bedingungen

Warme Umgebungstemperatur

Eine körperliche Erwärmung ist in der Regel durch körperliche Arbeit, erhöhten Energieumsatz (z.B. postprandiale Energieumsatzzunahme) oder durch eine erhöhte Umgebungstemperatur bedingt. Dieser Anstieg der Körperkerntemperatur, ohne Sollwertverstellung, wird kompensiert, indem die im Körper gebildete Wärme vom Blutstrom aufgenommen und zur Körperoberfläche transportiert wird (innerer Wärmestrom). Entscheidend für den Wärmetransport zur Haut ist die Hautdurchblutung, welche durch Dilatation der Hautgefäße erhöht wird. (Clark, 1985) (Johnson, 2010).

Der Begriff der kutanen Mikrozirkulation umfasst im klinischen Gebrauch sowohl das nutritive als auch das thermoregulatorische Strombett der Haut. Die Hautdurchblutung unterliegt den Reflexen des Blutdruck-regulierenden Systems und der muskulären Arbeit, maßgeblich gesteuert durch adrenerge Neurone (Sympathikus) (Johnson, 1986) (Charkoudian, 2010). Organe mit stark wechselnden Durchblutungsanforderungen, wie die Haut, weisen einen hohen sympathischen Ruhetonus auf. Die Höhe des Ruhetonus ist entscheidend für das Ausmaß der maximal möglichen Durchblutungssteigerung: je höher der Gefäßtonus, d.h. die „Vorkontraktion“, desto größer das vasodilatorische Potential. Daraus folgt, dass in den Gefäßgebieten mit stark wechselnden funktionellen Anforderungen die relativ größten Durchblutungsänderungen auftreten können (Johnson, 2010). Demgegenüber wird die Durchblutung von lebenswichtigen Organen wie Gehirn und Niere mit ständig hohen, aber relativ weniger stark wechselnden Anforderungen durch spezielle Regulationsmechanismen weitgehend konstant gehalten.
Die Hautdurchblutung unterliegt einer Tagesrhythmik, welche vor allem mit der Thermoregulation zusammenhängt. So zeigt sich, dass akral im Bereich der arterio-venösen Shunts nachts die Durchblutung zunimmt, während tagsüber die Durchblutung

abnimmt. Im Bereich der Stirn ist der Verlauf gegenläufig (Damm, 1974). Bei häufig wiederkehrender thermischer Belastung, auch bei physikalischem Training, tritt eine Abschwächung der Kreislaufreaktionen in Form einer Adaptation, bei ständigem Aufenthalt in entsprechenden Klimazonen eine Akklimatisation auf.
Einen weiteren Regelmechanismus der Temperaturregulation stellt die Schweißsekretion dar. Bei körperlicher Arbeit und in warmer Umgebung nutzt der menschliche Körper die Schweißsekretion, um die Hautoberfläche durch Verdunstung (Evaporation) zu kühlen und somit das für den inneren Wärmestrom nötige Kern-Haut-Temperaturgefälle zu schaffen. Das Signal zur Schweißsekretion kommt hierbei von den zentralen Wärmesensoren im Hypothalamus, da die Hautsensoren infolge der kühlenden Verdunstungsprozesse an der Hautoberfläche in diesem Fall eine zu geringe Temperatur melden würden.

Arbeitshyperthermie

Die Arbeitshyperthermie ist im Gegensatz zu Fieber eine Erhöhung der Körpertemperatur ohne Sollwertverstellung (Beard, 2008). Sie entsteht bei körperlicher Arbeit, wobei der Energieumsatz und damit die Wärmebildung mit steigender Arbeitsintensität zunimmt und sich proportional zur relativen Leistung (in % der individuellen Maximalleistung) verhält (Nielsen, 1970) (Kenefick, 2007). Bei Maximalleistungen kann der auf die Muskulatur entfallende Anteil der Wärmeproduktion auf bis zu 90 % ansteigen (Kitzing, 1972). Dies zeigt sich beispielsweise im Ausdauersport. Bei Marathonläufern wurden Rektaltemperaturen von 39-40 °C, in Einzelfällen bis 41 °C gemessen (Clark, 1985). Umgekehrt ist eine erhöhte Körpertemperatur auch eine Voraussetzung für körperliche Höchstleistungen. In vielen Studien konnte gezeigt werden, dass sich durch aktive oder passive Aufwärmmaßnahmen, verbunden mit einer Erhöhung der Körpertemperatur auf 38,5 bis 39 °C, die körperliche Leistungsfähigkeit steigern ließ. Als wichtige Gründe für diesen Zusammenhang werden oft ein vorteilhaftes Temperaturoptimum für enzymabhängige Stoffwechselprozesse, ein Herabsetzen der Viskositätswiderstände von Muskeln und Gelenken sowie eine verbesserte Nervenleitgeschwindigkeit aufgeführt (Elbel, 1972) (Safran, 1989) (Shellock, 1985).

1.1.4 Regulationsmechanismen unter kalten Bedingungen

Sinkt die Köperkerntemperatur unter den Sollwert, werden sowohl die Wärmeabgabe durch Vasokonstriktion in der Peripherie gedrosselt als auch der Energieumsatz und folglich die thermoregulatorische Wärmeproduktion durch aktive Muskelbewegungen, gesteigerten Muskeltonus, unwillkürliches Muskelzittern und bei Früh- und Neugeborenen die zitterfreie Wärmebildung im braunen Fettgewebe regulativ gesteigert (Trayhurn,

1986). Bei Abkühlung der Umgebung greifen zunächst alle vier genannten Regelmechanismen, bevor, nach Ausschöpfen ihrer Leistungsreserve, die Kerntemperatur tatsächlich abfällt.

1.1.5 Fieber

Fieber ist eine pathologische Temperaturerhöhung mit Sollwertverstellung auf ≥ 38 °C (Baraff, 1993) und ein Symptom beispielsweise bei Infektionen, Infusionen und Tumorkrankheiten. Es wird durch exogene (z.B. Bakterienbestandteile) und endogene (z.B. Interleukine) Pyrogene ausgelöst, welche im Hypothalamus mittels Prostaglandin PGE_2 die Fieberreaktion auslösen (Dinarello, 1996). Fieber unterstützt Abwehrvorgänge des Körpers, ist jedoch gleichzeitig als ein für den menschlichen Organismus belastender Faktor anzusehen (Ring, 1998). Bei Fieber findet eine Thermoregulation auf erhöhtem Temperaturniveau statt, d.h. der Sollwert ist nach oben verstellt (Beard, 2008). Relativ dazu ist der Körper anfangs zu kalt und es kommt zu Muskelzittern (Schüttelfrost). Beim Fieberabfall zu normalem Sollwert ist der Körper relativ zu warm. Folglich kommt es zu Gefäßerweiterung und Schweißausbruch. Bei Frühgeborenen spricht man weniger von klassischem Fieber als von Hypo- und Hyperthermie.

1.1.6 Fettgewebe

Fettgewebe tritt multilokulär im Körper auf, es ist jedoch alters- und geschlechtsabhängig verteilt. Während Frühgeborene, abhängig vom Gestationsalter, nur wenig subkutanes (weißes) Fettgewebe besitzen, bildet es beim Neugeborenen eine gleichmäßige Schicht unter der Haut. Zusätzlich besitzen Neugeborene das sogenannte braune Fettgewebe. Beim erwachsenen Mann normalen Körpergewichts (70-80 kg) macht Fettgewebe etwa 15 – 25 % des Gewichts aus (15 % mit 25 Jahren, 25 % mit 55 Jahren), bei Frauen sind dies etwa 25 – 40 % (25 % mit 25 Jahren, 40 % mit 55 Jahren). Das Fettgewebe im menschlichen Körper ist Energiereservoir und dient der thermischen Isolierung, welche mit der Dicke der subkutanen Fettschicht zunimmt und bei gleichzeitig reduzierter Hautdurchblutung ihr Maximum erreicht (Simon, 1995).

Säuglinge kühlen durch ihr ungünstiges Verhältnis von Oberfläche zu Volumen sehr leicht aus (Falk, 1998). Um dies zu vermeiden, nutzen sie in den ersten Lebenswochen zusätzlich die zitterfreie Wärmebildung des braunen Fettgewebes, dessen Zellen eine multilokuläre Verteilung und zahlreiche Mitochondrien für die intrazelluläre Energiegewinnung aufweisen. Der Wirkungsgrad dieser Art der Wärmebildung ist höher als beim Kältezittern. Da sich das braune Fettgewebe jedoch auf Grund der sich verändernden thermischen Eigenschaften im Laufe der ersten Lebensjahre zurückbildet

und es im späteren Alter nur noch rudimentär, beispielsweise im Bereich des Mediastinums und der Aorta, vorkommt, steht älteren Kindern und Erwachsenen diese Art der Wärmeenergiegewinnung nicht mehr zur Verfügung (Trayhurn, 1986).

1.1.7 Thermoneutrale Zone und Verhaltensthermoregulation

Zwischen den Umgebungstemperaturen, die mit Schwitzen oder Muskelzittern beantwortet werden, liegt die schmale thermoneutrale Zone. Sie umfasst beim ruhig sitzenden, fast unbekleideten Probanden den Temperaturbereich von 27 bis 32 °C. Die mittlere Hauttemperatur beträgt dabei etwa 33 – 34 °C. Innerhalb dieses Bereichs wird thermoregulatorisch nur die Hautdurchblutung variiert. Abbildung 1.4 verdeutlicht im oberen Abbildungsteil den Verlauf der Kerntemperatur eines Erwachsenen (Ordinate) in Abhängigkeit von Schwankungen der Umgebungstemperatur (Abszisse), wobei im unteren Abbildungsteil das jeweils zum Aufrechterhalten der Kerntemperatur aufzuwendende Maß an Energie dargestellt ist.

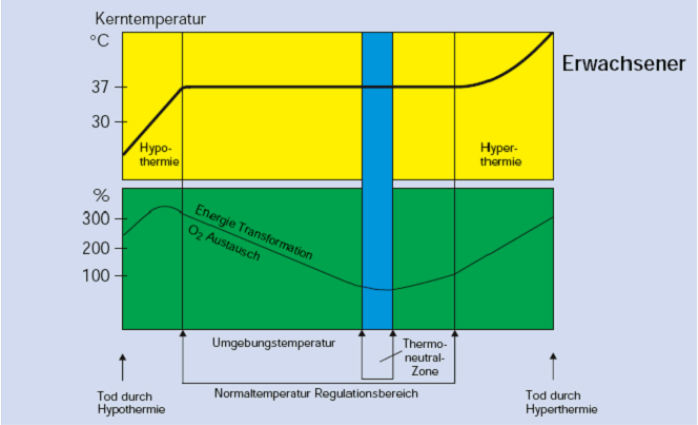


Abbildung 1.4: Thermoregulation eines Erwachsenen bei unterschiedlichen Umgebungstemperaturen (oben) und prozentualer Anteil der hierbei zum Aufrechterhalten der Kerntemperatur aufzubringende Energie (Brück H, 1995)

Der enge Bereich der Thermoneutralzone und ein stark erhöhter Energiebedarf zum Erhalt der Kerntemperatur unter kalten oder warmen Umgebungsbedingungen verdeutlichen, wie wichtig das thermoregulatorische Verhalten des Menschen für die Thermoregulation ist. Unter thermoregulatorischem Verhalten werden beispielsweise das Anlegen von Kleidung (Isolationswirkung), das Aufsuchen von Schatten und das Heizen von Räumen zusammengefasst. Bei extremen Temperaturen wird dieses bewusste Verhalten das ausschlaggebende Instrument (Lee-Chiong, 1995). Subjektiv wird die thermoneutrale Zone als behaglich empfunden. Das trifft für 95 % der Menschen mit normaler Bürobekleidung und –tätigkeit zu, wenn ein Raumklima herrscht, bei dem die Luft- und Strahlungstemperatur ca. 23 °C, die Windgeschwindigkeit < 0,1 m/s und die

relative Luftfeuchtigkeit ca. 50 % beträgt. Zur Beurteilung des Raumklimas auf den Menschen müssen folglich mindestens vier für den äußeren Wärmestrom wesentliche, physikalische Umweltfaktoren berücksichtigt werden: Lufttemperatur, Luftfeuchtigkeit (Wasserdampfdruck der Luft), Windgeschwindigkeit und Strahlungstemperatur. Im Wasser steigt die Behaglichkeitstemperatur, je nach Dicke der subkutanen Fettschicht, (Wärmeisolation) auf 31 °C (dick) bis 36 °C (dünn) (McIntyre, 1981).

1.2 Körpertemperaturmessung

Bei Methoden der Körpertemperaturmessung wird zwischen invasiven und nicht-invasiven Verfahren unterschieden. Die Begriffe invasiv und nicht-invasiv werden in der Medizin verwendet, um diagnostische oder therapeutische Maßnahmen zu charakterisieren. Invasive Verfahren stellen diejenigen dar, welche in den Körper eindringen, d.h. seine Integrität verletzen. So kann die Messung in direkter räumlicher Nähe zum Körperkern stattfinden. Nicht-invasive Verfahren verletzen die Integrität des Körpers nicht und verursachen in der Regel weniger klinische Komplikationen. Die größere räumliche Distanz zum Körperkern geht bei den bisher bekannten Verfahren jedoch mit einer geringeren Messgenauigkeit einher. Einen Grenzbereich stellen die rektale Messung und die ‚Temperatur-Pille' dar, welche in den Körper eindringen, ihn jedoch im Regelfall nicht verletzen. Da diese Verfahren im Vergleich zu den in der vorliegenden Arbeit verwendeten Hautsensoren deutlich invasiver sind, werden sie nachstehend unter den invasiven Verfahren vorgestellt (vgl. 1.2.2).

1.2.1 Nicht-invasive Messverfahren

Der Vorteil eines nicht-invasiven Verfahrens besteht darin, dass das Risiko eines physikalischen oder psychologischen Traumas für den Patienten gegenüber invasiven Verfahren deutlich reduziert ist (McQueen, 2001). Dies spielt besonders im pädiatrischen Klinikalltag eine große Rolle. Folglich ist auch die Indikationsstellung weniger streng, so dass die nicht-invasive Temperaturmessung großzügig angewendet werden kann. Auch im Bereich des Leistungssports und bei beruflichen Extrembelastungen, wo in beiden Fällen eine invasive Methode nicht praktikabel ist, eignet sich besonders die nicht-invasive Temperaturmessung. Auf der anderen Seite weisen die meisten etablierten nicht-invasiven Verfahren eine mangelnde Messgenauigkeit auf, da die Messergebnisse auf Grund ihres peripheren Messortes von Störfaktoren verfälscht werden können.

Orale Messung

Die orale Temperaturmessung erfolgt seitlich sublingual mit Hilfe eines handelsüblichen (heutzutage meist digitalen) Thermometers und bietet eine schnelle und einfache Handhabung. Da die gemessene Temperatur in der Regel kälter ist als die tatsächliche Kerntemperatur, müssen etwa 0,2 – 0,5 °C zum Messwert addiert werden, um die angenäherte Körperkerntemperatur zu erhalten (Moran 2002). Da die orale Temperaturmessung die Eigenschaft besitzt, sehr sensibel auf Veränderungen der Körperkerntemperatur zu reagieren, ist sie seit langem eine der gängigsten Methoden, sowohl im Klinikalltag als auch im häuslichen Gebrauch, und wird allgemein als Standard anerkannt. Nichtsdestotrotz stellt sie in Situationen, in denen der Kopf bzw. das Gesicht durch Umgebungseinflussfaktoren kühler ist als der übrige Körper, nur eine ungenaue Methode dar. Unter diesen Bedingungen zeigt sie eine deutlich geringere Temperatur als die eigentliche Körperkerntemperatur an. Einflussfaktoren, wie z.B. die Nähe zu größeren Blutgefäßen, die Aufnahme von warmen oder kalten Getränken und Nikotinkonsum, verfälschen die Messergebnisse ebenso wie eine schnelle Mundatmung bei körperlicher Belastung. Auch Tachypnoe beispielsweise im Rahmen einer Pneumonie kann bei oraler Temperaturmessung zur Erhebung von falsch niedrigen Temperaturwerten führen (Moran, 2002). Funktionelle bzw. neurologische Defizite bei Hypo- bzw. Hyperthermie erschweren die für die orale Temperaturmessung erforderliche Compliance. Auch für Kleinkinder und Säuglinge ist die sublinguale Temperaturmessung auf Grund ihres fehlenden Stillhaltevermögens ungünstig. Darüber hinaus ist die orale Temperaturmessung für ein dauerhaftes Monitoring nicht geeignet, da der für den Patienten entstehende Diskomfort die Anwendung in ihrer Dauer limitiert. Abbildung 1.5 zeigt in einer an das Bland-Altman-Verfahren angelehnten Darstellung die Beziehung von der Differenz aus Oral- und Kerntemperatur (= Abweichung der oral gemessenen Temperatur von der zentral mittels Pulmonalis-Katheter erhobenen Referenzmethode) auf der Ordinate zur Kerntemperatur als Referenzmethode auf der Abszisse. Aus der Arbeit von Giuliano wird deutlich, dass die Messwertabweichung der oralen Temperatur von der Kerntemperatur nur in wenigen Fällen den klinisch bedeutsamen Bereich von ± 0,5 °C übersteigt. Für die Standardabweichung der Differenz vom ‚Soll' gibt der Autor in seinen Untersuchungen einen Wert von 0,36 °C an und schließt mit der Feststellung, dass die orale Körpertemperaturmessung der tympanalen bezüglich der Messgenauigkeit überlegen sei und bei Nichtvorhandensein einer noch genaueren Methode (beispielsweise Pulmonaliskatheter) bei kritisch kranken Patienten Verwendung finden sollte (Giuliano, 1999).

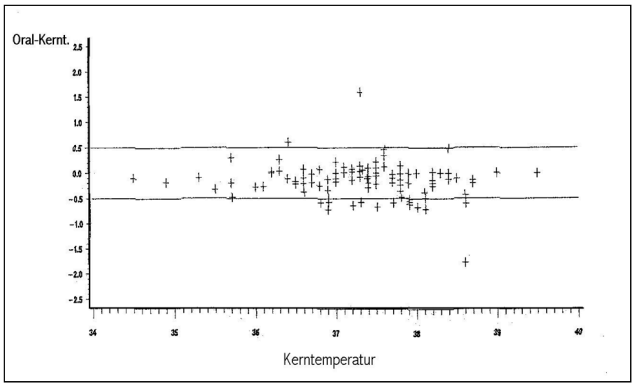


Abbildung 1.5: Darstellung von Differenz aus Oral- und Körperkerntemperatur (in °C) auf der Abszisse und mittels Pumonalis-Katheter erhobener Kerntemperatur (in °C) auf der Ordinate; Temperaturmessungen an kritisch kranken, oral intubierten Erwachsenen. Entnommen aus: Giuliano et al.; Temperature measurement in critically ill orally intubated adults: a comparison of pulmonary artery core, tympanic and oral methods (Giuliano, 1999)

Axilläre Messung

Die axilläre Temperaturmessung erfolgt in der Achselhöhle bei angelegtem Arm. Sie dauert etwas länger als die orale Temperaturmessmethode und erfolgt zumeist mit einem digitalen Thermometer. Quecksilberthermometer sind auf Grund ihrer hohen Toxizität in entwickelten Nationen heutzutage obsolet (COSHH, 1999) (Macqueen, 2001). Studien zufolge bietet die axilläre Temperaturmessung eine deutlich geringere Messgenauigkeit als orale, rektale und tympanale Verfahren, wobei grundsätzlich und insbesondere bei Sportlern eine zu niedrige Körpertemperatur erhoben wird (Lefrant, 2003) (Reynolds, 2012). Roll et al. konnten an 20 Neonaten eine Standardabweichung von 0,3 °C ermitteln und empfehlen, einen Offset von 0,4 °C zu der gemessenen axillären Temperatur zu addieren, um eine Annäherung an die Rektaltemperatur zu erhalten (Roll, 1998). Bei fehlendem adäquaten Anpressdruck des Armes kann Wärmeaustausch mit der Umgebungsluft zu weiteren Verfälschungen der axillären Temperaturmessung führen. Diese Tatsache ist auch für ein kontinuierliches Monitoring hinderlich, da eine dauerhafte Fixierung des Thermometers in der Armhöhle mit starken Bewegungseinschränkungen und Druckstellen verbunden ist. Auf Grund der erheblichen Messungenauigkeiten ist die Methode der axillären Temperaturmessung für den klinischen Gebrauch unüblich (Erickson, 1994), (Robinson, 1998).

Tympanale Messung

Das Trommelfell erhält Blut aus den Ästen der Arteria carotis interna, welche außerdem das thermoregulatorische Zentrum des Hypothalamus im Gehirn versorgt. Aus diesem Grund bietet das Trommelfell einen äußerst geeigneten und gut zugänglichen Messort der Kerntemperatur. Änderungen der Körperkerntemperatur können hier unmittelbar registriert werden. Jedoch stellt die Temperaturmessung direkt am Trommelfell eine hohe

Verletzungsgefahr für das empfindliche Gewebe dar (Wallace, 1974), weswegen die Infrarotmessung am Hörkanal bevorzugt wird. Da dies eine kostengünstige und wenig zeitaufwendige Methode darstellt, welche zudem präziser als die axilläre Temperaturmessung ist (Radhi, 2006), hat sie in den letzten Jahren zunehmend an Bedeutung gewonnen, so dass die tympanale Temperaturmessung nun vielfach im Klinikalltag, vor allem auf peripheren Stationen (‚low-risk-patients') angewandt wird (Moran, 2002). Das Infrarot-Ohrthermometer besitzt einen kleinen Infrarot-Sensor an der vorderen Spitze des Gerätes (T1), der die Wärmestrahlung des Trommelfelles registriert, und einen zweiten Thermosensor, der zur Kalibrierung die Umgebungstemperatur misst (T2). Aus diesen beiden Werten und einem vorgegebenen Gewebewärmeleitwert (k-Wert) errechnet das Gerät die Körpertemperatur.

Die tympanale Temperaturmessung mittels Infrarotthermometer erfordert eine exakte Handhabung. Da der menschliche Gehörgang physiologischerweise gekrümmt ist, muss er durch leichtes Ziehen am Ohr begradigt werden, um optimale Messergebnisse zu erhalten (vgl. Abb. 1.6). Vor allem bei Kleinkindern und Säuglingen kann durch den engen Gehörgang das Messergebnis verfälscht werden (Erickson, 1994) (Fawcett, 2001).

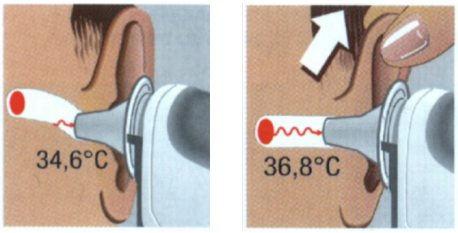


Abbildung 1.6: Schematische Darstellung der fehlerhaften (links) und korrekten (rechts) tympanalen Temperaturmessung mittels Infrarotstrahlung vor (links) und nach (rechts) Begradigung des Gehörganges durch Ziehen an der Ohrmuschel (Stapelfeld, 2001)

Weitere Studien haben gezeigt, dass diese Methode der Temperaturmessung erhebliche Ungenauigkeiten aufweist (Cattaneo, 2000), (Craig, 2002), (Amoateng-Adjepong, 1999), (Hooker, 1996), (Freed, 1992). Messungenauigkeiten zeigen sich hier vor allem unter körperlicher Aktivität, welche gerade bei kleinen Kindern häufig nicht zu vermeiden ist und ein Problem für die Verwendung der tympanalen Messung als dauerhaftes Monitoring darstellt. Yetmans Untersuchungen an 200 reifen Neugeborenen mit Hilfe eines tympanalen Infrarotthermometers ergaben eine Standardabweichung von 0,5 K (Yetman, 1993).

Fritz et al. konnten zeigen, dass unterschiedlich gut geschultes Personal einen erheblichen Einfluss auf die Genauigkeit der tympanalen Temperaturmessung hat (Fritz, 1996). Als weitere Einflussfaktoren für mangelnde Messgenauigkeiten dieser Methode konnten die Verweildauer des Messinstruments im Hörkanal und die Dauer des Intervalls

zwischen zwei Messungen erkannt werden (Childs, 1999) (Fritz, 1996). Fawcett kam zu dem Ergebnis, dass diese Methode der Temperaturmessung eine geringe Sensitivität in der Fiebererkennung und in der Regel zu niedrige Temperaturen bestimmt, abhängig von der Menge des sich im Hörkanal befindlichen Cerumens (Fawcett, 2001). In Anlehnung an Giuliano ist in Abbildung 1.7 die Differenz von tympanal gemessener Temperatur und Kerntemperatur (Ordinate) über der Kerntemperatur (Abszisse) aufgetragen. Diese Darstellungsweise verdeutlicht, dass die Messwertabweichung der tympanalen Temperatur von der Kerntemperatur in vielen Fällen den klinisch bedeutsamen Bereich von ± 0,5 °C übersteigt. Für die Standardabweichung vom ‚Soll' geben Giuliano et al. in ihren Untersuchungen zur tympanalen Messung einen Wert von 0,57 °C an (Giuliano, 1999).

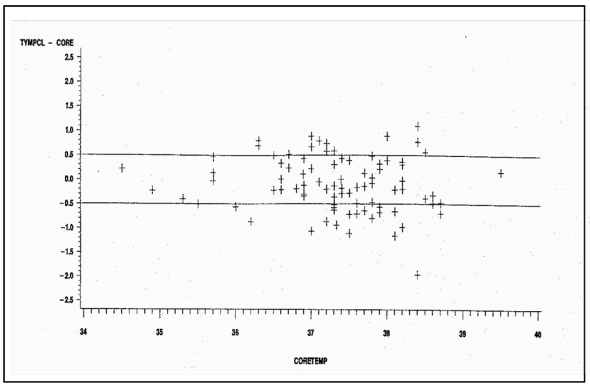


Abbildung 1.7: Darstellung von Differenz aus Tympanal- und Körperkerntemperatur (in °C) auf der Abszisse und mittels Pumonalis-Katheter erhobener Kerntemperatur (in °C) auf der Ordinate; Temperaturmessungen an kritisch kranken, oral intubierten Erwachsenen. Entnommen aus: Giuliano et al.; Temperature measurement in critically ill orally intubated adults: a comparison of pulmonary artery core, tympanic and oral methods (Giuliano, 1999)

Zusammenfassend stellt die tympanale Temperaturmessung für den Klinikalltag und für perioperative und intensivmedizinische Risikopatienten keine zuverlässige Methode dar (Craig, 2002).

‚Skin-Mattress' Temperatur

Die ‚Skin-Mattress' (Haut-Unterlage-) Temperatur ist insbesondere in der Neonatologie von größerer Bedeutung (Dollberg, 2000), (LaMont-Gregory, 1987). Sie dient als Methode der kontinuierlichen Körperkerntemperaturmessung, wobei ein Temperatursensor zwischen dem Rumpf (‚Körperkern') des Patienten und der Liegefläche angebracht wird. Liegt der Säugling auf einer gut isolierten Unterlage, so ist die Hauttemperatur an der Kontaktfläche in etwa gleich der Körperkerntemperatur des Neonaten (Brück H, 1994). Ein Wärmeverlust durch Konduktion ist bei einer gut isolierten, warmen Unterlage vernachlässigbar gering. Diese Methode der Temperaturmessung hat sich bei Erwachsenen nicht durchgesetzt (LaMont-Gregory, 1987).

Zero-Heat-Flux-Sensor

Der Zero-Heat-Flux-Sensor, kurz ZHF, beruht wie der Doppelsensor auf dem Prinzip der Wärmeflussmessung (Fox, 1971) (Kobayashi, 1975). Er besteht aus einem hautnahen Sensorelement, einer Isolationsschicht, einem zweiten, äußeren Sensorelement und einer Heizfolie. Um die Körperkerntemperatur zu messen, wird der Wärmefluss vom Körperkern zur Haut und von der Haut zur Heizfolie mit Hilfe der Heizung auf Null geregelt. Wenn kein Wärmefluss mehr vorhanden bzw. messbar ist, so ist die Körperkerntemperatur T_c gleich der Temperatur der Sensorelemente T_{h1} und T_{h2}.

$$T_c = T_{h1} = T_{h2}$$

Gleichung 1.1: Prinzip des Zero-Heat-Flux-Sensors

Der ZHF wird insbesondere zu Forschungszwecken verwendet und diente in der vorliegenden Studie bei denjenigen Messungen als kontinuierliche Referenzmethode, wo eine punktuelle Rektalmessung auf Grund der Handhabung nicht geeignet war. Einen Nachteil dieser Methode stellt der Umstand dar, dass die Haut unter dem Sensor ständig auf Körpertemperatur erwärmt wird und dies für den Patienten auf Dauer unangenehm sein kann. Auch die Tatsache, dass der ZHF üblicherweise nicht als kostengünstiger Einmal-Artikel existiert und demzufolge der gleiche Sensor bei verschiedenen Probanden immer wieder Verwendung findet, ist er für das klinische Umfeld aus hygienischen Gründen als bedenklich anzusehen.

1.2.2 Invasive Messverfahren

Ingestible Thermometric System (ITS)

Die einnehmbare Thermometer Kapsel (Ingestible Thermometric System) stellt ein relativ neues Verfahren der Körperkerntemperaturmessung dar. Diese ‚Temperatur-Pille' wurde Ende der 80er Jahre in den USA entwickelt und zunächst zur Temperaturüberwachung von Astronauten der NASA, später auch zur Hyperthermie-Prävention im Leistungssport eingesetzt. Seit 2001 wird die CorTemp™ Ingestible Core Body Thermometer Pill [HQ, Inc., Palmetto, Florida, USA] [MINI MITTER/ Respironics, Bend, Oregon, USA] auch für einen größeren Kundenkreis, vor allem im Bereich der Sportmedizin hergestellt. Die 2 x 1 cm große Silikon-Kapsel beinhaltet eine Mikrobatterie und einen temperaturempflindlichen Quarzkristalloszillator. Dessen Frequenz hängt von der Umgebungstemperatur ab und wird von einem externen Empfänger außerhalb des Körpers gelesen und auf einem PC oder PDA als Temperatur wiedergegeben (Mittal, 1991). Nach dem Schlucken der Pille überträgt der Sensor nach ca. zwei Stunden kabellos die Körperkerntemperatur während

er den Gastrointestinaltrakt durchwandert. Nach 18 bis 30 Stunden kontinuierlicher Temperaturmessung wird die Kapsel über das Verdauungssystem ausgeschieden.

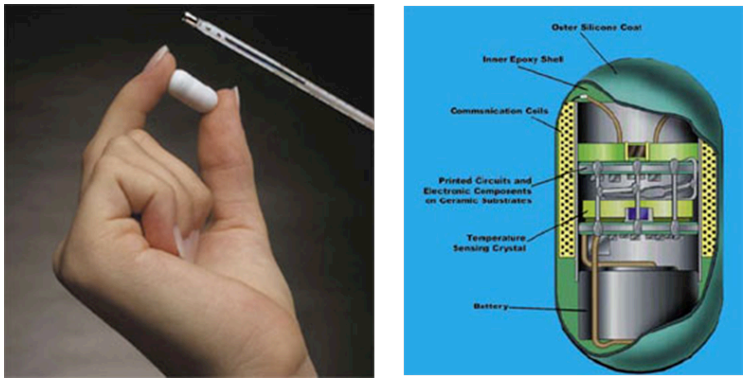


Abbildung 1.8: Ingestible Thermometric System (Quelle: Nasa)

Die Vorteile dieser Methode bestehen vor allem darin, dass der Untersucher kabellos die Kerntemperatur mehrerer Probanden gleichzeitig, in Echtzeit und über viele Stunden überwachen kann, welches sich besonders im Leistungssport, bei Tiefseetauchern und im Militär bewährt hat. Hier kann eine ganze Mannschaft von einem zuständigen Trainer oder Arzt überwacht und vor lebensbedrohlichen Hyperthermieschäden geschützt werden. Sogar unter den oben genannten Extrembelastungssituationen stellt diese Art des Temperatur-Monitorings eine leichte Handhabung und einen hohen Komfort ohne lästige zusätzliche Gerätschaft für den Untersuchten dar (Byrne, 2007) (Rav-Acha, 2003).
Andere Bereiche hingegen, wo ein Temperaturmonitoring ebenso notwendig ist, können von dieser Methode nicht profitieren. Einsätze der Feuerwehr sind beispielsweise nicht in gleichem Maße planbar, so dass eine 2-stündige Latenz bis zur ersten Kerntemperaturanzeige zu lang ist. Vor allem für Frühgeborene, aber auch Säuglinge und Kleinkinder stellt die im Verhältnis sehr große Kapsel einen erheblichen Fremdkörper im noch unreifen Darm dar. Entscheidend ist zudem, dass die Kapsel geschluckt werden muss und dies sowohl für Säuglinge als auch für bewusstlose Patienten nicht möglich ist. Die gleiche Problematik gilt für Intensiv- und perioperative Patienten, wo zusätzlich eine pathologische Darmmotorik oder ein offenes Operationsgebiet hinderlich für die Körperkerntemperaturmessung mit Hilfe der Kapsel sein können.

Bei kritischer Prüfung der Indikation stellt die Temperaturmessung mittels Ingestible Thermometric System jedoch eine genaue und zuverlässige Methode dar (Mittal, 1991). Sie repräsentiert einen realistischen Wert der Körperkerntemperatur und zeigt einen exzellenten Nutzen für den Bereich der ambulanten Anwendung (Byrne, 2007). Sie korreliert gut mit der Ösophagus- und der Rektaltemperatur ($r > 0.85$) (Gant, 2006), wobei

die ITS-Temperatur-Werte genau zwischen die niedrigen ösophagealen und hohen rektalen Messungen fallen (O'Brian, 1998) (Rav-Acha, 2003). Byrne et al. konnten darüber hinaus zeigen, dass die intestinale Temperatursonde zwar träger als die oesophageale aber schneller als die rektale Temperatur auf plötzliche Temperaturveränderungen reagiert (Byrne, 2007).

Rektale Messung

Die Rektale Messung stellte unter den Temperaturmessverfahren lange Zeit den Goldstandard dar (Freed, 1992) (Moran, 2002), welcher sowohl im pädiatrischen Klinikalltag, wie auch im häuslichen Gebrauch, teilweise sogar in der Forschung verwendet wurde. Auch gegenwärtig bleibt diese Methode in Europa weiterhin Goldstandard im pädiatrischen Bereich in Europa, vor allem um Fieber bei kleinen Kindern sicher erfassen zu können (Houlder, 2000). Sie bietet die höchste Genauigkeit im Vergleich zum Infrarotohrthermometer, zur axillären Messung, und anderen nicht-invasiven Methoden (Bagger, 1990) und korreliert sehr gut mit der Pulmonal-Arterien-Temperatur (Cattaneo, 2000), (Amoateng-Adjepong, 1999). Moran et al. konnten 2002 zeigen, dass auch die heutzutage vielfach verwendeten Digitalthermometer sensibel auf thermische Veränderungen reagieren und sich zusammenfassend legitim als zuverlässige Methode der Temperaturmessung etabliert haben (Moran, 2002).

Hinsichtlich der rektalen Temperaturmessung ist bedeutsam, dass das Messergebnis erheblich von der Einschubtiefe des Thermometers abhängt. Der Grund für diesen Umstand liegt in einer Vielzahl von umliegenden Gefäßen und einem Venenplexus im distalen Rektum. Mayfield konnte diesen Zusammenhang anhand einer Studie mit einem Patientenkollektiv unterschiedlicher Altersstufen verdeutlichen und zusätzlich zeigen, dass mit zunehmendem Alter, Messunterschiede durch variierende Einschubtiefen abnehmen (vgl. Abb. 1.9) (Mayfield, 1984).

