

TECHNISCHE UNIVERSITÄT MÜNCHEN

TUM School of Engineering and Design

**Persönliche Schutzausrüstung im Sport und
Arbeitsumfeld: Maßnahmen zur Reduktion und
Überwachung der thermischen Belastung und
Beanspruchung**

Stefanie Katharina Paßler, M. Sc.

Vollständiger Abdruck der von der TUM School of Engineering and Design der
Technischen Universität München zur Erlangung des akademischen Grades einer

Doktorin der Ingenieurwissenschaften (Dr.-Ing.)

genehmigten Dissertation.

Vorsitz:

Prof. Dr. phil. Klaus Bengler

Prüfer der Dissertation:

1. Prof. Dr.-Ing. Veit St. Senner

2. Prof. Dr. Joachim Hermsdörfer

Die Dissertation wurde am 26.08.2021 bei der Technischen Universität München eingereicht
und durch die TUM School of Engineering and Design am 14.07.2022 angenommen.

FÜR MEINE FAMILIE

DANKSAGUNG

Die Arbeit entstand während meiner Tätigkeit an der Professur für Sportgeräte und Sportmaterialien der Technischen Universität München von 2016 bis 2020.

Mein besonderer Dank gilt meinem Doktorvater Herrn Prof. Dr.-Ing. Veit Senner. Herzlichen Dank für Ihr Vertrauen in meine Fähigkeiten, Ihre konstruktive Unterstützung auf meinem Weg und Ihre warmherzige Art.

Meinen Kolleginnen und Kollegen der Professur für Sportgeräte und Sportmaterialien sowie des Lehrstuhls für Ergonomie danke ich für die bereichernde, von guter Zusammenarbeit und angenehmen Begegnungen geprägte Zeit. Ein spezieller Dank geht an Sonja Schneider für ihre Unterstützung bei statistischen Fragen.

Ein herzliches Dankeschön geht an Simona Chiritescu-Kretsch für ihre Unterstützung in allen administrativen Angelegenheiten. Ich danke auch den Mitarbeitern der Werkstatt – Heribert Hart, Michael Arzberger sowie Robert Papist – für ihre stete Hilfsbereitschaft bei technischen Problemen.

Meinen Studentinnen, Studenten und Hilfskräften danke ich für die tatkräftige Unterstützung bei der Durchführung der Projekte. Ein besonderer Dank geht an Sophia Heyl, Oliver Stöckl, Claas Lendt, Lukas Ronneberger und Niklas Müller, die mit ihrem Engagement wesentlich zum Gelingen dieser Arbeit beigetragen haben.

Mein herzlicher Dank gilt meinen Freundinnen. Vielen Dank für eure Liebe und Unterstützung! Ein spezieller Dank geht an Anja Röpling für das Korrekturlesen der Dissertation.

Meiner Familie gebührt der größte Dank! Ich danke euch für eure fortwährende, uneingeschränkte Unterstützung, eure Aufmunterungen in schwierigen Zeiten und eure Liebe!

Vielen Dank!

München, August 2021

KURZFASSUNG

Persönliche Schutzausrüstung (PSA) beeinträchtigt den Wärmeaustausch des Körpers mit seiner Umgebung. Kann das Wärmegleichgewicht des Körpers durch die Thermoregulation nicht mehr aufrechterhalten werden, steigen die Körperkerntemperatur und die Herzfrequenz, der Wasser-Elektrolyt-Haushalt kann aus dem Gleichgewicht geraten. Begleiterscheinungen einer hohen thermischen Beanspruchung sind eine verminderte Arbeitsleistung und Ausdauer. Hitzebedingte Erkrankungen im Sport und Arbeitsumfeld sind keine Seltenheit. Sofern das Tragen einer PSA nicht vorgeschrieben ist, wird diese aufgrund mangelhaften Komforts und der zusätzlichen körperlichen Belastung häufig unsachgemäß bzw. nicht getragen. Um die Akzeptanz und somit die Tragequote der Persönlichen Schutzausrüstung zu erhöhen, muss diese ergonomischer gestaltet werden. Dies beinhaltet insbesondere die Optimierung des Thermomanagements.

Die vorliegende Arbeit zeigt zwei technische Lösungen zur Reduktion der thermischen Belastung am Kopf. Der Fokus liegt hierbei auf persönlicher Kühlausrüstung, im Speziellen, Ausrüstung auf Basis von Phase Change Materials und flüssigkeitsgekühlte Ausrüstung. Ergänzend zur Reduktion der thermischen Belastung mittels Kühlung, stellt die Überwachung der thermischen Beanspruchung des Menschen eine weitere Möglichkeit zur Prävention hitzebedingter Erkrankungen dar. Im Rahmen dreier Teilstudien werden kommerziell verfügbare Geräte sowie neue technische und modellbasierte Lösungen zur nichtinvasiven Überwachung der thermischen Beanspruchung des Menschen analysiert. Untersucht werden die Körperkerntemperatur, die Herzfrequenz und der Wasser-Elektrolyt-Haushalt.

Beide Prototypen der persönlichen Kühlausrüstung für den Kopf reduzieren sowohl die thermische Belastung als auch den lokalen thermischen Diskomfort über die Dauer von bis zu 120 Minuten. Bei der Kühlung durch Phase Change Materials ist zu beachten, dass die Phasenübergangstemperatur leicht unterhalb der thermischen Indifferenzzone des Menschen (27–33 °C) liegen sollte, um Hautirritationen und Kälteschmerz zu vermeiden. Die Ergebnisse zeigen, dass eine PSA bei heißen Umgebungsbedingungen mit einer persönlichen Kühlausrüstung ergänzt werden sollte. Diese kann, abhängig von der thermischen Belastung und der PSA, am Torso und/oder am Kopf getragen werden.

Das erstellte linear gemischte Modell mit minimaler Anzahl an physiologischen Eingabeparametern (LMM_{\min}) schätzt die Körperkerntemperatur mit einem $RMSE$ von 0,19 °C. Das R^2 des Modells liegt bei .72. Grundlage des LMM_{\min} ist die nichtinvasive Messung der Herzfrequenz, der isolierten Hauttemperatur am Sternum und des Wärmestroms an der Scapula.

Die Herzfrequenzmessung mit einem Brustgurt wird aufgrund der für die Messgenauigkeit notwendigen engen Passform häufig als unkomfortabel bewertet. Die optische Pulsfrequenzmessung (Photoplethysmographie) ist deutlich komfortabler und erfreut sich, insbesondere am Handgelenk und am Ohr, immer größerer Beliebtheit. Die untersuchten Pulsfrequenzmessgeräte tendieren zu einer geringen, systematischen Unterschätzung der Herzfrequenzen ≤ 90 bpm (Cosinuss°One: 0,40 bpm; DashPro: 0,32 bpm) sowie ≥ 100 bpm (Cosinuss°One: 1,6 bpm; DashPro: 0,51 bpm). Anhand dieser Ergebnisse lässt sich schlussfolgern, dass die photoplethysmographische Pulsfrequenzmessung im äußeren Gehörgang eine valide Alternative zur Herzfrequenzmessung darstellt. Dieses Urteil bezieht sich jedoch ausschließlich auf die Anwendung der Pulsfrequenzmessgeräte unter kontrollierten Testbedingungen und für gesunde, körperlich aktive Personen. Bewegungsartefakte sind die größte Herausforderung dieser Messmethode. Diese müssen anhand technischer Verbesserungen deutlich reduziert werden, um die Genauigkeit und Präzision auch während körperlicher Aktivität und außerhalb einer Laborumgebung zu gewährleisten.

Mit Beantwortung der Forschungsfragen und Erreichen der Forschungsziele der vorliegenden Arbeit wird ein wissenschaftlicher Beitrag geleistet auf dem Weg, hin zu einer in Bezug auf Ergonomie verbesserten PSA. Die Kombination aus persönlicher Kühlausrüstung und der Zustandsüberwachung der Vitalparameter dient dem umfangreichen Schutz der Gesundheit sowie der Steigerung des Komforts und der Leistungsfähigkeit von Arbeitnehmern und Sportlern. Digitalisierung und künstliche Intelligenz bieten das Potential, um körperliche Aktivitäten im Sport und Arbeitsumfeld noch sicherer zu gestalten.

ABSTRACT

Personal Protective Equipment (PPE) impairs the body's heat exchange with its environment. If the body's thermal equilibrium can no longer be maintained by thermoregulation, core body temperature and heart rate rise and water-electrolyte balance becomes imbalanced. High thermal stress is accompanied by a reduction in work performance and endurance. Heat-related illnesses are not infrequent in sports and work environments. If wearing personal protective equipment is not required, PPE is often worn improperly or not worn at all due to insufficient comfort and the additional physical stress experienced. In order to increase the acceptance and thus the usage of PPE, it must be designed more ergonomically. In particular, this enhanced ergonomic design should include the optimization of thermal management.

This thesis presents two technical solutions for reducing thermal stress on the head. The focus is on personal cooling equipment, in particular equipment made of phase change materials, as well as liquid-cooled equipment. In addition to helping reduce thermal stress in PPE by means of cooling, the monitoring of the thermal strain of humans in this study may also contribute to the further exploration of the prevention of heat-related illnesses. Three sub-studies will analyze commercially available equipment, as well as new technical and model-based solutions for noninvasive monitoring of human thermal strain. The study will investigate core body temperature, heart rate and water-electrolyte balance.

The two prototypes of personal cooling equipment for the head reduce both thermal stress and local thermal discomfort over the duration of up to 120 minutes. When cooling occurs through phase change materials, it is important to consider that the phase transition temperature should be slightly below the human thermal indifference zone (27–33 °C) to avoid skin irritation and cold pain. The results show that personal protective equipment should be supplemented with personal cooling equipment in hot ambient conditions. The personal cooling equipment can be worn on the torso and/or head, depending on the thermal load and the personal protective equipment.

The built linear mixed-effect model with a minimum number of physiological input parameters (LMM_{min}) estimates core body temperature with a *RMSE* of 0.19 °C. The R^2 of the model is .72. The basis of the LMM_{min} is the noninvasive measurement of heart rate, isolated skin temperature at the sternum, and heat flux at the scapula.

Many people consider heart rate measurement with a chest strap uncomfortable due to the tight fit required for measurement accuracy. Optical pulse rate measurement (photoplethysmography) is significantly more comfortable and is becoming increasingly popular, especially at the wrist and the ear. The investigated pulse rate monitors tend to slightly underestimate heart rates below 90 bpm (Cosinuss^oOne: 0.40 bpm;

DashPro: 0.32 bpm) and above 100 bpm (Cosinuss°One: 1.6 bpm; DashPro: 0.51 bpm). Based on these results, it can be concluded that photoplethysmographic pulse rate measurement in the external auditory canal is a valid alternative to heart rate measurement. However, this judgment refers exclusively to the use of pulse rate measurement devices under controlled test conditions and for healthy, physically active individuals. Motion artifacts are the main challenge of this measurement method. These must be significantly reduced using technical improvements to ensure accuracy and precision even during physical activity and outside a laboratory environment.

Answering the research questions and achieving the research objectives of the present work will make a scientific contribution towards the development of ergonomic PPE. The combination of personal cooling equipment and the monitoring of vital parameters provides comprehensive protection of health and increases employees' and athletes' comfort and performance. Digitization and artificial intelligence offer the potential to make physical activities in sports and occupational environments even safer.

Inhaltsverzeichnis

KURZFASSUNG.....	I
ABSTRACT	III
1 EINLEITUNG.....	1
1.1 Herausforderungen.....	1
1.2 Aufbau der Arbeit.....	3
2 STAND DER TECHNIK UND BISHERIGE FORSCHUNG.....	5
2.1 Definition und ergonomische Grundsätze von Persönlicher Schutzausrüstung	5
2.2 Thermische Belastung und Beanspruchung	8
2.2.1 Thermische Beanspruchung und hitzebedingte Erkrankungen im Sport und Arbeitsumfeld.....	8
2.2.2 Richtlinien zum Schutz vor zu hoher thermischer Belastung und Beanspruchung.....	11
2.2.3 Persönliche Kühlausrüstung	12
2.3 Zustandsüberwachung der Vitalfunktionen des Menschen	22
2.3.1 Körperkerntemperatur.....	24
2.3.2 Herzfrequenz.....	30
2.3.3 Wasser-Elektrolyt-Haushalt	37
3 FORSCHUNGSFRAGEN UND FORSCHUNGSZIELE.....	54
4 TEILSTUDIEN	56
4.1 Phase Change Materials und deren Kühlpotential.....	56
4.1.1 Vorversuche.....	56
4.1.2 Ergebnisse der Vorversuche	58
4.1.3 Konzeptstudie	60
4.1.4 Ergebnisse der Konzeptstudie.....	62
4.1.5 Diskussion	65
4.2 Aktives Kühlsystem für ballistische Helme – Prototypenentwicklung und dessen Erstvalidierung.....	67
4.2.1 Systemdesign	67
4.2.2 Erstvalidierung des aktiven Kühlsystems.....	71
4.2.3 Ergebnisse der Erstvalidierung.....	73
4.2.4 Fallstudie	75
4.2.5 Ergebnisse der Fallstudie.....	76
4.2.6 Diskussion	79
4.3 Mathematische Modellierung der Körperkerntemperatur.....	83
4.3.1 Studiendesign.....	83
4.3.2 Stichprobe.....	86
4.3.3 Datenanalyse.....	87
4.3.4 Ergebnisse.....	88
4.3.5 Diskussion	90
4.4 Pulsfrequenzmessung – Eine valide Alternative zur Herzfrequenzmessung?	95
4.4.1 Studiendesign.....	95
4.4.2 Stichprobe.....	96

4.4.3	Datenanalyse.....	96
4.4.4	Ergebnisse.....	97
4.4.5	Diskussion	100
4.5	Nichtinvasive Messung des Wasser-Elektrolyt-Haushalts – Ein konzeptioneller Beweis.....	104
4.5.1	Systemdesign	104
4.5.2	Evaluierung des Leitfähigkeitsensors.....	105
4.5.3	Ergebnisse.....	108
4.5.4	Diskussion	110
5	FAZIT UND AUSBLICK	114
	ABKÜRZUNGSVERZEICHNIS	119
	ABBILDUNGSVERZEICHNIS	120
	TABELLENVERZEICHNIS.....	124
	LITERATURVERZEICHNIS	126
	ANHANG	147

1 EINLEITUNG

1.1 Herausforderungen

Das Tragen bzw. Halten einer Persönlichen Schutzausrüstung (PSA) soll die Gesundheit oder Sicherheit des Nutzers¹ schützen. Nach der Verordnung (2016/425, 2016/DE, S. 75–84) des Europäischen Parlaments und des Rates vom 9. März 2016 zählt die Ergonomie zu den Entwurfsgrundsätzen von PSA. Sie stellt somit eine allgemeine Anforderung an alle Persönlichen Schutzausrüstungen dar. Bis dato wurde der Ergonomie jedoch nur wenig Beachtung geschenkt.

PSA kann zu einer erhöhten körperlichen Belastung beitragen. Zusätzlich zu tragendes Gewicht und die Beeinträchtigung der Sinneswahrnehmung sowie der Bewegungen können zu einer unsachgemäßen Nutzung der PSA oder gar zu deren Ablehnung führen, sofern ein Tragen nicht vom Gesetzgeber vorgeschrieben ist. Der Fokus der Ergonomie liegt auf dem Menschen als Nutzer bzw. Bediener eines Systems oder einer Maschine, mit dem Ziel, die Sicherheit, den Komfort und die Leistungsfähigkeit zu analysieren oder zu optimieren. Mit Inkrafttreten der Verordnung sind Hersteller von PSA verpflichtet, ergonomische Anforderungen zu berücksichtigen. Damit sollen die Akzeptanz der PSA und folglich die Sicherheit, der Komfort und die Leistungsfähigkeit verbessert werden. Insbesondere Schutzhelme und Schutzwesten tragen zu einer erhöhten thermischen Belastung des Körpers und der damit verbundenen höheren Beanspruchung des Herz-Kreislauf-Systems bei. Die thermische Beanspruchung ist eine multifaktorielle, individuelle Reaktion physiologischer Parameter auf die thermische Belastung. Kann die Thermoregulation das Wärme Gleichgewicht nicht mehr aufrechterhalten, steigen die Körperkerntemperatur und die Herzfrequenz, der Wasser-Elektrolyt-Haushalt kann aus dem Gleichgewicht geraten. Begleiterscheinungen einer hohen thermischen Beanspruchung sind neben einer geringen thermischen Behaglichkeit, eine verminderte Arbeitsleistung und Ausdauer sowie ein erhöhtes Risiko hitzebedingte Erkrankungen zu erleiden. Körperliche Arbeit und isolierende Bekleidung, wie beispielsweise PSA, können die thermische Beanspruchung des Körpers zusätzlich erhöhen und damit die Gesundheit des Nutzers gefährden. Zum Schutz der Arbeitnehmer vor zu hoher Hitzebelastung gelten lediglich Empfehlungen. So wird beispielsweise empfohlen, eine Beschattung, Belüftung oder Besprühung einzurichten, die Arbeitszeit sowie die Arbeitsintensität anzupassen und die Arbeitnehmer zu sensibilisieren. Im Sport sprechen Verbände Empfehlungen zum Schutz vor zu hoher thermischer Belastung und Beanspruchung aus. Es werden zum Beispiel während eines Fußballspiels bei hoher Hitzebelastung zusätzliche Pausen abgehalten oder während eines Marathonlaufs nasse Schwämme, kühle Getränke und Duschen entlang der Strecke angeboten. Für einen nachhaltigen Gesundheitsschutz vor zu hoher thermischer Belastung im Sport und Arbeitsumfeld sind Empfehlungen allerdings nicht ausreichend. Technische Normung und Standards sowie die Prüfung der darin formulierten Anforderungen sind nötig, um die Ergonomie als Entwurfsgrundsatz von PSA zu gewährleisten.

¹ In vorliegender Arbeit wird aus Gründen der besseren Lesbarkeit das generische Maskulinum verwendet. Weibliche und anderweitige Geschlechteridentitäten werden dabei ausdrücklich mitgemeint.

Eine Kühlung des Körpers, zum Beispiel durch persönliche Kühlausrüstung, während und nach einer Belastung steigert im Allgemeinen die Leistungsfähigkeit und fördert die Regeneration (Barr et al., 2011; Barwood et al., 2009). Die belastungsreduzierende Wirkung persönlicher Kühlausrüstung wurde bereits in den 1970er Jahren erkannt (Mokhtari Yazdi & Sheikhzadeh, 2014; Nunneley, 1970). Zunächst wurden körpernahe Klimatisierungssysteme vorrangig für die Luftfahrt- und Raumfahrtindustrie entwickelt. Weiterentwicklungen und zusätzliche Accessoires, wie Arm- bzw. Stirnbänder, eröffneten den Einsatz von persönlicher Kühlausrüstung im Arbeitsumfeld (z. B. Feuerwehr, Militär, Metallhütte) sowie im Sport. Sofern PSA die thermische Belastung des Nutzers erhöht und diese nicht anderweitig reduziert werden kann, ohne die Schutzwirkung zu beeinflussen, sollte über den zusätzlichen Einsatz persönlicher Kühlausrüstung nachgedacht werden. Zu Beginn der Entwicklung konzentrierte sich flüssigkeitsgekühlte Ausrüstung auf den Oberkörper und die Beine. Aufgrund der hohen thermischen Sensitivität des Kopfes bezieht die Forschung mittlerweile die Kopfkühlung in die Entwicklung körpernaher Kühlsysteme mit ein. Der Stand der Forschung bezieht sich hierbei jedoch überwiegend auf Motorrad- und Industrieschutzhelme. Die Reduktion der thermischen Belastung und Beanspruchung von Sicherheitskräften in Deutschland beschränkt sich bis dato auf die Kühlung des Rumpfes.

Die fortschreitende Digitalisierung und Miniaturisierung von Sensoren eröffnet zudem weitere Möglichkeiten, Nutzer von PSA vor einer zu hohen thermischen Beanspruchung zu schützen. Der Einsatz von Sensoren begünstigt die Entwicklung einer aktiven, individuellen Regelung der persönlichen Kühlausrüstung und die Zustandsüberwachung der Vitalparameter in Echtzeit. Diese Kombination dient dem umfänglichen Schutz der Gesundheit sowie der Steigerung des Komforts und der Leistungsfähigkeit von Arbeitnehmern und Sportlern.

Die DIN EN 13921:2007-08 (DIN Deutsches Institut für Normung e.V., 2007, S. 26–27) empfiehlt objektive und subjektive Messungen sowie Verfahren zur Prüfung der durch PSA verursachten thermischen Auswirkungen auf den Körper. Dabei werden insbesondere die Körperkerntemperatur, die Herzfrequenz und der Schweißverlust des Körpers als objektive Parameter genannt. Anhand dieser physiologischen Parameter kann nicht nur die thermische Beanspruchung des Körpers bestimmt werden. Eine Zustandsüberwachung der Vitalfunktionen kann frühzeitig vor einer gesundheitsrelevanten Abweichung von den Normwerten warnen und somit buchstäblich Leben retten. Um den Zustand der Vitalfunktionen auch außerhalb eines klinischen Umfelds überwachen zu können, sind mobile kontinuierliche Monitoring Geräte notwendig. Diese sogenannten Wearables bestimmen Vitalparameter der Herz-Kreislauf-Funktion, der Hirnfunktion, der Atmung und der Körpertemperatur. Sie finden überwiegend im Freizeit- und Leistungssport Anwendung, doch auch im Arbeitsumfeld gewinnen Wearables als Ergänzung der PSA bzw. als intelligente Schutzausrüstung zunehmend an Bedeutung. Noch sind einige Herausforderungen auf dem Weg hin zu ergonomischer PSA zu meistern. Bestehende Messmethoden sind außerhalb einer Laborumgebung häufig nicht anwendbar oder weisen eine begrenzte Genauigkeit auf. Um im Sport bzw. Arbeitsumfeld anwendbar zu sein, sollte die Messung mit einer minimalen Anzahl an Sensoren eine hohe Validität und Reliabilität aufweisen und weder die Leistung noch den Komfort des Nutzers beeinflussen.

Das Ziel der vorliegenden Arbeit ist eine multifaktorielle Betrachtung thermischer Belastung und Beanspruchung des Menschen, insbesondere im Sport und Arbeitsumfeld. Im Rahmen der Dissertation werden (i) Prototypen und Demonstratoren zur Reduktion der thermischen Belastung entwickelt, (ii) evaluiert sowie (iii) Wearables, mathematische Vorhersagemodelle und technische Konzepte zur Überwachung der thermischen Beanspruchung validiert. Es wird geprüft, inwiefern die entwickelten Prototypen und Demonstratoren die thermische Belastung reduzieren können.

Der Fokus liegt hierbei auf persönlicher Kühlausrüstung, insbesondere Ausrüstung auf Basis von Phase Change Materials und flüssigkeitsgekühlter Ausrüstung. Da valide Messungen der Vitalparameter meist nur invasiv erfolgen können, wird im Rahmen der Arbeit zudem geprüft, inwiefern sich physiologische Parameter zur objektiven Messung der thermischen Beanspruchung mittels Wearables nichtinvasiv und in Echtzeit überwachen lassen. Untersucht werden die Körperkern-temperatur (KKT), die Herzfrequenz (HF) und der Wasser-Elektrolyt-Haushalt.

1.2 Aufbau der Arbeit

Abbildung 1 zeigt den schematischen Aufbau der vorliegenden Arbeit:

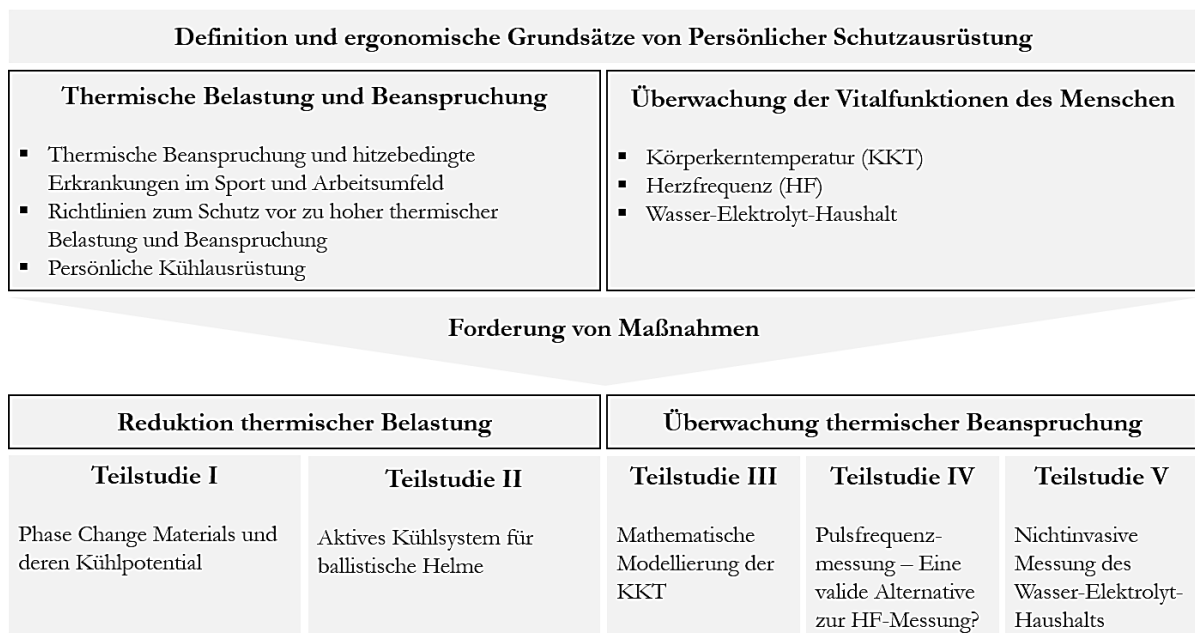


Abbildung 1. Schematischer Aufbau der Arbeit. (Eigene Darstellung)

Die vorliegende Arbeit ist in fünf Kapitel gegliedert. Kapitel 2 liefert einen Überblick über den Stand der Technik und die bisherige Forschung. Dabei gliedert sich dieses Kapitel in drei Teile. Nach der einleitenden Definition und den ergonomischen Grundsätzen von Persönlicher Schutzausrüstung in Kapitel 2.1 werden im zweiten Teil des Kapitels (Kapitel 2.2) theoretische Grundlagen der thermischen Belastung und deren Auswirkung auf die thermische Behaglichkeit sowie hitzebedingte Erkrankungen im Sport und Arbeitsumfeld betrachtet. In diesem Zusammenhang wird ein Überblick über Maßnahmen zum Schutz des Arbeitnehmers bzw. des Sportlers vor zu hoher thermischer Belastung anhand geltender Richtlinien und Vorschriften gegeben. Zudem werden Eigenschaften persönlicher Kühlausrüstung zur Reduktion der thermischen Belastung dargestellt und beschrieben. Den Schwerpunkt stellt dabei Ausrüstung auf Basis von Phase Change Materials (PCMs) und flüssigkeitsgekühlte Ausrüstung dar. Der dritte Teil des Kapitels (Kapitel 2.3) thematisiert die nichtinvasive Überwachung der physiologischen Parameter zur Bestimmung der thermischen Beanspruchung. Neben den Goldstandardmethoden zum Monitoring der Körperkern-temperatur, der Herzfrequenz und des Wasser-Elektrolyt-Haushalts werden alternative Messmethoden bzw. Vorhersagemodelle beschrieben und anhand aktueller Publikationen bewertet. Für den schnellen Leser gibt es jeweils zum Ende der Kapitel 2.2 und 2.3 eine grau hinterlegte Zusammenfassung. Kapitel 3 beschreibt die Forschungsfragen und Forschungsziele. Es wird erläutert,

welcher wissenschaftliche Beitrag durch die Dissertation geleistet wird. Kapitel 4 beinhaltet fünf in sich geschlossene Teilstudien. Der Fokus der Teilstudien in Kapitel 4.1 und 4.2 liegt auf der Konzipierung, Realisierung und Evaluierung zweier Kühlsysteme zur Anwendung in ballistischen Helmen. Die Teilstudien der Kapitel 4.3, Kapitel 4.4 und Kapitel 4.5 widmen sich dem Thema der nichtinvasiven Überwachung der Körperkerntemperatur, der Herzfrequenz und des Wasser-Elektrolyt-Haushalts. Dabei werden alternative Messmethoden bzw. Vorhersagemodelle entwickelt und analysiert. Den Abschluss der vorliegenden Arbeit liefert das Kapitel 5 mit einer abschließenden Zusammenfassung und einem übergeordneten Ausblick.

2 STAND DER TECHNIK UND BISHERIGE FORSCHUNG

Das folgende Kapitel gibt einen Überblick über den aktuellen Stand der Technik und die bisherige Forschung. Dabei gliedert sich dieses Kapitel in drei Teile. Nach der einleitenden Definition und den ergonomischen Grundsätzen von Persönlicher Schutzausrüstung werden im zweiten Teil des Kapitels theoretische Grundlagen der thermischen Belastung und deren Auswirkung auf die thermische Behaglichkeit sowie hitzebedingte Erkrankungen im Sport und Arbeitsumfeld betrachtet. In diesem Zusammenhang wird ein Überblick über Maßnahmen zum Schutz des Arbeitnehmers bzw. des Sportlers vor zu hoher thermischer Belastung anhand geltender Richtlinien und Vorschriften gegeben. Zudem werden Eigenschaften persönlicher Kühlausrüstung zur Reduktion der thermischen Belastung dargelegt und beschrieben. Den Schwerpunkt stellt dabei Ausrüstung auf Basis von Phase Change Materials (PCM) und flüssigkeitsgekühlte Ausrüstung dar. Der zweite Teil des Kapitels thematisiert die nichtinvasive Überwachung der physiologischen Parameter zur Bestimmung der thermischen Beanspruchung. Neben den Goldstandardmethoden zum Monitoring der KKT, der HF und des Wasser-Elektrolyt-Haushalts werden alternative Messmethoden bzw. Vorhersagemodelle beschrieben und anhand aktueller Publikationen bewertet.

2.1 Definition und ergonomische Grundsätze von Persönlicher Schutzausrüstung

Persönliche Schutzausrüstung (PSA) ist definiert als „Ausrüstung, die entworfen und hergestellt wird, um von einer Person als Schutz gegen ein oder mehrere Risiken für ihre Gesundheit oder ihre Sicherheit getragen oder gehalten zu werden [...]“ (2016/425, 2016/DE, Artikel 3, Absatz 1, S. 57). PSA gliedert sich in Schutzkleidung, Atem-, Augen- und Gesichtsschutz, Fuß- und Knie-schutz, Gehör-, Hand-, Haut-, Kopf-, Schnitt- und Stechschutz, sowie in PSA gegen Absturz und Ertrinken und PSA zum Retten aus Höhlen und Tiefen. Die Einstufung der PSA erfolgt anhand der Risikokategorien I-III (2016/425, 2016/DE, S. 74). Kategorie I beinhaltet geringfügige Risiken, wie oberflächliche mechanische Verletzungen oder Kontakt mit heißen Oberflächen, deren Temperatur 50 °C nicht übersteigt. Kategorie II enthält Risiken, die weder in Kategorie I noch in Kategorie III gelistet sind. In Kategorie III sind Risiken aufgeführt, die zu sehr schwerwiegenden Folgen wie Tod oder irreversiblen Gesundheitsschäden im Zusammenhang mit den aufgeführten Risiken führen können. Dies beinhaltet u. a. warme bzw. kalte Umgebungen, die vergleichbare Auswirkungen haben wie eine Umgebung mit einer Lufttemperatur von 100 °C bzw. -50 °C oder mehr bzw. weniger. Gemäß Artikel 5 der Verordnung müssen PSA die „auf sie anwendbaren grundlegenden Gesundheitsschutz- und Sicherheitsanforderungen [...] erfüllen“ (2016/425, 2016/DE, S. 58). Dabei sind die Anforderungen den folgenden drei Hauptgruppen zugeordnet: (i) allgemeine Anforderungen an alle PSA, (ii) zusätzliche gemeinsame Anforderungen für mehrere Arten von PSA und (iii) zusätzliche Anforderungen bei besonderen Risiken. Zu den allgemeinen Anforderungen an alle PSA gehören Entwurfsgrundsätze, die Unschädlichkeit sowie die Bequemlichkeit und Effizienz. Details der verbindlichen Anforderungen können dem Anhang II der Verordnung (2016/425, 2016/DE, S. 75–84) entnommen werden. Für die vorliegende Arbeit sind insbesondere die Ergonomie sowie der Schutz gegen Hitze und/oder Feuer von Bedeutung.

Ergonomie (von griech. *érgon*: Arbeit und griech. *nomos*: Gesetz) bezeichnet die „Wissenschaft von den Leistungsmöglichkeiten und -grenzen des arbeitenden Menschen sowie von der optimalen wechselseitigen Anpassung zwischen dem Menschen und seinen Arbeitsbedingungen“ (Dudenredaktion, o. J.).

Dempsey et al. (2000) analysierten die Begriffe *Ergonomie* und *Human Factors*, um so die Grundlagen dieser Wissenschaft zu bestimmen. Die Analyse basiert auf Begriffsdefinitionen aus insgesamt 134 Quellen. Das Ergebnis der Analyse ist eine Liste mit den in den Begriffsdefinitionen am häufigsten verwendeten Wörtern, hier dargestellt in Abbildung 2 als Word Cloud. Demnach wurden die Begriffe Ergonomie und Human Factors am häufigsten mit den Wörtern *human*, *designing*, *systems*, *machines*, *work*, *engineering*, *environment* und *equipment* definiert.



Abbildung 2. Word Cloud zu den Begriffen *Ergonomie* und *Human Factors*. Erstellt anhand der Ergebnisse aus Dempsey et al. (2000). Mit zunehmender Schriftgröße steigt die Anzahl der Wortnennung in den Begriffsdefinitionen. (Eigene Darstellung)

Wie die Word Cloud veranschaulicht, liegt der Fokus der Ergonomie auf dem Menschen als Nutzer bzw. Bediener eines Systems oder einer Maschine, mit dem Ziel, die Sicherheit, den Komfort und die Leistungsfähigkeit zu analysieren und zu verbessern.

PSA kann zu einer erhöhten körperlichen Belastung beitragen. Zusätzlich zu tragendes Gewicht und die Beeinträchtigung der Sinneswahrnehmung sowie der Bewegungen können zu einer unsachgemäßen Nutzung der PSA oder gar zu deren Ablehnung führen, sofern ein Tragen nicht vom Gesetzgeber vorgeschrieben ist. Nach der Verordnung (2016/425, 2016/DE, S. 75–84) des Europäischen Parlaments und des Rates vom 9. März 2016 zählt die Ergonomie zu den Entwurfsgrundsätzen von PSA. Sie stellt somit eine allgemeine Anforderung an alle PSA dar. Mit Inkrafttreten der Verordnung sind Hersteller von PSA verpflichtet, ergonomische Anforderungen zu berücksichtigen. Damit soll die Akzeptanz der PSA und folglich die Sicherheit, der Komfort und die Leistungsfähigkeit verbessert werden.

Die ergonomischen Grundsätze und Anforderungen an PSA sind in der Norm DIN EN 13921:2007-08 *Persönliche Schutzausrüstung – Ergonomische Grundsätze* (DIN Deutsches Institut für Normung e.V., 2007) geregelt. Die Norm enthält ergonomische Anforderungen hinsichtlich der Wechselwirkung zwischen PSA und Anthropometrie, Biomechanik, Thermomanagement und Sinneswahrnehmung.

Die für die vorliegende Arbeit relevanten Anforderungen an thermische Eigenschaften von PSA sind dem Kapitel 4.8 der DIN EN 13921:2007-08 zu entnehmen. Dabei gilt im Allgemeinen, dass eine gute Belüftung und ein guter Feuchtigkeitsaustausch an den mit PSA bedeckten Körperteilen gewährleistet werden muss. Zudem sind Auswirkungen der thermischen Umgebung und die körperliche Aktivität des Nutzers von PSA auf den Wärmeaustausch zu beachten. Ein verbesserter Wärmeaustausch kann durch die Auswahl geeigneter Materialien und deren Gestaltung ermöglicht werden. Dabei sind u. a. die thermische Isolierung, der Wasserdampfdurchgangswiderstand, die Wasserdampfdurchlässigkeit, die Luftdurchlässigkeit und die Wasseraufnahme bzw. -abgabe der Materialien zu berücksichtigen. Es wird empfohlen, die Prüfung der thermischen Auswirkungen auf den Körper anhand objektiver und subjektiver Verfahren durchzuführen. Tabelle 1 listet die empfohlenen Messungen und Verfahren auf.

Tabelle 1. Objektive und subjektive Messungen und Verfahren zur Prüfung der durch PSA verursachten thermischen Auswirkungen auf den Körper nach DIN EN 13921:2007-08, S. 26-27 (DIN Deutsches Institut für Normung e.V., 2007). (Eigene Darstellung)

Objektive Messungen	
Körperkerntemperatur unter Anwendung eines für die Prüfung geeigneten Verfahrens	nach EN ISO 9886
Lokale Hauttemperaturen an für die Prüfung relevanten Stellen	nach EN ISO 9886
Herzfrequenz	nach EN ISO 9886
Stoffwechsel (Sauerstoffverbrauch)	nach EN ISO 8996
Gesamter Schweißverlust/Masseverlust des Körpers	nach EN ISO 9886
Subjektive Messungen	
Allgemeines thermisches Wohlbefinden und Temperaturempfinden	nach EN ISO 10551
Lokales thermisches Wohlbefinden und Temperaturempfinden	nach EN ISO 10551

Bezüglich der objektiven Messungen gilt zu erwähnen, dass die in DIN EN ISO 12894:2002-08 *Ergonomie des Umgebungsklimas* (DIN Deutsches Institut für Normung e.V., 2001b) definierten Grenzwerte der physiologischen Parameter einzuhalten sind.

Nach DIN EN ISO 9886:2004-05 (DIN Deutsches Institut für Normung e.V., 2004) darf die Körperkerntemperatur (KKT) in heißem Umgebungsklima nicht um mehr als 1 °C bzw. über 38,0 °C steigen. Sofern die Herzfrequenz (HF) und die Ösophagus-Temperatur kontinuierlich überwacht werden, darf die KKT nicht um mehr als 1,4 °C bzw. über 38,5 °C steigen. Ein Anstieg der KKT auf über 38,5 °C ist nur in äußerst seltenen Fällen (siehe DIN EN ISO 9886:2004-05, S. 24) tolerierbar. Von einer KKT über 39,0 °C wird abgeraten. Der Grenzwert der maximalen lokalen Hauttemperatur liegt bei 43,0 °C. Die HF sollte je Grad Celsius Körperkerntemperaturanstieg um maximal 33 bpm ansteigen. Am Arbeitsplatz liegt der Grenzwert der HF bei $HF_{max} \text{ minus } 20 \text{ bpm}$. Bei einer Dauerbelastung sollte die durchschnittliche HF den Grenzwert von $180 \text{ bpm minus Alter}$ nicht überschreiten. Da die HF starken individuellen Abweichungen ausgesetzt ist, ist bei einer hohen thermischen Belastung eine begleitende Messung der KKT notwendig. Zudem wird eine valide Bestimmung der HF_{max} empfohlen. Der Grenzwert der Schweißrate für nichtaklimatisierte bzw. akklimatisierte Personen liegt bei 1,0 l bzw. 1,25 l pro Stunde. Zudem ist ein maximaler Masseverlust von 5 % des Körpers zur Vermeidung einer Dehydration definiert.

Ergänzend zur DIN EN 13921:2007-08 wurde der Norm-Entwurf DIN EN 17558:2020-11 *Ergonomie von PSA-Ensembles* (DIN Deutsches Institut für Normung e.V., 2020) erarbeitet. Dieser Entwurf erläutert die Prüfung der Ergonomie von PSA als Ensemble. Anhand dessen lassen sich PSA-Ensembles hinsichtlich ihrer belastenden Wirkung gegeneinander bzw. gegenüber einer Benchmark-Bedingung vergleichen. Die Bewertung der Ergonomie von PSA erfolgt in Abhängigkeit des

zu schützenden Körperteils anhand folgender Parameter: Beweglichkeit Schulter/Arm, Rumpfbeugung, Hüft-/Kniebeugung, Klarheit im Gesichtsfeld, normales Gesichtsfeld, gesamter Sichtbereich, manuelle Geschicklichkeit, Hörvermögen und Wärmebelastung.

Die Leistungsanforderungen und deren Prüfung sind in Kapitel 8 der DIN EN 17558:2020-11 nachzulesen. Für die vorliegende Arbeit ist insbesondere die Prüfung der durch PSA verursachten Wärmebelastung relevant. Der Norm-Entwurf DIN EN 17558:2020-11 definiert objektive Grenzen der Wärmebelastung (DIN Deutsches Institut für Normung e.V., 2020). Diese Grenzen beinhalten, dass

- die Wärmespeicherung im Körper weniger als 8 J/g Körpergewicht betragen muss,
- der Anstieg oder Abfall der KKT nicht mehr als 1 °C betragen darf und die KKT zugleich nicht > 38,5 °C oder < 35,5 °C steigen bzw. fallen darf und
- die mittlere Hauttemperatur nicht > 40 °C bzw. < 25 °C steigen bzw. fallen darf
- die lokale Hauttemperatur nicht > 43 °C bzw. < 12 °C steigen bzw. fallen darf
- die HF nicht über 65 % der geschätzten altersbasierten maximalen HF steigen darf.

Bei Überschreiten der Grenzen ist die thermische Beanspruchung des Nutzers der PSA zu hoch.

Auf Basis der in den Normen DIN 13921:2007-08 und DIN EN 17558:2020-11 dargelegten ergonomischen Grundsätze und Anforderungen soll die Ergonomie in der Herstellung von PSA berücksichtigt werden.

2.2 Thermische Belastung und Beanspruchung

Unter thermischer Belastung versteht man die Summe der auf den Menschen einwirkenden Klimagrößen Lufttemperatur, relative Luftfeuchtigkeit (r , LF.), Luftgeschwindigkeit und Wärmestrahlung. Eine hohe thermische Belastung kann zu Hitzestress und einer hohen individuellen thermischen Beanspruchung des Körpers führen. Begleiterscheinungen einer hohen thermischen Beanspruchung sind neben einer geringen thermischen Behaglichkeit, eine verminderte Arbeitsleistung und Ausdauer sowie ein erhöhtes Risiko hitzebedingte Erkrankungen zu erleiden. Körperliche Arbeit und isolierende Bekleidung können die thermische Beanspruchung des Körpers zusätzlich erhöhen. Hohe thermische Belastungen treten im Arbeitsumfeld u. a. bei Feuerwehrleuten, Militärpersonal, Polizisten und an Hitze Arbeitsplätzen, wie z. B. in Gießereien oder Stahlwerken, auf. Im Sport betrifft es meist Ausdauersportarten, wie beispielsweise den Marathon oder Triathlon, aber auch Sportarten wie den American Football, wobei hier die Sportler eine Schutzausrüstung tragen.

2.2.1 Thermische Beanspruchung und hitzebedingte Erkrankungen im Sport und Arbeitsumfeld

Die thermische Beanspruchung ist eine individuelle Reaktion physiologischer Parameter auf die thermische Belastung. Die DIN EN ISO 9886:2004-05 (DIN Deutsches Institut für Normung e.V., 2004) gibt einen Überblick über die Ermittlung der thermischen Beanspruchung durch physiologische Messungen. Die Norm erläutert sowohl Methoden zur Messung als auch die Interpretation der physiologischen Parameter. KKT, Hauttemperaturen, HF und der Masseverlust des Körpers durch Schwitzen dienen als Parameter, um eine Aussage bzgl. der thermischen Beanspruchung zu treffen. Die Überwachung der thermischen Beanspruchung im Sport und Arbeitsumfeld ist besonders zur Vermeidung von gesundheitlichen Folgen relevant.

Eine Schätzung von Yard et al. (2010) ergab, dass jährlich mehr als 9.000 hitzebedingte Erkrankungen bei High-School-Sportlern auftreten. Drei Viertel der hitzebedingten Erkrankungen werden im Fußball beobachtet (Yeargin et al., 2019).

Kann die körpereigene Thermoregulation das Wärme Gleichgewicht nicht mehr aufrechterhalten, steigt die KKT. Bei Überhitzung des Körpers können hitzebedingte Erkrankungen auftreten. Es gibt verschiedene Arten hitzebedingter Erkrankungen, die sich in ihren Symptomen, ihrem Schweregrad und ihrer medizinischen Behandlung unterscheiden. Zu hitzebedingten Erkrankungen gehören das Hitzeödem, eine Hitzesynkope², Hitzekrämpfe, Hitzeerschöpfung aber auch medizinische Notfälle, wie ein Hitzschlag. (Kalckreuth & Möckel, 2016; Laitano et al., 2019)

Der Hitzschlag gilt als die schwerste hitzebedingte Erkrankung mit potenziell tödlichem Ausgang. Ein Hitzschlag ist definiert als schwere Hyperthermie mit einer KKT über 40,5 °C und gleichzeitiger Dysfunktion des Zentralen Nervensystems. (Casa et al., 2015)

Die meisten hitzebedingten Erkrankungen im Leistungssport umfassen Hitzekrämpfe (15–74 %) und Hitzeerschöpfung (16–26 %). Es wird zwar von einer geringeren Prävalenz des Hitzschlages berichtet, jedoch gilt er als verantwortlich für etwa 2 % aller plötzlichen sportbedingten Todesfälle die zwischen 1980 und 2006 bei jungen Leistungssportlern verschiedener Disziplinen in den USA registriert wurden. (Maron et al., 2009)

Analysen der Todesfälle im Fußball zeigen eine wesentlich höhere Rate von 15,6 % (Boden et al., 2013). Studien zum Auftreten eines Hitzschlages während Ausdauerläufen zeigen sehr unterschiedliche Ergebnisse. Die Fallzahlen schwanken zwischen 1,3 und 21,3 Fällen pro 10.000 Teilnehmern (DeMartini et al., 2014; Divine et al., 2018; Sloan et al., 2015). Es konnte ein statistischer Zusammenhang zwischen dem Auftreten eines Hitzschlages und der vorherrschenden Umgebungstemperatur nachgewiesen werden ($R^2 = .65, p = .001$) (DeMartini et al., 2014).

Während der Radweltmeisterschaften 2016 in Doha (Qatar) haben Racinais, Moussay et al. (2019) mittels telemetrischer, temperatursensibler Pillen die KKT der Teilnehmer des Einzelzeitfahrens, Teamzeitfahrens und des Straßenrennens erhoben. Die klimatischen Bedingungen während der Weltmeisterschaften lagen im Mittel bei $36,9 \pm 2,8$ °C und $24,6 \pm 15,6$ % r. LF. Die Distanzen der Rennen waren 257,5 km im Straßenrennen, 40 km im Teamzeitfahren und 28,9 km für Frauen bzw. 40 km für Männer im Einzelzeitfahren. Die Streckenprofile waren flach. Racinais, Moussay et al. (2019) beobachteten bei 85 % der Teilnehmer eine KKT von 39 °C, 25 % der Teilnehmer zeigten eine KKT von 40 °C. Der KKT-Spitzenwert der Stichprobe betrug 41,5 °C. Trotz der sehr hohen, zum Teil gesundheitsgefährdenden KKT brach kein Teilnehmer das Radrennen ab oder musste medizinische Hilfe in Anspruch nehmen. (Racinais, Moussay et al., 2019)

Ähnliche Ergebnisse wurden während des Halbmarathons der Singapore Army 2003 beobachtet. Es herrschten tropische klimatische Bedingungen ($26,3\text{--}30,6$ °C; $75\text{--}90$ % r. LF.). Alle Läufer hatten einen Spitzenwert der KKT von über 39 °C. Bei mehr als der Hälfte der Läufer wurden Spitzenwerte der KKT von über 40 °C beobachtet. Dennoch beendeten alle Soldaten den Halbmarathon ohne Anzeichen hitzebedingter Erkrankungen. (Byrne et al., 2006)

Hunt et al. (2016) untersuchten die thermische Beanspruchung während militärischer Aktivitäten. Sie ließen 37 Soldaten einen 10 km Marsch mit einer durchschnittlichen Gehgeschwindigkeit von 5,5 km/h und einem zusätzlichen Gewicht von $41,8 \pm 3,6$ kg bei einer *Wet Bulb Globe Temperature* (WBGT) von $23,1 \pm 1,8$ °C absolvieren. Während der Belastung wurde die KKT aufgezeichnet. Zudem wurde der Schweregrad der hitzebedingten Symptome nach Beenden bzw. Abbruch des

² Med. für „Hitzekollaps, Hitzeohnmacht“

Marsches abgefragt. Fünf Soldaten mussten den Marsch aufgrund einer Hyperthermie (KKT > 39,0 °C) vorzeitig nach 58,4 ± 4,5 min abbrechen. Weitere 9 Soldaten beendeten den Marsch vorzeitig mit Symptomen hitzebedingter Erkrankungen nach 71,6 ± 10,1 min (Symptomatisch). 23 Soldaten beendeten den 10 km Marsch in 107 ± 6,4 min (Completers). Beginnend bei einer vergleichbaren KKT (37,3 ± 0,2 °C) wichen die Werte der hyperthermischen Soldaten bereits nach 50 min signifikant von den beiden anderen Gruppen ab (KKT: Hyperthermie, 39,0 ± 0,3 °C; Symptomatisch, 38,3 ± 0,4 °C, $p = .007$; Completers, 37,9 ± 0,4 °C, $p < .001$). Zudem zeigte die symptomatische Gruppe signifikant schwerere hitzebedingte Symptome als die hyperthermischen Soldaten ($p = .029$) und die Soldaten, die den Marsch bis zum Ende absolvierten ($p = .006$). Es wurden Symptome wie Kopfschmerzen, Schwindel, Durstgefühl und eine erhöhte HF berichtet.

PSA kann zu einer zusätzlichen thermischen Belastung führen. Faerevik und Reinertsen (2003) untersuchten die Auswirkung dreier unterschiedlicher Klimabedingungen (0 °C, 80 % r. LF.; 23 °C, 63 % r. LF.; 40 °C, 19 % r. LF.) und das Tragen einer PSA (Helm, zwei Lagen Unterwäsche, Überlebensanzug) auf die physiologische und kognitive Leistungsfähigkeit von Piloten ($N = 8$). Über die Dauer von 3 h waren bei 40 °C eine erhöhte rektale KKT, Hauttemperatur, HF und ein erhöhter Grad der Dehydration zu beobachten. Es zeigte sich zudem ein signifikanter Zusammenhang zwischen einer erhöhten KKT und einer verringerten kognitiven Leistungsfähigkeit. Eine signifikant erhöhte Fehlerhäufigkeit war die Auswirkung der thermischen Belastung bei 40 °C im Vergleich zu 23 °C ($p = .006$) und 0 °C ($p = .03$).

Auch Bogerd et al. (2014) untersuchten den Effekt eines Motorradschutzhelmes auf die kognitive Leistungsfähigkeit. 19 Probanden saßen mit bzw. ohne Helm über eine Dauer von je 30 min in einem Raum bei 27,2 ± 0,6 °C, 41 ± 1 % r. LF. und 0,5 ± 0,1 m/s Windgeschwindigkeit und wurden bzgl. ihrer kognitiven Leistungsfähigkeit getestet. Diese wurde anhand von 9 Parametern erfasst. Während die thermische Behaglichkeit mit Tragen des Helmes signifikant sank ($p = .001$) konnte nur bei einem der neun Parameter der kognitiven Leistungsfähigkeit ein signifikanter Effekt ($p = .032$) aufgrund des Helmes beobachtet werden. Bogerd et al. (2014) schlussfolgerten, dass die erhöhte thermische Belastung durch das Tragen eines Helmes nur einen marginalen Effekt auf die kognitive Leistungsfähigkeit hat.

Zusammenfassend zeigen die Studien deutlich, welche enorme thermische Beanspruchung durch eine hohe thermische Belastung und/oder zum Teil stark isolierende Bekleidung im Sport und Arbeitsumfeld herrscht. Die in den Studien gemessenen KKT, Hauttemperaturen bzw. HF übersteigen die in der DIN EN ISO 9886:2004-05 definierten Grenzwerte teils deutlich. Die Pathogenese schwerer hitzebedingter Erkrankungen ist multifaktoriell, wie Westwood et al. (2020) und Hosokawa et al. (2019) im Rahmen ihrer Übersichtsarbeiten zeigen. Neben Alter und Geschlecht ordnen Westwood et al. (2020) die Risikofaktoren einer hitzebedingten Erkrankung folgenden drei Kategorien zu:

- (1) umweltbedingte Faktoren: feuchtheißes Klima, fehlende Akklimatisierung, kumulative Wirkung von Hitzeexposition an wiederholten Tagen und ungeeignete Kleidung
- (2) verhaltensbedingte Faktoren: Schlafmangel, unzureichende Flüssigkeitszufuhr, Drogenkonsum, schlechte Ernährung und die Einnahme bestimmter Medikamente
- (3) körperliche Faktoren: geringe körperliche Fitness, hoher Body Mass Index, hohe metabolische Belastungen und medizinische Grunderkrankungen.

Die Häufigkeit der hitzebedingten Erkrankungen im Sport und Arbeitsumfeld unterstreicht gleichermaßen die Notwendigkeit der Reduktion der thermischen Belastung sowie die kontinuierliche Überwachung der thermischen Beanspruchung.

2.2.2 Richtlinien zum Schutz vor zu hoher thermischer Belastung und Beanspruchung

Im Freizeit- und Leistungssport kann die thermische Belastung und Beanspruchung mittels Reduktion der Intensität und Dauer der körperlichen Aktivität, durch das Tragen eines Sonnenschutzes, vermehrte Pausen und eine ausreichende Flüssigkeitszufuhr erzielt werden. Ein Leistungssportler hat zumeist nicht die Wahl und muss selbst unter enormer Hitze Höchstleistung erbringen. Wasserduschen, Kühlwesten oder Eisbeutel stellen Möglichkeiten dar, um die thermische Belastung vor, während und nach der Aktivität zu reduzieren. Nur wenige Sportverbände haben die allgemeinen Empfehlungen mit individuellen Richtlinien erweitert. So gibt bspw. die *Fédération Internationale de Football Association* (FIFA) vor, ab einer WBGT von 32 °C in der 30. Minute einer jeden Halbzeit eine zusätzliche Trinkpause einzulegen.

Zum Schutz vor zu hoher thermischer Belastung und Beanspruchung im Arbeitsumfeld gelten Richtlinien und Empfehlungen. Die Technische Regel für Arbeitsstätten *Raumtemperatur* (ASR A3.5) (Ausschuss für Arbeitsstätten, 2010) definiert Grenzwerte für Mindest- und Maximaltemperatur in Arbeits-, Pausen-, Bereitschafts-, Sanitär-, Kantinen- und Erste-Hilfe-Räumen. Demnach soll die Lufttemperatur in den Räumen 26 °C nicht überschreiten. Gemäß der Regel müssen bei Überschreiten der Lufttemperatur im Raum von 30 °C weitere Maßnahmen zur Reduktion der Belastung der Arbeitnehmer ergriffen werden. In erster Linie müssen technische sowie organisatorische Maßnahmen umgesetzt werden. Hierzu zählen bspw. eine effektive Steuerung des Sonnenschutzes sowie der Lüftungseinrichtungen, Reduzierung der inneren thermischen Lasten, Lockerung der Bekleidungsregelungen oder die Bereitstellung geeigneter Getränke. Bei Überschreiten der Raumlufttemperatur von 35 °C

„[...] ist der Raum für die Zeit der Überschreitung ohne

- technische Maßnahmen (z. B. Luftduschen, Wasserschleier),
- organisatorische Maßnahmen (z. B. Entwärmungsphasen) oder
- Persönliche Schutzausrüstung (z. B. Hitzeschutzkleidung),

wie bei Hitzearbeit, nicht als Arbeitsraum geeignet“ (Ausschuss für Arbeitsstätten, 2010, S. 7).

Gemäß dem Arbeitsschutzgesetz (§§ 4, 5 und §§ 11, 12), der Arbeitsstättenverordnung (§ 3a, Anhang 5.1) und der Unfallverhütungsvorschrift der Deutschen Gesetzlichen Unfallversicherung (DGUV) Vorschrift 1 (§ 23) müssen bei der Arbeit im Freien zusätzliche Faktoren, wie die UV-Strahlung, eine erhöhte Hitzebelastung durch direkte Sonneneinstrahlung sowie erhöhte Schadstoffkonzentrationen in der Luft beachtet werden. Konkrete Grenzwerte der jeweiligen Faktoren werden nicht gegeben. Zum Schutz der Arbeitnehmer wird lediglich empfohlen, eine Beschattung, Belüftung oder Besprühung einzurichten, die Arbeitszeit sowie die Arbeitsintensität anzupassen und die Arbeitnehmer zu sensibilisieren. Im Gegensatz zu diesen Empfehlungen, schlagen Maung und Tustin (2020) einen *Heat Index* (HI) von 27 °C als objektiven Grenzwert vor, um hitzebedingte Todesfälle im Arbeitsumfeld zu verhindern. Der HI resultiert aus der Lufttemperatur und der relativen Luftfeuchtigkeit und beschreibt die gefühlte Temperatur/Hitze, angegeben in °C. Die Windgeschwindigkeit wird in der Berechnung nicht berücksichtigt. Gemäß der Meta-Analyse von Maung und Tustin (2020) traten 96 % bzw. 99 % der zivilen bzw. militärischen Todesfälle bei einem HI \geq 27 °C auf. Maßnahmen zur Reduktion der thermischen Beanspruchung sollten jedoch

bereits ab einem HI ≥ 21 °C ergriffen werden, insbesondere bei hoher körperlicher Aktivität und zusätzlicher thermischer Belastung aufgrund des Tragens einer PSA. Auch Hosokawa et al. (2019) orientieren sich an objektiven Grenzwerten. Die Autoren empfehlen die WBGT als Kriterium und liefern einen systematischen Überblick über in den USA geltende Richtlinien zur Anpassung körperlicher Aktivität unter Hitze. Die WBGT ist ein häufig verwendeter Index. Sie kombiniert Lufttemperatur, relative Luftfeuchtigkeit, Luftgeschwindigkeit und Wärmestrahlung. Im Sport, insbesondere im Fußball, Marathonlauf und Tennis, ist die WBGT als Index weit verbreitet (Armstrong et al., 2007; Racinais et al., 2015). Die Richtlinien von Hosokawa et al. (2019) gelten sowohl für den Sport als auch für das Arbeitsumfeld. Ziel ist die Optimierung der Leistungsfähigkeit, die Aufrechterhaltung der Arbeitseffizienz bzw. der Schutz vor hitzebedingten Erkrankungen. Im Allgemeinen wird empfohlen, die Intensität und die Dauer der Aktivität zu reduzieren. Des Weiteren sollen vermehrt Pausen eingelegt und auf eine ausreichende Flüssigkeitszufuhr geachtet werden. Für Sportarten, wie beispielsweise dem American Football, gelten zudem weitere Empfehlungen. Demnach wird ab einer WBGT von 30,5 °C das Tragen der Persönlichen Schutzausrüstung eingeschränkt. So wird empfohlen, den Helm während Pausen abzunehmen, die PSA während des Trainings auf Helm, Schulterpolster und Shorts zu beschränken und während des Konditionstrainings keine PSA zu tragen. Ab einer WBGT von 33,3 °C wird gänzlich vom Tragen der PSA während des Trainings abgeraten. Im Arbeitsumfeld fordert die *American Conference of Governmental Industrial Hygienists* (ACGIH) bei inadäquater Belüftung und hoher Isolation der Bekleidung die Überwachung von physiologischen Parametern.

2.2.3 Persönliche Kühlausrüstung

Das Ziel persönlicher Kühlausrüstung ist die Reduktion von thermischer Belastung. Eine Kühlung des Körpers während und nach einer Belastung steigert im Allgemeinen die Leistungsfähigkeit und fördert die Regeneration (Barr et al., 2011; Barwood et al., 2009). Die belastungsreduzierende Wirkung persönlicher Kühlausrüstung wurde bereits in den 1970er Jahren erkannt (Mokhtari Yazdi & Sheikhzadeh, 2014; Nunneley, 1970). Zunächst wurden körpernahe Klimatisierungskonzepte vorrangig für die Luft- und Raumfahrt entwickelt. Weiterentwicklungen und zusätzliche Accessoires, wie Arm- bzw. Stirnbänder, eröffneten den Einsatz von persönlicher Kühlausrüstung im Arbeitsumfeld (z. B. Feuerwehr, Militär, Metallhütte) sowie im Sport. Persönliche Kühlausrüstung wird nach Mokhtari Yazdi und Sheikhzadeh (2014) in drei Gruppen gegliedert. Die Gruppierung in Abbildung 3 erfolgt anhand der verwendeten Technologie.

Luftgekühlte Ausrüstung	Ausrüstung auf Basis von Phase Change Materials	Flüssigkeitsgekühlte Ausrüstung
-------------------------	---	---------------------------------

Abbildung 3. Gruppierung persönlicher Kühlausrüstung anhand der verwendeten Technologie nach Mokhtari Yazdi und Sheikhzadeh (2014). (Eigene Darstellung)

Luft- und flüssigkeitsgekühlte Ausrüstung wird vorrangig im Bereich der Luft- und Raumfahrt eingesetzt, jedoch auch in der Schwermetallindustrie und für die Feuer- oder Seuchenbekämpfung. (Selkirk et al., 2004)

Das Prinzip der Luftkühlung findet auch bei Schutzhelmen Anwendung. Ballistische Schutzhelme sind Teil der PSA eines Bombenentschärfers. Zur Kühlung des Körpers wird der Schutzanzug inklusive des Helms mit trockener Luft durchströmt. Als Nebeneffekt des trockenen Luftstroms

wird das Beschlagen des Visiers reduziert. Ein Nachteil der Luftkühlung ist jedoch das zusätzliche Gewicht sowie die Geräuschbildung der Ventilatoren.

Luft- und flüssigkeitsgekühlte Ausrüstungen werden zudem als aktive Systeme bezeichnet, Ausrüstung auf Basis von PCM hingegen als passive Systeme (Mokhtari Yazdi & Sheikhzadeh, 2014). Goforth et al. (2014) geben einen systematischen Überblick über den Effekt aktiv und passiv gekühlter ballistischer Schutzwesten in heißer Umgebung. Die Analyse von neun Studien zeigt einen positiven Effekt der aktiven Kühlung auf die Haut-, KKT und die HF. Der Effekt passiver Kühlung ist vernachlässigbar.

Bach (2020) gibt in seiner Dissertation *The evaluation of cooling systems to reduce heat strain in individuals wearing personal protective clothing* eine Zusammenfassung von Studien zur Kühlwirkung von persönlicher Kühlausrüstung im Arbeitsumfeld. Die Zuordnung der Kühlung erfolgt anhand der Einteilung von Mokhtari Yazdi und Sheikhzadeh (2014). Tabelle 2 zeigt relevante Studien und Ergebnisse hinsichtlich der Kühlwirkung und der Reduktion der thermischen Beanspruchung. Dabei zeigt sich die unterschiedliche Wirkung von aktiver und passiver Kühlung auf die thermische Beanspruchung. Während die passive Kühlung (PCM) im Mittel zu einer Reduktion der KKT bzw. der HF um 0,4 °C bzw. 13 bpm führt, reduziert die aktive Kühlung (luft-, flüssigkeitsgekühlte Ausrüstung) die KKT bzw. die HF um 0,7 °C bzw. 29 bpm.

Tabelle 2. Überblick über Studien zur Kühlwirkung von persönlicher Kühlausrüstung im Arbeitsumfeld. Dargestellt sind Stichprobengröße *N* mit Geschlechterverhältnis m:w (männlich : weiblich), Art der Kühlung (Luftgekühlte Ausrüstung, Flüssigkeitsgekühlte Ausrüstung, Ausrüstung auf Basis von PCMs) mit Temperatur (°C), Umgebungsbedingungen Temperatur und relative Luftfeuchtigkeit (r. LF.) (°C, %), Belastung (W), Differenz der Körperkerntemperatur mit und ohne Kühlung (Δ KKT) (°C), Differenz der Herzfrequenz mit und ohne Kühlung (Δ HF) (bpm), Differenz der Belastungsdauer mit und ohne Kühlung (Δ Belastungsdauer) (min). Teilweise übernommen und übersetzt aus Bach (2020, S. 59–60)

Studie	<i>N</i> (m:w)	Kühlung (Temperatur, °C)	Temperatur, r. LF. (°C, %)	Belastung (W)	Δ KKT (°C)	Δ HF (bpm)	Δ Belastungsdauer (min)
Glitz et al., 2015	10 (10:0)	Luftgekühlte Weste (25°C)	25 °C, 50 %	400	-0,6	-27	n/a
Zhang et al., 2010	10 (10:0)	Luftgekühlte Weste (n/a)	33 °C, 75 %	465	-0,2	-9	+23
Cadarette et al., 2006	4 (4:0)	Flüssigkeitsgekühlte Weste (21 °C)	30 °C, 30 %	224	-1,1	-54	n/a
Ashstekar et al., 2019	29 (29:0)	Flüssigkeitsgekühlte Weste (n/a)	37 °C, 41 %	n/a	n/a	-11	n/a
Quinn et al., 2017	6 (6:0)	Flüssigkeitsgekühlte Weste (n/a)	32 °C, 92 %	4 km/h Gehen	-1,0	-30	n/a
Bach et al., 2019	10 (10:0)	Flüssigkeitsgekühlter Anzug (10 °C)	35 °C, 50 %	250–400	-0,4	-13	n/a
Cheuvront, Kolka et al., 2003	5 (5:0)	Flüssigkeitsgekühlter Anzug (21 °C)	30 °C, 31 %	225	-1,0	-57	n/a
Bach et al., 2019	10 (10:0)	PCM Weste (Eis)	35 °C, 50 %	250–400	-0,5	-18	+18
Choi et al., 2008	12 (12:0)	PCM Weste (Eis)	33 °C, 65 %	n/a	-0,4	-6	n/a
Kwon et al., 1998	9 (0:9)	PCM Weste (Eis)	23 °C, 50 %	n/a	-0,1	-5	n/a
Bach et al., 2019	10 (10:0)	PCM Weste (Eis + Eiswasser)	35 °C, 50 %	250–400	-0,4	-17	+22
Bach et al., 2019	10 (10:0)	PCM Weste (n/a)	35 °C, 50 %	250–400	-0,4	-13	± 0
Itani et al., 2018	6 (6:0)	PCM Weste (n/a)	40 °C, 40 %	n/a	± 0	± 0	n/a
Quinn et al., 2017	6 (6:0)	PCM Weste (n/a)	32 °C, 92 %	4 km/h Gehen	-0,9	-25	n/a
Muir et al., 1999	6 (6:0)	PCM Weste (n/a)	35 °C, 50 %	250–400	-0,3	-18	+44

Δ entspricht dem Unterschied zur Bedingung ohne Kühlung.

Der Fokus der vorliegenden Arbeit liegt auf flüssigkeitsgekühlter Ausrüstung sowie auf Kühlausrüstung auf Basis von PCMs, weshalb luftgekühlte Ausrüstung im weiteren Verlauf nicht weiter betrachtet wird.

Kühlausrüstung auf Basis von Phase Change Materials

Phase Change Material (PCM), auch als Phasenwechselmaterial oder Latentwärmespeicher bezeichnet, ermöglicht die Aufnahme bzw. Abgabe großer Energiemengen in Form von latenter Wärme. Während des Speicher- bzw. Abgabeprozesses erfährt das Speichermedium einen Phasenübergang. Die bei konstanter Temperatur für einen vollständigen Phasenübergang erforderliche Energiemenge bezeichnet man als latente Wärme. (Iqbal et al., 2019; Mehling & Cabeza, 2008)

Zur Reduktion der thermischen Belastung im Sport und Arbeitsumfeld empfiehlt Nagano et al. (2003) neben der Verfügbarkeit am Markt und einem günstigen Preis folgende Eigenschaften des PCMs:

- Schmelzpunkt: 15–35 °C
- Hohe thermische Leitfähigkeit
- Hohe latente Wärme
- Geringe Differenz zwischen Schmelz- und Erstarrungspunkt
- Geringe Toxizität
- Nicht entflammbar
- Keine Umweltbelastung
- Stabilität der Eigenschaften, auch nach mehrfacher Nutzung

PCMs lassen sich in organische und anorganische PCMs unterteilen. Organische PCMs können allgemein in Paraffine und Nicht-Paraffine (Fettsäuren, Ester, Alkohole, Glykole) gegliedert werden. Ein grundlegender Vorteil organischer PCMs ist deren hohe thermische Stabilität bis zu 250 °C und deren hohe latente Wärmespeicherung von 200–250 kJ/kg (Iqbal et al., 2019). Zudem sind sie ungiftig und zeichnen sich durch eine nahe an der thermischen Indifferenztemperatur des Menschen (thermoneutrale Zone, 27–33°C) liegenden Phasenübergangstemperatur aus. Insbesondere aus diesen Gründen eignen sich organische PCMs für die Anwendung am Menschen.

Aus der Gruppe der anorganischen PCMs werden vorrangig Salzhydrate, wie z. B. Glaubersalz, für den Einsatz am Menschen genutzt. Salzhydrate weisen eine Phasenübergangstemperatur im Bereich der thermoneutralen Zone auf. Glaubersalz zählt zu den am häufigsten gewählten Salzhydraten. Es zeichnet sich durch eine Phasenübergangstemperatur von 32,4 °C und einer hohen latenten Wärmespeicherung von 254 kJ/kg aus. (Alva et al., 2018; Iqbal et al., 2019)

Neben Salzhydraten zählen Salze und Metalle zur Gruppe der anorganischen PCMs. Metalle sind gekennzeichnet durch eine hohe thermische Leitfähigkeit, eine hohe Wärmespeicherkapazität und eine hohe Dichte. Ein wesentlicher Nachteil von metallischen PCMs ist deren Neigung zum Supercooling von bis zu 100 °C. (Alva et al., 2018)

Supercooling entsteht durch eine verzögerte Kristallisation während der Abkühlung eines Materials und des dabei stattfindenden Phasenübergangs von flüssig zu fest. Das PCM verfestigt sich erst deutlich unterhalb der Kristallisationstemperatur. PCMs mit der Tendenz zum Supercooling eignen sich nicht für die Anwendung am Menschen. Insbesondere bei direktem Hautkontakt des PCMs ist mit lokalen Erfrierungen zu rechnen. Das Beimischen von Füllstoffen, auch Keimbildner genannt, unterstützt die heterogene Keimbildung und reduziert das Supercooling. Auch eine Makroverkapselung des PCMs kann das Supercooling reduzieren (Cao & Yang, 2014).

Die Weiterverarbeitung von PCMs erfolgt in Form einer Makro-, Mikro- bzw. Nanoverkapselung. Bei einer Makroverkapselung werden PCMs in ein flexibles oder starres Behältnis gefüllt. Bei der Mikro- bzw. Nanoverkapselung werden PCM Partikel mit einer festen Hülle umzogen. Die Partikel der Mikroverkapselung haben einen Durchmesser von 1 bis 1000 μm . Nanoverkapselungen haben einen Durchmesser von $< 1 \mu\text{m}$. Bevorzugt besteht die Hülle der mikroverkapselten PCMs (MPCMs) und nanoverkapselten PCMs (NPCMs) aus organischen Materialien. (Iqbal et al., 2019)

Alva et al. (2017) geben einen ausführlichen Überblick über wesentliche Bestandteile und Eigenschaften von MPCMs und zeigen auf, welche Besonderheiten bei der Anwendung zu beachten sind. MPCMs und NPCMs zeichnen sich durch ihre Pulverform aus. Aufgrund der Umhüllung der Partikel ist der Phasenübergang von außen nicht zu erkennen. MPCMs sowie NPCMs können u. a. in Textilien (Einlegesohlen, Vlies, Bettdecken, Matratzen, Autositze) eingebracht werden (Alva et al., 2017; Iqbal et al., 2019; Peng et al., 2019). Salaün et al. (2010) wiesen einen thermoregulatorischen Effekt von MPCMs in Baumwolltextilien nach.

PCMs werden häufig in Kühlwesten integriert. Ouahrani et al. (2017) entwickelten eine Kühlweste und untersuchten PCMs der Phasenübergangstemperatur 18 °C bzw. 28 °C. Die Tests der Kühlweste erfolgten an 6 männlichen Probanden während einer 45-minütigen Belastung auf einem Fahrradergometer in einer Klimakammer bei 34 °C und 45 % r. LF. Die Probanden hatten ein Durchschnittsalter von 22,3 Jahre ($SD = 4,3$ Jahre), eine Größe von 173 cm ($SD = 5$ cm) und ein Gewicht von 76,0 kg ($SD = 9,8$ kg). Mit Erreichen der Phasenübergangstemperatur wurden Hauttemperaturen von $29,9 \pm 1,1$ °C bzw. $34,8 \pm 1,2$ °C an der Brust und $30,5 \pm 1,9$ °C bzw. $34,0 \pm 0,9$ °C am Rücken gemessen. Die Hauttemperatur sank um bis zu $5,5 \pm 1,0$ °C. Zudem führte das Tragen der Kühlweste mit den PCMs der Phasenübergangstemperatur von 18 °C zu einer Verbesserung der thermischen Behaglichkeit und zu einer Reduktion des Feuchtegefühls auf der Haut.

Yazdanirad und Dehghan (2016) prüften die Eignung von Paraffin als PCM in Kühlwesten. Sie verwendeten ein Paraffin mit einer Phasenübergangstemperatur von 15 °C bis 35 °C. Als Makroverkapselung diente Aluminiumfolie mit einer Dicke von 0,125 mm und einer thermischen Leitfähigkeit von 237 W/mK. Die Kühlweste beinhaltet 17 PCM-Elemente mit einer Masse von jeweils 140 g. Die Kühlwirkung wurde an 10 männlichen Probanden während einer 30-minütigen leichten (2,8 km/h) bzw. moderaten (4,8 km/h) Belastung auf einem Laufband in einer Klimakammer bei 40 °C und 40 % r. LF. untersucht. Mit Tragen der Kühlweste reduzierten sich HF, Oraltemperatur, Hauttemperatur und Schweißproduktion signifikant. Yazdanirad und Dehghan (2016) schließen daraus, dass Paraffin als PCM in Kühlwesten geeignet ist.

Auch Jovanovic et al. (2014) untersuchten Paraffin als PCM. Die Kühlweste beinhaltete vier Elemente mit Paraffin der Phasenübergangstemperatur von 18 °C. Die Tests hinsichtlich der Kühlwirkung der Weste wurden an 10 männlichen Soldaten während einer Belastung auf einem Laufband (5,5 km/h) in einer Klimakammer bei 40 °C und 58 % r. LF. durchgeführt. Die Probanden hatten ein durchschnittliches Alter von 25,8 Jahren ($SD = 2,5$ Jahre), ein Gewicht von 72,0 kg ($SD = 10,0$ kg) und eine Größe von 182 cm ($SD = 8$ cm) und waren mit der Standarduniform bekleidet (67 % Baumwolle, 33 % Polyester, Unterwäsche aus 100 % Baumwolle). Die Kühlweste wurde über der Uniform getragen. Die Analyse der Kühlwirkung erfolgte anhand der Temperatur im Mittelohr, der Hauttemperatur und der thermischen Behaglichkeit. Das Tragen der Kühlweste führte zu einem signifikant langsameren Anstieg der KKT ($p < .05$) und einer verbesserten thermischen Behaglichkeit. Die maximale Differenz der KKT lag bei $0,81 \pm 0,04$ °C.

