



Fakultät für Sport- und Gesundheitswissenschaften

Professur für Sportgeräte und Materialien

Wearable in Sport und Gesundheit

Nicht invasive Echtzeitüberwachung menschlicher Vitalparameter zur Belastungskontrolle und Rückmeldung kritischer Körperzustände

Marius Reinhard Janta

Vollständiger Abdruck der von der Fakultät für Sport- und Gesundheitswissenschaften der Technischen Universität München zur Erlangung des akademischen Grades eines Doktors der Philosophie (Dr. phil.) genehmigten Dissertation.

Vorsitzender: Prof. Dr. Jörg Königstorfer

Prüfer/in der Dissertation:

1. Prof. Dr.-Ing. Veit St. Senner
2. Prof. Dr. Henning Wackerhage
3. Prof. Dr. Kerstin Witte

Die Dissertation wurde am 7. Januar 2020 bei der Technischen Universität München eingereicht und durch die Fakultät für Sport- und Gesundheitswissenschaften am 11.02.2021 angenommen.

Für meine Familie

Danksagung

Eine Doktorarbeit ist ein Werk, das niemals ohne die Hilfe und Unterstützung anderer Menschen entstehen kann. Die folgenden Zeilen sind deswegen denjenigen gewidmet, die mir den Weg ermöglicht haben, mir zur Seite standen und/oder für mich maßgeblichen Anteil, so klein er vielleicht scheinen mag, an der Vollendung haben.

Meinen Eltern, Reinhard und Eva-Maria Janta, die mir mein ganzes Leben und bei allen meinen Entscheidungen grenzenlose Freiheiten gewährt haben und mit tiefem Vertrauen in meine Person die wichtigste Säule für diese Arbeit sind. Meinem großen Bruder Matthias Janta, der, seit ich denken kann, ein besonderes Vorbild ist und immer sein wird. Durch euch weiß ich, wie sich Disziplin, Neugier, Beharrlichkeit, Optimismus, Demut und vor allem Geduld auszahlen und dass mit einer Doktorarbeit Verantwortung untrennbar verknüpft ist. Danke!

Meinem Doktorvater Veit Senner: Zunächst natürlich, weil er mir zu aller Anfang die Möglichkeit einer Promotion gegeben hat und über die gesamte Zeit durch seine nahbare, ruhige, geduldige Art, gerade in schwierigen Situationen, stets Motivation in mir geweckt hat. Rückblickend, ein besonderer Dank dafür, ein Credo in der Betreuung zu vertreten, dass den Urkern der Wissenschaft widerspiegelt und das Erlangen der wissenschaftlichen Unabhängigkeit als höchstes Gut versteht. Meinem Zweitprüfer Henning Wackerhage, der so kurzfristig und auf lockere Art die Zweitprüferschaft übernommen hat. Neben alledem, wird durch eine gemeinsame Begeisterung für den Sport immer ein ganz besonderes Verhältnis geschaffen. Danke!

Meinen Kollegen Philipp Kopp, Aljoscha Hermann, Jürgen Mitternacht, Christian Lehsing und Simona Kretsch, die den manchmal tristen Labor- und Uni-Alltag mit lockeren Sprüchen, wertvollen, teils fachfremden Diskussionen, kreativen Gedanken, geteilten Sorgen, objektiveren Perspektiven und helfenden Händen immer bereichert und oft genug den Rücken freigehalten haben. Danke!

Und natürlich meiner Partnerin Daniela. Du hast es ganz einfach mit am meisten verdient.
Tausend Dank!

Zusammenfassung

Die Entwicklung tragbarer Technologien und Sensoren schreitet sehr schnell voran und bietet für Sport und Gesundheit interessante Möglichkeiten zur Trainings-, Leistungs- und Gesundheitssteuerung. Gerade die Körperkerntemperatur und der Wasserhaushalt sind wichtige, determinierende Größen, welche für die körperliche Leistungsfähigkeit eine übergeordnete Rolle einnehmen. In diesem Kontext beschreibt diese Arbeit Entwicklungen eines nicht-invasiven, tragbaren Systems zu den genannten Parametern. In Laborversuchen wurden Zusammenhänge zwischen invasiven und nicht-invasiven Messmethoden bzgl. Kerntemperatur und Wasserhaushalt, über Schweißuntersuchungen durchgeführt und der Einfluss externer und individueller Faktoren, reell und virtuell, genauer betrachtet. Dies diente als Grundlage zur Auslegung und zum Aufbau eines Prototyps zur nicht-invasiven Messung der Körperkerntemperatur mittels Zero-Heat Flux Methode, der in mehreren Entwicklungsschritten optimiert und validiert wurde. Im Anschluss wurden die Wirkung und Risiken von Feedbacksystemen zur Flüssigkeitsrückführung überprüft, um die Anwendbarkeit und den Nutzen von tragbaren Systemen besser zu verstehen. Mit seiner nicht-invasiven Messung zeigte der Prototyp eine mittlere Abweichung zwischen $-0,16$ und $+0,36$ °C im Vergleich zur rektalen Goldstandardmessung. Entscheidend für die Genauigkeit war die Positionierung an knöchernen, körpernahen Messtellen (z.B. Halswirbel oder Sternum) und die intelligente Wärmestromregelung zur Kontrolle starker äußerer Einflüsse (z.B. Temperatur, Strahlung, Luftbewegung) über ein Peltierelement. Insbesondere zeigte das neue System geringe Abweichungen unter intensiver körperlicher Aktivität (T_{Kern} zu T_{Haut} ; $R^2=0,89$) und somit gute Anwendbarkeit im Sport. Für die nicht-invasive Ermittlung des Wasserhaushaltes zeigen die Versuche keine allgemeingültigen Anhaltspunkte einer Beziehung zu nicht-invasiven Messungen verschiedener globaler oder lokaler Schweißparameter (z.B. Schweißelektrolyte, Schwitzrate) ($R_{\text{max}}^2=0,2$). Allerdings legen intraindividuelle Betrachtungen nahe, dass diese Zusammenhänge für Einzelpersonen existieren ($R^2=0,8$). Zu einer besseren Beurteilung ist jedoch tiefergehende Grundlagenforschung bzgl. der Transport- und Verteilungsmechanismen von Flüssigkeit durch den und im menschlichen Körper nötig. Die Wirkung von systematischer Flüssigkeitsrückführung konnte näherungsweise zeigen, dass es sinnvoll ist Sportlern bei Ausdauerbelastungen eine Anleitung an die Hand zu geben. Unter Betrachtung aller gemessenen Vitalparameter führte im gesamten Kollektiv eine strukturierte Rückmeldung zu einem annähernd gleichen physiologischen Zustand, wie eine Rückführung nach Bedarf. Besonders Einsteiger würden von den Systemen profitieren, weil fehlendes Wissen und falsche motivatorische Faktoren zu schädlichem

Verhalten führen können. Im Ganzen liefert die Arbeit somit neue Erkenntnisse zur theoretischen und praktischen Absicherung physiologischer Fragestellungen mit Bezug zu Wearable Technologies. Zudem zeigen erste prototypische Konzepte, Entwicklungen und Modellideen die enormen Möglichkeiten, aber auch die Risiken an der Schnittstelle zum Nutzer.

Abstract

The developments of wearable technologies and new sensors progress quickly and provide interesting opportunities for training, performance and health control in sports and healthcare. Especially, body core temperature and hydration status are important determining factors in physical activity and play a superior role maintaining performance. In this context the dissertation describes developments of a non-invasive, wearable system to the stated parameters. In laboratory tests the relationships between invasive and non-invasive methods, regarding body core temperature and hydration status via sweat analysis have been carried out and influences of external and individual factors have been considered in real and virtual environments. This served as a basis to design and built up a prototype for non-invasive assessment of body core temperature via the zero-heat flux method, which has been optimized and validated in multiple development steps. Afterwards, the effects and risks of feedback on drinking regimes were tested to better understand applications and usability of wearable systems. With its non-invasive measurement the new prototype showed mean deviations between $-0,16$ and $+0,36^{\circ}\text{C}$ in comparison to the rectal gold standard. Positioning at bony and body centered areas (e.g. cervical vertebra or sternum) and the intelligent heat flux control of strong external influences (e.g. temperature, radiation, air movement) with a Peltier element has been decisive for its accuracy. Especially, in high intense activities the system showed lower deviations and good agreement (T_{core} zu T_{skin} ; $R^2= 0,89$) and therefore applicability in sports. Regarding the non-invasive assessment of hydration status, the tests showed no indication for universal relations for measured global or local sweat parameters (e.g. electrolytes, sweat rate) ($R_{\text{max}}^2=0,2$). But intraindividual considerations suggest its existence for individuals ($R^2=0,8$). For a better evaluation more basic research on transport- and distribution mechanisms of liquids in and out of the human body is necessary. The effects of a systematic drinking regime nearly showed, that it can be meaningful to provide technical instructions and feedback for athletes in endurance sports. Considering all measured vital parameters, a structured feedback lead to a similar post exercise state in the whole sample than an ad libitum regime. Especially, beginners would profit from such a system, because missing knowledge and wrong motivational factors could lead to harmful behavior. In total, this work provides new findings on theoretical and practical validation on physiological research questions in relation to wearable technologies. Additionally, first prototypes and modelling ideas show their vast opportunities but also risks at the user interface.

Inhaltsverzeichnis

DANKSAGUNG	II
ZUSAMMENFASSUNG	III
ABSTRACT	V
INHALTSVERZEICHNIS	VI
ABBILDUNGSVERZEICHNIS	VIII
TABELLENVERZEICHNIS	XI
FORMELVERZEICHNIS	XIII
ABKÜRZUNGSVERZEICHNIS	XIV
1. EINLEITUNG	1
1.1. PROBLEMSTELLUNG	1
1.2. GESELLSCHAFTLICHE RELEVANZ.....	2
1.3. ZIELSETZUNG.....	6
1.4. AUFBAU.....	6
2. THEORIE	8
2.1. STAND DER TECHNIK.....	8
2.1.1. Geschichte und Definition.....	8
2.1.2. Funktion und Taxonomie.....	10
2.1.3. Anwendungen.....	12
2.1.4. Herausforderungen.....	21
2.1.5. Monitoring im Sport.....	25
2.2. STAND DER WISSENSCHAFT.....	30
2.2.1. Relevanz von Kerntemperatur und Hydrierung im Sport.....	30
2.2.2. Nicht-invasive Messung der Kerntemperatur.....	46
2.2.3. Nicht-invasive Messung der Hydratation.....	52
3. FORSCHUNGSFRAGEN	59
3.1. FORSCHUNGSLÜCKE.....	59
3.2. HYPOTHESEN.....	60
3.3. VORWORT ZU DEN STUDIENBLÖCKEN.....	61
4. STUDIENBLOCK I: ZUSAMMENHANG NICHT-INVASIVER UND INVASIVER MESSGRÖßEN UND EINFLÜSSE INDIVIDUELLER UND EXTERNER PARAMETER	62
4.1. EINFÜHRUNG.....	62
4.2. STUDIE 1.....	63
4.2.1. Stichprobe und Protokoll.....	63
4.2.2. Messtechnik und Aufbau.....	66
4.2.3. Analyse.....	67
4.2.4. Ergebnisse.....	69
4.2.5. Diskussion und Schlussfolgerung.....	75
4.3. STUDIE 2.....	78
4.3.1. Einführung.....	78
4.3.2. Stichprobe und Protokoll.....	79
4.3.3. Messtechnik, Aufbau und Analyse.....	83
4.3.4. Ergebnisse.....	88

4.3.5. Diskussion und Schlussfolgerung	95
5. STUDIENBLOCK II: KONZEPTIONIERUNG UND KONSTRUKTION EINES SENSORS FÜR EINE VERBESSERTER NICHT-INVASIVE ERMITTLUNG DER KÖRPERKERNTemperatur MITTELS ZHF-METHODE.....	98
5.1. VORGEHENSWEISE UND ÜBERBLICK DES STUDIENBLOCKS II	98
5.2. UNTERSUCHUNG DER EINFLUSSFAKTOREN WIND, STRAHLUNG UND ISOLIERSTÄRKE DES THERMISCHEN TUNNELS IM PROBANDENVERSUCH.....	99
5.2.1. Verwendete Isolationskonzepte	100
5.2.2. Versuchsaufbau und Ablauf.....	101
5.2.3. Analysen.....	102
5.2.4. Ergebnisse	102
5.3. UNTERSUCHUNG DER EINFLUSSFAKTOREN WIND, STRAHLUNG, SENSORBAUWEISEN UND -DURCHMESSER MITTELS THERMO-PHYSIOLOGISCHEN MENSCHMODELL UND SIMULATION.....	106
5.3.1. Einführung	106
5.3.2. Modelle und Modellbildung	107
5.3.3. Wärmeübertragungsmodell Mensch-Sensor-Umwelt.....	109
5.3.4. Funktionstest - Modellüberprüfung.....	110
5.3.5. Simulation unterschiedlicher Sensordesigns & äußerer Randbedingungen	111
5.4. ABLEITUNG UND BESCHREIBUNG DES OPTIMISIERTEN SENSORKONZEPTS (ZHF ^{TUM})	115
5.4.1. Prinzipieller Aufbau.....	115
5.4.2. Konstruktion und Fertigung eines Demonstrators des neuen Sensors.	116
5.4.3. Validierung Demonstrator I und Diskussion der Ergebnisse	124
5.5. OPTIMIERUNG DES DEMONSTRATOR I UND UMSETZUNG ALS DEMONSTRATOR II UND DESSEN VALIDIERUNG	129
6. STUDIENBLOCK III: ZUR QUALITÄT, WIRKUNG UND ZU DEN RISIKEN VON FEEDBACK.....	132
6.1. EINFÜHRUNG	132
6.1.1. Stichprobe und Protokoll.....	133
6.1.2. Messtechnik und Aufbau	137
6.1.3. Analyse	141
6.1.4. Ergebnisse	141
6.2. DISKUSSION.....	145
7. ABSCHLIEßENDE DISKUSSION	149
8. AUSBLICK UND FAZIT	152
9. LITERATURVERZEICHNIS	154
10. ANHANG.....	181

Abbildungsverzeichnis

Abbildung 1: Patienten- und Ärzteteinschätzung zu Effekten tragbarer Technologien....	3
Abbildung 2: Umfrage zur Motivation, einen digitalen Trainingsbegleiter zu nutzen	4
Abbildung 3: Befragungsergebnisse zu Gesundheits-Apps.....	5
Abbildung 4: Geschichtlicher Ursprung von Wearable Computing	8
Abbildung 5: Beispiele eingebetteter Alltagsgegenstände.....	11
Abbildung 6: Übersicht des Marktsegments Wearables	12
Abbildung 7: Auswahl unterschiedlicher Anwendungen textilbasierter Wearables	19
Abbildung 8: Auswahl flexibler und dehnbarer Technologien als Grundlage für Wearable Technologies.....	20
Abbildung 9: Unterschiede verschiedener Körperkerntemperaturen.	33
Abbildung 10: Reduktion der Kerntemperatur bei Kühlinterventionen	34
Abbildung 11: Normierte, regionale menschliche Schwitzraten	36
Abbildung 12: Einteilung und Zusammenhang der prozentualen Gewichtsänderung und der Plasmanatriumkonzentration.....	43
Abbildung 13: Transportmodell des Weges von Elektrolyten an die Hautoberfläche....	46
Abbildung 14: Schematischer Querschnitt des Doppelsensors	47
Abbildung 15: Darstellung des Null Wärmestromprinzips.....	50
Abbildung 16: Aufbau eine Zero Heat Flux Sensors.....	50
Abbildung 17: Zeitreihe der Schwitzrate über Messung der Impedanz.....	52
Abbildung 18: Methoden zur Messung transepidermalen Wasserverlustes.....	53
Abbildung 19: Textilbasierte Schweißprobennahme	53
Abbildung 20: Modellaufbau der Hydrierungsmessung an Muskelproben.....	54
Abbildung 21: Schematischer Herstellungsprozess gedruckter Sensoren.....	55
Abbildung 22: Schematische Darstellung des Herstellungsprozesses	56
Abbildung 23: Schematische Darstellung eines flexiblen, tragbaren Sensors.	56
Abbildung 24: Positionierung des ZHF-Sensors am Körper	67
Abbildung 25: t-Tests zwischen zwei Umgebungsbedingungen	69
Abbildung 26: Mittlere Temperaturverläufe über die einzelnen Versuchsphasen	70
Abbildung 27: Vergleich einer linearen und nichtlinearen Kurvenanpassung	71
Abbildung 28: Zusammenhang nicht-invasiver und invasiver Körpertemperatur	71
Abbildung 29: Vorhersage der Körperkerntemperatur über ein Offset.....	72
Abbildung 30: Bland-Altman-Diagramme zur ZHF- Methode und Körperkerntemperatur bei 40% VO_{2max}	74

Abbildung 31: Bland-Altman-Diagramme zur ZHF- Methode und Körperkerntemperatur 60% VO ₂ max.....	74
Abbildung 32: Temperatureinfluss simulierter Hautdicken und bessere Hautdurchblutung bei trainierten Personen.....	75
Abbildung 33: Zeitverzögerung der Temperaturmessungen in warmen und neutralen Bedingungen.....	75
Abbildung 34: Linearer Zusammenhang zwischen prozentualer Gewichtsänderung und der Konzentration an Serumnatrium.....	78
Abbildung 35: Schematische Darstellung des Technical Absorbents.....	83
Abbildung 36: Verlauf verschiedener Schweißparameter über die Zeit.....	88
Abbildung 37: Verlauf der verschiedenen lokaler Schweißparameter.....	88
Abbildung 38: Exemplarische Regressionsmodelle intraindividuelle Zusammenhänge zwischen Natrium im Blutserum und im Schweiß.....	90
Abbildung 39: Streudiagramme verschiedener Natriumkonzentration.....	90
Abbildung 40: Exemplarischer Vergleich z-transformierte Datensätze.....	91
Abbildung 41: Exemplarischer Verlauf von vier individuellen Überhydrierungen.....	93
Abbildung 42: Modelle zur Prognose von Hypo- und Hyperhydrierung.....	94
Abbildung 43: Darstellung der prescriptive Zone nach LIND (1963).....	94
Abbildung 44: Zusammenhang zwischen Schweißmenge und Schweißnatriummenge	95
Abbildung 45: Modifizierte segmentierte Regression.....	96
Abbildung 46: Sternale Platzierung des Funktionsprototypen.....	101
Abbildung 47: Mittlerer Unterschied zwischen Kerntemperatur und ZHF- Temperatur	102
Abbildung 48: Gemittelte, zeitnormierte Temperaturverläufe.....	103
Abbildung 49: Entwicklung der Differenz von Kerntemperatur und ZHF-Temperatur über Phase 2.....	104
Abbildung 50: Entwicklung der Differenz von Kerntemperatur und ZHF-Temperatur über Phase 3.....	104
Abbildung 51: Entwicklung der Differenz von Kerntemperatur und ZHF-Temperatur über Phase 4.....	104
Abbildung 52: Temperaturverläufe von Kern- und Körpertemperaturen.....	105
Abbildung 54: Solver-interne Darstellung von Körperteilen.....	107
Abbildung 55: Projektionsansichten und Maße der Sensorvariante.....	108
Abbildung 56: Gemeshes Modell des ZHF-Sensors.....	109
Abbildung 57: Funktionstest der Temperaturregelung im Sensor.....	110

Abbildung 58: Illustration eines FE Menschmodells und Vergrößerung der sternalen Sensorplatzierung	111
Abbildung 59: Darstellung der Wärmeübertragungsmechanismen innerhalb eines Menschmodells	112
Abbildung 60: Schematische Darstellung und Abbildung des gefertigten ZHF Sensors	115
Abbildung 61: Eigener Funktionsprototyp des Heizelements und des SpotON™	120
Abbildung 62: Schaltung der Temperaturwiderstände	121
Abbildung 63: Schaltplan des Prototyps	122
Abbildung 64: Prinzip der Regelung des Heizelementes	123
Abbildung 65: Bland-Altman-Diagramme zur Übereinstimmung des Prototyps und der rektalen Kerntemperatur	125
Abbildung 66: Optimierte simulierte Regelung	129
Abbildung 67: Erweiterung des ZHF-Sensors durch ein Peltierelement	129
Abbildung 68: Verlauf der Rektaltemperatur und Temperatur des optimierten Funktionsdemonstrators	130
Abbildung 69: Übereinstimmung des optimierten Funktionsdemonstrators mit der Rektaltemperatur in verschiedenen Temperaturen	130
Abbildung 70: Positionierung der Messelektroden und des Probanden	137
Abbildung 71: Verteilung des Gesamtkörperwassers im menschlichen Körper	138
Abbildung 72: Boxplots zu einfaktorieller Varianzanalyse mit Messwiederholung	142
Abbildung 73: Boxplots zu zweifaktoriellen Varianzanalysen mit Messwiederholung.	144
Abbildung 74: Vergleich der Änderungen physiologischer und subjektiver Parameter	148

Tabellenverzeichnis

Tabelle 1: Beispielliste von Parametern und Messgrößen zur Anwendung in Wearable Technologies.	14
Tabelle 2: Übersicht der Möglichkeiten zur Ermittlung des Hydratationstatus	39
Tabelle 3: Zusammenfassung zu prozentualem Gewichtsverlust und resultierenden Symptomen	41
Tabelle 4: Koeffizienten zur Ermittlung des Faktorenscores.....	49
Tabelle 5: Kurzübersicht einiger kommerzieller oder in Entwicklung befindlicher Systeme zur Ermittlung des Wasserhaushaltes.....	57
Tabelle 6: Auflistung behandelter Forschungsfragen	59
Tabelle 7: Kurzübersicht über Studienblock I.....	62
Tabelle 8: Übersicht der beiden Umgebungsbedingungen.....	64
Tabelle 9: Zusammenfassung des Studienkollektivs zum Zusammenhang invasiver und nicht invasiver Körperkerntemperatur.....	65
Tabelle 10: Liste der verwendeten Messtechnik zur Ermittlung der Körperkerntemperatur und deren Spezifikation	66
Tabelle 11: Übersicht über und Begründung zur Auswahl aller Verfahren zur Untersuchung der Fragestellungen.....	68
Tabelle 12: Zusammenfassung des Studienkollektivs: Zusammenhang invasiver und nicht invasiver Hydratation.....	82
Tabelle 13: Übersicht zu Messparametern und deren Spezifikation.....	86
Tabelle 14: Übersicht der durchgeführten Analysen.....	87
Tabelle 15: Kurzübersicht zur Konzeptstudie des Studienblocks II.	99
Tabelle 16: Übersicht der Isolationskonzepte.....	100
Tabelle 17: Mittlere Temperaturänderungen von jeweils Kern- und ZHF Temperatur	104
Tabelle 18: Liste der verwendeten Software zur Erstellung der virtuellen Umgebung und Umsetzung der Mensch-Maschine-Umwelt Interaktion.	106
Tabelle 19: Thermische Materialspezifika der zwei Sensorvarianten	108
Tabelle 20: Übersicht der Simulationsparameter, -konfiguration und Analysekriterien.	111
Tabelle 21: Rangfolge der mittlerer Abweichungen.....	113
Tabelle 22: Komponenten zur Umsetzung des Prototyps zur nicht invasiven Messung der Körperkerntemperatur.....	117
Tabelle 23: Ausschnitt der PT1000 Widerstandstabelle nach DIN EN 60751.....	121
Tabelle 24: Fertigungsschritte des Prototyps	123

Tabelle 25: Probandendaten.....	124
Tabelle 26: Übereinstimmung der Messmethoden (Vergleich T_{ZHF} - T_{rektal})	127
Tabelle 27: Studienübersicht	134
Tabelle 28: Zusammenfassung des Studienkollektivs.....	136
Tabelle 29: Massenverlust durch die Substratoxidation	139
Tabelle 30: Ausgangs- und Endprodukte bei Oxidation	140
Tabelle 31: Exkursübersicht.....	147

Formelverzeichnis

[1]	Wärmebilanzgleichung	30
[2]	Bioheat Gleichung: Wärmeübertragung im menschlichen Körper.....	31
[3]	Gleichung zur Voraussage der Kerntemperatur über den Hautwärmestrom.....	47
[4]	Formel zur Ermittlung von Faktorscores	49
[5]	Regressionsgleichung zur Voraussage der Kerntemperatur nach Niedermann et al. (2014).....	49
[6]	Gleichungssystem zur Simulation der Heizleistung in der Simulation.....	110
[7]	Temperaturdifferenzen aller Knotenpunkte des virtuellen Menschmodels in der Simulation	113
[8]	Formeldarstellung der Rangordnung verschiedener Einflussfaktoren der Simulation	113
[9]	Ermittlung der Gesamtstromstärke	120
[10]	Ermittlung der Gesamtspannung.....	120
[11]	Temperaturermittlung über Widerstandsgrößen	121
[12]	Formel zur Ermittlung des effektiven Wasserverlustes.....	
[13]	Respiratorische Wasserverlust.....	140
[14]	Formel zur Ermittlung der Serumnatriumkonzentration nach körperlicher Belastung	146

Abkürzungsverzeichnis

&	und
\$	Dollar
Abb.	Abbildung
Abs.	absolut
ACSM	American College of Sports Medicine
ADH/AVP	Antidiuretisches Hormon/Arginin-Vasopressin
AL	Ad libitum (dt. nach Bedarf)
(rm) ANOVA	(Repeated measured) Analysis of Variance (dt. Varianzanalyse (mit Messwiederholung))
Anh.	Anhang
ANT+	dt. proprietärer Funknetzstandard
AUC	Area under curve (dt. Integral)
AV	Abhängige Variable
BAN	Body Area Network (dt. Körpernetzwerk)
BIA	Bioelektrische Impedanz Analyse
BL	Baseline (dt. Kontrollversuch)
BLE	Bluetooth Low Energy (dt. <i>Funktechnik</i>)
BMI	Body Mass Index (dt. Körpermasseindex)
BSN	Body Sensor Network (dt. Körpersensornetzwerk)
Bsp.	Beispiel
CAD	Computer Assisted Design
CD	Cool Down
CO	Kohlenmonoxid
CO ₂	Kohlendioxid
CON	Kontroll
COPD	Chronic obstructive pulmonary disease (dt. Chronisch obstruktive Lungenerkrankung)
d.h.	das heißt
DMS	Dehnmessstreifen
DoF	Degrees of Freedom (dt. Freiheitsgrade)
Dt.	deutsch
€	Euro
EAH	Exercise Associated Hyponatremia (dt. Sportinduzierte Hyponatriämie)
ECC	Elliptic Curve Cryptography (dt. Elliptische Kurvenkryptographie)
EDGE	Enhanced Data Rates for GSM Evolution (dt. <i>Weiterentwicklung des GSM Netzes</i>)
EEG	Elektroenzephalogramm
EES	Elektroepidermales System
EHI	Exertional Heat Illness (dt. Hitzekrankheit)
EKG	Elektrokardiogramm

EMG	Elektromyogramm
etc.	et cetera (dt. und die übrigen Dinge)
et al.	et alii (dt. Und andere)
EZF	Extrazellulärflüssigkeit
EZV	Extrazellulärvolumen
f	folgende
FA	Fettanteil
FB	Feedback
FE	Finite Elemente
FIFA	Fédération Internationale de Football Association (dt. Weltfußballverband)
gesch.	geschätzt
GSM	Global System for mobile Communication (dt. Digitales Mobilfunknetz)
GPRS	General Packet Radio Service (dt. Allgemeiner paketorientierter Funkdienst)
HNQ	Chemische Verbindung
HR	Herzrate
HRR	Heart Rate Recovery (dt. Herzratenerholung)
HRV	Herzratenvariabilität
Hz	Hertz
ID	Identifikation
IMU	Inertial Measurement Unit (dt. Inertiale Messeinheit)
IoT	Internet of Things (dt. Internet der Dinge)
ISE	Ionenselektive Elektrode
IZV	Intrazellulärvolumen
KG	Körpergewicht
KI	Konfidenzintervall
KI	Künstliche Intelligenz
KOF	Körperoberfläche
KT/KKT	(Körper-) Kerntemperatur
Lin. Regr.	Lineare Regression
LL	Lower Limit (dt. untere Grenze)
LoA	Limits of Agreement (dt. Übereinstimmungsgrenzen)
Lora	Long Range Wide Area Network (dt. <i>Niedrigenergienetzwerkprotokoll</i>)
LTE	Long Term Evolution (dt. <i>3. Generation Mobilfunkstandard</i>)
M	Männlich
Max.	Maximum
Min.	Minimum
Mio.	Millionen
MPG	Medizinproduktegesetz
MW	Mittelwert
NASA	National Aeronautics and Space Administration (dt. Amerikanische Raumfahrtbehörde)

NEG	Negativ
NIRS	Nahinfrarotspektroskopie
NM	Medialer nucleus
n.a.	not applicable (dt. nicht anwendbar)
n.s.	nicht signifikant
o.D.	ohne Dimension
OECD	Organisation for Economic Co-operation and Development (dt. Organisation für wirtschaftliche Zusammenarbeit und Entwicklung)
OVLT	Organum vasculosum laminae terminalis (dt. <i>zirkumventri- kuläres Organ</i>)
PAN	Personal Area Network (dt. Persönliches Sensornetzwerk)
PDA	Personal Digital Assistant (dt. Persönlicher digitaler As- sistant)
PET	Polyethylen
pH	pondus Hydrogenii (dt. Gewicht des Wasserstoffes)
physik.	physikalisch
POS	Positiv
POAH	Preoptic anterior hypothalamus (dt. <i>Vorderer Teil des Hy- pothalamus</i>)
PPG	Polypropylen verstärktes Glas
PrävG	Präventionsgesetz
PTT	Pulse transition Time (dt. Pulswellenzeit)
RB	Randbedingung
REM	Rasterelektronenmikroskop
RH	Relative Humidity (dt. Relative Luftfeuchte)
RMSD	Root mean square deviation (dt. Wurzel der mittleren Feh- lerquadrate)
RPE	Rate of Perceived Exertion (dt. Skala zum subjektiven Belastungsempfinden)
S.	Seite
s.	siehe
sog.	sogenannt
SC	Skin Conductance (dt. Hautleitwert)
SD	Standard Deviation (dt. Standardabweichung)
SEM	Standard Error of Mean (dt. Standardfehler)
SP	Skin Potential (dt. Hautpotential)
SR	Schwitzrate
SS	Skin Susceptance (dt. Hautblindleitwert)
TA	Technical Absorbent
Tab.	Tabelle
TBW/TBWL	Total Body Water (Loss) (dt. Gesamtkörperwasser/-ver- lust)
transf.	transformiert
TUM	Technische Universität München

tw.	teilweise
u.a.	unter anderem
UCI	Union Cycliste Internationale (dt. Weltradsportverband)
UL	Upper Limite (dt. obere Grenze)
UMTS	Universal Mobile Telecommunications System (dt. <i>Erweiterung des HSPA</i>)
u.U.	unter Umständen
UV	Unabhängige Variable
UV	ultraviolett
u.v.m.	und viele mehr
V.	Vena (dt. Vene)
Vgl.	Vergleiche
W	Weiblich
WBG	Wet Bulb Globe Temperatur (dt. <i>Temperaturindex</i>)
WHO	World Health Organisation (dt. Weltgesundheitsorganisation)
WIMAX	Worldwide Interoperability for Microwave Access (dt. <i>Drahtloses Zugangstechnik für Breitbandinternet</i>)
WLAN	Wireless Local Area Network (dt. Drahtloses lokales Netzwerk)
WSN	Wireless Sensor Network (dt. Sensornetz)
WU	Warm up (dt. Aufwärmen)
z.B.	zum Beispiel
ZHF	Zero Heat Flux (dt. Null-Wärmestrom)
ZigBee	<i>dt. Spezifikation für drahtlose Netzwerke</i>
ZNS	Zentrales Nervensystem

1. Einleitung

1.1. Problemstellung

In Wissenschaft und Sportpraxis gewinnt das Thema Hitzestress immer wieder Relevanz. Sei es gar bei der Diskussion zu Konsequenzen des Klimawandels (Cotter, Lucas & Mündel, 2013, S.14), wie z.B. zunehmende Hitzewellen, oder Entscheidungen um die Austragungsorte, Dauer und Datierung großer Sportveranstaltungen (z.B. FIFA Weltmeisterschaft in Katar 2022, Australien Open in Melbourne, UCI Straßenweltmeisterschaft in Katar etc.). Besonders unter andauernder, körperlicher Belastung kann Hitzestress schnell zu Leistungseinbußen führen (Stevens, Taylor & Dascombe, 2017) und im Extremfall sogar gesundheitsgefährdend und tödlich sein (Cheshire, 2016). In diesem Zusammenhang spielen daher Körpertemperaturen und Hydrationsstatus (Hypo- und Hyperhydratierung) eine übergeordnete Rolle. Deren Abweichungen von Normwerten lassen auf ein Ungleichgewicht der menschlichen Wärme- und Wasserbilanz schließen (Kenney, Wilmore & Costill, 2012; McArdle, Katch & Katch, 2010). Darüber hinaus existieren im Sport besondere Interessensgruppen (z.B. Querschnittgelähmte, neuronal Geschädigte, Teil-/Amputierte), bei denen eine Überwachung hitzerelevanter Parameter noch bedeutender scheint (Griggs, Price & Goosey-Tolfrey, 2015; Theisen, 2012). Der Transfer auf andere Domänen z.B. Baubranche, Geriatrie, Militär, sei nur am Rande erwähnt. Diese Arbeit beschäftigt sich deshalb mit Systemen, Messmethoden und Modellen, die im Zusammenhang mit thermischer Homöostase des Menschen unter körperlicher Belastung stehen. Die entstehenden Dysbalancen könnten durch tragbares, kontinuierliches Monitoring frühzeitig erkannt werden, um präventive Gegenmaßnahmen zu ergreifen. Besonders die Medizin verfügt über Verfahren und Analytik, die sehr detaillierte Aussagen zur Beanspruchung und zum Gesundheitszustand des Menschen treffen können. Deren Invasivität¹, Stationarität², Diskontinuität³, Aufwand⁴ und Kosten⁵ konkurrieren jedoch stark mit der Praktikabilität in Freizeit-/ Trainings-/ und Wettkampfsituationen. Die Invasivität birgt Infektionsrisiken, provoziert Unwohlsein und kann Messergebnisse verzerren oder die zu messende Leistung von Sportlern und Athleten beeinflussen (Biagi, Ghimenti, Onor & Bramanti, 2012). Stationäre Systeme verhindern die in jeder

¹ Medizinisch diagnostisches Verfahren mittels Eindringens in Gewebe

² Örtliche Gebundenheit, Verkabelungen

³ Zeitlich Auflösung, Messzeitpunkte

⁴ Dauer bis zum Messergebnis

⁵ Anschaffungs- und Instandhaltungskosten der Messsysteme

Sportart notwendigen Freiheitsgrade in Bewegung oder schränken diese zumindest ein. Die Diskontinuität spiegelt die Dynamik der menschlichen Physiologie nur unzureichend wider. Zuletzt sind Aufwand und Kosten medizinischer Analytik in vielen Fällen hoch. Eine kontinuierliche, nicht invasive Echtzeitüberwachung ist gegenwärtig nur eingeschränkt möglich, allerdings bieten technologische Fortschritte eine Vielzahl an Möglichkeiten. Sogenannte eingebettete Systeme (engl. „embedded systems“), neue Sensorik, Drahtloskommunikation und deren Miniaturisierung sind die Grundlage für die Entwicklung intelligenter Technologien (Mukhopadhyay, 2015; Park, Chung & Jayaraman, 2014a). Dazu bedarf es einerseits Sensorik und Datenerfassung, andererseits entsprechender Algorithmen, Voraussagemodelle und Datenverarbeitung, um richtige Rückschlüsse bezüglich aktueller Beanspruchung zu ziehen und geeignete Gegenmaßnahmen zu treffen. Darüber hinaus müssen die Systeme und deren Verbraucherschnittstelle so gestaltet sein, dass komplexe Sachverhalte verstanden, korrekt umgesetzt werden und geplante Maßnahmen in den jeweiligen Situationen auch Wirkung zeigen. Diesen Problemstellungen widmet sich diese Arbeit.

1.2. Gesellschaftliche Relevanz

Inaktivität, Übergewicht und dessen negative Auswirkungen auf die Gesundheit sind ein weltweit bestätigtes Problem (Afshin et al., 2017; Biswas et al., 2015). Die *Global Burden of Disease Study* sieht Übergewicht und Adipositas als weltweite Pandemie und die damit einhergehenden gesundheitlichen Folgen als Herausforderung für zukünftige Generationen. In einem Zeitraum von 1990 bis 2015 wurden Gesundheitsdaten von 68,5 Millionen Menschen aus 195 Ländern im Zusammenhang mit Übergewicht analysiert. Demnach waren 2015 107,7 Millionen Kinder und 603,7 Millionen Erwachsene übergewichtig oder adipös, im Vergleich zu 1990, eine Verdopplung in 70 Ländern. Im Fazit werden die Identifikation, Implementierung und Evaluation evidenzbasierter Interventionen gefordert, um sich diesem Problem anzunehmen. Darüber hinaus verstärken eine alternde Weltbevölkerung und eine rückläufige Anzahl junger Arbeitnehmer die Kostensteigerungen in unseren Sozialversicherungssystemen (Kalche, 2015; Muir Gray, 2007). Die Gesundheitskosten von 30 OECD Staaten waren 2003 auf einem Rekordhoch (Huber & Orosz, 2003). Die Telemedizin und Wearable Technologies sind jedoch genannter Teil der Lösung zur Kostensenkung (Moehr et al., 2006; Stowe & Harding, 2010).

Ein gewisses Maß an körperlicher Ertüchtigung und Training ist als ein wichtiger, gesundheitsfördernder Faktor anerkannt (Blair, 2009; Pedersen & Saltin, 2015). Ein 2015

in der Fachzeitschrift Nature veröffentlichter Review Artikel (Cohen, Nathan & Goldberg, 2015) bringt Muskelatrophie mit einer Vielzahl an Pathologien (z.B. COPD⁶, Tumorkachexie⁷, Diabetes, Nierenversagen, Herzinsuffizienz) in Verbindung und zudem in Zusammenhang mit geringerer Lebensqualität, höherer Morbidität und Sterblichkeit. Obwohl die Fortschritte in der Entwicklung von Medikamenten erzielt werden, ist körperliche Aktivität, Muskeltraining und Sport laut der Autoren in der Medizin der aktuell einzige akzeptierte Ansatz diesen Entwicklungen entgegenzuwirken; [...] „*Exercise is the only accepted approach to prevent or slow atrophy [...] and [...] forms the mainstay of clinical management*“ [...]. Allerdings steht die Wissenschaft erst am Anfang alle positiven physischen und psychischen Effekte ganzheitlich zu verstehen. Der Mehrwert präventiver Maßnahmen ist naheliegend und tragbare Technologien könnten ein präventives Gesundheitsverhalten und eine gesundheitsfördernde Körperwahrnehmung unterstützen. Laut einer Umfrage des Universitätsklinikums Freiburg zum Nutzen tragbarer, vernetzter Technologien, glauben mehr als die Hälfte der befragten Patienten und Ärzte (n=2225) an positive Effekte von Wearable Technologies im Zusammenhang mit der Gesundheit (Abbildung 1).

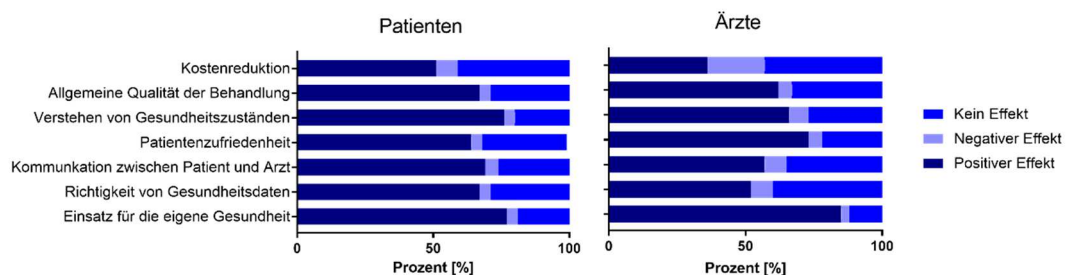


Abbildung 1: Patienten- und Arzteinschätzung zur Effekten tragbarer Technologien (Universitätsklinikum Freiburg, 2015a).

Hinzu kommt, dass ein Großteil der Menschen, ca. 60% (n=1210) (vgl. Abbildung 2), privat und ohne Anleitung eines Trainers aktiv sein möchte. Wearables könnten eine einfache, günstige Möglichkeit für ein dezentrales, systematischeres Training liefern, sowie Laien in Extremfällen gar vor Gefahren schützen (vgl. WIRED.de, 2015).

⁶ COPD: englisch: Chronic obstructive pulmonary disease; Chronisch obstruktive Lungenerkrankung

⁷ Auszehrung und Abmagerung in Folge von Krebs- und Tumorerkrankungen

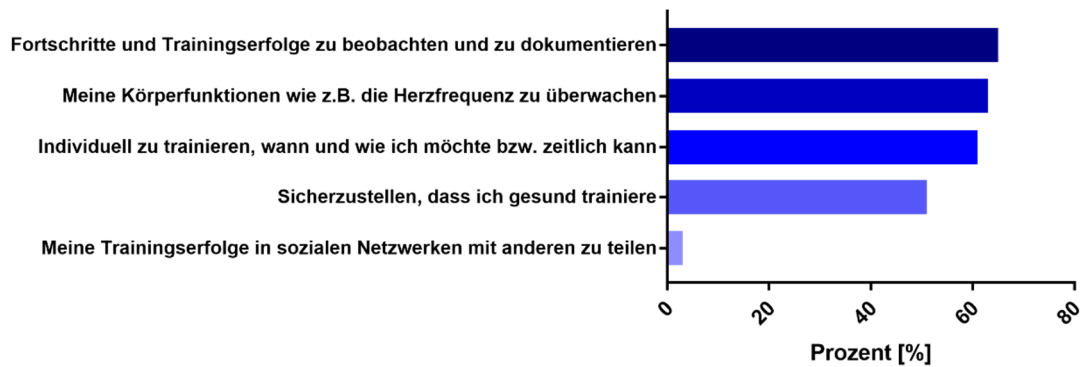


Abbildung 2: Umfrage zur Motivation, einen digitalen Trainingsbegleiter zu nutzen (TK, 2016).

Das Interesse im Gesundheitswesen an diesem Markt und seinen Auswirkungen ist mittlerweile so stark, dass Politik, Sozialversicherungsträger und Wirtschaft Prävention immer häufiger auf ihre Agenda setzen, da durch Kosten erheblich gespart werden können und man langfristig, den demografischen Herausforderungen entgegenwirken kann (Rütten, Abu-Omar, Burlacu, Schätzlein & Suhrcke, 2017; Suhrcke, 2009). Das am 25. Juli 2015 in Kraft getretene Präventionsgesetz (PrävG)⁸ und das geplante eHealth Gesetz⁹ der deutschen Bundesregierung sind hierzu zwei Beispiele. Ersteres beinhaltet unter anderem Bundesförderungen der gesetzlichen Krankenkassen in Höhe von jährlich 500 Millionen Euro, die in Umsetzungen von Präventionsleistungen als Teil der Gesundheitsversorgung fließen. Zweiteres setzt den Fokus auf die Digitalisierung des Gesundheitswesens und legt einen Schwerpunkt auf „eigene Daten“: „[...] Im Unterschied zur Patientenakte können im Patientenfach auch eigene Daten, z.B. ein Patiententagebuch über Blutzuckermessungen oder Daten von Wearables und Fitnessarmbändern, abgelegt werden. Im Rahmen der Nutzung des Patientenfaches können Patienten ihre Daten auch außerhalb der Arztpraxis eigenständig einsehen [...]“. Wenn auch nicht ohne kritische datenschutzrechtliche Betrachtung, könnten Unternehmen und Krankenkassen die Technologien und deren Daten nutzen, um im Sinne der Belegschaften und Versicherten präventiveren, besseren Arbeitsschutz und präventivere, günstigere, medizinische Versorgung zu gewährleisten. Laut Euro Health Consumer Index wird das deutsche Gesundheitswesen zwar als ein gutes bewertet (Barber et al., 2017), allerdings gehen die Menschen im europäischen Vergleich durchschnittlich häufiger (EU-Durchschnitt: ca. 7 mal; Deutschland: ca. 10 mal) zum Arzt und verursachen somit höhere Kosten (OECD, 2016). Ein schwedisches Gesundheitswesen, in dem die Bürger durchschnittlich ca.

⁸ Gesetz zur Stärkung der Gesundheitsförderung und der Prävention

⁹ Das Gesetz für sichere digitale Kommunikation und Anwendungen im Gesundheitswesen

dreimal pro Jahr zum Arzt gehen, wurde im Gegensatz noch besser bewertet. Auch wenn Unterschiede in den Finanzierungsmodellen der Gesundheitssysteme zu diesen Unterschieden führen können, zeigt der Vergleich, dass Verbesserungen möglich sind. Sport als Medizin und Prävention, unterstützt durch motivierende, intuitive Technologien, könnten eine kostengünstigere Alternative darstellen (vgl. Abbildung 3).

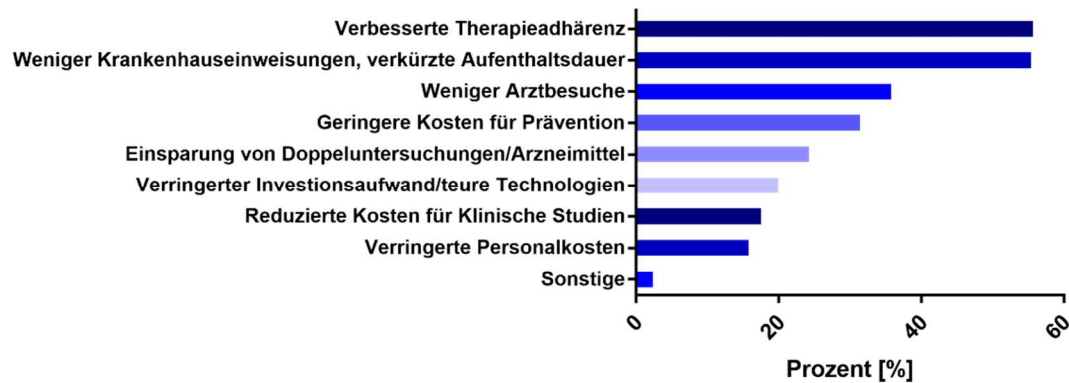


Abbildung 3: Befragungsergebnisse unter 2.031 Entwicklern von Gesundheits-Apps zum Einsparpotential im Gesundheitswesen durch den verstärkten Einsatz von mHealth (Universitätsklinikum Freiburg, 2015b).

Die Fortschritte in der Gesundheitsversorgung der letzten Jahrzehnte, haben für die Bevölkerung von Industrienation einerseits zu einem längeren Leben beigetragen, andererseits wird dieses häufiger von mehreren und komplexeren Krankheitsbildern begleitet (Gulley et al., 2011a, 2011a, 2011b; Muennig & Glied, 2010). Epidemiologisch befindet sich die Kohorte der Babyboomer aktuell in einem Alter, welches ein Gesundheitssystem stärker belastet. Als Teil der Lösung werden stets die Vorteile und Möglichkeiten neuer Informationstechnologien und damit Wearables genannt (Patel, Park, Bonato, Chan & Rodgers, 2012). Mit deren Hilfe besteht nach Zheng et al. (2014) die Möglichkeit ein Gesundheitssystem, präventiv, vorhersagbarer, personalisierter, durchdringender, teilnehmender, und präziser zu machen. In einem systematischen Review untersuchten Müller et al (2016) 15 Studien aus 13 Ländern zu Effekten von Gesundheits-Apps für mobile Endgeräte auf das Bewegungs- und Ernährungsverhalten gesunder Personen und Risikopatienten mit Bezug zu Diabetes und Bluthochdruck. Zwar wurden die Daten nur über einen relativ kurzen Zeitraum von durchschnittlich 6,4 Monaten erhoben, dennoch wurden in 11 der 13 Studien positive Effekte auf körperliche Aktivität und Ernährung festgestellt. Auch die Kosteneffektivität kann durch die günstige Intervention mittels Textnachrichten attestiert werden. Rütten et al. (2017) weisen jedoch darauf hin, dass diese Effekte erst bei ganzheitlichen, bevölkerungsbezogenen Maßnahmen Relevanz erlan-

gen. In Summe ist es dennoch schwer, die Möglichkeiten dieser Technologien abzuschätzen (Patel et al., 2012), auch weil sich marktreife Produkte aktuell vornehmlich nur mit Herzraten und/oder dem Ausmaße von Bewegung/Aktivität beschäftigen. Die Gesundheit in ihrer Komplexität wird dadurch nicht abgebildet. Technologien, die weitaus herausforderndere Ansätze physiologischer und biochemischer Analysen adressieren, sind aktuell nur in wissenschaftlichen Publikationen zu finden. Zudem lassen sie wissenschaftlichen Gütekriterien und abgesicherte Effektivität und Evidenz teilweise vermissen. Um die außerordentlich hohe gesellschaftliche Relevanz tragbarer Technologien noch weiter zu unterstreichen müssen Entwicklungen insbesondere an der Schnittstelle zum Endnutzer vorangetrieben werden.

1.3. Zielsetzung

Die Ziele dieser Arbeit sind mehrschichtig und reichen von explorativer Einschätzung, simulativer Auslegung zu prototypischer Umsetzung zweier nicht invasiver Systeme, über deren theoretischen Absicherung bis zu deren Validierung. Auf Basis existierender Sensorik und Messmethoden sollen Demonstratoren zur drahtlosen, nicht invasiven Ermittlung der beiden Vitalparameter Körperkerntemperatur und Hydratation aufgebaut und deren Zusammenhänge invasiver und nicht-invasiver Größen beschrieben. Darüber hinaus werden Untersuchungen zu Effektivität und Kritikalität der Rückmeldung an der Schnittstelle zum Nutzer beschrieben. Aus diesem sollen ansatzweise neue methodische Erkenntnisse und Wissen über die Systematik und Usability zukünftiger Technologien fließen.

1.4. Aufbau

Die Arbeit ist in 8 Kapitel gegliedert. Im Ersten haben die Problemstellung, das Forschungsthema und die konkrete Zielsetzung einen ersten Einblick in die Thematik, Prognosen, Möglichkeiten und Herausforderungen tragbarer Technologien geliefert. Im zweiten Kapitel werden die damit verbundenen theoretischen Hintergründe, sowie der Stand der Technik und Wissenschaft detailliert beschrieben. Daraus leiten sich technische Ansatzpunkte ab. In Kapitel 3 wird die zu schließende Forschungslücke in Bezug zum Stand der Wissenschaft und Technik gebracht, behandelte Forschungsfragen konkretisiert und Hypothesen formuliert. Die Kapitel 4, 5, und 6 beinhalten mit drei Studienblöcken den Kern dieser Arbeit, in denen die theoretische Absicherung, die prototypische

Umsetzung, sowie Effekte und Einflüsse neuer tragbarer Systeme untersucht und dargestellt werden. Der erste Studienblock (Kapitel 4) untersucht den Zusammenhang nicht-invasiver und invasiver Messgrößen zur Körperkerntemperatur und dem Wasserhaushalt und die Einflüsse individueller und externer Parameter. Die daraus gewonnenen Erkenntnisse waren Grundlage weiterer theoretischer Absicherungen und thermodynamischer Auslegungen mittels finiter Elemente Simulation, sowie dem Aufbau, der Validierung und der Optimierung konkreter Prototypen (Kapitel 5). Der dritte Studienblock (Kapitel 6) dient einer ersten Bewertung dieser Parameter als Rückmeldung unter körperlicher Belastung. Zuletzt wird in Kapitel 7 eine abschließende Diskussion geführt, und in Kapitel 8 ein Fazit gezogen und ein übergeordneter Ausblick gegeben.

2. Theorie

2.1. Stand der Technik

Das Ziel dieses Kapitels ist zunächst die Schaffung eines umfassenden technologischen Überblicks und einer terminologischen, sowie anwendungsorientierten Einordnung von Wearable Technologies. Im Anschluss wird ausführlich auf Sensorik und Methoden zur nicht invasiven Erhebung von Kerntemperatur und Hydrierungsstatus eingegangen, um die Entwicklung und Anwendungsfälle dieser Arbeit in einen Kontext zu setzen. Der Überblick versucht der schnell fortschreitenden Zunahme neuer, kommerzieller Systeme und sowie dem Anwachsen wissenschaftlicher Erkenntnisse auf dem Gebiet tragbarer Technologien Rechnung zu tragen. Trotz Bemühen um Aktualität ist es angesichts dieser rasanten Entwicklung der Wissenschaft und Technik möglich, dass sich einzelne Aussagen und Erkenntnisse verändert oder präzisiert haben. Des Weiteren sind die Grenzen zwischen Gesundheitswesen und Sport in Verbindung mit Prävention und Wearable Technologies fließend und eine interdisziplinäre Anwendung teilweise offensichtlich. Die folgende Zusammenstellung an existierender und sich in Entwicklung befindlicher Technologie ist daher übergreifend, um ein möglichst umfassendes Verständnis zu ermöglichen.

2.1.1. Geschichte und Definition

Zum ersten Mal erwähnt wurden Wearable Computing und Technologies nach Mann (1997) zum einen in einem Artikel von Sutherland (1968) „[...] head mounted three dimensional display“ und zum anderen im Zusammenhang mit Technologien von Edward Thorp & Claude Shannon (1961) und Keith Taft (1972) zur Manipulation von Glücksspielen (Abbildung 4).



Abbildung 4: Links: „George“ zur optischen Rückmeldung (Dioden in der Brille) zum Verhalten (Blinken: Keine Karte nehmen, Kein Blinken: Karten nehmen) beim Blackjack, Rechts: Bestandteil eines Wearables zur auditiven Rückmeldung zur Wettplatzerung im Roulette. Mittels Schalter im Schuh wurde der Start der Kugel getriggert.

Über die folgenden Jahrzehnte tauchten weitere Beispiele wie telemetrische Systeme der NASA (1965), Taschenrechneruhr (1975), Digitalkameras (1981), Herzfrequenzgurte (1982), digitale Hörgeräte (1987), oder drahtlose, digitale Webcams (1994) auf, die rückblickend schon zu dieser Produktkategorie gezählt werden können. Aber erst mit Beginn des neuen Jahrtausends fanden tragbare Technologien Einzug in den Massenmarkt. Trotz dieser Historie existiert noch kein allgemeingültiger Begriff, der alle Systemlösungen subsummiert. Wearable Technologies werden als gutes Beispiel und Bestandteil des Internets der Dinge (IoT) verstanden, welches die steigende Vernetzung unserer Welt durch Elektronik, Software und Sensoren und den Austausch von Daten beschreibt (Weiser, 1991). In der Literatur finden sich eine Vielzahl an unterschiedlichen Definitionen, Terminologien und Begrifflichkeiten. Ein Review von Chan et al. (2011) und eigene Literaturrecherchen führten zu über 35 verschiedenen, englischen Suchbegriffen im Zusammenhang mit tragbarer Sensorik. Darunter:

- | | |
|-----------------------------------|---------------------------------|
| 1. Smart Wearable System | 21. Smart Fabric |
| 2. Assistive Technology | 22. Telemonitoring |
| 3. Obstrusiveness | 23. Body Sensor Network (BSN) |
| 4. Smart Textile | 24. M-Health Patch |
| 5. M-Health | 25. Smart home |
| 6. Rehabilitation wearable | 26. Wearable |
| 7. E-Health | 27. Personal area network (PAN) |
| 8. Patch | 28. Embedded Systems |
| 9. Telecare | 29. Biosensing/Biosensor |
| 10. Medicine skin patch | 30. Non-invasive device |
| 11. Smart wearable systems | 31. Printed Sensor |
| 12. Home healthcare | 32. Electrochemical Tattoo |
| 13. Portable | 33. Skin based wearable device |
| 14. Telehealth | 34. E-Textile |
| 15. Wireless sensor network (WSN) | 35. Wearable Computer |
| 16. Implantable Device | 36. Telehealthcare |
| 17. Smart clothing | 37. Telehomecare |
| 18. Telemedicine | 38. P-Health |
| 19. Body area network (BAN) | 39. Gerontechnology |
| 20. In vivo device | |

Um das Spektrum der genannten Begriffe, die auch Einblicke in Formen und Anwendungen bieten, zu konzentrieren, sind in Folgendem drei Definitionsansätze eines Wearables aufgeführt.

