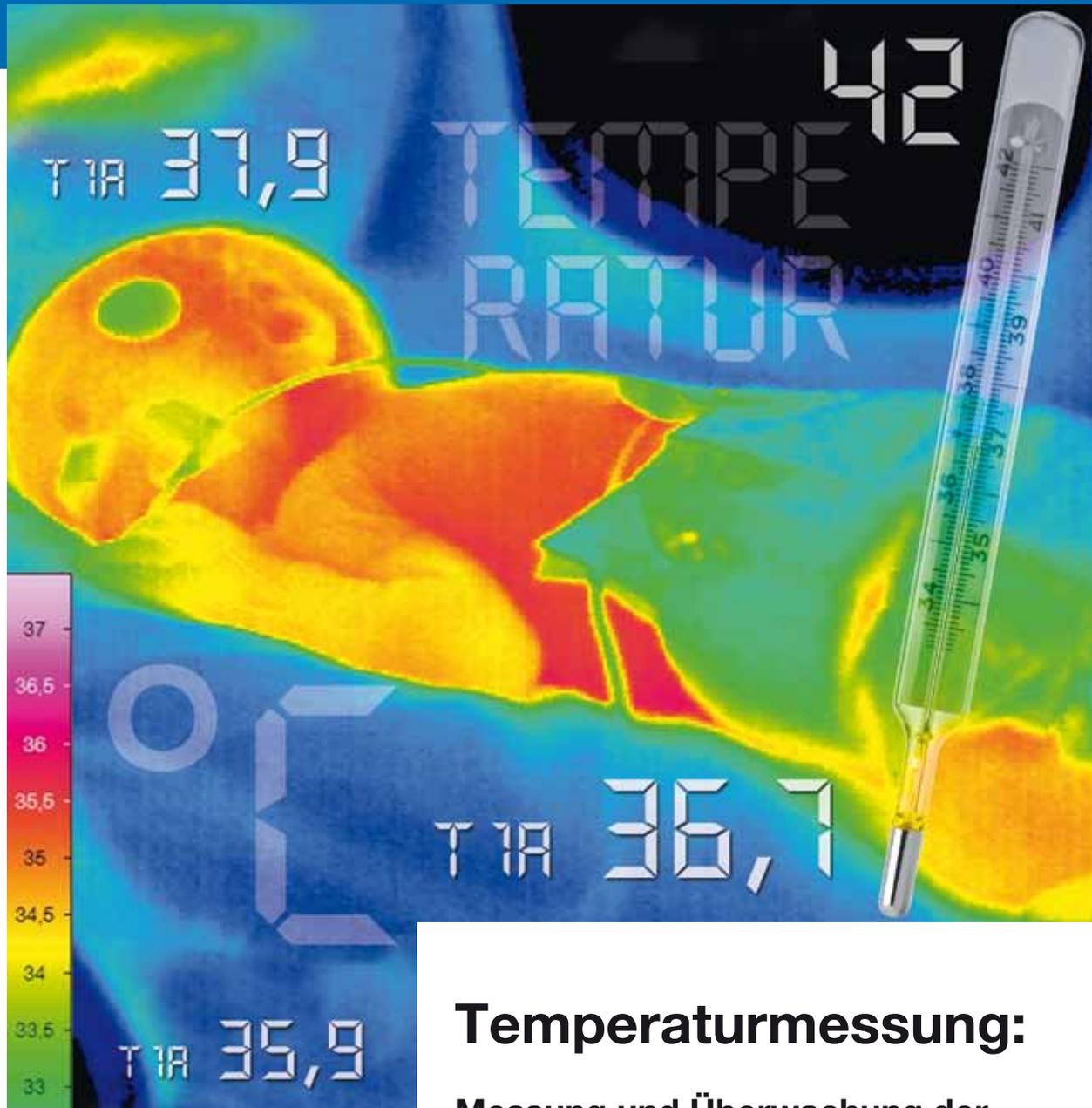


# VDE-Positionspapier



## Temperaturmessung:

Messung und Überwachung der Körpertemperatur

## Impressum:

VDE-Positionspapier

Temperaturmessung: Messung und Überwachung der Körpertemperatur  
DGBMT-Fachausschuss Methodik der Patientenüberwachung

Aus dem Fachausschuss Methodik der Patientenüberwachung.  
Ergebnisse eines Workshops am 04. Oktober 2010 in Rostock-Warnemünde.

Autoren:

Dipl.-Ing. Tobias Wartzek, RWTH Aachen, Aachen, Deutschland  
Dr.-Ing. Jens Mühlsteff, Philips Research Europe, Eindhoven, Niederlande  
Prof. Dr. med. Michael Imhoff, Ruhr-Universität Bochum, Bochum, Deutschland

Korrespondierender Autor:

Deutsche Gesellschaft für Biomedizinische Technik (DGBMT) im VDE e.V., Fachausschuss Methodik der Patientenüberwachung, c/o Prof. Dr. med. Michael Imhoff, Abteilung für Medizinische Informatik, Biometrie und Epidemiologie, Ruhr-Universität Bochum, Universitätsstraße 150, 44801 Bochum, Germany, Phone +49 231 9730220, E-Mail: mike@imhoff.de

Unter Mitarbeit von:

Priv.-Doz. Dr. med. Anselm Bräuer D.E.A.A., Universitätsmedizin Göttingen, Deutschland  
Prof. Dr. Hein Daanen, VU University, Amsterdam, Niederlande  
Prof. Dr. med. Hartmut Gehring, Universitätsklinikum Schleswig-Holstein Lübeck, Deutschland  
Prof. Dr. med. Dipl. Geol. Hanns-Christian Gunga, Charité Universitätsmedizin Berlin, Deutschland  
Priv.-Doz. Dr. Oliver Kimberger, Medizinische Universität Wien, Österreich  
Dr.-Ing. Jochim Koch, Drägerwerk AG & Co. KGaA, Deutschland  
Stefan Quast, Dräger Medical GmbH, Deutschland  
Andreas Schäfer, DGF Asklepios Kliniken Schwalm-Eder, Deutschland  
Priv.-Doz. Dr. med. Christian Wrede, Helios Klinikum Berlin-Buch, Deutschland  
Andrea Kurz, M.D., Cleveland Clinic, USA  
Prof. Dr.-Ing. Dr. med. Steffen Leonhardt, RWTH Aachen, Deutschland

Herausgeber/Bezugsquelle:

# VDE

Verband der Elektrotechnik Elektronik Informationstechnik e.V.  
Deutsche Gesellschaft für Biomedizinische Technik im VDE e.V.  
Stresemannallee 15  
60596 Frankfurt am Main  
Telefon 069 6308-348  
Telefax 069 963152-19  
dgbmt@vde.com  
www.dgbmt.de

Erscheinungsdatum: Dezember 2011

## Inhaltsverzeichnis

1. Abstract	4
2. Vorwort	5
3. Einleitung	6
4. Medizinische Aspekte der Temperaturmessung	9
4.1. Welche Temperatur soll gemessen werden?	9
4.1.1. Definition der Körperkerntemperatur	11
4.1.2. Referenzstandard	11
4.1.3. Anforderungen – Spezifikationen	12
4.1.4. Klinische Leitlinien, Normen und Standards	14
5. Methoden der Temperaturmessung	15
5.1. Stand der Technik	15
5.2. Methoden in der Forschung und Entwicklung	19
6. Einschränkungen und Probleme	22
6.1. Technische Randbedingungen und Probleme	22
6.2. Medizinische Randbedingungen und Probleme	23
6.3. Einschränkungen und Probleme in der täglichen Routine	25
7. Forschungsbedarf	27
7.1. Technische Aspekte	27
7.2. Medizinische Aspekte	28
8. Zusammenfassung	31
Literaturverzeichnis	33
Anhang: Wichtige Normen und Standards	38

## 1. Abstract

Seit vielen Jahrzehnten ist die Messung der Körpertemperatur allgemein etabliert in medizinischen und nicht-medizinischen Anwendungen, unter anderem in der Krankenversorgung, Arbeitsmedizin, Sportmedizin oder militärischen Anwendungen. Allerdings gibt es auch heute noch zahlreiche Herausforderungen wie z.B. die präzise Definition der Körperkerntemperatur, die Akzeptanz der klinischen Bedeutung der gemessenen Körpertemperatur sowie den Mangel an zuverlässigen, nicht-invasiven und schnellen Messmethoden für die Körperkerntemperatur. Nach einer Einführung ins Thema werden die medizinischen Aspekte aus Anwendungsperspektive vorgestellt. Der Bedarf an Temperaturmessung und -überwachung, mögliche Messorte, klinische Anforderungen und Spezifikationen werden diskutiert. Anschließend werden technische Methoden zur Temperaturmessung aufgeführt. Die Analyse dieser Methoden erfolgt in zwei Teilen: Zunächst werden gegenwärtig verfügbare Standardmethoden in der klinischen Anwendung betrachtet, danach Methoden, die sich zurzeit in Entwicklung befinden. Obwohl die Temperaturmessung einfach erscheint und überall tagtäglich eingesetzt wird, hat sie viele Einschränkungen und Probleme, die nachfolgend betrachtet werden. Schließlich werden der aktuelle und zukünftige Forschungsbedarf herausgearbeitet und die Ergebnisse zusammengefasst.

Stichworte: Physiologisches Monitoring; Temperaturmessung; Equipment Design; Klinisch; Nicht-Klinisch; Körperkerntemperatur

## 2. Vorwort

Auch wenn die Messung der Körpertemperatur allgemein etabliert ist und wie selbstverständlich überall durchgeführt wird, gibt es noch viele Herausforderungen und offene Fragen. Am 4. Oktober 2010 wurde ein Workshop zur Temperaturmessung vom Fachausschuss Methodik der Patientenüberwachung der Deutschen Gesellschaft für Biomedizinische Technik im VDE in Rostock-Warnemünde ausgerichtet. In dem ganztägigen Workshop diskutierten Experten aus Forschung, Entwicklung, Industrie und Medizin Fragen der klinischen und außerklinischen Messung der Körpertemperatur, gegenwärtige Probleme sowie Anforderungen an Forschung und Entwicklung. Die Ergebnisse dieses Workshops, weitere Beiträge der Teilnehmer sowie nationale und internationale Studien und Publikationen bilden die Grundlage des hier vorliegenden Positionspapiers. Eine englischsprachige Fassung des Positionspapiers wurde vorab in der Zeitschrift Biomedizinische Technik veröffentlicht [0].

### 3. Einleitung

Der Mensch gehört zu den sogenannten warmblütigen oder homoiothermen Lebewesen, welche ihre Körpertemperatur unter wechselnder Umgebungstemperatur konstant halten. Allerdings trifft dies genau genommen nur für die Kerntemperatur des (menschlichen) Körpers zu. In Gegensatz dazu können die Extremitäten und die Haut, die sogenannte „Peripherie“, „Schale“, „Körperschale“ oder „äußerer Körper“ in ihrer Temperatur variieren, um die stabile Temperatur des Körperkerns zu schützen. Daher zeigen diese „peripheren“ Temperaturen eine sehr viel größere Schwankungsbreite als die Körperkerntemperatur, da sie auch von Faktoren wie Gewebedurchblutung, Muskelaktivität, Bekleidung und Umgebungsbedingungen abhängen. Die Körperkerntemperatur wird durch einen geschlossenen, mehrschichtigen Regelkreis konstant gehalten, das thermoregulatorische System, welches Wärmeproduktion plus Wärmeaufnahme sowie Wärmeverlust im Gleichgewicht hält. Die Körperkerntemperatur liegt unter normalen Bedingungen bei 36,8 bis 37,7°C [1]. Der Zielwert dieses Regelkreises liegt bei ca. 37°C mit circadianen Schwankungen von ungefähr 0,6°C, bei denen die niedrigste Temperatur typischerweise morgens zwischen 4 und 7 Uhr erreicht wird [2]. Der Hypothalamus im Diencephalon ist das thermoregulatorische Zentrum, in dem zentrale Sensoren für die Körperkerntemperatur sitzen. Der Hypothalamus erhält zusätzliche Informationen vom Gehirn, dem Rückenmark, tiefen abdominalen und thorakalen Geweben sowie peripheren Thermosensoren unterhalb der Haut. Im Falle einer Abweichung zwischen Zielwert und tatsächlicher Temperatur kann der Körper verschiedene Mechanismen aktivieren, um die Körperkerntemperatur konstant zu halten [3]. Die wichtigsten thermoregulatorischen Reaktionen sind Verhaltensänderungen (z.B. durch Anpassung der Kleidung an die Umgebungsbedingungen). Weitere mögliche physiologische Reaktionen umfassen Änderungen der peripheren Blutzirkulation durch Modulation des Gefäßtonus (Vasokonstriktion, Vasodilatation), Muskelzittern und zitterfreie Thermogenese sowie das Schwitzen.

Diskrepanzen der Wärmebalance, d.h. eine persistierende Differenz zwischen Zielwert und tatsächlicher Körperkerntemperatur, kann aus zwei Gründen auftreten. Entweder liegen extreme äußere Bedingungen vor, die nicht (vollständig) durch den Organismus kompensiert werden können. Oder es kann eine Dysfunktion des internen thermoregulatorischen Regelkreises vorliegen. Eine physiologische Änderung des Zielwertes kann z.B. durch den weiblichen Menstruationszyklus oder Fieber erfolgen. Es wird kontrovers diskutiert, ob körperliche Arbeit auch zu einer Verstellung des Zielwertes führen kann. Darüber hinaus beeinflussen viele Medikamente die Thermoregulation, u.a. volatile Anästhetika, Narkotika oder Anticholinergika, welche das Schwitzen, den Gefäßtonus oder die Zitterschwelle beeinflussen können.

Die Körperkerntemperatur ist ein wichtiger Vitalparameter. Sie ist ein Indikator eines aktiven Metabolismus und einer funktionierenden Thermoregulation. Daher spielt die Messung der Körperkerntemperatur eine wichtige Rolle im physiologischen Monitoring. Änderungen der Körperkerntemperatur können auf Krankheitszustände (z.B. Fieber) hinweisen. Auch kann die Wirkung bestimmter Therapien anhand der Körperkerntemperatur abgeschätzt werden.

Abweichungen von der Normothermie, der normalen Körperkerntemperatur, werden als Hypothermie (Körperkerntemperatur unterhalb des Normalbereiches, d.h. unterhalb von 35 bis 36°C<sup>1</sup>) oder als Hyperthermie (Körperkerntemperatur oberhalb des Normalbereiches, d.h. oberhalb von 37,7 bis 38,5°C<sup>2</sup>) bezeichnet. Obwohl es eine wohlbekannte Tatsache ist, dass perioperative Normothermie mit einer geringeren Inzidenz von Wundinfektionen und einer kürzeren Krankenhausverweildauer assoziiert ist [4], ist die perioperative Hypothermie auch weiterhin die häufigste thermische Komplikation in Anästhesie und Chirurgie [5-7]. Ungefähr 80% aller Patienten, die keine aktive Wärmung in der perioperativen Phase erfahren, werden während der Operation zumindest kurzfristig hypotherm. Dies kann zu einem erhöhten Komplikationsrisiko führen, wie z.B. vermehrt auftretenden Wundinfektionen, erhöhter postoperativer kardialer Morbidität oder Gerinnungsproblemen [8, 9]. Bei Aufnahme auf eine Intensivstation liegt die Prävalenz der Hypothermie bei ca. 60% [10]. Dies ist insofern überraschend, als dass es zahlreiche Geräte zur aktiven perioperativen Wärmung auf dem Markt gibt, und so eine stabile Normothermie bei operativen und diagnostischen Eingriffen weitgehend gewährleistet werden kann. Eine andere Form akzidenteller Hypothermie findet sich typischerweise in drei Patientenpopulationen: Drogen- und Medikamentenintoxikationen, extreme Umweltexpositionen (z.B. Kaltwasserexposition, Schneelawinen) und ältere Patienten. Je nach Ausprägung der akzidentellen Hypothermie kann diese lebensbedrohlich sein. Daher sollte die Körperkerntemperatur über 36°C gehalten werden [11]. Ausnahmen stellen Patienten dar, bei denen therapeutische Hypothermie indiziert ist, wie z.B. nach Herzstillstand, während Herzoperationen unter Einsatz der Herzlungenmaschine oder zur Neuroprotektion.