In den vergangenen Jahren wurden Kühlwesten weiterentwickelt, indem PCMs mit einer zweiten Technologie kombiniert wurden. Chan et al. (2017) und Itani et al. (2017) entwickelten Hybridkühlwesten mit PCM-Elementen und Ventilatoren bzw. Trockenmitteln. Beide Untersuchungen zeigen eine signifikante Reduktion der thermischen Belastung und Beanspruchung aufgrund der Hybridweste. Chan et al. (2017) beobachteten, dass die Hybridkühlweste aus PCM-Elementen und Ventilatoren signifikant zur Erholung zwischen zwei Aktivitätsphasen beitragen und dadurch die Leistungsfähigkeit von Arbeitern und Sportlern optimieren könnten. Der Einsatz eines Trockenmittels reduziert den Feuchtegehalt des Mikroklimas signifikant (Itani et al., 2017).

Fok et al. (2011) und Chelliah et al. (2015) untersuchten das Kühlpotential von PCMs in Motorradhelmen. In beiden Studien zeigte sich, dass der Einsatz von PCM im Motorradhelm die thermische Behaglichkeit verbessert. Dies wurde durch den flacheren Anstieg der Temperatur im Inneren des Helms begründet. Fok et al. (2011) beobachteten, dass sich die Zeit bis zum Erreichen einer Temperatur von 40 °C im Inneren des Helms von 8 min ohne Kühlung auf 21,5 min mit Kühlung verlängerte. Bei Chelliah et al. (2015) konnte der Helm sogar über eine Dauer von 72 min ohne nennenswerte Reduktion der thermischen Behaglichkeit getragen werden. Hier ist zu erwähnen, dass dieses Ergebnis auf keiner realen Messung, sondern auf einer *Computational Fluid Dynamics* (CFD) Analyse beruht. Zudem optimieren zusätzliche Ventilationslöcher im Stirn- und Nackenbereich des Helms die PCM-Kühlung.

Die Kombination aus PCM und Luftkühlung kommt auch bei Ghani et al. (2017) zum Einsatz. Ghani et al. (2017) entwickelten einen Industrieschutzhelm mit PCM-Elementen im oberen Kopfbereich und einem solarbetriebenen Ventilator im Nackenbereich. Als PCM wurde Rubitherm RT24 mit einer Phasenübergangstemperatur von 21–25 °C verwendet. Das Kühlpotential wurde mittels einer CFD Analyse ermittelt. Das Kühlsystem reduzierte die Temperatur zwischen Kopf und Helm um fast 17 °C.

Der Stand der Forschung bezieht sich überwiegend auf Motorrad- und Industrieschutzhelme. Diese besitzen im Vergleich zu ballistischen Helmen unterschiedliche thermische und mechanische Eigenschaften. Die Ergebnisse lassen sich daher nur bedingt auf ballistische Helme übertragen. Dennoch geben die Ergebnisse einen ersten Überblick über das Kühlpotential von PCMs in geschlossenen Helmen mit hoher Schutzfunktion.

Flüssigkeitsgekühlte Ausrüstung

Die ersten Prototypen flüssigkeitsgekühlter Ausrüstung kamen zunächst in der Luft- und Raumfahrt zum Einsatz (Mokhtari Yazdi & Sheikhzadeh, 2014).

Dabei wurde Wasser durch Plastikleitungen gepumpt, welche sich in der Unterwäsche der Astronauten befanden. Zum Schutz der Haut waren die Leitungen mit einer Nylonschicht bedeckt. Die Kühlung erfolgte am Oberkörper und an den Beinen. (Nunneley, 1970)

Das gekühlte Wasser nimmt während der Zirkulation die Wärme des Körpers auf. Um die Kühlung aufrecht zu erhalten, muss dem Wasser die Wärme regelmäßig entzogen werden. Dies kann beispielhaft mittels Eis Packs erfolgen. (Mokhtari Yazdi & Sheikhzadeh, 2014)

Insbesondere in gesundheitsgefährdenden Arbeitsumgebungen, wie beispielsweise bei der Feuerbekämpfung oder bei der Arbeit in Metallhütten, eignet sich ein geschlossener Kreislauf zur Reduktion der thermischen Belastung. Studien zeigen, dass bei einem hohen Energieumsatz in heißer Arbeitsumgebung eine flüssigkeitsgekühlte Ausrüstung nötig ist, um die Gesundheit zu schützen. (Flouris & Cheung, 2006; Teunissen et al., 2014)

Die sich zu Beginn der Entwicklung von flüssigkeitsgekühlter Ausrüstung insbesondere auf den Oberkörper und die Beine beschränkenden Systeme wurden über die Jahre weiterentwickelt und angepasst. In der Medizin kommen seither flüssigkeitsgekühlte Systeme zur Kühlung des Kopfes von Schlaganfall- und Kopftraumapatienten zur Anwendung (Harris et al., 2012). Die Forschung verfolgt den Ansatz der Kopfkühlung ebenfalls bei Schutzhelmen, wie z. B. Industrieschutz-, Motorrad- oder ballistische Helme.

Simmons et al. (2008) integrierten eine Flüssigkeitskühlung in eine Sturmhaube und untersuchten den Effekt der Kopf- und Nackenkühlung auf kardiovaskuläre Funktionen, kognitive Fähigkeiten und die subjektive Wahrnehmung. Die Kühlung reduzierte die kardiovaskuläre Belastung und eine hitzebedingte Ermüdung trat zu einem späteren Zeitpunkt ein, jedoch wurde kein positiver Effekt auf die kognitiven Fähigkeiten beobachtet.

Tabelle 3 gibt einen Überblick über die in den USA kommerziell erhältlichen aktiven, flüssigkeitsgekühlten Systeme zur Kopfkühlung.

Aktive, flüssigkeitsgekühlte Systeme zur Kopfkühlung von Sicherheitskräften in Deutschland wurden im Rahmen der Recherche nicht gefunden. Die Reduktion der thermischen Belastung der Sicherheitskräfte beschränkt sich bis zum jetzigen Zeitpunkt auf die Kühlung des Rumpfes. Folgende drei Systeme in Form von Kühlwesten konnten recherchiert werden: Personal Thermal Management System (Rini Technologies, Oviedo, USA), Personal Cooling System (Rini Technologies, Oviedo, USA) und Combo Cool System (Wolf Engineering, Ravensburg, Deutschland).

Tabelle 3. Überblick über die in den USA kommerziell erhältlichen aktiven, flüssigkeitsgekühlten Systeme zur Kopfkühlung. (Eigene Darstellung)

Kühlsystem (Komponenten)	Hersteller	Anwendung	Eigenschaften	Erläuterungen
Cool-X Wasserkühlsystem (CoolShirt Kühleinheit oder F.A.S.T. Systems Kühleinheit)	Roux Helmets (Port Orange, USA) Coolshirt Systems (Stockbridge, USA) Fresh Air Systems Technologies (Des Plaines, USA)	Motorsport	Kühlmedium: Wasser Rückkühlung mittels Eis	Das Cool-X ist in die ROUX Helme R-1CF und R-1C integriert und kann mittels eines Adapterschlauches an die Kühleinheiten angeschlossen werden.
HotHead Kit (Kart Bag, Verbindungsschlauch, Lithium-Ionen-Akku, Endurance Ice, Cool-A-Clava Kopftextil)	Coolshirt Systems (Stockbridge, USA)	Motorsport	Kühlmedium: Wasser Rückkühlung mittels Eis portabel 2,95 kg Max. 1h Kühlung	Das Cool-A-Clava Kopftextil ist mit fast jedem Helm kombinierbar.
Temperature Management System (Kühleinheit, Verbindungsschlauch, Cooling Headliner)	Welkins (Downers Grove, USA)	Medizin	Kühlmedium: Wasser portabel 8,6 kg Min. 4h Kühlung Reduktion der Gehirntemperatur um 2 °C in den ersten 15 Minuten	Das Kopftextil bedeckt sowohl Kopf als auch Nacken. Das System kann sowohl mit Batterien als auch stationär an einer Steckdose betrieben werden.
Electri-Cool II (Kühleinheit, Thermoelektrisches Modul, Head Wrap)	Cincinnati Sub-Zero (Cincinnati, USA)	Medizin	Kühlmedium: Wasser stationär 6,3 kg	Das Kopftextil bedeckt sowohl Kopf als auch Nacken. Es können die Temperaturbereiche 5–7 °C, 8–10 °C und 11–13 °C eingestellt werden.

Zusammenfassung Kapitel 2.2

Theoretische Grundlagen

Unter thermischer Belastung versteht man die Summe der auf den Menschen einwirkenden Klimagrößen. Eine hohe thermische Belastung kann zu Hitzestress und einer hohen individuellen thermischen Beanspruchung des Körpers führen. Körperliche Arbeit und isolierende Bekleidung können die thermische Beanspruchung des Körpers zusätzlich erhöhen.

Die thermische Beanspruchung ist eine multifaktorielle, individuelle Reaktion physiologischer Parameter auf die thermische Belastung, die sich zudem in Form der thermischen Behaglichkeit ausdrückt.

Äußere Klimagrößen und personenbezogene Größen bestimmen die thermische Behaglichkeit des Menschen. Begleiterscheinungen einer hohen thermischen Beanspruchung sind neben einer geringen thermischen Behaglichkeit, eine verminderte Arbeitsleistung und Ausdauer sowie ein erhöhtes Risiko hitzebedingte Erkrankungen zu erleiden.

Persönliche Kühlausrüstung

Das Ziel persönlicher Kühlausrüstung ist die Reduktion von thermischer Belastung. Eine Kühlung des Körpers während und nach einer Belastung steigert im Allgemeinen die Leistungsfähigkeit und fördert die Regeneration.

Persönliche Kühlausrüstung wird in drei Gruppen gegliedert: (i) luftgekühlte Ausrüstung, (ii) Ausrüstung auf Basis von Phase Change Materials (PCMs) und (iii) flüssigkeitsgekühlte Ausrüstung. Luftgekühlte und flüssigkeitsgekühlte Ausrüstung werden zudem als aktive Systeme bezeichnet, Ausrüstung auf Basis von PCMs hingegen als passive Systeme.

PCMs sind latente Wärmespeicher und lassen sich in organische und anorganische PCMs unterteilen. Manche PCMs neigen zum Supercooling und sind daher nicht für die Anwendung am Menschen geeignet. Für die Anwendung am Menschen empfehlen Nagano et al. (2003) neben der Verfügbarkeit am Markt und einem günstigen Preis folgende Eigenschaften des PCMs:

- Schmelzpunkt: 15–35 °C
- Hohe thermische Leitfähigkeit
- Hohe latente Wärme
- Geringe Differenz zwischen Schmelz- und Erstarrungspunkt
- Geringe Toxizität
- Nicht entflammbar
- Keine Umweltbelastung
- Stabilität der Eigenschaften, auch nach mehrfacher Nutzung

Flüssigkeitsgekühlte Ausrüstung kam zunächst in der Luft- und Raumfahrt zum Einsatz. Studien zeigen, dass bei einem hohen Energieumsatz in heißer Arbeitsumgebung eine flüssigkeitsgekühlte Ausrüstung nötig ist, um die thermische Belastung und Beanspruchung zu reduzieren und somit die Gesundheit zu schützen. Zu Beginn der Entwicklung beschränkte sich flüssigkeitsgekühlte Ausrüstung auf den Oberkörper und die Beine. Mittlerweile liegt der Fokus der Forschung u. a. auf dem Ansatz der Kopfkühlung, insbesondere unter Schutzhelmen. Der Stand der Forschung bezieht sich jedoch überwiegend auf Motorrad- und Industrieschutzhelme. Diese besitzen im Vergleich zu ballistischen Helmen unterschiedliche thermische und mecha-

nische Eigenschaften. Die Ergebnisse lassen sich daher nur bedingt auf ballistische Helme übertragen. Jedoch lassen die aufgeführten Studien darauf schließen, dass der Einsatz einer Kühlung in ballistischen Helmen zu einer Verbesserung der lokalen thermischen Behaglichkeit führen kann.

Die Reduktion der thermischen Belastung und Beanspruchung von Sicherheitskräften in Deutschland beschränkt sich bis zum jetzigen Zeitpunkt auf die Kühlung des Rumpfes. In der Literatur konnten keine aktuellen Forschungsarbeiten gefunden werden, die sich mit der Entwicklung eines aktiven Kühlsystems für ballistische Helme auseinandersetzen.

2.3 Zustandsüberwachung der Vitalfunktionen des Menschen

Vitalfunktionen dienen dem Erhalt des Lebens. Abbildung 4 zeigt die Vitalfunktionen des menschlichen Körpers.



Abbildung 4. Vitalfunktionen des Menschen. Dargestellt sind Herz-Kreislauf-Funktion, Atmung, Bewusstsein/Hirnfunktion, Körpertemperatur und Wasser-Elektrolyt-Haushalt. (Eigene Darstellung)

Herz-Kreislauf-Funktion, Hirnfunktion, Atmung, Körpertemperatur und Wasser-Elektrolyt-Haushalt sind Lebensfunktionen des Menschen. Sie erlauben u. a. eine Einschätzung über den Zustand der thermischen Beanspruchung.

Tabelle 4 enthält die physiologischen Normwerte der Vitalfunktionen eines Erwachsenen.

Tabelle 4. Physiologische Normwerte der den Vitalfunktionen zugeordneten Vitalparametern. Dargestellt sind Normwerte eines Erwachsenen. (Eigene Darstellung)

Vitalfunktion	Vitalparameter	Normwert*
Herz-Kreislauf	Herzfrequenz	60–80 bpm
	Blutdruck	130/80 mmHg
Atmung	Atemfrequenz	10–14 /min
	Sauerstoffsättigung	98–100 %
Körpertemperatur	Körperkerntemperatur	37 ± 0,5 °C
Wasser-Elektrolyt-Haushalt†	Blutplasmaosmolalität	290 mosm/kg
	Natrium	135–145 mmol/l
	Chlorid	98–107 mmol/l

*Werte entsprechen den physiologischen Normwerten eines Erwachsenen

†weitere Elektrolyte und deren physiologische Normwerte sind in Tabelle 9 aufgelistet

Ein Abweichen der Vitalfunktionen von den Normwerten hat, abhängig von der Dauer dieses Zustands, gesundheitsgefährdende oder gar lebensbedrohliche Auswirkungen. Im schwerwiegendsten Fall führt dieser Zustand zum Tod. Eine Zustandsüberwachung der Vitalfunktionen kann frühzeitig vor zu großen Abweichungen von den Normwerten schützen und somit buchstäblich Leben retten. Um den Zustand der Vitalfunktionen auch außerhalb eines klinischen Umfelds überwachen zu können, sind mobile kontinuierliche Monitoring Geräte notwendig. Diese werden auch als sogenannte Wearables bezeichnet. Mit ihnen lassen sich Vitalparameter der Herz-Kreislauf-Funktion, der Hirnfunktion, der Atmung und der KKT bestimmen. Sie finden überwiegend im Freizeit- und Leistungssport Anwendung, doch auch im Arbeitsumfeld gewinnen Wearables als Ergänzung der Persönlichen Schutzausrüstung zunehmend an Bedeutung. Einen Überblick über die Möglichkeiten der Vitalfunktionsüberwachung mit Wearables liefern Khan et al. (2016) in ihrem Review (Tabelle 5).

Tabelle 5. Mit Wearables überwachbare Vitalfunktionen und -parameter. Dargestellt sind Sensor/Methode, Messbereich und Messfrequenz. Teilweise übernommen und übersetzt aus Khan et al. (2016, S. 4387)

Vitalfunktion/-parameter	Sensor/Methode	Messbereich	Messfrequenz
Körpertemperatur	Thermistor/Thermoelektrisch/Optisch	32–40 °C	DC–0,1 Hz
Herzfrequenz	Elektrokardiografie	0,5–4 mV	0,01–250 Hz
	Photoplethysmografie	0,05–4 µA	0,05–30 Hz
Blutdruck	Druckempfindliche Dünnschichttransistor	10–400 mmHg	DC–50 Hz
Atemfrequenz	Dehnmessstreifen/Impedanz	2–50 /min	0,1–10 Hz
Sauerstoffsättigung	Optisch	80–100 %	0,05–30 Hz
Hirnfunktion	Elektroenzephalografie	5–300 µV	DC–150 Hz

Durch die kontinuierliche Überwachung der Vitalfunktionen lassen sich gesundheitsgefährdende Zustände vorbeugen. Nachfolgende Unterkapitel beinhalten wesentliche Informationen zur Theorie, dem Stand der Technik sowie zu aktuellen Forschungsvorhaben der drei ausgewählten Vitalparameter bzw. -funktionen: KKT, HF und Wasser-Elektrolyt-Haushalt.

2.3.1 Körperkerntemperatur

Die KKT repräsentiert die Temperatur in tiefen Körpergeweberegionen und lebenswichtigen Organen, wie z. B. Gehirn, Herz oder Leber. Das thermoregulatorische System reguliert zeitlebens, um die KKT auf etwa $37 \pm 0,5$ °C zu halten und somit Gesundheit, Wohlbefinden sowie physische und kognitive Leistung zu gewährleisten. (Parsons, 2014; Wingo et al., 2018)

Die Thermoregulation kann sowohl verhaltensorientiert als auch physiologisch stattfinden (Belval & Armstrong, 2018). Die verhaltensorientierte Thermoregulation entspricht einer Reaktion auf einen wahrgenommenen thermischen Diskomfort. Eine Verhaltensänderung kann sich in einer Anpassung der Bekleidung, des Aktivitätslevels oder aber im Zeitpunkt der körperlichen Aktivität widerspiegeln. Unter speziellen Gegebenheiten kann die verhaltensorientierte Thermoregulation jedoch nicht erfolgen. Leistungssportler, Industriearbeiter und Notfall- oder Militärpersonal können sich extremen klimatischen Gegebenheiten häufig nicht gänzlich entziehen. Mittels physiologischer Mechanismen versucht unser Organismus wechselnde thermische Belastungen auszugleichen und dadurch die KKT konstant zu halten. Diese Mechanismen werden unter dem Begriff der *physiologischen Thermoregulation* zusammengefasst. Im Allgemeinen versteht man unter der Thermoregulation den Ausgleich von Wärmeverlust und Wärmeproduktion. Dem Wärmeverlust durch Konvektion, Konduktion und Strahlung steht die metabolische Wärmeproduktion sowie die durch extern verrichtete Arbeit produzierte Wärme entgegen. Im Durchschnitt werden etwa 75–80 % der extern verrichteten Arbeit in metabolische Wärme umgesetzt (Böning et al., 2017).

Die metabolische Wärmeproduktion kann während körperlicher Aktivität um das drei- bis zwölf-fache der Ruhephase ansteigen. Um der resultierenden Erhöhung der KKT entgegenzuwirken, reagiert der Körper mit einer Erhöhung der Hautdurchblutung und einer Steigerung der Schwitzrate. Die in der aktiven Skelettmuskulatur erzeugte Wärme wird über Konvektion an das zirkulierende kühlere Blut abgegeben. Das erwärmte Blut transportiert die Wärme durch das kardiovaskuläre System zur Haut. Dort sorgt eine Vasodilatation für eine gesteigerte Hautdurchblutung. (Sawka et al., 2011)

Übersteigt die Umgebungstemperatur die Hauttemperatur, dann ist der Wärmeverlust des Körpers auf den Mechanismus der Evaporation (Verdunstung) beschränkt. Durch die Evaporation von Schweiß auf der Hautoberfläche wird dem Körper Wärme entzogen. Diese sogenannte Verdunstungskälte ist jedoch nur solange wirksam, bis die Umgebungsluft mit Wasserdampf gesättigt ist. Während körperlicher Aktivität in Hitze ist die Evaporation die primäre Möglichkeit des Wärmeverlusts (Sawka et al., 2011).

Kann das Wärmegleichgewicht nicht mehr hergestellt werden, ist die maximale Wärmeverlustkapazität des Körpers überschritten (Wingo et al., 2018). Die KKT steigt infolge kontinuierlich an (Sawka et al., 2011). Eine übermäßige Erhöhung der KKT über 38 °C (Fieber) stellt eine Herausforderung für das Herz-Kreislauf-System dar und beeinträchtigt sowohl die körperliche Leistungsfähigkeit (Chevront et al., 2010; Nybo et al., 2014) als auch die kognitive Leistungsfähigkeit (Nybo, 2008; Piil et al., 2017) einer Person. Bei sehr hohem Fieber (40–42 °C) ist mit Fieberkrämpfen zu rechnen, ab einer KKT von 42 °C droht ein Kreislaufversagen sowie der Tod durch Denaturierung von Proteinen bzw. Enzymen (Klinke, 2005). Die primäre physiologische Herausforderung bei körperlicher Aktivität in Hitze besteht darin, den aktiven Skelettmuskel mit ausreichend Blut zu versorgen und gleichzeitig die Hautdurchblutung zu fördern, um den Wärmeverlust zu ermöglichen (Sawka et al., 2010).

Um den zusätzlichen Bedarf an Blutfluss zu unterstützen, wird die Gefäß- und Nierendurchblutung proportional zur Intensität reduziert. Ausdauernde und intensive körperliche Aktivität in

Hitze kann zu einem reduzierten Herzschlagvolumen führen, da sich das Blut in der Haut durch Vasodilatation vermehrt ventrikulär ansammelt. Infolge muss die HF weiter ansteigen, um die erforderliche Herzleistung und damit die körperliche Aktivität und den Wärmeverlust aufrechtzuerhalten. Diese Faktoren können die Leistungsfähigkeit beeinträchtigen. Ein Verlust der aeroben Leistungsfähigkeit wurde in zahlreichen Studien berichtet. (Nybo et al., 2014)

Eine Quantifizierung der individuellen Wärmebelastung im Sport und Arbeitsumfeld könnte zum Erhalt der kognitiven und physischen Leistungsfähigkeit beitragen und der Prävention hitzebedingter Erkrankungen dienen (Byrne & Lee, 2019). Ein zentrales Element zur Beurteilung der individuellen Wärmebelastung ist die KKT. Die Zustandserfassung der KKT kann direkt, indirekt oder anhand einer Schätzung auf der Grundlage eines biophysikalischen oder empirischen Modells erfolgen.

Die direkte Messung in der Arteria Pulmonalis liefert eine medizinische Genauigkeit der KKT und entspricht der Goldstandardmethode der KKT-Erfassung (Maxton et al., 2004; Taylor et al., 2014). Die Messung erfolgt anhand eines eingeführten Katheters. Aufgrund der hohen Invasivität ist diese Methode außerhalb eines klinischen Umfelds nicht anwendbar. Die direkte Messung der KKT im Rektum bzw. im Ösophagus stellen invasive Alternativen zur Goldstandardmethode dar. Die Ösophagustemperatur (T_{eso}) und die Rektaltemperatur (T_{rec}) werden mittels einer Temperatursonde gemessen. Zur Messung der T_{eso} wird die Temperatursonde oral bzw. nasal eingeführt und im distalen Ösophagus platziert. Aufgrund der Platzierung in unmittelbarer Nähe zu großen Blutgefäßen und dem Herzen zeigt T_{eso} kaum zeitliche Verzögerungen auf Änderungen der KKT (Taylor et al., 2014). Schwierigkeiten beim Einführen der Temperatursonde, Unbehagen während der Messung und die Anfälligkeit der Temperaturmesswerte gegenüber Flüssigkeitsaufnahme (Mündel et al., 2016) beschränken die Messung der T_{eso} auf das laboratorische und klinische Umfeld.

Zur Messung der T_{rec} wird die Temperatursonde in das Rektum eingeführt. Die Eindringtiefe soll acht bis zehn Zentimeter betragen.

Bei einer Eindringtiefe ≥ 10 cm weist T_{rec} im Vergleich zu T_{eso} eine mittlere Abweichung von $0,2$ °C auf. Unter Belastung sind T_{rec} und T_{eso} miteinander vergleichbar. (Miller et al., 2017)

Im Gegensatz zu T_{eso} reagiert T_{rec} deutlich zeitlich verzögert auf Änderungen der KKT. Dennoch gilt die direkte Messung der T_{rec} als akzeptierte Methode zur Zustandserfassung der KKT unter körperlicher Aktivität. (Casa et al., 2007; Casa et al., 2015; Ganio et al., 2009; Miller et al., 2017)

Die Entwicklung telemetrischer, temperatursensibler Pillen ermöglicht eine kontinuierliche, direkte Messung der KKT im Gastrointestinaltrakt. Die Einnahme der Pille erfolgt oral. Validierungsstudien zeigen unterschiedliche Ergebnisse im Vergleich zu T_{rec} und T_{eso} (Teunissen et al., 2012; Travers et al., 2016).

Teunissen et al. (2012) validierten die telemetrische Pille Jonah (Philips N. V., Amsterdam, Niederlande). Sie vergleichen die Pillentemperatur (T_{pill}) mit T_{rec} und T_{eso} im Ruhezustand, während des Radfahrens und der Erholung. Teunissen et al. (2012) beobachten eine akzeptable Übereinstimmung mit T_{rec} . Die mittlere Abweichung der T_{pill} zu T_{rec} beträgt $0,13 \pm 0,26$ °C. Hingegen kann bzgl. T_{eso} keine akzeptable Übereinstimmung festgestellt werden. T_{pill} weicht im Mittel um $-0,57 \pm 0,53$ °C von T_{eso} ab. Zudem zeigt T_{pill} im Vergleich zu T_{eso} eine zeitliche Verzögerung von 5 min und einen flacheren Anstieg als Reaktion auf Temperaturänderungen.

Travers et al. (2016) bestätigen zum Teil die Ergebnisse von Teunissen et al. (2012). Sie validierten die telemetrischen Pillen eCelsius (BodyCAP, Hérouville-Saint-Claire, Frankreich) und VitalSense

(Equivital Hidalgo Ltd., Cambridge, Vereinigtes Königreich) während des Radfahrens und Laufens und vergleichen T_{pill} mit T_{rec} . Dabei unterschätzen beide Pillen T_{rec} um 0,15–0,44 °C.

Aufgrund von Nahrungs- und Flüssigkeitsaufnahme können Temperaturmessungen entlang des Gastrointestinaltraktes stark variieren (Goodman et al., 2009; Taylor et al., 2014; Wilkinson et al., 2008). Zudem deuten Studien darauf hin, dass eine Kalibrierung der telemetrischen Pillen notwendig ist, um systematische Messfehler zu berücksichtigen (Hunt et al., 2017; Travers et al., 2016). Aufgrund dieser Einschränkungen sind telemetrische Pillen zur KKT-Messung eher als unpraktisch anzusehen (Buller et al., 2018).

Alternativ zur direkten, hochinvasiven Messung der KKT in tiefen Geweberegionen kann die KKT indirekt gemessen werden. Die indirekte, gering invasive bzw. nichtinvasive Messung kann sublingual, aural, axillar oder an der Stirn erfolgen. Diese Körperstellen sind leicht zugänglich und rufen kein Unbehagen hervor.

Validierungsstudien zur indirekten KKT-Messung an diesen Körperstellen zeigen unter Laborbedingungen eine systematische Abweichung zu T_{rec} von -0,94 bis +0,29 °C (Ganio et al., 2009; Huggins et al., 2012; Mazerolle et al., 2011). Feldmessungen ergeben höhere systematische Abweichungen von bis zu -2,58 °C (Casa et al., 2007).

Ein nichtinvasiver Ansatz zur indirekten Messung der KKT ist die *Zero-Heat-Flux* (ZHF) Sensor-methode (Fox et al., 1973).

Ein ZHF-Sensor besteht aus vier Lagen. An der Außenseite des Sensors befindet sich eine isolierende Schaumstoffschicht. Sie soll den Wärmestrom von der darunterliegenden Heizfolie an die Umgebung verhindern. Die Heizfolie ist mit einem Schaltkreis verbunden und wird so geregelt, dass sie der gemessenen KKT entspricht. An der Unterseite einer weiteren isolierenden Schaumstoffschicht befindet sich ein Temperatursensor. Über diesen Temperatursensor wird die KKT gemessen. Mittels einer selbstklebenden Folie wird der ZHF-Sensor auf die Haut aufgeklebt. Durch die perfekte Wärmeisolation zur Umgebung hin und das Erhitzen der Heizfolie auf KKT entsteht ein Wärmegleichgewicht zwischen Körperkern und Umgebung. Infolge bildet sich unter dem ZHF-Sensor ein isothermer Tunnel aus dem Körperkern heraus und die KKT kann an der Haut gemessen werden. (Teunissen et al., 2011)

Unter konstanten thermischen Laborbedingungen zeigen ZHF-Sensoren eine gute Übereinstimmung mit T_{eso} (Dahyot-Fizelier et al., 2017; Zeiner et al., 2010). Dahyot-Fizelier et al. (2017) beobachten eine mittlere Abweichung des ZHF-Sensors zu T_{eso} von $0,19 \pm 0,53$ °C. Zudem liegen 92,6 % der gemessenen Werte innerhalb $T_{\text{eso}} \pm 0,5$ °C. Zeiner et al. (2010) bestätigen diese Ergebnisse mit einer mittleren Abweichung von -0,12 °C zu T_{eso} und einer hohen Korrelation von .98. Sowohl Zeiner et al. (2010) als auch Dahyot-Fizelier et al. (2017) schlussfolgern, dass ZHF-Sensoren im Ruhezustand und unter konstanten Laborbedingungen eine mit der Messung der T_{eso} vergleichbare Methode darstellt.

Während submaximaler Belastung bei konstant heißen Umgebungsbedingungen (35 °C, 50 % r. LF.) wurde ebenfalls eine gute Übereinstimmung mit T_{eso} beobachtet (mittlere Abweichung = $-0,05 \pm 0,18$ °C). 95 % der mit dem ZHF-Sensor gemessenen Werte sind im Bereich $T_{\text{eso}} \pm 0,40$ °C zu erwarten. (Teunissen et al., 2011)

Ein weiterer nichtinvasiver Ansatz der indirekten KKT-Messung wurde von Gunga et al. (2008; 2009) entwickelt. Der sogenannte Doppelsensor basiert auf der Messung des Wärmestroms zwischen Hautoberfläche und Umgebung. Hierzu dienen zwei Temperatursensoren (Hauttemperatur, Umgebungstemperatur), die durch eine Isolationsschicht mit definiertem Wärmeleitwert getrennt

sind. Im Gegensatz zum ZHF-Sensor funktioniert die Messung des Doppelsensors ohne Heizfolie. Anders als der ZHF-Sensor, benötigt der Doppelsensor zur indirekten Messung der KKT kein Wärmegleichgewicht zwischen Körperkern und Umgebung. Die Messung kann unmittelbar erfolgen und zeitliche Verzögerungen auf Änderungen der KKT sind nicht zu erwarten.

Gunga et al. (2008) integrierten einen Doppelsensor in einen Feuerwehrhelm. Das Ziel der Studie ist die Validierung des Doppelsensors im Ruhezustand und unter körperlicher Aktivität bei drei Umgebungstemperaturen (10 °C, 25 °C und 40 °C). Die Ergebnisse des Doppelsensors werden mit T_{rec} verglichen. Der Doppelsensor zeigt bei 10 °C mittlere Abweichungen von $0,08 \pm 0,50$ °C im Ruhezustand bzw. $-0,16 \pm 0,45$ °C unter körperlicher Aktivität. Bei einer Umgebungstemperatur von 25 °C liegen die mittleren Abweichungen im Ruhezustand bei $-0,01 \pm 0,37$ °C und unter körperlicher Aktivität bei $-0,08 \pm 0,35$ °C. Die Tendenz des Doppelsensors, die KKT unter körperlicher Aktivität zu überschätzen, zeigt sich auch bei heißen Umgebungstemperaturen von 40 °C. Der Doppelsensor weicht im Mittel um $0,10 \pm 0,42$ °C (Ruhezustand) und um $-0,11 \pm 0,34$ °C (Aktivität) von T_{rec} ab. Gunga et al. (2008) schlussfolgern, dass der Doppelsensor eine geeignete Methode zur indirekten Messung der KKT darstellt, insbesondere während körperlicher Aktivität bei Hitze.

Kimberger et al. (2009) schlussfolgern Ähnliches. Sie untersuchen die Genauigkeit und Präzision des Doppelsensors im klinischen Umfeld. Hierzu wird die indirekt gemessene KKT mit T_{eso} von 68 Intensivpatienten verglichen. Der Vergleich zeigt eine mittlere Abweichung des Doppelsensors von $-0,08$ °C $[-0,66; 0,50]$ und eine Korrelation von $r = .93$. Zudem liegen 98 % der indirekt gemessenen KKT des Doppelsensors innerhalb $T_{\text{eso}} \pm 0,5$ °C. Anhand dieser Ergebnisse schlussfolgern Kimberger et al. (2009), dass der Doppelsensor im klinischen Umfeld eine ausreichend genaue und präzise Alternative zur KKT-Messung von T_{eso} darstellt. Diese Schlussfolgerung muss kritisch betrachtet werden. Temperatursensoren, welche im klinischen Umfeld zur Messung der rektalen bzw. oesophagealen Temperatur verwendet werden, weisen im Temperaturbereich von 25–50 °C eine Genauigkeit von $\pm 0,1$ °C auf.

Forschergruppen beschäftigen sich seit einigen Jahren mit der Schätzung der KKT. Eine Vorhersage der KKT hat gegenüber der direkten Messung der KKT den wesentlichen Vorteil, dass sie nichtinvasiv ist. Die Vorhersage der KKT erfolgt auf der Grundlage biophysikalischer und empirischer Modelle. Biophysikalische Modelle modellieren die Interaktion zwischen physiologischen Gegebenheiten und klimatischen Bedingungen anhand physikalischer Gesetze (Katić et al., 2016). Das Modell von Givoni und Goldman (1972, 1973a, 1973b), das Predicted-Heat-Strain-Model von Malchaire et al. (2001) und ebenso das Modell von Fiala (1998) sind Beispiele biophysikalischer Modelle zur Schätzung der KKT. Diese Modelle beinhalten eine Vielzahl physikalischer Gleichungen zur Wärmeproduktion, -speicherung und Wärmeübertragung an die Umgebung. Dennoch bilden biophysikalische Modelle nur eine vereinfachte Reaktion der Mensch-Umwelt-Interaktion ab.

Zumeist erfordern biophysikalische Modelle Informationen zu klimatischen Gegebenheiten, Anthropometrie, Aktivität und Bekleidung des Menschen. Dies schränkt ihre Anwendbarkeit zur Schätzung der KKT in Echtzeit und außerhalb eines Laborsettings deutlich ein. (Welles et al., 2018)

Das Modell von Yokota et al. (2008) basiert auf Informationen zu klimatischen Gegebenheiten, HF, Anthropometrie und Bekleidung. Das Modell wurde unter zwei klimatischen Bedingungen validiert. Im Vergleich zur gemessenen T_{rec} und T_{pill} zeigt das Modell einen *RMSE* (*Root Mean Square Error*) zwischen $0,05$ °C (40 °C, 40 % r. LF.) und $0,31$ °C (49 °C, 18 % r. LF.).

Das *Heat-Strain-Decision-Aid-Model* schätzt die KKT anhand klimatischer Gegebenheiten, Anthropometrie, Aktivität und Bekleidung des Menschen (Potter et al., 2017). Das Modell basiert auf den Arbeiten von Givoni und Goldman (1972, 1973a, 1973b) und wurde kontinuierlich modifiziert. Eine Validierung durch Potter et al. (2019) ergibt einen *RMSE* von 0,37 °C im Laborsetting und 0,40 °C während Feldexperimenten. Die Versuchsteilnehmer waren mit einem Chemikalienschutzanzug bekleidet.

Empirische Modelle entstehen auf der Grundlage nichtinvasiv erfasster, physiologischer Datensätze. Dabei modellieren Regressionsanalysen die Beziehung zwischen einer abhängigen und einer oder mehrerer unabhängigen Variablen. Unabhängige Variablen sind im Kontext der KKT-Schätzung physiologische Daten des Menschen und Informationen zu klimatischen Bedingungen.

Das Modell von Niedermann et al. (2014) basiert auf der Messung von drei physiologischen Parametern. Anhand der Hauttemperaturen an drei Körperstellen (Oberarm, Unterarm, Oberschenkel), des Wärmeflusses an zwei Körperstellen (Brust, oberer Rücken) und der HF werden unter Durchführung einer Hauptkomponentenanalyse zwei unabhängige Faktoren abgeleitet. Das Ergebnis ist ein multiples lineares Regressionsmodell zur Schätzung der KKT. Eine Validierung des Modells bei 30 °C Umgebungstemperatur ergibt einen *RMSE* von $0,28 \pm 0,03$ °C ($R^2 = .72$) ohne Wärmestrahlung und $0,34 \pm 0,07$ °C ($R^2 = .70$) mit Wärmestrahlung. Die KKT wird mit einer telemetrischen, temperatursensiblen Pille gemessen. Informationen zum Wärmefluss an Brust und oberem Rücken sowie die HF scheinen einen wesentlichen Beitrag zur Abschätzung von Wärmeproduktion und Wärmeabgabe des Körpers zu leisten (Niedermann et al., 2014).

Eggenberger et al. (2018) ergänzten das Regressionsmodell von Niedermann et al. (2014) mit einem vierten physiologischen Parameter, der isolierten Hauttemperatur, und weiteren Messstellen der bereits im Modell berücksichtigten Parameter. Das Resultat sind zwei neue Regressionsmodelle. Modell I besteht aus der minimalen Anzahl (Min-Input-Modell) an Eingabeparametern, das Modell II beinhaltet die maximale Anzahl (Max-Input-Modell). Das Min-Input-Modell schätzt die KKT anhand der HF und der isolierten Hauttemperatur an der Scapula. Trotz der minimalen Eingabeparameter schätzt das Min-Input-Modell mit einem *Standard Error of the Estimate (SEE)* von 0,29 °C ($R^2 = .68$) die KKT mit einer ähnlichen Validität wie das Max-Input-Modell (*SEE* = 0,28 °C; $R^2 = .70$). Beide Modelle sind vergleichbar mit dem Regressionsmodell von Niedermann et al. (2014).

Richmond et al. (2015) berücksichtigen bei der Erstellung ihres Modells eine Anzahl von 30 Eingangsparametern. Das Modell, basierend auf der Publikation von Richmond et al. (2013), beinhaltet Informationen zur Hauttemperatur und isolierten Hauttemperatur an 11 Körperstellen, Temperatur und Luftfeuchtigkeit des Mikroklimas an Brust und Rücken, thermischen Wahrnehmung, HF, Atemfrequenz, Alter, Geschlecht, Körperfettanteil, *Body Mass Index* (BMI), Schwitzrate und Bekleidung. Eine systematische Reduktion der Parameter ergibt ein empirisches Modell, welches die KKT auf der Basis der isolierten Hauttemperatur am unteren Hals, der HF und der Temperatur des Mikroklimas an Brust und Rücken schätzt. Ein binärer Parameter (Ruhezustand, Aktivitätszustand) ergänzt die KKT-Schätzung. Eine Validierung des Modells ergibt einen *SEE* von 0,27 °C ($R^2 = .86$). Die isolierte Hauttemperatur am unteren Hals beeinflusst die Validität der KKT-Schätzung am meisten.

Einige Forschergruppen verfolgen einen mathematischen Ansatz mittels Kalman-Filter (KF) um die KKT zu schätzen. Der Kalman-Filter-Ansatz entspricht einem iterativem Vorgehen zur optimalen Reduktion von Messfehlern dynamischer Systeme in Echtzeit (Kalman, 1960).

Laxminarayan et al. (2018) erstellten ein auf der körperlichen Aktivität, der HF, der Hauttemperatur und den klimatischen Gegebenheiten basierendes KF Modell. Die Validierung des Modells erfolgt unter mehreren klimatischen Bedingungen sowie einer zweistündigen Belastung auf einem Laufband bei 5 km/h und einer Steigung von 2 %. Das Modell schätzt die KKT im Mittel mit einem *RMSE* von 0,33 °C (*SD* = 0,18 °C). Bei Betrachtung der KKT über 38,5 °C zeigt das Modell einen *RMSE* von 0,25 °C (*SD* = 0,20 °C). Als Vergleichswert dient T_{rec} .

Sowohl das KF-Modell von Laxminarayan et al. (2018) als auch die Regressionsmodelle von Eggenberger et al. (2018), Niedermann et al. (2014) und Richmond et al. (2015) basieren auf einer Vielzahl an Eingabeparametern. Aufgrund der hohen Anzahl an benötigten Sensoren ist die Anwendbarkeit dieser Modelle im Sport und Arbeitsumfeld stark eingeschränkt. Zudem birgt ein Overfitting der Modelle das Potential für fehlerbehaftete KKT-Schätzungen.

Buller et al. (2013) reduzierten die Anzahl der benötigten Eingabeparameter. Sie erstellten ein KF Modell, das ausschließlich auf der HF und einer initialen KKT basiert. Das Modell wurde mit Daten aus über 15 Studien unter Labor- und Feldbedingungen, kühlen bis heißen klimatischen Bedingungen und mit unterschiedlicher Bekleidung, u. a. auch mit Persönlicher Schutzausrüstung, validiert. Die Validierung zeigt einen *RMSE* < 0,30 °C. (Buller et al., 2018)

Looney et al. (2018) haben das Modell von Buller et al. (2013) mit einer Sigmoidgleichung ergänzt. Das Ziel ist die Verbesserung der KKT-Schätzung im Ruhezustand. Das Modell von Looney et al. (2018) erweist sich als genauer als das Modell von Buller et al. (2013). Das Modell von Looney et al. (2018) zeigt eine geringere systematische Abweichung ($-0,04 \pm 0,26$ °C vs. $-0,19 \pm 0,29$ °C) und einen geringeren *RMSE* (0,26 °C vs. 0,35 °C).

Um die natürliche Varianz der physiologischen Reaktionen zu berücksichtigen, haben zwei weitere Forschergruppen ihre KF Modelle um nichtinvasive physiologische Parameter erweitert.

Das KF Modell von Welles et al. (2018) beinhaltet zusätzliche Informationen über den Zusammenhang von HF, lokalen Hauttemperaturen und Wärmeflüssen an mehreren Körperstellen. Das Modell schätzt die KKT mit einem *RMSE* von 0,18 °C (M. pectoralis, Rippen) bis 0,30 °C (Oberschenkel). Das Modell mit den am linken Brustmuskel gemessenen Parametern liefert mit einer systematischen Abweichung von $-0,01 \pm 0,09$ °C die genaueste Schätzung der KKT.

Seng et al. (2016) entwickelten ein auf dem Modell von Buller et al. (2013) basierendes KF Modell, welches sowohl den Zusammenhang zwischen HF und Hauttemperatur berücksichtigt als auch zwischen Ruhezustand und Aktivität im Allgemeinen unterscheidet. Mit einem *RMSE* von 0,29 °C ist die Genauigkeit der KKT-Schätzung mit der Genauigkeit des Modells von Buller et al. (2013) zu vergleichen.

Zusammenfassend zeigen die Studien zum Teil sehr genauen Schätzungen der KKT. Dennoch stellen KF Modelle im medizinischen Umfeld bis dato keine valide Alternative zur direkten KKT-Messung dar (Hunt et al., 2019). Eine Echtzeit-Zustandserfassung der KKT könnte sowohl die Leistung als auch die Sicherheit von Athleten und/oder Arbeitnehmern während körperlicher Aktivität in extremen klimatischen Bedingungen verbessern. Bestehende Methoden zur direkten und indirekten Messung der KKT sind außerhalb einer Laborumgebung häufig nicht anwendbar oder weisen eine begrenzte Genauigkeit auf, während die Schätzung der KKT auf der Grundlage biophysikalischer oder empirischer Modelle oft viele Eingangsparameter erfordert. Um im Sport bzw. Arbeitsumfeld anwendbar zu sein, sollte ein Vorhersagemodell der KKT eine minimale Anzahl an validen Sensoren erfordern, die weder die eigene Leistung noch den Komfort beeinträchtigen.

2.3.2 Herzfrequenz

Infolge der Entwicklung mobiler Herzfrequenzmessgeräte ist die Herzfrequenz (HF) zu einem wesentlichen Parameter für die Zustandserfassung des Herz-Kreislauf-Systems geworden (Achten & Jeukendrup, 2003; Soon et al., 2020). Ruheherzfrequenz, maximale HF und die Herzratenvariabilität werden dabei als Parameter der HF interpretiert.

Die Ruheherzfrequenz eines gesunden Erwachsenen beträgt ca. 60–80 bpm, die maximale HF liegt bei ca. 200 bpm. Ein Ausdauersportler kann aufgrund eines erhöhten Schlagvolumens des Herzens und eines erhöhten Atemzugvolumens eine Ruheherzfrequenz von etwa 40 bpm erreichen. (Silbernagl & Despopoulos, 2007, S. 77)

Herzfrequenzmessgeräte haben sich im letzten Jahrhundert von ausschließlich für den Laborgebrauch geeigneten Geräten zu mobilen Accessoires in Form von Uhren, Armbändern oder Kopfhörern, hauptsächlich zum Gebrauch im Freizeit- und Leistungssport, entwickelt. Die Messgenauigkeit hat sich verbessert, die Speicherkapazität wurde erhöht und Funktionen, wie beispielsweise GPS-basiertes Navigieren, wurden ergänzt. Trotz der stetigen Weiterentwicklung der Geräte besteht ein Bedarf an wissenschaftlichen Validierungsstudien, insbesondere bezüglich der Herzfrequenzüberwachung.

Mehrere Jahrhunderte lang bestand die Überwachung der HF lediglich darin, den Patienten ein Ohr auf die Brust zu legen. Im Jahre 1816 erfand René Laënnec das Stethoskop, auch Hörrohr genannt (Gerabek et al., 2005), um den Herzschlag besser hörbar zu machen. Die Überwachung der HF während einer Belastung und die Kontrolle der elektrischen Aktivitäten des Herzmuskels waren jedoch noch nicht möglich. Erst mit der Entwicklung des ersten Elektrokardiogramms (EKG) durch den niederländischen Physiologen Willem Einthoven zu Beginn des 20. Jahrhunderts war es möglich, die elektrische Aktivität des Herzmuskels grafisch aufzuzeichnen (Kligfield, 2002). Die Elektrokardiographie entspricht der klinischen Goldstandardmethode der Herzfrequenzmessung. Das EKG zeichnet die elektrische Aktivität des Herzmuskels über die Zeit auf. Die elektrischen Potentialänderungen zwischen erregter und nicht erregter Herzmuskulatur erzeugen in der Umgebung des Herzmuskels ein elektrisches Feld, welches sich bis zur Körperoberfläche ausbreitet. EKG-Elektroden messen und verstärken diese Potentialänderungen.

Der physiologische Verlauf dieser EKG-Kurve besteht aus P-Welle, QRS-Komplex und T-Welle (Abbildung 5).

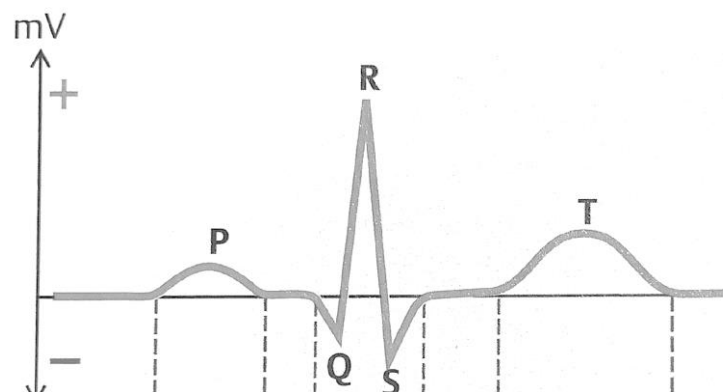


Abbildung 5. EKG-Kurve mit P-Welle, QRS-Komplex und T-Welle (Silbernagl & Despopoulos, 2007, S. 199).

Diese Abschnitte entsprechen der Depolarisation der Vorhöfe und der Depolarisation bzw. der Repolarisation der Ventrikel. Die Bestimmung der HF erfolgt anhand des QRS-Komplexes, insbesondere der darin existierenden R-Zacke. (Silbernagl & Despopoulos, 2007, S. 198–200)

Der zeitliche Abstand zweier aufeinanderfolgender R-Zacken, auch RR-Intervall oder Herzperiode genannt, wird hierzu gemessen (Faller & Schünke, 2004, S. 246). (Formel 1) zeigt die Berechnung der HF anhand des RR-Intervalls.

$$HF = \frac{60}{RR} \quad (\text{Formel 1})$$

Mit:

HF = Herzfrequenz (1/min)

RR = RR-Intervall (s)

Die Herzfrequenzbestimmung erfolgt heutzutage zumeist anhand verschiedener Algorithmen zur automatischen Erkennung der Wellen und Zacken des EKG-Signals. Jedoch können Unregelmäßigkeiten des EKG-Signals das Erkennen der QRS-Komplexe oftmals erschweren. Durch externe Einflüsse kann ein Signalrauschen entstehen, welches das Signal überlagert. Diese sogenannten Bewegungsartefakte (Togawa et al., 2011, S. 1–5) können durch Elektrodenbewegungen auf der Hautoberfläche (Friesen et al., 1990, S. 86) oder durch ein auf der Haut verändertes elektrisches Feld aufgrund von Muskelaktivität (Dupre et al., 2005, S. 191–192) entstehen. Ebenfalls können aufgrund der physiologischen Variabilität des EKG-Signals Schwierigkeiten in der automatischen Erkennung der R-Zacke auftreten. Hochfrequente T-Wellen, welche die Charakteristik eines QRS-Komplexes aufweisen, können fälschlicherweise als R-Zacke erkannt werden (Pan & Tompkins, 1985, S. 230–235). Die physiologische Variabilität zeigt sich auch im QRS-Komplex, weshalb sie gelegentlich nicht erkannt werden (Manikandan & Soman, 2012, S. 119–124).

Norman J. Holter gilt als Erfinder des sogenannten Holter-Monitors. Ein tragbares EKG-Gerät zur kontinuierlichen Aufzeichnung des Elektrokardiogramms über 24 Stunden (HOLTER, 1961). Aufgrund der Größe des Steuerkastens und dessen Gewicht von fast 40 kg (Roberts & Silver, 1983) war der Holter-Monitor jedoch ausschließlich für Laboruntersuchungen geeignet.

Technische Weiterentwicklungen in den 1980er Jahren brachten das erste mobile Herzfrequenzmessgerät für Feldmessungen hervor. Es besteht aus einem Sender und einem Empfänger. Der Sender kann entweder an Einwegelektroden oder an einem Elektrodengurt am Brustkorb befestigt werden. Als Empfänger dient ein am Handgelenk getragener Monitor. Der Elektrodengurt erfasst mittels zweier in den Gurt integrierter Hautelektroden die RR-Intervalle des EKG-Signals. Seine Entwicklung führte zu einer verstärkten Nutzung mobiler Herzfrequenzmessgeräte in Freizeit, Fitness und Gesundheit. Es folgten wissenschaftliche Studien zur Genauigkeit und Präzision mobiler Herzfrequenzmessgeräte. (Laukkanen & Virtanen, 1998)

Basierend auf diesen Studien galten Herzfrequenzmessgeräte mit Brustelektroden unter körperlicher Belastung bereits im Jahr 1988 als valide und reliabel (Léger & Thivierge, 1988). Aktuelle wissenschaftliche Studien zur Validität von HF-Brustgurten bestätigen diese Ergebnisse. Tabelle 6 zeigt eine Übersicht dieser Studien.

Tabelle 6. Übersicht über aktuelle Validierungsstudien von Herzfrequenz-Brustgurten (Uhr/Empfänger) und deren Korrelation zu einem EKG-Gerät. Berücksichtigt wurden Aktivität, erhobener Parameter (RR-Intervall in ms, HF in bpm) und Stichprobengröße N. (Eigene Darstellung)

	N	Brustgurt (Uhr/Empfänger)	EKG	Parameter	Aktivität	Korrelation
Gilgen-Ammann et al., 2019	10	Polar H10 (M600)	Medilo® AR12plus	RR-Intervall	Sitzen Haushalt Gehen Laufen Krafttraining	> .99 .99 > .99 .95 .99
Giles et al., 2016	20	Polar H7 (V800)	MP36, Biopac Systems Ltd.	RR-Intervall	Rückenlage Stehen	> .99 > .99
Caminal et al., 2018	18	Polar H7 (V800)	GE SEER 12	RR-Intervall	Laufen	.99
Boudreaux et al., 2018	50	Polar H7 (Polar Beat App)	Quinton 4500	HF	Ruhe Radfahren Krafttraining	.91 .63–.85 .74–.92
Etiwy et al., 2019	80	Polar H7 (n/a)	Quinton Q-tel RMS	HF	Ruhe Laufen Radfahren	> .99 > .99 .99
Pasady et al., 2019	50	Polar H7 (Polar Beat App)	Quinton Q-tel RMS	HF	Laufen	.98
Radespiel-Tröger et al., 2003	36	Polar T31 (Advantage Receiver, Precision Performance Software)	PowerLab®	HF RR-Intervall	Ruhe	.99 .99
Kingsley et al., 2005	8	Polar T61 (S810)	Reynolds v8.4	RR-Intervall	Radfahren	.92–.99
Nunan et al., 2008	33	Polar T61 (S810)	CardioPerfect	RR-Intervall	Rückenlage	.97
Weippert et al., 2010	19	Polar T61 (S810i)	Cardiolight S	RR-Intervall	Allgemein	.99
Weippert et al., 2010	19	Suunto ANT (t6)	Cardiolight S	RR-Intervall	Allgemein	.99
Bouillod et al., 2015	15	Suunto Memory Belt (Kubios HRV Software)	PowerLab®	HF	Rückenlage Stehend	> .99 > .99

Die Studien zeigen gut, dass sich der Brustgurt zur mobilen Herzfrequenzmessung seit seiner Entwicklung gut bewährt. Mit dem Tragen eines Brustgurtes geht jedoch oftmals ein Diskomfort einher. Hauptsächlich verantwortlich für den Diskomfort ist der enge Sitz des Brustgurtes, welcher notwendig ist, um valide HF-Werte zu liefern. Eine Möglichkeit den Diskomfort zu verringern, liefert die Weiterentwicklung der in Brustgurten integrierten Elektroden zu textilen Elektroden. Diese sind flexibel und passen sich besser an die Körperform an. Dadurch kann Diskomfort reduziert werden und die Bereitschaft zur Nutzung eines solchen Herzfrequenzmessgeräts steigt. Seit Anfang des 21. Jahrhunderts wird an textilen Sensoren zur Überwachung von Vitalparametern, u. a. der HF, geforscht. Khundaqji et al. (2020) geben einen systematischen Überblick zum Thema *Smart Shirts for Monitoring Physiological Parameters*. Anhand textilintegrierter bzw. textiler Sensoren werden physiologische Parameter, wie die Sauerstoffsättigung, die KKT, die Muskelaktivität sowie Parameter zur Überwachung der Lungen- und Herzfunktion erfasst.

Tabelle 7 zeigt Smart Shirts, welche bereits im Rahmen wissenschaftlicher Studien validiert wurden. Bei drei dieser Shirts handelt es sich um kommerzielle Produkte für die kontinuierliche Überwachung von Herz, Atmung und Aktivität: Hexoskin (Carrè Technologies Inc., Montreal, Québec, Kanada), LifeShirt (VivoMetrics Inc., Ventura, California, Vereinigte Staaten von Amerika) und Cardioskin™ (Les Laboratoires Servier, Suresnes, Frankreich).

Tabelle 7. Überblick über bereits validierte Smart Shirts. Teilweise übernommen aus Khundaqji et al. (2020, S.8-10)

Smart Shirt	Studienquelle
GOW system	Romagnoli et al., 2014
HeartCycle's guided exercise system	Skobel et al., 2014
Hexoskin*	Banerjee et al., 2018; Cherif et al., 2018; Elliot et al., 2019; Montes et al., 2018; Navalta et al., 2015; Smith et al., 2019; Tan & Yong, 2017; Tanner et al., 2015
Long Term Medical Survey System	Chételat et al., 2015
Maglietta Interativa Computerizzata	Di Rienzo et al., 2005; Di Rienzo et al., 2013
Prototyp	Boehm et al., 2016
LifeShirt*	Clarenbach et al., 2005; Heilman & Porges, 2007; Kent et al., 2009
Cardioskin*	Fouassier et al., 2020

*kommerzielles Produkt

Textile Elektroden liefern vielversprechende Ergebnisse (Ankhili et al., 2019; Arquilla et al., 2020; Kannaian et al., 2013; Li et al., 2020). Arquilla et al. (2020) untersuchten textile Elektroden hinsichtlich ihrer Eignung zur Messung von Vitalparametern. Sowohl der EKG-Verlauf als auch die HF zeigen keine signifikanten Unterschiede zu den Daten des EKG-Gerätes. Zudem zeigen die textilen Elektroden keine funktionalen Veränderungen nach Dehn-, Biege- und Waschtests. Enorme Herausforderungen entstehen allerdings bei der Integration der Elektroden in Bekleidung. Diverse Studien zeigen, dass Faktoren wie Haut-Textil-Kontakt (Ankhili et al., 2019; Taji et al., 2014; Takeshita et al., 2019), Feuchtigkeit (Beckmann et al., 2010; Weder et al., 2015), Elektrodenplatzierung (Li et al., 2020; Soroudi et al., 2019) und Bewegungsartefakte (Cömert & Hyttinen, 2015; Meziane et al., 2015; Tong et al., 2018; Tsukada et al., 2019) die Qualität der Daten signifikant beeinflussen. Eine kontinuierliche, zuverlässige und präzise Zustandserfassung der Herzfunktion wird somit erschwert.

Neben textilen Elektroden stellt die stationäre Herzfrequenzmessung an Fitness-Geräten, wie beispielsweise einem Cross-Trainer oder einem Fahrradergometer, eine weitere elektrodenbasierte Bauform dar. Die in die Griffe des Gerätes integrierten Elektroden müssen dabei mit den Händen

umfasst werden. Die Rückmeldung der HF erfolgt auf einer Anzeige am Gerät. Wissenschaftliche Studien zur Validität dieser Herzfrequenzmessung fehlen bislang.

Neben der elektrodenbasierten Herzfrequenzmessung ist die optische Pulsfrequenzmessung, auch Photoplethysmographie (PPG) genannt, eine verbreitete Methode zur Bestimmung der HF. Pulsfrequenz und HF stimmen in der Regel überein, wobei eine Zeitverzögerung zwischen dem Spitzenwert der R-Zacke des EKGs und dem Spitzenwert des entsprechenden Pulses an der Messstelle zu beobachten ist. Diese Zeitverzögerung wird als Pulswellenlaufzeit bezeichnet. Im Jahr 1938 führte Hertzman (1938) erstmals die PPG als Alternative zur elektrokardiographischen Herzfrequenzmessung ein. Seither hat die PPG aufgrund des unkomplizierten und komfortablen Messprinzips stetig an Popularität gewonnen (Henriksen et al., 2018).

Das Messprinzip eines PPG-Sensors basiert auf optischen Veränderungen des pulsierenden Blutstromvolumens. Ein PPG-Sensor besteht aus einer Leuchtdiode (LED) und einem Photodetektor (PD). Die Anordnung dieser beiden Komponenten bestimmt den Modus der PPG. Es gibt zwei Modi: (i) Transmission und (ii) Reflexion. Im Transmissionsmodus detektiert der gegenüber der LED angeordnete PD das durch das Gewebe transmittierte Licht der LED. Dieser Modus wird häufig in medizinischen Anwendungen verwendet. Gemessen wird am Finger bzw. am Ohrläppchen. Ein Clip ermöglicht die gegenüberliegende Positionierung von LED und PD. Während UV Licht und Licht im oberen Infrarotbereich stark von Wasser absorbiert wird, ist die Absorptionsrate von rotem und nahinfrarotem Licht relativ gering. Für die Messung tieferer Gewebestrukturen sollte daher das Spektrum von Nahinfrarot- bis Infrarotlicht verwendet werden. Der Transmissionsmodus der PPG verwendet oft Wellenlängen von 500 nm bis 600 nm. (Allen, 2007)

Die gebräuchlichen Wellenlängen der PPG liegen im Bereich von 500 nm bis 1100 nm (Mendelson & Pujary, 2003). Im Reflexionsmodus detektiert der PD das von knöchernen Strukturen, Gewebe und Blutgefäßen reflektierte Licht. Zudem sind LED und PD nebeneinander angeordnet. Aufgrund dieser Anordnung ist der Reflexionsmodus nicht auf bestimmte Messstellen beschränkt und kommt dort zum Einsatz, wo eine gegenüberliegende Positionierung von LED und PD nicht möglich ist (Agashe et al., 2006; Mendelson & Ochs, 1988).

In seinem Artikel gibt Tamura (2019) einen Überblick über die Einflussparameter des PPG-Signals. Neben der Wellenlänge des Lichts, der Kontaktkraft, den Bewegungsartefakten, der Umgebungstemperatur und der Lichtintensität beeinflusst die anatomische Messstelle die Qualität der Signale. Zudem können Durchblutungsstörungen den Blutfluss in den Extremitäten beeinträchtigen. Die Folge sind nichtvalide Messungen.

Die Intensität des am PD detektierten Lichts ist abhängig von den anatomischen Gegebenheiten der Messstelle. An der Stirn, wo die Haut sehr dünn ist, aber viele Blutgefäße vorhanden sind, kann in der Regel ein zuverlässiges Signal aufgezeichnet werden. An Stellen mit einer geringeren Dichte an Blutgefäßen und knöchernen Strukturen ist die detektierte Lichtintensität in der Regel geringer. (Mendelson & Pujary, 2003)

Gegenwärtig können PPG-Signale am Handgelenk (Cadmus-Bertram et al., 2017; Jung & Lee; Lee et al., 2013; Zhang et al., 2020), am Ober- und Unterarm (Maeda et al., 2011b, 2011a; Maguire & Ward, 2002), am Finger (Rhee et al., 2001), im Bereich der Speiseröhre (Kyriacou et al., 1999), an der Stirn (Dassel et al., 1995; Mendelson & Pujary, 2003) und am Ohr gemessen werden. Studien zeigen, dass die PPG eine vielversprechende Methode zur Pulsfrequenzmessung ist, insbesondere dann, wenn sie am Handgelenk oder am Ohr angewendet wird.

Zhang et al. (2020) haben eine Meta-Analyse zur Validität am Handgelenk getragener Pulsfrequenzmessgeräte durchgeführt. Dabei werden 44 Validierungsstudien zu photoplethysmographischen Pulsfrequenzmessgeräten fünfzehn unterschiedlicher Hersteller betrachtet. Die Meta-Analyse schließt Publikationen bis einschließlich Dezember 2019 ein. Die untersuchten Geräte werden mit einem EKG-Gerät bzw. einem HF-Brustgurt verglichen. Geräte der Marken Fitbit (31 %), Apple (19 %), Garmin (9 %), Mio (7 %) und TomTom (7 %) werden am häufigsten untersucht. Die Mehrzahl der Validierungen wird in Ruhe (26 %), während des Gehens bzw. Laufens (26 %) auf einem Laufband und während des Radfahrens (21 %) auf einem Fahrradergometer durchgeführt.

Die Ergebnisse aus Zhang et al. (2020) deuten darauf hin, dass die von einem am Handgelenk getragenen Gerät erhobene Pulsfrequenz der aus einem EKG-Gerät bzw. einem Brustgurt abgeleiteten HF sehr ähnlich ist. Abbildung 6 veranschaulicht die auf der Grundlage der Modelle von Zhang et al. (2020) vorhergesagten mittleren Abweichungen und Konfidenzintervalle (engl. *Confidence Interval, CI*).

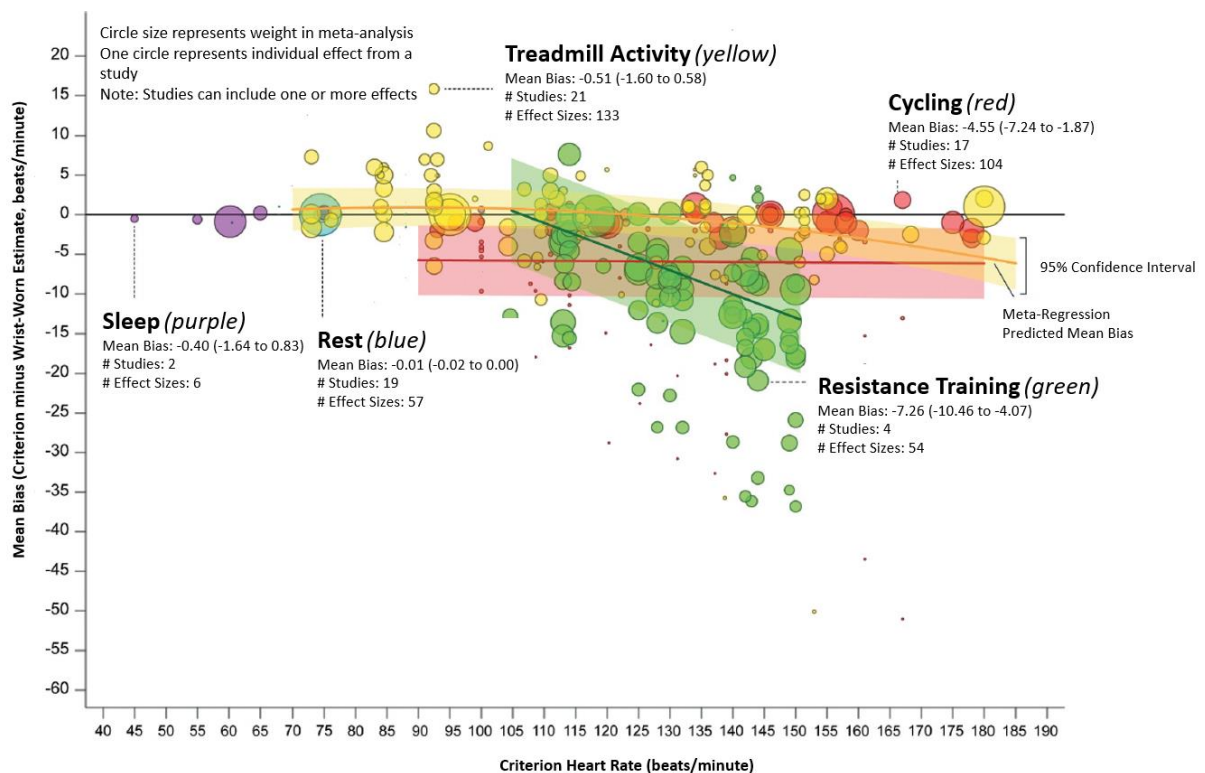


Abbildung 6. Vergleich von am Handgelenk gemessener Pulsfrequenzen mit Werten eines EKGs bzw. Brustgurtes bei unterschiedlichen Aktivitäten. Jede Effektstärke wird durch einen Kreis dargestellt, wobei die Größe des Kreises die Gewichtung in der Meta-Analyse widerspiegelt. Aktivitäten werden durch unterschiedliche Farben dargestellt: Schlaf (lila), Ruhe (blau), Laufband (gelb), Radfahren (rot), Krafttraining (grün). Die durchgezogene farbige Linie entspricht jeweils der vorhergesagten mittleren Abweichung vom Kriteriumswert. Das 95 % CI entspricht jeweils dem eingefärbten Bereich über und unter der mittleren Abweichung. Übernommen aus Zhang et al. (2020)

Der geschätzte Mittelwertsunterschied (*Mean Bias*) ist zumeist relativ gering. Signifikante Unterschiede sind insbesondere bei den Aktivitäten auf dem Laufband (*Mean Absolute Error (MAE)* (bpm) = 7,70, [6,32; 9,07], $p < .01$; *Mean Absolute Percentage Error (MAPE)* (%) = 4,79, [1,74; 7,85], $p < .01$), beim Radfahren (*MAE* (bpm) = 10,64, [-0,13; 21,42], $p = .05$; *Mean Bias* (bpm) = -4,55, [-7,24; -1,87], $p < .01$) und beim Krafttraining (*Mean Bias* (bpm) = -7,26, [-10,46; -4,07], $p < .01$) festzustellen. Beim Krafttraining kann zudem beobachtet werden, dass die mittlere Abweichung

zum Kriteriumsmaß mit zunehmender HF steigt. Zhang et al. (2020) vermuten, dass Bewegungsartefakte, Durchblutungsstörungen, stärkere Pigmentierung der Haut und ein schlechter Kontakt des Sensors zur Haut die Gründe für die signifikanten Abweichungen zum EKG sind.

Zusammenfassend kann festgestellt werden, dass die photoplethysmographische Messung der Pulsfrequenz am Handgelenk eine akzeptable Schätzung der HF außerhalb des klinischen Umfeldes liefert.

Frühere Studien deuten an, dass Veränderungen der Hauttemperatur zu einer Über- bzw. Unterschätzung der Pulsfrequenz bei der PPG führen können (Jeong et al., 2014; Maeda et al., 2011a). Ebenso kann die Hautfarbe die Datenqualität beeinflussen, wobei eine stärkere Pigmentierung der Haut die Genauigkeit reduziert (Hermand et al., 2019; Horton et al., 2017; Shcherbina et al., 2017; Spierer et al., 2015). Fehlerhafte Messungen der Photoplethysmographie können aufgrund eines gestörten Blutflusses, Bewegungsartefakten (Maeda et al., 2011b; Tamura, 2019) oder des Umgebungslichtes entstehen (Trivedi et al., 1997). Dies sollte bei der Wahl des Einsatzgebiets berücksichtigt werden.

Zur Reduktion der Fehleranfälligkeit werden Pulsmesser für den äußeren Gehörgang entwickelt. Die dortige Anwendung der Photoplethysmographie macht sich die vorliegenden anatomischen Gegebenheiten zu Nutze. Die Platzierung eines Pulsmessgeräts im äußeren Gehörgang reduziert Messfehler bedingt durch Durchblutungsstörungen und das Umgebungslicht (Vogel et al., 2009).

Das Innenohr wird von der Arteria Labyrinthi mit Blut versorgt. Dabei handelt es sich um einen Ast der Arteria Basilaris, welche primär das Gehirn versorgt. Der Blutfluss wird selbst bei einer Hypothermie, einer Hypovolämie oder einer Vasokonstriktion so lange wie möglich aufrechterhalten. Damit bleibt auch die Qualität des PPG-Signals konstant. (Budidha & Kyriacou, 2014)

Neben dem äußeren Gehörgang (Blazek et al., 2018; Budidha & Kyriacou, 2014; Tigges et al., 2019) werden Pulsfrequenzmessgeräte u. a. bereits am Ohrläppchen (Poh et al., 2010) und in der Ohrmuschel (Blazek et al., 2018; Bunn et al., 2019; Leboeuf et al., 2014; Poh et al., 2012; Shin et al., 2009; Tigges et al., 2019; Vogel et al., 2009) in Studien als Alternative zur Herzfrequenzmessung diskutiert.

Bunn et al. (2019) validieren Kopfhörer von Jabra. Der Jabra Pulse (Ballerup, Dänemark) kombiniert Musik-Player und Aktivitätserfassung, u. a. mittels optischer Pulsfrequenzmessung. Die Validierung des Jabra Pulse erfolgt während des Laufens auf einem Laufband, eines *High Intensity Trainings* (HIT) und während einer selbstgewählten Outdoor-Aktivität gegenüber dem HF-Brustgurt Polar RS800CX (Polar Electro Inc., Lake Success, New York, Vereinigte Staaten von Amerika). Der Jabra Pulse weist während der drei Belastungen einen ähnlichen *MAPE* auf (*MAPE* \pm *SD* (%); Laufband: $2,48 \pm 4,90$ %; HIT: $3,53 \pm 7,00$ %; Outdoor: $3,64 \pm 6,69$ %), wobei während des HIT eine deutlich größere mittlere Abweichung (*Bias*, [*Limits of Agreement*, *LoA*] (bpm); Laufband: 0,8, [-15,8; 17,4]; HIT: -3,6, [- 6,4; 19,3]; Outdoor: 0,8, [-13,9; 15,5]) und eine geringe Korrelation (Laufband: $r = .94$; HIT: $r = .86$; Outdoor: $r = .95$) mit dem Brustgurt zu beobachten ist. Bunn et al. (2019) sehen die größeren Abweichungen während des HIT in einer schlechten Passform des Jabra Pulse und der Übungsauswahl begründet. Die HF wird während des HIT von Jabra Pulse im Mittel um 3,6 bpm unterschätzt. Während des Laufens und der Outdoor-Aktivität zeigen die Daten eine moderate bzw. hohe Korrelation mit dem HF-Brustgurt. Zur Einschätzung der Validität von Wearables haben sich Bunn et al. (2019) an publizierten Grenzwerten orientiert. Das zu validierende Gerät muss eine mittlere Abweichung von ≤ 3 bpm mit einer *SD* ≤ 5 bpm, einen *MAPE* ≤ 10 % und eine Korrelation mit dem Goldstandard von $> .90$

aufweisen (Fokkema et al., 2017; Stahl et al., 2016; Terbizan et al., 2002), um als genau und präzise zu gelten. Basierend auf diesen Grenzwerten kommen Bunn et al. (2019) zu dem Ergebnis, dass der Jabra Pulse bei dem durchgeführten HIT eine unzureichende Validität zeigt, während des Laufens und der Outdoor-Aktivität ist die Validität hingegen vorhanden.

Umfassende Studien zur Validität kommerzieller, am Ohr applizierter photoplethysmographischer Pulsfrequenzmessgeräte fehlen bis dato. Eine Vielzahl an publizierten Studien zu diesem Thema validiert nicht-kommerzielle, prototypische Geräte (Blazek et al., 2018; Budidha & Kyriacou, 2014; Leboeuf et al., 2014; Poh et al., 2010; Tigges et al., 2019; Vogel et al., 2009). In einigen dieser Prototypen sind 3D-Beschleunigungsaufnehmer integriert. In Kombination mit speziellen Algorithmen können durch Kopfbewegungen ausgelöste Bewegungsartefakte in Echtzeit detektiert und reduziert werden (Leboeuf et al., 2014; Vogel et al., 2009). Durch Kieferbewegungen hervorgerufene Bewegungsartefakte lassen sich jedoch nur geringfügig reduzieren. Je tiefer die Platzierung des Pulsfrequenzmessgeräts im äußeren Gehörgang, desto resistenter wird das PPG-Signal zwar gegenüber Kopfbewegungen und Einflüssen des Umgebungslichts, desto sensitiver wird das PPG-Signal jedoch gegenüber Kieferbewegungen. (Vogel et al., 2009)

Leboeuf et al. (2014) haben in ihrem Prototyp ebenfalls einen 3D-Beschleunigungsaufnehmer integriert. Die Validierung des Prototyps erfolgt über den gesamten Herzfrequenzbereich. Als Kriteriumsmaß dienen Daten eines 12-Kanal EKG-Gerät. Die Belastung findet auf einem Laufband mit zunehmender Geschwindigkeit (0–14,6 km/h) statt. Der Prototyp unterschätzt die HF im Mittel um $0,2 \pm 4,4$ %. Die Korrelation mit dem EKG-Gerät ist hoch ($R^2 = .98$). Leboeuf et al. (2014) zeigen, dass die am Ohr angewendete PPG unter Verwendung zusätzlicher 3D-Beschleunigungsaufnehmer und Algorithmen zur Reduktion von Bewegungsartefakten eine vielversprechende Methode zur kontinuierlichen Zustandserfassung der HF darstellt.

2.3.3 Wasser-Elektrolyt-Haushalt

Der Körper besteht im Erwachsenenalter aus bis zu 64 % Wasser. Davon befinden sich ca. 3/5 im Extrazellulärraum und 2/5 im Intrazellulärraum. (Silbernagl & Despopoulos, 2007, S. 168)

Im intrazellulären Volumen (IZV) liegen hohe Konzentrationen an Kalium und Phosphat vor. Im Extrazellulärvolumen (EZV) überwiegen die Natrium und Chlorid. (Horswill & Fransen, 2016)

Abbildung 7 zeigt die Elektrolytverteilung im intrazellulären und extrazellulären Volumen.