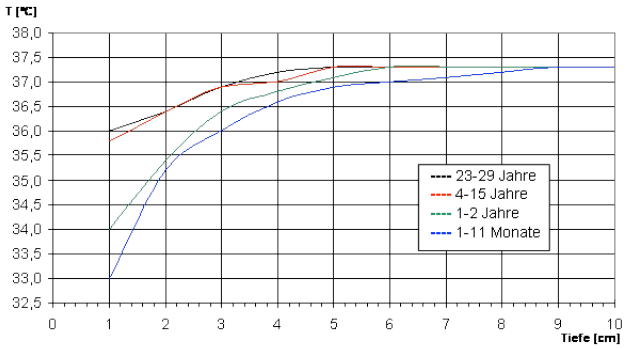


Abbildung 1.9: Rektal gemessene Körperkerntemperatur (in °C) in Abhängigkeit der Thermometer-Einschubtiefe (in cm) bei Probanden 4 verschiedener Altersgruppen (Mayfield, 1984)

Unter pathologischen Kreislaufbedingungen, wie beispielsweise Zentralisation und Schock, registriert die Rektalmessung eine Temperatur, die im Vergleich zur tatsächlichen Körperkerntemperatur zu niedrig ist (Mok, 1991). Im Übrigen reagiert die Rektaltemperatur im Vergleich zu anderen invasiven Methoden (z.B. der ösophagealen Messung) nur verzögert auf schnelle Veränderungen der Körperkerntemperatur (Bräuer, 1997), (Lefrant, 2003), (Fawcett, 2001). Auch Yamakage et. al. konnten zeigen, dass sich die Rektaltemperatur sowohl in der Abkühlungs- als auch in der Aufwärmphase während der intraoperativen Verwendung einer Herz-Lungen-Maschine träge verhält (vgl. Abb. 1.10) (Yamakage, 1993).

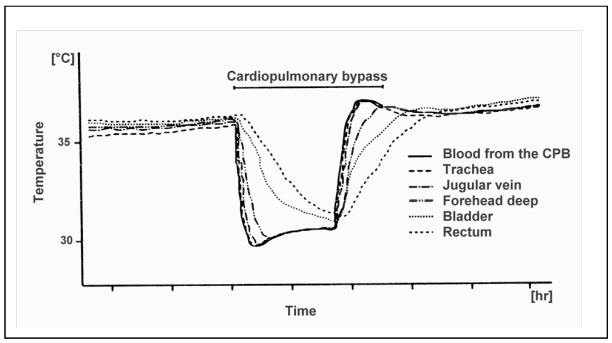


Abbildung 1.10: Trägheit in der Temperaturmessung von 6 verschiedenen invasiven Messmethoden im Rahmen von chirurgischen Eingriffen unter Verwendung einer Herz-Lungen-Maschine; erhebliche zeitliche Verzögerung der korrekten Temperaturmessung bei der rektalen Messung und bei Messung in der Blase (Yamakage, 1993)

Für intraoperative Messungen der Rektaltemperatur mit Hilfe einer Sonde wird in den meisten vorliegenden Untersuchungen bei Erwachsenen eine Tiefe von 6 – 15 cm ab ano angegeben (Cork, 1983), (Cranston, 1954), (Horrow, 1988). Die Platzierung der Sonde ca. 8 cm tief im Rektum entspricht auch dem üblichen klinischen Vorgehen. Die Sonde ist dabei durch eine Plastik-Hülle vor Kontamination geschützt. Weiter vermindert eine Einschubtiefe von mindestens 8 cm gegenüber geringeren Tiefen die Dislokationsgefahr der Sonde (Lilly, 1980). Cranston et al. beschrieben schon 1954, dass die Rektaltemperatur unter physiologischen Bedingungen um 0,24 ± 0,02 °C höher als die Ösophagustemperatur liegt (Cranston, 1954). Als Ursache für diesen Temperaturunterschied wird eine lokale Wärmeproduktion im Rektum oder in den benachbarten Strukturen des Rektums vermutet. In neueren Studien wird die intraoperative Messung der Rektaltemperatur von einigen Autoren als inkorrekt und irreführend bezeichnet (Imrie, 1990). Ihnen zufolge unterliegt sie dem Einfluss der Darmflora und der Isolation durch Stuhl, zeigt Temperaturveränderungen nur träge an (Cork, 1983) und wird von Horrow sogar als unhygienisch abgelehnt (Horrow, 1988).
Die dauerhafte Rektaltemperaturmessung mit einem statischen Sensor im Enddarm ist auf Grund der alltäglichen Verdauungsvorgänge nur schwer realisierbar. Vor allem bei

Früh- und Neugeborenen spielen zusätzlich die Perforationsgefahr des besonders empfindlichen Darmausganges und die beeinträchtigte Hygiene eine große Rolle (McQueen, 2001) (COSHH, 1999). In den USA wird die rektale Temperaturmessung in der Neonatologie aus den genannten Risikogründen zumeist von Klinikern abgelehnt.

Ösophageale Messung

Die Messung der Ösophagustemperatur im unteren Viertel des Ösophagus gilt als Standard zur Messung der Körperkerntemperatur (Imrie, 1990). Sie zeigt eine hohe Genauigkeit (Robinson, 1998), da sie sich auf Grund ihrer tiefen Lokalisation im Körperinneren in der Nähe vom linken Ventrikel des Herzens, Aorta und den das Gehirn versorgenden Blutgefäßen befindet. Die ösophageale Temperaturmessung reagiert äußerst sensibel auf Veränderungen der Körperkerntemperatur (Sawka, 1998), erreicht jedoch auf Grund von unbeständigen Umgebungstemperaturen nicht die im Vergleich noch höhere Messgenauigkeit eines Pulmonalarterienkatheters. Die Temperaturmessung im Ösophagus ist jedoch in vielen Situationen ungeeignet, da eine intraösophageale Anbringung des Sensors aufwendig, invasiv und von Irritationen der nasalen Passagewege und Diskomfort für den Patienten begleitet wird (Stuart, 2000). Sie eignet sich in der Klinik somit nur zur perioperativen Erfassung der Körperkerntemperatur bis zum Zeitpunkt der Extubation.

Um den günstigsten Messort im Ösophagus zu erreichen, wird ein Vorschieben der Temperatursonde um 47 cm von den Lippen (Cranston, 1954) oder um 24 cm von den Aryknorpeln (Whitby, 1986) vorgeschlagen. Von Cork et al. und Kaufman wurde sogar als Messort die Stelle der lautesten Herztöne empfohlen (Cork, 1983) (Kaufman, 1987). Schon früh konnte gezeigt werden, dass im Ösophagus ein Temperaturgradient von bis zu 1,2°C bestehen kann (Kaufman, 1987), da es in weiter oral gelegenen Abschnitten des Ösophagus zu kälteren ventilationsbedingten Temperatureinflüssen kommt (Cranston, 1954), (Whitby, 1986). Zusätzliche, bekannte Einflussfaktoren sind Aufstoßen und das Schlucken von kaltem Speichel (Cranston, 1954). Die richtige Platzierung der Temperatursonde im Ösophagus ist folglich für die korrekte Erhebung der Körperkerntemperatur von entscheidender Bedeutung.

Nasopharyngeale Messung

Das nasopharyngeale Temperaturmonitoring ist eine preiswerte Methode und wird routinemäßig vor allem intraoperativ an narkotisierten Patienten angewandt. Für den wachen Patienten stellt diese invasive Art der Temperaturüberwachung jedoch eine unangenehme Methode dar. Gemessen wird die Temperatur mittels einer weichen, biegsamen Sonde, welche im oberen Nasenrachenraum platziert wird. Hierbei hat sich

zum Auffinden einer günstigen Einschubtiefe die Vermessung und Nutzung des Ohren-Nasen-Abstandes eines Probanden als besonders sinnvoll erwiesen. Dieses Vorgehen sorgt in vielen Fällen für eine gute anatomische Nähe der Sonde zum Hypothalamus (Ko, 2001). Grocott et al. konnten 1997 in einer verschiedene invasive Temperaturmessmethoden vergleichenden Studie zeigen, dass die nasopharyngeale Temperaturerhebung im Vergleich zur Körperkerntemperatur 1 – 2 °C niedrigere Werte liefert, mit der Kerntemperatur jedoch gut korreliert (Grocott, 1997). Ko et al. zeigten 2001, dass dieses Ergebnis auch für Neonaten gilt. Die Autoren berichten, dass die nasopharyngeale Temperaturmessung bei ihrem Patientenkollektiv (n = 22) zwar signifikant unter der tatsächlichen Kerntemperatur liegende Ergebnisse lieferte, diese aber eine hohe Genauigkeit aufwiesen, welche von Atmung und körperlicher Bewegung unbeeinträchtigt blieben.

Nachteile der nasopharyngealen Messmethode liegen in der Gefahr falsch niedriger Messwerte durch den Einfluss kalter Narkosegase während einer Operation oder durch das Ausweichen der Temperatursonde in die Mundhöhle. Bei Kindern mit Adenoiden oder Patienten mit Gerinnungsstörungen besteht zusätzlich die Gefahr von traumatisch bedingten Blutungen im Nasenbereich. Insgesamt bleibt für Früh- und Neugeborene auf Grund des hohen Maßes an Invasivität die ausreichende Sicherheit dieser Methode jedoch fraglich.

Blasentemperatur

Die Blasentemperatur wird in der Regel mit Hilfe eines präoperativ gelegten Blasenkatheter Thermometers erfasst. Wenn die Indikation für einen Blasenkatheter gegeben ist, ist dies eine bequeme Art der Temperaturmessung, die keine zusätzliche Invasivität mit sich bringt (Lilly, 1980). Die korrekte Platzierung ist hierbei unproblematisch (Bräuer, 2000). Sobald keine Indikation für eine Blasenkatheterisierung vorliegt, stellt diese Methode jedoch ein hohes Maß an Invasivität dar, welches in der Regel nicht im Verhältnis zu der Notwendigkeit einer intravesikulären Temperaturmessung steht. Die Messung der Blasentemperatur gilt als zuverlässige Messmethode, sowohl für die intraoperative als auch für die postoperative Temperaturüberwachung (Bone, 1988). Lilly et al. konnten zeigen, dass die Blasentemperatur in der gesamten postoperativen Aufwärmphase schneller steigt als die Rektaltemperatur (Lilly, 1980). Es ist nach wie vor unklar, inwieweit die Blasentemperatur unter physiologischen Bedingungen mit der Ösophagus- bzw. der Kerntemperatur übereinstimmt. Bei intraoperativen Messungen an kardiochirurgischen Patienten wurde jedoch bei schnellen Änderungen der Körpertemperatur eine Einflussnahme des Urinflusses auf die Temperaturmessung

beschrieben (Horrow 1988). Hierbei war die Temperaturdifferenz zwischen Ösophagus und Blase bei hohem Urinfluss geringer als bei niedrigem, insbesondere bei einer Urinproduktion unter 250ml/h. Diesen Zusammenhang konnten Bräuer et al. anhand ihrer Studie bestätigen. Sie zeigten außerdem, dass die intraoperativ gemessene Blasentemperatur bei abdominellen Eingriffen leicht verfälscht werden kann, da Spülungen und das offene Operationsfeld die Blase abkühlen, und dass die Blasentemperatur bei Oberbaucheingriffen mehr mit der Oesophagealtemperatur übereinstimmt als bei Unterbaucheingriffen (Bräuer, 2000).

Pulmonaliskatheter (pulmonary arterial catheter)

Für diese invasive Temperaturmessmethode wird ein so genannter Swan-Ganz-Katheter mit einem intraluminalen Temperaturfühler verwendet, welcher transkutan über eine zentrale Vene in den rechten Vorhof und Ventrikel bis in die Aufzweigungen der Arteria pulmonalis vorgeschoben wird. Die Temperaturmessung mit Hilfe des Pulmonaliskatheters wird als die genaueste Methode zur Erfassung der Körperkerntemperatur angesehen (Robinson, 1998), (Nonose, 2012), da die Pulmonalarterie Blut unmittelbar aus dem Körperkern führt (Horn, 2002). Unter intensivstationären Bedingungen, sofern ohnehin ein Swan-Ganz-Katheter liegt, ist diese Art der Temperaturmessung auf Grund der hohen Messgenauigkeit äußerst geeignet. Für den Klinikalltag im peripher stationären oder ambulanten Bereich verbietet sich diese Methode jedoch auf Grund eines verhältnismäßig hohen Komplikationsrisikos bei der Anlage eines Pulmonaliskatheters sowie eines hierfür erforderlichen hohen Aufwandes an Personal und finanziellen Ressourcen.

1.2.3 Vergleich der Genauigkeit nicht-invasiver Temperatur-Messverfahren

Um die Messgenauigkeit von nicht-invasiven Temperatur-Messverfahren zu evaluieren, werden diese typischerweise mit invasiven Verfahren verglichen, wobei letztere jeweils als Referenz für die tatsächlich vorliegende Körperkerntemperatur gelten. Als wichtiger Parameter wird häufig zunächst die mittlere Abweichung der nicht-invasiv gemessenen Werte von den mittels Referenzmethode erfassten Daten herangezogen. Diese mittlere Abweichung wird auch als ‚mean offset' bezeichnet und ist in der vorliegenden Arbeit als „Exaktheit" definiert. Auf den genannten Messwertdifferenzen basierend erfolgt die Berechnung der Streuung (Standardabweichung, SD) der einzelnen Temperaturabweichungen (Offsets), welche als Maß für die Genauigkeit des nicht-

invasiven Messverfahrens angesehen wird und in der vorliegenden Arbeit zur vergleichenden Bewertung als „Genauigkeit“ definiert ist.

In der Beurteilung der Exaktheit und Genauigkeit von nicht-invasiven Temperatur-Messverfahren wird häufig ein Abweichungsbereich zur Kerntemperatur von größer ± 0,5 °C als klinisch bedeutsam und signifikant festgelegt (Calonder, 2010) (Lawson, 2007) (Sessler, 1991) (Tayefeh 1998). Die Definition des klinisch signifikanten Bereiches ist auch vor dem Hintergrund zu sehen, dass innerhalb dieser Grenzen der physiologische Bereich zirkadianer Körpertemperaturverläufe abgebildet wird (Barnason, 2011). Tabelle 1.1 gibt einen Überblick über die aktuelle Datenlage hinsichtlich der Genauigkeit verschiedener nicht-invasiver Temperatur-Messverfahren.

Untersuchtes nicht-invasives Messverfahren	Referenzmethode	Standardabweichung (SD) der Messmethode	Autor
Orale Temperaturmessung	A. Pulmonalis-Temperatur	0,36 °C	Giuliano 2000
Axiläre Temperaturmessung	A. Pulmonalis-Temperatur	0,57 °C	Erickson 1993
Axiläre Temperaturmessung	A. Pulmonalis-Temperatur	0,45 °C	Lefrant 2003
Tympanale Temperaturmessung	A. Pulmonalis-Temperatur	0,54 °C	Giuliano 2000
Tympanale Temperaturmessung	A. Pulmonalis-Temperatur	0,41 °C	Erickson 1993
Skin-Mattress-Temperatur	Rektal- Temperatur	0,34 °C	Mayfield 1984

Tabelle 1.1: Messgenauigkeit verschiedener nicht-invasiver Temperaturmessverfahren

1.3 Temperatur-Doppelsensor Messungen bei Frühgeborenen

Früh- und Neugeborene sind äußerst anfällig für Infektionen und Sepsis, zeigen jedoch nur unspezifische Symptome im Frühstadium und selten eine Fieberreaktion (Brück 1992). Eine Früherkennung dieser und anderer ernsthafter Erkrankungen ist für einen rechtzeitigen Therapiebeginn von großer Wichtigkeit. Frühgeborene bedürfen daher größter Aufmerksamkeit im Klinikalltag, welches unter anderem ein exaktes Thermomonitoring beinhaltet. Auch zur optimalen Adjustierung der Inkubator-Temperatur ist ein genaues Monitoring der Körperkerntemperatur erforderlich, damit dem Neonaten ein günstiges Umgebungsklima geschaffen werden kann. Der derzeitige Goldstandard der Temperaturüberwachung bei Frühgeborenen in Deutschland ist die punktuelle rektale Temperaturmessung mit Hilfe eines digitalen Thermometers oder die kontinuierliche Messung mittels einer rektalen Temperatursonde. Auf Grund der noch unreifen und zarten Darmwand besteht eine erhöhte Perforationsgefahr mit nicht unerheblichem Risiko für die

kleinen Patienten. Ferner kann die rektale Messung ein hygienisches Problem darstellen. Folglich ist insbesondere zur Behandlung Frühgeborener, aber auch reifer Neugeborener der Bedarf groß an einem nicht-invasiven, kontinuierlichen Temperaturmessverfahren, welches routinemäßig im Klinikalltag angewendet werden kann.

Abbildung 1.11: Thermomonitoring mittels kutanem Temperatur-Doppelsensor an einem Neonaten im Inkubator

Fritzen et al. untersuchten in ihrer Studie ‚Klinische Evaluation eines kutanen Temperatur-Doppelsensors zum Thermomonitoring Frühgeborener' das von Dräger entwickelte kutane Temperaturmessverfahren an Neonaten im Inkubator (Fritzen, 2002). Hierzu wurde die Körpertemperatur an 80 Früh- und Neugeborenen von unter 2500 g Geburtsgewicht gemessen, wobei sich die Patienten zum Zeitpunkt der Messung dauerhaft im Inkubator [Dräger 8000 IC] befanden. Das Gestationsalter der Patienten lag bei 31,0 ± 2,9 Schwangerschaftswochen, das postnatale Alter bei 4,2 ± 3,0 Tagen und das Gewicht zum Zeitpunkt der Untersuchung bei 1508 ± 669 g. Alle Patienten waren bis auf die Windel unbekleidet und befanden sich in Bauch- oder Rückenlage auf einer mit Baumwollwindeln ausgelegten Inkubatormatratze. Die Messungen wurden in den täglichen pflegerischen Ablauf integriert. An 2 Messpunkten der Körperoberfläche, ‚Kopf' (‚Stirn') und ‚Abdomen', wurde jeweils ein Temperatur-Doppelsensor mit einem elastischen, selbsthaftenden Verband [Peha-Haft® PAUL HARTMANN AG, Heidenheim, Deutschland] befestigt. Unmittelbar vor und nach der Messung wurde die Rektaltemperatur mit einem digitalen Thermometer [Digital-Fieber-Thermometer, Scheiber GmbH, Kreuzwertheim, Deutschland] punktuell gemessen und anschließend als Referenzwert verwendet. Zusätzlich wurden die Fuß- und Matratzentemperatur (Matress-Temperature) während der Messung mit Hilfe eines einfachen Hauttemperatursensors [Dräger 2M21915] kontinuierlich erfasst. Der Temperaturdaten-Erhebungszeitraum betrug 25 Minuten, wobei separate Messwerte in 10-Sekunden-Intervallen registriert und

gespeichert wurden. Auf das Funktionsprinzip des Doppelsensors wird ausführlich im Methodikteil (siehe 2.1.1) eingegangen.

Für die kontinuierliche kutane Temperaturerhebung mittels Doppelsensor an der Sensorposition ‚Abdomen' konnten Fritzen et al. eine Standardabweichung des Offset zur punktuell erhobenen Referenzmethode (rektale Temperaturmessung) von 0,15 K dokumentieren, bei einer sehr starken Korrelation von r = 0,91 zwischen den beiden Temperaturmessverfahren. Das Bland-Altman-Diagramm in Abbildung 1.12 verdeutlicht diesen Zusammenhang, wobei zusätzlich auffällt, dass keine Messwerte des Offset (Differenz aus berechneter Kerntemperatur und Rektaltemperatur) außerhalb des klinisch bedeutsamen Bereiches von ± 0,5 K liegen.

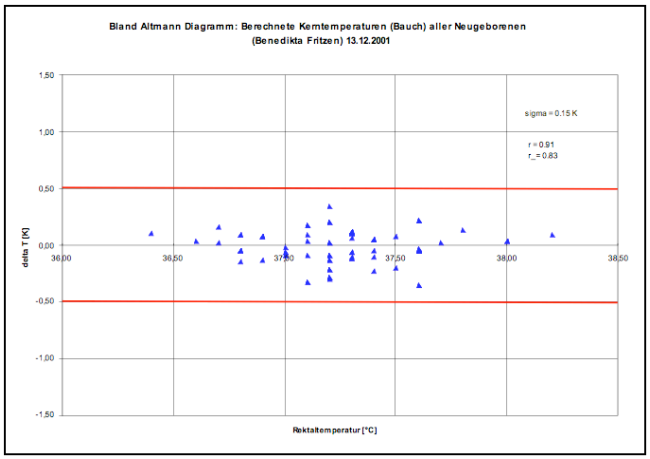


Abbildung 1.12: Darstellung nach Bland-Altman; Differenz aus Rektaltemperatur und mittels Doppelsensor am Abdomen erhobener Kerntemperatur auf der Abszisse (in K) und Rektaltemperatur (in °C) auf der Ordinate (Fritzen, 2002)

Für die kontinuierliche kutane Temperaturerhebung mittels Doppelsensor an der Sensorposition ‚Stirn' am Kopf konnten Fritzen et al. eine Standardabweichung des Offset zur punktuell erhobenen Referenzmethode von 0,2 K dokumentieren, bei einer sehr starken Korrelation von r = 0,9 zwischen den beiden Temperaturmessverfahren. Das Bland-Altman-Diagramm in Abbildungen 1.13 verdeutlicht diesen Zusammenhang.

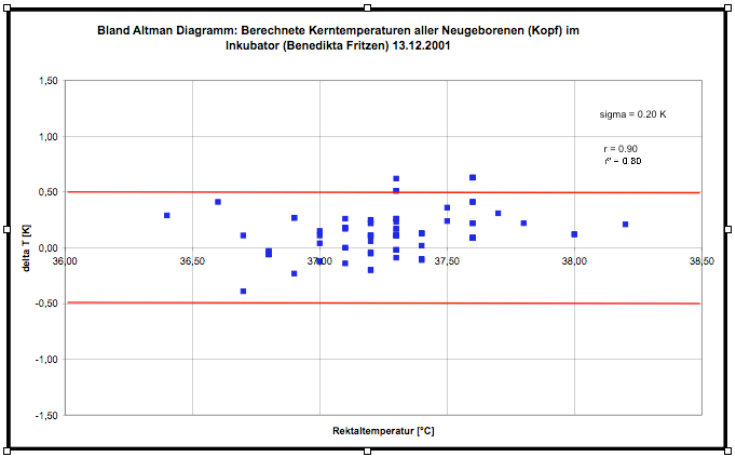


Abbildung 1.13: Darstellung nach Bland-Altman; Differenz aus Rektaltemperatur und mittels Doppelsensor am Kopf erhobener Kerntemperatur auf der Abszisse (in K) und Rektaltemperatur (in °C) auf der Ordinate (Fritzen, 2002)

In Anlehnung an Veröffentlichungen zu diesem Thema von Bräuer und Craig schließen Fritzen et al. mit der Feststellung, dass die an das Verfahren gestellten Anforderungen bezüglich Messgenauigkeit wie auch Handhabung erfüllt werden. Weiter halten die Autoren fest, dass in ihren Untersuchungen an Neonaten, im Vergleich zu allen gegenwertig etablierten nicht-invasiven Temperaturmessmethoden, mit der Doppelsensor-Messmethode eine überlegende Temperaturmessgenauigkeit gezeigt werden konnte (Bräuer, 1997) (Craig, 2002).

1.4 Fragestellung

Um ein besseres Verständnis darüber zu erlangen, ob sich das mit vielversprechenden Ergebnissen an Neonaten untersuchte Doppelsensor-Thermomonitoring-Verfahren auch mit vergleichbaren Resultaten an erwachsenen Probanden anwenden lässt, galt es in der vorliegenden Studie die folgenden Fragestellungen zu beantworten:

- Wo liegen wesentliche qualitative Unterschiede zwischen den drei verwendeten Doppelsensor-Typen in Bezug auf Messgenauigkeit und Handhabung?
- Wie verhält sich die Doppelsensor-Messgenauigkeit in Abhängigkeit von Sensorposition und Anbringung?
- Wie verhält sich die Doppelsensor-Messgenauigkeit in Abhängigkeit der subkutanen Fettschichtdicke?
- Wie verhält sich die Doppelsensor-Messgenauigkeit unter Einfluss von externer Erwärmung?
- Wie verhält sich die Doppelsensor-Messgenauigkeit unter Einfluss von interner Erwärmung, bei Verwendung von Kontaktgel und in Abhängigkeit der Kopfbehaarungsdichte?

2 METHODIK

Die vorliegende prospektive, klinische Studie wurde nach Genehmigung durch die Ethikkommission der Universität zu Lübeck in enger Zusammenarbeit mit der Drägerwerk AG und der Klinik für Kinder- und Jugendmedizin (UK-SH, Campus Lübeck) an 60 Probanden durchgeführt.

2.1 Probanden

Alle Probanden wurden vor Studienbeginn über die notwendigen Inhalte und Abläufe der Untersuchungen aufgeklärt und unterschrieben eine Einverständniserklärung. Zum Zeitpunkt der Datenerhebung waren alle Probanden anamnestisch gesund. Die Probanden waren entsprechend der Umgebungstemperatur (Raumtemperatur) bekleidet.

2.1.1 Einschlusskriterien

Männliche und weibliche Probanden wurden altersunabhängig und gewichtsunabhängig in die Studie eingeschlossen. Als Basismaß von körperlicher Fitness wurde vorausgesetzt, dass die Probanden mindestens eine Leistung von 60 Watt über 10 Minuten auf dem Fahrradergometer erbringen konnten.

2.1.2 Ausschlusskriterien

Von der Studie ausgeschlossen wurden Probanden, bei denen eine Pflaster- oder Metallallergie bekannt war und / oder bei denen eine Kontraindikation zur Platzierung eines Temperatursensors auf der Haut bestand. Außerdem wurden diejenigen Probanden von der Studie ausgeschlossen, die nicht die oben genannten Kriterien für körperliche Leistungsfähigkeit erfüllten.

2.1.3 Bogen zur Patienten- und Messdatenerhebung

Daten für alle in die Studie aufgenommenen Patienten wurden jeweils in einem Datenerhebungsbogen erfasst. Beispielhaft ist in Tabelle 2.1 ein Bogen der Messreihe D abgebildet.

Anthropometrie		Temperatur-Messwerte	
Proband #		Matratze innen	
Name		Matratze außen	
Geburtsdatum		Matratze berechnet	
Geschlecht		Matratze Mittelwert	
Körpergröße		Bauch innen	
Körpergewicht		Bauch außen	
BMI		Bauch berechnet	

Fettschichtdicke		Bauch Mittelwert	
Körperl. Fitness		Kopf innen	
Kopfhaardichte		Kopf außen	
Raucher J / N		Kopf berechnet	
Messdatum		Kopf Mittelwert	
Dateiname		rektale Temperatur	

Tabelle 2.1: Beispiel eines Datenerhebungsbogens für einen Probanden der Messreihe D

2.2 Versuchsapparatur

2.2.1 Doppelsensor

Anforderungsprofil

In Anlehnung an Bräuer und Batra sind wesentliche Anforderungen an ein nicht-invasives Messverfahren (Bräuer, 2000) (Batra, 2012):

- Hohe Messgenauigkeit
- Zuverlässigkeit und Reproduzierbarkeit
- kontinuierliches Monitoring
- Unkomplizierte Anwendung und Handhabung
- Patienten-Sicherheit
- Schnelle Ablesbarkeit (= kurze Einschwingphase)
- Wirtschaftlichkeit

Bisherige Messverfahren erfüllen diese Anforderungen nur bedingt (Moran 2002). Vor diesem Hintergrund wurde ein nicht-invasives Körperkerntemperaturmesssystem von der Drägerwerk AG & Co. AGaA entwickelt (Bussmann, 2000) (Stapelfeld 2001), welches im Rahmen der vorliegenden Arbeit auf oben genannte Anforderungen hin geprüft und unter verschiedenen Umgebungsbedingungen und an multiplen Anbringungsorten getestet wurde. Das in der vorliegenden Arbeit verwendete technische Verfahren war zuvor bereits in drei klinischen Studien validiert worden (Fritzen, 2002) (Gunga, 2008) (Stapelfeld 2001).

Spezifisches Funktionsprinzip

a) Prinzip der Wärmeflussmessung

Die Ermittlung der Körperkerntemperatur mit Hilfe des verwendeten Doppelsensors beruht auf dem Prinzip der Wärmeflussmessung (vgl. Abb. 2.1). Hierbei werden sowohl die

Hauttemperatur als auch der Wärmefluss der Haut gemessen. Daraus wird die Kerntemperatur mit Hilfe eines in Gleichung 2.2 dargestellten Algorithmus (siehe S.33) berechnet (Grundlagenentwicklung Drägerwerk AG, Lübeck).

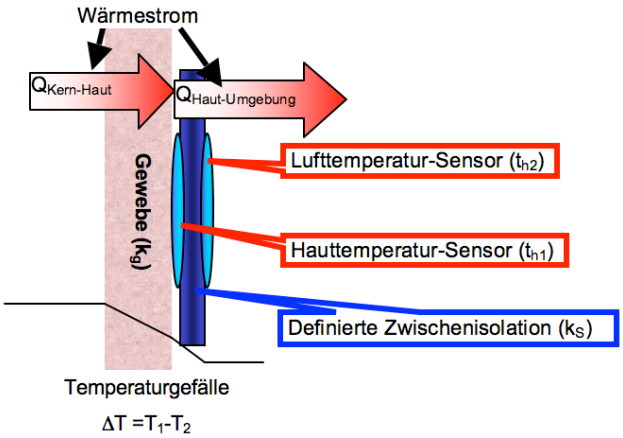
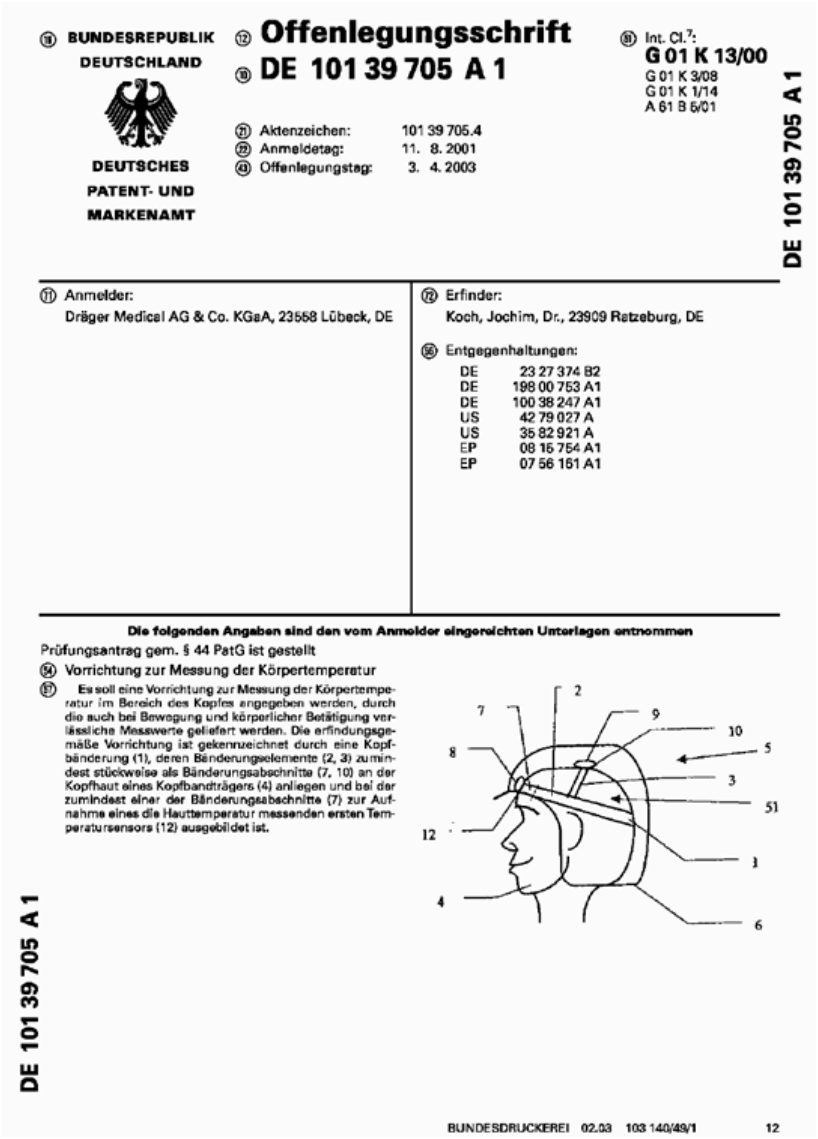


Abbildung 2.1: Schematische Darstellung des Doppelsensorprinzips (Stapelfeld, 2001)

Die in der vorliegenden Studie verwendeten Doppelsensoren (patentiert 2003, Patent: DE 100 38 247, DE 101 39 705) setzen sich aus zwei Sensoren zusammen, die durch eine Isolationsschicht mit bekanntem Wärmeleitwert k_s getrennt sind (Tepe, 1999). Der innere Sensor befindet sich auf der Hautoberfläche (Hauttemperatursensor, t_{h1}), der äußere Sensor ist der Umgebungstemperatur ausgesetzt (Lufttemperatursensor, t_{h2}). Dieses Verfahren ermöglicht die Berechnung eines durch die Isolierung fließenden Wärmestroms. Bei Vernachlässigung von Randeffekten, wie z.B. seitlich am Sensor entstehende Wärmeverluste, ist der Wärmestrom durch die Isolierung dem Wärmestrom im Gewebe gleichzusetzen.



(19) BUNDESREPUBLIK DEUTSCHLAND
DEUTSCHES PATENT- UND MARKENAMT

(12) **Offenlegungsschrift**
(10) **DE 101 39 705 A 1**

(51) Int. Cl.[7]:
G 01 K 13/00
G 01 K 3/08
G 01 K 1/14
A 61 B 5/01

(21) Aktenzeichen: 101 39 705.4
(22) Anmeldetag: 11. 8. 2001
(43) Offenlegungstag: 3. 4. 2003

DE 101 39 705 A 1

(71) Anmelder:
Dräger Medical AG & Co. KGaA, 23558 Lübeck, DE

(72) Erfinder:
Koch, Jochim, Dr., 23909 Ratzeburg, DE

(56) Entgegenhaltungen:
DE 23 27 374 B2
DE 198 00 753 A1
DE 100 38 247 A1
US 42 79 027 A
US 35 82 921 A
EP 08 16 754 A1
EP 07 56 161 A1

Die folgenden Angaben sind den vom Anmelder eingereichten Unterlagen entnommen

Prüfungsantrag gem. § 44 PatG ist gestellt

(54) Vorrichtung zur Messung der Körpertemperatur

(57) Es soll eine Vorrichtung zur Messung der Körpertemperatur im Bereich des Kopfes angegeben werden, durch die auch bei Bewegung und körperlicher Betätigung verlässliche Messwerte geliefert werden. Die erfindungsgemäße Vorrichtung ist gekennzeichnet durch eine Kopfbänderung (1), deren Bänderungselemente (2, 3) zumindest stückweise als Bänderungsabschnitte (7, 10) an der Kopfhaut eines Kopfbandträgers (4) anliegen und bei der zumindest einer der Bänderungsabschnitte (7) zur Aufnahme eines die Hauttemperatur messenden ersten Temperatursensors (12) ausgebildet ist.

DE 101 39 705 A 1

BUNDESDRUCKEREI 02.03 103 140/49/1 12

Abbildung 2.2: Patentschrift des Dräger Doppelsensors

b) Thermodynamische Grundlagen

Die Kerntemperatur T_c kann bei Kenntnis des Wärmeleitwertes des Gewebes k_g und des Wärmeleitwertes des Sensors k_s über die Gleichung 2.2 berechnet werden. In die Gleichung zur Berechnung der Körperkerntemperatur geht weder die Umgebungstemperatur T_{Umg} noch der thermische Leitwert der Umgebung k_{Umg} ein. Die Berechnung ist deshalb von Umgebungseinflüssen, wie z.B. Bekleidung und Raumtemperatur unabhängig, wenn sich die Messung im thermischen Gleichgewicht befindet und keine schnellen Temperaturänderungen vorhanden sind.