- 1) „Wearable“: *„Ein in die Kleidung integriertes oder (unmittelbar) am Körper getragenes Computersystem, das auf den Nutzer oder dessen Umwelt bezogene Daten registriert und verarbeitet“.* (Bibliographisches Institut GmbH, 2017)

- 2) „Wearable“: *„Computertechnologien, die man am Körper oder am Kopf trägt. Sie sind eine Konkretisierung des Ubiquitous Computing¹⁰, der Allgegenwart der Datenverarbeitung, und ein Teil des Internets der Dinge¹¹. Man spricht auch von Wearable Technology und vom Wearable Computer. Sinn und Zweck ist meist die Unterstützung einer Tätigkeit in der realen Welt, etwa durch (Zusatz-)Informationen, Auswertungen und Anweisungen.“ (Springer Gabler Verlag, 2017)*
- 3) „Wearable Computer“: *“A fully functional, self-powered, self-contained computer that is worn on the body ... [and] provides access to information, and interaction with information, anywhere and at any time.” (Barfield & Caudell, 2001)*

Andere Quellen erwähnen sogar Sensorik, die im Körper Anwendung findet (Wearable Technologies, 2016) und das Feld somit um implantierbare Technologie erweitert.

2.1.2. Funktion und Taxonomie

Die grundlegenden Funktionen aller Wearables können in fünf übergeordnete Teilschritte; 1) erkennen, 2) verarbeiten, 3) speichern, 4) übertragen, 5) verwerten, untergliedert werden (Park et al., 2014a). Ihre Eigenschaft als Sensor beschreibt „[...] ein Gerät, zur Erkennung, Lokalisierung oder Quantifizierung. Mittels eines Signals werden chemische oder physikalische Eigenschaften von Energie oder Materie rückgemeldet [...]“ (Kress-Rogers, 1997). Nicht alle Sensoren sind somit Wearables, alle Wearables haben aber hingegen sensorische Fähigkeiten (Park et al., 2014a). In Abhängigkeit der Datenmenge, kann die Übertragung einerseits mittels verschiedener Übertragungstechnologien drahtlos geschehen; darunter verschiedene Standards der Datenübertragung (WLAN, GSM (GPRS; EDGE), UMTS, WIMAX, LTE, Bluetooth, BLE, ZigBee, ANT+, LORA etc.), andererseits aber auch per Kabel. Die größten Herausforderungen bestehn hier in der Service- und Datenqualität, welche über Latenzzeiten, Energieverbrauch, Zuverlässigkeit und Datenmenge bestimmt werden (Zheng et al., 2014). Zur Verbesserung der Sicherheit und Vermeidung von Fehlern in der Datenübertragung werden gewöhnlich sog. Vorwärtsfehlerkorrekturen eingesetzt (Cavero, Alesanco & García, 2012; Istepanian, Philip & Martini, 2009; Kang, Ryu, Hur & Sha, 2013). Das Ziel ist bestenfalls eine Echtzeitrückmeldung von Parametern über mobile Endgeräte (z.B. Smartphone, PDA¹²,

¹⁰ Allgegenwärtiges Rechnen

¹¹ beschreibt, dass der (Personal) Computer in der digitalen Welt zunehmend von „intelligenten Gegenständen“ bis hin zu „KI“, künstlicher Intelligenz, ergänzt wird

¹² Personal Digital Assistant

Smartwatch) zur Vorbeugung und Erkennung verschiedener Zustände zu erhalten, sowie adäquater Maßnahmen zu ergreifen. Wearable Technologies sind eindeutig von sogenannten „eingebetteten“ Systemen zu unterscheiden. Letztere sind temporär in den Alltag von Nutzern unaufdringlich integrierte Systeme, die jedoch ebenfalls zur Erkennung und Rückmeldung verschiedener Signale dienen (Abbildung 5).

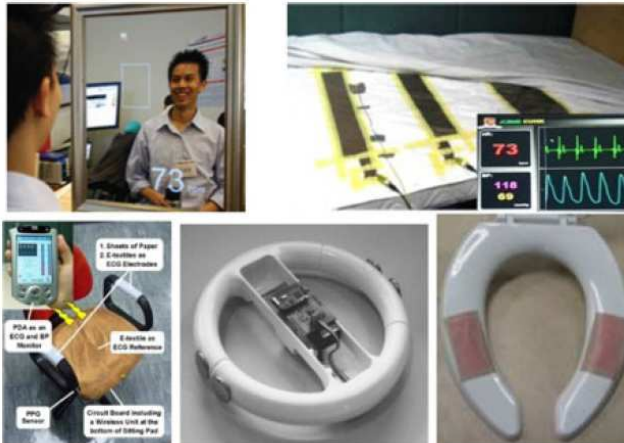


Abbildung 5: Beispiele für in Alltagsgegenstände (z.B. Spiegel, Laken, Bürostuhl, Lenkrad oder Toilettenbrille) eingebettete Sensorik (Gomez-Clapers & Casanella, 2012; Gu, Poon, Leung et al., 2009; Kim, Lim & Park, 2004; Poh, McDuff & Picard, 2011; Wu, Chan & Zhang, 2006; Zheng et al., 2014).

Mit höherer Abstraktion lassen sich Wearables mit folgender Taxonomie relativ konkret und anwendungsübergreifend einordnen. Die nachfolgende Liste nennt mögliche Unterscheidungskriterien.

Funktionalität: Ein- oder multiparametrisch

Typ: Aktiv oder passiv (z.B. ein mittels Energiequelle und aktiver Aktuatoren gesteuertes im Vergleich zu einem rein durch Material und Konstruktion unterstützendes Exoskelett; (Cluff et al., 2017))

Messintervall: Unstetig oder stetig

Verwendung: Invasiv oder nicht invasiv

Nutzbarkeit: Einweg oder Mehrweg

Datenspeicherung/-verarbeitung: Synchron (d.h. Darstellung der Messwerte in Echtzeit) oder Asynchron (d.h. zunächst lokale Speicherung und anschließender Übertragung)

Körperteil/Anbringung: Mono- oder Multisegmental

Datenübertragung: Per Kabel oder drahtlos

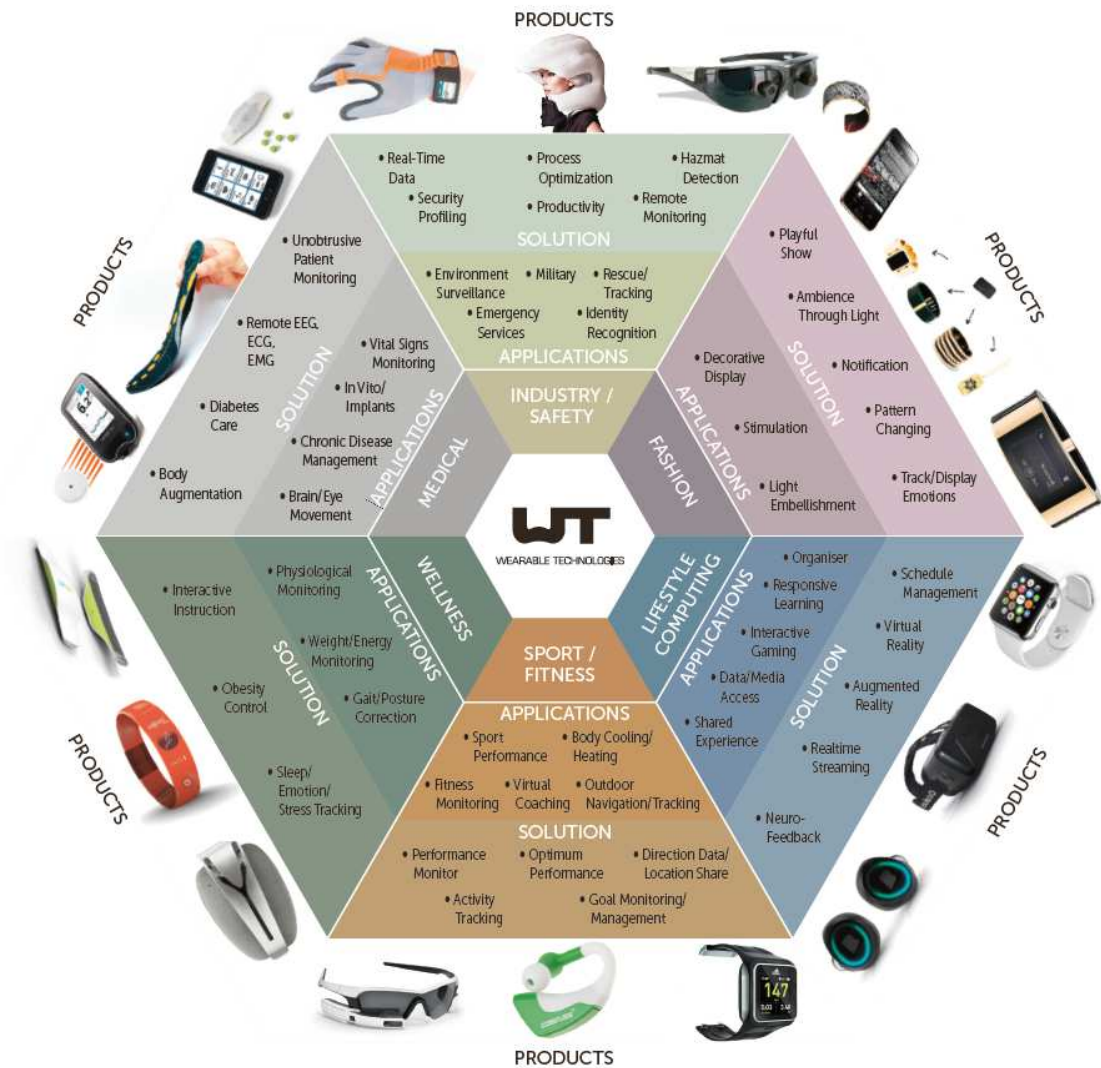


Abbildung 6: Übersicht über Anwendungen, Lösungen und Produkten des Marktsegments Wearables (Wearable Technologies, 2016).

Zur Konkretisierung zeigt Abbildung 6 eine nach Anwendung, Lösung und Produkten gegliederte Übersicht erhältlicher Wearables (Wearable Technologies, 2016).

2.1.3. Anwendungen

Um die sensorische Basis zu verstehen werden nun zunächst mögliche Messprinzipien mit Beispielparametern zusammengestellt. Im Anschluss erfolgt ein ausführlicher Überblick angewandter und in Entwicklung befindlicher Systeme. Diese beinhaltet im ersten Schritt eine Zusammenstellung unabhängig von den Zielgrößen Kerntemperatur und Hydratation dieser Arbeit. In den darauffolgenden Kapiteln wird dann konkret auf die Möglichkeiten in den beschriebenen Anwendungsfällen des Hitzestresses eingegangen.

Sensoren lassen sich nach acht Wirkprinzipien unterscheiden. Mit gleichen Wirkprinzipien lassen sich unterschiedliche Messgrößen erfassen bzw. lässt sich die gleiche Messgröße mit unterschiedlichen Wirkprinzipien ermitteln (Reif, 2013).

- 1) Resistiv: Änderungen des Ohm'schen Widerstandes. Bsp.: Temperatur, Länge, EKG, EEG, EMG.
- 2) Induktiv: Änderung der elektromagnetischen Induktivität. Bsp.: Kraft, Neigung.
- 3) Kapazitiv: Änderung der elektrischen Kapazität eines Kondensators oder Kondensatorsystems. Bsp.: Druck, Feuchtigkeit, Muskelaktivität.
- 4) Optisch: Ausnutzen des photoelektrischen Effekts durch Änderung des sichtbaren, unsichtbaren Lichts (Infrarot) und UV- Strahlung. Bsp.: Abstand, Drehzahl, Herzfrequenz.
- 5) Magnetisch: Änderung magnetische Flussdichten. Bsp.: Lage/Position.
- 6) Piezoelektrisch: Änderung der elektrischen Polarisation und somit Spannung. Bsp.: Kraft, Druck.
- 7) Thermoelektrisch: Änderung der elektrischen Spannung durch Temperaturänderungen. Bsp.: Temperatur.
- 8) Elektrochemisch: Änderung der elektrochemischen Ladung durch Ionisation. Bsp. Elektrolyte.

Tabelle 1 listet Parameter und Messgrößen auf, die im sportlichen und medizinischen Kontext Anwendung finden, mit Wearable Technologies in Verbindung gesetzt werden und nennt beispielhafte Quellen. In einigen Fällen repräsentieren die Messgrößen auch Korrelate, die durch einen anderen Parameter ermittelt werden (z.B. Gesundheit und Schrittzahl). Bewegungsdaten und physiologischen Daten stellen zwei übergeordnete Datenquellen dar.

Tabelle 1: Beispielliste von Parametern und Messgrößen zur Anwendung in Wearable Technologies.

Parameter	Beispiele verwendeter Systeme	Messprinzip (bspw.)	Marktreife ¹³	Produkt- / Anwendungsbeispiel	Literatur ¹⁴
Position	GPS				
Geschwindigkeit	GPS	elektromagnetisch	Ja	Navigation	(Cummins, Orr, O'Connor & West, 2013)
Distanz	GPS				
Höhenunterschied	GPS	barometrisch			
Schritte	Akzelerometer	piezoelektrisch, piezoresistiv, kapazitiv	Ja	Ganganalyse	(Schepers, Koopman & Veltink, 2007) (Kavanagh & Menz, 2008) (Lo, Pansiot & Yang, 2009)
Fußkinematik	Akzelerometer	piezoelektrisch, piezoresistiv, kapazitiv	Ja	Ganganalyse	(Schepers et al., 2007)
Gelenkwinkel	Goniometer	resistiv	Ja	Belastungssimulation, Bewegungstherapie, Stretchsense™, Senseglove™	(Tesconi, Pasquale Scilingo, Barba & Rossi, 2006) (Munro, Campbell, Wallace & Steele, 2008) (Bergmann et al., 2013)
Aktivität/Energieumsatz	Herzfrequenzgurt	resistiv	Ja	Leistungs-/Trainingssteuerung, Ernährung, Polar™	(Lo et al., 2009) (Chuo et al., 2010) (Gastin, Cayzer, Dwyer & Robertson, 2018)
Bewegung	Akzelerometer, EMG, EMS	piezoelektrisch, piezoresistiv, kapazitiv	Ja	Bionic glove®, Parkinson; Schlaf, Therapie motorischer Störungen, Fetalbewegung	(Prochazka, Gauthier, Wieler & Kenwell, 1997) (Lorussi, Scilingo, Tesconi, Tognetti & DeRossi, 2005) (Micera, Keller, Lawrence, Morari & Popović, 2010) (Borges et al., 2010) (Brigante, Abbate, Basile, Faulisi & Sessa, 2011)

¹³ Nach Einschätzung des Autors; -: Keine Einschätzung

¹⁴ Die angegebene Literatur stellt aufgrund der hohen Anzahl an Quellen nur einzelne Beispiele der gelisteten Parameter und deren Anwendung dar.

					(Leeder, Glaister, Pizzoferro, Dawson & Pedlar, 2012)
Haltung	Akzelerometer,	piezoelektrisch, piezo-resistiv, kapazitiv	Ja	Ergonomie am Arbeitsplatz	(Akay, Sekine, Tamura, Higashi & Fujimoto, 2003) (Culhane, O'Connor, Lyons & Lyons, 2005) (Lorussi, Galatolo & Rossi, 2009)
Schall/Akustik	Mikrofon, Lautsprecher	akustisch	Ja	Emotion, Sprachsteuerung; audEE-RING®	(Schuller, 2013)
Blutzucker/Glukose	NIR, MIR, Spektralanalyse, Silber-/Silberchloridelektrode	elektrochemisch, optisch, amperometrisch	Nein	Diabetes (-therapie)	(Alwarappan, Liu, Kumar & Li, 2010) (Guerci, Böhme, Halter & Bourgeois, 2010) (Wang et al., 2011) (Zhang, Ma, Zhang, Wang & Chen, 2015) (Gao et al., 2016)
pH	ISFET ¹⁵ , Photometer, Potentiometer,	elektrochemisch, optisch, potentiometrisch	Nein	Hydrierung, Alkalose, Azidose, Verdauung, Ösophagealer Reflux	(Pandolfino et al., 2003) (Weber, Kumar, Kumar & Bhansali, 2006) (Maroto, Balasubramanian, Burghard & Kern, 2007) (Maqbool, Parkman & Friedenber, 2009) (Li, Martin, Yeung & Xue, 2011) (Bandodkar & Wang, 2014) (Caldara, Colleoni, Guido, Re & Rosace, 2016) (Nie, Frijns, Zevenbergen & Toonder, 2016)
Druck (mechanisch)	SSR ¹⁶	piezoresistiv, piezoelektrisch	Ja	Beanspruchung, Verdauung	(Maqbool et al., 2009) (Hwang et al., 2011) (Pang et al., 2016)
Spannung	DMS ¹⁷	piezoresistiv, piezoelektrisch	Ja	Gang-/Bewegungsanalyse	(Li et al., 2016) (Zhou, Yu, Xu, Han & Lubineau, 2017)

¹⁵ Ionen-sensitive Feldeffekttransistoren

¹⁶ Solid State Relays

¹⁷ Dehnmessstreifen

Elektrolyte (z.B. Natrium, Kalium, Ammonium)	ISE ¹⁸	Elektrochemisch, potentiometrisch	Nein	Hydrierung	(Morris et al., 2008) (Schazmann et al., 2010) (Guinovart, Parrilla, Crespo, Rius & Andrade, 2013) (Rose et al., 2015) (Gao et al., 2016)
Chlorid	ISE	elektrochemisch	Ja	Mukoviszidose, Macroduct™	(Gonzalo-Ruiz et al., 2009) (Dam, Zevenbergen & van Schaijk, 2016)
Laktat	Silber-/ Silberchloridelektrode	Elektrochemisch, amperometrisch	Nein	Leistungsvermögen, Trainings- und Leistungssteuerung	(Weber et al., 2006) (Gao et al., 2016)
Alkohol	nicht definiert ¹⁹	elektrochemisch	Ja	Suchtprävention/-therapie, PROOF™, SCRAM™	(Marques & McKnight, 2009)
Infektionen	nicht definiert	elektrochemisch	Nein	Zahninfektionen, Virusinfektion	(Bhattacharya, Hong, Lee, Cui & Goyal, 2011) (Mannoor et al., 2012)
Harnstoff	nicht definiert	elektrochemisch	Nein	Wundinfektion, Wundheilung	(Kim, Choi, Kim, Park & Cho, 2017) (Liu & Lillehoj, 2017)
Geruch (Aromen)	nicht definiert	elektrochemisch	Nein	Hygiene	(Lorwongtragool, Sowade, Watthanawisuth, Baumann & Kerdcharoen, 2014)
Herzfrequenz	Brustgurt, Uhr/Armband	resistiv, optisch ²⁰	Ja	Leistungs-/Trainingssteuerung	(Patterson, McIlwraith & Yang, 2009) (Gu, Poon, Sy et al., 2009) (Maric, Kaan, Ignaszewski & Lear, 2009) (Zheng, Leung, Sy, Zhang & Poon, 2012)
Herzratenvariabilität	Brustgurt, Uhr/Armband	resistiv/kapazitiv, optisch	Ja	Stress	(Spierer, Rosen, Litman & Fujii, 2015)

¹⁸ Ionenselektive Elektroden

¹⁹ Fehlende oder unvollständige Informationen

²⁰ Photoplethysmographie (PPG)

Herzratenenerholung ²¹	Brustgurt, Uhr/ Armband resistiv		Ja	Trainingssteuerung	(Daanen, Lamberts, Kallen, Jin & van Meeteren, 2012)
Blutdruck	Armmanschette	optisch ²²	Ja		(Y. Poon, Wong & Zhang, 2006)
Atmung/Atemfrequenz	(Ergo-) Spirometrie,	piezoelektrisch, thermoelektrisch, optisch	Ja	Asthma, Schlafapnoe, Dyspnoe, plötzlicher Kindstod	(Catrysse et al., 2004) (Okubo et al., 2009) (Gu, Poon, Leung et al., 2009) (Jiang et al., 2010)
Temperatur	Thermometer	optisch, resistiv, piezoelektrisch	Nein	Unterkühlung, Hitzschlag, Leistungssteuerung	(Choi et al., 2015)
Hauttemperatur	Thermometer	resistiv	Ja	Unterkühlung, Hitzschlag, Leistungssteuerung	(Luprano, 2008) (Wu et al., 2011)
Kerntemperatur	vgl. Kapitel 2.2.2.	resistiv	Ja	Unterkühlung, Hitzschlag, Leistungssteuerung	vgl. Kapitel 2.2.2.
Hydratation/Wasserverlust	vgl. Kapitel 2.2.3.	resistiv	Nein		vgl. Kapitel 2.2.3. (Jang et al., 2014)
Sauerstoffsättigung (Muskel)	NIRS ²³	optisch	Ja	Körperliche Beanspruchung (Oxy4™)	(Siegler, Robergs, Faria, Wyatt & McCarthy, 2007) (Rothmaier, Selm, Spichtig, Haensse & Wolf, 2008) (Chan, Chan & Chan, 2013)
Herzreizleitung	EKG	resistiv	Ja	Herzschwäche	(Kappiarukudil & Ramesh; Maric et al., 2009; Yoo, Yan, Lee, Kim & Yoo, 2009) (Merritt, Nagle & Grant, 2009) (Srinivasulu & Sriraam, 2016)
Muskelaktionspotential	EMG	resistiv	Ja	Rehabilitation	(Tognetti et al., 2005) (Asghari Oskoei & Hu, 2007)

²¹ Heart Rate Recovery (HRR)

²² Pulse transit time (PTT)

²³ Nah-Infrarotspektroskopie

Gehirnaktivität	EEG	resistiv	Ja	Stress	(Athavale & Krishnan, 2017)
Kohlenmonoxid	NDIR ²⁴	optisch, amperometrisch	Nein	Giftige Atmosphären	(S. Coyle, F. Benito-Lopez, T. Radu, K.-T. Lau & D. Diamond, 2010)
Kohlendioxid	NDIR	optisch, potentiometrisch	Nein	Giftige Atmosphären	(S. Coyle et al., 2010)
Magnetfelder	Polyimid Film	magnetisch	Nein	Gestensteuerung	(Cañón Bermúdez et al., 2018)
Medikation	Polyimid Film	nicht definiert	Nein	Künstlicher Pankreas, künstliche Niere, Epilepsie	(Santini, Cima & Langer, 1999) (ISO/IEEE(Richards Grayson, Scheidt Shawgo, Li & Cima, 2004) (Rastogi & Nissenon, 2007) (Fissell, Fleischman, Humes & Roy, 2007) (Gómez et al., 2008) (Halliday, Moulton, Wallace & Cook, 2012)
Stickoxid	nicht definiert	nicht definiert	Nein	Krebs	(Schwiebert, Gupta & Weinmann, 2001) (Islam, Ahamed, Talukder & Obermiller, 2007)
Emotion	Mikrofon, Kamera	optisch	Ja	Depression, Angst	(Picard, Vyzas & Healey, 2001) (Riva, Gorini & Gaggioli, 2009)
UV-Strahlung	LED	optisch	Ja	Sonnenbrand; UVSense™	(Moehrle, 2008)
Atemgase (Sauerstoff, Kohlendioxid)	NDIR	optisch	Ja	Stoffwechsel, Leistungs-/Trainingssteuerung; Cortex Meta Max	(Gastin et al., 2018)
Elektrodermale Aktivität/Hautleitfähigkeit	nicht definiert	resistiv	Ja	Autonomes Nervensystem/Epilepsie	(Poh et al., 2012)

²⁴ Nicht dispersiver Infrarotsensor

Durch diese Vielzahl an Sensoriken entstehen einerseits schon viele Möglichkeiten der Datenerfassung und -verarbeitung, andererseits werden diese durch weitaus mehr Rückschlüsse über sog. *pattern recognition* erweitert. Die Kombination verschiedener Sensoren und Größen über Sensornetzwerke (WSN; wireless sensor networks) sollen dabei helfen, komplexe Sachverhalte zu erklären und nützliche Rückschlüsse mit Bezug zur Gesundheit zu ziehen. Remote-, server- oder cloudbasierte Systeme könnten darüber hinaus Experten dezentral agieren lassen (Chan, Estève, Fourniols, Escriba & Campo, 2012b). Wearables sind mittlerweile von Kopf bis Fuß zu finden und nehmen unterschiedlichste Formen wie Schmuck, Pflaster, Kleidung bis hin zu Implantaten an (Chan, Estève, Fourniols, Escriba & Campo, 2012a). Der heutiger Schwerpunkt liegt jedoch auf Technologien, die am Handgelenk getragen werden (IDC, 2017; Mathias Brandt, 2015). Ein für den Sport nicht zwingender aber wichtiger Fortschritt war die Entwicklung flexibler Sensorik und verformbaren Materialien, welche der Dynamik sportlicher Aktivität und formgenauem Abschluss mit der Körperoberfläche Rechnung trägt (Nag, Mukhopadhyay & Kosel, 2017). Textilien spielen hier eine zentrale Rolle und ermöglichen schon die Erhebung von beispielweise Schwitzraten, pH-Wert (S.A. Coyle et al., 2009) oder elektrodermalen Aktivität (Poh et al., 2012). Flexible, dehnbare und druckbare Materialien stellen eine weitere Kategorie für formschließende Wearables dar. Die Abbildungen 7 und 8 zeigen einen Überblick von Forschungsarbeiten dieser Kategorie.

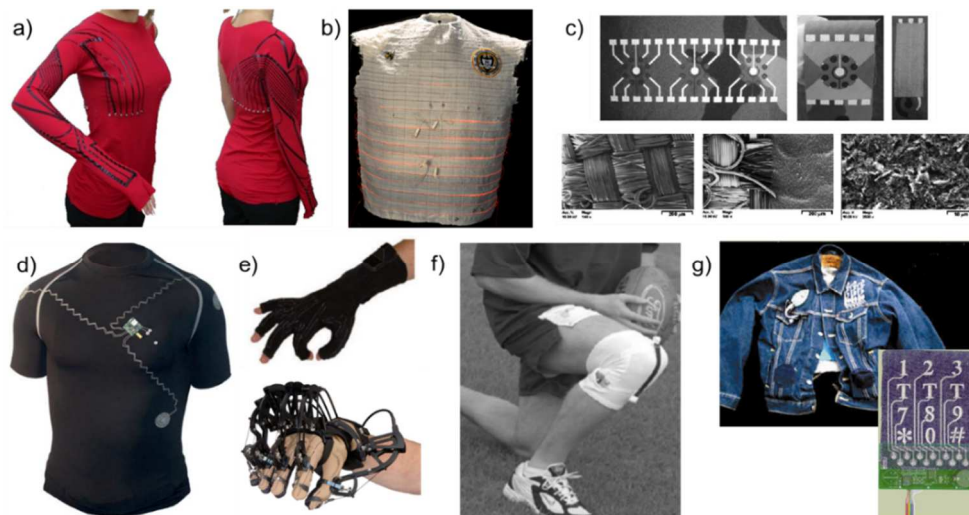


Abbildung 7: Auswahl unterschiedlicher Anwendungen textilbasierter Wearables. a) Shirt zur kinästhetischen Kontrolle und Rehabilitation der oberen Extremitäten für Schlaganfallpatienten (Tognetti et al., 2005); b) Smartshirt der Georgia Tech zur Messung von EKG, Herzfrequenz, Körpertemperatur und Atemfrequenz (Park & Jayaraman, 2003); c) Oben: Auf Textilmembrane gedruckte Sensormuster: Links: Anordnung von acht Carbonelektroden mit silberbasierten Leiterbahnen, Unten: REM²⁵ Bilder von Links: Gore-Tex® Membran, Mitte: Auf Gore-Tex® Membran gedruckte Carbonelektrode, Rechts: Ausschnitt der Carbonelektrode (Chuang et al., 2010); d) EKG Shirt mit gestickten Elektroden und leitenden Fasern (Linz, Kallmayer, Aschenbrenner & Reichl, 2006); e) Oben: Prototyp eines piezoresistiver, textilbasierten Datenhandschuhs von VRLOGIC™ zur Gestensteuerung (Huang, 2015); f) Smartsocks zur Messung von Herzfrequenz und Atemfrequenz (Park & Jayaraman, 2003); g) Smartjeans zur Messung von Herzfrequenz und Atemfrequenz (Park & Jayaraman, 2003).

²⁵ Rasterelektronenmikroskop

Shen, Tang & Chang, 2008), Unten: f) Intelligente Kniebandage zur Rückmeldung der Kniewinkel zur Rehabilitation (Munro et al., 2008); g) Interaktive Musikjacke mit gesticktem Tastenfeld (Post, Orth, Russo & Gershenfeld, 2000).

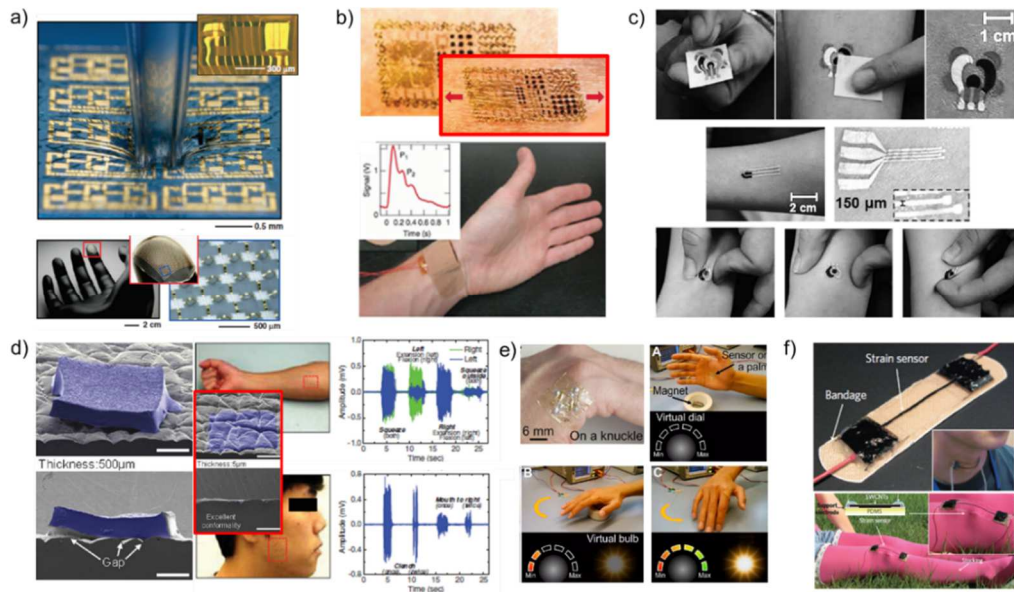


Abbildung 8: Auswahl flexibler und dehnbarer Technologien als Grundlage für Wearable Technologies. a) PDMS²⁶ basierte, flexible, dehnbare Schaltungen, Oben: punktiert (Kim, Ahn et al., 2008), Unten: Formschluss mit einer Fingerspitze (Kim, Song et al., 2008; Ko et al., 2009) ; b) EES²⁷ mit integrierter Sensorik zur Messung von z.B. Temperatur oder arterieller Pulswellen, Oben: ungedehnt & gedehnt (Inset) (Kim et al., 2011), Unten: Ermittlung arterieller Pulswellen (Schwartz et al., 2013); c) Klebbare elektrochemische Tattoo-Sensoren zur Ermittlung von Biomarkern, Oben: Prozess der Hautapplikation, Mitte: unterschiedliche Designs, Unten: Verformen durch Drücken, Dehnen und Drehen (Windmiller & Wang, 2013); d) EES zur EMG Erkennung, Links: Optimierung des Formschlusses durch geringere EES Dicken (Inset) und Hautapplikation, Rechts: EMG Signal von M. flexor carpi radialis (oben) und Masseter (unten) (Jeong et al., 2013) ; e) Magneto-resistives EES aus Polyamid zur Gestensteuerung, Oben links: Hautapplikation am Handknöchel; A, B & C: Dimmen einer Glühbirnen durch Handbewegungen (Cañón Bermúdez et al., 2018); f) Dehnungssensoren aus Carbonnanoröhren, Oben: Anbringung am Kehlkopf zur Atmungsüberwachung, Unten: Anbringung am Knie zur Ermittlung von Kniewinkeln (Yamada et al., 2011).

In jüngerer Vergangenheit erfährt jedoch die nicht invasive Ermittlung menschlicher Biomarker und somit detailliertere Aussagen über den Stoffwechsel des Menschen an Bedeutung und wissenschaftlichem Interesse (Seshadri et al., 2019). Durch Möglichkeiten elektronischer, miniaturisierter biochemischer Diagnostik können wesentlich mehr Daten erhoben und ein ganzheitlicheres Bild erhalten werden. Um der Nicht-Invasivität nach wie vor Rechnung zu tragen, können Körperfluide, wie z.B. Tränen, Schweiß oder Speichel als Medium herangezogen werden. Besonders ekriner Schweiß ist ein an Biomarkern reiches Fluid (Sonner et al., 2015) und im wissenschaftlichen und sensorischen Kontext vergleichsweise unterrepräsentiert (Heikenfeld, 2016; Zheng et al., 2014). Gegenüber Tränenflüssigkeit, Speichel und Urin werden verschiedene Vorteile genannt. Darunter einfache Probennahme am gesamten Körper (d.h. nicht nur im Mund oder im Auge), Kontinuität der möglichen Probennahme, Stimulation durch Pilocarpin-Iontophorese²⁸, keine Analyt-abbauende Verdauungsflüssigkeit, Probennahme sehr geringer

²⁶ Polydimethylsiloxan

²⁷ Elektronisch epidermales System

²⁸ Verfahren zu verstärkten Schweißproduktion. Mittels geringen Gleichstroms wird Pilocarpin (Parasympathikomimetikum) durch die Haut zur Schweißdrüse befördert.

Mengen (Sonner et al., 2015), Abschirmung vor externer Kontamination (Brunet et al., 2010; Luchini et al., 2010), schnelle Probenanalyse (d.h. vor Degradation der Analyte) (Heikenfeld, 2016). Die Grundlage für Teile dieser Arbeit werden in Kapitel 2.2 weiter erläutert.

Dieser Einblick zeigt einerseits die Vielfalt und Möglichkeiten, die durch technische Entwicklungen mittlerweile umsetzbar sind, andererseits jedoch fehlen noch Struktur und systematische Untersuchungen, welche konkrete und sinnvolle Anwendung bestätigt und die Nutzerakzeptanz erhöht. Um diese zu erreichen, müssen weitere Herausforderungen bewältigt werden.

2.1.4. Herausforderungen

In der Literatur werden meist Faktoren wie Kosten, Größe/Gewicht, Energieverbrauch, Gütekriterien (Objektivität, Reliabilität, Validität), Standardisierung/Personalisierung, Robustheit/Waschbarkeit, Datenschutz/Sicherheit, Genauigkeit/Auflösung, Bewegungsartefakte und Big Data/Data Fusion genannt. Diese können sich unabhängig, konkurrierend oder komplementär zueinander verhalten. Je nach Anwendungsfall ist in der Konzeptionierung und Auslegung der Wearables in jedem Fall eine Abwägung dieser Zusammenhänge zu beachten. Zheng et al. (2014) beschreiben diese Faktoren unter anderem mit dem Akronym „SUPERMINDS“ (d.h. in engl.: **S**ecurity, **U**nobstrusiveness, **P**ersonalization, **E**nergy efficiency, **R**obustness, **M**inaturization, **I**ntelligence, **D**igitalization, and **S**andarization). Auf einige wird in Folgendem in Ansätzen eingegangen.

Energieverbrauch

Die Batterie- oder Akkulaufzeit sind wichtige Faktoren bei tragbaren Technologien und unvermeidlich mit Design und Nutzen und in Folge mit der Nutzerakzeptanz verknüpft. Drei grundlegende Möglichkeiten existieren, um den Energieverbrauch für Wearables zu optimieren. 1) Verbesserung der Energiespeichertechnologien (z.B. Li-Ionen Batterien) (Fu et al., 2012; Liu et al., 2013); 2) Design-basierte Optimierung des Energieverbrauchs mittels Untervolten oder intelligentem Batterie- & Energiemanagement (Abidi, Pottie & Kaiser, 2000); und 3) Energy Harvesting/Scavenging, um durch Umwelt (z.B. Strahlung) oder menschliche Aktivität (z.B. Bewegung der Extremitäten, Vibration, Wärme, Atmung etc.) als Energiequelle zu dienen (Leonov, 2013; Shenck & Paradiso, 2001). Die Lösung dieser energetischen Probleme scheint nur noch eine Frage der Zeit zu sein und ist durch Batteriealternativen (Mandal, Turicchia & Sarpeshkar, 2010) oder kleineren, flexiblen Batterien (Guo et al., 2017) absehbar gelöst.

Standardisierung & Personalisierung

Im Bewusstsein des Wertes generierter Gesundheitsdaten durch Wearable Technologies spielt die Standardisierung eine wichtige Rolle, um einen Mehrwert großer Datenmengen zu erreichen. Die meisten Hersteller verwenden aus Zeitgründen jedoch individuelle und proprietäre Softwareprotokolle, um sich somit Wettbewerbs- und Marktvorteile zu sichern. Diese konkurrieren jedoch stark mit der Interkompatibilität verschiedener Geräte, wodurch ein weitaus holistischerer Nutzen erschwert wird. Notwendige Plattformen (z.B. HTB²⁹ oder ISO/IEEE 11073) und standardisierte Informationsprotokolle (HL7) (ISO/IEEE 11073; Loh & Allan, 2005) existieren jedoch, um dies umzusetzen. Standardisierung kann aber auch im Kontext mechanischer Robustheit von Wearables gesehen werden. Mit dem Technical Committee 124 (TC 124) der International Electrotechnical Commission ICE existiert eine internationale Gruppe, die sich um Teststandards zu Sicherheit und Haltbarkeit von Wearables kümmert. Deren Arbeitsprogramm befasst sich u.a. mit der Bewertung von Dehnungs- und Handschuhsensoren (PNW 124-17 & PNW 124-19), Waschbarkeitstests für elektronische Textilien (PNW 124-18 oder Merritt et al., 2009) oder Verfahren zur Temperatursicherheit bei Hautkontakt. (PNW 124-20). Unter Personalisierung wird alles von individuellem Design, zum Beispiel aufgrund von Körpermaßen, individueller Kalibrierung und individueller Physiologie verstanden. Die letzten beiden lassen sich am Beispiel des Blutdrucks verdeutlichen. Nach Poon et al. (2006) lässt sich eine individuelle Kalibrierung z.B. mittels Anheben des Armes umsetzen. Der Blutdruck kann, wie viele andere Vitalparameter sehr individuell sein. Zur bestmöglichen medizinischen Versorgung und Beratung sind Langzeiterhebungen und somit der Aufbau einer individuellen Datenbank nötig.

Robustheit/Genauigkeit/Auflösung

Sport ist hochdynamisch und stellt dadurch hohe Ansprüche an tragbare Technologien. Bewegungsartefakte können leicht zu Messstörungen führen, da sich deren Frequenzen und die des gewünschten Signals schnell überlagern können. Zheng et al. (2014) verweist auf eine Reihe an Techniken, die zur Reduktion der Artefakten bei EKG Messungen beitragen können, z.B. *Adaptive Neuro-Fuzzy Interference System* (ANFIS) (Koay, Kwon & Chung, 2011) oder Adaptive Filtering (Ko et al., 2012). Letzteres benötigt zwar lange Berechnungszeiträume, lässt sich aber mittels sog. *Minimal Correlation Discrete Saturation Transform* (Yan & Zhang, 2008b) zeiteffizienter gestalten. Darüber hinaus

²⁹ Healthcare Transaction Base von Oracle

werden auch Standardmethoden wie *unabhängige Komponentenanalyse*, *aktive Messrauschunterdrückung mittels kleinster Fehlerquadrate* angewendet. Die Geschwindigkeit und das Analog physiologischer Prozesse bedingen hohe Auflösungen bzw. Genauigkeiten und die Digitalisierung der Daten, was sich jedoch wiederum auf den Energieverbrauch auswirkt. Sogenannte *Nonuniform sampling methods* finden hier Anwendung bei Wearable Technologies (Feichtinger, Príncipe, Romero, Singh Alvarado & Velasco, 2012; Singh Alvarado, Lakshminarayan & Principe, 2012). Auch wenn darüber hinaus individuelle Faktoren (z.B. Hautdicke, Pigmentierung) eine Rolle spielen können, zeigen genannte Methoden und auch konkrete Anwendungen in Bewegungsanalyse (xsense) oder EMG, EEG, EKG Messungen (IDUN Technologies) durch marktreife Produkte gelöst (Ko et al., 2012; Koay et al., 2011; Pang et al., 2016; Yan & Zhang, 2008a).

Datenschutz/-sicherheit

In Fragen der Datensicherheit spielen nach Zheng et al. (2014) drei Punkte eine entscheidende Rolle. 1) Wie vermeidet man die Offenlegung der persönlichen Daten? 2) Wer hat Zugang zu den persönlichen Daten? 3) Wie schützt man die persönlichen Daten (Ren, Werner, Pazzi & Boukerche, 2010)? Eine generelle Antwort auf diese Fragen gibt es nicht. Die differenzierte Betrachtung ist auch nicht Aufgabe dieser Arbeit soll aber an dieser Stelle kommentiert werden. Die grundlegenden Antworten zu diesen Fragestellungen sind in Datenschutzgesetzen geregelt und können sich international unterscheiden. Das Deutsche ist im internationalen Vergleich streng und das Eigentum, die Verwendung, die Löschung personenbezogener Daten etc. klar im Sinne der Nutzer geregelt. Sobald Daten auf deutschem Grund erhoben werden, fallen diese unter das deutsche BDSG³⁰ und gehören damit dem Nutzer des Wearables; selbst wenn dieses ein amerikanisches Fabrikat ist und Datenserver nicht in Deutschland stehen. Nachgewiesene Verstöße werden mit hohen Strafen (d.h. Millionenbeträge oder Anteil am Umsatz) geahndet. Die Lücke, die sich Unternehmen zu Nutze machen, ist das Einverständnis der Nutzer einzuholen, die ohne dieses, keinen Zugang zu Plattformen und Services haben. Dies zeigt schon, dass Nutzer auch selbst in der Verantwortung stehen. Eine hundertprozentige Sicherheit wird es nicht geben, jedoch gibt es viele technologische Möglichkeiten, um einen bestmöglichen Schutz zu gewährleisten. Die neue Europäische

³⁰ Bundesdatenschutzgesetz

Datenschutzgrundverordnung, die seit Mitte 2018 gilt, ist dazu ein wichtiger Schritt. So genannte ID basierte Verschlüsselung (IBE³¹) (Tan, Wang, Zhong & Li, 2008) und Elliptische-Kurven-Kryptographie (ECC³²) (Malhotra, Gardner & Patz, 2007) finden Anwendung in BSN³³, aber auch auf biometrischen Merkmalen basierende Methoden (Poon, Zhang & Bao, 2006) stoßen auf wachsendes Interesse. Dabei werden körpereigenen Eigenschaften als Verschlüsselung genutzt. Auch wenn Skepsis an mancher Stelle angebracht ist, wiegt der Nutzen, der aus den erhobenen Daten entstehen kann, mindestens genauso hoch und verlangt ein ausgewogenes Verhältnis beider Perspektiven.

Big Data & Data Fusion

Auch wenn die Möglichkeiten der Datensammlung und die Größe dieser Datenmengen durch Wearable Technologies immer umfassender werden, um detaillierte Erkenntnisse von der Gesundheit des Menschen zu erhalten, umso komplizierter und aufwendiger ist die Datenverarbeitung dieser meist heterogenen Daten (z.B. von bildgebend, über Biomarker zu Gensequenzierung) (Khaleghi, Khamis, Karray & Razavi, 2013). Es existieren eine Reihe an Methoden, um irrelevante von relevanten Informationen zu unterscheiden und zu fusionieren. Gleichermaßen wichtig ist aber auch keine Informationen zu verlieren. Je nach Gesundheitsparameter und Behandlung ist notwendig eine Klassifizierung und/oder Rangfolge einflussnehmender Faktoren und Eigenschaften zu erstellen. Am Beispiel Diabetestherapie konnten Huang, McCullagh, Black & Harper (2007) z.B. *unsystematische Blutzuckermessung, Behandlungsform, Alter* oder *Diagnosezeitpunkt* identifizieren, welche zu einer besseren Therapie führen. Dies und sog. *temporal reasoning*³⁴ (O'Connor, Shankar, Parrish & Das, 2009), darüber hinaus, können durch elektronische, kontextbasierte Filter (sog. *contextual filters*) und statistische Methoden (Wang, Chase, Markatou, Hripcsak & Friedman, 2010; Norén, Hopstadius, Bate, Star & Edwards, 2010) große Datenmengen mehrerer Sensoren sehr nutzbar machen. Diese Ansätze lassen sich drei Hauptkategorien zuordnen. 1) Statistischer Ansatz, 2) Wahrscheinlichkeitsansatz und 3) Künstliche Intelligenz. Sie unterscheiden sich grundlegend von Datenfusionen, welche verschiedenen Datentypen (z.B. Medikation, Röntgen-Bilder, Audiotexte) verarbeiten müssen. Nichtsdestotrotz, existieren Studien, welche die Wirksamkeit neuronaler Netzwerke in der Gesundheitsdatenverarbeitung zeigen (Kurt, Ture & Kurum, 2008), aber bislang wegen komplizierter Interpretierbarkeit, Kosten (aufgrund

³¹ Identity based encryption

³² Elliptic Curve Cryptography

³³ Body Sensor Network

³⁴ Zeitabhängige Betrachtung von und Schlussfolgerung aufgrund von Datensätzen

der Datenverarbeitung) oder Überanpassung³⁵ lediglich als Komplementärmethode angewendet wird. Auch wenn eine Reihe an sensor- und datentechnische Herausforderungen an Wearable Technologies hohe Komplexität beinhalten existieren gleichermaßen schon Lösungen oder Lösungsansätze. Inwieweit diesen Erfolg versprechen, hängt auch mit den Anwendungsgebieten ab. Um tragbare Technologien zur Messung von Vitalparametern als Interpretationsgrundlage für medizinische Diagnosen bzw. Therapien heranzuziehen müssen neben zu bewältigenden Herausforderungen Vorgaben des Medizinproduktegesetzes (MPG) erfüllt sein. Im Kontext des Konsumentenmarktes und unterhaltungs- und freizeitbezogener Anwendungen wie Fitness & Sport und ohne den Anspruch vor Gefahren zu schützen, existieren diese Vorgaben im Gegenzug nicht zwingend (Athavale & Krishnan, 2017). Hier definieren Hersteller ihre Zielgrößen (Genauigkeit, Validität, Objektivität, Reliabilität) selbst und laufen im schlimmsten Fall Gefahr, durch ungenügend genaue Messungen, Glaubwürdigkeit und Image zu verlieren, indem sie die Verantwortung und Interpretation auf den Nutzer abtreten. Im Breiten- sowie Leistungssportbereich dienen die Systeme aktuell hauptsächlich der Leistungssteuerung, Trainingsüberwachung und Optimierung von Erholungsphasen, um Wettkampfvorteile zu erhalten (Nusser & Senner, 2010; S. Coyle, D. Morris, K.-T. Lau, D. Diamond & N. Moyna, 2009). Die unterschiedlichen Reglements der Sportverbände und deren Wettkampfbestimmungen geben aber noch keine einheitliche Aussage zu Anwendungsmöglichkeiten bzw. ist das Verbot in der ein oder anderen Situation (z.B. aus Sicherheitsgründen) wahrscheinlich. Bevor nun konkret auf Technologien zur nicht invasiven Ermittlung der Kerntemperatur und des Wasserverlustes/Hydrierung eingegangen wird, wird der Stand der Literatur zu Wearable Technologies im Sport etwas konkretisiert und zu theoretischen Grundlagen und Relevanz genannter Parameter in körperlicher Aktivität Bezug genommen.

2.1.5. Monitoring im Sport

Die folgenden Größen und Technologien stellen die im Leistungs- und/oder Breitensport am häufigsten verwendeten Systeme und Methoden zur Überwachung klassischer Ausdauerbelastungen, wie Laufen, Schwimmen, Radfahren etc. dar. Dies bedeutet nicht zwingendermaßen die Existenz kommerzieller Systeme der Variablen, schließt den Wert von Forschungsbemühungen aber ein. Taktische Systeme und Methoden z.B. für Mannschaftssportarten werden nicht beschrieben. Die Möglichkeiten durch Forschungsfort-

³⁵ Spezifizierung eines Modells, das zu viele erklärende Variablen enthält

schritte wurden im vorangegangenen Kapitel ausführlich dargestellt und teilweise Überschneidungen treten gezwungenermaßen auf. Grundsätzlich ist das Hauptziel von Wearables im Sport die optimierte Trainings- und Leistungs-, und Regenerationssteuerung. Im Gegenzug kann eine falsche Trainingsüberwachung zu Gesundheitseinschränkungen oder Fehlanpassungen (Meeusen et al., 2013), Immunsuppression oder geändertem Hormonprofil (Hackney, 2013), sowie Leistungsschwäche (Budgett, 2000) führen. Wearable Technologies setzen an den Anpassungsmechanismen des menschlichen Körpers an. Es muss zwischen interner (physiologisch) und externer Belastung (Arbeit) unterschieden werden (Impellizzeri, Rampinini & Marcora, 2005). Adaption ist die Anpassung an interne Belastungen, welche hauptsächlich durch externe Arbeit bestimmt wird und höchstindividuell (Bouchard et al., 1986) ist. Zurzeit ist die Anwendung und Forschung, aufgrund der guten Verfügbarkeit von Inertialmesssystemen (IMU's) zu meist durch Untersuchungen zu externen Belastungen dominiert und mangelt an Untersuchungen zu internen Belastungsmessungen. Möglicherweise aus Kosten- und Effektivitätsgründen, sowie der Invasivität der Messungen (Cardinale & Varley, 2017). Bei entsprechender Genauigkeit haben Wearable Technologies, neben der Ergänzung durch interne Belastungen, den methodischen Vorteil, unkompliziert Längsschnittstudien mit hoher externer Validität umzusetzen, da keine Abhängigkeit von Laborumgebung und -ausstattung existiert. Theoretische Modelle beschreiben die interne Beanspruchung als physiologische und psychische Belastung während körperlicher Aktivität (Impellizzeri et al., 2005) und beinhalten belastungsabhängig verschiedene Modalitäten. Aufgrund technischer Limitationen (d.h. Objektivierung subjektiver Belastung) und methodischer (d.h. Verzerrung der Ergebnisse durch das Tragen mehrerer Sensoren) ist eine ganzheitliche Erfassung heute noch unzureichend möglich. Nichtsdestotrotz ist die Erfassung interner Beanspruchungsparameter unerlässlich, um in der Praxis individualisiertes Training und Diagnostik zu ermöglichen. Mit Wearables und integrierten Applikationen entsprechender Fragebogen zu subjektiven Parametern (z.B. RPE) wäre eine umfassendere Datenerhebung jedoch leicht umsetzbar. In Folgendem wird auf meist verbreitete Größen, Methoden und Technologien eingegangen.

Intern

Nach wie vor sind heute Fragebogen-basierte Methoden im Zusammenhang mit der Quantifizierung physiologischer Prozesse dominierend, werden aber zur Klärung von Varianzen durch das Überwachen weiterer interner Größen ergänzt.

RPE und Session-RPE

Die von Borg (1970) entwickelte Skala zur *Rate of Perceived Exertion* dient zur simultanen oder retrospektiven Analyse der körperlichen Beanspruchung. Aufgrund ihrer guten Korrelation wird sie häufig auch mit anderen internen Größen wie Herzrate, Laktat oder prozentualer VO_{2max} für detaillierte Einblicke verwendet (Borresen & Lambert, 2009). Durch Multiplikation mit der Trainingsdauer in Minuten erhält man eine Bewertung der Trainingseinheit (Foster, 1998), die reliable und valide Werte im Vergleich zu Herzfrequenzmessungen ergeben. Diese sollte dadurch ersetzt werden und die Verwendung von Brustgurten und weiteren internen Parametern überflüssig machen.

Kardiovaskuläre (HR, HR/RPE, TRIMP, HRR, HRV) und respiratorische Messungen

Seit den 80iger Jahren zählen Brustgurte und Uhren zur Darstellung der Herzfrequenz (HF) zum Standard kardiovaskulärer Messungen im Sport (Laukkanen & Virtanen, 1998) und sind mittlerweile eine etablierte Methode zur validen und reliablen zur Objektivierung physischer und psychischer Beanspruchung (Borresen & Lambert, 2009). Darüber hinaus entstanden aus der HF mehrere Indizes. Die meisten befassen sich mit dem Zusammenhang zwischen HF und maximaler Sauerstoffsättigung (VO_{2max}) zur Ermittlung respiratorischer Schwellen über Ausbelastungstests. Zudem erfährt seit einiger Zeit die Herzratenvariabilität und deren Extraktion aus Herzfrequenzdaten aufgrund ihrer Stressindikation großes Interesse (Achten & Jeukendrup, 2003). Die Messmöglichkeiten im Sport reichen von Brust, Ohr, Finger bis hin zu Handgelenk aufgrund photoplethsmographischer Messungen (Parak & Korhonen, 2014; Wallen, Gomersall, Keating, Wisløff & Coombes, 2016). Aufgrund der linearen Zusammenhänge von Herzfrequenz und Sauerstoffaufnahme (Hopkins, 1991) ist das Herz-Kreislaufsystem eng mit respiratorische Messungen, welche über die Atmungsfunktion und damit die Sauerstoffversorgung unter körperlicher Aktivität Aussagen treffen können. Neben ergospirometrischer Analysen mittels tragbarer Masken (z.B. Cortex Metamax®3B) wird auch Nahinfrarotspektroskopie (NIRS) zur Ermittlung der Sauerstoffsättigung verwendet (Ferrari, Muthalib & Quaresima, 2011; Hesford, Cardinale, Laing & Cooper, 2013). Wegen ihrer Sensitivität ist die Kontrolle von Einflussfaktoren wie, Hydrierung oder Umgebung sehr wichtig und kann ihre Praktikabilität einschränken. Am Rande seien Methoden erwähnt, die Trainingsimpulse (TRIMP), die Trainingsdauer, Ruheherzfrequenz, Durchschnittsherzfrequenz und maximale Herzfrequenz zur Bewertung der Beanspruchung dienen. Diese werden jedoch von (Halsen, 2014a) aufgrund viel notwendiger Expertise und Ressourcen diskutiert. Ergänzt werden können diese noch durch die HRR (Heart Rate Recovery:

Herzratenenerholung), die aufgrund ihrer Verbindung zu autonomen Mechanismen als Indikator für Trainingszustände (Daanen et al., 2012; Shetler et al., 2001), sowie Ermüdung (Daanen et al., 2012) dienen kann.

Laktat; Laktat/RPE

Auch wenn Blutlaktat zur Ermittlung aerober und anaerober Schwellen ein wichtiger leistungsdeterminierender Parameter im Sport ist, existieren eine Vielzahl von Einflüssen und Abhängigkeiten (z.B. Dauer, Zeitpunkt, Intra-/Interindividualität, Umgebungstemperatur, Hydrierung, Ernährung, Vorbelastung) welche die Interpretation und Praktikabilität erschweren (Beneke, Leithäuser & Ochental, 2011; Borresen & Lambert, 2009). Analog der Ermittlung des Verhältnis von HR und RPE soll Laktat zu RPE die Ermüdung von Athleten identifizieren (Snyder, Jeukendrup, Hesselink, Kuipers & Foster, 1993).