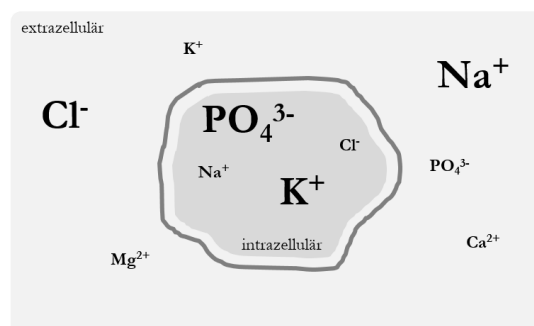


Abbildung 7. Elektrolytverteilung im intrazellulären und extrazellulären Volumen. Cl^- , Chlorid; Na^+ , Natrium; Ca^{2+} , Kalzium; K^+ , Kalium; Mg^{2+} , Magnesium; PO_4^{3-} , Phosphat. (Eigene Darstellung)

Elektrolyte sind essenzielle Bestandteile der Hauptstoffwechselfunktionen des Körpers. Natrium, Chlorid und Kalium sind für die Regulation des Wasserhaushalts verantwortlich. Diese drei Elektrolyte sind von zentraler Bedeutung bei der Aufrechterhaltung des zwischen intra- und extrazellulärem Volumen vorherrschenden osmotischen Drucks. Während körperlicher Aktivität reduziert sich aufgrund der Absonderung von hypotonem Schweiß das EZV. Infolge steigt die Osmolalität des Blutes. Dies wird von Osmo- und Chemorezeptoren wahrgenommen. Eine Ausschüttung des Hormons Adiuretin folgt. Adiuretin stimuliert das Durstempfinden und kontrolliert die Wasserausscheidung über die Nieren. Neben der steigenden Osmolalität des Blutes vermindert sich aufgrund des reduzierten EZV das Blutvolumen. Es folgt das Einsetzen des Renin-Angiotensin-Aldosteron-Systems (RAAS). Die Wirkungskaskade des RAAS steigert den Salzappetit und das Durstempfinden und reduziert die Natrium- und Wasserausscheidung. (Silbernagl & Despopoulos, 2007, 170-175, 184-187)

Neben der im RAAS wirkenden Hormone, reguliert das Hormon Atriopeptin den Wasser-Elektrolyt-Haushalt. Es entspricht gewissermaßen dem Antagonisten des RAAS. Atriopeptin wirkt dursthemmend, verstärkt die Wasserausscheidung, führt zu einer Natriumrückresorption in der Niere und stimuliert die Dilatation der glatten Muskeln, wie die der Blutgefäße. (Silbernagl & Despopoulos, 2007, S. 172)

Kann die Wasserausscheidung des Körpers nicht durch ausreichend Wasserzufuhr kompensiert werden, führt dies zu einem Wassermangel. Dieser Vorgang wird als Dehydration bezeichnet (Mena-Bravo & Luque de Castro, 2014). Oftmals mit einer Dehydration verbunden ist die Hypernatriämie, eine zu hohe Natriumkonzentration im Blutserum ($> 145 \text{ mmol/l}$). Tabelle 8 zeigt die mit einer Dehydration einhergehenden Symptome.

Tabelle 8. Wasserverlust des Körpers und damit einhergehende Symptome. Wasserverlust ist angegeben in % des Körpergewichts. Übernommen aus Friedrich (2012).

Wasserverlust (%)	Symptome
1	Leichter Durst
2	Verminderung der Ausdauerleistung, Neigung zu Muskelkrämpfen
3-5	Trockene Haut, Verminderung der Kraftleistung, Hautröte
5-10	Erhöhte Herzfrequenz, Schwindel, Kopfschmerzen, Vermindertes Blutvolumen
10-15	Verwirrtheit, Geschwollene Zunge, Runzelige und empfindungslose Haut, Krämpfe
Ca. 15	Tod

Wissenschaftliche Studien zeigen, dass eine Dehydration sowohl die physische als auch die kognitive Leistungsfähigkeit mindern kann (Baker et al., 2007; Chevront, Carter & Sawka, 2003; Kostelnik et al., 2020; Rintamäki et al., 1995; Wittbrodt & Millard-Stafford, 2018). Baker et al. (2007) beobachten bei Basketballspielern bereits bei einer Dehydration von 1–4 % des Körpergewichts sowohl langsamere Reaktionszeiten als auch eine reduzierte Achtsamkeit.

Im Rahmen einer Meta-Analyse zur Untersuchung der Auswirkungen einer Dehydration auf die kognitive Leistungsfähigkeit berücksichtigen Wittbrodt und Millard-Stafford (2018) 33 Studien. Die Analyse ergibt eine signifikante Minderung der kognitiven Leistungsfähigkeit ab einer Dehydration von 2 % des Körpergewichts. Dabei wird ein signifikanter Einfluss der Dehydration auf die Aufmerksamkeit ($g = -0,52$; 95 % CI: [-0,66; -0,37]; $p < .001$) und die Bewegungskoordination ($g = -0,40$; 95 % CI: [-0,63; -0,17]; $p < .001$) beobachtet.

Cheuvront, Carter und Sawka (2003) analysieren mehrere Studien zu den Auswirkungen einer Dehydration auf die physische Leistungsfähigkeit. Bereits ab einem Wasserverlust von 2 % des Körpergewichts lässt sich eine verminderte Ausdauerleistungsfähigkeit, insbesondere in heißen Umgebungen, beobachten. Eine Dehydration stellt eine erhöhte Hitzebelastung des Körpers dar. Es wird vermutet, dass diese erhöhte Belastung das kardiovaskuläre System, das zentrale Nervensystem und den Muskelmetabolismus negativ beeinflusst.

Ab einem Wasserverlust von 3–5 % des Körpergewichts ist eine verminderte Kraftleistung zu beobachten (Friedrich, 2012). Wasserhaushalt und Elektrolythaushalt können nicht getrennt voneinander betrachtet werden. Beim Schwitzen verliert der Körper sowohl Wasser als auch darin gelöste Elektrolyte.

Die Zustandserfassung des Wasserhaushalts kann mittels nichtinvasiver Methoden erfolgen. Die Körpergewichtsmessung, die Analyse des Urins oder die Bioelektrische Impedanz Analyse finden häufig Anwendung. Über die Differenz mehrerer aufeinanderfolgender Körpergewichtsmessungen wird auf den Wasserverlust geschlossen. Unter Berücksichtigung weiterer Parameter, wie der Flüssigkeitszufuhr, der durch Stuhl, Urin und Atmung abgegebenen Flüssigkeit, dem Zeitintervall und der Körperoberfläche kann auf die Gesamtkörperschweißrate geschlossen werden. Wird Urin zur Zustandserfassung des Wasserhaushalts herangezogen, können mehrere Parameter analysiert werden (Kostelnik et al., 2020). Eine schnelle, unkomplizierte Methode ist die Bestimmung der Urinfarbe. Die Urinfarbe wird anhand einer Farbskala von 1 bis 8 (Armstrong, 2005) bestimmt. Mit zunehmender Dehydrierung färbt sich der Urin dunkler. Eine exakte Methode ist die Messung der spezifischen Dichte des Urins. Armstrong (2007) gibt einen Überblick über weitere Labormethoden zur Zustandserfassung des Wasserhaushalts. Die Goldstandardmethode zur Zustandserfassung des Wasserhaushalts ist die Bestimmung der Blutplasmaosmolalität. Die Methode ist invasiv, mit einem hohen technischen Aufwand und mit Laborbedingungen verbunden. Die Osmolalität des Blutplasmas beträgt etwa 290 mosm/kg (Silbernagl & Despopoulos, 2007, S. 170). Durch eine zusätzliche Blutanalyse ist die Zustandserfassung des Elektrolythaushalts möglich. Eine hierzu vergleichbare, nichtinvasive Alternative gibt es nicht.

Die Forschung fokussiert sich seit einigen Jahren auf andere Biofluide, wie Urin, Speichel, Tränenflüssigkeit, Interstitialflüssigkeit und Schweiß. Zur Zustandserfassung des Elektrolythaushalts wird dem Biofluid Schweiß eine besondere Bedeutung zugesprochen. Schweiß besteht zu mehr als 99 % aus Wasser (Lehnartz, 1943; Mena-Bravo & Luque de Castro, 2014; Schottelius & Schottelius, 1978). Weitere Bestandteile sind Natrium, Kalium, Chlorid, Calcium, Sulfat, Eisen, Kupfer, Magnesium, Phosphat, Iod, Fluor, Laktat, Harnstoff und Aminosäuren (Baker & Wolfe, 2020; Licht et al., 1957; Noel et al., 2012; Sato et al., 1989).

Die im Schweiß vorhandenen Konzentrationen dieser Bestandteile listen Baker und Wolfe (2020) wie in folgender Tabelle 9 auf und vergleichen diese mit den Konzentrationen im Blutplasma.

Tabelle 9. Vergleich von ausgewählten Bestandteilen im Schweiß und Blutplasma. Konzentrationen sind angegeben in mmol/l. Teilweise übernommen und übersetzt aus Baker und Wolfe (2020, S. 723)

	Schweiß (mmol/l)	Blutplasma (mmol/l)
Natrium	10–90	135–145
Chlorid	10–90	98–107
Laktat	5–40	0,5–25
Kalium	2–8	3,6–5,2
Ammoniak	1–8	0,01–0,03
Ethanol	0–7	0–7
Bicarbonat	0,5–5	22–29
Calcium	0,2–2	2,2–2,7
Magnesium	0,02–0,40	0,7–0,95
Glukose	0,01–0,20	3,9–7,8
Eisen	$0,1–30 \cdot 10^{-3}$	$6–27 \cdot 10^{-3}$
Kupfer	$0,5–20 \cdot 10^{-3}$	$12–23 \cdot 10^{-3}$
Zink	$0,1–20 \cdot 10^{-3}$	$10–17 \cdot 10^{-3}$

Schweiß als alternatives Biofluid zur Zustandserfassung des Wasser-Elektrolyt-Haushalts stellt die Wissenschaft vor Herausforderungen. Chemische Rückstände auf der Haut (z. B. durch Kosmetika) oder aus der Umwelt können Schweiß verunreinigen. Für eine zuverlässige und kontinuierliche Analyse muss eine ausreichende Schweißmenge vorhanden sein. Insbesondere bei geringen Schweißmengen gilt es eine Evaporation an der Hautoberfläche zu vermeiden, da sich sonst die Elektrolytkonzentration verändert. Eine unmittelbare Analyse der Schweißprobe ist daher essenziell. Konzentrationsänderungen aufgrund von Schweißratenänderungen, sog. Schweißratenefekte, stellen die größte technische Herausforderung dar. (Bariya et al., 2018)

Mehrere Faktoren beeinflussen die Schweißrate. Hierzu gehören die Körperstelle, die Belastungsdauer und -intensität, Temperatur und Luftfeuchtigkeit der Umgebung, Bekleidung und individuelle Faktoren, wie Alter, Geschlecht und Trainingszustand (Baker, 2017; Barnes et al., 2019; Choi et al., 2020; Smith & Havenith, 2011, 2012).

Eine gesteigerte Schweißrate entsteht durch eine erhöhte Schweißproduktion pro Schweißdrüse und/oder einer Zunahme aktiver Schweißdrüsen (Buono & Connolly, 1992; Kondo et al., 1998; Weiner, 1957). Barnes et al. (2019) sammelten Daten von 1303 Athleten unterschiedlicher Sportarten zu Gesamtkörperschweißraten und Schweißnatriumverlust. Tabelle 10 zeigt einen Überblick der Daten.

Tabelle 10. Gesamtkörperschweißrate und Schweißnatriumverlust in Abhängigkeit von Sportart, Alter, Belastungsdauer, -intensität und Umgebungsbedingungen. Daten sind dargestellt in $MW \pm SD$. Teilweise übernommen und übersetzt aus Barnes et al. (2019, S. 2357)

Sport ^a	N	Alter (Jahre)	Dauer (h)	Intensität*	T (°C)	r. LF. (%)	Gesamtkörperschweißrate (l/h)	Schweißnatriumverlust (mmol/h)
Gesamt	1303	24 ± 9	1,7 ± 0,7	2,0 ± 0,6	25,8 ± 4,9	55 ± 17	1,1 ± 0,6	41,7 ± 27,9
Kraftsport	6	24 ± 3	1,1 ± 0,3	1,5 ± 0,5	24,2 ± 6,8	51 ± 10	0,9 ± 0,3	28,7 ± 10,8
Fitness	11	30 ± 4	1,3 ± 0,2	2,0 ± 0,0	29,5 ± 2,7	55 ± 9	1,0 ± 0,5	41,6 ± 27,9
Action	9	25 ± 5	1,5 ± 0,9	1,9 ± 0,3	28,1 ± 6,9	56 ± 8	0,9 ± 0,5	37,6 ± 29,9
Ausdauer	255	35 ± 10	1,2 ± 0,7	2,0 ± 0,4	28,8 ± 4,7	56 ± 12	1,3 ± 0,6	51,7 ± 27,8
Mannschaftssport	1022	21 ± 5	1,9 ± 0,7	2,0 ± 0,6	25,0 ± 4,6	54 ± 18	1,1 ± 0,6	39,3 ± 27,5
Baseball	161	22 ± 4	2,0 ± 0,8	1,6 ± 0,6	25,1 ± 5,5	40 ± 19	0,8 ± 0,3	27,2 ± 14,7
Basketball	196	23 ± 5	2,1 ± 0,8	2,1 ± 0,7	22,4 ± 1,7	51 ± 12	1,0 ± 0,4	34,5 ± 21,2
American Football	271	24 ± 4	2,1 ± 0,6	2,1 ± 0,5	26,5 ± 4,2	55 ± 14	1,5 ± 0,7	55,9 ± 36,8
Fußball	268	18 ± 6	1,5 ± 0,3	1,9 ± 0,5	25,4 ± 5,4	63 ± 18	0,9 ± 0,4	34,6 ± 19,2

^aKraftsport: Wrestling, Gewichtheben, Kugelstoßen, Hammerwerfen; Fitness: Aktivität im Fitnessstudio; Action: Motorsport, Snowboard, Boxen; Ausdauer: Laufen, Radfahren, Triathlon; Mannschaftssport: American Football, Baseball, Basketball, Fußball, Cricket, Eishockey, Tennis, Volleyball.

*1=gering, 2=moderat, 3=hoch

Es wurden Gesamtkörperschweißraten von etwa 0,4–2,2 l/h beobachtet. Im Ausdauersport und in Sportarten, bei denen eine PSA getragen wird (z. B. American Football) zeigen sich die höchsten Gesamtkörperschweißraten. Unter bestimmten Umständen können enorme Schweißraten von über 3 l/h auftreten (Armstrong et al., 1986; Barnes et al., 2019; Bergeron, 2003; Godek et al., 2005; Godek et al., 2010; Palmer & Spriet, 2008).

Zwei umfassende Studien von Smith und Havenith (2011, 2012) bestätigen den Einfluss von Körperstelle, Belastungsintensität und Geschlecht auf die lokalen Schweißraten. Die lokalen Schweißraten wurden bei den Belastungsstufen von 50 % und 75 % der maximalen Sauerstoffaufnahme (VO_{2max}) während des Laufens auf einem Laufband bestimmt. Als Resultat erstellten Smith und Havenith (2011, 2012) Körperkarten mit lokalen Schweißraten für Männer und Frauen (Abbildung 8). Bei gleicher Beanspruchung sind die lokalen Schweißraten der Männer signifikant höher als die der Frauen. Sowohl bei Frauen als auch bei Männern werden am Rücken höhere lokale Schweißraten beobachtet als an Brust und Bauch. Zudem nimmt die lokale Schweißrate am Oberkörper von medial nach lateral unabhängig vom Geschlecht ab. Wie Abbildung 8 zeigt, sind die höchsten Schweißraten sowohl bei Frauen als auch bei Männern zentral, am oberen Rücken und im unteren Bereich des Rückens zu lokalisieren. (Smith & Havenith, 2011, 2012)

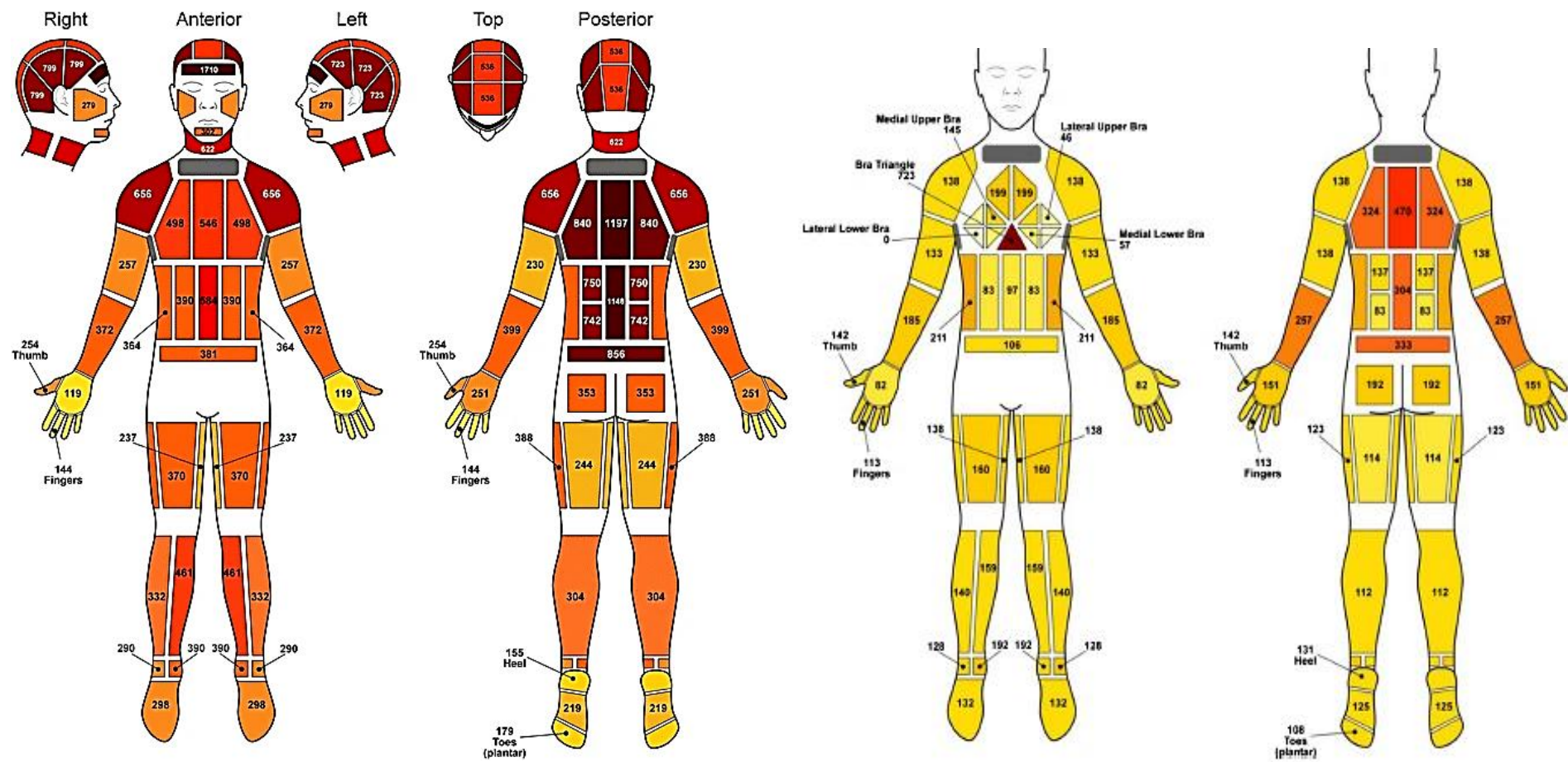


Abbildung 8. Lokale Schweißraten (g/m^2h) von Männern (links) und Frauen (rechts) bei einer Belastung von 75 % der VO_{2max} . Links: übernommen aus Smith & Havenith, 2011; Copyright © 2010, Springer Nature. Rechts: übernommen aus Smith & Havenith, 2012; Copyright © 2012, Wolters Kluwer Health, Inc.

Barnes et al. (2019) weisen einen signifikanten Einfluss des Geschlechts und des Alters auf die Gesamtkörperschweißrate und den Schweißnatriumverlust nach. Bei Männern ist im Vergleich zu Frauen eine signifikant höhere Gesamtkörperschweißrate ($MW \pm SD$, $Min-Max$, in l/h; Männer: $1,18 \pm 0,59$, 0,19–5,73; Frauen: $0,82 \pm 0,43$, 0,16–2,72; $p < .05$) und ein signifikant höherer Schweißnatriumverlust ($MW \pm SD$, $Min-Max$, in mmol/h; Männer: $44,1 \pm 28,7$, 5,9–340,7; Frauen: $28,2 \pm 17,5$, 2,7–107,2; $p < .05$) zu beobachten. Ebenfalls lässt ein höheres Alter die Gesamtkörperschweißrate ($MW \pm SD$, $Min-Max$, in l/h; ≥ 18 Jahre: $1,20 \pm 0,61$, 0,16–5,73; < 18 Jahre: $0,85 \pm 0,35$, 0,20–2,16; $p < .05$) und den Schweißnatriumverlust ($MW \pm SD$, $Min-Max$, in mmol/h; ≥ 18 Jahre: $45,2 \pm 29,4$, 2,7–340,7; < 18 Jahre: $28,3 \pm 16,8$, 5,5–126,6; $p < .05$) signifikant ansteigen.

Baker (2017) analysiert anhand publizierter wissenschaftlicher Studien die tagesabhängige Variabilität der Gesamtkörperschweißrate und Natriumkonzentration von sportlich aktiven Personen. Als Ergebnis zeigt sich eine intraindividuelle Variabilität der Gesamtkörperschweißrate von 5 bis 7 %. Die lokalen Schweißraten variieren intraindividuell um bis zu 22 %, die lokalen Natriumkonzentrationen um bis zu 16 %.

Zusammenfassend verdeutlichen die Studien, dass die lokale Schweißrate ein wesentlicher physiologischer Parameter ist, den es aufgrund seiner Einflussfaktoren und seiner Variabilität zur Überwachung des Wasser-Elektrolyt-Haushalts unbedingt zu bestimmen gilt.

Nicht nur die Schweißrate wird von externen Faktoren beeinflusst. Abhängig von der Körperstelle variiert die Elektrolytkonzentration im Schweiß (Baker & Wolfe, 2020; Patterson et al., 2000; Taylor & Machado-Moreira, 2013). Taylor und Machado-Moreira (2013) analysieren 13 Studien hinsichtlich der lokalen Schweißraten und Elektrolytkonzentration, insbesondere der Natrium-, Chlorid- und Kaliumkonzentration. Tabelle 11 fasst die Ergebnisse dieser Analyse zusammen.

Tabelle 11. Lokale Elektrolytkonzentrationen von Natrium, Chlorid und Kalium im Schweiß sowie die Stichprobengröße (N) der entsprechenden Studie. Elektrolytkonzentrationen sind dargestellt in $Min-Max$ (mg/cm²min). Übernommen und übersetzt aus Taylor und Machado-Moreira (2013, S. 23)

Körperstelle	Natrium	N	Chlorid	N	Kalium	N
Brust	0,76–3,11	23	1,21–3,11	17	0,76–3,11	23
Oberschenkel	0,66–0,88	31	0,66	10	0,66–0,88	31
Gesicht	2,00–6,00	15	2,00–6,00	15	2,00–6,00	15
Unterarm	0,06–1,38	63	0,06–1,38	40	0,06–1,50	71
Rücken	0,56–3,53	139	0,85–2,90	28	0,85–2,90	71
Oberarm	0,52–0,75	16	0,52	10	0,52–0,57	16
Bein	0,76	10	0,76	10	0,76	10
Hand (dorsal)	0,51–0,91	12	0,21–0,91	23	0,91	8
Abdomen	0,65	10	0,65	10	0,65	10
Fuß (dorsal)	0,56	9	0,56	9	0,56	1
Hand (palmar)	0,02–0,12	18	0,03–0,12	6	0,02–0,12	18

Einen signifikanten Zusammenhang zwischen den Elektrolytkonzentrationen und der lokalen Schweißrate bzw. der Schweißabsonderung pro Schweißdrüse konnten Taylor und Machado-Moreira (2013) nicht beobachten. Dem entgegen stehen einige Studien, die einen direkten Zusammenhang zwischen der Schweißrate und der Natrium- bzw. Chloridkonzentration im Schweiß feststellen (Buono et al., 2007; Buono et al., 2008; Dill et al., 1938; Sato et al., 1989). Diese Studien zeigen, dass Schweißrateneffekte die größte technische Herausforderung für eine nichtinvasive Messung des Wasser-Elektrolyt-Haushalts darstellen.

Armstrong (2007) empfiehlt, sich nicht auf eine Methode zur Zustandserfassung des Wasser-Elektrolyt-Haushalts zu beschränken. Er fordert die Entwicklung neuer Methoden, die den Wasser-Elektrolyt-Haushalt in Echtzeit erfassen und in Verbindung mit weiteren Hydrationsparametern interpretieren. Ionenselektive Elektroden ermöglichen die spezifische Messung einzelner Elektrolytkonzentrationen (Natrium, Chlorid und Kalium) im Schweiß. Des Weiteren wird die Integration eines pH-Sensors und die Messung der Hauttemperatur empfohlen.

Bariya et al. (2018) geben einen Überblick über den aktuellen Stand der Technik und Wissenschaft bezüglich der Messprinzipien zur Schweißanalyse. Tabelle 12 zeigt die in Abhängigkeit des Messprinzips analysierten Biomarker und Analyt.

Tabelle 12. Einteilung der Sensortypen zur Schweißanalyse nach Messprinzip und Analyt. Teilweise übernommen und übersetzt aus Chung et al. (2019, S. 3)

Messprinzip	Analyt	Studienquelle
Optisch	Schweißrate	Gao et al., 2016
	pH OH ⁻ , H ⁺ , Cu ⁺ , Fe ²⁺	
Impedanz	Schweißrate	Coyle et al., 2010
	Leitfähigkeit	
Elektrochemisch	pH	Nyein et al., 2016
	Na ⁺ , H ⁺ , NH ₄ ⁺ , Cl ⁻ , Mg ²⁺ , Zn ²⁺ , Ca ²⁺	Guinovart et al., 2013
	Metabolite (Glukose, Laktat, Ethanol)	Rose et al., 2015
		Bandodkar et al., 2013
		Dam et al., 2015
		Kim et al., 2016
		Gao et al., 2016
Bandodkar et al., 2014		
Jia et al., 2013		

Bis dato liegt der Fokus der meisten publizierten Studien auf der elektrochemischen Analyse des Schweißes. Häufig werden ionenselektive Elektroden zur Messung einzelner Elektrolytkonzentrationen verwendet. Die Messung der elektrischen Leitfähigkeit bzw. der Impedanz des Schweißes wird bisher nur selten in wissenschaftlichen Studien als eine nichtinvasive Alternative zur indirekten Bestimmung der Blutsmolalität und der Elektrolytkonzentration im Blut evaluiert und diskutiert. Die elektrische Leitfähigkeit wird auch als Konduktivität bezeichnet. Die Konduktivität des Schweißes reicht von 2 bis 11 S/cm mit im Mittel 5 S/cm bei gesunden Personen (Lundgren et al., 1955). Aufgrund ihrer hohen Konzentration im EZV, sind Natrium- und Chloridionen die bestimmenden Größen für die extrazelluläre Konduktivität (Martinsen & Grimnes, 2014; Sonner et al., 2015). Die Messung der Konduktivität erfolgt über eine elektrochemische Widerstandsmessung. Aus dem zwischen zwei Elektroden fließenden Strom wird auf Grundlage des Ohm'schen Gesetzes der Leitwert der Messlösung berechnet. Eine wesentliche Eigenschaft eines Konduktivitätssensors ist die Zellkonstante k . Die Zellkonstante spiegelt das Verhältnis zwischen Elektrodenabstand l und Elektrodenfläche A einer Messzelle wider (Formel 2) (Schwister, 2009, S. 109).

$$k = \frac{l}{A} \tag{Formel 2}$$

Mit:

k = Zellkonstante (1/cm)

l = Elektrodenabstand (cm)

A = Elektrodenfläche (cm²)

Die spezifische Konduktivität κ ergibt sich aus folgender (Formel 3) (Schwister, 2009, S. 109).

$$\kappa = \frac{l}{A \cdot R} = \frac{1}{\rho} = k \cdot \frac{1}{R} \quad (\text{Formel 3})$$

Mit:

A = Elektrodenfläche	(cm^2)
ρ = spezifischer Widerstand	(Ωcm)
k = Zellkonstante	($1/\text{cm}$)
κ = spezifische Konduktivität	($1/\Omega\text{cm}$)
R = elektrischer Widerstand	(Ω)
l = Elektrodenabstand	(cm)

Temperatur, Elektrolyt und Elektrolytkonzentration beeinflussen die spezifische Konduktivität (Oesterle, 1990). Die prozentuale Änderung α der spezifischen Konduktivität pro Grad Celsius Temperaturänderung kann man mit nachfolgender (Formel 4) berechnen (Sigrist & Müller, 2004).

$$\alpha (\%) = 100 \cdot \frac{\Delta\kappa(T)}{\Delta T} \cdot \frac{1}{\kappa(25^\circ\text{C})} \quad (\text{Formel 4})$$

Mit:

κ = spezifische Konduktivität	($1/\Omega\text{m}$)
ΔT = Temperaturänderung	($^\circ\text{C}$)

Der Stand der Forschung zeigt, dass sich im Schweiß, wenn auch in geringen bzw. sehr geringen Konzentrationen, viele Bestandteile des Blutes nachweisen lassen. Aufgrund dieses Zusammenhangs und der nichtinvasiven Zugänglichkeit steht das Biofluid Schweiß im Fokus einiger Forschergruppen. Das Ziel ist die nichtinvasive, schweißbasierte, kontinuierliche Zustandserfassung des Wasser-Elektrolyt-Haushalts. Diese Idee ist nicht Stand der Technik. Aus diesem Grund konzipieren und realisieren die Forschergruppen eigene Prototypen. Die Prototypen bestehen in der Regel aus mehreren Sensoren, einem Mikrofluidkanal und einem Speichermedium am Ende des Kanals. Tabelle 13 zeigt eine Zusammenfassung ausgewählter Prototypen zur Analyse von Schweiß und deren Eigenschaften.

Tabelle 13. Eigenschaften ausgewählter Prototypen zur in-situ³-Analyse von Schweiß. Gegliedert nach Analyt, Messprinzip, Messbereich, Messvorrichtung, Probandentest und Studienquelle. (Eigene Darstellung)

Analyt	Messprinzip	Messbereich	Messvorrichtung	Probandentest	Studienquelle
pH	Optisch	pH 4–8	Hüftgurt	Radfahren ($N = n/a$, Indoor, 60 min)	Coyle et al., 2010
Natrium	Elektrochemisch	10–100 mM			
Konduktivität	Impedanz	2–15 mS/cm			
Schweißrate	Kapazitiv	0,2–20 g/m ² min			
Natrium	Elektrochemisch	0–160 mM	Armband, Stirnband	Radfahren (Indoor)	Gao et al., 2016
Kalium	Elektrochemisch	1–32 mM		A) ($N = 14$)	
Glukose	Elektrochemisch	0–200 µM		2 min Warm-up, 20 min bei 150 W, 3 min cool-down	
Laktat	Elektrochemisch	0–30 mM		B) ($N = 7$)	
				5 min Pause zu A), 20 min bei 75 W, 200 W bis zur Erschöpfung, 10 min Erholung; Laufen ($N = 12$, Outdoor) bei selbstgewählter Geschwindigkeit (8-12 km/h) bis zur Erschöpfung	
Calcium	Elektrochemisch	n/a	Armband, Stirnband	Radfahren ($N = 1$, Indoor)	Nyein et al., 2016
pH	Elektrochemisch	n/a		5 min Warm-up, 20 min bei 150 W, 5 min cool-down	
Schweißrate	Impedanz	n/a	Patch	Radfahren ($N = n/a$, Indoor)	Nyein et al., 2018
				5 min Warm-up, 45 min bei 150 W, 5 min cool-down	

³ Lat. für „in der natürlichen anatomischen Lage“ bzw. „an Ort und Stelle“

Coyle et al. (2010) realisierten ein Multi-Sensor-System, bestehend aus einem Hüftgurt. Ein dreilagiges Textil sammelt Schweiß auf einer Fläche von 22 cm² am unteren Rücken und leitet den Schweiß zu einem Mikrofluidkanal. Dieser besteht aus einem feuchtigkeitsziehenden Material. Die Kapillarwirkung leitet den Schweiß durch den Mikrofluidkanal zu einem Speichermedium am Ende des Kanals. Angrenzend befinden sich der Natrium-, Konduktivitäts-, Temperatur- und der pH-Sensor. Ein Gurt dient zur Sicherstellung des Hautkontaktes und zur Reduktion von Bewegungsartefakten. Berechnungen der Autoren zufolge, kann das Multi-Sensor-System über eine Dauer von 75 min betrieben werden, bis eine Sättigung des Speichermediums eintritt. Die Evaluation des Multi-Sensor-Systems erfolgt unter körperlicher Belastung auf einem Fahrradergometer bei einer Umgebungstemperatur von 20 °C statt. Die Belastungsdauer beträgt 60 min. Abbildung 9 zeigt exemplarisch die Ergebnisse der Evaluation.

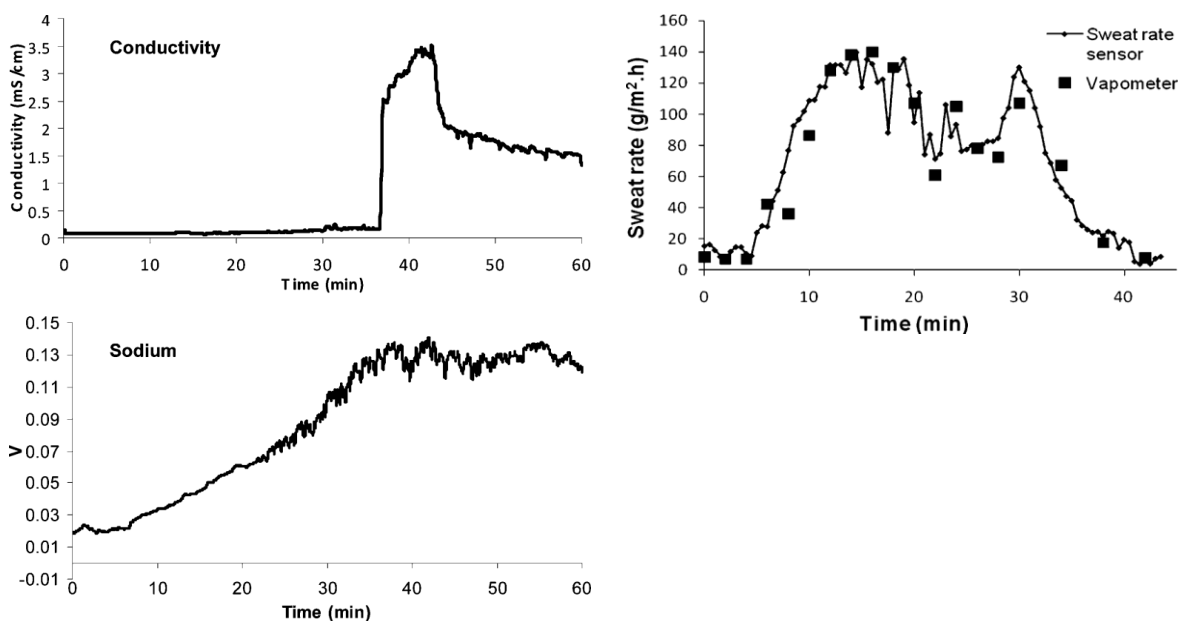


Abbildung 9. Konduktivität (links oben), Schweißrate (rechts oben) und Schweißnatriumkonzentration (links unten). Exemplarische Daten ($N = 1$) wurden in-situ erhoben. Übernommen aus Coyle et al. (2010).

Die Probanden beginnen nach etwa 5–10 min als Reaktion auf die steigende KKT zu schwitzen. Erst bei einer ausreichend hohen Schweißrate können valide Konduktivitätswerte und Natriumkonzentrationen erfasst werden. Die Konduktivität kann im Test der Abbildung 9 erst nach etwa 35 min gemessen werden. Ebenfalls zeigt sich erst dann eine konstante Natriumkonzentration bei etwa 15 mM. Die gemessenen Schweißraten sind relativ gering, wodurch die Validität des Natrium- und des Konduktivitätssensors stark eingeschränkt ist. Die gemessenen Schweißraten werden mit dem VapoMeter (Delfin Technologies Ltd., Kuopio, Finnland), einem Gerät zur Messung der Evaporation, verglichen. Der Schweißratensensor zeigt eine gute Übereinstimmung mit dem VapoMeter. Der Vergleich über die gesamte Messdauer zeigt einen geringen mittleren absoluten Fehler von 10,2 g/m²h.

Einen weitaus umfassenderen Prototyp haben Gao et al. (2016) entwickelt. Das Multi-Sensor-System (Abbildung 10) vereint Sensoren zur Analyse von Glukose, Laktat, Temperatur, Natrium und Kalium im Schweiß. Die Sensoren befinden sich auf einer flexiblen Leiterplatte, wodurch eine

Platzierung an verschiedenen Körperstellen möglich wird. Zudem wurde eine drahtlose Datenübertragung an ein Smartphone integriert. Eine Erstvalidierung an Probanden ($N = 7$) zeigt bzgl. der Natriumkonzentration im Schweiß eine gute Übereinstimmung zwischen den ex-situ⁴ und den in-situ gemessenen Werten (Abbildung 10).

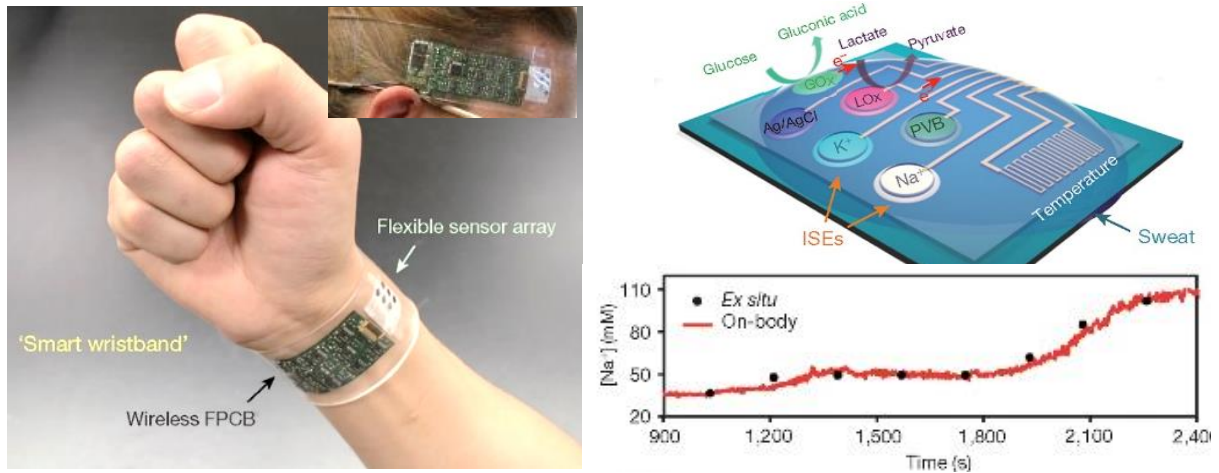


Abbildung 10. Multi-Sensor-System zur Bestimmung der Glukose-, Laktat-, Natrium- und Kaliumkonzentration im Schweiß am Handgelenk bzw. an der Stirn. Rechts oben: Sensorarray, schematische Darstellung; Rechts unten: Exemplarischer Verlauf der Natriumkonzentration, getestet ex-situ und in-situ (on-body) am Handgelenk. Übernommen aus Gao et al., 2016; Copyright © 2016, Springer Nature.

Die körperliche Belastung erfolgt auf einem Fahrradergometer bei konstanter (150 W) bzw. steigender (100–200 W) Belastung. Abbildung 11 zeigt exemplarisch für beide Belastungsformen die gemessenen Konzentrationen im Schweiß. Unter konstanter Belastung beginnen die Probanden nach ca. 5 min zu schwitzen. Nach etwa 7 min können die ersten Elektrolytkonzentrationen im Schweiß gemessen werden. Diese liegen zu Beginn bei ca. 7 mM (Kalium) bzw. 35 mM (Natrium). Bis zum Belastungsende sinkt die Kaliumkonzentration kontinuierlich auf ca. 5 mM ab, die Natriumkonzentration steigt auf bis zu 48 mM. Während des Cool-Down setzen sich die Trends der Natrium- und Kaliumkonzentration im Schweiß fort. Unter steigender Belastung setzt die Schweißproduktion nach ca. 10 min ein. Nach etwa 15 min sind Kalium- bzw. Natriumkonzentrationen von 11 mM bzw. 35 mM zu messen. Zum Belastungsende liegen die Konzentrationen bei ca. 8 mM (Kalium) bzw. 100 mM (Natrium).

Eine weitere Probandenstudie des genannten Multi-Sensor-Systems ($N = 4$) dient zur Erstvalidierung der gemessenen Natrium- und Kaliumkonzentration im Schweiß (Abbildung 11, unten). Die körperliche Belastung erfolgt über eine ca. einstündige Laufeinheit im Feld. Zur genaueren Untersuchung des Wasser-Elektrolyt-Haushalts wurde die Stichprobe in zwei Gruppen unterteilt. Gruppe 1 wurde die Flüssigkeitszufuhr untersagt. Die Probanden der Gruppe 2 konsumierten alle 5 min eine Flüssigkeitsmenge von 150 ml. Bei regelmäßiger Flüssigkeitszufuhr stellt sich nach etwa 60 min eine konstante Natriumkonzentration im Schweiß ein (Abbildung 11, unten links). Ohne Flüssigkeitszufuhr steigt die Natriumkonzentration im Schweiß ab etwa 80 min deutlich an (Abbildung 11, unten rechts). Gao et al. (2016) führen diese deutliche Steigerung der Natriumkonzentration auf eine einsetzende Dehydration zurück. Die Probanden hatten zu diesem Zeitpunkt

⁴ Lat. für „außerhalb der natürlichen anatomischen Lage“ bzw. „nicht an Ort und Stelle“

etwa 2,5 % ihres Körpergewichts durch Schwitzen verloren. Ab einem Verlust von ca. 3 % des Körpergewichts ist damit zu rechnen, dass sich die Schweißrate deutlich reduziert bzw. die Haut zum Teil trocken ist (Tabelle 8). Dies könnte die Ursache für die deutliche Steigerung der Natriumkonzentration im Schweiß sein. Zur Bestätigung des angedeuteten Zusammenhangs zwischen Natriumkonzentration im Schweiß und der Dehydratation fordern Gao et al. (2016) eine Validierung ihres Multi-Sensor-Systems mit einer ausreichend großen Stichprobe.

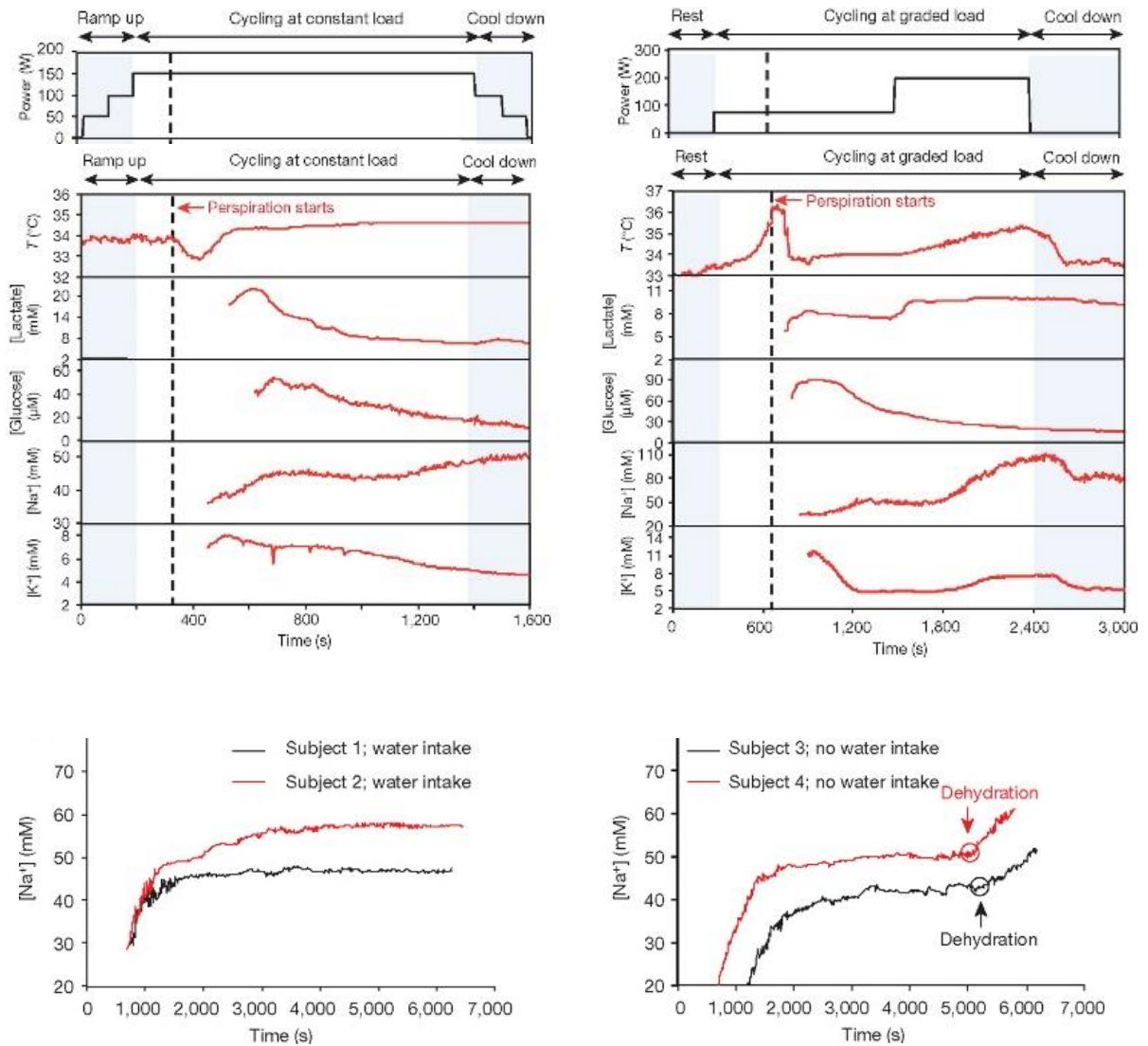


Abbildung 11. Ergebnisse der Probandenstudien zur Validierung des Multi-Sensor-Systems aus Gao et al. (2016). Oben: An der Stirn gemessene Konzentrationen im Schweiß bei einer konstanten Belastung von 150 W (links) und einer steigenden Belastung (rechts); Unten: An der Stirn gemessene Natriumkonzentration im Schweiß mit regelmäßiger (links) und ohne (rechts) Wasserzufuhr. Übernommen aus Gao et al., 2016; Copyright © 2016, Springer Nature.

Die Forschergruppe um Nyein et al. (2016) erweiterte das Multi-Sensor-System von Gao et al. (2016) um einen Calcium- und einen pH-Sensor. Beide Sensoren basieren auf der Kombination aus ionenselektiven Elektroden und einer Referenzelektrode. Nyein et al. (2016) untersuchen den Einfluss der im Schweiß gelösten Ionen auf die Messgüte der ionenselektiven Elektroden des Calcium- und des pH-Sensors. Hierzu verwenden die Autoren künstliche Referenzlösungen. Nacheinander werden Natrium, Kalium und Magnesium einer Lösung hinzugefügt und das Signal der ionenselektiven Elektrode des Calcium-Sensors nach einer Dauer von 20 Sekunden gemessen. Die

Zugabe der Ionen führt zu einer Signaländerung. Diese Signaländerung ist signifikant kleiner als die durch die physiologische Variabilität der Calciumkonzentration im Schweiß hervorgerufenen Signaländerungen. Daraus schlussfolgern Nyein et al. (2016), dass der Calcium-Sensor eine gute Sensitivität, Reliabilität, Selektivität und Reproduzierbarkeit aufweist. Die Sensitivität des pH-Sensors ist ebenfalls zufriedenstellend. Im Rahmen einer Fallstudie ($N = 1$) untersuchen Nyein et al. (2016) das Multi-Sensor-System, insbesondere den Calcium- und den pH-Sensor, an einem Probanden. Die körperliche Belastung erfolgt auf einem Fahrradergometer. Nach einer fünfminütigen Aufwärmphase folgt eine konstante Belastung bei 150 W für eine Dauer von 20 Minuten. Ein fünfminütiges Cool-Down bildet den Abschluss. Das Multi-Sensor-System ist an der Schläfe des Probanden fixiert. Nyein et al. (2016) vergleichen die Daten des Calcium- und des pH-Sensors mit Messwerten kommerzieller Produkte (pH: Horiba LAQUA Twin pH meter B-731; Ca: Massenspektrometrie mit induktiv gekoppeltem Plasma). Diese Vergleichswerte resultieren aus punktuellen Messungen, die mit einem zeitlichen Abstand von 5 min stattfanden. Abbildung 12 zeigt die Ergebnisse der Vergleichsmessung des Calcium- und des pH-Sensors.

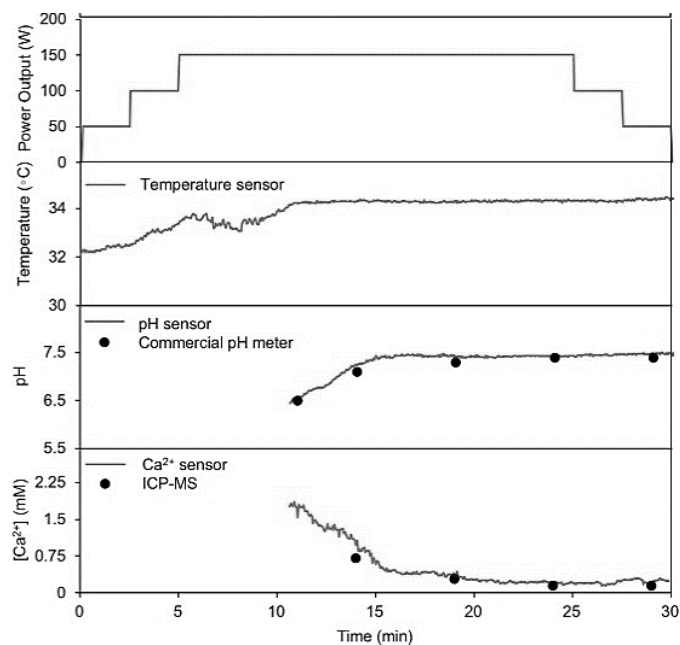


Abbildung 12. Verlauf der mit dem Multi-Sensor-System erfassten Calciumkonzentration und pH-Wert mit kommerziellen Messsystemen während einer konstanten Belastung von 150 W ($N = 1$). Übernommen aus Nyein et al., 2016; Copyright © 2016, American Chemical Society.

Mit beginnender Schweißproduktion nach etwa 10 min nimmt die Calciumkonzentration im Schweiß mit steigendem pH-Wert zunächst ab. Beide Werte stabilisieren sich nach einer Belastungsdauer von etwa 15 min. Die punktuell gemessenen Vergleichswerte der Referenzgeräte zeigen ähnliche Verläufe. Nyein et al. (2016) demonstrieren die Funktionsfähigkeit ihres Multi-Sensor-Systems am Probanden. Die Schlussfolgerungen und Zusammenhänge müssen kritisch hinterfragt werden. Aufgrund der Stichprobengröße dürfen die Ergebnisse nicht verallgemeinert werden. Die Autoren fordern die Bestätigung der Ergebnisse anhand einer umfangreichen Validierungsstudie mit einer geeigneten Stichprobengröße.

In Nyein et al. (2018) wird das beschriebene System von Nyein et al. (2016) und Gao et al. (2016) erneut erweitert. Über einen Schweißratensensor sollen Einflüsse der Schweißrate auf die Elektrolytkonzentrationen erfasst und reduziert werden. Abbildung 13 (links) zeigt den vierlagigen Aufbau des Schweißratensensors.

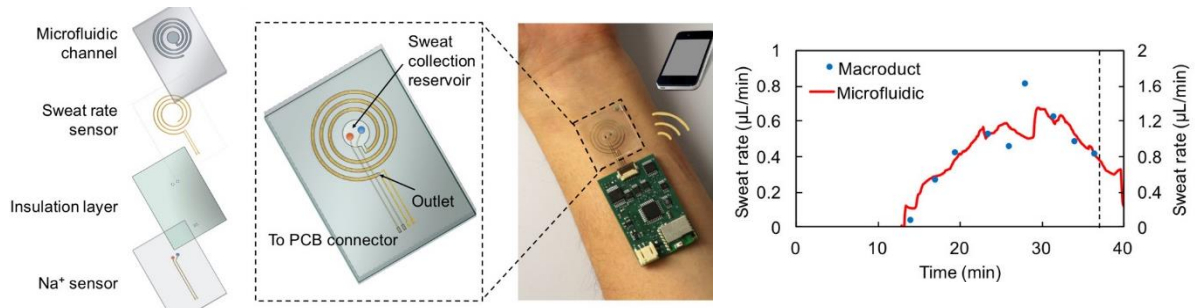


Abbildung 13. Links: Aufbau des Sensor-Patches; Rechts: Vergleich der mit dem Patch gemessenen Schweißrate ($N = 1$) mit der Schweißrate des Macroduct (ELITech Group, Puteaux, Frankreich), die gestrichelte Linie entspricht dem Belastungsende. Übernommen aus Nyein et al., 2018; Copyright © 2018, American Chemical Society.

Die gemessenen Daten können via Bluetooth an ein mobiles Endgerät übertragen werden. Der Mikrofluidikkanal hat ein Fassungsvermögen von $14 \mu\text{L}$. Dies ermöglicht bei einer durchschnittlichen Schweißrate eine Messdauer von etwa 20 min. Der Schweißratensensor besteht aus zwei parallel verlaufenden Spiralen aus Chrom/Gold mit einem Abstand von $100 \mu\text{m}$ und einer jeweiligen Breite von $150 \mu\text{m}$. Die Messung der Schweißrate erfolgt über die Impedanz zwischen beiden Spiralen. Mit steigendem Schweißvolumen reduziert sich die Impedanz aufgrund eines reduzierten elektrischen Widerstandes. Simulationen und Berechnungen zufolge ist der Schweißratensensor laut Nyein et al. (2018) in der Lage, physiologische Schweißraten mit einer ausreichenden Genauigkeit zu bestimmen. Zudem wird die Funktionalität des Sensors im Rahmen eines Probandenversuchs ($N = 1$) getestet. Während einer konstanten Belastung (150 W) auf einem Fahrradergometer wird die Schweißrate am Unterarm gemessen. Zur Validierung des Sensor-Patches wird die Schweißrate zudem am anderen Unterarm mit dem Macroduct System (ELITech Group, Puteaux, Frankreich) bestimmt. Die erste Messung der Schweißrate war nach 14 min möglich. Die Schweißrate steigt bis Minute 30 deutlich an. Der Vergleich beider Systeme zeigt einen ähnlichen Verlauf (Abbildung 13 rechts). Unterschiede in den absoluten Werten sind laut Nyein et al. (2018) auf die unterschiedlichen Messstellen zurückzuführen. Nyein et al. (2018) schlussfolgern aus dem Funktionstest, dass das Sensor-Patch eine kontinuierliche Schweißratenmessung ermöglicht und ebenso zuverlässig misst, wie das Macroduct System. Diese Schlussfolgerung muss bei einer Stichprobengröße von $N = 1$ kritisch hinterfragt werden und ist mittels weiterer Probandentests zu prüfen. Insbesondere bei den maximalen Schweißraten scheint die Zuverlässigkeit des Sensor-Patch eingeschränkt zu sein. In diesem Bereich ist die Übereinstimmung beider Messsysteme relativ gering.

Zusammenfassung Kapitel 2.3

Körperkerntemperatur (KKT)

Als medizinische Goldstandardmethode der Körperkerntemperaturmessung gilt die Kathetermessung in der Arteria Pulmonalis.

Eine akzeptierte Alternative ist die direkte rektale bzw. ösophageale Messung der KKT mittels Thermistorsonde. Weitere indirekte Alternativen stellen die orale, aurale bzw. axillare Messung mittels Thermometer und die Messung via Doppelsensor bzw. ZHF-Sensor dar. Deren Validität ist insbesondere unter körperlicher Aktivität und außerhalb eines klinischen Umfelds eingeschränkt.

Eine der wesentlichen Herausforderungen einer validen Zustandserfassung der KKT unter Aktivität außerhalb kontrollierten Laborbedingungen ist die Echtzeiterfassung und die Wechselwirkung zahlreicher physiologischer und umweltbezogener Parameter.

Biophysikalische und empirische Modelle sind Ansätze zur Lösung dieser Herausforderungen. Aktuell liegt der Fokus der modellbasierten KKT-Schätzung auf Kalman-Filter Modellen.

Herzfrequenz (HF)

Als medizinische Goldstandardmethode der Herzfrequenzmessung gilt die Elektrokardiographie. Die elektrodenbasierte Herzfrequenzmessung kann mittels Brustgurt, stationär in Trainingsgeräten oder durch den Einsatz textiler Elektroden erfolgen. Letzteres ist bislang kein Stand der Technik.

Die optische Pulsfrequenzmessung nutzt die Methode der Photoplethysmographie (PPG). Der Reflexionsmodus der PPG ist besonders für den Einsatz in Wearables geeignet. Auf der PPG basierende Wearables zur Pulsfrequenzmessung, wie beispielsweise Sportuhren oder Kopfhörer, erzeugen einen deutlich geringeren Diskomfort als HF-Brustgurte. Letztere weisen jedoch insbesondere bei Anwendung außerhalb einer Laborumgebung eine höhere Validität als Sportuhren auf.

Die PPG am Handgelenk stellt eine vielversprechende Methode zur Pulsfrequenzmessung dar, gleichwohl sie anfällig gegenüber Hautpigmentierung, Bewegungsartefakten, Durchblutungsstörungen und Umgebungslicht ist. Es gibt zahlreiche Validierungsstudien kommerzieller Produkte, jedoch wird sich bis dato auf einzelne Gerätehersteller und wenige Aktivitäten konzentriert. Zumeist fanden die Studien unter Laborbedingungen statt.

Die PPG am Ohr stellt ebenso eine vielversprechende Methode zur Pulsfrequenzmessung dar. Bewegungsartefakte und Kieferbewegungen machen die PPG am Ohr fehleranfällig. In das Wearable integrierte 3D-Beschleunigungsaufnehmern können Bewegungsartefakte deutlich reduzieren. Validierungsstudien untersuchen zumeist Prototypen. Kommerzielle Pulsfrequenzmessgeräte am Ohr wurden bis zum jetzigen Zeitpunkt nur unzureichend validiert.

Wasser-Elektrolyt-Haushalt

Der Körper besteht im Erwachsenenalter aus bis zu 64 % Wasser. Natrium, Chlorid und Kalium sind für die Regulation des Wasserhaushalts verantwortlich. Eine Dehydratation mindert sowohl die physische als auch die kognitive Leistungsfähigkeit. Bereits ab einem Wasserverlust von 2 % des Körpergewichts vermindert sich die Ausdauerleistungsfähigkeit. Ab einem Wasserverlust von 3–5 % des Körpergewichts sinkt die Kraftleistung. Die Goldstandardmethode zur Zustandserfassung des Wasserhaushalts ist die Bestimmung der Blutplasmaosmolalität. Die Methode ist

invasiv und mit einem hohen technischen Aufwand eines Labors verbunden. Der Elektrolyt-haushalt lässt sich durch eine zusätzliche Blutanalyse bestimmen.

Nichtinvasive Alternativen zur kontinuierlichen Echtzeitüberwachung des Wasser-Elektrolyt-Haushalts sind nicht Stand der Technik. Die Forschung fokussiert sich seit einigen Jahren auf andere Biofluide, wie Urin, Speichel, Tränenflüssigkeit, Interstitialflüssigkeit und Schweiß. Dem Schweiß wird dabei eine besondere Bedeutung zugesprochen. Im Schweiß lassen sich viele Bestandteile des Blutes nachweisen. Aus diesem Grund konzipieren und realisieren die Forschergruppen eigene Prototypen. Die Prototypen werden in Form eines flexiblen Arm- bzw. Stirnbandes oder eines Patches am Körper getragen. Sie bestehen in der Regel aus mehreren Sensoren, einem Mikrofluidkanal und einem Speichermedium am Ende des Kanals.

Schweiß kann elektrochemisch, optisch oder impedanzbasiert analysiert werden. Die Messung der elektrischen Leitfähigkeit des Schweißes wird in einigen wissenschaftlichen Studien als eine nichtinvasive Alternative zur indirekten Bestimmung der Blutosmolalität und der Elektrolytkonzentration im Blut evaluiert und diskutiert.

Das Biofluid Schweiß stellt die Wissenschaft jedoch vor große technische Herausforderungen: Chemische Rückstände auf der Haut, eine ausreichende Schweißmenge und Schweißrateneffekte müssen berücksichtigt werden, um verlässliche Daten zu erhalten.

3 FORSCHUNGSFRAGEN UND FORSCHUNGSZIELE

Sofern das Tragen einer Persönlichen Schutzausrüstung (PSA) nicht vorgeschrieben ist, wird diese aufgrund mangelhaften Komforts und der zusätzlichen körperlichen Belastung häufig unsachgemäß bzw. nicht getragen. Um die Akzeptanz und somit die Tragequote von PSA zu erhöhen, muss diese ergonomischer gestaltet werden. Dies beinhaltet nicht nur die Anpassung an die Anthropometrie und die Biomechanik des Nutzers, sondern auch eine Optimierung des Thermomanagements von PSA. Die Materialien von PSA wirken zum Teil stark isolierend, wodurch der Wärmeaustausch des Körpers mit der Umgebung zusätzlich zur Bekleidung beeinträchtigt wird. Hitzebedingte Erkrankungen im Sport und Arbeitsumfeld sind daher keine Seltenheit.

Mit der Verordnung des Europäischen Parlaments und des Rates (2016/425, 2016/DE) wurde ein wichtiger Schritt in Richtung der Ergonomie von PSA getätigt. Die Verordnung verpflichtet Hersteller von PSA, diese ergonomisch zu gestalten. Technische Details zu PSA werden hier jedoch nicht gegeben. Dies ist Aufgabe nationaler und internationaler Normenausschüsse. Bislang wurden nur wenige Normen, insbesondere zur thermischen Belastung und Beanspruchung, veröffentlicht.

Das Ziel der vorliegenden Arbeit ist eine multifaktorielle Betrachtung thermischer Belastung und Beanspruchung des Menschen, insbesondere im Sport und Arbeitsumfeld. Es werden Maßnahmen zur Reduktion der thermischen Belastung aufgezeigt, um somit die individuelle thermische Beanspruchung zu reduzieren und die Gesundheit des Individuums zu schützen. Der Fokus liegt hierbei auf persönlicher Kühlausrüstung, insbesondere Ausrüstung auf Basis von Phase Change Materials und flüssigkeitsgekühlter Ausrüstung.

Da valide Messungen der Vitalparameter meist nur invasiv erfolgen können, wird im Rahmen der Arbeit zudem geprüft, inwiefern sich physiologische Parameter zur objektiven Messung der thermischen Beanspruchung mittels Wearables nichtinvasiv und in Echtzeit überwachen lassen. Untersucht werden die Körperkerntemperatur, die Herzfrequenz und der Wasser-Elektrolyt-Haushalt. Dabei werden sowohl kommerziell verfügbare Geräte gegenüber den Goldstandardmethoden validiert als auch neue Methoden zur Messung bzw. Vorhersage der Parameter eruiert, analysiert, in Form von Demonstrator Systemen bzw. Modellen realisiert und im Vergleich zu aktuellen Publikationen diskutiert.

Die Arbeit gliedert sich in fünf Teilstudien. Teilstudien I und II entsprechen technischen Manipulationen zur Reduktion der thermischen Belastung. Teilstudien III–V betrachten die objektive Messung der thermischen Beanspruchung anhand physiologischer Parameter. Anhand der Teilstudien sollen folgende Forschungsfragen beantwortet bzw. Forschungsziele erreicht werden:

Teilstudie I – Phase Change Materials und deren Kühlpotential:

Das Ziel der Studie ist eine Untersuchung des Kühlpotentials sog. Phase Change Materials (PCMs). Es werden Erkenntnisse darüber gesammelt, welche maximale Kühldauer die PCMs besitzen und welche Phasenübergangstemperatur(en) sich für die Anwendung am Menschen eignet/eignen. Anhand mehrerer Demonstratoren wird zudem geklärt, ob ein ausgewähltes PCM den lokalen thermischen Diskomfort unter einem ballistischen Helm reduziert. Ein solches Kühlsystem wäre eine kostengünstige und einfache Möglichkeit zur Reduktion der thermischen Belastung.

Teilstudie II – Aktives Kühlsystem für ballistische Helme: Prototypenentwicklung und dessen Erstvalidierung:

Es soll ein aktives Kühlsystem für ballistische Helme entwickelt und validiert werden. Als Entwicklungsstadium wird ein Prototyp angestrebt. Der Einsatz des Kühlsystems in einem ballistischen Helm soll zur Reduktion der thermischen Belastung beitragen und so den lokalen thermischen Diskomfort reduzieren.

Teilstudie III – Mathematische Modellierung der Körperkerntemperatur:

Das Ziel der Studie ist ein empirisches Modell zur Vorhersage der Körperkerntemperatur. Dieses soll anhand nichtinvasiver Messdaten zur Herzfrequenz, Hauttemperatur und dem Wärmestrom erstellt werden. Eine valide Prognose der Körperkerntemperatur, insbesondere während körperlicher Belastung, könnte zum Erhalt der kognitiven und physischen Leistungsfähigkeit beitragen und der Prävention hitzebedingter Erkrankungen dienen.

Teilstudie IV – Pulsfrequenzmessung: Eine valide Alternative zur Herzfrequenzmessung?

Die Anwendung der photoplethysmographischen Pulsfrequenzmessung in Wearables, insbesondere am Handgelenk und am Ohr, erfreut sich immer größerer Beliebtheit. Das Ziel der Studie ist die Validierung zweier kommerzieller Pulsfrequenzmessgeräte. Es wird evaluiert, inwiefern die Pulsfrequenzmessung am Ohr eine valide Alternative zur Herzfrequenzmessung darstellt.

Teilstudie V – Nichtinvasive Messung des Wasser-Elektrolyt-Haushalts:

Das Forschungsziel ist ein kontinuierlich, in Echtzeit messendes, nichtinvasives System zur Zustandsüberwachung des Wasser-Elektrolyt-Haushalts. Ein Leitfähigkeitsensormodul des Fraunhofer Institut für Photonische Mikrosysteme (IPMS, Dresden) wird auf dessen Validität und Reliabilität geprüft und hinsichtlich der benötigten Schweißmenge analysiert. Durch die Studie soll neues Wissen bzgl. der Leitfähigkeitsmessung von Schweiß generiert werden, welches in die Entwicklung eines nichtinvasiven Messsystems zur Überwachung des Wasser-Elektrolyt-Haushalts einfließen kann.

Mit Beantwortung der Forschungsfragen und dem Erreichen der Forschungsziele aus den Teilstudien wird ein wissenschaftlicher Beitrag geleistet auf dem Weg, hin zu einer in Bezug auf Ergonomie verbesserten PSA. Die Kombination aus persönlicher Kühlausrüstung und der Zustandsüberwachung der Vitalparameter dient dem umfänglichen Schutz der Gesundheit sowie der Steigerung des Komforts und der Leistungsfähigkeit von Arbeitnehmern und Sportlern.

4 TEILSTUDIEN

Kapitel 4 gliedert sich in fünf in sich geschlossene Teilstudien. Der Fokus der Teilstudien in Kapitel 4.1 und 4.2 liegt auf der Konzipierung, Realisierung und Evaluierung zweier Kühlsysteme zur Anwendung in ballistischen Helmen. Die Teilstudien der Kapitel 4.3, Kapitel 4.4 und Kapitel 4.5 widmen sich dem Thema der nichtinvasiven Überwachung der KKT, der HF und des Wasser-Elektrolyt-Haushalts. Dabei werden alternative Messmethoden bzw. Vorhersagemodelle entwickelt und analysiert.

4.1 Phase Change Materials und deren Kühlpotential

Das Ziel der Studie ist eine umfangreiche Untersuchung des Kühlpotentials sog. Phase Change Materials (PCMs). Es werden Erkenntnisse darüber gesammelt, welche maximale Kühldauer die PCMs besitzen und welche Phasenübergangstemperatur/en sich für die Anwendung am Menschen eignet/eignen. Anhand mehrerer Demonstratoren wird zudem geklärt, ob ein ausgewähltes PCM den lokalen thermischen Diskomfort unter einem ballistischen Helm reduziert. Ein solches Kühlsystem wäre eine kostengünstige und einfache Möglichkeit zur Reduktion der thermischen Belastung.

4.1.1 Vorversuche

Die Vorversuche dienen der Evaluation des Kühlpotentials ausgewählter Phase Change Materials (PCMs). Basierend auf den Ergebnissen werden Funktionsmuster erstellt, welche sich für die Anwendung in ballistischen Helmen eignen. Tabelle 14 listet die untersuchten PCMs und deren Eigenschaften auf. Die Auswahl der PCMs erfolgte anhand der Phasenübergangstemperatur und der Art der Verkapselung. Die Herstellerangaben zur Kühldauer der PCMs beziehen sich auf unterschiedliche Umgebungstemperaturen und können daher nicht miteinander verglichen werden.

Bei den PCMs RT18HC, RT22HC und RT26 der Fa. Rubitherm Technologies GmbH (Berlin, Deutschland) handelt es sich um organische, auf Paraffinbasis hergestellte Materialien. Sie sind nicht toxisch, langlebig, zyklusstabil und besitzen eine hohe Wärmespeicherkapazität.

Beim 22HCslurry der Fa. MikroCaps (Ljubljana, Slowenien) handelt es sich um ein PCM mit Mikroverkapselung. Diese besteht aus Melaminharz. Die durchschnittliche Partikelgröße beträgt 5–20 μm .

Das 22HCslurry enthält 20–25 % des PCMs 22HC der Fa. Rubitherm Technologies GmbH (Berlin, Deutschland).

Tabelle 14. Überblick der untersuchten PCMs.

PCM	Kategorie	Phasenübergangstemperatur (°C)	Flammpunkt (°C)	Relative Dichte (g/cm ³)	Spezifische latente Wärme (kJ/kg)	Volumenausdehnung (%)	Toxizität
RT18HC	ohne Makroverkapselung	17–19	135	0,88 (bei 25 °C)	260	12,5	Nein
RT22HC	ohne Makroverkapselung	20–23	< 150	0,7 (bei 50 °C)	190	12,5	Nein
RT26	ohne Makroverkapselung	25–26	150	0,75 (bei 30 °C)	180	12,5	Nein
22HCSlurry	Mikroverkapselung	18–23	n/a	0,9–0,97	51-60	n/a	Nein
CrodaTherm15	Makroverkapselung	15	206	0,86 (bei 20 °C)	177	n/a	Nein
CrodaTherm29	Makroverkapselung	29	215	0,85 (bei 30 °C)	207	n/a	Nein
PDR15	Makroverkapselung	15	n/a	0,57	154	n/a	n/a
PureTemp15	Makroverkapselung	15	193	0,86 (bei 25 °C)	182	n/a	Nein
ClimSel ^{C32}	Makroverkapselung	29–32	n/a	1,4	160	n/a	Nein

Zudem werden fünf PCMs mit Makroverkapselung getestet. Es handelt sich dabei um PCM-Elemente, welche beispielsweise in Kühlwesten zum Einsatz kommen.

Die PCM-Elemente PureTemp15 der Fa. GlacierTek (Sankt Louis Park, USA) beinhalten organisches, biologisch abbaubares PCM der Fa. PureTemp (Minneapolis, USA). Ein Element der Fläche 100x100 mm wiegt 130 g. Laut Herstellerangaben wird der energieärmste Zustand eines Elements nach 20 min in Eiswasser bzw. nach 60 min im Kühlschrank erreicht. Nach vollständiger Ladung kann ein PCM-Element die Phasenübergangstemperatur von 15 °C über eine Dauer von 2,5 h halten.

Von der Fa. Inuteq B.V. (Deventer, Niederlande) werden die zwei PCM-Elemente CrodaTherm15 und CrodaTherm29 untersucht. Die Elemente beinhalten anorganisches, biologisches PCM mit einer Phasenübergangstemperatur von 15 °C bzw. 29 °C der Fa. Croda Industrial Chemicals (Croda International Plc, East Yorkshire, England). Ein PCM-Element besteht aus 4 Kammern. Jede dieser Kammern (75x157 mm) wiegt 105 g. Laut Herstellerangaben beträgt die Kühldauer des PCM-Elements 1–4 h.

Das von der Fa. savENRG getestete PCM-Element PDR15 enthält ein organisches, in Pulverform vorliegendes PCM mit einer Phasenübergangstemperatur von 15 °C. Das Element besitzt eine Kühlfläche von 110x100 mm und wiegt 110 g. Bei 35 °C weist das PCM-Element eine Kühldauer von 40 min auf.

Das PCM-Element der Fa. Climator Sweden AB (Skövde, Sweden) enthält das PCM ClimSel^{C32}. Es handelt sich dabei um eine anorganische, nicht toxische, nicht entflammbare Salzhydratlösung mit der Phasenübergangstemperatur von 28 °C bis 32 °C. Die Makroverkapselung besteht aus einer verschweißten Aluminiumfolie. Ein Element (120x70 mm) wiegt 90 g.

Die Evaluation des Kühlpotentials der PCMs findet in der Klimakammer (n/a) der Hochschule für angewandte Wissenschaften in München statt. Die klimatischen Untersuchungsbedingungen sind 40 °C und 40 % r. LF. Zur Vorbereitung werden die PCMs über eine Dauer von 12 h bei 5 ± 2 °C vollständig geladen. Während der Tests hängen die PCMs frei an einem Gestänge. Das Versuchsende ist erreicht, sobald die PCMs die Umgebungstemperatur von 40 °C aufweisen. Dies wird alle 30 Sekunden mittels eines Infrarotbildes der Wärmebildkamera IC080LV (Trotec GmbH & Co. KG, Heinsberg, Deutschland) im Abstand von einem Meter zu den PCMs kontrolliert. Die Infrarotbilder werden in der Software IC Report (Trotec GmbH & Co. KG, Heinsberg, Deutschland) bearbeitet und analysiert. Die Bewertung des Kühlpotentials erfolgt anhand folgender Parameter: Verlauf der minimalen Oberflächentemperatur, Durchschnittstemperatur über der Kühlfläche, Zeitpunkt des Phasenübergangs, Zeitpunkt des Überschreitens von 40 °C und Dauer des Temperaturplateaus der minimalen Oberflächentemperatur.

4.1.2 Ergebnisse der Vorversuche

Abbildung 14 (oben) zeigt den Verlauf der minimalen Oberflächentemperatur des jeweiligen PCMs. Der zeitliche Verlauf der über die Fläche gemittelten Oberflächentemperatur der PCM-Elemente ist in Abbildung 14 (unten) zu sehen.