Auch die Hyperthermie kann akzidentell sein und von externer Wärmeaufnahme, überschießender Wärmeproduktion oder inadäquater Wärmeabgabe herrühren. Hyperthermie kann auch therapeutisch genutzt werden, z.B. bei induzierter lokaler, regionaler oder systemischer Hyperthermie. Lokale Erkrankungsprozesse wie die Entzündung lokaler Gewebe können zur örtlichen Hyperthermie ohne Änderung der Körperkerntemperatur führen. Bedeutsamer sind häufig hypertherme Zustände im Rahmen systemischer Inflammationen, welche in signifikanter Erhöhung der Körperkerntemperatur resultieren können. Bestimmte Anästhesiemittel können in seltenen Fällen eine maligne Hyperthermie auslösen, die einen unkontrollierten und starken Anstieg des oxidativen Metabolismus der Skelettmuskulatur induzieren, verbunden mit konsekutivem Versagen der Thermoregulation, unkontrollierter Hyperthermie und Tod.

Alle oben genannten Fakten zeigen, dass eine kontinuierliche oder engmaschige sowie genaue Messung der Körperkerntemperatur von großer Bedeutung ist. Verschiedene Systeme existieren zur Messung der Körperkerntemperatur. Die gebräuchlichsten Messorte sind die Pulmonalarterien, das Trommelfell, die Speiseröhre, die Harnblase, der Enddarm, der Oro- und Nasopharynx sowie die Schläfenarterie. Zudem gibt es Systeme zur Temperaturmessung mit spezifischen Eigenschaften für unterschiedliche Applikationen, z.B. tympanische oder orale Messfühler zur instantanen Temperaturmessung, telemetrische Kapseln und Speiseröhrensonden zur Messung der Körperkerntemperatur. Allerdings sind einige der Messsysteme invasiv, anderen fehlt die Genauigkeit. Bis zum heutigen Tage gibt es kein ideales System zur Messung der Körperkerntemperatur, welches die folgenden Eigenschaften in sich vereint:

<sup>1</sup> In der Literatur werden unterschiedliche Grenzwerte angegeben.

<sup>2</sup> In der Literatur werden unterschiedliche Grenzwerte angegeben.

- klein,
- einfache Benutzung,
- komfortabel,
- schnell (für Einzelmessungen),
- kontinuierlich,
- verlässlich,
- genau,
- nicht-invasiv,
- niedriger Energieverbrauch,
- kostengünstig.

Dieser Artikel konzentriert sich auf die Temperaturmessung, im Wesentlichen die Messung der Körperkerntemperatur, in lebenden gesunden oder kranken Menschen. Es werden alle Aspekte der Temperaturmessung behandelt wie medizinische und nicht-medizinische Anwendungen und Anforderungen, medizinische Relevanz und unterschiedliche Aufgaben der Messung in Therapie, Diagnostik oder Prävention. Schließlich soll die Notwendigkeit weiterer Forschung und Entwicklung in der Temperaturmessung aufgezeigt werden.

## 4. Medizinische Aspekte der Temperaturmessung

### 4.1. Welche Temperatur soll gemessen werden?

In der klinischen Medizin wie auch in der Arbeitsmedizin und in der Forensik ist die Körperkerntemperatur die wichtigste und meistgebrauchte Referenz. Diese Temperatur dient der Diagnose von Hyper- und Hypothermie sowie der Bewertung von Therapieeffekten. Die genaue Messung der Körperkerntemperatur ist somit wichtig zur Unterstützung von Diagnostik und Therapie. Die Körperkerntemperatur ist Teil diagnostischer Algorithmen, z.B. für SIRS (systemic inflammatory response syndrome) oder Sepsis, oder als Teil von Erkrankungsschwerescores wie dem SAPS (simplified acute physiology score). Sie dient auch als Zielgröße für aktive therapeutische Kühlung oder Wärmung sowie als ein Erfolgsindikator der Antibiotikatherapie. Eine generelle klinische Einteilung für die Körperkerntemperatur und deren möglichen klinischen Bedeutung zeigt Tabelle 1.

Temperatur	Klinische Bedeutung
> 44°C	Proteindenaturierung, Tod
40 – 44°C	Versagen der Thermoregulation, Hitzschlag, Krämpfe
37,8 – 40°C <sup>3</sup>	Fieber, Hyperthermie
36 – 37,8°C	Normothermie
33 – 36°C <sup>4</sup>	Milde Hypothermie
30 – 33°C	Hypothermie, Verminderung des Metabolismus, Atemdepression, Bewusstseinsstörungen
27 – 30°C	Tiefe Hypothermie, Versagen der Thermoregulation, Kammerflimmern
20 – 27°C	Drohender Tod, lichtstarre Pupillen, extreme Bradykardie
< 20°C	Asystolie, Tod

Tabelle 1: Bereiche der Körperkerntemperatur und ihre klinische Bedeutung, nach [2].

Wie in Tabelle 1 ersichtlich können lebensbedrohliche Zustände auftreten, wenn die Körperkerntemperatur erheblich von der Normothermie abweicht. So hat in der Arbeitsmedizin die Körperkerntemperatur auch rechtliche Relevanz bei der Beurteilung, ob ein Arbeiter eine kritische Schwelle überschreitet. Überschreitung der oberen Temperaturgrenze könnte zu einem Hitzschlag und sogar zum Tode führen. Ein typisches Beispiel sind Feuerwehrleute, die unter hoher körperlicher Belastung hohen Umgebungstemperaturen ausgesetzt sind. Die Hitze(über)belastung in einer solchen Situation ist kritisch. Die Empfehlungen für die obere Temperaturgrenze schwanken zwischen 38°C [14, 15] und 39°C [16], welche nicht überschritten werden sollten. Allerdings zeigen Studien, dass die Körpertemperatur auch nach Beendigung der Hitzebelastung noch über 39°C weiter ansteigen kann, was darauf hinweisen könnte, dass eine niedrigere Obergrenze gewählt werden sollte.

Auch wenn die Körperkerntemperatur häufig benutzt wird, so liefern einige Messmethoden doch nicht immer die klinisch bedeutsamste Temperaturinformation in der jeweiligen klinischen Anwendung. Die Rektaltemperatur zum Beispiel hat eine große Zeitkonstante, folgt Änderungen nur langsam und kann daher zu verzögerten therapeutischen Reaktionen führen.

<sup>3</sup> In der Literatur werden unterschiedliche untere Grenze zwischen 37,8 und 38,5°C angegeben.

<sup>4</sup> In der Literatur werden unterschiedliche obere Grenze zwischen 35 und 36°C angegeben.

Daneben gibt es andere klinische Szenarien, in denen andere, regionale Temperaturen relevantere Informationen liefern. Auch wenn die klinische Wertigkeit diskutiert wird, so zeigen einige Studien, dass die Analyse regionaler Temperaturen an den Extremitäten zur Erfolgskontrolle von (anästhesiologischen) Nervenblockaden genutzt werden kann [12, 13], so dass dann auch periphere Temperaturen klinisch relevante Informationen liefern. Die Gewebetemperatur z.B. eines Operationssitus kann ähnlich relevant sein wie die Körperkerntemperatur. Studien haben gezeigt, dass lokale Wärmung des Operationssitus die Häufigkeit von Wundinfektionen reduzieren kann. Obwohl die Körperkerntemperatur oft perioperativ als Surrogat der Wundtemperatur verwendet wird und die Aufrechterhaltung der Normothermie die Inzidenz von Wundinfektionen reduziert [4, 19], kann die tatsächliche lokale Temperatur im Operationsbereich erheblich davon abweichen und damit einen regionalen Effekt auf Gerinnung, zelluläre Immunabwehr oder Metabolismus haben. Leider konnte das Ausmaß, in welchem lokale Temperaturveränderungen chirurgische Wundinfektionen beeinflussen, bisher nicht abschließend in klinischen Studien gezeigt werden, auch wenn die o.g. Aspekte einen potentiellen Benefit nahelegen.

Ein anderer Ansatz ist die Temperaturmessung an mehreren Messorten anstatt nur einer Stelle. So erlaubt die gleichzeitige Messung an einem Ort nahe dem Körperkern und einem in der Peripherie die Berechnung des Wärmestromes vom Kern in die Peripherie. Eine Trendanalyse der Körperkerntemperatur im Vergleich zur Peripherie kann u.U. Informationen über eine Zentralisierung der Blutzirkulation geben. Dieser Ansatz wird häufig bei Neugeborenen (Neonaten) eingesetzt, bei denen ein Sensor auf der Haut über der Leber und ein anderer Sensor am Fuß platziert werden [20]. Bei Erwachsenen wird die Temperaturdifferenz zwischen zentralen und peripheren Hautregionen immer häufiger verwendet, um das Maß der thermoregulatorischen peripheren Vasokonstriktion abzuschätzen [21].

Mit zunehmender Zahl von Temperatursensoren wird dann ein kontinuierliches Temperaturmapping (z.B. mit Infrarot-Wärmebildkameras) möglich, mit dem die Hauttemperaturverteilung bestimmt werden kann. Diese sogenannte Thermographie kann z.B. für die Erkennung lokaler Entzündungen und Infektionen, bösartigen Veränderungen oder Gefäßerkrankungen angewendet werden, da diese zu lokal erhöhten oder verringerten Temperaturen oder asymmetrischer Temperaturverteilung führen können [22-24].

Während bei manchen Fragestellungen die Einzelmessung der Körpertemperatur ausreichend sein kann, ist in vielen Situationen die Analyse von Temperaturtrends erforderlich, wie etwa in der perioperativen Versorgung oder in der Intensivmedizin.

Eine andere Anwendung der Temperaturmessung ist das Screening von großen Personengruppen in öffentlichen Arealen im Zuge von Epidemien oder Pandemien. Infrarotkameras können eingesetzt werden, um in größeren Menschenansammlungen Individuen zu erkennen, die Zeichen von Fieber zeigen, welche auf virale Erkrankungen hinweisen könnten (z.B., SARS, H1N1).

Die Körperkerntemperatur ist darüber hinaus wesentliches Hilfsmittel für eine belastbare Abschätzung des Todeszeitpunktes bei nicht natürlichen Todesursachen [25]. Allerdings würde eine weitergehende Diskussion solcher Massenapplikationen oder forensischer Anwendungen den Rahmen dieses Positionspapier sprengen.

Die oben genannten Aspekte zeigen, dass die Messung und das Monitoring der Körpertemperatur viele und vielgestaltige Anwendungen haben. Eine gute Übersicht über in der klinischen Praxis verwendete Techniken gibt [26].

#### 4.1.1. Definition der Körperkerntemperatur

Auch wenn der Begriff Körperkerntemperatur umfassend in der Literatur benutzt wird, so gibt es doch unterschiedliche Definitionen und verschiedene Messorte zur deren Bestimmung. Eine detaillierte und umfassende Definition des inneren Körperkerns beschreibt [27]:

„Those inner tissues of the body whose temperatures are not changed in their relationship to each other by circulatory adjustments and changes in heat dissipation to the environment that affect the thermal shell of the body“<sup>5</sup>.

Allerdings ist die Definition nicht einfach in die Praxis umzusetzen, da nicht jedes tiefere Gewebe durch nicht-invasive Messung erreicht werden kann. Der distale Ösophagus, die Pulmonalarterien oder die Harnblase werden oft als repräsentativ für die zentralen Gewebe angesehen. Darüber hinaus ist die o.g. Definition schwierig bei großen operativen Eingriffen anzuwenden, wo über große Operationsgebiete große zentrale Körperkompartimente mit der Umgebung im Wärmeaustausch stehen können.

#### 4.1.2. Referenzstandard

Da die Temperatur im Hypothalamus geregelt wird, sollte seine Temperatur als Referenz angesehen werden. Allerdings kann bei tief-hypothermem Herzstillstand (deep hypothermic circulatory arrest, DHCA) oder bei Hirnschädigung seine Temperatur erheblich von der Körperkerntemperatur abweichen. Zudem ist die Einführung eines Temperaturfühlers in das Gehirn nur während operativer Interventionen möglich. Daher eignet sich ein solches Vorgehen nur für wenige, sehr spezielle Anwendungen.

Eine andere mögliche Referenztemperatur ist die Bluttemperatur im Pulmonalarterienstamm, da sie als zentrale Bluttemperatur angesehen werden kann. Auch diese Temperatur lässt sich nur invasiv über einen Pulmonalarterienkatheter messen. Daher beschränkt sich diese Methode auf Situationen, in denen eine Indikation zu einem Pulmonalarterienkatheter aus anderen Gründen gegeben ist. Ähnlich gute Messergebnisse können bei Messung im distalen Ösophagus erzielt werden und etwas weniger gut durch Kontaktmessung auf dem Trommelfell. Stone et al. sahen eine gute Korrelation zwischen diesen Messorten und der Hirntemperatur in hypothermen Patienten [28]. Temperaturmessungen in Mund, Nasopharynx, Rektum und der Harnblase liefern oft akzeptabel genaue Abschätzungen der Körperkerntemperatur, wenn keine ausgeprägten Temperaturschwankungen auftreten [29-31].

Zwei im klinischen Alltag häufig genutzte Messorte sind der distale Ösophagus und die Harnblase. Die Messung der Ösophagustemperatur erfordert die Einführung einer speziellen Sonde über den transoralen oder den transnasalen Weg, was unangenehm für den wachen Patienten, aber klinische Routine beim narkotisierten und intubierten Patienten ist. Die Harnblasentemperatur kann mit entsprechenden Harnblasenkathetern gemessen werden, die kein zusätzliches Risiko und keinen erhöhten Aufwand bedeuten, wenn eine Harnableitung ohnehin indiziert ist. Solche Katheter würden aber nicht allein für die Temperaturmessung gelegt werden.

<sup>5</sup> Anmerkung: „Dieser Terminus wird überwiegend verwendet, die tiefen Gewebe von homoiothermen Lebewesen zu beschreiben, deren Temperatur durch die Körperkerntemperatur repräsentiert wird. Das Gehirn ist generell ein Teil des Körperkerns. Allerdings kann seine Temperatur in manchen Säugetieren und Vogelarten in gewissem Maße vom übrigen Körperkern abweichen aufgrund selektiver Kühlmechanismen des Gehirns“, nach [27].

Aktuelle Studien haben die Messung in den Pulmonalarterien, in der Arteria femoralis oder brachialis als Goldstandard bestätigt, allerdings auch geschlossen, dass weitere Studien in diesem Bereich erforderlich sind [32].