Zur Berechnung der Kerntemperatur in Gleichung 2.1 muss der Leitwert des Gewebes bekannt sein. Eine Abschätzung des Wärmeleitwertes ist nur näherungsweise möglich, was die zu erreichende Genauigkeit der Methode limitiert. Einerseits existieren sowohl

individuelle Unterschiede im Wärmeleitwert des Gewebes (Perzlmaier, 1999), zum Beispiel aufgrund der Körpergeometrie und des Gewichtes, andererseits ist der Wärmeleitwert von der Durchblutung (Vasomotorik) abhängig (Charkoudian, 2003) (Simon, 1995).

Als Grundlage zur Berechnung dienen die Wärmeflüsse vom Körperkern zur Haut $Q_{k\text{-}h}$ und der Wärmefluss von der Haut zur Umgebung $Q_{h\text{-}u}$. Wenn diese gleich groß sind, sich also ein thermisches Gleichgewicht eingestellt hat, erhält man mit Hilfe der Gleichung 2.1

$$Q_{k\text{-}h} = Q_{h\text{-}u}$$
$$k_g \cdot A_s \cdot t \cdot (T_c - T_{h1}) = k_s \cdot A_s \cdot t \cdot (T_{h1} - T_{h2})$$

Gleichung 2.1: Berechnung des Wärmeflusses im thermischen Gleichgewicht

die Formel für die Körperkerntemperatur T_c des eingeschwungenen Zustandes (Gleichung. 2.2).

$$T_c = T_{h1} + (k_s / k_g) \cdot (T_{h1} - T_{h2})$$

Gleichung 2.2: Berechnung der Kerntemperatur des eingeschwungenen Zustandes

Einfluss haben die Werte für die Temperatur der beiden Sensoren T_{h1} und T_{h2}, sowie die Wärmedurchgangskoeffizienten des Gewebes k_g und des Sensors k_s. Herausgekürzt wurden durch Umformung die Fläche des Sensors A_s sowie die Zeit t.

In der vorliegenden Studie wurden drei unterschiedliche von Dräger entwickelte Doppelsensoren verwendet, welche im Folgenden beschrieben werden.

Knopfsensor

Die genutzten Knopfsensoren haben einen Durchmesser von 13 mm und bestehen aus 2 Metallscheiben mit einer isolierenden Luftschicht und einem Kunststoffring als Abstandshalter. Sie wurden zunächst zur Bestimmung der Körperkerntemperatur von Früh- und Neugeborenen in Inkubatoren angewandt (Fritzen, 2002). In der vorliegenden Studie wurden anhand dieser Knopfsensoren diejenigen Messungen durchgeführt, welche den Einfluss der Körperfettschichtdicke auf die Messgenauigkeit klären sollten (Messreihe D).

Abbildung 2.3: Knopf-Doppelsensor mit Kabel

Schaumstoffsensor

Die flexiblen Schaumstoffsensoren mit einem Durchmesser von 20 x 30 mm stellen eine technische Weiterentwicklung der Knopfsensoren dar. Sie bestehen aus Moosgummi mit so genannten NTC-Sensoren (NTC= negativer Temperatur Koeffizient), deren auf der Haut aufliegende Sensoroberfläche aus hygienischen Gründen mit einer Alufolie versehen ist. Die in dem Schaumstoff enthaltenen Widerstandssensoren sind gegen seitliche Wärmeverluste isoliert, um Messfehler bei niedrigen Umgebungstemperaturen zu reduzieren. In der vorliegenden Studie wurde der ‚Schaumstoffsensor' in den Messreihen zur Evaluation der Messgenauigkeit an verschiedenen Sensorpositionen und bei unterschiedlichen Anbringungsvarianten verwendet (Messreihen A, B und C). Auch zur Beurteilung des Einflusses von externer und interner Erwärmung auf die Genauigkeit der kutanen Temperaturmessung wurde der Schaumstoffsensor eingesetzt (Messreihen E und F).

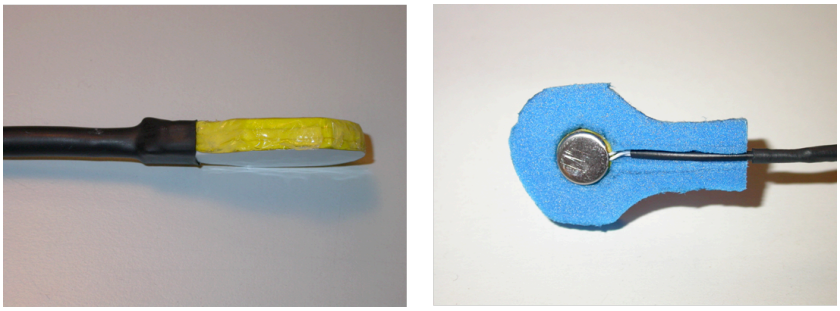


Abbildung 2.4: Schaumstoff Doppelsensor mit (links) und ohne (rechts) Alufolien-Abdeckung

Disc-Sensor

Die verwendeten Disc-Sensoren haben einen Durchmesser von 30 mm und bestehen aus zwei Metallscheiben deren Oberfläche mit Alufolie versehen ist. Bei diesem Modell besteht die Isolierung zwischen den beiden Sensoren im Gegensatz zu den vorgenannten Modellen nicht aus Luft, sondern aus einem porösen, aber druckfesten Kunststoffmaterial mit bekanntem Wärmleitkoeffizienten k_s. Durch eine getrennte äußere Isolierung wird der seitliche Wärmestrom minimiert. Um zusätzliche Wärmeverluste über das Sensorkabel zu

vermeiden, wurde dieses um den Sensor verlaufend in das Isoliermaterial integriert (vgl. Abb. 2.5). In der vorliegenden Studie wurde der Disc-Sensor genutzt, um den Einfluss interner Erwärmung unter körperlicher Aktivität auf die Messgenauigkeit zu untersuchen (Messreihe F).

Abbildung 2.5: Disc-Sensor mit Aluabdeckfolie

2.2.2 Messbox

Die für die vorliegende Studie verwendete Messaparatur bestand aus bis zu vier Doppelsensoren, welche mit einem Messwerterfasser, der sogenannten T/U Messbox (Temperatur-Spannungsmessbox) [Grundlagenentwicklung Drägerwerk AG, Lübeck] mit einer 8-Kanal Messwertkarte und einem Spannungswandler an eine serielle Schnittstelle eines Notebooks [Compaq, Series 2820F] mit Betriebssystem. Windows 3.11 [Microsoft, Redmond/Washington, USA] angeschlossen wurden. Der elektrische Kontakt zu den einzelnen Sensoren erfolgte über ein doppeladriges Zuleitungskabel. Die Messbox ermöglichte die Erhebung von bis zu 8 Temperaturen bzw. 4 Körperkerntemperaturen.
Die initiale Datenregistrierung und –auswertung erfolgte anhand der T/U-Messoftware Version VD. Diese verfügte über eine Funktion zur Anzeige der Messwerte in Echtzeit, sowie über ein Graphenfenster für den Temperaturverlauf. Die gesamte Messaparatur wurde im Rahmen einer „Ausnahme gemäß §5 Abs. 10 MedGV für die Gerätekombination Incubator 8000 IC mit zusätzlicher Zweitemperaturregelung – Thermomanagement“ zugelassen, wobei in der vorliegenden Studie nur das Modul Thermomanagement eingesetzt wurde.
Über den Menüpunkt ‚Optionen → Manuelle Kal. Daten’ ließen sich sämtliche Sensoren, die an das Messsystem gekoppelt waren, vor dem Messeinsatz kalibrieren. Diese Werte wurden anschließend unter der Datei ‚kal.dat’ gespeichert, von wo aus sie zur fortlaufenden Korrektur der Rohdaten einer Messreihe genutzt wurden. Vor jedem Einsatz musste die Messbox mit dem PC durch das Schnittstellenkabel (COM1 oder COM2 auf der PC-Seite, Anschluss RS232 an der Messbox) verbunden werden. Anschließend wurde der Netzstecker der Messbox eingesteckt und die Anschlussbox für die Thermistoren mit der Stirnseite der Messbox verbunden.

2.2.3 Messboxsoftware

Sobald die Messboxsoftware (Version VD, Erweiterung für Doppelsensor) gestartet wurde, konnte die Messbox initialisiert werden. Das Programm gab hierzu einen Überblick über die erkannten Doppelsensoren und deren Status. Nun konnte mit der Datenerhebung begonnen werden. Anschließend wurde das Graphen-Fenster dargestellt, wobei die zeitlichen Verläufe der erhobenen Temperaturen T_{h1} und T_{h2} (in °C) auf der Ordinate gegen die Zeit (in min) auf der Abszisse aufgetragen wurden (vgl. Abb. 2.6). Die Messung und Speicherung der Temperaturwerte erfolgte in 10-Sekunden-Intervallen.

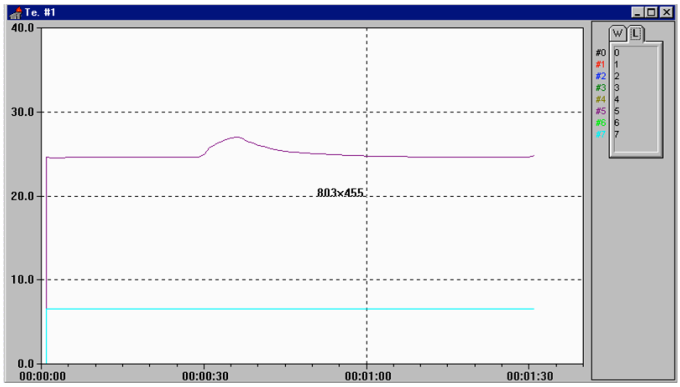


Abbildung 2.6: Graphen Fenster der T/UMessboxsoftware

Das Doppelsensor-Fenster zeigte die aus den Rohdaten berechneten Kerntemperaturen (vgl. Abb. 2.7).

Abbildung 2.7: Das Fenster ‚Doppelsensor' mit Aktivierungsstatus der Kanäle

Hier waren die verwendeten Kanäle zu aktivieren (Kanal 0/1, Kanal 2/3, Kanal 4/5 (in diesem Beispiel aktiv) oder Kanal 6/7), wobei die berechneten Kerntemperaturen kontinuierlich als gleitender Mittelwert neben dem Aktivierungsfeld angezeigt wurden.
Neben der Berechnung der Kerntemperatur war die verwendete Software in der Lage, bei Detektion eines abgefallenen Sensors ein optisches Alarmsignal (rotes Textfeld ‚Sensor') abzugeben. Eine Kennzeichnung von Alarmen als ‚korrekt' oder als ‚Fehlalarm' war ebenfalls möglich. Nach Beenden der Messung konnte optional sofort mit einer neuen Messung begonnen werden, soweit keine Änderungen der Messoptionen notwendig

waren. Die Speicherung der Daten erfolgte im ASCII-Format. Zeile 1-75 beinhaltete Metadaten zur Messreihe, ab Zeile 76 folgten die Messdaten.

2.2.4 Weitere genutzte Verfahren zur Temperaturmessung

Zero-Heat-Flux-Sensor

Der Zero-Heat-Flux-Sensor, beruht wie der Doppelsensor auf dem Prinzip der Wärmeflussmessung und diente in der vorliegenden Studie als kontinuierliche Referenzmessung, wenn eine rektale Temperaturmessung nicht durchführbar war. Die Anbringung des ZHF-Sensors erfolgte mit Hilfe eines Stirnbandes, welches durch einen Klettverschluss an den jeweiligen Kopfumfang des Probanden angepasst werden konnte. Das Stirnband wurde so angebracht, dass es mit seinem Rand knapp oberhalb der Ohren verlief. Der ZHF-Sensor wurde hier von unten unter das Stirnband geschoben, so dass er schließlich mit der Sensorfläche oberhalb des Ohres auflag und das Kabel direkt vor dem Ohr nach unten geführt werden konnte. Der ZHF-Sensor wurde an die Messbox angeschlossen und zeigte anhand der Messboxsoftware kontinuierliche Temperaturmesswerte an.

Rektale Temperaturmessung

Die rektale Temperaturmessung wurde in einem Großteil der Messungen der vorliegenden Studie als punktuelle Referenzmessung verwendet. Die Rektaltemperatur wurde erfasst, indem ein Thermometer [Digital-Fieber-Thermometer, Scheiber GmbH, Kreuzwertheim, Deutschland] ca. 2-3 cm in das Rektum eingeführt und das Erreichen einer konstant gemessenen Temperatur, gekennzeichnet durch einen entsprechenden Signalton, abgewartet und anschließend abgelesen wurde.

Sublinguale Temperaturmessung

Die orale Temperaturmessung wurde ausschließlich in der Messreihe F als zusätzliche punktuelle Referenzmessung verwendet. Die Messung erfolgte seitlich sublingual mit Hilfe eines Digitalthermometers [Digital-Fieber-Thermometer, Scheiber GmbH, Kreuzwertheim, Deutschland] bis zum Erreichen des Signaltons und wurde anschließend abgelesen.

2.3 Sensorpositionen und Anbringung

Auf Grund der unterschiedlichen Teilfragestellungen einzelner Messreihen gab es in Bezug auf die Anbringung und Sensorpositionen verschiedene Modifikationen der Standardprozedur. Diese sind nachfolgend im Detail beschrieben. In Abbildung 2.8 und

Tabelle 2.2 sind alle in der vorliegenden Studie verwendeten Messpunkte sowie deren jeweilige Abkürzung und Beschreibung dargestellt.

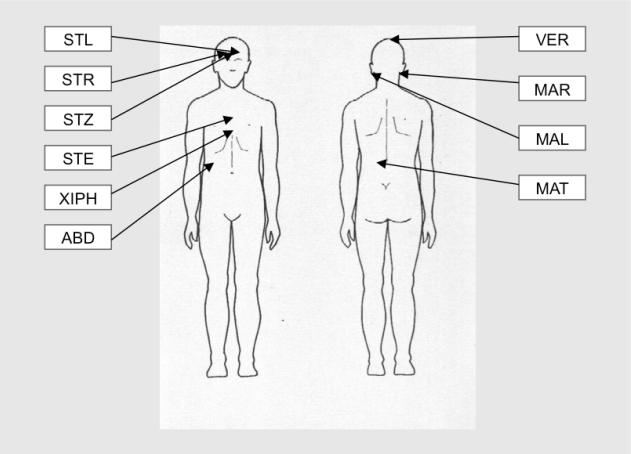


Abbildung 2.8: Verwendete Messpunkte für die kutane Kerntemperaturmessung

Sensorpositionen	
Abkürzung	**Beschreibung**
VER	Vertex
STR	Stirn rechts
STZ	Stirn zentral
STL	Stirn links
MAR	Mastoid rechts
MAL	Mastoid links
STE	Sternum
XIPH	Processus Xiphoideus
ABD	Abdomen
MAT	Skin-Mattress-Temperature

Tabelle 2.2: Sensorpositionen und deren Abkürzungen

2.3.1 Vertex

Am Kopf wurde der Sensor auf dem Vertex (VER), ca. 1 cm dorsal des Bregmas (Schnittpunkt von Kranz- u. Pfeilnaht) mit Hilfe eines elastischen Stirnbandes angebracht. In späteren Messungen wurde für die Anbringung am Vertex ein modifizierter Kapsel-Gehörschützer [Modell H7A, 3M™ Peltor™, Indianapolis, USA] gemäß EN 352-1 verwendet. Für zusätzlichen Druck sorgte eine Feder mit einer Anpresskraft von etwa 8 N, die am Dichtungsring, der Innenseite des Gehörschutzes angebracht wurde.

2.3.2 Stirn

Es wurden in der vorliegenden Studie insgesamt 3 verschiedene Stirnpositionen verwendet: links (STL), zentral (STZ) und rechts (STR). Die beiden äußeren Temperatursensoren wurden jeweils medial, in Verlängerung der vertikalen Augenlinie unmittelbar unterhalb des Haaransatzes angebracht, der zentrale Stirnsensor dazwischen, etwas nach unten (distal) versetzt. Zur Befestigung aller drei Stirnsensoren wurden zwei Stirnbänder mit Klettverschluss verwendet, welche dem Kopfumfang des jeweiligen Probanden angepasst werden konnten. Bei Messungen mit nur einer Stirnposition (STR), fand nur eines der Stirnbänder Verwendung.

2.3.3 Mastoid

An der Sensorposition ‚Mastoid' wurden hinter dem linken und rechten Ohr jeweils ein Schaumstoffsensor mit Hilfe der „Ohrschutzmuscheln" an der Innenseite des Peltor Schallschutzkopfhörers [Modell H7A, 3M™ Peltor™, Indianapolis, USA] angedrückt.

2.3.4 Sternum

Der Sensor im Bereich des Corpus sterni (STE) wurde in Höhe des 2./3. Interkostalraumes angebracht. Die Befestigung erfolgte zunächst mit den elastischen Klebebändern Leukotape® classic [BSN Medical GmbH&Co.KG, Hamburg] und 3M™ Transpore™ Surgical Tapes [3M, St. Paul, Minnesota, USA]. Später erfolgte die Anbringung der Sternum-Sensoren mit dem Brustband eines Herzfrequenzmessers [™Polar Electro OY, Kempele, Finnland], welches gewöhnlich für die Pulsüberwachung bei Sportlern verwendet wird. Es wurde eine zusätzliche Feder (8 N) verwendet, so dass ein ausreichender Kontakt zwischen Hautoberfläche und Sensor bestand (siehe Abb. 2.9).

Abbildung 2.9: Brustband eines Herzfrequenzmessers mit Feder und Schaumstoffsensor

2.3.5 Xiphoid

Die Anbringung des Sensors oberhalb des Processus Xiphoideus (XIPH) am distalen Sternum erfolgte ebenso wie am Corpus sterni zunächst mit elastischen Klebebändern [Leukotape® classic, BSN Medical GmbH&Co.KG, Hamburg] und 3M™ Transpore™ Surgical Tapes [3M, St. Paul, Minnesota, USA], in späteren Messungen erfolgte die Anbringung anhand eines Brustbandes zur Herzfrequenzmessung [™Polar Electro OY, Kempele, Finnland], ebenfalls anhand einer zusätzlichen Feder mit einem Anpressdruck von 8 N.

2.3.6 Abdomen

Zur Befestigung am Abdomen (ABD) im Bereich der Leber (unterhalb des 12. Rippenbogens in der medialen Klavikularlinie) wurde ein selbstklebendes Pflaster [Cosmopor®E, PAUL HARTMANN AG, Heidenheim, Deutschland] verwendet.

2.3.7 Skin-Mattress-Position

Zur Erfassung der ‚Matratzentemperatur' (MAT) wurde ein Sensor am Rücken in Höhe der linken Niere (Verlängerungslinie des 2./3. Lendenwirbels: Dermatom L2) verwendet, welcher mit Hilfe eines Pflasters (CosmoporE®) befestigt wurde.

2.4 Versuchsablauf

Es wurden 5 Messreihen (Messung A-D) durchgeführt, deren Fragestellungen inhaltlich aufeinander aufbauten. Allen 5 Messungen gemein waren die oben beschriebene Messapperatur und der Versuchsablauf der kutanen Temperaturwert-Erfassung.

Mit jedem an der Studie teilnehmenden Probanden wurde eine Messreihe zur Datengewinnung durchgeführt. Nach einer Einführung in den Messablauf wurde der Proband aufgefordert, sich in die für die jeweilige Messung notwendige Untersuchungsposition (‚liegend'/ 'sitzend') zu begeben. Die Sensoren wurden in standardisierter Reihenfolge an ihren zuvor festgelegten Lokalisationen auf der Haut befestigt. Hierzu wurden unterschiedliche Hilfsmittel verwendet, die unter 2.4 im Einzelnen beschrieben werden.
Es war darauf zu achten, dass alle Sensoren einen vollständigen Kontakt zur Hautoberfläche besaßen. Sobald alle Sensoren angebracht, und die T/U-Messbox initialisiert war, wurde das Messprogramm gestartet und mit der Messung begonnen.

Während der 30-minütigen Messung wurden folgende anthropometrische Daten des Probanden in der in Abschnitt 2.3.3 dargestellten Tabelle (2.1) dokumentiert:

- Geburtsdatum
- Alter [in Jahren]
- Geschlecht [m/w]
- Gewicht [in kg]
- Größe [in cm]
- Body-Mass-Index (BMI) [in kg/m²]
- ggf. sonographisch gemessene Fettschichtdicke [in cm]
- Behaarung am Vertex [- keine, + wenig, ++ normal, +++ viel]
- Körperliche Fitness [unsportlich, normal, trainiert]
- Raucher/Nicht-Raucher [J/N]

Der Body-Mass-Index (BMI) wurde nach der Formel BMI = Körpermasse [kg] / Körpergröße^2 [m^2] berechnet.

Um Kontaktunterbrechungen zwischen Hautoberfläche und Sensor zu vermeiden, wurden die Probanden angewiesen, sich während der Messung möglichst ruhig zu verhalten. Bei Fehlermeldung der Software auf Grund von zeitweiliger Kontaktunterbrechung wurde die laufende Messung beendet und vollständig wiederholt. Nach 30-minütiger Messdauer wurden die gemessenen Hauttemperaturen, die berechnete Körperkerntemperatur und deren Mittelwert dokumentiert, die Messung mit Betätigung der ‚Stop'-Taste beendet und die Sensoren von der Haut entfernt. Im Anschluss wurden die Probanden aufgefordert, ihre rektale Körpertemperatur mit Hilfe eines digitalen Thermometers [Geratherm® digital, Typ 8022, Geratherm Medical AG, Geschwenda, Deutschland] mit Plastikschutzhülle [Tempasept, MEDIMEX GmbH &Co.KG, Hamburg, Deutschland] zu messen. Hierbei wurden die Probanden darauf hingewiesen, dass das Thermometer ca. 2-3 cm tief in das Rektum einzuführen ist und der Signalton ertönt, wenn der Temperaturanstieg kleiner als 0.01°C in 8 Sekunden beträgt. Dies zeigte den Zeitpunkt an, an dem die Rektaltemperatur abgelesen werden konnte. Sie wurde anschließend dokumentiert und galt als punktuelle Referenzmessung. Die mit Hilfe der ‚T/U Messboxsoftware' ermittelten Messdaten wurden für jeden Probanden in einer separaten Datei gespeichert.

2.4.1 Messreihe A – C: Einfluss von Sensorposition und Anbringung

Da noch viele Fragen hinsichtlich der Sensorpositionen offen standen, wurden die Messungen A bis C hauptsächlich durchgeführt, um die am besten geeignete Sensorposition und die günstigste Anbringung zu ermitteln. Im Rahmen dieser Überlegungen wurden Infrarotaufnahmen des Brustbereiches von 20 Probanden mit Hilfe einer Infrarotkamera [Variotherm, infratec, Dresden, Deutschland] angefertigt, um so das wärmste Hautareal in diesem Bereich ermitteln zu können (siehe Abb. 3.2). Grund hierfür gab unter anderem die anatomische Gegebenheit, dass sich links, etwas lateral des distalen Sternums, das Herz relativ nahe unterhalb der Rippen befindet (‚Erb'scher Punkt'). In diesem Zusammenhang sollten auch die Sensorpositionen ‚STE' und ‚XIPH' am Sternum genauer untersucht werden.
Folgende Sensorpositionen wurden für die genannten Messungen festgelegt:

Messreihe A: n=2, 14 Messungen, Sensorpositionen: VER, STE, XIPH, ABD
Messreihe B: n=2, 15 Messungen, Sensorpositionen: MAL, MAR, STE
Messreihe C: n=20, 20 Messungen, Sensorpositionen: MAL, MAR, STE, XIPH

In allen drei Messreihen wurde ausschließlich der Schaumstoffsensor verwendet. Der Versuchsablauf erfolgte wie unter 2.5 beschrieben.

2.4.2 Messreihe D: Einfluss der subkutanen Fettschichtdicke

Da man davon ausgehen muss, dass sich bei Frühgeborenen die Haut und die darunter befindliche Fettschichtdicke um ein Vielfaches vom Erwachsenen unterscheiden (Simon, 1995), galt es den Einfluss dieser Fettschichtdicke auf die Exaktheit der Doppelsensormessung zu untersuchen. Ziel war es hieraus Erkenntnisse abzuleiten, in wie weit sich dieser Faktor auch auf die Genauigkeit der kutanen Temperaturmessung auswirkt. Vor diesem Hintergrund wurden Messungen an 19 Erwachsenen durchgeführt, wobei die Schichtdicke zwischen Hautoberfläche und Leberkapsel (Medioklavikularlinie, unterhalb des 12. Rippenbogens, rechts) der einzelnen Probanden mit Hilfe eines Ultraschallgerätes [HDI® 3500 System, Philips Electronics, Amsterdam, Niederlande] gemessen wurde. Zur Beurteilung von Körperfettschichtdicken ist die angewandte Ultraschallmessung ein gängiges Untersuchungsverfahren (Herm, 2003). Für die in Inspiration durchgeführte Sonographie, fand ein linearer Schallkopf (4-7) für oberflächennahe Weichteile Verwendung. Anschließend wurde mit der 30-minütigen Temperaturmessung, wie unter 2.5 beschrieben, an den Sensorpositionen VER, ABD und

MAT begonnen. Die Untersuchungen wurden in einem geschlossenen Raum der Kinderklinik Lübeck durchgeführt, wobei die Raumtemperatur bei allen Probanden zwischen 28 und 29 °C konstant blieb.

2.4.3 Messreihe E: Einfluss externer Erwärmung

Messungen im Rahmen von Vorversuchen sowie Ergebnisse von Gunga et al. hatten ergeben, dass das kutane Messverfahren deutlich genauere Ergebnisse zeigt, wenn sich die Probanden in einer wärmeren Umgebungstemperatur (>25°C) befinden, etwas schwitzen und damit peripher vasodilatiert sind (Gunga, 2005). Es wurde angenommen, dass diese Tatsache auf unterschiedliche Gewebeleitwerte in Abhängigkeit von der peripheren Mikrozirkulation zurückzuführen sein könnte. Die Einflussnahme der Vasomotorik unter unterschiedlichen Umgebungsbedingungen sollte genauer untersucht werden. So wurden jeweils zwei 30-minütige Teilmessungen in 10 Messungen durchgeführt, wobei der erste Abschnitt eine Umgebungstemperatur von etwa 20 °C bei leichter Bekleidung umfasste und der zweite Abschnitt eine externe Wärmezufuhr des Probanden durch eine OP-Heizdecke. Hierfür wurden die Sensorpositionen VER, FOR, und XIPH verwendet. Die Anbringung der Doppelsensoren erfolgte wie unter 2.5 beschrieben. Die Körperkerntemperatur des normal bekleideten Probanden wurde zunächst 30 Minuten lang unter Raumtemperatur (ca. 20 °C) gemessen und anschließend die rektale Körpertemperatur mit Hilfe eines digitalen Thermometers [Geratherm Medical AG, Geschwenda, Deutschland] vom Probanden selbst erfasst und protokolliert. Direkt im Anschluss wurde diese Messung zusätzlich unter externer Wärmeübertragung durch Konvektion mit Hilfe einer OP-Heissluftdecke [Bairhugger, Agostine Medical Corp. U.S.A.], ebenfalls 30 Minuten lang durchgeführt. Die Luft des Gebläses wurde auf 40 °C erwärmt und in die OP-Heissluftdecke geleitet. Die Messung wurde am liegenden Probanden durchgeführt, wobei die ventrale Körperseite bis zum Hals vollständig mit der Heizdecke bedeckt war. Nach Beendigung der zweiten Messung wurden alle Sensoren entfernt und die rektale Körpertemperatur erneut punktuell gemessen und dokumentiert.

2.4.4 Messreihe F: Einfluss interner Erwärmung (körperliche Aktivität)

In dieser Messreihe wurden 21 erwachsene Probanden vor, während und nach körperlicher Arbeit (160 Watt für 10 Minuten) auf einem Fahrradergometer [DYNAVIT GmbH, Kaiserslautern, Deutschland] untersucht. Des Weiteren sollte überprüft werden, ob die Verwendung von Kontaktgel [Ultraschall-Kontakt-Gel, LOS: 24299392, Caesar & Lorentz GmbH, Hilden, Deutschland] zwischen Haut und Sensor im Hinblick auf die

Messgenauigkeit sinnvoll ist. Hierzu wurden zwei identische Sensoren an zwei Lokalisationen symmetrisch positioniert, wobei sowohl die Seite (rechts/links) als auch die Verwendung von Kontaktgel getauscht wurden. Diese Randomisierung wurde zufällig über die Probanden verteilt.

Im Einzelnen wurden für diese Messreihe folgende Sensoren und Messpunkte verwendet:

- Disc-Sensor, Vertex (VER);
- Schaumstoffsensor, Vertex (VER);
- Disc-Sensor, Stirn rechts/ links (STR/L), mit/ ohne Kontaktgel;
- Stirn zentral (STZ);
- Zero-Heat-Flux-Sensor (ZHF) als Referenzsensor, temporal links
- Sublinguale Temperaturmessung mit digitalem Thermometer [Omron MC 205-E, Mannheim, Deutschland]: 3 mal punktuell in Minute 0, 10 und 20.
- Vor und nach dem Versuch rektale Temperaturmessung mit digitalem Thermometer [K-Jump Health Co., Taipei, Taiwan; Mod. KD-132, Lot-No. 08/96]

Die für die Anbringung verwendeten Hilfsmittel und Beschreibungen der Sensorpositionen sind dem Abschnitt 2.4 und den entsprechenden Abbildungen zu entnehmen. Der Zeitpunkt, an dem alle Sensoren angebracht waren, wurde protokolliert.

Abbildung 2.10: Temperaturmessungen mittels am Kopf angebrachter Doppelsensoren unter körperlicher Belastung (links) und in Ruhe (rechts)

Zusätzlich wurden Digitalfotos des Probanden sowohl vom Gesicht als auch vom Hinterkopf angefertigt. Dies diente der Lagebestimmung der Sensoren und der Dokumentation der Kopfbehaarung an den Sensorpositionen. Des Weiteren wurden Aufnahmen von Stirn und Vertex mit Hilfe einer Infrarotkamera [Variotherm, infratec, Dresden, Deutschland] von einem Stativ aus einer Entfernung von 0,5 m bis 1 m Abstand

vom Probanden durchgeführt. Hierdurch waren eine zusätzliche bildliche Wärmeerfassung und somit eine exakte Zuordnung von Wärmabgabe und entsprechendem Oberflächenpunkt gegeben. Die Infrarotbilder wurden unmittelbar auf einen PC übertragen, um sie durch das Thermobildverarbeitungsprogramm [IRBIS professional, Infratec GmbH, Dresden, Deutschland] als farbcodierte Wärmebilder darstellen und analysieren zu können.

Während der 20-minütigen Einschwingphase wurden die anthropometrischen Daten (siehe 2.5) notiert und zusätzlich folgende Zeitpunkte dokumentiert:

- Sublingualmessung I (Temperatur)
- Beginn der Arbeitsphase
- Ende der Arbeitsphase
- Sublingualmessung II (Temperatur)
- 20 Minuten lang Abkühlungsphase
- Sublingualmessung III (Temperatur)
- Ende der Messung
- Ggf. Rektalmessung (Temperatur)

Die Messwertaufnahme erfolgte im Rahmen dieser Messung mit Hilfe von zwei PCs, da vier serielle Schnittstellen benötigt wurden. Es wurden zwei Pico Messwandler mit vier Kanälen und eine T/U-Messbox mit acht einzelnen Temperaturkanälen eingesetzt. Die Temperaturen des Probanden wurden im 5-Sekunden-Abstand registriert. Zusätzlich wurde eine Kalibriermessung mit allen Sensoren, ausgenommen den ZHF, vorgenommen. Die Kalibrierdaten wurden in die Log-Programme eingegeben und die Messwerte während der Messung direkt damit korrigiert. Der ZHF diente als Referenz.

2.5 Aufarbeitung der Rohdaten, statistische Auswertung und graphische Darstellung

Die Aufarbeitung der Rohdaten, die statistische Auswertung und graphische Darstellung der erhobenen Messdaten werden im Folgenden beschrieben.

2.5.1 Aufarbeitung der Rohdaten

Die Auswertung der erhobenen Messdaten erfolgte am PC. Dazu wurden die demographischen Daten der Patienten sowie die erfassten Messwerte (T_{h1}, T_{h2}, berechnete Körperkerntemperaturen, deren Mittelwerte und Referenztemperaturen) vom

handschriftlichen Datenprotokoll bzw. der T/U-Messboxsoftware in Excel-Tabellen [Microsoft® Excel, Microsoft Corporation Redmond, WA, USA] übertragen.

2.5.2 Statistische Auswertung und Graphische Darstellung

Die statistische Auswertung der erhobenen Messdaten erfolgte mittels MS Excel [Microsoft® Excel, Microsoft Corporation Redmond, WA, USA]. Mit Hilfe der aus der deskriptiven Statistik bekannten Methoden wurden die Daten verdichtet und dargestellt. Dies beinhaltete die Berechnung relevanter Größen (Mittelwert, Median, Standardabweichung) aus multiplen Einzelmessungen oder aus Messwertdifferenzen der jeweils verglichenen Messmethoden.

Zur Veranschaulichung der sich ergebenden Differenzen zwischen gewählten Messmethoden oder Sensorpositionen und zur Formulierung von Trends, wurde die graphische Darstellung nach Bland und Altman (Bland, 1986), (Bland, 1999) genutzt. In dieser Sonderform eines Punktdiagramms werden die Differenzen der beiden Messmethoden S_1 und S_2 (hier: Messwert der jeweiligen Sensorpostion und Referenzwert) gegen den Mittelwert der beiden Methoden aufgetragen. In einem kartesischen Koordinatensystem ist das Bland-Altman-Diagramm durch den Graphen

$$S(x,y) = \left(\frac{S_1 + S_2}{2}, (S_1 - S_2)\right)$$

Gleichung 2.3: Gleichung eines Graphen mit den Punkten (x, y) nach Bland-Altmann (Bland, 1986)

gegeben. Zur leichteren Interpretation werden in der Darstellung nach Bland-Altmann zusätzlich 3 Linien abgebildet. Dies ist der Mittelwert, der Mittelwert plus 1,96 x Standardabweichung sowie der Mittelwert minus 1,96 x Standardabweichung. Der zwischen ± 1,96 x Standardabweichung liegende Bereich beinhaltet 95 % der Stichprobenergebnisse der Grundgesamtheit (Konfidenzintervall). Als wichtige Parameter dieser Form der deskriptiven Statistik werden in der vorliegenden Arbeit wiederholt Mittelwerte der Messwertdifferenzen zweier Methoden (Mean Offset) sowie Standardabweichungen der Messwertdifferenzen zweier Methoden (SD Offset) angegeben.

Mittels Korrelationsanalyse nach Pearson wurde der Korrelationskoeffizient r bestimmt, um den Grad des linearen Zusammenhangs zwischen dem jeweils gewählten Temperaturmessverfahren und der Referenzmethode zu überprüfen. Hierbei wurden folgende Richtwerte bei der Interpretation der Ergebnisse zugrunde gelegt:

Betrag des Korrelationskoeffizienten	Interpretation
0	Keine Korrelation
über 0 bis 0,2	Sehr schwache Korrelation
0,2 bis 0,4	Schwache Korrelation
0,4 bis 0,6	Mittlere Korrelation
0,6 bis 0,8	Starke Korrelation
0,8 bis unter 1	Sehr starke Korrelation
1	Perfekte Korrelation

Tabelle 2.3: Pearson-Korrelationskoeffizient und zugehörige Interpretation

Ebenfalls zur Analyse der Korrelation erfolgte die Bestimmung des ‚Concordance correlation coefficient' p_c nach Lin (Lin, 1989), welcher sich nach Gleichung 2.4 aus den Messdaten berechnen lässt. Hierbei stellen μ_x und μ_y die arithmetischen Mittelwerte der beiden Variablen (hier: Temperaturmessmethoden) und σ^2_x und σ^2_y die korrespondierenden Varianzen dar, ρ ist der Korrelationskoeffizient zwischen den beiden Variablen.

$$\rho_c = \frac{2\rho\sigma_x\sigma_y}{\sigma_x^2 + \sigma_y^2 + (\mu_x - \mu_y)^2},$$

Gleichung 2.4: ‚Concordance correlation coefficient' nach Lin (Lin, 1989)

Für den Concordance Correlatation Coefficient werden die folgenden Richtwerte für die Interpretation des Übereinstimmungsmaßes vorgeschlagen und in der vorliegenden Arbeit zugrunde gelegt:

Concordance Correlation Coefficient	Maß an Übereinstimmung
> 0,90	sehr stark
0,8 – 0,9	substantiell
0,65 – 0,8	moderat
< 0,65	schwach

Tabelle 2.4: Concordance Correlation Coefficient und zugehörige Interpretation

Der Zusammenhang zwischen der erhobenen Doppelsensor-Messgenauigkeit unter Verwendung von Kontaktgel und der Referenzmethode wurde graphisch mittels Wolkendiagramm nach Bland-Altmann dargestellt.