In den Diagrammen links sind die Temperaturverläufe der PCMs PureTemp15, PDR15, CrodaTherm15 und RT15HC dargestellt. Die Diagramme rechts beinhalten die Temperaturverläufe von CrodaTherm29, ClimSel, RT22HC, RT26 und 22HCSlurry.

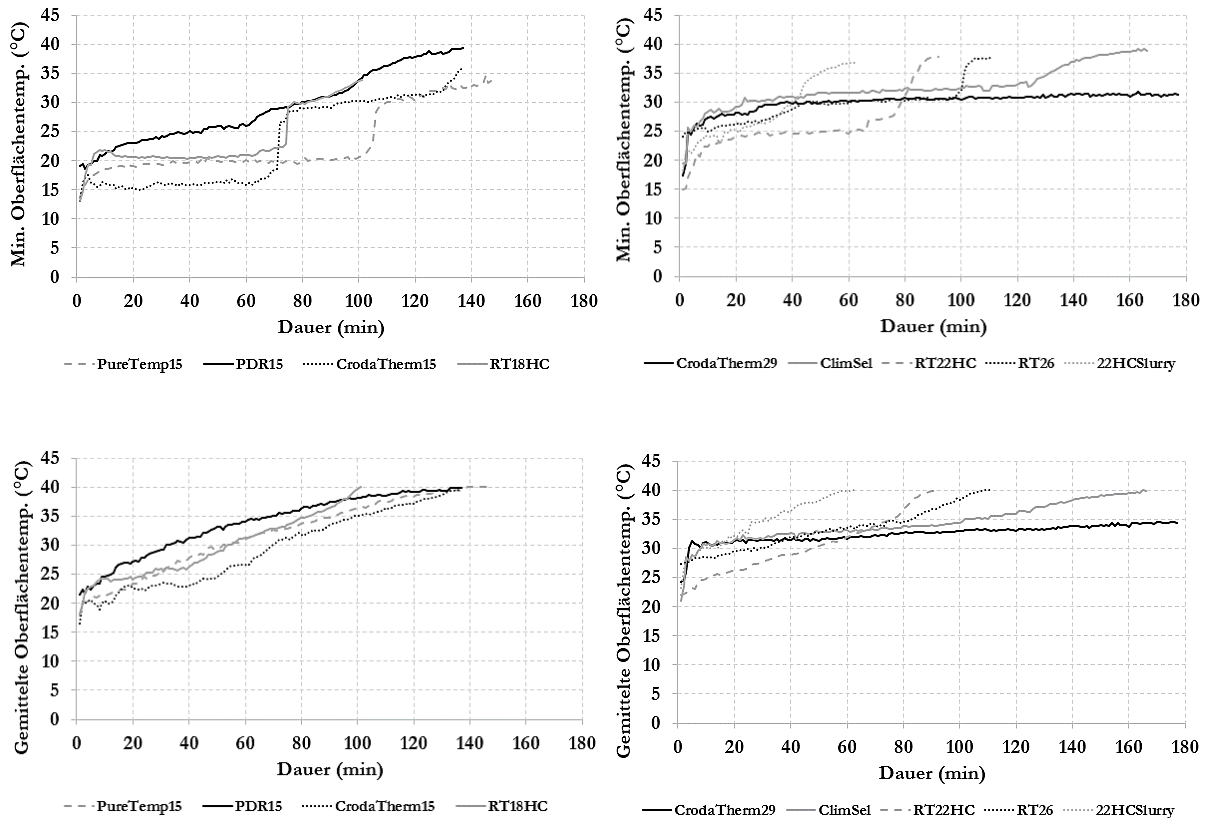


Abbildung 14. Verlauf von minimaler (oben) und gemittelter (unten) Oberflächentemperatur der PCMs PureTemp15, PDR15, CrodaTherm15, RT15HC, CrodaTherm29, ClimSel, RT22HC, RT26 und 22HCSlurry. Es gilt zu beachten: Zur besseren Darstellung wurden die Materialien nur durch fünf Stricharten gekennzeichnet. Die Zuordnung der Stricharten zu den Materialien gilt daher nur innerhalb des jeweiligen Diagramms.

Zu Beginn liegt die minimale Oberflächentemperatur der PCMs zwischen 15 °C und 25 °C. Bei nahezu allen PCMs ist innerhalb der ersten 10 min ein Anstieg der minimalen Oberflächentemperatur zu beobachten. Dabei steigt die Temperatur teilweise um bis zu 7 °C an. Ausnahme ist das PCM CrodaTherm15. Hier bleibt die minimale Oberflächentemperatur bis ca. 63 min nach Versuchsbeginn relativ konstant bei ca. 16 °C. Im weiteren Verlauf zeigt sich bei 8 von 9 PCMs ein Temperaturplateau. Das PCM PDR15 weist kein Plateau auf. Die minimale Oberflächentemperatur des PDR15 steigt bis zum Erreichen der Umgebungstemperatur (40 °C) nahezu linear an. Die Plateaus der anderen PCMs weisen sowohl eine unterschiedliche minimale Oberflächentemperatur als auch eine unterschiedliche Dauer auf.

Die Werte sind in Tabelle 15 aufgelistet. Zum Ende der Temperaturplateaus steigt die minimale Oberflächentemperatur sprunghaft, um bis zu 13 °C an. Der Temperatursprung kennzeichnet den Zeitpunkt des Phasenübergangs. Dieser ist bei den PCMs RT18HC und CrodaTherm15 bereits nach ca. 80 min, bei den PCMs PureTemp15 bzw. ClimSel erst nach ca. 110 min bzw. ca. 160 min vollständig abgeschlossen. Die gemittelte Oberflächentemperatur der PCM-Elemente steigt bei den meisten der PCMs relativ konstant an. Bis zum Erreichen der Umgebungstemperatur (40 °C) dauert es zwischen 62 min und 168 min. Eine Ausnahme bildet das PCM CrodaTherm29. Hier ist

innerhalb der Versuchsdauer von 180 min keine gemittelte Oberflächentemperatur von 40 °C zu beobachten.

Tabelle 15. Kühlleistungen der PCMs. Dargestellt sind der Zeitpunkt beim Abschluss des Phasenübergangs (min), der Zeitpunkt des Erreichens von 40 °C (min), die Dauer des Temperaturplateaus der minimalen Oberflächentemperatur (min) und die minimale Oberflächentemperatur über die Dauer des Temperaturplateaus als $MW \pm SD$ (°C).

PCM	Zeitpunkt Abschluss des Phasenübergang (min)	Zeitpunkt Erreichen von 40 °C (min)	Dauer Temperaturplateau (min)	Minimale Oberflächentemperatur des Temperaturplateaus (°C)
RT18HC	80	102	49	20,7 ± 0,4
RT22HC	92	92	38	24,8 ± 0,2
RT26	107	112	52	30,2 ± 0,3
22HCSlurry	-	62	21	25,2 ± 0,9
CrodaTherm15	80	136	60	15,9 ± 0,4
CrodaTherm29	-	>180	155	30,7 ± 0,5
PDR15	-	138	-	-
PureTemp15	110	138	58	20,3 ± 0,3
ClimSel ^{C32}	160	168	102	31,8 ± 0,8

Der Vergleich der PCMs mit 15 °C Phasenübergangstemperatur (PureTemp15, CrodaTherm15) zu den PCMs mit 29–32 °C Phasenübergangstemperatur (CrodaTherm29, Climsel) zeigt, dass die Kühldauer der PCMs mit geringerer Phasenübergangstemperatur deutlich reduziert ist (Dauer Temperaturplateau: 58 bzw. 60 min vs. 155 bzw. 102 min; Dauer bis Erreichen von 40 °C: 138 bzw. 136 min vs. 168 bzw. >180 min). PureTemp15 zeigt bei $20,3 \pm 0,3$ °C ein Temperaturplateau der minimalen Oberflächentemperatur während CrodaTherm15 ein Plateau bei $15,9 \pm 0,4$ °C aufweist.

4.1.3 Konzeptstudie

Die Auswirkungen der PCMs auf den lokalen thermischen Diskomfort werden anhand von vier Demonstratoren mit den PCMs RT18HC, RT22HC, RT26 und 22HCSlurry im Rahmen einer Probandenstudie evaluiert. Als Makroverkapselung dient ein Aluminium-PET-Verbundmaterial mit einer Dicke von 0,13 mm. Der Demonstrator soll sowohl an der Stirn als an beiden Schläfen kühlen. Abbildung 15 (links) zeigt Form und Maße des Demonstrators.

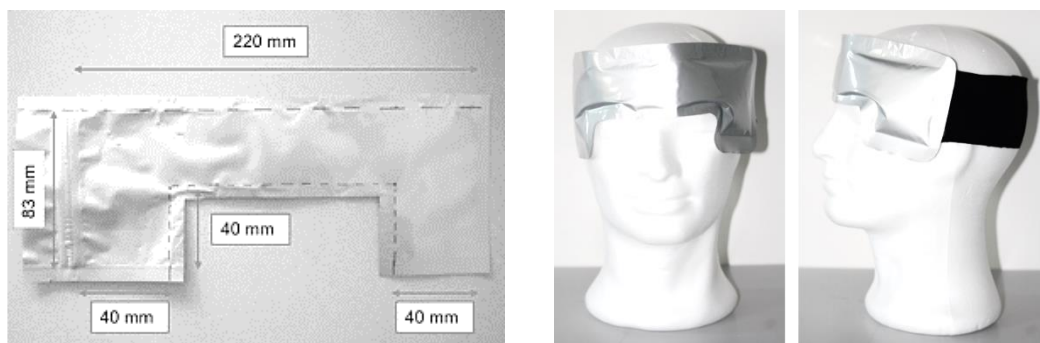


Abbildung 15. Demonstrator des PCM-Stirnbands; Links: Maße des Demonstrators; Rechts: Demonstrator als Stirnband. (Eigene Darstellung)

Der Demonstrator weist im gefüllten Zustand eine Dicke von 4 mm auf und hat ein Fassungsvermögen von ca. 47 cm³. Durch die Aussparung für die Augen bleibt das Blickfeld während des Tragens uneingeschränkt. Ein Kopfband (90 % Baumwolle, 5 % Viskose, 5 % Elastan) mit Klettverschluss dient zur Befestigung und Größenverstellung am Kopf. Abbildung 15 (rechts) zeigt den finalen mit PCM gefüllten Demonstrator zur Kühlung von Stirn und Schläfen.

Die Probandenversuche finden in einer Klimakammer (WEISS Umwelttechnik GmbH, Reiskirchen-Lindenstruth, Deutschland) am Lehrstuhl für Ergonomie der Technischen Universität München bei 30 °C und 50 % r. LF. statt. Der Vergleich der Demonstratoren mit den PCMs RT18HC, RT22HC und RT26 ($N = 3$; männlich, $26,7 \pm 2,9$ Jahre, $184,3 \pm 1,2$ cm, $70,0 \pm 5,4$ kg) sowie der Vergleich der Demonstratoren mit den PCMs RT22HC und 22HCSlurry ($N = 3$; männlich, $24,0 \pm 0,8$ Jahre, $182,0 \pm 1,4$ cm, $75,7 \pm 8,0$ kg) erfolgt getrennt voneinander mit jeweils drei Probanden.

Abbildung 16 zeigt den schematischen Versuchsaufbau. Zwei, sich auf Kopfhöhe befindende, Infrarotstrahler (n/a) erzeugen eine Wärmestrahlung von 1200 W. Zur Versuchsvorbereitung werden die Demonstratoren über 12 h bei 5 ± 2 °C vollständig geladen. Die Versuchsdurchführung gliedert sich in eine Akklimatisierungsphase (keine Kühlung) und in eine Kühlungsphase mit Demonstrator. Jede der Phasen dauert 30 min. Nach der Kühlungsphase erfolgt eine 20-minütige Pause außerhalb der Klimakammer bei einer thermisch neutralen Temperatur von 22 °C. Die Versuchspersonen tragen während der Tests den ballistischen Helm AMP1 FC (Busch PROtective Germany GmbH & Co. KG, Gütersloh, Deutschland).

Für eine möglichst homogene Wärmeverteilung am Kopf sitzt die Versuchsperson auf einem sich kontinuierlich, mit geringer Rotationsgeschwindigkeit drehendem Stuhl. Mit einer Wärmebildkamera (IC 080 LV, Trotec GmbH & Co. KG, Heinsberg, Deutschland) werden mit einem Abstand von 120 cm Infrarotbilder erstellt. Diese werden zu Beginn und im weiteren Verlauf nach jeweils 10 min angefertigt. Zudem wird alle 3 min die Bewertung des lokalen thermischen Diskomforts und des Temperaturempfindens abgefragt. Als Bewertungstool dient die CP50-Skala (Anhang I: CP50-Skala).

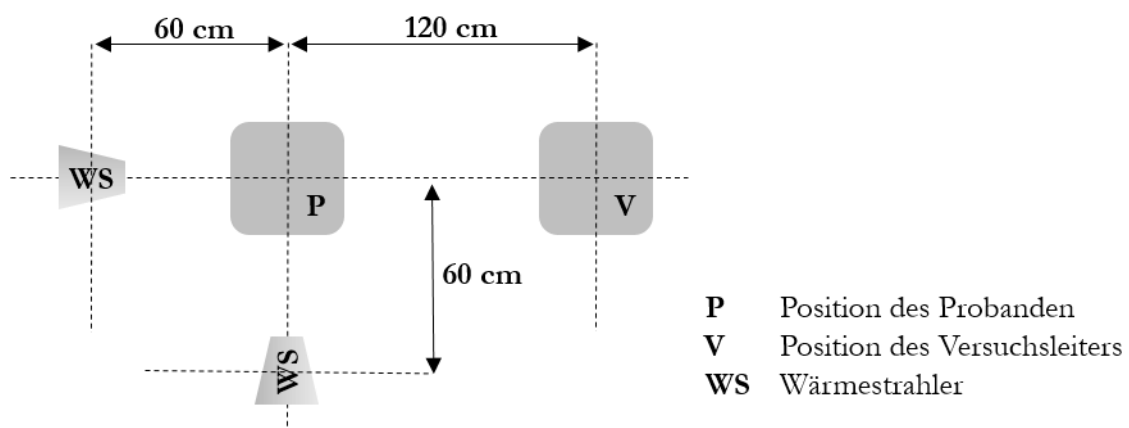


Abbildung 16. Schematische Darstellung des Versuchsaufbaus. (Eigene Darstellung)

Ein zusätzlich durchgeführter Langzeittest ($N = 1$; männlich, 24 Jahre, 175 cm, 73 kg) über 120 min gibt Aufschluss über das Kühlpotential des Demonstrators mit der geringsten Diskomfortbewertung. Der Versuchsaufbau entspricht dem in Abbildung 16 und erfolgt bei 30 °C und

50 % r. LF. Zur Versuchsvorbereitung wird der Demonstrator über 12 h bei $5 \pm 2 \text{ }^\circ\text{C}$ vollständig geladen. Die Versuchsperson trägt während der Tests den ballistischen Helm AMP1 FC (Busch PROtective Germany GmbH & Co. KG, Gütersloh, Deutschland). Die Diskomfortbewertung erfolgt alle 3 min anhand der CP50-Skala.

4.1.4 Ergebnisse der Konzeptstudie

Im Rahmen der Konzeptstudie erfolgt der Vergleich zwischen den Demonstratoren mit den PCMs RT18HC, RT22HC und RT26 sowie zwischen RT22HC und 22HCSlurry hinsichtlich des empfundenen lokalen thermischen Diskomforts an Stirn, Schläfen, Scheitelkrone und Hinterkopf. Abbildung 17 zeigt die Verläufe des lokalen thermischen Diskomforts an Stirn (oben) und Schläfen (unten) über eine Dauer von 30 min. Links ist der Vergleich zwischen RT18HC, RT22HC und RT26, rechts der Vergleich zwischen RT22HC und 22HCSlurry, dargestellt.

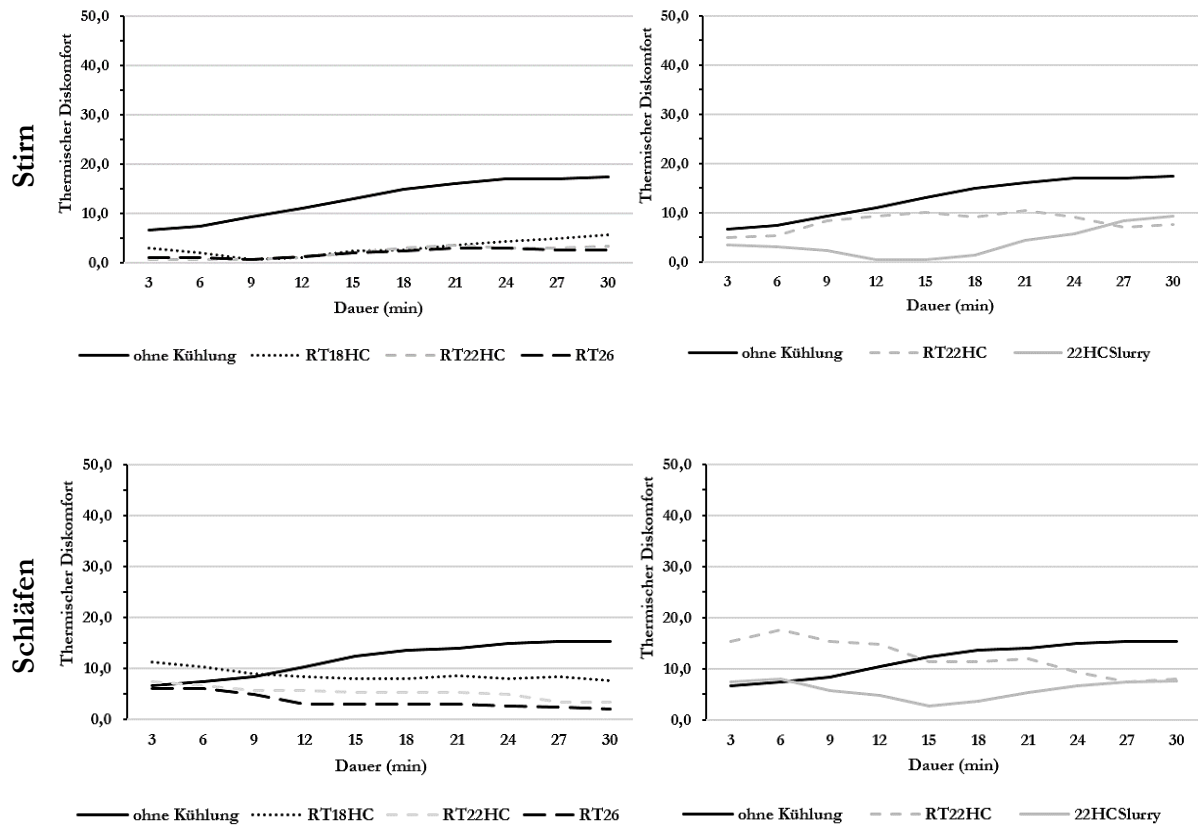


Abbildung 17. Verläufe des lokalen thermischen Diskomforts (CP50) an Stirn (oben) und Schläfen (unten) über eine Dauer von 30 min. Links: Vergleich zwischen RT18HC, RT22HC und RT26; Rechts: Vergleich zwischen RT22HC und 22HCSlurry. Dargestellt sind Mittelwerte ($N = 3$).

Ohne Kühlung steigt der lokale thermische Diskomfort an Stirn und Schläfen über die Versuchsdauer von 30 min kontinuierlich von sehr leichtem auf leichtem Diskomfort an. Die Demonstratoren reduzieren den mittleren thermischen Diskomfort an Stirn und Schläfen sichtbar. Die Temperatur wird dort kälter empfunden als ohne Kühlung. An der Stirn reduziert sich der Diskomfort von leicht zu sehr leicht. Dabei unterscheiden sich die PCMs RT18HC, RT22HC und RT26 nur marginal. Der Vergleich von RT22HC und 22HCSlurry hingegen zeigt subjektiv wahrnehmbare Unterschiede. Das 22HCSlurry wird als thermisch angenehmer empfunden. Innerhalb der ersten

12 Minuten reduziert das 22HCSlurry den thermischen Diskomfort nahezu vollständig. Das RT22HC empfinden die Versuchspersonen an der Stirn tendenziell als zu kalt. An den Schläfen wirken sich die Demonstratoren im Allgemeinen ebenso positiv auf den thermischen Diskomfort aus. Die Diskomfortbewertungen der PCMs RT18HC, RT22HC und RT26 unterscheiden sich abhängig von der Phasenübergangstemperatur des PCMs. Mit sinkender Phasenübergangstemperatur steigt der thermische Diskomfort an den Schläfen. Demnach wird der Diskomfort, ausgelöst durch das PCM RT18HC, im Vergleich zu den PCMs RT22HC und RT26 am höchsten bewertet. Die Bewertungen befinden sich alle im Bereich eines sehr leichten thermischen Diskomforts. Während des gesamten Versuchs empfinden die Versuchspersonen die Demonstratoren mit den PCMs RT18HC, RT22HC und RT26 an den Schläfen durchwegs als zu kalt. Das PCM RT18HC wird bis ca. 10 min nach Beginn des Versuchs an den Schläfen unangenehmer empfunden als ohne die Kühlung. Der Vergleich zwischen RT22HC und 22HCSlurry zeigt auch an den Schläfen wahrnehmbare Unterschiede hinsichtlich des thermischen Diskomforts. Das RT22HC wird nahezu über die gesamte Versuchsdauer als deutlich unangenehmer (kälter) als das 22HCSlurry empfunden. Das RT22HC verursacht bis ca. 15 min nach Beginn des Versuchs einen höheren thermischen Diskomfort als ohne Kühlung. Der wahrgenommene Diskomfort wird als sehr leicht bis leicht bewertet.

Abbildung 18 zeigt die Verläufe des lokalen thermischen Diskomforts an Scheitelkrone (oben) und Hinterkopf (unten) über die Dauer von 30 min. Links ist der Vergleich zwischen RT18HC, RT22HC und RT26, rechts der Vergleich zwischen RT22HC und 22HCSlurry, dargestellt.

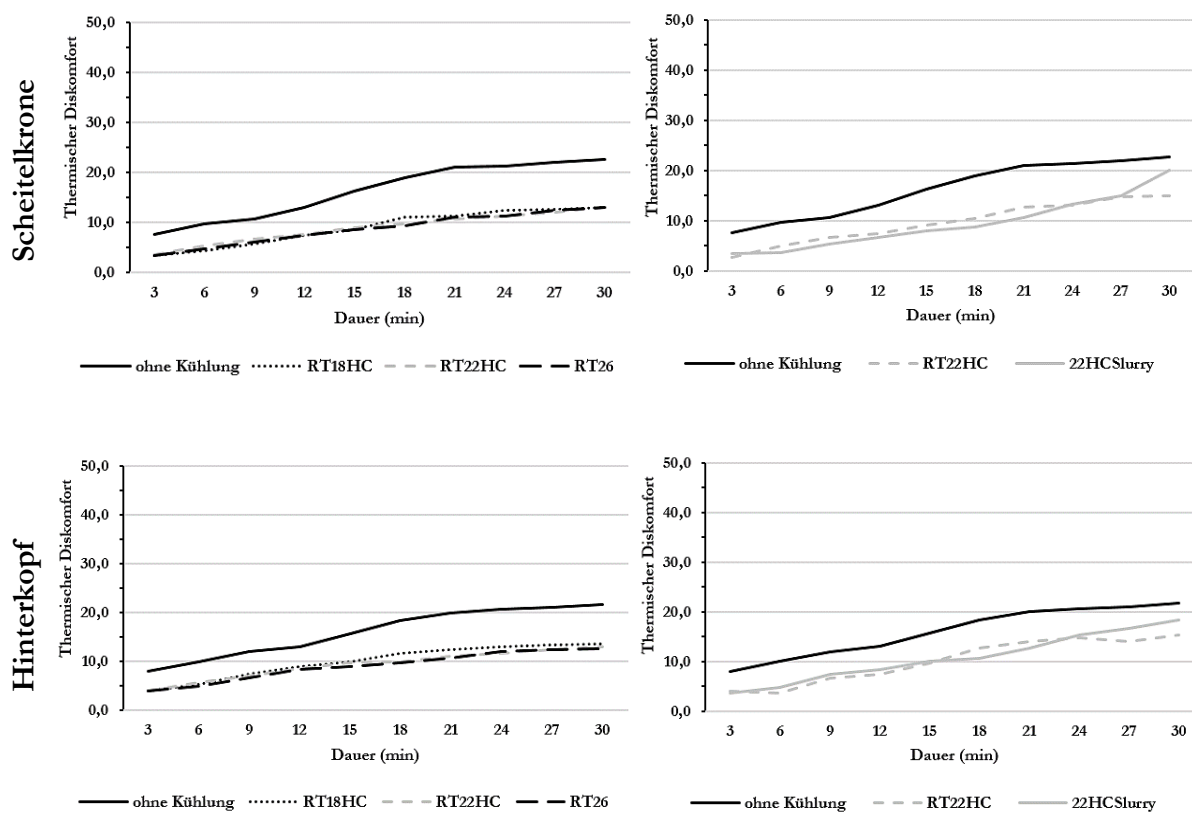


Abbildung 18. Verläufe des lokalen thermischen Diskomforts (CP50) an Scheitelkrone (oben) und Hinterkopf (unten) über eine Dauer von 30 min. Links: Vergleich zwischen RT18HC, RT22HC und RT26; Rechts: Vergleich zwischen RT22HC und 22HCSlurry. Dargestellt sind Mittelwerte ($N = 3$).

Sowohl die Scheitelkrone als auch der Hinterkopf haben keinen Kontakt zu den Demonstratoren. Dennoch scheinen sich die Demonstratoren positiv auf den lokalen thermischen Diskomfort auszuwirken. Der lokale thermische Diskomfort steigt an der Scheitelkrone und am Hinterkopf auch während der Kühlung von Stirn und Schläfen an, jedoch nur auf einen leichten thermischen Diskomfort. Zudem ist durchwegs ein geringerer Diskomfort im Vergleich zu keiner Kühlung ersichtlich. Ohne eine lokale Kühlung steigt der thermische Diskomfort über die Versuchsdauer kontinuierlich auf einen mittleren Diskomfort an. Unterschiede zwischen den verwendeten PCMs liegen nicht vor.

Zusammenfassend wird der Demonstrator mit dem PCM RT26 hinsichtlich des Diskomforts als thermisch angenehm und damit im Vergleich zu den anderen PCMs am besten bewertet.

Ein Langzeittest ($N = 1$) über 120 min zeigt das Kühlpotential dieses Demonstrators (RT26) (Abbildung 19). Ohne Kühlung ist der lokale thermische Diskomfort bereits zu Beginn des Versuchs leicht wahrnehmbar und steigt im weiteren Verlauf am gesamten Kopf relativ steil an. Nach 15 min wird der thermische Diskomfort als mittel (warm) bewertet. Dagegen reduziert der Demonstrator mit dem PCM RT26 den thermischen Diskomfort am gesamten Kopf. Der Diskomfort wird soweit reduziert, dass bis ca. 10 min nach Versuchsbeginn kein Diskomfort wahrnehmbar ist, die Temperatur folglich als thermisch neutral empfunden wird.

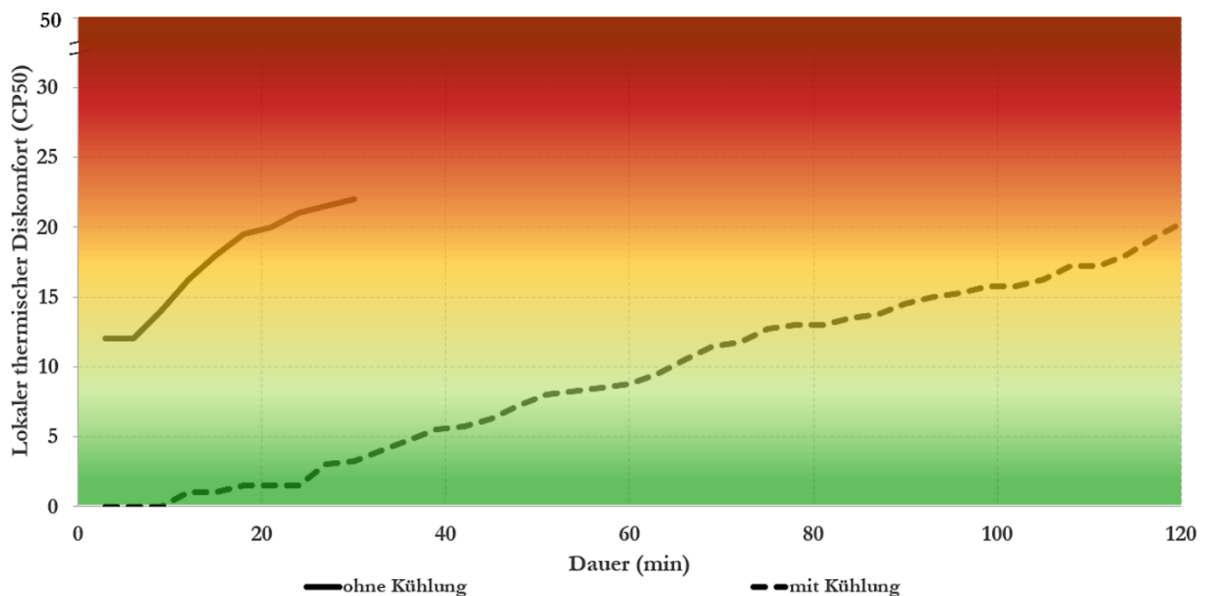


Abbildung 19. Verläufe des mittleren, lokalen thermischen Diskomforts (CP50) ohne Kühlung und mit Kühlung durch den Demonstrator mit dem PCM RT26. ($N = 1$).

Im weiteren Verlauf steigt der thermische Diskomfort am gesamten Kopf, allerdings ist ein deutlich flacherer Anstieg als ohne die Kühlung zu beobachten. Nach 60–70 min empfindet der Proband den thermischen Diskomfort als leicht zu warm. Erst nach ca. 120 min wird ein mittelstarker thermischer Diskomfort erreicht.

4.1.5 Diskussion

Gegenstand der Untersuchungen war neben der Evaluation des Kühlpotentials ausgewählter PCMs eine Konzeptstudie zu den Auswirkungen eines kühlenden stirnbandähnlichen Demonstrators auf den lokalen thermischen Diskomfort des Nutzers. Es wurden Demonstratoren mit den PCMs RT18HC, RT22HC, RT26 und 22HCSlurry erstellt und getestet.

In Summe reduzieren die Demonstratoren den thermischen Diskomfort an Stirn und Schläfen spürbar. Jedoch unterscheidet sich die Diskomfortbewertung der PCMs abhängig von deren Phasenübergangstemperatur. Mit sinkender Phasenübergangstemperatur steigt der thermische Diskomfort. Im Vergleich erzeugt der Demonstrator mit dem PCM RT18HC den höchsten thermischen Diskomfort. Die Oberflächentemperatur dieses PCMs liegt mit einer Phasenübergangstemperatur von 18 °C deutlich unterhalb der thermischen Indifferenzzone (27–33°C). Es wird daher durchwegs als zu kalt nicht angenehm bewertet. Der Demonstrator mit dem PCM RT22HC löst einen sehr leichten Diskomfort aus und wird als etwas zu kalt bewertet. Die Oberflächentemperatur liegt mit ca. 25 °C leicht unterhalb der thermischen Indifferenzzone. Die Kühlung durch den Demonstrator wird als nicht angenehm empfunden. Der Demonstrator mit dem PCM RT26 wird in gleicher Weise mit einem sehr leichten Diskomfort als etwas zu kalt empfunden. Zusammenfassend bewerten die Versuchsteilnehmer die Kühlung dieses Demonstrators dennoch als angenehm und folglich im Vergleich zu den anderen Demonstratoren am besten. Die Phasenübergangstemperatur des RT26 befindet sich mit 26 °C leicht unterhalb der thermischen Indifferenzzone. Ein Langzeittest über 120 min zeigt das Kühlpotential dieses Demonstrators. An Stirn und Schläfen wird der Diskomfort soweit reduziert, dass bis ca. 25 min nach Versuchsbeginn kein thermischer Diskomfort empfunden wird. Erst nach ca. 120 min wird ein mittlerer thermischer Diskomfort an der Stirn erreicht. Demnach reduziert der Demonstrator mit dem PCM RT26 den thermischen Diskomfort über eine Dauer von 120 min. Die Dauer bis zum Erreichen eines durchschnittlich mittleren thermischen Diskomforts wird vervierfacht. Die Kühlung von Stirn und Schläfen scheint sich positiv auf das thermische Empfinden am gesamten Kopf auszuwirken. Obwohl am Hinterkopf und an der Scheitelkrone keine Kühlung erfolgt, wird dort der thermische Diskomfort besser bewertet als ohne die Kühlung von Stirn und Schläfen.

Anhand der Bewertungen des thermischen Diskomforts der Demonstratoren lässt sich schlussfolgern, dass bei Hautkontakt der PCMs die Phasenübergangstemperatur des Materials im Besonderen zu beachten ist. Zur Vermeidung von Hautirritationen und Kälteschmerz bei gleichzeitiger Kühlung der Haut sollte die Phasenübergangstemperatur leicht unterhalb der Indifferenzzone liegen.

Bei der Auswahl eines PCMs sollte darauf geachtet werden, dass diese gesundheitlich unbedenklich und schwer- bzw. nichtentflammbar sind. Gleichwohl anorganische PCMs auf Salzhydratbasis diese unbedenklichen Eigenschaften besitzen, zeichnen sie sich durch die Neigung zum Supercooling sowie durch eine breite Phasenübergangstemperatur aus. Diese Eigenschaften der anorganischen PCMs sollten in weiteren Studien ausführlicher untersucht werden, insbesondere hinsichtlich deren Eignung zur Anwendung am Menschen. Die von Nagano et al. (2003) zur Reduktion der thermischen Belastung im Sport und Arbeitsumfeld empfohlenen Anforderungen an PCMs werden durch das PCM RT26 größtenteils erfüllt. Beim RT26 der Fa. Rubitherm Technologies GmbH (Berlin, Deutschland) handelt es sich um ein organisches, auf Paraffinbasis hergestelltes Material. Es ist nicht toxisch, zyklusstabil, die spezifische latente Wärme beträgt 180 kJ/kg und der Flammpunkt liegt bei 150 °C. Außerdem zeichnet sich das RT26 durch eine nahe an der thermischen Indifferenzzone des Menschen liegenden Phasenübergangstemperatur von 25–26 °C aus. Eine bei der Konzeption eines Kühlsystems zu beachtende Eigenschaft des RT26 ist dessen relativ große

Volumenausdehnung von ca. 12,5 % bei Phasenwechsel. Auswirkungen auf die Passform und Druckstellen könnten dadurch hervorgerufen werden.

Die vorliegende Konzeptstudie zeigt: Ein die Stirn und Schläfen kühlendes Kühlsystem mit einem PCM kann den lokalen thermischen Diskomfort unter ballistischen Helmen in warmer Umgebung reduzieren. Auch Simmons et al. (2008) beobachten eine Reduktion des lokalen thermischen Diskomforts durch die Kühlung von Kopf und Nacken. Eine mit Wasser gekühlte Balaklava reduziert die Belastung des Herz-Kreislauf-Systems bei hohen Haut- sowie Körperkerntemperaturen signifikant. Zudem wurden signifikant weniger hitzebedingte Erschöpfungen beobachtet. Im Gegensatz zur vorliegenden Konzeptstudie kühlten Simmons et al. (2008) nicht die Stirn. Die Autoren vermuten, dass die Kühlwirkung ihres Konzeptes dadurch eingeschränkt war. Es ist bekannt, dass die thermische Sensitivität an der Stirn im Vergleich zu anderen Körperregionen deutlich höher ist. Die Stirn sollte, wie bei den untersuchten Demonstratoren geschehen, bei der Konzeption eines Kühlsystems berücksichtigt werden.

Zusammenfassend zeigt die vorliegende Konzeptstudie eine eingeschränkte Eignung von PCMs zur Anwendung in ballistischen Helmen. Bei der Konzeption des Kühlsystems muss darauf geachtet werden, dass die energieabsorbierende Wirkung des ballistischen Helmes und dessen Polsterung im Inneren nicht reduziert wird. Klassische PCMs liegen im entladenen Zustand in fester Phase vor. Bei direktem Hautkontakt eines Kühlsystems mit klassischen PCMs würde die Energie unmittelbar auf den Kopf übertragen werden. Daher ist unbedingt auf ausreichend Abstand zwischen dem PCM und dem Kopf zu achten. Alternativ könnte das Kühlsystem mit einer zusätzlichen, energieabsorbierenden Schicht ummantelt werden. Dies hätte jedoch eine reduzierte Kühlung zur Folge. Eine weitere Möglichkeit, die energieabsorbierende Wirkung des Helmes beizubehalten, besteht in der Anwendung von MPCMs. Diese PCMs liegen als Pulver bzw. Gel vor. Damit entstehen weder Druckstellen noch wird die energieabsorbierende Wirkung reduziert. Ein Nachteil der MPCMs ist hingegen deren eingeschränkte Kühlwirkung. Diese ergibt sich aus dem geringen PCM-Anteil von nur 25–30 %.

Aufgrund der geringen Probandenzahl repräsentieren die Ergebnisse hinsichtlich der Wirkungen des kühlenden, stirnbandähnlichen Demonstrators auf den lokalen thermischen Diskomfort nicht das subjektive Empfinden der Grundgesamtheit. Anhand einer repräsentativen Stichprobe aus Trägern ballistischer Helme sollten im Rahmen weiterer Studien Einflussfaktoren, wie die Haarstruktur, -länge sowie individuelle thermische Präferenzen untersucht werden. Gegenstand zukünftiger Untersuchungen könnten zudem weitere Konzepte zur Kopfkühlung bzw. die Kombination mit einer Ventilation sein. Ebenfalls von Interesse sind Studien zur Evaluierung der Kühlwirkung während körperlicher Aktivität.

4.2 Aktives Kühlsystem für ballistische Helme – Prototypentwicklung und dessen Erstvalidierung

Es soll ein aktives Kühlsystem für ballistische Helme entwickelt und validiert werden. Als Entwicklungsstadium wird ein Prototyp angestrebt. Der Einsatz des Kühlsystems in einem ballistischen Helm soll zur Reduktion der thermischen Belastung beitragen und so den lokalen thermischen Diskomfort reduzieren.

4.2.1 Systemdesign

Abbildung 20 zeigt den Prototyp des aktiven Kühlsystems einschließlich aller Komponenten. Das Kühlsystem wiegt inkl. Kühlflüssigkeit ca. 1,5 kg. Ein zusätzlich angebrachter Tragegurt erlaubt ein Umhängen der Kühleinheit.



Abbildung 20. Aktives Kühlsystem einschließlich aller Komponenten. Links: Kühleinheit, rechts: Helm mit Helminlay. (Eigene Darstellung)

Das aktive Kühlsystem nutzt das Prinzip der Flüssigkeitskühlung. Als Kühlmedium dient Wasser. Wasser besitzt eine sehr hohe spezifische Wärmekapazität, ist umweltverträglich, nahezu überall verfügbar und stellt bei Nutzung keine Gefahr dar. Das aktive Kühlsystem besteht aus zwei Hauptkomponenten: (i) Kühleinheit und (ii) Helminlay. Diese sind über einen isolierten Schlauch miteinander verbunden. Die Komponenten der Kühleinheit (Abbildung 21 links) wurden in Fusion 360 (Autodesk Inc., San Rafael, USA) konstruiert und mittels Lasersinterverfahren aus Polyamid PA2200 gefertigt. Die Kühleinheit dient primär der Rückkühlung der Kühlflüssigkeit. Die Rückkühlung erfolgt in einem Ausgleichsbehälter. Abbildung 21 (rechts) zeigt den schematischen Aufbau des Ausgleichsbehälters. Der Ausgleichsbehälter wurde mit Dichtol WFT (DIAMANT Metallplastic GmbH, Mönchengladbach, Deutschland) versiegelt. Im Ausgleichsbehälter befinden sich zwei Hohlräume. Der innenliegende Hohlraum wird bis zum Eichstrich mit Kühlflüssigkeit befüllt. Das Fassungsvermögen beträgt 210 ml. Im äußeren Hohlraum befinden sich 250 ml des Kältespeichers bag2zero freezer pack 0 °C (B&W International GmbH, Ibbenbüren, Deutschland). Der Kältespeicher ist nicht toxisch und umweltfreundlich. Bei einer Temperatur von -18 °C

bis -24°C beträgt die Ladezeit 24 Stunden. Nach Angaben des Herstellers kann das Produkt eine Temperatur von 0°C bis zu 72 Stunden halten.

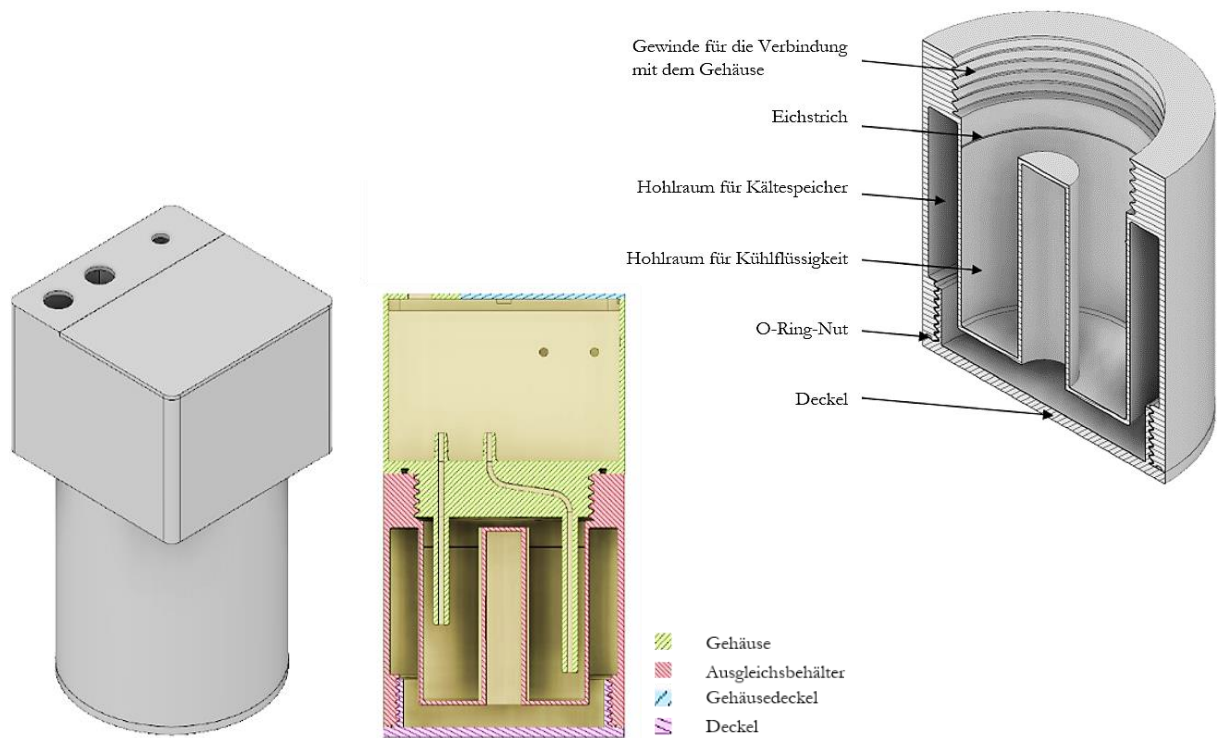


Abbildung 21. Schematische Darstellungen der Kühleinheit (links), isometrische Ansicht und Frontallansicht mit Schnitt durch das Leitungssystem und des Ausgleichsbehälters (rechts), isometrische Ansicht mit Schnitt durch die Mittelebene. (In Anlehnung an Stöckl, 2018, S. 67)

Mit einem Deckel und einem O-Ring (94x1,5 mm) zur Abdichtung wird der äußere Hohlraum verschlossen. Die Abdichtung des Ausgleichsbehälters gegen das Gehäuse erfolgt ebenfalls über einen O-Ring (80x2,5 mm). Ein Gewinde am oberen Rand des Ausgleichsbehälters ermöglicht die Schraubverbindung zum Gehäuse der Kühleinheit.

Abbildung 22 zeigt den schematischen Aufbau des Gehäuses. Das Gehäuse (100x100x75 mm) der Kühleinheit kann mit einem Deckel verschlossen werden.

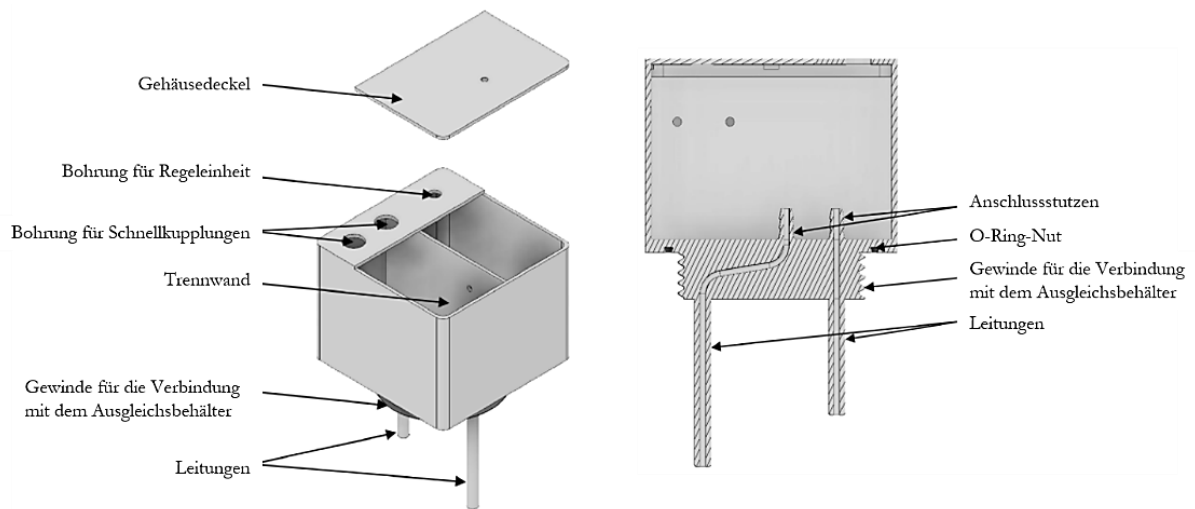


Abbildung 22. Schematischer Aufbau des Gehäuses mit Deckel; Links: isometrische Ansicht; Rechts: Seitenansicht mit Schnitt durch das Leitungssystem. (In Anlehnung an Stöckl, 2018, S. 69–70)

Über zwei Leitungen sind Rücklauf sowie Zulauf der Kühlflüssigkeit geregelt. Der Zulauf ist länger, um selbst bei niedrigem Kühlflüssigkeitsstand ein Ansaugen der Luft zu vermeiden. Das Gehäuse ist mittels einer Trennwand in zwei Bereiche unterteilt. Abbildung 23 zeigt das Gehäuse inklusive der integrierten Komponenten.

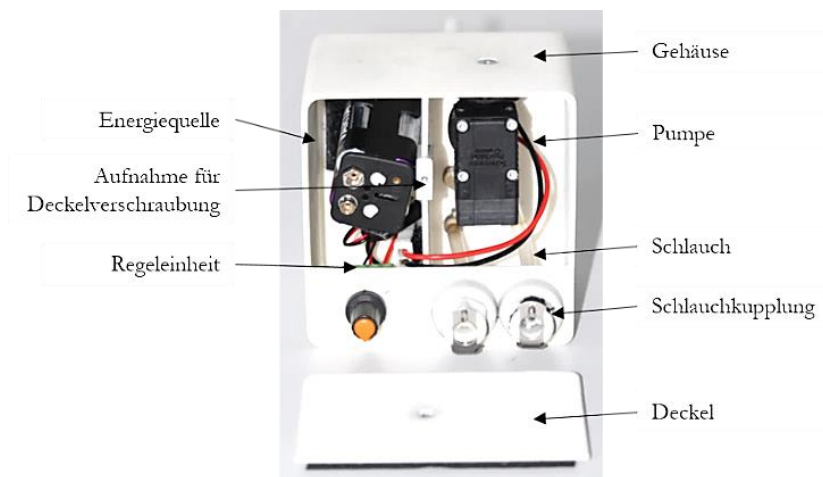


Abbildung 23. Gehäuse mit Komponenten. (Eigene Darstellung)

Während in einem Bereich die Pumpe sowie die Schläuche (PVC, 4 mm Innendurchmesser, 6 mm Außendurchmesser) zur Kühlflüssigkeitsleitung montiert sind, beinhaltet der zweite Bereich die Energiequelle und die Regeleinheit. Über Schlauchkupplungen (CPC, St. Paul, USA) am Gehäuse erfolgt der Anschluss des isolierten Schlauches, welcher die Kühlflüssigkeit zum Helminlay transportiert. Eine zusätzlich integrierte Pumpenentkopplung (Schwarzer Precision, Essen, Deutschland) soll Vibrationen der Pumpe aufnehmen und so die Lautstärke reduzieren. Für den Transport der Kühlflüssigkeit zum Helminlay und zurück sorgt eine Exzenter-Membranpumpe

(SP 570 EC-LC-L, Schwarzer Precision, Essen, Deutschland). Die maximale Durchflussrate beträgt 300 ml/min (ohne Gegendruck). Als Energiequelle der Pumpe dient eine 6V-Spannungsvorsorgung. Die Kapazität beträgt 3 Ah. Ein Drehregler erlaubt die stufenlose Steuerung der Durchflussrate, welche sich proportional zur Spannung verhält. Die Regelung kann über den gesamten Spannungsbereich von 0 bis 6 V erfolgen.

Das Helminlay stellt die zweite Hauptkomponente des aktiven Kühlsystems dar. Der Wärmeaustausch zwischen Kopf und Helminlay erfolgt überwiegend durch Wärmeleitung (Konduktion). Das Helminlay besteht aus drei Kühlkreisläufen. Abbildung 24 zeigt das CAD-Modell und den Prototyp.



Abbildung 24. Helminlay; Links: CAD-Modell der drei Kühlkreisläufe (Stöckl, 2018, S. 63); Rechts: Prototyp des Helminlays (eigene Darstellung).

Ein großflächiger Kühlkreislauf und zwei kleinere Kühlkreisläufe sollen eine möglichst große Fläche des Kopfes kühlen. Jeder der Kühlkreisläufe besitzt einen Zu- und einen Rücklauf. Zulauf (blau) und Rücklauf (rot) sind nebeneinander angeordnet. Zwischen kühlem Zulauf und warmen Rücklauf erfolgt ein Wärmeaustausch, wodurch eine homogenere Temperaturverteilung angestrebt wird. Über PVC Schläuche (Innendurchmesser 3 mm, Außendurchmesser 5 mm, APDatec 840, APD Schlauchtechnik GmbH, Viersen-Dülken, Deutschland) wird die Kühlflüssigkeit durch die Kühlkreisläufe geleitet. Die Schläuche können im Bereich von -20 °C bis $+65\text{ °C}$ eingesetzt werden. Die Schläuche wurden entsprechend des CAD-Modells auf eine dünne Schaumstoffmatte geklebt. Y-Verbinder führen die Zu- und Rückläufe der Kühlkreisläufe zu einem gemeinsamen Leitungssystem zusammen. Eine Isolierung des Leitungssystems mit einem flexiblen Kautschukschlauch (Dämmdicke $11 \pm 1,5\text{ mm}$, Innendurchmesser 15 mm, Dreiflex Isolierstoff GmbH & Co., Garbsen, Deutschland) reduziert den Wärmeaustausch mit der Umgebung.

Abbildung 25 (links) zeigt das in den Helm montierte Helminlay. Über ein Klettband auf der Rückseite kann das Helminlay an der gewünschten Position im Helm angebracht werden. Die Komfortpolster des Helms werden hierzu entfernt.

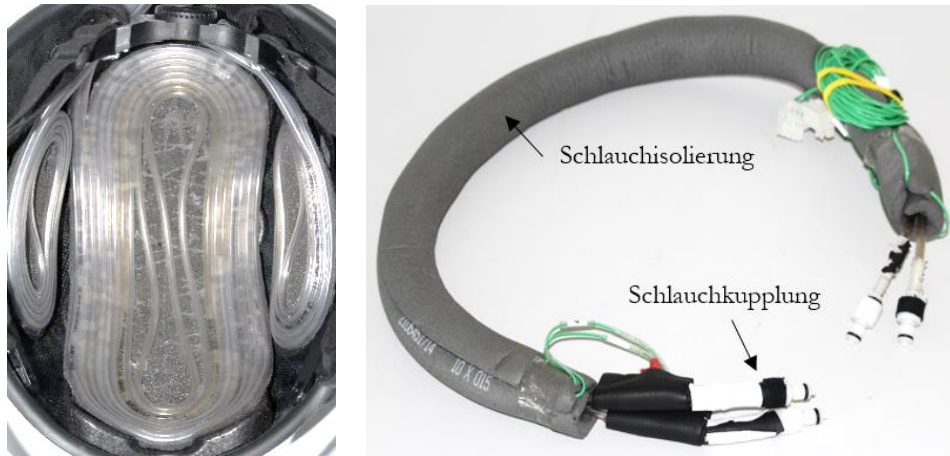


Abbildung 25. Links: montiertes Helminlay; Rechts: Verbindungseinheit. (Eigene Darstellung)

Kunststoff-Schlauchkupplungen mit Ventil (CPC, St. Paul, USA) ermöglichen die Kopplung zur Verbindungseinheit. Die Verbindungseinheit (Abbildung 25, rechts) besteht aus zwei PVC-Schläuchen für den Zu- bzw. Rücklauf der Kühlflüssigkeit, Schlauchkupplungen und einer Isolierung. Über eine Länge von 86 cm verbindet sie die Hauptkomponenten Helminlay und Kühleinheit.

4.2.2 Erstvalidierung des aktiven Kühlsystems

Im Rahmen der Erstvalidierung erfolgt eine Untersuchung der Kühlcharakteristik des Prototyps. Hierzu findet ein Vergleich des aktiven Kühlsystems in seiner Prototypenform mit einem am Markt erhältlichen Vergleichssystem statt. Als Vergleichssystem dient das Hot Head Kit (Coolshirt Systems, Stockbridge, USA). Es besteht aus mehreren Komponenten, ähnlich des Prototyps, und arbeitet ebenfalls mit dem Prinzip der Flüssigkeitskühlung. Der Unterschied des Hot Head Kit zum aktiven Kühlsystem besteht vorrangig in der nicht vorhandenen Regelung der Kühlleistung. Aufgrund individueller Präferenzen und Unterschiede bezüglich des subjektiven thermischen Empfindens ist eine Regelung der Kühlleistung für ein Kühlsystem als notwendig anzusehen. Das Hot Head Kit kühlt zudem ausschließlich an Stirn, Scheitelkrone und Hinterkopf, jedoch nicht an den Kopfseiten bzw. Schläfen. Diese gilt es bei einem Kühlsystem ebenfalls zu integrieren, um eine möglichst hohe Kühlwirkung zu erzielen.

Abbildung 26 zeigt das Gesamtsystem Hot Head Kit.



Abbildung 26. Hot Head Kit (Coolshirt Systems, Stockbridge, USA) mit Kart Bag, Endurance Ice Akku, Verbindungsschlauch und Helminlay „Cool-A-Clava“. (Eigene Darstellung)

Der Kart Bag entspricht funktional der Kühleinheit des Prototyps. Im Kart Bag befindet sich ein mit Wasser gefüllter Beutel. Zwei Endurance Ice Akkus kühlen das Wasser. Das gekühlte Wasser wird mittels einer Tauchpumpe über einen Verbindungsschlauch durch das Helminlay Cool-A-Clava (34,5x17,5 cm) gepumpt. Im Inneren des Helminlays befinden sich zwei miteinander verschweißte Folien. Ein definiertes Muster der Schweißnähte ergibt das Leitungssystem und ermöglicht die homogene Verteilung der Kühlflüssigkeit. Ein dünner, filzartiger Stoff umgibt die Folien und bildet die äußere Schicht. Das Gesamtsystem wiegt inklusive einem Liter Wasser ca. 3 kg.

Die Erstvalidierung des aktiven Kühlsystems erfolgt in einer Klimakammer (WEISS Umwelttechnik GmbH, Reiskirchen-Lindenstruth, Deutschland) des Lehrstuhls für Ergonomie der Technischen Universität München bei 30 °C und 50 % r. LF. Ein physisches Kopfmodell dient der Simulation einer Körperkerntemperatur von 37,5 °C und einer homogenen Hauttemperatur am Kopf.

Das Modell besteht aus dem Kopf eines Crashtest-Dummys (Anhang IV). Dieser setzt sich zusammen aus einem Aluminiumhohlkörper und einem Vinylüberzug. Im Inneren des Hohlkörpers befinden sich eine 70 W Glühbirne, ein Axiallüfter (25 x 25 x 10 mm; 3,4 m³/h) und drei Temperatursensoren. Letztere dienen der Regelung einer gewünschten Kerntemperatur sowie der Kontrolle einer homogenen Temperaturverteilung am Kopfmodell. Zur Messung der Oberflächentemperaturen des Kopfmodells sind 61 Temperatursensoren in die Vinylschicht eingebettet. Die Steuerung und Regelung des Kopfmodells erfolgt mittels der Software National Instruments LabVIEW. (Passler et al., 2016)

Beide Kühlsysteme werden unter Verwendung des ballistischen Helms AMP-1 E FC inklusive des Visiers BAV-1 FS (Busch PROtective Germany GmbH & Co. KG, Gütersloh, Deutschland) hinsichtlich ihrer lokalen Kühlwirkung geprüft und miteinander verglichen. Die Kühlakkus bzw. der Ausgleichsbehälter sind vollständig geladen. Die mit Wasser befüllten Verbindungsschläuche, das Helminlay sowie die benötigte Kühlflüssigkeit werden über die Dauer von mindestens einer Stunde in der Klimakammer bei 30 °C akklimatisiert.

Der Versuchsaufbau mit physischem Kopfmodell, ballistischem Helm inkl. Visier und aktivem Kühlsystem bzw. Hot Head Kit ist in Abbildung 27 zu sehen. Die punktuelle Temperaturmessung am Helminlay erfolgt anhand fünf Temperatursensoren (Thermoelement Typ-K Toleranzklasse 1, Comet System s. r. o., Bezrucova, Tschechien). Die Bilder in der Mitte (aktives Kühlsystem) und rechts (Cool-A-Clava) zeigen die Positionierung der Temperatursensoren an linker und rechter Kopfhälfte, Stirn, Scheitelkrone und Hinterkopf.

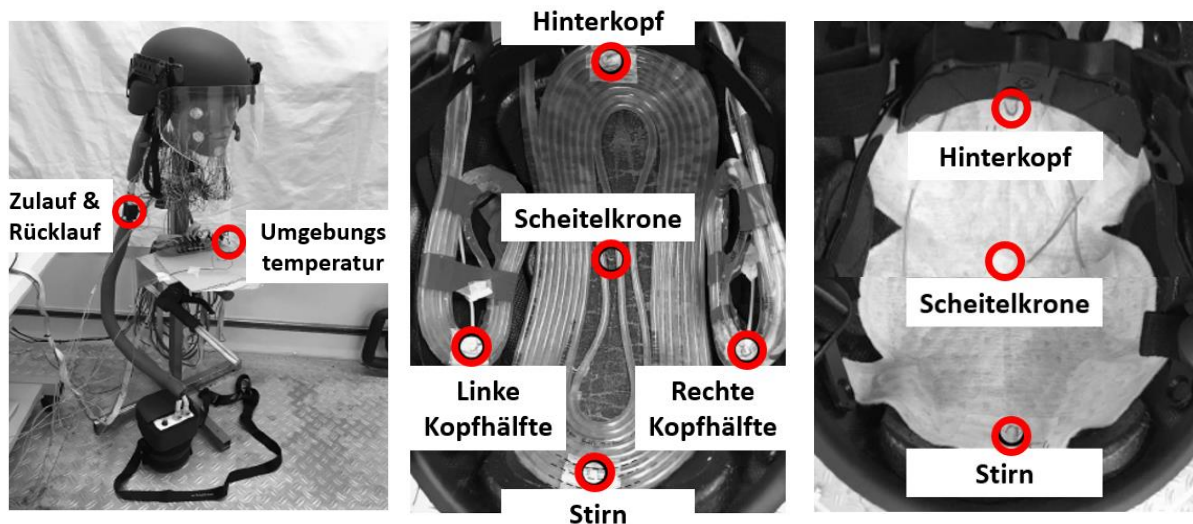


Abbildung 27. Versuchsaufbau der Erstvalidierung des aktiven Kühlsystems und der Vergleichsmessung mit dem Hot Head Kit. Von links nach rechts: aktives Kühlsystem und physisches Kopfmodell, Positionierung der Temperatursensoren am Helminlay des aktiven Kühlsystems, Positionierung der Temperatursensoren am Cool-A-Clava Helminlays des Hot Head Kits. In Anlehnung an (Stöckl, 2018, S. 86; Stöckl, 2018, S. 92)

Die Messdaten werden über einen Datenlogger (Comet MS6D, Comet System s. r. o., Bezrucova, Tschechien) mit einer Messfrequenz von 0,5 Hz erfasst und in der Software Comet MSPlus und Microsoft Excel analysiert. Die Versuchsdauer beträgt zwei Stunden. Die Validierung des Prototyps erfolgt sowohl mit 75 % als auch mit 100 % Kühlleistung.

4.2.3 Ergebnisse der Erstvalidierung

Abbildung 28 zeigt die Ergebnisse der Erstvalidierung des aktiven Kühlsystems. Dargestellt sind die relativen Temperaturänderungen an Stirn, Scheitelkrone, Hinterkopf, rechter und linker Kopfhälfte über eine Messdauer von 2 Stunden bei 75 % (oben links) und 100 % (oben rechts) Kühlleistung. Zudem zeigt Abbildung 28 (unten) die am Hot Head Kit gemessenen relativen Temperaturänderungen.

Mit Beginn der Messung am aktiven Kühlsystem zeigt sich sowohl bei 75 % als auch bei 100 % Kühlleistung eine unmittelbare Kühlwirkung des aktiven Kühlsystems. Der initiale Temperaturabfall ist bei einer Kühlleistung von 100 % mit ca. 8–12 °C um ca. 2 °C größer als bei einer Kühlleistung von 75 % (6–10 °C). An den fünf Messstellen sind deutliche Unterschiede bzgl. des initialen Temperaturabfalls zu beobachten. Der Temperaturabfall ist mit ca. 12 °C bzw. 10 °C an der rechten Kopfhälfte am größten. Am geringsten fällt die Temperatur an der Stirn ($\Delta T = -6$ °C bzw. -8 °C). Im weiteren Verlauf steigt die Temperatur bis Minute 40 an allen Messstellen um 1 °C bis 6 °C an. Bis Minute 70 ist ein erneuter Temperaturabfall um ca. 1–2 °C zu beobachten. Es folgt ein erneuter Temperaturanstieg bis zum Ende der Versuchsdauer. Auffallend ist der

Temperaturunterschied zwischen rechter und linker Kopfhälfte. Dieser ist über die gesamte Versuchsdauer zu beobachten und beträgt bei 75 % bzw. 100 % Kühlleistung 1 °C bzw. 2 °C. Auch nach 120 min zeigt die Kühlung des aktiven Kühlsystems noch seine Wirkung. Die gemessenen Temperaturen liegen ca. 2 °C unterhalb der initialen Temperatur. Die lokalen Temperaturunterschiede werden mit fortschreitender Versuchsdauer geringer.

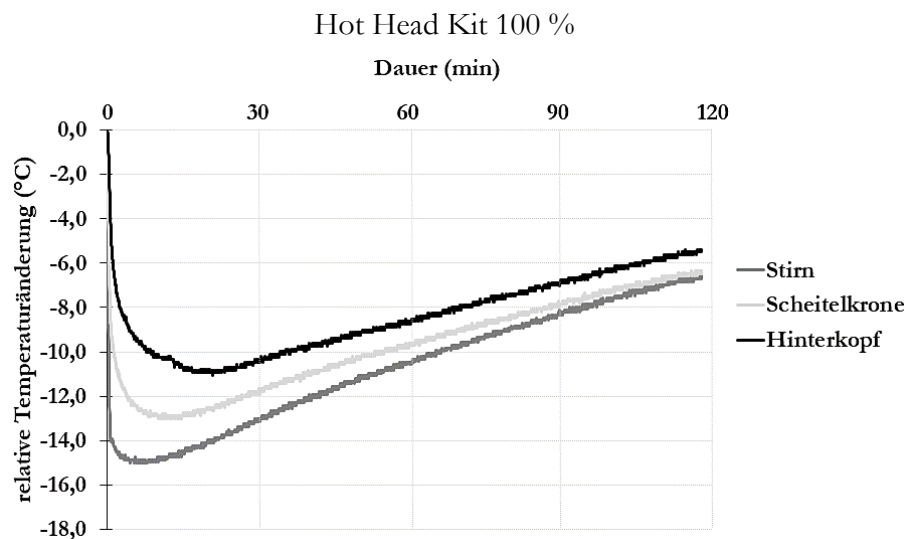
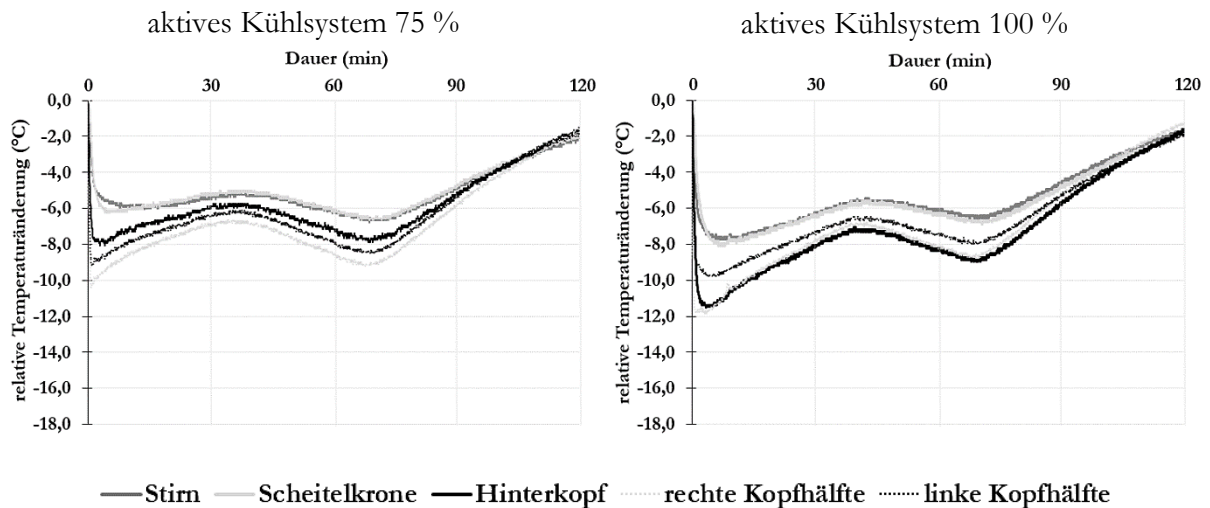


Abbildung 28. Relative Temperaturänderung durch das aktive Kühlsystem (oben links: 75 %, oben rechts: 100 % Kühlleistung) und das Hot Head Kit (unten).

Das Hot Head Kit verfügt über keine Möglichkeit, die Kühlleistung zu regeln. Es lässt sich daher ausschließlich mit der Kühlleistung des aktiven Kühlsystems von 100 % (Abbildung 28, rechts oben) vergleichen. Das Hot Head Kit verursacht mit einsetzender Kühlung einen unmittelbaren Temperaturabfall um bis zu 15 °C. An Scheitelkrone und Hinterkopf ist der Temperaturabfall mit ca. 11–13 °C etwas geringer. Nach dem initialen Temperaturabfall steigt die gemessene Temperatur an allen Messstellen nahezu linear bis zum Versuchsende an. Nach 120 min werden Temperaturen von 24 °C an der Stirn bzw. 26 °C an Scheitelkrone und Hinterkopf erreicht. Das Hot Head

Kit zeigt, genau wie das aktive Kühlsystem, auch nach 120 min noch eine Kühlwirkung. Die gemessenen Temperaturen sind um ca. 6 °C geringer als die initiale Temperatur. Damit ist die Kühlwirkung nach 120 min noch stärker vorhanden als beim aktiven Kühlsystems zu beobachten. Auch beim Hot Head Kit werden die lokalen Temperaturunterschiede mit fortschreitender Versuchsdauer geringer.

Zusammenfassend zeigt sich, dass das aktive Kühlsystem die thermische Belastung am Kopf reduziert. Die Kühlung hält über eine Dauer von mind. 120 min an. Die unterschiedlichen Kühlleistungen von 75 % bzw. 100 % spiegeln sich in der initialen Temperaturreduktion wider. Bei einer Kühlleistung von 100 % sinken die lokalen Temperaturen um ca. 2 °C mehr als bei einer Kühlleistung von 75 %. Nach etwa 40 min ist die Kühlwirkung bei beiden Kühlleistung nahezu identisch. Die Auswirkungen der reduzierten thermischen Belastung auf den lokalen thermischen Diskomfort werden in nachfolgender Fallstudie analysiert.

4.2.4 Fallstudie

Die Fallstudie ($N = 3$; männlich, $28,5 \pm 2,3$ Jahre, sehr kurzes Haar) dient der Überprüfung des aktiven Kühlsystems unter realen klimatischen Bedingungen. Es wird untersucht, welche Kühlleistung das Kühlsystem hierbei erbringen kann. Die Probanden bewerten den lokalen thermischen Diskomfort am Kopf.

Die Fallstudie findet in einer Klimakammer (WEISS Umwelttechnik GmbH, Reiskirchen-Lindenstruth, Deutschland) am Lehrstuhl für Ergonomie der Technischen Universität München bei 30 °C und 50 % r. LF. statt. Die Probanden tragen den Helm AMP-1 E FC inkl. des Visiers BAV-1 FS (Busch PROtective Germany GmbH & Co. KG, Gütersloh, Deutschland). Die Studie besteht aus zwei Hauptversuchen – je eine Messung mit und ohne Kühlung (Referenzmessung) des Kopfes. Beide Versuche erfolgen mit einem zeitlichen Abstand von mindestens 10 min, um Auswirkungen der Kühlung auf die Referenzmessung auszuschließen. Die standardisierte Belastung während der Hauptversuche erfolgt auf einem Fahrradergometer (ergo_bike premium 8i, daum electronic GmbH, Fürth, Germany) bei 50–60 % der maximalen HF, die nach Spanaus (2002) vorab berechnet wurde. Ein HF-Brustgurt (HRM-Tri™, Garmin Ltd., Kansas, USA) misst während des Versuchs die HF, die mit einer Multifunktionssportuhr (Garmin Forerunner 920XT, Garmin Ltd., Kansas, USA) und einer Messfrequenz von 1 Hz aufgezeichnet wird. Die Belastungsdauer auf dem Fahrradergometer beträgt 30 min. Während der Belastung wird alle 3 min das lokale thermische Empfinden am Kopf abgefragt. Der Kopf ist hierzu in folgende fünf Bereiche unterteilt: Stirn, Scheitelkrone, Hinterkopf und linke bzw. rechte Kopfhälfte. Als Bewertungstool dient die CP50-Skala (Anhang I: CP50-Skala) sowie die 9-Stufen Skala zur Wahrnehmungsbewertung des persönlichen thermischen Zustandes (DIN Deutsches Institut für Normung e.V., 2001a). Die Stufen -4 bis -1 entsprechen der thermischen Wahrnehmung sehr kalt, kalt, kühl bzw. leicht kühl. Die Stufen +1 bis +4 werden der thermischen Wahrnehmung leicht warm, warm, heiß bzw. sehr heiß zugeordnet. Ein neutrales thermisches Empfinden (thermische Indifferenzzone) entspricht der Stufe 0. Fünf am Helminlay angebrachte Temperatursensoren (Thermoelement Typ-K Toleranzklasse 1, Comet System s. r. o., Bezrucova, Tschechien) liefern zudem objektive Informationen bezüglich der entstehenden Temperaturen. Abbildung 27 (Kapitel 4.2.2) zeigt die Positionierung der Temperatursensoren, die zur Messung der Oberflächentemperatur am Helminlay eingesetzt werden. Für die Referenzmessung wird das Helminlay entfernt und die standardmäßige Polsterung des ballistischen Helms (AMP-1 E F, Busch PROtective Germany GmbH & Co. KG, Gütersloh, Deutschland) integriert. Zur Messung der Hauttemperaturen und der Temperaturverteilung am Kopf werden mit einer Infrarotkamera

(IC 080 LV, Trotec GmbH & Co. KG, Heinsberg, Deutschland) jeweils zu Beginn, nach 15 min und am Ende des Versuchs Wärmebilder erstellt. Hierfür wird der Helm inkl. des Helminlays kurz abgesetzt. Die Analyse der Wärmebilder erfolgt mit der Software IC-Report (Trotec GmbH & Co. KG, Heinsberg, Deutschland).

4.2.5 Ergebnisse der Fallstudie

Abbildung 29 zeigt die gemittelten Temperaturverläufe (links) am Kühlkreislauf für Stirn, Scheitelkrone und Hinterkopf sowie den lokalen thermischen Diskomfort (rechts) ohne und mit Kühlung des aktiven Kühlsystems.

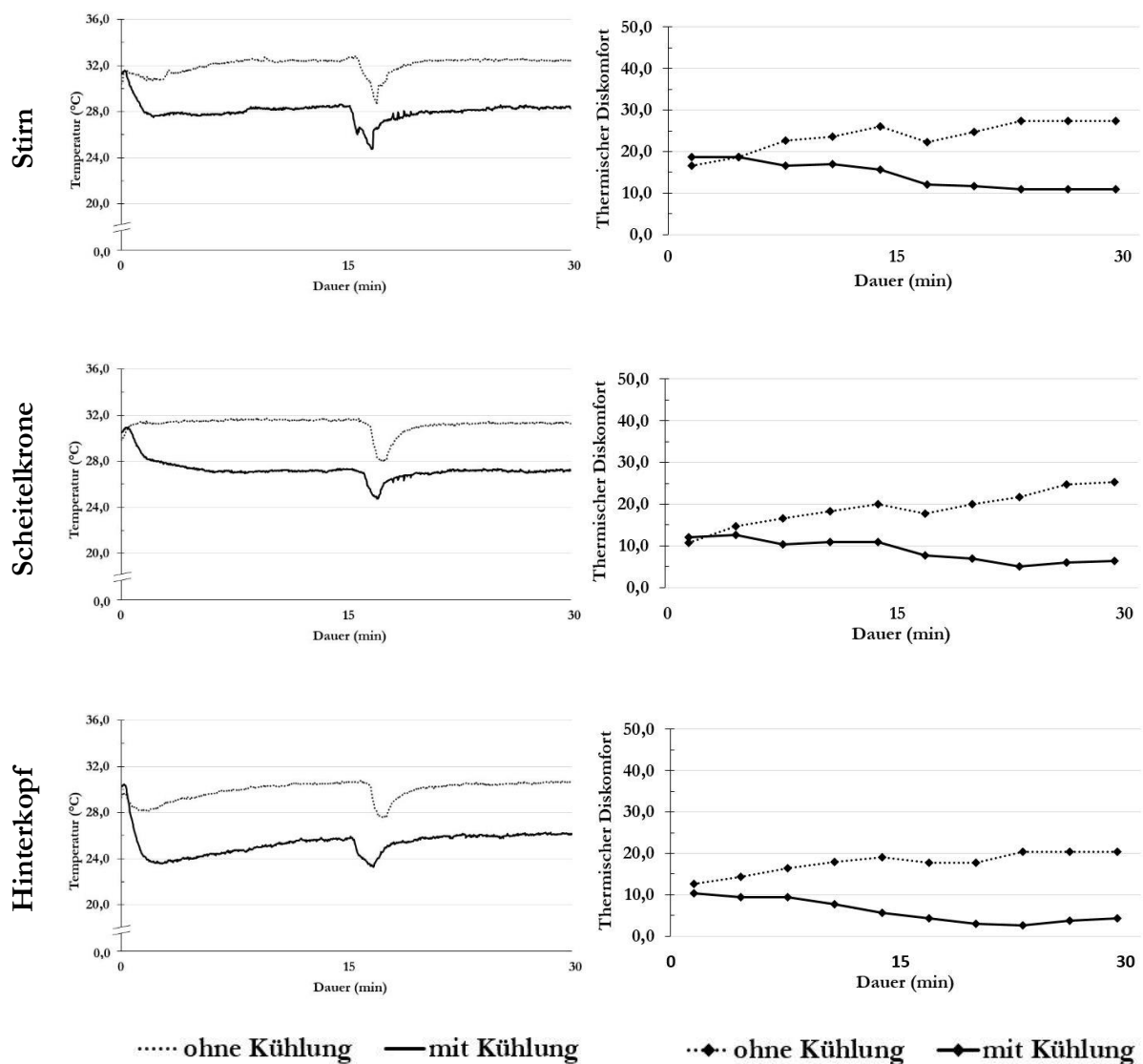


Abbildung 29. Temperaturverläufe (links) und lokaler thermischer Diskomfort (rechts) ohne und mit Kühlung durch den Kühlkreislauf an Stirn, Scheitelkrone und Hinterkopf. Dargestellt sind gemittelte Temperaturen sowie gemittelte Werte der CP50-Skala ($N = 3$).