#### 4.1.3. Anforderungen – Spezifikationen

Die Anforderungen an die Temperaturmessung variieren mit den Anwendungsszenarien. Will man einen kleinen Meßfehler erreichen, muss mehr Zeit für die Messung einkalkuliert werden. In gleicher Weise kann eine invasive oder nicht-invasive, eine kontinuierliche oder diskontinuierliche Messung gewünscht sein. In der Notfallaufnahme ist eine sehr schnelle und gleichzeitig genaue Messung gefordert. Im Gegensatz dazu kann während einer operativen Intervention der Temperaturtrend wichtiger als der absolut genaue Einzelwert sein. Weitere Parameter, die die Anforderungen an ein Temperaturmesssystem beeinflussen, sind die klinische Umgebung (Allgemeinstation, Intensivstation, Operationsaal, Notaufnahme, klinische Studien), die Fragestellung (Thermomanagement, Diagnostik, Prävention, klinische Studien), das überwachte Subjekt selbst (gesunde Individuen, Notfallpatienten, Neugeborene, Arbeiter, geriatrische Patienten, chirurgische Patienten), sowie der benötigte Messwert (absolute Messung, Trends oder Gradienten). Trotz der zahlreichen und teilweise stark unterschiedlichen Anwendungsfelder können vier grundlegende Anforderungen an Messverfahren der Körpertemperatur formuliert werden:

##### **Genauigkeit, Richtigkeit und Präzision:**

Messfehler, die bei jeder Messung einer physikalischen Größe auftreten, werden üblicherweise in zwei Komponenten eingeteilt, den systematischen Fehler und den zufälligen Fehler. Im Folgenden bezieht sich der Begriff Richtigkeit (im Englischen: Accuracy oder Trueness) auf den systematischen Fehler, auch als Bias bezeichnet; der Begriff Präzision (im Englischen: Precision) auf den zufälligen Fehler. Die Genauigkeit (im Englischen: Accuracy) ist ein Oberbegriff beider Komponenten: Ein Messung ist genau, wenn sie sowohl richtig (geringer systematischer Fehler) als auch präzise (geringe Streuung) ist. Mit Bezug auf das „Guide to the expression of uncertainty in measurement“ sollte ein Messergebnis immer als Kombination aus Mittelwert (Bezug auf Bias) und Streuung (Bezug auf Präzision) angegeben werden [33]. Die Präzision wird häufig als die doppelte Standardabweichung der Streuung angegeben; von Bland und Altman als „Limits of Agreement“ bezeichnet.

Die zirkadiane Rhythmik verursacht Abweichungen des Stellwertes der Körperkerntemperatur von ungefähr 0,5 bis 0,6°C. Zudem zeigen Untersuchungen, dass bei einer Temperaturveränderung von 0,5°C vom Stellwert erste Änderungen physiologischer und metabolischer Prozesse nachweisbar sind [34]. Der in der Praxis akzeptable Messfehler, d.h., Bias +/- 2 Standardabweichungen (SD), hängt von der speziellen klinischen Fragestellung ab. Im Falle von Einzelmessungen, z.B. um Fieber zu erkennen, sollten systematischer und zufälliger Fehler zusammen so gering wie möglich sein, vorzugsweise unter 0,5°C. Ist allerdings der Trend wiederholter Messungen wichtiger als der absolute Wert, z.B. bei der Basaltemperaturmethode zur Geburtenkontrolle, ist die Präzision wichtiger als die Bias. In einem solchen Falle sollte die Streuung dann unter 0,3°C (2SD) liegen.

Es sollte berücksichtigt werden, dass die angegebene Genauigkeit (Richtigkeit und Präzision) bei kommerziell verfügbaren Thermometern sich üblicherweise auf Messungen im Wasserbad unter Laborbedingungen bezieht. Aufgrund von verschiedenen Störquellen in der praktischen

Anwendung lässt sich diese Genauigkeit meist nicht in der klinischen Praxis erreichen. Darüber hinaus müssen Richtigkeit und Präzision von der Auflösung abgegrenzt werden, welche die kleinste unterscheidbare Differenz bezeichnet (z.B. Anzeigauflösung). Eine Auflösung von  $0,1^{\circ}\text{C}$  wird bei Temperaturmesssystemen üblicherweise als Standard angesehen, auch wenn dies noch keine Aussage über die Genauigkeit der Messung macht.

Zusätzlich sollten auch Sensitivität und Spezifität für diagnostische Anwendungen berücksichtigt werden, wenn ein Schwellwert oder Cut-off benutzt wird, z.B. zur Diagnose eines Fiebers oder der Kontrolle milder therapeutischer Hypothermie.

#### **Zeit:**

In der Langzeitüberwachung ist die Zeit bis zum ersten Messwert typischerweise unkritisch, so dass eine längere Dauer bis zur stabilen Messung akzeptabel sein kann. In solchen Situationen sollte die Zeit zur ersten Messung nicht länger als 1 bis 10 Minuten sein. Eine Kenntnis der tatsächlichen Messzeit und Ansprechrate ist z.B. wichtig bei der Steuerung der therapeutischen Hypothermie, wenn auch schnelle Änderungen der Körperkerntemperatur erkannt werden sollen.

Für Einzelmessungen muss die Messzeit sehr kurz sein, möglichst weniger als 10 Sekunden. In Notfallsituationen ist dies sehr relevant, da Therapieentscheidungen von der Körperkerntemperatur abhängen können (siehe Manchester-Triage-System [35]). In der klinischen Praxis hat man oft keine Zeit, auf das Messergebnis lange warten zu können. Daher werden Anwender oft eine schnellere Messung bevorzugen selbst auf Kosten der Genauigkeit. Dies erklärt auch die verbreitete Anwendung von Infrarot-Ohr-Thermometern, welche teilweise sehr weite Limits of Agreement aufweisen (Ergebnisse verschiedener Gruppen: Daanen:  $-0,44 \pm 0,3^{\circ}\text{C}$  (2SD) [36], Bock et al.:  $0,08 \pm 0,61^{\circ}\text{C}$  (2SD) [37] und Imamura et al.:  $\pm 0,8^{\circ}\text{C}$  (1SD) [38]).

#### **Messbereich:**

Die Norm fordert einen Temperaturmessbereich von  $25^{\circ}\text{C}$  bis  $45^{\circ}\text{C}$ . Allerdings sind auch einzelne Fälle berichtet worden, in denen Körpertemperaturen bis hinunter zu  $14^{\circ}\text{C}$  nachgewiesen wurden. Daher könnte es sinnvoll sein, den Messbereich dahin zu erweitern.

#### **Handhabung:**

Einfache Anwendung und Handhabung sind ein Schlüssel zur Akzeptanz durch den Nutzer und helfen, verlässliche Messungen in der täglichen Praxis zu gewährleisten. Die Methoden sollten einfach in der Anwendung sein, dürfen kein signifikantes Verletzungs- oder Komplikationsrisiko aufweisen, sollten komfortabel für den Patienten und schließlich frei von Messartefakten sein. Die für den Gemessenen komfortable und belastungsarme Anwendung ist auch kritisch in vielen nicht-medizinischen Anwendungen wie der Überwachung von Feuerwehrleuten. Bei der kontinuierlichen Anwendung sind entsprechende Sicherungen gegen Dislokation des Sensors zu fordern, z.B. während der Umlagerung eines Patienten oder bei körperlicher Bewegung eines Hitzearbeiters. Darüber hinaus ist ein Indikator für die Messqualität wünschenswert. In bestimmten Anwendungen kann eine drahtlose Messwertübertragung vorteilhaft sein.

Eine grundsätzliche Forderung ist ein minimales Verletzungsrisiko für den Patienten. Daher sind oft nicht-invasive oder minimal invasive Verfahren zu bevorzugen.

#### **4.1.4. Klinische Leitlinien, Normen und Standards**

Unterschiedliche klinische Leitlinien zur Temperaturmessung wurden in Laufe der Jahre entwickelt. Verschiedene Fachgesellschaften empfehlen die kontinuierliche Temperaturüberwachung insbesondere während Anästhesie und operativen Eingriffen, um Normothermie zu gewährleisten. Die Temperaturüberwachung sollte auch nach Ende des operativen Eingriffs fortgesetzt werden [39-45].

Normen und Standards für die Entwicklung von Temperaturmesssystemen für klinische Anwendungen und für die Arbeitsmedizin sind im Anhang aufgeführt.

## 5. Methoden der Temperaturmessung

Ein guter Überblick über die verschiedenen Methoden zur Temperaturmessung im Allgemeinen und aus technischer Sicht wird in dem Buch von Michalski gegeben [46]. Im Folgenden wird das Schwergewicht auf Methoden gelegt, die entweder Standard im klinischen Gebrauch sind oder sich momentan in der Forschung befinden.

### 5.1. Stand der Technik

Im letzten Jahrhundert war das Quecksilberthermometer in den meisten Patientenversorgungseinrichtungen das Standardmessgerät zur stichprobenartigen Überprüfung der Körpertemperatur. Eine Messung dauerte lange, die Ausführungsform war relativ groß, die Skalen waren schwierig zu lesen und eine mechanische Beschädigung des Thermometers konnte Patienten und Anwender dem giftigen Quecksilber aussetzen. Heutzutage sind diese Thermometer fast komplett durch elektronische bzw. „digitale“ Thermometer ersetzt worden, die mit ihrer numerischen Anzeige eine große Genauigkeit suggerieren und vor allem aufgrund des immer weniger werdenden Personals besser in die heutigen klinischen Arbeitsabläufe passen.

Viele physikalische Prinzipien existieren, um die Temperatur aufgrund von temperatur-sensitiven Effekten wie z.B. die Änderung des Volumens oder des Widerstandes, der Detektion eines Wärmeflusses oder -strahlung zu messen. Die Methoden sind unterteilt in nicht-elektrische (Quecksilber, Alkohol, Materialien mit einer Phasenänderung, Kristallthermometer, Infrarotstrahlung) oder elektrische (Thermistor, Thermoelement) Ansätze. Strahlungsbasierte Sensoren erlauben eine vorteilhafte kontaktlose Messung, während die meisten Sensoren mit dem zu vermessenden Gewebe in Kontakt gebracht werden müssen. Allerdings spielen nicht nur physikalische Prinzipien, sondern auch der physiologische Status (periphere Perfusion, Wärmeverteilung unter verschiedenen Bedingungen) eine wichtige Rolle bei der Messung mit einem Thermometer.

Im täglichen Gebrauch werden oft Ausführungen mit Thermistoren und Thermoelementen verwendet. Sie sind klein, preiswert und erlauben eine einfache elektrische Auswertung. Der Sensor bzw. der Messfühler ist in den unterschiedlichsten Ausführungsformen, wie z.B. in Glass eingegossen, in einem Katheter implementiert oder als Nadelausführung erhältlich. Diese Sensoren haben einen kleinen Drift und sind für den klinischen Gebrauch ausreichend stabil. Die Ansprechzeiten sind durch die jeweilige Ausführungsform (Größe, Form, Material, etc.) bestimmt und liegen typischerweise unter einer Sekunde in Wasser und ungefähr bei drei Sekunden in Luft.

Kontaktlose Methoden basieren in der Regel auf der Detektion von Infrarotstrahlung, die von dem Körper oder Gewebe emittiert wird. Diese Methode misst die Oberflächentemperatur und schätzt die Körperkerntemperatur. Typischerweise wird die Strahlung des Trommelfells gemessen um auf die Kerntemperatur zu schließen [47].

Da unterschiedliche Verständnisse der Begriffe nicht-invasiv und invasiv bestehen können, werden im Folgenden die hier verwendeten Definitionen erläutert:

Invasiv:	Penetration der Haut, Einführung in natürliche Körperöffnungen
Nicht-Invasiv:	Direkter Kontakt mit der Körperoberfläche oder kein direkter Kontakt mit dem Körper

Die Penetration der Haut ist stark invasiv, während die Einführung in natürliche Körperöffnungen weiter unterteilt werden kann: stark invasiv (Harnröhre, Blase, Larynx, Luftröhre), mäßig invasiv (Ösophagus, Nasenrachenraum, äußeres Ohr mit Kontakt zum Trommelfell, Rektum, Sigmoid) und gering invasiv (Mund, äußeres Ohr). Nicht-invasive Methoden sind z.B. Manschetten, Elektroden, Ultraschall, elektrische Ströme, magnetische Felder und optische Verfahren.

#### **Invasive Messorte:**

Invasive Messungen werden gewöhnlich mit Thermometern basierend auf Thermistoren oder Thermoelementen durchgeführt, die in Kathetern oder flexiblen Schläuchen integriert sind und in die Pulmonalarterien, den Ösophagus, das Rektum, die Blase oder den Nasenrachenraum eingeführt werden. Die gastrointestinale Temperatur kann mit telemetrischen Kapseln erfasst werden. Alle Temperaturen repräsentieren die lokale Temperatur an dem jeweiligen anatomischen Ort.

- Pulmonalarterie – der Gold Standard:

Temperatursonden in den Pulmonalarterien (PA) sind ein geeigneter und akkurater Ort, der allerdings einen pulmonalarteriellen Zugang (über einen zentralvenösen Zugang) erfordert, welcher mit relevanten Risiken und Komplikationen verbunden ist. Diese Systeme werden nur benutzt, wenn es eine klinische Indikation für einen Pulmonalkatheter gibt, was in der Regel nur bei kritisch Kranken oder Hoch-Risiko-Patienten auf der Intensivstation oder im Operationssaal der Fall ist.

- Ösophageal:

Ösophageale Sonden werden durch den Mund oder die Nase eingeführt und müssen nahe dem Herzen platziert werden, um mögliche Einflüsse des trachealen Luftflusses zu minimieren. Oft wird die Position der Sonde nach der Prozedur von Mekjavic und Rempel basierend auf Statur oder Sitzhöhe bestimmt [48]. Diese Sonden können nicht oder nur eingeschränkt bei wachen Patienten oder während einer Kopf- oder Nackenoperation oder ösophagealen Eingriffen benutzt werden.

- Blase:

Die Blasentemperatur wird mittels eines in einem Urinkatheter integrierten Temperatursensors gemessen und korreliert gut mit der rektalen, ösophagealen und pulmonalarteriellen Temperatur. Eingeschränkte Richtigkeit der Messung wurde bei geringer Urinproduktion beobachtet [5].

- Rektal:

Rektale Messungen werden gewöhnlich mit einer flexiblen Sonde durchgeführt, die 8 bis 15 cm entfernt vom Analsphinkter platziert wird. Es ist bekannt, dass die Temperatur an diesem Ort etwa 0,2°C höher als in anderen Körperregionen ist. Außerdem ist bei der rektalen Messung auch bei richtiger Platzierung des Sensors eine signifikante Verzögerung von Temperaturänderungen vorhanden, die klinisch relevant sein kann [49]. Aber nicht alle Patienten können mit dieser Methode überwacht werden, wie z.B. bei dünnflüssigen Stühlen. Für Kinder können rektale Messungen sogar traumatisch sein. Die Prozedur ist unsauber und potentiell unhygienisch, und es wird berichtet, dass Sensoren unbemerkt herausfallen können, wenn der Patient sich z.B. bewegt, wodurch Fehlmessungen entstehen [49]. Heute verfügbare Thermometer haben normalerweise keine zusätzlichen Sensoren, die automatisch die Validität der Messung überprüfen.

- Nasopharynx:

Nasopharyngeale Temperaturen werden oft mit einer ösophagealen Sonde gemessen. Der Sensor wird oberhalb des Gaumens positioniert um nahe der Hirn- bzw. Kerntemperatur zu sein. Für verlässliche Messungen ist ein guter Kontakt zwischen der Schleimhaut und der Sonde wichtig. Daher kann diese Methode Nasenbluten provozieren. Außerdem kann die

Sonde sehr leicht verrutschen. Wenn die Sonde aber korrekt platziert ist, der Patient sich nicht bewegt und nicht stark atmet, dann korreliert die gemessene Temperatur sehr gut mit der Kerntemperatur.