Biochemisch/Hormonal/Immunologisch

Untersuchung zu biochemischen, hormonellen und immunologischen Antworten (z.B. Kreatin-Kinase, Interleukin Kortisol, Testosteron, Immunglobulin,) auf Belastungen, Überlastungen oder Krankheiten wurden zwar unternommen (Papacosta & Nassis, 2011; Robson-Ansley, Gleeson & Ansley, 2009; Twist & Highton, 2013) sind aber aufgrund teilweise unerklärter Varianzen nicht ohne Zweifel, sowie kostspielig und aufwendig.

Psychomotor Reaktion/Schlaf

Übertraining, Schlafmangel führen sowohl zu kognitiven wie körperlichen Leistungseinbußen. Neben günstigen, computerbasierten Reaktionstests können einfache Aktivitätstracker Schlafzyklen, -qualität und -routinen überwachen und so auf Gründe für Leistungsschwächen identifizieren (Halson, 2014b; Nederhof, Lemmink, Visscher, Meeusen & Mulder, 2006; Rietjens et al., 2005). Darüber hinaus bieten tragbarer EEG-Systeme (s. Tab. 1) u.U. die Möglichkeit zwischen und sogar während der Trainingseinheiten interessante Informationen zum Leistungsniveau des Athleten zu erhalten.

Extern

Leistungsmessung, Geschwindigkeit, Beschleunigung & Zeit-Bewegungs-Analysen (TMA)

Leistungsmesser beim Radfahren und/oder Akzelerometer, GPS zur Positions- und Geschwindigkeitsbestimmung z.B. beim Laufen sind verbreitete Technologien, um über die externe Belastung im Sport Informationen zu sammeln und kontrolliert in Trainingspläne

zu integrieren (Aughey, 2011; Jobson, Passfield, Atkinson, Barton & Scarf, 2009). Besonders im Mannschaftsport spielen Zeit-Bewegungsdaten über GPS einerseits eine wichtige Rolle, da über sie Spielzüge und -abläufe optimal analysiert werden können. Andererseits führt die teilweise eingeschränkte Reliabilität bei zu hohen Geschwindigkeiten, niedriger Messauflösung oder Dauer zu Einschränkungen (Aughey, 2011).

Plantare Messungen

Im Zusammenhang von Bewegungsanalysen werden vereinzelt plantare Druckmesssohlen z.B. zur Laufstiloptimierung angewendet. Durch z.B. Druckverteilungen, Bodenkontaktzeiten, Schrittlängen oder Vertikalbewegungen können verschiedene Dysbalancen (z.B. Links-Rechts, Vorfuß-Ferse) oder Verbesserungspotentiale erkannt und das Training darauf abgestimmt werden (Müller, 2011; Ramirez-Bautista, Huerta-Ruelas, Chaparro-Cardenas & Hernandez-Zavala, 2017).

Neuromuskuläre Parameter

Zur Überwachung neuromuskulärer Parameter, wie z.B. Leistung, Maximalgeschwindigkeit, Maximalkraft, Kraftverläufe oder Kontaktzeiten haben sich im Sport isokinetische und isoinertiale Dynamometrien, sowie, aufgrund ihrer Einfachheit und minimaler Ermüdung, Sprung- und Sprinttests etabliert (Twist & Highton, 2013). Neben Messmatten, Kraftplatten, und kostenintensivem Messequipment, stellen z.B. tragbare Einlegesohlen (s. *Plantare Messungen*), ungeachtet ihrer Messmöglichkeiten, eine praktikable Alternative dar, um sportindividuelle Bewegungen zu replizieren. Obwohl eher ein interner Parameter soll in diesem Zusammenhang noch auf die Messung von Muskelaktivität als Leistungsparameter eingegangen werden. Im Sport und seiner Wissenschaft ist dies über Systeme von z.B. Myon oder Noraxon ein bekanntes Verfahren und mittlerweile durch die Kommerzialisierung einer EMG-Hose (Finni, Hu, Kettunen, Vilavuo & Cheng, 2007; Myontec™) beim Endverbraucher angekommen.

Durch den vorangegangenen Abschnitt wird der notwendige Nutzen zur Kombination interner und externer Belastungsparameter deutlich. Eine komfortable und direkte Messung ist durch Stationarität und fehlende Kontinuität einiger Methoden wiederum eingeschränkt. Bevor in einem Überblick technische Entwicklungen zu Kerntemperatur und Wasserhaushalt beschrieben werden, stellt das folgende Kapitel die Relevanz dieser und körperliche Aktivität in einen Zusammenhang.

2.2. Stand der Wissenschaft

2.2.1. Relevanz von Kerntemperatur und Hydrierung im Sport

Um die in Kapitel 2.2.2 und 2.2.3. beschriebenen Ansätze und die Entwicklung dieser Arbeit besser nachvollziehen zu können werden die beiden Parameter in ihren theoretischen Kontext eingebettet und darüber hinaus deren Relevanz unter körperlicher Beanspruchung dargestellt.

Die Wärmebilanz

Als homoiothermes Wesen muss der Mensch die Körperkerntemperatur auf einem gleichbleibenden Niveau von ~37 °C halten. Dazu müssen innere Wärmeproduktion im Körper und Wärmeabgabe vom Körper an die Umgebung im Gleichgewicht sein (Cannon, 1929; Pembrey & Nicol, 1898). Folgende Gleichung stellt dieses Gleichgewicht in einen Zusammenhang.

$$[1] \quad \begin{array}{c} \text{Wärmeproduktion} \\ \boxed{\mathbf{M} - \mathbf{W}} \end{array} = \begin{array}{c} \text{Wärmeabgabe} \\ \boxed{\mathbf{E} + \mathbf{R} + \mathbf{C} + \mathbf{K} \pm \mathbf{S}} \end{array}$$

M = Metabolismus	[MET ³⁶ /kJ]
W = mechanische Arbeit	[J]
E = Evaporation	[J/kg]
R = Radiation	[W/m ²]
C = Konvektion	[W]
K = Konduktion	[W]
S = Wärmespeicherung	[J/kg·K]

Die linke Seite der Gleichung stellt die Wärmeproduktion durch menschliche Stoffwechselprozesse auf Zellebene dar. Die Wärmeenergie muss durch den menschlichen Stoffwechsel um die mechanische Arbeit/ Energie, die vom Menschen in Bewegung geleistet wird, korrigiert werden. Die rechte Seite stellt die beschriebenen Möglichkeiten der Wärmeabgabe, in Abhängigkeit von den Umgebungsbedingungen, dar. Sind linke und rechte Seite ausgeglichen, befindet sich der Mensch in thermischem Gleichgewicht. Dominiert die linke Seite, wird Wärme aufgenommen, gespeichert und die Körpertemperatur steigt. Dominiert die rechte Seite, ist das Gegenteil der Fall. Temperaturmessung am Menschen spiegeln diese Missverhältnisse wider und sind daher eine Methode zur Untersuchung der menschlichen Thermoregulation sowie Mensch – Umwelt Interaktionen. Da

³⁶ Metabolisches Äquivalent: 1 MET = ml Sauerstoff pro Kilogramm Körpergewicht pro Minute ~ 4,2kJ

durch Stoffwechselprozesse Wärmeenergie freigegeben wird, sind, besonders in Situationen körperlicher Belastung, die Temperatur und deren Regulierung die entscheidenden Größen.

Die menschliche Thermoregulation

Die auf Zellebene im Menschen entstehende Wärme und deren Austausch mit der Umgebung sind durch aktive Stoffwechselprozesse und passive Gewebsstrukturen (Stolwijk & Hardy, 1977) determiniert. Bezüglich der Wärmeverteilung spielen in diesem Zusammenhang der Blutfluss und das menschliche Gefäßsystem die Hauptrolle. (Pennes, 1998b) hat die damit einhergehenden Wärmetransportmechanismen in menschlichen Geweben grundlegend untersucht und in der sogenannten *bioheat equation* zusammengefasst.

$$[2] \quad \overbrace{k \left(\frac{\partial^2 T}{\partial r^2} + \frac{\omega}{r} * \frac{\partial T}{\partial r} \right)}^{\text{Wärmeleitung}} + \overbrace{q_m}^{\text{Stoffwechsel}} + \overbrace{\rho_{bl} w_{bl} c_{bl} (T_{bla} - T)}^{\text{Durchblutung}} = \overbrace{\rho c \frac{\partial T}{\partial t}}^{\text{Wärmespeicherung}}$$

k = Wärmeleitfähigkeit des Gewebes	[W/m·K]
T = Gewebetemperatur	[°C]
r = Radius	[m]
ω = Geometriefaktor	[1: Polarkoordinaten; 2: Kugelkoordinaten]
q _m = Stoffwechsel	[W/m ³]
ρ _{bl} = Blutdichte	[kg/m ³]
w _{bl} = Blutflussrate	[m ³ /s]
c _{bl} = Blutwärmekapazität	[J/kg·K]
T _{bla} = arterielle Bluttemperatur	[°C]
ρ = Gewebedichte	[kg/m ³]
c = Gewebswärmekapazität	[J/kg·K]

Der Wärmeleitungsterm beschreibt den Wärmestrom von wärmeren zu kälteren Geweben. Dieser Prozess wird überlagert vom menschlichen Stoffwechsel und der Durchblutung (Pennes, 1998a). Dazu wird der Körper üblicherweise vereinfacht und modellhaft in die Bestandteile Kern und Schale untergliedert. Nach diesem Modell (Gagge, Stolwijk & Nishi, 1971) weist der normale Blutfluss in ruhenden, thermoneutralen Bedingungen einen auf die Fläche bezogenen Massenstrom von etwa 1,75 g/s·m². Ein Anstieg der Kerntemperatur um 1°C über die thermoneutrale Temperatur von ~ 36,8 °C erhöht den Blutfluss auf ~56 g/s·m². Damit kommt es zu einer Verschiebung des Blutes in die Körperschale und somit zu einer Veränderung ihrer thermischen Eigenschaften durch Abgabe der entstehenden Wärme an die Umgebung, um eine ausgeglichene Wärmebilanz zu erzielen. Besonders in Situationen unter körperlicher Belastung spielt dieser Mechanismus eine wichtige Rolle (Parsons, 2014b).

Neuronale Regelung

Durch eine Vielzahl an Einflüssen kann das thermische Gleichgewicht schnell in Schiefelage geraten. Passiert dies, werden regulatorische Prozesse aktiviert, um es wiederherzustellen (Bernard, 1876) oder es wenigstens innerhalb physiologisch akzeptabler Grenzen zu kontrollieren (Werner, Mekjavic & Taylor, 2008). Technische Systeme (z.B. passiv: Bekleidung; aktiv: Klimaanlage) ermöglichen die Abdeckung eines viel größeren Spektrums als es zu Beginn der Menschheitsgeschichte der Fall war. Damit verbundene Prozesse der Wahrnehmung der Bedingungen, die Interpretation der Konsequenzen und das Anpassungsverhalten wird menschliche Thermoregulation genannt (Parsons, 2014b). Die Umsetzung kann bewusst (z.B. Änderung der Bekleidung, der Haltung, des Aufenthaltsortes, der Aktivität, technischer Unterstützung) oder unbewusst (z.B. Änderung der Durchblutung, Schwitzen) geschehen. Zwischen beiden wird die verhaltensgesteuerte Regulierung als die effektivere angesehen. In Realität finden beide Mechanismen jedoch meist parallel statt und unterliegen aufgrund kontinuierlich-transienter Umgebungsbedingungen einer ständigen Dynamik (Parsons, 2014b). Die Grundlage eines funktionierenden Zusammenspiels zwischen aktiven-kontrollierenden und passiven-kontrollierten Komponenten sind thermosensorische oder –afferente Regelkreise (Parsons, 2014b; Taylor, Tipton & Kenny, 2014). Im Zentrum dieses Regelkreises steht beim Menschen das zentrale Nervensystem mit die Körperkerntemperatur als entscheidende Regelgröße. Es existiert eine Vielzahl an thermoregulatorischen Modellen (Bligh, 1973; Hensel, 1981; MacIntyre, 1980; Stolwijk & Hardy, 1966). Auch wenn sie sich im Einzelnen unterscheiden, so stimmen sie in wichtigen Teilen überein. Demnach sitzt das Zentrum der Regulation im Hypothalamus (POAH³⁷). Dieser erhält über afferente Nervenfasern Signale von im ganzen Körper verteilten (Jessen, 2001) Warm- oder Kaltrezeptoren, verarbeitet diese zu Informationen über Temperaturänderungen und leitet über efferente Fasern Anpassungsmechanismen ein. Bei Über- und Unterschreitungen des Sollwerts der Körperkerntemperatur von ~37 °C, stehen dem Körper vier autonome Mechanismen zur Verfügung, zur Wärmeabgabe die Vasodilatation und die Perspiration, zur Wärmepräservierung die Vasokonstriktion und das Zittern. Diese Reaktionen resultieren von der Ausschüttung verschiedener Neurotransmitter (z.B. Norephidrin, Acetylcholin, Thyroxin), die Einfluss auf den Gefäßtonus ausüben. Gegenseitige sensorische Hemmung soll unnötige Regulationsschwankungen verhindern (MacIntyre, 1980). Unter körperlicher Aktivität existiert zwischen Haut und arbeitender Muskulatur ein Wettbewerb um die Blutversorgung. Nach Hensel (1981) spielen thermoregulatorische Mechanismen

³⁷ Preoptic anterior hypothalamus

eine übergeordnete Rolle. Auch unter Dehydrierung hält der Körper Schwitzraten, und damit zusätzlichen Wasserverlust, aufrecht. Vasodilatation zur besseren Wärmeabgabe wird, trotz fallenden Blutdrucks, in Kauf genommen und zeigt die auch neuroregulatorische Relevanz der Kerntemperatur.

Kerntemperatur

Die grundlegenden thermodynamischen Prinzipien und die menschliche Thermoregulation machen die Messung und Interpretation der Kerntemperatur, aber seit jeher zu einem schwierigen Unterfangen, gerade während körperlicher Aktivität mit ansteigender Wärmeproduktion oder sich änderndem Blutfluss. Unterschiedliche Körperregionen haben schon in thermoneutralen Bedingungen unterschiedliche Temperaturen (Bernard, 1876; DuBois, 1915; Horvath, Rubin & Foltz, 1950) (Abbildung 9) und streuen stark um die 37°C.

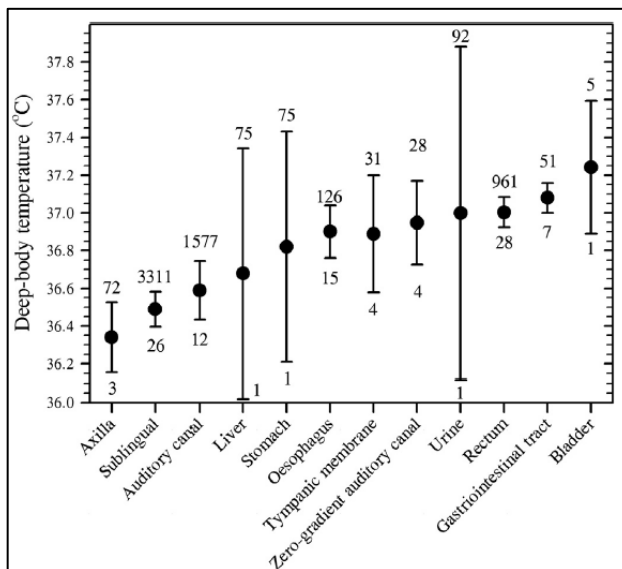


Abbildung 9: Unterschiede verschiedene Körperkerntemperaturen. Die Daten sind dargestellt als Mittelwerte verschiedener Quellen (vgl. Taylor, Tipton & Kenny, 2014, Fig.6) und deren Konfidenzintervalle. Zahl oberhalb: N, Zahl unterhalb: Anzahl Quellen.

Als wärmste Körperregion gilt heute das Gehirn (Hayward, Smith & Stuart, 1966; Møller, 1994), welches wie auch andere Körperteile die Wärme über Temperaturgradienten an die Umgebung abgibt. Aufgrund der Unterschiedlichkeit im und von Körpern, geschieht dies auf verschiedene Art und Weise und führt somit zu der erwähnten Variation. Über- und unterschreitet die Kerntemperatur gewisse Grenzen, können Leistungseinschränkungen und gesundheitliche Schäden die Folge sein. Unter körperlicher Belastung sind eher die Erhöhung der Kerntemperatur und die sogenannte *Exertional Heat Illness* (EHI³⁸) relevant. Nach der Positionserklärung der National Athletic Trainers'

³⁸ Hitzekrankheit durch Erschöpfung

Association³⁹ (Casa et al., 2000; Casa et al., 2015a) wird diese in drei Kategorien eingeteilt.

1. *Muskelkrämpfe*, welche die akute, unwillentliche Folge von intensivem Training sein können und in Dehydrierung, Störungen des Elektrolythaushaltes, neuromuskulärer Ermüdung oder einer Kombination dieser gesehen werden.
2. *Hitzekollaps und Erschöpfung*, verursacht durch längeren Aufenthalt und Arbeit in warm-feuchten Umgebungsbedingungen und die damit verbundene Vasodilatation, lagebedingte Blutansammlung mit reduziertem venösem Rückfluss, Dehydrierung, reduzierter Herzleistung und zerebraler Ischämie. Der sofortige Abbruch der Tätigkeit tritt meist in Kombination mit starkem Schwitzen und Elektrolytverlust auf und äußert sich durch Symptome wie Blässe, Krämpfe, Schwäche, Übelkeit, Schwindel, Appetitlosigkeit, Darm- und Magenentleerung, Bewusstlosigkeit und Körperkerntemperaturen zwischen 36 und 40°C.
3. *Hitzschlag*, als ein durch Hyperthermie ($T_{rek} > 40^{\circ}\text{C}$) induziertes Versagen des Organismus und der Thermoregulation aufgrund starker Wärmeproduktion oder gehemmter Wärmeabgabe in warm-feuchten Bedingungen. Bei andauernden Kerntemperaturen über 41°C steigt das Risiko der Sterblichkeit stark und Bedarf deshalb sofortiger Behandlung. Pathologisch deuten, neben der hohen Kerntemperatur, Herzrasen, Hypotonie, Schwitzen, Hyperventilation, Verwirrtheit, Erbrechen, Diarrhoe, Krampfanfälle und Koma darauf hin.

Im Vergleich zu herkömmlichen Methoden zur Messung der Körperkerntemperatur ist eine kontinuierliche, nicht-invasive Messung komfortabler, weniger aufwendig und hygienischer und stellt eine Möglichkeit präventiv zu agieren und Sportler vor Gefahren der Überhitzung zu schützen.

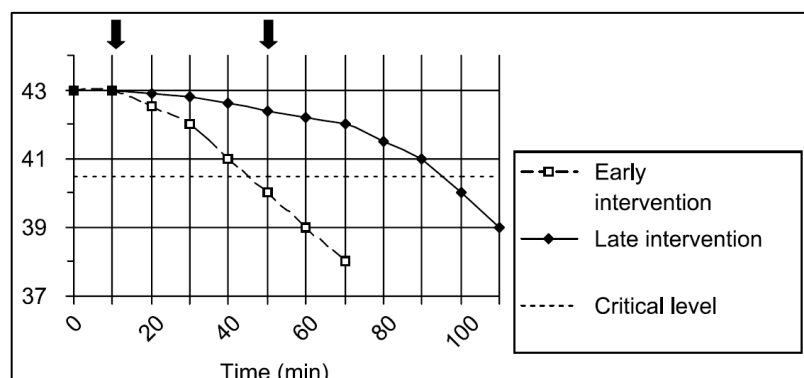


Abbildung 10: Reduktion der Kerntemperatur bei frühzeitig (Pfeil links) und spät (Pfeil rechts) angewendeten Kühlinterventionen (Casa et al., 2015, S. 560).

³⁹ Amerikanischer Verband der Sportmediziner und Trainer

Ein erhöhtes Risiko besteht demnach bei zu langem Verweilen oberhalb kritischer Temperaturen (vgl. Abbildung 10, Fläche zwischen Kurven und gestrichelter Linie) (Armstrong, Luca & Hubbard, 1990; Hubbard, Armstrong & Bracker, 1989).

Der Bezug zu dieser Arbeit betrifft zwei Aspekte. Erstens: Welche der Körperkerntemperaturen, kann als anerkannter Goldstandard gelten, gegen den neue Methoden getestet werden? Zweitens: Welche nicht invasiven Alternativen existieren (vgl. 2.1.7)? Nach Taylor et al. (2014) existiert ein solcher Goldstandard nicht und die verwendeten Messungen sollen immer anhand der Zielsetzung und Möglichkeit der Untersuchung gewählt werden:

[...] Since tissue temperatures are turnover indices modified by local metabolism, tissue conduction and blood flow, it has been posited that a gold standard deep-body temperature does not exist. [...] (Taylor et al., 2014, S.94)

Kerntemperatur und Wasserhaushalt sind eng miteinander verbunden. Im Sportbezug haben in diesem Zusammenhang die Themen Dehydrierung und Hyponatriämie Relevanz und stellen den Schwerpunkt des folgenden theoretischen Abschnitts dar.

Perspiration und Regelung des Wasserhaushaltes

Der Wasserhaushalt muss, wie die Thermoregulation, als Bilanz verstanden werden und kann daher auf die Fragen, „Was kommt hinzu?“ und „Was geht verloren?“, reduziert werden.

Was kommt hinzu?

- Zufuhr von Flüssigkeit und Nahrung
- Bildung von metabolischem Wasser
- Freisetzung von an Glykogen gebundenen Wassers

Was geht verloren?

- Filtration über die Nieren
- Über die Atmung
- Über den Gastrointestinaltrakt
- Über die Haut (Evaporation/Schwitzen)

Im Kontext körperlicher Belastung und steigender Körperkerntemperaturen ist Schwitzen und die damit verbundene Evaporation von Wasser auf der Körperoberfläche von großer Bedeutung. Innerhalb der sogenannten *prescriptive zone*⁴⁰ (WHO, 1969) bleiben Kern-

⁴⁰ Bereich von Klimabedingungen in denen die Körperkerntemperatur unabhängig von den einzelnen Zuständen ist

und Hauttemperaturen weitestgehend konstant und führen zu keiner gravierenden Störung der Wärmebilanz. Durch starke körperliche Beanspruchungen kann der Körper große Mengen an Wärmeenergie generieren. Die sogenannte „trockene“ Wärmeabgabe (Konvektion, Konduktion, Radiation) reicht dann zur Aufrechterhaltung der Körperkern-temperatur nicht mehr aus. Das sich zu Nutze machen von Evaporation und des damit verbundenen Abtransportes von Wärmeenergie durch Verdunstungskälte macht dies jedoch möglich. Der Schweiß wird über ekkrine Schweißdrüsen abgesondert, die unterschiedlich stark über den Körper verteilt sind (Morgan & Hughes, 1979). So beträgt deren Anzahl pro Quadratzentimeter Haut am Thorax $\sim 100 \text{ cm}^{-2}$, an der Stirn/Unterarm: $\sim 150 \text{ cm}^{-2}$ und am Zeh $\sim 550 \text{ cm}^{-2}$ und weisen darüber hinaus unterschiedliche Schweißraten auf (Smith & Havenith, 2012b). Abbildung 11 zeigt die absoluten und flächennormalisierten Schwitzmengen und -raten für Männer und Frauen bei zwei Intensitäten (60 und 70 % $\text{VO}_{2\text{max}}$).

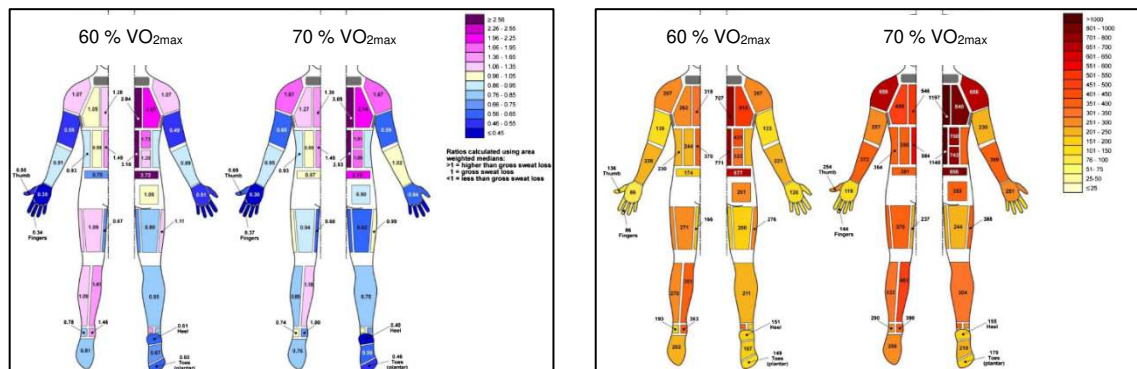


Abbildung 11: Links (blau): Normierte, regionale Schweißrate (gewichteter Median); Rechts (orange): Absolute, regionale Schweißraten (Median) jeweils bei zwei Intensitäten (vgl. Smith & Havenith, 2012a).

Auch wenn der Schweißverlust einen thermophysiologicalen Zweck erfüllt, ist die Aufrechterhaltung eines ausgeglichenen Wasserhaushaltes für den Menschen, gerade in körperlich aktiven Situationen, lebenswichtig (Parsons, 2014b). Genau wie bei der Thermoregulation überwacht das zentrale Nervensystem, Flüssigkeitsaufnahme, Beibehaltung, Absonderung, Ausscheidung, sowie eine angemessene Verteilung im Körper. Die ~ 50 bis 60% Körperwasser des Menschen teilen sich zu $\sim 67\%$ in Intrazellulärraum und zu $\sim 33\%$ in Extrazellulärraum ($\sim 8\%$ Blutplasma und 25% Interstitium) auf. Der Gesamtanteil hängt auch stark von der Körperkomposition ab. Fettfreie Masse besteht zu ca. 70% aus Wasser und Fettmasse aus $\sim 10\%$ Wasser. Verschiedene Situationen können zu temporären Verschiebungen zwischen den Kompartimenten führen. Beim Schwitzen kommt der Großteil aus dem Extrazellulärraum und muss durch adäquate Rückführung wieder ausgeglichen werden. Die Wiederaufnahme bzw. der Austausch erfolgen über den gesamten Verdauungstrakt über semipermeable Membranen. Hydrostatische (z.B.

Herzdruckarbeit) und osmotische (z.B. Elektrolyt-, Nährstoffkonzentrationen) Druckunterschiede und Diffusion führen zu den Verschiebungen von Flüssigkeit und Nährstoffen von Kompartimenten hohen Drucks und Konzentrationen zu welchen geringerer Drücke und Konzentrationen. Ein komplexes Zusammenspiel von Mechanismen soll die Aufrechterhaltung eines ausgeglichenen Wasserhaushaltes garantieren und kann zeitlich verzögert geschehen. Der Verlust von Wasser kann somit jedes der drei Kompartimente betreffen. Das Bemessen der Rückführung anhand des Gesamtverlustes, würde mit andauernder Belastung mit hoher Wahrscheinlichkeit fehlerhaft sein, da über den Stoffwechsel Wasser gebildet und in Ruhe somit ca. 25% unsere täglichen Wasserbedarf gedeckt werden kann (Parsons, 2014b). 100g Kohlenhydrate ergeben 55g Wasser, 100 Protein, 100g Wasser und 100g Fett, 107g Wasser. Des Weiteren werden bei der Verstoffwechslung von, im Muskel gespeicherten, Glykogen, pro 100g, 270g Wasser freigesetzt (McArdle et al., 2010). Dennoch kann der Wasserbedarf unter intensiver körperlicher Aktivität in warmen Bedingungen das Zwei- bis Dreifache des Bedarfs unter ruhenden, normalen Bedingungen annehmen (McArdle et al., 2010). Genau wie bei der Thermoregulation sorgt ein Regelkreis aus efferenten und afferenten Nervenfasern (Denton et al., 1999; Stachenfeld, 2008) zur Regulierung des Wasserhaushaltes. Durch das Erkennen von Änderungen der Plasmaosmolarität ist das OVLT⁴¹ der Hauptregler und sendet Signale an das Gehirn. Das Erkennen kann einerseits durch Änderungen im Körperwasser und andererseits durch Änderungen von Ionenkonzentrationen hervorgerufen werden. Über den Hypothalamus werden im Anschluss Durst ausgelöst, Trinkanreiz geschaffen, sowie AVP⁴² freigesetzt. Letzteres ist neben Angiotensin ein wichtiger Auslöser zur Blutdruckregulation, aufgrund von Plasmavolumenänderung. Eine weitere Möglichkeit besteht mittels des NM⁴³, der durch Rezeptoren Druckänderungen im Blutkreislauf feststellt. Dadurch werden Änderungen im osmotischen Druck oder Volumenänderungen durch Rezeptoren detektiert und Hormonausschüttung, –suppression, oder Trinkverhalten (Zufuhr oder Einstellung) zur Stabilisierung des Wasserhaushaltes beeinflusst. Neben diesen kurzfristigen Mechanismen reguliert die Niere über Änderungen des Wasserhaushaltes je nach Bedarf die Ausscheidung oder Rückhaltung von Wasser oder Natrium. Im Gegensatz zu den in der Literatur ausführlich diskutierten Prozesse der Auslösung von Flüssigkeitsrückführung, zeigen neuere Erkenntnisse jedoch auch die Beteiligung des zentralen Nervensystems bei der Unterdrückung des Schluckreflexes bei Flüssigkeitsüberschuss (Saker, Farrell, Egan, McKinley & Denton, 2016) und

⁴¹ Organum vasculosum laminae terminalis

⁴² Arginine Vasopressin; auch ADH

⁴³ Median preoptic nucleus

somit einen körpereigenen Reflex gegen Hyperhydrierung. Auch wenn komplexe Mechanismen zur Regulierung einer Homöostase (Euhydrierung) existieren, gibt es regelmäßig Meldungen und Fälle in denen Dehydrierung (Hypohydratation), sowie auch sogenannte Wasserintoxikation (Hyperhydratation) auftreten. Unter Euhydrierung wird im allgemeinen ein „ausgeglichener Wasserhaushalt“ (Armstrong, 2007b) bezeichnet und beschreibt keinen festen Wert, sondern eher einen sinusförmigen Verlauf um ein basales Mittel (Oppliger & Bartok, 2002). Hypohydratation beschreibt den unkompensierten Wasserverlust durch Urin, Schweiß, Fäkalien und Atem und einem Gesamtkörperwasser unter Normalniveau. Hyperhydratation hingegen als Zustand oberhalb dieses Niveaus. Hydratation an sich, ist somit einer dieser drei Zustände. In Folgendem werden deshalb Messprinzipien zur Quantifizierung des Hydratationsstatus, sowie dessen Grenzwerte beschrieben, von denen einige Ansatzpunkte für die Erkenntnisse dieser Arbeit sind.

Quantifizierung des Hydratationsstatus

Wie beschrieben unterliegt die Regulierung des menschlichen Wasserhaushaltes komplexen, interagierenden Mechanismen. Einzelnen Messgrößen stellen daher nur Indikationen dar, die kontextabhängig eine Aussage zur Hydratation liefern. Nach Armstrong et al. (Armstrong, 2007b) bieten einzelne Messmethoden und Größe ein unzureichendes Abbild, weshalb für eine bestmögliche Bewertung mehrere Größen mit ausreichender Genauigkeit empfohlen werden. Die älteste stammt aus dem 17. Jahrhundert durch die Ermittlung des Gewichtsverlust (Santorio, 1614/1720). Tabelle 2 zeigt eine Zusammenstellung der wichtigsten Methoden. Der Großteil hat die direkte oder indirekte Messung von Blut- und Flüssigkeitsvolumen oder deren Osmolalitäten zur Ermittlung des Hydrationsstatus zum Ziel.

Tabelle 2: Zusammenfassung der Möglichkeiten zur Ermittlung des Hydratationstatus (Armstrong, 2007a)

Bewertungsmethode	Zielgröße	Auflösung ^{44, 45}	Genauigkeit ^{24, 46}	Vergleichsstandard	Evidenz ⁴⁷
Isotopenverdünnung (² H, ² H ₂ O, D ₂ O, ¹⁸ O, ³ H, ³ H ₂ O)	TBW Volumen	2% (0,8 – 1,2L)	Überschätzt das TBW (1-5%)	Berechnungen basieren auf Gesamtkörperverteilung ⁴⁸	A
Neutronenaktivierungsanalyse	Flüssigkeitsmengen ⁴⁹ und Gesamtkörperionenanteil	Teile pro Milliarde	Vergleichsstandard für das Erkennen aller Elemente	Berechnungen basieren auf elementspezifischen Emissionen von Gamma Strahlung	A
Bioelektrische Impedanzanalyse (BIA)	TBW, EZV, IZV	ΔTBW ~ 0,8-1L	TBW: ±0,67 bis 1,16 L EZV: ±1,07 L; IZV: ±2,08 L ⁵⁰	TBW: Deuteriumoxidverdünnung EZV: Bromidverdünnung IZV=TBW-EZV	B ²⁹
Gewichtsunterschied	Verlust oder Zunahme an Körperwasser	±0,1 kg (±0,1L TBW)	exzellent (kurzfristig); mangelhaft (Tage/Monate)	Direkte Messung; Schlussfolgerungen basieren auf physiologischer Regulation des Wasserhaushaltes	B
Plasmaosmolalität ⁵¹	EZV Konzentration	1mOsm pro kg Wasser ⁵²	1-2% ³⁰	Direkte Messung durch EZV Probe	B ³⁰
Prozentuale Plasmavolumenänderung	Hämatokrit/Hämoglobin	UN	UN	-	B
Urinosmolalität	Urinkonzentration	UN	UN	-	B

Aus dem Englischen: Armstrong et al. (1994); Armstrong et al. (1997); Armstrong et al. (1998); Cheuvront, Carter, Montain und Sawka (2004); Dill und Costill (1974); Greenleaf und Morimoto (1996); Hubbard, R.W., Szlyk und Armstrong (2001); Kavouras (2002); Lukaski und Johnson (1985); Pialoux et al. (2004); Shirreffs und Maughan (1998); Walsh et al. (2004); Yasumura, Cohn und Ellis (1983) in Armstrong (2007b).
Abkürzungen: TBW, Gesamtkörperwasser [L]; EZV, Extrazellulärvolumen; ECF, Extrazellulärlflüssigkeit; IZV, Intrazellulärvolumen; UN, unangemessene Berücksichtigung der Auflösung und Genauigkeit aufgrund fehlender Messgrößen (EZV, IZV), Lieferung nützlicher Anhaltspunkte in Feldversuchen Oppliger, Magnes, Popowski und Gisolfi (2005).

⁴⁴ Die Messauflösung einer Methode wird durch die Anzahl der Ziffern/Dezimalen für valide Messungen veranschaulicht (z.B. 1,0 L vs. 0,01 L).

⁴⁵ Bezogen auf direkte Messungen der Flüssigkeitsmenge und EZF Konzentration

⁴⁶ Die Genauigkeit ist als der Konformitätsgrad der Messung zum wahren Wert.

⁴⁷ Evidenzkategorie: A; auf Basis konsistenter Daten guter Qualität und Vergleichsmessungen, B; auf Basis inkonsistenter Daten limitierter Qualität und Vergleichsmessungen, C; auf Basis subjektiver Meinungen und Konsens

⁴⁸ Stabile und radioaktive Isotope (z.B. Tritium, Deuterium) dienen zur Messung des TBW, Bromid zur Ermittlung des EZV Armstrong et al. (1997).

⁴⁹ TBW, EZF Volumen, IZF Volumen und tauschbare extrazelluläre Elektrolyte (Natrium, Chlorid, Kalium).

⁵⁰ Theoriebasierte Methode (BIS) Cole (1940); Grimnes und Martinsen (2005); Matthie (2005) und unbewiesene biophysikalische Prinzipien NIH (1996).

⁵¹ P_{osm} wird vorwiegend durch Natrium als Hauptbestandteil des EZV bestimmt Tam und Noakes (2013)

⁵² Verwendung eines Gefrierpunktsometers. Die Validität von P_{osm} als Hydrationsindex variiert mit dem Studiendesign.

Urinspezifisches Gewicht	Relative Dichte zwischen Urin und Wasser	UN	UN	-	B
Urinleitfähigkeit	Elektrische Leitfähigkeit	UN	UN	-	B
Urinfarbe	Urobilinkonzentration ⁵³	UN	UN	-	B
24h Urinmenge	Tägliche Flussrate	UN	UN	-	B
Speichelfluss, -osmolarität, Proteine	Flussrate, Osmolarität, Proteinkonzentration	UN	UN	-	B
Durstgefühl	Wahrnehmung auf Basis der EZF Konzentration	UN	UN	-	B

⁵³ Urobilin: Abbauprodukte der Leber und tragen zur gelben Färbung des Urins bei.

Wie bei der Körperkerntemperatur gibt es bezüglich des Hydratationsstatus Ober- und Untergrenzen verschiedener Parameter, die auf ein Ungleichgewicht schließen lassen und Leistungseinbußen oder gesundheitliche Folgen haben können. Bei Hypohydrierung werden diese für gewöhnlich als prozentualer Gewichtsverlust dargestellt. Verallgemeinert und aufgrund ihrer proportionalen Beziehung, ungleich ob es das Körpergewicht ist oder das Gesamtkörperwasser (TBW) ist. Tabelle 3 zeigt eine symptomatische Einteilung auf Basis unterschiedlicher prozentualer Gewichtsverluste.

Tabelle 3: Zusammenfassung zu prozentualem Gewichtsverlust und resultierenden Symptomen (Nevola, Staerck & Harrison)

% Gewichtsverlust (L für einen 70kg Mann)	Symptome
1 % (0,7kg)	Durstwahrnehmung in Ruhe, eingeschränkte thermoregulatorische Fähigkeit
2 % (1,4kg)	Durstwahrnehmung während körperlicher Aktivität, Diskomfort, Appetitsverlust
3 – 4% (2,1 – 2,8kg)	Höhere Hämokonzentration, trockener Mund, erhöhte Anstrengung, Leistungsreduktion 20-30%, Ungeduld
5 – 6% (3,5 – 4,2kg)	Konzentrationsschwierigkeiten, Kopfschmerzen, Starke thermoregulatorische Einschränkungen, erhöhte Herzfrequenz, Hitzschlagrisiko
7 – 8 % (4,9 – 5,6 kg)	Hohe Wahrscheinlichkeit eines Hitzekollapses bei warmen Bedingungen, Schwindel, Verwirrtheit, schwerfälliges Atmen
10 % (7kg)	Muskelspastik, Ausfall des Gleichgewichtssinns, Delirium und Wachsamkeit, geschwollene Zunge
11 % (7,7kg)	Kreislaufschwäche, ausgeprägte Hämokonzentration, reduziertes Blutvolumen, Nierenversagen,
15 % (10,5kg)	Kreislaufversagen und Tod

Unterschieden werden muss noch zwischen der sogenannten „willentlichen Dehydrierung“ (engl. *voluntary dehydration*) (Greenleaf & Sargent, 1965), ein Zustand, der trotz verfügbarer Flüssigkeitsversorgung zum Verlust von Körpergewicht (d.h. Körperwasser), geführt hat und der „unwillentlichen Dehydrierung“ (engl. *involuntary dehydration*) (Greenleaf, 1992; Sawka et al., 2007). Letzteres wird auf unterschiedlich begründetes Versagen (physiologische und psychologische) von Regulierungsmechanismen zurückgeführt (O’Neal et al., 2012b). Korrekterweise, wird die menschliche Durstwahrnehmung im Kontext der menschlicher Evolution diskutiert (Hew-Butler, Verbalis & Noakes, 2006) und somit als hinreichend akkurater Index zu Aufrechterhaltung der Euhydrierung. Nicht-

dennoch können unter bestimmten Bedingungen (Umgebung, falsche Orientierung/Empfehlung, Verfügbarkeit) Dysbalancen in Hydrierung auftreten. Die Unterstützung einer objektiven und strukturierten Rückmeldung durch tragbare Technologien scheint daher dennoch nützlich zu sein. Während körperlicher Aktivität würde Wiegen allerdings Verzögerungen verursachen und somit, wenn auch in kleinem Maße, der Echtzeitrückmeldung, nicht 100% gerecht werden.

Neben dem prozentualen Gewichtsverlust ist die Konzentration an Natrium im Blutserum als Repräsentation der Osmolalität (Tam & Noakes, 2013) eine weitere Größe. Konkret, spielt der Fall einer Wasserintoxikation, der sogenannten EAH⁵⁴ (Noakes, Goodwin, Rayner, Branken & Taylor, 1985), besonders für Breitensportler, eine ebenso wichtige Rolle. In der Literatur werden folgende Grenzwerte genannt:

>145 mmol/L: Hypernatriämie, erhöhte Natriumkonzentration im Blutserum

135 – 145 mmol/L: Normonatriämie: normale Natriumkonzentration im Blutserum

128 – 135 mmol/L: Biochemische Hyponatriämie⁵⁵

<128 mmol/L: Klinisch signifikante Hyponatriämie⁵⁶

Ersten Theorien zu Folge wurde dieser Zustand durch starken Wasser- und damit einhergehenden Elektrolytverlust zu einer Abnahme der Serumosmolalität führen. Das damit auftretende osmotische Gefälle führt zu Wasseransammlung in den Zellen und kann somit Ödeme und andere Komplikationen verursachen. Darüber hinaus würde eine überschüssige Rückführung an hypotonen Flüssigkeiten denselben Effekt verursachen. Demzufolge müsste ein inverser U-förmiger Zusammenhang bestehen (Armstrong, 2000; Murray & Eichner, 2004). Eine Körperliche Belastungen über 4h, weibliches Geschlecht, die Zusammensetzung der rückgeführten Flüssigkeit (hypoton), Überschuss an rückgeführter Flüssigkeit, langsame Renn-/Wettkampfgeschwindigkeit, die Einnahme entzündungshemmender Medikamente, geringer oder hoher BMI⁵⁷; inadäquates Training, und Unerfahrenheit sind Faktoren, die in der Literatur im Zusammenhang mit der Ausbildung von EIH genannt werden (Almond et al., 2005a; Hew-Butler et al., 2015; Noakes, 2003). Eine Metaanalyse an Daten von über 2000 Ausdauerathleten von Tam &

⁵⁴ *exercise associated hyponatremia*; belastungsinduzierte Hyponatriämie

⁵⁵ Asymptomatische EAH, keine Symptome geänderter ZNS Funktion

⁵⁶ EAHE: *exercise associated hyponatremia encephalopathy*, Symptome geänderter ZNS Funktion

⁵⁷ Body Mass Index

Noakes soll darüber hinaus biologischen Mechanismen identifiziert haben (Tam & Noakes, 2013), denn, entgegen der Theorie, zeigt Abbildung 12 einen linearen Zusammenhang.

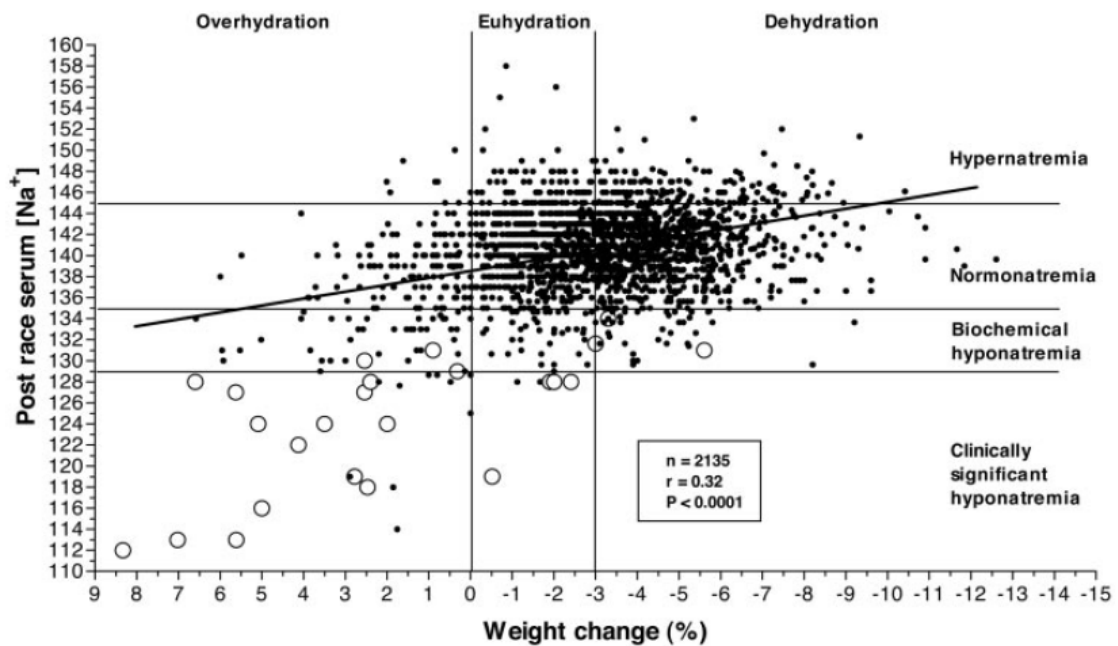


Abbildung 12: Einteilung und Zusammenhang der prozentualen Gewichtsänderung und der Plasmanatriumkonzentration (Tam & Noakes, 2013)

Als Ergänzung zu den genannten Risikofaktoren spielen zwei weitere Punkte eine mögliche Rolle. Erstens, eine fehlerhafte Unterdrückung der ADH Sekretion (d.h. Vasopressin) und zweitens, fehlerhafte Inaktivierung von zirkulierendem Natrium bzw. Aktivierung aus internen Speichern (Nguyen & Kurtz, 2004b). Daneben ist Natrium ein Hauptbestandteil des menschlichen Schweißes (Sonner et al., 2015) und somit ein Ansatzpunkt für tragbare Technologien (s.u.: *Schweiß als Messmedium*).

Zusammenhänge und Grenzwerte bzgl. Hitzestress und Dehydrierung werden wie folgt beschrieben (Racinais et al., 2015). Steigende Körperkerntemperaturen und Hyperthermie haben starkes Schwitzen zur Folge. Die dadurch verlorenen Wassermengen können im Fortlauf zu ausgeprägter Dehydrierung (Hypohydratation) führen und gehen mit reduziertem Plasmavolumen und erhöhter Plasmaosmolalität (Hyperosmolalität) einher. Diese wiederum sind direkt proportional zu abnehmendem Gesamtkörperwasser und führt zu abnehmender Schwitzrate und lassen die Kerntemperatur weiter steigen (Fortney, Wenger, Bove & Nadel, 1984; Montain, Latzka & Sawka, 1995; Nadel, Fortney & Wenger, 1980). Eine weitere Folge ist die steigende kardiopulmonale Belastung durch geringeres Blutvolumen und somit eine eingeschränkte Leistungsfähigkeit. (González-Alonso, Calbet & Nielsen, 1998; González-Alonso, Mora-Rodríguez, Below & Coyle,

1995; González-Alonso, Mora-Rodríguez & Coyle, 2000; Sawka, 1992; Sawka, Toner, Francesconi & Pandolf, 1983; Stöhr et al., 2011). Obwohl stark diskutiert (Goulet, 2013; Noakes et al., 2005b; Racinais et al., 2015) und sehr kontextabhängig, hat sich ein Bereich zwischen zwei und fünf prozentiger Abnahme des Körpergewichts etabliert, ab dem es zu physiologischen und/oder kognitiven Leistungseinschränkungen in Aktivität kommen kann. Auch Unterschiede (z.B. Hitzeakklimatisierung, Flüssigkeitsrückführung) zwischen wettkampforientierten Sportlern und Freizeitathleten, und die damit einhergehende gebotene Vorsicht, wird oft wiederholt und bietet daher einen besonderen Ansatzpunkt für unterstützende Technologien (Racinais et al., 2015). Weiter bestätigt wird dies durch Studien, die Sportlern, fehlerhaftes Verhalten bei der Wahl und Umsetzung ihrer Rehydrierungsstrategie attestieren (O’Neal et al., 2012a; O’Neal et al., 2011; Passe, Horn, Stofan, Horswill & Murray, 2007). Danach unterschätzten die Probanden ihren Flüssigkeitsverlust zum tatsächlichen um 50%. Durchschnittlich wurden $1468 \pm 484\text{mL}$ verloren, aber nur $738 \pm 470\text{mL}$ geschätzt. Auch Athleten, die angaben, objektive Messmethoden durch ihr Training anzuwenden, waren auch nicht genauer und somit nicht signifikant unterschiedlich ($p=0,55$) (O’Neal et al., 2012b).

Laut Armstrong (2007) erfordert die Bestimmung des Hydratationsstatus nähere Untersuchungen hinsichtlich neuer Techniken zur Echtzeitüberwachung, welche präzise, exakt, verlässlich, nicht-invasiv, tragbar, bezahlbar, sicher und einfach sind. Im Gegensatz zu kommerziellen Technologien (z.B. 3M, SpotON®; Dräger, Doppelsensor®) zur Ermittlung der Kerntemperatur, existieren nach Wissen des Autors dieser Arbeit, kein kommerzielles System, das eine nicht-invasive Bewertung des Hydratationsstatus annähernd ermöglicht (vgl. Kapitel 2.2.3). Mit dem Macroduct™ System wird im klinischen Kontext zur Sammlung von Schweiß verwendet. Die Analyse allerdings geschieht mit Labormesstechnik, z.B. zur Diagnose von Mukoviszidose (Lee, Miller & Buono, 2010).

Schweiß als Messmedium

Die menschliche Perspiration und der menschliche Schweiß haben sich als sinnvolles Medium für nicht invasive Messtechnik etabliert. Im klinischen Kontext noch unterrepräsentiert, bietet er im Vergleich zu anderen nicht invasiven Flüssigkeiten wie Urin, Tränenflüssigkeit oder Speichel, mehr Analysemöglichkeiten (Heikenfeld, 2016; Mena-Bravo & Luque de Castro, M D, 2014). Im Kontext des professionellen Sports werden zukünftig sogar Dopingkontrollen in Betracht gezogen (Mena-Bravo & Luque de Castro, M D, 2014). Teilweise wird in der Literatur auf die komplizierte Probennahme verwiesen (S.A. Coyle et al., 2010), welche jedoch bei körperlicher Aktivität problemlos umsetzbar

sein sollte. Selbst bei kalten Umgebungsbedingungen, trägt eine entsprechende Kleidung und der erhöhte Energieumsatz unweigerlich zum Einsetzen der Perspiration, wenigstens an körperkernnahen Stellen, bei. Das klinisch am meisten verwendete System (Macroduct™), dient der Schweißanalyse zur Diagnose von Mukoviszidose bei Kindern, welche sich durch erhöhte Werte von Chlorid ($> 80\text{mmol/L}$; Normwert: $5\text{-}50\text{ mmol/L}$) im Schweiß, kennzeichnet. Dabei wird mittels Pilocarpins⁵⁸ künstlich, die Schweißsekretion stimuliert, dieser dann mittels Kapillare aufgesaugt und anschließend analysiert. Weitere Studien sollten daher Beziehungen zwischen Blutparametern und anderen Ermittlungsmethoden untersuchen (Armstrong et al., 2007). Neben den thermoregulatorischen Funktionen ist menschlicher Schweiß eine an Biomarkern reiche Flüssigkeit (Sonner et al., 2015) und besteht zu 99% aus Wasser (Wilke, Martin, Terstegen & Biel, 2007). Das restliche Prozent sind verschiedene Biomarker (z.B. Natrium, Kalium, Chlorid, Ammonium, Ethanol, Cortisol, Harnstoff, Laktat etc.), die beim Menschen auch im Blut vorkommen und in gewissen Ausprägungen medizinische und gesundheitliche Relevanz haben. Die Idee der Ermittlung von Biomarkern mittels Schweiß existiert seit den 40er Jahren und ist seitdem vornehmlich im klinischen und (Labor-) Umfeld angewendet worden (Heikenfeld, 2016). Neben den Vorteilen nennt Heikenfeld (2016) auch eine Reihe an Nachteilen: 1) Unterrepräsentation, 2) Haut und alter Schweiß als Kontaminationsquelle, 3) niedrige Produktionsraten, 4) etablierten Analysemethoden fehlt Kontinuität und Kompaktheit, 5) pH Schwankungen können Konzentrationen verzerren, 6) die meiste großen Analyte (z.B. Proteine) werden gefiltert/verdünnt, 7) eigener Metabolismus der Schweißdrüsen. Im Zuge der Perspiration durchläuft Natrium sieben Schritte auf dem Weg vom Extrazellulärraum an die Körperoberfläche (Boron, 2012; Sato, Kang, Saga & Sato, 1989). Nach efferenten Stimuli, Änderungen von Zellmembran- und chemischen Potentialen besteht eine höhere NaCl-Konzentration im Lumen⁵⁹ und somit ein Wasserstrom aufgrund höherer Osmolalität. Die steigende Wassermenge wird dann über den Schweißdrüsenkanal in Richtung Hautoberfläche transportiert (Abbildung13).

⁵⁸ Parasympathetikum zur Steigerung der Sekretion exokriner Drüsen

⁵⁹ Kanal der Schweißdrüsen

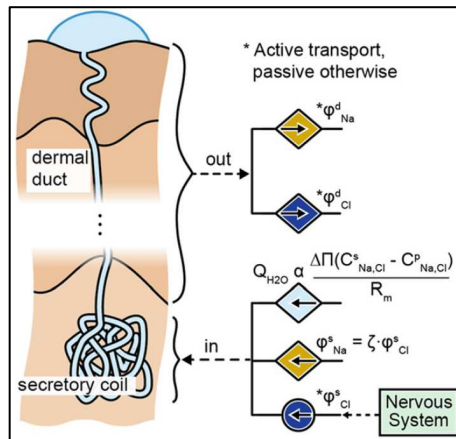


Abbildung 13: Transportmodell des Weges von Elektrolyten an die Hautoberfläche von Stimulus bis Perspiration (vgl. (Sonner et al., 2015))

Nach (Hurley & Witkowski J., 1961) dauert dieser Prozess nach intravenöser Injektion fluoreszierender Mittel zwischen 20 s (Lippen) und zwei Minuten (Hautoberfläche). Kontroverserweise ist der Prozess zwar detailliert erklärt, was Zusammenhänge zwischen Blut und Schweiß als logische Schlussfolgerung erscheinen lässt, andererseits wird in Bezug auf Natrium gesagt, dass keine Zusammenhänge existieren. Dies allerdings ohne einschlägige Belege. Eigene Recherchen liefern kaum Hinweise, ob ein Zusammenhang existiert oder nicht. Einzig Pahnke et al. (2010) mittelmäßig positiv und signifikant negative Korrelationen zwischen Serumnatrium und Schweißnatrium ($r= 0.34$) bzw. -verlust ($r=-0.44^*$) und darüber hinaus keinerlei Anhaltspunkte über individuelle, zeitliche, methodische Einflüsse. In Summe ist die Ergebnislage aufgrund unterschiedlicher Versuchsdesigns, unklarer Abhängigkeiten (z.B. gegenseitige Beeinflussung der Elektrolyte), Normierungen (z.B. zeit-, mengen- und flächenabhängig nach Körperregion) sehr undurchsichtig und daher Ziel dieser Arbeit eine umfängliche Ergänzung zu liefern. Die folgenden Technologien stellen daher verschiedene, alte und neue Ansätze bereit, die in Kombination mit Grundlagenforschung einen Mehrwert in der Entwicklung tragbarer Technologien bieten sollen. Letzteres soll in den Studienkapiteln auch Schwerpunkt dieser Arbeit sein.

2.2.2. Nicht-invasive Messung der Kerntemperatur

In seinem Review beschreibt Taylor (2013) die umfänglichen Möglichkeiten und Komplexität der Messung der Körpertemperatur. Nahezu alle Messstellen bzw. Methoden sind invasiver oder wenigstens minimalinvasiver Natur und stehen den Anforderungen dieser Arbeit entgegen. Einzig transkutane Methoden und Technologien bieten diese Möglichkeit und werden in Folgendem detailliert dargestellt. Darüber hinaus werden alternative Modellansätze skizziert.