Zur Analyse des Signifikanzniveaus p bei Mittelwertvergleichen fand bei abhängigen Ausgangsdaten und vorliegender Normalverteilung der t-Test für verbundene Stichproben Anwendung. Als Irrtumswahrscheinlichkeit wurde ein Niveau von Alpha = 5 % ($p < 0,05$) festgesetzt.

3 ERGEBNISSE

Die untersuchte Probandengruppe bestand aus 38 männlichen und 21 weiblichen Erwachsenen.

3.1 Doppelsensor-Messgenauigkeit in Abhängigkeit von Sensorposition und Anbringung

Zur Evaluation der Doppelsensor-Messgenauigkeit in Abhängigkeit von Sensorposition und Anbringung, wurden die Messreihen A, B und C durchgeführt. Die für diese Fragestellung erhobenen und berechneten Doppelsensor-Messergebnisse der Körperkerntemperatur, sind in den folgenden Abschnitten 3.1.1 bis 3.1.3 in Form von Tabellen und graphischen Abbildungen dargestellt. Hierbei steht, wie im Methodikteil beschrieben, der Vergleich von Kern- und Referenztemperatur im Vordergrund.

3.1.1 Messreihe A (14 Messungen; n = 2)

Das im Rahmen der Messreihe A und B untersuchte Probandenkollektiv bestand aus 2 Erwachsenen (1 weibliche Studienteilnehmerin und 1 männlicher Studienteilnehmer, siehe Tabelle. 3.1.).

Proband #	Alter	Geschlecht [m / w]	Körper-größe [cm]	Körper-gewicht [kg]	BMI [kg / m²]
4	24	m	189	80,0	22,4
5	24	w	181	61,0	18,6
Median	24,0	-	185,0	70,5	20,5
MW	24,0	-	185,0	70,5	20,5
SD	0	-	5,7	13,4	2,7

Tabelle 3.1: Anthropometrische Daten und deskriptive Statistik des Probandenkollektivs (Messreihe A)

Im Rahmen von 14 Messungen an 2 Probanden wurde die Übereinstimmung der Schaumstoffsensor-Messergebnisse an vier unterschiedlichen Sensorpositionen mit der Referenzmethode rektale Temperaturmessung untersucht (vgl. Tabelle 3.2).
Hierbei zeigte sich für die Sensorposition ‚Sternum' mit 0,40 °C die im Mittel geringste Abweichung des Offset zur Referenzmethode, gefolgt von den Sensorpositionen ‚Abdomen' (0,73 °C), ‚Vertex' (1,10 °C) und ‚Xiphoid' (2,83 °C). Auch für die Standardabweichung des Offset wurde an der Sensorposition Xiphoid mit 1,13 °C ein im Vergleich zu den Positionen ‚Abdomen' (0,34 °C), ‚Vertex' (0,36 °C) und ‚Sternum' (0,38 °C) deutlich höherer Wert beobachtet.

Das höchste Maß an Übereinstimmung der Doppelsensormessung mit der Referenzmethode konnte in dieser Meßreihe mit einer sehr starken Korrelation von r = 0,84 und einem Concordance Correlation Coefficient von p_c = 0,68 für die Sensor-Position ‚Vertex' dokumentiert werden. Im Vergleich dazu folgten in Reihe abnehmender Übereinstimmung die Positionen ‚Sternum' (r = 0,75; p_c = 0,62) und ‚Abdomen' (r = 0,66; p_c = 0,59) mit starker sowie , Xiphoid' (r = 0,32; p_c = 0,15) mit schwacher Korrelation.

	Vertex	Sternum	Xiphoid	Abdomen
Mittelwert des Offset [°C]	1,10	0,40	2,83	0,73
Standardabweichung des Offset [°C]	0,36	0,38	1,13	0,34
Korrelationskoeffizient r	0,84	0,75	0,32	0,66
Concordance Correlation Coefficient p_c	0,68	0,62	0,15	0,59

Tabelle 3.2: Ausmaß des Offset und Korrelationskoeffizienten nach Pearson und Lin aus 14 Messungen mittels Schaumstoffsensor an 2 Erwachsenen

Die Bland-Altman-Diagramme in den Abbildungen 3.1 und 3.2 verdeutlichen graphisch die Zusammenhänge der Messreihen für die Sensorpositionen ‚Vertex', und ‚Sternum'. Hierbei wurde nach Bland-Altman jeweils der Mittelwert aus Rektal- und Messort-Temperatur auf der Abszisse gegen die Differenz der verwendeten Messmethoden auf der Ordinate aufgetragen (Bland, 1986), (Bland, 1999).

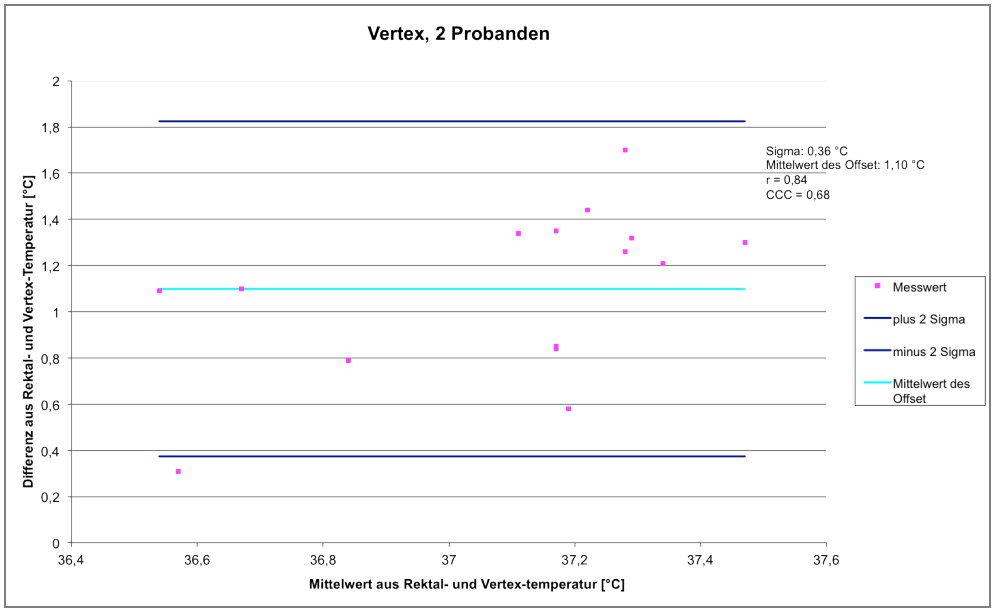


Abbildung 3.1: Messreihe A (n = 2) für die Sensorposition ‚Vertex'; Darstellung nach Bland-Altman

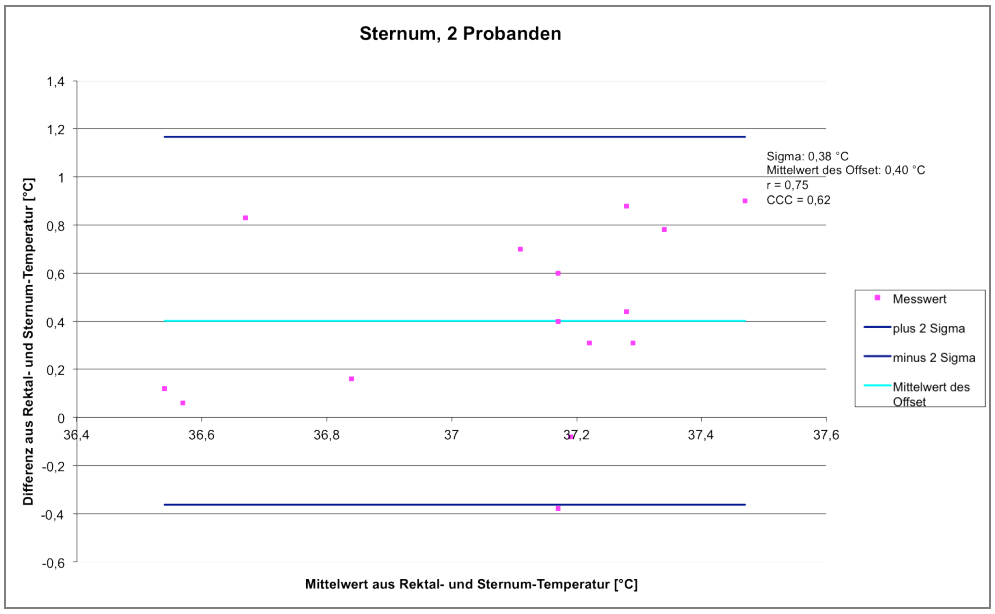


Abbildung 3.2: Messreihe A (n = 2) für die Sensorposition ‚Sternum'; Darstellung nach Bland-Altman

3.1.2 Messreihe B (15 Messungen; n = 2)

Das im Rahmen der Messreihe B untersuchte Probandenkollektiv bestand aus den selben Studienteilnehmern wie in Messreihe A (siehe Tabelle 3.3). Gegenüber 3.1.1 wurde in den hier dargestellten 15 Messungen mit 2 Probanden die Sensorpositionen verändert, so dass die Messorte ‚linkes Mastoid', ‚rechtes Masoid' und ‚Sternum' untersucht und mit der Referenzmethode rektale Temperaturmessung in Beziehung gesetzt wurden. Wie in 3.1.1 fand der Schaumstoffsensor Verwendung.

	Mastoid links	Mastoid rechts	Sternum
Mittelwert des Offset [°C]	0,38	0,22	0,25
Standardabweichung des Offset [°C]	0,20	0,19	0,29
Korrelationskoeffizient r	0,91	0,87	0,95
Concordance Correlation Coefficient p_c	0,82	0,81	0,75

Tabelle 3.3: Ausmaß des Offset und Korrelationskoeffizienten nach Pearson und Lin bei Körperkerntemperatur-messungen bei 15 Messungen an 2 Erwachsenen mittels Schaumstoffsensor

Diese Messreihe erbrachte für die mittlere Abweichung des Offset zur Referenzmethode den geringsten Wert für die Sensorposition ‚rechtes Mastoid' (0,22 ˚C), wobei sich für die Gegenseite (‚linkes Mastoid' 0,38 ˚C) eine deutlich größere Abweichung dokumentieren ließ. Die Abweichung des Offset an der Position ‚Sternum' lag mit 0,25 ˚C zwischen den Werten der genannten Messorte. Auch für die Standardabweichung des Offset konnte an der Messposition ‚rechtes Mastoid' (0,19 ˚C) im Vergleich zu den Messorten ‚linkes Mastoid' (0,20 ˚C) und ‚Sternum' (0,29 ˚C) der geringste Wert dokumentiert werden.

Für alle drei hier untersuchten Messorte konnte beim Korrelationskoeffizienten r eine sehr starke Korrelation mit der Referenzmethode festgehalten werden (‚linkes mastoid': r = 0,91; ‚rechtes mastoid': r = 0,87; ‚Sternum': r = 0,95). Der CCC zeigte für die Positionen ‚linkes (p_c = 0,82) und rechtes Mastoid' (p_c = 0,81) substantielle und für die Position ‚Sternum' (p_c = 0,75) ein moderates Maß an Übereinstimmung mit den Ergebnissen der Referenzmethode. Die Bland-Altman-Diagramme in den Abbildungen 3.3 bis 3.5 verdeutlichen graphisch die Zusammenhänge der Messreihen für die Sensorpositionen ‚Mastoid links', ‚Mastoid rechts' und ‚Sternum'.

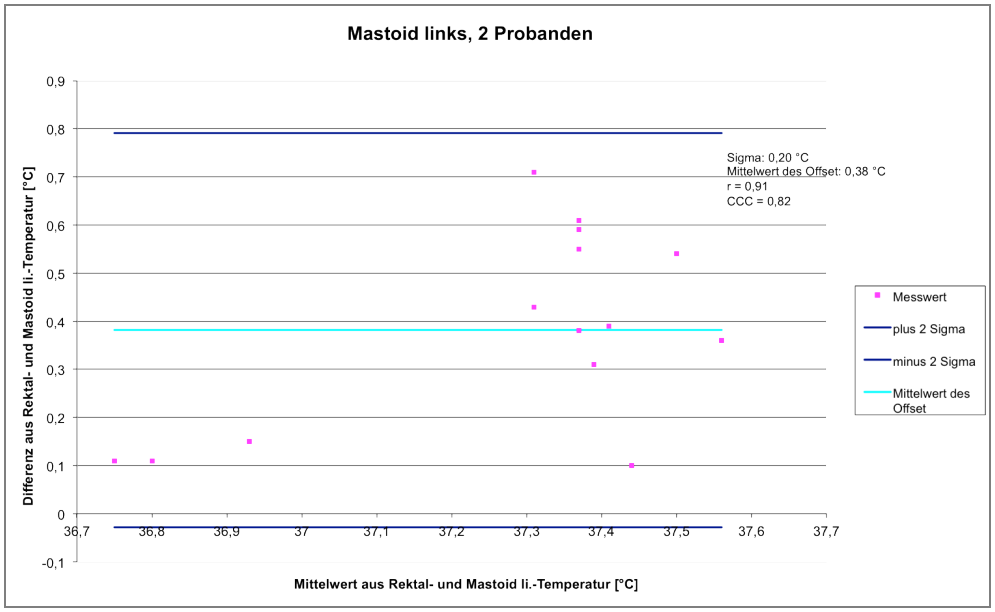


Abbildung 3.3: Messreihe B (n = 2) für die Sensorposition ‚Mastoid links'; Darstellung nach Bland-Altman

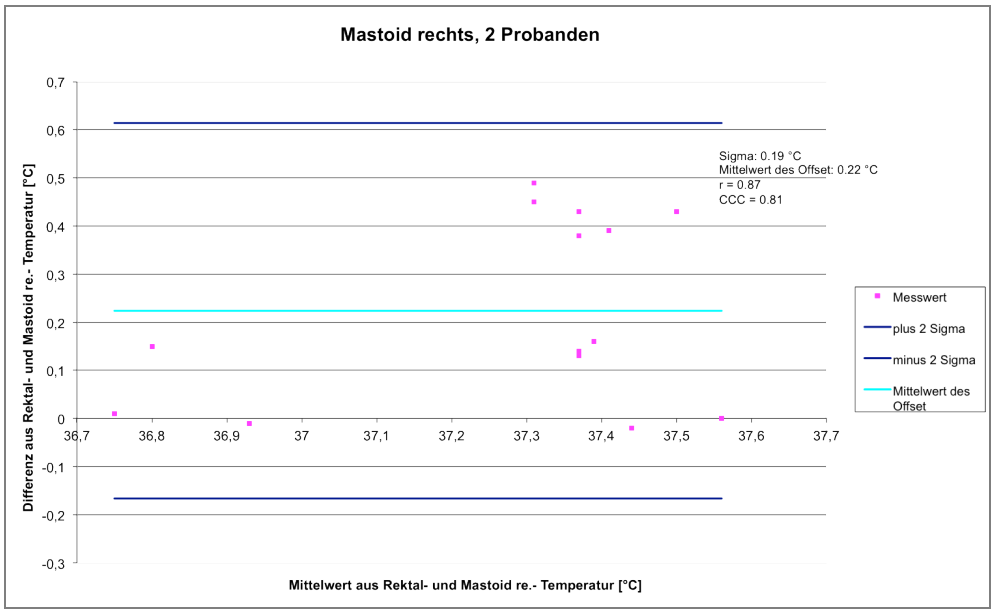


Abbildung 3.4: Messreihe B (n = 2) für die Sensorposition ‚Mastoid rechts'; Darstellung nach Bland-Altman

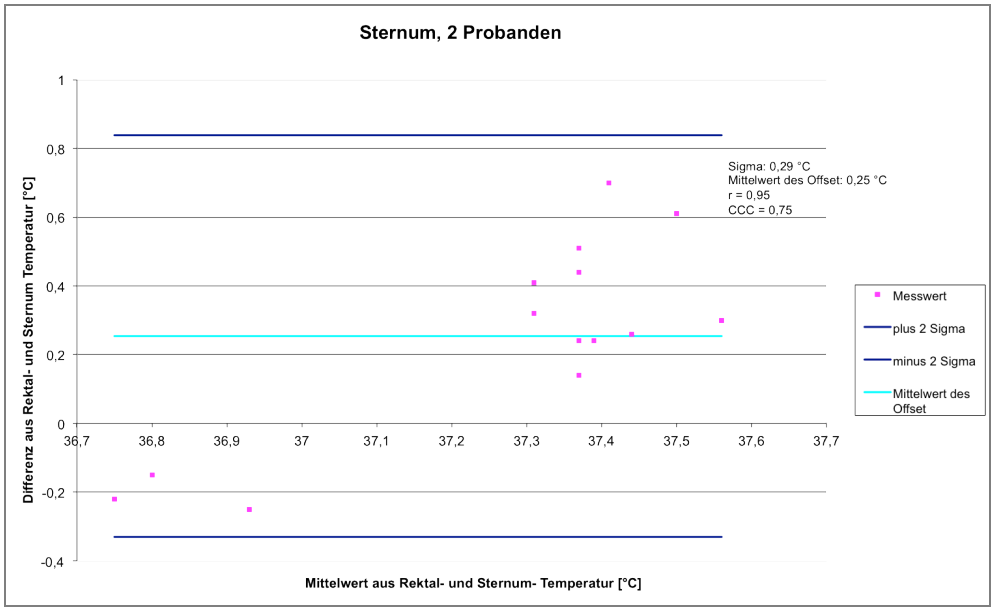


Abbildung 3.5: Messreihe B (n = 2) für die Sensorposition ‚Sternum'; Darstellung nach Bland-Altman

3.1.3 Messreihe C (20 Messungen; n = 20)

Das im Rahmen der Messreihe C untersuchte Probandenkollektiv bestand aus 20 Erwachsenen (11 männliche und 9 weibliche Studienteilnehmer). Im Mittel waren die Probanden 27,8 ± 10,1 Jahre alt. Das Gewicht der Probanden betrug durchschnittlich 69,4 ± 10,4 kg, die Körpergröße lag im Mittel bei 178,6 ± 7,3 cm. Der Body-Mass-Index (BMI) lag durchschnittlich bei 21,7 ± 1,9 kg/m² bei einem Median von 22,0 kg/m². Die Spannweite des BMI reichte von 18,2 kg/m² bis 25,6 kg/m². In Tabelle 3.4 sind für das Probandenkollektiv der Messreihe C die im Rahmen der Studie erhobenen anthropometrischen Daten aufgeführt.

Proband #	Alter	Geschlecht [m / w]	Körper-größe [cm]	Körper-gewicht [kg]	BMI [kg / m²]
21	54	w	180	71,5	22,1
22	23	m	186	77,0	22,3
23	58	m	180	77,5	23,9
24	26	m	189	80,0	22,4
25	24	w	183	68,0	20,3
26	29	w	175	65,0	21,2
27	19	m	185	73,0	21,3
28	21	m	185	77,6	22,7
29	26	m	192	94,5	25,6
30	23	m	182	78,0	23,5
31	22	w	168	62,0	22,0
32	21	m	176	72,7	23,5
33	25	w	180	59,0	18,2
34	24	m	174	71,0	23,5
35	26	m	185	75,0	21,9
36	24	w	169	57,0	20,0
37	29	m	175	64,0	20,9

38	26	w	170	54,0	18,7
39	26	w	168	54,0	19,1
40	29	w	170	58,0	20,1
Median	25,5	-	180,0	71,3	22,0
MW	27,8	-	178,6	69,4	21,7
SD	10,1	-	7,3	10,4	1,9

Tabelle 3.4: Anthropometrische Daten und deskriptive Statistik des Probandenkollektivs (Messreihe C)

Für die Messreihe C mit 20 Einzelmessungen an 20 Probanden wurde, im Vergleich zu 3.2.2 die Sensorposition ‚Xiphoid' hinzugenommen. Auch hier fand der Schaumstoffsensor Verwendung.

	Mastoid links	**Mastoid rechts**	**Sternum**	**Xiphoid**
Mittelwert des Offset [°C]	0,43	0,25	-0,20	2,13
Standardabweichung des Offset [°C]	0,41	0,32	0,36	0,36
Korrelationskoeffizient r	0,32	0,44	0,67	0,50
Concordance Correlation Coefficient p_c	0,30	0,43	0,57	0,46

Tabelle 3.5: Ausmaß des Offset und Korrelationskoeffizienten nach Pearson und Lin bei Körperkerntemperatur-messungen an 20 Probanden mittels Schaumstoffsensor

Der geringste Mittelwert des Offset konnte in dieser Messreihe für die Sensorposition ‚Sternum' (0,2°C) dokumentiert werden. Es folgten die Positionen ‚rechtes Mastoid' (0,25°C), ‚linkes Mastoid' (0,43°C) und mit im Vergleich deutlich größerem Offset des Messortes ‚Xiphoid' (2,13°C). Die Standardabweichungen des Offset liegen für die vier genannten Positionen in einem ähnlichen Bereich (‚rechtes Mastoid': 0,32 °C; ‚Sternum': 0,36°C; ‚Xiphoid': 0,36°C; ‚linkes Mastoid': 0,41°C). Für die Messorte ‚rechtes Mastoid', ‚Sternum', und ‚Xiphoid' konnte in dieser Untersuchung an 20 Probanden nur eine mittlere Korrelation zu den Messergebnissen der Referenzmethode erhoben werden. Für das ‚linke Mastoid' war das Maß der Übereinstimmung mit der rektalen Temperaturmessung sogar nur schwach. Auch für den CCC ließ sich in dieser Messreihe an allen vier untersuchten Positionen nur wenig Übereinstimmung mit der Referenzmethode dokumentieren.

Die Bland-Altman-Diagramme in den Abbildungen 3.6 und 3.07 verdeutlichen graphisch die Zusammenhänge der Messreihen für die Sensorpositionen ‚Mastoid rechts' und ‚Sternum'.

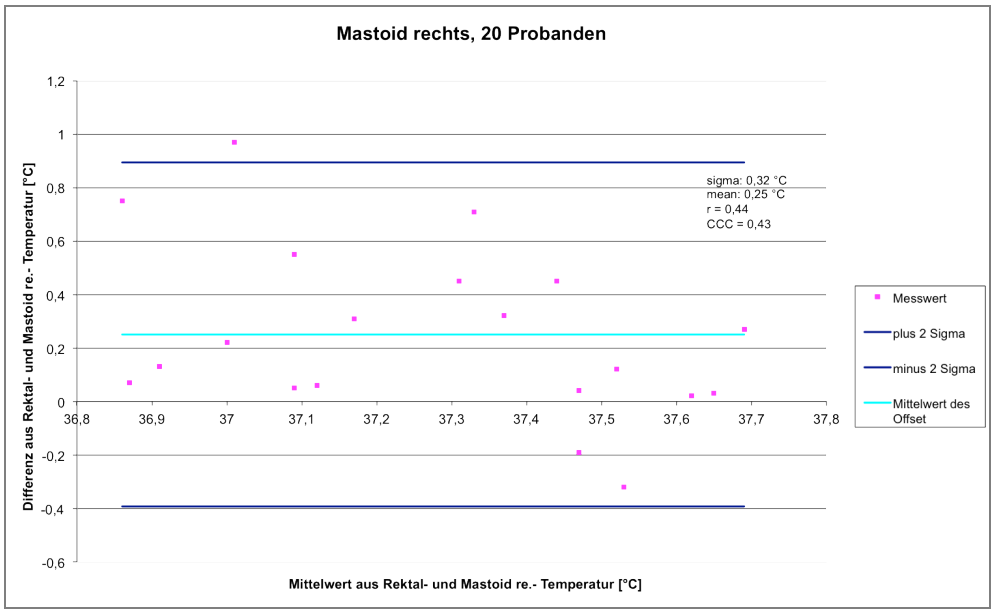


Abbildung 3.6: Messreihe C (n = 20) für die Sensorposition ‚Mastoid rechts'; Darstellung nach Bland-Altman

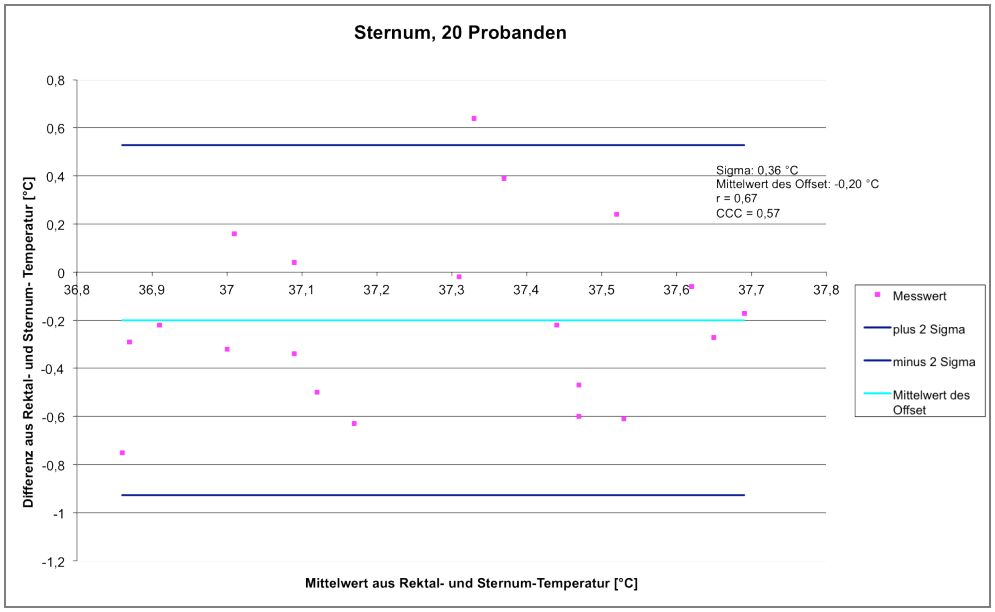


Abbildung 3.7: Messreihe C (n = 20) für die Sensorposition ‚Sternum'; Darstellung nach Bland-Altman

Begleitend wurden in der Messreihe C, wie auch in weiteren parallel durchgeführten Doppelsensor-Untersuchungen der Firma Draeger, Wärmebildaufnahmen von Probanden erhoben. Diese Infrarotkamera-Bilder sollten dem besseren Verständnis von lokalisationsspezifischen Unterschieden in der Körperkerntemperaturmessung dienen.

In Abbildung 3.8 sind exemplarisch Wärmebildaufnahmen von Oberkörpern der untersuchten Probanden dargestellt, wobei sich bei der Großaufnahme eines schlanken

Probanden mit wenig Unterhautfettgewebe im linken Abbildungsteil das weiße Areal der höchsten Wärmeabgabe im Bereich des distalen Sternums gut abgrenzen lässt. Als Ort der gringsten Wärmeabgabe am Oberkörper ist hier der Brustbereich und insbesondere die Mamille zu erkennen. Der untersuchte Körperbereich ist thermographisch zwischen 31 und 35 °C abzubilden, wobei die miterfasste Temperatur der Umgebungsluft ca. 22 °C betrug.

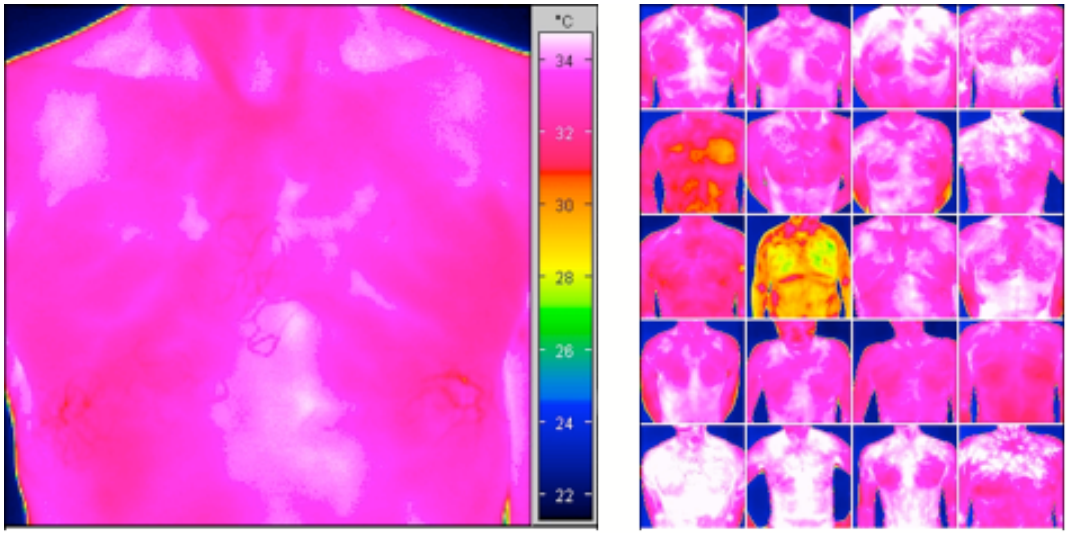


Abbildung 3.8: links: Wärmebildkamera-Aufnahme des Oberkörpers eines Probanden mit Temperaturlegende; rechts: Oberkörper-Wärmebilder von 20 Probanden

Die Infrarotaufnahmen von 20 verschiedenen Probanden-Oberkörpern, dargestellt rechts in Abbildung 3.8, heben auch hier durchgehend das distale Sternum als wärmsten Bereich hervor. Das Areal der niedrigsten Infrarotstrahlung ist erneut im Bereich der Brust und Mamille zu finden. Deutliche Differenzen zeigen sich im Temperaturspektrum der Wärmestrahlung am Oberkörper in Abhängigkeit vom Ausmaß des subkutanen Körperfetts, wobei die Thermographie bei schlanken Probanden im Bereich des gesamten Oberkörpers wärmere Temperaturen um 35 °C erkennen ließ. Für Patienten mit ausgeprägtem ‚Weichteilmantel' lag das Spektrum der Wärmestrahlung am Oberkörper zwischen 27 °C und 30 °C.

3.2 Doppelsensor-Messgenauigkeit in Abhängigkeit der subkutanen Fettschichtdicke, Messreihe D (19 Messungen; n = 19)

Das im Rahmen der Messreihe D untersuchte Probandenkollektiv bestand aus 19 Erwachsenen, unterteilbar in 11 männliche (m, 58 %) und 8 weibliche (w, 42 %) Studienteilnehmer. Im Mittel waren die Probanden 25,4 ± 7,8 Jahre alt. Das Gewicht der

Probanden betrug durchschnittlich 74,2 ± 15,5 kg (w: 60,7 ± 4,0 kg; m: 84,0 ± 13,1 kg), die Körpergröße lag im Mittel bei 179,9 ± 7,1 cm (w: 174,1 ± 4,9 cm; m: 184,2 ± 5,3 cm). Der Body-Mass-Index (BMI) lag durchschnittlich bei 22,7 ± 3,7 kg/m² (w: 20,0 ± 0,8 kg/m^2; m: 24,7 ± 3,7 kg/m^2), bei einem Median von 21,1 kg/m². Die Spannweite des BMI reichte von 18,6 kg/m² bis 33,3 kg/m². Die mittels sonographischer Bildgebung erfasste durchschnittliche Fettschichtdicke der Studienteilnehmer lag im Mittel bei 2,4 cm mit einer Standardabweichung von 0,7 cm (w: 1,9 ± 0,3 cm; m: 2,7 ± 0,8 cm). Der Median lag für diesen Parameter bei 2,3 cm. In Tabelle 3.6 sind für das Probandenkollektiv der Messreihe D die im Rahmen der Studie erhobenen anthropometrischen Daten und deren deskriptive Statistik aufgeführt.

Proband #	Alter	Geschlecht [m / w]	Körper-Größe [cm]	Körper-gewicht [kg]	BMI [kg / m²]	Fettschicht-dicke [cm]
1	24	w	178	65,0	20,5	2,43
2	22	w	170	58,0	20,1	1,78
3	25	m	183	81,0	24,2	2,43
4	24	m	189	80,0	22,4	2,22
5	24	w	181	61,0	18,6	1,49
6	24	w	170	55,0	19,0	1,94
7	23	w	170	57,5	19,9	1,56
8	22	m	174	70,0	23,1	2,37
9	24	w	170	60,0	20,8	1,99
10	23	m	187	73,0	20,9	2,68
11	19	w	174	62,0	20,5	1,75
12	56	m	180	77,5	23,9	2,35
13	23	w	180	67,0	20,7	2,36
14	24	m	190	105,0	29,1	4,75
15	25	m	192	95,0	25,8	2,95
16	29	m	181	85,0	25,9	2,69
17	19	m	185	73,0	21,3	2,04
18	28	m	185	76,0	22,2	2,33
19	24	m	180	108,0	33,3	3,31
Median	24,0	-	180,0	71,5	21,1	2,34
MW	25,4	-	179,9	74,2	22,7	2,39
SD	7,8	-	7,1	15,5	3,7	0,73

Tabelle 3.6: Anthropometrische Daten und deskriptive Statistik des Probandenkollektivs (Messreihe D)

In Abbildung 3.9 ist das Zusammenhangsmaß zwischen gemessener Fettschichtdicke und dem jeweiligen BMI der Probanden graphisch dargestellt, wobei sich eine lineare Abhängigkeit der beiden Parameter erkennen lässt. Die Ausgleichsgerade ist in diesem Diagramm durch y = 0,16 x – 1,2 definiert. Der Korrelationskoeffizient (r = 0,80) zeigt eine starke Korrelation an.

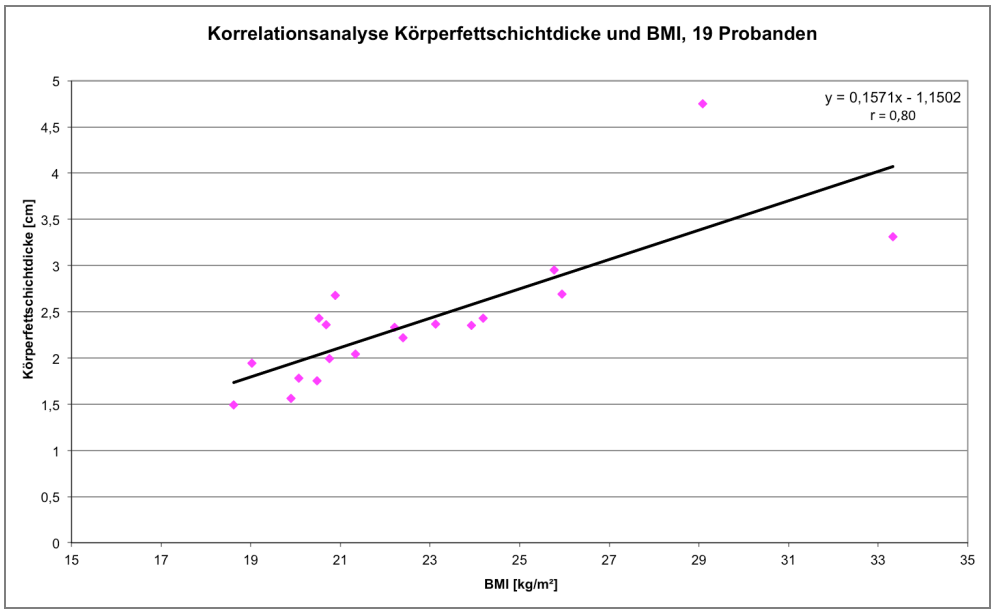


Abbildung 3.9: Zusammenhang zwischen sonographisch bestimmter Fettschichtdicke oberhalb der Leber (in cm) und dem Body-Mass-Index (in kg/m²) bei 19 Probanden

In der mittels Knopf-Sensor ermittelten Temperatur-Messreihe D zeigte sich sowohl für die gewählten Messpositionen ‚Abdomen' und ‚Vertex' als auch für die zum Vergleich mitbestimmte Matratzentemperatur ‚Mattress' ein hoher mittlerer Offset zur Referenzmethode bei am ‚Abdomen' und ‚Vertex' hohen Standardabweichungen des Offset (‚Abdomen' MW: 0,35 °C, SD des Offset: 0,52 °C; ‚Vertex': MW 0,41 °C, SD des Offset 0,92 °C; ‚Matress': MW 0,57 °C, SD des Offset 0,27 °C).