Die Kühlleistung beträgt über die gesamte Versuchsdauer konstant 100 %. Der Temperaturabfall und -anstieg bei Minute 15–17 ist durch das kurze Absetzen des Helms zu erklären, welches für

die Aufnahme der Infrarotbilder notwendig war und wird bzgl. der folgenden Interpretation und Diskussion nicht weiter betrachtet.

Die gemittelten Temperaturverläufe ($N = 3$) des Kühlkreislaufs an Stirn, Scheitelkrone und Hinterkopf zeigen einen deutlichen Unterschied zwischen den beiden Bedingungen mit und ohne Kühlung durch das aktive Kühlsystem. Ohne das aktive Kühlsystem werden am Kühlkreislauf Temperaturen von ca. 30 °C gemessen. Diese reduzieren sich durch die Kühlung auf ca. 26–28 °C. Es ist festzuhalten, dass das aktive Kühlsystem bei einer Kühlleistung von 100 % die Temperaturen am Kühlkreislauf der Stirn, Scheitelkrone und Hinterkopf um ca. 4 °C reduziert. Diese Reduktion der thermischen Belastung wirkt sich unmittelbar auf den lokalen thermischen Diskomfort aus. Der lokale thermische Diskomfort an Stirn, Scheitelkrone und Hinterkopf wird bei beiden Bedingungen zu Beginn des Versuchs als leichter Diskomfort empfunden. Mit zunehmender Versuchsdauer steigt der Diskomfort ohne die Kühlung des Kopfes auf einen mittleren Diskomfort an. Im Gegensatz dazu kann der lokale Diskomfort durch die aktive Kühlung soweit reduziert werden, dass dieser nur noch als sehr leicht empfunden wird. Der Unterschied zwischen beiden Bedingungen ist zum Versuchsende nach 30 min deutlich zu beobachten.

Abbildung 30 zeigt die gemittelten Temperaturverläufe (links) sowie den lokalen thermischen Diskomfort (rechts) ohne und mit Kühlung des aktiven Kühlsystems durch rechten und linken Kühlkreislauf.

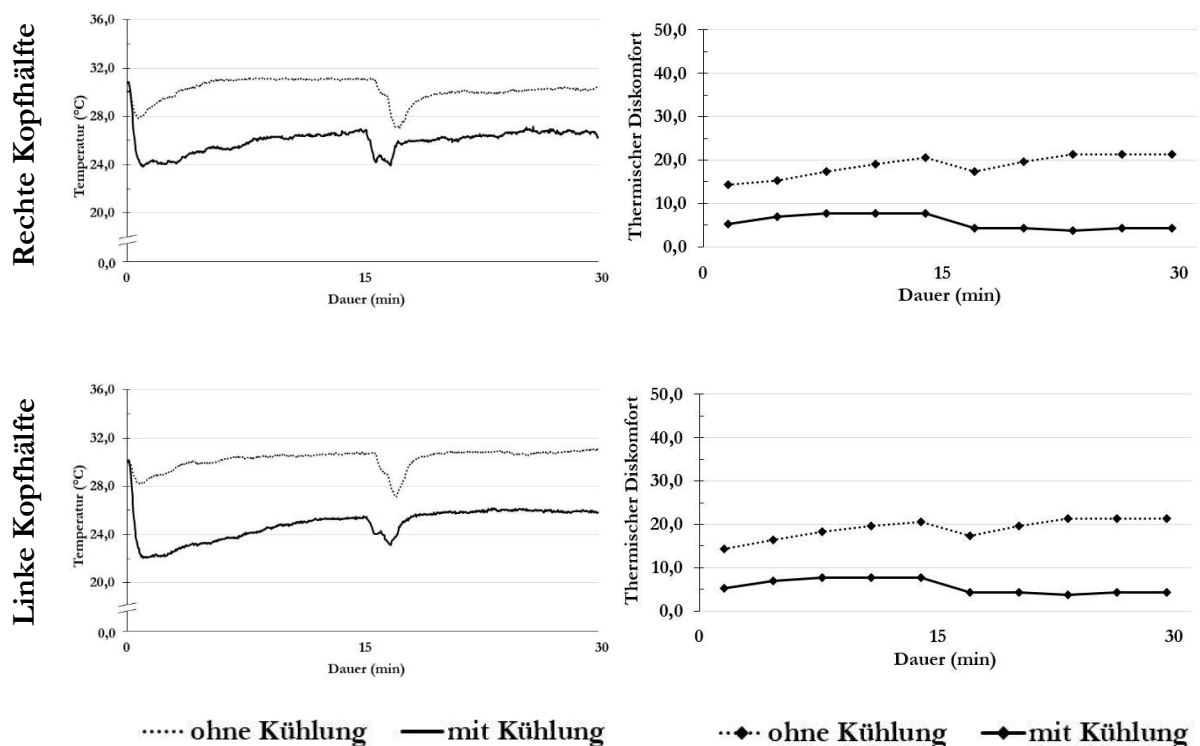


Abbildung 30. Temperaturverläufe (links) und lokaler thermischer Diskomfort (rechts) ohne und mit Kühlung durch rechten und linken Kühlkreislauf. Dargestellt sind gemittelte Temperaturen sowie gemittelte Werte der CP50-Skala ($N = 3$).

Die gemittelten Temperaturverläufe ($N = 3$) am rechten und linken Kühlkreislauf zeigen einen deutlichen Unterschied zwischen den beiden Bedingungen mit und ohne Kühlung durch das aktive Kühlsystem. Ohne das aktive Kühlsystem werden an den beiden Kühlkreisläufen Temperaturen von ca. 31 °C gemessen. Diese reduzieren sich durch die Kühlung auf ca. 26 °C. Es ist festzuhalten, dass das aktive Kühlsystem bei einer Kühlleistung von 100 % die Temperaturen am rechten und linken Kühlkreislauf um ca. 5 °C reduziert. Diese Reduktion der thermischen Belastung wirkt sich unmittelbar auf den lokalen thermischen Diskomfort aus. Der lokale thermische Diskomfort an rechter und linker Kopfhälfte wird zu Beginn des Versuchs ohne die Kühlung des Kopfes als leichter Diskomfort empfunden, wohingegen mit Kühlung des Kopfes der Diskomfort als sehr leicht beschrieben wird. Mit zunehmender Versuchsdauer steigt der Diskomfort ohne die Kühlung des Kopfes auf einen mittleren Diskomfort an. Im Gegensatz dazu kann der lokale Diskomfort durch die aktive Kühlung konstant im Bereich eines sehr leichten Diskomforts gehalten werden. Der Unterschied zwischen beiden Bedingungen ist zum Versuchsende nach 30 min deutlich zu beobachten.

Abbildung 31 und Abbildung 32 zeigen exemplarisch die Infrarotbilder eines Probanden mit kurz rasierten Haaren (Proband 1) und eines Probanden mit kurzen Haaren (Proband 2). Dargestellt sind Bilder von schräg vorne links bzw. rechts, jeweils zum Versuchsbeginn, nach 15 min und zum Versuchsende.

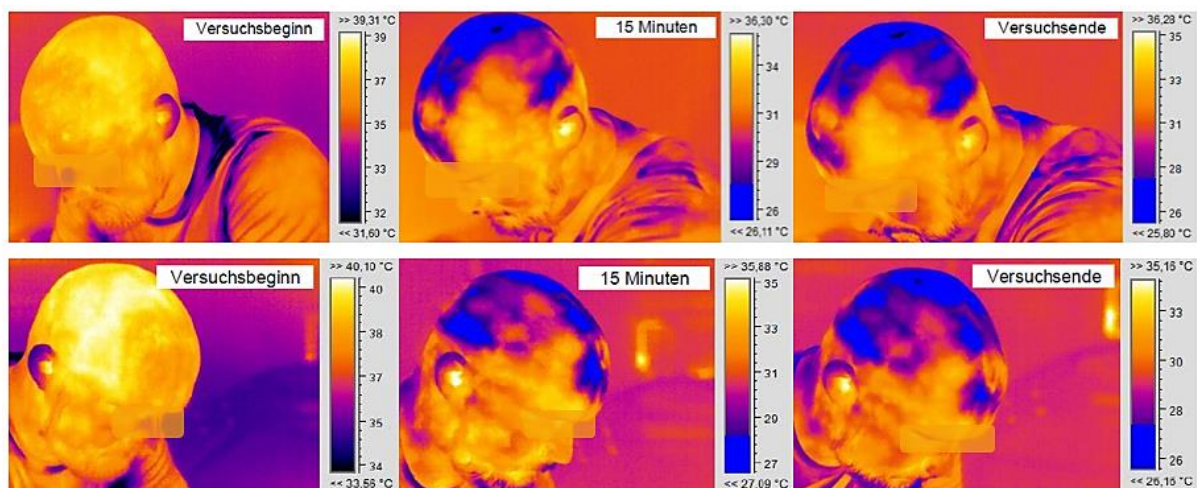


Abbildung 31. Infrarotbilder von Proband 1 (kurz rasierte Haare) unter Verwendung des aktiven Kühlsystems. Dargestellt sind Bilder von schräg vorne links bzw. rechts, jeweils zum Versuchsbeginn, nach 15 Minuten und zum Versuchsende. (Stöckl, 2018, S. 106)

Die Bilder zum Versuchsbeginn zeigen die bei körperlicher Aktivität unter dem ballistischen Helm auftretenden Hauttemperaturen ohne ein Kühlsystem. Es werden Hauttemperaturen von 40 °C bis 42 °C gemessen. In den Bildern zum Zeitpunkt nach 15 min ist die Kühlwirkung des aktiven Kühlsystems an Stirn, Hinterkopf, Scheitelkrone, linker und rechter Kopfhälfte bereits deutlich zu erkennen. Die Hauttemperatur reduziert sich auf bis zu 26 °C. Damit ist die Temperatur geringer als die mittlere Hauttemperatur des Menschen (30–34 °C). Bis zum Versuchsende bleiben die Hauttemperaturen konstant auf diesem Niveau. Proband 1 empfindet den thermischen Diskomfort ohne Kühlung des Kopfes an der Stirn durchgehend höher als an den anderen Bereichen des Kopfes. Mit Kühlung reduziert sich der lokale thermische Diskomfort von leicht/mittel zu sehr leicht. Der Proband bewertet die Kühlung als gleichmäßig leicht kühl (Stufe: -1).

Proband 2 beschreibt den lokalen thermischen Diskomfort ohne Kühlung nahezu unabhängig vom Kopfbereich als mittleren, mit zunehmender Versuchsdauer als starken Diskomfort. Die Temperatur wird zum Versuchsende als heiß (Stufe: +3) empfunden. Mit aktiver Kühlung reduziert sich der lokale thermische Diskomfort mit zunehmender Versuchsdauer im Vergleich zur Bedingung ohne Kühlung deutlich. Der thermische Diskomfort an Stirn und Scheitelkrone ist im Vergleich zu den anderen Kopfbereichen erhöht – die Kühlung wird dort als kalt (Stufe: -3) bzw. kühl (Stufe: -2) empfunden.

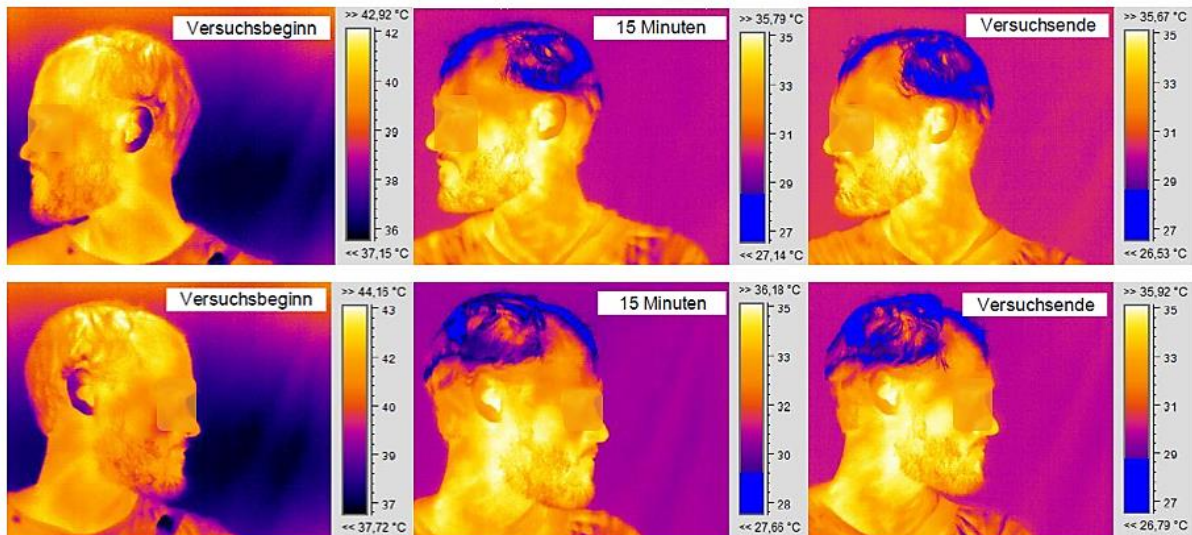


Abbildung 32. Infrarotbilder von Proband 2 (kurze Haare) unter Verwendung des aktiven Kühlsystems. Dargestellt sind Bilder von schräg vorne links bzw. rechts, jeweils zum Versuchsbeginn, nach 15 Minuten und zum Versuchsende. (Stöckl, 2018, S. 107)

4.2.6 Diskussion

Es wurde ein aktives Kühlsystem zur Reduktion der thermischen Belastung sowie des thermischen Diskomforts unter ballistischen Helmen entwickelt und anhand einer Erstvalidierung und einer Fallstudie hinsichtlich der Kühlwirkung analysiert.

Marktrecherchen zeigen, dass es bis zum jetzigen Zeitpunkt in Deutschland kein aktives, flüssigkeitsgekühltes System für die Anwendung in ballistischen Helmen gibt. Dies mag möglicherweise an den umfangreichen Anforderungen liegen, die an ein solches System gestellt werden. Im Gegensatz dazu ist eine Kühlung des Torsos unter Berücksichtigung der Anforderungen wesentlich einfacher zu realisieren. Dies ist ein möglicher Grund, weshalb sich wissenschaftlichen Studien bis zum jetzigen Zeitpunkt vorwiegend auf die Torsokühlung konzentrieren (vgl. Tabelle 2, Kapitel 2.2.3). In Kombination mit einem ballistischen Helm muss das Kühlsystem u. a. beständig gegenüber extremen Umwelteinflüssen sein, ein geringes Gewicht haben, es darf die Bewegungsfreiheit sowie das Sichtfeld des Nutzers nicht einschränken und die Materialien müssen nicht entflammbar sein. Selbstverständlich muss außerdem die Schutzfunktion des Helms beibehalten werden. Die Entwicklung des aktiven Kühlsystems erfolgte unter Berücksichtigung dieser wesentlichen Anforderungen.

Die Untersuchungen der Erstvalidierung und der Fallstudie zeigen die Wirksamkeit des aktiven Kühlsystems. Das aktive Kühlsystem reduziert sowohl die thermische Belastung am Kopf als auch den lokalen thermischen Diskomfort.

Die Erstvalidierung zeigt, dass sich die lokalen Temperaturen beim Hot Head Kit mit einsetzender Kühlung deutlicher reduzieren als beim aktiven Kühlsystem (ΔT Hot Head Kit: $-15\text{ }^{\circ}\text{C}$, ΔT aktives Kühlsystem: $-12\text{ }^{\circ}\text{C}$). Ebenso zeigt sich nach einer Dauer von 120 min beim Hot Head Kit eine höhere Kühlwirkung als beim aktiven Kühlsystem (ΔT Hot Head Kit: $-6\text{ }^{\circ}\text{C}$, ΔT aktives Kühlsystem: $-2\text{ }^{\circ}\text{C}$). Beide Kühlsysteme sind grundsätzlich ähnlich aufgebaut. Sie bestehen aus den übergeordneten Komponenten Kühleinheit, Verbindungsschlauch und Helminlay. Unterschiede bestehen in den Materialien des Inlays, der Pumpe, der Kühlflüssigkeitsmenge und dem Kältespeicher. Der Wasserbehälter des Hot Head Kit fasst etwa das fünffache Volumen dessen, was das aktive Kühlsystem ermöglicht (1 l vs. 210 ml). Das Hot Head Kit verfügt über die 3,5fache Masse des im aktiven Kühlsystem integrierten Kältespeichers. Daraus ergeben sich ungleiche Durchflussraten, Temperaturunterschiede sowie eine abweichende Kühldauer. Diese Unterschiede können die abweichenden Kühlwirkungen beider Systeme erklären. Zudem unterscheiden sich die beiden Systeme wesentlich in der durch das Kühlsystem gekühlten Fläche und Stelle am Kopf. Ein Vorteil des aktiven Kühlsystems im Vergleich zum Hot Head Kit ist die deutlich größere Kühlfläche aufgrund der zusätzlichen Kühlung der beiden Kopfseiten. Es ist davon auszugehen, dass aufgrund der größeren Fläche ein höherer Wärmetransport vom Kopf zum Kühlsystem stattfindet und dadurch der Kopf besser gekühlt wird. Die Kühlwirkung beider Kühlsysteme ist demnach nur eingeschränkt miteinander vergleichbar. Bei der Entwicklung des aktiven Kühlsystems wurde die Regelung der Kühlleistung berücksichtigt. Dies ist ein deutlicher Vorteil gegenüber des Hot Head Kits. Allerdings zeigt der Vergleich zwischen den Kühlleistungen von 75 % und 100 % nur geringfügige Unterschiede in den lokal gemessenen Temperaturen. Die unterschiedlichen Kühlleistungen spiegeln sich in der initialen Temperaturreduktion wider, die bei 100 % durchschnittlich um ca. $2\text{ }^{\circ}\text{C}$ höher ist als bei 75 %. Nach etwa 40 min ist die Kühlwirkung unabhängig von der Kühlleistung nahezu identisch. Die Kühlung hält auch bei der geringeren Kühlleistung von 75 % über eine Dauer von mind. 120 min an. Lokale Temperaturunterschiede, wie sie z. B. zwischen dem linken und rechten Kühlkreislauf des aktiven Kühlsystems zu beobachten sind, können anhand der Daten nicht vollständig erklärt werden. Eine mögliche Erklärung könnte eine ungleiche Aufteilung des Volumenstroms sein. Daraus ergeben sich in den Kühlkreisläufen unterschiedliche Druckverhältnisse und Durchflussgeschwindigkeiten. Eine weitere Ursache könnte eine ungleichmäßige Aufheizung des physischen Kopfmodells sein. Auffallend sind außerdem die unterschiedlichen Temperaturverläufe der beiden Kühlsysteme. Diese zeigen beim aktiven Kühlsystem keinen konstanten Anstieg, sondern ein wechselndes Ansteigen und Abfallen der Temperaturen. Bei Inbetriebnahme des Kühlsystems waren die Verbindungsschläuche und die Inlays bereits mit Wasser gefüllt. Das aktive Kühlsystem wurde vor Versuchsbeginn in der Klimakammer aklimatisiert. Dementsprechend kann davon ausgegangen werden, dass das Wasser die Umgebungstemperatur angenommen hatte. Der Temperaturanstieg bis etwa 40 min nach Versuchsbeginn kann durch das Vermischen des warmen Wassers der Verbindungsschläuche und Inlays mit dem kalten Wasser des Ausgleichsbehälters erklärt werden. Erst nach Angleichung der beiden Wassertemperaturen zeigt sich die Kühlwirkung des aktiven Kühlsystems. Bis zum Versuchsende steigt die Wassertemperatur konstant auf ca. $26\text{ }^{\circ}\text{C}$ an. Im Vergleich zum aktiven Kühlsystem steigen die lokalen Temperaturen unter Verwendung des Hot Head Kit konstant an.

Das für die Erstvalidierung verwendete physische Kopfmodell stellt eine starke Vereinfachung eines menschlichen Kopfes dar. Die Simulation einer KKT von $37,5\text{ }^{\circ}\text{C}$ ist möglich, jedoch

unterscheiden sich die Materialien des Kopfmodells hinsichtlich der Wärmeübertragungseigenschaften von einem menschlichen Kopf (Passler et al., 2016). Das Kopfmodell verfügt weder über eine Behaarung noch besteht die Möglichkeiten eine Schweißproduktion zu simulieren. Unter Verwendung des physischen Kopfmodells werden die physiologischen Mechanismen der Thermoregulation des Menschen nicht abgebildet. Aufgrund der starken Vereinfachung des physischen Kopfmodells sind die im Helm gemessenen Temperaturen nur bedingt aussagekräftig. Um Rückschlüsse auf die Kühlwirkung am Menschen ziehen zu können, wurde das aktive Kühlsystem im Rahmen einer Fallstudie an Probanden getestet.

Die Fallstudie untersucht die Auswirkungen des aktiven Kühlsystems auf den lokalen thermischen Diskomfort unter körperlicher Belastung. Das aktive Kühlsystem reduziert sowohl die mittleren Hauttemperaturen als auch den thermischen Diskomfort. Ohne Kühlung des Kopfes werden lokal Hauttemperaturen von bis zu 42 °C gemessen. Diese Temperaturen liegen deutlich über der thermischen Indifferenzzone und werden daher als zu warm empfunden. Dies begründet den thermischen Diskomfort ohne die Kühlung des Kopfes und bestätigt bisherige Studienergebnisse (Bogerd et al., 2014; Faerevik & Reinertsen, 2003) hinsichtlich der thermischen Wirkung von Helmen. Die unter Verwendung des aktiven Kühlsystems nach etwa 15 min bis zum Versuchsende gemessenen Hauttemperaturen von 26–30 °C liegen leicht unterhalb der thermischen Indifferenzzone, wodurch der als sehr leicht bis leicht bewertete lokale thermische Diskomfort begründet werden kann. Unterschiede in den Bewertungen sind auf individuelle Präferenzen zurückzuführen.

Die Ergebnisse der Teilstudie II zeigen, dass das System in der Lage ist, den Kopf wirksam zu kühlen: Ohne Kühlung des Kopfes werden lokal Hauttemperaturen von bis zu 42 °C gemessen, die Wärmebelastung ist demnach als deutlich zu hoch einzustufen. Das aktive, flüssigkeitsgekühlte System reduziert sowohl die thermische Belastung als auch den lokalen thermischen Diskomfort. In weiteren Studien sollten diese Ergebnisse belegt werden. Folgestudien mit einer ausreichend großen Stichprobe sind nötig, um das aktive Kühlsystem statistisch zu prüfen. Anhand einer repräsentativen Stichprobe aus den Bereichen des Militärs oder der Polizei kann das aktive Kühlsystem unter realen Belastungssituationen von zukünftigen Nutzergruppen validiert und bewertet werden. Dabei sollte zur Standardisierung der Belastung vorab eine Leistungsdiagnostik der Versuchspersonen durchgeführt werden, um die maximale HF zu bestimmen. In vorliegender Fallstudie wurde die maximale HF rechnerisch anhand der Formel nach Spanaus (2002) berechnet, was aufgrund von bekannten Ungenauigkeiten nur als Näherung anzusehen ist.

Gleichwohl viele der Anforderungen zur Anwendung eines Kühlsystems in ballistischen Helmen erfüllt werden, besteht Optimierungspotential. Für eine lange Lebensdauer des Kühlsystems, insbesondere bei dessen Anwendung im Feld, sind robustere Materialien mit möglichst geringer Wärmeübertragung für die Kühleinheit empfehlenswert. Die Bewertungen des thermischen Diskomforts zeigen auf, dass ein Kühlsystem die Regelung der Kühlleistung entsprechend individueller Präferenzen des Helmträgers ermöglichen sollte, um möglichst geringen Diskomfort zu gewährleisten.

Ein wesentlicher Vorteil des entwickelten Kühlsystems im Vergleich zu passiven Kühlsystemen stellt die aktive Kühlung der Kühlflüssigkeit dar. Aufgrunddessen ist mit einer deutlich längeren Kühlwirkung zu rechnen, als es bei einem passiven Kühlsystem der Fall wäre. Wickwire et al. (2009) analysieren die Kühlwirkung ihres passiven Kühlsystems – ein in Wasser getränktes Kühltextils für die Anwendung unter ballistischen Helmen. Im Rahmen der Probandenstudie ($N = 10$) wird die Auswirkung der Kühlung auf physiologische Parameter und den thermischen Diskomfort

analysiert. Die Untersuchungen fanden in einer Klimakammer bei ca. 35 °C statt. Die Belastung erfolgte auf einem Laufband. Bereits nach nur 30 min lässt die Kühlwirkung des Textils nach. Das vorliegende aktive Kühlsystem zeigt nach 30 min keine Reduktion der Kühlwirkung. Die maximale Kühldauer des aktiven Kühlsystems ist jedoch nicht bekannt und muss in einer weiteren Untersuchung erhoben werden.

In Übereinstimmung mit den Ergebnissen aus Wickwire et al. (2009) und Simmons et al. (2008) wirkt sich das aktive Kühlsystem in vorliegender Fallstudie ebenfalls positiv auf den thermischen Diskomfort aus. Mögliche Auswirkungen auf kardiovaskuläre Funktionen und somit auf die thermische Beanspruchung während des Tragens des aktiven Kühlsystems wurden in der vorliegenden Fallstudie (Kapitel 4.2.4) nicht untersucht, sollten jedoch in zukünftigen Studien berücksichtigt werden.

4.3 Mathematische Modellierung der Körperkerntemperatur

Das Ziel der Studie ist ein empirisches Modell zur Vorhersage der Körperkerntemperatur. Anhand nichtinvasiver Messdaten zur Herzfrequenz, Hauttemperatur und dem Wärmestrom soll ein Regressionsmodell erstellt werden. Eine valide Prognose der Körperkerntemperatur, insbesondere während körperlicher Belastung, könnte zum Erhalt der kognitiven und physischen Leistungsfähigkeit beitragen und der Prävention hitzebedingter Erkrankungen dienen.

4.3.1 Studiendesign

Die Studie⁵ umfasst eine Anamnese und zwei Hauptuntersuchungen. Die Anamnese fand im Prevention & Performance Lab der Fakultät für Sport- und Gesundheitswissenschaften der Technischen Universität München statt. Abbildung 33 zeigt den schematischen Ablauf des Studiendesigns. Die Bewertung des Gesundheitszustandes sowie der Sporttauglichkeit und ein kardiopulmonaler Belastungstest zur Bestimmung der maximalen Sauerstoffaufnahme (VO_{2max}) sind Teil der Anamnese.

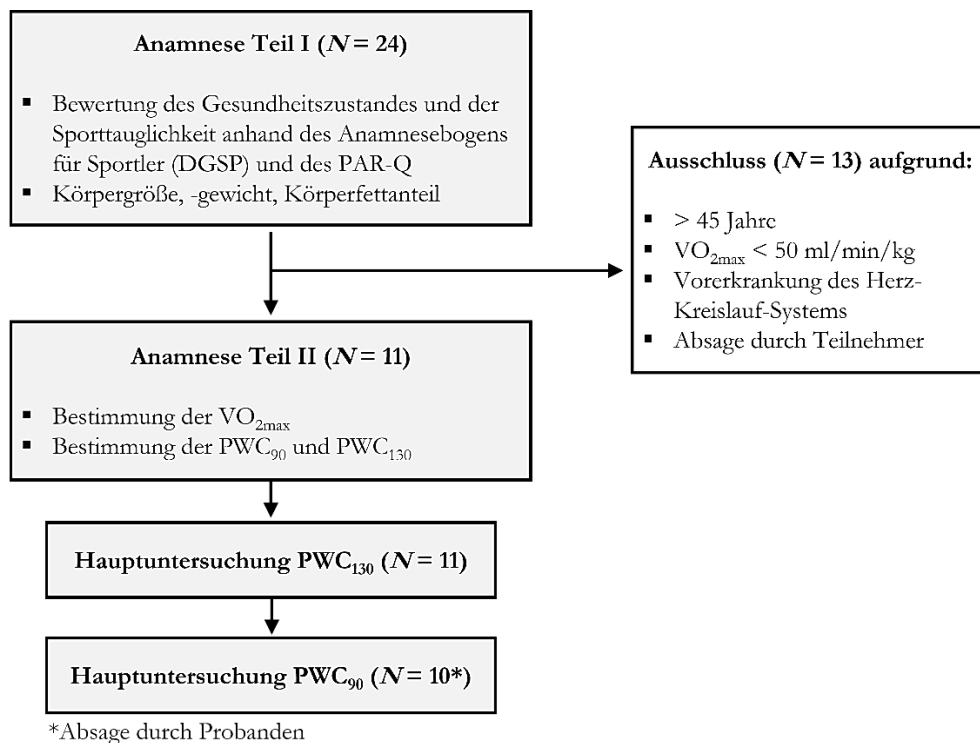


Abbildung 33. Schematische Darstellung des Studiendesigns. (Eigene Darstellung)

Die Teilnehmer sollten je 12 h vor der Anamnese und den Hauptuntersuchungen auf Alkohol- und Koffeinkonsum und intensive körperliche Aktivitäten verzichten.

Zur Prüfung der Sporttauglichkeit und Gewährleistung der Sicherheit während körperlicher Belastung diente der sportspezifische Fragebogen der Deutschen Gesellschaft für Sportmedizin und Prävention (DGSP) (Anhang II: Anamnesebogen für Sportler (DGSP)). Die Bewertung des Ge-

⁵ Die Durchführung der Studie wurde von der Ethikkommission der Technischen Universität München am 30.10.2019 genehmigt (Zeichen 283/19 S).

sundheitszustandes erfolgte anhand einer übersetzten Version des *Physical Activity Readiness Questionnaire* (PAR-Q) (Thomas et al. (1992), Anhang III: Deutsche Version PAR-Q (*Physical Activity Readiness Questionnaire*)). Körpergewicht und Körpergröße wurden mit einer Körperwaage mit integriertem Stadiometer (Seca 255, seca GmbH & Co. KG, Hamburg, Deutschland) gemessen. Der Körperfettanteil wurde näherungsweise mittels Calipometrie an vier Körperstellen (Bizeps, Trizeps, Scapula, Abdomen) unter Verwendung eines Harpenden Skinfold Calipers (Baty International Ltd, West Sussex, UK) und der Regressionsgleichung von Durnin und Womersley (1974) berechnet.

Die VO_{2max} wurde während eines 12-minütigen Laufs mit selbstgewählter moderater Intensität auf einer 400 m Laufbahn geschätzt. Dazu wurde eine Sportuhr (Garmin Forerunner 920XT, Garmin Ltd., Kansas, USA) in Kombination mit einem HF-Brustgurt (HRM-Tri™, Garmin Ltd., Kansas, USA) verwendet. Diese Methode weist im Vergleich zum klinischen Goldstandard, dem kardiopulmonalen Belastungstest (engl. *Cardiopulmonary Exercise Test*, CPET), eine geringfügige Unterschätzung der VO_{2max} auf (Passler, Bohrer et al., 2019), was für diese Studie als akzeptabel eingestuft wurde.

Die physische Leistungsfähigkeit (engl. *Physical Work Capacity*, PWC) bei einer Herzfrequenz von 90 bpm bzw. 130 bpm wurde anhand des CPET auf einem Fahrradergometer (Excalibur, Lode B.V., Groningen, Niederlande) bestimmt. Der CPET fand unter moderaten klimatischen Bedingungen bei $23,9 \pm 0,9$ °C und $49,3 \pm 4$ % r. LF. statt. Es wurden die HF bzw. die Sauerstoffaufnahme kontinuierlich mit einer mobilen Spiroergometrie (Metalyzer® 3B, Cortex Biophysik GmbH, Leipzig, Deutschland) bzw. einem Brustgurt (Polar H10, Polar Electro Oy, Kempele, Finnland) gemessen und PWC_{90} bzw. PWC_{130} bestimmt.

Aufgrund des Einflusses von Alter, Geschlecht und Gesundheitszustand auf die Thermoregulation wurde für diese Studie ein homogenes, männliches Probandenkollektiv im Alter von 18 bis 45 Jahren gewählt. Voraussetzung zur Teilnahme an der Studie war eine hohe körperliche Fitness ($VO_{2max} > 50$ ml/min/kg), keine regelmäßige Medikamenteneinnahme, kein Konsum von Nikotin und anderen Suchtmitteln, keine vorhandenen Herz- und Gefäß- bzw. Stoffwechsel- oder Darmkrankungen. Dies wurde im Rahmen einer Anamnese ($N = 24$) überprüft.

Nach abgeschlossener Anamnese werden 11 Probanden für die Hauptuntersuchungen zugelassen. Beide Hauptuntersuchungen finden in einer Klimakammer (Weiss Umwelttechnik GmbH, Reiskirchen, Deutschland) am Lehrstuhl für Ergonomie der Fakultät für Maschinenbau an der Technischen Universität München bei $35,0 \pm 0,3$ °C und $56,8 \pm 1,6$ % r. LF. statt. Um Effekte einer Akklimatisierung und tageszeitliche Schwankungen der KKT zu reduzieren, werden beide Hauptuntersuchungen zur gleichen Tageszeit im Abstand von mindestens sieben Tagen durchgeführt. Während der Hauptuntersuchungen tragen die Teilnehmer standardisierte, leichte Sportbekleidung, bestehend aus T-Shirt und Short (beide aus 100 % Polyester) sowie ihre eigene Unterwäsche, Socken und Schuhe. Die Standardisierung der Bekleidung ist notwendig, da diese die Thermoregulation und somit die Körperkerntemperatur beeinflussen könnte. Das Gewicht der Teilnehmer wird vor und nach jeder Untersuchung gemessen, um den Schweißverlust abzuschätzen. Um eine ausreichende Hydratation sicherzustellen, konsumieren die Teilnehmer alle 15 min 0,2 l temperiertes Trinkwasser, beginnend bei Betreten der Klimakammer. Der Versuchsablauf wurde in Anlehnung an Eggenberger et al. (2018) erstellt. Jeder Versuch beginnt mit einer 15-minütigen sitzenden Ruhephase außerhalb der Klimakammer, gefolgt von einer weiteren 15-minütigen sitzenden Ruhephase innerhalb der beheizten Klimakammer. Anschließend folgt eine Belastung auf einem Fahrradergometer (ergo_bike premium 8i, daum electronic GmbH, Fürth, Deutschland). Belastungsstart sind 40 W mit einer Steigerung von 20 W/min, bis zum Erreichen einer HF von

90 bpm bzw. 130 bpm. Die Belastung dauert maximal 30 min oder wird mit Auftreten eines der folgenden Kriterien abgebrochen: $T_{rec} > 38,5 \text{ °C}$ oder physische Erschöpfung. Die Hauptuntersuchungen unterscheiden sich hinsichtlich der Belastungsintensitäten (in Watt) die während der PWC-Tests bei einer Herzfrequenz von 90 bpm bzw. 130 bpm erreicht wurden. Die Reihenfolge der Hauptuntersuchungen ist randomisiert.

Als Vergleichswert zur KKT-Schätzung dient die rektale Körperkerntemperatur (T_{rec}). Die Messung erfolgt mit sterilen Einweg-Temperatursonden (ER400-9/12 Level 1® Ösophagus-/Rektaltemperatur-Sonde, Smiths Medical ASD Inc., St. Paul, USA; 3 mm Durchmesser; $\pm 0,2 \text{ °C}$). Die Sonde wird 10 cm hinter dem Analsphinkter eingeführt und mit chirurgischem Klebeband am Kreuzbein fixiert. Mittels eines Analog-Digital-Wandlers (USB-6000, National Instruments Corp., Austin, USA) werden die Rohdaten in LabView 2013 (National Instruments Corp., Austin, USA) aufgezeichnet. Das Messsystem wird gegen ein Kalibrierbad (FK30-SL, JULABO GmbH, Deutschland) validiert, wobei sowohl die Temperatur des Referenzthermometers (Modell PT100; Genauigkeit: $\pm 0,05 \text{ °C}$) als auch die des rektalen Temperaturmesssystems aufgezeichnet werden. Die systematischen Temperaturunterschiede werden in eine lineare Regressionsgleichung (Formel 5) einbezogen, die anschließend auf die Messwerte der Sensoren angewandt werden, um den Temperaturunterschied zu berücksichtigen.

$$T_{rec,korr.} = (1,0038 \cdot T_{rec}) - 0,4474 \quad (\text{Formel 5})$$

Mit:

$T_{rec,korr.}$ = korrigierte rektale Körperkerntemperatur (°C)

T_{rec} = rektale Körperkerntemperatur (°C)

Zur Erstellung des Vorhersagemodells der KKT werden nachfolgende, in Tabelle 16 aufgelistete, physiologische Parameter gemessen.

Tabelle 16. Für die Erstellung des Vorhersagemodells der KKT gemessene physiologische Parameter. Inklusive der Angaben zum Messsystem, Hersteller, Messgenauigkeit und Messfrequenz.

Parameter	Sensor	Hersteller	Messgenauigkeit	Messfrequenz
Herzfrequenz (HF)	bpm HF-Brustgurt: HRM-Tri™ + Forerunner 920XT®	Garmin Ltd., Kansas, USA	n/a	1 Hz
Hauttemperatur (T_{skin})	°C Thermoelement Typ K Datenlogger: MS6D	RS Components GmbH, Deutschland Comet System s. r. o., Tschechische Republik	$\pm 0,2 \text{ °C}$ (30–50 °C)	1 Hz
Hauttemperatur isoliert ($T_{skin,iso}$)	°C Thermoelement Typ K + Schaumstoffblock (30x30x10 mm, $\rho = 140 \text{ kg/m}^3$) Datenlogger: MS6D	RS Components GmbH, Deutschland Comet System, Tschechische Republik	$\pm 0,2 \text{ °C}$ (30–50 °C)	1 Hz
Wärmestrom (\dot{Q})	W/m ² gSkin®-XM 27 9C Datenlogger: MSR145	greenTEG AG, Schweiz MSR Electronics GmbH, Schweiz	$\pm 3 \%$	1 Hz

Die am Oberkörper angebrachten Sensoren und deren Positionierung sind in Abbildung 34 dargestellt.

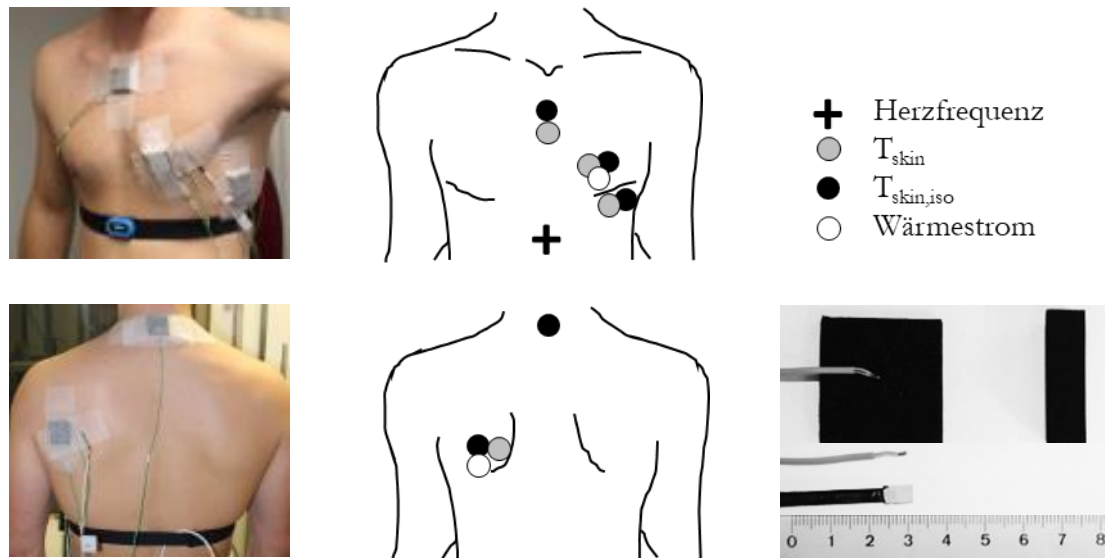


Abbildung 34. Sensoren und deren Positionierung am Oberkörper. Links: Positionierung ventral (oben) und dorsal (unten) am Körper; Mitte: Positionierung der Sensoren ventral (oben) und dorsal (unten); Rechts unten: Sensoren zur Messung von $T_{skin,iso}$, T_{skin} und Wärmestrom (von oben nach unten). (In Anlehnung an Lendt, 2020, S. 26–27)

Da die Hauttemperatur einen direkten Einfluss auf die Vasokonstriktion hat, kann ein Anstieg der Hauttemperatur als ein Index für eine erhöhte Hautdurchblutung gesehen werden (Nybo et al., 2014). Die Hauttemperatur (T_{skin}) wird mit Thermoelementen gemessen. Diese werden mit einem atmungsaktiven chirurgischen Klebeband (Micropore™, 3M Deutschland GmbH, Neuss, Deutschland) am Körper befestigt und an einen Datenlogger angeschlossen. Zur Messung der isolierten Hauttemperatur ($T_{skin,iso}$) werden die Thermoelemente mit einem Schaumstoffblock (30x30x10 mm, $\rho=140 \text{ kg/m}^3$) wärmeisoliert. T_{skin} und $T_{skin,iso}$ werden an vier Körperstellen gemessen: angulus inferior scapulae links, Sternum, linke costae spuriae und linker musculus pectoralis major. Zusätzlich wird $T_{skin,iso}$ am vertebra cervicalis VII (C7) gemessen. Gegenüber T_{skin} hat $T_{skin,iso}$ den Vorteil, dass durch die Isolierung der Temperatursensoren der Wärmeverlust an der Messstelle verhindert und so der Einfluss der Umgebung reduziert wird. Dies kann zu einer besseren Darstellung der tieferen Gewebetemperatur führen (Eggenberger et al., 2018; Richmond et al., 2015).

Die Messung des Wärmestroms auf der Hautoberfläche liefert Informationen über den trockenen Wärmeaustausch mit der Umgebung (Buller et al., 2011). In der vorliegenden Studie wird der Wärmestrom am linken angulus inferior scapulae und am linken musculus pectoralis major gemessen. Die Wärmestrom-Sensoren sind jeweils an einem Datenlogger angeschlossen und werden mit einem chirurgischen Klebeband auf der Haut befestigt. Die Messung der HF erfolgt mittels HF-Brustgurt HRM-Tri™ und der Sportuhr Forerunner 920XT®. Die Rohdaten werden in die Software Garmin Connect exportiert und von dort zur weiteren Bearbeitung heruntergeladen.

4.3.2 Stichprobe

Die Rekrutierung der Teilnehmer erfolgte von August bis Oktober 2019 durch Aushänge an lokalen Universitäten und Sportclubs. Die Testung fand von September bis November 2019 statt. Das Alter der Stichprobe ($N = 11$) beträgt im Mittel 30,3 Jahre ($SD = 5,3$ Jahre). Körpergröße und

Körpergewicht belaufen sich auf 180,9 cm ($SD = 3,6$ cm) bzw. 74,8 kg ($SD = 7,3$ kg). Daraus ergibt sich ein mittlerer BMI von 22,8 kg/m² ($SD = 1,9$ kg/m²). Der berechnete Körperfettanteil der Stichprobe liegt bei 14,4 % ($SD = 2,8$ %). Die geschätzte VO_{2max} liegt im Mittel bei 52,6 ml/min/kg ($SD = 3,7$ ml/min/kg). Die getestete durchschnittliche physische Leistungsfähigkeit entspricht 54,2 W ($SD = 15,5$ W) bei PWC_{90} und 175,8 W ($SD = 34,5$ W) bei PWC_{130} .

4.3.3 Datenanalyse

Die Datenverarbeitung und anschließende Analyse erfolgt mit der statistischen Programmiersprache R (R Core Team, 2019) unter Verwendung der R-Pakete `dplyr` (Wickham et al., 2019) und `pracma` (Borchers, 2019) innerhalb der Software RStudio (RStudio Inc., Boston, USA). Vorab werden alle Daten eines jeden Sensors unter Verwendung der Zeitstempel in einem einheitlichen Dateiformat in einer Masterdatei zusammengeführt. Diese wird sowohl für jede Versuchsperson als auch für beide Hauptuntersuchungen erstellt.

Aufgrund von Bewegungsartefakten und einer teils lückenhaften Datenübertragung sind die Datensätze, insbesondere die aus PWC_{130} , zum Teil nicht vollständig. Für die Modellerstellung werden ausschließlich die gemessenen unabhängigen Variablen beibehalten, bei denen max. 10 % der Datenpunkte fehlen. Dies hat zur Folge, dass die gemessenen Hauttemperaturen (T_{skin}) an Sternum, linker costae spuriae, linkem musculus pectoralis major und die isolierte Hauttemperatur ($T_{skin,iso}$) an der linken costae spuriae sowie am vertebra cervicalis VII in der Modellerstellung nicht berücksichtigt werden können. Fehlende Daten der anderen Variablen wurden linear interpoliert und ergänzt. T_{rec} wird mit (Formel 5 (siehe Kapitel 4.3.1) korrigiert.

Zur Bestimmung der Auswirkungen der gemessenen physiologischen Parameter auf T_{rec} wird der Ansatz eines linearen gemischten Modells (engl. *Linear Mixed-effect Model*, LMM) gewählt. Die Modellerstellung erfolgt nach Galecki und Burzykowski (2013, S. 303–326). Für die Modellierung wird das R-Paket `lme4` (Bates et al., 2015) verwendet. Zur Ableitung der Signifikanzen dient das R-Paket `lmerTest` (Kuznetsova et al., 2017). Das Signifikanzniveau beträgt .05. Die Modellanpassung wird nach Nakagawa et al. (2017) anhand R^2 bewertet. Der Übereinstimmungsgrad zwischen der KKT-Schätzung des LMM und der gemessenen T_{rec} wird mittels systematischer, mittlerer Abweichungen (*Bias*), *LoA* und dem *Root Mean Square Error (RMSE)* bewertet. Die Grenzen der *LoA* werden auf 95 % festgesetzt. Zur Berücksichtigung der Messwiederholung wird die Standardabweichung nach Bland und Altman (2007) bestimmt. Nach Byrne und Lim (2007) wird ein empirisches Modell zur klinischen Schätzung der KKT als akzeptabel angesehen, wenn die systematische Abweichung zu $T_{rec} < 0,01$ °C ist und die *LoA* innerhalb $\pm 0,40$ °C liegen. Für die Eignung außerhalb eines klinischen Umfeldes werden systematische Abweichungen $< 0,27$ °C (Casa et al., 2007; Ganio et al., 2009) und *LoA* von $\pm 0,70$ °C akzeptiert (Hunt et al., 2019; Mündel et al., 2016).

Für die Validierung des in dieser Studie erstellten LMM werden die erhobenen Daten aus den beiden Hauptuntersuchungen PWC_{90} und PWC_{130} in die Kalman-Filter Modelle von Buller et al. (2013) ($KF_{Quadratic}$) und Looney et al. (2018) ($KF_{Sigmoid}$) eingesetzt. Die aus den Modellen resultierende geschätzte KKT wird anhand der oben beschriebenen Parameter bewertet.

4.3.4 Ergebnisse

Es liegt keine Multikollinearität zwischen den unabhängigen Variablen des Modells vor, da der Varianzinflationsfaktor für alle Parameter mit festen Effekten $< 1,2$ ist. Durch Auftragen der Residuen konnte Heteroskedastizität ausgeschlossen werden. Der Shapiro-Wilk-Test verifiziert normalverteilte Zufallseffekte ($p > .05$). Damit sind die Voraussetzungen zur Erstellung des Modells gegeben.

Die durchschnittlichen maximalen T_{rec} für PWC_{90} und PWC_{130} während der Phasen I bis IV (I: Ruhe außerhalb der Klimakammer (KK); II: Ruhe innerhalb der KK; III: Belastung; IV: Erholung) sind in Tabelle 17 dargestellt.

Tabelle 17. Durchschnittliche maximale T_{rec} während PWC_{90} ($N = 10$) und PWC_{130} ($N = 11$) (Phasen I bis IV). Phase I: Ruhe außerhalb der KK; Phase II: Ruhe innerhalb der KK; Phase III: Belastung; Phase IV: Erholung. Dargestellt sind $\text{MW} \pm \text{SD}$ in $^{\circ}\text{C}$.

Haupttest	MW \pm SD ($^{\circ}\text{C}$)			
	Phase I	Phase II	Phase III	Phase IV
PWC_{90}	$37,48 \pm 0,36$	$37,40 \pm 0,29$	$37,43 \pm 0,27$	$37,46 \pm 0,24$
PWC_{130}	$37,42 \pm 0,21$	$37,43 \pm 0,22$	$37,64 \pm 0,35$	$38,31 \pm 0,23$

Für PWC_{90} bleibt die durchschnittliche maximale T_{rec} während der vier Phasen annähernd konstant. Für PWC_{130} zeigt sich ein kontinuierlicher Anstieg der durchschnittlichen maximalen T_{rec} von Phase I bis IV. Die niedrigsten maximalen T_{rec} werden während Phase I ($37,42 \pm 0,21$ $^{\circ}\text{C}$) gemessen. Während der Belastung steigt T_{rec} auf $37,64 \pm 0,35$ $^{\circ}\text{C}$. Im Verlauf von Phase IV ist ein weiterer Anstieg von T_{rec} auf $38,31 \pm 0,23$ $^{\circ}\text{C}$ zu beobachten.

Abbildung 35 veranschaulicht den Verlauf von T_{rec} während der Haupttests PWC_{90} (links) bzw. PWC_{130} (rechts).

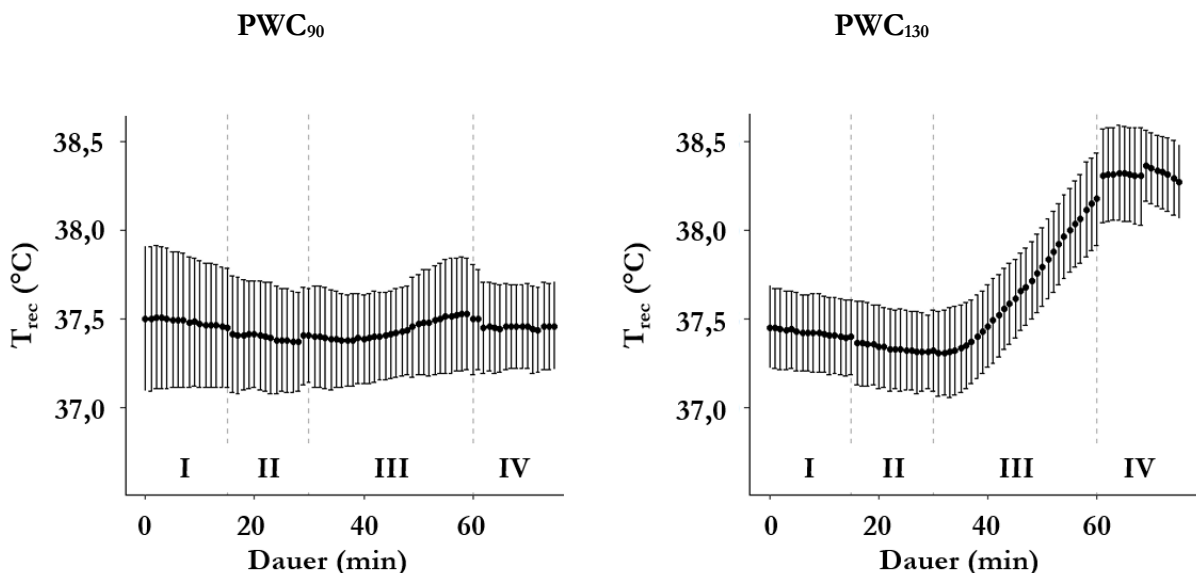


Abbildung 35. Verlauf von T_{rec} während der Haupttests PWC_{90} ($N = 10$) (links) und PWC_{130} ($N = 11$) (rechts). Dargestellt sind $\text{MW} \pm \text{SD}$ in $^{\circ}\text{C}$ der Phasen I bis IV. Phase I: Ruhe außerhalb der KK; Phase II: Ruhe innerhalb der KK; Phase III: Belastung; Phase IV: Erholung.

Das resultierende LMM beinhaltet gemessene Daten folgender Variablen: HF ($t = 11,09; p < .001$), $\dot{Q}_{scapula}$ ($t = 14,11; p < .001$), $\dot{Q}_{pectoralis}$ ($t = 5,85; p < .001$), $T_{skin,iso_scapula}$ ($t = 1,98; p < 0,05$) und $T_{skin,iso_sternum}$ ($t = 11,75; p < .001$). Das Modell weist ein R^2 von .74 auf. Der $RMSE$ liegt bei 0,19 °C. Da eine zu hohe Anzahl an nichtinvasiven, physiologischen Parametern das Risiko eines Overfittings der Daten birgt (Buller et al., 2018; Eggenberger et al., 2018), wurde das LMM auf ein Minimum an physiologischen Eingabeparametern reduziert. Die Reduktion der Parameter $T_{skin,iso}$ und \dot{Q} erfolgt anhand des geringsten $RMSE$. Das finale Modell (LMM_{min}) umfasst die physiologischen Parameter HF ($t = 10,12; p < .001$), $T_{skin,iso_sternum}$ ($t = 13,59; p < .001$) und $\dot{Q}_{scapula}$ ($t = 30,02; p < .001$). Folgende Modellgleichung (Formel 6) wurde abgeleitet:

$$KKT = 32,03 + (0,002 \cdot HF \cdot \frac{1}{bpm}) + (0,15 \cdot T_{skin,iso_sternum}) + (0,001 \cdot \dot{Q}_{scapula} \cdot \frac{m^2}{W}) \quad (\text{Formel 6})$$

Mit:

KKT = Körperkerntemperatur [°C]

HF = Herzfrequenz [bpm]

$T_{skin,iso_sternum}$ = isolierte Hauttemperatur an Sternum [°C]

$\dot{Q}_{scapula}$ = Wärmestrom an angulus inferior scapulae links [W/m²]

Das LMM_{min} schätzt die KKT mit einem $RMSE$ von 0,19 °C. Das R^2 des Modells liegt bei .72.

Für die Verifizierung des LMM_{min} werden die Datensätze der Haupttests PWC₉₀ und PWC₁₃₀ in bereits publizierte Modelle eingesetzt. Dabei handelt es sich um die Modelle aus Buller et al. (2013) und Looney et al. (2018), welche beide auf Kalman-Filtern (KF_{Quadratic}, KF_{Sigmoid}) basieren. Nähere Informationen zu den Modellen sind in Kapitel 2.3.1 beschrieben.

Tabelle 18 liefert einen Überblick der Fehlermetriken aus den KKT-Vorhersagen der Modelle KF_{Quadratic} und KF_{Sigmoid} für die vollständigen Datensätze (Phase I bis IV) der beiden Haupttests PWC₉₀ und PWC₁₃₀.

Tabelle 18. Fehlermetriken der KKT-Vorhersagen der Modelle KF_{Quadratic} und KF_{Sigmoid} für die Datensätze PWC₉₀ und PWC₁₃₀. Dargestellt sind $RMSE$, Bias, LoA.

Haupttest	Modell	RMSE (°C)	Bias (°C)	LoA (°C)
PWC ₉₀	KF _{Quadratic}	0,47	-0,35	[-1,00; 0,30]
	KF _{Sigmoid}	0,46	-0,34	[-0,99; 0,31]
PWC ₁₃₀	KF _{Quadratic}	0,37	-0,22	[-0,81; 0,38]
	KF _{Sigmoid}	0,37	-0,27	[-0,78; 0,24]

KF_{Quadratic} aus Buller et al. (2013), KF_{Sigmoid} aus Looney et al. (2018)

Die Vorhersagegenauigkeit beider KF-Modelle ist miteinander vergleichbar. Der erkennbare Unterschied zwischen den $RMSE$ und den $Bias$ bei PWC₉₀ und PWC₁₃₀ weist auf einen Einfluss der Belastungsintensität auf die Vorhersagegenauigkeit der KKT hin. Bei höherer Belastung scheint die KKT-Vorhersage beider KF-Modelle genauer als bei PWC₉₀.

Der Verlauf der KKT in Abbildung 35 zeigt, dass die KKT insbesondere unter Belastung (Phase III) deutlich ansteigt und während der Erholung (Phase IV) vorerst auf diesem hohen Niveau bleibt. Aus diesem Grund wurde die Vorhersagegenauigkeit der KF-Modelle unter Einbeziehung der Daten aus Belastung und Erholung (ohne die Ruhephasen) bestimmt.

Tabelle 19 zeigt die Fehlermetriken der auf dem reduzierten Datensatz basierenden KKT-Vorhersage der KF-Modelle.

Tabelle 19. Fehlermetriken der KKT-Vorhersagen der Modelle $KF_{\text{Quadratic}}$ und KF_{Sigmoid} für die Daten aus Belastungs- und Erholungsphase der Datensätze PWC_{90} und PWC_{130} . Dargestellt sind RMSE, Bias, LoA.

Haupttest	Modell	RMSE (°C)	Bias (°C)	LoA (°C)
PWC_{90}	$KF_{\text{Quadratic}}$	0,36	-0,22	[-0,83; 0,39]
	KF_{Sigmoid}	0,35	-0,22	[-0,81; 0,38]
PWC_{130}	$KF_{\text{Quadratic}}$	0,31	-0,03	[-0,65; 0,59]
	KF_{Sigmoid}	0,33	-0,16	[-0,73; 0,41]

Unter Verwendung dieses reduzierten Datensatzes weisen beide KF-Modelle eine höhere Vorhersagegenauigkeit auf, als unter Einbeziehung aller Daten (Phase I–IV) (Tabelle 18). Der *RMSE* reicht unter Einbeziehung der Daten aus Belastung und Erholung von 0,31 °C bis 0,36 °C, während der *RMSE* des gesamten Datensatzes zwischen 0,37 °C und 0,47 °C liegt. Die systematische mittlere Abweichung der auf dem reduzierten Datensatz basierenden KKT-Vorhersage zur gemessenen T_{rec} beträgt -0,03 °C bis -0,22 °C. Sie ist damit geringer als der *Bias* der Modelle unter Verwendung des gesamten Datensatzes (-0,22 °C bzw. -0,35 °C).

Die höchste Vorhersagegenauigkeit zeigt sich beim $KF_{\text{Quadratic}}$ unter Einbeziehung des auf Belastungs- und Erholungsphase reduzierten Datensatzes des Haupttests PWC_{130} . Hier wird die KKT nur geringfügig um 0,03 °C unterschätzt. Der *RMSE* liegt bei 0,31 °C.

4.3.5 Diskussion

Im Rahmen der Studie wurde ein LMM zur Vorhersage der KKT erstellt. Eine valide Prognose der KKT, insbesondere während körperlicher Belastung, kann zum Erhalt der kognitiven und physischen Leistungsfähigkeit beitragen und der Prävention hitzebedingter Erkrankungen dienen.

Nach schrittweiser Reduktion des LMM auf ein Minimum an physiologischen Eingabeparametern (LMM_{min}) basiert die Schätzung der KKT auf der HF, der isolierten Hauttemperatur am Sternum und dem Wärmestrom an der Scapula. Das LMM_{min} schätzt die KKT mit einem *RMSE* von 0,19 °C. Das R^2 des Modells liegt bei .72. In Übereinstimmung mit den Ergebnissen von Eggenberger et al. (2018) zeigt sich hier ebenfalls: Eine geringere bzw. minimale Anzahl an Prädiktorvariablen besitzt eine mit dem vollständigen Satz an Variablen vergleichbare Vorhersagekraft der KKT. Das Min-Input-Modell von Eggenberger et al. (2018) basiert auf der HF und der isolierten Hauttemperatur an der Scapula. Mit einem R^2 von .68 ist es mit dem Max-Input-Modell (18 Prädiktorvariablen) vergleichbar. Letzteres weist ein R^2 von .70 auf. Trotz der sich unterscheidenden Prädiktorvariablen zeigen die Modelle LMM_{min} und Min-Input-Modell nach Eggenberger et al. (2018) eine vergleichbare Vorhersagegenauigkeit der KKT.

Wie bereits in vorangegangenen Studien aufgeführt (Buller et al., 2015; Laxminarayan et al., 2018; Looney et al., 2018; Richmond et al., 2015; Welles et al., 2018), zeigt sich auch in vorliegendem LMM_{min} , dass die HF ein geeigneter Prädiktor für die KKT ist. Der Grund hierfür liegt im Zusammenhang der HF mit der metabolischen Wärmeproduktion und dem Wärmetransport zur Haut (Buller et al., 2013; Niedermann et al., 2014). Bei steigender HF erhöht sich die Stoffwechselrate und folglich die metabolische Wärmeproduktion, welche aufgrund der Thermoregulationsmechanismen des Körpers zu einem gesteigerten Wärmetransport vom Körperkern zur Körperschale an die Haut führt. Die isolierte Hauttemperatur am Sternum als weitere Prädiktorvariable des LMM_{min}

entspricht einer knöchernen, proximalen Körperstelle. Nach Richmond et al. (2015) spiegeln isolierte Hauttemperaturen, die an knöchernen Körperstellen gemessen werden, die KKT besser wider als über Muskelgewebe gemessene Temperaturen. Zudem scheint eine proximale Position besser geeignet als eine distale Messstelle (Eggenberger et al., 2018). Im vorliegenden LMM_{min} ist der Wärmestrom an der Scapula ein wesentlicher Prädiktor der KKT. Dies unterscheidet das LMM_{min} vom Min-Input-Modell von Eggenberger et al. (2018), welches keine Wärmestromdaten enthält.

Die Verifizierung des LMM_{min} erfolgte anhand zweier, bereits publizierter KF-Modelle von Buller et al. (2013) (KF_{Quadratic}) bzw. Looney et al. (2018) (KF_{Sigmoid}). Die KKT wurde mit beiden KF Modellen für die Datensätze der niedrigen (PWC₉₀) sowie der hohen (PWC₁₃₀) Belastungsintensität geschätzt und mit der gemessenen T_{rec} verglichen. Dabei wurden zudem sowohl die vollständigen Datensätze (Phase I–IV) als auch die auf Belastungs- und Erholungsphase reduzierten Datensätze (Phase III–IV) verwendet.

Die Vorhersagegenauigkeit beider KF-Modelle ist miteinander vergleichbar. Der erkennbare Unterschied zwischen den Werten des *RMSE* und des *Bias* bei PWC₉₀ und PWC₁₃₀ (Tabelle 18) weist auf einen Einfluss der Belastungsintensität auf die Vorhersagegenauigkeit der KKT hin. Bei höherer Belastung scheint die KKT-Vorhersage beider KF-Modelle genauer als bei PWC₉₀. Werden nur die auf Belastungs- und Erholungsphase reduzierten Datensätze genutzt, so zeigt sich im Vergleich zu den vollständigen Datensätzen bei beiden KF Modellen eine weitere Verbesserung der Vorhersagegenauigkeit der KKT (Tabelle 19). Die höchste Vorhersagegenauigkeit zeigt sich beim KF_{Quadratic} unter Einbeziehung des auf Belastungs- und Erholungsphase reduzierten Datensatzes des Haupttests PWC₁₃₀. Hier wird die KKT nur geringfügig um 0,03 °C unterschätzt. Der *RMSE* liegt bei 0,31 °C.

Unter Berücksichtigung der vorgeschlagenen Grenzwerte (*LoA* ± 0,70 °C; *Bias* ± 0,27 °C) (Casa et al., 2007; Ganio et al., 2009; Hunt et al., 2019; Mündel et al., 2016) bedeutet dies die Eignung des Modells KF_{Quadratic} zur Schätzung der KKT außerhalb des klinischen Umfeldes. Jedoch sollte die Anwendung des Modells auf höhere Belastungsintensitäten eingeschränkt werden.

Nach Byrne und Lim (2007) wird ein empirisches Modell zur klinischen Schätzung der KKT als akzeptabel angesehen, wenn die systematische Abweichung zu T_{rec} < 0,01 °C ist und die *LoA* innerhalb ± 0,40 °C liegen. Demnach eignet sich keines der KF Modelle zur klinischen Schätzung der KKT.

Ein möglicher Grund für die schlechtere Vorhersagegenauigkeit der KF Modelle bei Anwendung der vollständigen Datensätze könnten die deutlich unterschätzten KKT während der Phasen I und II sein. Dies deutet auf eine Einschränkung beider KF Modelle bei der Schätzung der Ausgangs-KKT hin. Besonders bei Personen mit niedriger Ruheherzfrequenz konnte die deutliche Unterschätzung der T_{rec} in den Phasen I und II festgestellt werden.

Abbildung 36 zeigt exemplarisch am Beispiel eines hochausdauertrainierten Probanden die vorhergesagte KKT. Zu erkennen ist die deutliche Unterschätzung der KKT beider KF Modelle während der Phasen I und II. Innerhalb der Stichprobe wurde dies im besonderen Maße bei zwei Probanden beobachtet. Beide Probanden sind Ultramarathonläufer und haben eine über die Phasen I und II gemessene Ruheherzfrequenz von 50 ± 2 bpm.

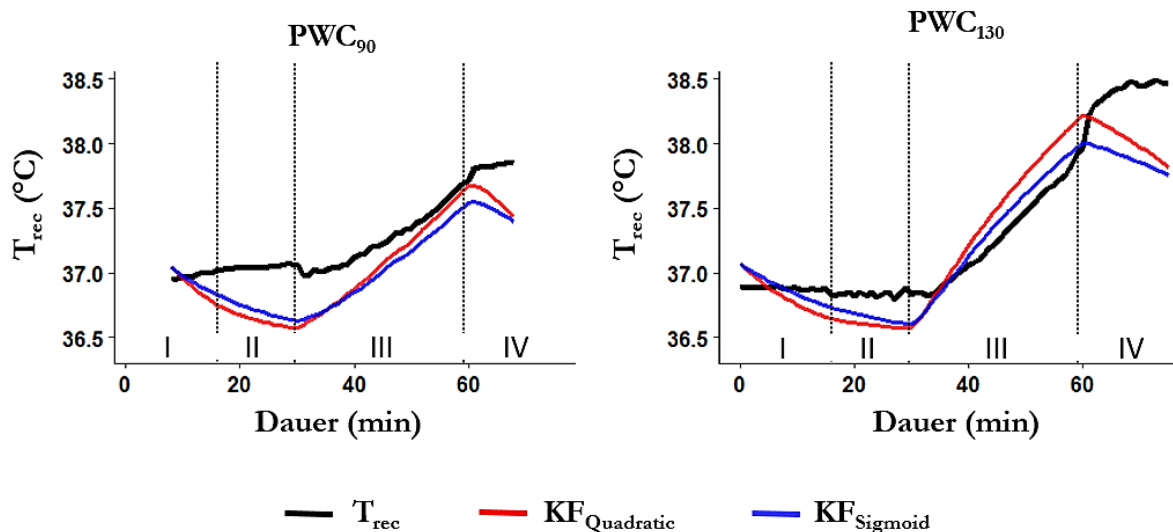


Abbildung 36. KKT-Vorhersage eines hochausdauertrainierten Probanden mittels KF-Modelle bei PWC₉₀ und PWC₁₃₀.

Die Vorhersagegenauigkeit des LMM_{min} ist mit einem geringeren *RMSE* (0,19 °C) besser als die Genauigkeit beider KF Modelle. Somit eignet sich das LMM_{min} ebenfalls zur die Schätzung der KKT außerhalb des klinischen Umfeldes. Ein möglicher Grund für die bessere Vorhersagegenauigkeit des LMM_{min} gegenüber der beiden KF-Modelle könnten die weiteren Prädiktorvariablen sein. Beide KF-Modelle basieren ausschließlich auf der HF, wohingegen das LMM_{min} neben der HF noch die isolierte Hauttemperatur am Sternum und den Wärmestrom an der Scapula berücksichtigt.

Die Ergebnisse zur Vorhersagegenauigkeit des LMM_{min} können nicht auf die Grundgesamtheit der Bevölkerung übertragen werden. Die homogene Stichprobe gesunder, körperlich aktiver, junger Männer stellt eine Einschränkung des Modells dar. Die dargelegten Ergebnisse gelten ausschließlich für die beschriebene Population und dürfen nicht ohne weitere Validierungsstudien des LMM_{min} auf andere spezifische Populationen übertragen werden.

Zur Beurteilung der Validität eines Vorhersagemodells der KKT müsste dessen Leistung auch während kritischer KKT bewertet werden. Da die Sicherheit jeder Versuchsperson oberste Priorität hat und Gesundheitsrisiken zu minimieren sind, wurde u. a. ein Schwellenwert der KKT von 38,5 °C als Abbruchkriterium definiert. Eine hohe Hitzebelastung kann jedoch häufig auch zu $KKT > 38,5$ °C führen (Racinais, Casa et al., 2019). Damit ein Vorhersagemodell der KKT zum Erhalt der kognitiven und physischen Leistungsfähigkeit beitragen und der Prävention hitzebedingter Erkrankungen dienen kann, sollte die Genauigkeit des Modells in zukünftigen

Studien unter ärztlicher Aufsicht auch im Besonderen für den gesundheitskritischen Bereich $> 38,5\text{ °C}$ getestet werden.

Buller et al. (2013) untersuchen die Genauigkeit des $KF_{\text{Quadratic}}$ Modells zur Schätzung der KKT anhand neun Datensätzen aus Feld- ($N = 5$) und Laborstudien ($N = 4$). Die Datensätze unterscheiden sich hinsichtlich des Akklimatisations-, Bekleidungs- und Hydrationszustandes, den klimatischen Bedingungen sowie der Belastungsintensität und -dauer. Unter Verwendung aller Daten zeigt sich eine systematische Abweichung zur KKT um $-0,03 \pm 0,32\text{ °C}$ und ein $RMSE$ von $0,30 \pm 0,13\text{ °C}$. Unter Annahme einer Normalverteilung sind 95 % der Differenzen zur KKT im Übereinstimmungsbereich von $\pm 0,63\text{ °C}$ zu erwarten. Bei Umgebungstemperaturen von 33 °C bis 35 °C und einer geringen Belastungsintensität (Energieumsatz $\leq 375\text{ W}$) schildern Buller et al. (2013) eine signifikante Unterschätzung der KKT. Dies bestätigt das Ergebnis der vorliegenden Studie. Bei einer niedrigen Belastungsintensität wird unter Verwendung des vollständigen Datensatzes eine systematische Unterschätzung der T_{rec} um $0,35\text{ °C}$ beobachtet. Hingegen wird die KKT bei einer sehr hohen Belastungsintensität (Energieumsatz $> 675\text{ W}$) und selbiger Umgebungstemperatur ($33\text{--}35\text{ °C}$) überschätzt, was im Widerspruch zu den Ergebnissen der vorliegenden Studie steht. Bei höheren Belastungsintensitäten wird die KKT unterschätzt. Der $RMSE$ sowie die Breite der LoA beider Studien sind miteinander vergleichbar. Diese systematischen Abweichungen können im Rahmen der Verwendung des KF-Modells zum Schutz vor hitzebedingten Erkrankungen toleriert werden. Die Unterschätzung der KKT bei niedrigen Belastungsintensitäten stellt ein begrenztes Risiko für Personen dar. Die Überschätzung der KKT bei sehr hohen Belastungsintensitäten führt tendenziell zu einer früheren Warnung vor einer gesundheitsgefährdenden Situation. Die ungleichen systematischen Abweichungen hinsichtlich der Über- bzw. Unterschätzung der KKT bei hohen Belastungsintensitäten kann auf die Referenzmessung oder auf die Unterschiede in der Belastungsdauer zurückzuführen sein. Sieben der neun Studien in Buller et al. (2013) nutzen die Gastrointestinaltemperatur (T_{gi}) als Referenzmessung.

Hunt et al. (2019) untersuchen die Vorhersagegenauigkeit des $KF_{\text{Quadratic}}$ Modells während sich abwechselnd, wiederholender Belastungs- und Ruhephasen auf einem Laufband. Die Belastung erfolgte randomisiert bei $2,5$, $4,0$ und $5,5\text{ km/h}$ und einer gleichbleibenden Steigung von 1% . Lufttemperatur und relative Luftfeuchtigkeit betragen 24 °C bzw. 50% . Die Probanden ($N = 8$) trugen eine PSA zur Kampfmittelbeseitigung, bestehend aus Jacke, Hose und Helm, sowie Unterwäsche zum Schutz vor Chemikalien und ein Atemschutzgerät. Als Referenzparameter diente T_{gi} . Die KKT wird mit einer systematischen Abweichung um $0,01\text{ °C}$ und einem $RMSE$ von $0,32\text{ °C}$ vorhergesagt. Unter Annahme einer Normalverteilung sind 95 % der Differenzen zu T_{gi} im Übereinstimmungsbereich $\pm 0,64\text{ °C}$ zu erwarten. Die Ergebnisse zur Schätzung der KKT zeigen systematische Unterschiede zwischen den Belastungs- und Ruhephasen. Während die KKT in den Ruhephasen systematisch um $0,04\text{ °C}$ unterschätzt wird, zeigt sich in den Belastungsphasen eine systematische Überschätzung der KKT um $0,10\text{--}0,13\text{ °C}$. Dies widerspricht den Ergebnissen der vorliegenden Studie, in der die KKT unter Belastung tendenziell unterschätzt wird. Mögliche Gründe für die Unterschiede hinsichtlich der systematischen Abweichungen von der KKT könnten die ungleichen Referenzmessungen T_{gi} und T_{rec} sowie die nicht vergleichbare Bekleidung der Versuchsteilnehmer sein. Es ist zu vermuten, dass sowohl durch das zusätzliche Gewicht der PSA als auch durch die erhöhte thermische Belastung aufgrund der Isolationswirkung der PSA die HF unter körperlicher Belastung schneller und höher steigt, als mit leichter Sportbekleidung, und damit die Vorhersage der KKT maßgeblich beeinflusst. Der Einfluss der Bekleidung auf die Vorhersagegenauigkeit von KF Modellen muss weiter untersucht werden, um eine zukünftige Anwendung im Arbeitsumfeld zu ermöglichen.