#### **Nicht-Invasive Messorte:**

- Trommelfell (kontaktbasiert):

Kontaktbasierte Messungen nutzen Temperatursensoren, die einen physikalischen Kontakt zum Trommelfell haben. Messfehler an diesem Ort sind vergleichbar mit der ösophagealen Temperaturmessung, wenn die Temperatur im anterior-inferior Quadranten gemessen wird [50]. Die kontaktbasierte Temperaturmessung des Trommelfells ist laut vorheriger Definition „leicht invasiv“, da die Gefahr einer Trommelfellperforation besteht. Dieses prinzipielle Risiko ist vergleichbar mit Risiken anderer invasiver Methoden, allerdings wird in der klinischen Praxis von den meisten Anwendern diese Methode als nicht invasiv bezeichnet.

- Trommelfell und Temporalarterie (ohne Kontakt):

Die nicht kontaktbasierte Temperaturmessung des Trommelfells ist sehr verbreitet auf Normalstationen und im ambulanten Bereich, wo im letzten Jahrzehnt infrarot-sensitive Thermometer populär für stichprobenartige Messungen geworden sind. Dabei wird zur Messung der Kerntemperatur entweder die infrarote Strahlung des Trommelfells mit einem in das Ohrloch eingeführten Sensor oder die Strahlung der Temporalarterie gemessen. Diese Methode ermöglicht sehr schnelle Messungen, hat aber dafür nur eine limitierte Genauigkeit aufgrund von Fehlpositionierungen des Sensors oder Einflüssen von Cerumen etc. [36]. Dunleavy et al. berichten, dass sie die Benutzung der infrarot basierten Trommelfelltemperatursensoren auf ihrer Intensivstation abgebrochen haben und nur noch die Blasentemperatur verwenden, da diese eine viel kleinere Differenz zur pulmonalarteriellen Temperatur aufweist (0,1-0,2°C) [51]. Obwohl dieses Problem in mehreren Studien gezeigt wurde, werden Infrarot-Thermometer immer noch aufgrund ihrer komfortablen Handhabung und der sehr schnellen Messung favorisiert, was anscheinend mehr geschätzt wird als eine akkurate Messung. Es sollte ebenso bemerkt werden, dass (fälschlicherweise) eine hohe Genauigkeit angenommen wird. Wie für die kontaktbasierte Temperaturmessung beschrieben, ist auch das kontaktlose Trommelfellthermometer aufgrund der Definition als „leicht invasiv“ einzustufen. Die meisten klinischen Nutzer betrachten sie aufgrund der minimalen Risiken und der einfachen Bedienung allerdings ebenfalls als nicht invasiv.

- Oral:

Die orale Temperaturmessung wird üblicherweise bei stichprobenartigen Messungen als Surrogat für die Kerntemperatur in Situationen geringer Dringlichkeit (z.B. Normalstation) verwendet. Typischerweise wird die sublinguale Temperatur gemessen, welche laut Studien etwa 0,4°C niedriger als die Kerntemperatur ist [52]. Eine stabile Messung braucht nur ein paar Sekunden mit modernen Geräten. Die Messung kann durch die Atemfrequenz, Essenaufnahme oder die Kopftherperatur beeinflusst werden. Die orale Temperatur kann nicht über längere Zeiträume gemessen werden. Während die orale Messung per Definition „leicht invasiv“ ist, bezeichnen die meisten klinischen Nutzer diese Methode aber aufgrund des minimalen Risikos als nicht invasiv; vor allem seit keine Quecksilberthermometer mehr verwendet werden.

- Axillar:

Die Messung der axillaren Temperatur mit einem „digitalen“ Thermometer wird immer noch oft in der klinischen Praxis eingesetzt. Es ist bekannt, dass die axillare Temperatur ungefähr 1-2°C niedriger als die Kerntemperatur (rektal, oral) ist [5, 53]. Der Sensor muss exakt auf die Arteria axillaris aufgelegt werden und die Arme müssen sich an der Körperseite befinden. Die Messung ist komfortabel für den Patienten.

- Stirn:

Die Stirn ist eine der am besten geeigneten Orte für die Zero-Heat-Flux bzw. Heat-Flux Methode, um die Kerntemperatur abzuleiten [54-56]. Neueste Forschungen zielen auf eine Verbesserung der Genauigkeit und die Überprüfung dieser Methode an Patienten mit milder therapeutischer Hypothermie [57,58]. Zero-Heat-Flux-Sensoren sind in Japan, aber noch nicht in Europa oder den USA, kommerziell erhältlich.

- Innerer Lidwinkel des Auges:

Für Massenscreenings von Fieber in Flughäfen wurden Infrarotmessungen verwendet, die auf die Temperatur des inneren Lidwinkels zielen. Kürzlich wurde gezeigt, dass diese Methode während körperlicher Arbeit keinen Bezug zur ösophagealen Temperatur aufweist [59].

- Gastrointestinal:

Eine andere Art der leicht invasiven Temperaturmessung wurde durch eine telemetrische Kapsel („elektronische Pille“) ermöglicht, die von dem Patienten geschluckt wird und mit einer drahtlosen Datenverbindung oder einer internen Speicherung versehen ist [3]. Dieser Sensor misst die Temperatur während der Passage durch den Verdauungstrakt. Der Messfehler ist vergleichbar mit der ösophagealen und rektalen Temperatur [60] und hängt von der jeweiligen Position des Sensors ab, die normalerweise nicht bekannt ist [61,62]. Diese Methode ist für die kontinuierliche Überwachung eine der am besten geeigneten, da sie z.B. während körperlicher Aktivität nicht unkomfortabel ist und maximale Freiheit ermöglicht. Ein verlässlicher Messwert – ähnlich zur rektalen Messung – wird nach vier Stunden nach der oralen Aufnahme erreicht, da die Messungen vor allem bei nicht ausreichend weiter Magen-Darmpassage durch Nahrungs- und Flüssigkeitsaufnahme beeinflusst werden können. Während der Sensor aufgrund der Definition leicht invasiv ist, ist er in Bezug auf Risiko und Komfortprofil eher als nicht invasiv einzustufen.

Ort	Genauigkeit	Reaktionszeit	Invasivität	Komfort	Aspekte
<b>Pulmonalarterien</b>	Gold Standard	kurz	hoch	gering	Infektion, Komplikationen aufgrund von Punktionen (*)
<b>Ösophagus</b>	gut	kurz	mäßig	gering	Lokale Irritationen, ösophageale Perforation (selten), unangenehm in wachen Patienten, mögliche Beeinflussung durch Atmung
<b>Blase</b>	gut	kurz	hoch	gering	Infektion (**), Genauigkeit abhängig von Urinproduktion
<b>Rektum</b>	mäßig	lang	mäßig	gering	Lokale Irritationen, rektale Perforation
<b>Nasopharynx</b>	gut	kurz	mäßig	gering	Lokale Irritationen/Schnittwunden, Dislokation, Nasenbluten
<b>Gastrointestinale Pille</b>	gut	mittel/ lang	gering	hoch	Keine Standardmessposition
<b>Trommelfell/kontakt</b>	gut	kurz	mäßig	gering	Lokale Irritation, Perforation des Trommelfells, Dislokation
<b>Trommelfell/kontaktlos (IR)</b>	gering	kurz	gering	hoch	Genauigkeit
<b>Oral</b>	mäßig	kurz	gering	mäßig	Genauigkeit
<b>Axillar</b>	gering	lang	gering	hoch	Genauigkeit
<b>Stirn</b>	gut	lang	gering	hoch	Lange Startzeit
<b>Innerer Lidwinkel</b>	gering	mittel	gering	hoch	Nicht verlässlich

Tabelle 2: Methoden der Temperaturmessung

(\*) Pulmonalkatheter werden fast ausschließlich zum hämodynamischen Monitoring verwendet. In diesem Fall erhöht die Temperaturmessung nicht die Invasivität oder das Risiko für Komplikationen.

(\*\*) Urinkatheter werden für die Urindrainage eingeführt. In diesem Fall erhöht die Temperaturmessung nicht die Invasivität oder das Risiko für Komplikationen. Es besteht keine medizinische Indikation einen Temperatursensor in die Blase einzuführen, wenn es keine Indikation für einen Urinkatheter gibt.

## 5.2. Methoden in der Forschung und Entwicklung

In der Forschung werden viele physikalische Effekte zur kontaktlosen Bestimmung der Kerntemperatur untersucht. Die verschiedenen Methoden und ihre unterliegenden physikalischen Prinzipien werden im Folgenden kurz erläutert. Die meisten dieser Methoden führen eine nichtinvasive Messung der Hirntemperatur durch und setzen diese - entsprechend der obigen Definition - gleich der Kerntemperatur.

### Zero-Heat-Flux und Heat-Flux

Eine nicht invasive Methode, die Kerntemperatur von einem Sensor auf der Haut abzuleiten, ist die sogenannte Wärmestrom-(engl.: Heat-Flux)Methode. Zwei unterschiedliche Ausführungen wurden bis dato erforscht. Die Zero-Heat-Flux Methode basiert auf einer perfekten thermischen Isolierung einer kleinen Hautfläche von der Umgebung, so dass die Haut im thermischen Gleichgewicht dieselbe Temperatur wie die tieferen Gewebeschichten erreicht. Ein Wärmefluss von Null (Zero-Heat-Flux) kann entweder passiv mit einer perfekten thermischen Isolierung oder durch aktive Erwärmung und somit einer Kompensation der Wärmeverluste der Oberfläche erreicht werden [63,64].

Dieses Prinzip zur nicht invasiven Bestimmung der Kerntemperatur wurde bereits in den siebziger Jahren vorgeschlagen und ist in der letzten Dekade wiederbelebt und z.B. durch eine optimierte Wärmeisolierung verbessert worden [57,58]. Da typischerweise eine aktive Heizung verwendet wird, ist der Energieverbrauch solcher Systeme relativ hoch, was für batteriegetriebene Geräte eine Limitierung darstellen kann.

Ein zweiter Ansatz analysiert den Temperaturgradienten einer wohl definierten thermischen Brücke, die ohne aktive Erwärmung auf die Haut gesetzt wird. Mittels eines mathematischen Modells wird von den gemessenen Temperaturen auf die Kerntemperatur geschlossen. Dieser Ansatz zeigt in klinischen Studien eine ausreichende Genauigkeit [65-67]. Als Nachteile sind die anfängliche Reaktionszeit von mehreren Minuten und die relativ großen Abmessungen des Sensors zu nennen.

### Mikrowellen-Radiometrie

Diese Methode basiert auf der Tatsache, dass jedes Material mit einer Temperatur oberhalb des absoluten Nullpunktes thermische Strahlung im Mikrometer-Wellenlängenbereich aussendet. Das Spektrum der emittierten Strahlung ist direkt von der Temperatur des Materials abhängig. Studien berichten von einer Temperaturentauflösung von  $0,1^{\circ}\text{C}$  für eine nicht invasive subkutane Messung bei einer räumlichen Auflösung von ungefähr 2 cm und einer Wellenlänge von 3 cm [68]. Andere Forschungsgruppen nutzen die Mikrowellen- Radiometrie, um die neonatale Hirntemperatur während einer hypothermischen Behandlung zu überwachen [69]. Nach Forster et al. hat diese Methode den Vorteil, dass sie im Vergleich zur Magnet-Resonanz-Tomographie eher einfache Hardware benötigt und im Vergleich zur Infrarot-Thermographie auch in tiefere Gewebeschichten eindringen kann [70]. Allerdings hat sie eine schlechte zeitliche und räumliche Auflösung, eine hohe Sensitivität gegenüber Interferenzen von anderen elektrischen Quellen und eine mögliche Abhängigkeit von Änderungen der dielektrischen Eigenschaften anstatt von Temperaturänderungen [70].

### **Magnet-Resonanz-Tomographie**

Diese Methode basiert auf der Temperaturabhängigkeit verschiedener physikalischer Parameter, die das MR Signal beeinflussen. Bertsch et al. erreichten eine Präzision der Temperaturprädiktion von  $\pm 2^{\circ}\text{C}$  in ex-vivo Gewebeproben [71]. Delannoy et al. erreichten bei einer Messung in einem Phantom eine Übereinstimmung zwischen ihrer nicht-invasiven und einer invasiven Temperaturmessung von  $0,2^{\circ}\text{C}$  [72]. Kürzlich veröffentlichte Publikationen zeigen Ergebnisse mit einer Präzision von  $\pm 0,3^{\circ}\text{C}$  [73] oder einer mittleren Abweichung zwischen Gehirn und Körperstamm (rektal) von  $1,3 \pm 0,4^{\circ}\text{C}$  [74]. Erst kürzlich ist ein Übersichtsartikel zu diesem Thema erschienen [75]. Und obwohl diese Methode immer noch sehr experimentell ist, zeigen die Ergebnisse doch das Potential, die Temperatur auch in tiefen Gewebeschichten während einer MR Bildgebung zu überwachen.

### **Ultraschall-Thermometrie**

Die Schallgeschwindigkeit hängt unter Anderem auch von der Temperatur des Gewebes ab, durch das sich der Schall ausbreitet. Daher ermöglicht eine Messung der Laufzeit oder des Frequenzspektrums reflektierter Ultraschallpulse eine Abschätzung der Temperatur des Gewebes. Seip et al. berichten von einer erreichten Standardabweichung von  $0,5^{\circ}\text{C}$  bei in-vivo Experimenten [76]. Kaczkowski et al. nutzen den zurück reflektierten Ultraschall zur nichtinvasiven Messung der Temperaturerhöhung während einer thermischen Therapie [77] und Dalong et al. haben sogar 2-D Temperatur-Bildgebung in Echtzeit durchgeführt [78].

### **Nah-Infrarot Spektroskopie**

Es ist bekannt, dass die Lichtabsorption von Gewebe-Chromophoren stark mit der Temperatur korreliert. Wird nah-infrarotes Licht (NIR) benutzt, welches einige Zentimeter in biologisches Gewebe eindringen kann, so wird eine spektrale Veränderung des zurückgestreuten Lichtes in Abhängigkeit von der Temperatur eintreten. Hollies erreichte eine Prädiktion der Temperatur in einem Gewebephantom mit einem Standardfehler von  $0,4^{\circ}\text{C}$  [79].

### **Modell-basierte Schätzung der Kerntemperatur**

Eine weitere vielversprechende Methode misst nicht direkt die Temperatur an sich, sondern berechnet oder schätzt die Kerntemperatur aufgrund von Simulationen. Mit Hilfe eines Kompartimenten-Modells des Patienten, seines Metabolismus und des Blutflusses kann das Temperaturprofil vorhergesagt werden [80]. Gribok et al. nutzten ein autoregressives Modell, um die Kerntemperatur eines Menschen während körperlicher Aktivität vorherzusagen [81]. Um eine kontinuierliche Schätzung der Verteilung der Körpertemperatur in Ratten durchzuführen, wurde von einer Forschergruppe ein Temperaturmapping-System entwickelt, welches auf Thermoelementen, einem zero-heat-flux Sensor und der Lösung der Wärmeleitungsgleichung basiert [82].