Die Korrelation der Ergebnisse zur rektalen Temperaturmessung war am Messort 'Vertex' sehr schwach (r = 0,12) und an der Matratze schwach (r = 0,31). Am 'Abdomen' (r = 0,46) war eine mittlere Korrelation zur Referenzmethode zu dokumentieren. Der CCC zeigte in dieser Messreihe für alle drei untersuchten Messorte ein schwaches Maß an Übereinstimmung mit den rektal gemessenen Temperaturen.

	Abdomen	Vertex	Mattress
Mittelwert des Offset [°C]	0,35	0,41	0,57
Standardabweichung des Offset [°C]	0,52	0,92	0,27
Korrelationskoeffizient r	0,46	0,12	0,31
Concordance Correlation Coefficient p_c	0,30	0,06	0,31

Tabelle 3.7: Ausmaß des Offset und Korrelationskoeffizienten nach Pearson und Lin bei 19 Körperkerntemperatur-messungen mittels ‚Knopf-Sensor' an 19 Probanden

Das Bland-Altman-Diagramm der Abbildung 3.10 verdeutlicht graphisch die Zusammenhänge der Messreihe für die Sensorpositionen 'Abdomen'.

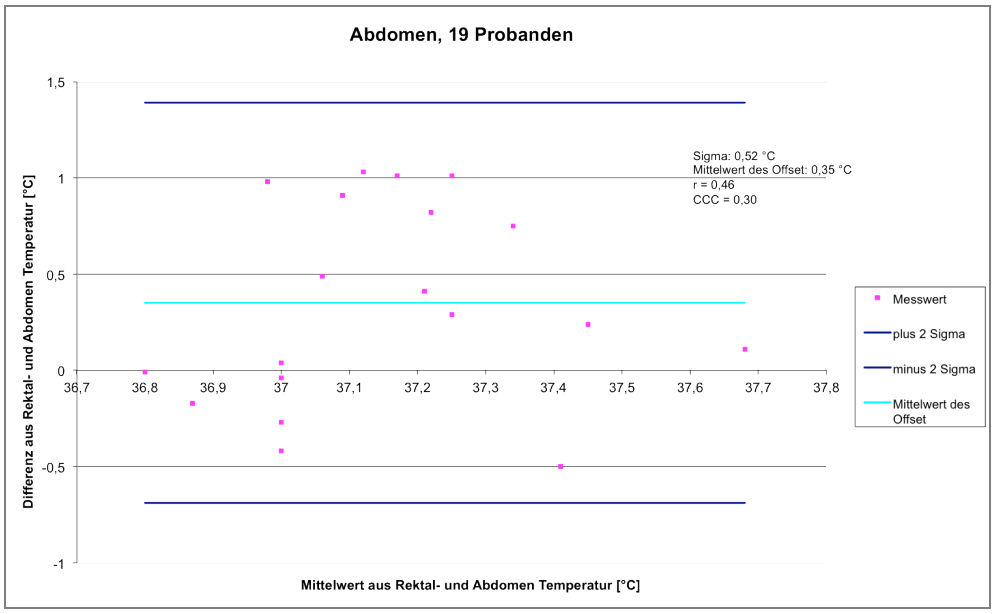


Abbildung 3.10: Messreihe D (n = 19) für die Sensorposition ‚Abdomen'; Darstellung nach Bland-Altman

Bei Betrachtung des Abhängigkeitsmaßes zwischen der sonographisch gemessenen Fettschichtdicke und der mittels Doppelsensor erhobenen Abweichung zur Referenzmethode zeigte sich für die Messposition Abdomen in der vorliegenden Meßreihe D eine schwach-inverse Korrelation von r = -0,304. Die Ausgleichsgerade ist in diesem Diagramm durch y = -0,43 x + 2,54 definiert (vgl. Abb. 3.11).

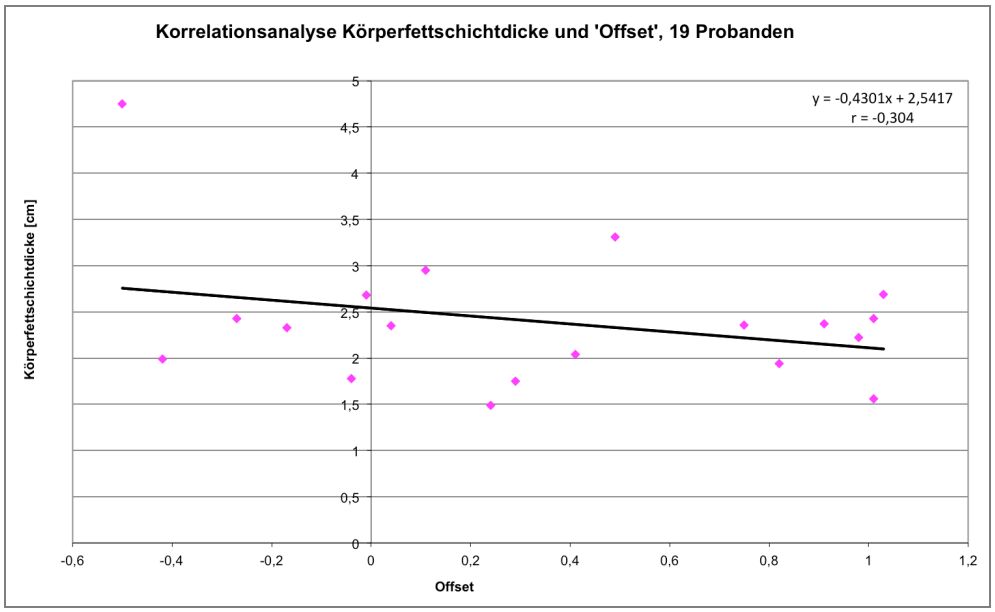


Abbildung 3.11: Zusammenhang zwischen sonographisch bestimmter Fettschichtdicke oberhalb der Leber (in cm) und der mittleren mittels Doppelsensor erhobenen Abweichung von der Referenzmethode bei 19 Probanden

3.3 Doppelsensor-Messgenauigkeit unter Einfluss von externer Erwärmung, Messreihe E (10 Messungen; n = 1)

Alle Ergebnisse der Messreihe E wurden an Probandin Nr. 5 erhoben. Das Alter dieser Probandin betrug zum Zeitpunkt der Datenerhebung 24 Jahre, das Körpergewicht lag bei 61,0 kg. Bei einer Körpergröße von 181 cm ergab sich ein BMI von 18,6 kg/m².

Bei der initialen Evaluation der Doppelsensor-Messgenauigkeit unter kalten Messbedingungen nach unter 2.3.3 beschriebener Methodik, zeigten sich an den gewählten Sensorpositionen ‚Vertex', ‚Stirn' und ‚Sternum' jeweils ähnlich große mittlere Abweichungen von der rektalen Referenzmessung (‚Vertex': 0,60 °C; ‚Stirn': 0,60 °C; ‚Sternum': 0,68 °C). Mit 0,17 °C konnte vor Beginn der externen Erwärmung an der Position ‚Sternum' die geringste Standardabweichung des Offset dokumentiert werden, gefolgt von den Messorten ‚Vertex' (0,27 °C) und ‚Stirn' (0,65 °C). Am ‚Vertex' zeigte sich unter kalten Messbedingungen eine mittlere Korrelation (r = 0,49) zur rektalen Temperaturmessung, für das ‚Sternum' konnte eine schwache (r = 0,28) und für die Position ‚Stirn' eine schwach-inverse (r = -0,24) Übereinstimmung mit der Referenzmethode dokumentiert werden.

Nach externer Erwärmung zeigte sich an der Position ‚Sternum' im Vergleich zum kalten Zustand eine um 0,22 °C hoch signifikant (p = 0,002) niedrigere Abweichung von der rektalen Referenzmessung. Die Standardabweichung des Offset nahm auch unter warmen Messbedingungen an der Position ‚Sternum' mit 0,13 °C den im Messortvergleich geringsten Wert an (‚Vertex': 0,34 °C; ‚Stirn': 0,42 °C). Nach externer Erwärmung zeigte sich an allen drei Messpositionen eine mittlere Korrelation. Beim Vergleich der mittleren Abweichungen zur Referenzmethode unter kalten und warmen Messbedingungen zeigten sich am ‚Vertex' und ‚Stirn' keine signifikanten Unterschiede.

	Vertex		**Stirn**		**Sternum**	
	kalt	warm	kalt	warm	kalt	warm
Mittelwert des Offset [°C]	0,60	0,60	0,60	0,58	0,68	0,45
Standardabweichung des Offset [°C]	0,27	0,34	0,65	0,42	0,17	0,13
Korrelationskoeffizient r	0,49	0,44	-0,24	0,42	0,28	0,48
Concordance Correlation Coefficient p_c	0,30	0,30	-0,08	0,25	0,26	0,43
Signifikanzniveau p des Mittelwertvergleichs des Offset	0,962		0,923		0,002	

Tabelle 3.8: Ausmaß des Offset und Korrelationskoeffizienten nach Pearson sowie Signifikanzniveau p bei 10 Körperkerntemperaturmessungen in kaltem Zustand und nach externer Erwärmung (warm) an einem Probanden

Die folgende Darstellung der rektal gemessenen Temperatur und der mittels Doppelsensor erhobenen Abweichungen von der Referenztemperatur verdeutlicht graphisch die Zusammenhänge der Messreihen für die Sensorpositionen 'Sternum' unter kalten (Abb. 3.12) und warmen (Abb. 3.13) Messbedingungen.

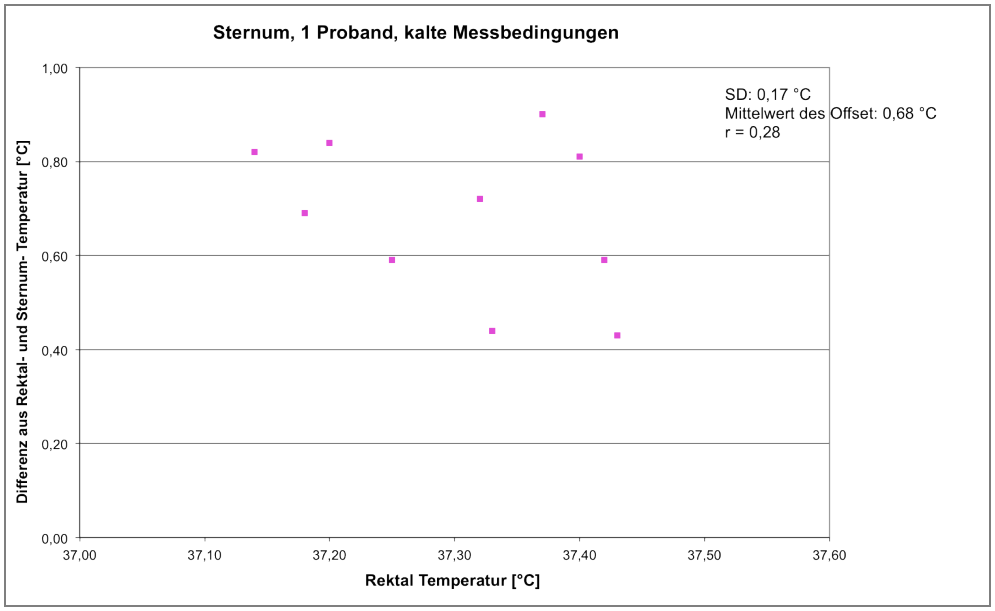


Abbildung 3.12: Messreihe E (n = 1) für die Sensorposition ‚Sternum' unter kalten Messbedingungen

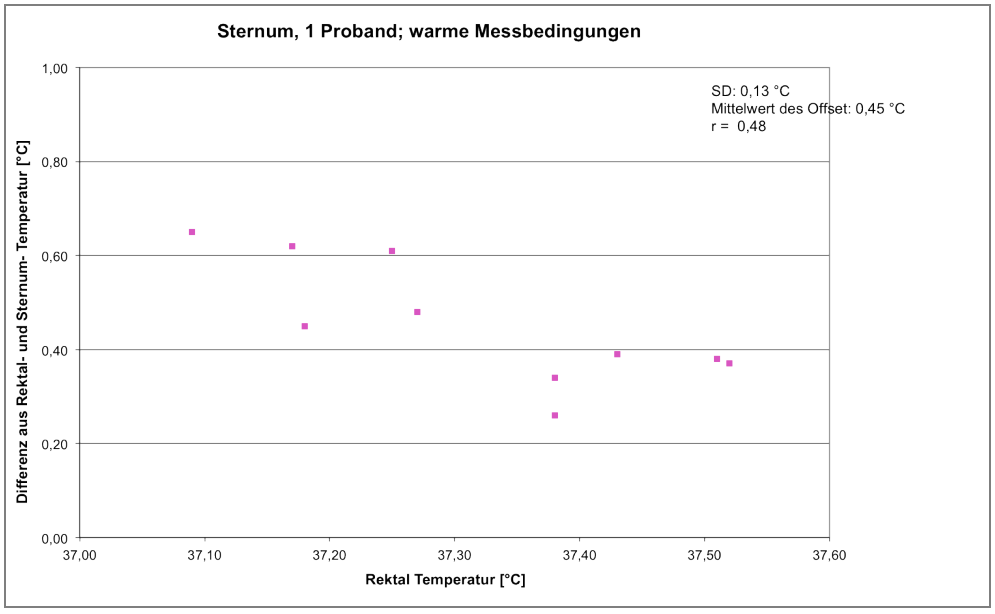


Abbildung 3.13: Messreihe E (n = 1) für die Sensorposition ‚Sternum' unter warmen Messbedingungen (externe Erwärmung)

3.4 Doppelsensor-Messgenauigkeit unter Einfluss von interner Erwärmung (körperliche Aktivität), bei Verwendung von Kontaktgel und in Abhängigkeit der Kopfbehaarung, Messreihe F (20 Messungen; n = 20)

Das im Rahmen der Messreihe F untersuchte Probandenkollektiv bestand aus 20 Erwachsenen, unterteilbar in 16 männliche (80 %) und 4 weibliche (20 %) Studienteilnehmer. Im Mittel waren die Probanden 32,8 ± 11,6 Jahre alt. Das Gewicht der Probanden betrug durchschnittlich 77,2 ± 14,3 kg, die Körpergröße lag im Mittel bei 181,9 ± 6,1 cm. Der Body-Mass-Index (BMI) lag durchschnittlich bei 23,2 ± 3,5 kg/m² bei einem Median von 22,7 kg/m². Die Spannweite des BMI reichte von 18,5 kg/m² bis 31,2 kg/m². Im untersuchten Probandenkollektiv lag die Kopfhaardichte nach Einschätzung des Testleiters 2 mal (10 %) bei fehlender (-), 4 mal (20 %) bei wenig (+), 9 mal (45 %) bei normaler (++) und 5 mal (25 %) bei viel (+++) Kopfbehaarung. In Tabelle 3.9 sind für das Probandenkollektiv der Messreihe F die im Rahmen der Studie erhobenen anthropometrischen Daten und deren deskriptive Statistik aufgeführt.

Proband #	Alter	Geschlecht [m / w]	Körper-größe [cm]	Körper-gewicht [kg]	BMI [kg / m²]	Fettschicht-dicke [cm]	Kopf-behaarung
41	27	m	182	89,0	26,9	trainiert	+++
42	26	m	190	79,0	21,9	normal	++
43	26	m	190	82,0	22,7	normal	++
44	41	m	169	58,0	20,3	normal	+
45	23	w	175	60,0	19,6	normal	++
46	26	w	173	65,0	21,7	normal	++
47	25	m	180	85,0	26,2	normal	++
48	34	m	185	78,0	22,8	trainiert	--
49	34	m	184	90,0	26,6	normal	++
50	61	m	183	80,0	23,9	trainiert	+
51	56	m	184	68,0	20,1	normal	+
52	26	m	186	81,0	23,4	trainiert	+++
53	54	m	185	88,0	25,7	normal	--
54	27	m	177	65,0	20,7	normal	++
55	25	m	181	67,0	20,5	unsportlich	+
56	39	m	188	80,0	22,6	trainiert	++
57	25	w	174	59,0	19,5	trainiert	+++
58	26	m	192	110,0	29,8	normal	++
59	28	m	179	100,0	31,2	normal	+++
60	26	w	180	60,0	18,5	normal	+++
Median	26,5	-	182,5	79,5	22,7	-	-
MW	32,8	-	181,9	77,2	23,2	-	-
SD	11,6	-	6,1	14,3	3,5	-	-

Tabelle 3.9: Anthropometrische Daten und deskriptive Statistik des Probandenkollektivs (Messreihe F)

3.4.1 Doppelsensor-Messgenauigkeit unter Einfluss von interner Erwärmung durch körperliche Aktivität

Die Verläufe der mittels verschiedener Sensoren und an verschiedenen Positionen erhobenen und berechneten Körperkerntemperaturen unter körperlicher Aktivität, ließen in der Vor-Aktivitäts- oder Einschwing-Phase zunächst einen ca. 20-minütigen nicht-linearen Temperaturanstieg erkennen (vgl. Abb. 3.14). Die Kurve des Temperaturverlaufes war an allen Sensorpositionen für die ersten etwa 10 Minuten steil ansteigend, woraufhin ein deutlicher Knick mit anschließendem flachen, aber weiterhin nicht linearen Temperaturanstieg folgte. Von Minute -10 bis Minute 0 (= Beginn der körperlichen Aktivität) war an allen Sensorpositionen kein weiterer oder ein nur sehr geringer und nun linearer Temperaturanstieg von maximal 0,2 °C zu dokumentieren.

Während der sich anschließenden 10 minütigen Belastungsphase zeigten die Temperaturverläufe an allen Sensorpositionen zunächst einen geringen kontinuierlichen Temperaturanstieg. Erst nach ca. 5 Minuten der Arbeitsphase konnte in den Temperatur-Kurven ein Knick mit folgendem deutlich stärkeren Temperaturanstieg beobachtet werden, welcher sich bis zum Erreichen der Spitzen-Temperatur ca. 1-2 Minuten nach Beendigung der Arbeitsphase fortsetzte.

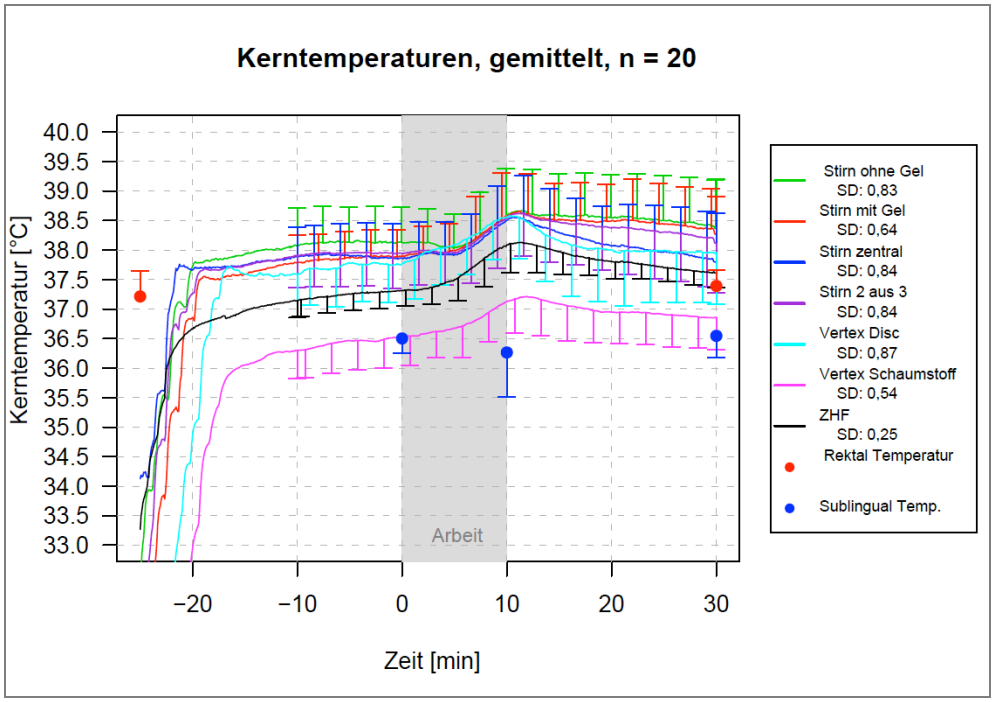


Abbildung 3.14: Graphen der gemittelten Kerntemperaturen aus 20 Messungen an 7 verschiedenen Messpositionen oder mittels unterschiedlicher Sensoren; punktuelle Darstellung der gemittelten (n = 20) Rektal- und Sublingual-temperatur-Messungen

Von der Maximal-Temperatur ausgehend, folgte in der Erholungsphase an allen Sensorpositionen ein langsamer kontinuierlicher Temperatur-Abfall, wobei am Ende des Erfassungszeitraumes, nach 20 Minuten Post-Belastungsphase, die ermittelten Körperkerntemperaturen an alle Sensorpositionen noch ca. 0,4 °C oberhalb des eingeschwungenen Ausgangswertes vor Belastungsbeginn lagen. Eine Ausnahme bildete hier die Kurve des Disk-Sensor ‚Stirn zentral' (blaue Kurve in Abb. 3.14), welche bei Beendigung der Post-Belastungsphase wieder auf den eingeschwungenen Ausgangswert abgesunken war. Die Morphologie des Temperaturabfalls in der Erholungsphase ließ an den verschiedenen Sensorpositionen häufig zunächst einen steilen, jedoch kurz vor Ende des Untersuchungszeitraumes nur noch einen sehr flachen Kurvenverlauf erkennen.

Orientierend konnten aus den Graphen der Abbildung 3.14 die Standardabweichungen der Temperatur-Kurvenverläufe abgelesen werden. Hierbei zeigten sich für den ZHF-Sensor (schwarzer Graph) über den Untersuchungszeitraum hinweg durchgehend Standardabweichungen von ca. 0,2 - 0,3 °C und für alle anderen untersuchten Sensoren über den gesamten Erhebungszeitraum hinweg Standardabweichungen von 0,5 - 0,8 °C. Auch die über den Untersuchungszeitraum gemittelten Standardabweichungen der unter Einfluss interner Erwärmung ermittelten Körperkerntemperaturen ließen den geringsten Wert für den ZHF-Sensor (0,25 °C) gefolgt vom Schaumstoffsensor am Vertex (0,54 °C) und den weiteren Disc-Sensoren (Disc mit Gel, Stirn re./li. 0,64 °C; Disc ohne Gel Stirn re./li. 0,83 °C; Disc Stirn zentral 0,84 °C; Disc-Vertex 0,87 °C) erkennen (vgl. Tabelle 3.10).

	ZHF links temporal	Disc ohne Gel Stirn re./li.	Disc mit Gel Stirn re./li.	Disc Stirn zentral	Disc Vertex	Schaum-stoff Vertex
Mittlere Standard-abweichung [°C]	0,25	0,83	0,64	0,84	0,87	0,54
Mittlere Standard-Abweichung kalibriert [°C]	(0,25)	0,52	0,41	0,57	0,48	0,38
Korrelations-koeffizient r	-	0,52	0,75	0,5	0,61	0,83
Korrelations-koeffizient r kalibriert	-	0,68	0,81	0,63	0,64	0,83

Tabelle 3.10: Mittlere Standardabweichungen der mittels verschiedener Doppelsensoren an 5 Messorten unter dem Einfluss interner Erwärmung berechneten Körperkerntemperaturen. Bildung des Mittelwertes der Standardabweichung über die Untersuchungsdauer und über 20 Untersuchungen an 20 verschiedenen Probanden. Mittlere Standardabweichungen kalibriert am ZHF-Sensor. Korrelationskoeffizienten r nach Pearson und Korrelationskoeffizienten r kalibriert (am ZHF-Sensor) zur Beschreibung des Abhängigkeitsmasses zwischen den dargestellten berechneten Körperkerntemperaturen und der Referenzmethode ZHF-Sensor.

Beim Vergleich der positionsspezifischen Messwerte mit der Referenzmethode ZHF über den gesamten Untersuchungszeitraum (Minute -10 bis Minute 30), konnte für den Schaumstoffsensor (r = 0,83) das höchste Abhängigkeitsmaß dokumentiert werden (vgl.

Tabelle 3.10). Bei den Disc-Sensoren zeigte sich eine starke Korrelation für die Sensoren mit Gel am Stirn re./li. (r = 0,75) und für die Disc-Sensoren am Vertex (r = 0,61), während sich für die Disc-Sensoren ohne Gel Stirn re./li. (r = 0,52) und die Disc-Sensoren am Stirn zentral (r = 0,5) eine mittlere Korrelation ergab. Sensorpositionsspezifische Differenzen im Post-Belastungs-Temperaturverhalten, konnte zwischen den lateral (grüner und roter Graph) und zentral (blauer Graph) angebrachten Stirnsensoren festgestellt werden, wobei der Temperaturabfall an den zentralen Stirnsensoren schneller erfolgte. Über den gesamten Erhebungszeitraum betrachtet zeigten sich sensorartspezifische Differenzen in der Körperkerntemperaturerhebung zwischen den Disc-Sensoren (Betatherm; türkiser Graph) und den Schaumstoffsensoren (Foam; pinker Graph) an der Sensorposition Vertex mit im Mittel ca. 1,5 °C höheren Kerntemperaturwerten bei den Disc-Sensoren. Die punktuell sublingual erhobenen Temperaturwerte (blaue Punkte in Abb. 3.14) zeigten sich im Mittel nach Beendigung der Arbeitsphase um 0,3 °C niedriger als vor Belastungsbeginn, bei im Vergleich zum Vorbelastungs-Zeitpunkt großer Standardabweichung. Zum Ende der Datenerhebung entsprach die mittlere Sublingualtemperatur mit 36,5 °C wieder dem Wert vor Belastungsbeginn. Auch die Standardabweichung ließ am Ende der Erholungsphase im Vergleich zur Post-Belastungs-Messung wieder deutlich homogenere Meßwerte zwischen den untersuchten Probanden erkennen. Beim Vergleich der punktuell erhobenen rektalen Temperaturwerte zum Zeitpunkt Untersuchungsbeginn und -ende (rote Punkte in Abb. 3.14), konnte bei einem Temperaturanstieg von 37,2 auf 37,4 °C zum Testende ein um 0,2 °C höherer Wert festgehalten werden.

Zur Reduktion der Messwert-Streuung erfolgte die Kalibrierung aller Messergebnisse der unter 3.4.1 untersuchten Sensoren und Sensorpositionen an den ZHF-Sensor-Ergebnissen. Dies geschah unter der Annahme einer genauen Körperkerntemperaturbestimmung mittels ZHF-Sensor. Die zugehörigen Graphen sind in Abbildung 3.15 dargestellt.

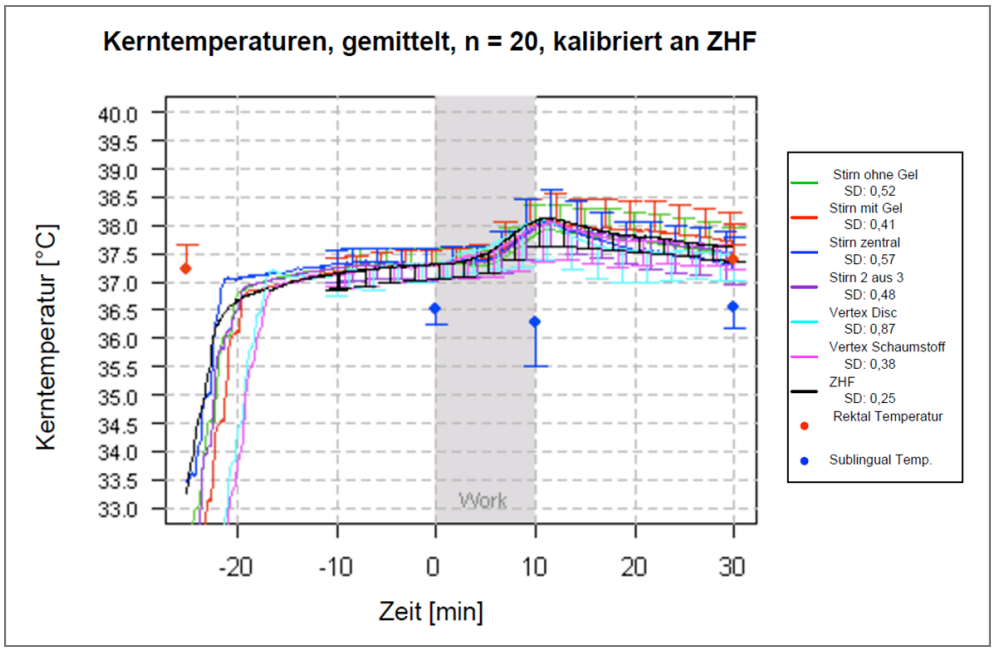


Abbildung 3.15: Graphen der gemittelten Kerntemperaturen aus 20 Messungen an 7 verschiedenen Messpositionen oder mittels unterschiedlicher Sensoren, kalibriert am ZHF-Sensor; punktuelle Darstellung der gemittelten (n = 20) Rektal- und Sublingualtemperatur-Messungen

Nach Kalibrierung am ZHF-Sensor (schwarzer Graph) zeigte sich bei allen verwendeten Sensortypen und -positionen, im Vergleich zum nicht kalibrierten Zustand, eine homogenere Übereinstimmung des Kurvenverlaufes sowie eine deutlich reduzierte Standardabweichung in den Messergebnissen. Diese war nach Kalibrierung für den Schaumstoffsensor mit 0,38 °C am geringsten, gefolgt von den Disc-Sensoren (‚Disc mit Gel Stirn re./li.' 0,41 °C; ‚Disc Vertex' 0,48 °C; ‚Disc ohne Gel Stirn re./li.' 0,52 °C; ‚Disc Stirn zentral' 0,57 °C). Die Korrelation zur Referenzmethode ZHF-Sensor zeigte sich für den Schaumstoffsensor nach Kalibrierung mit r = 0,83 unverändert stark, für die Disc-Sensoren konnte an allen Positionen nach Kalibrierung ein Anstieg des Abhängigkeitsmaßes zur Referenzmethode beobachtet werden (‚Disc mit Gel Stirn re./li.' r = 0,81; ‚Disc ohne Gel Stirn re./li.' r = 0,68; ‚Disc Vertex' r = 0,64, ‚Disc Stirn zentral' r = 0,63).

3.4.2 Doppelsensor-Messgenauigkeit unter Verwendung von Kontaktgel

Beim Vergleich der Doppelsensor-Messgenauigkeit an der Sensorposition 'Stirn' mit und ohne Verwendung von Kontaktgel zeigte sich eine um 0,19 °C größere mittlere Standardabweichung in der Testsituation ohne Kontaktgelnutzung (ohne Gel: 0,83 °C; mit Gel: 0,64 °C). Dieser Effekt war etwas weniger stark ausgeprägt auch nach erfolgter Kalibrierung der Disc-Sensoren zu beobachten (ohne Gel: 0,52 °C; mit Gel: 0,41 °C).

Unter Verwendung von Kontaktgel konnte an der Sensorposition 'Stirn re./li.' eine starke Korrelation zur Referenzmethode (r = 0,75) dokumentiert werden, diese war ohne die Nutzung von Kontaktgel mit r = 0,52 im Bereich einer mittleren Korrelation festzuhalten. Nach Kalibrierung der Disc-Sensoren am ZHF-Sensor zeigte sich das Abhängigkeitsmaß zur Referenzmethode in beiden Fällen erhöht, wobei hier die Korrelation ohne Kontaktgel stark (r = 0,68) und mit Verwendung von Gel (r = 0,81) sehr stark war (vgl. Tabelle 3.13).
Die exemplarische Bland-Altman-Darstellung von der Differenz aus an der 'Stirn' mit Gel gemessener Körperkerntemperatur und ZHF-Sensor (in Kelvin) einerseits und ZHF-Temperatur (in °C) andererseits, zeigt ein 'Wolkendiagramm' mit einem Mittelwert von 0,01 K und einer Standardabweichung von 0,31 K (vgl. Abb. 3.16).

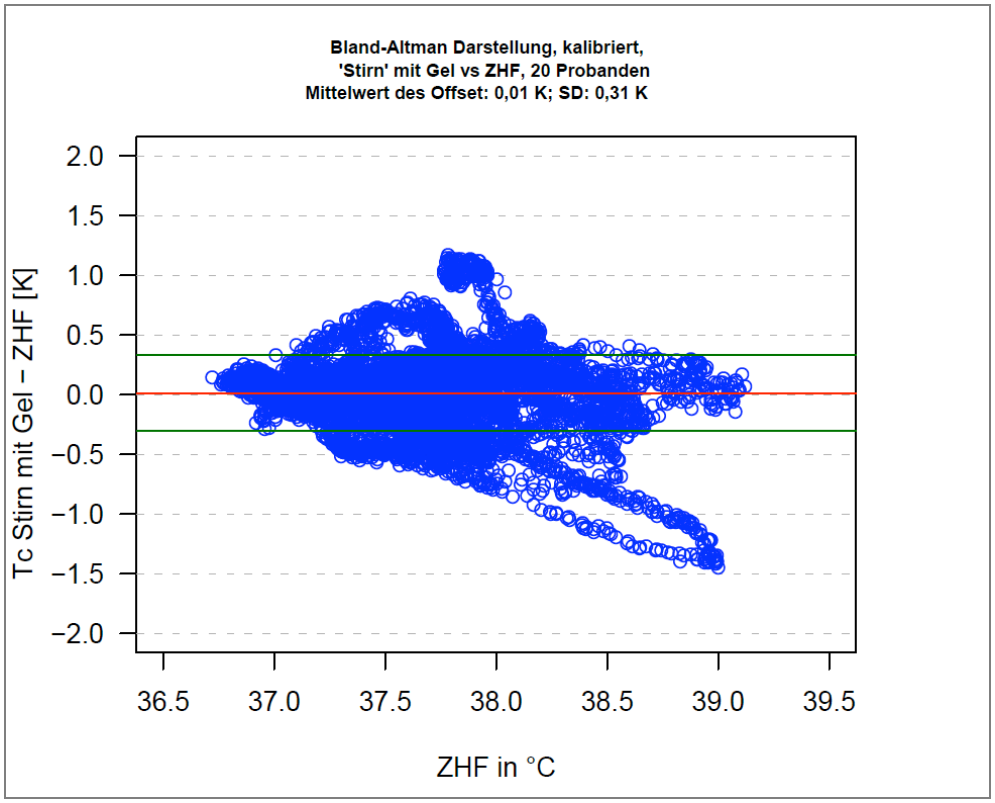


Abbildung 3.16: Messreihe F (n = 20) für die Sensorposition ‚Stirn', mit Kontaktgel, kalibriert ; Darstellung nach Bland-Altman

3.4.1 Doppelsensor-Messgenauigkeit bei unterschiedlich starker Kopfbehaarung

Die graphische Darstellung der mittels Schaumstoffsensor am Vertex erhobenen Temperaturabweichung vom ‚Soll' (= Differenz zwischen berechneter Körperkerntemperatur T_c und Referenzmethode ZHF-Sensor) erbrachte keine wesentlichen Unterschiede in der Messwertstreuung zwischen den vier Kategorien unterschiedlich starker Kopfbehaarung, wobei die berechneten Körperkerntemperaturen

T_c in allen 20 Fällen kleiner als die Referenzmethode (ZHF) waren (vgl. Abb. 3.17). Folglich nahmen auch die Abweichungen vom Soll (T_c – ZHF) negative Werte an, die in allen vier Kategorien unterschiedlicher Haardichte zwischen ca. -0,2 K und -1,5 K lagen. Eine Ausnahme hierzu bildete die berechnete Abweichung vom Soll bei einem Probanden mit starker Kopfbehaarung, die einen Wert von ca. -2,2 K annahm.