Ergänzend haben Buller et al. (2015) die Vorhersagegenauigkeit des KF Modells aus Buller et al. (2013) während des Tragens einer PSA untersucht. Die Schätzung der KKT basiert auf der gemessenen HF. Die Validierung des Modells erfolgt anhand der gemessenen T_{gi} dreier Teilstudien ($N = 27$). Diese Teilstudien unterscheiden sich hinsichtlich der Stichprobe, der Belastungsdauer und -intensität, der Umgebungsbedingungen sowie der PSA. Es wurden keine Unterschiede zwischen den drei Teilstudien bezüglich der vorhergesagten KKT beobachtet. Das Modell schätzt die KKT mit einem *RMSE* von $0,21 \pm 0,11$ °C und einer systematischen Abweichung zu T_{gi} von $0,02 \pm 0,25$ °C. Unter Annahme einer Normalverteilung sind 95 % der Differenzen zu T_{gi} im Übereinstimmungsbereich $\pm 0,48$ °C zu erwarten. Damit können die Fehlermetriken im Allgemeinen in die bisherigen Ergebnisse zur Validität der KF Modelle eingeordnet werden. Die HF scheint auch während des Tragens einer PSA ein guter Prädiktor für die thermische Beanspruchung zu sein.

Zusammenfassend lässt sich sagen, dass die Anwendung der Modelle ($KF_{\text{Quadratic}}$, KF_{Sigmoid} , LMM_{min}) zur Schätzung der KKT im Sport und Arbeitsumfeld aufgrund der minimalen Anforderungen an die Sensoren praktikabel zu sein scheint. Eine weitere Forschung zur Individualisierung der Vorhersagemodelle ist gerechtfertigt, um so die Vorhersagegenauigkeit der KKT weiter zu verbessern. Insbesondere bei Anwendung auf hochausdauertrainierten Personen könnten individualisierte Modelle von Vorteil sein, um individuelle Reaktionen auf thermische Belastungen widerzuspiegeln. Weitere Studien sind notwendig, um die Leistung des LMM_{min} unter verschiedenen sport- und arbeitsbezogenen Bedingungen zu bewerten.

4.4 Pulsfrequenzmessung – Eine valide Alternative zur Herzfrequenzmessung?

Studien zeigen, dass die Photoplethysmographie (PPG) eine vielversprechende Methode der Pulsfrequenzmessung ist. Ihre Anwendung in Wearables, insbesondere am Handgelenk und am Ohr, erfreut sich immer größerer Beliebtheit. Umfassende Studien zur Validität kommerzieller, am Ohr applizierter photoplethysmographischer Pulsfrequenzmessgeräte fehlen jedoch. Mit der vorliegenden Studie soll ein Beitrag geleistet werden, diese Forschungslücke zu schließen. Das Ziel der Studie ist die Validierung zweier kommerzieller Pulsfrequenzmessgeräte. Es wird evaluiert, inwiefern die Pulsfrequenzmessung am Ohr eine valide Alternative zur Herzfrequenzmessung darstellt.

4.4.1 Studiendesign

Die Studie⁶ untersucht die Validität des Pulsfrequenzmessgeräts Cosinuss°One (Cosinuss, München, Deutschland) und des DashPro (Bragi, München, Deutschland) Pulsfrequenzmessgeräts (Abbildung 37). Der DashPro kombiniert Musik-Player und Pulsfrequenzmessung mittels PPG. Die Pulsfrequenz wird in der Ohrmuschel gemessen. Der Cosinuss°One hingegen misst die Pulsfrequenz im äußeren Gehörgang, wo er zudem die Körperkerntemperatur erfasst.

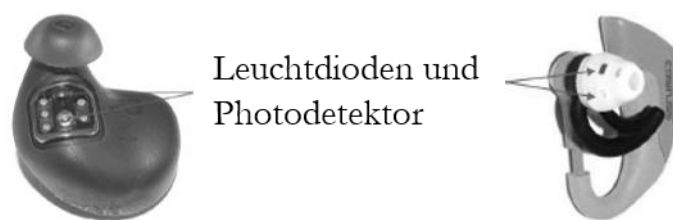


Abbildung 37. DashPro von Bragi (links) und Cosinuss°One von Cosinuss (rechts). (Eigene Darstellung)

Beide Geräte können mittels wechselbarer Silikonkappen in verschiedenen Größen (XS–L) an das Ohr angepasst werden. Der Cosinuss°One bietet zudem ein in der Cosinuss°-Applikation hinterlegtes Feature zur objektiven Kontrolle der richtigen Größe der Silikonkappe. Hierzu wird die empfangene Signalstärke des Photodetektors (PD) genutzt. Bei einer empfangenen Signalarate von mind. 60 % kann die Größe als passend angesehen werden. Die Pulsfrequenz wird bei beiden Geräten mittels der Reflexionsmessung erfasst. Dabei nutzt der DashPro Infrarotlicht mit einer Wellenlänge von ca. 1100 nm, wohingegen der CosinussOne° grünes Licht mit einer Wellenlänge von etwa 500 nm anwendet. Laut Herstellerangaben weist der CosinussOne° eine Messgenauigkeit von ± 1 bpm auf. Bragi macht keine Angaben zur Messgenauigkeit des DashPro. Im Rahmen dieser Validierung werden beide Pulsfrequenzmessgeräte mit dem mobilen EKG-Gerät Bodyguard 2 (Firstbeat Technologies Oy, Jyväskylä, Finnland) verglichen. Dieses EKG-Gerät ist kein Medizingerät. In Studien zeigte es jedoch 99,98 % Übereinstimmung mit einem klinischen EKG-Gerät (Parak, 2013). Das Bodyguard 2 eignet sich sowohl für Langzeit- als auch für Belastungs-EKGs. Mit Hilfe zweier Elektroden wird das Elektrokardiogramm erstellt. Eine Elektrode wird medial unterhalb des rechten Schlüsselbeins angebracht, die zweite Elektrode wird zwischen 8. und 10. Rippenbogen der linken Körperseite platziert. Die Verbindungslinie zwischen beiden Elektroden entspricht einer über den Brustkorb und das Herz verlaufenden Diagonale.

⁶ Die Probandenstudie wurde veröffentlicht (Passler, Müller und Senner (2019))

Für eine möglichst umfassende Bewertung der beiden Pulsfrequenzmessgeräte wird deren Validität sowohl im Ruhezustand als auch unter Belastung untersucht. Die Belastung erfolgt unter kontrollierten Laborbedingungen auf einem Fahrradergometer (Excalibur Sport, Lode, Groningen, Niederlande). Das Testprotokoll beginnt mit einer 10-minütigen Ruhemessung in einer liegenden Position, gefolgt von einem 3-minütigen Aufwärmen auf dem Fahrradergometer bei 50 Watt. Anschließend startet ein individuelles, standardisiertes Belastungsprotokoll. Für eine vergleichbare Beanspruchung der Versuchsteilnehmer erfolgt die Leistungssteigerung in Abhängigkeit von Geschlecht und Körpergewicht. Die Belastung in Watt pro Kilogramm Körpergewicht pro Minute steigt bei Männern und Frauen linear um 0,4 Watt bzw. 0,3 Watt, beginnend bei 50 Watt. Ziel dieses Testprotokolls ist es, eine Leistungsphase von mindestens 10 min aufzuzeichnen und einen Herzfrequenzbereich von etwa 90–190 bpm zu messen. Um einen vorzeitigen erschöpfungsbedingten Abbruch durch die Versuchsteilnehmer zu verhindern, wird die Dauer des Protokolls auf 20 min festgelegt. (Formel 7) und (Formel 8) zeigen die Berechnung der individuellen Zielbelastung von Männern und Frauen in Abhängigkeit des Körpergewichts nach 20 min (t_{20}).

$$P_{m,t20} = 50 + (KG \cdot 0,4 \cdot 20) \quad (\text{W/kg}) \quad (\text{Formel 7})$$

$$P_{f,t20} = 50 + (KG \cdot 0,3 \cdot 20) \quad (\text{W/kg}) \quad (\text{Formel 8})$$

Mit:

$$P_{m,t20} = \text{Zielbelastung Männer zum Zeitpunkt } t_{20} \quad (\text{W})$$

$$P_{f,t20} = \text{Zielbelastung Frauen zum Zeitpunkt } t_{20} \quad (\text{W})$$

$$KG = \text{Körpergewicht} \quad (\text{kg})$$

Die Versuchsteilnehmer erhalten die Instruktion, mit einer selbst gewählten Anzahl an Umdrehungen pro Minute (U/min) bis zur physischen Erschöpfung zu fahren. Der Abschluss des Leistungsprotokolls ist ein 3-minütiges Cool-Down bei 50 Watt. Während der Datenaufzeichnung werden die Versuchsteilnehmer gebeten, Kieferbewegungen so weit wie möglich einzustellen, da diese zu Bewegungsartefakten führen können (Vogel et al., 2009).

4.4.2 Stichprobe

Die Teilnehmer der Studie wurden von Oktober bis Dezember 2017 an der Fakultät für Sport- und Gesundheitswissenschaften der Technischen Universität München rekrutiert. Die Testung erfolgte von November bis Dezember 2017. Zwanzig gesunde Probanden (14 Männer, 6 Frauen) nahmen an der Studie teil. Das Alter der 14 Männer und 6 Frauen beträgt im Durchschnitt 22,3 Jahre ($SD = 2,0$ Jahre). Das Körpergewicht liegt im Mittel bei 69,9 kg ($SD = 11,0$ kg).

4.4.3 Datenanalyse

Das Bodyguard 2 zeichnet die EKG-Daten mit 1000 Hz auf. Die aus den zeitlichen Abständen der RR-Zacken abgeleitete Herzfrequenz wird in Zeitintervallen von je 1 s als Textdatei exportiert. Die Daten der Pulsfrequenzmessgeräte werden mit 100 Hz aufgezeichnet. Zur weiteren Bearbeitung und zum Export werden die Daten an die entsprechende mobile Fitness-Applikation übertragen. Um die Synchronisation der Pulsfrequenzmessgeräte und des Bodyguard 2 zu gewährleisten, müssen deren Zeitstempel zuverlässig und identisch sein. Daher werden alle Dateien im Unix-Zeitstempelformat (engl. *Coordinated Universal Time*, UTC) aufgezeichnet. Dieses Format zählt die Zeit seit dem 01. Januar 1970 in Millisekunden. Der Dash Pro zählt seit dem 01. Januar 2015, was einer Gesamtzeitabweichung zur UTC von 45 Jahren entspricht. Innerhalb von 24 Stunden weist

der DashPro eine zeitliche Verzögerung um bis zu 40 s auf. Daher erfolgt unmittelbar vor jeder Messung eine Korrektur des Zeitstempels. Die synchronisierten Rohdaten der drei Geräte werden kontinuierlich während des gesamten Testprotokolls erfasst.

Für die weitere Datenbearbeitung und -analyse wird jeder fünfte Wert der Herz- bzw. Pulsfrequenz verwendet. Spierer et al. (2015) definieren ein Zeitintervall von fünf Sekunden als ausreichend genau, um signifikante Schwankungen der Herzfrequenz zu erkennen. Bewegungsartefakte, hervorgerufen durch die Neujustierung der Pulsfrequenzmessgeräte nach der Ruhemessung, führen zu starkem Signalrauschen und werden bei der statistischen Auswertung nicht berücksichtigt.

Die statistischen Analysen erfolgen mit der SPSS-Statistik-Software (Version 24, IBM, Armonk, New York, Vereinigte Staaten von Amerika). Die Prüfung der Validität der Pulsfrequenzmessgeräte erfolgt anhand verschiedener statistischer Kenngrößen.

Richtigkeit und Präzision der Pulsfrequenzmessung in den Herzfrequenzbereichen ≤ 90 bpm sowie ≥ 100 bpm werden anhand des *Mean Absolute Percentage Error (MAPE)*, des *Mean Absolute Error (MAE)* sowie anhand von Bland-Altman-Diagrammen getestet. Der *MAPE*, der den Fehler als Prozentsatz des Gesamtmittelwertes relativ zum Goldstandard darstellt, beinhaltet keinen standardisierten Grenzwert bzgl. der Akzeptanz der Messgenauigkeit. In Anlehnung an Fokkema et al. (2017) wird ein *MAPE* $\leq 5\%$ als Kriteriumswert verwendet. Zur Untersuchung des Übereinstimmungsgrades der beiden Pulsfrequenzmessgeräte mit dem EKG werden Bland-Altman-Diagramme nach Bland und Altman (1986) erstellt. Diese Diagramme dienen zur visuellen Bewertung von Messdifferenzen der Pulsfrequenzmessgeräte zum EKG. In den Diagrammen wird die Differenz jedes Messpaares (Ordinate) zum Mittelwert jedes Messpaares (Abszisse) aufgetragen. Eine horizontale Linie kennzeichnet den Mittelwert aller Differenzen (*Bias*). Der Übereinstimmungsbereich (engl. *Limits of Agreement, LoA*), gekennzeichnet durch zwei weitere horizontale Linien, ergibt sich aus der *Mittelwertlinie (Bias) $\pm 1,96 \cdot \text{Standardabweichung (SD) der Differenzen}$* . Die Mittelwertlinie entspricht einer systematischen, korrigierbaren Abweichung, wohingegen die *LoA* einer nicht korrigierbaren Abweichung entsprechen. Unter Annahme einer Normalverteilung ist davon auszugehen, dass sich 95 % der Messdifferenzen innerhalb der *LoA* befinden.

Die mit den Pulsfrequenzmessgeräten erfassten maximalen und minimalen Pulsfrequenzen werden mittels einer einfaktoriellem ANOVA mit Messwiederholung mit den Ergebnissen des Bodyguard 2 verglichen. Das Signifikanzniveau liegt bei .05. Ergänzend erfolgt die Ermittlung der Übereinstimmung beider Pulsfrequenzmessgeräte mit dem EKG bzgl. der Ruheherz- und -pulsfrequenzen sowie der maximalen Herz- und Pulsfrequenzen mit Hilfe der *Intraklassenkorrelation (ICC)* nach Liu et al. (2016). In Anlehnung an Fokkema et al. (2017) werden ausgezeichnete, gute, mittlere und niedrige Korrelationen als Werte von $\geq .90$; $.75$ – $.90$; $.60$ – $.75$; und $\leq .60$ definiert.

4.4.4 Ergebnisse

Entsprechend des Vorgehens nach Bland und Altman (1999, 2003) zeigt die visuelle Inspektion weitestgehend normalverteilte Daten. Daher wurde das in Kapitel 4.4.3 beschriebene Verfahren zur Datenanalyse angewandt. Nachfolgende Ergebnisse gliedern sich in die Herzfrequenzbereiche ≤ 90 bpm und ≥ 100 bpm sowie in Ruhe- und maximale Herzfrequenz.

Ruheherzfrequenz und Herzfrequenz ≤ 90 bpm

Tabelle 20 zeigt die durchschnittlich gemessenen Ruheherz- und Ruhepulsfrequenzen sowie die *ICC* der In-Ear-Pulsfrequenzmessgeräte im Vergleich zum EKG. Zudem beinhaltet Tabelle 20 die

Ergebnisse des Vergleichs der In-Ear-Pulsfrequenzmessgeräte und des EKGs für Herzfrequenzen ≤ 90 bpm in Form des *MAE* und des *MAPE*.

Tabelle 20. Vergleich der In-Ear-Pulsfrequenzmessgeräte mit dem EKG bezüglich der gemessenen Ruheherz-/Ruhepulsfrequenz und der Herz-/Pulsfrequenzen ≤ 90 bpm. Dargestellt sind MW \pm SD, ICC, MAE \pm SD und MAPE.

	Ruheherz-/Ruhepulsfrequenz		Herz-/Pulsfrequenz ≤ 90 bpm	
	MW \pm SD (bpm)	ICC	MAE \pm SD (bpm)	MAPE (%)
Cosinuss ^o One	53,6 \pm 8,3	.94	1,5 \pm 1,8	2,5
DashPro	55,0 \pm 9,7	.98	2,0 \pm 2,5	3,2
EKG	54,9 \pm 10,1			

Die im Ohr gemessene durchschnittliche Ruhepulsfrequenz des Cosinuss^oOne und des DashPro beträgt $53,6 \pm 8,3$ bpm bzw. $55,0 \pm 9,7$ bpm. Mit dem EKG werden Ruheherzfrequenzen von $54,9 \pm 10,1$ bpm aufgezeichnet. Für die Hauptanalyse wird eine einfaktorische ANOVA mit wiederholten Messungen durchgeführt. Mauchly's Tests zeigen, dass die Annahme der Sphärizität nicht verletzt wird ($X^2(2) = 4,27, p > .05$). Daher werden nachfolgend nicht korrigierte Tests berichtet. Die Ergebnisse belegen, dass die Ruheherz- bzw. Ruhepulsfrequenzen nicht signifikant durch das Messgerät beeinflusst werden ($F(2,38) = 3,17, p > .05$). Darüber hinaus zeigen der Cosinuss^oOne und der Dash Pro eine ausgezeichnete Übereinstimmung mit dem EKG ($ICC = .94$ für Cosinuss^oOne und $ICC = .98$ für DashPro).

Beide In-Ear-Pulsfrequenzmessgeräte zeigen geringe *MAE* und *MAPE*, wobei der DashPro höhere Werte als der Cosinuss^oOne aufweist. Abbildung 38 zeigt Bland-Altman-Diagramme der In-Ear-Pulsfrequenzmessgeräte Cosinuss^oOne (links) und DashPro (rechts) im Vergleich zum EKG (Bodyguard 2) für den Herzfrequenzbereich ≤ 90 bpm.

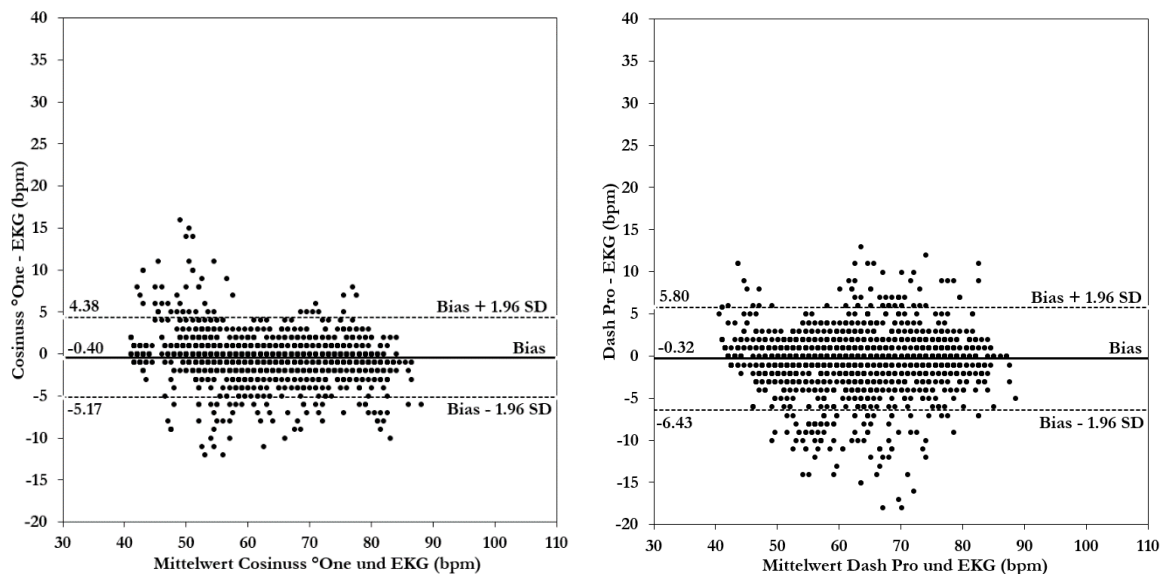


Abbildung 38. Bland-Altman-Diagramme der In-Ear-Pulsfrequenzmessgeräte Cosinuss^oOne (links) und DashPro (rechts) im Vergleich zum EKG (Bodyguard 2) bei Herz-/Pulsfrequenzen ≤ 90 bpm. Die Diagramme zeigen die Differenz der Herz-/Pulsfrequenz des In-Ear-Pulsfrequenzmessgeräts zum EKG (bpm) auf der y-Achse relativ zum Mittelwert der Herz-/Pulsfrequenz des In-Ear-Pulsfrequenzmessgeräts und des EKGs (bpm) auf der x-Achse. Der Übereinstimmungsbereich (LoA als Bias \pm 1,96 \cdot SD) ist gekennzeichnet durch gestrichelte Linien; die systematische Abweichung (Bias) ist dargestellt als durchgezogene Linie.

Beide Pulsfrequenzmessgeräte zeigen systematische Abweichungen zum EKG. Sie unterschätzen die Herzfrequenz im Mittel um $0,40 \pm 2,44$ bpm (Cosinuss^oOne) bzw. um $0,32 \pm 3,12$ bpm (DashPro). Darüber hinaus zeigen sich Unterschiede bzgl. des Übereinstimmungsbereichs. Die Standardabweichungen der Differenzen des Cosinuss^oOne bzw. des DashPro liegen bei $\pm 2,44$ bpm bzw. bei $\pm 3,12$ bpm. Unter Annahme einer Normalverteilung liegen 95 % der Mittelwertsdifferenzen des Cosinuss^oOne (Abbildung 38 links) innerhalb des Übereinstimmungsbereichs von $[-5,17; 4,38]$ (*Upper Limit of Agreement (ULoA)* - *Lower Limit of Agreement (LLoA)*: 9,55 bpm), während beim DashPro (Abbildung 38 rechts) 95 % der Mittelwertsdifferenzen innerhalb $[-6,43; 5,8]$ (*ULoA-LLoA*: 12,23 bpm) zu erwarten sind.

Herzfrequenz ≥ 100 bpm

Tabelle 21 zeigt den *MAE* und den *MAPE* der untersuchten In-Ear-Pulsfrequenzmessgeräte für Herzfrequenzen ≥ 100 bpm. Beide In-Ear-Pulsfrequenzmessgeräte zeigen geringe, vergleichbare *MAE* und *MAPE*.

Tabelle 21. Vergleich der In-Ear-Pulsfrequenzmessgeräte mit dem EKG bezüglich der gemessenen Herz-/ Pulsfrequenzen ≥ 100 bpm. Dargestellt sind *MAE* \pm *SD* und *MAPE*.

	Herz-/Pulsfrequenz ≥ 100 bpm	
	MAE \pm SD (bpm)	MAPE (%)
Cosinuss ^o One	1,8 \pm 2,8	1,3
DashPro	1,8 \pm 2,8	1,4

Abbildung 39 zeigt Bland-Altman-Diagramme der In-Ear-Pulsfrequenzmessgeräte Cosinuss^oOne (links) und DashPro (rechts) im Vergleich zum EKG (Bodyguard 2) für den Herzfrequenzbereich ≥ 100 bpm.

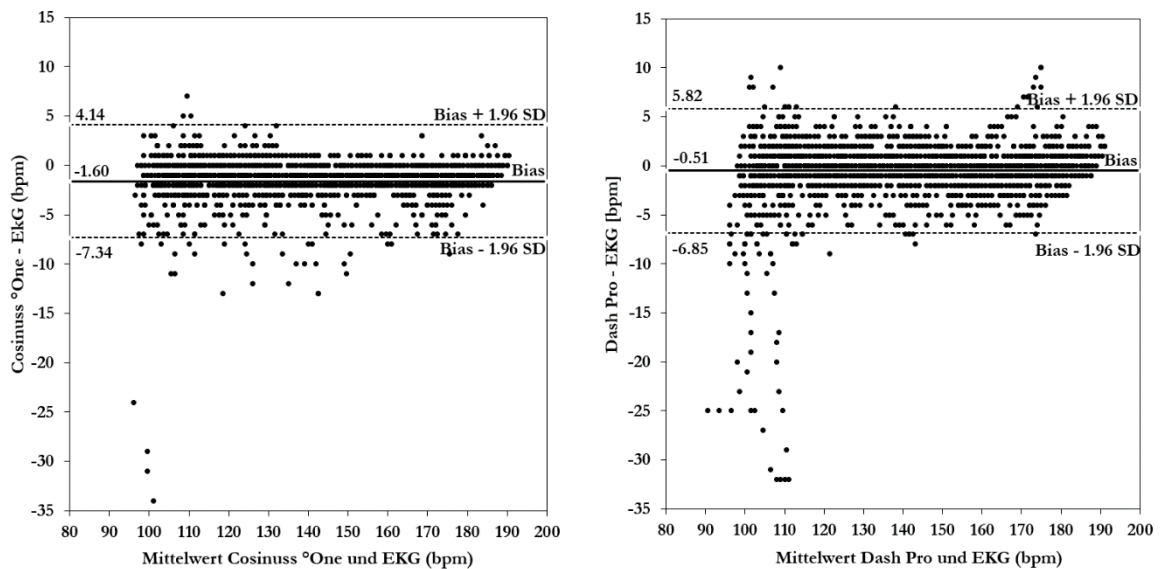


Abbildung 39. Bland-Altman-Diagramme der In-Ear-Pulsfrequenzmessgeräte Cosinuss^oOne (links) und DashPro (rechts) im Vergleich zum EKG (Bodyguard 2) bei Herz-/Pulsfrequenzen ≥ 100 bpm. Die Diagramme zeigen die Differenz der Herz-/Pulsfrequenz des In-Ear-Pulsfrequenzmessgeräts zum EKG (bpm) auf der y-Achse relativ zum Mittelwert der Herz-/Pulsfrequenz des In-Ear-Pulsfrequenzmessgeräts und des EKGs (bpm) auf der x-Achse. Der Übereinstimmungsbereich (LoA als Bias $\pm 1,96 \cdot SD$) ist gekennzeichnet durch gestrichelte Linien; die systematische Abweichung (Bias) ist dargestellt als durchgezogene Linie.

Beide Pulsfrequenzmessgeräte zeigen systematische Abweichungen zum EKG. Sie unterschätzen die Herzfrequenz im Mittel um $1,60 \pm 2,93$ bpm (Cosinuss°One) bzw. um $0,51 \pm 3,23$ bpm (DashPro). Darüber hinaus zeigen sich Unterschiede bzgl. des Übereinstimmungsbereichs. Die Standardabweichungen der Differenzen des Cosinuss°One bzw. des DashPro liegen bei 2,93 bpm bzw. bei 3,23 bpm. Unter Annahme einer Normalverteilung liegen 95 % der Mittelwertsdifferenzen des Cosinuss°One (Abbildung 39 links) innerhalb des Übereinstimmungsbereichs von $[-7,34; 4,14]$ (*ULO-A-LLoA*: 11,48 bpm), während beim DashPro (Abbildung 39 rechts) 95 % der Mittelwertsdifferenzen innerhalb $[-6,85; 5,82]$ (*ULO-A-LLoA*: 12,67 bpm) zu erwarten sind.

Maximale Herzfrequenz

Tabelle 22 zeigt die durchschnittlich gemessenen maximalen Herz- bzw. Pulsfrequenzen sowie die ICC der In-Ear-Pulsfrequenzmessgeräte im Vergleich zum EKG.

Tabelle 22. Vergleich der In-Ear-Pulsfrequenzmessgeräte mit dem EKG bezüglich der gemessenen maximalen Herz-/ Pulsfrequenz. Dargestellt sind MW \pm SD und ICC.

	Maximale Herz-/Pulsfrequenz	
	MW \pm SD (bpm)	ICC
Cosinuss°One	181,6 \pm 6,4	.84
DashPro	183,7 \pm 4,8	.83
EKG	183,0 \pm 5,1	

Im Mittel erreichten die Teilnehmer eine maximale Herzfrequenz von $183,0 \pm 5,1$ bpm. Die mit den In-Ear-Pulsfrequenzmessgeräten gemessene maximale Pulsfrequenz beträgt durchschnittlich $181,6 \pm 6,4$ bpm (Cosinuss°One) bzw. $183,7 \pm 4,8$ bpm (DashPro). Für die Hauptanalyse wurde eine einfaktorische ANOVA mit Messwiederholung durchgeführt. Der Mauchly-Test zeigte, dass die Annahme der Sphärizität nicht verletzt wurde ($X^2(2) = 3,66, p > .05$). Daher werden nicht korrigierte Tests berichtet. Die Ergebnisse belegen, dass die maximalen Herzfrequenzen signifikant durch das Messgerät beeinflusst werden ($F(2, 38) = 3,80, p \leq .05$). Darüber hinaus zeigen der Cosinuss°One und der Dash Pro eine gute Übereinstimmung im Vergleich zum EKG ($ICC = .84$ für Cosinuss°One und $ICC = .83$ für DashPro).

4.4.5 Diskussion

Die vorliegende Studie prüft den Übereinstimmungsgrad der photoplethysmographischen Pulsfrequenzmessung des Cosinuss°One sowie des DashPro mit dem EKG des Bodyguard 2. Die Prüfung erfolgte anhand der *MAPE*, der *ICC* sowie anhand Bland-Altman-Diagrammen.

Beide Pulsfrequenzmessgeräte tendieren zu einer geringen, systematischen Unterschätzung der Herzfrequenzen ≤ 90 bpm (Cosinuss°One: 0,40 bpm; DashPro: 0,32 bpm) sowie ≥ 100 bpm (Cosinuss°One: 1,6 bpm; DashPro: 0,51 bpm). Beide Geräte weisen einen $MAPE \leq 5\%$ auf, wobei dieser im Pulsfrequenzbereich ≥ 100 bpm bei beiden Geräten größer ist als im Pulsfrequenzbereich ≤ 90 bpm. Nach Fokkema et al. (2017) kann geschlossen werden, dass beide Geräte eine hinreichende Genauigkeit der Pulsfrequenzmessung für Herzfrequenzen ≤ 90 bpm sowie ≥ 100 bpm aufweisen. Zudem zeigt die *ICC* beider Geräte eine ausgezeichnete bzw. gute Übereinstimmung zwischen Ruheherzfrequenz und Ruhepulsfrequenz bzw. maximaler Herzfrequenz und maximaler Pulsfrequenz.

Trotz der engen Übereinstimmungsbereiche beider Pulsfrequenzmessgeräte mit dem EKG, der $MAPE \leq 5\%$ und der guten bzw. ausgezeichneten *ICC* müssen im Beurteilungsprozess bzgl. der

Validität zusätzliche Faktoren, wie die Nutzergruppe, der Zweck der Messung sowie der zu überwachende Pulsfrequenzbereich berücksichtigt werden. Ein *MAPE* von 5 % sollte nicht für jede Nutzergruppe als Grenzwert dienen. Bei einer maximalen Herzfrequenz von 180 bpm entspricht ein *MAPE* von 5 % einer Abweichung um ± 9 bpm. Dies kann insbesondere bei Personen mit einer Herz-Kreislauf-Erkrankung zu gesundheitsgefährdenden Situationen führen.

Boudreaux et al. (2018) führten eine Studie durch, die große Parallelen zur vorliegenden Untersuchung aufweist. Bis zu diesem Zeitpunkt ist dies die einzige wissenschaftliche Studie zur Messung der Genauigkeit und Präzision photoplethysmographischer Pulsfrequenzsensoren in kommerziellen Kopfhörern. Boudreaux et al. (2018) vergleichen die Pulsfrequenzmessung des Bose SoundSport Pulse (BSP; Bose Corporation, Framingham, MA, USA) mit der Herzfrequenzmessung eines Sechs-Kanal-EKGs (Quinton 4500, Milwaukee, WI, USA). Neben weiteren Belastungsformen wird das BSP während eines Stufenprotokolls bis zu einer maximalen Belastung von 200 W auf einem Fahrradergometer mit dem EKG verglichen. Boudreaux et al. (2018) kommen zu dem Ergebnis, dass das BSP die Herzfrequenz bei niedrigen Belastungsintensitäten geringfügig überschätzt, während es die Herzfrequenz bei höheren Belastungsintensitäten unterschätzt. Letzteres stimmt mit den Ergebnissen der vorliegenden Studie überein. Durchschnittlich beträgt der *MAPE* des BSP 7,4 %. Die Betrachtung der Ruhemessung zeigt einen *MAPE* des BSP von 3,2 %. Der *MAPE* des Cosinuss^oOne (2,5 %) und des DashPro (3,2 %) bestätigt diesen Wert. Jedoch zeigt sich beim BSP mit steigender Belastungsintensität ein deutlich höherer *MAPE* von bis zu 15,4 % bei 200 W. Dies steht im Widerspruch zu den Ergebnissen des Cosinuss^oOne und des DashPro. Beide Geräte weisen bei Herzfrequenzen ≥ 100 bpm einen geringen *MAPE* von 1,3 % bzw. 1,4 % auf. Möglicherweise wurde in vorliegender Studie mehr darauf geachtet, dass Kieferbewegungen und damit verbundene Artefakte besonders während höherer Belastung reduziert werden.

Das BSP zeigt im Mittel über den gesamten Messbereich eine gute Übereinstimmung ($ICC = .78$) mit dem EKG. Mit zunehmender Belastungsintensität beobachten Boudreaux et al. (2018) einen abnehmenden Übereinstimmungsgrad des BSP mit dem EKG. Die *ICC* reduziert sich von .97 unter Ruhe auf .50 bei 200 W, was einer ausgezeichneten bzw. einer niedrigen Übereinstimmung entspricht. Der Grad der Übereinstimmung des Cosinuss^oOne und des DashPro zum EKG reduziert sich ebenfalls mit steigender Herzfrequenz, bleibt aber dennoch in einem guten ($ICC_{Cosinuss^oOne} = .83$; $ICC_{DashPro} = .84$) und somit akzeptablen Bereich.

Gleichermaßen prüfen die Studien von Leboeuf et al. (2014) und Tigges et al. (2019) die Validität von photoplethysmographischen Pulsfrequenzmessgeräten am Ohr. Jedoch handelt es sich bei den Geräten um selbstentwickelte, nicht kommerzielle Messsysteme. Tigges et al. (2019) vergleicht die Daten ($N = 28$) des entwickelten Pulsfrequenzmessgeräts während einer 4minütigen Ruhemessung mit denen eines EKGs. Das Bland-Altman-Diagramm zeigt eine systematische Abweichung des Pulsfrequenzmessgeräts zum EKG von $-0,03 \pm 1,48$ bpm. Unter Annahme einer Normalverteilung sind 95 % der Differenzen im Übereinstimmungsbereich $[-2,94; 2,88]$ zu erwarten. Leboeuf et al. (2014) prüft die Validität des selbstentwickelten Pulsfrequenzmessgeräts ($N = 14$) über den gesamten Herzfrequenzbereich, von Ruhe bis zur Ausbelastung ($HF > 200$ bpm). Dabei ergibt sich im Mittel eine systematische, leichte Unterschätzung der Herzfrequenz von $0,2 \pm 4,4$ %. Dies entspricht einer ausgezeichneten Übereinstimmung ($R^2 = .98$) mit den gemessenen Herzfrequenzen des 12-Kanal-EKGs. Die Ergebnisse von Leboeuf et al. (2014) und Tigges et al. (2019) sind mit den Ergebnissen der vorliegenden Studie zu vergleichen.

Am Handgelenk getragene, photoplethysmographische Pulsfrequenzmessgeräte sind bis zum aktuellen Zeitpunkt im Vergleich zu den am Ohr getragenen Geräten ausführlicher auf deren Validität geprüft worden (Abt et al., 2018; Benedetto et al., 2018; Cadmus-Bertram et al., 2017; Gillinov

et al., 2017; Horton et al., 2017; Jo et al., 2016; Reddy et al., 2018; Shcherbina et al., 2017; Stahl et al., 2016; Støve et al., 2019; Wallen et al., 2016; Wang et al., 2017). Die Studien untersuchen die Validität von Fitness-Trackern und Sportuhren während verschiedener Belastungsformen, -intensitäten und Sportarten. Damit die Vergleichbarkeit der Ergebnisse dieser Studien mit den vorliegenden Ergebnissen des Cosinuss^oOne und des DashPro gegeben ist, werden im Folgenden ausschließlich diejenigen Studien betrachtet, bei denen sowohl die Validierung auf einem Fahrradergometer erfolgte als auch ein EKG als Kriteriumsmaß verwendet wurde. Die Validität von Apple Watch, Fitbit Charge HR, Basis Peak, Samsung Gear S und Polar M600 wurde in Ruhe, bei niedrigen sowie bei hohen Belastungsintensitäten geprüft (Benedetto et al., 2018; Horton et al., 2017; Jo et al., 2016; Wallen et al., 2016). Alle Geräte tendieren dazu, die Herzfrequenz, sowohl in Ruhe als auch beim Radfahren zu unterschätzen. Wallen et al. (2016) und Horton et al. (2017) weisen darauf hin, dass eine zunehmende körperliche Beanspruchung zu einer abnehmenden Genauigkeit der Pulsfrequenzmessung führt. Die Ergebnisse von Wallen et al. (2016) zeigen eine systematische Unterschätzung der Herzfrequenz von 0,52 bpm (Basis Peak) bis 12,67 bpm (Fitbit Charge HR) bei niedrigen Belastungsintensitäten, sowie eine systematische Unterschätzung der Herzfrequenz von 7,42 bpm (Basis Peak) bis 14,20 bpm (Fitbit Charge HR) bei hohen Belastungsintensitäten. Horton et al. (2017) untersuchen die Validität der Sportuhr Polar M600. Dabei beobachten sie ebenfalls systematische Unterschätzungen der Herzfrequenz um 0,1 bpm in Ruhe bzw. um 1,9 bpm während des Radfahrens.

Zusammenfassend zeigen die Studien, dass die photoplethysmographische Pulsfrequenzmessung am Ohr wie auch am Handgelenk die Herzfrequenz in Ruhe sowie während des Radfahrens unterschätzt. Die Höhe der Unterschätzung ist abhängig vom verwendeten Pulsfrequenzmessgerät und nimmt mit steigender Herzfrequenz zu.

Aufgrund der Pulswellenlaufzeit können Unterschiede zwischen Herzfrequenz und Pulsfrequenz auftreten. Die Zeitverzögerung zwischen der R-Zacke des EKGs und dem Spitzenwert des Pulses am Ohr kann ein möglicher Auslöser der unterschätzten Herzfrequenz sein.

Untersuchungen (Achten & Jeukendrup, 2003; Tamura et al., 2014; Tamura, 2019) deuten darauf hin, dass die Validität photoplethysmographischer Pulsfrequenzmessgeräte durch die Stärke der Kompression auf die Haut beeinflusst wird. Eine zu geringe Blutzirkulation sowie eine Relativbewegung des Sensors zur Haut reduzieren die Validität. Dies ist insbesondere bei der Pulsfrequenzmessung am Handgelenk ein Problem.

Umgebungslicht ist ebenfalls eine Fehlerquelle der photoplethysmographischen Pulsfrequenzmessung (Trivedi et al., 1997). Es verfälscht das am Photodetektor empfangene, vom Gewebe reflektierte Licht.

Die Messung im Ohr wurde entwickelt, um diese Fehlerquellen zu minimieren. Wie Vogel et al. (2009) zeigen, ist ein PPG-Sensor in der Ohrmuschel nahe dem Gehörgang resistent gegen einen Großteil der erwähnten Störfaktoren. Durch die Platzierung im Gehörgang werden Durchblutungsstörungen und das Umgebungslicht reduziert, jedoch ergeben sich dadurch neue Schwächen. Kieferbewegungen zählen zu den dominanten Artefakten der photoplethysmographischen Pulsfrequenzmessung im Ohr (Vogel et al., 2009).

Die Validierungsstudien zeigen allesamt, dass die Photoplethysmographie eine geeignete Technologie zur Pulsfrequenzmessung ist. Anhand der Ergebnisse der vorliegenden Studie lässt sich schlussfolgern, dass die photoplethysmographische Pulsfrequenzmessung im äußeren Gehörgang eine valide Alternative zur Herzfrequenzmessung darstellt. Dieses Urteil bezieht sich jedoch ausschließlich auf die Anwendung der Pulsfrequenzmessgeräte unter kontrollierten Testbedingungen

und für gesunde, körperlich aktive Personen. Im Rahmen der Versuchsdurchführung wurden die Versuchspersonen angewiesen, ihre Kieferbewegungen zu reduzieren, um damit verbundene Bewegungsartefakte zu minimieren. Umfangreiche Studien unter realen Bedingungen können zu einem umfassenden Verständnis der Wechselwirkung zwischen Validität und Bewegungsartefakten beitragen. Tamura (2019) schlägt zudem technische Methoden zur Eliminierung von Bewegungsartefakten vor. Die Ergebnisse und Schlussfolgerungen hinsichtlich der Validität des Cosinuss^oOne und des DashPro können nicht auf die Grundgesamtheit übertragen werden. Die Probandengruppe repräsentiert eine spezielle Stichprobe. Aufgrund des jungen Alters und des gesunden Zustandes der Versuchspersonen können keine Rückschlüsse auf die Validität der beiden untersuchten Pulsfrequenzmessgeräte bei älteren oder kranken Menschen gezogen werden. Bereits eine geringe Unterschätzung der maximalen Herzfrequenz durch das Pulsfrequenzmessgerät kann für Personen mit Herz-Kreislauf-Erkrankungen, wie beispielsweise einer Herzinsuffizienz, eine gesundheitsgefährdende Situation hervorrufen.

Die Pulsfrequenz ist ein physiologischer Parameter, der zur Trainingssteuerung im Sport oder zur Überwachung des allgemeinen Gesundheitszustandes sowie der thermischen Beanspruchung dienen kann. Mit steigender Nutzung von Fitness-Trackern und Sportuhren in der Gesundheits- und Fitnessbranche müssen, zum Schutz des Verbrauchers, allgemeine Standards und Richtlinien zur Regelung von Messgenauigkeit und -präzision definiert werden. Die bestehende Intransparenz, z. B. bezüglich der verwendeten Algorithmen, erschwert jedoch die Analyse der Probleme und damit auch die Entwicklung von neuer technischer Lösungen. Die vorliegende Studie trägt dazu bei, diese Lücke zu schließen. Sie zeigt das Potenzial sowie die Schwächen zweier kommerziell erhältlicher, photoplethysmographischer Pulsfrequenzmessgeräte im Ohr.

4.5 Nichtinvasive Messung des Wasser-Elektrolyt-Haushalts – Ein konzeptioneller Beweis

Das Forschungsziel ist ein kontinuierlich, in Echtzeit messendes, nichtinvasives System zur Zustandsüberwachung des Wasser-Elektrolyt-Haushalts. Ein Leitfähigkeitsensormodul des Fraunhofer Institut für Photonische Mikrosysteme (IPMS, Dresden) wird auf dessen Validität und Reliabilität geprüft und hinsichtlich der benötigten Schweißmenge analysiert. Durch die Studie soll neues Wissen bzgl. der Leitfähigkeitsmessung von Schweiß generiert werden, welches in die Entwicklung eines nichtinvasiven Messsystems zur Überwachung des Wasser-Elektrolyt-Haushalts einfließen kann.

4.5.1 Systemdesign

Das System zur Messung der Leitfähigkeit setzt sich aus einem Leitfähigkeitsensormodul und einer Auswerteelektronik (Abbildung 40) zusammen. Beides wurde vom Fraunhofer Institut für Photonische Mikrosysteme (IPMS, Dresden) entwickelt. Das Leitfähigkeitsensormodul besteht aus einem Quadropolsensor mit kapazitiver Kopplung, einem Temperatursensor und einem sich auf der Rückseite des Moduls befindenden Goldkontakt. Der Goldkontakt gewährleistet den anodischen Betrieb, sofern ein Kontakt zum Messobjekt besteht. Eine Beschädigung des Sensormoduls durch statische Aufladung wird somit vermieden. Der Quadropolsensor basiert auf einer Vierleitermessung. Abbildung 40 (rechts) zeigt eine Detailaufnahme des Quadropolsensors und eine schematische Darstellung des Messprinzips.

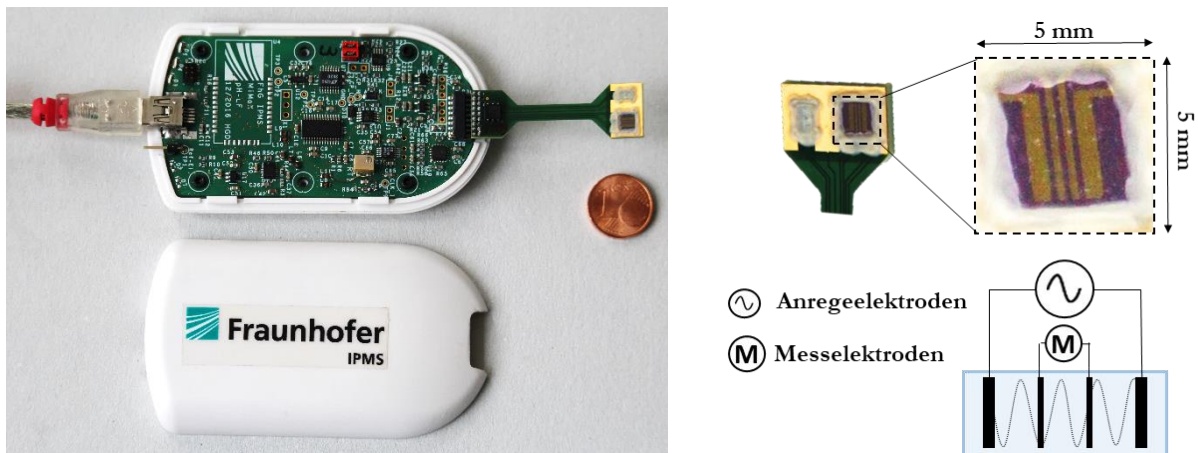


Abbildung 40. Auswerteelektronik und Leitfähigkeitsensormodul; Rechts: Detailaufnahme des Quadropolsensors (5x5 mm) und schematische Darstellung des Messprinzips. Die beiden äußeren Elektroden entsprechen den Anregeeletroden, die innenliegenden Elektroden den Messelektroden. (Eigene Darstellung)

Die Vierleitermessung erfolgt mittels zweier Anrege- und zweier Messelektroden. An den äußeren Anregeeletroden wird Wechselstrom angelegt, wodurch die sich in einer Lösung befindenden Elektrolyte angeregt werden. Die innenliegenden Messelektroden dienen als Potenzialsonden (Hering & Schönfelder, S. 546). Der dort entstehende Potenzialunterschied lässt auf die Impedanz einer Lösung schließen. Die Sensorik ist auf ein starres Trägermaterial auf Siliziumbasis aufgebracht. Der Leitfähigkeitssensor entspricht einer Fläche von 5x5 mm und weist eine Materialdicke (inkl. Trägermaterial) von 470 nm auf. Die Breite der Anregeeletroden und der Messelektroden ist 400 μm bzw. 150 μm . Der Abstand der Elektroden zueinander beträgt 150 μm . Der Sensor

kann mit einer Messfrequenz von 100 Hz bis 100 kHz betrieben werden. Eine 18-Pin-Steckverbindung ermöglicht den Anschluss des Leitfähigkeitsensormoduls an die Auswerteelektronik. Bei Umgebungsbedingungen von 20 °C bis 40 °C und 0–80 % r. L.F. beläuft sich der Messbereich auf 1 µS/cm bis 10 mS/cm. Die Messfrequenz beträgt 1 Hz. Die Datenübertragung und Spannungsversorgung (5 V) erfolgt über ein Mini-USB-Kabel an einen Computer. Der open-source Terminal-Emulator *Tera Term* zeichnet die Messdaten auf. Die weitere Verarbeitung erfolgt in Excel. Dort werden die Rohdaten mit einer Savitzky-Golay-Glättung 2. Ordnung mit einem Fenster von je fünf Messwerten geglättet. Im Anschluss erfolgt die Multiplikation mit der Zellkonstante sowie die Skalierung auf die Bezugstemperatur von 25 °C (Formel 9) um die Leitfähigkeit zu ermitteln.

$$K(25^{\circ}\text{C}) = \frac{K(T)}{1 + \alpha(T - 25^{\circ}\text{C})} \quad (\text{Formel 9})$$

Mit:

K = Leitfähigkeit (µS/cm)
 T = Temperatur (°C)
 α = Temperaturkoeffizienten

Die resultierenden Daten dienen spezifischen Analysen zur Evaluation des Leitfähigkeitssensors.

4.5.2 Evaluierung des Leitfähigkeitssensors

Die Evaluierung des Leitfähigkeitssensors umfasst folgende Prüfungen:

- (1) Benötigte Schweißmenge
- (2) Validität
- (3) Reliabilität
- (4) Schweißrückstände auf der Sensoroberfläche

Zunächst musste im Vorfeld der Evaluierung die Kalibration des Leitfähigkeitssensors durchgeführt und belastungsinduzierter, ekriner Schweiß eines männlichen Probanden (27 Jahre, 172 cm, 72 kg, *Functional Threshold Power* (FTP) = 280 W) gesammelt werden. Beide Versuche fanden bei 30 °C und 50 % r. L.F. in einer Klimakammer (WEISS Umwelttechnik GmbH, Reiskirchen-Lindenstruth, Deutschland) am Lehrstuhl für Ergonomie der Technischen Universität München statt.

Ziel der Kalibration des Leitfähigkeitssensors ist die Ermittlung der Zellkonstante, welche zur Bestimmung der Leitfähigkeit notwendig ist (vgl. Kapitel 4.5.1). Die Kalibration erfolgte mittels dreier Referenzlösungen. Tabelle 23 zeigt die für die Kalibration verwendeten Kaliumchlorid(KCl)-Lösungen (Hanna Instruments Inc., Woonsocket, USA) und deren Mischverhältnis mit bi-distilliertem Wasser. Die Kalibrierlösung HI70031 wurde standardmäßig verwendet. Die Verdünnung der Kalibrierlösung HI70030 mit bi-distilliertem Wasser (AQUA BIDEEST, Medicalcorner24, Oer-Ertkenschwick) erfolgte im Verhältnis 1:1 bzw. 3:1.

Tabelle 23. Zur Kalibration verwendete KCl-Lösungen. Angegeben sind Mischverhältnis mit bi-distilliertem Wasser und Leitfähigkeit (µS/cm) bei 30 °C vor und nach Verdünnung.

KCl-Lösung	Leitfähigkeit der Kalibrierlösung bei 30 °C (µS/cm)	Mischverhältnis KCl/bi-distilliertes Wasser	Leitfähigkeit nach Verdünnung bei 30 °C (µS/cm)
HI70031	1548	Keine Verdünnung	1548
HI70030	6440	1:1	12880
HI70030	9660	3:1	12880

Aus dem Mischverhältnis ergeben sich eine 0,01-, eine 0,05- und eine 0,075molare KCl-Lösung. Der Kalibriervorgang fand jeweils in 30 ml der Kalibrierlösungen statt, die auf 30 °C temperiert wurden.

Die Belastung des Probandenversuchs zur Sammlung des Schweißes erfolgte auf einem Radergometer (ergo_bike premium 8i, daum electronic GmbH, Fürth, Germany). Nach Allen und Coggan (2017) wurde vorab ein *Functional Threshold Power* (FTP)-Test durchgeführt. Dieser bestimmt die Leistung, die über eine Dauer von 60 min auf einem Radergometer aufrechterhalten werden kann. Die FTP diente zur Belastungssteuerung des Probanden während des Versuchs zur Sammlung des ekkrinen Schweißes. Die Belastung des Probanden erfolgte bei 235 W, was einer FTP von ca. 84 % entspricht. Der Probandenversuch gliederte sich in 15 min Akklimatisation, 30 min Belastung und 15 min Erholung. Die Akklimatisation sowie die Erholungsphase fanden in sitzender Position statt. Eine kontinuierliche Messung (1 Hz) der Körperkerntemperatur mit einem rektalen Temperatursensor (Level 1®, general purpose temperature probe ER400-9, Smiths Medical ASD Inc., St. Paul, Minnesota, USA) diente der Überwachung des Gesundheitszustandes des Probanden. Kriterien für einen vorzeitigen Abbruch des Versuchs waren ein Steigen der Körperkerntemperatur auf > 39 °C bzw. ein Zustand der subjektiv wahrgenommenen physischen Erschöpfung. Der Proband durfte während des Versuchs Flüssigkeit zuführen. Die konsumierte Flüssigkeitsmenge wurde durch eine abschließende Gewichtskontrolle berücksichtigt (Maughan et al., 2007). Während der 30-minütigen Belastung wurde die lokale Schweißrate entsprechend des Vorgehens von Morris et al. (2013) am unteren Rücken und in Höhe des 10. thorakalen Wirbels bestimmt. Hierzu diente ein einseitig laminiertes, saugfähiges Patch (laminated Airlaid 2724, Technical Absorbents Ltd., Grimsby, UK) einer Fläche von 64 cm² (Abbildung 41 rechts).

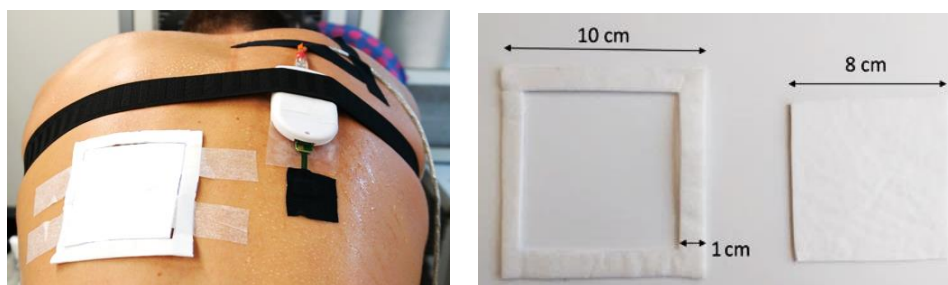


Abbildung 41. Links: Versuchsaufbau zur Messung der Leitfähigkeit und der Schweißrate; Rechts: saugfähiges Patch zur Schweißratenmessung. (Ronneberger, 2018, S. 61–62)

Das 8x8 cm große Patch verfügt über eine Aufnahmekapazität von > 28 g/cm². Ein Rahmen sollte Schweiß anderer Körperstellen vom Patch fernhalten. Die Fixierung des Patches inkl. des Rahmens erfolgte nach gründlicher Reinigung der Hautoberfläche unter Verwendung zweier Pflasterstreifen (Transpore™, 3M, London, Ontario, Kanada) am unteren Rücken. Während der 30-minütigen Belastung wurde der Schweiß innerhalb von drei Zeitintervallen von jeweils 5 min gesammelt und daraus die lokale Schweißrate berechnet: Intervall (I) 0–5 min, (II) 12,5–17,5 min und (III) 25–30 min. Nach den Zeitintervallen (I)–(III) wurde das Patch jeweils ohne Rahmen mit einer Präzisionswaage (PFB, Kern & Sohn GmbH, Balingen, Deutschland) gewogen. Aus der Differenz des Gewichtes vor und nach jedem Zeitintervall, der Patchoberfläche und der Dauer eines jeden Zeitintervalls kann nach Morris et al. (2013) die lokale Schweißrate in mg/cm²min berechnet werden. Um ein Verdunsten des gesammelten Schweißes bzw. eine Gewichtszunahme durch den

Feuchtegehalt in der Luft zu vermeiden, wurden die Patches in luftdichten, wiederverschließbaren Plastikbeuteln aufbewahrt. Im Rahmen zusätzlicher ex-situ Messungen wurden die Natrium- und Kaliumkonzentrationen des ekkrinen Schweißes mit ionenselektiven Elektroden (LAQUAtwin B-731 Kaliummessgerät, LAQUAtwin B-722 Natriummessgerät, Horiba, Kyoto, Japan) gemessen. Die Natrium- und Kaliumkonzentration des gesammelten Schweißes liegen im Bereich von 940 mmol/l bzw. 480 mmol/l. Die Schweißrate am unteren Rücken ist 5 min nach Versuchsbeginn bei 0,86 mg/cm²min, steigt bis Minute 15 auf 1,75 mg/cm²min und erreicht zum Versuchsende 1,97 mg/cm²min. Die lokale Hauttemperatur erhöht sich über die Versuchsdauer von 31,3 °C auf 33,5 °C. Die Gewichtsmessungen vor und nach der Belastung zeigen einen Verlust von ca. 1 kg Körpergewicht. Dies entspricht einem Wasserverlust von etwa 1,4 % des Körpergewichts.

Im weiteren Verlauf wird das Vorgehen der Prüfungen 1–4 zur Evaluierung des Leitfähigkeitsensors erläutert. Die Prüfungen erfolgen allesamt in einer Klimakammer (WEISS Umwelttechnik GmbH, Reiskirchen-Lindenstruth, Deutschland) am Lehrstuhl für Ergonomie der Technischen Universität München bei 30 °C und 50 % r. LF.

(1) Benötigte Schweißmenge

Für die Gewährleistung stabiler Leitfähigkeitswerte muss der Leitfähigkeitsensor konstant mit einer ausreichenden Menge an Schweiß bedeckt sein. Dazu werden exakt abgemessene Flüssigkeitsmengen einer 0,01molaren KCl-Kalibrierlösung (HI70031 Kalibrierlösung Leitfähigkeit 1413 µS/cm, Hanna Instruments, Woonsocket, USA) mit Hilfe von Messpipetten (Tacta, Tacta® mechanische Pipette, 1 Kanal, 0,1–5 µl, Satorius AG, Göttingen; Picus, Picus® elektronische Pipette, 1 Kanal, 5–120 µl, Satorius AG, Göttingen) auf die Sensoroberfläche appliziert. Die Leitfähigkeitsmessung erfolgt von 1 bis 40 µl, wobei bis 4 µl in 1 µl Schritten und von 5 bis 40 µl in 5 µl Schritten vorgegangen wird.

(2) Validität

Die Versuchsdurchführung zur Validität des Leitfähigkeitsensors erfolgt ex-situ. Der Leitfähigkeitsensor wird mit der unter (1) *Benötigte Schweißmenge* als ausreichend definierten Menge an belastungsinduziertem, ekkrinen Schweiß vom unteren Rücken eines männlichen Probanden bedeckt. Die Dauer einer Messung beträgt 2 min. Die Messung wird dreimal wiederholt. Als Referenzgerät dient ein Konduktometer mit Messzelle (GMH 3430, GHM GROUP – Greisinger, Regenstein, Deutschland). Wässrige Lösungen weisen eine Temperaturabhängigkeit von etwa 2 % pro Grad Celsius auf (Oesterle, 1990). Zu dessen Kompensation wird ein Temperatursensor (Level 1®, general purpose temperature probe ER400-9, Smiths Medical ASD Inc., St. Paul, Minnesota, USA) verwendet. Die Validität des Leitfähigkeitsensors wird anhand des *MAPE* und der Bland-Altman-Analyse bestimmt. Dabei werden die Mittelwerte des Leitfähigkeitsensors und des Konduktometers aus dem Zeitintervall der ersten bis zweiten Messminute miteinander verglichen. Bei der Bland-Altman-Analyse werden die *LoA* auf 95 % festgesetzt. Einen standardisierten Schwellenwert des *MAPE* für eine hinreichende Validität gibt es bis zum jetzigen Zeitpunkt nicht. Im Rahmen der beschriebenen Tests gilt, in Anlehnung an Feito et al. (2012) und Fokkema et al. (2017), ein Schwellenwert von 5 %.

(3) Reliabilität

Die Reliabilität des Leitfähigkeitsensors wird anhand der Test-Retest-Reliabilität ermittelt. Die Leitfähigkeit einer 0,01-, 0,05- und einer 0,075-molaren KCl-Lösung sowie die Leitfähigkeit von Schweiß wird jeweils dreimal getestet. Das Versuchsdesign entspricht dem der Kalibriermessungen. Die Test-Retest-Reliabilität wird anhand des *MAPE*, der Mittelwertsdifferenzen mit deren Standardfehlern und der Intraklassenkorrelation (*ICC*; 95 % *Confidence Interval (CI)*) bestimmt. Die

Berechnung erfolgt in der Statistik-Software SPSS (Version 23.0, IBM SPSS Inc., Chicago, IL, USA). Die Wertebereiche der *ICC* gliedern sich nach Fokkema et al. (2017) in $> .90$; $.90-.75$; $.75-.60$ und $< .60$, die respektive als sehr gut, gut, mittelmäßig und schlecht definiert werden. Der Schwellenwert des *MAPE* wird auf 5 % gesetzt.

(4) Schweißablagerungen auf der Sensoroberfläche

Um mögliche Schweißablagerungen zu erfassen, wird der Zustand der Sensoroberfläche nach einem Langzeitversuch über 180 min unter dem Digitalmikroskop VHX-500 (Keyence, Osaka, Japan) betrachtet. Dabei wird der Leitfähigkeitsensor mit der unter (1) *Benötigte Schweißmenge* als ausreichend definierten Menge an belastungsinduziertem, ekkrinen Schweiß vom unteren Rücken eines männlichen Probanden bedeckt.

4.5.3 Ergebnisse

Nachfolgend erfolgt die Darstellung der Ergebnisse der in Kapitel 4.5.2 erläuterten Prüfungen zur Evaluierung des Leitfähigkeitsensors.

(1) Benötigte Schweißmenge

Abbildung 42 zeigt die gemessenen Leitfähigkeiten in Abhängigkeit der Flüssigkeitsmenge, mit der die Sensoroberfläche benetzt wurde.

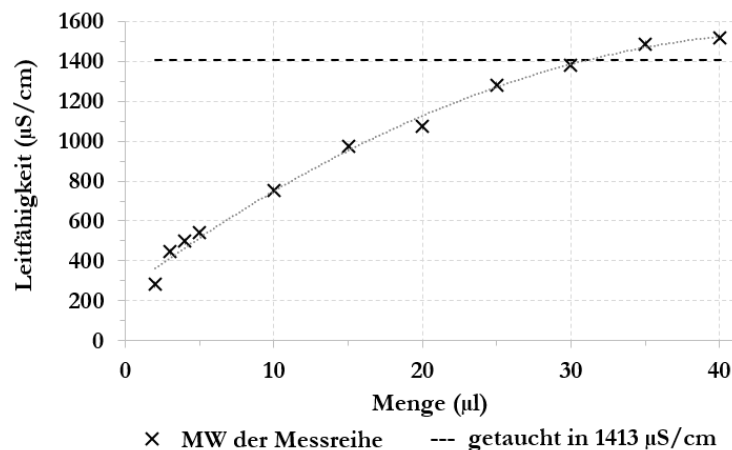


Abbildung 42. Mit dem Leitfähigkeitsensor gemessene Leitfähigkeit einer KCl-Kalibrierlösung (1413 µS/cm) in Abhängigkeit der Flüssigkeitsmenge, mit der die Sensoroberfläche des Leitfähigkeitsensors benetzt wurde.

Ab etwa 2 µl zeigen sich stabile Leitfähigkeitswerte. Jedoch liegen diese deutlich unter dem Leitfähigkeitswert der Kalibrierlösung. Mit zunehmender Flüssigkeitsmenge, mit der die Sensoroberfläche benetzt wird, nähert sich die gemessene Leitfähigkeit den 1413 µS/cm der Kalibrierlösung an. Bei den Mengen von 35 µl und 40 µl werden zu hohe Leitfähigkeiten gemessen. Der Variationskoeffizient schwankt zwischen 0,2 % und 0,7 %.

(2) Validität

Die Messungen bzgl. der Validität des Leitfähigkeitsensors zeigen im Vergleich zu den Werten des Konduktometers nur geringfügige Abweichungen (Tabelle 24).

Tabelle 24. Vergleich der gemessenen Leitfähigkeiten des Leitfähigkeitsensors mit denen des Konduktometers. Dargestellt sind MW \pm SD (mS/cm), MAPE (%), Bias (mS/cm) und LoA (mS/cm).

	Konduktometer	Leitfähigkeitsensor			
	(mS/cm)	MW \pm SD (mS/cm)	MAPE (%)	Bias (mS/cm)	LoA (mS/cm)
Messung 1	6,47	6,45 \pm 0,02	0,3	-0,01	[-0,03; 0,01]
Messung 2	6,49	6,48 \pm 0,01	0,4		
Messung 3	6,47	6,48 \pm 0,02	0,4		

Der *MAPE* der drei Messungen liegt bei 0,3–0,4 %. Die Bland-Altman-Analyse ergibt eine mittlere Abweichung des Leitfähigkeitsensors zum Konduktometer um -0,01 mS/cm. Unter Annahme einer Normalverteilung sind 95 % der Mittelwertsdifferenzen des Leitfähigkeitsensors innerhalb des Übereinstimmungsbereichs von [-0,03; 0,01] zu erwarten.

(3) Reliabilität

Tabelle 25 zeigt die Ergebnisse der Test-Retest-Reliabilität des Leitfähigkeitsensors. Die Test-Retest-Reliabilität ist abhängig von der untersuchten Lösung.

Tabelle 25. Test-Retest-Reliabilität des Leitfähigkeitsensors bei 0,01-, 0,05- und 0,075molarer KCl-Lösung sowie bei Schweiß. Verglichen werden jeweils drei Messungen. Dargestellt sind Anzahl der Messpunkte (n), Mittelwertsdifferenz \pm SE (μ S/cm), MAPE (%), ICC und CI (μ S/cm).

Lösung	Messvergleich	Messpunkte (n)	Mittelwertsdifferenz \pm SE (μ S/cm)	MAPE (%)	ICC	CI (μ S/cm)
0,01 M KCl	1 vs. 2	55	40,1 \pm 0,1	2,8	.98	[0,97; 0,99]
	1 vs. 3	55	55,5 \pm 0,4	3,7	.94	[0,90; 0,97]
	2 vs. 3	55	15,3 \pm 0,4	1,0	.91	[0,86; 0,95]
0,05 M KCl	1 vs. 2	55	4,5 \pm 0,3	0,1	.99	[0,98; 0,99]
	1 vs. 3	55	110,0 \pm 1,1	1,7	.92	[0,87; 0,95]
	2 vs. 3	55	105,9 \pm 0,9	1,6	.94	[0,91; 0,96]
0,075 M KCl	1 vs. 2	52	25,7 \pm 1,3	0,3	.94	[0,90; 0,96]
	1 vs. 3	52	6,0 \pm 0,5	0,1	.99	[0,98; 0,99]
	2 vs. 3	52	31,5 \pm 1,6	0,3	.93	[0,88; 0,96]
Schweiß	1 vs. 2	55	19,8 \pm 0,9	0,3	.97	[0,96; 0,98]
	1 vs. 3	55	4,2 \pm 0,5	0,1	.98	[0,97; 0,99]
	2 vs. 3	55	19,6 \pm 0,7	0,3	.98	[0,97; 0,99]

Dabei ergeben sich beim Schweiß (0,1–0,3 %) sowie bei der 0,075molaren KCl-Lösung (0,1–0,3 %) die niedrigsten *MAPE* Werte. Die höchsten *MAPE* Werte werden bei der 0,01molaren KCl-Lösung beobachtet (1,0–3,7 %). Die *ICC* liegt zwischen .91 und .99.

(4) Schweißablagerungen auf der Sensoroberfläche

Abbildung 43 zeigt die Salzkristall-Rückstände auf der Sensoroberfläche nach einer Langzeitmessung über 180 min.

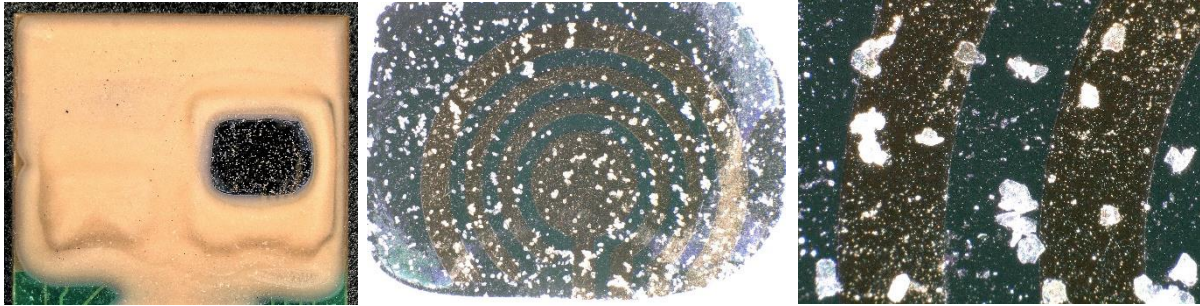


Abbildung 43. Salzkristall-Rückstände auf der Sensoroberfläche nach einer Langzeitmessung über 180 min in Schweiß. Dargestellt von links nach rechts: 20-, 100- und 400-fache Vergrößerung der Sensoroberfläche des Leitfähigkeitsensors. (Ronneberger, 2018, S. 82)

4.5.4 Diskussion

Das Ziel der Teilstudie war es, neues Wissen zu generieren, welches in die Entwicklung eines nichtinvasiven Messsystems zur Überwachung des Wasser-Elektrolyt-Haushalts einfließen kann. Grundgedanke dabei war die Analyse des Schweißes und hierbei speziell die Bestimmung seiner Leitfähigkeit für die Überwachung des Wasser-Elektrolyt-Haushalts. Dies ist bislang noch wenig untersucht. Der Fokus der Studie lag auf der Untersuchung der Anforderungen an einen vom Fraunhofer Institut für Photonische Mikrosysteme (IPMS, Dresden) entwickelten Leitfähigkeitsensor und dessen Validierung.

Für die genaue Messung der Leitfähigkeit unter Verwendung des Leitfähigkeitsensormoduls wird aufgrund der Ergebnisse der Messreihe in Abbildung 42 eine Flüssigkeitsmenge von 30 μl empfohlen. Selbst bei hohen lokalen Schweißraten wird der bloße Kontakt des Leitfähigkeitsensors mit der Haut nicht ausreichen, um eine ausreichende Benetzung der Sensoroberfläche sicherzustellen. Es muss folglich ein Konzept entwickelt werden, welches sowohl die Sammlung als auch den Transport einer gleichbleibenden Schweißmenge von 30 μl zur Sensoroberfläche garantiert. Um das Messsystem dennoch möglichst klein zu dimensionieren, empfiehlt sich die Schweißsammlung am unteren und mittleren Rücken. Dort treten die höchsten lokalen Schweißraten auf (Smith & Havenith, 2011, 2012).

Die Validitätsprüfung des Leitfähigkeitsensors ergibt einen *MAPE* von 0,3–0,4 %. Dieser *MAPE* ist deutlich geringer als die von Feito et al. (2012) und Fokkema et al. (2017) definierte maximale Abweichung von ± 5 %. Demzufolge weist der Leitfähigkeitsensor eine ausreichende Validität auf. Die Leitfähigkeit stellt die Basis für weiterführende Analysen dar und erlaubt den Rückschluss auf den Status des Wasser-Elektrolyt-Haushalts. Eine konstante Messung der Leitfähigkeit ist zu empfehlen, da darauf basierend Trendvorhersagen getätigt und Handlungsempfehlungen für den Nutzer ausgesprochen werden können. Die Messfrequenz von 1 Hz ist für diese Zwecke ausreichend.

Die Test-Retest-Reliabilität des Leitfähigkeitsensors ist positiv zu bewerten. Der *MAPE* liegt zwischen 0,1 % und 3,7 % und somit unter dem Schwellenwert von ± 5 %. Gleichwohl sich die Mittelwertsdifferenzen deutlich unterscheiden und zum Teil relativ hoch sind, zeigt sich durchwegs eine sehr gute Intraklassenkorrelation mit Werten $> .90$. Es wird ein Bias von

4,2 $\mu\text{S}/\text{cm}$ bis 110,0 $\mu\text{S}/\text{cm}$ gemessen. Dabei sind hohe bzw. niedrige Mittelwertsdifferenzen nicht einer bestimmten Messlösung zuzuordnen. Eine eventuelle Verunreinigung der Lösung bzw. der Sensorfläche könnte die Ursache für diese stark variierenden Mittelwertsdifferenzen sein. Findet keine Säuberung der Sensoroberfläche statt, dann ist eine deutliche Salzkristallbildung zu erwarten. Abbildung 43 zeigt deutlich, dass sich bei einer Langzeitmessung Salzkristalle auf der Sensoroberfläche bilden. Eine Beeinflussung der Messergebnisse sowie eine Beschädigung der Sensoroberfläche kann infolgedessen nicht ausgeschlossen werden.

Schweiß als alternatives Biofluid zur Zustandserfassung des Wasser-Elektrolyt-Haushalts stellt die Wissenschaft vor Herausforderungen. Chemische Rückstände auf der Haut, z. B. durch Kosmetika, oder aus der Umwelt können Schweiß verunreinigen. Die ex-situ gemessenen Natrium- (940 mmol/l) und Kaliumkonzentrationen (480 mmol/l) des ekkrinen Schweißes decken sich mit den Literaturdaten von Taylor und Machado-Moreira (2013). Die lokale Schweißrate am unteren Rücken ist zum Ende der Belastungsphase mit 1,97 mg/cm²min etwas höher als der von Smith und Havenith (2011) berechnete Median (1,91 mg/m²min). Die geringfügigen Abweichungen ergeben sich womöglich durch die unterschiedlichen Versuchsbedingungen. Smith und Havenith (2011) bestimmten die lokale Schweißrate bei einer niedrigeren Umgebungstemperatur (25,7 °C), wodurch die geringere Schweißrate erklärt werden kann. Die Beanspruchung wirkt sich ebenfalls auf die Schweißrate aus, ist jedoch bei den beiden Studien nicht miteinander vergleichbar, da unterschiedliche Parameter (FTP vs. VO_{2max}) verwendet wurden.

Auswirkungen der Schweißrate auf u. a. die Elektrolytkonzentration und damit auf die Leitfähigkeit stellen die größte technische Herausforderung für ein nichtinvasives Messsystem zur Überwachung des Wasser-Elektrolyt-Haushalts dar (Bariya et al., 2018). Mehrere Faktoren beeinflussen die Schweißrate. Hierzu gehören die Körperstelle, die Belastungsdauer und -intensität, Temperatur und Luftfeuchtigkeit der Umgebung, Bekleidung und individuelle Faktoren, wie Alter, Geschlecht und Trainingszustand (Baker, 2017; Barnes et al., 2019; Choi et al., 2020; Smith & Havenith, 2011, 2012). Publikationen weisen darauf hin, dass ein Zusammenhang zwischen den Schweißelektrolytkonzentration und der Schweißrate besteht (Morgan et al., 2004; van den Heuvel et al., 2009), weshalb die Schweißrate unbedingt in einem Messsystem zur Überwachung des Wasser-Elektrolyt-Haushalts berücksichtigt werden muss.

Bislang ist der Nutzen der Leitfähigkeit des Schweißes für die Überwachung des Wasser-Elektrolyt-Haushalts noch wenig untersucht. Nur selten wurde ein Leitfähigkeitssensor in ein Messsystem integriert (Coyle et al., 2010; Nyein et al., 2018; Yuan et al., 2019). Dabei diente der Leitfähigkeitssensor zur Bestimmung der Schweißrate bzw. der Gesamtelektrolytkonzentration im Schweiß. Erste Labor- und Feldstudien liefern vielversprechende Ergebnisse. Yuan et al. (2019) beschreiben eine hohe Messgüte ihres Sensors über die Dauer von 20 Stunden. Die Gesamtelektrolytkonzentration wird dabei mit einer Sensitivität von 0,063 $\mu\text{S}/\text{mM}$ und einer sehr hohen Zuverlässigkeit gemessen. Nyein et al. (2018) zeigen, dass der verwendete Leitfähigkeitssensor die physiologische Schweißrate mit einer ausreichenden Genauigkeit quantifiziert.