Doppelsensor

Kimberger et al., 2009

Das Prinzip des Doppelsensors macht sich den kontinuierlichen Wärmeaustausch der Körperoberfläche mit der Umgebung zu Nutzen. Durch zwei von einer Isolationsschicht getrennte Temperatursensoren auf der Haut und in der Umgebung (Abbildung 14) kann der Wärmestrom des Menschen mittels folgender Formel berechnet werden (Kimberger et al., 2009).

$$[3] \quad T_{\text{Kern}} = T_{h1} + \left(\frac{K_s}{K_g}\right)(T_{h1} - T_{h2})$$

T_{h1} = Hauttemperatur

T_{h2} = Umgebungstemperatur

K_g = empirischer Wärmeübertragungskoeffizient der Haut

K_s = Wärmeübertragungskoeffizient der Isolierung

[°C]

[°C]

[W/m² · K]

[W/m² · K]

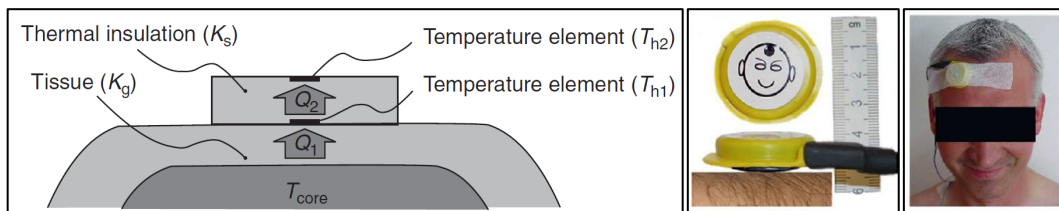


Abbildung 14: Links: Schematischer Querschnitt des Doppelsensors mit einem Temperatursensor auf der Haut T_{h1} und einem in der Umgebung T_{h2} . Der Wärmeübertragungskoeffizienten der Haut ist empirisch ermittelt und der Isolierung objektiv durch Hautmodell berechnet. Rechts: Maße (Ø: ~3,5cm; Höhe: ~1,5cm) und Applikation des Doppelsensors an der Stirn (Gunga et al., 2009; Kimberger et al., 2009)

Validierungsversuche ergaben Unterschiede zu Kerntemperaturmessungen (rektal) zwischen -0,72 und +0,55 °C und wurden über 24h in völliger Ruhe, liegend durchgeführt. Der Doppelsensor wurde dazu an der Stirn angebracht und in lediglich einer konstanten Bedingung (Anm.: nicht konkretisiert) überprüft. Allerdings weisen die Autoren auf fehlerbehaftete Vergleichsmessungen hin, die genannten Messgenauigkeiten in Frage stellen. Unter Belastung lagen die Übereinstimmungsgrenzen zwischen -0,90 und 1,06 °C. Darüber hinaus wurde der Individualität der menschlichen Haut mit einem empirischen Wärmeübertragungskoeffizienten keine Rechnung getragen und ihr Einwegcharakter stellen notwendige Optimierungen für Anwendungen unter körperlicher Belastung dar. In einer weiteren unabhängigen Studie von Mazgaker et al. (2017) wurde der Doppelsensor und körperlicher Aktivität an 17 Probanden getestet einem vergleichbaren Versuchsplan und ähnlichen Ergebnissen untersucht.

Modellierung & Vorhersagen

Buller et al. (2013)

Die Grundlage des Modells liegt in der Annahme, dass die Herzfrequenz eine gestörte Repräsentation der Kerntemperatur ist, da diese in letzter Konsequenz auch stark vom

Blutfluss beeinflusst und vom Herz durch den Körper befördert wird. Das Modell wurde anhand von 17 Probanden unterschiedlicher Anthropometrien und zehn Feldszenarien (z.B. Umgebungsbedingungen, Dauer, Energieumsatz u.v.m.) entwickelt und mit unabhängigen Datensätzen von 83 weiteren Probanden aus 18 Szenarien validiert. Es besteht aus einem „*time update model*“, welches die Kerntemperatur von Zeitschritt zu Zeitschritt anhand der Herzfrequenz prognostiziert und aus einem „*observation model*“, welches die Beziehung zwischen der Herzfrequenz und der Kerntemperatur darstellt. Mittels dieser Daten und eines linearen Gleichungssystem nach Welch & Bishop (Welch & Bishop, 1995) konnte die Kerntemperatur mittels der Herzfrequenz mit $0,03\text{ °C} \pm 0,32\text{ SD}$ Abweichung vorhergesagt werden. 95% der vorhergesagten Werte lagen in einem Messbereich von $\pm 0,63\text{ °C}$. Nach den Autoren bietet dieses Model sicherlich keinen Ersatz für medizinische Goldstandards, allerdings eine einfache Möglichkeit um in der Praxis, Schlussfolgerungen zu ziehen. Abweichungen von $0,6\text{ °C}$ bei leicht erhöhten Kerntemperaturen von $37\text{-}38\text{ °C}$ sind tolerierbar. In Bereichen $>40\text{ °C}$, in den kleinste Temperaturänderungen, schwerwiegende Konsequenzen nach sich ziehen können ist diese jedoch als zu hoch. Die größten Einschränkungen im Kontext dieser Arbeit sind in der fehlenden Berücksichtigung von Daten zu höheren Energieumsätzen, wie sie im Sport vorkommen. Darüber hinaus wurden die Daten, mit einer Ausnahme, nur an männliche Probanden erhoben und die Autoren selbst, weisen auf die Notwendigkeit der Verwendung weiterer Kohorten hin. Des Weiteren ist zu Anwendung des Models eine initiale Kerntemperatur als Eingangsgröße notwendig. Genau genommen steht dies entgegen den Anforderungen dieser Arbeit und würde einer ergonomischen Nutzung widersprechen. Zuletzt ist die Herzfrequenz eine physiologische Größe, die auf eine Reihe von Einflüssen (z.B. Stress, Ernährung) sensibel reagiert. Eine Erhöhung der Herzfrequenz durch diese Faktoren würde, in Ruhebedingungen eine Überschätzung der Kerntemperatur zur Folge haben und bedürfen somit zusätzlicher Berücksichtigung.

Niedermann et al. (2014)

Die Untersuchungen von Niedermann et al. (2014) basieren auf der Annahme, dass die menschliche Wärmebilanz mittels zweier Größen abgebildet werden kann. Die Wärmeproduktion soll demnach primär durch die Herzfrequenz und somit den Blutfluss determiniert sein, die Wärmeabgabe durch den Wärmestrom an der Körperoberfläche. An 20 Probanden wurden Herzfrequenzen, lokale Hauttemperaturen an neun Körperstellen und lokale Wärmeströme an zwei Körperstellen in zwei Studien über ein Belastungsprotokoll erhoben. Die Daten eines Probandenteils lieferten mittels Hauptkomponentenanalyse zwei Faktoren (Tabelle 4), die in ein Regressionsmodell integriert wurden.

Tabelle 4: Koeffizienten zur Ermittlung des Faktorenscores, sowie die^b Faktorladungen für die Faktoren 1 und 2. (Niedermann et al., 2014)

Variable	Factor 1	Factor 2	Coefficients _{variable} (factor 1) ^a	Coefficients _{variable} (factor 2) ^a
$T_{u.arm}$	0.918 ^b	-0.160	0.327 ^b	0.033
$T_{l.arm}$	0.898 ^b	-0.274	0.303 ^b	-0.038
T_{high}	0.820 ^b	-0.331	0.265 ^b	-0.084
Heart rate	0.730 ^b	0.246	0.313 ^b	0.252
HF _{chest}	-0.108	0.880 ^b	0.084	0.517 ^b
HF _{back}	-0.107	0.875 ^b	0.083	0.514 ^b

$$[4] \quad \text{Faktorscore} = \sum \text{Koeffizient}_{\text{variable}} * \frac{x_{\text{variable}} - \bar{x}_{\text{variable}}}{sd_{\text{variable}}}$$

Der zweite Teil der Probanden diente als Validierungskollektiv, anhand dessen die Regressionsgleichung [5] getestet wurde.

$$[5] \quad \text{Kerntemperatur} = 0,278 * \text{Faktor 1} + 0,275 * \text{Faktor 2} + 37,644$$

Das Bestimmtheitsmaß (R^2) in warmen und kalten Umgebungsbedingungen nahm Werte zwischen 0,70 und 0,73 an, die Abweichung des mittleren Prognosefehlers (RMSD) eine Spanne zwischen $0,28 \pm 0,03^\circ\text{C}$ und $0,34 \pm 0,07^\circ\text{C}$ und die mittlere Abweichung zwischen gemessenem und prognostiziertem Wert $-0,17 \pm 0,14^\circ\text{C}$ und $0,04 \pm 0,28^\circ\text{C}$. Die Autoren schlussfolgern die notwendige Verwendung mehrerer Parameter zur Vorhersage der Körperkerntemperatur in unterschiedlichen Umgebungsbedingungen, allerdings ist dies ebenfalls mit Einschränkungen beim Nutzerkomfort und mehr Aufwand durch mehrere Messstellen verbunden. Darüber hinaus werden auch geschlechtsspezifische Unterschiede bei der Modellierung der Kerntemperatur, diskutiert, die nicht berücksichtigt wurden. Die Vorhersagegüte entspricht in hohem Maße Werten anderer Prognosemodelle und Untersuchungen (Buller et al., 2013; Yokota et al., 2012).

Fiala et al. (2001), Kraning & Gonzalez (1997), Havenith et al. (2001)

Andere Forschungsgruppen und Wissenschaftler haben nutzen komplexe thermoregulatorische Menschmodelle, um Körperkerntemperaturen abzuschätzen und basieren grundlegend auf beschriebenen Thermoregulationsmechanismen und Körper-Schale Modellen. Diese berücksichtigen zwar einerseits, die in den vorangegangenen Absätzen diskutierten Gründe, wie Geschlecht, Fitness (VO_{2max}), Fettanteile, für Prognosefehler, andererseits stellt dieses Spektrum an Eingangsgrößen ($n=14$) eine große Herausforderung dar, da diese Daten in Realität entweder nicht vollständig zur Verfügung stehen oder ebenfalls schwer mess- oder abschätzbar sind (z.B. Energieumsatz) und daher in der Praxis aktuell schwer umsetzbar.

Null Wärmestrom (Zero Heat Flux)

Fox & Solmon (1975)

Zwischen Körperoberfläche und Umwelt besteht ein kontinuierlicher Wärmeaustausch aufgrund von Temperatur-, Wasserdampfdruck- und Strahlungsgradienten. Verschiedene Maßnahmen (z.B. Bekleidung) ermöglichen eine Reduzierung dieser Unterschiede. Nach der Theorie ist es somit möglich, Kerntemperaturen über die Körperoberfläche nachzuverfolgen. Abbildung 15 soll das Funktionsprinzip erläutern.

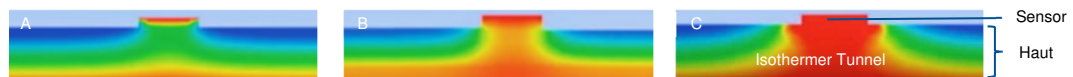


Abbildung 15: Darstellung des Null Wärmestromprinzips: A: Perfekte Isolierung; B: Ausbildung des isothermen Tunnels; C: Messung der Körperkerntemperatur (3M, 2018).

Durch eine perfekte Isolierung an der Körperoberfläche wird der Wärmeaustausch an die Umgebung, lokal unterbunden. Aufgrund der thermodynamischen Gesetze und sich ändernder thermischer Gleichgewichtszustände, wandert, die durch den Stoffwechsel im Körperinneren entstehende Wärme zur Körperschale und kann dort objektiviert werden. Die Grundidee lieferten dazu Fox & Solmon im Jahr 1975 (Abbildung 16) und bestand aus einem mehrlagigen System. In flexiblen Kautschuk (*silicone rubber*), zur Anpassung an die Körperform, wurden zwei Thermistoren (seitlich und zentral), ein Nylonnetz (Fixierung) und ein Heizelement mittels Vulkanisierung integriert.

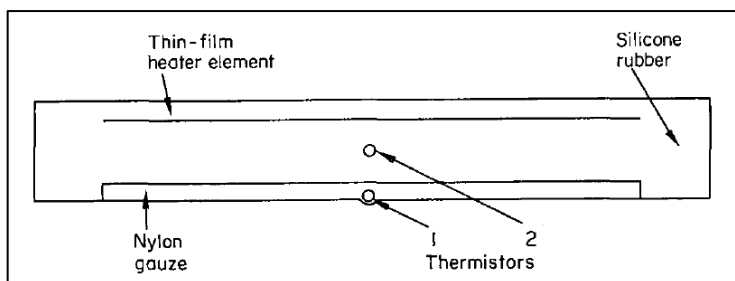


Abbildung 16: Aufbau eines Zero Heat Flux Sensors von (Fox, Solman, Isaacs, Fry & MacDonald, 1973)

Das Heizelement fungierte zur noch besseren Abschirmung gegen Einflüsse der Umgebung (z.B. Kälte, Wind), die zu einer Reduktion der Isolierung beitragen könnten. Untersuchungen dieser Methode an der auralen Temperatur haben die Reduktion externer Einflüsse belegt (Keatinge & Sloan, 1975). Eine Reihe an Forschergruppen haben sich dieser sog. Zero Heat Flux Methode mittels transkutaner Messungen gewidmet; meist jedoch unter ruhenden, unbedeckten, thermoneutralen Bedingungen (Ball, Chalmers, Morgan, Solman & Losowsky, 1973; Kobayashi, Nemoto, Kamiya & Togawa, 1975; Lees, Kim & Macnamara, 1980; Singer & Lipton, 1975; Smith, Davies & Christie, 1980; Teunissen, Klewer, Haan, Koning & Daanen, 2011; Togwa, Nemoto, Yamazaki &

Kobayashi, 1976; Yamakage, Iwasaki & Namiki, 2002; Yamakage & Namiki, 2003). Die Herausforderung dieser Methode liegt an der Erfüllung zweier Voraussetzungen. Erstens, die merkliche Reduktion der zwei Temperaturgradienten; Kern-Haut und Haut-Umgebung. Zweitens, eine, aufgrund starker intraindividuelle Hauttemperaturunterschiede (Bedford, 1935; Benedict, Miles & Johnson, 1919; DuBois, 1963; Olesen & Fanger, 1973; Werner & Reents, 1980; Zaproudina, Varmavuo, Airaksinen & Närhi, 2008), adäquate Positionierung des Sensors auf der Körperoberfläche. Eine Reihe an möglichen Stellen wurde identifiziert darunter; Stirn (Barnes, 1967), innerer Canthus (Barnes, 1967; Olesen & Fanger, 1973), Nabel (Barnes, 1967; Olesen & Fanger, 1973), Os occipitale, Nacken und thorakale Vertebrae (Marins et al., 2014; Zaproudina et al., 2008), ebenfalls jedoch meist für ruhende Bedingungen. Stellen am Thorax anterior, wie z.B. Sternum oder Processus xiphoideus, bleiben unbetrachtet und Taylor (2013) erwähnt darüber hinaus die mangelhafte Anwendbarkeit unter Feldbedingungen. Modellierungen (Armstrong, 2006) und deren Validierung mit unabhängige Stichproben (Fogarty et al., 2004; Taylor, Wilsmore, Amos, Takken & Komen, 1998) führten zu Determinationskoeffizienten von $R^2 \approx 0,52$ mit Abweichungen von $>1^\circ\text{C}$. Obwohl die mittlere Abweichung auf bis zu $0,4^\circ\text{C}$ reduziert werden konnte, bestätigen auch Teunissen et al. (2011) signifikante Unterschiede ($\alpha=0,05$) zwischen Kerntemperaturmessungen und der ZHF-Methode. Darüber hinaus gibt es keine Aussage zu den Übereinstimmungen bei extremen, externen Einflüssen durch z.B. Strahlung oder Wind. Dennoch, die Nähe zu stark durchblutete Organen (z.B. Leber, Herz) in Kombination mit natürlich exponierte Stellen und Geweben (z.B. Knochen, Haut), die als Kühlkörper fungieren, könnten gerade in Situationen mit steigender Wärmeproduktion eine Möglichkeit zur nicht invasiven Messung der Kerntemperatur bieten (Taylor et al., 2014) und einen dynamischeren Ansatz für nicht invasive Kerntemperaturmessungen ermöglichen. Studien von Mäkinen et al. (2016) führten Untersuchungen mit dem kommerziellen System von 3M (SpotON), während Operationen durch. Dazu wurde der Sensor an der Stirn mit ösophagealen (Bias: $+0,08^\circ\text{C}$; 95% LoA: $-0,25$ bis $0,40^\circ\text{C}$), nasopharyngealen (Bias: $-0,05^\circ\text{C}$; 95% LoA: $-0,56$ bis $+0,47^\circ\text{C}$) und arteriellen (Bias: $-0,1^\circ\text{C}$; 95% LoA: $-0,69$ bis $+0,49^\circ\text{C}$) Messungen verglichen.

[...] *“Nevertheless, there is merit in the approach, which should be undertaken using a more dynamically responsive, deep-body temperature index.”* [...] (Taylor et al., 2014)

Unumstritten sind die Vorteile drahtloser, kontinuierlicher und nicht-invasiver Messmethoden. Stationarität und in Teilen auch Einmalanwendungen stellen demgegenüber starke Einschränkungen für Anwendungen im sportlichen Kontext dar.

Nach Abwägen der Vor- und Nachteile genannter Ansätze konnten die Vorteile des Zero Heat Flux überwiegen. Die individuelle Kalibrierung, aber auch das Messprinzip des Doppelsensors würde die Integration in ein Gehäuse u.U. erschweren. Der Wärmefluss durch ein gegebenes Material könnte zusätzlich durch das Kapseln mit einer Schutzschicht gestört werden. Somit wurde das Prinzip des Zero Heat Flux als geeignete Lösung empfunden und wird im Folgenden in Untersuchungen überprüft und in einem Sensor umgesetzt.

2.2.3. Nicht-invasive Messung der Hydratation

Wie im Theorieteil beschrieben gibt es viele Methoden, um eine Aussage über den Wasserhaushalt treffen zu können. Der Schwerpunkt einer Reihe an technologischen Entwicklungen liegt dabei auf der Ermittlung des Wasserverlustes durch Erhebung der verlorenen lokalen Schweißmenge. Diese Technologien verwenden verschiedene Mess- und physikalische Prinzipien zur Umsetzung einer Messung, die in Folgendem kurz genannt werden.

Impedanzen

(C.A. Tronstad, H.A. Kalvøy, S.A. B. Grimnes & O.G.A. B. Martinsen, 2013; C. Tronstad, H. Kalvøy, S. Grimnes & Ø. G. Martinsen, 2013; Grimnes, Jabbari, Martinsen & Tronstad, 2011; Tronstad, 2012).

Aufgrund unterschiedlicher Wassermengen auf der Haut ändert sich die elektrische Leitfähigkeit dieser und somit auch elektrische Widerstände, welche über Sensorik messbar wird. Unter Berücksichtigung lokaler Mengenunterschiede (Smith & Havenith, 2012a) soll über Modelle (Patterson, Galloway & Nimmo, 2000) auf den gesamten Wasserverlust geschlossen werden können. Die Kombination mehrerer Impedanzgrößen (Abbildung 17) ermöglicht dabei eine Optimierung dieser Voraussagen. Allerdings wurden im Studiendesign rein stationäre Bedingungen ohne körperliche Aktivität betrachtet und somit hohe Schwitzraten und lokale Unterschiede nicht berücksichtigt.

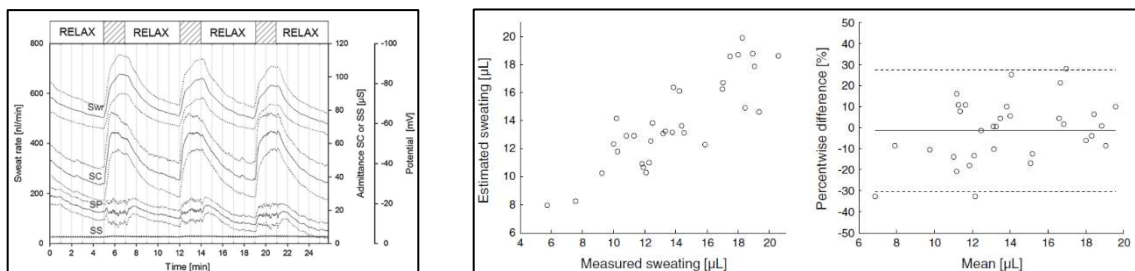


Abbildung 17: Links: Gemittelte Zeitreihe der Schwitzrate (SR), SP, SC, und SS mit 95% KI (getrichelt). Die Boxen zeigen Ent- und Anspannungsphasen während des 26-minütigen Versuchs an. Mitte: Streudiagramm gemessener Daten (x-Achse) und vorhergesagten Modelldaten (SCpos + AUC SP + AUC SS) (y-Achse) mit $R^2=0,73$; $r=0,85$; $rsme=1,9\mu L$; $R2\ 5\ 0.73$, $r\ 5\ 0.85$, $rmse\ 5\ 1.9\ \mu L$; Rechts: Bland-Altman Diagramm mit dem Mittelwert (x-Achse) und prozentualer Unterschied (y-Achse) der gemessenen und vorhergesagten Daten. Mittlerer prozentualer Unterschied (-1,42%), LoA oben: 27,6%, LoA unten: -30,4% (Tronstad, Kalvøy, Grimnes & Martinsen, 2013).

Wearables in Sport und Gesundheit –

Nicht invasive Echtzeitüberwachung menschlicher Vitalparameter zur Belastungskontrolle und Rückmeldung kritischer Körperzustände

Wiegung & Wasserdampfdruckunterschiede

(Lahtinen, 2005; Nilsson, 1977; Santorio, 1720; Sim & Cho, 2016; Solovei, žák, Majzlíková, Sedláček & Hubálek, 2015).

In den Arbeiten dieser Autoren werden die Parameterunterschiede zwischen zwei Zeitpunkten verwendet, um auf absolute Wassermengen und damit den Wasserverlust zu schließen. Offensichtlich ist, dass diese Methoden entweder unpraktikabel (z.B. Wiegung absorbierender Materialien) oder fehlerbehaftet (d.h. die belüftete Kammer spiegelt nicht zwingend die reale Luftfeuchte und somit Wasserdampfdrücke wider).

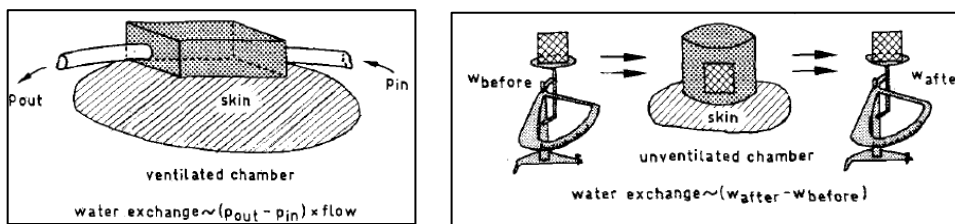


Abbildung 18: Methoden zur Messung transepidermalen Wasserverlustes. Links: Ventilated air chamber; Rechts: Unventilated air chamber (Nilsson, 1977).

Kapillarwirkungen / Kapazitäten

(Liu et al., 2016; Morris et al., 2008; Morris et al., 2009; S. Coyle et al., 2009; Salvo et al., 2010).

Der Grundgedanke in den Ansätzen der genannten Autoren ist das Ausnutzen der Kapillarwirkung absorbierender Materialien, um Schweiß von der Körperoberfläche an einem z.B. kapazitiven Sensor vorbeizuführen. Durch die sich ändernden Kapazitäten des Kondensators kann auf Wasserverlusten geschlossen werden. In den Studien konnte durch das Wiegen des Absorbers die, mittels Regressionsgleichung vorhergesagte mittlere Flüssigkeitsmenge von 147µL mit 144mg (µL≐mg) bestätigt werden. Eine 150%ige Varianz der Kapazität ging mit einer plausiblen Schwitzrate von 50µL/cm² für 30-60 Minuten körperliche Belastung einher (vgl. Taylor & MacHado-Moreira, 2013; Oberschenkel: 0,708 mg/cm²*min).

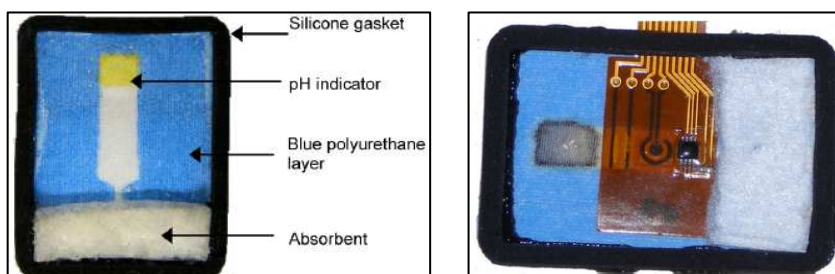


Abbildung 19: Links: Textilbasierte Probennahme; Mitte: Elektrochemische, flexible Messzelle für mehrparametrische Messungen (pH, Natrium, Kalium, Leitfähigkeit); Rechts: Schematische Darstellung (Coyle et al., 2010).

Modellierung auf Basis der Wärmebilanz

(Gonzalez et al., 2009; Gonzalez et al., 2012; Jay & Webb, 2009; Shapiro, Moran, Epstein, Stroschein & Pandolf, 1995; Shapiro, Pandolf & Goldman, 1982).

Analog zur Vorhersage der Körperkerntemperatur mittels thermoregulatorischer Menschmodelle stellt die Anzahl der Eingangsgrößen eine schwierige Umsetzung dar und im Vergleich zu Alternativmöglichkeiten den komplexesten Weg dar.

Ein weiterer Ansatz soll mittels Ultraschallmessung durch Wellenlängenänderungen hydrierte und dehydrierte Muskulatur unterscheiden (Sarvazyan, 2006; Sarvazyan, Lyrchikov & Gorelov, 1987; Sarvazyan, Tatarinov & Sarvazyan, 2005), dürfte aber durch anatomische Individualität und Bewegungsartefakte eine eingeschränkte Aussagekraft haben.

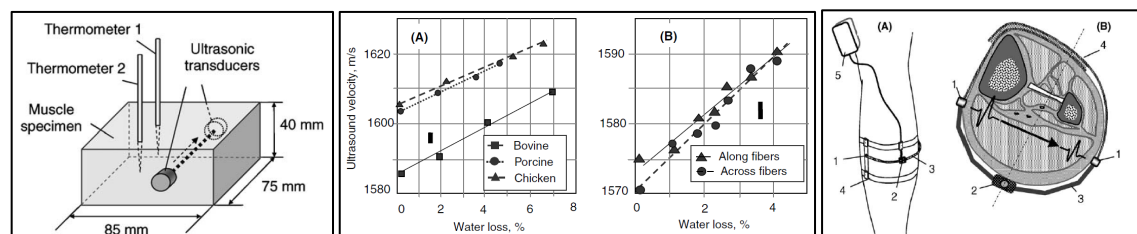


Abbildung 20: Links: Modellaufbau der Messung an Muskelproben; Mitte/Recht: Anstieg der Ultraschallgeschwindigkeit [m/s] mit höheren prozentualen Wasserverlusten entlang der und orthogonal zu den Muskelfasern. Links: Konzeptionelle Ansicht eines tragbaren Ultraschallsensors zur Ermittlung der Hydratation am menschlichen Bein (A: Seitenansicht; B: Querschnitt): 1) Miniaturisierter Ultraschallwandler; 2) Präzisionsgoniometer; 3) starrer Rahmen; 4) elastische Fixierung; 5) elektronische Einheit (Energieversorgung, Controller); in B: Richtungspfeil des Schallverlaufs durch den Wadenmuskel (Sarvazyan, Tatarinov & Sarvazyan, 2005).

Alle aufgezeigten Möglichkeiten weisen Limitationen und Ungenauigkeiten auf. Sie sind zum Einen methodischer Natur, z.B. keine Echtzeitmessung, vgl. Nilsson, 1977; Santorio, 1720; Plateaubildung hohen Schwitzraten, Wei et al., 2013; begrenztes Fassungsvermögen der Absorber, Salvo et al., 2010; geringe Schweißmengen, vgl. S.A. Coyle et al., 2010, Kono, Ishii, Tsuruoka & Haga, 2013; manuelle Datenerhebung, vgl. Liu et al., 2016. Zum anderen gibt es anwendungsbezogene Ursachen, wie z.B. keine körperliche Aktivität (Kono et al., 2013). Impedanzmessungen sind aufgrund Unterschieden in der Elektrolytsekretion (Baker, 2017), in der Hautbeschaffenheit (Egawa, Hirao & Takahashi, 2007), in der Reaktivität autonomer Nervensysteme (C.A. Tronstad et al., 2013), sowie externen Einflüssen durch sich ändernde Luftfeuchtigkeit, begründet und erschweren die Messgenauigkeit und Vorhersage. Impedanz-, Widerstands- oder Leifähigkeitsmessungen werden darüber hinaus zur Messung des Gesamtkörperwassers verwendet (z.B. BIA). Schon ihre stationäre Anwendung ist stark diskutiert und komplexe Schaltungen,

Messauflösung, Bewegungsartefakte, Temperaturabhängigkeit und Platzierung für tragbare Systeme erschweren die Umsetzung zusätzlich (Medrano et al., 2007; Vuorela, Kukkonen, Rantanen, Jarvinen & Vanhala, 2003). In jüngerer Vergangenheit liegt der Schwerpunkt jedoch auf der Entwicklung von Systemen, die sich mit Zusammenhängen interner Biomarker auseinandersetzen. Einige davon betrifft die Ermittlung der vorwiegend durch Natrium bestimmten Plasmaosmolalität bzw. des Serumnatriums. Letzteres wird in der Medizin durch sogenannte Ionen-selektiven Elektroden (ISE) und somit durch elektrochemische Prinzipien umgesetzt. Dabei wird die Leerlaufspannung als Funktion der Natriumkonzentration, zwischen einer Referenzelektrode und einer ISE, gemessen. Die Sensoraufbauten unterscheiden sich stark und reichen von auf flexiblen Kaptonoberflächen aufgetragenen Ionen-selektiven Elektroden (Morris et al., 2008; S.A. Coyle et al., 2009; S.A. Coyle et al., 2010; Schazmann et al., 2010), über chemisch-optische (HNQ⁶⁰, UV-Spektroskopie, Au-Nanopartikel) zur Ermittlungen von Na⁺-Konzentrationen (Al-o-mari, Sel, Mueller, Edwards & Kaya, 2014; Zhou et al., 2016) bis hin zu gedruckten und/oder potentiometrischen, tattoo-basierten Sensoren (Anastasova et al., 2016; Bandodkar et al., 2014; Gao et al., 2016; Koh et al., 2016) (Abbildung 21 bis 23). Schließlich ist noch die Ermittlung über Volumenänderung durch dielektrische Spektroskopie zu erwähnen, wie sie von Butterworth, Seralles, Mendoza, Giancardo & Daniel (2015) beschrieben worden ist.

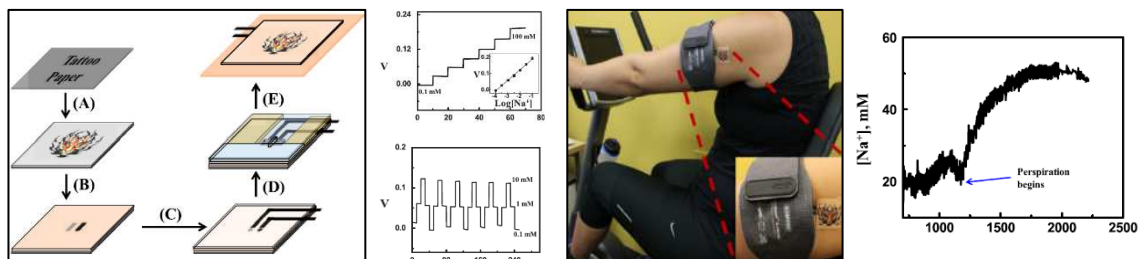


Abbildung 21: Von Links: Schematischer Herstellungsprozess: (A) Siebdruck einer Isolatorbeschichtung (hellgrau) auf Tatoopapier (dunkelgrau) und Laserdruck einer Grafik (B) Hautfarbene Beschichtung mit Siebdruck zweier Elektroden (C) Weitere Isolationschicht (hellgrau) zur Festlegung der Elektroden- und Kontaktpunkte, sowie anfügen flexibler, carbonbeschichteter PET Stecker (D) Spezifizierung der Elektroden durch Na⁺-Membranen und Anbringung einer Fluidkanals zur Probensammlung und Führung (E) Fertiger Sensor zur Hautapplikation; Mitte/Links (oben): Steigende und alternierende Sensorantwort und Kalibrationslinie auf künstliche NaCl Lösungen; Mitte/rechts: Hautapplikation des Sensors und eines Armbandes zur Drahtlosübertragung; Rechts: Verlauf der Natriumkonzentration im Schweiß während einer 30-minütigen Belastung. (Bandodkar et al., 2014)

⁶⁰ 2-Hydroxy-1,4-naphthochinon

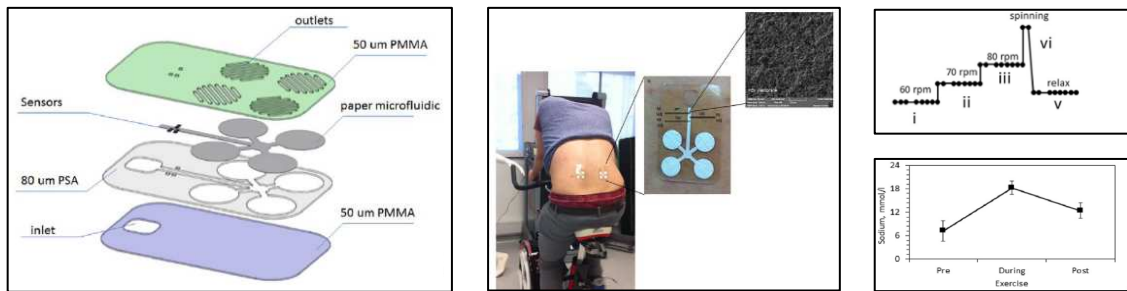


Abbildung 22: Links: Schematische Darstellung des Herstellungsprozesses; Mitte: Beispiel für die Anwendung am Körper, sowie 2000-fache Vergrößerung (REM) des pH Sensors; Rechts: Protokoll und Verlauf der Schweißnatriumkonzentration (Anastasova et al., 2016)

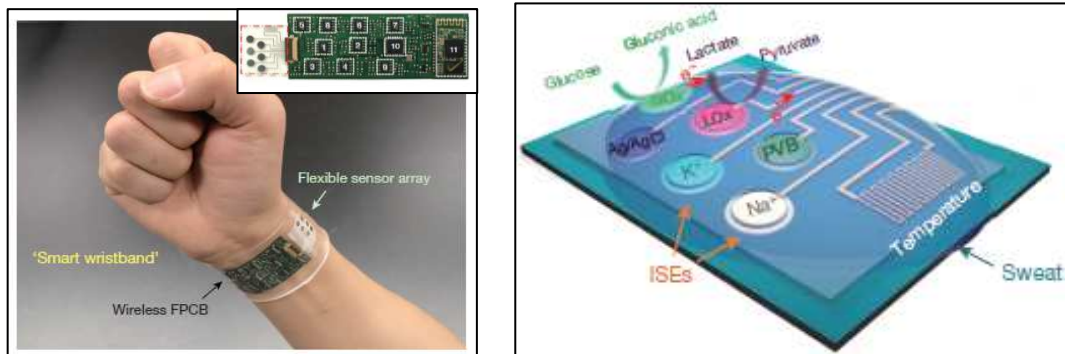


Abbildung 23: Bilder und schematische Darstellung des flexiblen, tragbaren Sensors. Links: Foto der Sensoranordnung (rote Box) und der Platine; Rechts: Schematische Darstellung der Sensoren (Glukose (+ Oxidase), Laktat (+ Pyruvat), Natrium, Kalium, Temperatur).

Der vorangehende Abschnitt beschreibt eine große Anzahl an Entwicklungen, die sich mit der nicht invasiven Messung von Wasserverlust und Hydratationsstatus befassen haben. Zwei Punkte werden aber meist nicht in Kontext gebracht und berücksichtigt. Ein Großteil der Forschergruppen vertritt die Annahme, eine nicht invasive Ermittlung der Schweißrate, meist lokal, ermögliche die Berechnung des gesamten Wasserverlustes. Auch wenn einige Körperstellen den Gesamtwasserverlust gut repräsentieren (Smith & Havenith, 2012b) ist eine verlässliche Messung aktuell ausgeschlossen, weil sich dieser intra- und interindividuell (Baker, 2017) und zirkadian (Hayden, Milne, Patterson & Nimmo, 2004) stark unterscheidet. Eine lokale Abschätzung des gesamten Verlustes an Körperwasser würde somit fehlerhaft sein. Eine Individualisierung durch mehrere Messstellen wäre zwar denkbar, aber unergonomisch. Der zweite Punkt betrifft den Zusammenhang nicht invasiver und invasiver Messgrößen zur Messung des Hydratationsstatus. Meist verbreitet ist der Ansatz, mittels Natriums im Schweiß auf die Serumkonzentration, als Gradmesser der Hydrierung, zu schließen. Es existieren jedoch tatsächlich wenige Untersuchungen, die sich dieser Thematik, vor der Komplexität des Wasserhaushaltes, mit unterschiedlichen Kompartimenten, Funktionsweise der Schweißdrüsen, steigenden Schwitzraten bei Belastung, ADH Sekretionen beschäftigt haben. Die Normalisierung nach Schweißmenge scheint zusätzlich noch ein wenig verbreiteter Ansatz zu sein (Mena-Bravo & Luque de Castro, M D, 2014) wäre aber für die Vergleichbarkeit der

einzelnen Studienergebnisse notwendig. Die Belege von Grenzwerten in der Schweißnatriumkonzentration (40 mmol/L Euhydrierung, Hyperhydrierung bei 26.5 mmol/L und Hypohydrierung bei 47,9 mmol/L) sind schlicht falsch und entsprechen nicht den Ergebnissen und Aussagen der genannten Quellen. Es werden allenfalls leichte positive, sowie negative (Pahnke et al., 2010) Zusammenhänge erwähnt. Des weiteren existieren Studien von Fortes et al., 2011, Sollanek et al., 2012 & Ungaro et al., 2015, die Zusammenhänge zwischen Natrium Blutserum und der Tränenflüssigkeit als nicht invasive Alternative untersuchen. Auch hier werden Konzentrationsänderungen der Parameter über die Zeit genannt, aber keine Zusammenhangsbetrachtung angesetzt. Zum Abschluss dieses Kapitels noch eine kurze Übersicht z.T. kommerziell erhältlicher, tragbarer Technologien (Tabelle 5). Zum Abschluss noch eine Übersicht einiger z.T. kommerziell erhältlicher, tragbarer Technologien.

Tabelle 5: Kurzübersicht einiger kommerzieller oder in Entwicklung befindlicher Systeme zur Ermittlung des Wasserhaushaltes oder -verlustes oder diverser Voraussagen (z.B. elektrodermale Aktivität).

Produktname	Firma	Produktart	Preis	Parameter	Echtzeit	Nutzerschnittstelle	
Halo H1 Sensor Array	Halo Wearables	Armband	- in Entwicklung	Schwitzzrate, Umgebungsdaten (Druck, Temperatur.), Kerntemperatur	Ja	via LED Ampel, App	
BioRibbon Health	BioRibbon Health	Patch	- in Entwicklung	Body Mass Index, Herzratenvariabilität, Schritte, Hauttemperatur, Hautwiderstand	Ja	App, Cloud	
LVL Band	BSX Athletics	Armband	- in Entwicklung	Herzratenvariabilität, Hautwiderstand	Ja	Display, App	
ECHO Smart Patch	KENZEN	Patch	- in Entwicklung	Flüssigkeit- / Nahrungsaufnahme, Bewegung, Vitalzeichen	Ja	App, Cloud, API?	
Bioling	Bioling	Patch	- in Entwicklung	-	-	-	
Embrace Watch	Empatica	Armband	199,- \$	HRV, Elektrodermale Aktivität (Epilepsie)	Ja	App, Cloud, API	
The PIP	Galvanic	Patch	179,- €	Stresslevel	Ja	App, Cloud	
Xsensio	Xsensio	Lab on skin™ zur nanotechnologischen Analyse von Elektrolyten, Metaboliten, kleiner Moleküle und Protein auf der Haut. Keine weiteren Informationen.					

Insgesamt ist festzustellen, dass die Studienlage in Bezug auf mögliche Zusammenhänge zwischen nicht-invasiv gemessener Schweißparameter unter körperlicher Be-

lastung und dem Hydrationsstatus des Sportlers noch dürftig ist. Die Echtzeitüberwachung von Schweiß beinhaltet die Möglichkeit, als Voraussage des Blutplasmas zu fungieren, allerdings sind dazu noch weitere Untersuchungen notwendig. Die Verwendung von Wearables zur Messung von Schweißelektrolyten ist in diesem Zusammenhang ein neues vielversprechendes Konzept (Liu et al., 2016). Ziel dieses Teils der vorliegenden Arbeit soll sein, das bestehende Forschungsdefizit zu verringern und die Grundlage für die Entwicklung solcher Systeme zu schaffen.

3. Forschungsfragen

3.1. Forschungslücke

Die sich aus dem Stand der Technik und Wissenschaft ergebenden Forschungslücken und Entwicklungsanforderungen für diese Arbeit, können in vier Kategorien eingeteilt werden (Tabelle 6). Die erste Kategorie betrifft Untersuchungen und Entwicklungen in Bezug auf die Technologien selbst (A). Die zweite setzt den Schwerpunkt auf den Nutzer als Messobjekt und sein Verhalten im Kontext körperlicher Aktivität (B); die dritte betrachtet die Umgebung als Komponente der Mensch-Maschine-Umweltinteraktion (C) und die letzte (D) die Grundlagenforschung, welche im Zusammenhang mit non-invasiven Messgrößen stehen.

Tabelle 6: Auflistung behandelter Forschungsfragen im Rahmen dieser Arbeit.

A: Technologie	B: Nutzer	C: Umgebung	D: Grundlagen
1. Wiederverwendbarkeit (vgl. Kapitel 2.1.7 & 2.1.8)	1. Positionierung (siehe S. 41f)	1. Berücksichtigung variierender Umgebungsbedingungen (s. S. 41f)	1. Zusammenhänge nicht-invasiver und invasiver Vitalparameter (Heikenfeld, 2016) (Cardinale & Varley, 2017)
2. Drahtlos (Park, Chung & Jayaraman, 2014b)	2. Einfluss individueller Parameter (Wärmeproduktionen, Anthropometrie) (siehe S. 41f)		
3. Kontinuierlich (Huang et al., 2007)	3. Wirkung von Biofeedback (Noakes, 2003) (Almond et al., 2005b) (O'Neal et al., 2012c) (Hew-Butler et al., 2015) (Racinais et al., 2015)		

3.2. Hypothesen

Die folgenden Forschungsfragen basieren auf einer übergeordneten Hypothese. Durch zwei voneinander getrennte Handlungsstränge teilt sich diese in spezifischere Teilfragen auf. Diese wurden in mehreren Studienblöcken separat voneinander untersucht. Im Ganzen soll die Arbeit neue Erkenntnisse zur theoretischen Absicherung physiologischer Fragestellungen mit Bezug zu Wearable Technologies liefern, erste prototypische Konzepte und Entwicklungen zeigen und Möglichkeiten und Risiken an der Schnittstelle zum Nutzer analysieren.

Übergeordnete Hypothese

Menschliche Vitalparameter mit direktem Bezug zu thermischem und oder physiologischem Stress, sind mittels nicht-invasiver Sensorik messbar und können Ausdauerbeanspruchungen unterstützen.

Teilhypotesen

Kerntemperatur:

- I. Bestimmte Körperstellen bieten die Möglichkeit der nicht invasiven Ermittlung der Kerntemperatur unter körperlicher Beanspruchung.
(*Studienblock I*)
- II. Es existieren Abhängigkeiten externer und individueller Faktoren, die Einfluss auf die Messgüte der nicht invasiven Messung der Körperkerntemperatur unter körperlicher Beanspruchung haben.
(*Studienblock I; Studie 1 & Studienblock II*)
- III. Durch technische Optimierungen kann die Messgüte verbessert werden.
(*Studienblock II*)

Hydratation:

- I. Es existiert ein Zusammenhang zwischen Konzentrationen von Natrium im menschlichen Schweiß und der Konzentration von Natrium im Blutserum.
(*Studienblock I; Studie 2*)
- II. Rückmeldungen zu Wasser- und Elektrolythaushalt während sportlicher Belastungen führen ausgeglichenen Belastungsbilanzen ex post.
(*Studienblock III*)

3.3. Vorwort zu den Studienblöcken

Einzelne Passagen der Studienblöcke sind Bestandteile von unveröffentlichten Abschlussarbeiten, die in enger Zusammenarbeit mehrerer Personen entstanden sind. Aufgrund fehlender Zitierfähigkeit, urheberrechtlicher Bestimmungen und verpflichtender Richtlinien guter wissenschaftlicher Praxis, werden diese genannt und in das Literaturverzeichnis integriert. Die Daten und Ergebnisse wurden gesondert analysiert und interpretiert. Sofern, zum gegenwärtigen Zeitpunkt eine gemeinsame Publikation, in Bearbeitung oder eingereicht ist, wird dies im Literaturverzeichnis berücksichtigt. Das Gleiche trifft für die Veröffentlichung von Janta, Höschele & Senner (2016) zu, welche als Grundlage der vorliegenden Dissertation diente. Notwendige Studienbefürwortungen der Ethikkommissionen der Technischen Universität München befinden sich im Anhang.

4. Studienblock I: Zusammenhang nicht-invasiver und invasiver Messgrößen und Einflüsse individueller und externer Parameter

4.1. Einführung

Im ersten Studienblock liegt der Schwerpunkt auf der praktischen Absicherung für zukünftige Sensorpositionierungen (B 1.), auf der Identifikation von individuellen Einflüssen (B 2.), den Umgebungseinflüssen (C 1.) sowie auf den Zusammenhängen nicht-invasiver und invasiver Sensorik (D 1.) zur Ermittlung der Körperkerntemperatur und des Hydrationsstatus. Folgende Tabelle 7 zeigt die Übersicht zweier im Rahmen dieses Promotionsvorhabens durchgeführter Studien. Die Details dazu sind in den Versuchsplänen und Protokollen erläutert.

Tabelle 7: Kurzübersicht über Studienblock I

Studie 1: Zusammenhang invasiv und nicht invasiv gemessener Körperkerntemperatur	Studie 2: Zusammenhang invasiv und nicht invasiv gemessener Hydratation
<p>H₀: Unter körperlicher Aktivität existiert ein Zusammenhang zwischen invasiven und nicht – invasiven Messgrößen H₁: Unter körperlicher Aktivität existiert kein Zusammenhang zwischen invasiven und nicht – invasiven Messgrößen</p>	
Zusammenhang: ZHF ⁶¹ -Temperatur (UV) & Kerntemperatur (AV)	Zusammenhang: cNa ⁺ - Schweiß (UV) & cNa ⁺ - Serum (AV)
Bedingungen: T _{Luft} = 30°C & 20°C; RH=30%, v _a = 0-0,1 m/s; $\dot{Q}_r=0$ W/m ² µm	Bedingungen: T _{Luft} = 25-35°C, RH= 30-60%, v _a = 0 - 0,1 m/s; $\dot{Q}_r=0$ W/m ² µm
<u>Invasive Messstellen:</u> Rektum <u>Nicht-invasive Messstellen:</u> Sternum (T _{ster}) & Prozessus spinosus des 7. Halswirbels (T _{C7})	<u>Invasive Messstellen:</u> Antekubitale Venenpunktion und Kapillarblut <u>Nicht-invasive Messstellen:</u> Antebrachium, Pectus, Humerus, Columna vertebralis (Pars lumbalis)
Protokoll: <u>Dauer:</u> 90 min <u>Art:</u> Stufenprotokoll bei 40, 50 & 60% VO _{2max} , Stufe je 20 min, 10 min Aufwärmen & 5 min Ausfahren bei 80 Watt (~10 % VO _{2max})	Protokoll: <u>Dauer:</u> 130 min <u>Art:</u> Quasi statisches Protokoll bei 50% VO _{2max} für 120min, je 5min Aufwärmen und Ausfahren bei 10% VO _{2max})
Messtechnik: Thermistor, ER400-9, Smith Medical Spot ON™, ZHF Sensor, 3M	Messtechnik: cNa ⁺ - Sudor: Ionenselektive Elektrode, LAQUAtwin B-722, Horiba, cNa ⁺ - Serum: Ionenselektive Elektrode, Synlab

⁶¹ Zero Heat Flux = Null Wärmestrom: Isothermer Tunnel zwischen Körperinneren und Körperoberfläche aufgrund perfekter Isolierung (vgl. S.40f).

4.2. Studie 1

4.2.1. Stichprobe und Protokoll

Über einen Zeitraum von 6 Monaten (März bis September 2016) nahmen zwanzig gesunde, sportlich aktive Männer ($n=12$, Alter: 30 ± 2) und Frauen ($n=8$; Alter: 27 ± 1) an der Studie teil. Sie wurden über den Verlauf detailliert aufgeklärt und gaben ihr schriftliches Einverständnis zur Studienteilnahme. Ihre Eignung wurde zudem durch standardisierte Verfahren des American College of Sports Medicine (ACSM) überprüft (siehe Anhang 3). Zur Standardisierung der Beanspruchung wurde in einem Vortest mittels ergospirometrischer Leistungsdiagnostik ein Rampentest auf einem Fahrradergometer durchgeführt und die individuellen Beanspruchungsgrenzen der Probanden ermittelt. Gemäß der Anthropometrie der Testpersonen wurde die Sitzposition eingestellt und für die Hauptversuche dokumentiert. Der Abbruch des Rampentests erfolgte bei Unterschreitung der Trittfrequenz von 60 U/min (Vorgabe 60-80 U/min) oder subjektiver Erschöpfung der Testperson. Am Tag vor den Untersuchungen waren der Konsum von Alkohol, koffeinhaltiger Getränke und körperliche Aktivität untersagt, um thermoregulatorische Einflüsse zu kontrollieren. Zur Gewährleistung eines ausgeglichenen Wasserhaushaltes wurde die Flüssigkeitsaufnahme am Vorabend des Haupttests mit vorgegeben (Casa et al., 2015b; Parsons, 2014a). Am Testtag sollten 2 Stunden vor dem Versuch $\sim 3-7$ mL/kg Körpergewicht getrunken werden. Diese wurden durch das USG⁶² kontrolliert. Dabei sollte eine Grenze der USG von 1020 g/mL nicht überschritten werden. Nach der Probennahme wurde bei den Probanden nach 10-minütiger Ruhepause liegend eine Bioimpedanzanalyse (BIA 101, Akern, Pontassieve, Italy) durchgeführt, um deren Körperzusammensetzung und Fettanteil zu erhalten. Um zirkadiane Einflüsse auf die Körperkerntemperatur und Trainingseffekte zwischen den Versuchen zu kontrollieren, wurden diese randomisiert zur selben Tageszeit durchgeführt. Der Hauptversuch wurde bei einer Überschreitung der Körperkerntemperatur von 39°C abgebrochen. Zur Standardisierung der Kleidung erhielten alle Probanden ein passendes T-Shirt und sie wurden angewiesen Sport hose, Schuhe und Socken über die Versuche gleich zu lassen. Gemäß ISO 7730 (DIN EN ISO 7730:2006-05 2006) kann die Gesamtisolierung auf ca. 0,05-0,08 m²*K/W geschätzt werden. Die Hauptversuche fanden unter zwei kontrollierten Umgebungsbedingungen in der Klimakammer (WEISS Umwelttechnik GmbH, Reiskirchen-Lindenstruth, Germany) des Lehrstuhls für Ergonomie, der Technischen Universität München statt.

⁶² Urinspezifisches Gewicht

Tabelle 8: Übersicht der beiden Umgebungsbedingungen

Versuch	T _{Luft} [°C]	RH [%]	v _a [m/s]	Q _r [W/m ² μm]	WBGT [°C]	WBGT Klassifizierung ⁶³
Neutral	20	30	0-0,1	0	18.8	Moderat
Sehr warm	30	30	0-0,1	0	29.4	Hoch

Die Vorbereitung der Probanden fand in thermoneutralen Bedingungen statt. Nach Betreten der Klimakammer wurden sie entsprechend ihrer Sitzposition auf einem Fahrradergometer (daum electronic GmbH, Fürth, Germany) platziert. Danach startete das Belastungsprotokoll, in welchem die individuellen Wattzahlen der relativen Sauerstoffaufnahmen zur Festlegung der Beanspruchung verwendet wurden. Nach fünf Minuten Aufwärmen bei 10% der maximalen Sauerstoffaufnahme wurden für jeweils 20 Minuten 40, 50 und 60% der maximalen Leistung der entsprechenden Watt (Produkt aus Kurbelwiderstand und Trittfrequenz) absolviert. Aufgrund der Latenz der rektalen Kerntemperatur wurde sich für ein ansteigendes Belastungsprotokoll entschieden (Taylor et al., 2014). Abschließend blieben die Probanden für fünf Minuten in vollständiger Ruhe. Danach endete der Versuch. Tabelle 9 zeigt anonymisierte Einzel- und Mittelwerte (d.h. Männer, Frauen, gesamt) sowie Standardabweichungen der Probanden.

⁶³ Binkley, Beckett, Casa, Kleiner und Plummer (2002)

Tabelle 9: Zusammenfassung des Studienkollektivs zum Zusammenhang invasiver und nicht invasiver Körperkerntemperatur.

	Gewicht [kg]	Größe [cm]	BMI	Körperfett [%]	VO2max [ml/min/kg]	VO2_{max} [W]	Max Watt/kg	KOF [m²]	KOF/Masse [m²/kg]
Mittelwert (Frauen)	68	171	23	29	42	256	4	2	0,0265
Standardabweichung (Frauen)	11,2	5,4	2,7	6,0	6,3	38,8	0,4	0,16	0,0020
Mittelwert (Männer)	78	181	24	18	49	331	4	2	0,0256
Standardabweichung (Männer)	6,8	7,8	2,0	3,8	7,7	53,9	0,7	0,17	0,0011
Mittelwert (gesamt)	74	177	24	22	46	301	4	2	0,0259
Standardabweichung (gesamt)	9,7	8,6	2,3	7,1	7,8	60,6	0,7	0,2	0,0016

4.2.2. Messtechnik und Aufbau

Tabelle 10 liefert eine Übersicht über die verwendete Messtechnik zur Messung der beiden Körpertemperaturen und deren Spezifikationen.

Tabelle 10: Liste der verwendeten Messtechnik zur Ermittlung der Körperkerntemperatur und deren Spezifikation

<u>Parameter</u>	<u>Technologie</u>	<u>Hersteller</u>	<u>Messbereich</u>	<u>Genauigkeit</u>	<u>Messfrequenz</u>
<u>Kerntemperatur</u> $T_{\text{rektal}} [^{\circ}\text{C}]$	<u>Thermistor</u> <u>Level1@ General-Purpose Esophageal/Rectal Temperature Probe</u>	<u>Smith Medical</u>	5°C - 45°C	$\pm 0,2^{\circ}\text{C}$	1 Hz
<u>ZHF Temperatur</u> $T_{\text{ster}}, T_{\text{C7}} [^{\circ}\text{C}]$	<u>Zero Heat Flux Sensor</u> <u>Spot On™ Temperature Monitoring System</u>	<u>3M</u>	25°C - 43°C	$\pm 0,2^{\circ}\text{C}$	1 Hz

Temperatursonde

Nach Taylor (2013) gilt die rektale Kerntemperatur als Goldstandard zur Ermittlung der Körpertemperatur und wurde, auch unter Abwägung ihrer Einschränkungen (z.B. Verzögerung, Komfort) als beste Alternative gewählt. Zur Gewährleistung einer korrekten Messung muss die Sonde ca. 12 cm in das Rektum eingeführt werden. Als Hilfe wurden diese kopfseitig abgemessen, mit medizinischem Tape markiert und nach der Platzierung, lumbal fixiert. Zur Wandlung und Übertragung der Daten wurde der 2-Pin Connector mit einem Datenerfassungsgerät (National Instruments Inc., Austin, Texas) verbunden und über eine LabView-Routine, sekundlich aufgezeichnet werden. Zusätzlich diente die Messung der Rektaltemperatur zur Sicherheit und Vermeidung von Hitzekrankheiten (Moran & Mendal, 2002). Als Abbruchkriterium wurde eine Übersteigen der Kerntemperatur von 39,0 °C festgelegt.