### **Infrarot-Thermographie**

Neben dem Monitoring der Kerntemperatur eröffnet die thermographische Messung bei Frühgeborenen zusätzliche Vorteile. Aufgrund ihrer unreifen Thermoregulation müssen sie in einen Inkubator behandelt werden, der aktiv die Regelung der Wärme und Feuchtigkeit übernimmt. Die Kerntemperatur (oder eine Surrogat-Temperatur) des Neonaten wird heutzutage typischerweise mit einem Hauttemperatursensor oder einem rektalen Sensor gemessen. Die komplette Temperaturverteilung des Neonaten kann damit allerdings nicht erfasst werden. Die Thermographie hingegen erlaubt die Temperatur des Frühgeborenen kontaktlos und nicht invasiv zu messen (wodurch auch Kabel im Inkubator reduziert werden) und zeigt zusätzlich die Variabilität der Hauttemperatur. Ein nützlicher Nebeneffekt der Thermographie ist die

Möglichkeit, die Atemfrequenz aus dem Thermogramm aufgrund kleiner lokaler Temperaturänderungen an den Nasenlöchern zu bestimmen[83]. Ein Thermogramm mit verschiedenen „regions of interest“ ist in Abb. 1 gezeigt, in dem auch die Region der kälteren Nase klar erkennbar ist.

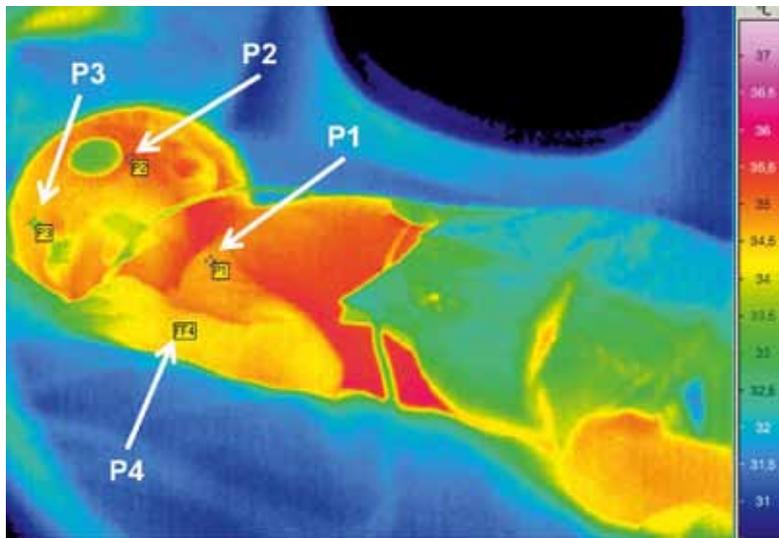


Abb. 1: Thermogramm eines Frühgeborenen in einem Inkubator. Die Nasenöffnungen sind klar erkennbar (grün). Zusätzlich sind vier „regions of interest“ (ROI) mit P1-P4 markiert.

## 6. Einschränkungen und Probleme

### 6.1. Technische Randbedingungen und Probleme

Temperaturmessungen mit einer Präzision von  $\pm 0,1^\circ\text{C}$  sind unter kontrollierten Bedingungen heute technisch einfach zu realisieren. Allerdings kann diese Präzision in klinischen Anwendungen nur bei invasiven Messungen der Körperkerntemperatur ohne Artefakte, z.B. durch Bewegungen und Dislokationen, erreicht werden. Solche Bedingungen sind gewöhnlich nur im Labor, nicht aber in der täglichen Praxis gegeben. Bis heute gibt es keinen Sensor, der schnell, nichtinvasiv und zuverlässig die Körperkerntemperatur messen kann.

Bei einigen Anwendungen wäre es zudem vorteilhaft, Indikatoren zur Signalqualität während der Messung bereitzustellen, die detektierte Bewegungsartefakte oder einen Zuverlässigkeitsindex anzeigen. Ein Beispiel sei ein Kontakt-Sensor zur Messung der Hauttemperatur, dessen thermische Ankopplung zur Hautoberfläche nicht mehr gegeben ist. Diese Information ist in der Regel für die Interpretation des auftretenden Temperaturabfalls nicht verfügbar und der angezeigte Temperaturabfall könnte einerseits durch einen pathologischen Prozess oder andererseits durch eine Fehlmessung verursacht sein. Werden Temperaturen an mehreren Stellen auf der Körperoberfläche erfasst (zum Beispiel im Fall eines Temperatur-Mappings oder auch für redundante Messungen), wäre die Anzeige eines Qualitätsindex ebenfalls hilfreich.

Außerdem sind die heutigen Temperatursensoren nicht in allen klinischen Bereichen einsetzbar. Bei der Magnetresonanztomographie kann es zum unerwünschten Aufheizen des Gewebes und applizierter Sensoren mit lokalen Gewebetemperaturen von  $42^\circ\text{C}$  und mehr im Körper kommen. Solche Temperaturen stellen eine signifikante Gefährdung des Patienten dar, insbesondere dann, wenn der Patient nicht in der Lage ist, dies entsprechend anzuzeigen (z.B. unter Narkotika). Derzeitige Standardsensoren zur Temperaturmessung sind nicht für MR geeignet. Eine mögliche Lösung ist die Messung der Temperatur mit einem Faser-optischen Fabry-Perot Sensor, der ähnlich wie ein gewöhnlicher Temperatursensor zu gebrauchen und zugleich MR-kompatibel ist. Die Erwärmung von Geweben tritt auch während Strahlungs-therapien auf, wobei hier häufig die Gewebe nicht zugänglich sind und somit die lokalen Temperaturen nicht überwacht werden können.

Heute sind Basisparameter wie Herzfrequenz, Atemfrequenz und Hauttemperatur leicht und kontinuierlich in Verbindung mit Informationen zu Patientenaktivitäten bzw. anderen Kontextinformationen messbar. Ermöglicht wurde dies durch Fortschritte in der Miniaturisierung von Sensoren und Elektronik, einhergehend mit fast unbegrenzt verfügbaren Rechen- und Kommunikationsmöglichkeiten. Damit ist man beispielsweise in der Lage, durch eine Modellbasierte Analyse dieser leicht verfügbaren Signale und Parameter, Hitzschläge bei Feuerwehrleuten im Einsatz vorherzusagen. Dies wurde in Machbarkeitsstudien bereits gezeigt. Die Ergebnisse dieser laufenden Forschungsaktivitäten sind vielversprechend, aber nicht ohne weiteres auf medizinische Anwendungen zu übertragen. Im Gegensatz zu der kleinen und in der Regel gesunden Gruppe von Feuerwehrleuten müssen die Modelle in klinischen Applikationen für unterschiedlichste Patientengruppen geeignet sein. Die Verwendung von „Ersatzgrößen“ in Verbindung mit verbesserten physiologischen Modellen ist hier ein möglicher Ansatz, um die Körperkerntemperatur zu überwachen.

Ein erster Schritt, um Temperaturmessungen mit existierenden Sensoren zu verbessern, besteht im Erkennen von beschädigten Kabeln oder verrutschten Sensoren (z.B. bei Rektalthermometern). Außerdem sollten automatisch Einflüsse der Umgebungstemperatur und Luftströmungen, wie dies z.B. für In-Ohrsensoren notwendig ist, berücksichtigt werden. Eine Funkanbindung von Sensoren kann in verschiedenen Anwendungsbereichen zur Verringerung des „Kabelsalats“ ebenfalls vorteilhaft sein.

## 6.2. Medizinische Randbedingungen und Probleme

Neben technischen Aspekten gilt es, für einen Temperaturwert den physiologischen und pathologischen Hintergrund sowie den medizinischen Kontext der Messung in Betracht zu ziehen. Eine erhöhte Körperkerntemperatur während und nach körperlicher Aktivität ist wahrscheinlich nicht auf einen geänderten Temperatur-Sollwert zurückzuführen, während bei Fieber eine Sollwerterhöhung Teil der Abwehrreaktion des Körpers ist. Darüber hinaus gibt es weitere Effekte, die insbesondere bei nicht-invasiven Messungen die Interpretation eines Messwertes erschweren können. Nichtinvasive Messungen (z.B. Messungen der Hauttemperatur) hängen stark von der Hautdurchblutung und dem vasomotorischem Status ab. Eine Hypothermie ist mit einer verminderten Hautdurchblutung verknüpft, die durch eine Vasokonstriktion der peripheren arterio-venösen Shunts ausgelöst ist. Im Gegensatz dazu tritt bei einer Hyperthermie eine periphere Vasodilatation verbunden mit erhöhter Hautdurchblutung auf. Die periphere Vasodilatation wird ebenso unter körperlicher Aktivität beobachtet, während Fieber (initial) eine Vasokonstriktion induziert. Beim hyperdynamischen septischen Schock wird eine erhöhte Hautdurchblutung beobachtet. Aus diesen Gründen muss für eine korrekte klinische Interpretation der gesamte Kontext der Messung, der mit einem Temperaturwert verknüpft ist, einbezogen werden [84].

Wichtig ist auch die sorgfältige Abwägung des Risiko-Nutzen-Verhältnisses. Hochgradig invasive Sensoren, wie z. B. der Pulmonalarterienkatheter, erlauben stabile und zuverlässige Temperaturmessungen, gehen allerdings mit einem hohen Risiko möglicher schwerer Komplikationen einher. Weniger invasive Sensoren sind sicherer in der Anwendung und verursachen weniger Komplikationen, jedoch treten häufiger Fehlmessungen auf. Eine Risiko-Nutzen-Abwägung muss zum Beispiel im Falle des therapeutischen Wärmemanagements unter Verwendung der Körperkerntemperatur als Zielvariable diesen Umstand mit berücksichtigen.

Das Problem der intraoperativen Hypothermie ist gut dokumentiert und allgemein anerkannt. Der klinische Nutzen eines aktiven Wärmemanagements während Operationen ist bestätigt worden [85-87].

Studien haben die nachteilige Wirkung schon einer milden Hypothermie auf den Patienten nachgewiesen. So wurden ein erhöhtes Risiko für weitere chirurgische Eingriffe [88] und chirurgische Wundinfektionen, eine erhöhte kardiale Morbidität z. B. bei Patienten mit koronarer Herzkrankheit [89-91], Störungen der Blutgerinnung und erhöhter Transfusionsbedarf, verlängerte Wirkdauer von Medikamenten, eine verzögerte Erholung nach der Narkose, verbunden mit Schüttelfrost und allgemeinem thermischen Unbehagen [92] beobachtet.

Ebenso wurde z.B. für Hüftgelenkersatz-Operationen nachgewiesen [34], dass eine rigorose intraoperative Erwärmung den intraoperativen Blutverlust deutlich reduziert. Eine aktuelle Meta-Analyse, die 14 randomisierte kontrollierte Studien einschloss, kam zu ähnlichen Ergebnissen und berichtet von deutlich erhöhtem Blutverlust bei einer milden Hypothermie [93].

Der Vorteil eines verbesserten Thermo-Managements ist auch bei kleineren Eingriffen wie Biopsien nachgewiesen [94], ebenso zeigte sich eine Verlängerung des Krankenhausaufenthaltes von Patienten nach einer Bauchoperation auf Grund perioperativer Hypothermie.

Medicare in den Vereinigten Staaten von Amerika hat deshalb eine Initiative gestartet, in der während und nach chirurgischen Eingriffen die Dokumentation entweder der Normothermie oder einer angemessenen Wärmetherapie gefordert wird. Zudem verlangen bereits Vorschriften („Pay-per-Performance“ oder SCIP, „Surgical Care Improvement Project“), entweder die Normothermie oder die aktive Erwärmung in der perioperativen Phase zu dokumentieren. Anästhesisten, die in ihrer Praxis gemäß der „Physician Quality Reporting Initiative (PQRI)“ arbeiten, erhalten einen 2%igen-Bonus im Jahr 2011, welcher im Laufe der Jahre abnimmt. Im Jahr 2016 kommt es zu einer effektiven Verringerung der Vergütung um 2%, wenn diese Dokumentation nicht durchgeführt wird [95,96]. Inzwischen hat sich die aktive Erwärmung des Patienten als Standardprozedur für die perioperative Phase in den USA etabliert.

Zur Erwärmung des Patienten gibt es mehrere Methoden, die auch bei komplexen Eingriffen einer Unterkühlung entgegenwirken. Dabei erfolgt die Wärmezufuhr zum Patienten während eines Eingriffes in der Regel ohne Überwachung von dessen Körperkerntemperatur und allein mit dem Ziel, eine Hypothermie zu vermeiden. Da viele Anwender glauben, dass ein Patient nicht überhitzt werden kann, wird dazu massiv Wärme appliziert. Tatsächlich besteht auf Grund leistungsfähiger Erwärmungsmethoden allerdings durchaus eine Überhitzungsgefahr. So ist es heute möglich, auch bei komplexen Eingriffen wie „Off-Pump-Coronary Artery-Bypass-Operationen“ (OPCAB-Operationen), den Patienten mit geeigneten Verfahren normotherm zu halten. Deshalb sollte bei Anwendung einer Wärmetherapie im Idealfall immer die Kerntemperatur mit überwacht werden. Jedoch hat der Mangel an verfügbaren und einfach anzuwendenden Körperkern-Thermometern in vielen Fällen - insbesondere bei Regionalanästhesien - dazu geführt, dass die Erwärmung ohne begleitende Kerntemperatur-Kontrollmessung eingesetzt wird. Die Diskrepanz zwischen den vorhandenen Möglichkeiten der Wärmetherapie und dem Fehlen einer effektiven kontinuierlichen Temperaturüberwachung unterstreicht die Bedeutung verbesserter Temperaturmessung.

Ein weiterer Aspekt betrifft die veränderte Pharmakokinetik und Pharmakodynamik von Anästhetika und Muskelrelaxanzien während der Hypothermie. Sessler et al. untersuchten die Wirkdauer von Fentanyl, Propofol und Muskelrelaxanzien als Funktion der Temperatur und konnten u.a. zeigen, dass eine Unterkühlung um 2°C die Wirkdauer des Muskelrelaxans Vecuronium um 60% verlängert [87]. In der Regel verzögert eine Hypothermie die Wirkung von Medikamenten und die Elimination von Arzneimitteln mit der Folge deutlich längerer Halbwertszeiten. Solche Effekte wurden für die milde Hypothermie nachgewiesen [97-100]. Eine kontinuierliche Temperaturüberwachung, die eventuell an unterschiedlichen anatomischen Positionen gleichzeitig erfolgt, während einer Narkose könnte somit zur Verbesserung des Operationserfolges beitragen, wenn Hypo- und Hyperthermie rechtzeitig erkannt und letztere durch geregelte Heizmethoden verhindert würde.

Außerhalb der Intensivstation erfolgt heute keine kontinuierliche und zuverlässige Temperaturmessung – allerdings wäre dies dringend geboten. Auf der Normalstation könnten Fieber oder gar eine Sepsis durch eine verbesserte Überwachung der Temperatur frühzeitiger erkannt werden. Ebenso würde die automatische Berechnung und Dokumentation von Risiko-Tabellen erleichtert. Derzeitiger Standard ist das manuelle Erfassen der Temperatur während der üblichen Pflege ein- oder zweimal am Tag.

Ein weiterer Problembereich betrifft die Temperaturüberwachung bei Berufsgruppen, die körperlicher Belastung und/oder Hitzestress mit der Folge eines erhöhten Risikos eines Hitzschlages ausgesetzt sind (wie z.B. Feuerwehrleute). Bei ihnen ist es derzeit nicht üblich, die Körperkerntemperatur im Einsatz zu überwachen, so dass Hyperthermien kaum rechtzeitig erkannt werden können.