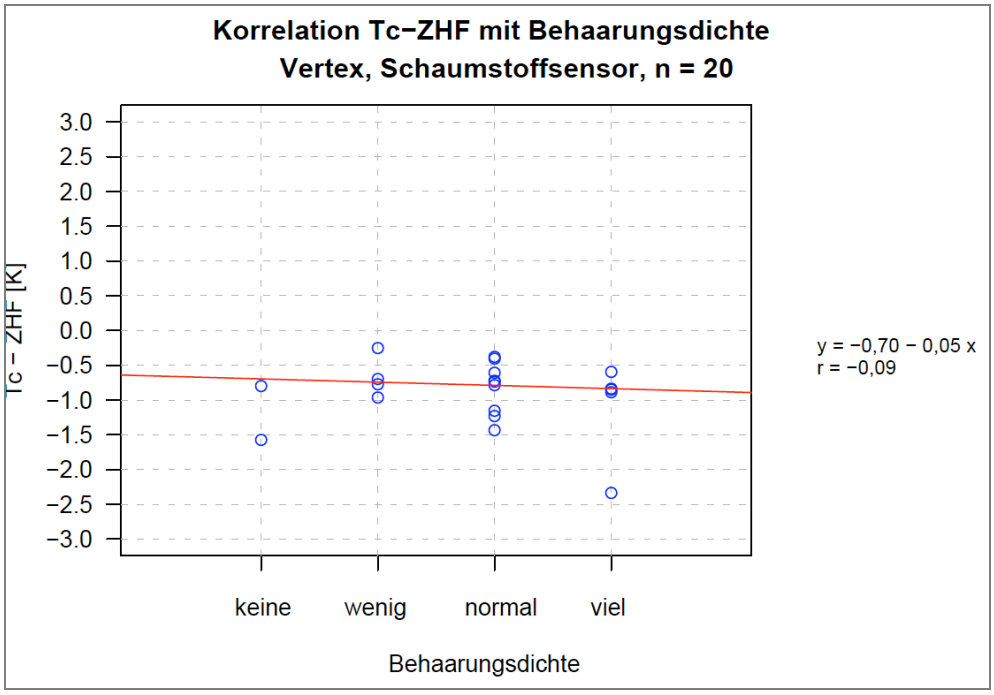


Abbildung 3.17: Graphische Darstellung der mittels Schaumstoffsensor an der Position ‚Vertex' bei 20 Probanden erhobenen Temperaturabweichung vom ‚Soll' (= Differenz zwischen berechneter Körperkerntemperatur T_c und Referenzmethode ZHF-Sensor) unterteilt in vier Stufen unterschiedlich starker Kopfbehaarung; T_{ref} = Referenzmethode = ZHF-Sensor

Die nach Haardichte der Probanden kategorisierte graphische Darstellung der mittels Disc-Sensor am Vertex erhobenen Temperaturabweichung vom ‚Soll' (= Differenz zwischen berechneter Körperkerntemperatur T_c und Referenzmethode ZHF-Sensor) erbrachte eine deutliche Zunahme der Streuung der berechneten Differenzen Tc – ZHF bei zunehmend dichter Kopfbehaarung (vgl. Abb. 3.18). Die mittels Disc-Sensor erhobenen Körperkerntemperaturwerte nahmen hierbei sowohl größere als auch kleinere Werte als die Referenzmethode ZHF an. Für die in Abbildung 3.18 dargestellte Abweichung vom ‚Soll' lag die Differenz zwischen kleinstem und größtem Wert in den Probandengruppen ohne und mit leichter Kopfbehaarung bei ca. 0,5 K, in der Gruppe mit normaler Haardichte bei ca. 1,5 K und bei den Probanden mit starker Kopfbehaarung bei 2,7 K.

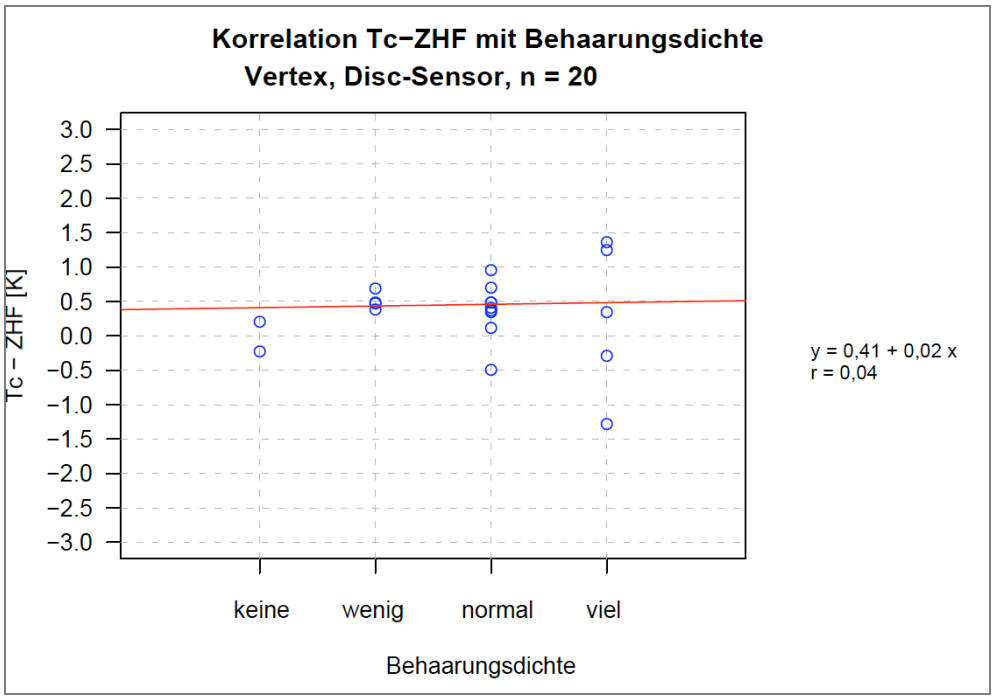


Abbildung 3.18: Graphische Darstellung der mittels Disc-Sensor an der Position ‚Vertex' bei 20 Probanden erhobenen Temperaturabweichung vom ‚Soll' (= Differenz zwischen berechneter Körperkerntemperatur T_c und Referenzmethode ZHF-Sensor) unterteilt in vier Stufen unterschiedlich starker Kopfbehaarung; T_{ref} = Referenzmethode = ZHF-Sensor

4 DISKUSSION

Um gesundheitliche Folgen einer Temperaturerhöhung bzw. einer Unterkühlung zu vermeiden, nimmt die Überwachung der Körperkerntemperatur sowohl in der Klinik als auch in Extrembelastungssituationen (wie Leistungssport, Feuerwehr, Raumfahrt, Militär und Tauchen) einen hohen Stellenwert ein (Bräuer, 1997) (Jefferies, 2011). Nach heutigem Kenntnisstand erfordert das Temperatur-Monitoring jedoch invasive Messmethoden, die ein erhöhtes Risiko für den Patienten darstellen (Hooper, 2006), (Kimberger, 2009), (Moran, 2002).

Ziel der vorliegenden Studie war es, die Genauigkeit einer nicht-invasiven Kerntemperaturmessmethode bei der Anwendung an Erwachsenen unter verschiedenen Einflüssen zu überprüfen und hiermit der Antwort auf die Frage näher zu kommen, ob die im Klinikalltag etablierte rektale Temperaturmessung mittelfristig durch das beschriebene nicht-invasive Doppelsensorverfahren ersetzt werden könnte.

4.1 Ergebnisdarstellung zur Beurteilung der Übereinstimmung von Messmethoden

Das in der vorliegenden Arbeit vorwiegend zur Ergebnisdarstellung verwendete Verfahren ist angelehnt an Bland und Altman. Hintergrund ist, dass für die Beurteilung der Übereinstimmung von Messmethoden die alleinige Berücksichtigung der durchschnittlichen Differenz der Messwerte, also der Verzerrung, nicht ausreicht. Vielmehr ist die Betrachtung der Streuung der Differenzen der einzelnen Messwertpaare von entscheidender Bedeutung (Bland, 1986) (Grouven, 2007). Dies gelingt mit dem Verfahren nach Bland und Altmann, welches die Verzerrung und die Streuung der Daten berücksichtigt und mit dessen Hilfe systematische Abweichungen, Ausreißer sowie Abhängigkeiten der Varianz von der Größe der Messwerte beurteilt werden können. Zudem lassen sich Größenordnungen und Muster der individuellen Abweichung zwischen den Messmethoden deutlich besser ablesen als bei einer einfachen Punktwolke der Messwerte gegeneinander (Grouven, 2007). Die Übereinstimmung von Messmethoden lässt sich anschaulich darstellen und quantifizieren, allerdings gilt zu bedenken, dass die Interpretation der ermittelten Übereinstimmungsgrenzen eine klinische und keine statistische Frage darstellt. Es bedarf auch im vorliegenden Beispiel einer sachwissenschaftlichen Bewertung, ob der Bereich zwischen den Übereinstimmungsgrenzen von einer klinisch bedeutsamen Größenordnung ist oder nicht (Grouven, 2007).

4.2 Doppelsensor

In der vorliegenden Studie wurden zur nicht-invasiven, kontinuierlichen Körpertemperaturmessung drei unterschiedliche Doppelsensoren verwendet, die sich in ihrem Aufbau und ihrer Beschaffenheit unterscheiden (vgl. 2.1.1). Unterschiede im Aufbau der Doppelsensoren führen zu Ungleichheiten im Sensor Kontakt, der Sensor Anbringung, der Handhabung, dem Komfort für Probanden und Patienten sowie bei hygienischen Aspekten. Die Summe dieser Faktoren hat wiederum einen erheblichen Einfluss auf die klinische Nutzbarkeit wie auch auf die Temperatur-Messgenauigkeit. Im Folgenden werden die genannten fünf Dimensionen detailliert und ihre jeweilige Relevanz für die Entwicklung eines klinisch einsetzbaren Doppelsensors dargestellt. Eine konkrete Diskussion dieser Dimensionen anhand der jeweiligen Doppelsensoren folgt unter 4.2.2.

4.2.1 Einflussfaktoren auf Doppelsensor-Messgenauigkeit und klinische Nutzbarkeit

A. Kontakt: Der Kontakt zwischen zwei Körpern ist bedingt durch die Kontaktfläche (hier: Fläche zwischen der menschlichen Haut und dem Doppelsensor) sowie der Oberflächenbeschaffenheit (hier: Beschaffenheit der Haut sowie Beschaffenheit der Sensoroberfläche). Die Kontaktfläche selbst ergibt sich aus der Größe der Kontaktflächen der beiden Körper zwischen denen Kontakt besteht (hier: v.a. Größe der Kontaktfläche des Sensors) sowie der Kongruenz der Körperformen zueinander (hier: starre oder flexible, ebene Form des Sensors; in Abhängigkeit der Sensorposition und der Körpergröße ebene oder ovale Körperoberfläche).

Wichtig für eine hohe Genauigkeit der Temperaturmessung ist ein möglichst guter Kontakt zwischen dem Sensor und der Körperoberfläche an der Befestigungsstelle. Da bei kleinen Körpern (Frühgeborene oder kleine Kinder) die Wahrscheinlichkeit einer ovalen Körperoberflächenform größer im Vergleich zu jugendlichen oder erwachsenen Körpern ist, kann es hier bei verhältnismäßig großen Sensordurchmessern zu einer Inkongruenz zwischen Körper- und Sensorform und daher zu fehlendem Kontakt kommen.

B. Anbringung: Die Qualität der Anbringung ist einerseits bedingt durch einen adäquaten Anpressdruck, andererseits durch eine optimale Funktions- und Adaptationsfähigkeit der Anbringungshilfsmittel.

Die Genauigkeit der Temperaturmessung ist neben der Kontaktfläche und der Oberflächenbeschaffenheit insbesondere von einem optimalen Anpressdruck abhängig. Bei zu geringem Anpressdruck kann keine kontinuierliche Messung erfolgen. Ein zu hoher Anpressdruck kann jedoch bei Erwachsenen zu Diskomfort und Druckstellen, bei

Frühgeborenen sogar zu klinischen Komplikationen führen (Obladen, 2011). Im Weiteren ist zu vermuten, dass hohe Anpressdrücke auch einen Einfluss auf die Wärmestrahlung selbst haben. Dies ist zu erklären über die Kompression von Hautgefäßen und unter dem Sensor liegendem Gewebe mit Beeinflussung der Mikrozirkulation und Veränderung der lokalen Wärmestrahlung (Simon, 1995) (Johnson, 2010). Für die Gewährleistung eines kontinuierlich adäquaten Anpressdruckes ist das Anbringungshilfsmittel bedeutsam. In diesem Zusammenhang gelten die Adaptationsfähigkeit an anatomische Unterschiede (hier: Größenverstellbarkeit) und die Funktionsfähigkeit auch unter Bewegungseinfluss und Schweißbildung als wichtige Zielgrößen.

C. Handhabung: Die Qualität der Handhabung des Doppelsensors für den Anwender wird durch die Geschwindigkeit der Anbringung sowie die Leichtigkeit der Anbringung bedingt.
Ein hohes Maß an Benutzerfreundlichkeit ist bedeutsam für eine stabile korrekte Anbringung und Nutzung sowie für eine breite Akzeptanz bei der klinischen Anwendung.

D. Komfort: Diskomfort kann bei der Nutzung von Doppelsensoren vermittelt sein durch Druck an der Anbringungsstelle, Bewegungseinschränkungen durch verhältnismäßig große Sensoren sowie eine Abdeckung der Haut mit Beeinträchtigung ihrer physiologischen Funktion.
Bei der Anwendung von Doppelsensoren entstehender Diskomfort für Probanden und Patienten ist für die Beurteilung der Eignung der Sensortypen bedeutsam, da er der breiten klinischen Anwendung entgegen steht. Doppelsensor vermittelte Bewegungseinschränkungen bei Nutzung von im Vergleich zur Körperoberfläche großen Sensoren, können in der Neonatologie dem zunehmend verbreiteten ‚Minimal Handling' Ansatz im Wege stehen und Frühgeborene in ihren physiologischen Bewegungen stören. Auch eine Veränderung der physiologischen lokalen Hautfunktion und Homöostase, beispielsweise der Schweißbildung und der Immunabwehr, kann durch längerfristiges Abdecken der Haut mit Doppelsensoren für kontinuierliches Temperaturmonitoring potentiell verursacht werden.

E. Hygiene: Anforderungen an Doppelsensoren im Bereich Hygiene können entlang der Dimensionen Leichtigkeit der Reinigung und Erfolg der Hygiene-Maßnahmen beurteilt werden.
Für die breite klinische Anwendung ist eine benutzerfreundliche Reinigung bedeutsam, da diese direkten Einfluss auf die kontinuierlich adäquate Durchführung der erforderlichen Maßnahmen durch das Personal und damit auch auf das Erfüllen der geforderten

Hygienestandars hat. Bedingt durch die Konstruktion sowie verwendete Oberflächenmaterialien finden sich jedoch Unterschiede bezüglich der Reinigungsfähigkeit einzelner Sensoren.

4.2.2 Unterschiede der verwendeten Doppelsensoren

Der Knopf-Sensor ist im Vergleich zu den anderen verwendeten Sensortypen besonders klein und steht daher in einem günstigen Verhältnis zur Körpergröße von Neonaten und kleinen Kindern. Hierauf basierend konnte gerade bei diesem Kollektiv in anderen Studien mittels Knopf-Sensor ein guter Kontakt gewährleistet und Diskomfort minimiert werden (Fritzen, 2002).
Bei Anwendung des Knopf-Sensors an Erwachsenen, wie in der vorliegenden Arbeit geschehen, kann das Verhältnis Sensorgröße zu Körpergröße eher als nachteilig vermutet werden, da nur eine kleine Fläche zur Verfügung steht, um den über die Anbringungshilfsmittel aufgebauten Anpressdruck aufzunehmen und zu verteilen. Zusätzlich bietet die starre Form keine Möglichkeit der Anpassung an die Körperoberfläche. Die durchgehend glatte Metalloberfläche des Knopf-Sensors ist leicht zu desinfizieren und birgt im Bereich Hygiene Vorteile gegenüber den anderen Sensortypen, welche Oberflächen mehrerer unterschiedlicher Materialien besitzen.

Der Schaumstoffsensor ist größer als der Knopf-Sensor und steht für die Nutzung bei Erwachsenen in einem günstigen Größenverhältnis zum Körper. Gunga et al. konnten für diesen Sensortyp bei Erwachsenen eine gute Nutzbarkeit und mit den verwendeten Anbringungshilfsmitteln einen adäquaten Kontakt dokumentieren (Gunga, 2005). Dies wird unterstützt durch die flexible Schaumstoff-Ummantelung des Sensors, welche eine gute Anpassung an die Hautoberfläche ermöglicht. Auf Grund seiner Größe kann dieser Sensortyp bei Früh- und Neugeborenen Diskomfort verursachen und ist demzufolge bei diesem Kollektiv weniger gut geeignet. Aus hygienischen Gesichtspunkten bietet der Schaumstoffsensor auf Grund der seitlich frei liegenden Schaumstoff-Ummantelung Nachteile gegenüber den anderen verwendeten Sensoren.

Der Disc-Sensor entspricht bezüglich der Größe dem Schaumstoffsensor, die Flexibilität ist materialbedingt etwas geringer. Vor diesem Hintergrund ist, um einen guten Kontakt und wenig Diskomfort zu gewährleisten, auch der Disc-Sensor insbesondere bei Erwachsenen anzuwenden. Aus hygienischen Gesichtspunkten bietet der Disc-Sensor Vorteile gegenüber dem Schaumstoffsensor, lässt sich jedoch nicht so gut reinigen wie der Knopf-Sensor.

4.2.3 Temperaturmessverhalten

Für alle drei verwendeten Sensortypen konnte in den Untersuchungen der vorliegenden Arbeit jeweils eine etwa 20-minütige Einschwingphase dokumentiert werden. Erst in der Folge gaben die Sensoren Messwerte wieder, die im Bereich der tatsächlichen Körperkerntemperatur liegen. Auch weitere Autoren haben entsprechende Beobachtungen bei Thermomonitoring-Studien mittels Doppelsensoren dokumentiert (Gunga, 2005) (Stapelfeld, 2001). Jedoch muss festgehalten werden, dass die Dauer der Doppelsensor-Einschwingphasen durch strukturelle Veränderungen im Sensoraufbau oder dessen Isolierung in den letzten Jahren auf etwa 10 Minuten reduziert werden konnte (Kimberger, 2009). Gerade in der Notfallmedizin, wo es vielfach schneller therapeutischer Entscheidungen bedarf, oder beim Fieber-Screening, z.B. in der Pädiatrie, stellen lange Sensor-Einschwingphasen ein Nachteil für die breite klinische Anwendung dar.

4.3 Doppelsensor-Messgenauigkeit in Abhängigkeit von Sensorposition und Anbringung

Die Genauigkeit der Kerntemperaturerhebung mittels kutanem Doppelsensor wurde in der vorliegenden Arbeit vergleichend an verschiedenen Sensorpositionen untersucht. Zur Einordnung der gefundenen Ergebnisse werden im Folgenden zunächst Faktoren beurteilt, die einen wesentlichen Einfluss auf die Messgenauigkeit an gewählten Sensorpositionen haben können. Anschließend werden die für spezifische Messpositionen gefundenen Ergebnisse anhand dieser Einflussfaktoren sowie vergleichender Literatur diskutiert.

4.3.1 Einflussfaktoren auf Kerntemperatur-Messgenauigkeit und klinische Anwendbarkeit beim Vergleich verschiedener Sensorpositionen

Es existieren sechs wesentliche Gruppen von Faktoren, die sensorpositions-spezifisch die Kerntemperatur-Messgenauigkeit und die klinische Anwendbarkeit beeinflussen. Diese sind in Abbildung 4.1 dargestellt und werden im Folgenden erläutert. Für den Faktor „Distanz zum Körperkern“ sei angemerkt, dass alle in der vorliegenden Arbeit verwendeten Sensorpositionen bereits im Vorfeld auf Grund einer geringen Distanz zum Körperkern ausgewählt wurden. Im Weiteren kann auch der Parameter „Variabilität der

kutanen Mikrozirkulation“ für die untersuchten Sensorpositionen als unverändert angesehen werden, da für diese Dimension Unterschiede primär zwischen Körperstamm und -peripherie beschrieben wurden, mit bei letzterem größerer Variabilität der Hautdurchblutung (Charkoudian, 2003) (Zhu, 2006).

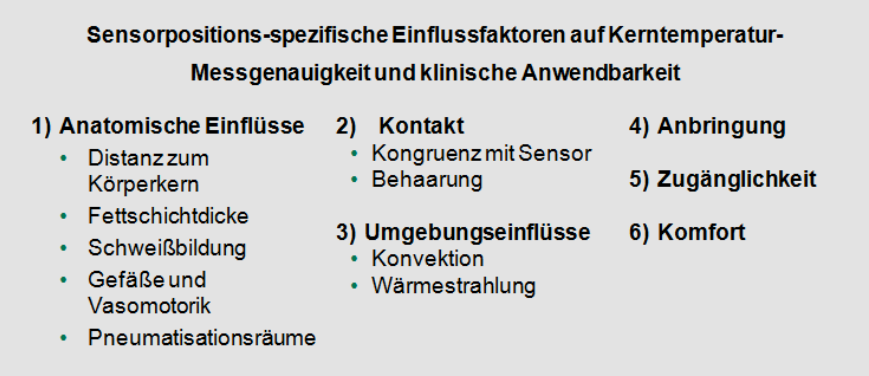


Abbildung 4.1: Übersicht Sensorpositions-spezifischer Einflussfaktoren auf Kerntemperatur-Messgenauigkeit und klinische Anwendbarkeit

1) Anatomische Einflüsse

Bezüglich der Anatomie einer Sensorposition sind für die Messgenauigkeit und klinische Anwendbarkeit die Distanz zum Körperkern, die Fettschichtdicke, das Ausmaß der Schweißbildung, das Vorhandensein größerer Gefäße und die Ausprägung der Vasomotorik sowie das Vorhandensein von Pneumatisationsräumen entscheidend.

Distanz zum Körperkern: Körperkerntemperatur ist definitionsgemäß diejenige Temperatur, die das Blut hat, wenn es das Herz verlässt. Diese wird jedoch regelmäßig auch mit der Temperatur im Gehirn, vor allem der des Hypothalamus und mit der Temperatur in den intrathorakalen und intraabdominellen Organen gleichgesetzt (Anagnostakis, 1993) (Thews, 1997). Bei großer anatomischer Variabilität in den Dimensionen menschlicher Körper, heterogenen Wärmewiderständen unterschiedlicher menschlicher Gewebe sowie mit der Blutbahn einem zusätzlichen anatomisch differierenden Wärmetransportsystem, korreliert die an der Oberfläche des menschlichen Körpers gemessene Wärmestrahlung mit zunehmender Distanz vom Körperkern schlechter mit der Kerntemperatur. Eine große Distanz zum Körperkern kann somit einen wesentlichen Einflussfaktor auf die Kerntemperatur-Messgenauigkeit darstellen. Für die Dauer der Temperaturmessungen mittels Doppelsensor kann die Distanz zum Körperkern an einer Sensorposition als statisch angesehen werden.

Fettschichtdicke: Fettgewebe besitzt am Körper isolierende Eigenschaften mit einer Gewebeleitzahl (λ), die je nach Durchblutungsgrad zwischen 0,2 und 0,4 W/(mK) liegt (Cohen, 1977) (vgl. Tabelle 4.1). Subkutanes Fettgewebe ist beim Menschen fast ubiquitär vorhanden, dessen Verteilung und Schichtdicke sind jedoch stark abhängig von Körperposition, Geschlecht, Rasse und Ernährungszustand (Wang, 1994) (Gallagher, 2000). Große Fettschichtdicken verringern durch die verhältnismäßig niedrige Gewebeleitzahl von Fett die mittlere Gewebeleitzahl für das gesamt zu durchdringende Gewebe, so dass sich insgesamt der Wärmewiderstand erhöht und folglich die Wärmestrahlung an entsprechender Position vermindert (Duck, 1990).

Gewebe/ Stoff	**Gewebeleitzahl λ** [W/(mK)]
Stark durchblutetes Fettgewebe	0,4
Wenig durchblutetes Fettgewebe	0,2
Epidermis	0,3
Knochengewebe	0,41-0,63
Gehirngewebe	0,53
Vollblut	0,49
Plasma	0,57
Wasser	0,58
Luft	0,03

Tabelle 4.1: Übersicht Gewebeleitzahlen für verschiedene Gewebe und Stoffe; Werte in Anlehnung an Cohen 1977, Cooper 1971, Balasubramaniam 1977 und Chato 1990

Die Schichtdicke korreliert dabei positiv mit der Verminderung der Wärmestrahlung, was beispielsweise mit Infrarotkamera-Aufnahmen des menschlichen Körpers demonstriert werden kann. Für die Dauer der Temperaturmessungen mittels Doppelsensor kann die Fettschichtdicke an einer Sensorposition als statisch angesehen werden.

Schweißbildung: Das Vorhandensein von Schweiß führt lokal an einer spezifischen Sensorposition zu einer Erhöhung der Gewebeleitzahl für die Haut und demzufolge zu einer Erhöhung der Wärmestrahlung. Zusätzlich kann Schweiß, insbesondere bei leicht inkongruenten Kontaktflächen zwischen Sensor und Haut, den Kontakt verbessern und über dieses Prinzip die Kerntemperatur-Messgenauigkeit an einer Sensorposition erhöhen (Charkoudian, 2003). Größere Schweißmengen senken jedoch auch den Reibungswiderstand der Haut (Nonomura, 2009). Dies kann eine adäquate Befestigung von Sensoren auf der Hautoberfläche gerade bei gesteigerter körperlicher Aktivität erschweren und zur Delokalisation der Sensoren führen, was wiederum die Kerntemperatur-Messgenauigkeit einschränken kann. Für die Dauer der

Temperaturmessung mittels Doppelsensor ist das Ausmaß der lokalen Schweißbildung ein positionsspezifisch veränderlicher Einflussfaktor (Szabo, 1967).

Gefäße und periphere Vasomotorik: Als Positions-spezifischer Einflussfaktor auf die Kerntemperatur-Messgenauigkeit sind zwei Dimensionen der Durchblutungssituation relevant: das Vorhandensein von größeren Gefäßen (Arterien und Venen) im Bereich der Doppelsensor-Anbringungsstelle und die periphere Vasomotorik mit Einfluss auf die Durchblutungssituation der Kapillargefäße.

Über in der Subkutis verlaufende Arterien und Venen kann Blut, dessen Temperatur nicht identisch mit der Temperatur im direkt umgebenden Gewebe ist in den Bereich einer spezifischen Sensorposition gelangen (Johnson, 2010). Je nach anatomischer Lokalisation kann das Blut jener Gefäße aus der Körper-Peripherie entstammen und kälter oder von zentral kommend wärmer als das Gewebe im Bereich der Sensor-Anbringungsstelle sein (Simon, 1995). Diese durch Vorhandensein von Arterien oder Venen vermittelte additive oder verminderte Wärmezufuhr beeinflusst demzufolge auch die an einer jeweiliger Sensorposition zu messende Wärmestrahlung (Stapelfeld, 2001). Vor dem Hintergrund einer ausgeprägten interindividuellen anatomischen Variabilität bezüglich der genauen Position und Größe von Blutgefäßen ist eine Quantifizierung des Einflusses von vorhandenen Gefäßen auf die lokale Wärmestrahlung im Bereich einer spezifischen Temperatur-Messposition ohne weiterführende bildgebende Diagnostik (Ultraschall, Angiographie) nicht möglich. Zusammenfassend kann also die Präsenz von Arterien und Venen die Kerntemperatur-Messgenauigkeit an definierten Messpositionen vermindern. Für die Dauer der Temperaturmessung mittels Doppelsensor ist dieser Einflussfaktor jedoch positionsspezifisch konstant.

Die Veränderung der Hautdurchblutung hat für den menschlichen Körper eine erhebliche klinische Bedeutung in der Fähigkeit, normale Köpertemperaturen aufrechterhalten zu können. So führt eine Steigerung der Hautdurchblutung in Folge von reflektorisch-systemisch und -lokal vermittelter Vasodilatation gemeinsam mit Schweißbildung zu gesteigerter Wärmeableitung unter Hitzebelastung (Charkoudian, 2003). Auch im Rahmen von schweren, beispielsweise septischen Erkrankungsbildern, kann es zu einer ausgeprägten peripheren Vasodilatation aber auch Vasokonstriktion kommen (Hebbar, 2005) (Lefrant, 2003).

Eine beim Menschen in thermoneutraler Umgebung unter Ruhebedingungen ca. 250 ml/min betragende, physiologische Hautdurchblutung kann unter schwerer Hyperthermie und/ oder körperlicher Aktivität substantiell bis auf 6 – 8 L/min gesteigert werden (Johnson, 2010). Unter Kälteexposition führt Vasokonstriktion der Hautgefäße zu einer

reduzierten Wärmeabgabe und schützt so vor Unterkühlung. Für die Beurteilung von Sensorpositionen zur Messung von Wärmestrahlung ist bedeutsam, dass sich die Regulation der kutanen Mikrozirkulation in ihrem Ausmaß an verschiedenen Arealen des menschlichen Körpers unterscheidet (Zhu, 2006). Zusätzlich unterliegt auch die Hautdurchblutung wie die Thermoregulation einer zirkadianen Rhythmik, welche sich ebenfalls an verschiedenen anatomischen Bereichen des menschlichen Körpers unterschiedlich verhält (Damm, 1974).
Zusammenfassend führt eine über Vasomotorik veränderte Hautdurchblutung zu einer Veränderung des kutanen Wärmewiderstandes mit konsekutiver Änderung der Wärmestrahlung, so dass die periphere Vasomotorik einen Faktor darstellt, der die Kerntemperatur-Messgenauigkeit an definierten Messpositionen beeinflusst. Über die Dauer der Temperaturmessung mittels Doppelsensor gesehen ist dieser Einflussfaktor positionsspezifisch veränderlich.

Pneumatisationsräume sind luftgefüllte Hohlräume im Knochen, die beim Menschen beispielsweise als Stirnhöhlen oder Nasennebenhöhlen vorkommen. Stirn- und Nasennebenhöhlen sind mit Schleimhaut ausgekleidet und können beispielsweise im Rahmen eines entzündlichen Prozesses mit Mucus gefüllt sein (Tos, 1984). Luft hat eine im Vergleich zu Mucus und Körpergeweben kleine Gewebeleitzahl von 0,03 W/(mK) (Cohen, 1977), der Wärmewiderstand für bedingt oder komplett mit Luft gefüllte Nasenneben- oder Stirnhöhlen ist also hoch. Liegen Pneumatisationsräume im Bereich einer zu nutzenden spezifischen Sensorposition, so kann hier ein wärmestrahlungs-vermindernder Einfluss vorliegen. Bezüglich der Position und Größe von Nasenneben- oder Stirnhöhle besteht interindividuell wie auch altersabhängig eine große anatomische Variabilität (Kirk, 2002). Für die Dauer der Temperaturmessung mittels Doppelsensor ist das Vorhandensein von Pneumatisationsräumen ein positionsspezifisch statischer Einflussfaktor.

2) **Kontakt**

Wesentliche Einflussfaktoren auf die Qualität des Kontaktes zwischen Sensor und Körperoberfläche an einer spezifischen Sensorposition sind die Kongruenz der Flächen und das Vorhandensein von Behaarung. Vor dem Hintergrund dass Doppelsensoren für Temperaturmonitoring im Wesentlichen plane Kontaktflächen besitzen, sind auch an der Körperoberfläche plane Areale als mit den Sensoren kongruent anzusehen. Für die in der vorliegenden Arbeit verwendeten Sensordurchmesser kann davon ausgegangen werden, dass mit entsprechender Anbringung an vielen Körperstellen mit ausreichender

subkutaner Fettschicht eine ebene Fläche für den Kontakt zum Sensor zur Verfügung steht. Bestimmte Areale am Schädel und Sternum hingegen, wo die formgebenden, knöchernen Strukturen teilweise konvex oder konkav geformt sind und wenig subkutanes Fettgewebe den Knochen bedeckt ist eine Kongruenz der Kontaktflächen schwieriger zu erreichen. Auch eine dichte Behaarung kann an spezifischen Sensorpositionen den Kontakt zwischen Sensor und Hautoberfläche dadurch vermindern, dass Unebenheiten entstehen und die Kontaktflächen nicht kongruent anliegen. Im Klinikalltag werden kleine Kontaktlücken mit der Verwendung von Gel (Ultraschalldiagnostik, EKG-Elektroden) überwunden. Im Weiteren erhöhen zwischen den Kontaktflächen liegende Haare mit ihrer niedrigen Wärmeleitzahl als zusätzliche Isolierschicht den Gesamt-Wärmewiderstand. Daraus kann eine verminderte Wärmestrahlung und Reduktion der Kerntemperatur-Messgenauigkeit für entsprechende Messpositionen resultieren. Für die Dichte der Körperbehaarung gibt es einerseits starke interindividuelle und geschlechtsabhängige Differenzen, andererseits existieren erhebliche Unterschiede zwischen verschiedenen Körperarealen (Szabo, 1967). Für die Dauer der Temperaturmessung mittels Doppelsensor ist das Vorhandensein einer planen Körperoberfläche am Messort ein positionsspezifisch statischer Einflussfaktor. Dies gilt ebenso für die Behaarungsdichte, wobei sich dieser Faktor a priori beispielsweise mittels Rasur beseitigen lässt.

3) **Umgebungseinflüsse**

Sensorpositions-spezifisch wird die Kerntemperatur-Messgenauigkeit auch durch die Exposition gegenüber Umgebungseinflüssen wie Konvektion und Wärmestrahlung beeinflusst. Erhöhte Konvektion an exponierten Stellen, verursacht beispielsweise durch Luftbewegung, Narkosegase oder Sauerstoffmasken kann zu einem Abkühlen der Haut und damit zu einer Beeinflussung der Kerntemperatur-Messgenauigkeit führen (Kimberger, 2009). Schutz vor Konvektion kann durch Kleidung oder andere Abdeckungen, wie z.B. Helme, gewährleistet werden. Gleiches gilt im Wesentlichen für den externen Einflussfaktor Wärmestrahlung, verursacht beispielsweise durch Sonneneinstrahlung oder Wärmelampen. Für die Dauer der Temperaturmessung mittels Doppelsensor sind die externen Einflussfaktoren Konvektion und Wärmestrahlung variabel.

4) **Anbringung**

Relevant für die Beurteilung der klinischen Anwendbarkeit der Doppelsensoren an spezifischen Sensorpositionen sind die Voraussetzungen für die Sensorbefestigung am Körper. Diese ist eng mit der Anbringungstechnik (kleben, wickeln, Brustband, Helm, etc.)

verbunden und entlang der Dimensionen Bewegungsbeanspruchung (statisches Körperteil/ mobiles Körperteil) und Durchmesser des Körperteils (kleiner Befestigungsumfang/ großer Befestigungsumfang) zu bewerten. Für die Dauer der Temperaturmessung mittels Doppelsensor ist der Einflussfaktor Anbringung statisch.