ZHF-Sensor

Durch Palpation wurde das Sternum (Höhe der 1. & 2. Rippe) und der Prozessus spinosus des siebten Halswirbels ermittelt (Shin, Yoon & Yoon, 2011) und an diesen Stellen die ZHF Sensoren mit Tape fixiert (Abb.26).



Abbildung 24: Positionierung des ZHF-Sensors an Sternum (links) und Prozessus spinosus des 7. Halswirbels (Mitte). Stationäre Anzeige der ZHF-Temperaturen (rechts).

Die Darstellung der Temperaturen fand über eine stationäre Anzeige statt. Die Aufzeichnung der ZHF-Temperaturen erfolgte über eine automatisierte Zahlenerkennung per Videokamera und anschließende Konvertierung in ein Tabellenformat.

4.2.3. Analyse

Hauptziel der Analysen war der Grad der Übereinstimmung der invasiven und der nicht-invasiven Messmethode über die einzelnen Belastungsphasen, zwischen den Messstellen und Bedingungen. Darüber hinaus sollen externe (z.B. Umgebungstemperatur) und individuelle Einflüsse (z.B. Körperfett, VO_{2max}) auf die Messgüte analysiert werden. Da einzelne statistische Werte oder Verfahren u.U. unzureichende Aussagen liefern (Grouven, Bender, Ziegler & Lange, 2007), wurde verschiedene rechnerische und grafische Ansätze verfolgt. Tabelle 9 zeigt eine Übersicht aller Verfahren. Die Temperaturanstiegsraten wurden wie folgt berechnet: $\Delta T_i = (T_{i_2} - T_{i_1}) [\Delta C^\circ/min]$. Dazu wurde für die Werte nach allen 60 Sekunden eine Differenz des späteren zum früheren Zeitpunkt gezogen.

Die Daten wurden um Ausreißerwerte bereinigt und auf die jeweiligen Testvoraussetzungen überprüft. Falls notwendig wurden entsprechende Anpassungen und Korrekturberechnungen (Greenhouse-Geisser) durchgeführt. Der Fehler erster Art wurde bei $\alpha=0,05$, der Fehler zweiter Art bei $\beta=0,20$ festgesetzt. Falls herangezogen, wurden Effektstärken (z.B. r , R^2 , d , ω^2 , η^2 etc.) auf Basis unterschiedlicher Konventionen definiert und Signifikanzen mit Asterisken (*, $p < 0,05$; **, $p < 0,01$; ***, $P < 0,001$; ****, $p < 0,0001$) indiziert. Gegebenenfalls wurden bei Post-Hoc Vergleichen Bonferroni Korrekturen angewendet. Tabelle 11 zeigt eine Übersicht über die durchgeführten Analysen und den statistischen Verfahren.

Tabelle 11: Übersicht über und Begründung zur Auswahl aller Verfahren zur Untersuchung der Fragestellung

Analyse	Verfahren	Voraussetzung & Prüfergebnis	Quantifizierung	Datenverarbeitung
Ausgangszustand Temperaturen und Hydrierung zwischen beiden Bedingungen	Paardifferenztest	Intervallskaliert (+) Unabhängige Stichprobe (-) Normalverteilung (+)	Vergleich der Mittelwerte von T_{rektal} , ZHF-Temperaturen und USG	Vergleich der ersten Minute an Ausgangsmesswerten und bei der USG vor dem Test.
Zusammenhang T_{rektal} mit T_{ste} und T_{C7}	Pearsonkorrelation	Intervallskaliert (+) Linearität (+) Keine Ausreißer (+) Endliche Varianz und Kovarianz (+) Normalverteilung (+)	$r \geq 0,1$ kleiner Effekt $r \geq 0,3$ mittlerer Effekt $r \geq 0,5$ großer Effekt	Temperaturverläufe (/min) von T_{rektal} , T_{ste} und T_{C7} je Umgebung und Belastung
Übereinstimmung von T_{rektal} mit T_{ste} und T_{C7}	Bland-Altman-Diagramm	-	Syst. Abweichung ($T_{\text{re-}}T_{\text{ste}/T_{C7}}$) und 95% LoA $\pm 0,5^{\circ}\text{C}$	Temperaturwerte der letzten 5 Minuten je Belastungsstufe, Umgebung zwischen T_{rektal} , und $T_{\text{ste}/T_{C7}}$
Unterschied von T_{rektal} und T_{ste} und T_{C7}	Paardifferenztest	Normalverteilung der mittleren Differenzen (+) Intervallskaliert (+)	$\alpha \leq 0,05$ $\beta \leq 0,2$	Temperaturwerte der letzten 5 Minuten je Belastungsstufe von T_{rektal} , T_{ste} und T_{C7}
Signifikanz verschiedener Einflüsse auf mittlere Differenz von T_{rektal} , T_{ste} und T_{C7}	Zweifaktorielle Varianzanalyse mit Messwiederholung jeweils für T_{ste} und T_{C7} AV ₁ : $T_{\text{rektal}}-T_{\text{ste}}$ AV ₂ : $T_{\text{rektal}}-T_{C7}$ UV's: Belastung, Umgebung, Anthropometrie	Intervallskalierte AV (+) Normalverteilte AV (+) Nominal-/Ordinalskalierte UV's (+) Varianzhomogenität (+) Sphärizität (+) Abhängige Stichproben (+)	$\alpha \leq 0,05$ $\beta \leq 0,2$	Temperaturwerte der letzten 5 Minuten je Belastungsstufe pro Umgebung, Körperfett und Wärmeproduktion von T_{rektal} , T_{ste} und T_{C7}

4.2.4. Ergebnisse

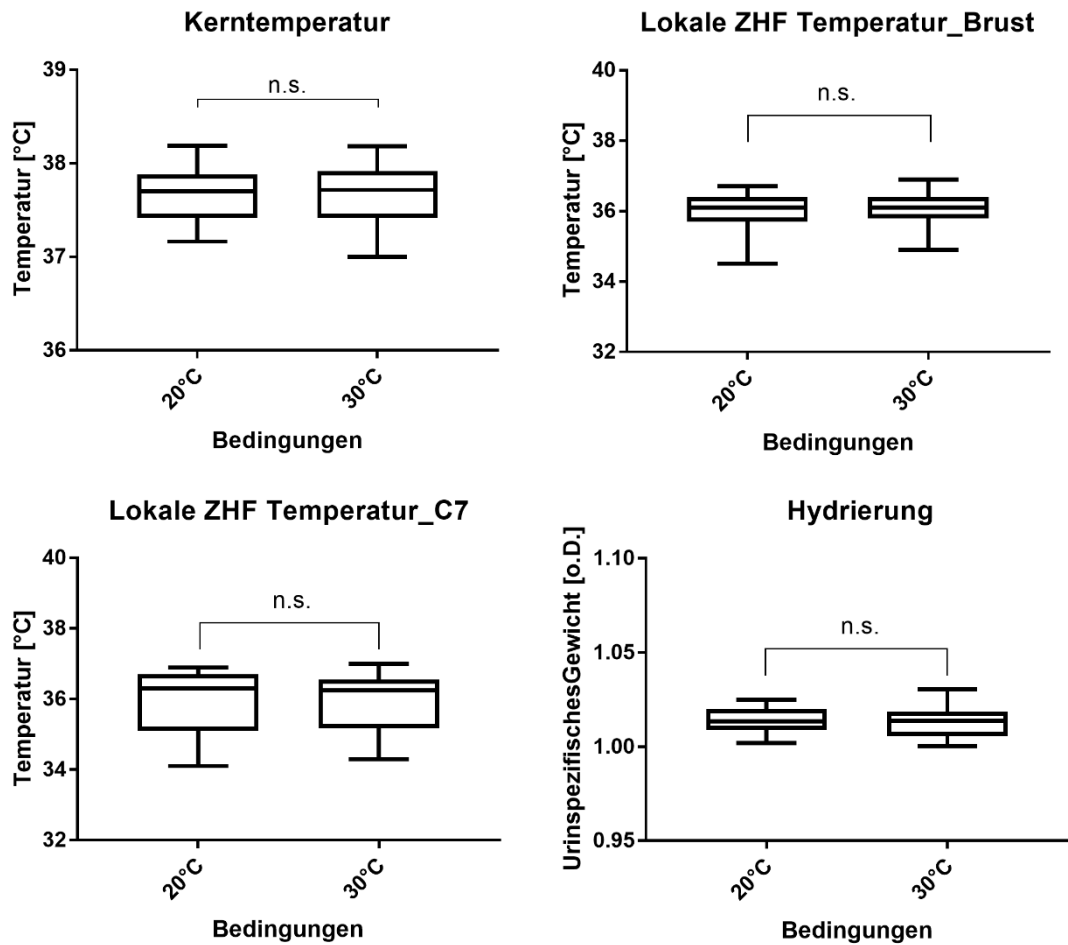


Abbildung 25: t-Tests zwischen den beiden Umgebungsbedingungen der Ausgangskörpertemperaturen und der -hydratation

Wie aus den vier Grafiken der Abbildung 25 ersichtlich ist, ist der Ausgangszustand der Testpersonen unmittelbar nach betreten der Klimakammer über beide Bedingungen gleich und somit die Versuche vergleichbar. Die folgenden vier Grafiken (Abbildung 27) vergleichen die Mittelwerte der verschiedenen Körpertemperaturen bei 20°C und 30 °C. Alle Voraussetzungen für Paardifferenztests sind erfüllt und die Unterschiede in keinem Fall signifikant. Im Gegensatz dazu waren die mittleren Ausgangswerte von Kerntemperatur und non-invasiven ZHF- Temperaturen in beiden Bedingungen signifikant unterschiedlich ($T_{re} - T_{ster}$: Neutral 1,76 °C, Warm: 1,57°C; $T_{re} - T_{C7}$: Neutral 1,70° C, Warm 1,72°C). Über die beiden Bedingungen, sowie zwischen den beiden Messstellen existiert jedoch kein Unterschied. Somit sind auch diese Ausgangswerte miteinander vergleichbar.

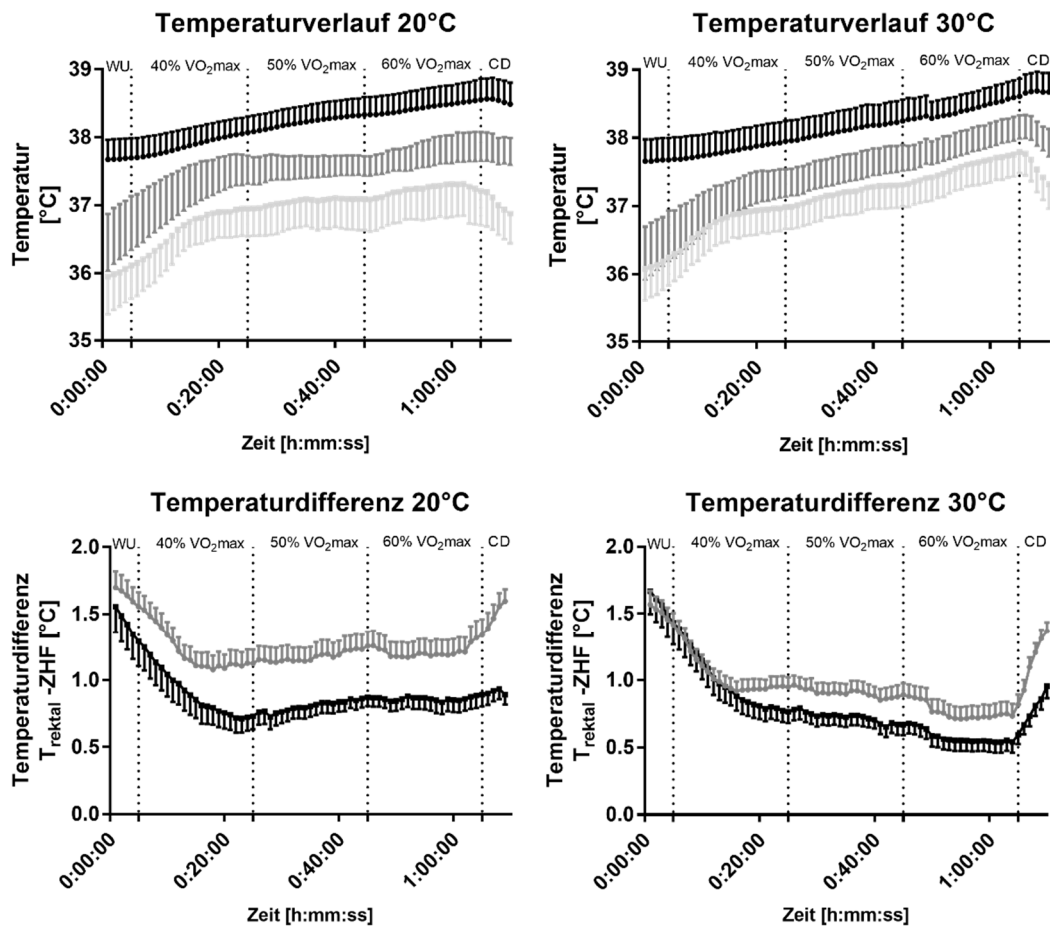


Abbildung 26: Oben: Mittlere Temperaturverläufe \pm SD von Kern- (schwarz), ZHF_{C7} - (dunkelgrau) und ZHF_{Sternum} - (hellgrau) Temperaturen über die einzelnen Versuchsphasen (WU: Warm-up; CD: Cool-down). Unten: Verlauf der mittleren Temperaturdifferenzen \pm SD zwischen Kerntemperatur und jeweils ZHF_{C7} (schwarz) und ZHF_{Sternum} (dunkelgrau).

In beiden Bedingungen steigen die ZHF-Temperaturen an C₇ und Sternum innerhalb der ersten 15-20 Minuten, aufgrund ansteigender Hautdurchblutung, stark an (Neutral: C₇: 0,067°C/min; Sternum: 0,056 °C/min; Warm: C₇: 0,064°C/min; Sternum: 0,052°C/min) und flachen über der restlichen Belastungszeit auf niedrigere Steigerungsraten (Neutral: C₇: 0,013°C; Sternum: 0,009°C/min; Warm: C₇: 0,021°C; Sternum: 0,016°C) ab, bevor sie in der Abkühlphase unterschiedlich schnell fallen. Die Kerntemperaturen hingegen verfolgen in beiden Bedingungen einen relativ konstanten Anstieg (Neutral: 0,014°C; Warm: 0,016°C) und stimmen, relativ gesehen, innerhalb der Bedingungen sehr gut mit den Verläufen am C₇ (20°C: R²=0,86****; 30°C: R²=0,89****) und Sternum (20°C:

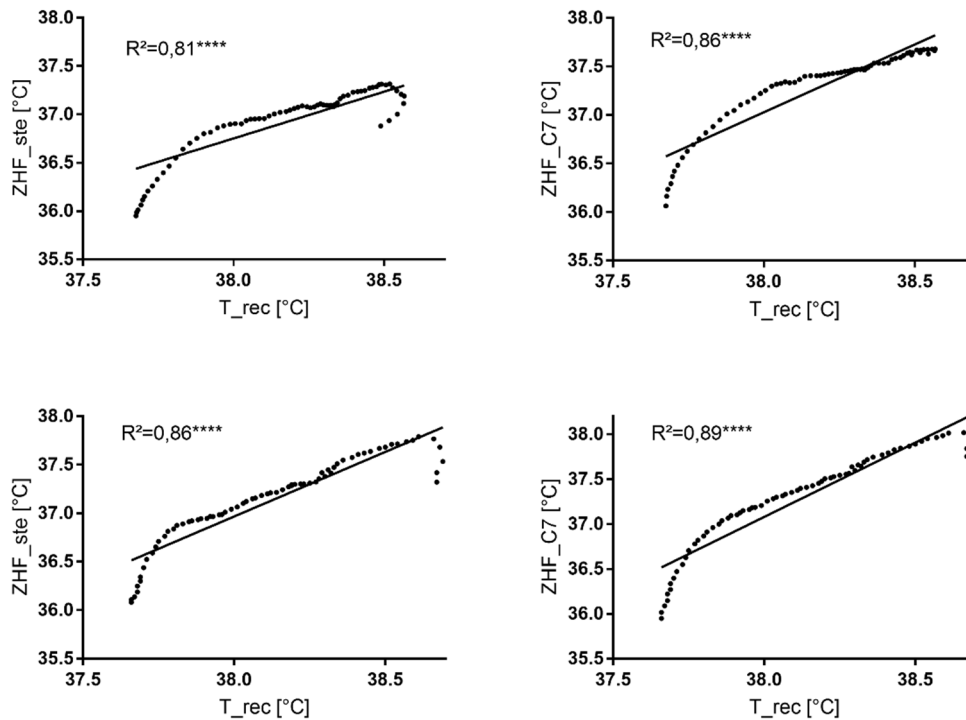


Abbildung 28: Zusammenhänge der ZHF Temperatur an Sternum (links) und 7tem Halswirbel (C7, rechts) mit der rektalen Körperkerntemperatur in 20°C (oben) und 30° (unten) unter körperlicher Aktivität.

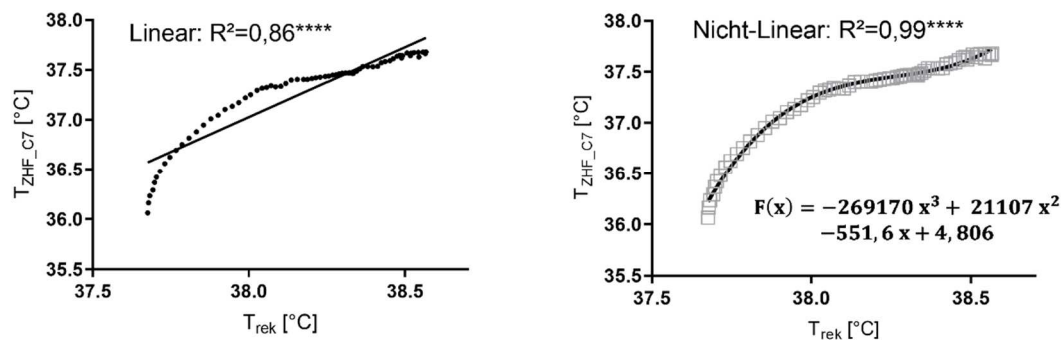


Abbildung 27: Vergleichsdarstellung von R^2 der linearen und nichtlinearen (Inset) Kurvenanpassung des Zusammenhangs zwischen rektaler Kerntemperatur und der ZHF-Temperatur am 7ten Halswirbel.

$R^2=0,81^{****}$; 30°C : $R^2=0,86^{****}$) überein (Abbildung 28). Zur Steigerung von R^2 wurde zusätzlich beispielhaft auch eine nichtlineare Kurvenanpassung mit Hilfe eines Polynoms 3. Grades (Formel 6) durchgeführt.

$$[6] \quad F(x) = ax^3 + bx^2 + cx + d$$

Im Ergebnis (Abbildung 28) konnte R^2 auf 0,99 erhöht und eine Funktionsgleichung aufgestellt werden.

Eine zweifaktorielle Varianzanalyse der Anstiegswerten ($\alpha= 0,05$) zeigte signifikante Unterschiede beim Faktor Bedingung ($p=0,002^{**}$) und keinen Unterschied beim Faktor

Messstelle ($p=0,14$). Die mittleren Absolutwerte der drei Temperaturen unterscheiden sich signifikant ($p= <0,0001^{***}$). Die Temperaturdifferenzen von T_{rektal} und T_{ste}/T_{C7} sind in warmen Bedingungen im Mittel niedriger als in neutralen (Warm: C_7 $0,82\pm 0,28$ /Sternum $0,96\pm 0,21$; Neutral: C_7 $0,90\pm 0,18$ /Sternum $1,25\pm 0,16$). Die mittleren Temperaturen am C_7 unterscheiden sich nicht zwischen den beiden Umgebungstemperaturen ($p=0,28$). Die niedrigste Differenz zur Rektaltemperatur wird bei 30°C am C_7 bei der dritten Belastungsstufe (60%) mit $0,54^\circ\text{C}$ erreicht. Die Zusammenhänge zwischen Körperkerntemperatur und nicht invasiver Messungen mittels der ZHF-Technologie an zwei Körperstellen (d.h. Sternum und Halswirbelsäule), in zwei Bedingungen (T_a 20°C und 30°C) und unter körperlicher Aktivität ($VO_{2\text{max}}$ 40, 50 & 60%) zeigen signifikante positive Korrelationen. Es wurden externe (z.B. Umgebungstemperatur) und individuelle Faktoren (z.B. Fettanteil) festgestellt. Erste lassen sich durch die Integration eines Offsets für progressive Belastungssituationen verbessern (vgl. 3.3).

30°C :

Sternum: Kerntemperatur = $T_{\text{ste}} + 0,90^\circ\text{C}$

Halswirbel: Kerntemperatur = $T_{C7} + 0,72^\circ\text{C}$

20°C :

Halswirbel: Kerntemperatur = $T_{\text{ste}} + 1,16^\circ\text{C}$

Halswirbel: Kerntemperatur = $T_{C7} + 0,81^\circ\text{C}$

Wie die nachfolgende Abbildung 29 zeigt, kann die Vorhersage von Kerntemperaturen mit Durchführung der erwähnten Offset-Korrektur für einen unabhängigen Datensatz eine gute Übereinstimmung erreichen.

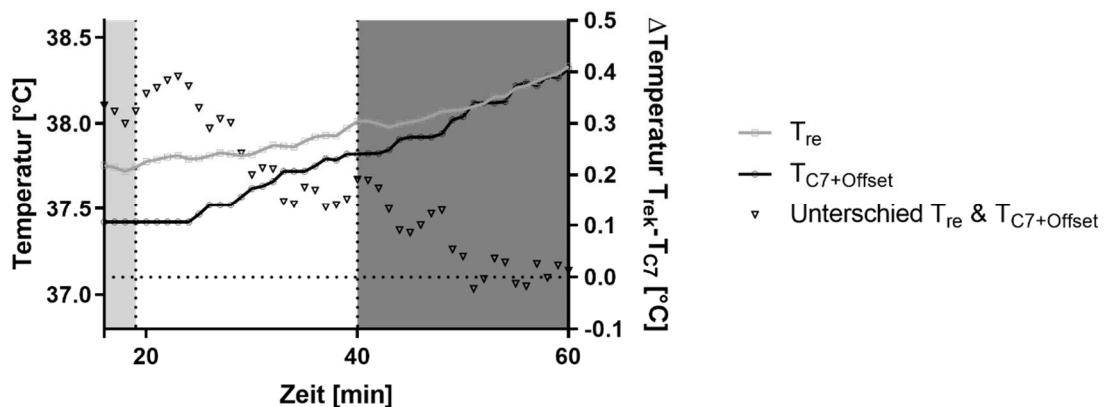


Abbildung 29: Offset-Prüfung der nicht invasiven Vorhersage der Kerntemperatur mit einem unabhängigen Datensatz bei 30°C und drei Beanspruchungsstufen (leicht grau: 40% $VO_{2\text{max}}$; weiß: 50% $VO_{2\text{max}}$; dunkelgrau: 60% $VO_{2\text{max}}$).

Die durchschnittliche Abweichung betrug $0,17^\circ\text{C}$ und reichte von $0,39$ bis $-0,02^\circ\text{C}$. Zu erkennen ist auch, dass höhere Temperaturen zu einer besseren Übereinstimmung führen. Für Anwendungsfälle, bei denen bei hoher Kerntemperatur bereits kleine Änderung

gravierende gesundheitliche Folgen haben können ist das ein positives Ergebnis und spricht für die Verwendung der ZHF-Technologie. Die Abbildungen 30 und 31 zeigen Bland-Altman Diagramme und Determinationskoeffizienten der nicht invasiven Messstellen zur Kerntemperatur bei beiden Umgebungsbedingungen über den gesamten Versuchsablauf. Wie über die Verläufe schon ersichtlich, weichen die Daten In Aufwärm- und Abkühlphase stärker voneinander ab. Dennoch werden hohe Bestimmtheitsmaße zwischen $R^2 = 0,81$ und $0,89$ erreicht. Bei isolierter Betrachtung der Belastungsphase in warmen Bedingungen werden diese auf Werte von $R^2 = 0,96$ gesteigert. Die folgenden Bland-Altman-Diagramme zeigen die Übereinstimmung der ZHF-Methode und der rektalen Temperaturmessungen an zwei Stellen (d.h. Sternum und 7ter Halswirbel), differenziert nach unterschiedlichen Fettanteilen (d.h. niedriger FA: $F < 24\%$; $M < 17\%$, höherer FA: $F > 24\%$; $M > 17\%$), Bedingungen (d.h. 20 und 30°C), sowie Belastungen (d.h. 40 und $60\% \text{VO}_{2\text{max}}$). Es wird ersichtlich, dass jeweils wärmere Bedingungen, höhere Belastung, niedrigerer Körperfettanteil und die Position des ZHF-Sensors am 7. Halswirbel zu besseren Messergebnissen führen. Im Mittel reduzierte sich der Bias bei schlankeren Personen um das doppelte ($\Delta\text{Bias}: 0,32^\circ\text{C}$) im Vergleich zu Personen mit höherem Fettanteil ($\Delta\text{Bias}: 0,16^\circ\text{C}$) zwischen den Bedingungen. Generell kann ein signifikanter Effekt

des Fettanteils auf die mittleren Temperaturdifferenzen zwischen bspw. $T_{rek} - C_7$ ($R^2=0,49$, $r=0,7^{**}$) festgestellt werden.

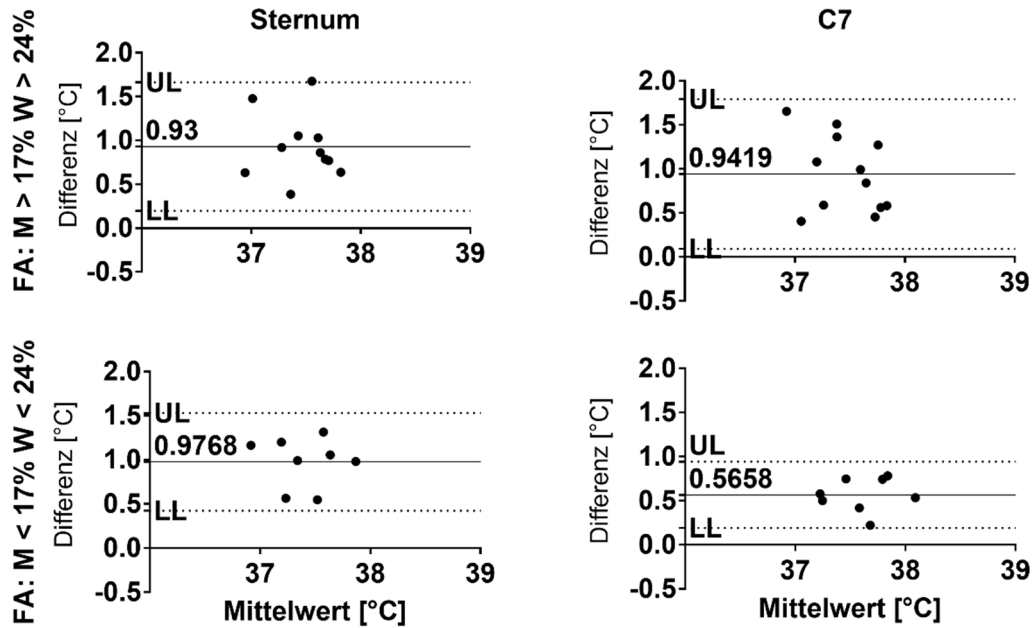


Abbildung 30: Bland-Altman-Diagramme zur Ermittlung der Übereinstimmung mittels Bias, oberer (UL) und unterer Übereinstimmungsgrenze (LL) der ZHF Methode an Sternum und C₇ und rektaler Temperatur. Unterscheidung zwischen Kollektiven mit höherem (oben) und niedrigerem Fettanteil, sowie den Messstellen Sternum (links) und C₇ (rechts) bei einer Belastung von 40% der VO_{2max} bei 30°C.

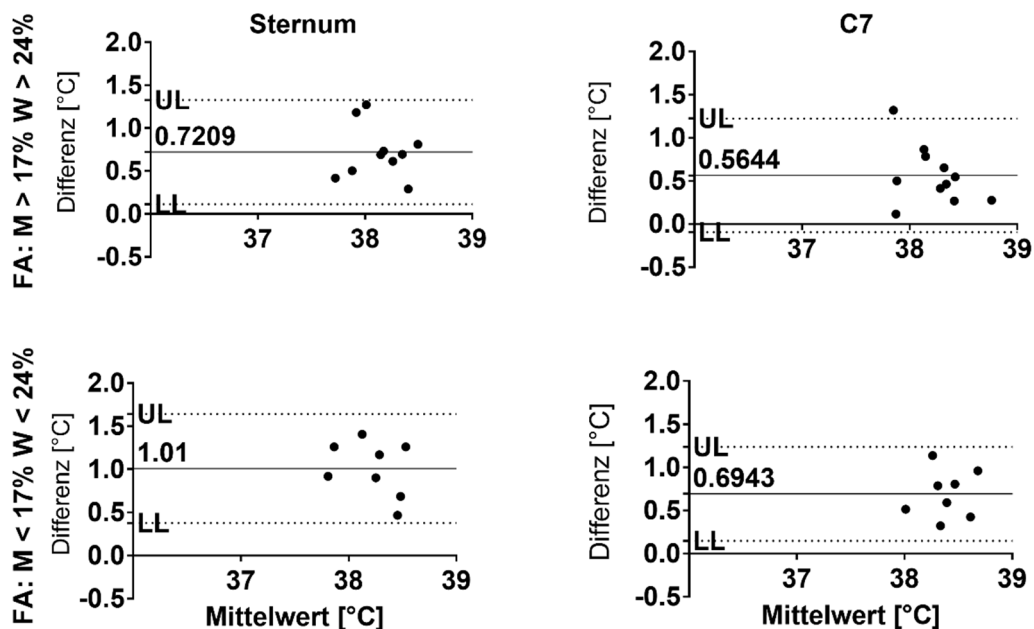


Abbildung 31: Bland-Altman-Diagramme zur Ermittlung der Übereinstimmung mittels Bias, oberer (UL) und unterer Übereinstimmungsgrenze (LL) der ZHF Methode an Sternum und C₇ und rektaler Temperatur. Unterscheidung zwischen Kollektiven mit höherem (oben) und niedrigerem Fettanteil, sowie den Messstellen Sternum (links) und C₇ (rechts) bei einer Belastung von 60% der VO_{2max} bei 30°C.

4.2.5. Diskussion und Schlussfolgerung

Der Schwerpunkt der Diskussion befasst sich mit der Anwendbarkeit der vorgestellten nicht-invasiven Messung der Körperkerntemperatur unter körperlicher Aktivität. Zum jetzigen Zeitpunkt lässt sich diesbezüglich keine allgemeingültige Aussage fällen, allerdings sind positive Tendenzen zu erkennen. Zwar sind die gemessenen mittleren Abweichungen beider Messtellen noch relativ groß, jedoch sind die hohen Korrelationen besonders bei höherer Aktivität ein positives Ergebnis, welche u.a. mit einer besseren Hautdurchblutung und damit besserer Ausprägung des isothermen Tunnels (ca. 10-20 min) zu erklären ist. Viele Wettkampf- oder Trainingszeiten besonders in Ausdauerdisziplinen übersteigen die Initialisierungszeit der Messungen und lassen eine praktische Anwendung zu. Auch die sehr ähnlichen Temperatursteigerungsraten zwischen der Rektaltemperatur und den nicht-invasiven Messtellen stellen eine Möglichkeit dar, Überbeanspruchungen vorzeitig zu erkennen. Darüber hinaus gibt es bessere Übereinstimmungen unter höherer körperlicher Beanspruchung. Dies bedeutet, dass, gerade in Situationen, in denen kleinere Abweichungen schwerwiegende Konsequenzen nach sich ziehen können, eine Integration einer Offset-Korrektur, verlässlichere Ergebnisse liefert. Nichtsdestotrotz ist die Anwendung aufgrund der Einflüsse höherer Fettanteile auf bestimmte

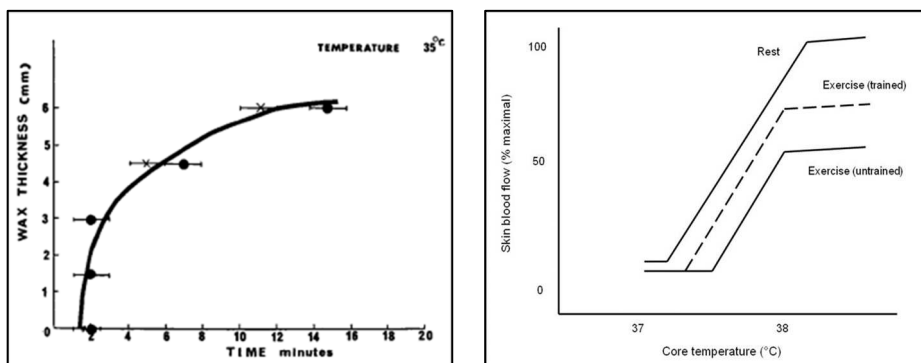


Abbildung 32: Links: Einfluss simulierter Hautdicken durch Wachsschichten auf die Ausprägung eines isothermen Tunnels (Carter & Perry, 2009). Rechts: Bessere Hautdurchblutung bei trainierten Personen (Roberts, Wenger, Stolwijk & Nadel, 1977)

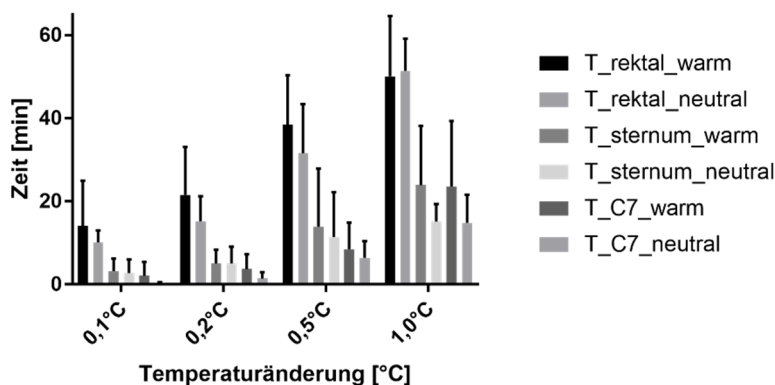


Abbildung 33: Zeitverzögerung [$^{\circ}\text{C}/\text{min}$] der drei Temperaturmessungen in warmen und neutralen Bedingungen.

Personengruppen und/oder Sportarten beschränkt. Die Abbildungen 32 und 33 unterstreichen diese Annahmen. Gerade für Risikogruppen von Überhitzung ist die Anwendung eingeschränkt. Aufgrund der Latenz der rektalen Kerntemperatur ist zu untersuchen inwiefern Protokolle variierender Beanspruchung und eine ösophageale Kerntemperaturmessung Einfluss auf die Übereinstimmungen haben. Nach Todd, Gordon, Groeller & Taylor (2014) ändert sich die ösophageale Kerntemperatur um ca. $0,06^{\circ}$ pro Minute oder $0,3^{\circ}\text{C}$ pro 5 min und entspricht damit ansatzweise den Änderungen der nicht-invasiven Messungen am Sternum (vgl. Abbildung 34) und deutet so auf eine bessere Übereinstimmung bei räumlicher Nähe hin. Bezogen auf die Übereinstimmung mit der rektalen Kerntemperatur muss angenommen werden, dass diese in den getesteten Situationen schlechter würden und daher, trotz der methodisch höheren Anforderung, ösophageale Vergleichsmessungen eine bessere Alternative wären. Letztlich spielt aber, unabhängig von zwischenzeitlichen Schwankungen der nicht-invasiven Messungen, die absolute Wärmeproduktion bzw. der -eintrag in den menschlichen Körper die wichtigste Rolle, womit der Nutzen der Steigerungsraten und Temperaturänderungen hinterfragt werden kann. Darüber hinaus kann die Anwendung der nicht-invasiven Kerntemperaturmessung für Situationen der Unterkühlung ausgeschlossen werden, da die Verschiebung des Blutes ins Körperinnere in kalten Bedingungen eine oberflächliche Messung unmöglich machen. Die Abhängigkeit von Umgebungsbedingungen verlangt zusätzlich noch weitere Untersuchungen zu Einflüssen der beiden Umgebungsparameter Konvektion und Strahlung (s. Kapitel 5). Wenn auch ohne praktische Relevanz, sind die leicht erhöhte Ausgangstemperatur bei der Bedingung 20°C zum Beispiel durch Bewegung (Umziehen, Anbringung Messtechnik) oder Nervosität zu erklären. Bei weiblichen Probanden könnte dies auch zyklusbedingte Ursachen haben (Nagashima, 2015). Intraindividuell wurden die Probanden zwar zum gleichen Tageszeitpunkt untersucht, dennoch kann dies in der Ausgangstemperatur zu zirkadianen Einflüssen führen. In Summe liefert die Studie 1 konkrete Anforderungen für die Optimierung der nicht invasiven Kerntemperaturmessung und bestätigt, dass sie unter körperlicher Aktivität grundsätzlich einsetzbar ist. Deshalb wird in dieser Arbeit nach Klärung weiterer externer Einflüsse in Studienblock II ein prototypisches System nach dem Prinzip der ZHF Methode in einem Brustgurt umgesetzt. Sofern diese Umsetzung, aufgrund ihrer höheren Anforderungen (z.B. schlechtere Übereinstimmung invasiver und nicht invasiver Messung, komplexere Positionierung aufgrund stark variierender Anthropometrien Männern und Frauen) erfolgreich ist, kann für die Positionierung am siebten Halswirbel ein sogar besseres Ergebnis erwartet werden. Deren Anwendung bietet dann sogar die Möglichkeit über Integration in die Ausrüstung (z.B. Helme, Rückenprotektoren, Stirnbänder, Brustgurte)

von Sportarten, bei denen es zu Hitzebelastung kommt, wie American Football (Armstrong et al., 2010) oder Tennis (Schranner et al., 2017). Sogar eine Erweiterung in Berufsfelder wie Feuerwehr, Polizei und Militär sind denkbar. Auf Basis dieser Ergebnisse können die Teilhypothesen I. und II. zur Kerntemperatur (vgl. Kap.3.2.) angenommen werden.

4.3. Studie 2

4.3.1. Einführung

Im Sport ist die etablierteste Methode zur ersten Indikation eines Ungleichgewichts im Wasserhaushalt die prozentuale Gewichtsänderung (vgl. Kapitel 2.2.1; Tabellen 2 & 3) und somit Ausgangspunkt der zweiten Studie. Vorweggenommen bestätigen die erho-

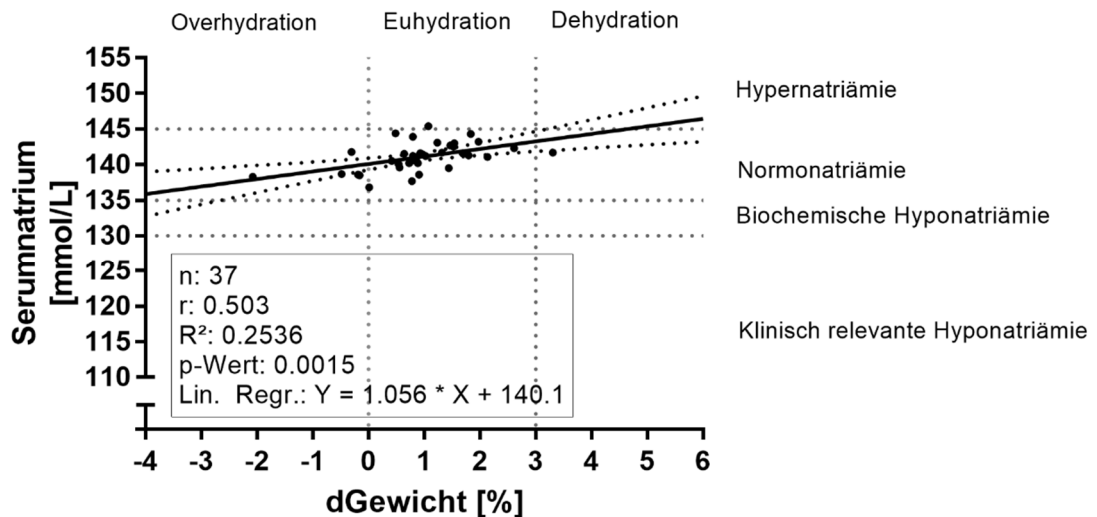


Abbildung 34: Linearer Zusammenhang zwischen prozentualer Gewichtsänderung und der Konzentration an Serumnatrium (in Anlehnung an Tam & Noakes (2013)).

benen Daten lediglich einen schwachen linearen Zusammenhang zwischen relativer Gewichtsänderung und Serumnatrium ($R^2=0,25$). Allein aus diesem Grund, aber auch weil während der körperlichen Aktivität ein genaues Wiegen nicht möglich ist (Faktoren wie, die Menge an in der Kleidung gespeichertem Schweiß, die Abhängigkeit des aus der Kleidung verdampfenden Schweißes an die Umgebungsbedingungen, Wasser als Stoffwechselprodukt, oder das im Körper gebundenes Wasser, würden die Ergebnisse erheblich beeinflussen), scheidet die Erfassung der sich ändernden Körpermasse als Prädiktor für den Wasserhaushalt des Athleten aus. Darüber hinaus bieten weitere Goldstandards (Armstrong, 2007b) nur unzureichende Möglichkeit, um den Wasserhaushalt und dessen Dynamik vor-, während und nach körperlicher Aktivität, zu ermitteln (vgl. Kap. 2.2.1., Tabelle 2). Beispielsweise ist eine Ermittlung über Isotopenverdünnung nur mit erheblicher Verzögerung (>12h), umsetzbar, da die gleichmäßige Verteilung des verwendeten Isotops in Intra-, Extra- und interstitiellen Raum viel Zeit in Anspruch nimmt. Dies ist für körperliche Aktivität, in denen nur Rückmeldungen in Echtzeit sinnvoll sind zu lang. Auch die Bioimpedanzanalyse ist in der Praxis nicht umsetzbar, da die Athleten dafür einerseits liegen müssen, zum anderen Erhöhte Kerntemperaturen, wie sie unter

Aktivität auftreten, die Messergebnisse verfälschen. Im Umkehrschluss und im Zuge des Fortschrittes von tragbaren Technologien rückt daher der Zusammenhang zwischen Natriumgehalt im Blut, mit der Natriumkonzentration im Schweiß in den Vordergrund (vgl. Abschnitt 2.4). In der Literatur ist dieser aber noch nicht hinreichend belegt (vgl. Kapitel 2). Die nachfolgend beschriebene zweite Studie will dazu beitragen diese Forschungslücke zu beseitigen und über einen experimentellen Ansatz Belege für die Existenz eines solchen Zusammenhangs zu finden. Dazu wurde in Probandenversuchen unter standardisierten Klimabedingungen (T_{Luft} : 25-35 °C; RH: 30-60%, v_a : 0-0,1 m/s; \dot{Q}_r : 0) quasi statische Belastungsprotokolle (50% VO_2max) über 120min auf einem Radergometer durchgeführt und invasive (Natriumkonzentration des Blutserum; kapillar und venös) mit nicht invasiven (Natriumkonzentration des Schweißes an 4 Körperstellen) Messstellen verglichen (vgl. Tabelle 7; Kap. 4.1., rechte Spalte).

4.3.2. Stichprobe und Protokoll

Die Studie fand zwischen Februar und September 2016 statt. Die Probanden wurden über den Studienverlauf detailliert aufgeklärt und gaben ihr schriftliches Einverständnis zur Teilnahme. Ihre Eignung wurde zudem durch standardisierte Verfahren des American College of Sports Medicine (ACSM) überprüft (siehe Anhang). Zur Standardisierung der Beanspruchung wurde in einem Vortest mittels ergospirometrischer Leistungsdiagnostik ein Rampentest auf einem Fahrradergometer durchgeführt und die individuellen Beanspruchungsgrenzen der Probanden ermittelt. Gemäß der Anthropometrie der Testpersonen wurde die Sitzposition eingestellt und für die Hauptversuche dokumentiert. Der Abbruch des Rampentests erfolgte bei Unterschreitung der Trittfrequenz von 60 U/min (Vorgabe 60-80 U/min) oder subjektiver Erschöpfung der Testperson. Am Tag vor der Hauptuntersuchung waren der Konsum von Alkohol, koffeinhaltiger Getränke und körperliche Aktivität untersagt, um thermoregulatorische Einflüsse zu kontrollieren. Zur Gewährleistung eines ausgeglichenen Wasserhaushaltes wurde die Flüssigkeitsaufnahme am Vorabend des Haupttests mit vorgegeben (Casa et al., 2015b; Parsons, 2014a). Am Testtag sollten 2 Stunden vor dem Versuch ~3-7 mL/kg Körpergewicht getrunken werden. Diese wurden durch das USG^{64} kontrolliert. Dabei sollte eine Grenze der USG von 1020 g/mL nicht überschritten werden. Nach der Probennahme wurde bei den Probanden nach 10-minütiger Ruhepause liegend eine Bioimpedanzanalyse (BIA 101, Akern, Pontassieve, Italy) durchgeführt, um deren Körperzusammensetzung und Fettanteil zu erhalten. Um zirkadiane Einflüsse auf die Körperkerntemperatur und Trainingseffekte

⁶⁴ Urinspezifisches Gewicht

zwischen den Versuchen zu kontrollieren, wurden diese randomisiert zur selben Tageszeit durchgeführt. Der Hauptversuch wurde bei einer Überschreitung der Körperkerntemperatur von 39°C abgebrochen. Zur Standardisierung der Kleidung erhielten wurden die Probanden angewiesen Sporthose, Schuhe und Socken über die Versuche gleich zu lassen. Aufgrund der Erhebung lokaler Schwitzraten und den warmen Umgebungstemperaturen wurde auf Oberkörperbekleidung verzichtet. Frauen nahmen in Sport-BH teil. Gemäß ISO 7730 (DIN EN ISO 7730:2006-05 2006) kann die Gesamtisolierung auf ca. 0,05 m²*K/W geschätzt werden. Die Hauptversuche fanden unter kontrollierten Umgebungsbedingungen in der Klimakammer (WEISS Umwelttechnik GmbH, Reiskirchen-Lindenstruth, Germany) des Lehrstuhls für Ergonomie, der Technischen Universität München statt. Die Temperaturspanne von 25°C bis 35°C ist durch den individuelle sog. *sweating onset*⁶⁵ begründet, um eine zeitgenaue Probennahme zu ermöglichen.

Am Versuch nahmen 20 gesunde, sportlich aktive Männer (Alter: 26±3) und drei Frauen (Alter: 25±6) teil (vgl. Tabelle 12). Am Testtag musste eine, nach der maximalen Sauerstoffaufnahme standardisierte getretene Leistung auf einem Fahrradergometer für zwei Stunden aufrechterhalten werden. Eine Flüssigkeitsrückführung war nicht vorgesehen und daher ein ausreichend hydrierter Ausgangszustand wichtig. Jedoch wurde zum ganzheitlichen Verständnis der Zusammenhänge explorativ Rehydrierungsexperimente durchgeführt (s. Kap. 4.3.4.). Vor dem Versuch wurde dies durch die Ermittlung der Serumnatriumkonzentration und der USG⁶⁶ kontrolliert. Dabei musste der Wert innerhalb 138 und 141 mmol/L und unter 1020g/mL liegen. Das Abbruchkriterium wurde während des Versuchs bei 145 mmol/L, sowie einer Körperkerntemperatur über 39°C (vgl. Goldstandard Kapitel 4.2) gesetzt. Zur Ermittlung des Verlustes an Gesamtkörperwasser wurden die Probanden vor und nach dem Versuch unbedeckt gewogen und mittels Bioimpedanzanalyse die Körperzusammensetzung (d.h. Fettanteil, Fettmasse, Wasseranteile, fettfreie Masse) ermittelt. Nach dem Absolvieren einer 5-minütigen Aufwärmphase bei 10% der maximal getretenen Leistung in Watt, folgte das 110-minütige Belastungsprotokoll bei 50%. Die Trittfrequenz sollte zwischen 70-80 U/min konstant gehalten werden. In 25-minütigen Abständen wurden Schweißrate und Schweißnatriumkonzentration an vier Körperstellen: Pectus, Antebrachium, Columna vertebralis thorakalis und lumbalis, sowie der Konzentration an venöser Serumnatrium erhoben. Die Stellen wurden aufgrund ihrer starken absoluten und relativen Schweißproduktion (Smith & Havenith,

⁶⁵ Vom Umgebungsklima abhängiger, individueller Zeitpunkt auftretenden Schweißes auf der Hautoberfläche

⁶⁶ Urin Specific Gravity

2012b) gewählt. Um Verdünnungseffekte der Schweißnatriumwerte bei höheren Schweißraten zu vermeiden, wurden die Messdaten zusätzlich anhand der lokalen Schweißrate normiert und somit in Absolutwerten in g angegeben. Zum besseren Verständnis werden die wichtigste Messtechnik und der Ablauf im folgenden Kapitel im Detail beschrieben.

Tabelle 12: Zusammenfassung des Studienkollektivs: Zusammenhang invasiver und nicht invasiver Hydratation.

	Gewicht [kg]	Größe [cm]	BMI	Körperfett [%]	VO2max [ml/min/kg]	VO2 max [W]	Max Watt/kg	KOF [m²]	KOF/Masse [m²/kg]
Mittelwert (Frauen)	63	169	22	24	39	225	3,67	1,72	0,0275
Standardabweichung (Frauen)	8,5	5,5	1,5	3,5	9,1	38,7	1,07	0,13	0,0017
Mittelwert (Männer)	75	181	23	16	55	361	4,87	1,94	0,0261
Standardabweichung (Männer)	5,9	6,3	1,4	4,0	6,8	44,2	0,66	0,10	0,0009
Mittelwert (gesamt)	73	180	23	17	53	343	4,70	1,91	0,0263
Standardabweichung (gesamt)	7,3	7,4	1,4	4,8	8,8	64,1	0,81	0,13	0,0011

4.3.3. Messtechnik, Aufbau und Analyse

Lokale Schweißrate

Die Ermittlung der lokalen Schweißraten basiert auf Gewichtsunterschieden von auf die Haut aufgeklebter Absorptionskissen, sogenannten TA's (laminated Airlaid 2724, Technical Absorbents Ltd, Grimsby, United Kingdom) (Morris, Cramer, Hodder, Havenith & Jay, 2013), die durch eine Präzisionswaage (Genauigkeit 0,1mg) ermittelt werden. Auf der körperzugewandten Seite bestehen diese aus hochabsorbierendem Flockenzellstoff und Faserkern (Absorptionskapazität > 28 g 0,9%iger Salzlösung pro cm²), auf der körperabgewandten Seite aus, wasserundurchlässigem Polyethylenlaminat, um die Aufnahme, des über die Haut evaporierenden Schweiß zu gewährleisten. Zur lokalen Anwendung werden diese in unterschiedlich große Flächen zugeschnitten und mit medizinischem Tape fixiert. Im Anschluss werden sie über eine definierte Zeit an der Stelle belassen. Mit Hilfe anliegender Textilien wurde ein formschlüssiger Kontakt mit der Körperoberfläche gewährleistet. Nach dem Entfernen eines vorgeschrittenen Randes werden sie unmittelbar, einzeln luftdicht verpackt und erneut gewogen. Der Rand dient zum Aufhalten von seitlich einlaufendem Schweiß. Zur Vermeidung von Messfehlern trug die Versuchsleitung sterile Einmalhandschuhe. Zur Vergleichbarkeit der Messstellen werden die gewogenen Gewichtsunterschiede zuletzt zeit- und flächennormiert (Einheit mg*cm²/min).

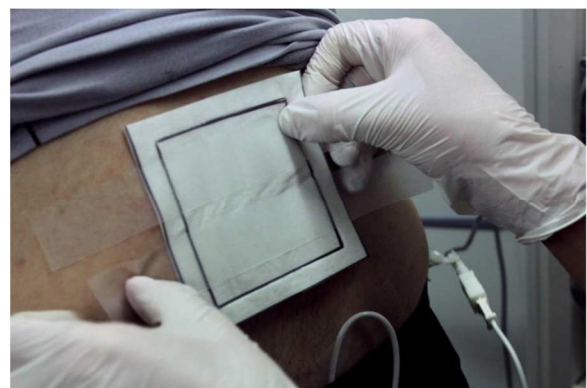
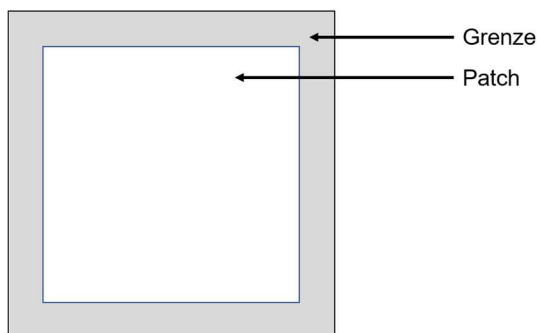


Abbildung 35: Links: Schematische Darstellung des TA (Technical Absorbents). Grau: Überschüssiges Material zur Kontrolle von fließendem/tropfendem Schweiß. Weiß: Definierbare Fläche zur Normierung der Schwitzrate. Rechts: Bild einer Fixierung am unteren Rücken.

Lokale Schweißnatriumkonzentration

Um eine Untersuchung des menschlichen Schweißes generell zu ermöglichen, können die Analysen erst nach dem Einsetzen der menschlichen Perspiration erfolgen. Die Beanspruchung bei 50% VO₂max war hier angemessen. Die Erfassung der lokalen Konzentration an Schweißnatrium orientiert sich an einer Methode, beschrieben von Baker et al. (2014). Grundsätzlich wurde die Konzentration mit Hilfe einer ionenselektiven

Elektrode (Laquatwin 722-B, Horiba, Japan) ermittelt. Um Messfehler durch Verunreinigungen zu vermeiden, werden die Körperstellen im Vorfeld mit destilliertem Wasser gereinigt. Der darauffolgend auftretende Schweiß wird dann mit Hilfe absorbierender Kompressen (Draco Vliesstoff Kompressen, Dr. Ausbüttel & Co. GmbH, Witten-Annen) gesammelt und anschließend im Hohlraum einer Spritze platziert. Durch den Spritzenstempel wird dann der in der Komresse vorhandene Schweiß auf die ionenselektive Elektrode gedrückt und analysiert. Mit Hilfe von Division der ermittelten Natriumwerte in *parts per million (ppm)* durch die atomare Masse des zu analysierenden Elements ($\text{Na}^+ = \sim 22,98 \text{ u}$) erhält man die Einheit mmol/L. Die Menge an verlorenem Natrium in g/L kann so durch weitere Multiplikation mit einem Natrium-spezifischen Umrechnungsfaktor ($a = 0,02989$) errechnet werden.

Periphere Venenpunktion und Kapillarblut

Zur Ermittlung der Natriumkonzentration im Blutserum anhand einer Blutprobe wurden zwei unterschiedliche Verfahren verwendet. Einmal wurde den Probanden ein peripherer Venenkatheder am Unterarm (V. basilica, V. cephalica) mittels Seldinger Technik gelegt. Im zweiten Fall wurde Kapillarblut über die Fingerbeere entnommen. Durch die Verwendung dünnerer Punktionskanülen bewirkt dieses komplikationsärmere Katheterisierungsverfahren weniger Traumata und ist somit für die Anwendung unter körperlicher Belastung geeignet. Desgleichen gilt für die Kapillarblutentnahme. Bei beiden Methoden wurde die „Richtlinien zur Blutentnahme“ der WHO umgesetzt (Dhingra, 2010). Die Blutproben wurden über antikoagulierende Monovetten/Kapillaren übertragen und unmittelbar über Point-of-Care Testing⁶⁷ mit zwei Geräten von Roche (Cobas; b123) und Siemens, RapidPoint 400/405) analysiert.