Für eine genaue Vorhersage des Wasser-Elektrolyt-Haushalts werden in der Literatur weitere Sensoren empfohlen (Armstrong, 2007). Die Leitfähigkeit spiegelt die Konzentration aller im Schweiß gelösten Elektrolyte wider und gibt daher keine detaillierte Auskunft über den Elektrolyt-Haushalt. Ionenselektive Elektroden ermöglichen die spezifische Messung einzelner Elektrolytkonzentrationen im Schweiß. Natrium, Chlorid und Kalium sind für die Regulation des Wasserhaushalts verantwortlich. Aufgrund ihrer hohen Konzentration im EZV sind Natrium- und Chloridionen die bestimmenden Größen für die extrazelluläre Konduktivität (Martinsen & Grimnes, 2014; Sonner et al., 2015). Natrium muss dem Körper aufgrund der hohen Konzentration, mit der es während

intensiver körperlicher Belastung ausgeschieden wird, zugeführt werden (Bergeron, 2003). Eine natriumselektive Elektrode kann Aufschluss über die rückzuführende Menge geben. Zudem beobachten Gao et al. (2016) eine Dehydration (Körpergewichtsverlust $\geq 2,75\%$) bei einem einsetzenden exponentiellen Wachstum der Schweißnatriumkonzentration. Die Stichprobe war allerdings sehr klein ($N = 6$) und der Zusammenhang konnte nur bei zwei der sechs Versuchsteilnehmer beobachtet werden. Aufgrund dessen sollte dieser Zusammenhang in weiteren Studien ausführlich untersucht werden. Sollte sich jedoch bestätigen, dass anhand der Schweißnatriumkonzentration der Zeitpunkt einer Dehydration bestimmt werden kann, wäre eine natriumselektive Elektrode für die nichtinvasive Überwachung des Wasser-Elektrolyt-Haushalts von großem Nutzen. Aufgrund der Korrelation zwischen der Schweißnatrium- und der Schweißchloridkonzentration (Patterson et al., 2000) wäre eine natriumselektive Elektrode ausreichend, um beide Parameter zu bestimmen. Neben Muskelkrämpfen (Bergeron, 2003) kann ein übermäßiger Verlust an Kalium zu einer Hypokaliämie und damit zu einer akuten Gesundheitsgefahr führen (Speedy et al., 2001). Ein Vorteil der Schweißkaliumkonzentration ist dessen Unabhängigkeit von der Schweißrate (Sonner et al., 2015). Aufgrund der geringen Kaliumkonzentration im Schweiß (Tabelle 9) ist der Einfluss auf die Leitfähigkeit jedoch als relativ gering einzuschätzen. Eine kaliumselektive Elektrode kann demnach nur geringfügig zur Überwachung des Wasser-Elektrolyt-Haushalts beitragen.

Des Weiteren wäre die Integration eines pH-Sensors denkbar. Der pH-Wert korreliert mit der Schweißrate und gilt als Indikator für die Belastungsintensität und die Dehydration (Dang et al., 2018; Patterson et al., 2000; Sonner et al., 2015). Auswirkungen der Schweißrate auf die Elektrolytkonzentrationen würden sich so besser bestimmen lassen.

Studien belegen die Existenz zahlreicher Prototypen, die Parameter wie die Schweißrate oder Elektrolytkonzentrationen messen. Es ist jedoch noch nicht ausreichend geklärt, inwiefern diese Daten Rückschlüsse auf den aktuellen Körperzustand zulassen (Bariya et al., 2018). Für die Entwicklung eines nichtinvasiven Messsystems zur Überwachung des Wasser-Elektrolyt-Haushalts ist die Kenntnis des Zusammenhangs der Elektrolytkonzentrationen im Blut und Schweiß von wesentlicher Bedeutung. Diese Zusammenhänge sollten im Rahmen einer Studie ausführlich untersucht werden. Die Ergebnisse einer solchen Studie würden wesentlich zur Auswahl geeigneter Sensoren und Stoffparameter beitragen, anhand derer der Wasser-Elektrolyt-Haushalt nichtinvasiv überwacht werden kann. Zudem müssen die Auswirkungen der Schweißrate auf die Elektrolytkonzentrationen im Schweiß und die Leitfähigkeit weiterhin analysiert werden.

Für die Vergleichbarkeit der Studienergebnisse mit bereits publizierten Ergebnissen sind bei der Durchführung einer solchen Studie insbesondere die klimatischen Bedingungen, die Belastungsintensität, die Messstelle und die Messmethodik zu berücksichtigen (Baker, 2017). Ein standardisiertes Versuchsprotokoll kann zur schnelleren Entwicklung eines validen Messsystems beitragen. Die Standardisierung des Versuchsdesigns schließt gleichermaßen die Auswahl der Stichprobe ein. Auf diese Weise lässt sich die interindividuelle Variabilität der Elektrolytkonzentrationen im Schweiß kontrollieren (Dill et al., 1966; Meyer et al., 2007; Meyer et al., 2016; Patterson et al., 2000). Inter- und intraindividuelle Unterschiede entstehen u. a. aufgrund des Alters, des Geschlechts, des Trainingszustands sowie der Messstelle (Baker, 2017; Baker & Wolfe, 2020; Patterson et al., 2000; Taylor & Machado-Moreira, 2013). Die Einnahme bestimmter Medikamente bzw. Krankheiten wie beispielsweise Mukoviszidose können ebenfalls die Elektrolytkonzentrationen im Schweiß und damit auch die Leitfähigkeit beeinflussen (Emrich et al., 1968; Licht et al., 1957). Die Leitfähigkeit des Schweißes von Mukoviszidose Patienten kann aufgrund der gestörten Chloridsekretion der Schweißdrüsen > 13 mS/cm sein. Der in vorliegender Studie verwendete Leitfähigkeitssensor ist für Leitfähigkeiten von bis zu 50 mS/cm geeignet. Die Auswertelektronik

ist nur für den Messbereich von $10 \mu\text{S}/\text{cm}$ bis $10 \text{mS}/\text{cm}$ ausgelegt. Demzufolge sollte der Messbereich der Auswertelektronik erweitert werden, um die Messung höherer Leitfähigkeiten zu ermöglichen.

Weitere Anforderungen an ein Messsystem zur nichtinvasiven Überwachung des Wasser-Elektrolyt-Haushalts bestehen in einer mobilen Datenübertragung, einer intuitiven Bedienung und einem nutzerzentrierten Feedback. Das Feedback sollte den aktuellen Wasser-Elektrolyt-Haushalt sowie eine Trendvorhersage enthalten. Janta (2021) untersuchte in seiner Dissertation unter anderem die Risiken falsch-positiver bzw. falsch-negativer Rückmeldungen an den Nutzer. Darüber hinaus sollten dem Nutzer Handlungsempfehlungen gegeben werden, um einen unausgewogenen Wasser-Elektrolyt-Haushalt ausgleichen zu können.

5 FAZIT UND AUSBLICK

Sofern das Tragen einer Persönlichen Schutzausrüstung (PSA) nicht vorgeschrieben ist, wird diese aufgrund mangelhaften Komforts und der zusätzlichen körperlichen Belastung häufig unsachgemäß bzw. nicht getragen. Um die Akzeptanz und somit die Tragequote von PSA zu erhöhen, muss diese ergonomischer gestaltet werden. Mit der Verordnung des Europäischen Parlaments und des Rates vom 9. März 2016 (2016/425, 2016/DE) wurde ein wichtiger Schritt in diese Richtung getätigt. Nach der Verordnung zählt die Ergonomie zu den Entwurfsgrundsätzen von PSA. Mit Inkrafttreten der Verordnung sind Hersteller von PSA verpflichtet, ergonomische Anforderungen zu berücksichtigen. Damit soll die Akzeptanz gegenüber der PSA und folglich die Sicherheit, der Komfort und die Leistungsfähigkeit des Nutzers verbessert werden.

Ergonomische PSA beschränkt sich nicht nur auf die Anpassung an die Anthropometrie und die Biomechanik des Nutzers, sondern beinhaltet auch die Optimierung des Thermomanagements. Der Grund dafür liegt auf der Hand: PSA beeinträchtigt häufig den Wärmeaustausch des Körpers mit der Umgebung. Kann die Thermoregulation das Wärmegleichgewicht des Körpers nicht mehr aufrechterhalten, steigen die Körperkerntemperatur (KKT) und die Herzfrequenz (HF), der Wasser-Elektrolyt-Haushalt kann aus dem Gleichgewicht geraten. Begleiterscheinungen einer hohen thermischen Beanspruchung sind neben einer geringen thermischen Behaglichkeit, eine verminderte Arbeitsleistung und Ausdauer. Hitzebedingte Erkrankungen im Sport und Arbeitsumfeld sind keine Seltenheit. Zum Schutz der Arbeitnehmer vor zu hoher Hitzebelastung gelten lediglich Empfehlungen. Besonderes Augenmerk gilt hierbei dem Kopf, nicht nur, weil hier das Thermoregulationszentrum sitzt, sondern weil er im Bereich Sport und Arbeit häufig durch einen Helm geschützt sein muss. Dessen Bauform und die verwendeten Helmmaterialien bestimmen sein Isolationsvermögen und den Luftaustausch, wobei die klimatischen Randbedingungen extrem sein können, insbesondere dann, wenn hohe Außentemperaturen mit intensiver Strahlung kombiniert sind. Der Wunsch nach einer effektiven und gleichsam komfortablen Kopfkühlung ist somit naheliegend. Der Stand der Forschung und Technik zu persönlicher Kühlausrüstung für den Kopf hat sich überwiegend im Bereich der Motorrad- und Industrieschutzhelme entwickelt. Für noch schwerere Helme, wie z. B. die ballistischen Helme von Einsatzkräften (Polizei, Militär), sind noch wenig Lösungen existent und man beschränkt sich bis dato auf die Kühlung des Rumpfes. Ein Grund dafür dürfte sein, dass die technischen Anforderungen an ein Kühlsystem für den Einsatz unter ballistischen Helmen sehr hoch sind. Eine Kühlung des Torsos ist unter Berücksichtigung der Anforderungen wesentlich einfacher zu realisieren. Die vorliegende Arbeit zeigt technische Lösungen zur Reduktion der thermischen Belastung am Kopf. Der Fokus lag dabei auf Phase Change Materials (PCMs) und flüssigkeitsgekühlter Ausrüstung.

Teilstudie I untersuchte das Kühlpotential von PCMs. Es wurden Erkenntnisse darüber gesammelt, welche maximale Kühldauer die PCMs besitzen und welche Phasenübergangstemperatur sich für die Anwendung am Kopf eignet. Anhand mehrerer Funktionsprototypen wurde zudem die Frage geklärt, inwiefern ein PCM den lokalen thermischen Diskomfort unter einem ballistischen Helm reduziert. Ein zentrales Resultat von Teilstudie I ist, dass ein die Stirn und Schläfen kühlendes System mit einem PCM den lokalen thermischen Diskomfort unter ballistischen Helmen in warmer Umgebung reduzieren kann. Gleichwohl anorganische PCMs auf Salzhydratbasis gesundheitlich unbedenklich sind, zeichnen sie sich durch die Neigung zum Supercooling sowie

durch eine breite Phasenübergangstemperatur aus. Zur Vermeidung von Hautirritationen und Kälteschmerz bei gleichzeitiger Kühlung der Haut sollte die Phasenübergangstemperatur leicht unterhalb der thermischen Indifferenzzone (27–33 °C) liegen. Im Vergleich der verschiedenen PCMs zeigte sich das PCM RT26 für die Anwendung am Kopf am geeignetsten. Der Funktionsprototyp reduziert den thermischen Diskomfort über eine Dauer von 120 min. Die von Nagano et al. (2003) zur Reduktion der thermischen Belastung im Sport und Arbeitsumfeld empfohlenen Anforderungen an PCMs werden durch das PCM RT26 größtenteils erfüllt.

In Teilstudie II wurde ein aktives, flüssigkeitsgekühltes System für ballistische Helme entwickelt und im Probandenversuch validiert. Die Ergebnisse der Teilstudie II zeigen, dass das System in der Lage ist, den Kopf wirksam zu kühlen: Ohne Kühlung des Kopfes werden lokal Hauttemperaturen von bis zu 42 °C gemessen, die Wärmebelastung ist demnach als deutlich zu hoch einzustufen. Das aktive, flüssigkeitsgekühlte System reduziert sowohl die thermische Belastung als auch den lokalen thermischen Diskomfort. Mögliche Auswirkungen auf kardiovaskuläre Funktionen sollten in zukünftigen Untersuchungen analysiert werden. Ein wesentlicher Vorteil des entwickelten Kühlsystems stellt die aktive Kühlung der Kühlflüssigkeit dar. Aufgrunddessen ist mit einer deutlich längeren Kühlwirkung verglichen mit passiven Kühlsystemen zu rechnen. Die Entwicklung des aktiven Kühlsystems erfolgte unter Berücksichtigung der wesentlichen Anforderungen. In Kombination mit einem ballistischen Helm muss das Kühlsystem u. a. beständig gegenüber extremen Umwelteinflüssen sein, ein geringes Gewicht haben, es darf die Bewegungsfreiheit sowie das Sichtfeld des Nutzers nicht einschränken und die Materialien müssen nicht entflammbar sein. Selbstverständlich muss außerdem die Schutzfunktion des Helms beibehalten werden. Gleichwohl viele dieser Anforderungen erfüllt werden, besteht Optimierungspotential. Die Regelung der Kühlleistung sollte an individuelle Präferenzen angepasst und intelligent gestaltet werden. Eine intelligente Regelung bedeutet in diesem Zusammenhang, eine von der thermischen Beanspruchung des Helmträgers und den klimatischen Gegebenheiten geregelte Kühlleistung.

In Teilstudie III wurde ein linear gemischtes Modell (engl. *linear-mixed effect model*, LMM) zur Vorhersage der Körperkerntemperatur erstellt und validiert. Ein Vergleich mit zwei publizierten Kalman-Filter (KF) Modellen ergänzt die Validierung. Der Nutzen einer Vorhersage der KKT in Echtzeit liegt in der Überwachung der thermischen Beanspruchung und damit auch des Gesundheitszustandes des Menschen. Gesundheitsgefährdende Situationen können auf diese Weise frühzeitig erkannt und geeignete Gegenmaßnahmen ergriffen werden. Das entwickelte LMM_{min} benötigt für die Vorhersage der KKT die nichtinvasiven Messdaten der Herzfrequenz, Hauttemperatur am Sternum und des Wärmestroms an der Scapula. Das LMM_{min} erklärt 72 % der Varianz der KKT und schätzt die KKT mit einem RMSE von 0,19 °C. Damit ist die Vorhersagegenauigkeit des LMM_{min} im Vergleich zu den beiden KF Modellen, deren RMSE bei 0,31–0,47 °C liegt, höher. Unter Berücksichtigung der von Casa et al. (2007), Ganio et al. (2009), Hunt et al. (2019) und Mündel et al. (2016) definierten Grenzwerte eignet sich das LMM_{min} ebenfalls zur Schätzung der KKT außerhalb des klinischen Umfeldes. Ein möglicher Grund für die bessere Vorhersagegenauigkeit des LMM_{min} gegenüber der beiden KF-Modelle könnten die weiteren Prädiktorvariablen sein. Beide KF-Modelle basieren ausschließlich auf der HF, wohingegen das LMM_{min} neben der HF noch die isolierte Hauttemperatur am Sternum und den Wärmestrom an der Scapula berücksichtigt. Aufgrund der geringen Anzahl an benötigten Sensoren ist davon auszugehen, dass die Anwendung der untersuchten Modelle zur Schätzung der KKT im Sport und Arbeitsumfeld praktikabel ist. Jedoch sind weitere Studien notwendig, um die Leistung der Vorhersagemodelle

unter verschiedenen sport- und arbeitsbezogenen Bedingungen zu bewerten. Zudem ist eine individuelle Anpassung der Modelle an z. B. die Ruheherzfrequenz anzustreben, um so die Vorhersagegenauigkeit der KKT weiter zu verbessern.

Teilstudie IV prüfte, inwiefern die Pulsfrequenzmessung im Ohr eine valide Alternative zur Herzfrequenzmessung darstellt. Die Pulsfrequenz ist ein physiologischer Parameter, der zur Überwachung des allgemeinen Gesundheitszustandes sowie der thermischen Beanspruchung oder zur Trainingssteuerung im Sport dienen kann. Mit steigender Nutzung von Fitness-Trackern und Sportuhren in der Gesundheits- und Fitnessbranche müssen jedoch allgemeine Standards und Richtlinien zur Regelung von Messgenauigkeit und -präzision zum Schutz des Verbrauchers definiert werden. Die bestehende Intransparenz, z. B. bezüglich der verwendeten Algorithmen, erschwert die Analyse der Probleme und damit die Entwicklung neuer technischer Lösungen. Dies erfordert einen bedeutsamen Beitrag der Industrie. Studien zeigen, dass die Photoplethysmographie (PPG) eine vielversprechende Methode der Pulsfrequenzmessung ist. Ihre Anwendung in Wearables, insbesondere am Handgelenk und am Ohr, erfreut sich immer größerer Beliebtheit. Ein PPG-Sensor in der Ohrmuschel nahe dem Gehörgang ist gegenüber der meisten Störfaktoren resistent (Vogel et al., 2009). Durch die Platzierung im Gehörgang werden Durchblutungsstörungen und das Umgebungslicht reduziert. Aus diesem Grund empfiehlt sich die Pulsfrequenzmessung an dieser Körperstelle. Umfassende Studien zur Validität kommerzieller, am Ohr applizierter, photoplethysmographischer Pulsfrequenzmessgeräte fehlen allerdings bis zum aktuellen Zeitpunkt. Die vorliegende Studie trägt dazu bei, diese Lücke zu schließen. Sie zeigt das Potential sowie die Schwächen der beiden kommerziell erhältlichen photoplethysmographischen Pulsfrequenzmessgeräte Cosinuss^oOne und DashPro auf. Trotz der Tendenz zur leichten Unterschätzung der Herzfrequenz kann nach Fokkema et al. (2017) geschlossen werden, dass beide Geräte eine hinreichende Genauigkeit der Pulsfrequenzmessung für Herzfrequenzen ≤ 90 bpm sowie ≥ 100 bpm aufweisen. Anhand der Ergebnisse der vorliegenden Studie lässt sich ableiten, dass die photoplethysmographische Pulsfrequenzmessung im äußeren Gehörgang eine valide Alternative zur Herzfrequenzmessung darstellt. Dieses Urteil bezieht sich jedoch ausschließlich auf die Anwendung der Pulsfrequenzmessgeräte unter kontrollierten Testbedingungen und für gesunde, körperlich aktive Personen. Umfangreiche Studien unter realen Bedingungen können zu einem umfassenden Verständnis der Wechselwirkung zwischen Validität und Bewegungsartefakten beitragen. Anhand technischer Verbesserungen müssen Bewegungsartefakte deutlich reduziert werden, um die Genauigkeit und Präzision auch während körperlicher Aktivität zu gewährleisten.

In Teilstudie V wurde neues Wissen generiert, welches in die Entwicklung eines nichtinvasiven Messsystems zur Überwachung des Wasser-Elektrolyt-Haushalts einfließen kann. Grundgedanke dabei war die Analyse des Schweißes und hierbei speziell die Bestimmung seiner Leitfähigkeit für die Überwachung des Wasser-Elektrolyt-Haushalts. Dies ist bislang noch wenig untersucht. Der Fokus von Teilstudie V lag auf der Untersuchung der Anforderungen an einen vom Fraunhofer Institut für Photonische Mikrosysteme (IPMS, Dresden) entwickelten Leitfähigkeitsensor und dessen Validierung. Sowohl die Test-Retest-Reliabilität als auch die Validität dieses Leitfähigkeitsensors sind positiv zu bewerten, für eine zuverlässige und kontinuierliche Analyse muss jedoch eine ausreichende Schweißmenge vorhanden sein. Für den verwendeten Leitfähigkeitsensor wird eine Flüssigkeitsmenge von 30 μ l empfohlen. Die Leitfähigkeit spiegelt die Konzentration aller im Schweiß gelösten Elektrolyte wider und gibt daher keine detaillierte Auskunft über den Elektrolyt-Haushalt. Für eine genaue Vorhersage des Wasser-Elektrolyt-Haushalts werden in der Literatur weitere Sensoren empfohlen (Armstrong, 2007). Die Kenntnis des Zusammenhangs der Elektrolytkonzentrationen im Blut und Schweiß ist von wesentlicher Bedeutung. Diese grundlegenden

Zusammenhänge müssen im Rahmen zukünftiger Studien ausführlich untersucht werden, bevor weitere Sensoren ergänzt werden.

AUS ALLEN TEILSTUDIEN UND RECHERCHEN ABGELEITETE ERKENNTNISSE

Sofern PSA die thermische Belastung des Nutzers erhöht und diese nicht anderweitig reduziert werden kann ohne die Schutzwirkung zu beeinflussen, sollte die PSA bei heißen Umgebungsbedingungen mit einer persönlichen Kühlausrüstung ergänzt werden. Diese kann, abhängig von der thermischen Belastung und der PSA, am Torso und/oder am Kopf getragen werden.

Ergänzend zur Reduktion der thermischen Belastung mittels Kühlung stellt die Überwachung der thermischen Beanspruchung des Menschen eine weitere Möglichkeit zur Prävention hitzebedingter Erkrankungen dar. Da valide Messungen der Vitalparameter meist nur invasiv erfolgen können, wurde im Rahmen der Arbeit u. a. geprüft, inwiefern sich physiologische Parameter zur objektiven Messung der thermischen Beanspruchung mittels Wearables nichtinvasiv und in Echtzeit überwachen lassen. Um im Sport bzw. Arbeitsumfeld anwendbar zu sein, müssen Wearables eine hohe Validität und Reliabilität aufweisen und dürfen weder die Leistung noch den Komfort des Nutzers beeinflussen. Wearables finden überwiegend im Freizeit- und Leistungssport Anwendung, doch auch im Arbeitsumfeld gewinnen sie als Ergänzung der Persönlichen Schutzausrüstung bzw. als intelligente Schutzausrüstung zunehmend an Bedeutung. Die vorliegende Arbeit analysiert kommerziell verfügbare Geräte sowie neue technische und modellbasierte Lösungen zur nichtinvasiven Überwachung der thermischen Beanspruchung des Menschen. Untersucht wurden die Körperkerntemperatur, die Herzfrequenz und der Wasser-Elektrolyt-Haushalt.

Durch die Beantwortung der Forschungsfragen und das Erreichen der Forschungsziele wird mit vorliegender Arbeit ein wissenschaftlicher Beitrag geleistet auf dem Weg, hin zu einer in Bezug auf Ergonomie verbesserten PSA. Noch sind einige Herausforderungen auf diesem Weg zu meistern. Für einen nachhaltigen Gesundheitsschutz vor zu hoher thermischer Belastung sind Empfehlungen schlichtweg nicht ausreichend. Vielmehr sind technische Normung und Standards sowie deren Prüfung nötig, um die Ergonomie als Entwurfsgrundsatz einer PSA zu gewährleisten. Ein erster Schritt wurde mit den Normen DIN 13921:2007-08 *Persönliche Schutzausrüstung – Ergonomische Grundlagen* und DIN EN 17558:2020-11 *Ergonomie von PSA-Ensembles* getätigt. Die vorliegende Arbeit stützt sich vor allem auf die Prüfung der durch PSA verursachten Wärmebelastung. Die DIN EN 17558:2020-11 definiert objektive Grenzen der Wärmebelastung und liefert somit einen Rahmen für diesen Parameter. Offen bleibt wie diese Grenzen während des Einsatzes der PSA zur Aufrechterhaltung des Wohlbefindens bzw. Vermeidung von Überbeanspruchung der PSA-Nutzer kontrolliert werden? Wearables könnten eine geeignete Lösung sein. Jedoch sind die Anforderungen an deren Validität bis dato nicht durch eine Norm geregelt. Mit zunehmend intelligenter werdender PSA sollten solche Normen und Standards aber folgen.

Die vorliegende Arbeit hat gezeigt, dass die Kombination aus persönlicher Kühlausrüstung und der Zustandsüberwachung der Vitalparameter dem umfänglichen Schutz der Gesundheit sowie der Steigerung des Komforts und der Leistungsfähigkeit von Arbeitnehmern und Sportlern dienen kann. Digitalisierung und KI bieten das Potential, um körperliche Aktivitäten im Sport und Arbeitsumfeld noch sicherer zu gestalten. In naher Zukunft ist es denkbar, die KKT anhand der am Handgelenk bzw. Ohr gemessenen Pulsfrequenz und eines individualisierten, mathematischen Modells, wie z. B. dem LMM_{\min} , mit ausreichender Validität und zugleich hohem Komfort vor-

herzusagen. Auf Basis der vorhergesagten KKT kann sowohl die thermische Beanspruchung überwacht als auch die persönliche Kühlausrüstung nach individuellen Präferenzen geregelt werden. Die Kombination und Vernetzung technischer Lösungen ist die Zukunft ergonomischer, intelligenter PSA.

ABKÜRZUNGSVERZEICHNIS

A	ACGIH	American Conference of Governmental Industrial Hygienists	MPCM	Mikroverkapselte Phase Change Materials
	ANOVA	Analysis of Variance	MW	Mittelwert
	ASR	Technische Regeln für Arbeitsstätten	N	n/a not available
B	BMI	Body Mass Index	NAFuO	Normenausschuss Feinmechanik und Optik
	BSP	Bose SoundSport Pulse	NASport	Normenausschuss Sport- und Freizeitgerät
	bzgl.	bezüglich	NPCM	Nanoverkapselte Phase Change Materials
	bzw.	beziehungsweise	NPS	Normenausschüsse Persönliche Schutzausrüstung
C	ca.	circa	O	o. J. ohne Jahresangabe
	CFD	Computational Fluid Dynamics	P	PAR-Q Physical Activity Readiness Questionnaire
	CI	Confidence Interval	PCM	Phase Change Material
	CPET	Cardiopulmonary Exercise Test	PD	Photodetektor
D	DGSP	Deutsche Gesellschaft für Sportmedizin und Prävention	PET	Polyethylenterephthalat
	DGUV	Deutsche Gesetzliche Unvallversicherung	PPE	Personal Protective Equipment
	DIN	Deutsches Institut für Normung	PPG	Photoplethysmographie
E	EKG	Elektrokardiogramm	PSA	Persönliche Schutzausrüstung
	EN	Europäische Norm	PVC	Polyvinylchlorid
	engl.	englisch	PWC	Physical Work Capacity
	EZV	Extrazelluläres Volumen	R	r. LF. relative Luftfeuchtigkeit
F	FIFA	Fédération Internationale de Football Association	RAAS	Renin-Angiotensin-Aldosteron-Systems
	FTP	Functional Threshold Power	RMSE	Root Mean Square Error
G	GPS	Global Positioning System	S	S. Seite
H	HF	Herzfrequenz	SD	Standard Deviation
	HI	Heat Index	SE	Standard Error
	HIT	High Intensity Training	SEE	Standard Error of the Estimate
I	ICC	Intraclass Correlation	sog.	sogenannt
	IPMS	Institut für Photonische Mikrosysteme	T	T Temperatur
	ISO	International Standards Organization	T_{eso}	Ösophagustemperatur
	IZV	Intrazelluläres Volumen	T_{gi}	Gastrointestinaltemperatur
K	KF	Kalman-Filter	T_{pill}	Pillentemperatur
	KKT	Körperkerntemperatur	T_{rec}	Rektaltemperatur
	KK	Klimakammer	T_{skin}	Hauttemperatur
L	LED	Light Emitting Diode	T_{skin,iso}	isolierte Hauttemperatur
	LLoA	Lower Limit of Agreement	U	u. a. unter anderem
	LMM	Linear Mixed-effect Model	ULoA	Upper Limit of Agreement
	LoA	Limits of Agreement	UTC	Coordinated Universal Time
M	MAE	Mean Absolute Error	UV	Ultraviolett
	MAPE	Mean Absolute Percentage Error	V	vgl. vergleiche
	max.	maximal	VO_{2max}	maximale Sauerstoffaufnahme
	med.	medizinisch	W	WBGT Wet Bulb Globe Temperature
	MET	Metabolisches Äquivalent	Z	z. B. zum Beispiel
	min.	minimal	ZHF	Zero-Heat-Flux

ABBILDUNGSVERZEICHNIS

Abbildung 1. Schematischer Aufbau der Arbeit. (Eigene Darstellung)	3
Abbildung 2. Word Cloud zu den Begriffen <i>Ergonomie</i> und <i>Human Factors</i> . Erstellt anhand der Ergebnisse aus Dempsey et al. (2000). Mit zunehmender Schriftgröße steigt die Anzahl der Wortnennung in den Begriffsdefinitionen. (Eigene Darstellung).....	6
Abbildung 3. Gruppierung persönlicher Kühlausrüstung anhand der verwendeten Technologie nach Mokhtari Yazdi und Sheikhzadeh (2014). (Eigene Darstellung).....	12
Abbildung 4. Vitalfunktionen des Menschen. Dargestellt sind Herz-Kreislauf-Funktion, Atmung, Bewusstsein/Hirnfunktion, Körpertemperatur und Wasser-Elektrolyt-Haushalt. (Eigene Darstellung)	22
Abbildung 5. EKG-Kurve mit P-Welle, QRS-Komplex und T-Welle (Silbernagl & Despopoulos, 2007, S. 199).	30
Abbildung 6. Vergleich von am Handgelenk gemessener Pulsfrequenzen mit Werten eines EKGs bzw. Brustgurtes bei unterschiedlichen Aktivitäten. Jede Effektstärke wird durch einen Kreis dargestellt, wobei die Größe des Kreises die Gewichtung in der Meta-Analyse widerspiegelt. Aktivitäten werden durch unterschiedliche Farben dargestellt: Schlaf (lila), Ruhe (blau), Laufband (gelb), Radfahren (rot), Krafttraining (grün). Die durchgezogene farbige Linie entspricht jeweils der vorhergesagten mittleren Abweichung vom Kriteriumswert. Das 95 % CI entspricht jeweils dem eingefärbten Bereich über und unter der mittleren Abweichung. Übernommen aus Zhang et al. (2020)	35
Abbildung 7. Elektrolytverteilung im intrazellulären und extrazellulären Volumen. Cl ⁻ , Chlorid; Na ⁺ , Natrium; Ca ²⁺ , Kalzium; K ⁺ , Kalium; Mg ²⁺ , Magnesium; PO ₄ ³⁻ , Phosphat. (Eigene Darstellung)	37
Abbildung 8. Lokale Schweißraten (g/m ² h) von Männern (links) und Frauen (rechts) bei einer Belastung von 75 % der VO _{2max} . Links: übernommen aus Smith & Havenith, 2011; Copyright © 2010, Springer Nature. Rechts: übernommen aus Smith & Havenith, 2012; Copyright © 2012, Wolters Kluwer Health, Inc.	42
Abbildung 9. Konduktivität (links oben), Schweißrate (rechts oben) und Schweißnatriumkonzentration (links unten). Exemplarische Daten (N = 1) wurden in-situ erhoben. Übernommen aus Coyle et al. (2010).	47
Abbildung 10. Multi-Sensor-System zur Bestimmung der Glukose-, Laktat-, Natrium- und Kaliumkonzentration im Schweiß am Handgelenk bzw. an der Stirn. Rechts oben: Sensorarray, schematische Darstellung; Rechts unten: Exemplarischer Verlauf der Natriumkonzentration, getestet ex-situ und in-situ (on-body) am Handgelenk. Übernommen aus Gao et al., 2016; Copyright © 2016, Springer Nature.	48
Abbildung 11. Ergebnisse der Probandenstudien zur Validierung des Multi-Sensor-Systems aus Gao et al. (2016). Oben: An der Stirn gemessene Konzentrationen im Schweiß bei einer konstanten Belastung von 150 W (links) und einer steigenden Belastung (rechts); Unten: An der Stirn gemessene Natriumkonzentration im Schweiß mit regelmäßiger (links) und ohne (rechts) Wasserzufuhr. Übernommen aus Gao et al., 2016; Copyright © 2016, Springer Nature.....	49
Abbildung 12. Verlauf der mit dem Multi-Sensor-System erfassten Calciumkonzentration und pH-Wert mit kommerziellen Messsystemen während einer konstanten Belastung von 150 W (N = 1). Übernommen aus Nyein et al., 2016; Copyright © 2016, American Chemical Society.	50

Abbildung 13. Links: Aufbau des Sensor-Patches; Rechts: Vergleich der mit dem Patch gemessenen Schweißrate ($N = 1$) mit der Schweißrate des Macroduct (ELITech Group, Puteaux, Frankreich), die gestrichelte Linie entspricht dem Belastungsende. Übernommen aus Nyein et al., 2018; Copyright © 2018, American Chemical Society. ... 51	51
Abbildung 14. Verlauf von minimaler (oben) und gemittelter (unten) Oberflächentemperatur der PCMs PureTemp15, PDR15, CrodaTherm15, RT15HC, CrodaTherm29, Climsel, RT22HC, RT26 und 22HCSlurry. Es gilt zu beachten: Zur besseren Darstellung wurden die Materialien nur durch fünf Stricharten gekennzeichnet. Die Zuordnung der Stricharten zu den Materialien gilt daher nur innerhalb des jeweiligen Diagramms..... 59	59
Abbildung 15. Demonstrator des PCM-Stirnbands; Links: Maße des Demonstrators; Rechts: Demonstrator als Stirnband. (Eigene Darstellung) 60	60
Abbildung 16. Schematische Darstellung des Versuchsaufbaus. (Eigene Darstellung) 61	61
Abbildung 17. Verläufe des lokalen thermischen Diskomforts (CP50) an Stirn (oben) und Schläfen (unten) über eine Dauer von 30 min. Links: Vergleich zwischen RT18HC, RT22HC und RT26; Rechts: Vergleich zwischen RT22HC und 22HCSlurry. Dargestellt sind Mittelwerte ($N = 3$)..... 62	62
Abbildung 18. Verläufe des lokalen thermischen Diskomforts (CP50) an Scheitelkrone (oben) und Hinterkopf (unten) über eine Dauer von 30 min. Links: Vergleich zwischen RT18HC, RT22HC und RT26; Rechts: Vergleich zwischen RT22HC und 22HCSlurry. Dargestellt sind Mittelwerte ($N = 3$). 63	63
Abbildung 19. Verläufe des mittleren, lokalen thermischen Diskomforts (CP50) ohne Kühlung und mit Kühlung durch den Demonstrator mit dem PCM RT26. ($N = 1$). 64	64
Abbildung 20. Aktives Kühlsystem einschließlich aller Komponenten. Links: Kühleinheit, rechts: Helm mit Helminlay. (Eigene Darstellung) 67	67
Abbildung 21. Schematische Darstellungen der Kühleinheit (links), isometrische Ansicht und Frontallansicht mit Schnitt durch das Leitungssystem und des Ausgleichsbehälters (rechts), isometrische Ansicht mit Schnitt durch die Mittelebene. (In Anlehnung an Stöckl, 2018, S. 67) 68	68
Abbildung 22. Schematischer Aufbau des Gehäuses mit Deckel; Links: isometrische Ansicht; Rechts: Seitenansicht mit Schnitt durch das Leitungssystem. (In Anlehnung an Stöckl, 2018, S. 69–70)..... 69	69
Abbildung 23. Gehäuse mit Komponenten. (Eigene Darstellung) 69	69
Abbildung 24. Helminlay; Links: CAD-Modell der drei Kühlkreisläufe (Stöckl, 2018, S. 63); Rechts: Prototyp des Helminlays (eigene Darstellung)..... 70	70
Abbildung 25. Links: montiertes Helminlay; Rechts: Verbindungseinheit. (Eigene Darstellung) 71	71
Abbildung 26. Hot Head Kit (Coolshirt Systems, Stockbridge, USA) mit Kart Bag, Endurance Ice Akku, Verbindungsschlauch und Helminlay „Cool-A-Clava“. (Eigene Darstellung). 72	72
Abbildung 27. Versuchsaufbau der Erstvalidierung des aktiven Kühlsystems und der Vergleichsmessung mit dem Hot Head Kit. Von links nach rechts: aktives Kühlsystem und physisches Kopfmodell, Positionierung der Temperatursensoren am Helminlay des aktiven Kühlsystems, Positionierung der Temperatursensoren am Cool-A-Clava Helminlays des Hot Head Kits. In Anlehnung an (Stöckl, 2018, S. 86; Stöckl, 2018, S. 92) 73	73
Abbildung 28. Relative Temperaturänderung durch das aktive Kühlsystem (oben links: 75 %, oben rechts: 100 % Kühlleistung) und das Hot Head Kit (unten). 74	74

Abbildung 29. Temperaturverläufe (links) und lokaler thermischer Diskomfort (rechts) ohne und mit Kühlung durch den Kühlkreislauf an Stirn, Scheitelkrone und Hinterkopf. Dargestellt sind gemittelte Temperaturen sowie gemittelte Werte der CP50-Skala ($N = 3$).....	76
Abbildung 30. Temperaturverläufe (links) und lokaler thermischer Diskomfort (rechts) ohne und mit Kühlung durch rechten und linken Kühlkreislauf. Dargestellt sind gemittelte Temperaturen sowie gemittelte Werte der CP50-Skala ($N = 3$).....	77
Abbildung 31. Infrarotbilder von Proband 1 (kurz rasierte Haare) unter Verwendung des aktiven Kühlsystems. Dargestellt sind Bilder von schräg vorne links bzw. rechts, jeweils zum Versuchsbeginn, nach 15 Minuten und zum Versuchsende. (Stöckl, 2018, S. 106)	78
Abbildung 32. Infrarotbilder von Proband 2 (kurze Haare) unter Verwendung des aktiven Kühlsystems. Dargestellt sind Bilder von schräg vorne links bzw. rechts, jeweils zum Versuchsbeginn, nach 15 Minuten und zum Versuchsende. (Stöckl, 2018, S. 107)	79
Abbildung 33. Schematische Darstellung des Studiendesigns. (Eigene Darstellung)	83
Abbildung 34. Sensoren und deren Positionierung am Oberkörper. Links: Positionierung ventral (oben) und dorsal (unten) am Körper; Mitte: Positionierung der Sensoren ventral (oben) und dorsal (unten); Rechts unten: Sensoren zur Messung von $T_{\text{skin,iso}}$, T_{skin} und Wärmestrom (von oben nach unten). (In Anlehnung an Lendt, 2020, S. 26–27)	86
Abbildung 35. Verlauf von T_{rec} während der Haupttests PWC ₉₀ ($N= 10$) (links) und PWC ₁₃₀ ($N = 11$) (rechts). Dargestellt sind $MW \pm SD$ in °C der Phasen I bis IV. Phase I: Ruhe außerhalb der KK; Phase II: Ruhe innerhalb der KK; Phase III: Belastung; Phase IV: Erholung.	88
Abbildung 36. KKT-Vorhersage eines hochausdauertrainierten Probanden mittels KF-Modelle bei PWC ₉₀ und PWC ₁₃₀	92
Abbildung 37. DashPro von Bragi (links) und Cosinuss°One von Cosinuss (rechts). (Eigene Darstellung).....	95
Abbildung 38. Bland-Altman-Diagramme der In-Ear-Pulsfrequenzmessgeräte Cosinuss°One (links) und DashPro (rechts) im Vergleich zum EKG (Bodyguard 2) bei Herz-/Pulsfrequenzen ≤ 90 bpm. Die Diagramme zeigen die Differenz der Herz-/Pulsfrequenz des In-Ear-Pulsfrequenzmessgeräts zum EKG (bpm) auf der y-Achse relativ zum Mittelwert der Herz-/Pulsfrequenz des In-Ear-Pulsfrequenzmessgeräts und des EKGs (bpm) auf der x-Achse. Der Übereinstimmungsbereich (LoA als $\text{Bias} \pm 1,96 \cdot \text{SD}$) ist gekennzeichnet durch gestrichelte Linien; die systematische Abweichung (Bias) ist dargestellt als durchgezogene Linie.	98
Abbildung 39. Bland-Altman-Diagramme der In-Ear-Pulsfrequenzmessgeräte Cosinuss°One (links) und DashPro (rechts) im Vergleich zum EKG (Bodyguard 2) bei Herz-/Pulsfrequenzen ≥ 100 bpm. Die Diagramme zeigen die Differenz der Herz-/Pulsfrequenz des In-Ear-Pulsfrequenzmessgeräts zum EKG (bpm) auf der y-Achse relativ zum Mittelwert der Herz-/Pulsfrequenz des In-Ear-Pulsfrequenzmessgeräts und des EKGs (bpm) auf der x-Achse. Der Übereinstimmungsbereich (LoA als $\text{Bias} \pm 1,96 \cdot \text{SD}$) ist gekennzeichnet durch gestrichelte Linien; die systematische Abweichung (Bias) ist dargestellt als durchgezogene Linie.	99
Abbildung 40. Auswertelektronik und Leitfähigkeitsensormodul; Rechts: Detailaufnahme des Quadropolsensors (5x5 mm) und schematische Darstellung des Messprinzips. Die beiden äußeren Elektroden entsprechen den Anregee Elektroden, die innenliegenden Elektroden den Messelektroden. (Eigene Darstellung)	104
Abbildung 41. Links: Versuchsaufbau zur Messung der Leitfähigkeit und der Schweißrate; Rechts: saugfähiges Patch zur Schweißratenmessung. (Ronneberger, 2018, S. 61–62) ..	106

Abbildung 42. Mit dem Leitfähigkeitsensor gemessene Leitfähigkeit einer KCl-Kalibrierlösung (1413 $\mu\text{S}/\text{cm}$) in Abhängigkeit der Flüssigkeitsmenge, mit der die Sensoroberfläche des Leitfähigkeitsensors benetzt wurde.....	108
Abbildung 43. Salzkristall-Rückstände auf der Sensoroberfläche nach einer Langzeitmessung über 180 min in Schweiß. Dargestellt von links nach rechts: 20-, 100- und 400-fache Vergrößerung der Sensoroberfläche des Leitfähigkeitsensors. (Ronneberger, 2018, S. 82)	110

TABELLENVERZEICHNIS

Tabelle 1. Objektive und subjektive Messungen und Verfahren zur Prüfung der durch PSA verursachten thermischen Auswirkungen auf den Körper nach DIN EN 13921:2007-08, S. 26-27 (DIN Deutsches Institut für Normung e.V., 2007). (Eigene Darstellung).....	7
Tabelle 2. Überblick über Studien zur Kühlwirkung von persönlicher Kühlausrüstung im Arbeitsumfeld. Dargestellt sind Stichprobengröße <i>N</i> mit Geschlechterverhältnis m:w (männlich : weiblich), Art der Kühlung (Luftgekühlte Ausrüstung, Flüssigkeitsgekühlte Ausrüstung, Ausrüstung auf Basis von PCMs) mit Temperatur (°C), Umgebungsbedingungen Temperatur und relative Luftfeuchtigkeit (r. LF.) (°C, %), Belastung (W), Differenz der Körperkerntemperatur mit und ohne Kühlung (Δ KKT) (°C), Differenz der Herzfrequenz mit und ohne Kühlung (Δ HF) (bpm), Differenz der Belastungsdauer mit und ohne Kühlung (Δ Belastungsdauer) (min). Teilweise übernommen und übersetzt aus Bach (2020, S. 59–60)	14
Tabelle 3. Überblick über die in den USA kommerziell erhältlichen aktiven, flüssigkeitsgekühlten Systeme zur Kopfkühlung. (Eigene Darstellung)	19
Tabelle 4. Physiologische Normwerte der den Vitalfunktionen zugeordneten Vitalparametern. Dargestellt sind Normwerte eines Erwachsenen. (Eigene Darstellung).....	23
Tabelle 5. Mit Wearables überwachbare Vitalfunktionen und -parameter. Dargestellt sind Sensor/Methode, Messbereich und Messfrequenz. Teilweise übernommen und übersetzt aus Khan et al. (2016, S. 4387).....	23
Tabelle 6. Übersicht über aktuelle Validierungsstudien von Herzfrequenz-Brustgurten (Uhr/Empfänger) und deren Korrelation zu einem EKG-Gerät. Berücksichtigt wurden Aktivität, erhobener Parameter (RR-Intervall in ms, HF in bpm) und Stichprobengröße <i>N</i> . (Eigene Darstellung).....	32
Tabelle 7. Überblick über bereits validierte Smart Shirts. Teilweise übernommen aus Khundaqi et al. (2020, S.8-10)	33
Tabelle 8. Wasserverlust des Körpers und damit einhergehende Symptome. Wasserverlust ist angegeben in % des Körpergewichts. Übernommen aus Friedrich (2012).	38
Tabelle 9. Vergleich von ausgewählten Bestandteilen im Schweiß und Blutplasma. Konzentrationen sind angegeben in mmol/l. Teilweise übernommen und übersetzt aus Baker und Wolfe (2020, S. 723).....	40
Tabelle 10. Gesamtkörperschweißrate und Schweißnatriumverlust in Abhängigkeit von Sportart, Alter, Belastungsdauer, -intensität und Umgebungsbedingungen. Daten sind dargestellt in $MW \pm SD$. Teilweise übernommen und übersetzt aus Barnes et al. (2019, S. 2357)	41
Tabelle 11. Lokale Elektrolytkonzentrationen von Natrium, Chlorid und Kalium im Schweiß sowie die Stichprobengröße (<i>N</i>) der entsprechenden Studie. Elektrolytkonzentrationen sind dargestellt in <i>Min–Max</i> (mg/cm ² min). Übernommen und übersetzt aus Taylor und Machado-Moreira (2013, S. 23)	43
Tabelle 12. Einteilung der Sensortypen zur Schweißanalyse nach Messprinzip und Analyt. Teilweise übernommen und übersetzt aus Chung et al. (2019, S. 3)	44
Tabelle 13. Eigenschaften ausgewählter Prototypen zur in-situ-Analyse von Schweiß. Gegliedert nach Analyt, Messprinzip, Messbereich, Messvorrichtung, Probandentest und Studienquelle. (Eigene Darstellung).....	46
Tabelle 14. Überblick der untersuchten PCMs.....	57

Tabelle 15. Kühleigenschaften der PCMs. Dargestellt sind der Zeitpunkt beim Abschluss des Phasenübergangs (min), der Zeitpunkt des Erreichens von 40 °C (min), die Dauer des Temperaturplateaus der minimalen Oberflächentemperatur (min) und die minimale Oberflächentemperatur über die Dauer des Temperaturplateaus als $MW \pm SD$ (°C).....	60
Tabelle 16. Für die Erstellung des Vorhersagemodells der KKT gemessene physiologische Parameter. Inklusive der Angaben zum Messsystem, Hersteller, Messgenauigkeit und Messfrequenz.	85
Tabelle 17. Durchschnittliche maximale T_{rec} während PWC_{90} ($N = 10$) und PWC_{130} ($N = 11$) (Phasen I bis IV). Phase I: Ruhe außerhalb der KK; Phase II: Ruhe innerhalb der KK; Phase III: Belastung; Phase IV: Erholung. Dargestellt sind $MW \pm SD$ in °C.	88
Tabelle 18. Fehlermetriken der KKT-Vorhersagen der Modelle $KF_{Quadratic}$ und $KF_{Sigmoid}$ für die Datensätze PWC_{90} und PWC_{130} . Dargestellt sind RMSE, Bias, LoA.....	89
Tabelle 19. Fehlermetriken der KKT-Vorhersagen der Modelle $KF_{Quadratic}$ und $KF_{Sigmoid}$ für die Daten aus Belastungs- und Erholungsphase der Datensätze PWC_{90} und PWC_{130} . Dargestellt sind RMSE, Bias, LoA.....	90
Tabelle 20. Vergleich der In-Ear-Pulsfrequenzmessgeräte mit dem EKG bezüglich der gemessenen Ruheherz-/ Ruhepulsfrequenz und der Herz-/Pulsfrequenzen ≤ 90 bpm. Dargestellt sind $MW \pm SD$, ICC, MAE $\pm SD$ und MAPE.	98
Tabelle 21. Vergleich der In-Ear-Pulsfrequenzmessgeräte mit dem EKG bezüglich der gemessenen Herz-/ Pulsfrequenzen ≥ 100 bpm. Dargestellt sind MAE $\pm SD$ und MAPE.	99
Tabelle 22. Vergleich der In-Ear-Pulsfrequenzmessgeräte mit dem EKG bezüglich der gemessenen maximalen Herz-/ Pulsfrequenz. Dargestellt sind $MW \pm SD$ und ICC.....	100
Tabelle 23. Zur Kalibration verwendete KCl-Lösungen. Angegeben sind Mischverhältnis mit bidestilliertem Wasser und Leitfähigkeit ($\mu S/cm$) bei 30 °C vor und nach Verdünnung. .	105
Tabelle 24. Vergleich der gemessenen Leitfähigkeiten des Leitfähigkeitsensors mit denen des Konduktometers. Dargestellt sind $MW \pm SD$ (mS/cm), MAPE (%), Bias (mS/cm) und LoA (mS/cm).....	109
Tabelle 25. Test-Retest-Reliabilität des Leitfähigkeitsensors bei 0,01-, 0,05- und 0,075molarer KCl-Lösung sowie bei Schweiß. Verglichen werden jeweils drei Messungen. Dargestellt sind Anzahl der Messpunkte (n), Mittelwertsdifferenz $\pm SE$ ($\mu S/cm$), MAPE (%), ICC und CI ($\mu S/cm$).....	109

LITERATURVERZEICHNIS

- Abt, G., Bray, J. & Benson, A. C. (2018). The validity and inter-device variability of the Apple Watch™ for measuring maximal heart rate. *Journal of sports sciences*, 36(13), 1447–1452. <https://doi.org/10.1080/02640414.2017.1397282>
- Achten, J. & Jeukendrup, A. E. (2003). Heart Rate Monitoring: Applications and Limitations. *Sports Medicine*, 33(7), 517–538.
- Agashe, G. S., Coakley, J. & Mannheimer, P. D. (2006). Forehead Pulse Oximetry: Headband Use Helps Alleviate False Low Readings Likely Related to Venous Pulsation Artifact. *Anesthesiology*, 105(6), 1111–1116.
- Allen, H. & Coggan, A. (2017). *Wattmessung im Radsport und Triathlon* (7. Auflage). SPOMEDIS.
- Allen, J. (2007). Photoplethysmography and its application in clinical physiological measurement. *Physiological measurement*, 28(3), R1-39. <https://doi.org/10.1088/0967-3334/28/3/R01>
- Alva, G., Lin, Y. & Fang, G. (2018). An overview of thermal energy storage systems. *Energy*, 144, 341–378. <https://doi.org/10.1016/j.energy.2017.12.037>
- Alva, G., Lin, Y., Liu, L. & Fang, G. (2017). Synthesis, characterization and applications of microencapsulated phase change materials in thermal energy storage: A review. *Energy and Buildings*, 144, 276–294. <https://doi.org/10.1016/j.enbuild.2017.03.063>
- Ankhili, A., Zaman, S. U., Tao, X., Cochrane, C., Koncar, V. & Coulon, D. (2019). How to Connect Conductive Flexible Textile Tracks to Skin Electrocardiography Electrodes and Protect Them Against Washing. *IEEE Sensors Journal*, 19(24), 11995–12002. <https://doi.org/10.1109/JSEN.2019.2938333>
- Armstrong, L. E., Hubbard, R. W., Jones, B. H. & Daniels, J. T. (1986). Preparing Alberto Salazar for the Heat of the 1984 Olympic Marathon. *The Physician and sportsmedicine*, 14(3), 73–81. <https://doi.org/10.1080/00913847.1986.11709011>
- Armstrong, L. E. (2005). Hydration Assessment Techniques. *Nutrition Reviews*, 63(6), 40–54. <https://doi.org/10.1301/nr.2005.jun.S40-S54>
- Armstrong, L. E. (2007). Assessing hydration status: the elusive gold standard. *Journal of the American College of Nutrition*, 26(5 Suppl), 575S-584S. <https://doi.org/10.1080/07315724.2007.10719661>
- Armstrong, L. E., Casa, D. J., Millard-Stafford, M., Moran, D. S., Pyne, S. W. & Roberts, W. O. (2007). American College of Sports Medicine position stand. Exertional heat illness during training and competition. *Medicine and science in sports and exercise*, 39(3), 556–572. <https://doi.org/10.1249/MSS.0b013e31802fa199>
- Arquilla, K., Webb, A. K. & Anderson, A. P. (2020). Textile Electrocardiogram (ECG) Electrodes for Wearable Health Monitoring. *Sensors (Basel, Switzerland)*, 20(4). <https://doi.org/10.3390/s20041013>
- Ashtekar, S., Mishra, S., Kapadia, V., Nag, P. & Singh, G. (2019). Workplace Heat Exposure Management in Indian Construction Workers Using Cooling Garment. *Workplace health & safety*, 67(1), 18–26. <https://doi.org/10.1177/2165079918785388>.
- Ausschuss für Arbeitsstätten (2010-06). *Technische Regeln für Arbeitsstätten - Raumtemperatur* (ASR A3.5). BAuA.
- Bach, A. J. E. (2020). *The evaluation of cooling systems to reduce heat strain in individuals wearing personal protective clothing* [Dissertation]. Queensland University of Technology, Queensland.
- Bach, A. J. E., Maley, M. J., Minett, G. M., Zietek, S. A., Stewart, K. L. & Stewart, I. B. (2019). An Evaluation of Personal Cooling Systems for Reducing Thermal Strain Whilst Working in Chemical/Biological Protective Clothing. *Frontiers in physiology*, 10, Artikel 424. <https://doi.org/10.3389/fphys.2019.00424>

- Baker, L. B. (2017). Sweating Rate and Sweat Sodium Concentration in Athletes: A Review of Methodology and Intra/Interindividual Variability. *Sports medicine (Auckland, N.Z.)*, 47(Suppl 1), 111–128. <https://doi.org/10.1007/s40279-017-0691-5>
- Baker, L. B., Conroy, D. E. & Kenney, W. L. (2007). Dehydration impairs vigilance-related attention in male basketball players. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 39(6), 976–983. <https://doi.org/10.1097/mss.0b013e3180471ff2>
- Baker, L. B. & Wolfe, A. S. (2020). Physiological mechanisms determining eccrine sweat composition. *European journal of applied physiology*, 120(4), 719–752. <https://doi.org/10.1007/s00421-020-04323-7>
- Bandodkar, A. J., Hung, V. W. S., Jia, W., Valdés-Ramírez, G., Windmiller, J. R., Martinez, A. G., Ramírez, J., Chan, G., Kerman, K. & Wang, J. (2013). Tattoo-based potentiometric ion-selective sensors for epidermal pH monitoring. *The Analyst*, 138(1), 123–128. <https://doi.org/10.1039/C2AN36422K>
- Bandodkar, A. J., Molinnus, D., Mirza, O., Guinovart, T., Windmiller, J. R., Valdés-Ramírez, G., Andrade, F. J., Schöning, M. J. & Wang, J. (2014). Epidermal tattoo potentiometric sodium sensors with wireless signal transduction for continuous non-invasive sweat monitoring. *Bio-sensors & bioelectronics*, 54, 603–609. <https://doi.org/10.1016/j.bios.2013.11.039>
- Banerjee, T., Peterson, M., Oliver, Q., Froehle, A. & Lawhorne, L. (2018). Validating a Commercial Device for Continuous Activity Measurement in the Older Adult Population for Dementia Management. *Smart health (Amsterdam, Netherlands)*, 5-6, 51–62. <https://doi.org/10.1016/j.smhl.2017.11.001>
- Bariya, M., Nyein, H. Y. Y. & Javey, A. (2018). Wearable sweat sensors. *Nature Electronics*, 1(3), 160–171. <https://doi.org/10.1038/s41928-018-0043-y>
- Barnes, K. A., Anderson, M. L., Stofan, J. R., Dalrymple, K. J., Reimel, A. J., Roberts, T. J., Randell, R. K., Ungaro, C. T. & Baker, L. B. (2019). Normative data for sweating rate, sweat sodium concentration, and sweat sodium loss in athletes: An update and analysis by sport. *Journal of sports sciences*, 37(20), 2356–2366. <https://doi.org/10.1080/02640414.2019.1633159>
- Barr, D., Reilly, T. & Gregson, W. (2011). The impact of different cooling modalities on the physiological responses in firefighters during strenuous work performed in high environmental temperatures. *European journal of applied physiology*, 111(6), 959–967. <https://doi.org/10.1007/s00421-010-1714-1>
- Barwood, M. J., Davey, S., House, J. R. & Tipton, M. J. (2009). Post-exercise cooling techniques in hot, humid conditions. *European journal of applied physiology*, 107(4), 385–396. <https://doi.org/10.1007/s00421-009-1135-1>
- Bates, D., Mächler, M., Bolker, B. & Walker, S. (2015). Fitting Linear Mixed-Effects Models Using lme4. *Journal of Statistical Software*, 67(1). <https://doi.org/10.18637/jss.v067.i01>
- Beckmann, L., Neuhaus, C., Medrano, G., Jungbecker, N., Walter, M., Gries, T. & Leonhardt, S. (2010). Characterization of textile electrodes and conductors using standardized measurement setups. *Physiological measurement*, 31(2), 233–247. <https://doi.org/10.1088/0967-3334/31/2/009>
- Belval, L. N. & Armstrong, L. E. (2018). Comparative Physiology of Thermoregulation. In D. J. Casa (Hrsg.), *Sport and Physical Activity in the Heat* (Bd. 28, S. 3–14). Springer International Publishing. https://doi.org/10.1007/978-3-319-70217-9_1
- Benedetto, S., Caldato, C., Bazzan, E., Greenwood, D. C., Pensabene, V. & Actis, P. (2018). Assessment of the Fitbit Charge 2 for monitoring heart rate. *PLoS one*, 13(2), e0192691. <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0192691>
- Bergeron, M. F. (2003). Heat cramps: fluid and electrolyte challenges during tennis in the heat. *Journal of science and medicine in sport*, 6(1), 19–27. [https://doi.org/10.1016/S1440-2440\(03\)80005-1](https://doi.org/10.1016/S1440-2440(03)80005-1)

- Bland, J. M. & Altman, D. G. (1986). Statistical Methods for Assessing Agreement between two Methods of Clinical Measurement. *The Lancet*, 307–310.
- Bland, J. M. & Altman, D. G. (1999). Measuring agreement in method comparison studies. *Statistical Methods in Medical Research*(8), 135–160.
- Bland, J. M. & Altman, D. G. (2003). Applying the right statistics: analyses of measurement studies. *Ultrasound in obstetrics & gynecology : the official journal of the International Society of Ultrasound in Obstetrics and Gynecology*, 22(1), 85–93. <https://doi.org/10.1002/uog.122>
- Bland, M. & Altman, D. G. (2007). Agreement between methods of measurement with multiple observations per individual. *Journal of biopharmaceutical statistics*, 17(4), 571–582. <https://doi.org/10.1080/10543400701329422>
- Blazek, V., Venema, B., Leonhardt, S. & Blazek, P. (2018). Customized optoelectronic in-ear sensor approaches for unobtrusive continuous monitoring of cardiorespiratory vital signs. *International Journal of Industrial Engineering and Management*, 9(4), 197–203. <https://doi.org/10.24867/IJIEM-2018-4-197>
- Boden, B. P., Breit, I., Beachler, J. A., Williams, A. & Mueller, F. O. (2013). Fatalities in high school and college football players. *The American journal of sports medicine*, 41(5), 1108–1116. <https://doi.org/10.1177/0363546513478572>
- Boehm, A., Yu, X., Neu, W., Leonhardt, S. & Teichmann, D. (2016). A Novel 12-Lead ECG T-Shirt with Active Electrodes. *Electronics*, 5(4), 75. <https://doi.org/10.3390/electronics5040075>
- Bogerd, C. P., Walker, I., Brühwiler, P. A. & Rossi, R. M. (2014). The effect of a helmet on cognitive performance is, at worst, marginal: a controlled laboratory study. *Applied ergonomics*, 45(3), 671–676. <https://doi.org/10.1016/j.apergo.2013.09.009>
- Böning, D., Maassen, N. & Steinach, M. (2017). The efficiency of muscular exercise. *Deutsche Zeitschrift für Sportmedizin*, 2017(09), 203–214. <https://doi.org/10.5960/dzsm.2017.295>
- Borchers, H. W. (2019). *pracma: Practical Numerical Math Functions* (Version 2.2.5) [Computer software]. <https://CRAN.R-project.org/package=pracma>
- Boudreaux, B. D., Hebert, E. P., Hollander, D. B., Williams, B. M., Cormier, C. L., Naquin, M. R., Gillan, W. W., Gusew, E. E. & Kraemer, R. R. (2018). Validity of Wearable Activity Monitors during Cycling and Resistance Exercise. *Medicine and science in sports and exercise*, 50(3), 624–633. <https://doi.org/10.1249/MSS.0000000000001471>
- Bouillod, A., Cassirame, J., Bousson, J. M., Sagawa Jr, Y. & Tordi, N. (2015). Acurácia do sistema Suunto para a análise da variabilidade da frequência cardíaca durante um teste de inclinação. *Revista Brasileira de Cineantropometria e Desempenho Humano*, 17(4), 409. <https://doi.org/10.5007/1980-0037.2015v17n4p409>
- Budidha, K. & Kyriacou, P. A. (2014). The human ear canal: investigation of its suitability for monitoring photoplethysmographs and arterial oxygen saturation. *Physiological measurement*, 35(2), 111–128. <https://doi.org/10.1088/0967-3334/35/2/111>
- Buller, M. J., Castellani, J., Roberts, W. S., Hoyt, R. W. & Jenkins, O. C. (2011). Human thermoregulatory system state estimation using non-invasive physiological sensors. *Conference proceedings : ... Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society. IEEE Engineering in Medicine and Biology Society. Annual Conference, 2011*, 3290–3293. <https://doi.org/10.1109/IEMBS.2011.6090893>
- Buller, M. J., Tharion, W. J., Chevront, S. N., Montain, S. J., Kenefick, R. W., Castellani, J., Latzka, W. A., Roberts, W. S., Richter, M., Jenkins, O. C. & Hoyt, R. W. (2013). Estimation of human core temperature from sequential heart rate observations. *Physiological measurement*, 34(7), 781–798. <https://doi.org/10.1088/0967-3334/34/7/781>

- Buller, M. J., Tharion, W. J., Duhamel, C. M. & Yokota, M. (2015). Real-time core body temperature estimation from heart rate for first responders wearing different levels of personal protective equipment. *Ergonomics*, *58*(11), 1830–1841. <https://doi.org/10.1080/00140139.2015.1036792>
- Buller, M. J., Welles, A. P. & Friedl, K. E. (2018). Wearable physiological monitoring for human thermal-work strain optimization. *Journal of applied physiology (Bethesda, Md. : 1985)*, *124*(2), 432–441. <https://doi.org/10.1152/jappphysiol.00353.2017>
- Bunn, J., Wells, E., Manor, J. & Webster, M. (2019). Evaluation of Earbud and Wristwatch Heart Rate Monitors during Aerobic and Resistance Training. *International Journal of Exercise Science*, *12*(4), 374–384.
- Buono, M. J. & Connolly, K. P. (1992). Increases insweat rate during exercise: Gland recruitment versus output per gland. *J. therm. Biol.*, *17*(4), 267–270.
- Buono, M. J., Ball, K. D. & Kolkhorst, F. W. (2007). Sodium ion concentration vs. sweat rate relationship in humans. *Journal of applied physiology (Bethesda, Md. : 1985)*, *103*(3), 990–994. <https://doi.org/10.1152/jappphysiol.00015.2007>
- Buono, M. J., Claros, R., Deboer, T. & Wong, J. (2008). Na⁺ secretion rate increases proportionally more than the Na⁺ reabsorption rate with increases in sweat rate. *Journal of applied physiology (Bethesda, Md. : 1985)*, *105*(4), 1044–1048. <https://doi.org/10.1152/jappphysiol.90503.2008>
- Byrne, C. & Lee, J. K. W. (2019). The Physiological Strain Index Modified for Trained Heat-Acclimatized Individuals in Outdoor Heat. *International journal of sports physiology and performance*, *14*(6), 805–813. <https://doi.org/10.1123/ijssp.2018-0506>
- Byrne, C., Lee, J. K. W., Chew, S. A. N., Lim, C. L. & Tan, E. Y. M. (2006). Continuous thermoregulatory responses to mass-participation distance running in heat. *Medicine and science in sports and exercise*, *38*(5), 803–810. <https://doi.org/10.1249/01.mss.0000218134.74238.6a>
- Byrne, C. & Lim, C. L. (2007). The ingestible telemetric body core temperature sensor: a review of validity and exercise applications. *British journal of sports medicine*, *41*(3), 126–133. <https://doi.org/10.1136/bjism.2006.026344>
- Cadarette, B. S., Chevront, S. N., Kolka, M. A., Stephenson, L. A., Montain, S. J. & Sawka, M. N. (2006). Intermittent microclimate cooling during exercise-heat stress in US army chemical protective clothing. *Ergonomics*, *49*(2), 209–219. <https://doi.org/10.1080/00140130500436106>
- Cadmus-Bertram, L., Gangnon, R., Wirkus, E. J., Thraen-Borowski, K. M. & Gorzelitz-Liebhauser, J. (2017). The Accuracy of Heart Rate Monitoring by Some Wrist-Worn Activity Trackers. *Annals of internal medicine*, *166*(8), 610–612. <https://doi.org/10.7326/L16-0353>
- Caminal, P., Sola, F., Gomis, P., Guasch, E., Perera, A., Soriano, N. & Mont, L. (2018). Validity of the Polar V800 monitor for measuring heart rate variability in mountain running route conditions. *European journal of applied physiology*, *118*(3), 669–677. <https://doi.org/10.1007/s00421-018-3808-0>
- Cao, F. & Yang, B. (2014). Supercooling suppression of microencapsulated phase change materials by optimizing shell composition and structure. *Applied Energy*, *113*, 1512–1518. <https://doi.org/10.1016/j.apenergy.2013.08.048>
- Casa, D. J., Becker, S. M., Ganio, M. S., Brown, C. M., Yeargin, S. W., Roti, M. W., Siegler, J., Blowers, J. A., Glaviano, N. R., Huggins, R. A., Armstrong, L. E. & Maresh, C. M. (2007). Validity of devices that assess body temperature during outdoor exercise in the heat. *Journal of athletic training*, *42*(3), 333–342.
- Casa, D. J., DeMartini, J. K., Bergeron, M. F., Csillan, D., Eichner, E. R., Lopez, R. M., Ferrara, M. S., Miller, K. C., O'Connor, F., Sawka, M. N. & Yeargin, S. W. (2015). National Athletic Trainers' Association Position Statement: Exertional Heat Illnesses. *Journal of athletic training*, *50*(9), 986–1000. <https://doi.org/10.4085/1062-6050-50.9.07>

- Chan, A. P. C., Yang, Y., Song, W.-F. & Wong, D. P. (2017). Hybrid cooling vest for cooling between exercise bouts in the heat: Effects and practical considerations. *Journal of thermal biology*, *63*, 1–9. <https://doi.org/10.1016/j.jtherbio.2016.11.002>
- Chelliah, A., Karthick, B., Vimalkodeeswaran, A. & Hariram, V. R. (2015). Helmet cooling system using phase change material for ling drive. *ARPN Journal of Engineering and Applied Sciences*, *10*(4), 1770–1773.
- Cherif, N. H., Mezghani, N., Gaudreault, N., Ouakrim, Y., Mouzoune, I. & Boulay, P. (2018, 19.–21. Januar). Physiological Data Validation of the Hexoskin Smart Textile. In *Proceedings of the 11th International Joint Conference on Biomedical Engineering Systems and Technologies* (S. 150–156). SCITEPRESS - Science and Technology Publications. <https://doi.org/10.5220/0006588001500156>
- Chételat, O., Ferrario, D., Proença, M., Porchet, J.-A., Falhi, A., Grossenbacher, O., Delgado-Gonzalo, R., Della Ricca, N. & Sartori, C. (2015). Clinical validation of LTMS-S: A wearable system for vital signs monitoring. *Conference proceedings : ... Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society. IEEE Engineering in Medicine and Biology Society. Annual Conference, 2015*, 3125–3128. <https://doi.org/10.1109/EMBC.2015.7319054>
- Cheuvront, S. N., Carter, R. & Sawka, M. N. (2003). Fluis Balance and Endurance Exercise Performance. *Current sports medicine reports*(2), 202–208.
- Cheuvront, S. N., Kenefick, R. W., Montain, S. J. & Sawka, M. N. (2010). Mechanisms of aerobic performance impairment with heat stress and dehydration. *Journal of applied physiology (Bethesda, Md. : 1985)*, *109*(6), 1989–1995. <https://doi.org/10.1152/jappphysiol.00367.2010>
- Cheuvront, S. N., Kolka, M. A., Cadarette, B. S., Montain, S. J. & Sawka, M. N. (2003). Efficacy of intermittent, regional microclimate cooling. *Journal of applied physiology (Bethesda, Md. : 1985)*, *94*(5), 1841–1848. <https://doi.org/10.1152/jappphysiol.00912.2002>
- Choi, D.-H., Kitchen, G. B., Stewart, K. J. & Searson, P. C. (2020). The Dynamic Response of Sweat Chloride to Changes in Exercise Load Measured by a Wearable Sweat Sensor. *Scientific reports*, *10*(1), 7699. <https://doi.org/10.1038/s41598-020-64406-5>
- Choi, J.-W., Kim, M.-J. & Lee, J.-Y. (2008). Alleviation of Heat Strain by Cooling Different Body Areas during Red Pepper Harvest Work at WBGT 33°C. *Industrial Helath*, *46*, 620–628.
- Chung, M., Fortunato, G. & Radacsi, N. (2019). Wearable flexible sweat sensors for healthcare monitoring: a review. *Journal of the Royal Society, Interface*, *16*(159), 20190217. <https://doi.org/10.1098/rsif.2019.0217>
- Clarenbach, C. F., Senn, O., Brack, T., Kohler, M. & Bloch, K. E. (2005). Monitoring of ventilation during exercise by a portable respiratory inductive plethysmograph. *Chest*, *128*(3), 1282–1290. <https://doi.org/10.1378/chest.128.3.1282>
- Cömert, A. & Hyttinen, J. (2015). Investigating the possible effect of electrode support structure on motion artifact in wearable bioelectric signal monitoring. *Biomedical engineering online*, *14*, 44. <https://doi.org/10.1186/s12938-015-0044-2>
- Coyle, S., Lau, K.-T., Moyna, N., O'Gorman, D., Diamond, D., Di Francesco, F., Costanzo, D., Salvo, P., Trivella, M. G., Rossi, D. E. de, Taccini, N., Paradiso, R., Porchet, J.-A., Ridolfi, A., Luprano, J., Chuzel, C., Lanier, T., Revol-Cavalier, F., Schoumacker, S., . . . Bini, C. (2010). BIOTEX--biosensing textiles for personalised healthcare management. *IEEE transactions on information technology in biomedicine : a publication of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society*, *14*(2), 364–370. <https://doi.org/10.1109/TTTB.2009.2038484>
- Dahyot-Fizelier, C., Lamarche, S., Kerforne, T., Bénard, T., Giraud, B., Bellier, R., Carise, E., Frasca, D. & Mimoz, O. (2017). Accuracy of Zero-Heat-Flux Cutaneous Temperature in Intensive Care Adults. *Critical care medicine*, *45*(7), e715–e717. <https://doi.org/10.1097/CCM.0000000000002317>

- Dam, V.A.T., Zevenbergen, M.A.G. & van Schaijk, R. (2015). Flexible Chloride Sensor for Sweat Analysis. *Procedia Engineering*, 120, 237–240. <https://doi.org/10.1016/j.pro-eng.2015.08.588>
- Dang, W., Manjakkal, L., Navaraj, W. T., Lorenzelli, L., Vinciguerra, V. & Dahiya, R. (2018). Stretchable wireless system for sweat pH monitoring. *Biosensors & bioelectronics*, 107, 192–202. <https://doi.org/10.1016/j.bios.2018.02.025>
- Dassel, A. C. M., Graaf, R., Sikkema, M., Meijer, A., Zijlstra, W. G. & Aarnoudse, J. G. (1995). Reflectance Pulse Oximetry at the Forehead Improves by Pressure on the Probe. *Journal of Clinical Monitoring*, 11(4), 237–244.
- DeMartini, J. K., Casa, D. J., Belval, L. N., Crago, A., Davis, R. J., Jardine, J. J. & Stearns, R. L. (2014). Environmental conditions and the occurrence of exertional heat illnesses and exertional heat stroke at the Falmouth Road Race. *Journal of athletic training*, 49(4), 478–485. <https://doi.org/10.4085/1062-6050-49.3.26>
- Dempsey, P. G., Wogalter, M. S. & Hancock, P. A. (2000). What's in a name? Using terms from definitions to examine the fundamental foundation of human factors and ergonomics science. *Theoretical Issues in Ergonomics Science*, 1(1), 3–10. <https://doi.org/10.1080/146392200308426>
- Di Rienzo, M., Rizzo, F., Parati, G., Ferratini, M., Brambilla, G. & Castiglioni, P. (2005, 25.–28. September). A textile-based wearable system for vital sign monitoring: applicability in cardiac patients. In *Computers in Cardiology, 2005* (S. 699–701). IEEE. <https://doi.org/10.1109/cic.2005.1588199>
- Di Rienzo, M., Racca, V., Rizzo, F., Bordoni, B., Parati, G., Castiglioni, P., Meriggi, P. & Ferratini, M. (2013). Evaluation of a textile-based wearable system for the electrocardiogram monitoring in cardiac patients. *Europace : European pacing, arrhythmias, and cardiac electrophysiology : journal of the working groups on cardiac pacing, arrhythmias, and cardiac cellular electrophysiology of the European Society of Cardiology*, 15(4), 607–612. <https://doi.org/10.1093/europace/eus368>
- Dill, D. B., Hall, F. G. & Edwards, H. T. (1938). CHANGES IN COMPOSITION OF SWEAT DURING ACCLIMATIZATION TO HEAT. *The American journal of physiology*, 123(2), 412–419. <https://doi.org/10.1152/ajplegacy.1938.123.2.412>
- Dill, D. B., Hall, F. G. & van Beaumont, W. (1966). Sweat chloride concentration: sweat rate, metabolic rate, skin temperature, and age. *Journal of Applied Physiology*, 21, 99–106.
- DIN Deutsches Institut für Normung e.V. (2001a). *Ergonomie des Umgebungsclimas - Beurteilung des Einflusses des Umgebungsclimas unter Anwendung subjektiver Bewertungsskalen* (DIN EN ISO 10551:2002-01). Berlin. Beuth Verlag.
- DIN Deutsches Institut für Normung e.V. (2001b). *Ergonomie des Umgebungsclimas - Medizinische Überwachung von Personen, die einer extrem heißen oder kalten Umgebung ausgesetzt sind* (DIN EN ISO 12894:2002-08). Berlin. Beuth Verlag.
- DIN Deutsches Institut für Normung e.V. (2004). *Ergonomie - Ermittlung der thermischen Beanspruchung durch physiologische Messungen* (DIN EN ISO 9886:2004-05). Berlin. Beuth Verlag.
- DIN Deutsches Institut für Normung e.V. (2007). *Persönliche Schutzausrüstung - Ergonomische Grundsätze* (DIN EN 13921:2007-08). Berlin. Beuth Verlag.
- DIN Deutsches Institut für Normung e.V. (2020). *Ergonomie - Ergonomie von PSA-Ensembles* (DIN EN prEN 17558:2020-11). Berlin. Beuth Verlag.
- Divine, J. G., Daggy, M. W., Dixon, E. E., LeBlanc, D. P., Okragly, R. A. & Hasselfeld, K. A. (2018). Case Series of Exertional Heat Stroke in Runners During Early Spring: 2014 to 2016 Cincinnati Flying Pig Marathon. *Current sports medicine reports*, 17(5), 151–158. <https://doi.org/10.1249/JSR.0000000000000485>
- Dudenredaktion (Hrsg.). (2020). *Ergonomie*. Bibliographisches Institut GmbH. <https://www.duden.de/rechtschreibung/Ergonomie>