### **6.3. Einschränkungen und Probleme in der täglichen Routine**

Das größte Problem in der täglichen Routine liegt im fehlendem Bewusstsein vieler klinischer Anwender um die Notwendigkeit einer genauen Messung der Körperkerntemperatur und eines effektiven Temperaturmanagements [101]. Häufig wird die Temperatur nicht überwacht, da das Potential der Temperaturüberwachung für eine erfolgreichere Behandlung des Patienten nicht anerkannt wird [88]. So sinkt bei der Einleitung der Narkose die Körperkerntemperatur des Patienten, da Wärme vom wärmeren Körperkern zur kühleren Peripherie strömt. Dieser Wärmeverlust übersteigt die metabolische Wärmeproduktion, was ohne aktive Erwärmung des Patienten zu einer perioperativen Abnahme der Körperkerntemperatur um 2 bis 3°C führt. Dennoch zeigte eine kürzlich veröffentlichte Studie, dass die intraoperative Überwachung der Temperatur (diese erfolgt heute in nur 20% aller Operationen) und das aktive Wärmen des Patienten (derzeit eingesetzt in nur 39% aller Operationen) noch nicht Standard der Gesundheitsversorgung in Europa sind [102]. Während diagnostischer und therapeutischer Interventionen, etwa beim Einsetzen eines Coronar-Stents, die wenige Minuten aber auch mehrere Stunden dauern können, erfolgt oft überhaupt keine Überwachung der Temperatur. Auch wird diese in nur 6% der Regionalanästhesien eingesetzt [102]. Ein einfacher Sensor zur kontinuierlichen, nichtinvasiven Temperaturmessung, der gleichzeitig bequem in der Handhabung ist, ist derzeit nicht verfügbar, wird aber dringend benötigt.

Außerklinisch kann die Temperaturüberwachung zur Vermeidung von gefährlichen und potentiell tödlichen Hitzschlägen angewandt werden, deren Bedeutung in einer kürzlich erschienenen Studie erneut gezeigt wurde. Nach Angaben des US-Verteidigungsministeriums wurden bei Armeee Angehörigen 286 Fälle von Hitzschlag und 1854 Fälle von Erschöpfung durch Überhitzung berichtet. Dies entspricht einer Inzidenz für Hitzschläge und Überhitzungsfälle von 0,21 und 1,36 per 1000 Personen-Jahren [103].

Zu erwähnen sind schließlich die direkten und indirekten Kosten der Temperaturmessung und des Wärmemanagements. Die Anschaffungskosten für einen Temperatursensor hängen zunächst vom jeweiligen Anwendungsgebiet ab. Im Falle eines Massenscreenings muss ein Sensor (wenn nur einmalig verwendbar) sehr billig sein, wohingegen für Spezialanwendungen, die bereits per se hohe Kosten verursachen, höhere Ausgaben für die Temperaturmessung akzeptabel sein können. Neben den Ausgaben für die Temperaturmessung sind darüber hinaus zusätzliche Aufwendungen für den Einsatz eines aktiven Wärmemanagements zu berücksichtigen. Allerdings sind die tatsächlichen Kosten schwer zu quantifizieren, da positive

Wirkungen des Wärmemanagements (bessere Patientenerholung, seltener Komplikationen) typischerweise erst später in einer Gesamtbilanz sichtbar werden. Ein Versuch der Quantifizierung von Kosten des Wärmemanagements ist z.B. zu finden in [43]. Mahoney et al. schätzten die zusätzlichen Ausgaben auf etwa 2.500\$ bis 7.000\$ pro Operation, falls die Temperatur nur 1,5°C unterhalb der Normaltemperatur ist [104].

Zusammenfassend zeigt sich ein signifikanter Nutzen der Temperaturüberwachung, auf den das medizinische Personal verstärkt aufmerksam gemacht werden sollte. Erforderlich wäre insbesondere eine angemessene oder intensivere Schulung in der Überwachung der Temperatur sowie des aktiven Thermo-Managements.

## 7. Forschungsbedarf

### 7.1. Technische Aspekte

In technischer Hinsicht besteht ein erheblicher Forschungsbedarf. Erstens müssen die vorhandenen Technologien verbessert werden. Zweitens sind neue Temperatur-Sensoren für spezifische Anwendungsszenarien zu entwickeln. Existierende Sensoren und Technologien müssen robuster gegenüber Messartefakten werden, erforderliche Messzeiten müssen verkürzt sowie die Messgenauigkeit verbessert werden. Häufig ist eine berührungslose Messung wünschenswert. Neben der Möglichkeit einer zuverlässigen nichtinvasiven Überwachung der Körperkerntemperatur sollte als zusätzliche Option gleichzeitig die periphere Temperatur erfasst werden können. Dadurch können der Wärmefluss und die Wärmeverteilung berechnet werden, um so z.B. die Zentralisierung eines Patienten zu detektieren. Wesentliches Kriterium für den Markterfolg eines neuen Messsystems ist natürlich Bedienerfreundlichkeit im Sinne einer einfachen und sicheren Handhabung (siehe Abschnitt 4.1.3 und 6.3).

Wichtig und wünschenswert ist die automatische Erkennung von abgefallenen oder verschobenen Temperatursensoren, unabsichtlich unterbrochenen Kabelverbindungen oder auch die zusätzliche Anzeige eines Zuverlässigkeitsindex. Bis heute wird bei einem angezeigten Temperaturabfall nicht automatisch bewertet, ob dieser möglicherweise durch einen Artefakt verursacht oder mit einem echten pathologischen Zustand des Patienten verknüpft ist. Ein zusätzlicher Sensor könnte z.B. den Hautkontakt des Temperatur – Sensors überwachen oder eine dedizierte Signalverarbeitung könnte einen Signalqualitätsindex zusammen mit der Temperatur bereitstellen.

Zur Verringerung der Belastungen für die Patienten durch eine separate zusätzliche Temperaturmessung könnten Temperatur-Sensoren zu existierenden medizinischen Geräten hinzugefügt werden. Ähnlich wie dies beim Blasenkatheter bereits heute Standard ist, könnte z.B. jede invasive Sonde oder jeder Katheter mit einem Temperaturfühler ausgestattet werden, um zusätzlich eine Temperaturmessung zu ermöglichen. Bei Infusions-Kathetern muss dann natürlich die Kühlwirkung der Infusionsflüssigkeit berücksichtigt werden. Ein anderer Ansatz betrifft Stirn-Sensoren, die anstelle der Körperkerntemperatur eine zuverlässige „Ersatz“-Temperatur liefern und die eventuell um weitere Sensormodalitäten (z. B. SpO<sub>2</sub>, EEG, Nah-Infrarot-Spektroskopie) erweitert bzw. in diese integriert werden könnten. Weitere technische Verbesserungen sind die Anzeige der Eindringtiefe von rektalen und ösophagealen Sonden oder individuell geformte Ohrstöpsel mit integrierten Temperatursensoren.

Die bislang unzureichenden Messmethoden auf der Normalstation bieten Anlass für einen Paradigmenwechsel. Heutige kontinuierliche und invasive Messverfahren zur Bestimmung der Körperkerntemperatur sind hier schlecht zu implementieren bzw. aufgrund der Risiko-Nutzen und der Kosten-Nutzen-Aspekte nicht akzeptabel. In diesem Anwendungsbereich spielt die Genauigkeit der Temperaturmessung eine untergeordnete Rolle; wichtiger ist vielmehr das frühzeitige Erkennen einer Verschlechterung des Patientenzustandes mit ausreichender Sensitivität und Spezifität. Bei Bedarf kann im Anschluss eine „invasivere“ und/oder häufigere Temperaturüberwachung eingesetzt werden.

Haut-Temperaturen können sehr einfach, kontinuierlich und bequem gemessen werden. Sie sind aber nicht geeignet, um zuverlässig die Körperkerntemperatur und deren Veränderungen zu messen. Erst eine Multiparameter-Analyse zusammen mit komplementären Parametern wie der Herzfrequenz, der Herzfrequenzvariabilität etc. –, die bereits heute kontinuierlich und komfortabel mit kleinen Geräten gemessen werden können, könnte eine Schätzung und Überwachung der Körperkerntemperatur technisch möglich machen. Dafür müssen für den jeweiligen Anwendungsfall maßgeschneiderte Algorithmen unter Verwendung physiologischer und physikalischer Modelle sowie – noch nicht vorhandener – Datenbanken entwickelt, untersucht und getestet werden. Schließlich muss natürlich die Eignung dieser Methodik in klinischen Studien nachgewiesen werden.

Die derzeit gültige internationale Norm für klinische Thermometer ISO 80601-2-56 erfordert klar definierte statistische Methoden, um unterschiedliche Thermometer zu vergleichen und muss eingehalten werden.

## **7.2. Medizinische Aspekte**

Was ist eine „angemessene“ Definition der Körperkerntemperatur, und was ist im Rahmen einer klinischen Fragestellung die „richtige“ Temperatur? Obwohl die Körperkerntemperatur, deren Definition in Kapitel 4.1.1. vorgestellt wurde, als Referenztemperatur für viele diagnostische und therapeutische Anwendungen dient, gibt es keine klare und verbindliche Vereinbarung, welche Temperatur z. B. bei großen chirurgischen Eingriffen verwendet werden sollte. Daher muss eine verbesserte Definition der Körperkerntemperatur für die klinische Praxis anwendungsorientiert formuliert werden. Anschließend ist die Frage zu klären, welche Temperatur-Messmethode jeweils gewählt werden sollte. Im Allgemeinen ist es nicht möglich, einen Pulmonalarterien-Katheter zu applizieren, so dass für eine Temperaturmessung gleichwertige anatomische Orte gewählt werden müssen. Die Wahl der Temperatur-Messverfahren ist auch sehr wichtig, wenn man Ergebnisse klinischer Studien vergleichen möchte. In Abhängigkeit von der klinischen Fragestellung müssen unterschiedliche Messorte und Kompartimente hinsichtlich ihrer inhärenten Genauigkeit und Dynamik analysiert werden.

In einem großen systematischen Literaturreview sollten deshalb die genannten Aspekte für alle etablierten Methoden und korrespondierenden Messpunkte analysiert werden. Es ist jedoch auch klar, dass jeder Messort spezifischen Einschränkungen unterworfen und nicht für jede klinische Fragestellung gleichermaßen geeignet ist. Eventuell kann dieses Problem durch neue Technologien zumindest teilweise gelöst werden, wenn es gelingt, zuverlässig Temperaturen auch von tieferen Gewebeschichten von der Körperoberfläche aus zu bestimmen.

Vorteilhaft kann auch die Messung des Temperaturunterschiedes zwischen dem Körperkern und der Peripherie sein, wofür eine Kartierung (Mapping) der Temperaturverteilung in Betracht gezogen werden sollte. Ein mögliches Anwendungsbeispiel ist die frühzeitige Diagnose von Fieber oder Sepsis bei Neugeborenen, indem Änderungen in zentralen und peripheren Temperaturen beobachtet und ausgewertet werden [20]. Diese Art der klinischen Temperaturüberwachung ist derzeit für Erwachsene nicht verfügbar.

Der Einfluss von Temperaturmessungen, der Einsatz des Wärmemanagements auf Therapieergebnisse und damit assoziierte Kosten sollten intensiver untersucht werden. Große epidemiologische Studien sind darüber hinaus erforderlich, um die Inzidenz der Hypothermie in der perioperativen Medizin zu quantifizieren, was helfen könnte, die Temperaturmessung als Bestandteil der klinischen Standardversorgung weiter zu etablieren. Gleichfalls sind Standards, Normen und klinische Richtlinien dafür zu entwickeln oder anzupassen.

Obwohl die Temperaturüberwachung und ein Wärmemanagement des Patienten bereits Bestandteil in den Curricula für Mediziner und Pflegeberufe sind, sollte ihre Bedeutung für die tägliche Routine noch mehr hervorgehoben werden.

In der Arbeitsmedizin sollten in Studien die Beziehungen unter Wärme- und Kälte-Belastung bewertet werden, indem Körperkerntemperaturen und körperliche Leistungsveränderungen sowie das Auftreten von temperaturbezogenen Krankheiten näher analysiert werden. So ist zwar die höhere Toleranz trainierter Personen gegenüber höheren Körperkerntemperaturen bekannt, aber es ist noch im Wesentlichen unklar, welche Einflussfaktoren zu einem Hitzschlag unter Belastung beitragen.

Zero-Heat-Flux oder Heat-Flux-Sensoren sind seit langem bekannt und ermöglichen bereits kontinuierliche nicht-invasive Messungen der Körperkerntemperatur. Bisher allerdings haben diese Sensoren nicht ihren Weg in die klinische Praxis gefunden. Gründe hierfür, wie z.B. eine mangelnde Kenntnis dieser Technik bei den Medizinern, eine zu komplexe Technologie, wenig attraktive Marktgrößen mit sehr begrenzten Anwendungsszenarien oder mangelnde Leistungsfähigkeit (z.B. große Verzögerungszeit bis zum ersten Messwert) in bestimmten Aspekten sollten im Detail analysiert werden. Erkenntnisse und Schlussfolgerungen hieraus sind auch für andere technische Ansätze interessant.

Bei Neu- und Frühgeborenen sind mehrere Effekte nicht klar verstanden. Oft wird z.B. die Migration der Temperaturverläufe von der Peripherie zum Körperkern beobachtet, für die verschiedene Hypothesen zur Erklärung herangezogen werden. Eine mögliche Erklärung nimmt eine Reaktion der Stoffwechselrate des Babys in Verbindung mit thermischem Stress an, eine andere begründet dies durch die Interaktion der Mutter mit dem Neu- und Frühgeborenen [105].

Frühgeborene können nur in einem sehr engen Temperaturbereich ihre Normtemperatur halten. Außerhalb dieses Bereiches sollte – im Sinne der theoretischen Mess- und Regeltechnik – ein passives Regelverhalten beobachtet werden, da keine aktiven Mechanismen zur Temperaturregulation wirksam sind. Allerdings treten auch dann noch lokale Temperaturschwankungen in Thermogrammen der Haut auf, was darauf schließen lässt, dass die Thermoregulation von Frühgeborenen tatsächlich doch kein passiver Prozess ist. Ursache dieses Effektes bei Frühgeborenen könnten Einflüsse des autonomen Nervensystems sein, die das Phänomen jedoch nicht befriedigend und ausreichend erklären.

Neugeborene reagieren sehr empfindlich auf Hypo- sowie Hyperthermie und es zeigen sich thermische Belastungen außerhalb des Normbereiches als vegetative Effekte wie z.B. Tachypnoen und Apnoen [106-108]. Deshalb ist ein besseres Verständnis für den Wärmehaushalt des Neugeborenen notwendig. So steht z.B. noch die Beschreibung der Wärmebilanz beim „Kangaroo Mother Care“ aus, bei dem die Mutter das nackte Kind auf der nackten Brust trägt

(Haut-auf-Haut). Zur Berechnung der Wärmebilanz sind z.B. die Konvektion von der Rückseite des Babys und Wärmeleitungseffekte zwischen der Mutter und dem Kind zu berücksichtigen. Derzeit nimmt man an, dass der Wärmeabfluss von der Mutter zum Baby dessen Wärmehaushalt sicherstellt.

Neben diesen medizinischen Aspekten sollte die Rolle des Temperatur-Managements in Bezug auf Komfortaspekte für den Patienten nicht unterschätzt werden. In der Tat mag eine adäquate Körpertemperatur, bei der der Patient sich wohl fühlt, Einfluss auf die Genesung haben. Deshalb sollte z.B. untersucht werden, ob und gegebenenfalls wie eine Vorwärmung von Patienten vor einem chirurgischen Eingriff die Wirkung von erforderlichen Sedativa unterstützt oder vermindert (weil eine Hypothermie einen zusätzlichen Stressfaktor darstellt). Ergebnisse mehrerer Studien für diese Fragestellung sind ambivalent und bedürfen weiterer Forschung [109-111].