Analyse

Die nachfolgenden Tabellen 13 und 14 zeigen die zur Beantwortung der Fragestellung in der Studie gemessenen Parameter, deren Zweck und technischer Umsetzung, sowie die angewendeten statistischen Verfahren. Die Analyse bestand aus drei, zum Teil aufeinander aufbauenden Schritten. Zunächst wurde eine umfassende Analyse der absoluten und relativen Verläufe lokaler und globaler Schweißraten und Natriumkonzentrationen und deren Veränderung über die Zeit durchgeführt. Im zweiten Schritt wurden die Zusammenhänge dieser Parameter durchgeführt, um mögliche Unterschiede in den

⁶⁷ POCT – unmittelbaren, patientennahe Labordiagnostik zur Erfassung medizinischer Parameter

Messstellen zu identifizieren und Modelle für die Voraussage von Natriumkonzentrationen im Blutserum über Schweißparameter zu ermitteln. Dazu wurden die statistischen Verfahren t-Test, Pearsonkorrelation und Lineare Regression verwendet.

Tabelle 13: Übersicht zu Messparametern und deren Spezifikation

Parameter	Zweck	Messbereich	Genauigkeit	Auflösung	Messinstrument	Hersteller
Körpergewicht	Bestimmung des TBWL & %TBWL	60 – 150 kg	±0,010 kg	0,001kg	Waage DE 150K2D	Kern
Spezifische Urindichte	Kontrolle der Ausgangshydrierung	1,000 – 1,050 g/mL	±0,001 g/mL (periodische Kalibrierung mit Kalibrierlösung)	0,0005 g/mL	OPTi-Sport	Bellingham & Stanley
Lokale Schweißrate	Zusammenhangsanalyse mit (lokaler) Na ⁺ Konzentration; Normalisierung der (lokalen) Na ⁺ Konzentration	Bis 300g	- (periodische zwei Punkt Kalibrierung mit Justiergewichten)	0,001 g	Präzisionswaage PFB 300-3	Kern
(Lokale) Na ⁺ -Schweißkonzentration	Zusammenhangsanalyse mit lokaler Schweißrate, Zusammenhangsanalyse mit Na ⁺ -Serumkonzentration	1 mmol/L – 100mmol/L ⁶⁸	±2% vom Messwert	0,004 mmol/L (0–0,04 mmol/L) 0,04 mmol/L (0,4 – 4,3 mmol/L) 4,3 mmol/L (4,3 – 43,2 mmol/L) 4,3 mmol/L (>43,2 mmol/L)	LAQUAtwin B-722	Horiba
Na ⁺ -Serumkonzentration	Zusammenhangsanalyse mit (lokaler) Na ⁺ Konzentration;	50-200 mmol/L	±0,2	0,1 mmol/L	Ionenselektive Elektrode	Roche cobas b123; Siemens, RapidPoint 400/405

⁶⁸ Umrechnung von ppm mittels Division durch spezifische Atommasse (22,9 u)

Tabelle 14: Übersicht der durchgeführten Analysen

Analyse	Verfahren	Voraussetzung & Prüfergebnis	Quantifizierung	Datenverarbeitung
Beschreibung des Zeitverlaufs nicht invasiver Größen (d.h. Schweißnatrium, Schweißrate und der Serumnatriumkonzentration)	-	-	Absolut-, Relativwerte	Mittelwerte, Standardabweichungen, Minima, Maxima
Vorher-Nachher Vergleich von Serumnatrium, Schweißnatrium & Gewicht	t-Test für abhängige Stichproben	AV intervallskaliert (+) Unabhängige Messwerte (+) Normalverteilung (+)	$\alpha \leq 0,05$ $\beta \leq 0,2$	Absolute und relative Parametermittewerte über die Probanden
Zusammenhang Serumnatrium und Schweißnatrium (lokal und global)	Pearsonkorrelation	Intervallskaliert (+) Linearität (+/-) Keine Ausreißer (+) Endliche Varianz und Kovarianz (+) Normalverteilung (+)	$r \geq 0,1$ kleiner Effekt $r \geq 0,3$ mittlerer Effekt $r \geq 0,5$ großer Effekt bei $\alpha \leq 0,05$	Datenpaare zu mehreren Zeitpunkten über die Belastungszeit.
	Lineare Regression	Intervallskaliert (+) Linearität der Koeffizienten (+) Zufällige Stichprobe (+) Bedingter Erwartungswert (+) Stichprobenvariation der UV (+) Homoskedastizität (+) Unabhängigkeit des Fehlerwertes (+) Normalverteilung des Fehlerwertes (+)	$\alpha \leq 0,05$ $\beta \leq 0,2$; R^2	Nach Modellformel: $y = a + b * x$

4.3.4. Ergebnisse

Verlauf von Serum- und Schweißnatrium

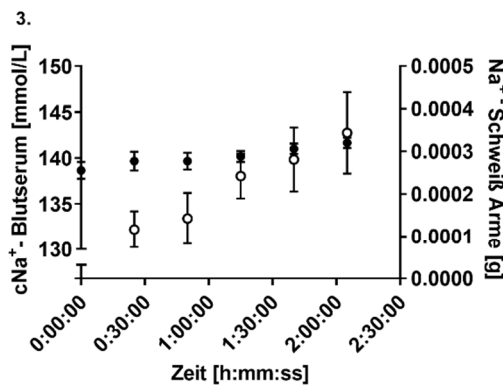
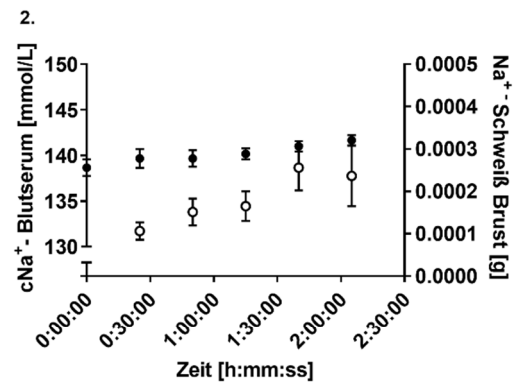
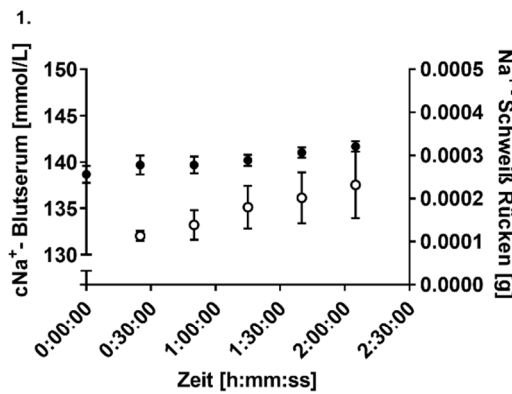


Abbildung 36: Verlauf der mittleren Natriumkonzentration (cNa⁺) im Serum [mmol/L] (Linke Y-Achse; Punkte ●) gegenüber der 1. über die Messstellen mittleren Natriumkonzentration im Schweiß in [mmol/L, g], 2. der absoluten Natriummenge [g], und 3. der absoluten Schweißmenge [L] (jeweils Rechte Y-Achse; Kreis: ○) ±SEM über die vier Messstellen (n=10).

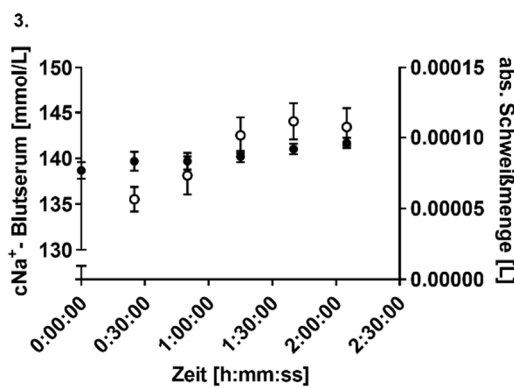
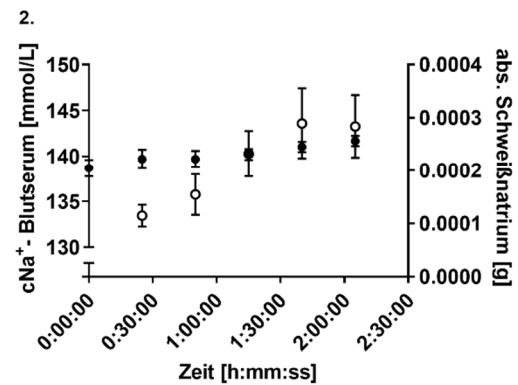
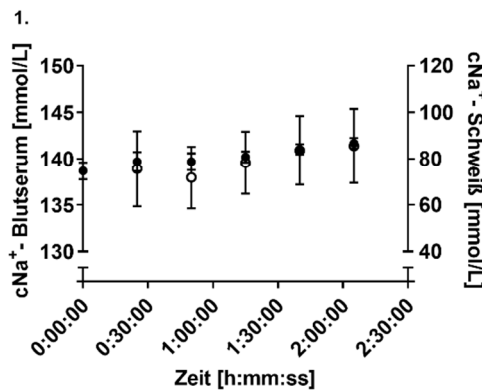


Abbildung 37: Verlauf der mittleren Natriumkonzentration (cNa⁺) im Serum [mmol/L] (Linke Y-Achse; Punkte ●) gegenüber der absoluten Natriummenge [g] an den drei Messstellen Rücken (1.), Brust (2.) und Arm (3.) (jeweils Rechte Y-Achse; Kreis: ○) ±SEM (n=10).

Abbildung 36 zeigt die Verläufe der über die Messstellen gemittelten Natriumkonzentration an Serum- [mmol/L] und Schweißnatrium ([mmol/L] & [g]) und der absoluten Schweißmenge [L]. Abbildung 37 unterscheidet die Verläufe dreier Messstellen (Pectus, Antebrachium, Columna vertebralis thoracalis und lumbalis) zu Natriumkonzentration im Blutserum. Alle Variablen zeigen einen Anstieg (t-Tests; n.s.) über die Versuchsdauer (Δ Blutserum ~ 3 mmol/L; Δ Schweißnatrium: ~ 10 mmol/L & $\sim 0,1$ mg; Δ Schweißmenge [L] über alle Messstellen: $\sim 0,05$ mL). Im Mittel haben Serum- und Schweißnatrium in mmol/L einen sehr ähnlichen annähernd linearen Verlauf und könnten eine sehr gute Übereinstimmung vermuten lassen. Die großen Varianzen bei der Schweißnatriumkonzentration (SD: ± 33 mmol/L; $\pm 0,12$ mg) lassen dies andererseits offen. Des Weiteren zeigen die absoluten Schweißnatriummengen [g] und Schweißmengen [L] eher logarithmische Verläufe mit Bildung eines Plateaus gegen Ende der Belastung. Zwischen den Messstellen bestehen keine Unterschiede (ANOVA, $p = n.s.$) in der absoluten Schweißnatriummenge, was u.a. durch die Heteroskedastizität⁶⁹ der lokalen Schweißmengen verursacht sein könnte. Zu den gezeigten Verläufen wurden auch relative Verläufe in Prozent und Differenzen zwischen den Erhebungszeitpunkten betrachtet, welche aber keine weiteren Schlussfolgerungen zuließen. In Abbildung 38 sind dazu die Zusammenhänge ebenso von Absolut-, Differenz- und Relativwerten dargestellt. Mit $R^2 = 0,007$ und $R^2 = 0,004$ zeigt die Natriumkonzentration im Blutserum in mmol/L mit der Natriumkonzentration im Schweiß in mmol/L und der absoluten Natriummenge in Gramm, keine Zusammenhänge. Hingegen können leicht positive Zusammenhänge bei der Analyse der Differenzen ($R^2 = 0,18$) und Relativänderungen ($R^2 = 0,23$) zwischen der cNa^+ im Blutserum und im Schweiß festgestellt werden. Die großen Varianzen der Schweißparameter lassen große interindividuelle Unterschiede vermuten, weshalb in Abbildung 39 ein solche Betrachtung dargestellt ist. Auch wenn es sich um einige wenige Datenpunkte ($n=5$) handelt lassen sich dadurch sehr hohe Zusammenhänge ($R^2=0,83$ & $R^2=0,85$) in einer einzelnen Person erkennen.

⁶⁹ Varianzheterogenität

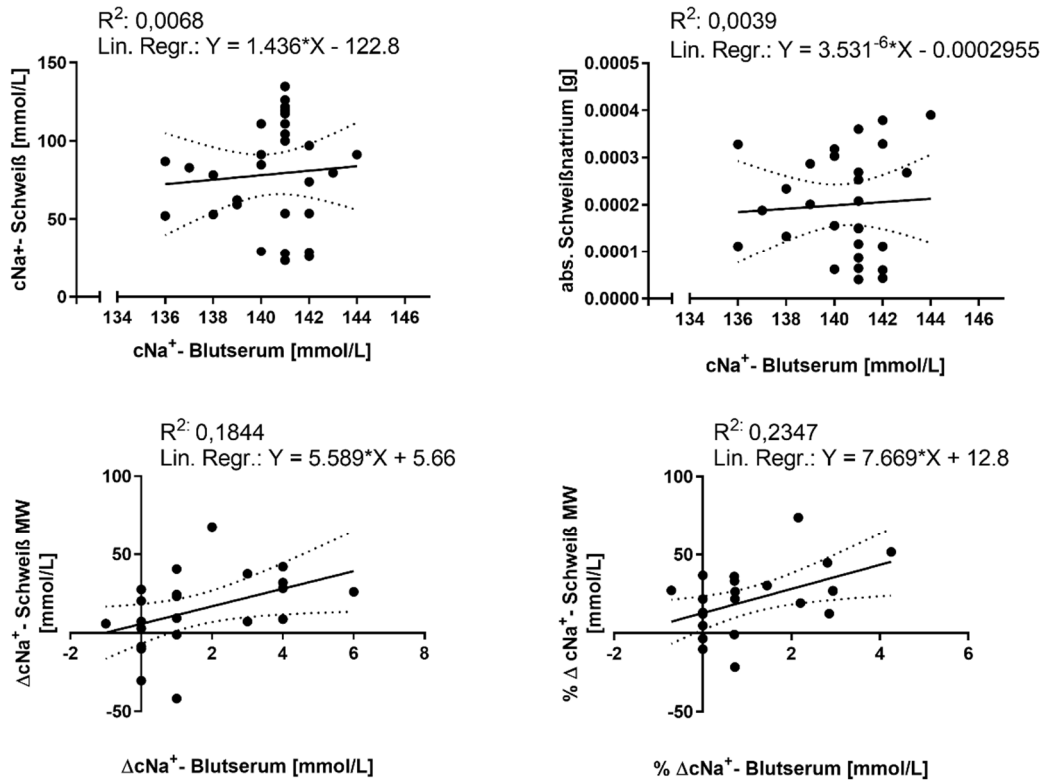


Abbildung 39: Streudiagramme mit 95% Konfidenzband der Natriumkonzentration (cNa⁺) im Serum (X-Achse; mmol/L) und Schweißnatrium (links: mmol/L; rechts: Gramm); Unten: Streudiagramme mit 95% Konfidenzband der Differenzen zwischen den Messzeitpunkten (d.h. Vorher – Nachher) von Serum- und Schweißnatrium [mmol/L] (links) und Korrelation der prozentualen Änderung zwischen den Messzeitpunkten von Serum- und Schweißnatrium [mmol/L] (rechts).

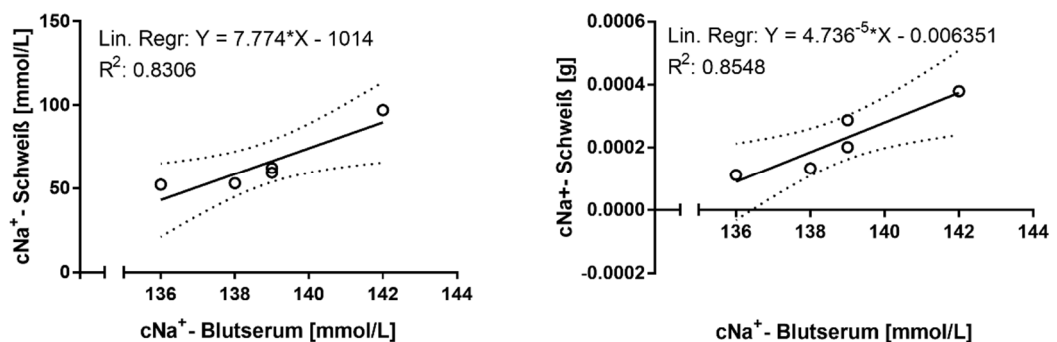


Abbildung 38: Exemplarische Regressionsmodelle mit 95% Konfidenzbändern intraindividuelle Zusammenhänge zwischen Natrium im Blutserum (x-Achse) und im Schweiß (y-Achse; links: mmol/L; rechts: Gramm).

Auch eine z-Transformation aller Daten bestätigen eine höchstens leicht positive Korrelation (Abbildung 40) und den vermeintlichen Zusammenhang bei Dehydrierung, was folgendermaßen interpretiert werden kann. Aufgrund körperlicher Aktivität verliert der Körper Flüssigkeit. Schwitzrate bzw. Schweißnatrium und Serumnatrium steigen daher an. Normalerweise müsste die Schwitzrate bei konstanter Belastung irgendwann ein Steady State erreichen. Aber durch weiteren Flüssigkeitsverlust steigt einmal das Serumnatrium weiter und das sinkende Blutvolumen lässt das Herz stärker schlagen. Da der Blutfluss dominierend für die Thermoregulation ist, steigt die Kerntemperatur weiter

an und somit auch die Schwitzrate, um den Körper zu kühlen. Diese Aufwärtsspirale würde bis zum Abbruch der körperlichen Aktivität weitergehen.

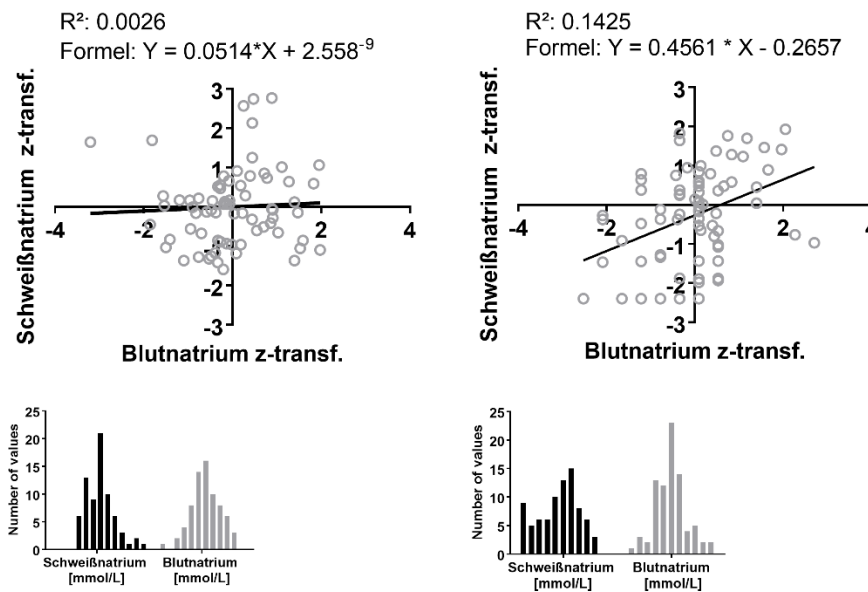


Abbildung 40: Exemplarischer Vergleich z-transformierte Datensätze zu Serum- und Schweißnatrium (oben) und Normalverteilung der Variablen (unten). Zusammenhang der Differenzen der Natriumkonzentration in Serum und Schweiß vor und nach einer 2-stündigen Belastung mit Rückführungsstrategien (Links), ohne Flüssigkeitsrückführung, d.h. Dehydrierung (rechts).

Auf Basis dieser Daten beschreibt ein sehr vereinfachtes Modell allein für Dehydrierungen, also Situationen unter körperlicher Belastung ohne die Verfügbarkeit und Rückführung von Flüssigkeit, dass, ausgehend von einem euhydrierten Ausgangsstatus, im Mittel Konzentrationssteigerungen des Serumnatriums von ~3-5 % (4-6 mmol/L) mit Konzentrationssteigerungen des Schweißnatriums von ~30% (20-40 mmol/L) einhergehen und als sehr eingeschränkte und rudimentäre Grundlage eines Systemalgorithmus dienen könnten. Nichtsdestotrotz sind umfangreiche weitere Untersuchungen zu Einflüssen bzw. der Kontrolle von Variablen, wie Ernährung, Fitness etc. nötig, um die Zusammenhänge besser zu verstehen. Fälle von zu viel Flüssigkeitsrückführung sind aus wissenschaftlicher und praktischer Sicht ebenso relevant, verfälschen jedoch die Prognosen über nicht invasive Parameter. Abbildung 41 zeigt vier (1. & 2. Zeile) exemplarisch, unwillentlich herbeigeführte Überhydrierungen in einigen Versuchen, die laut Theorie, im Schweiß zu einem Abfall der Natriumkonzentration führen sollten und dem Abfall im Serum folgt. Die ermittelten Verläufe zeigen jedoch ein anderes Bild: Anstiege der Schweißnatriumkonzentration gehen sowohl mit einem Anstieg als auch einem Abfall der Schweißnatriumkonzentration im Serum einher, und was eine korrekte Schlussfolgerung aus nicht invasiven Messungen schwierig macht. Explorativ wurde noch überprüft, ob die nach Hurley & Witkowski J. (1961) bestehende Annahme eines sehr schnellen Was-

serumsatzes nach Flüssigkeitsaufnahme (20s bis 2 min) und damit die zeitliche Auflö-
sung ein Problem für diesen Zusammenhang darstellen könnte. Die Grafik links unten in
Abbildung 41 widerlegt diese These für einen Zeitraum von 20 min bei einer Rückführung
von 500mL Flüssigkeit. Andererseits könnte hier die Verzögerung von Aufnahme bis zur
Resorption in Darm (ca. 20-30min) ein falsches Bild liefern. Auch wenn sich kleine Ab-
fälle des Verlaufs zeigen, können diese auf Messfehlern beruhen. Über die Zeit tritt den-
noch eine Steigerung beider Konzentrationen ein. Die Graphen sollen verdeutlichen, das
bei Situationen mit Flüssigkeitsrückführungen, die nicht invasiven Schweißnatriumkon-
zentrationen nicht den invasiven Serumnatriumkonzentrationen folgen und somit eine
abschließende allgemeingültige Aussage zur deren Zusammenhang zu diesem Zeit-
punkt nicht möglich ist.

Explorationen Überhydrierung & Zeitliche Auflösung

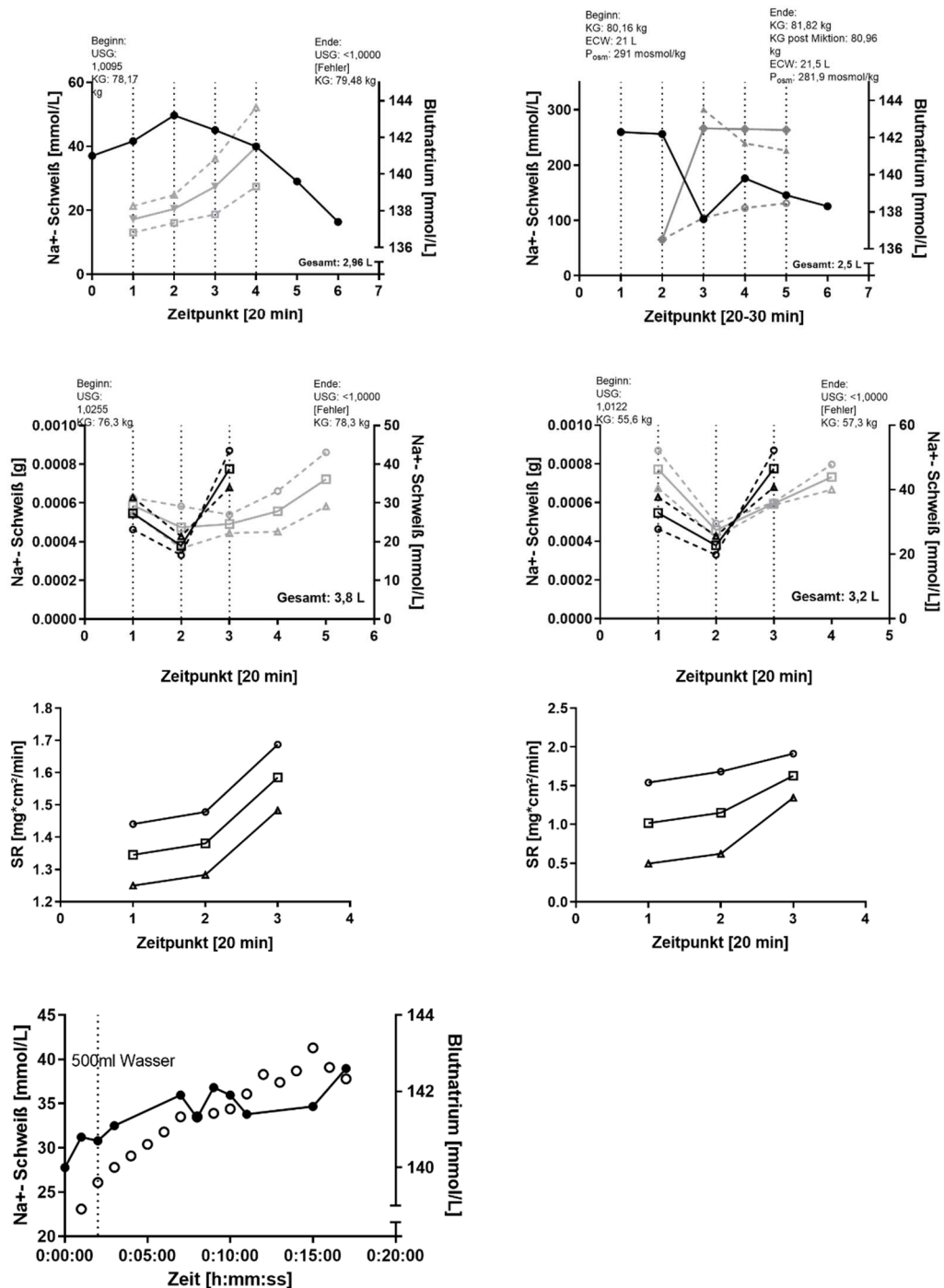


Abbildung 41: Exemplarischer Verlauf von 4 individuellen Überhydrierungen (1. & 2. Zeile)

1. Zeile: X-Achse: Zeitpunkte mit Rückführungsmengen [L]; Linke Y-Achse: cNa⁺ Schweißnatrium grau [mmol/L], Rechte Y-Achse: cNa⁺ Serumnatrium schwarz [mmol/L]
2. Zeile: X-Achse: Zeitpunkte mit Rückführungsmengen [L]; Absolute Natriummengen (schwarz; [g]) und Natriumkonzentration (grau; [mmol/L]); Überhydrierung mittels ansteigenden Gewichts und USG,
3. Zeile: Verlauf, der zu Zeile 2 gehörigen Schweißraten.
4. Zeile: Links: Verlauf von Serum- (Rechte Y-Achse, ○) und Schweißnatrium (Linke Y-Achse; ●) mit minütiger Probenahme zur Überprüfung des Wasserumsatzes.

Zur Ergänzung zeigte eine weitere Analyse eines größeren Datensatzes ($n=27$) das Verhalten der Blut- und Schweißnatriumwerte mit unmittelbar vorangehender (5-10 Minuten) Rehydrierung (Mittlere Menge: 0,5L). Hier zeigten Serumnatriumwerte signifikante Unterschiede ($p= 0,024^*$), die Schweißnatriumwerte jedoch nicht ($p= n.s.$) und bestätigen somit das variierende Bild der invasiven und nicht invasiven Natriumwerte. Jedoch wird dadurch möglicherweise die Trinkmenge als Prädiktor für Serumnatriumwerte interessant.

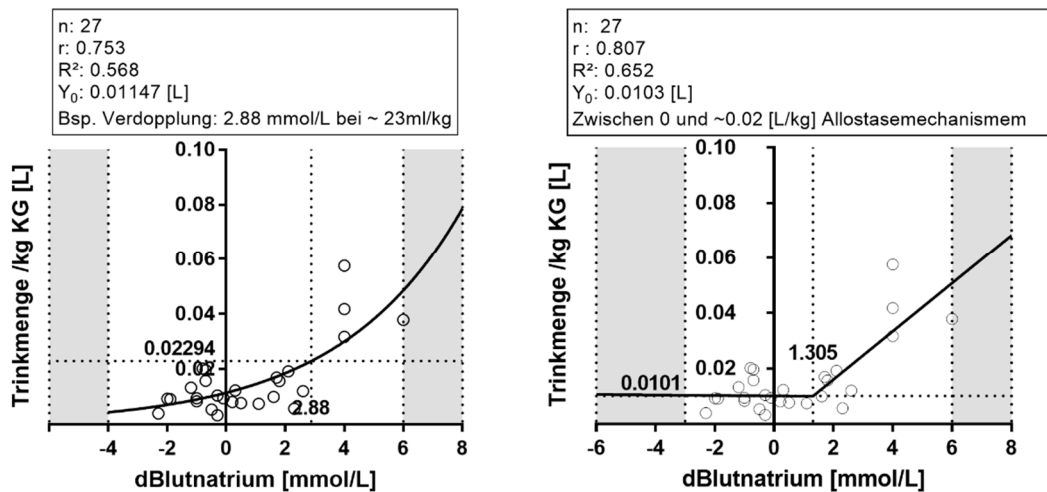


Abbildung 42: Modelle zur Prognose höherer Hyponatriämietendenz auf Basis der Flüssigkeitsmenge. Links: exponentielles Wachstum, rechts: segmentierte Regression. Weiße Abschnitte: Geschätzter Geltungsbereich der Modelle.

In Abbildung 42 sind Daten der pro kg normierten Trinkmenge gegen die Änderungen der Blutnatriumwerte [mmol/L] aufgetragen. Für eine 70 kg schwere Person würden bspw. $\sim 3, 5 \text{ L}$ ($0,05 \text{ L} \cdot 70 \text{ kg}$) innerhalb 2h zu einem Abfall der Blutnatriumkonzentration um $\sim 6 \text{ mmol/L}$ entstehen. Jeder Ausgangswert unter 140 mmol/L würde so zu einer wenigstens biochemischen Hyponatriämie führen. Da die Menge an Gesamtkörperwasser von der Körperzusammensetzung abhängt, würden die Werte für Personen mit höherem Fettanteil (Frauen, adipöse Personen) niedriger liegen und stützen die Erkenntnisse von Tam & Noakes (2013) dieser Risikogruppen. Darüber hinaus demonstrieren die Daten

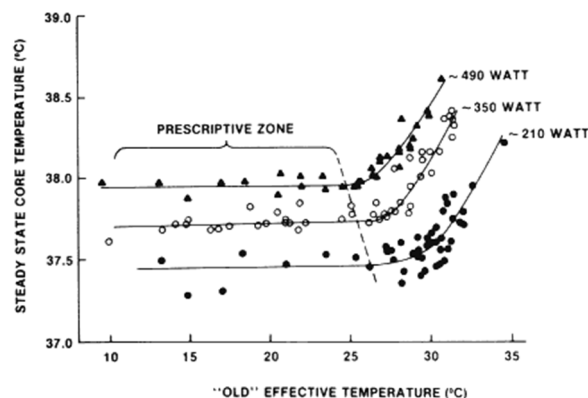


Abbildung 43: Darstellung der *prescriptive Zone* nach LIND (1963)

auch eine Parallele zur menschlichen Thermoregulation. Nach Lind (1963) ist der Körper in der Lage innerhalb einer bestimmten Umgebungstemperaturspanne seine Kerntemperatur durch autonome Mechanismen des vegetativen Nervensystems aufrecht zu erhalten. Außerhalb dieser sogenannten *prescriptive Zone* steigt die Kerntemperatur stetig an. Zwar liefern die vorliegenden Daten zur Überhydrierung keine robuste Basis, dennoch ist eine derartige physiologische Regulierung für den Wasserhaushalt durchaus denkbar.

4.3.5. Diskussion und Schlussfolgerung

Entgegen der häufig publizierten Annahmen, dass nicht invasive Ermittlungen des Hydrierungszustandes über Schweißnatriumwerte tragbarer Technologien (siehe Kapitel 2) möglich sind, zeigen dargestellte Ergebnisse keine allgemeingültigen Zusammenhänge, die diese Annahme unterstützen können. Die Daten liefern sowohl bei relativen (mmol/L), wie absoluten (g) Werten (Normierung mit Schweißrate), deren absoluten und prozentualen Änderungen, sowie bei unterschiedlichen lokalen Messtellen, keine nennenswerten Zusammenhänge. Die starken Streuungen sind individuellen Faktoren (z.B. Trainiertheit, d.h. verbesserte Natriumresorption der Schweißdrüsen, oder Ernährung, d.h. erhöhte/s Elektrolytspeicher/-niveau) geschuldet und benötigen weitere Untersuchungen. Dazu müssen Modelle individueller Speicher und Prozesse auf kompartimenteller und zellulärer Ebene (Heikenfeld, 2016; Nguyen & Kurtz, 2004a; Sonner et al., 2015) grundsätzlich noch besser verstanden werden, um die Wege (d.h. von Aufnahme bis Resorption, zwischen den Kompartimenten) im Körper und dessen Umsatz von Natrium nachzuvollziehen zu können und auf sensorischer Ebene einen Ansatz nicht invasiver Technologien zu liefern. Für körperlich beanspruchende Situationen bieten die

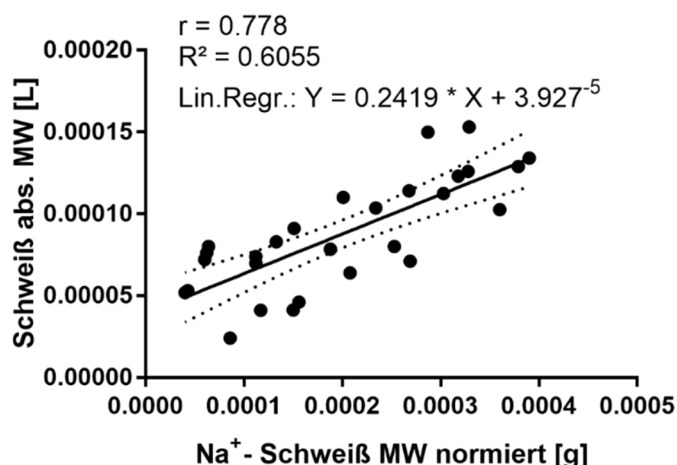


Abbildung 44: Zusammenhang zwischen absoluter Schweißmenge [L] und absoluter Schweißnatriummenge [g]

existierenden Methoden zur Bestimmung der Hydratation von Intra-, bzw. Extrazellulär- räumen und des Interstitiums, sowie der Flüssigkeitsverschiebung zwischen diesen Kompartimenten, keine ausreichend genaue Methoden. Zur Erforschung der genannten Vorgänge, müssten die eingesetzten Methoden durch weitere diagnostische Verfahren (z.B. MRT zur Quantifizierung von Flüssigkeitsmengen im Interstitium) ergänzt werden.

Auch wenn die Studie keine eindeutigen Hinweise liefern konnte, dass es einen Zusammenhang zwischen der Natriumkonzentration im Blut und der des Schweißes gibt's, sollte die Existenz eines solchen Zusammenhangs noch nicht ausgeschlossen werden. Eine Reihe an Optimierungen z.B. an Messtechnik (d.h. Verbesserung der Modelle und Methoden zur BIA), an Kollektiv (d.h. bessere Kontrolle circadianer Einflüsse, Homogenisierung der Probandengruppen) oder an Versuchsdesign (z.B. Verbesserung der zeitlichen Auflösung, Dauer) würden möglicherweise zu verbesserten Ergebnissen führen. Bestätigt wird der Zusammenhang (Abb.44) zwischen mittlerer und lokaler absoluter Schwitzrate, sowie absoluter Schweißnatriumkonzentrationen ($r=0,45-0,85$) im Vergleich zur (Baker et al., 2018; $r= 0.58-0.83$). Mit hoher Wahrscheinlichkeit würden aber Stoffwechselprozesse (vgl. Kapitel 6; z.B. Bildung von Wasser) weiter Unsicherheit liefern. Allerdings lassen sich durch die Kombination unterschiedlicher Größen (z.B. Ausgangszustand, Ernährungsstatus, Gewichts Differenz, Trinkmenge), die grundsätzlich auch in Situationen körperlicher Belastung ermittelbar sind, Abschätzungen zur Entwicklung der Blutnatriumkonzentration treffen. In der Praxis könnten diese durch Kombination einfacher Messtechnik, sowie Empfehlungen umgesetzt werden. Z.B. haben die

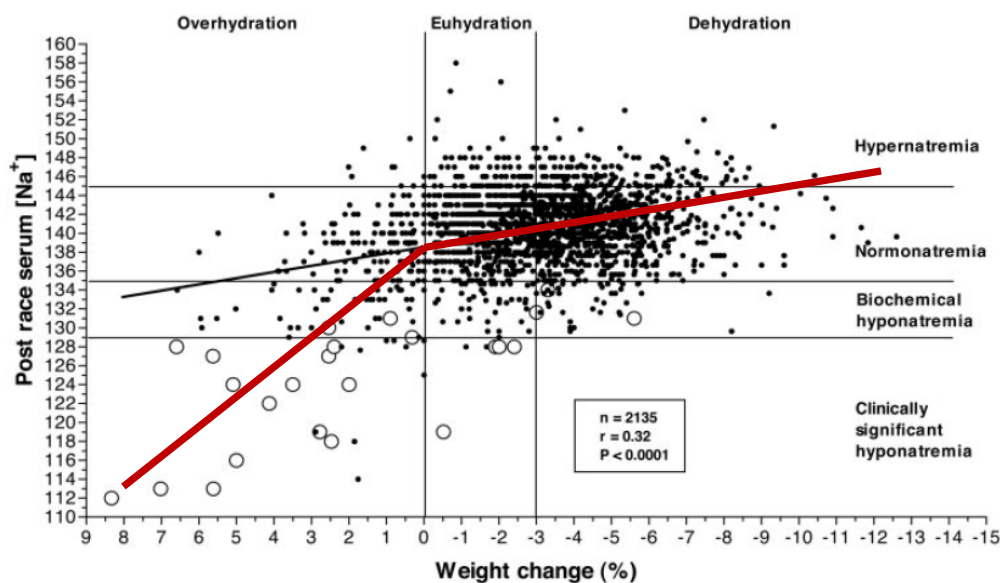


Abbildung 45: Modifizierte segmentierte Regression (rot) nach Tam & Noakes (2013) entsprechend der Annahme eines Regelungsbereiches des ZNS.

Überhydrierungen die Prognose des Serumnatriums über Trinkmengen gezeigt. Ein angepasster geschätzter Trendverlauf von Tam & Noakes (2013) könnten diese Annahme ebenfalls vermuten lassen (Abbildung 45). Die Ergebnisse zeigen die menschliche Fähigkeit innerhalb gewisser Grenzen, unabhängig technischer Unterstützung, Körperfunktionen aufrecht zu erhalten. Daher liefern zunächst die Vermeidung von Extremfällen den größten Nutzen, bevor nicht im Detail Wissen für Ansätze zur Leistungsoptimierungen entstehen.

Nichtsdestotrotz könnten Analysen der Bestandteile des Schweißes unter körperlicher Aktivität ergänzende Informationen zu etablierten Methoden, wie z.B. USG oder Plasmaosmolalität, liefern (Koh et al., 2016). Darüber hinaus bieten die Technologien in Kombination mit maschinellem Lernen die Möglichkeit individualisierte Modelle zu entwickeln, die erst mit fortschreitendem Gebrauch und sich steigernder Datenmengen ihren Nutzen entfalten.

Die vorliegende Studie und auch die aktuelle Literatur sehen derzeit noch keine Möglichkeit, aus einfachen nicht-invasiven Messungen den Wasserhaushalt des sporttreibenden Menschen verlässlich zu prognostizieren. Die Validität, der in Tabelle 13 zusammengestellten kommerziell erhältlichen bzw. in Entwicklung befindlicher Systeme muss, daher in Frage gestellt werden. Dies insbesondere vor dem Hintergrund, dass falsche Angaben in Bezug auf den Wasserhaushalt potenziell gefährlich sind.

5. Studienblock II: Konzeptionierung und Konstruktion eines Sensors für eine verbesserte nicht-invasive Ermittlung der Körperkerntemperatur mittels ZHF-Methode

5.1. Vorgehensweise und Überblick des Studienblocks II

Im Kapitel 2.2.2 wurden der Stand der Technik der nicht-invasiven Messung der Körperkerntemperatur und deren Limitation dargestellt. Aus dieser Bestandsaufnahme wurden dann die erforderlichen nächsten Forschungsschritte abgeleitet und konkrete Entwicklungsziele formuliert (Kap. 3). Diese sind in der Tabelle 6 (S.59) zusammengestellt. In der ersten Teilstudie von Studienblock 1 waren dann kommerzielle Zero-HeatFlux Sensoren zum Einsatz gekommen und der Nachweis gelungen, dass sich dieses Prinzip erstens zur Messung der KKT bei körperlicher Aktivität eignet und dass zweitens eine bestimmte Positionierung des ZHF-Sensors von Nöten ist (Kap. 4.2).

Im nun folgenden Studienblock II sollen insbesondere die Faktoren erforscht werden, welche die Genauigkeit der KKT-Messung mittels ZHF beeinflussen. Aus diesen Erkenntnissen werden dann Konzeptverbesserungen abgeleitet.

Methodisch wird dies realisiert durch Kombinationen eines Thermo-Physiologischen Menschmodells zur Simulation unterschiedlicher Anfangs- und Randbedingungen (Kap. 5.3) sowie den Einsatz explorativer Probandenstudien in der Klimakammer, bei welchen ebenfalls potenzielle Einflussfaktoren (wie z.B. die Isolierungswirkung der Sportbekleidung) systematisch variiert wird (Kap. 5.2).

Aus den Resultaten dieser Studienkombination leitet sich dann ein optimiertes Konzept eines ZHF ab. Der nach diesem Konzept gestaltete Sensor wird in Kap. 5.4 vorgestellt und dessen prototypische Umsetzung in Kap. 5.5 zusammenfassend beschrieben. Eine n1-Studie, die eine erste Funktionsprüfung und den Nachweis der erreichten Verbesserung liefert, ist im Kap. 5.6 dargestellt.

5.2. Untersuchung der Einflussfaktoren Wind, Strahlung und Isolierstärke des thermischen Tunnels im Probandenversuch

In einem explorativen Probandenversuch wurden verschiedene Isolationskonzepte zur Kontrolle externer Umweltparameter auf die ZHF-Temperatur, d.h. Windgeschwindigkeit und Strahlung, getestet. Dabei wurden verschiedene Isolationsmaterialien und -dicken, sowie, reflektierende Materialien zur Ergänzung des ZHF-Sensors (siehe Kap. 4.1.; Teilstudie 1) Bei konstanter Temperatur und relativer Luftfeuchte wurden Windgeschwindigkeiten und Strahlungsintensitäten, systematisch variiert und deren Einfluss auf mehrere Isolationskonzepte untersucht. Zur Kontrolle wurde gleichzeitig die rektale Körperkern-temperatur gemessen. Weitere Details sind in Tabelle 15 dargestellt.

Tabelle 15: Kurzübersicht zur Konzeptstudie des Studienblocks II.

Untersuchung von Umgebungseinflüssen auf nicht invasive Messung der Kerntemperatur durch die ZHF-Methode und deren Optimierungsmöglichkeiten

<p>H₀: Nicht-invasive Messung der Kerntemperatur werden unter passiver körperlicher Belastung durch Strahlung und Wind beeinflusst H₁: Nicht-invasive Messung der Kerntemperatur werden unter passiver körperlicher Belastung durch Strahlung und Wind nicht beeinflusst</p>	
<p>AV: ZHF- Temperaturen unterschiedlicher Isolationskonzept</p>	<p>UV: Windgeschwindigkeit, Strahlung,</p>
<p><u>Bedingungen:</u> 1) $T_{Luft} = 30^{\circ}C$; RH=40%, $v_a = 0-0,1$ & 12 m/s; $\dot{Q}_r = 0$ & $335,5$ W</p>	
<p><u>Invasive Messstellen:</u> Rektum <u>Nicht invasive Messstellen:</u> Sternum</p>	
<p><u>Konzepte</u> A) Änderung der thermischen Widerstände (6 Ausprägungen) B) Änderung des Reflexionsgrades (2 Ausprägungen)</p>	
<p><u>Protokoll</u> Dauer: ~ 1 h Art: Quasi-statisches Protokoll mit passiver Belastung und temporärer Simulation durch Strahlung und Wind</p>	
<p><u>Messtechnik:</u> Thermistor, ER400-9, Smith Medical Modifizierter Spot ON™, ZHF-Sensor 3M</p>	

5.2.1. Verwendete Isolationskonzepte

Ausgangspunkt war der in Kapitel 2.2.2 beschriebene ZHF-Sensor der Fa. 3M (3M, St. Paul, USA). Durch mehrere Entwicklungsiterationen wurde der Sensoraufbau systematisch variiert und verschiedene Lösungsansätze überprüft. Zwei wichtige Aspekte (vgl. *Abschnitt Null-Wärmestrom Methode*) lieferten deren Grundlage, nämlich, die merkliche Reduktion der beiden Temperaturgradienten; Kern-Haut und Haut-Umgebung (Taylor et al., 2014). Diese werden durch einzelne Maßnahmen und deren Kombination umgesetzt.

1) Berücksichtigung mikroklimatischer Verhältnisse: Die Probanden in früheren Untersuchungen zur ZHF-Methode waren meist unbekleidet, wodurch mikroklimatische Bedingungen gerade unter körperlicher Aktivität und damit potenziell vorteilhafte Verhältnisse (d.h. Unabhängigkeit von den Umgebungen) für ZHF-Messungen vernachlässigt wurden. In Realität passen Sportler ihre Bekleidung stets an Umgebungsbedingungen an und verringern so den Einfluss externer Bedingungen.

2) Erhöhung isolierender Eigenschaften: Umgebungsbedingungen können starken Einfluss auf Wärmetransportmechanismen haben. Dabei können Materialspezifikationen eine wichtige Rolle spielen. Durch Erhöhung der Isolation und Reflexion nach außen sollen diese verringert werden. Dabei sollen mehrere Schichten hydrophoben PE-Schaums (Bestandteil des kommerziellen SpotON™ Sensors) und reflektierenden Aluminiums helfen.

Mit diesen Maßnahmen müsste durch die Steigerung der thermischen Widerstände und der Reflexionsgrade eine bessere Ausprägung des isothermen Tunnels resultieren und sich somit eine bessere Übereinstimmung der invasiven und der nicht invasiven Messung ergeben (Tabelle 16).

Tabelle 16: Übersicht der Isolationskonzepte (↑ Anstieg)

Konzept	Physik. Größe(n)	Abs. Wert (gesch.)	Einheit	Explorative Umsetzung	Zweck	Material
1	R, q_E , q_K	0,014	$m^2 \cdot K/W$	T- Shirt	↑ R, ↑ q_E , ↑ q_K	Baumwolle
2	R, q_E , q_K	0,2	$m^2 \cdot K/W$	Isolierung		PE-Schaum
3	R, q_E , q_K	0,214	$m^2 \cdot K/W$	Isolierung + T- Shirt		PE-Schaum, Baumwolle
4	R, q_E , q_K	0,314	$m^2 \cdot K/W$	Isolierung + T- Shirt		PE-Schaum, Baumwolle

5	R, q_E , q_K	0,4	$m^2 \cdot K/W$	Isolierung		PE-Schaum, Baumwolle
6	R, q_E , q_K	0,414	$m^2 \cdot K/W$	Isolierung + T-Shirt		PE-Schaum, Baumwolle
7	R, q_E , q_K , φ	0,414	$m^2 \cdot K/W$ o.D.	Isolierung + Aluminiumbeschichtung	$\uparrow R$, $\uparrow q_E$, $\uparrow q_K$, $\uparrow \rho$	PE-Schaum PE Aluminium
8	R, q_E , q_K , ρ	0,414	$m^2 \cdot K/W$ o.D.	Isolierung + T-Shirt + Aluminiumbeschichtung		PE-Schaum PE Aluminium Baumwolle

5.2.2. Versuchsaufbau und Ablauf

Alle Versuche fanden in klimatisch standardisierten Bedingungen ($T_{Luft} = 30^\circ C$; $RH = 40\%$) in der Klimakammer des Lehrstuhls für Ergonomie der Technischen Universität München statt. Zur Überprüfung externer Einflüsse wurden durch Variierung von Strahlung und Luftbewegung ($v_a = 0-0,1$ & 12 m/s; $\dot{Q}_r = 0$ & $335,5$ W/m²μm) vier unterschiedliche, transiente, extreme Bedingungen je Konzept simuliert. Dies war notwendig, um einen stärkeren Wärmestrom zum oder Wärmeabstrom vom Körper bzw. dem ZHF-Sensorkonzept zu provozieren. Die Radiation wurde durch einen Strahler (1000 W) der Fa. Varytec (Varytec, Ittersbach, Deutschland) und die gezwungene Konvektion durch einen Ventilator der Fa. AEG (AEG, Frankfurt a. M.) simuliert. Beides wurde in 1,5 m Abstand auf Brusthöhe des Probanden platziert. Unter Berücksichtigung von Winkel und Fläche konnte eine Strahlungsintensität von 335 W/m² ermittelt werden. Die verwendete (Stufe 2) Windgeschwindigkeiten, des 3-stufigen Ventilators konnten mittels Anemometer auf 12 m/s (43,2 km/h) gemessen werden.

Jeder Versuch teilte sich in vier Phasen auf. Jede wurde bis zum Erreichen eines Gleichgewichtszustandes des ZHF-Sensors aufrechterhalten, um die Effekte der externen Einflüsse zu quantifizieren. Dieser wurde nach 10 Minuten, ohne Temperaturänderung um 0,1 °C angenommen. Die erste und dritte Phase wurde ohne Einflüsse durchgeführt, in der zweiten wurde Strahlung und in der vierten, Wind simuliert.

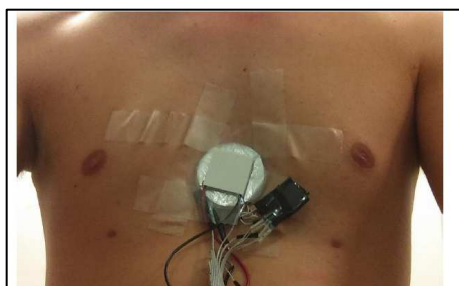


Abbildung 46: Links: Sternale Platzierung des Funktionsprototypen

Die ZHF Sensorkonzepte wurden mittels Palpation am Processus xiphoideus mit medizinischem Tape fixiert (Abbildung 46). Als Vergleichsmessung diente eine Rektalsonde. Der Proband war neben einem T-Shirt (tw.) noch mit Sportschuhen, Socken und einer kurzen Sporthose bekleidet. Die Gesamtsolation kann somit zwischen 0,066 und 0,080 $\text{m}^2 \cdot \text{K}/\text{W}$ beziffert werden. Aufgrund der sitzenden ruhenden Tätigkeit konnte von einem Energieumsatz von ca. 58-70 W/m^2 ausgegangen werden. Diese wurde wegen des Konzeptstatus des Sensors gewählt, um Bewegungsartefakte und Messfehler mit der Elektronik auszuschließen. Die Umgebungstemperaturen bedingten eine passive Hitzebeanspruchung.

5.2.3. Analysen

Aufgrund der Stichprobe $n=1$ ist die Untersuchung als Exploration zu werten weshalb Analysen lediglich deskriptiv Charakter haben. Die Abweichungen und Übereinstimmungen der beiden Messmethoden werden neben Verläufen der Primärdaten, Säulendiagrammen, Box- Plots und Korrelationen analysiert und visualisiert. Die Grenze einer akzeptablen Abweichung zwischen Kerntemperatur und ZHF-Temperatur wird bei $\pm 0,1^\circ\text{C}$ festgelegt.

5.2.4. Ergebnisse

Der Mittelwert der rektal gemessenen Kerntemperatur liegt über alle Versuche bei $37,44 \pm 0,11^\circ\text{C}$ und unterscheidet sich mit $0,67 \pm 0,03^\circ\text{C}$, einseitig signifikant ($p=0,0001^{****}$)

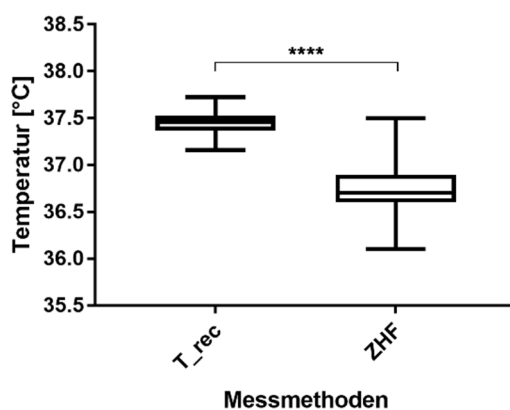


Abbildung 47: Mittlerer Unterschied zwischen Kerntemperatur und ZHF- Temperatur über alle Konzepte.

von der nicht invasiven Messung mit $36,78 \pm 0,29^\circ\text{C}$ (Abbildung 47). Die Kern- und ZHF-Temperaturen sind nicht normalverteilt und die Abweichung der Kerntemperatur entspricht den erwartungsgemäßen Schwankungen bei konstanten, standardisierten Bedingungen. Somit kann über alle Versuche von einer relativ gleichbleibenden Kerntemperatur und keinen Effekten durch Radiations- oder Konvektionseinflüsse ausgegangen

werden. Die Abweichungen des ZHF-Sensors sind daher mit hoher Wahrscheinlichkeit, mehrheitlich auf externe Einflüsse zurückzuführen und ermöglichen so eine grobe Quantifizierung der Einflüsse der vorherrschenden Randbedingungen.

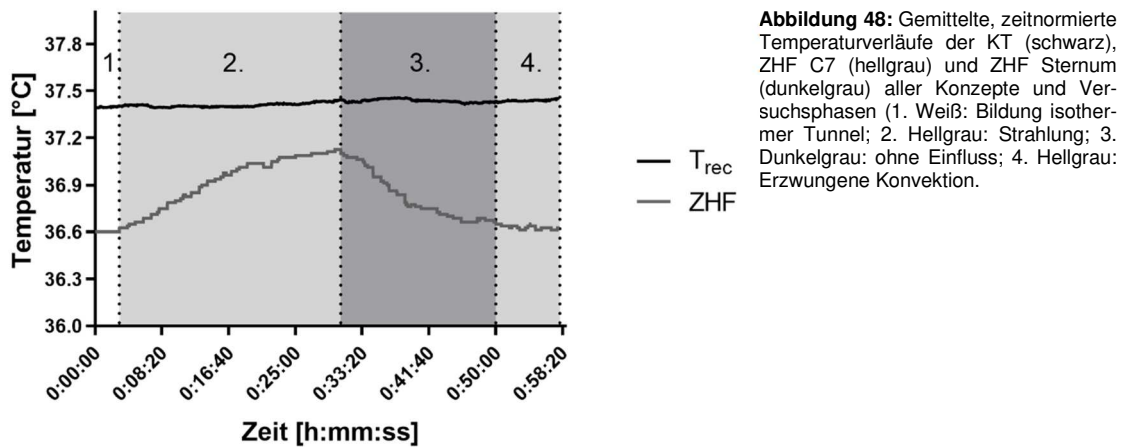


Abbildung 48 zeigt den Verlauf der gemittelten, zeitnormierten Temperaturwerte aller Konzeptuntersuchungen. Die Normierung richtete sich nach der kürzesten Zeitreihe und deren einzelner Phasenlängen. Durch die 10-minütigen „Steady States“ war es möglich, jede Phase auf die gleiche Anzahl an Einzelwerten zu reduzieren und so vergleichbare Zeitreihen, mit gleicher Datenzahl, zu erhalten. Die Temperaturanstiege und –abfälle blieben davon unberührt. Deutlich sind die vier Phasen der Versuche zu erkennen mit der anfänglichen Ausprägung des isothermen Tunnels, der anschließenden Beeinflussung durch Strahlung, einer folgenden Abkühlphase ohne externen Einfluss und der abschließenden Phase durch erzwungene Konvektion. Die Kerntemperatur und die ZHF Messung liegen anfänglich $0,8 \pm 0,05$ °C auseinander. Unabhängig der einzelnen Konzepte steigt die Temperatur im Mittel um $0,4-0,5 \pm 0,04$ °C durch Strahlung an. Innerhalb der 20 Minuten ohne Einfluss, sinkt die ZHF-Temperatur wieder annähernd auf ihren Ausgangswert ab und bleibt über den restlichen Verlauf bei erzwungener Konvektion relativ konstant. Ziel der Konzeptionen sollte sein, die absoluten Ausgangswerte anzunähern und den Kurvenverlauf flacher zu gestalten. Tabelle 17 zeigt die Temperaturunterschiede von T_{rektal} und der ZHF-Messung vor und nach der Beeinflussung über die einzelnen Konzepte. Negative Werte stellen einen Anstieg dar, positive einen Abfall. Bei T_{rektal} ist über Konzepte und Phasen eine relativ gleichbleibende Temperatur zu verzeichnen, die ZHF-Temperatur schwankt hingegen stärker über die einzelnen Phasen. Über die einzelnen Konzepte reduziert sich diese allerdings in allen Phasen. Die erste Phase bleibt aufgrund fehlender Einflüsse unberücksichtigt. Grafisch ist die Effektivität der einzelnen Konzepte in den Abbildungen 49 bis 52 dargestellt.