- Dupre, A., Vincent, S. & Iaizzo, P. A. (2005). Basic ECG Theory, Recordings, and Interpretation. In P. A. Iaizzo (Hrsg.), *Handbook of Cardiac Anatomy, Physiology, and Devices* (Bd. 59, S. 191–201). Humana Press. https://doi.org/10.1007/978-1-59259-835-9_15
- Durnin, J. V. & Womersley, J. (1974). Body fat assessed from total body density and its estimation from skinfold thickness: measurements on 481 men and women aged from 16 to 72 years. *The British journal of nutrition*, 32(1), 77–97. <https://doi.org/10.1079/BJN19740060>
- Eggenberger, P., MacRae, B. A., Kemp, S., Bürgisser, M., Rossi, R. M. & Annaheim, S. (2018). Prediction of Core Body Temperature Based on Skin Temperature, Heat Flux, and Heart Rate Under Different Exercise and Clothing Conditions in the Heat in Young Adult Males. *Frontiers in physiology*, 9, 1780. <https://doi.org/10.3389/fphys.2018.01780>
- Elliot, C. A., Hamlin, M. J. & Lizamore, C. A. (2019). Validity and Reliability of the Hexoskin Wearable Biometric Vest During Maximal Aerobic Power Testing in Elite Cyclists. *Journal of strength and conditioning research*, 33(5), 1437–1444. <https://doi.org/10.1519/JSC.0000000000002005>
- Emrich, H. M., Stoll, E., Friolet, B., Colombo, J. P., Richterich, R. & Rossi, E. (1968). Sweat composition in relation to rate of sweating in patients with cystic fibrosis of the pancreas. *Pediatric research*, 2(6), 464–478. <https://doi.org/10.1203/00006450-196811000-00004>
- Etiwy, M., Akhrass, Z., Gillinov, L., Alashi, A., Wang, R., Blackburn, G., Gillinov, S. M., Phelan, D., Gillinov, A. M., Houghtaling, P. L., Javadikasgari, H. & Desai, M. Y. (2019). Accuracy of wearable heart rate monitors in cardiac rehabilitation. *Cardiovascular diagnosis and therapy*, 9(3), 262–271. <https://doi.org/10.21037/cdt.2019.04.08>
- Verordnung (EU) 2016/425 des Europäischen Parlaments und des Rates vom 9. März 2016 über persönliche Schutzausrüstungen und zur Aufhebung der Richtlinie 89/686/EWG des Rates, Amtsblatt der Europäischen Union 51 (2016 & i.d.F.v. DE).
- Faarevik, H. & Reinertsen, R. E. (2003). Effects of wearing aircrew protective clothing on physiological and cognitive responses under various ambient conditions. *Ergonomics*, 46(8), 780–799. <https://doi.org/10.1080/0014013031000085644>
- Faller, A. & Schünke, M. (2004). *Der Körper des Menschen: Einführung in Bau und Funktion* (14., komplett überarb. u. neu gestaltete Aufl.). G. Thieme.
- Feito, Y., Bassett, D. R. & Thompson, D. L. (2012). Evaluation of activity monitors in controlled and free-living environments. *Medicine and science in sports and exercise*, 44(4), 733–741. <https://doi.org/10.1249/MSS.0b013e3182351913>
- Fiala, D. (1998). *Dynamic simulation of human heat transfer and thermal comfort* [Dissertation]. De Montfort University, Leicester.
- Flouris, A. D. & Cheung, S. S. (2006). Design and control optimization of microclimate liquid cooling systems underneath protective clothing. *Annals of biomedical engineering*, 34(3), 359–372. <https://doi.org/10.1007/s10439-005-9061-9>
- Fok, S. C., Tan, F. L. & Sua, C. C. (2011). Experimental investigations on the cooling of a motorcycle helmet with phase change material (PCM). *Thermal Science*, 15(3), 807–816. <https://doi.org/10.2298/TSCI100627027F>
- Fokkema, T., Kooiman, T. J. M., Krijnen, W. P., van der Schans, C. P. & Groot, M. de (2017). Reliability and Validity of Ten Consumer Activity Trackers Depend on Walking Speed. *Medicine and science in sports and exercise*, 49(4), 793–800. <https://doi.org/10.1249/MSS.0000000000001146>
- Fouassier, D., Roy, X., Blanchard, A. & Hulot, J.-S. (2020). Assessment of signal quality measured with a smart 12-lead ECG acquisition T-shirt. *Annals of noninvasive electrocardiology : the official journal of the International Society for Holter and Noninvasive Electrocardiology, Inc*, 25(1), e12682. <https://doi.org/10.1111/anec.12682>

- Fox, R. H., Solman, A. J., Isaacs, R., Fry, A. J. & MacDonald, I. C. (1973). A new method for monitoring deep body temperature from the skin surface. *Clinical science*, 44(1), 81–86. <https://doi.org/10.1042/cs0440081>
- Friedrich, W. (2012). *Optimale Sporternährung: Grundlagen für Leistung und Fitness im Sport* (3., erw. Aufl.). Spitta.
- Friesen, G. M., Jannett, T. C., Jadallah, M. A., Yates, S. L., Quint, S. R. & Nagle, H. T. (1990). A Comparison of the Noise Sensitivity of Nine QRS Detection Algorithms. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 37(1), 85–98.
- Galecki, A. T. & Burzykowski, T. (2013). *Linear mixed-effects models using R: A step-by-step approach. Springer texts in statistics*. Springer.
- Ganio, M. S., Brown, C. M., Casa, D. J., Becker, S. M., Yeargin, S. W., McDermott, B. P., Boots, L. M., Boyd, P. W., Armstrong, L. E. & Maresh, C. M. (2009). Validity and reliability of devices that assess body temperature during indoor exercise in the heat. *Journal of athletic training*, 44(2), 124–135. <https://doi.org/10.4085/1062-6050-44.2.124>
- Gao, W., Emaminejad, S., Nyein, H. Y. Y., Challa, S., Chen, K., Peck, A., Fahad, H. M., Ota, H., Shiraki, H., Kiriya, D., Lien, D.-H., Brooks, G. A., Davis, R. W. & Javey, A. (2016). Fully integrated wearable sensor arrays for multiplexed in situ perspiration analysis. *Nature*, 529(7587), 509–514. <https://doi.org/10.1038/nature16521>
- Gerabek, W. E., Haage, B. D., Keil, G. & Wegner, W. (Hrsg.). (2005). *Enzyklopädie Medizingeschichte*. de Gruyter.
- Ghani, S., ElBialy, E. M. A. A., Bakochristou, F., Gamaledin, S. M. A. & Rashwan, M. M. (2017). The effect of forced convection and PCM on helmets' thermal performance in hot and arid environments. *Applied Thermal Engineering*, 111, 624–637. <https://doi.org/10.1016/j.applthermaleng.2016.09.142>
- Giles, D., Draper, N. & Neil, W. (2016). Validity of the Polar V800 heart rate monitor to measure RR intervals at rest. *European journal of applied physiology*, 116(3), 563–571. <https://doi.org/10.1007/s00421-015-3303-9>
- Gilgen-Ammann, R., Schweizer, T. & Wyss, T. (2019). RR interval signal quality of a heart rate monitor and an ECG Holter at rest and during exercise. *European journal of applied physiology*, 119(7), 1525–1532. <https://doi.org/10.1007/s00421-019-04142-5>
- Gillinov, S., Etiwy, M., Wang, R., Blackburn, G., Phelan, D., Gillinov, A. M., Houghtaling, P., Javadikasgari, H. & Desai, M. Y. (2017). Variable Accuracy of Wearable Heart Rate Monitors during Aerobic Exercise. *Medicine and science in sports and exercise*, 49(8), 1697–1703. <https://doi.org/10.1249/MSS.0000000000001284>
- Givoni, B. & Goldman, R. F. (1972). Predicting rectal temperature response to work, environment, and clothing. *Journal of applied physiology (Bethesda, Md. : 1985)*, 32(6), 812–822. <https://doi.org/10.1152/jappl.1972.32.6.812>
- Givoni, B. & Goldman, R. F. (1973a). Predicting effects of heat acclimatization on heart rate and rectal temperature. *Journal of applied physiology (Bethesda, Md. : 1985)*, 35(6), 875–879. <https://doi.org/10.1152/jappl.1973.35.6.875>
- Givoni, B. & Goldman, R. F. (1973b). Predicting heart rate response to work, environment, and clothing. *Journal of applied physiology (Bethesda, Md. : 1985)*, 34(2), 201–204. <https://doi.org/10.1152/jappl.1973.34.2.201>
- Glitz, K. J., Seibel, U., Rohde, U., Gorges, W., Witzki, A., Piekarski, C. & Leyk, D. (2015). Reducing heat stress under thermal insulation in protective clothing: microclimate cooling by a 'physiological' method. *Ergonomics*, 58(8), 1461–1469. <https://doi.org/10.1080/00140139.2015.1013574>

- Godek, S. F., Bartolozzi, A. R. & Godek, J. J. (2005). Sweat rate and fluid turnover in American football players compared with runners in a hot and humid environment. *British journal of sports medicine*, 39(4), 205-11; discussion 205-11. <https://doi.org/10.1136/bjism.2004.011767>
- Godek, S. F., Peduzzi, C., Burkholder, R., Condon, S., Dorshimer, G. & Bartolozzi, A. R. (2010). Sweat rates, sweat sodium concentrations, and sodium losses in 3 groups of professional football players. *Journal of athletic training*, 45(4), 364–371. <https://doi.org/10.4085/1062-6050-45.4.364>
- Goforth, C., Lisman, P. & Deuster, P. (2014). The physiological impact of body armor cooling devices in hot environments: a systematic review. *Military medicine*, 179(7), 724–734. <https://doi.org/10.7205/MILMED-D-13-00398>
- Goodman, D. A., Kenefick, R. W., Cadarette, B. S. & Chevront, S. N. (2009). Influence of sensor ingestion timing on consistency of temperature measures. *Medicine and science in sports and exercise*, 41(3), 597–602. <https://doi.org/10.1249/MSS.0b013e31818a0eef>
- Guinovart, T., Bhandodkar, A. J., Windmiller, J. R., Andrade, F. J. & Wang, J. (2013). A potentiometric tattoo sensor for monitoring ammonium in sweat. *The Analyst*, 138(22), 7031–7038. <https://doi.org/10.1039/C3AN01672B>
- Gunga, H.-C., Sandsund, M., Reinertsen, R. E., Sattler, F. & Koch, J. (2008). A non-invasive device to continuously determine heat strain in humans. *Journal of thermal biology*, 33(5), 297–307. <https://doi.org/10.1016/j.jtherbio.2008.03.004>
- Gunga, H.-C., Werner, A., Stahn, A., Steinach, M., Schlabs, T., Koralewski, E., Kunz, D., Belavý, D. L., Felsenberg, D., Sattler, F. & Koch, J. (2009). The Double Sensor-A non-invasive device to continuously monitor core temperature in humans on earth and in space. *Respiratory physiology & neurobiology*, 169 Suppl 1, S63-8. <https://doi.org/10.1016/j.resp.2009.04.005>
- Harris, B., Andrews, P. J. D., Murray, G. D., Forbes, J. & Moseley, O. (2012). Systematic review of head cooling in adults after traumatic brain injury and stroke. *Health technology assessment (Winchester, England)*, 16(45), 1–175. <https://doi.org/10.3310/hta16450>
- Heilman, K. J. & Porges, S. W. (2007). Accuracy of the LifeShirt (Vivometrics) in the detection of cardiac rhythms. *Biological psychology*, 75(3), 300–305. <https://doi.org/10.1016/j.biopsycho.2007.04.001>
- Henriksen, A., Haugen Mikalsen, M., Woldaregay, A. Z., Muzny, M., Hartvigsen, G., Hopstock, L. A. & Grimsgaard, S. (2018). Using Fitness Trackers and Smartwatches to Measure Physical Activity in Research: Analysis of Consumer Wrist-Worn Wearables. *Journal of medical Internet research*, 20(3), e110. <https://doi.org/10.2196/jmir.9157>
- Hering, E. & Schönfelder, G. Ausgewählte chemische Messgrößen. In *Sensoren in Wissenschaft und Technik* (S. 523–562).
- Hermend, E., Cassirame, J., Ennequin, G. & Hue, O. (2019). Validation of a Photoplethysmographic Heart Rate Monitor: Polar OH1. *International journal of sports medicine*, 40(7), 462–467. <https://doi.org/10.1055/a-0875-4033>
- Hertzman, A. B. (1938). The Blood Supply of Various Skin Areas as Estimated by the Photoelectric Plethysmograph. *Proc. Soc. Exper. Biol. and Med.*, 38(562), 328–340.
- HOLTER, N. J. (1961). New method for heart studies. *Science (New York, N.Y.)*, 134(3486), 1214–1220. <https://doi.org/10.1126/science.134.3486.1214>
- Horswill, C. & Fransen, J. (2016). Body Water. Balance., Turnover, Regulation, and Evaluation. In F. Meyer, Z. Szygula & B. Wilk (Hrsg.), *Fluid balance, hydration, and athletic performance* (S. 4–19). CRC Press, Taylor et Francis Group.
- Horton, J. F., Stergiou, P., Fung, T. S. & Katz, L. (2017). Comparison of Polar M600 Optical Heart Rate and ECG Heart Rate during Exercise. *Medicine and science in sports and exercise*, 49(12), 2600–2607. <https://doi.org/10.1249/MSS.0000000000001388>

- Hosokawa, Y., Casa, D. J., Trtanj, J. M., Belval, L. N., Deuster, P. A., Giltz, S. M., Grundstein, A. J., Hawkins, M. D., Huggins, R. A., Jacklitsch, B., Jardine, J. F., Jones, H., Kazman, J. B., Reynolds, M. E., Stearns, R. L., Vanos, J. K., Williams, A. L. & Williams, W. J. (2019). Activity modification in heat: critical assessment of guidelines across athletic, occupational, and military settings in the USA. *International journal of biometeorology*, *63*(3), 405–427. <https://doi.org/10.1007/s00484-019-01673-6>
- Huggins, R. A., Glaviano, N., Negishi, N., Casa, D. J. & Hertel, J. (2012). Comparison of rectal and aural core body temperature thermometry in hyperthermic, exercising individuals: a meta-analysis. *Journal of athletic training*, *47*(3), 329–338. <https://doi.org/10.4085/1062-6050-47.3.09>
- Hunt, A. P., Bach, A. J. E., Borg, D. N., Costello, J. T. & Stewart, I. B. (2017). The Systematic Bias of Ingestible Core Temperature Sensors Requires a Correction by Linear Regression. *Frontiers in physiology*, *8*, 260. <https://doi.org/10.3389/fphys.2017.00260>
- Hunt, A. P., Billing, D. C., Patterson, M. J. & Caldwell, J. N. (2016). Heat strain during military training activities: The dilemma of balancing force protection and operational capability. *Temperature (Austin, Tex.)*, *3*(2), 307–317. <https://doi.org/10.1080/23328940.2016.1156801>
- Hunt, A. P., Buller, M. J., Maley, M. J., Costello, J. T. & Stewart, I. B. (2019). Validity of a noninvasive estimation of deep body temperature when wearing personal protective equipment during exercise and recovery. *Military Medical Research*, *6*(1), 20. <https://doi.org/10.1186/s40779-019-0208-7>
- Iqbal, K., Khan, A., Sun, D., Ashraf, M., Rehman, A., Safdar, F., Basit, A. & Maqsood, H. S. (2019). Phase change materials, their synthesis and application in textiles—a review. *The Journal of The Textile Institute*, *110*(4), 625–638. <https://doi.org/10.1080/00405000.2018.1548088>
- Itani, M., Ghaddar, N. & Ghali, K. (2017). Innovative PCM-desiccant packet to provide dry microclimate and improve performance of cooling vest in hot environment. *Energy Conversion and Management*, *140*, 218–227. <https://doi.org/10.1016/j.enconman.2017.03.011>
- Itani, M., Ghaddar, N., Ouahrani, D., Ghali, K. & Khater, B. (2018). An optimal two-bout strategy with phase change material cooling vests to improve comfort in hot environment. *Journal of thermal biology*, *72*, 10–25. <https://doi.org/10.1016/j.jtherbio.2017.12.005>
- Janta, M. R. (2021). *Wearables in Sport und Gesundheit. Nicht invasive Echtzeitüberwachung menschlicher Vitalparameter zur Belastungskontrolle und Rückmeldung kritischer Körperzustände* [Dissertation]. Technische Universität München, München.
- Jeong, I. C., Yoon, H., Kang, H. & Yeom, H. (2014). Effects of skin surface temperature on photoplethysmograph. *Journal of Helathcare Engineering*, *5*(4), 429–438.
- Jia, W., Bandodkar, A. J., Valdés-Ramírez, G., Windmiller, J. R., Yang, Z., Ramírez, J., Chan, G. & Wang, J. (2013). Electrochemical tattoo biosensors for real-time noninvasive lactate monitoring in human perspiration. *Analytical chemistry*, *85*(14), 6553–6560. <https://doi.org/10.1021/ac401573r>
- Jo, E., Lewis, K., Directo, D., Kim, M. J. & Dolezal, B. A. (2016). Validation of Biofeedback Wearables for Photoplethysmographic Heart Rate Tracking. *Journal of Sports Science and Medicine*, *15*, 540–547.
- Jovanovic, D., Karkalic, R., Tomic, L., Velickovic, Z. & Radakovic, S. (2014). Efficacy of a novel phase change material for microclimate body cooling. *Thermal Science*, *18*(2), 657–665. <https://doi.org/10.2298/TSCI130216129J>
- Jung, J. Y. & Lee, L. W. Zigbee device access control and reliable data transmission in Zigbee based health monitoring. In *Proc. of 10th ICACT 2008* (Bd. 1, S. 795–797).
- Kalkkreuth, V. von & Möckel, M. (2016). 479e Hitzebedingte Erkrankungen. In N. Suttorp, M. Möckel, B. Siegmund & M. Dietel (Hrsg.), *Harrisons Innere Medizin* (19. Aufl.). ABW Verlag. <https://eref.thieme.de/cockpits/clHarrison0004/0/coHarrison0004/4-133>

- Kalman, R. E. (1960). A New Approach to Linear Filtering and Prediction Problems. *Journal of Basic Engineering*, 82(1), 35. <https://doi.org/10.1115/1.3662552>
- Kannaian, T., Neelaveni, R. & Thilagavathi, G. (2013). Design and development of embroidered textile electrodes for continuous measurement of electrocardiogram signals. *Journal of Industrial Textiles*, 42(3), 303–318. <https://doi.org/10.1177/1528083712438069>
- Katić, K., Li, R. & Zeiler, W. (2016). Thermophysiological models and their applications: A review. *Building and Environment*, 106, 286–300. <https://doi.org/10.1016/j.buildenv.2016.06.031>
- Kent, L., O'Neill, B., Davison, G., Nevill, A., Elborn, J. S. & Bradley, J. M. (2009). Validity and reliability of cardiorespiratory measurements recorded by the LifeShirt during exercise tests. *Respiratory physiology & neurobiology*, 167(2), 162–167. <https://doi.org/10.1016/j.resp.2009.03.013>
- Khan, Y., Ostfeld, A. E., Lochner, C. M., Pierre, A. & Arias, A. C. (2016). Monitoring of Vital Signs with Flexible and Wearable Medical Devices. *Advanced materials (Deerfield Beach, Fla.)*, 28(22), 4373–4395. <https://doi.org/10.1002/adma.201504366>
- Khundaqji, H., Hing, W., Furness, J. & Climstein, M. (2020). Smart Shirts for Monitoring Physiological Parameters: Scoping Review. *JMIR mHealth and uHealth*, 8(5), e18092. <https://doi.org/10.2196/18092>
- Kim, J., Jeerapan, I., Imani, S., Cho, T. N., Bandodkar, A., Cinti, S., Mercier, P. P. & Wang, J. (2016). Noninvasive Alcohol Monitoring Using a Wearable Tattoo-Based Iontophoretic-Bio-sensing System. *ACS sensors*, 1(8), 1011–1019. <https://doi.org/10.1021/acssensors.6b00356>
- Kimberger, O., Thell, R., Schuh, M., Koch, J., Sessler, D. I. & Kurz, A. (2009). Accuracy and precision of a novel non-invasive core thermometer. *British journal of anaesthesia*, 103(2), 226–231. <https://doi.org/10.1093/bja/aep134>
- Kingsley, M., Lewis, M. J. & Marson, R. E. (2005). Comparison of Polar 810s and an ambulatory ECG system for RR interval measurement during progressive exercise. *International journal of sports medicine*, 26(1), 39–44. <https://doi.org/10.1055/s-2004-817878>
- Kligfield, P. (2002). The centennial of the Einthoven electrocardiogram. *Journal of electrocardiology*, 35 Suppl, 123–129. <https://doi.org/10.1054/jelc.2002.37169>
- Klinke, R. (Hrsg.). (2005). *Physiologie: Zahlreiche Tabellen* (5., komplett überarb. Aufl.). Thieme.
- Kondo, N., Takano, S., Aoki, K., Shibasaki, M. & Tominaga, H. (1998). Regional differences in the effect of exercise intensity on thermoregulatory sweating and cutaneous vasodilation. *Acta Physiol Scand*(164), 71–78.
- Kostelnik, S. B., Davy, K. P., Hedrick, V. E., Thomas, D. T. & Davy, B. M. (2020). The Validity of Urine Color as a Hydration Biomarker within the General Adult Population and Athletes: A Systematic Review. *Journal of the American College of Nutrition*, 1–8. <https://doi.org/10.1080/07315724.2020.1750073>
- Kuznetsova, A., Brockhoff, P. B. & Christensen, R. H. B. (2017). lmerTest Package: Tests in Linear Mixed Effects Models. *Journal of Statistical Software*, 82(13). <https://doi.org/10.18637/jss.v082.i13>
- Kwon, Kato, Hayashi & Tokura (1998). The Effects of Local Cooling on Thermophysiological Response in Participants Wearing Dust-Free Garments. *International journal of occupational safety and ergonomics : JOSE*, 4(1), 57–67. <https://doi.org/10.1080/10803548.1998.11076379>
- Kyriacou, P. A., Moye, A. R., Gregg, A., Choi, D. M. A., Langford, R. M. & Jones, D. P. (1999). A system for investigating oesophageal photoplethysmographic signals in anaesthetised patients. *Medical & Biological Engineering & Computing*, 37(5), 639–643. <https://doi.org/10.1007/BF02513360>
- Laitano, O., King, M. A. & Leon, L. R. (2019). Common Misconceptions in Classic and Exertional Heat Stroke. In J. D. Périard & S. Racinais (Hrsg.), *Heat Stress in Sport and Exercise* (Bd.

- 42, S. 91–112). Springer International Publishing. https://doi.org/10.1007/978-3-319-93515-7_5
- Laukkanen, R. M. & Virtanen, P. K. (1998). Heart rate monitors: state of the art. *Journal of sports sciences, 16 Suppl*, S3-7. <https://doi.org/10.1080/026404198366920>
- Laxminarayan, S., Rakesh, V., Oyama, T., Kazman, J. B., Yanovich, R., Ketko, I., Epstein, Y., Morrison, S. & Reifman, J. (2018). Individualized estimation of human core body temperature using noninvasive measurements. *Journal of applied physiology (Bethesda, Md. : 1985), 124*(6), 1387–1402. <https://doi.org/10.1152/jappphysiol.00837.2017>
- Leboeuf, S. F., Aumer, M. E., Kraus, W. E., Johnson, J. L. & Duscha, B. (2014). Earbud-based sensor for the assessment of energy expenditure, HR, and VO₂max. *Medicine and science in sports and exercise, 46*(5), 1046–1052. <https://doi.org/10.1249/MSS.0000000000000183>
- Lee, Y. K., Jo, J. & Shin, H. S. (2013). Development and Evaluation of a Wristwatch-Type Photoplethysmography Array Sensor Module. *IEEE Sensors Journal, 13*(5), 1459–1463. <https://doi.org/10.1109/JSEN.2012.2235424>
- Léger, L. & Thivierge, M. (1988). Heart Rate Monitors: Validity, Stability, and Functionality. *The Physician and sportsmedicine, 16*(5), 143–151. <https://doi.org/10.1080/00913847.1988.11709511>
- Lehnartz, E. (1943). *Einführung in die Chemische Physiologie*. Springer Berlin Heidelberg. <https://doi.org/10.1007/978-3-662-36817-6>
- Lendt, C. (2020). *Estimation of Human Core Body Temperature Under Different Exercise Conditions: A Model-Based Approach Using Non-Invasive Measurement Methods* [Master Thesis]. Technische Universität München, München.
- Li, M., Xiong, W. & Li, Y. (2020). Wearable Measurement of ECG Signals Based on Smart Clothing. *International journal of telemedicine and applications, 2020*, 6329360. <https://doi.org/10.1155/2020/6329360>
- Licht, T. S., Stern, M. & Shwachman, H. (1957). Measurement of the electrical conductivity of sweat: Its Application to the Study of Cystic Fibrosis of the Pancreas. *Clinical Chemistry, 3*(1), 37–48.
- Liu, J., Tang, W., Chen, G., Lu, Y., Feng, C. & Tu, X. M. (2016). Correlation and agreement: overview and clarification of competing concepts and measures. *Shanghai archives of psychiatry, 28*(2), 115–120. <https://doi.org/10.11919/j.issn.1002-0829.216045>
- Looney, D. P., Buller, M. J., Gribok, A. V., Leger, J. L., Potter, A. W., Rumpler, W. V., Tharion, W. J., Welles, A. P., Friedl, K. E. & Hoyt, R. W. (2018). Estimating Resting Core Temperature Using Heart Rate. *Journal for the Measurement of Physical Behaviour, 1*(2), 79–86. <https://doi.org/10.1123/jmpb.2017-0003>
- Lundgren, N. P., Ramanathan, N. L., Gupta, A. S. & Chakravarthi, H. S. (1955). Electrical conductivity and specific gravity of small volumes of human sweat and their relations to the salt concentration. *Indian journal of medical research, 43*(1), 157–164.
- Maeda, Y., Sekine, M. & Tamura, T. (2011a). The Advantages of Wearable Green Reflected Photoplethysmography. *Journal of medical systems, 35*(5), 829–834. <https://doi.org/10.1007/s10916-010-9506-z>
- Maeda, Y., Sekine, M. & Tamura, T. (2011b). Relationship between measurement site and motion artifacts in wearable reflected photoplethysmography. *Journal of medical systems, 35*(5), 969–976. <https://doi.org/10.1007/s10916-010-9505-0>
- Maguire, M. & Ward, T. (2002). *The design and clinical use of a reflective brachial photoplethysmograph*. Maynooth. National University of Ireland.
- Malchaire, J., Piette, A., Kampmann, B., Mehnert, P., Gebhardt, H., Havenith, G., Den Hartog, E., Holmer, I., Parsons, K., Alfano, G. & Griefahn, B. (2001). Development and validation of the predicted heat strain model. *The Annals of occupational hygiene, 45*(2), 123–135.

- Manikandan, M.S. & Soman, K. P. (2012). A novel method for detecting R-peaks in electrocardiogram (ECG) signal. *Biomedical Signal Processing and Control*, 7(2), 118–128. <https://doi.org/10.1016/j.bspc.2011.03.004>
- Maron, B. J., Doerer, J. J., Haas, T. S., Tierney, D. M. & Mueller, F. O. (2009). Sudden deaths in young competitive athletes: analysis of 1866 deaths in the United States, 1980-2006. *Circulation*, 119(8), 1085–1092. <https://doi.org/10.1161/CIRCULATIONAHA.108.804617>
- Martinsen, O. G. & Grimnes, S. (2014). *Bioimpedance and Bioelectricity Basics* (2nd ed.). Elsevier Science.
- Maughan, R. J., Shirreffs, S. M. & Leiper, J. B. (2007). Errors in the estimation of hydration status from changes in body mass. *Journal of sports sciences*, 25(7), 797–804. <https://doi.org/10.1080/02640410600875143>.
- Maung, Z. & Tustin, A. W. (2020). The Heat Death Line: Proposed Heat Index Alert Threshold for Preventing Heat-Related Fatalities in the Civilian Workforce. *New solutions : a journal of environmental and occupational health policy : NS*, 30(2), 138–145. <https://doi.org/10.1177/1048291120933819>
- Maxton, F. J. C., Justin, L. & Gillies, D. (2004). Estimating core temperature in infants and children after cardiac surgery: a comparison of six methods. *Journal of advanced nursing*, 45(2), 214–222. <https://doi.org/10.1046/j.1365-2648.2003.02883.x>
- Mazerolle, S. M., Ganio, M. S., Casa, D. J., Vingren, J. & Klau, J. (2011). Is oral temperature an accurate measurement of deep body temperature? A systematic review. *Journal of athletic training*, 46(5), 566–573.
- Mehling, H. & Cabeza, L. F. (2008). *Heat and cold storage with PCM: An up to date introduction into basics and applications. Heat and mass transfer*. Springer.
- Mena-Bravo, A. & Luque de Castro, M. D. (2014). Sweat: a sample with limited present applications and promising future in metabolomics. *Journal of pharmaceutical and biomedical analysis*, 90, 139–147. <https://doi.org/10.1016/j.jpba.2013.10.048>
- Mendelson, Y. & Ochs, B. D. (1988). Noninvasive Pulse Oximetry Utilizing Skin Reflectance Photoplethysmography. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 35(10), 798–805.
- Mendelson, Y. & Pujary, C. (2003). Measurement site and photodetector size considerations in optimizing power consumption of a wearable reflectance pulse oximeter. In J. E. Monzón (Hrsg.), *A new beginning for human health: Proceedings of the 25th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society, 17-21 September 2003, Cancún, Mexico* (S. 3016–3019). IEEE Service Center. <https://doi.org/10.1109/IEMBS.2003.1280775>
- Meyer, F., Laitano, O., Bar-Or, O., McDougall, D., Heigenhauser, G. J. F. & Heigenhauser, G. J. F. (2007). Effect of age and gender on sweat lactate and ammonia concentrations during exercise in the heat. *Brazilian journal of medical and biological research = Revista brasileira de pesquisas medicas e biologicas*, 40(1), 135–143.
- Meyer, F., Szygula, Z. & Wilk, B. (Hrsg.). (2016). *Fluid balance, hydration, and athletic performance*. CRC Press, Taylor et Francis Group.
- Meziane, N., Yang, S., Shokouejad, M., Webster, J. G., Attari, M. & Eren, H. (2015). Simultaneous comparison of 1 gel with 4 dry electrode types for electrocardiography. *Physiological measurement*, 36(3), 513–529. <https://doi.org/10.1088/0967-3334/36/3/513>
- Miller, K. C., Hughes, L. E., Long, B. C., Adams, W. M. & Casa, D. J. (2017). Validity of Core Temperature Measurements at 3 Rectal Depths During Rest, Exercise, Cold-Water Immersion, and Recovery. *Journal of athletic training*, 52(4), 332–338. <https://doi.org/10.4085/1062-6050-52.2.10>
- Mokhtari Yazdi, M. & Sheikhzadeh, M. (2014). Personal cooling garments: a review. *The Journal of The Textile Institute*, 105(12), 1231–1250. <https://doi.org/10.1080/00405000.2014.895088>

- Montes, J., Young, J. C., Tandy, R. & Navalta, J. W. (2018). Reliability and Validation of the Hexoskin Wearable Bio-Collection Device During Walking Conditions. *International Journal of Exercise Science*, 11(7), 806–816.
- Morgan, R. M., Patterson, M. J. & Nimmo, M. A. (2004). Acute effects of dehydration on sweat composition in men during prolonged exercise in the heat. *Acta Physiol Scand*, 182(1), 37–43. <https://doi.org/10.1111/j.1365-201X.2004.01305.x>
- Morris, N. B., Cramer, M. N., Hodder, S. G., Havenith, G. & Jay, O. (2013). A comparison between the technical absorbent and ventilated capsule methods for measuring local sweat rate. *Journal of applied physiology (Bethesda, Md. : 1985)*, 114(6), 816–823. <https://doi.org/10.1152/jap-physiol.01088.2012>.
- Muir, I. H., Bishop, P. A. & Ray, P. (1999). Effects of a novel ice-cooling technique on work in protective clothing at 28 degrees C, 23 degrees C, and 18 degrees C WBGTs. *American Industrial Hygiene Association journal*, 60(1), 96–104. <https://doi.org/10.1080/00028899908984427>
- Mündel, T., Carter, J. M., Wilkinson, D. M. & Jones, D. A. (2016). A comparison of rectal, oesophageal and gastro-intestinal tract temperatures during moderate-intensity cycling in temperate and hot conditions. *Clinical physiology and functional imaging*, 36(1), 11–16. <https://doi.org/10.1111/cpf.12187>
- Nagano, K., Mochida, T., Takeda, S., Domański, R. & Rebow, M. (2003). Thermal characteristics of manganese (II) nitrate hexahydrate as a phase change material for cooling systems. *Applied Thermal Engineering*, 23(2), 229–241. [https://doi.org/10.1016/S1359-4311\(02\)00161-8](https://doi.org/10.1016/S1359-4311(02)00161-8)
- Nakagawa, S., Johnson, P. C. D. & Schielzeth, H. (2017). The coefficient of determination R² and intra-class correlation coefficient from generalized linear mixed-effects models revisited and expanded. *Journal of the Royal Society, Interface*, 14(134). <https://doi.org/10.1098/rsif.2017.0213>
- Navalta, J. W., Manning, J. W., McCune, D., Montes, J., Stone, T. M., LaComb, C. O., Tacad, D. K., Ciulei, M. A., Young, J. C. & DeBeliso, M. (2015). Using Hexoskin Wearable Technology to Obtain Body Metrics in a Trail Hiking Setting. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 47, 223–224. <https://doi.org/10.1249/01.mss.0000477034.13469.88>
- Niedermann, R., Wyss, E., Annaheim, S., Psikuta, A., Davey, S. & Rossi, R. M. (2014). Prediction of human core body temperature using non-invasive measurement methods. *International journal of biometeorology*, 58(1), 7–15. <https://doi.org/10.1007/s00484-013-0687-2>
- Noel, F., Piérard-Franchimont, C., Piérard, G. E. & Quatresooz, P. (2012). Sweaty skin, Background and assessment. *International Journal of Dermatology*, 51(6), 647–655.
- Nunan, D., Jakovljevic, D. G., Donovan, G., Hodges, L. D., Sandercock, G. R. H. & Brodie, D. A. (2008). Levels of agreement for RR intervals and short-term heart rate variability obtained from the Polar S810 and an alternative system. *European journal of applied physiology*, 103(5), 529–537. <https://doi.org/10.1007/s00421-008-0742-6>
- Nunneley, S. (1970). Water cooled garments: A review. *Space Life Sciences*, 2, 335–360.
- Nybo, L. (2008). Hyperthermia and fatigue. *Journal of applied physiology (Bethesda, Md. : 1985)*, 104(3), 871–878. <https://doi.org/10.1152/jappphysiol.00910.2007>
- Nybo, L., Rasmussen, P. & Sawka, M. N. (2014). Performance in the heat-physiological factors of importance for hyperthermia-induced fatigue. *Comprehensive Physiology*, 4(2), 657–689. <https://doi.org/10.1002/cphy.c130012>
- Nyein, H. Y. Y., Gao, W., Shahpar, Z., Emaminejad, S., Challa, S., Chen, K., Fahad, H. M., Tai, L.-C., Ota, H., Davis, R. W. & Javey, A. (2016). A Wearable Electrochemical Platform for Noninvasive Simultaneous Monitoring of Ca²⁺ and pH. *ACS nano*, 10(7), 7216–7224. <https://doi.org/10.1021/acsnano.6b04005>

- Nyein, H. Y. Y., Tai, L.-C., Ngo, Q. P., Chao, M., Zhang, G. B., Gao, W., Bariya, M., Bullock, J., Kim, H., Fahad, H. M. & Javey, A. (2018). A Wearable Microfluidic Sensing Patch for Dynamic Sweat Secretion Analysis. *ACS sensors*, 3(5), 944–952. <https://doi.org/10.1021/acssensors.7b00961>
- Oesterle, G. (1990). *Kompaktseminar über Leitfähigkeitsmessung. Kompaktseminar Prozessleittechnik : Sensoren*. Oldenbourg.
- Ouahrani, D., Itani, M., Ghaddar, N., Ghali, K. & Khater, B. (2017). Experimental study on using PCMs of different melting temperatures in one cooling vest to reduce its weight and improve comfort. *Energy and Buildings*, 155, 533–545. <https://doi.org/10.1016/j.enbuild.2017.09.057>
- Palmer, M. S. & Spriet, L. L. (2008). Sweat rate, salt loss, and fluid intake during an intense on-ice practice in elite Canadian male junior hockey players. *Applied physiology, nutrition, and metabolism = Physiologie appliquee, nutrition et metabolisme*, 33(2), 263–271. <https://doi.org/10.1139/H08-011>
- Pan, J. & Tompkins, W. J. (1985). A Real-Time QRS Detection Algorithm. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering, BME-32*(3), 230–236.
- Parak, J. (2013). *Accuracy of Firstbeat Bodyguard 2 beat-to-beat heart rate monitor*.
- Parsons, K. C. (2014). *Human thermal environments: The effects of hot, moderate, and cold environments on human health, comfort, and performance / Ken Parsons*. Taylor & Francis.
- Pasady, S. R., Soudan, M., Gillinov, M., Houghtaling, P., Phelan, D., Gillinov, N., Bittel, B. & Desai, M. Y. (2019). Accuracy of commercially available heart rate monitors in athletes: a prospective study. *Cardiovascular diagnosis and therapy*, 9(4), 379–385. <https://doi.org/10.21037/cdt.2019.06.05>
- Passler, S., Bohrer, J., Blöchinger, L. & Senner, V. (2019). Validity of Wrist-Worn Activity Trackers for Estimating VO₂max and Energy Expenditure. *International journal of environmental research and public health*, 16(17). <https://doi.org/10.3390/ijerph16173037>
- Passler, S., Mitternacht, J., Janta, M. & Senner, V. (2016). Conceptual Development and Evaluation of Heat Relief Principles for the Application in Bicycle Helmets. *Procedia Engineering*, 147, 501–506. <https://doi.org/10.1016/j.proeng.2016.06.228>
- Passler, S., Müller, N. & Senner, V. (2019). In-Ear Pulse Rate Measurement: A Valid Alternative to Heart Rate Derived from Electrocardiography? *Sensors (Basel, Switzerland)*, 19(17). <https://doi.org/10.3390/s19173641>
- Patterson, M. J., Galloway, S. D. R. & Nimmo, M. A. (2000). Variations in regional sweat composition in normal human males. *Experimental physiology*, 85(6), 869–875.
- Peng, L., Su, B., Yu, A. & Jiang, X. (2019). Review of clothing for thermal management with advanced materials. *Cellulose*, 26(11), 6415–6448. <https://doi.org/10.1007/s10570-019-02534-6>
- Piil, J. F., Lundbye-Jensen, J., Trangmar, S. J. & Nybo, L. (2017). Performance in complex motor tasks deteriorates in hyperthermic humans. *Temperature (Austin, Tex.)*, 4(4), 420–428. <https://doi.org/10.1080/23328940.2017.1368877>
- Poh, M.-Z., Kim, K., Goessling, A., Swenson, N. & Picard, R. (2012). Cardiovascular Monitoring Using Earphones and a Mobile Device. *IEEE Pervasive Computing*, 11(4), 18–26. <https://doi.org/10.1109/MPRV.2010.91>
- Poh, M.-Z., Swenson, N. C. & Picard, R. W. (2010). Motion-tolerant magnetic earring sensor and wireless earpiece for wearable photoplethysmography. *IEEE transactions on information technology in biomedicine : a publication of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society*, 14(3), 786–794. <https://doi.org/10.1109/TTTB.2010.2042607>
- Potter, A. W., Blanchard, L. A., Friedl, K. E., Cadarette, B. S. & Hoyt, R. W. (2017). Mathematical prediction of core body temperature from environment, activity, and clothing: The heat

- strain decision aid (HSDA). *Journal of thermal biology*, *64*, 78–85.
<https://doi.org/10.1016/j.jtherbio.2017.01.003>
- Potter, A. W., Hunt, A. P., Cadarette, B. S., Fogarty, A., Srinivasan, S., Santee, W. R., Blanchard, L. A. & Looney, D. P. (2019). Heat Strain Decision Aid (HSDA) accurately predicts individual-based core body temperature rise while wearing chemical protective clothing. *Computers in biology and medicine*, *107*, 131–136. <https://doi.org/10.1016/j.compbiomed.2019.02.004>
- Quinn, T., Kim, J.-H., Strauch, A., Wu, T., Powell, J., Roberge, R., Shaffer, R. & Coca, A. (2017). Physiological Evaluation of Cooling Devices in Conjunction With Personal Protective Ensembles Recommended for Use in West Africa. *Disaster medicine and public health preparedness*, *11*(5), 573–579. <https://doi.org/10.1017/dmp.2016.209>
- Racinais, S., Alonso, J. M., Coutts, A. J., Flouris, A. D., Girard, O., González-Alonso, J., Hauswirth, C., Jay, O., Lee, J. K. W., Mitchell, N., Nassis, G. P., Nybo, L., Pluim, B. M., Roelands, B., Sawka, M. N., Wingo, J. & Périard, J. D. (2015). Consensus recommendations on training and competing in the heat. *British journal of sports medicine*, *49*(18), 1164–1173.
<https://doi.org/10.1136/bjsports-2015-094915>
- Racinais, S., Casa, D., Brocherie, F. & Ihsan, M. (2019). Translating Science Into Practice: The Perspective of the Doha 2019 IAAF World Championships in the Heat. *Frontiers in Sports and Active Living*, *1*, Artikel 39, 71. <https://doi.org/10.3389/fspor.2019.00039>
- Racinais, S., Moussay, S., Nichols, D., Travers, G., Belfekih, T., Schumacher, Y. O. & Periard, J. D. (2019). Core temperature up to 41.5°C during the UCI Road Cycling World Championships in the heat. *British journal of sports medicine*, *53*(7), 426–429.
<https://doi.org/10.1136/bjsports-2018-099881>
- Radespiel-Tröger, M., Rauh, R., Mahlke, C., Gottschalk, T. & Mück-Weymann, M. (2003). Agreement of two different methods for measurement of heart rate variability. *Clinical autonomic research : official journal of the Clinical Autonomic Research Society*, *13*(2), 99–102.
<https://doi.org/10.1007/s10286-003-0085-7>
- Reddy, R. K., Pooni, R., Zaharieva, D. P., Senf, B., El Youssef, J., Dassau, E., Doyle Iii, F. J., Clements, M. A., Rickels, M. R., Patton, S. R., Castle, J. R., Riddell, M. C. & Jacobs, P. G. (2018). Accuracy of Wrist-Worn Activity Monitors During Common Daily Physical Activities and Types of Structured Exercise: Evaluation Study. *JMIR mHealth and uHealth*, *6*(12), e10338.
<https://doi.org/10.2196/10338>
- Rhee, S., Yang, B.-H. & Asada, H. H. (2001). Artifact-Resistant Power-Efficient Design of Finger-Ring Plethysmographic Sensors. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, *48*(7), 795–805.
- Richmond, V. L., Davey, S., Griggs, K. & Havenith, G. (2015). Prediction of Core Body Temperature from Multiple Variables. *The Annals of occupational hygiene*, *59*(9), 1168–1178.
<https://doi.org/10.1093/annhyg/mev054>
- Richmond, V. L., Wilkinson, D. M., Blacker, S. D., Horner, F. E., Carter, J., Havenith, G. & Rayson, M. P. (2013). Insulated skin temperature as a measure of core body temperature for individuals wearing CBRN protective clothing. *Physiological measurement*, *34*(11), 1531–1543.
<https://doi.org/10.1088/0967-3334/34/11/1531>
- Rintamäki, H., Mäkinen, T., Oksa, J. & Latvala, J. (1995). Water balance and physical performance in cold. *Arct Med Res*, *54*(Suppl. 2), 32–36.
- Roberts, W. C. & Silver, M. A. (1983). Norman Jefferis Holter and ambulatory ECG monitoring. *The American Journal of Cardiology*, *52*(7), 903–906. [https://doi.org/10.1016/0002-9149\(83\)90439-3](https://doi.org/10.1016/0002-9149(83)90439-3)
- Romagnoli, M., Alis, R., Guillen, J., Basterra, J., Villacastin, J. P. & Guillen, S. (2014). A novel device based on smart textile to control heart's activity during exercise. *Australasian physical & engineering sciences in medicine*, *37*(2), 377–384. <https://doi.org/10.1007/s13246-014-0271-z>

- Ronneberger, L. (2018). *Weiterentwicklung und Evaluierung eines non-invasiven Messsystems zur Echtzeitüberwachung des menschlichen Wasser-Elektrolythaushalts* [Master Thesis]. Technische Universität München, München.
- Rose, D. P., Ratterman, M. E., Griffin, D. K., Hou, L., Kelley-Loughnane, N., Naik, R. R., Hagen, J. A., Papautsky, I. & Heikenfeld, J. C. (2015). Adhesive RFID Sensor Patch for Monitoring of Sweat Electrolytes. *IEEE transactions on bio-medical engineering*, 62(6), 1457–1465. <https://doi.org/10.1109/TBME.2014.2369991>
- Salaün, F., Devaux, E., Bourbigot, S. & Rumeau, P. (2010). Thermoregulating response of cotton fabric containing microencapsulated phase change materials. *Thermochimica Acta*, 506(1-2), 82–93. <https://doi.org/10.1016/j.tca.2010.04.020>
- Sato, K., Kang, W. H. & Sato, K. T. (1989). Biology of Sweat Glands and their disorders: I. Normal sweat gland function. *Journal of the American Academy of Dermatology*, 20(4), 537–563.
- Sawka, M. N., Leon, L. R., Montain, S. J. & Sanna, L. A. (2011). Integrated physiological mechanisms of exercise performance, adaptation, and maladaptation to heat stress. *Comprehensive Physiology*, 1(4), 1883–1928. <https://doi.org/10.1002/cphy.c100082>
- Sawka, M. N., Wenger, C. B. & Pandolf, K. B. (2010). Thermoregulatory Responses to Acute Exercise-Heat Stress and Heat Acclimation. In R. Terjung (Hrsg.), *Comprehensive Physiology* (Bd. 30, S. 326). John Wiley & Sons, Inc. <https://doi.org/10.1002/cphy.cp040109>
- Schottelius, B. A. & Schottelius, D. D. (1978). *Textbook of physiology* (18th ed.). C.V. Mosby.
- Schwister, K. (2009). *Kleine Formelsammlung Chemie* (3., aktualisierte Aufl.). Fachbuchverlag.
- Selkirk, G. A., McLellan, T. M. & Wong, J. (2004). Active versus passive cooling during work in warm environments while wearing firefighting protective clothing. *Journal of occupational and environmental hygiene*, 1(8), 521–531. <https://doi.org/10.1080/15459620490475216>
- Seng, K.-Y., Chen, Y., Chai, K. M. A., Wang, T., Fun, D. C. Y., Teo, Y. S., Tan, P. M. S., Ang, W. H. & Lee, J. K. W. (2016). Tracking body core temperature in military thermal environments: An extended Kalman filter approach. In *2016 IEEE 13th International Conference on Wearable and Implantable Body Sensor Networks (BSN)* (S. 296–299). IEEE. <https://doi.org/10.1109/bsn.2016.7516277>
- Shcherbina, A., Mattsson, C. M., Waggott, D., Salisbury, H., Christle, J. W., Hastie, T., Wheeler, M. T. & Ashley, E. A. (2017). Accuracy in Wrist-Worn, Sensor-Based Measurements of Heart Rate and Energy Expenditure in a Diverse Cohort. *Journal of personalized medicine*, 7(2). <https://doi.org/10.3390/jpm7020003>
- Shin, K., Kim, Y., Bae, S., Park, K. & Kim, S. (2009). A Novel Headset with a Transmissive PPG Sensor for Heart Rate Measurement. In C. T. Lim & J. C. H. Goh (Hrsg.), *IFMBE Proceedings. 13th International Conference on Biomedical Engineering* (Bd. 23, S. 519–522). Springer Berlin Heidelberg. https://doi.org/10.1007/978-3-540-92841-6_127
- Sigrist, R. & Müller, L. (2004, 5. Februar). *Elektrische Leitfähigkeit von Lösungen*. Zürich, Schweiz. ETH Zürich.
- Silbernagl, S. & Despopoulos, A. (2007). *Taschenatlas Physiologie* (7. Aufl.). Thieme Electronic Book Library. Georg Thieme.
- Simmons, S. E., Saxby, B. K., McGlone, F. P. & Jones, D. A. (2008). The effect of passive heating and head cooling on perception, cardiovascular function and cognitive performance in the heat. *European journal of applied physiology*, 104(2), 271–280. <https://doi.org/10.1007/s00421-008-0677-y>
- Skobel, E., Martinez-Romero, A., Scheibe, B., Schauerte, P., Marx, N., Luprano, J. & Knackstedt, C. (2014). Evaluation of a newly designed shirt-based ECG and breathing sensor for home-based training as part of cardiac rehabilitation for coronary artery disease. *European journal of preventive cardiology*, 21(11), 1332–1340. <https://doi.org/10.1177/2047487313493227>

- Sloan, B. K., Kraft, E. M., Clark, D., Schmeissing, S. W., Byrne, B. C. & Rusyniak, D. E. (2015). On-site treatment of exertional heat stroke. *The American journal of sports medicine*, 43(4), 823–829. <https://doi.org/10.1177/0363546514566194>
- Smith, C. M., Chillrud, S. N., Jack, D. W., Kinney, P., Yang, Q. & Layton, A. M. (2019). Laboratory Validation of Hexoskin Biometric Shirt at Rest, Submaximal Exercise, and Maximal Exercise While Riding a Stationary Bicycle. *Journal of occupational and environmental medicine*, 61(4), e104-e111. <https://doi.org/10.1097/JOM.0000000000001537>
- Smith, C. J. & Havenith, G. (2011). Body mapping of sweating patterns in male athletes in mild exercise-induced hyperthermia. *European journal of applied physiology*, 111(7), 1391–1404. <https://doi.org/10.1007/s00421-010-1744-8>
- Smith, C. J. & Havenith, G. (2012). Body mapping of sweating patterns in athletes: a sex comparison. *Medicine and science in sports and exercise*, 44(12), 2350–2361. <https://doi.org/10.1249/MSS.0b013e318267b0c4>
- Sonner, Z., Wilder, E., Heikenfeld, J., Kasting, G., Beyette, F., Swaile, D., Sherman, F., Joyce, J., Hagen, J., Kelley-Loughnane, N. & Naik, R. (2015). The microfluidics of the eccrine sweat gland, including biomarker partitioning, transport, and biosensing implications. *Biomicrofluidics*, 9(3), 31301. <https://doi.org/10.1063/1.4921039>
- Soon, S., Svavarsdottir, H., Downey, C. & Jayne, D. G. (2020). Wearable devices for remote vital signs monitoring in the outpatient setting: an overview of the field. *BMJ Innovations*, 6(2), 55–71. <https://doi.org/10.1136/bmjinnov-2019-000354>
- Soroudi, A., Hernández, N., Berglin, L. & Nierstrasz, V. (2019). Electrode placement in electrocardiography smart garments: A review. *Journal of electrocardiology*, 57, 27–30. <https://doi.org/10.1016/j.jelectrocard.2019.08.015>
- Spanaus, W. (2002). *Herzfrequenzkontrolle im Ausdauersport*. Meyer und Meyer.
- Speedy, D. B., Noakes, T. D. & Schneider, C. (2001). Exercise-associated hyponatremia: A review. *Emergency medicine (Fremantle, W.A.)*, 13(1), 17–27.
- Spierer, D. K., Rosen, Z., Litman, L. L. & Fujii, K. (2015). Validation of photoplethysmography as a method to detect heart rate during rest and exercise. *Journal of medical engineering & technology*, 39(5), 264–271. <https://doi.org/10.3109/03091902.2015.1047536>
- Stahl, S. E., An, H.-S., Dinkel, D. M., Noble, J. M. & Lee, J.-M. (2016). How accurate are the wrist-based heart rate monitors during walking and running activities? Are they accurate enough? *BMJ open sport & exercise medicine*, 2(1), e000106. <https://doi.org/10.1136/bmjsem-2015-000106>
- Stöckl, O. (2018). *Adaptive Kühleinheit für geschlossene Helmsysteme: Konzeptionierung, Validierung und Verifizierung eines Funktionsmusters* [Master Thesis]. Technische Universität München, München.
- Støve, M. P., Haucke, E., Nymann, M. L., Sigurdsson, T. & Larsen, B. T. (2019). Accuracy of the wearable activity tracker Garmin Forerunner 235 for the assessment of heart rate during rest and activity. *Journal of sports sciences*, 37(8), 895–901. <https://doi.org/10.1080/02640414.2018.1535563>
- Taji, B., Shirmohammadi, S., Groza, V. & Batkin, I. (2014). Impact of Skin–Electrode Interface on Electrocardiogram Measurements Using Conductive Textile Electrodes. *IEEE Transactions on Instrumentation and Measurement*, 63(6), 1412–1422. <https://doi.org/10.1109/TIM.2013.2289072>
- Takeshita, T., Yoshida, M., Takei, Y., Ouchi, A., Hinoki, A., Uchida, H. & Kobayashi, T. (2019). Relationship between Contact Pressure and Motion Artifacts in ECG Measurement with Electrostatic Flocked Electrodes Fabricated on Textile. *Scientific reports*, 9(1), 5897. <https://doi.org/10.1038/s41598-019-42027-x>
- Tamura, T. (2019). Current progress of photoplethysmography and SPO2 for health monitoring. *Biomedical Engineering Letters*, 124(4), 328. <https://doi.org/10.1007/s13534-019-00097-w>

- Tamura, T., Maeda, Y., Sekine, M. & Yoshida, M. (2014). Wearable Photoplethysmographic Sensors—Past and Present. *Electronics*, 3(2), 282–302. <https://doi.org/10.3390/electronics3020282>
- Tan, D. Y. W. & Yong, T. H. (2017, 27.–29. November). Suitability of smartshirt by Hexoskin to monitor heart rate for racket sports. In *2017 International Conference on Robotics, Automation and Sciences (ICORAS)* (S. 1–4). IEEE. <https://doi.org/10.1109/icoras.2017.8308057>
- Tanner, E. A., Montes, J., Manning, J. W., Taylor, J. E., DeBeliso, M., Young, J. C. & Navalta, J. W. (2015). Validation of Hexoskin biometric shirt to COSMED K4 b2 metabolic unit in adults during trail running. *Sports Technology*, 8(3-4), 118–123. <https://doi.org/10.1080/19346182.2016.1248973>
- Taylor, N. A. S., Tipton, M. J. & Kenny, G. P. (2014). Considerations for the measurement of core, skin and mean body temperatures. *Journal of thermal biology*, 46, 72–101. <https://doi.org/10.1016/j.jtherbio.2014.10.006>
- Taylor, N. A. & Machado-Moreira, C. A. (2013). Regional variations in transepidermal water loss, eccrine sweat gland density, sweat secretion rates and electrolyte composition in resting and exercising humans. *Extreme physiology & medicine*, 2(1), 4. <https://doi.org/10.1186/2046-7648-2-4>
- Terbizan, D. J., Dolezal, B. A. & Albano, C. (2002). Validity of Seven Commercially Available Heart Rate Monitors. *Measurement in Physical Education and Exercise Science*, 6(4), 243–247. https://doi.org/10.1207/S15327841MPEE0604_3
- Teunissen, L. P. J., Haan, A. de, Koning, J. J. de & Daanen, H. A. M. (2012). Telemetry pill versus rectal and esophageal temperature during extreme rates of exercise-induced core temperature change. *Physiological measurement*, 33(6), 915–924. <https://doi.org/10.1088/0967-3334/33/6/915>
- Teunissen, L. P. J., Klewer, J., Haan, A. de, Koning, J. J. de & Daanen, H. A. M. (2011). Non-invasive continuous core temperature measurement by zero heat flux. *Physiological measurement*, 32(5), 559–570. <https://doi.org/10.1088/0967-3334/32/5/005>
- Teunissen, L. P. J., Wang, L.-C., Chou, S.-N., Huang, C.-H., Jou, G.-T. & Daanen, H. A. M. (2014). Evaluation of two cooling systems under a firefighter coverall. *Applied ergonomics*, 45(6), 1433–1438. <https://doi.org/10.1016/j.apergo.2014.04.008>
- Thomas, S., Reading, J. & Shephard, R. J. (1992). Revision of the Physical Activity Readiness Questionnaire (PAR-Q). *Canadian journal of sport sciences = Journal canadien des sciences du sport*, 17(4), 338–345.
- Tigges, T., Büchler, T., Pielmuş, A., Klum, M., Feldheiser, A., Hunsicker, O. & Orglmeister, R. (2019). Assessment of In-ear Photoplethysmography as a Surrogate for Electrocardiography in Heart Rate Variability Analysis. In L. Lhotska, L. Sukupova, I. Lacković & G. S. Ibbott (Hrsg.), *IFMBE Proceedings. World Congress on Medical Physics and Biomedical Engineering 2018* (68/2, S. 293–297). Springer Singapore. https://doi.org/10.1007/978-981-10-9038-7_54
- Togawa, T., Tamura, T. & Öberg, P. Å. (2011). *Biomedical sensors and instruments* (2nd ed.). CRC Press.
- Tong, W., Kan, C. & Yang, H. (2018, 4.–7. März). Sensitivity analysis of wearable textiles for ECG sensing. In *2018 IEEE EMBS International Conference on Biomedical & Health Informatics (BHI)* (S. 157–160). IEEE. <https://doi.org/10.1109/BHI.2018.8333393>
- Travers, G. J. S., Nichols, D. S., Farooq, A., Racinais, S. & Périard, J. D. (2016). Validation of an ingestible temperature data logging and telemetry system during exercise in the heat. *Temperature (Austin, Tex.)*, 3(2), 208–219. <https://doi.org/10.1080/23328940.2016.1171281>
- Trivedi, N. S., Ghouri, A. F., Shah, N. K., Lai, E. & Barker, S. J. (1997). Effects of Motion, Ambient Light, and Hypoperfusion on Pulse Oximeter Function. *Journal of Clinical Anesthesia*, 9, 179–183.

- Tsukada, Y. T., Tokita, M., Murata, H., Hirasawa, Y., Yodogawa, K., Iwasaki, Y.-K., Asai, K., Shimizu, W., Kasai, N., Nakashima, H. & Tsukada, S. (2019). Validation of wearable textile electrodes for ECG monitoring. *Heart and vessels*, 34(7), 1203–1211. <https://doi.org/10.1007/s00380-019-01347-8>
- van den Heuvel, A. M. J., van den Wijngaart, L. & Taylor, N. A. S. (2009). Absence of a gender affect on the flow-dependent nature of sweat sodium loss. In I. B. Mekjavić & S. N. Kounalakis (Hrsg.), *Environmental ergonomics XII: [selected papers from the International Conference on Environmental Ergonomics, 2008, Piran]*. Biomed.
- Vogel, S., Hülsbusch, M., Hennig, T., Blazek, V. & Leonhardt, S. (2009). In-ear vital signs monitoring using a novel microoptic reflective sensor. *IEEE transactions on information technology in biomedicine : a publication of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society*, 13(6), 882–889. <https://doi.org/10.1109/TITB.2009.2033268>
- Wallen, M. P., Gomersall, S. R., Keating, S. E., Wisløff, U. & Coombes, J. S. (2016). Accuracy of Heart Rate Watches: Implications for Weight Management. *PloS one*, 11(5), e0154420. <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0154420>
- Wang, R., Blackburn, G., Desai, M., Phelan, D., Gillinov, L., Houghtaling, P. & Gillinov, M. (2017). Accuracy of Wrist-Worn Heart Rate Monitors. *JAMA cardiology*, 2(1), 104–106. <https://doi.org/10.1001/jamacardio.2016.3340>
- Weder, M., Hegemann, D., Amberg, M., Hess, M., Boesel, L. F., Abächerli, R., Meyer, V. R. & Rossi, R. M. (2015). Embroidered electrode with silver/titanium coating for long-term ECG monitoring. *Sensors (Basel, Switzerland)*, 15(1), 1750–1759. <https://doi.org/10.3390/s150101750>
- Weiner, J. S. (1957). HUMAN PERSPIRATION. By Kuno, Yas. Springfield, Illinois: Charles C. Thomas. Blackwell Scientific Publications: Oxford. 1956. Pp. xv + 417. 72s. *Experimental physiology*, 42(3), 327. <https://doi.org/10.1113/expphysiol.1957.sp001275>
- Weippert, M., Kumar, M., Kreuzfeld, S., Arndt, D., Rieger, A. & Stoll, R. (2010). Comparison of three mobile devices for measuring R-R intervals and heart rate variability: Polar S810i, Suunto t6 and an ambulatory ECG system. *European journal of applied physiology*, 109(4), 779–786. <https://doi.org/10.1007/s00421-010-1415-9>
- Welles, A. P., Xu, X., Santee, W. R., Looney, D. P., Buller, M. J., Potter, A. W. & Hoyt, R. W. (2018). Estimation of core body temperature from skin temperature, heat flux, and heart rate using a Kalman filter. *Computers in biology and medicine*, 99, 1–6. <https://doi.org/10.1016/j.combiomed.2018.05.021>
- Westwood, C. S., Fallowfield, J. L., Delves, S. K., Nunns, M., Ogden, H. B. & Layden, J. D. (2020). Individual risk factors associated with exertional heat illness: A systematic review. *Experimental physiology*. Vorab-Onlinepublikation. <https://doi.org/10.1113/EP088458>
- Wickham, H., Francois, R., Henry, L. & Müller, K. (2019). *dplyr: A Grammar of Data Manipulation* (Version 0.8.3) [Computer software]. <https://CRAN.R-project.org/package=dplyr>
- Wickwire, P. J., Bishop, P. A., Green, J. M., Richardson, M. T., Lomax, R. G., Casaru, C. & Curtner-Smith, M. (2009). Physiological and comfort effects of a commercial "cooling cap" worn under protective helmets. *Journal of occupational and environmental hygiene*, 6(8), 455–459. <https://doi.org/10.1080/15459620902959377>
- Wilkinson, D. M., Carter, J. M., Richmond, V. L., Blacker, S. D. & Rayson, M. P. (2008). The effect of cool water ingestion on gastrointestinal pill temperature. *Medicine and science in sports and exercise*, 40(3), 523–528. <https://doi.org/10.1249/MSS.0b013e31815cc43e>
- Wingo, J. E., Crandall, C. G. & Kenny, G. P. (2018). Human Heat Physiology. In D. J. Casa (Hrsg.), *Sport and Physical Activity in the Heat* (Bd. 109, S. 15–30). Springer International Publishing. https://doi.org/10.1007/978-3-319-70217-9_2

- Wittbrodt, M. T. & Millard-Stafford, M. (2018). Dehydration Impairs Cognitive Performance: A Meta-analysis. *Medicine and science in sports and exercise*, 50(11), 2360–2368. <https://doi.org/10.1249/MSS.0000000000001682>
- Yard, E. E., Gilchrist, J., Haileyesus, T., Murphy, M., Collins, C., McIlvain, N. & Comstock, R. D. (2010). Heat illness among high school athletes--United States, 2005-2009. *Journal of safety research*, 41(6), 471–474. <https://doi.org/10.1016/j.jsr.2010.09.001>
- Yazdanirad, S. & Dehghan, H. (2016). Designing of the Cooling Vest from Paraffin Compounds and Evaluation of its Impact Under Laboratory Hot Conditions. *International journal of preventive medicine*, 7, 47. <https://doi.org/10.4103/2008-7802.177890>
- Yeargin, S. W., Dompier, T. P., Casa, D. J., Hirschhorn, R. M. & Kerr, Z. Y. (2019). Epidemiology of Exertional Heat Illnesses in National Collegiate Athletic Association Athletes During the 2009-2010 Through 2014-2015 Academic Years. *Journal of athletic training*, 54(1), 55–63. <https://doi.org/10.4085/1062-6050-504-17>
- Yokota, M., Berglund, L., Chevront, S., Santee, W., Latzka, W., Montain, S., Kolka, M. & Moran, D. (2008). Thermoregulatory model to predict physiological status from ambient environment and heart rate. *Computers in biology and medicine*, 38(11-12), 1187–1193. <https://doi.org/10.1016/j.compbiomed.2008.09.003>
- Yuan, Z., Hou, L., Bariya, M., Nyein, H. Y. Y., Tai, L.-C., Ji, W., Li, L. & Javey, A. (2019). A multi-modal sweat sensing patch for cross-verification of sweat rate, total ionic charge, and Na⁺ concentration. *Lab on a chip*, 19(19), 3179–3189. <https://doi.org/10.1039/c9lc00598f>
- Zeiner, A., Klewer, J., Sterz, F., Haugk, M., Krizanac, D., Testori, C., Losert, H., Ayati, S. & Holzer, M. (2010). Non-invasive continuous cerebral temperature monitoring in patients treated with mild therapeutic hypothermia: an observational pilot study. *Resuscitation*, 81(7), 861–866. <https://doi.org/10.1016/j.resuscitation.2010.03.018>
- Zhang, Y., Weaver, R. G., Armstrong, B., Burkart, S., Zhang, S. & Beets, M. W. (2020). Validity of Wrist-Worn photoplethysmography devices to measure heart rate: A systematic review and meta-analysis. *Journal of sports sciences*, 1–14. <https://doi.org/10.1080/02640414.2020.1767348>
- Zhang, Y., Bishop, P. A., Green, J. M., Richardson, M. T. & Schumacker, R. E. (2010). Evaluation of a carbon dioxide personal cooling device for workers in hot environments. *Journal of occupational and environmental hygiene*, 7(7), 389–396. <https://doi.org/10.1080/15459621003785554>

ANHANG

Anhang I: CP50-Skala.....	148
Anhang II: Anamnesebogen für Sportler (DGSP).....	149
Anhang III: Deutsche Version PAR-Q (<i>Physical Activity Readiness Questionnaire</i>).....	151
Anhang IV: Physisches Kopfmodell	152

Anhang I: CP50-Skala

50	
:	
:	sehr starker Diskomfort
:	
:	
41	
<hr/>	
40	
:	
:	starker Diskomfort
:	
31	
<hr/>	
30	
:	
:	mittlerer Diskomfort
:	
21	
<hr/>	
20	
:	
:	leichter Diskomfort
:	
11	
<hr/>	
10	
:	
:	sehr leichter Diskokmfort
:	
1	
<hr/>	
0	kein Diskomfort

Anhang II: Anamnesebogen für Sportler (DGSP)

Fragebogen für den Sportler

Ebene III, ab Stufe 2 (ausführliche Version)



Erkrankungen in der Familie (Familie bedeutet: Mutter, Vater, Geschwister, Großeltern)

- 1 Starb ein naher Verwandter unter 55 Jahren an Herzinfarkt?
Wenn ja, wer? _____ In welchem Alter? _____ Jahre ja nein
- 2 Ist ein Familienmitglied zuckerkrank (Diabetes mellitus)?
Wenn ja, wer? _____ In welchem Alter? _____ Jahre ja nein
- 3 Hat sich in der Familie ein plötzlicher Herztod ereignet?
Wenn ja, wer? _____ In welchem Alter? _____ Jahre
Ursache bekannt: ja, welche? _____ nein
- 4 Liegt bei einem nahen Verwandten eine auffällige Herzkrankheit vor?
Wenn ja, welche? _____ ja nein
- 5 Ist ein Schlaganfall in der Familie aufgetreten?
Bei wem? _____ In welchem Alter? _____ Jahre ja nein

Eigene frühere Erkrankungen

- 6 Sind Ihnen Kinderkrankheiten bekannt? ja nein
 Masern Mumps Röteln Windpocken
 Scharlach Keuchhusten Sonstige: _____
- 7 Bisherige Operationen ja nein
 Mandeloperation wann? _____
 Blinddarmoperation wann? _____
 Leistenbruchoperation wann? _____
 Sonstige: _____ wann? _____
- 8 Unfälle / Brüche ja nein
Wenn ja, welche / wann? _____

Krankheiten

- 9 Hat Ihnen ein Arzt gesagt, Sie hätten ein vergrößertes Herz?
Wenn ja, wann? _____ ja nein
- 10 Ist bei Ihnen eine Herzkrankheit bekannt?
Wenn ja, welche / seit wann? _____ ja nein
- 11 Sind Ihnen sonstige Krankheiten bekannt?
Wenn ja, welche / seit wann? _____ ja nein
- 12 Fühlen Sie sich jetzt gesund?
Wenn nein, welche Beschwerden haben Sie? _____ ja nein

Spezielle Fragen

- 13 Hatten Sie in den letzten zwei Jahren:
- Plötzliche Ohnmachten beim Sport (Kollaps)? Wenn ja, wann? _____ ja nein
- Bewusstlosigkeit oder Schwindel beim Sport? Wenn ja, wann? _____ ja nein
- Herzschmerzen beim Sport? Wenn ja, seit wann? _____ ja nein
- Herzstolpern beim und nach dem Sport? Wenn ja, seit wann? _____ ja nein
- Ungewöhnliche Luftnot beim Sport? Wenn ja, seit wann? _____ ja nein
- 14 Besteht ein erhöhter Blutdruck? Wenn ja, seit wann? _____ ja nein
 unbekannt
- 15 Haben Sie Beschwerden an Muskeln oder Gelenken?
Wenn ja, wo? _____ ja nein
- 16 Fühlen Sie Unsicherheiten bei körperlicher Belastung? ja nein
- 17 Bei Frauen: Sind Sie schwanger? ja nein
- 18 Haben Sie irgendwelche Beschwerden? ja nein
Wenn ja: Schlafstörungen Appetitmangel

- Verstopfung Beschwerden beim Wasserlassen
 Sonstiges _____

- 19 Leiden Sie unter Atembeschwerden? ja nein
 Atemnot Husten Auswurf
- 20 Leiden Sie unter Herzschmerzen (Enge im Brustkorbbereich)? ja nein
- 21 Sind Ihnen Allergien bekannt? ja nein
 Wenn ja, welche? _____
- 22 Haben Sie in den letzten 4 Wochen deutlich an Gewicht verloren (> 2 kg)? ja nein
- 23 Hatten Sie in den letzten 3 Wochen einen Infekt / Erkältung? ja nein

Risikofaktoren

- 24 Bestehen bei Ihnen sogenannte Risikofaktoren?
 - Rauchen ja nein
 - Übergewicht ja nein
 - Fettstoffwechselstörung ja nein
 - Zuckerkrankheit ja nein
 - Trinken Sie regelmäßig Alkohol?
 Bier Wein Schnaps Gläser pro Tag Woche? _____

Bisherige Impfungen

- 25 Nur Ihnen bekannte Impfungen eintragen. ja nein
 Tetanus, zuletzt am? _____ Tuberkulose
 Masern Keuchhusten Windpocken
 Hepatitis (Leberentzündung): A B Sonstige: _____

Medikamente

- 26 Nehmen Sie regelmäßig Medikamente ein? ja nein
 Wenn ja, welche? _____

Vorgeschichte zum Sport

Sportart		VON (Jahr)	bis (Jahr)	Trainingseinheiten pro Woche	Zeit pro Trainingseinheit pro Minuten
	<input type="radio"/> regelmäßig <input type="radio"/> unregelmäßig				
	<input type="radio"/> regelmäßig <input type="radio"/> unregelmäßig				
	<input type="radio"/> regelmäßig <input type="radio"/> unregelmäßig				
	<input type="radio"/> regelmäßig <input type="radio"/> unregelmäßig				
	<input type="radio"/> regelmäßig <input type="radio"/> unregelmäßig				

- 27 In welcher Trainingsperiode befinden Sie sich?
 Vorbereitung Wettkampf Übergangsperiode
- 28 Sind Sie selber?
 Trainer Übungsleiter Sportlehrer
- 29 Bestand in der letzten Zeit eine Sportpause von mehr als zwei Wochen? ja nein
 Wenn ja, warum? _____

Bestleistungen

Disziplin	Leistung	Platzierung	Jahr

Anhang III: Deutsche Version PAR-Q (*Physical Activity Readiness Questionnaire*)

PAR-Q (Physical Activity Readiness Questionnaire)

Beurteilung der Bereitschaft zur körperlichen Aktivität

Dieser Fragebogen soll Ihnen helfen herauszufinden, ob Sie vor Beginn der körperlichen Aktivität oder Sport einen Arzt aufsuchen sollten. Bei einem Alter über 35 und unter 60 Jahren ist eine sportärztliche Vorsorgeuntersuchung sinnvoll. Bei einem Alter über 60 Jahren sollten Sie in jedem Fall eine solche ärztliche Untersuchung vornehmen lassen.

Beantworten Sie die untenstehenden Fragen nach bestem Wissen und Gewissen und mit etwas „gesundem“ Menschverstand.

1. Hat Ihnen jemals ein Arzt gesagt, sie hätten "etwas am Herzen" und Ihnen Bewegung und Sport nur unter ärztlicher Kontrolle empfohlen?
 Ja Nein
2. Hatten Sie im letzten Monat Schmerzen in der Brust in Ruhe oder bei körperlicher Belastung (Anstrengung)?
 Ja Nein
3. Haben Sie Probleme mit der Atmung in Ruhe oder bei körperlicher Belastung?
 Ja Nein
4. Sind Sie jemals wegen Schwindel gestürzt oder haben Sie schon jemals das Bewusstsein verloren?
 Ja Nein
5. Haben Sie Knochen- oder Gelenkprobleme, die sich unter körperlicher Belastung verschlechtern könnten?
 Ja Nein
6. Hat Ihnen jemals ein Arzt ein Medikament gegen hohen Blutdruck oder wegen eines Herzproblems oder Atemproblems verschrieben?
 Ja Nein
7. Ist Ihnen aufgrund persönlicher Erfahrung oder ärztlichen Rates ein weiterer Grund bekannt, der Sie davon abhalten könnte, ohne medizinische Kontrolle Sport zu betreiben?
 Ja Nein

Falls Sie eine oder mehrere Fragen mit "Ja" beantwortet haben, sollten Sie Ihren Hausarzt kontaktieren, bevor Sie Ihre sportliche Aktivität steigern oder einen Leistungstest ohne medizinische Kontrolle durchführen.

Anhang IV: Physisches Kopfmodell

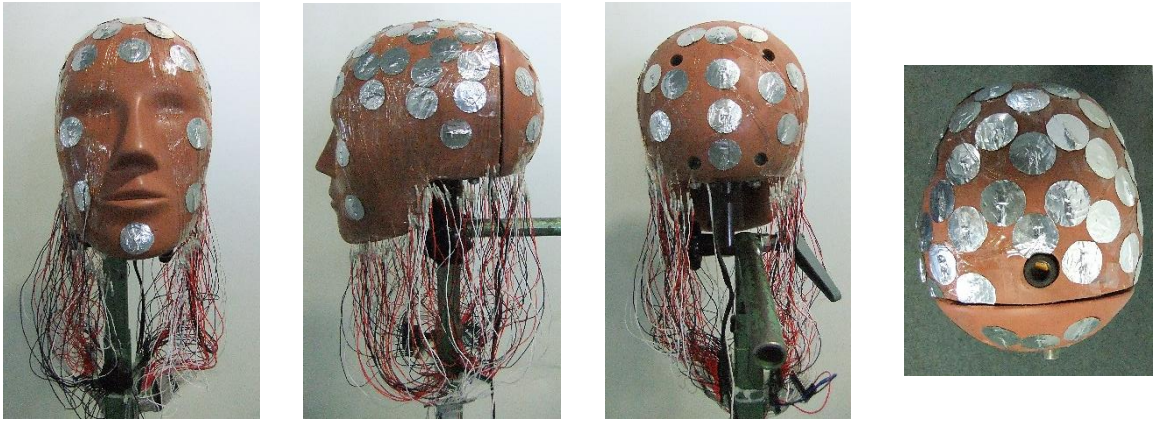


Abbildung 44: Physisches Kopfmodell (Passler et al., 2016).