## 8. Zusammenfassung

Die Temperatur ist ein wichtiger Vitalparameter und ein wichtiges diagnostisches Werkzeug in vielfältigen Feldern der klinischen Überwachung (Monitoring) bzw. der Beurteilung von Patienten, sowie in nicht-medizinischen Applikationen, da die Kerntemperatur in einem engen normothermen Bereich reguliert werden muss. Verschiedene und unterschiedliche Temperaturkompartimente existieren und können ihre eigene spezifische Bedeutung oder spezifische Zusatzinformationen liefern, wenn sie überwacht werden. Die Kerntemperatur allerdings ist die wichtigste Temperatur, da viele klinische Diagnosen und rechtliche Grenzwerte der Arbeitsmedizin sich auf diese Temperatur beziehen. Die in diesem Positionspapier verwendete Definition der Kerntemperatur stammt aus einer physiologischen Perspektive, die aber, abhängig von spezifischen Applikationen oder Therapien, angepasst bzw. in einen konkreten Ausdruck umformuliert werden muss.

Da die Kerntemperatur sich auf die innersten Körperkompartimente bezieht, werden die Pulmonalarterie oder die Hirntemperatur gewöhnlich als Goldstandard für die Temperaturmessung bezeichnet. Allerdings ist die Anwendung dieser Methoden nicht immer möglich, da sie sehr invasiv und mit relevanten Risiken verbunden sind. Daher werden verschiedene andere Messorte mit geringerer Invasivität, aber gleichzeitig einem erhöhten Messfehler verwendet: ösophageal, tympanisch (kontaktbasiert), eine gastrointestinale Temperaturpille, rektal, nasopharyngeal, oral oder axillär. Die Wahl der richtigen bzw. besten Methode hängt vom spezifischen Szenario und einer Risiko-Nutzen-Abschätzung ab, die folgende Punkte berücksichtigen sollte: Richtigkeit, Präzision, Reaktionszeit, klinischer Nutzen bzw. Mehrwert und das Patientenrisiko.

Unabhängig von den verschiedenen Messorten können generelle Anforderungen an ein Sensorsystem zur Temperaturmessung definiert werden. Der Sensor sollte möglichst schnell messen können (ein genaues Messergebnis sollte für Einzelmessungen nach 10s zur Verfügung stehen), der Messfehler (Bias plus zwei Standardabweichungen) sollte  $0,5^{\circ}\text{C}$  oder besser sein mit einem Messbereich von  $25^{\circ}\text{C}$  bis  $45^{\circ}\text{C}$  (oder für extreme Fälle untere Grenze bis zu  $14^{\circ}\text{C}$ ) und er sollte einfach zu bedienen sein. Idealerweise ist der Sensor komfortabel für den Patienten, nicht-invasiv und preiswert. Zusätzlich sollte das Sensorsystem in der Lage sein, periphere Temperaturen zu messen, um Wärmeströme, Temperaturgradienten oder andere Parameter berechnen zu können. Diese Parameter könnten eventuell eine Vorhersage der Temperatur oder die Bestimmung von weiteren nützlichen Informationen ermöglichen.

Die verwendeten Methoden zur Temperaturmessung basieren auf verschiedensten physikalischen Prinzipien. Im täglichen Gebrauch werden üblicherweise Thermistoren und Thermoelemente für kontaktbasierte Methoden und infrarot-sensitive Geräte für kontaktfreie Methoden (um z.B. die Temperatur des Trommelfells zu messen) verwendet. Die elektronische Pille und der Heat-Flux-Sensor sind zwei Methoden, die bis dato noch nicht sehr verbreitet sind. Beide Methoden ermöglichen eine Messung der Körpertemperatur mit ihren spezifischen Randbedingungen und Anforderungen. In der Forschung konzentriert sich die Entwicklung vor allem auf eine nicht-invasive Messung der Kerntemperatur. Dabei werden verschiedene Methoden wie z.B. Mikrowellen-Radiometrie, Magnet-Resonanz-Thermometrie, Ultraschall-Thermometrie, Nah-Infrarot-Spektroskopie und Simulationen zur Prädiktion der Kerntemperatur erforscht.

Die Temperaturmessung ist im alltäglichen Gebrauch mit vielfältigen Problemen und Limitierungen behaftet. Obwohl alle Messsysteme unter Laborbedingungen sehr genau und präzise

messen, produzieren sie entweder Fehlmessungen durch falsche Benutzung oder Bedienung, instabile Umgebungsbedingungen oder Bewegungsartefakte, oder können aufgrund der Umgebungsbedingungen (z.B. MRT oder Strahlentherapie) nicht verwendet werden. Sowohl die Messartefakte als auch Medikations- oder physiologische Effekte müssen von dem medizinischen Personal berücksichtigt werden, wenn eine Entscheidung aufgrund des gemessenen und möglicherweise gestörten Temperaturwerts getroffen wird. Ein signifikantes, aber unterschätztes Problem ist die Hypothermie während chirurgischer Eingriffe, bei denen eine Temperaturmessung und ein Thermomanagement eine perioperative Hypothermie vermeiden und somit das Behandlungsergebnis verbessern kann. Trotzdem sind ein kontinuierliches Temperaturmonitoring und ein ausreichendes Thermomanagement immer noch nicht konsistent als Standard in der Patientenversorgung etabliert. Das Bewusstsein für die Bedeutung der Temperaturmessung muss geschärft werden, um eine Reduktion der Kosten, ein verbessertes Outcome und einen erhöhten Patientenkomfort zu erreichen.

Zukünftige Forschung sollte auch eine Meta-Analyse oder ein systematisches Review aller bewährten Methoden und Messorte der Temperaturmessung, die exakte Analyse der Funktion des Hypothalamus, eine epidemiologische Studie der Inzidenz von Hypothermie und des möglicherweise verbesserten Outcome und der reduzierten Kosten aufgrund von aktivem Thermomanagement einschließen.

## Literaturverzeichnis

- [0] Wartzek T, Mühlsteff J, Imhoff M. Temperature Measurement. *Biomed Tech (Berl)* 2011; 56: 241-257.
- [1] Mackowiak PA, Wasserman SS, Levine MM. A critical appraisal of 98.6 degrees F, the upper limit of the normal body temperature, and other legacies of Carl Reinhold August Wunderlich. *JAMA*; 268(12):1578–80.
- [2] Silbernagl S, Despopoulos A. *Taschenatlas der Physiologie*: Thieme; 2007.
- [3] Lim CL, Byrne C, Lee JKW. Human Thermoregulation and Measurement of Body Temperature in Exercise and Clinical Settings. *Ann Acad Med Singapore* 2008; 37(4):347–53.
- [4] Kurz A, Sessler DI, Lenhardt R. Perioperative Normothermia To Reduce The Incidence Of Surgical-Wound Infection And Shorten Hospitalization. *The New England Journal Of Medicine* 1996; 334(19):1209–15.
- [5] Insler SR, Sessler DI. Perioperative Thermoregulation and Temperature Monitoring. *Anesthesiology Clinics* 2006; 24:832–7.
- [6] Bennett J, Ramachandra V, Webster J, Carli F. Prevention of hypothermia during hip surgery: effect of passive compared with active skin surface warming. *Br J Anaesth* 1994; 73(2):180–3.
- [7] Carli F, Emery PW, Freemantle CA. Effect of perioperative normothermia on postoperative protein metabolism in elderly patients undergoing hip arthroplasty. *Br J Anaesth* 1989; 63(3):276–82.
- [8] A. Bräuer, Perl T, Quintel M. Perioperatives Wärmemanagement. *Der Anaesthesist* 2006;12:1321–40.
- [9] Horn E, Torossian A. Perioperative Hypothermie - Prophylaxe, Therapie und Physiologie. *Anästhesiol Intensivmed Notfallmed Schmerzther* 2010;45:160–6.
- [10] Abelha FJ, Castro MA, Neves AM, Landeiro NM, Santos CC. Hypothermia in a surgical intensive care unit. *BMC Anesthesiology* 2005;5(7):1471–2253.
- [11] Sessler DI. Mild Perioperative Hypothermia. *The New England Journal Of Medicine* 1997; 336(24):1730–7.
- [12] Park SY, Nahm FS, Kim YC, Lee SC, Sim SE, Lee SJ. The cut-off rate of skin temperature change to confirm successful lumbar sympathetic block. *J. Int. Med. Res*;38(1):266–75.
- [13] Stevens MF, Werdehausen R, Hermanns H, Lipfert P. Skin temperature during regional anesthesia of the lower extremity. *Anesth. Analg* 2006; 102(4):1247–51.
- [14] American Conference of Industrial Hygienists (ACGIH). Threshold limit values for physical agents in the work environment 1986-1989. American conference of Governmental Industrial Hygienists 1988.
- [15] Ulmer HV, Kuhn P, Carow C. Orientierende Untersuchung zur Hitzetoleranz bei kurzzeitigen Einsätzen an extrem exponierten Arbeitsplätzen (170°C); Available from: [www.uni-mainz.de/FB/Sport/physio/pdf/files/arbphyfeld3.pdf](http://www.uni-mainz.de/FB/Sport/physio/pdf/files/arbphyfeld3.pdf).
- [16] BERNARD T, DUKESDOBOS F, RAMSEY J. Evaluation and control of hot working environments: Part II – The scientific basis (knowledge base) for the guide. In: Elsevier Ergonomics Book Series: Elsevier; 2000, p. 337–346.
- [17] Griefahn B, Kühnemund C, Bröde P. Vergleichende Bewertung von Pressluftatmern. *Arbeitsmed Sozialmed Umweltmed* 1998; 33:444–9.
- [18] Faff J, Tutak T. Physiological responses to working with fire fighting equipment in the heat in relation to subjective fatigue. *Ergonomics* 1989; 32(6):629–38.
- [19] Melling AC, Ali B, Scott EM, Leaper DJ. Effects of preoperative warming on the incidence of wound infection after clean surgery: a randomised controlled trial. *Lancet* 2001; 358:876–80.
- [20] Messaritakis J, Anagnostakis D, Laskari H, Katerelos C. Rectal-skin temperature difference in septicaemic newborn infants. *Arch. Dis. Child* 1990; 65(4 Spec No):380–2.
- [21] Rubinstein EH, Sessler DI. Skin-surface temperature gradients correlate with fingertip blood flow in humans. *Anesthesiology* 1990; 73(3):541–5.
- [22] Jones B. A reappraisal of the use of infrared thermal image analysis in medicine. *IEEE Transactions on Medical Imaging* 1998; 17(6):1019–27.
- [23] Arora N, Martins D, Ruggerio D, Tousimis E, Swistel AJ, Osborne MP et al. Effectiveness of a noninvasive digital infrared thermal imaging system in the detection of breast cancer. *Am. J. Surg* 2008; 196(4):523–6.
- [24] Gonzalez F. Infrared Imager Requirements for Breast Cancer Detection. In: Engineering in Medicine and Biology Society, 2007. EMBS 2007. 29th Annual International Conference of the IEEE; 2007, p. 3312–3314.
- [25] Henßge C, Knight B (eds.). *The estimation of the time since death in the early postmortem period*. 1st ed. London: Edward Arnold; 1995.
- [26] Sessler DI. Temperature Monitoring and Perioperative Thermoregulation. *Anesthesiology* 2008; 109(2):318–38.
- [27] The Commission for Thermal Physiology of the International Union of Physiological Sciences. Glossary of terms for thermal physiology, Third Edition. *Jpn.J.Physiol* 2001; 51(2):245–80.

- [28] Stone JG, Young WL, Smith CR, Solomon RA, Ostapkovich N, Wang A. Do Temperatures Recorded At Standard Monitoring Sites Reflect Actual Brain Temperature During Deep Hypothermia? *Anesthesiology* 1991; 75(3).
- [29] Cork RC, Vaughan RW, Humphrey LS. Precision and accuracy of intraoperative temperature monitoring. *Anesth. Analg* 1983; 62(2):211–4.
- [30] Bissonnette B, Sessler DI, LaFlamme P. Intraoperative temperature monitoring sites in infants and children and the effect of inspired gas warming on esophageal temperature. *Anesth. Analg* 1989; 69(2):192–6.
- [31] Glosten B, Sessler DI, Faure EA, Karl L, Thisted RA. Central temperature changes are poorly perceived during epidural anesthesia. *Anesthesiology* 1992; 77(1):10–6.
- [32] Peron P. The choice of the method for body temperature measurement in intensive care patients: a literature review. *Professioni infermieristiche* 2010; 63(2):99–105.
- [33] International Organization for Standardization. Guide to the expression of uncertainty measurement (GUM: 1995): Guide pour l'expression de l'incertitude de mesure (GUM: 1995). 1st ed. Geneva: International Organization of Standardization; 2008.
- [34] Winkler M, Akça O, Birkenberg B, Hetz H, Scheck T, Arkiliç CF et al. Aggressive warming reduces blood loss during hip arthroplasty. *Anesth. Analg* 2000; 91(4):978–84.
- [35] Mackway-Jones K, Krey J (eds.). Ersteinschätzung in der Notaufnahme: Das Manchester-Triage-System. 1st ed. Bern: Huber; 2006.
- [36] H. A. M. Daanen. Infrared tympanic temperature and ear canal morphology. *Journal of Medical Engineering & Technology* 2006; 30(4):224–34.
- [37] M. Bock et al. The accuracy of a new infrared ear thermometer in patients undergoing cardiac surgery: [La précision d'un nouveau thermomètre auriculaire infrarouge chez des patients de cardiologie]. *Can J Anaesth* 2005; 52:1083–7.
- [38] M. Imamura et al. The accuracy and precision of four infrared aural canal thermometers during cardiac surgery. *Acta Anaesthesiol Scand* 1998; 42:1222–6.
- [39] Harper CM, Andrzejowski JC, Alexander R. Editorial 2 - NICE and warm. *British Journal of Anaesthesia* 2008; 101(3):293–5.
- [40] American Society of Anesthesiologists. STANDARDS FOR BASIC ANESTHETIC MONITORING; 2011; Available from: <http://www.asahq.org/For-Healthcare-Professionals/Standards-Guidelines-and-Statements.aspx>. [December 07, 2010].
- [41] New Jersey Department of health and senior services. N.J.A.C. TITLE 8 CHAPTER 43A STANDARDS FOR LICENSURE OF AMBULATORY CARE FACILITIES; 2007.
- [42] Hooper VD, Chard R, Clifford T, Fetzer S, Fossum S, Godden B et al. ASPAN's Evidence-Based Clinical Practice Guideline for the Promotion of Perioperative Normothermia. *Journal of PeriAnesthesia Nursing* 2009; 24(5):271–87.
- [43] Clinical practice guideline - The management of inadvertent perioperative hypothermia in adults: National Collaborating Centre for Nursing and Supportive Care; 2008.
- [44] Sessler DI. A proposal for new temperature monitoring and thermal management guidelines. *Anesthesiology* 1998; 89(5):1298–300.
- [45] Montanini S, Martinelli G, Torri G, Berti M, Pattono R, Borzomati E et al. Recommendations on perioperative normothermia.: Working Group on Perioperative Hypothermia, Italian Society for Anesthesia, Analgesia, Resuscitation, and Intensive Care. *Minerva Anesthesiol* 2001; 67(3):157–8.
- [46] Michalski L, Eckersdorf K, Kucharski J, McGhee J. *Temperature Measurement*: John Wiley & Sons Ltd; 2001.
- [47] Schmitz T, Bair N, Falk M, Levine C. A comparison of five methods of temperature measurement in febrile intensive care patients. *Am J Crit Care* 1995; 4:286–92.
- [48] Mekjavić IB, Rempel ME. Determination of esophageal probe insertion length based on standing and sitting height. *J. Appl. Physiol* 1990; 69(1):376–9.
- [49] Yamakage M, Kawana S, Watanabe H, Namiki A. The utility of tracheal temperature monitoring. *Anesth. Analg* 1993; 76(4):795–9.
- [50] Brinnel H, Cabanac M. Tympanic temperature is a core temperature in humans. *Journal of Thermal Biology* 1989; 14(1):47–53.
- [51] Dunleavy KJMMRCC. Which core body temperature measurement method is most accurate? *Nursing* 2010; 40(12):18–9.
- [52] Ilsley AH, Rutten AJ, Runciman WB. An evaluation of body temperature measurement. *Anaesth Intensive Care* 1983; 11(1):31–9.
- [53] Chaturvedi D, Vilhekar KY, Chaturvedi P, Bharambe MS. Comparison of axillary temperature with rectal or oral temperature and determination of optimum placement time in children. *Indian Pediatr* 2004; 41:600–3.