Tabelle 17: Mittlere Temperaturänderungen [°C] von jeweils Kern- und ZHF Temperatur über Phasen (vor und nach der Beeinflussung durch Strahlung und Wind) und Konzepte, negativer Wert: Anstieg; positiver Wert: Abfall

Konzept	Phase 2		Phase 3		Phase 4	
	KKT	ZHF	KKT	ZHF	KKT	ZHF
1	-0,040	-0,568	0,0190	0,568	-0,029	-0,001
2	-0,065	-0,900	-0,0047	0,593	0,113	0,807
3	-0,102	-1,111	0,0143	0,411	-0,094	0,000
4	-0,092	-0,600	-0,0066	0,601	-0,238	-0,201
5	0,026	-0,400	0,0413	0,500	0,007	0,000
6	0,012	-0,194	-0,0242	0,196	-0,013	0,098
7	-0,007	-0,200	-0,0121	0,200	-0,022	0,200
8	0,030	-0,100	-0,0646	0,000	0,055	0,000

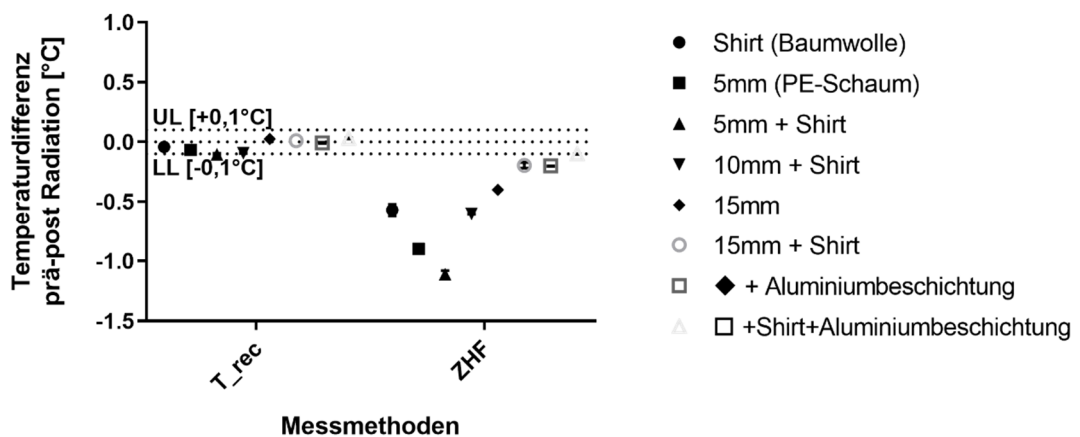


Abbildung 50: Entwicklung der Differenz von Kerntemperatur und ZHF-Temperatur über die einzelnen Konzepte in Phase 2.

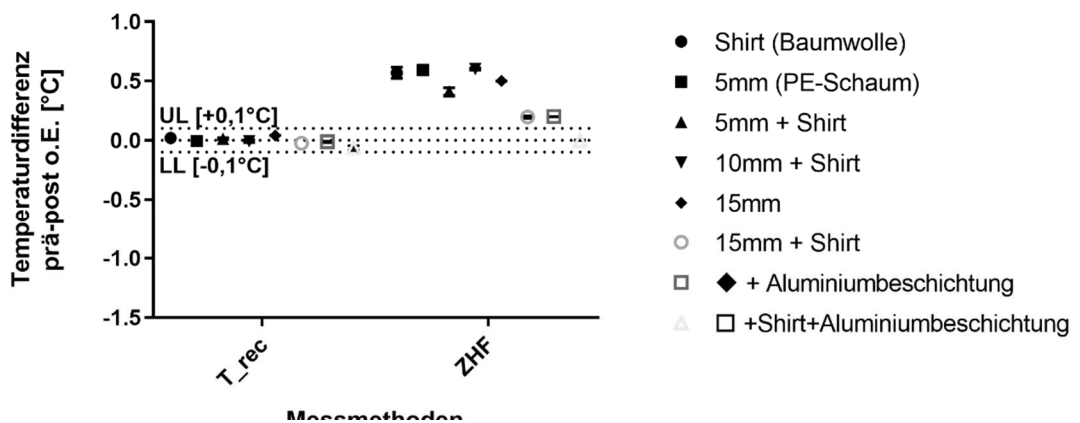


Abbildung 49: Entwicklung der Differenz von Kerntemperatur und ZHF-Temperatur über die einzelnen Konzepte in Phase 3 (o.E.: ohne Einfluss).

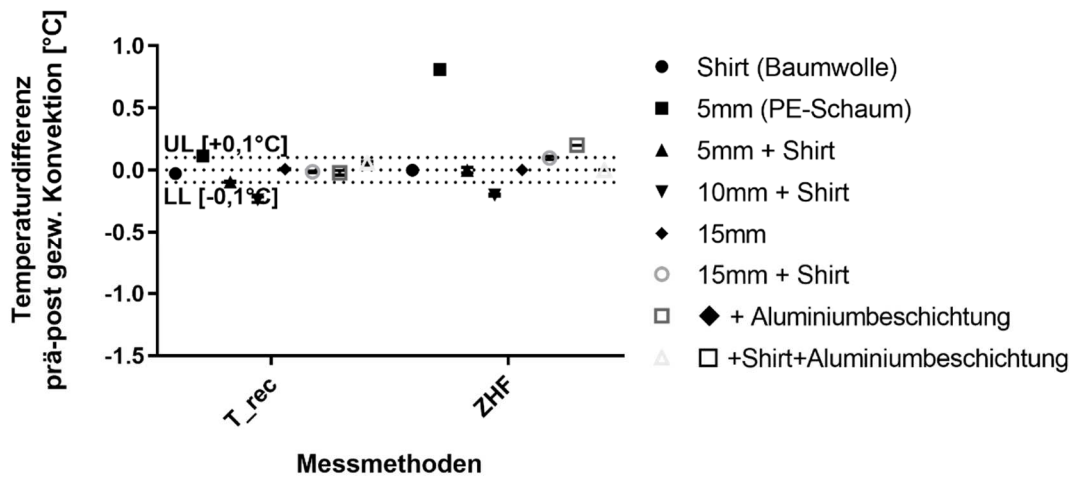


Abbildung 52: Entwicklung der Differenz von Kerntemperatur und ZHF-Temperatur über die einzelnen Konzepte in Phase 4.

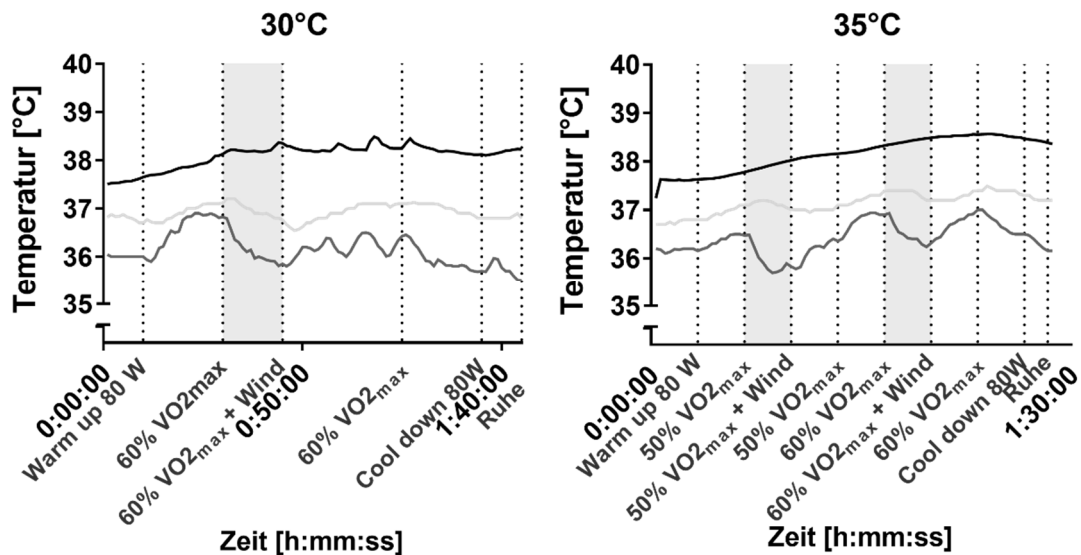


Abbildung 53: Temperaturverläufe der KT (schwarz), ZHF C7 (hellgrau) und ZHF Sternum (dunkelgrau) während zweier Belastungsprotokolle unter dem Einfluss von gezwungener Konvektion (schattierter Bereich; 12 m/s) bei TLuft = 30°C & 35°C; RH=40%, $v_a=0-0,1$ & 12 m/s; $\dot{Q}r=0$.

In allen Phasen reduziert sich die Differenz mit der Erhöhung der thermischen Widerstände. Der Ausreißer der 5mm Isolierung ist vermutlich in einer mangelhaften Fixierung begründet. Die Ergebnisse anderer Versuche mit freiliegenden (d.h. ohne thermischen Widerstand) ZHF-Sensoren an Sternum und C7 (Abbildung 53) konnten im Grundsatz bestätigen, dass die ZHF-Temperaturen bei gezwungener Konvektion abfallen.

Dadurch sind erste Ansätze identifiziert, um eine Reduzierung der ZHF-Schwankungen zu erreichen. Für zukünftige Konzepte von ZHF-Sensoren zur Messung der Körperkern-temperatur wäre es also sinnvoll, den Sensor möglichst gut vor Windeinfluss zu schützen. Individuelle Faktoren, wie z.B. Hautdurchblutung oder subkutanes Gewebe dürften

ebenfalls einen entscheidenden Einfluss für die Ausprägung eines isothermen Tunnels haben. Diese wiederum können von anderen Faktoren, wie Sauerstoffumsatz oder Körperkomposition abhängen. Zusammenfassend kann für die getesteten Konzepte noch keine allgemeingültige und nutzerübergreifende Anwendung der ZHF-Methode bestätigt werden. Verbesserungen könnten jedoch durch einfache Maßnahmen erreicht werden.

5.3. Untersuchung der Einflussfaktoren Wind, Strahlung, Sensorbauweisen und -durchmesser mittels Thermo-Physiologischen Menschmodell und Simulation

5.3.1. Einführung

Wie in den Kapiteln 4 & 5 deutlich wurde, sind experimentelle Untersuchungen umwelt-ergonomischer Problemstellungen aufgrund der Vielzahl an externen, an individuellen und verhaltensbezogenen Einflussgrößen, sowie der Trägheit des Menschen als System, sehr aufwendig. Gerade für Phänomene des Wärmeaustausches existieren jedoch computergestützte Alternativen, welche ein virtuelles Abbild der Realität ermöglichen und somit zeitsparende Voruntersuchungen ermöglichen. Aus diesem Grund wurde auch für die vorliegende Sensorentwicklung auf einen solchen modellbasierten Simulationsansatz zurückgegriffen. Zunächst entstand ein CAD-Modell des Sensors selbst und dieses wurde dann mit einem thermo-physiologischen Modell des Menschen kombiniert. Zur Umsetzung kamen folgende weitere Programme (Tabelle 18) zum Einsatz.

Tabelle 18: Liste der verwendeten Software zur Erstellung der virtuellen Umgebung und Umsetzung der Mensch-Maschine-Umwelt Interaktion.

	Modellbildung	Diskretisierung	Simulation	Entwicklung	Auswertung
Herausgeber	Dassault Systèmes, Vélizy-Villacoublay, Frankreich	ANSYS Inc., Canonsburg, USA	P+Z Engineering, München, Deutschland	Microsoft, Redmont, USA	Microsoft, Redmont, USA
Produkt	Catia	Workbench	THESEUS-FE	Visual Studio 2008	Excel
Version	V5 R19	14.5	6.1.1	9.0.21022.8 RTM	15.16
Zweck	Erstellung und Gestaltung von Körpern im virtuellen, dreidimensionalen	Modellbildung: Formatkonvertierung und Meshing ⁷⁰ für die FE-Simulation	3D Modellintegration und Simulation mittels	Programmierung der User Routine für die Heizreglung	Auswertung

⁷⁰ Automatisierten Prozess zur Erstellung vereinfachter Oberflächenbeschreibungen aus dreidimensionalen Bilddateien.

	Raum.		Pre- und Post-processing		
--	-------	--	--------------------------	--	--

5.3.2. Modelle und Modellbildung

Menschmodell

Die Grundlage der Simulation liefert ein spezielles Finite-Elemente Modell zur Berechnung von Wärmeaustauschvorgängen, nicht nur im menschlichen Körper, sondern vor allem auch von dessen Wärmeaustausch mit der Umwelt. Dieses von Fiala, Lomas & Stohrer (2001) beschriebene Modell wird kommerziell unter der Bezeichnung FPC-Modell (**F**iala thermal **p**hysiology and **c**omfort model, Ergosim, Marxzell) vertrieben und wurde umfangreich validiert (u.a. (Psikuta et al., 2012)). Das Modell ist in die FE-Software „THESEUS-FE“ implementiert. Es besteht aus einem aktiven (d.h. menschliche Thermoregulation) und einem passiven (d.h. thermische Materialeigenschaften menschlicher Gewebe) Teil (Fiala, Lomas & Stohrer, 2001). Geometrische Volumenkörper repräsentieren den Menschen und die thermischen Materialeigenschaften jedes seiner einzelnen Körpersegmente. Schnittstelle beider sind die in Abbildung 54 dargestellten Knotenpunkte (*degrees of freedom*⁷¹), für die entsprechend der simulierten Bedingungen Temperaturwerte ausgegeben werden. Für unsere Simulation waren der innerste Knotenpunkt des Segmentes Thorax, als Repräsentation der ösophagealen Körperkerntemperatur, sowie der äußerste, als Repräsentation der Hauttemperatur, relevant. An letzterer wurde ein virtuelles Modell eines ZHF Sensors platziert, um das Messprinzip (vgl. Kapitel 2.2.2) zu simulieren. Nach Taylor et al., (2014) stellt die ösophageale Körperkerntemperatur einen weiteren Goldstandard dar. Im Kontrast zur Latenz der rektalen Temperatur ist sie dar-

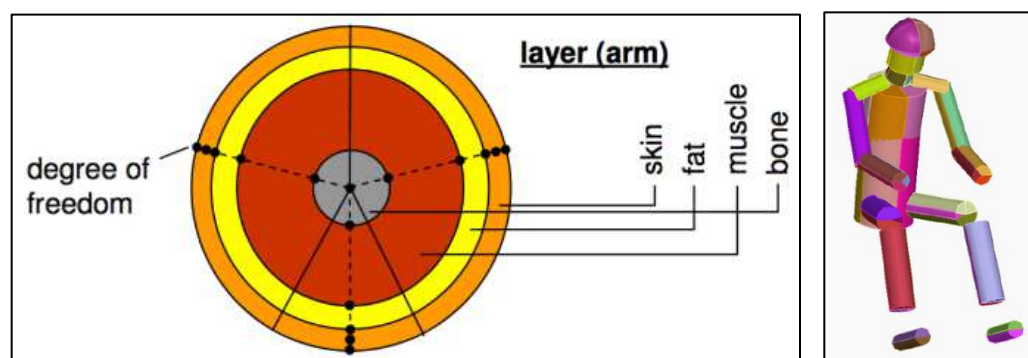


Abbildung 54: Solver-interne Darstellung von Körperteilen. Temperaturfreiheitsgrade an den Knoten und Bezeichnung der Schichten. Gezeigt ist der Querschnitt eines Arm-Segments.

⁷¹ Freiheitsgrade

über hinaus reaktiver auf Temperaturschwankungen und somit für transiente Bedingungen, wie sie beim Sport und aufgrund der Positionierung des ZHF-Sensors bzw. methodischer Einschränkungen bei Probandenversuchen auftreten, besser geeignet.

CAD Model des Zero Heat Flux Sensors

Konstruktion

Über den Aufbau eines CAD-Modells des zukünftigen Sensors können diesem beliebige Materialkennwerte gegeben, seine geometrischen Dimensionen variiert und mit zusätzlichen Elementen ausgestattet werden, wie z.B. mit einem Heizelement zum Ausgleich eines Wärmeabflusses aufgrund unzureichender Isolierung des thermischen Tunnels. Auf Basis der kommerziellen Sensoren von 3M (Bieberich, Hansen, Staab, van Duren & Ziamehr, 2011) wurden zwei Sensorvarianten mittels CAD konstruiert. Die Computermodelle bestehen aus zwei Schichten. Die Funktionen eines Heizelements konnte durch das Definieren einer Randbedingung in die FE-Simulation eingebunden werden. Aufgrund der Annahme, dass der Wärmeverlust des Heizelementes minimiert und somit der isotherme Tunnel besser aufrechterhalten werden kann, wurde die geschlossene Variante mit einer zusätzlichen Ummantelung (d.h. mehr thermische Masse) erstellt. Tabelle 18 beschreibt die beiden Materialparameter und deren thermisch relevanten Eigenschaften.

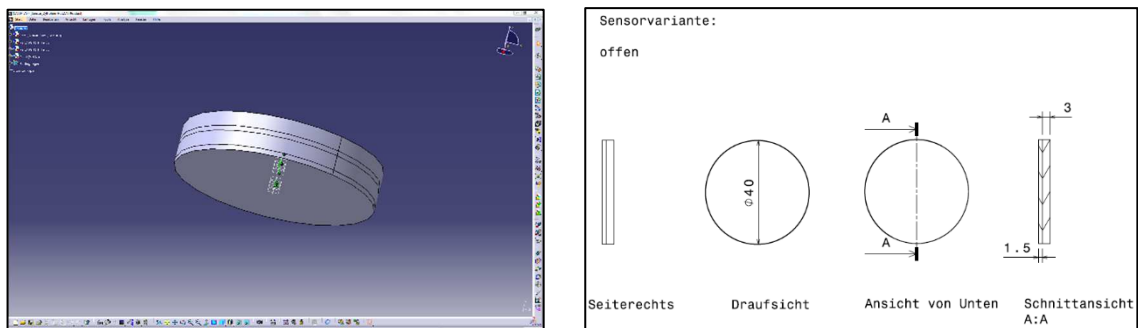


Abbildung 55: Projektionsansichten und Maße der offenen Sensorvariante. Durchmesser $d = 40$ mm, Höhe $h = 4,5$ mm

Tabelle 19: Thermische Materialspezifika der zwei Sensorvarianten

Material	Dichte	Spezifische Wärmekapazität	Wärmeleitung
PET	930 kg/m ³	2000 J/kg*K	0,5 J/m ² *K
PET-Schaum (geschlossenporig)	68,5 kg/m ³	2100 J/kg*K	0,34 J/m ² *K

Meshing und Konvertierung

Um die CAD Modelle der Sensoren in ein FE-kompatibles Format zu konvertieren wurden Oberflächen und Volumen der einzelnen Bauteile mittels *Meshing* (Vernetzen) in tetraeder- und quaderförmige Elemente unterteilt (Abbildung 56).

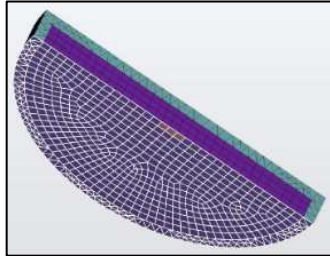


Abbildung 56: Gemeshtes Modell des ZHF-Sensors.

5.3.3. Wärmeübertragungsmodell Mensch-Sensor-Umwelt

RB - Kontaktwärme/Konduktion

Für unseren Anwendungsfall eines körpergetragenen Systems sind die Kontakte innerhalb des Systems (Funktionsschichten) und zwischen System und Menschmodell wichtig. Dazu sind jeweils zwei Elemente (sog. Master und Slave), deren Orientierung und Distanz anzugeben, um die Wärme-/Energieströme zu berechnen.

RB - Strahlungswärme/Radiation

Innerhalb THESEUS-FE wird Wärmestrahlung ausgehend von jedem Festkörper und seiner Eigentemperatur (langwellig) und kurzwelligerer Sonnenstrahlung unterschieden. Erstere wurden für alle Elemente des Mensch- und Sensormodells definiert. Letztere, wurde in der Basiskonfiguration mit $0,5 \text{ W/m}^2$ und einem Einfallswinkel von $\theta = 90^\circ$ angenommen. Lediglich unverdeckte Modellelemente wurden mit dieser Bedingung verknüpft.

RB - Konvektion

Ähnlich wie beim Phänomen der Wärmestrahlung unterliegen alle nicht verdeckten Flächen der natürlichen bzw. erzwungenen Konvektion. Dazu wurde ein sogenanntes Airzone Objekt als Randbedingung integriert. Mit $T_a = 30^\circ\text{C}$ und $\text{RH} = 50\%$ wurden dieses definiert.

RB – Heizleistung

Um den virtuellen Sensor entsprechend der Realität (vgl. Kapitel 4.2), die Aufrechterhaltung des isothermen Tunnels, zu ermöglichen, wurde mittels dieser RB und einer entsprechenden Programmierung, ein Gegenheizen realisiert. Dazu wurden zwei Schichten

des Sensormodells neu definiert, um mittels deren Temperaturdifferenz und einer berechneten Heizleistung (vgl. Kapitel 5.4.2.) die Regelung (Formel 7) zu modellieren.

$$[6] \quad P(\Delta T) = \begin{cases} a * \Delta T, & \text{für } \Delta T \geq 0 \\ 0, & \text{für } \Delta T < 0 \end{cases}$$

a = Flächenfaktor zur Ermittlung der Heizleistung (0,13 W) für die Sensorfläche ($4 \cdot 10^{-4} \text{ m}^2 * \pi = 1,3 \cdot 10^{-3} \text{ m}^2$):

5.3.4. Funktionstest - Modellüberprüfung

Abbildung 57 zeigt einen simulierten Funktionstest der Regelung.

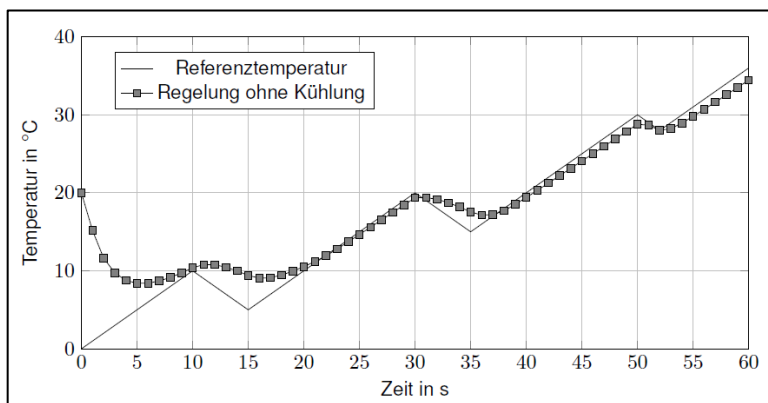


Abbildung 57: Funktionstest der Temperaturregelung im Sensor ohne (Quadrate) Kühlfunktion. Die Master-temperatur wird von der durchgezogenen Linie dargestellt

Die Referenztemperatur simuliert einen vorgegebenen Temperaturanstieg. Die Kurve mit Markern folgt einem nahezu identischen Verlauf und stellt die durch das Heizelement geregelte Temperatur dar. Abbildung 58 zeigt das gesamte Mensch-Maschine System.

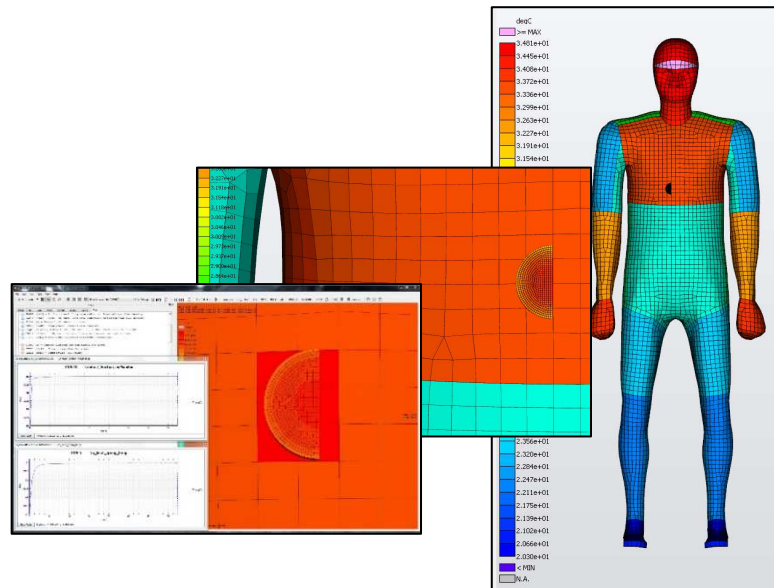


Abbildung 58: Illustration des FE Menschmodells und Vergrößerung der sternalen Sensorplatzierung

Das simulierte Testszenario entspricht dem Belastungsprotokoll aus Kapitel 5.4.3. Die Tabelle 20 zeigt die betrachteten Parameter in ihrer Basisausprägung und ihrer variierten Ausprägung.

5.3.5. Simulation unterschiedlicher Sensordesigns & äußerer Randbedingungen

Für eine korrekte Simulation müssen, die im vorangegangenen Abschnitt beschriebenen Komponenten in einer virtuellen Umgebung kombiniert werden. Mittels sogenanntem Pre-Processing werden Sensor und Menschmodell durch die Definition eines thermischen Kontaktes virtuell verbunden und in die virtuelle Welt von THESEUS-FE eingebettet. Um den wechselseitigen Bedingungen der einzelnen Teilsysteme in der Realität möglichst nahe zu kommen, müssen die inneren und äußeren Wärmetransportmechanismen als Randbedingungen (RB) definiert werden. Alle in Folgendem angegebene Werte gelten für eine Basiskonfiguration (Tabelle 20). Die Änderung dieser Werte wurde in einer zweiten Konfiguration (Variation) umgesetzt, um die Einflüsse der Kriterien zu identifizieren. Die Simulation wurde über ca. 100 min, also ungefähr so lange, wie die Probandenversuche, durchgeführt. Je Simulation wurde nur ein Parameter variiert und alle anderen blieben konstant. Damit wurden Wechselwirkungen der Effekte nicht berücksichtigt.

Tabelle 20: Übersicht der Simulationsparameter, -konfiguration und Analyse Kriterien.

Parameter	Basisausprägung (c ₀)	Variierte Ausprägung	Analyse Kriterium
Position	Thorax lower anterior	Neck posterior	C ₁
Radius Grundfläche	r ₀ = 20mm	r ₂ = 40mm	C ₂

Wärmeleitung „E ⁷² “	$\lambda_0 = 0,34 \text{ J/m}^*\text{K}$	$\lambda_0 = 0,2 \text{ J/m}^*\text{K}$	C3
Wärmeleitung „C“	$\lambda_0 = 0,5 \text{ J/m}^*\text{K}$	$\lambda_4 = 0,2 \text{ J/m}^*\text{K}$	C4
Dichte „E“	$\rho_0=68,5 \text{ kg/m}^3$	$\rho_5=30 \text{ kg/m}^3$	C5
Dichte „C“	$\rho_0=950 \text{ kg/m}^3$	$\rho_6=2000 \text{ kg/m}^3$	C6
Wärmekapazität „E“	$c_{\rho 0}= 2100 \text{ J/kg}^*\text{K}$	$c_{\rho 7}= 1050 \text{ J/kg}^*\text{K}$	C7
Wärmekapazität „C“	$c_{\rho 0}= 2000 \text{ J/kg}^*\text{K}$	$c_{\rho 8}= 1000 \text{ J/kg}^*\text{K}$	C8
Sensorgeometrie	offen	geschlossen	C9
Luftgeschwindigkeit	$v_{bc0}= 0,1 \text{ m/s}$	$v_{bc1}= 10 \text{ m/s}$	Cbc1
Sonnenstrahlung	$\dot{Q}_{rbc0}= 5 \text{ W/m}^2$	$\dot{Q}_{rbc2}= 700 \text{ W/m}^2$	Cbc2
Rel. Luftfeuchte	$RH_{bc0}= 50\%$	$RH_{bc3}= 100\%$	Cbc3
Umgebungstemperatur	$T_{abc0} = 30^\circ\text{C}$	$T_{abc4} = 20^\circ\text{C}$	Cbc4

Die Bewertung der Ergebnisse basiert auf 26 Simulationen (2 Ausprägungen * 13 Parameter). Als Maßzahl wurde die mittlere Temperaturdifferenz verwendet, dargestellt durch Formel [7], zwischen Körperkern und Hauttemperatur unter dem ZHF Sensor. Je geringer diese ausfällt, desto besser kann ein schnell und konstant ausgeprägter isothermer Tunnel angenommen werden. Zum besseren Verständnis der relevanten Temperaturen, siehe Markierungen in Abbildung 59.

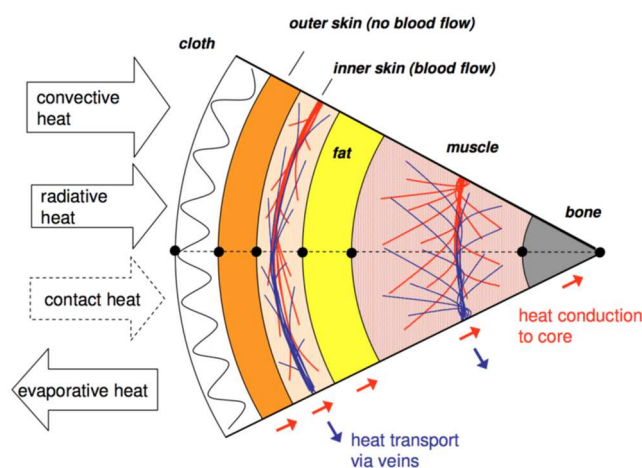


Abbildung 59: Darstellung der Mechanismen der Wärmeübertragung innerhalb des Menschmodells. An allen Knoten ist ein Temperaturfreiheitsgrad definiert. Pfeile mit durchgezogener Linie stellen obligatorische Wärmetransporte dar. Kontaktwärmeleitung (gestrichelter Pfeil; "contact heat") ist eine Modell-abhängige Bedingung (Fiala, 2010).

⁷² C & E: Funktionsschichten des Sensormodells

$$[7] \quad c_i = T_{i,DOF 1} - T_{i,DOF n}$$

c_i : Basis (c_0) oder variiertes Analyse Kriterium (c_1) zum Vergleich zweier Parameterausprägungen
 T_i : Temperatur i-Stellen Haut & Kern zur Ermittlung des Einflusses der Parametervariation
 DOF: Freiheitsgrade, entsprechend der verschiedenen körperinternen Wärmeübertragungsphänomene

Am Ende steht eine Rangordnung Formel [8]; welche die einzelnen Einflussfaktoren in Bezug zu der Basisausprägung mit positiven und negativen Einflüssen beschreibt.

$$[8] \quad \min[c_1; c_k] < \dots < c_0 < \dots < \max[c_1; c_k]$$

Alle 30 Sekunden wurden für das jeweilige Mensch-Maschine-Umwelt-System relevante Temperaturwerte simuliert. Für die Auswertung wurden das arithmetische Mittel und die Standardabweichung aller Differenzwerte einer Simulation errechnet.

Ergebnisse

Die Tabelle 21 fasst die Ergebnisse in aufsteigender Rangordnung zusammen. Die prozentuale Änderung setzt die Temperaturunterschiede mit den zwei Ausprägungen jedes einzelnen Parameters in ein Verhältnis und stellt ansatzweise ein Effektivitätsmaß dar. Beispielsweise reduziert eine Änderung der Wärmekapazität- „C“ von 2000 J/kg*K auf 1000 J/kg*K die Temperaturänderung über den simulierten Zeitraum um 50%.

Tabelle 21: Rangfolge der mittleren Abweichungen zwischen der Körperkerntemperatur (des virtuellen Menschen) und der Hauttemperatur unter dem simulierten Zero-Heat Flux Sensor in Abhängigkeit der variierten Parameter.

Rangfolge	Variation	Temperaturänderung T_{Haut} [%]	Mittelwert [°C]	Standardabweichung [°C]
c1	Sensorposition	n.a.	-0,1760	0,347
c8	Wärmekapazität „C“ - c	50%	0,185	0,272
c3	Wärmeleitung „E“ - λ	41%	0,205	0,280
c5	Dichte „E“ - ρ	56%	0,207	0,280
c7	Wärmekapazität „E“ - c	50%	0,207	0,280
c0	-		0,207	0,281
cbc1	Luftgeschwindigkeit v	99%	0,209	0,285
cbc2	Sonnenstrahlung - \dot{Q}_r	99%	0,228	0,292
c4	Wärmeleitung „C“ - λ	60%	0,234	0,293
c9	Sensorvariante: geschlossen	n.a.	0,246	0,288
cbc4	Umgebungstemperatur T_a	33,3%	0,248	0,252

C ₆	Dichte "C" - ρ	52,5%	0,262	0,299
C _{bc3}	rel. Luftfeuchte - RH	50%	0,281	0,253
C ₂	Radius Grundfläche	100%	0,391	0,347

Vergleicht man die mittleren Differenzen dieser Simulation mit Realversuchen und klinischer Studien, so sind diese im Mittel geringer als die üblichen $\sim 0,5^{\circ}\text{C}$. Im Vergleich zur Basisausprägung haben die Änderung der Sensorpositionierung, der Wärmekapazität der Schichten C & E, der Wärmeleitung und Dichte der Schicht E zur Verringerung der mittleren Differenz bzw. der Standardabweichung, und damit zu einer Reduzierung der mittleren Abweichung geführt. Jegliche Variation der Umgebungsbedingungen, der Wärmeleitung und Dichte der Schicht C, sowie der Grundfläche haben die Übereinstimmungen verschlechtert und belegen somit auch in der Simulation den zu kontrollierenden Einfluss externer Bedingungen. Im Falle der Sensorposition, aufgrund des negativen Vorzeichens, sogar zu einer im Mittel höheren ZHF-Temperatur. Die Simulation bestätigt in diesem Fall Ergebnisse aus Kapitel bzgl. der Positionierung am Processus spinosus des siebten Halswirbels, sowie umweltbedingte Einflüsse (vgl. Kapitel 5.2). Andererseits liefert die Positionsänderung auch die größte Standardabweichung der Simulation. Es kann angenommen werden, dass diese Ergebnisse in Zusammenhang mit der Position, auch methodische Gründe hat, da sich damit viele Materialeigenschaften der Elementgruppen (Thorax lower anterior & Neck posterior) in der Software ändern. Alle prozentuale Änderung haben in hohem Maße (Mittelwert: 63%) Einfluss auf die Temperaturänderung. Die Ergebnisse der Materialparameter deuten ansatzweise auf ein mögliches Dilemma zwischen Dynamik und Genauigkeit hin. Einerseits würde die Variation einzelner Materialparameter (Steigerung der Leifähigkeit) zu einem besseren Wärmefluss (bessere Messdynamik) zwischen den Sensoren (Schicht C) und an die Umgebung (Schicht E) führen und somit das Messergebnis verbessern. Andererseits führen z.B. sich dann ändernde Umweltbedingungen zu einer Verschlechterung, die sich zum Beispiel durch schnelleren Wärmez- oder -abstrom durch Konvektion oder Strahlung, noch verstärken könnten. Demgegenüber stehen Änderungen durch niedrigere Leitfähigkeit und höhere Dichte der Schicht E. Theoretisch würde die Trägheit des Sensors steigen, da die Materialien mehr thermische Masse zur Wärmespeicherung bieten würden. Bei sich ändernden Hauttemperaturen würde somit Wärmeenergie länger aufgenommen oder abgegeben werden, und zu Verzögerungen in den Messwerten führen. Genau dieser Tatsache kann das Ergebnis der Sensorgeometrie, mit höherer mittlerer Differenz und Standardabweichung zu Grunde liegen, da durch die Ummantelung weiterer Wärmespeicher hinzukommt. Da Simulationen niemals ein vollständiges Abbild der Realität

sein können, sind die Ergebnisse als Anhaltspunkte einzustufen, die zu modifizierender Größen einer physischen Auslegung identifizieren. Nichtsdestotrotz ist eine virtuelle Umgebung geschaffen, welche im Zusammenhang des Wärmetransports und Messmethoden tragbarer Systeme, schnell und unkompliziert Tendenzen zur Mensch-Maschine-Umwelt Interaktion in Zusammenhängen thermischer Fragestellungen erkennen lässt. Darüber hinaus bestätigen und ergänzen die Simulationsergebnisse den Schwerpunkt auf die Faktoren Position/Fixation, Anthropometrie & Beanspruchung des Menschen, sowie thermische Unabhängigkeit des Sensors.

5.4. Ableitung und Beschreibung des optimierten Sensorkonzepts (ZHF^{TUM})

5.4.1. Prinzipieller Aufbau

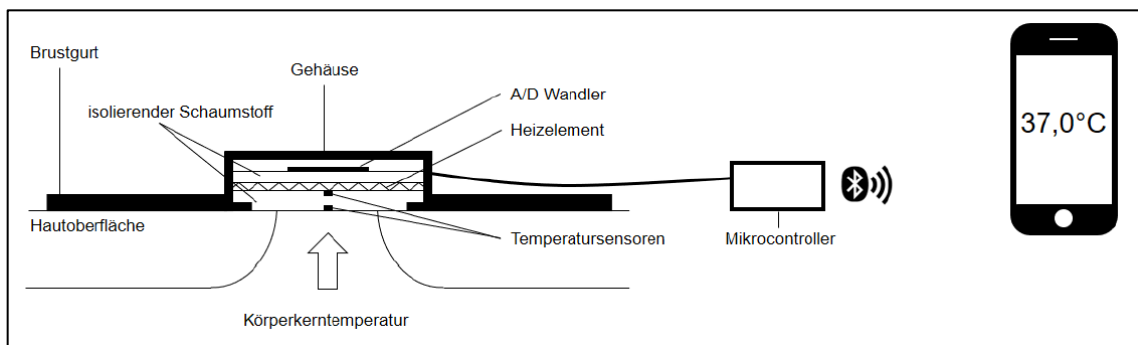


Abbildung 60: Schematische Darstellung und Abbildung des gefertigten des ZHF Sensors

Nach Kapitel 4 ist die Positionierung am Brustbein eine Möglichkeit, um mittels der ZHF-Methode unter körperlicher Belastung gute Übereinstimmungen mit dem Verlauf der Kerntemperatur zu erreichen. Brustgurte sind im Sport etabliert und daher eine einfache Möglichkeit die Messung am Sternum zu ermöglichen und wurden deshalb für die Entwicklung eines Prototyps gewählt. Den Ausgangspunkt stellte der in Kapitel 2 beschriebene Spot ONTM von der Fa. 3M und das Patent der Fa. Arizant Healthcare (Bieberich,

Hansen, Staab, van Duren & Ziaimehr, 2010) dar. Die Abbildung 60 zeigt den Aufbau des Sensorsystems und Monitors.

Die in der Einleitung beschriebenen Nachteile (z.B. Stationarität, Einmalanwendung) sind durch das neue Konzept mit seiner Drahtlosübertragung der Temperaturdaten an ein Endgerät und Einbettung in ein Gehäuse ansatzweise gelöst. Zu diesem Zeitpunkt liegt der Schwerpunkt auf der Funktionalität und Messgenauigkeit des gesamten Systems. Die Umsetzung ist daher nur als Demonstrator zu verstehen. Weitere Designoptimierungen (z.B. Maß, Optik) wären den Entwicklungen hin zu einem marktreifen Produkt vorbehalten. In Folgendem wird auf eine erste Validierung des Systems in zwei Umgebungsbedingungen eingegangen.

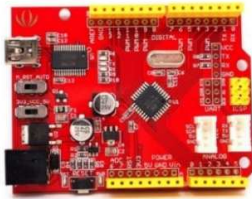


5.4.2. **Konstruktion und Fertigung eines Demonstrators des neuen Sensors**





Die folgenden Seiten zeigen die hard- und softwareseitige Auslegung und Umsetzung des Sensorkonzepts, sowie den schrittweisen Herstellungsprozess.




Komponenten und Materialien

Folgende Tabelle 22 beschreibt und illustriert mit Fabrikat, Hersteller, technischen Spezifikationen, Zweck und Anforderungen, sowie einem Bild alle verwendeten elektronischen und technischen Komponenten zur Umsetzung eines Prototyps zur nicht-invasiven Messung der Körperkerntemperatur über einen Brustgurt.

Tabelle 22: Komponenten zur Umsetzung des Prototyps zur nicht invasiven Messung der Körperkerntemperatur.

#	Komponente	Fabrikat	Hersteller	Spezifikationen	Zweck/Anforderung	Ergänzung/Bild
1	Mikrocontroller	Seeeduino v3.0	Seed Studio, Shenzhen, China	Mikrocontroller Spannung: 3,3 V oder 5 V max. Strom (Output): 3,3 V, 800 mA 5,0 V, 500 mA max. Strom (Output) an digitalen Pins: 40 mA DC Input Spannung: 7 V - 12 V (max. 20 V) Anzahl digitale Pins: 14 Anzahl analoge Pins (Input): 8, wovon 2 für die I ² C Schnittstelle belegt sind	Steuerung und Kommunikationsaufgaben; Verarbeitung analoger und digitaler Signale; Durchführung von Berechnungen	 <p>Seedstudio, Seeeduino v3.0, http://wiki.seeedstudio.com/wiki/Seeeduino_v3.0</p>
2	Platinwiderstand	PT1000	Variohm Eurosensor, Heidelberg, Deutschland	ERTD-PT-1000-A-3850 Toleranzklasse A Gesamthöhe: 1,1mm	Kleine Maße; Temperaturmessung	 <p>Variohm, PT1000, http://www.variohm.de/sensoren/Temperatursensoren.php</p>
3	A/D Wandler	ADS1115	Adafruit Industries LLC, New York, USA	16 Bit Auflösung: 0,125°C	Wandlung analoger Spannungen in digitale Signale	 <p>Adafruit, A/D Wandler, https://www.digikey.com/product-detail/en/adafruit-industries-llc/1085/1528-1461-ND/5761229</p>

4	Metallschichtwiderstand			$1000 \Omega \pm PT1000$ bei 0°C	Regelung (der Temperaturen mittels Platinwiderständen); Differentielle Spannungsmessung	 <p>Metallwiderstand, https://www.amazon.de/modellbahn-exklusiv-5340-Metallschicht-Widerstand-KOhm/dp/B00LIT9ZBM</p>
5	Widerstandsdraht		Block, Verden, Deutschland	$R = 62,4 \Omega/\text{m}$	Heizelement zur Gewährleistung von $\dot{Q} = 0$	 <p>Widerstandsdraht, Reichelt, https://www.reichelt.de/Widerstandsdraht/RD-100-0-10/3/index.html?ACTION=3&LA=2&ARTICLE=57210&GROUPID=4488&artnr=RD+100%2F0%2C10&SEARCH=%252A&SID=93WUjJqqwQATYAAF4HW44886e0546b926ba50f1a992c03599fbd</p>
6	Transistor	NPN Transistor				 <p>NPN Transistor, http://www.robotpark.com/BC547-NPN-Transistor-10-Units</p>
7	Isolierung	Polyethylenschaum	Selit Dämmtechnik, Erbes-Büdesheim, Deutschland	$R = 0,065 \text{ m}^2\text{K/W}$	Formschluss an Körper, Unterstützung $\dot{Q} = 0$	 <p>Polyethylenschaum, s-polytech, https://www.s-polytec.de/kunststoffplatten/pe-platten.html</p>

8	Drahtlosübertragung	Bluetooth Shield V2.0	Seed Studio, Shenzhen, China	Spannung Input: 3,3 V Reichweite: 10m			Bluetooth Shiedl, Seedstudio, http://wiki.seeedstudio.com/wiki/Bluetooth_Shield_V2.0
9	Nickel Metallhybrid Akkumulatoren			Nennladung: 800mA/h Nennspannung: 4,8 V Größe: 22 x 44,5 x 43 mm	Stromversorgung		Akkumulator, Bürklin, https://www.buerklin.com/de/nickel-metallhydrid-akkumulator/p/26a666
10	Gehäuse & Befestigung	CFK			Individuelle Anpassung des Gehäuses, Unterstützung eines optimalen Formschlusses, Wiederverwendbarkeit		Siehe Tabelle 24.
11	Endgerät	Huawei P8lite	Huawei Technologies		Bluetooth Drahtloskommunikation mit Microcontroller (Software Bluetooth SPP Pro)		P8lite, Huawei, http://consumer.huawei.com/at/mobile-phones/gallery/p8lite-at.htm

Auslegung der Heizleistung

Grundlegende Aufgabe des Widerstandsdrahtes ist die Aufrechterhaltung eines thermischen Equilibriums zwischen dem Temperatursensor an der Hautoberfläche und dem Sensor am Heizelement, um den isothermen Tunnel zu stabilisieren. Da der menschliche Wärmeverlust, bei sich ändernder Aktivität oder thermisch-transienten Bedingungen, stark variieren kann, muss der Wärmestrom des Menschen, bekannt sein, dem das Heizelement entgegenwirken muss. Der Wärmestrom wird pro m^2 angegeben. Daher muss die Heizleistung pro Flächeneinheit berechnet werden, die der Sensor bedeckt. In diesem Fall beträgt diese $A = \pi \cdot r^2 = 15,904 \text{ cm}^2$. Es wird angenommen, dass ein trainierter Sportler Wärme in einer Größenordnung von 500 Watt (500.000 mW) abgeben. Unter Berücksichtigung der Körperoberfläche von ca. $2m^2$ (20.000cm^2), kann somit von einer Wärmeabgabe von ca. 398 mW, unter dem Sensor, ausgegangen werden. Die Generierung der Heizleistung wird unten genauer beschrieben. Abbildung 1 des Anhangs zeigt die prototypische Umsetzung des ZHF Sensors im Vergleich zum kommerziellen Spot ON™. Um eine gleichmäßige Temperaturverteilung zu gewährleisten wurde der Widerstandsdraht in Schleifen über die Fläche der Isolierung gelegt. Der Gesamtwiderstand kann bei 80cm Länge auf 50Ω ($64 \Omega/m$) berechnet werden.

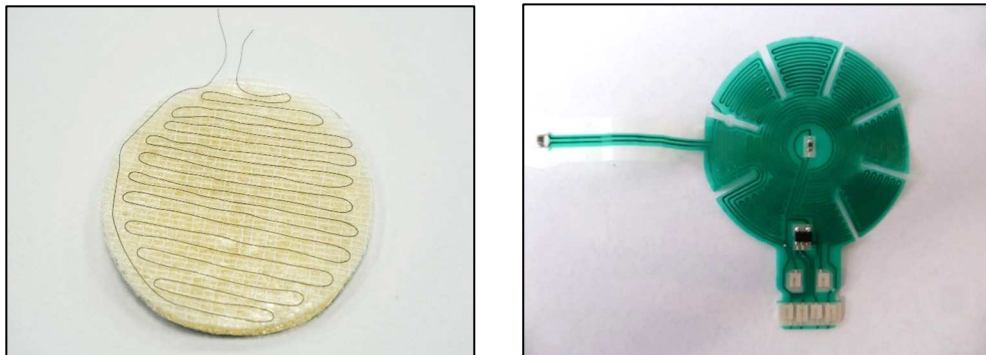


Abbildung 61: Links: Eigener Funktionsprototyp des Heizelements; Rechts: Heizelement des SpotON™ (3M)

Auslegung der Regelung

Wie sich aus Platinwiderständen und A/D Wandler schließen lässt, werden die Temperaturen indirekt mittels ohmschen Gesetzes: $U = R \cdot I$ ermittelt. Aufgrund der Reihenschaltung der Platinwiderstände gelten für Stromstärke (I) und Spannung (U) daher folgende Formeln.

$$[9] \quad I_{ges} = I_1 = I_2 = \dots = I_n$$

$$[10] \quad U_{ges} = U_1 + U_2 + \dots = U_n$$

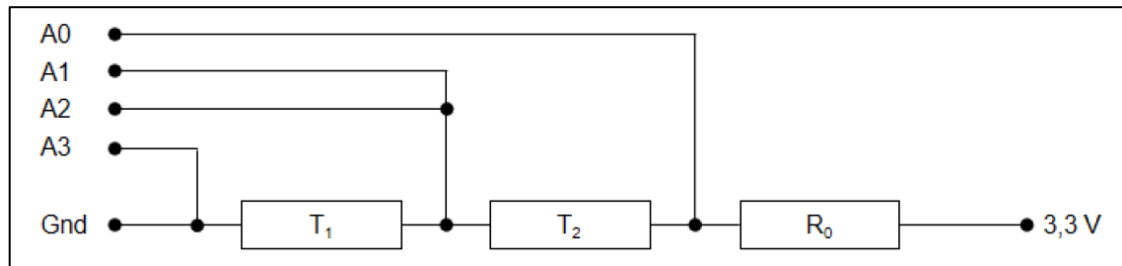


Abbildung 62: Schaltung der Temperaturwiderstände zum Abgreifen des analogen Signals

Des Weiteren war ein Vorwiderstand ($R_0 = 1000 \Omega$) notwendig, um die Temperaturen zu ermitteln (siehe folgender Abschnitt). Aufgrund der Mobilität des Gesamtsystems und des daher fehlenden Bezugspotentials, wurde sich für eine differentielle Spannungsmessung entschieden. Die einzelnen Teilspannungen werden über die Analogeingänge (A_0 , A_1 , A_2 , A_3) ermittelt.

Berechnung der Ausgabetemperatur

Mithilfe der im vorangegangenen Abschnitt beschriebenen Formeln lassen sich nun in mehreren Schritten Temperaturen berechnen. Aufgrund des Festwiderstandes von 1000Ω und einer Gesamtspannung von $3,3 \text{ V}$ lässt sich die Stromstärke ($I_{\text{ges}} = 3,2 \text{ mA}$) ermitteln. Diese ist laut Formel [10] aufgrund der Reihenschaltung für alle Teile gleich. Somit lässt sich auf deren Teilwiderstände schließen. Die sich ändernden Spannungen an den Platinwiderständen sind Repräsentationen einer bestimmten Temperatur (Tabelle 23).

Tabelle 23: Ausschnitt der PT1000 Widerstandstabelle nach DIN EN 60751.

Temperatur [°C]	Widerstand [Ω]
0°C	1000
...	...
30°C	1116,73
40°C	1155,41
...	...

Die Temperaturen können daher mittels der folgenden Formeln bestimmt werden.

$$[11] \quad T_1 - T_2 = k \cdot (R_1 - R_2)$$

In dem von uns praxisrelevanten Temperaturbereich können wir von einem linearen Zusammenhang zwischen Temperatur und Spannung ausgehen. Der für die PT1000 materialspezifische konstante Temperaturkoeffizient, lässt sich daher mittels Umformung

ermitteln und mit $k = 0,257$ angegeben werden und so in die Programmierung und Regelung integriert werden.

Integration eines Transistors

Unzureichende Strom- und zu hohe Spannungsversorgungen einzelner Komponenten, machen die Integration eines Transistors erforderlich. Durch diesen kann das Heizelement direkt am Akku angeschlossen werden. Dieser fungiert als Regler, der nach Bedarf Strom fließen lässt. Ein vorgeschalteter Widerstand bestimmt die Menge des Stromflusses und somit die Heizleistung (siehe 5.3.4). Vortests mit provoziertem Heizen durch Auflegen einer Kaltkomresse, führten, aufgrund ausreichender Basisspannung (160 mV) zum Erreichen der Heizleistung, sowie gleichmäßigem Verlauf der Digitdifferenzen, zur Wahl eines Vorwiderstandes mit 100 Ω . Folgende Abbildung zeigt den Schaltplan des Prototyps.

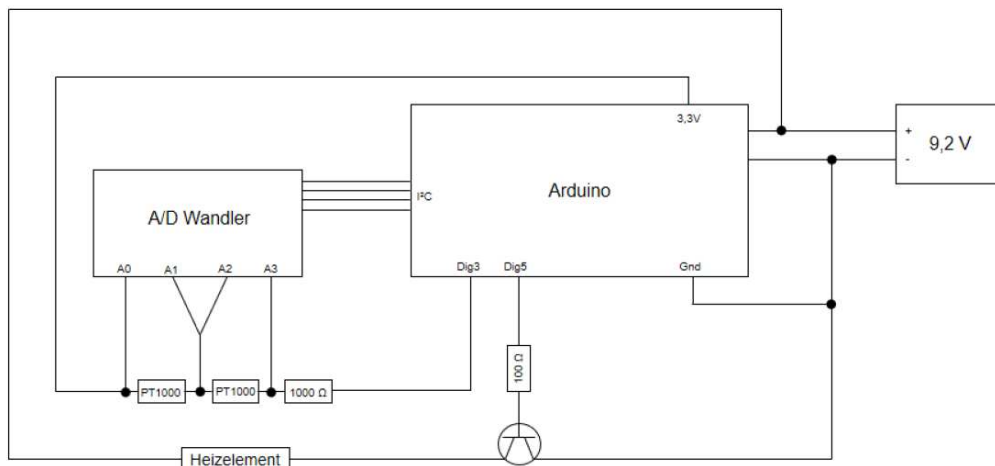


Abbildung 63: Schaltplan des Prototyps.

Programmierung

Das Heizelement ist die einzig zu regelnder Komponente des Sensors. Seine Steuerung ist abhängig von den Spannungsdifferenzen der beiden Temperatursensoren und seine Programmierung wurde mit der Open Source Software Arduino 1.6.5., auf C und C++ basierend, umgesetzt. Abbildung 64 zeigt den gesamten Ablaufplan. Der Programmcode ist auf beigefügtem Datenträger dieser Arbeit zu finden.