5) **Zugänglichkeit**

Die Zugänglichkeit von spezifischen Sensorpositionen für Hilfskräfte oder klinisches Personal ist ein weiterer Faktor zur Beurteilung der klinischen Anwendbarkeit. Die Zugänglichkeit ist stark Situations- und Nutzungsabhängig. So sind beispielsweise im klinischen OP-Umfeld oder auf der Intensivstation der Kopf und Oberkörper des Patienten in der Regel gut für das medizinische Personal zu erreichen (Kimberger, 2009). Die Zugänglichkeit ist jedoch abhängig vom jeweiligen Operationsgebiet (Lenhardt, 2003), beispielsweise eignet sich der Kopfbereich nicht bei neurochirurgischen Eingriffen. Bei Berufsgruppen, die umfangreiche Schutzkleidung und Helme tragen, bietet sich eine Anbringung am Kopf unter dem Helm (Feuerwehr, Militär) an (Gunga, 2005) (Moran, 2007). Für die Dauer der Temperaturmessung mittels Doppelsensor ist der Einflussfaktor Zugänglichkeit, unter der Voraussetzung einer gleich bleibenden Situation oder Nutzung, statisch.

6) **Komfort**

Der mit Doppelsensor-Messungen an spezifischen Sensorpositionen in Zusammenhang stehende Komfort oder Diskomfort für Probanden, Patienten oder Nutzer ist ebenfalls ein Faktor zur Beurteilung der klinischen Anwendbarkeit einzelner Messpositionen. Hier gilt es insbesondere die Dimensionen Bewegungseinschränkung/ störender Fremdkörper und Druckempfindlichkeit zu beurteilen. Die Druckempfindlichkeit ist je nach Körperregion, Alter und Geschlecht der Probanden unterschiedlich (Jensen, 1986). Für die Dauer der Temperaturmessung mittels Doppelsensor ist der Einflussfaktor Komfort, unter der Voraussetzung einer gleich bleibenden Situation oder Nutzung, statisch.

4.3.2 Unterschiede in Doppelsensor-Messgenauigkeit und klinischer Nutzbarkeit an sechs verschiedenen Sensorpositionen

Im Folgenden werden die einzelnen Sensorpositionen mit ihren Vor- und Nachteilen, Messergebnissen und vergleichender Literatur diskutiert. Tabelle 4.2 zeigt hierzu eine Übersicht der die Messgenauigkeit und klinische Nutzbarkeit beeinflussenden Faktoren an den jeweiligen Positionen.

	Vertex	Stirn	Mastoid	Sternum	Xiphoid	Abdomen
1) Anatomie						
Fettschichtdicke	+	+	+	+	+	−
Schweißbildung	+	−	−	+/−	+/−	+
Gefäße	+	−	+	+/−	+	+
Pneumatisationsräume	+	−	+	+	+	+
2) Kontakt						
Kongruenz	+	+/−	−	+	−	+
Behaarung	−	+	+	+/−	+/−	+/−
3) Umgebungseinflüsse	+/−	−	+	+	+	+
4) Anbringung	+/−	+	+/−	+	+	+/−
5) Zugänglichkeit	+	+	+/−	+	+	+/−
6) Komfort	+/−	+/−	−	+	+/−	+

Tabelle 4.2: Übersicht positiver und negativer Einflussfaktoren für Doppelsensor-Messgenauigkeit und klinische Nutzbarkeit an sechs spezifischen Sensorpositionen; Legende: (+) Faktor vorteilhaft für positions-spezifische Messgenauigkeit und klinische Nutzbarkeit; (−) Faktor nachteilig für positions-spezifische Messgenauigkeit und klinische Nutzbarkeit; (+/−) Faktor teils vorteilhaft, teils nachteilig für positions-spezifische Messgenauigkeit und klinische Nutzbarkeit

Vertex

Die Sensorposition ‚Vertex' ist im Vergleich zu anderen Messorten charakterisiert durch eine geringe subkutane Fettschichtdicke, geringe lokale Schweißbildung, die Abwesenheit von größeren Gefäßen und Pneumatisationsräumen, eine günstige Oberflächenkongruenz bei ebener oder leicht konvexer Kontaktfläche, sowie insbesondere in perioperativen Situationen, durch eine gute Zugänglichkeit (Kimberger, 2009). All diese Charakteristika können als günstig für die Doppelsensor-Messgenauigkeit bewertet werden.

Demgegenüber stehen Gegebenheiten, die die Messgenauigkeit und klinische Nutzbarkeit negativ beeinflussen können. Zu diesen gehören eine am ‚Vertex' ausgeprägte Behaarung und die Exposition gegenüber Umgebungseinflüssen wie Konvektion. Einigen potentiell die Messgenauigkeit negativ beeinflussenden Anbringungs-Faktoren am Vertex (Kopf als bewegtes Körperteil, ‚Kiefersperre' beim Umwickeln des Kopfes) und Umgebungseinflüssen wie Konvektion kann mit entsprechenden Anbringungshilfsmitteln (Maskenhalterung, Helm) gut begegnet werden (Gunga, 2005), (Schiddel, 2005) (Stapelfeld, 2001). Bei der Bewertung des Komforts/ Diskomforts einer Doppelsensoranbringung an der Position ‚Vertex' ist unangenehmer Druck auf den empfindlichen Kopf als nachteilig zu nennen. Eine lediglich geringfügige Beeinträchtigung durch einen Fremdkörper gilt an der Anbringungsstelle ‚Vertex' als vorteilhaft.

Das höchste Maß an Übereinstimmung mit der Referenzmethode (rektale Messung) konnte in der vorliegenden Studie für die Position ‚Vertex' mit r = 0,84 und SD = 0,36 in Messreihe A bei 14 Messungen an zwei Probanden bei 20 °C Umgebungstemperatur dokumentiert werden. An gleicher Messposition und mit ähnlicher Messaparatur (Sensor-Befestigung mittels Maske/Helm) bei 25 °C Umgebungstemperatur, konnten Gunga et al. an 20 Probanden in Ruhe und bei körperlicher Arbeit gegenüber vergleichenden rektalen

und nasopharyngealen Messungen, mit einer Korrelation von r = 0,94 und SD = 0,33 K, ein etwas höheres Übereinstimmungsmaß dokumentieren (Gunga, 2005). Gunga et al. konnten im Weiteren ebenfalls höhere Übereinstimmungen der Doppelsensormessungen mit der Referenzmethode unter wärmeren Umgebungstemperaturen (40 °C) zeigen. Beides könnte ein Anhaltspunkt dafür sein, dass die diskret geringere Übereinstimmung der Messwerte der vorliegenden Arbeit, in Zusammenhang mit dem temperaturabhängigen Ausmaß peripherer Vasodilatation unter hier kälteren Umgebungstemperaturen, gesehen werden kann. Gleichzeitig unterliegt die Vasomotorik am Kopf jedoch im Vergleich zur restlichen Körperoberfläche nur minimalen Veränderungen (Zhu, 2006), weshalb insgesamt nur moderate Schwankungen des Wärmleitwertes zu erwarten sind (Simon, 1995).

Beim Vergleich der am ‚Vertex' vorliegenden Doppelsensor-Ergebnisse mit der Messgenauigkeit anderer nichtinvasiver Temperaturmessverfahren, zeigt sich mit der von Giuliano beschriebenen oralen Messung für die Standardabweichung zur Referenzmethode (Pulmonalis-Temperatur) Deckungsgleichheit (Giuliano, 2000). Hierbei gilt es festzuhalten, dass die orale Messung unter den in einer Metastudie evaluierten nichtinvasiven Verfahren, das genaueste darstellt (Lawson, 2007).

Das geringste Maß an Übereinstimmung mit der Referenzmethode (r = 0,12; SD = 0,92 °C) wurde für die Position ‚Vertex' in der vorliegenden Arbeit im Rahmen der Messreihe D bei 19 Messungen an 19 Probanden dokumentiert. In dieser Erhebungsreihe ist eine inadäquate Sensorbefestigung mit fehlendem Anpressdruck als für die ausgeprägten Abweichungen ursächlich anzusehen.

Stirn

Die Sensorposition ‚Stirn' ist im Vergleich zu anderen Messorten charakterisiert durch eine geringe subkutane Fettschichtdicke, Abwesenheit von Behaarung (Vorteil gegenüber ‚Vertex'), eine im Zentrum der Stirn günstige Oberflächenkongruenz mit den Sensoren bei ebener oder leicht konvexer Kontaktfläche, günstigen Voraussetzungen zur Doppelsensor-Anbringung, beispielsweise mittels Stirnband, sowie insbesondere in perioperativen Situationen, durch eine gute Zugänglichkeit. All diese Charakteristika können als vorteilhaft für die Doppelsensor-Messgenauigkeit bewertet werden. Demgegenüber stehen Gegebenheiten, die die Messgenauigkeit und klinische Nutzbarkeit negativ beeinflussen können. Zu diesen gehören eine vermehrte Schweißbildung, eine lateral ungünstige Kongruenz mit den Sensoren bei zunehmend konvexer Kontaktfläche sowie eine an der Stirn ausgeprägte Exposition gegenüber Umgebungseinflüssen wie Konvektion. Letzteres lässt sich durch den Einsatz von tief

sitzenden Helmen reduzieren. Besonders wichtig für die Beurteilung der Doppelsensormessgenauigkeit an der Stirn sind stark variierende und damit als negativ zu bewertende anatomische Gegebenheiten. So liegen hier große Gefäße (medial: A., V. supratrochlearis; lateral: A., V. supraorbitalis und Abzweigungen aus A., V. temporalis). Des Weiteren befinden sich hier Pneumatisationsräume (Stirnhöhle), deren Verteilung in Abbildung 4.2 verdeutlicht wird.

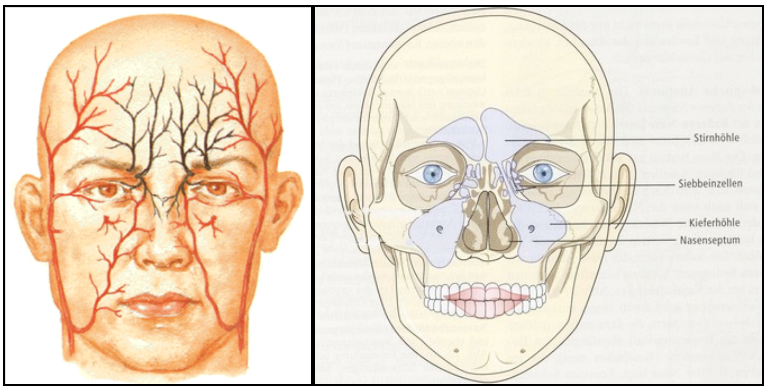


Abbildung 4.2: links: Schematische Übersicht arterielle Versorgung des Gesichtes, schwarz: aus der A. carotis interna, rot: aus der A. carotis externa; aus Frank H. Netter, Atlas der Anatomie des Menschen, 2008; rechts: Schematische Übersicht Pneumatisationsräume am menschlichen Schädelknochen

Bei der Bewertung des Komforts bzw. Diskomforts einer Doppelsensoranbringung an der Position ‚Stirn' sind ein unangenehmer Druck am Kopf sowie eine mittelgradige Beeinträchtigung durch einen Fremdkörper als nachteilig zu nennen.

Die Sensorposition ‚Stirn' wurde in der vorliegenden Arbeit nur unter externer Erwärmung (kalt: r = -0,24; CCC = -0,08; SD = 0,65 °C; warm: r = 0,42; CCC = 0,25; SD = 0,42 °C) bei ausreichendem Anpressdruck mittels verstellbarem, elastischem Stirnband sowie mit einem hierzu nicht vergleichbaren, differenten Studienprotokoll unter interner Erwärmung durch Muskelarbeit evaluiert. Hinsichtlich der Abweichung zur Referenzmethode unterscheiden sich die hier gefundenen Ergebnisse deutlich von Stapelfeld, der mittels Doppelsensormessungen an 20 Probanden an der Position ‚Stirn' eine Standardabweichung zur Referenzmethode (Zero-Heat-Flux-Sensor) von 0,18 °C dokumentieren konnte (Stapelfeld, 2001). Die Ursache für die unterschiedlichen Ergebnisse ist hier weniger in der Anbringung, sondern möglicherweise in anatomischen Unterschieden (Blutgefäße, Pneumatisationsräume) des untersuchten Probanden zu finden. Kimberger konnte an einem Patientenkollektiv (n = 68) perioperativ bzw. auf der Intensivstation mittels Doppelsensor und Anbringung anhand eines elastischen Stirnbands sowie etwas Kontaktgel und einer an das Operationsgebiet angepassten Heizdecke an der Position ‚Stirn' ein deutlich höheres Maß an Übereinstimmung von p_c = 0,93 mit der Referenzmethode (Ösophagustemperatur) als das der vorliegenden

Untersuchungsergebnisse dokumentieren. (Kimberger, 2009). Im Vergleich zu anderen nicht-invasiven Temperaturmessverfahren sind die an der Sensorposition ‚Stirn' gefundenen Werte der vorliegenden Arbeit allenfalls unter externer Erwärmung mit den beschriebenen Werten anderer nicht-invasiver Verfahren vergleichbar (siehe Tab. 1.1).

Mastoid

Die Sensorposition ‚Mastoid' ist im Vergleich zu anderen Messorten charakterisiert durch eine geringe subkutane Fettschichtdicke, die Abwesenheit von größeren Gefäßen und Pneumatisationsräumen, die Abwesenheit von Behaarung sowie eine geringe Exposition gegenüber Umgebungseinflüssen (Konvektion durch Schutz von z.B. Ohrmuschel reduziert). All diese Charakteristika können als günstig für die Doppelsensor-Messgenauigkeit bewertet werden. Das Mastoid ist zwar im perioperativen Kontext grundsätzlich zumeist gut zugänglich, befindet sich jedoch hinter den Ohren am Hinterkopf etwas versteckt, was die klinische Nutzbarkeit einschränken kann. Gleiches gilt für die Sensor-Anbringungsmöglichkeiten, die auf Grund von unterschiedlichen Schädelformen, sowie der Tatsache, dass der Kopf ein bewegtes Körperteil ist, suboptimal sein und damit die Messgenauigkeit negativ beeinflussen können. Ebenfalls ungünstigen Einfluss auf Messgenauigkeit und klinische Nutzbarkeit haben an der Position ‚Mastoid' vermehrte Schweißbildung, potentiell ungenügender Kontakt (anatomisch variable und lokal häufig runde Schädelform) sowie Diskomfort auf Grund von lokalem Druck an einer hierfür empfindlichen Stelle.

An den Sensorpositionen ‚Mastoid rechts' und ‚Mastoid links' konnte in der vorliegenden Studie bei 15 Messungen an zwei Probanden ein hohes Maß an Übereinstimmung der Doppelsensormessung mit der Referenzmethode gezeigt werden (‚Mastoid links': r = 0,91; SD = 0,2 °C; ‚Mastoid rechts': r = 0,87; SD = 0,19 °C). Ähnlich hohe Korrelationen ließen sich jedoch für größere Probandenkollektive in dieser Studie am Messort ‚Mastoid' nicht bestätigen. Andere Autoren beschreiben hingegen hohe Übereinstimmungsmaße bei Messungen am Mastoid auch für größere, allerdings sehr spezifische Patientenkollektive. So konnten Brück et al. bei kutanen Doppelsensor-Messungen am Mastoid von sehr kleinen Frühgeborenen eine hohe Korrelation zur Referenzmethode rektale Temperaturmessung feststellen (Brück, 1994). Interindividuelle anatomische Unterschiede am Mastoid, welche potentiell im frühen Kindesalter noch weniger ausgeprägt sind, bieten eine plausible Erklärung für die differierenden Messgenauigkeiten zwischen kleinen und größeren Probandengruppen. Zusätzlich ist auch die Möglichkeit einer ebenfalls auf anatomischen Differenzen basierenden unzureichenden Sensor-Anbringung bei einem Teil der Probanden in Betracht zu ziehen.

Sternum

Die Sensorposition ‚Sternum' ist im Vergleich zu anderen Messorten charakterisiert durch eine geringe subkutane Fettschichtdicke, die Abwesenheit von Pneumatisationsräumen, eine geringe Exposition gegenüber Umgebungseinflüssen (anatomisch wenig exponiert sowie durch Kleidung/ Bedeckung vor Konvektion zu schützen), günstige Anbringungsvoraussetzungen (z.B. mittels Brustband, wie bereits bei Herzfrequenzmessgeräten etabliert), gute Zugänglichkeit im klinischen Alltag (perioperativ je nach OP-Gebiet zumeist gut erreichbar, Position am Thorax für EKG Elektroden etabliert) sowie ein geringes Maß an Diskomfort (wenig Körperbewegung des Thorax auch unter körperlicher Belastung, geringe Druckempfindlichkeit). Am Sternum ist zudem bei ebener Kontaktfläche eine adäquate Kongruenz mit der Sensorfläche gegeben. Dorsal des Sternums befindet sich in geringer örtlicher Distanz das Herz mit zentralen Blutgefäßen, wo per Definition Kerntemperatur herrscht. Vorteile des Sternums als Messort zur Kerntemperaturerfassung ließen sich in der vorliegenden Studie auch in Form von Infrarotaufnahmen an 20 Probanden visualisieren, wobei das distale Sternum als Areal der höchsten Wärmeabgabe hervor stach (vgl. Abb. 3.8). Alle oben genannten Charakteristika können als günstig für die Doppelsensor-Messgenauigkeit und klinische Anwendbarkeit bewertet werden. Demgegenüber stehen Gegebenheiten, die die Messgenauigkeit und klinische Nutzbarkeit negativ beeinflussen können. Zu diesen gehören eine am ‚Sternum' verstärkte Schweißbildung, eine variabel ausgeprägte Behaarung sowie ein potentielles Vorhandensein von oberflächlichen Venen.

In der vorliegenden Studie konnte an der Sensorposition ‚Sternum' in 15 Doppelsensormessungen an zwei Probanden ein sehr hohes Maß an Übereinstimmung mit der Referenzmethode ($r = 0{,}95$; $SD = 0{,}29$ °C) dokumentiert werden. Bei 20 Messungen an 20 Probanden ließ sich ein ähnlich hohes Maß an Übereinstimmung mit der rektalen Temperaturmessung nicht reproduziert ($r = 0{,}67$; $SD = 0{,}36$ °C), was am ehesten auf anatomische Variabilität zwischen den Probanden zurückzuführen ist. Nichtsdestotrotz liegen auch die am größeren Kollektiv gefundenen Werte, im Vergleich zur Messgenauigkeit anderer etablierter nichtinvasiver Temperaturmessverfahren, in einem günstigen Bereich (siehe Tab. 1.1).

Xiphoid

Die Sensorposition ‚Xiphoid' ist wie die Position ‚Sternum' im Vergleich zu anderen Messorten charakterisiert durch eine geringe subkutane Fettschichtdicke, die Abwesenheit von Pneumatisationsräumen, eine geringe Exposition gegenüber Umgebungseinflüssen, günstige Anbringungsvoraussetzungen z.B. mittels Brustband

sowie eine gute Zugänglichkeit im klinischen Alltag. Zusätzlich fehlen am ‚Xiphoid' zumeist oberflächlich verlaufende Blutgefäße. All diese Charakteristika können als günstig für die Doppelsensor-Messgenauigkeit und klinische Anwendbarkeit bewertet werden. Vorschläge zur Integration eines Doppelsensors in regulär hier angebrachte Brustbänder von Herzfrequenzmessern zur kontinuierlichen Berechnung des PSI (Physiological Strain Index) einem wichtigen Diagnostik-Parameter im Leistungssport, belegen die bereits etablierte klinische Bedeutung dieser Sensorposition weiter. Demgegenüber stehen Gegebenheiten, die die Messgenauigkeit und klinische Nutzbarkeit negativ beeinflussen können. Zu diesen gehören eine am ‚Xiphoid' verstärkte Schweißbildung, eine variabel ausgeprägte Behaarung sowie eine suboptimale Kongruenz mit Sensoren bei häufig unebener unterliegender knöcherner Kontaktfläche. Die im Rahmen der vorliegenden Arbeit an 20 Probanden durchgeführten Temperaturmessungen an der Sensorposition ‚Xiphoid' erbrachten ein geringes Maß Übereinstimmung mit der rektalen Temperaturerhebung (r = 0,5; SD 0,36 °C). Die gefundene Standardabweichung liegt mit 0,36 °C jedoch auch hier im Bereich klinisch etablierter nichtinvasiver Verfahren (vgl. Tab. 1.1).

Abdomen

Die Sensorposition ‚Abdomen' ist im Vergleich zu anderen Messorten charakterisiert durch eine geringe lokale Schweißbildung, die Abwesenheit von größeren Gefäßen und Pneumatisationsräumen, eine besonders gute Oberflächenkongruenz mit dem Sensor bei ebener und durch das subkutane Fettgewebe sich anpassender Kontaktfläche, ein niedriges Maß an positionsspezifischem Diskomfort sowie durch eine geringe Exposition gegenüber Umgebungseinflüssen (durch Kleidung/ Bedeckung vor Konvektion zu schützen). Auch die geringe örtliche Distanz zur stark durchbluteten Leber ist für eine genaue Erfassung der Wärmestrahlung als vorteilhaft zu beurteilen. Alle oben genannten Charakteristika können als günstig für die Doppelsensor-Messgenauigkeit bewertet werden. Demgegenüber stehen Gegebenheiten, die die Messgenauigkeit und klinische Nutzbarkeit negativ beeinflussen können. Zu diesen gehören eine am ‚Abdomen' potentiell mittelgradig ausgeprägte Behaarung sowie eine ggf. herausfordernde Anbringung (Umwickeln des Bauches bei schlankem Körperbau gut realisierbar, bei Adipositas erschwert). Die Zugänglichkeit zum Abdomen kann bei Trägern von Schutzkleidung eingeschränkt, perioperativ, insbesondere bei Bauchoperationen sogar nicht realisierbar sein. Wichtigstes Charakterisierungsmerkmal der Position ‚Abdomen' ist jedoch die hier stark ausgeprägte subkutane Fettschicht, welche als negativer

Einflussfaktor auf Doppelsensor Messgenauigkeit und klinische Nutzbarkeit angesehen werden muss.

In der vorliegenden Studie zeigte sich an der Messposition ‚Abdomen' bei kleinem (n = 2; r = 0,66; SD = 0,34 °C) und größerem Probandenkollektiv (n = 19; r = 0,46; SD = 0,52 °C) eine mittlere Korrelation zur Referenzmethode. Demgegenüber stehen Ergebnisse von Fritzen, die bei Knopfsensor-Messungen am ‚Abdomen' von 80 Früh- und Neugeborenen eine sehr starke Korrelation zur Referenzmethode (rektale Körpertemperaturmessung) feststellte (r = 0,91; SD = 0,15 °C) (Fritzen, 2002). Die beschriebenen Differenzen zwischen der vorliegenden Arbeit und den Untersuchungen von Fritzen sind gegebenenfalls durch unzureichenden Anpressdruck bzw. Probleme in der Sensoranbringung in der erstgenannten Messreihe wie auch durch Unterschiede im Studiendesign zu erklären.

4.3.3 Zusammenfassung Vergleich verschiedener Doppelsensoren und Sensorpositionen

Von den im Rahmen der vorliegenden Arbeit untersuchten Doppelsensoren konnte mittels Schaumstoffsensor eine höhere Messgenauigkeit dokumentiert werden, während beim Knopf-Sensor teilweise Schwierigkeiten hinsichtlich der Anbringung auffielen.

Positionsbezogen zeigte sich in der vorliegenden Studie an den Messorten ‚Vertex' und ‚Sternum' das höchste Maß an Messgenauigkeit, je nach Verwendungssituation überzeugten beide Positionen auch hinsichtlich der klinischen Anwendbarkeit. Dieses Ergebnis deckt sich gut mit den Befunden anderer Autoren, die im Rahmen von Doppelsensor-Temperaturmessungen ebenfalls hohe Messgenauigkeiten an den Sensorpositionen ‚Stirn' und ‚Vertex' dokumentierten, die auch quantitativ mit den hiesigen in Einklang zu bringen sind oder diese sogar übersteigen (Klotzbach, 2002), (Stapelfeld, 2001) (Gunga, 2005).

Die Messergebnisse mit dem geringsten Maß an Übereinstimmung mit der Referenzmethode fanden sich in der vorliegenden Arbeit an der Sensorposition ‚Xiphoid', welche vor diesem Hintergrund und bei zusätzlichen Mängeln in der klinischen Nutzbarkeit nicht als erste Wahl für weitere Studien oder eine spätere klinische Implementierung empfohlen werden kann.

Insgesamt muss festgehalten werden, dass trotz der dokumentierten Messgenauigkeits-Einschränkungen an einzelnen Positionen und insbesondere bei größeren Kollektiven die in der vorliegenden Arbeit gefundenen Abweichungen zur Referenzmethode zumeist geringer als bei anderen etablierten nicht-invasiven Temperaturmessverfahren bzw. vergleichbar mit diesen sind.

4.4 Einfluss der Fettschichtdicke auf die Exaktheit der Doppelsensormessungen

Der Grundannahme folgend, dass zunehmendes subkutanes Fett mit vergleichsweise hohem Wärmewiderstand zu einem Absinken der mittels Doppelsensor gemessenen Wärmestrahlung und damit zu einem größeren Offset zur Referenzmethode führt, wäre eine positive Korrelation zwischen jenen Werten (Fettschichtdicke und Offset) zu erwarten (Duck, 1990). Detailliert betrachtet, handelt es sich hierbei um eine zunehmende Differenz zwischen der für den Doppelsensor verwendeten empirisch erhobenen Wärmekonstante und der tatsächlichen mittleren Gewebeleitzahl. Bei in der vorliegenden Studie durchgeführter Untersuchung des Abhängigkeitsmaßes zwischen der sonographisch gemessenen Fettschichtdicke am Abdomen und der mittels Doppelsensor an dieser Position erhobenen Temperatur-Abweichung zur Referenzmethode (rektale Temperaturmessung), wurde hier jedoch nur eine schwach-inverse Korrelation von r = -0,30 dokumentiert (vgl. Abb. 3.11). Dies bedeutet, dass in den vorliegenden Ergebnissen keine Hinweise darauf bestehen, dass am Abdomen die Mess-Exaktheit direkt von der Fettschichtdicke abhängt.

Als ursächlich für dieses nicht dem allgemeinen Verständnis folgenden Ergebnis, ist ein inadäquater Kontakt bei schlechter Anbringung des Sensors am Abdomen zu sehen. Zusätzlich zu Herausforderungen bei der Anbringung sind die anatomischen Voraussetzungen am Abdomen für eine hohe Messgenauigkeit nicht optimal, was sich auch innerhalb von Messreihe A bei nun günstigerem Sensorkontakt erneut widerspiegelte. Die grundsätzliche Beobachtung eingeschränkter Wärmestrahlung und damit verminderter Doppelsensor-Messgenauigkeit an Orten mit großem Anteil an subkutanem Fett deckt sich jedoch mit den Berichten anderer Autoren (Simon, 1995).

4.5 Doppelsensor-Messgenauigkeit unter Einfluss von externer Erwärmung

In Anlehnung an die unter 4.3.1 vorgestellten Überlegungen kann Gewebeerwärmung, unter anderem über den Mechanismus der peripheren Vasodilatation mit sukzessiver Verringerung der Isolationseigenschaft der Körperschale (Johnson, 2010), zu einer verbesserten Temperatur-Messgenauigkeit bei kutanen Doppelsensorverfahren führen. Dieser Umstand wurde in der Vergangenheit für kutane Temperaturmessverfahren von verschiedenen Autoren wiederholt bestätigt (Gunga, 2005) (Schiddel, 2005). Eine solche Gewebeerwärmung mit begleitender Veränderung der Mikrozirkulation kann

beispielsweise durch Auflegen von Heizdecken erfolgen (Buggy, 1994). Huch et al. beschrieben in diesem Zusammenhang in ihren Untersuchungen eine maximale Vasodilatation bei einer Heizdeckentemperatur von 44 °C (Huch, 1981). Die Nutzung von Heizdecken perioperativ ist klinisch gut etabliert und wird auch von anderen Autoren bei kutanen Temperaturerhebungen mittels Doppelsensoren am Kopf eingesetzt (Kimberger, 2009).

In der vorliegenden Studie konnte nach externer Erwärmung mittels Heizdecke an der Position ‚Sternum' im Vergleich zum kalten Zustand eine im Mittel um 0,22 °C geringere Abweichung von der rektalen Referenzmessung festgestellt werden. Dieser Unterschied war hoch signifikant ($p = 0{,}002$). Im Gegensatz dazu fand sich jedoch für die begleitend erhobenen Messorte am Kopf (‚Vertex' und ‚Stirn') kein signifikanter Unterschied der mittleren Abweichungen zur Referenzmethode beim Vergleich zwischen kalten und warmen Messbedingungen.

Im Rahmen des gewählten Testsettings bezog die Abdeckung der Probanden mittels Heizdecke die Extremitäten und den gesamten Körperstamm bis zum Hals mit ein, der Kopf wurde jedoch wie klinisch üblich ausgespart. Der verwendete Sensor an der Position ‚Sternum' lag demzufolge innerhalb der ‚Erwärmungszone' während die Sensoren am ‚Vertex' und an der ‚Stirn' nicht eingeschlossen waren. Geht man nun davon aus, dass die Heizdecken vermittelten Erwärmungseffekte, über den Zeitraum der Messung gesehen, zunächst lokale/äußere Gewebsschichten und noch nicht deutlich die Kerntemperatur betreffen, so ist der gefundene Zusammenhang plausibel und mit der Literatur vereinbar.

4.6 Doppelsensor-Messgenauigkeit unter Einfluss von interner Erwärmung (körperliche Aktivität), bei Verwendung von Kontaktgel und in Abhängigkeit der Kopfbehaarung

Wie auch bereits die Ausführungen der Abschnitte 4.4 bis 4.6 dient die folgende Diskussion der Ergebnisse aus Messreihe F dazu, Differenzen bei sich von der ‚Normalsituation' (Erhebung an inaktiven Erwachsenen bei Raumtemperatur) unterscheidenden Messbedingungen vorzustellen. Im Weiteren gilt es auch zusätzliche spezifische Einflussfaktoren, welche direkten Einfluss auf die Messgenauigkeit des Doppelsensor-Messverfahrens haben können, weiter zu detaillieren.

Doppelsensor-Messgenauigkeit unter Einfluss von interner Erwärmung

Körperliche Aktivität führt bei entsprechendem Belastungsniveau, insbesondere durch in der Muskulatur frei werdende Wärmeenergie und gesteigerte Stoffwechselprozesse, zu einem Anstieg der Körperkerntemperatur. Dieser physiologische Prozess des Temperaturanstieges über das ‚normale' Maß hinaus wird als Arbeitshyperthermie bezeichnet. Als Folge treten thermoregulatorische Maßnahmen wie periphere Vasodilatation auf (Charkoudian, 2003), die Hautdurchblutung steigt an und die Isolationseigenschaft der Körperschale verringert sich (Johnson, 2010). Im Vergleich zu kutanen Temperaturmessungen in Ruhe, existieren unter körperlicher Aktivität jedoch auch Besonderheiten bezüglich der Doppelsensor-Messgenauigkeit. So stellt die deutlich gesteigerte Schweißbildung gleichsam einen potentiell positiven wie negativen Einfluss auf die Messgenauigkeit dar. Einerseits kann der Kontakt und die Wärmeleitfähigkeit gebessert sein (Charkoudian, 2003), andererseits stellt starkes Schwitzen zusammen mit ausgeprägter körperlicher Bewegung große Herausforderungen an die Sensorbefestigung, da bei verminderter Reibungskonstante ein Verrutschen des Sensors wahrscheinlicher wird.

Einen weiteren potentiell negativen Einfluss auf die Doppelsensor-Messgenauigkeit unter Belastung hat Konvektion, da die Wärmeabgabe des menschlichen Körpers an die Umgebung eine konvektive Luftströmung verursacht, welche durch Bewegung unter körperlicher Arbeit, beispielsweise auf dem Fahrradergometer, zusätzlich ansteigt (Simon, 1995). Auch eine unter körperlicher Arbeit verstärkte Atmung kann konvektive Strömungen im Gesichtsbereich steigern und hierdurch die Hauttemperatur im Gesicht abkühlen. Diese hochfrequenten Schwankungen der Oberflächentemperatur, welche bis zu 0,5 °C ausmachen, konnte Schiddel mit Hilfe einer Infrarotkamera festhalten (Schiddel, 2005).

Die in der vorliegenden Studie unter körperlicher Aktivität erhaltenen Doppelsensor-Ergebnisse lassen in ihrem Kurvenverlauf an allen Positionen eine klare Assoziation zur physiologischen aktivitätsbezogenen Körperkerntemperaturerhöhung erkennen (Kenefick, 2007). Es kann also festgehalten werden, dass die verwendeten Doppelsensoren grundsätzlich in der Lage sind, aktivitätsvermittelte Temperaturerhöhungen abzubilden. Die geringste mittlere Standardabweichung (Streuung der Doppelsensor-Ergebnisse zwischen den 20 Probanden) fand sich beim Sensorpositionsvergleich unter Belastung am Messort ‚Vertex'. In Kenntnis der bei körperlicher Aktivität potentiell die Messgenauigkeit reduzierenden Einflussfaktoren (Konvektion/Befestigung bei starkem Schwitzen) ist dieses Ergebnis dahingehend zu erklären, dass hier am ‚Vertex',

beispielsweise mittels Schallschutzkopfhörer, den Herausforderungen adäquat begegnet werden konnte.

Doppelsensormessgenauigkeit unter Verwendung von Kontaktgel

Den theoretischen Überlegungen unter 4.3.1 folgend kann die Verwendung von Kontaktgel, bei Temperaturerhebungen mittels kutanem Doppelsensor, zu einem verbesserten Kontakt und folglich zu einer höheren Messgenauigkeit führen. Dies deckt sich mit den Aussagen von Charkoudian, dass Gel die Eigenschaft besitzt, Kontaktlücken zwischen Hautoberfläche und Sensor zu schließen und folglich eine bessere Leitfähigkeit zu gewährleisten (Charkoudian, 2003). Vor diesem Hintergrund findet Kontaktgel bei Doppelsensor-Messungen anderer Autoren zunehmend Verwendung (Kimberger, 2009). Da sich parallel zu den Aussagen über Wärmestrahlung auch elektrische Signale bei Verwendung von Kontaktgel genauer von der Haut ableiten lassen, sind gelhaltige EKG-Elektroden seit langem klinisch etabliert. Der in der vorliegenden Arbeit durchgeführte Vergleich der Doppelsensor-Messgenauigkeit an der Sensorposition 'Stirn' mit und ohne Verwendung von Kontaktgel erbrachte in der Testsituation mit Kontaktgelnutzung ebenfalls eine stärkere Korrelation zur Referenzmethode sowie eine um 0,19 °C kleinere mittlere Standardabweichung (ohne Gel: SD = 0,83 °C, r = 0,52; mit Gel: SD = 0,64 °C, r = 0,75) als in der Situation ohne Verwendung von Gel. Die gefundenen Zusammenhänge decken sich also mit der Literatur und stützen die These, dass bei zukünftigen Temperaturerhebungen mittels kutanen Doppelsensoren die Verwendung von Kontaktgel empfohlen werden kann.