- [54] Togawa T, Tamura T, Öberg PÅ. Biomedical transducers and instruments. Boca Raton, Fla: CRC Press; 1997.
- [55] Ball SG, Chalmers DM, Morgan AG, Solman AJ, Losowsky MS. A clinical appraisal of transcutaneous deep body temperature. *Biomedicine* 1973; 18(4):190–4.
- [56] Matsukawa T, Ozaki M, Sessler DI, Nishiyama T, Imamura M, Kumazawa T. Accuracy and precision of „deep sternal“ and tracheal temperatures at high- and low-fresh-gas flows. *Br J Anaesth* 1998; 81(2):171–5.
- [57] Zeiner A, Klewer J, Sterz F, Haugk M, Krizanac D, Testori C et al. Non-invasive continuous cerebral temperature monitoring in patients treated with mild therapeutic hypothermia: An observational pilot study. [February 10, 2011].
- [58] Teunissen LPJ, Klewer J, Haan A de, Koning JJ de, Daanen HAM. Non-invasive continuous core temperature measurement by zero heat flux. *Physiol. Meas* 2011; 32(5):559–70.
- [59] Teunissen LPJ, Daanen HAM. Infrared thermal imaging of the inner canthus of the eye as an estimator of body core temperature. *J Med Eng Technol* 2011; 35(3–4):134–8.
- [60] Byrne C, Lim CL. The ingestible telemetric body core temperature sensor: a review of validity and exercise applications. *British Journal of Sports Medicine* 2007; 41(3):126–33.
- [61] Kolka M. Use of an ingestible telemetry sensor to measure core temperature under chemical protective clothing. *Journal of Thermal Biology* 1997; 22(4-5):343–9.
- [62] Lee SM, Williams WJ, Fortney Schneider SM. Core temperature measurement during supine exercise: esophageal, rectal, and intestinal temperatures. *Aviat Space Environ Med* 2000; 71(9):939–45.
- [63] Fox RH, Solman AJ. A new technique for monitoring the deep body temperature in man from the intact skin surface. *J. Physiol. (Lond.)* 1971; 212(2):8P–10P.
- [64] Togawa T, Nemoto T, Tsuji T, Suma K. Deep temperature monitoring in intensive care. *Resuscitation* 1979; 7(1):53–7.
- [65] GUNGA H, SANDSUND M, REINERTSEN R, SATTLER F, KOCH J. A non-invasive device to continuously determine heat strain in humans. *Journal of Thermal Biology* 2008; 33(5):297–307.
- [66] Gunga H, Werner A, Stahn A, Steinach M, Schlabs T, Koralewski E et al. The Double Sensor—A non-invasive device to continuously monitor core temperature in humans on earth and in space. *Respiratory Physiology & Neurobiology* 2009; 169:63.
- [67] Kimberger O, Thell R, Schuh M, Koch J, D. I. Sessler and A. Kurz. Accuracy and precision of a novel non-invasive core thermometer. *British Journal of Anaesthesia* 2009; 103(2):226–31.
- [68] Edrich J, Jobe WE, Cacak RK, Hendee WR, Smyth CJ, Gautherie M et al. Imaging thermograms at centimeter and millimeter wavelengths. *Ann. N. Y. Acad. Sci* 1980; 335:456–74.
- [69] Han JW, van Leeuwen GM, Mizushina S, van de Kamer JB, Maruyama K, Sugiura T et al. Monitoring of deep brain temperature in infants using multi-frequency microwave radiometry and thermal modelling. *Phys Med Biol* 2001; 46(7):1885–903.
- [70] Foster KR, Cheever EA. Microwave radiometry in biomedicine: a reappraisal. *Bioelectromagnetics* 1992; 13(6):567–79.
- [71] Bertsch F, Mattner J, Stehling MK, Müller-Lisse U, Peller M, Loeffler R et al. Non-invasive temperature mapping using MRI: comparison of two methods based on chemical shift and T1-relaxation. *Magn Reson Imaging* 1998; 16(4):393–404.
- [72] Delannoy J, Chen CN, Turner R, Levin RL, Le Bihan D. Noninvasive temperature imaging using diffusion MRI. *Magn Reson Med* 1991; 19(2):333–9.
- [73] Kozak LR, Bango M, Szabo M, Rudas G, Vidnyanszky Z, Nagy Z. Using diffusion MRI for measuring the temperature of cerebrospinal fluid within the lateral ventricles. *Acta Paediatrica* 2009.
- [74] Covaciu L, Rubertsson S, Ortiz-Nieto F, Ahlström H, Weis J. Human brain MR spectroscopy thermometry using metabolite aqueous-solution calibrations. *J. Magn. Reson. Imaging* 2010; 31(4):807–14.
- [75] Rieke V, Butts Pauly K. MR thermometry. *J. Magn. Reson. Imaging* 2008; 27(2):376–90.
- [76] Seip R, Ebbini E. Noninvasive estimation of tissue temperature response to heating fields using diagnostic ultrasound. *IEEE Trans. Biomed. Eng* 1995; 42(8):828–39.
- [77] Kaczkowski P, Anand A. Temperature rise measured noninvasively during thermal therapy using backscattered ultrasound. In: *IEEE Ultrasonics Symposium* 2004, p. 720–723.
- [78] Dalong Liu E, Ebbini. Real-Time 2-D Temperature Imaging Using Ultrasound. *IEEE Trans. Biomed. Eng* 2010; 57(1):12–6.
- [79] Hollis VS. Non-Invasive Monitoring of Brain Tissue Temperature by Near-Infrared Spectroscopy. Ph.D. London; 2002.
- [80] Koch J, Kellner R, Kimberger O. Validierung eines Simulationsprogramms für die Validierung eines Simulationsprogramms für die Thermoregulation von Patienten und Feuerwehrleuten. *Biomed Tech* 2010(55 (Suppl. 1)).

- [81] Gribok AV, Buller MJ, Hoyt RW, Reifman J. A Real-Time Algorithm for Predicting Core Temperature in Humans. *IEEE Trans. Inform. Technol. Biomed* 2010; 14(4):1039–45.
- [82] T. Matsui, K. Hagsiawa, T. Ishizuka, K. Matsumura, M. Ishihara, S. Sato et al. Development of a continuous temperature mapping system using a deep body thermometer. [November 08, 2010].
- [83] Fei J, Pavlidis I. Virtual thermistor. *Conf Proc IEEE Eng Med Biol Soc* 2007:250–3.
- [84] Nierman DM. Tools that we use: If you can't measure it, you can't manage it. *Crit Care Med* 2007; 35(1):312–3.
- [85] Hannenberg AA, Sessler DI. Improving Perioperative Temperature Management. *Anesthesiology* 2008; 107(5):1454–7.
- [86] Lenhardt R. Monitoring and thermal management. *Best Practice & Research Clinical Anaesthesiology* 2003; 17(4):569–81.
- [87] Sessler DI. Complications and Treatment of Mild Hypothermia. *Anaesthesiology* 2001; 95(2):531–43.
- [88] Karalapillai D, Story DA, Calzavacca P, Licari E, Liu YL, Hart GK. Inadvertent hypothermia and mortality in post-operative intensive care patients: retrospective audit of 5050 patients. *Anaesthesia*, 2009 2009; 64:968–72.
- [89] Fleisher LA, Beckman JA, Brown KA, Calkins H, Chaikof EL, Chaikof E et al. ACC/AHA 2007 Guidelines on Perioperative Cardiovascular Evaluation and Care for Noncardiac Surgery: Executive Summary: A Report of the American College of Cardiology/American Heart Association Task Force on Practice Guidelines (Writing Committee to Revise the 2002 Guidelines on Perioperative Cardiovascular Evaluation for Noncardiac Surgery) Developed in Collaboration With the American Society of Echocardiography, American Society of Nuclear Cardiology, Heart Rhythm Society, Society of Cardiovascular Anesthesiologists, Society for Cardiovascular Angiography and Interventions, Society for Vascular Medicine and Biology, and Society for Vascular Surgery. *J. Am. Coll. Cardiol* 2007; 50(17):1707–32.
- [90] Frank SM, Fleisher LA, Breslow MJ, Higgins MS, Olson KF, Kelly S et al. Perioperative maintenance of normothermia reduces the incidence of morbid cardiac events. A randomized clinical trial. *JAMA* 1997; 277(14):1127–34.
- [91] Frank SM, Beattie C, Christopherson R, Norris EJ, Perler BA, Williams GM et al. Unintentional hypothermia is associated with postoperative myocardial ischemia. The Perioperative Ischemia Randomized Anesthesia Trial Study Group. *Anesthesiology* 1993; 78(3):468–76.
- [92] American Society of Anesthesiologists. Quality Incentives in Anesthesiology: Perioperative Normothermia; Available from: <http://www.asahq.org/For-Members/Advocacy/Office-of-Governmental-and-Legal-Affairs/Perioperative-Normothermia.aspx>.
- [93] Rajagopalan S, Mascha E, Na J, Sessler DI. The Effects of Mild Perioperative Hypothermia on Blood Loss and Transfusion Requirement. *Anesthesiology* 2008; 108(1):71–7.
- [94] Melling AC, Ali B, Scott EM, Leaper DJ. Effects of preoperative warming on the incidence of wound infection after clean surgery: a randomised controlled trial. *Lancet* 2001; 358(9285):876–80.
- [95] Cartrell S. New normothermia measure heats up patient-temperature management. *Healthcare purchasing news* 2010; March.
- [96] Gershon R. Medicare/Medicaid Payment Solutions: (from Fall Issue, scope newsletter). [February 16, 2011]; Available from: <https://gesa.memberclicks.net/>.
- [97] Caldwell JE, Heier T, Wright PM, Lin S, McCarthy G, Szenohradszky J et al. Temperature-dependent pharmacokinetics and pharmacodynamics of vecuronium. *Anesthesiology* 2000; 92(1):84–93.
- [98] Heier T, Clough D, Wright PMC, Sharma ML, Sessler DI, Caldwell JE. The influence of mild hypothermia on the pharmacokinetics and time course of action of neostigmine in anesthetized volunteers. *Anesthesiology* 2002; 97(1):90–5.
- [99] Leslie K, Sessler DI, Bjorksten AR, Moayeri A. Mild hypothermia alters propofol pharmacokinetics and increases the duration of action of atracurium. *Anesth. Analg* 1995; 80(5):1007–14.
- [100] Fritz HG, Holzmayr M, Walter B, Moeritz K, Lupp A, Bauer R. The effect of mild hypothermia on plasma fentanyl concentration and biotransformation in juvenile pigs. *Anesth. Analg* 2005; 100(4):996–1002.
- [101] Scott EM, Buckland R. A systematic review of intraoperative warming to prevent postoperative complications. *AORN J* 2006; 83(5):1090-104, 1107-13.
- [102] Torossian A. Survey on intraoperative temperature management in Europe. *European Journal of Anaesthesiology* 2007; 24:668–75.
- [103] Department of Defense. Medical Surveillance Monthly Report. *MSMR* 2007; 14(2):14–5.
- [104] Mahoney CB, Odom J. Maintaining intraoperative normothermia: a meta-analysis of outcomes with costs. *AANA J* 1999; 67(2):155–63.
- [105] Gerald B. Merenstein MD FAAP, Sandra Lee Gardner RN MS CNS PNP, Gardner SL. *Handbook of Neonatal Intensive Care*. 5th ed.: Mosby; 2002.

- [106] Dzukou T, de la Pintiere A, Betremieux P, Vittu G, Roussey M, Tietche F. Kangaroo mother care: bibliographical review on the current attitudes, their interests and their limits. *Archives of pediatrics* 2004; 11(9):1095–100.
- [107] Littleton LY, Engebretson JC. *Maternal, Neonatal, and Women's Health Nursing (Maternal, Neonatal, & Women's Health Nursing)*. 1st ed.: Delmar Cengage Learning; 2001.
- [108] King Edward Memorial/Princess Margaret Hospitals. NCCU CLINICAL GUIDELINES Section: 4 Thermoregulation: Neonatal temperature ranges; Available from: [www.kemh.health.wa.gov.au/services/nccu/guidelines/documents/7227.pdf](http://www.kemh.health.wa.gov.au/services/nccu/guidelines/documents/7227.pdf).
- [109] Kimberger O, Illievich U, Lenhardt R. The effect of skin surface warming on pre-operative anxiety in neurosurgery patients. *Anaesthesia* 2007; 62(2):140–5.
- [110] Kober A, Dobrovits M, Djavan B, Marberger M, Barker R, Bertalanffy P et al. Local active warming: an effective treatment for pain, anxiety and nausea caused by renal colic. *J. Urol* 2003; 170(3):741–4.
- [111] Wen RJ, Leslie K, Rajendra P. Pre-operative forced-air warming as a method of anxiolysis. *Anaesthesia* 2009; 64(10):1077–80.

## Anhang: Wichtige Normen und Standards

- IEC 60601-2-56: Particular requirements for basic safety and essential performance of screening thermographs for human febrile temperature screening.
- ISO 80601-2-56: This standard specifies the general, metrological and technical requirements for electrical clinical thermometers.
- IEC 80601-2-59: This Standard specifies the basic safety and essential performance of screening thermographs intended to be used for non-invasive human febrile temperature screening of groups of individuals under indoor environmental conditions.
- IEC 80601-2-35: This Standard applies to the basic safety and essential performance of heating devices using blankets, pads or mattresses in medical use.
- DIN EN 12470: Klinische Thermometer für die kontinuierliche Messung.
- ASTM E1965 - 98(2009): Standard Specification for Infrared Thermometers for Intermittent Determination of Patient Temperature
- ISO 7933:2004: Ergonomics of the thermal environment – Analytical determination and interpretation of heat stress using calculation of the predicted heat strain.



# VDE

**VERBAND DER ELEKTROTECHNIK  
ELEKTRONIK INFORMATIONSTECHNIK e.V.**

Stresemannallee 15  
60596 Frankfurt am Main  
Telefon 069-6308-0  
Telefax 069-6312925  
[www.vde.com](http://www.vde.com)  
[service@vde.com](mailto:service@vde.com)



ISBN 978-3-925512-25-4