Doppelsensor-Messgenauigkeit bei unterschiedlich starker Kopfbehaarung

Kopfbehaarung kann, der Theorie unter 4.3.1 folgend, auf Grund eines reduzierten Kontaktes zwischen Haut und Sensor, sowie der isolierenden Eigenschaften von Haaren, einen negativen Einfluss auf die Doppelsensor-Messgenauigkeit haben. Auch Wärmekameraaufnahmen vom behaarten Kopf stützen die These, dass Behaarung die Wärmestrahlung lokal vermindert (Schiddel, 2005). Hiermit in Einklang ließ sich in der vorliegenden Arbeit für den Disc-Sensor bei zunehmender Kopfhaardichte eine größere Streuung der Temperaturabweichung vom ‚Soll' beobachten. Bei separater Analyse der Schaumstoffsensor-Ergebnisse zeigten sich jedoch keine wesentlichen Unterschiede in der Messwertstreuung (Temperaturabweichung vom ‚Soll') bei Probanden unterschiedlich starker Kopfbehaarung. Der sich unterscheidende Einfluss von Behaarung auf die Messgenauigkeit der beiden Sensortypen, ist am ehesten auf deren strukturellen Aufbau zurückzuführen, bleibt jedoch in der vorliegenden Arbeit letztlich ungeklärt.

4.7 Vergleich mit Ergebnissen der Temperatur-Doppelsensor Messungen bei Frühgeborenen

In ihren Doppelsensor-Messungen an 80 Neonaten im Inkubator konnte Fritzen eine sehr starke Korrelation zur Referenzmethode (rektale Temperaturmessung) bei begleitend geringen Standardabweichungen sowohl für die Sensorposition ‚Stirn' (r = 0,9; SD = 0,2 °C) als auch für den Anbringungsort ‚Abdomen' (r = 0,91; SD = 0,15 °C) dokumentieren (Fritzen, 2002). Dem gegenüber stehen die Ergebnisse der vorliegenden Arbeit, wo für die Position ‚Stirn' eine mittlere Korrelation (r = 0,42; SD = 0,42 °C), die Positionen ‚Abdomen' bei kleinem Kollektiv (n = 2) eine starke Korrelation (r = 0,66; SD= 0,34 °C) und am ‚Abdomen' bei größerem Kollektiv (n = 19) eine mittlere Korrelation (r = 0,46; SD = 0,52 °C) erhoben wurde. Eine ähnlich starke Korrelation zur Referenzmethode wie bei Fritzen konnte in der vorliegenden Arbeit nur an der Position ‚Mastoid' bei Messungen an zwei Probanden, nicht jedoch für ein größeres Kollektiv dokumentiert werden.

Bei der Durchführung von Körperkerntemperatur-Messungen mittels kutanen Doppelsensoren existieren wesentliche Unterschiede zwischen der Erhebung an Erwachsenen und an Neonaten. Diese Unterschiede liegen insbesondere im Bereich differenter Umgebungsbedingungen (Neonaten meist im Inkubator) wie auch in unterschiedlichen anatomischen Voraussetzungen (Simbruner, 2005). Auf relevante Unterschiede soll im Folgenden eingegangen werden, um die am jeweiligen Kollektiv erhobenen Ergebnisse hinsichtlich der Messgenauigkeit besser einordnen zu können.

Bei Frühgeborenen sind die thermoregulatorischen Fähigkeiten nicht voll ausgereift und der Energiestoffwechsel ist in seiner Leistung noch stark eingeschränkt (Hey, 1969). Des Weiteren besitzen Frühgeborene eine geringe Wärmeisolation auf Grund einer dünnen Körperschale, eines dünnen Fettpolsters sowie eines ungünstigen Verhältnis von Körperoberfläche zu Körpervolumen (Sessler, 1991). Aus den genannten Gründen sind Frühgeborene auf eine künstliche, externe Wärmezufuhr angewiesen (Frankenberger, 1991), welche mittels Wärmetherapiegeräten (Inkubatoren) mit eng regulierbarer Umgebungstemperatur und Luftfeuchtigkeit sichergestellt werden kann.

Bei der Mehrzahl der heute verwendeten Inkubatoren wird dem Frühgeborenen Wärme in Form von Konvektion zugeführt, während die offenen Pflegeeinheiten Wärme in Form von Strahlung abgeben. Zusätzlich wird bei ersteren die Inkubatorluft angefeuchtet. Das feucht-warme und vor weiteren externen Faktoren geschützte Klima bietet dem Frühgeborenen, aber auch für die Doppelsensor-Messung, ein konstantes Umfeld. Im Weiteren gilt auch der bei Neonaten im Vergleich zu Erwachsenen geringere Kern-Oberflächentemperatur-Gradient, welcher aus einem relativen Mangel an Thermoisolation

durch Körperfett resultiert (Mayfield, 1984), als Doppelsensor-Messgenauigkeit positiv beeinflussender Faktor.

Zusammenfassend ergeben sich aus dem von Fritzen gewählten Probandenkollektiv (Frühgeborene mit günstigen anatomischen Gegebenheiten) und den damit verbundenen Test-Bedingungen (Inkubator mit konstantem Temperaturumfeld) im Vergleich zu Messungen an Erwachsenen die Messgenauigkeit positiv beeinflussende Voraussetzungen, welche die gefundenen Unterschiede, zwischen Fritzen und der vorliegenden Studie, plausibel machen.

5 ZUSAMMENFASSUNG

Abweichungen von der physiologischen Körperkerntemperatur können für den menschlichen Organismus eine Belastung darstellen und mit schweren gesundheitlichen Folgen einhergehen. Im klinischen Alltag ist daher die genaue Überwachung der Körperkerntemperatur essentiell. Hinsichtlich Messgenauigkeit und klinischer Nutzbarkeit überzeugende nichtinvasive Verfahren existieren jedoch gegenwärtig nicht.

Vor diesem Hintergrund galt es, in der vorliegenden Studie, ein von der Dräger AG & Co. KGaA entwickeltes, nichtinvasives Temperaturmessverfahren mit kutanem Doppelsensor, weiter an Erwachsenen zu evaluieren. Hierbei sollte insbesondere den Fragen nachgegangen werden, welche Unterschiede zwischen verschiedenen Doppelsensortypen bestehen und an welchen Messpositionen des menschlichen Körpers ein hohes Maß an Messgenauigkeit bei guter klinischer Nutzbarkeit dokumentiert werden kann. Ebenfalls sollte im Rahmen der vorliegenden Studie untersucht werden, welchen Einfluss die subkutane Fettschichtdicke, interne und externe Erwärmung, Behaarung sowie die Verwendung von Kontaktgel auf Doppelsensor-Messgenauigkeit und klinische Anwendbarkeit des Verfahrens haben. Hierzu wurden in sechs Messreihen, an insgesamt 60 Probanden und an 8 verschiedenen Sensorpositionen Körperkerntemperatur-Werte mittels Doppelsensoren erfasst und zur Referenzmethode, der rektalen Temperatur, in Beziehung gesetzt.

Das höchste Maß an Messgenauigkeit konnte hierbei für einen Schaumstoffsensor dokumentiert werden, wobei sich in der vorliegenden Studie positionsbezogen an den Messorten ‚Vertex' und ‚Sternum' das höchste Maß an Übereinstimmung mit der Referenzmethode zeigen ließ. Beide Positionen überzeugten auch weitestgehend hinsichtlich der klinischen Anwendbarkeit. Die Ergebnisse der vorliegenden Arbeit lieferten keine Hinweise darauf, dass die Temperatur-Messgenauigkeit am Abdomen direkt von der Fettschichtdicke abhängt. Nach externer Erwärmung mittels Heizdecke an der Position ‚Sternum', wurde im Vergleich zum kalten Zustand, eine hoch signifikant geringere Abweichung von der rektalen Referenzmessung festgestellt. Bei Erhebungen während aktivitätsvermittelter interner Erwärmung zeigte sich, dass die verwendeten Doppelsensoren in der Lage sind, auch unter körperlicher Belastung Temperaturerhöhungen ohne wesentliche Verzögerung abzubilden. Die geringste mittlere Standardabweichung zwischen den untersuchten Probanden ließ sich für diese Testsituation am Messort ‚Vertex' feststellen. Die Verwendung von Kontaktgel erbrachte an der ‚Stirn' eine stärkere Korrelation zur Referenzmethode, während ein

Zusammenhang zwischen zunehmender Haardichte und abnehmender Messgenauigkeit, nur beim Disc-Sensor auffiel.

Die an verschiedenen Messpositionen gefundenen Differenzen in Messgenauigkeit und klinischer Nutzbarkeit lassen sich im Wesentlichen durch Unterschiede in den am jeweiligen Messort vorherrschenden Umgebungsbedingungen erklären, die ihrerseits einen großen Einfluss auf die lokale Wärmestrahlung sowie die Qualität des Kontaktes zwischen Haut- und Sensoroberfläche haben. Die in diesem Zusammenhang zur Bewertung einer Sensorposition bedeutenden Einflussgrößen sind die anatomischen Voraussetzungen, der Kontakt, die Umgebungseinflüsse, die Anbringung, die Zugänglichkeit sowie der Komfort. Auch die auf Doppelsensor Messgenauigkeit und klinische Nutzbarkeit bei Erwachsenen mehr oder weniger förderlich wirkenden Einflussfaktoren Behaarung, Fettschichtdicke und Verwendung von Kontaktgel, können gut über die jeweilig isolierenden oder wärmeleitenden Eigenschaften dieser Faktoren erklärt werden.

Die in der vorliegenden Arbeit gefundenen Abweichungen zur Referenzmethode sind in Einklang mit oder geringer als bei anderen etablierten nicht-invasiven Temperaturmessverfahren. Im Umkehrschluss kann formuliert werden, dass zur Zeit kein anderes nicht-invasives, kontinuierliches Messverfahren existiert, welches der beschriebenen Doppelsensormethode bezüglich Messgenauigkeit und klinischer Nutzbarkeit überlegen ist. Trotzalledem bleiben viele Zusammenhänge im Bereich der kutanen Temperaturmessung mittels Doppelsensor ungeklärt, so dass ein Bedarf an weiterer Forschungstätigkeit in diesem Bereich fortbesteht.

6 QUELLENVERZEICHNIS

Amoateng-Adjepong Y, Del Mundo J, Manthous CA. Accuracy of an infrared tympanic thermometer. Chest 1999;115:1002-5.

Anagnostakis D, Matsaniotis N, Grafakos S, Sarafidou E. Rectal-axillary temperature difference in febrile and afebrile infants and children. Clin Pediatr (Phila) 1993;32:268-72.

Aschoff H. Circadian rhythm of activity and of body temperature: Physiological and behavioral temperature regulation; 905- 919, Thomas, Springfield; 1979.

Aschoff J, Günther B, Kramer K. Energiehaushalt und Temperaturregulation. München: Urban und Schwarzenberg; 1971.

Bagger H. Body temperature measurement. Rectal-oral?. Laeger 1990;152:607-9.

Balasubramaniam TA. Thermal conductivity and thermal diffusivity of biomaterials: A simultaneous measurement technique. J. Biomech. Engr.99,148-154, 1977.

Baraff LJ, Bass JW, Fleisher GR, et al. Practice guideline for the management of infants and children 0 to 36 months of age with fever without source. Agency for Health Care Policy and Research. Ann Emerg Med 1993;22:1198-210.

Barnason S, Williams J, Proehl J et al. Non-invasive Temperature Measurement in the Emergency Department (Emergency Nursing Resource), Emergency Nurses Association (ENA), Dec 2011.

Batra P, Saha A. Thermometry in children. J Emerg Trauma Shock. 2012 Jul; 5(3):246-9.

Beard RM, Fever and hyperthermia: learn to beat the heat. Nursing 2008;38:28-31.

Bernard SA, Buist M. Induced hypothermia in critical care medicine: a review. Crit Care Med 2003;31:2041-51.

Bland JM, Altman DG. Statistical methods for assessing agreement between two methods of clinical measurement. Lancet 1986;1:307-10.

Bland JM, Altman DG. Measuring agreement in method comparison studies. Stat Methods Med Res 1999;8:135-60.

Bledsoe BE, Hertelendy A, Romig LE. Disorders of temperature regulation: prehospital implications. JEMS 2003; 28:36-50.

Bone ME, Feneck RO. Bladder temperature as an estimate of body temperature during cardiopulmonary bypass. Anaesthesia 1988;43:181-5.

Bräuer A, Weyland W, Fritz U, Schuhmann MU, Schmidt JH, Braun U. Determination of core body temperature. A comparison of esophageal, bladder, and rectal temperature during postoperative rewarming. Anaesthesist 1997;46:683-8.

Bräuer A, Martin J-D, Schuhmann MU, Braun U, Weyland W. Genauigkeit der Blasentemperaturmessung bei intraabdominellen Eingriffen. Anästhesiol Intensivmed Notfallmed Schmerzther 2000; 35: 435-439.

Brück H. Beobachtungen des Verhaltens der Körpertemperatur von sehr kleinen Frühgeborenen während der ersten Lebenswoche unter Intensivbehandlung, Matress temperature, Messungen am Mastoid. Dissertation, Heinrich-Heine-Universität, Düsseldorf; 1994.

Brück H, Püschner, P.A. Thermomonitoring. Drägerwerk AG, Lübeck, 1995.

Brück K. Neonatal Thermal Regulation, Fetal and neonatal physiology, 1992; 2:488-515.

Buggy D, Hughes N. Pre-emptive use of space blanket reduces shivering after general anaesthesia. British Journal of Anaesthesia 1994;72: 393-396.

Bussmann O. Modell der Thermoregulation des Früh- und Neugeborenen unter Einbeziehung der thermischen Reife, Dissertation, Medizinische Universität Lübeck; 2000.

Byrne C, Lim CL. The ingestible telemetric body core temperature sensor: a review of validity and exercise applications. Br J Sports Med 2007;41:126-33.

Calonder EM, Sendelbach S, Hodges JS et al. Temperature measurement in patients undergoing colorectal surgery and gynecology surgery: a comparison of esophageal core, temporal artery and oral methods. J Perianesth Nurs. 2010 Apr;25(2):71-8.

Cattaneo CG Frank SM, Hesel TW, et al. The accuracy and precision of body temperature monitoring methods during regional and general anesthesia. Anesth Analg 2000:938-45.

Charkoudian N. Skin blood flow in adult human thermoregulation: how it works, when it does not, and why. Mayo Clin Proc 2003;78:603-12.

Charkoudian N. Mechanisms and modifiers of reflex induced cutaneous vasodilatation and vasoconstriction in humans. J Appl Physiol May 2010.

Chato JC. Fundamentals of bioheat transfer. In Thermal Dosimetry and Treatment Planning, M Gautherie, ed., Springer-Verlag, New York, 1990, p. 51.

Childs C, Harrison R, Hodkinson C. Tympanic membrane temperature as a measure of core temperature. Arch Dis Child 1999;80:262-6.

Clark RP, Edholm OG. Man and his thermal environment. London; 1985.

Cohen ML. Measurement of the thermal properties of human skin. A review. J. Invest. Dermatol. 1977; 69, 33-338.

Cooper TE and Trezek GJ. Correlation of thermal properties of some human tissue with water content. Aerospace Med. 42, 24-27, 1971.

Cork RC, Vaughan RW, Humphrey LS. Precision and accuracy of intraoperative temperature monitoring. Anesth Analg 1983;62: 211-214.

COSHH. Management of health and safety at work regulations. www.nhsestatesgov.uk 1999.

Craig JV, Lancaster GA, Taylor S, Williamson PR. Infrared ear thermometry compared with rectal thermometry in children: a systematic review. Lancet 2002;360:603-9.

Cranston WI, Gerbrandy J, Snell S. Oral, rectal and oesophageal temperatures and some factors affecting them in man. J Physiol 1954;126: 347-358.

Damm F, Döring G, Hildebrandt G. Untersuchungen über den Tagesgang von Hautdurchblutung und Hauttemperatur unter besonderer Berücksichtigung der physikalischen Temperaturregulation. Phys Med Reh 1974;15:1-5.

Darby JM, Group THaCAS. Mild therapeutic hypothermia to improve the neurologic outcome after cardiac arrest. N Engl J Med 2002;346:549-56.

Dinarello CA. Thermoregulation and the pathogenesis of fever. Infect Dis Clin North Am 1996;10:433-49.

Dollberg S, Rimon A, Atherton HD, Hoath SB. Continuous measurement of core body temperature in preterm infants. Am J Perinatol 2000;17:257-64.

DrägerwerkAG. T/U Messbox Software VD (Erweiterung für Doppelsensor), Bedienungsanleitung.

Duck FA. Physical properties of tissue. Mammals Academic Press 1990.

Elbel ER, Mikols WJ. The effects of passive or active warm-up upon certain physiological measures. Int Z Angew Physiol 1972;31:41-52.

Erickson RS, Kirklin SK. Comparison of ear-based, bladder, oral and axillary methods for core temperature measurement. Crit Care Med. 1993;21(10):1528-1534.

Erickson RS, Woo TM. Accuracy of infrared ear thermometry and traditional temperature methods in young children. Heart Lung 1994;23:181-95.

Falk B. Effects of thermal stress during rest and exercise in the paediatric population. Sports Med 1998;25:221-40.

Fawcett J. The accuracy and reliability of the tympanic membrane thermometer. A literature review. Emerg Nurse 2001;8:13-7.

Finteis T. Stressbelastung von Atemschutzgeräteträgern bei der Einsatzsimulation im Feuerwehr-Übungshaus Bruchsal., STATT-Studie 2002.

Fox RH, Solman AJ. A new technique for monitoring the deep body temperature in man from the intact skin surface. J Physiol 1971;212:8P-10P.

Frankenberger H, Güthe A. Inkubatoren: Verlag TÜV Rheinland; 1991.

Freed GL. Lack of agreement of tympanic membrane temperature assessments with conventional methods in a private practice setting. Pediatrics 1992;89:384-6.

Fritz U, Rohrberg M, Lange C, Weyland W, Brauer A, Braun U. Infrared temperature measurement in the ear canal with the DIATEK 9000 Instatemp and the DIATEK 9000 Thermoguide. Comparison with methods of temperature measurement in other body parts. Anaesthesist 1996;45:1059-66.

Fritzen BM. Validation of a new cutaneous temperature sensor for the calculation of body core temperature. Presentation GNPI Mainz; 2002.

Gallagher D, Heymsfield SB, Heo M, Jebb SA, Murgatroyd PR, Sakamoto Y. Healthy percentage body fat ranges: an approach for developing guidelines based on body mass index. Am J Clin Nutr 2000 Sep;72(3):694-701.

Gant N, Atkinson G, Williams C. The validity and reliability of intestinal temperature during intermittent running. Med Sci Sports Exerc 2006;38:1926-31.

Geratherm®, 8022 DT, Gebrauchsanweisung.

Giuliano KK, Scott SS, Elliot S, Giuliano AJ. Temperature measurement in critically ill orally intubated adults: a comparison of pulmonary artery core, tympanic, and oral methods. Crit Care Med 1999;27:2188-93.

Giuliano KK, Giuliano AJ, Scott SS, et al. Temperature measurement in critically ill adults: a comparison of tympanic and oral methods. Am J Crit Care. 2000; 9 (4): 254-261.

Gonzalez-Alonso J, Teller C. Influence of body temperature on the development of fatigue during prolonged exercise in the heat. J Appl Physiol 1999;86:1032-9.

Grocott HP, Newman MF, Croughwell ND, White WD, Lowry E, Reves JG. Continuous jugular venous versus nasopharyngeal temperature monitoring during hypothermic cardiopulmonary bypass for cardiac surgery. J Clin Anesth 1997;9(4): 312-6.

Grouven U, Bender R, Ziegler A, Lange S. Comparing methods of measurement. Dtsch Med Wochenschr 2007; 132: e69-e73.

Gunga HC, Sandsund M, Reinertsen RE, Sattler F, Koch J. The 'Double Sensor'- a new non-Invasive device to measure continously Core Temperature in humans. Sience 2005.

Gunga HC SM, Reinertsen RE, Sattler F, Koch J. A non-invasive device to continously determine heat strain in humans. J Therm Biol 2008:297-307.

Hebbar K, Fortenberry JD, Rogers K et al. Comparison of temoral artery thermometer to standard temperature measurements in pediatric intensive care unit patients. Pediatr Crit Care Med. 2005 Sep;6(5):557-61.

Hensel H, Brück K. Homeothermic organisms. Springer; 1973.

Hensel H. Thermal comfort in man, thermoreception and temperature regulation. New York: Academic Press; 1981.

Herm K-P. Methoden der Körperfettbestimmung. Deutsche Zeitschrift für Sportmedizin 2003;54:153-4.

Hey EN. The relation between environmental temperature and oxygen consumption in the new-born baby. J Physiol 1969;200:589-603.

Hooker EA, Houston H. Screening for fever in an adult emergency department: oral vs tympanic thermometry. South Med J 1996;89:230-4.

Hooper VD, Andrews JO. Accuracy of noninvasive core temperature measurement in acutely ill adults: the state of the science. Biol Res Nurs. 2006;8(1):24-34.

Horn E-P. Perioperative Hypothermie: Pathophysiologie, Prophylaxe und Therapie. 2002.

Horrow JC, Rosenberg H. Does urinary catheter temperature reflect core temperature during cadiac surgery? Anesthesiology 1988;69: 986-989.

Houlder LC. The accuracy and reliability of tympanic thermometry compared to rectal and axillary sites in young children. Pediatr Nurs 2000;26:311-4.

Huch R, Huch A, Lübbers DW. Transcutaneous PO2. 1981.

Imrie MM, Hall GM. Body temperature and anaesthesia. Br J Anaesth 1990;64: 346-354.

Inbar O, Morris N, Epstein Y, Gass G. Comparison of thermoregulatory responses to exercise in dry heat among prepubertal boys, young adults and older males. Exp Physiol 2004;89(6): 691-700.

IUPS, Comission T. Glossary of terms for thermal physiology. Pflugers Arch Eur J Physiol 1987;2nd edn.

Jefferies S, Weatherall M, Young P, Beasley R. A systematic review of the accuracy of peripheral thermometry in estimating core temperatures among febrile critically ill patients. Crit Care Resusc 2011 Sep;13(3):194-9.

Jensen K, Andersen HO. Pressure-pain threshold in human temporal region. Evaluation of a new pressure algometer. Pain 1986 Jun;25(3):313-23.

Johnson JM, Brengelmann GL, Hales JR, Vanhoutte PM, Wenger CB. Regulation of the cutaneous circulation. Fed Proc 1986;45:2841-50.

Johnson JM, Kellogg DL Jr. Local thermal control of the human cutaneous circulation. J Appl Physiol 2010; 109:1229-1238.

Kaufman RD. Relationship between esophageal temperature gradient and heart and lung sounds heard by esophageal stethoscope. Anesth Analg 1987;66: 1046-1048.

Kenefick RW, Cheuvront SN, Sawka MN. Thermoregulatory function during the marathon. Sports Med 2007;37:312-5.

Kimberger O, Thell R, Schuh M, Koch J, Sessler DI, Kurz A. Accuracy and precision of a novel non-invasive core thermometer. Br J Anaesth 2009;103:226-31.

Kirk NJ, Wood RE, Goldstein M. Skeletal Identification Using the Frontal Sinus Region: A Retrospective Study of 39 Cases. J Forensic Sci 2002;47(2):318-323.

Kitzing J, Behling K, Bleichert A, Scarperi M, Scarperi S. Antriebe und effektorische

Maßnahmen der Thermoregulation bei Ruhe und während körperlicher Arbeit, I.Experimentelle Ergebnisse am Menschen. 1972:119-31.

Kleiber M. Body size and metabolic rate; 1947.

Klotzbach R. Entwicklung und Auswertung eines tragbaren Körperkerntemperatur-und Puls-Messsystems: Technische Universität Ilmenau; 2002.

Ko HK, Flemmer A, Haberl C, Simbruner G. Methodological investigation of measuring nasopharyngeal temperature as noninvasive brain temperature analogue in the neonate. Intensive Care Med 2001;27(4): 736-42.

Kobayashi T, Nemoto T, Kamiya A, Togawa T. Improvement of deep body thermometer for man. Ann Biomed Eng 1975;3:181-8.

LaMont-Gregory E. The Thermal Control of Newborn Babies in Developing Countries: University of Oxford; 1987.

Laszczynska J, Sliwinska E. Thermoregulation in boys at prepubertal age (7-15 years). Acta Physiol Pol 1984;35(4): 398-402.

Lawson L, Bridges EJ, Ballou I, et al. Accuracy and precision of noninvasive temperature measurement in adult intensive care patients. Am J Crit Care 2007;16:485-96.

Lee-Chiong TL, Jr.. Disorders of temperature regulation. Compr Ther 1995;21:697-704.

Lefrant JY, Muller L, de La Coussaye JE, et al. Temperature measurement in intensive care patients: comparison of urinary bladder, oesophageal, rectal, axillary, and inguinal methods versus pulmonary artery core method. Intensive Care Med 2003;29:414-8.

Lenhardt R. Monitoring and thermal mangagement. Best Pract Res Clin Anaesthesiol 2003 Dec;17(4): 569-81.

Leslie K, Sessler DI. Perioperative hypothermia in the high-risk surgical patient. Best Pract Res Clin Anaesthesiol 2003;17:485-98.

Lilly JK, Boland JP, Zekan S. Urinary bladder temperature monitoring: A new index of body core temperature. Crit Care Med 1980;8: 742-744.

Lin LI-K. A concordance correlation coefficient to evaluate reproducibility. Biometrics 1989;45.:255-68.

Macqueen S. Clinical benefits of 3M Tempa.DOT thermometer in paediatric settings. Br J Nurs 2001;10:55-8.

Mayfield SR, Bhatia J, Nakamura KT, Rios GR, Bell EF. Temperature measurement in term and preterm neonates. J Pediatr 1984;104:271-5.

McIntyre DA. Design requirements for a comfortable environment. Elsevier; 1981.

Mittal BB, Sathiaseelan V, Rademaker AW, Pierce MC, Johnson PM, Brand WN. Evaluation of an ingestible telemetric temperature sensor for deep hyperthermia applications. Int J Radiat Oncol Biol Phys 1991;21:1353-61.

Mok Q, Bass CA, Ducker DA, McIntosh N. Temperature instability during nursing procedures in preterm neonates. Arch Dis Child 1991;66:783-6.

Moran DS, Mendal L. Core temperature measurement: methods and current insights. Sports Med 2002;32:879-85.

Moran JL, Peter JV, Solomon PJ, et al. Tympanic temperature measurements: are they reliable in the critically ill? A clinical study of measures of agreement. Crit Care Med 2007;35:155-64.

Netter FH. Atlas der Anatomie des Menschen. Urban&Fischer Verlag/ Elsevier. Aug 2008.

Nielsen M. Heat production and body temperature during rest and work: Thomas, Springfield; 1970.

Nonomura Y, Fujii T, Arashi Y et al. Tactile impression and friction of water on human skin. Colloids Surf B Biointerfaces 2009 Mar 1;69(2):264-7.

Nonose Y, Sato Y. Accuracy of recorded body temperature of critically ill patients related to measurement site: a prospective observational study. Anaesth Intensive Care 2012 Sep; 40(5): 820-4.

Obladen M. Thermoregulation und Thermoregulationsstörungen bei Neugeborenen; 1987.

Obladen M, Maier RF. Neugeborenenintensivmedizin, 8. Auflage, 2011.

Pearson K. Mathematical distributions to the theory of evolution. Philosophical Transactions of the Royal Society of London (Series A) 1901;197. 385-497.

Perzlmaier K. Energieumsatzmonitoring bei Neugeborenen durch Wärmeflussmessung an der Körperoberfläche. München: Ludwig-Maximilians- Universität; 1999.

Rav-Acha M, Heled Y, Slypher N, Moran DS. Core body temperature monitoring using the telemetric pill. Harefuah 2003;142:197-202, 38.

Reynolds M. Are temporal artery temperatures accurate enough to replace rectal temperature measurement in pediatric ED Patients? J Emerg Nurs. 2012; S0099-1767(12) 00329-7.

Ring EFJ. Progress in the measurement of human body temperature. IEEE Eng Med Biol Mag 1998;17: 19-24.

Robinson JL, Seal RF. Comparison of esophageal, rectal, axillary, bladder, tympanic, and pulmonary artery temperatures in children. J Pediatr 1998;133:553-6.

Roll C, Wallot M, Hanssler L. Axillary versus rectal temperature measurement in premature and newborn infants. Z Geburtshilfe Neonatol 1998;202:207-11.

Safran MR, Seaber AV, Garrett WE, Jr. Warm-up and muscular injury prevention. An update. Sports Med 1989;8:239-49.

Sawka MN, Wenger CB. Physiologic responses to acute exercise heat stress. In: Pandolf KB, Sawka MN, Gonzalez RR, eds. Human performance physiology and environmental medicine at terrestrial extremes. Indianapolis (IN): Benchmark Press; 1998:97-151.

Scherer R. Intraoperative heat conservation. A lot of hot air? Anaesthesist 1997 Feb;46(2): 81-90.

Scheuplein R. Mechanism of temperature regulation in the skin. NY: McGraw & Hill; 1993.

Schiddel S. Berührungslose Körpertemperaturmessung mit Hilfe eines flächenauflösenden Infrarotsensors: TU Dresden; 2005.

Sessler DI, McGuire J. Perioperative thermal insulation. Anesthesiology 1991;74(5):875-9.

Shellock FG, Prentice WE. Warming-up and stretching for improved physical performance and prevention of sports-related injuries. Sports Med 1985;2:267-78.

Simbruner G, Ruttner EM, Schulze A, Perzlmaier K. Premature infants are less capable of maintaining thermal balance of head and body with increases of thermal environment than with decreases. Am J Perinatol 2005;22:25-33.

Simon E. Wärmehaushalt und Temperaturregelung. Berlin, Heidelberg: Springer; 1995.

Spray D. Cutaneous temperature receptors. Annu Rev Physiol 1986;48:625-38.

Stapelfeld M. Entwicklung und Validierung eines nicht invasiven Körperkerntemperatur-Messsystems: Fachhochschule Luebeck; 2001.

Stuart MC, Lee SMC, Williams WJ, al. e. Core temperature measurement during supine exercise: esophageal, rectal and intestinal temperature. Aviat Space Environ Med 2000;71:939-45.

Szabo G. The Regional Anatomy of the Human Integument with Special Reference to the Distribution of Hair Follicles, Sweat Glands and Melanocytes. Philosophical Transactions of the Royal Society of London. Series B, Biological Sciences. Vol.252, No. 779 (Sep.22, 1967), pp. 447-485.

Tayefeh F, Plattner O, Sessler DI. Circadian changes in the sweating-to-vasoconstriction interthreshold range. Pflügers Archiv: European Journal of Physiology. 1998;435(3)402-6.

Tepe R. Optimierung der Meßsensorik zur nichtinvasiven Körpertemperaturmessung bei Frühgeborenen in Inkubatoren: Fachhochschule Lübeck; 1999.

Thews G, Vaupel P. Vegetative Physiologie. Berlin-Heidelberg: Springer; 1997.

Tos M. Mucuc production in the infected nose and paranasal sinuses. Rhinology 1984 Jun;22(2):109-10.

Trayhurn P, Nicholls DG. Brown adipose tissue. London; 1986.

Wallace CF, Marks WE. Perforation of the tympanic membrane: A complication of tympanic thermometry during anesthesia. Anesthesiology 1974;41: 290-291.

Wang J, Thornton JC, Russell M, Burastero S, Heymsfield S, Pierson RN, Jr. Asians have lower body mass index (BMI) but higher percent body fat than do whites: comparisons of anthropometric measurements. Am J Clin Nutr 1994;60:23-8.

Whitby JD, Dunkin LF. Temperature differences in the oesophagus. Br J Anaesth 1968;40: 991-995.

Yamakage M, Kawana S, Watanabe H, Namiki A. The utility of tracheal temperature monitoring. Anesth Analg 1993;76:795-9.

Yetman RJ, Coody DK, West MS, Montgomery D, Brown M. Comparison of temperature measurements by an aural infrared thermometer with measurements by traditional rectal and axillary techniques. J Pediatr 1993;122:769-73.

Zhu M, Ackerman JJ, Sukstanskii AL, Yablonskiy DA. How the body controls brain temperature: the temperature shielding effect of cerebral blood flow. J Appl Physiol 2006;101:1481-8.

7 DANKSAGUNGEN

Ich danke von ganzem Herzen meinen Eltern, die immer mit einer Selbstverständlichkeit meine schulische, universitäre und wissenschaftliche Ausbildung liebevoll unterstützt haben und einen moralischen sowie finanziellen Rückhalt boten. Meinem Freund Tim danke ich ebenso von Herzen für seine Motivation und die vielen lehrreichen Stunden, die er trotz eigenem Zeitmangel investiert hat. Meinem Betreuer Jochim Koch danke ich für seine mühevolle und immer geduldige Begleitung der Arbeit. Wolfgang Göpel, meinem Doktorvater, danke ich für die Vergabe des Themas, die wissenschaftliche Betreuung und hervorragende klinische Ausbildung über viele Jahre. Christoph Härtel danke ich für den nötigen Druck und die Unterstützung auf den letzten Metern. Ganz besonders bedanke ich mich bei den Probanden, ohne deren Einsatzwillen und Zeit die vorliegende Arbeit nicht hätte realisiert werden können.

8 LEBENSLAUF

Christina Hendrikje Mende

PERSÖNLICHE DATEN

Geboren am 06.02.1979 in Hamburg, Staatsangehörigkeit: Deutsch
Vater: Rainulf Mende, Rechtsanwalt; Mutter: Cornelie Mende, Apothekerin;
Bruder: Thilo Mende, Schwester: Lena Mende

BERUFSERFAHRUNG

Seit 11/2012 **Fachärztin für Kinder- und Jugendmedizin**, Klinik für Kinder und Jugendmedizin Universitätsklinikum Schleswig Holstein, Campus Lübeck

07/07 – 10/12 **Assistenzärztin**, Klinik für Kinder und Jugendmedizin, Universitätsklinikum Schleswig Holstein, Campus Lübeck

09/05 – 09/06 **Praktisches Jahr**
- Chirurgie: Tygerberg Hospital, University of Stellenbosch, Südafrika
- Innere Medizin: Tweet Hospital, University of Sydney, Australien; Sana Kliniken Lübeck
- Pädiatrie: Klinik für Kinder und Jugendmedizin, Universitätsklinikum Schleswig Holstein, Campus Lübeck

AUSBILDUNG

06/04 – 11/12 **Dissertation:** Klinik für Kinder- und Jugendmedizin, Universitätsklinikum Schleswig Holstein, Lübeck in Kooperation mit Drägerwerk AG&Co. KGaA

08/03 – 02/04 **Auslandsstudium:** Vollstipendium Universität Bergen, Norwegen, Studium der Humanmedizin

10/99 – 10/06 **Universität zu Lübeck**, Lübeck
Studium der Humanmedizin
Physikum September 2001
1. Staatsexamen September 2002
2. Saatsexamen März 2005
3. Staatsexamen Oktober 2006

06/95 – 06/96 **El Camino Real High School, Californien**, USA
Auslandsaufenthalt

09/89 – 05/98 **Gymnasium Corveystrasse, Hamburg**
Abitur im Juni 1999

09/85 – 08/89 **Grundschule Hinter der Lieth, Hamburg**

VERÖFFENTLICHUNGEN/ KONGRESSBEITRÄGE

- Mende C, Paul P et al.; Neuromyelitis optica (NMO)- keine Variante der Multiplen Sklerose, Fallvorstellung, 2. Deutscher Botulinumtoxin Kongress, Warnemünde 2009

- Mende C et al.; Intrabdominelles Lymphangiom bei einem Frühgeborenen, Fallvorstellung GNPI 2011 in Mannheim

9 EIDESSTATTLICHE ERKLÄRUNG

Ich versichere ausdrücklich, dass ich die vorliegende Arbeit selbständig und ohne fremde Hilfe verfasst, andere als die von mir angegebenen Quellen und Hilfsmittel nicht benutzt und die aus den benutzten Werken wörtlich oder inhaltlich entnommenen Stellen einzeln nach Ausgabe (Auflage und Jahr des Erscheinens), Band und Seite des benutzten Werkes kenntlich gemacht habe.
Ferner versichere ich, dass ich die Dissertation bisher nicht einem Fachvertreter an einer anderen Hochschule zur Überprüfung vorgelegt oder mich anderweitig um Zulassung zur Promotion beworben habe.

Lübeck, den 25. November 2012,

Christina Hendrikje Mende