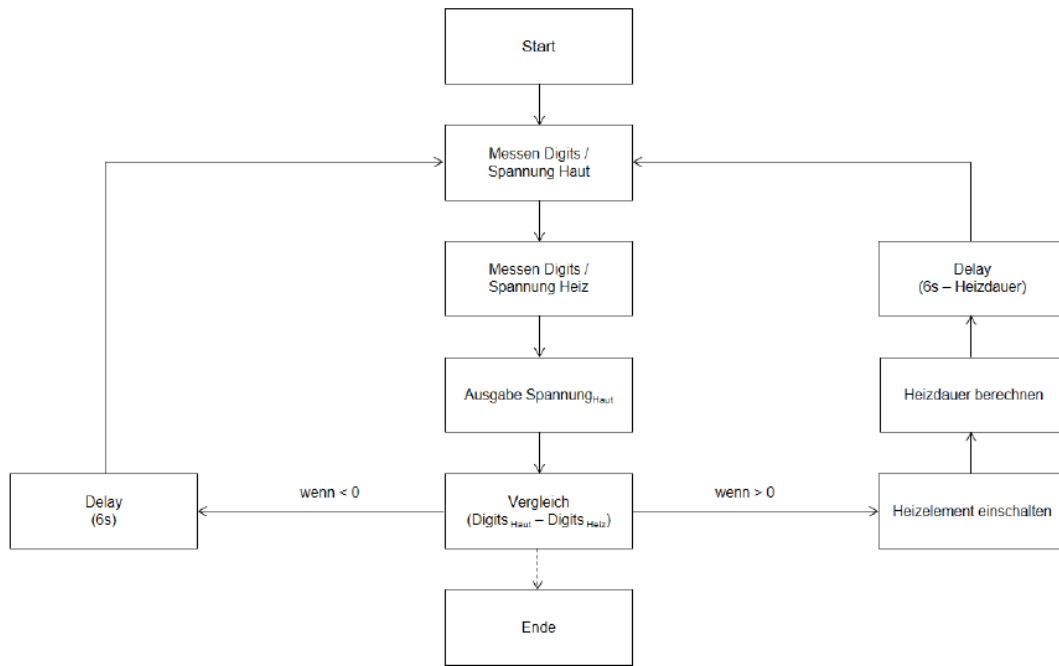
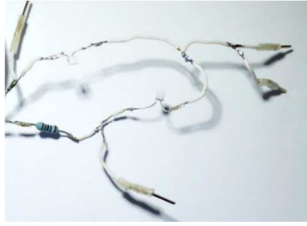

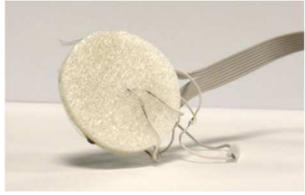
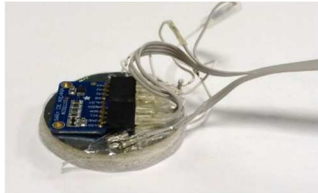





Abbildung 64: Prinzip der Regelung des Heizelementes

Um die Regelung möglichst energiesparend umzusetzen und den Energieeintrag der Elektronik zu minimieren, erfolgt die Ansteuerung des Mikrocontrollers pulsierend. In einem Programmzyklus werden zunächst die Spannungen als Digits auf der Haut und am Heizelement ermittelt, umgerechnet und miteinander verglichen. Sollte die Differenz der Spannung an der Haut und des Heizelementes < 0 sein, bleibt das Heizelement aus. Wenn sie > 0 ist, wird das Heizelement eingeschaltet. Die maximale Heizdauer wurde frei gewählt und beträgt 6s. Generell wird durch Multiplikation der Spannungsdifferenz mit 0,5 s errechnet. Die Messfrequenz beträgt 0,1 Hz.

Tabelle 24: Fertigungsschritte des Prototyps

#	Schritt	Material und/ oder Umsetzung	Bild
1	Fliegende Verdrahtung	Schallitze ($A = 0,05\text{mm}^2$) PT 1000 Vorwiderstand Flachbandkabel (8-adrig) Steckerverbindungen	
2	Heizelement	PE-Schaum ($d = 45\text{mm}$) Doppelseitiges Klebeband Widerstandsdraht Metallhülsen	

1 +	2	Sensorik	Platzierung der PT1000 an beiden Seiten des Heizelementes	
			A/D Wandler Steckerleiste Transistor (nicht im Bild)	
3	Gehäuse	CFK Gewebe Epoxidharz Werkzeug (für Gehäusenegativ) Brustgurt 2-Komponentenkleber/-knete PE-Klebeband	Handlaminierverfahren Bohrung für Flachbandkabel	
				
4	Prototyp			

5.4.3. Validierung Demonstrator I und Diskussion der Ergebnisse

Zur Überprüfung der Funktionsweise wurden mehrere Klimakammerversuchen durchgeführt. Diese fanden mit dem gleichen, gesunden, männlichen Probanden statt.

Tabelle 25: Probandendaten

Alter	Gewicht [kg]	Größe [cm]	BMI	Körperfett [%]	VO ₂ max [ml/min/kg]	VO ₂ max [W]	Max Watt/kg	KOF [m ²]	KOF/Masse [m ² /kg]
25	76,00	178,0	23,9	-	52,9	374	4,92	1,94	0,0255

Bedingungen und Vorbereitung

Zwei Tests in standardisierten Bedingungen ($T_{\text{Luft}} = 20^{\circ}\text{C}$ & 30°C ; $\text{RH}=50\%$, $v_a= 0-0,1$ m/s; $\dot{Q}_r=0$ W/m²μm) wurden durchgeführt. Das Belastungsprotokoll beinhaltete eine 30-minütige Ruhephase, 30 min körperliche Belastung bei 50% der maximalen Sauerstoffaufnahme ($\cong 170$ W) und eine 10-minütige Erholungsphase. Als Referenz zur Messung des ZHF-Sensors an der Brust, wurde die rektale Temperaturmessung T_{rektal} (vgl. Kapitel 4) verwendet. Das vorbereitende Testprotokoll zur Kontrolle beeinflussender Kovariablen und Standardisierung des Ausgangszustandes wurde erneut angewendet (vgl. Kapitel 4).

Ergebnisse

Die Bland-Altman-Diagramme der Abbildung 65 zeigen bei 20°C Umgebungstemperatur eine Unterschätzung der KKT um durchschnittlich $\sim 0,5^{\circ}\text{C}$ und bei 30°C eine Überschätzung um $\sim 0,75^{\circ}\text{C}$ über den Versuchsverlauf. In beiden Fällen liegen Abweichungsgrenzen ungefähr zwischen $1,0$ und $1,25^{\circ}\text{C}$. Die grauen Umrandungen zeigen Gleichgewichtszustände in Ruhe und Belastung. Bei 20° Grad deuten beide auf homogenere Werte hin mit besseren Übereinstimmungen in der Belastungsphase ($-0,25^{\circ}\text{C}$). Bei 30°C liegen die vom ZHF^{TUM} gemessenen Werte in allen Phasen über der rektal gemessenen Kerntemperatur. Es zeigt sich grundsätzlich, dass auch mit dem Demonstrator körperliche Belastungen zu besserer Übereinstimmung führt. Die Abweichungen entsprechen somit näherungsweise denen aus Kapitel 2 bei Messungen mit dem SpotON Sensor von 3M.

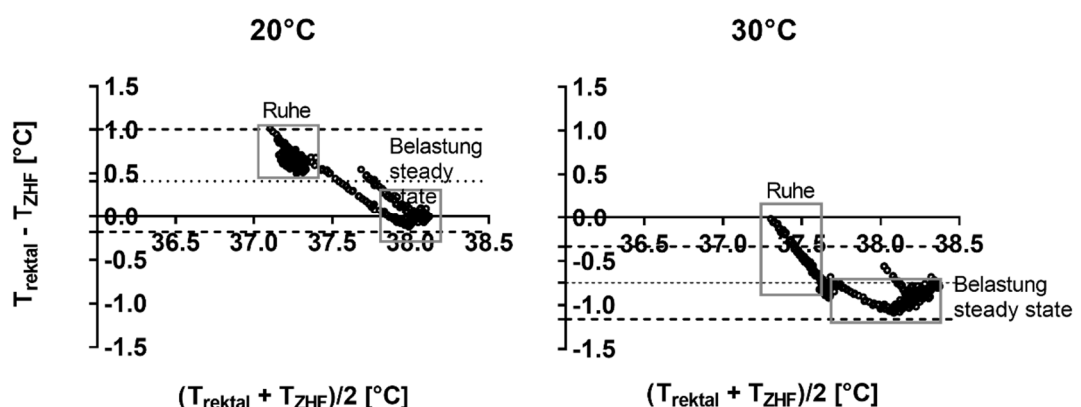


Abbildung 65: Bland-Altman-Diagramme (Bias: gepunktete Linie; Ober- und Untergrenzen: gestrichelte Linie) zur Übereinstimmung des Prototyps und der rektalen Kerntemperatur in Ruhe und körperlicher Belastung in 20 und 30°C .

Die Integration des Heizelementes konnte so lediglich für Umgebungsbedingungen von 20°C und unter Belastung näherungsweise akzeptable Übereinstimmung der Messmethoden belegen.

Tabelle 26 schlüsselt die Übereinstimmungsgrenzen und Konfidenzintervalle mit definierten Abweichungen von 0,2, 0,3 & 0,5 °C nochmals für beide Bedingungen und einzelnen Phasen auf. Es zeigen sich minimale Unterschiede der mittleren Abweichungen zwischen den Phasen. Absolutwerte bestätigen in etwa die Ergebnisse aus Studie 1. 98% aller Messwerte waren innerhalb der Grenzen von -0,95 bis +1,00 °C, was für die Praxis zu großen Abweichungen bedeuten würde. Eine für die Praxis tolerable Spanne von -0,03 bis +0,04 °C war aber leider nur bei 3% der Messwerte der Fall. In warmen Bedingungen (30°C) war zudem eine konstant höhere, in kalten (20°C) eine konstant niedrigere Abweichung der Fall. Weitere Untersuchungen im Feld ($T_a = 13,6$ °C) und Änderungen an der Sensorregelung (d.h. Änderung der Widerstände) erreichten eine sehr gute Übereinstimmung der Temperaturverläufe ($r=0,84$), allerdings nach wie vor mit einem Offset von ~ 1 °C. Zusammenfassend konnte die Integration eines Heizelementes die ZHF-Temperatur bei 13 und 20°C unter Belastung gute Übereinstimmung liefern. Ein Überschießen in warmen Bedingungen ist einfach durch Auslegungsanpassungen umzusetzen.

Tabelle 26: Übereinstimmung der Messmethoden (Vergleich T_{ZHF} minus T_{rektal})

T_a [°C]	MW (SD) [°C]	95% Übereinstimmungsgrenzen	Anteil Differenz innerhalb 0.5°C (95% KI)	Anteil Differenz innerhalb 0.3°C (95% KI)	Anteil Differenz innerhalb 0.2°C (95% KI)	Konkordanz-Korrelations-Koeffizient nach Lin (95% KI)	T_{ZHF} Min., Max. [°C]	T_{rektal} Min., Max. [°C]
GESAMT (ALLE PHASEN)								
20°C	-0.24 (0.27)	-0.80, 0.32	0.73 (0.67, 0.78)	0.62 (0.55, 0.68)	0.55 (0.49, 0.62)	0.54 (0.51, 0.56)	36.80, 38.12	37.49, 38.15
30°C	0.87 (0.11)	0.66, 1.07	0.00 (0.00, 0.00)	0.00 (0.00, 0.00)	0.00 (0.00, 0.00)	0.11 (0.09, 0.12)	38.02, 38.77	37.2, 37.99
BELASTUNG								
20°C	-0.25 (0.32)	-0.87, 0.37	0.64 (0.58, 0.71)	0.59 (0.52, 0.66)	0.56 (0.48, 0.63)	0.52 (0.48, 0.56)	36.80, 38.12	37.49, 38.11
30°C	0.90 (0.09)	0.72, 1.08	0.00 (0.00, 0.00)	0.00 (0.00, 0.00)	0.00 (0.00, 0.00)	0.12 (0.10, 0.13)	38.02, 38.77	37.20, 37.97
ERHOLUNG								
20°C	-0.21 (0.16)	-0.53, 0.11	0.98 (0.95, 1.00)	0.70 (0.58, 0.82)	0.55 (0.42, 0.67)	0.25 (0.19, 0.31)	37.41, 38.12	37.95, 38.15
30°C	0.76 (0.06)	0.64, 0.89	0.00 (0.00, 0.00)	0.00 (0.00, 0.00)	0.00 (0.00, 0.00)	0.03 (0.03, 0.04)	38.30, 38.77	37.73, 37.99

Diskussion und Schlussfolgerung

Um die Ergebnisse dieses Abschnittes richtig bewerten zu können werden Methodik (Simulation, Versuchsdesign) und Technologie näher betrachtet. Die Simulation hat vorangegangene Ergebnisse zu Einflussfaktoren bestätigt und zudem sensorinterne Wärmetransportprozesse als weitere identifiziert. Auch hat der Modellierungs- und Simulationsansatz gezeigt, dass bei perfekten Kontaktbedingungen – wie modelliert – wohl sehr geringe Abweichungen zur realen Körperkerntemperatur bestehen würden, insbesondere, wenn der Sensor ideal zum Sternum positioniert ist. Erstes zeigt die Wichtigkeit eines optimierten Formschlusses mit der Hautoberfläche, um Abstände zwischen Sensor und Hautoberfläche, die zu Temperaturabfällen führen, zu vermeiden. Praktisch ließe sich dies u.U. durch konvexe Sensorflächen umsetzen. Des Weiteren geben die Ergebnisse Aufschluss über die Wichtigkeit des Materials und dessen Einfluss auf den Wärmetransport innerhalb des Systems und demonstrieren ein Wechselspiel zwischen Wärmeeintrag (Genauigkeit) und Dynamik (externe Validität) des Systems. Die Simulationsumgebung bietet darüber hinaus die Möglichkeit durch Variation verschiedener Menschparameter wichtigste Einflüsse zu identifizieren, um Algorithmen für individuelle Korrekturberechnungen (siehe Offset Kap. 4.2.4) aufzustellen, ohne Probanden Gefahren extremer Bedingungen auszusetzen. Seitens des Prototyps konnte ein unpassender Vorwiderstand als weiterer Einflussfaktoren identifiziert werden. Dadurch wurden der Wärmeeintrag und die Eigenwärme der elektrischen Bestandteile (z.B. Heizelement, PT1000 Sensoren) in das Sensorsystem erhöht, wodurch das starke Überschießen in warmen Bedingungen erklärt werden kann. Diese Dynamik könnte durch Integration eines Kühlelements für eine optimierte Wärmestromregelung korrigiert werden (siehe nachfolgendes Kapitel 5.4.). Dadurch sollten die durch größere thermische Massen bedingte Latenz der Temperaturänderungen, sowie der übermäßige Wärmeeintrag verringert werden.

5.5. Optimierung des Demonstrator I und Umsetzung als Demonstrator II und dessen Validierung

Zur weiteren Optimierung wurde in einen neuen Demonstrator ein zusätzliches Kühlelement integriert, welches ein Überschießen des Sensors durch verzögerte Wärmeabgabe regeln sollte. Mit Hilfe der kühlenden Seite eines Peltierelements⁷³ (25 mm x 25 mm x 3,6 mm, Stromverbrauch: 18,7 W; Spannungsaufnahme 8,6 V) sollte ein zu großer Wärmestau bzw. eine Wärmezufuhr und somit ein Temperaturgradient in Richtung des Körpers, verhindert werden. Dazu werden Halbleitermaterialien mit Strom durchflossen und somit ein Temperaturgradient erzeugt. Dies wurde auf die Oberseite der äußeren Isolierung (Schicht E) angebracht. Die Abbildungen 66 und 67 zeigen den schematischen Aufbau seiner Integration in das System und verbesserte Übereinstimmung simulierter

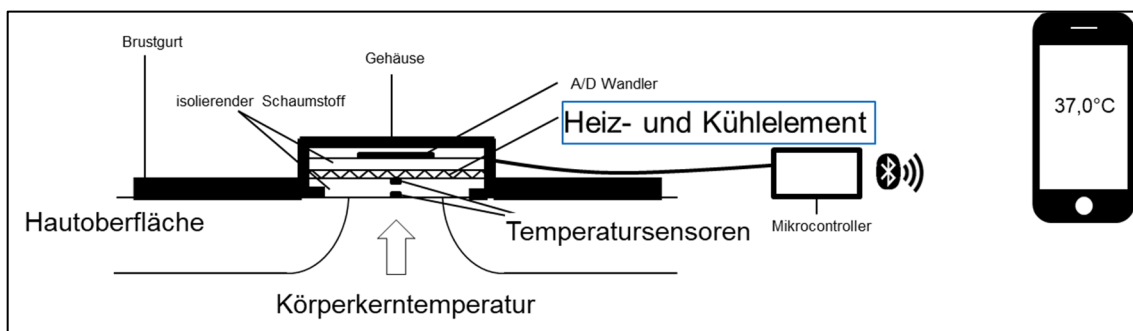


Abbildung 66: Erweiterung des ZHF-Sensors durch ein Kühlelement (Peltier) zur Kontrolle eines Wärmestroms zum Körper

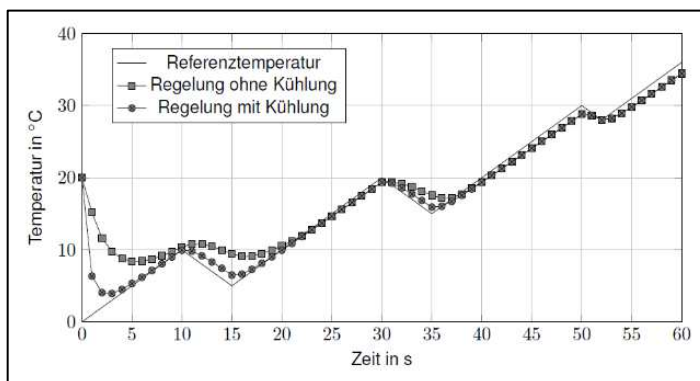


Abbildung 67: Optimierte simulierte Regelung

Sensorwerte mit und ohne Kühlelement. Die Regelung mit Kühlung zeigt einen ähnlichen Verlauf zur Referenztemperatur als ohne. Die technische Integration im Schaltplan

⁷³ Peltierelemente sind elektronische Bauelemente, welche mit elektrischer Energie Temperaturgradienten von bis zu 60 Kelvin aufbauen können (Reisch, 1998).

zeigt die direkte Stromversorgung durch den Akku und die Steuerung durch ein vorge-
 schaltetes Relais, als Verstärker und einem Vorwiderstand von 5Ω , zur Spannungsrege-
 lung. Die Zuschaltung orientiert sich an der des Heizelements (Kapitel 5.4.2.). Die Diffe-
 renz der in Temperaturwerte umgerechneten Spannungen des Sensors auf der Haut
 und der am Heizelement führen je nach Temperaturgradient zu positiven und negativen
 Vorzeichen. Bei positivem folgte bislang ein Gegenheizen, bei negativem nun ein Kühlen
 aufgrund eines Wärmestroms zum Körper. Die Kühldauer des Peltierelements wird ähnl-
 ich der Heizdauer mittels Multiplikation der Temperaturdifferenz mit 0,5 berechnet.

Abbildung 68 zeigt die Verläufe der Rektaltemperatur und des optimierten Funktionsde-
 monstrators zweier Laborversuche bei 30°C und 40°C bei simulierter Strahlung und Wind.
 Es wurden diese Bedingungen gewählt, um einen Wärmestrom zum Körper zu provo-
 zieren. Die Phase zur Ausprägung des isothermen Tunnels ist bei 30°C ca. 15-20 Minu-
 ten länger als bei 40°C . Im Anschluss ist in beiden Fällen eine gute Übereinstimmung zu
 erkennen. Abbildung 65 zeigt in diesem Zusammenhang die Übereinstimmungen, die
 diesmal mit Abweichungen von $-0,05$ und $0,19^\circ\text{C}$ geringer sind und ebenso geringere
 Ober- und Untergrenzen zeigen (30°C : $0,07$ bis $0,3$; 40°C : $-0,13$ bis $0,03$).

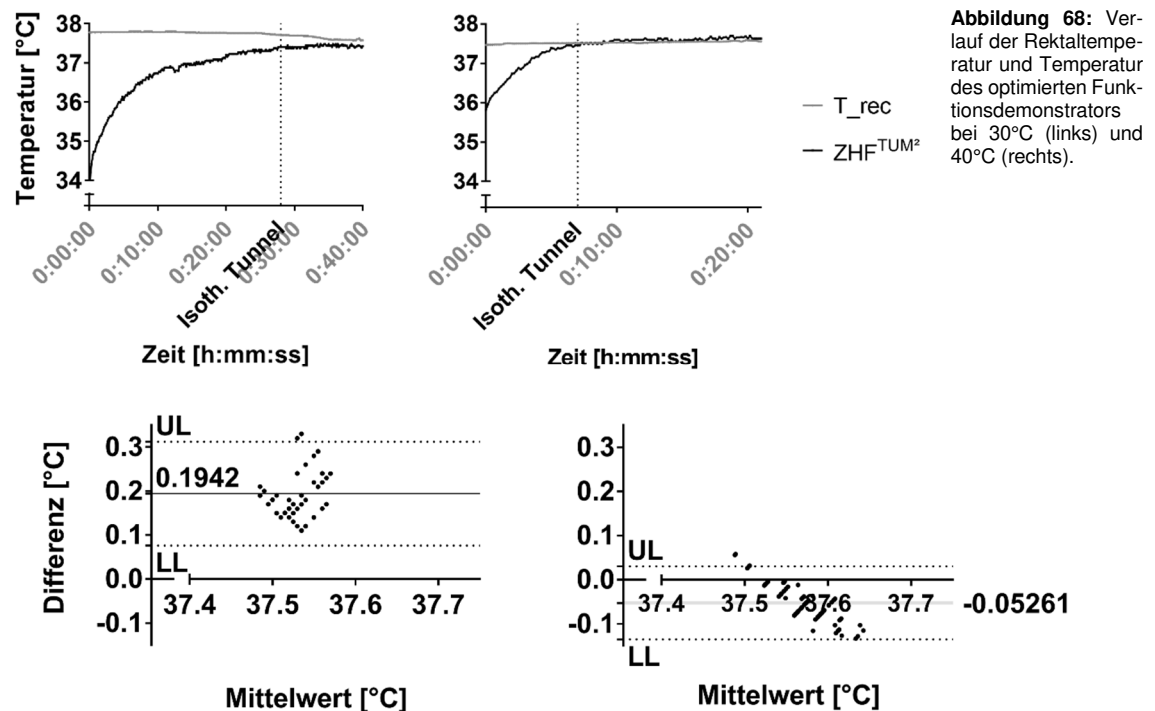


Abbildung 69: Übereinstimmung des optimierten Funktionsdemonstrators bei 30°C (links) und 40°C (rechts).

Die Diagramme stellen die Übereinstimmung ab der Ausprägung eines isothermen Tun-
 nels dar. Deren Ausprägungsdauer von 20-30 Minuten war über alle Versuche ähnlich

und deren starke Abhängigkeit von der Beanspruchungsintensität und damit der Durchblutung der Hautoberfläche, ausschlaggebend. Eine Verkürzung ist sehr wahrscheinlich nur durch höhere Aktivität möglich. Für Ausdauerdisziplinen >30 Minuten in warmen Bedingungen reichen diese Ergebnisse aber aus. Die mittleren Abweichungen sind geringer als Vergleichswerte aus vorangegangenen Versuchen, sowie der Literatur. Damit verbessert sich die Genauigkeit durch die Übereinstimmungsgrenzen auf eine Spanne innerhalb $-0,16$ und $+0,36$ °C. Dies zeigt, dass die Anpassungen vorausgegangene Abweichungen und Einflüsse weiter verbessert haben, so dass ein mit den dargestellten Ergebnissen ein funktionierender Ansatz für eine nicht-invasive Körperkernmessung, wenn auch für eine eingeschränkte Personengruppe, existiert.

6. Studienblock III: Zur Qualität, Wirkung und zu den Risiken von Feedback

6.1. Einführung

Neben der Erfüllung wissenschaftlicher Gütekriterien neuer Feedbacksysteme spielt die Effektivität der rückgemeldeten Informationen eine wichtige Rolle. Bei fehlerbehafteten Rückmeldungen sind Nutzer einem Risiko unterworfen oder lassen ihn möglicherweise falsch handeln, sofern konsequent über- oder unterschätzte Werte zurückgemeldet werden. Deshalb werden im letzten Studienblock am Beispiel von Rückmeldungen zum Hydrationsstatus die Wirkungen auf den Nutzer untersucht. Wearables, mit der Erhebung, Speicherung und Rückmeldung medizinischer Daten, unterliegen diesem Spannungsfeld, weil der Nutzer die rückgemeldeten Parameter möglicherweise nicht, oder nicht in Gänze versteht bzw. falsch interpretiert. Unzureichend validierte Neuentwicklungen bergen die Gefahr, dem Verbraucher durch invalide Messverfahren falsche Rückmeldungen zu geben. Bei Angaben zum täglichen Kalorienverbrauch zum Beispiel, gibt es laut Murakami et al. (2016) große Unterschiede zwischen verschiedenen Anbietern. Wang et al. (2016) bescheinigten Herzfrequenzmessungen über das Handgelenk unzureichende Genauigkeit. In Bezug auf Hydrierung existiert noch keine Studie zu Wearables. Die Messung des menschlichen Wasserhaushaltes ist sehr komplex und in Bezug auf dessen kontinuierliche, nicht-invasive Erfassung aktuell noch unzureichend erforscht. Da jedoch eine Vielzahl an Anbietern kommerzieller Technologien versprechen verlässliche Daten zu liefern, stellt sich die zusätzliche Frage welche Folgen eine falsche Rückmeldung auf das Verhalten des Nutzers beim Sport hat. Gemäß der Hypothese II zu Hydrierung (vgl. Kapitel 3) soll überprüft werden, inwieweit durch eine, auf menschlichen Daten zum Wasserhaushalt basierende systematische Rückmeldung bestimmter Trinkmengen in Versuchen, *dum* und *ex post*, mindestens einen gleichwertigen sicheren physiologischen Zustand bei Ausdauerbelastungen resultiert. Im Kontext tragbarer Systeme und deren Rückmeldungen sind darüber hinaus de- oder motivatorische Effekte naheliegend. Welche Konsequenzen aber aus falsch-positiven bzw. falsch-negativen Rückmeldungen entstehen können, ist im Kontext tragbarer Technologien und physiologischen Feedbacks noch wenig betrachtet. Dies wird in diesem Kapitel behandelt mit dem übergeordneten Ziel Gefahren und Mehrwert von Feedbacksystemen an der Mensch-Maschine-Umwelt-Schnittstelle besser zu verstehen.

6.1.1. Stichprobe und Protokoll

13 gesunde, aktive Probanden (Frauen: $n=3$; Alter: 25 ± 5 ; Männer: $n=10$; Alter: $25\pm 2,7$) nahmen an der Studie teil. Eine Übersicht zum gesamten Kollektiv ist in Tabelle 24 dargestellt. Wie in den vorangegangenen Studienblöcken wurde im Vorfeld eine individuelle Leistungsdiagnostik und Aufklärung der Probanden durchgeführt. Diese gaben darüber hinaus ihr schriftliches Einverständnis zur Studienteilnahme. Ihre Eignung wurde zudem durch standardisierte Verfahren des American College of Sports Medicine (ACSM) überprüft (siehe Anhang 3). Zur Standardisierung der Beanspruchung wurde im Vortest mittels ergospirometrischer Leistungsdiagnostik ein Rampentest auf einem Fahrradergometer durchgeführt und die individuellen Beanspruchungsgrenzen der Probanden ermittelt. Gemäß der Anthropometrie der Testpersonen wurde die Sitzposition eingestellt und für die Hauptversuche dokumentiert. Der Abbruch des Rampentests erfolgte bei Unterschreitung der Trittfrequenz von 60 U/min (Vorgabe 60-80 U/min) oder subjektiver Erschöpfung der Testperson. Am Tag vor den Untersuchungen war der Konsum von Alkohol, koffeinhaltiger Getränke und körperliche Aktivität untersagt, um thermoregulatorische Einflüsse zu kontrollieren. Zur Gewährleistung eines ausgeglichenen Wasserhaushaltes wurde die Flüssigkeitsaufnahme am Vorabend des Haupttests mit vorgegeben (Casa et al., 2015b; Parsons, 2014a). Am Testtag sollten 2 Stunden vor dem Versuch $\sim 3-7$ mL/kg Körpergewicht getrunken werden. Diese wurden durch das USG⁷⁴ kontrolliert. Dabei sollte eine Grenze der USG von 1020 g/mL nicht überschritten werden. Nach der Probennahme wurde bei den Probanden nach 10-minütiger Ruhepause liegend eine Bioimpedanzanalyse (BIA 101, Akern, Pontassieve, Italy) durchgeführt, um deren Körperzusammensetzung und Fettanteil zu erhalten. Um zirkadiane Einflüsse auf die Körperkerntemperatur und Trainingseffekte zwischen den Versuchen zu kontrollieren, wurden diese randomisiert zur selben Tageszeit durchgeführt. Der Hauptversuch wurde bei einer Überschreitung der Körperkerntemperatur von 39°C abgebrochen. Zur Standardisierung der Kleidung erhielten alle Probanden ein passendes T-Shirt und sie wurden angewiesen Sporthose, Schuhe und Socken über die Versuche gleich zu lassen. Gemäß ISO 7730 (DIN EN ISO 7730:2006-05 2006) kann die Gesamtisolierung auf ca. 0,05-0,08 m²*K/W geschätzt werden.

Der Hauptversuch bestand aus drei Versuchen, die in ungefähr einwöchigen Abständen stattfanden und zur Erholung der Probanden dienten. Ein Baseline-Versuch ohne Flüssigkeitsrückführung (BL), ein zweiter (AL), bei dem die Probanden Wasser nach Bedarf

⁷⁴ Urinspezifisches Gewicht

(sog. ad libitum) rückführen durften und ein dritter (FB) in dem die rückgeführten Flüssigkeitsmengen auf Berechnungen der Versuchsleiter beruhten (s. Kapitel 6.2.3). Um Einflüsse aufgrund unterschiedlicher Flüssigkeitsbestandteile (z.B. Kohlenhydrate, Elektrolyte etc.) verschiedener Getränke zu vermeiden (Shirreffs, 2009), erhielten alle Probanden ausschließlich Wasser in den Versuchen. In allen drei wurde ein quasi-statisches Belastungsprotokoll auf einem Ergometer absolviert. Vor und nach den Versuchen wurden die Probanden gewogen, mittels BIA Messung auf ihre Körperzusammensetzung untersucht und Kapillarblut zur Messung der Serumnatriumkonzentration zur Kontrolle abgenommen. Letzteres fand auch drei bis vier Mal alle 20 Minuten während der drei Versuche statt. Darüber hinaus dienten Kerntemperatur- und Herzfrequenzmessungen einerseits zur Vermeidung von Hitzeerkrankungen unter der körperlichen Belastung, andererseits zur Quantifizierung der körperlichen Beanspruchung während der Versuche. Die Umgebungstemperatur wurde je nach Proband näherungsweise an den individuellen „sweating onset“⁷⁵ angepasst (Cheuvront et al., 2009). Die nachfolgende Tabelle 27 fasst die Studienparameter nochmals zusammen. Für die Versuchsbedingungen „Feedback“ mussten während der Belastung der Probanden physiologische Parameter erfasst und in Hinblick auf den Hydrationsstatus der Versuchsperson interpretiert werden. Alle Einzelheiten dazu, die Messtechnik, sowie die Vorgehensweise zur Ermittlung der Rückführungsmengen werden im nun folgenden Kapitel 6.1.2. dargestellt.

Tabelle 27: Studienübersicht

<p>H₀: Die Anwendung datenbasierter Rückmeldungen zu Wasser- und Elektrolythaushalt während sportlicher Belastungen führen nicht zu einem ausgeglichenen Hydrationsstatus ex post</p> <p>H₁: Die Anwendung datenbasierter Rückmeldungen zu Wasser- und Elektrolythaushalt während sportlicher Belastungen führen zu einem ausgeglichenen Hydrationsstatus ex post</p>	
<p>AV: Körperzustand dum und ex post</p>	<p>UV: Art der Rehydrierung (BL: Baseline, AL: Ad libitum, FB: Feedback)</p>
<p><u>Bedingungen:</u> $T_{Luft} = 30 - 36^{\circ}C$; RH=40 - 60%, $v_a = 0-0,1$ m/s; $\dot{Q}_r = 0$ W/m²µm</p>	
<p><u>Messungen:</u> Körperzusammensetzung, Gewicht, Serum Na⁺- Konzentration, Schweiß Na⁺- Konzentration, Flüssigkeitsmengen</p>	

⁷⁵ Schwellenwert der Sichtbarkeit individueller Perspiration

Interventionen:

BL: Keine Flüssigkeitsrückführung

AL: Ad libitum; Flüssigkeitsrückführung nach Bedarf

FB: Flüssigkeitsrückführung auf Basis von Vorhersagen durch physiologische Daten

Protokoll:

Dauer: 120 min

Art: Quasistatisch (Fahrradergometer bei konstanter Leistung von 50% VO_{2max} , für 105 min, 10 min Aufwärmern & 5 min Cooldown bei je 10 % VO_{2max})

Tabelle 28: Zusammenfassung des Studienkollektivs

	Gewicht [kg]	Größe [cm]	BMI	Körperfett [%]	VO2max [ml/min/kg]	VO₂ max [W]	Max Watt/kg	KOF [m²]	KOF/Masse [m²/kg]
Mittelwert (Frauen)	63,0	169,3	21,9	23,7	39,3	225,0	3,7	1,7	0,0275
Standardabweichung (Frauen)	8,5	5,5	1,5	3,5	9,1	38,7	1,1	0,1	0,0015
Mittelwert (Männer)	74,0	181,9	22,4	18,5	53,5	343,5	4,7	1,9	0,0263
Standardabweichung (Männer)	6,0	7,6	1,5	2,2	8,4	47,9	0,7	0,1	0,0010
Mittelwert (gesamt)	71,5	179,0	22,3	19,7	50,2	316,2	4,4	1,9	0,0266
Standardabweichung (gesamt)	7,9	8,9	1,5	3,3	10,2	68,4	0,9	0,2	0,0011

6.1.2. Messtechnik und Aufbau

Nach der Empfehlung von Armstrong (2007b) wurden mehrere Messmethoden zur Ermittlung des Wasserhaushaltes und Verlustes verwendet, um deren jeweilige Nachteile (z.B. Latenz bei Isotopenverdünnung, Eindimensionalität bei Serumosmolalität) auszugleichen und eine bestmögliche ex-post Bewertung über Blutserumosmolalität/-natriumkonzentration, Gewichtsänderung und Bioimpedanzanalyse zu erhalten. Die letztere zur Messung des Gesamtkörperwassers wurde als Schlüsselgröße herangezogen. Die Messung der Blutserumosmolalität und Blutnatriumkonzentration erfolgte nach derselben Vorgehensweise wie sie in Studienblock I beschrieben worden ist. Zur korrekten Ermittlung der Gewichtsänderung wurden die Probanden auf einer Plattformwaage, ohne Bekleidung, vor und nach dem Versuch gewogen (Genauigkeit: 0,010 kg; Dynamisches Wiegen: Mittelwert über 10 Sekunden). Im FB Versuch fand dies zur Prognose der rück-

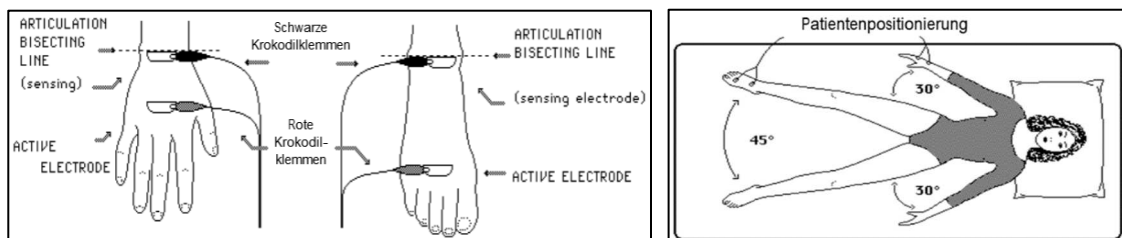


Abbildung 70: Positionierung der Messelektroden (links) und des Probanden (rechts) (nach AKERN SRL).

zuführenden Flüssigkeitsmenge auch während der Belastung statt. Dazu wurde der Flüssigkeitsumsatz (s.u.) durch die Gewichtsänderung bilanziert und vom anfänglichen Gesamtkörperwasser abgezogen. Der sich in der Kleidung gesammelte Schweiß wurde in die Bilanz miteinbezogen. Die BIA richtete sich nach einem standardisierten Vorgehen (Abbildung 70). Dazu wurden die Probanden fünf Minuten in Ruhe horizontal gelagert und die Messelektroden an Fuß- und Handrücken der dominanten Körperseite platziert. Über Resistanz (R_z), die Reaktanz (X_c) (bzw. Phasenwinkel), Alter, Größe, Gewicht und Geschlecht der Probanden und der Software von Insumed wurde dann auf die Körperzusammensetzung geschlossen. Diese beinhaltete Daten zu Gesamtkörperwasser (TBW⁷⁶), Extrazellulärwasser (EZW), Intrazellulärwasser (IZW), Fettmasse, fettfreier Masse, BMI, Körperzellmasse und teils deren prozentuale Anteile. Um die Verzögerung der Allostase zwischen Intra- und Extrazellulärraum und der temperaturabhängigen Messung mittels BIA zu berücksichtigen, wurde nach Beendigung der Belastung eine Abkühlphase in den Versuchsplan integriert. Erstens, um für reliablere Messungen der

⁷⁶ Total Body Water

BIA die Kerntemperatur der Probanden auf den Ausgangszustand zu bringen und zweitens, um eine realistischere Verteilung der rückgeführten Flüssigkeit in die einzelnen Kompartimente zu erreichen. Dieses Vorgehen ist zur korrekten Ermittlung der rückzuführenden Flüssigkeitsmengen notwendig. Die einzige Möglichkeit, dies für den FB Versuch verlässlich umzusetzen, ist über Gewichtsmessungen. Über diese wurde die Entwicklung des Gesamtkörperwassers (s.u.) ermittelt und als Grundlage der rückzuführenden Flüssigkeitsmenge herangezogen. Dazu wurde das TBW anfangs mittels Bioelektrischer Impedanzanalyse gemessen. Dazu unterbrachen die Probanden das 105-minütige Protokoll zu fünf definierten Zeitpunkten ($t_1=25\text{min}$; $t_2=45\text{min}$; $t_3=65\text{min}$; $t_4=85\text{min}$ & $t_5=105\text{min}$). In der Auswertung wurden die Daten dieser Phasen eliminiert, da sich Werte wie Herzfrequenz oder Temperatur veränderten und somit Mittelwerte verzerren würden. Die Daten wurden bei den Werten zusammengeführt, an welchen der letzte Wert vor der Pause mit dem ersten Wert nach der Pause übereinstimmten.

Berechnungen der Rückführungsmengen:

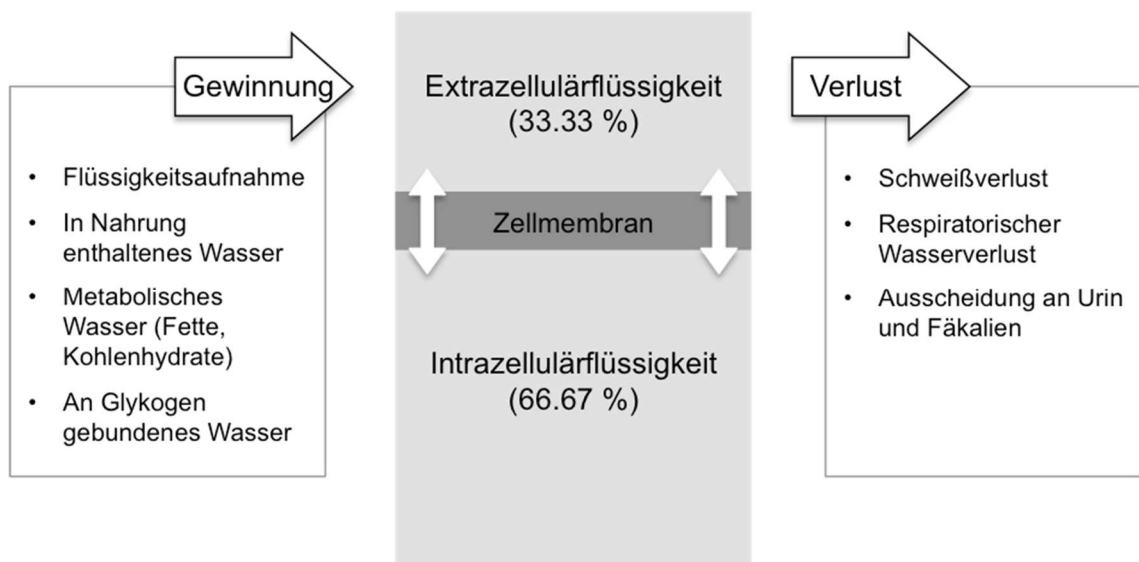


Abbildung 71: Verteilung des Gesamtkörperwassers im menschlichen Körper mit Ursprung der Wassergewinnung und des Wasserverlustes (modifiziert nach Armstrong, 2007).

Grundlage der Flüssigkeitsrückführung ist das Gleichgewicht zwischen dem Wasserverlust und der Wassergewinnung, deren Änderungen Unterschiede im Gesamtkörperwasser (*effektiver Wasserverlust*) verursachen und die sich wiederum in einzelne Bestandteile untergliedern (Abbildung 71). Letztlich führen diese zu folgender für den Versuch notwendigen Berechnung der rückführenden Flüssigkeit:

$$\begin{aligned}
 [12] \quad & \text{Rückzuführende Flüssigkeit} \triangleq \text{effektiver Wasserverlust} \\
 & = \text{Gewichtsverlust} - \text{Substrat Oxidation} - \text{metabolisches Wasser} \\
 & \quad - \text{an Glykogen gebundenes Wasser}
 \end{aligned}$$

Zum Erhalt des „effektiven Wasserverlusts“ bzw. der „rückzuführenden Flüssigkeitsmenge“, wurden vom Gewichtsverlust, der wie oben beschrieben durch Wiegen pre-post ermittelt wird, die Volumenanteile der Substratoxidation (d.h. Verstoffwechslung von Kohlenhydraten und Fetten), des metabolischen Wassers, sowie des an Glykogen gebundenen Wassers abgezogen. Die verbleibende Menge ist der effektive Wasserverlust, der für die Probanden zu den fünf definierten Zeitpunkten jeweils berechnet und dann durch Rückführung der identischen Menge Wassers ausgeglichen wurde. Die Substratoxidation wurde über Tabelle 29 ermittelt. Die Daten des spiroergometrischen Rampentests würden, aufgrund nachlaufender O₂ und CO₂ Kinematiken, für Belastung bei 50% der VO₂max ein falsches Verhältnis (Mittelwerte der Stichprobe; KH= 80±1%; Fette= 20±1%) der Substratoxidation liefern und somit zu falschen Bilanzierungen des effektiven Wasserverlustes führen. Deshalb wurden Werte von Maughan et al. (2007) verwendet. Proteine konnten aus den Daten nicht berücksichtigt werden.

Tabelle 29: Massenverlust pro Minute bedingt durch die Substratoxidation bei einer Person mit einer maximalen Sauerstoffaufnahme von 5 L/min (Maughan et al., 2007).

%VO ₂ max	Anteil Kohlenhydrate [%]	Anteil Fette [%]	Massenverlust pro Minute [g/min]
10	30	70	-0.05
20	38	62	-0.14
30	45	55	-0.26
40	55	45	-0.46
50	60	40	-0.64
60	67	33	-0.88
70	75	25	-1.19
80	82	18	-1.51

Metabolisches Oxidationswasser aus der Verstoffwechslung von Kohlenhydraten und Fetten wurde ebenfalls über die leistungsdiagnostischen Daten ermittelt (Tabelle 30). Danach entsteht bei der Oxidation von 1 g Kohlenhydrate 0.6 g metabolisches Wasser und bei der Verbrennung von 1 g Fett 1.13 g metabolisches Wasser.

Tabelle 30: Ausgangs- und Endprodukte die bei der Oxidation von 1 g Substrat beinhaltet sind (Maughan, Shirreffs & Leiper, 2007).

Substrat [g]	Oxidationswasser [g]	Kohlendioxid-Produktion [g]	Sauerstoffaufnahme [g]	Änderung der Masse [g]
Kohlenhydrate	0,60	1,47	1,07	-0,40
Fette	1,13	2,75	2,88	+0,13

Genauso ist Glykogen im Muskel an Wasser gebunden. Bei dessen Verbrauch während körperlicher Belastung wird daher ein gewisser Anteil an Wasser freigegeben und dem Gesamtkörperwasser zugeschrieben. Durch die moderate Beanspruchung wurde gewährleistet, dass die Speicher (z.B. Leber, Muskel) des Körpers für die Versuchsdauer ausreichend waren. Aufgrund der Nüchternversuche wurden der Glykogenverbrauch denen des Kohlenhydrats gleichgesetzt. Die Mengenangaben in der Literatur variieren zwischen 3 und 4 g Wasser pro Gramm Glykogen (Zuntz, Loewy, Müller & Caspari, 1906; Olsson & Saltin, 1970). Für den Versuch wurde das Mittel von 3,5 g gewählt und für eine Belastung von 50% $\dot{V}O_2$ max berechnet. Zum Schluss werden zu diesen noch der respiratorische Wasserverlust addiert. Der Verlust an Wasser über die Atmung ist dabei sowohl von der Sauerstoffaufnahme (aus leistungsdiagnostischen Daten) als auch von dem Umgebungswasserdampfdruck abhängig. In der vorliegenden Berechnung ist dieser in den Gewichtsverlust integriert. Die nachfolgende Formel verdeutlicht der Vollständigkeit halber diesen Zusammenhang (Maughan et al., 2007).

$$[13] \quad m_e = 0.019 \times \dot{V}O_2(44 - P_a)$$

m_e = respiratorischer Wasserverlust [g/min]
 $\dot{V}O_2$ = Sauerstoffaufnahme [L/min]
 P_a = Umgebungswasserdampfdruck [mmHg]

Verlustmengen über Urin oder Fäkalien mussten über den Versuch nicht berücksichtigt werden. Somit wurden alle Prozesse zur Bilanzierung des effektiven Wasserverlustes (d.h. Änderung des TBW) ermittelt. Darüber hinaus wurde noch die Inaktivierung bzw. die Reaktivierung von Natriumreserven nach (Nguyen & Kurtz, 2004a) (Noakes et al., 2005a) betrachtet, um eine Abschätzung körpereigener Mechanismen zur Hydrierungsregulierung zu machen und gruppenspezifische Unterschiede aufzuzeigen. Laut Theorie besitzt jeder Mensch eine individuelle Menge an Gesamtnatrium (~60mmol/kg KG) und austauschbarem Natrium (~42 mmol/kg KG). Letztes besteht aus aktiven und inaktiven Speichern. Alles aktive Natrium ist im Körperwasser gelöst (Intrazellulär: 14 mmol/L; Extrazellulär: 140 mmol/L) (Edelmann et al, 1958). Drei unabhängige Mechanismen sind laut Noakes der Grund für belastungsinduzierte Hyponatriämie (sog. Wasserintoxikation)

und tragen damit zu Ungleichgewichten der Speicher bei: (1) übermäßiges Trinken, (2) Speicherung des übermäßigen Wassers durch inadäquate Unterdrückung antidiuretischer Hormonsekretion, und (3) osmotisch inaktives Natrium in oder Fehler seiner Mobilisierung aus körpereigenen Speichern. Für Hybernatriämien kann für (1) und (2) das Gegenteil angenommen werden. In den Versuchen wurden deshalb die Flüssigkeitsmengen dokumentiert (1) und der Unterschied der Blutnatriumkonzentration (3) vor und nach der Cool-Down Phase ermittelt. Punkt (2) konnte messtechnisch nicht berücksichtigt werden.

6.1.3. Analyse

Die inferenzstatistische Auswertung erfolgte über eine Varianzanalyse mit Messwiederholung und Post-hoc Vergleichen verschiedener physiologischer Parameter für die drei Faktoren BL, AL und FB (rmANOVA). Die Voraussetzungen der rmANOVA sind alle erfüllt. Die Abhängigkeit der Messungen ist durch die drei Behandlungen BL, AL, und FB am gleichen Subjekt, gegeben, der Innersubjektfaktor ist nominalskaliert (kategorial). Die abhängigen Variablen Gewicht, Gesamtkörperwasser, Rückführungsmenge, Temperatur, Natriumkonzentration und dessen Streuung, In- & Aktivierung von Natrium, Anstieg der Herzfrequenz, Streuung der Herzfrequenz sind alle intervallskaliert und normalverteilt. Darüber hinaus wurden die Daten auf Ausreißer überprüft und gegebenenfalls bereinigt. Die Sphärizität kann für alle Analysen angenommen werden. Gegebenenfalls wurden Korrekturen nach Greenhouse-Geisser vorgenommen. Um Faktoren wie Erfahrung, Konstitution oder Leistungsvermögen zu integrieren wurden zusätzlich Untergruppen nach Fettanteilen (geschlechtsabhängig für eine Gruppe von 20-39-jährigen (Gallagher et al., 2000); niedriger FA: Männer: bis 18%, Frauen: bis 25%; höherer FA: Männer: > 18%; Frauen: > 25 %) und Sauerstoffumsatz (geschlechts- und altersabhängig nach FirstBeat Technologies (2014); Fit: >45 ml/min*kg; Unfit: <45 ml/min*kg) gebildet.

6.1.4. Ergebnisse

Zur Klärung aller Annahmen wurden a priori Poweranalysen zur Ermittlung der Stichprobengrößen auf Basis vorliegender Daten durchgeführt. Dazu wurden alle p-Werte berücksichtigt, die maximal um ein Zehntel über dem angesetzten Alphaniveau ($\alpha=0,05$) lagen. Für die einfaktorielle ANOVA waren dies, TBW und Streuung Serumnatrium, für die zweifaktorielle ANOVA mit dem Faktor Trainiertheit, TBW und Δ Kerntemperatur. Für signifikante Ergebnisse mit mittleren bis hohen Effektstärken (r zwischen 0,18 und 0,46) hätten die Stichproben zwischen 16 und 48 Personen liegen müssen. Da die Studie aus

nur 13 Probanden bestand, müssen die Ergebnisse daher differenziert betrachtet werden. Die Abbildung 72 zeigt die Ergebnisse der Parameter Gewicht, TBW, Trinkmenge, Serumnatrium, Re- und Inaktivierung von Natrium, Kerntemperatur, Herzfrequenz, die, verglichen zwischen den einzelnen Flüssigkeitsrückführungen (d.h. BL, AL, FB) vor, während oder nach dem Versuch erhoben wurden und somit eine Aussage über den

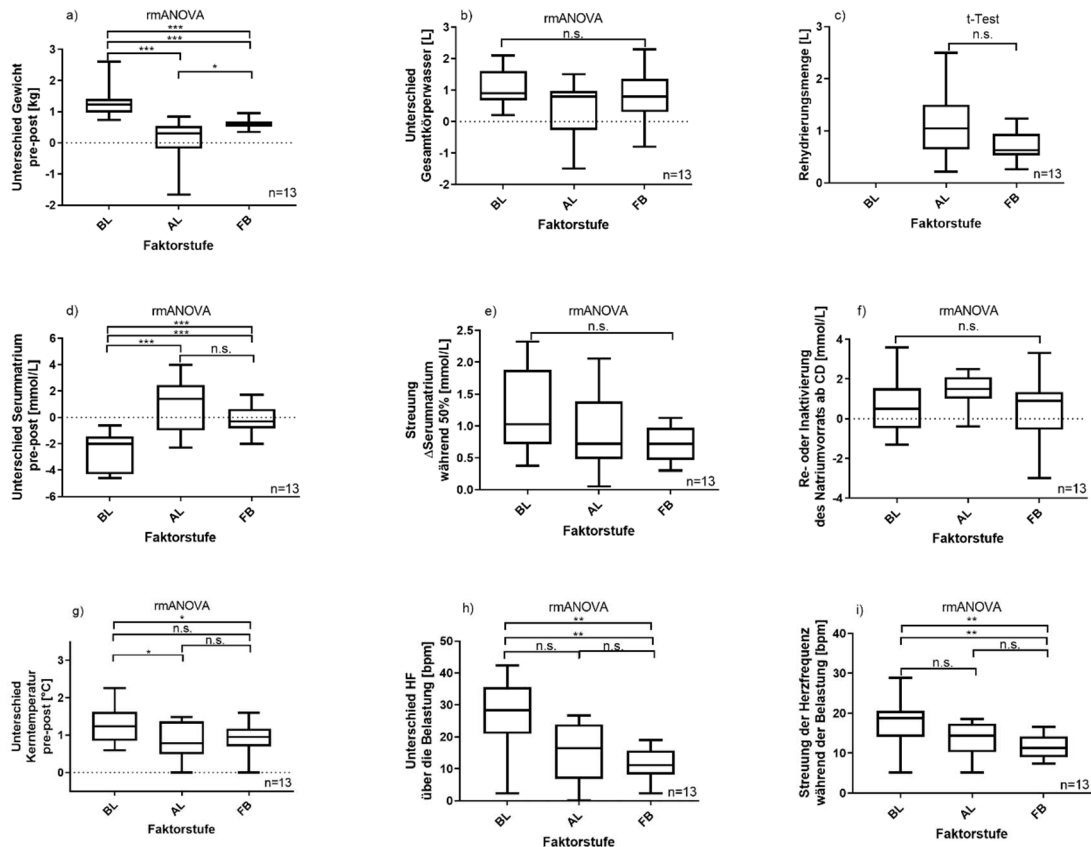


Abbildung 72: Boxplots zu den Varianzanalysen mit Messwiederholung und Post-hoc Vergleichen verschiedener physiologischer Parameter im Vergleich der drei Faktorstufen (Baseline, Ad Libitum, Feedback): a) Gewichtsunterschied b) Unterschied TBW, c) Rehydrierungsmenge, d) Serumnatrium prä-post, e) Streuung Serumnatrium, f) Re-/Deaktivierung von Natrium, g) Kerntemperatur prä-post, h) Anstieg der Herzfrequenz, i) Streuung Herzfrequenz.

physiologischen Zustand *dum* und *ex-post* der Stichprobe machen. Bei Gewicht, Δ Serumnatrium, Δ Kerntemperatur, Δ Herzfrequenz und Streuung der Herzfrequenz gibt es über die drei Faktorstufen signifikante Unterschiede ($p=*$ bis $***$). Post-hoc Vergleiche zeigen vereinzelt (z.B. Gewicht, Δ Serumnatrium, Δ Herzfrequenz) auch signifikante Unterschiede zwischen den Faktorstufen; vornehmlich jedoch zwischen Kontrollversuch (BL) und einer der beiden anderen Stufen. Lediglich beim Gewicht unterscheiden sich auch AL und FB ($p=*$). Im Mittel wurden im Kontrollversuch $1,05L \pm 0,59L$ an Gesamtkörperwasser verloren. Die Rückführungsmengen waren $1,03L \pm 0,62$ (AL) und $0,71L \pm 0,30$ (FB). Die Wasserverluste wurden daher im AL-Versuch genauer rückgeführt. Gleichzeitig sind bei diesem im Mittel ein Abfall der Blutnatriumwerte und eine größere Streuung

der Werte, besonders in Richtung zu viel rückgeführter Flüssigkeit, d.h. Gewichtszunahme und Zunahme des TBW sichtbar. Ein Proband trank 2,5 L. mit der Konsequenz einer im Mittel niedrigeren Serumnatriumkonzentration in der AL Bedingung. Anfänglich lag diese über alle Stufen durchschnittlich bei $141 \pm 1,2$ mmol/L. Selbst mit dem maximalen Abfall um 4mmol/L während der AL Versuche, würde man dennoch nicht unterhalb der hyponatriämischen Grenze von 135mmol/L fallen. Im FB Versuch liegen diese Werte annähernd auf dem Ausgangsniveau. Statistisch lassen sich keine Effekte der Faktorstufen AL und FB auf Kerntemperatur oder Herzfrequenz nachweisen, jedoch zeigen sich bei strukturierten, daten- und modellbasierten Rückmeldungen der Bedingung FB ein um ca. 10 Herzschläge pro Minute geringere Herzfrequenz, als in der AL-Bedingung.

In Summe tendieren die Ergebnisse dazu, dass ein strukturiertes, daten- und modellbasiertes Rehydrieren mindestens genauso effektiv wie ein ad libitum Verhalten sein kann. Wenn auch ohne statistische Signifikanz zeigen z.B. das Niveau und die Streuung des Serumnatriums oder der Anstieg und die Streuung der Herzfrequenz bedeutsame Änderungen und die Vorteile eines strukturierten Feedbacks im Vergleich zum ad libitum Verhalten. Legt man ein gleichbleibendes Verhalten bei noch länger andauernden Beanspruchungen zu Grunde, sind mit hoher Wahrscheinlichkeit größere Unterschiede zwischen AL und FB Strategien zu erwarten. Auch Gruppenvergleiche zwischen fitteren ($n=8$) und unfitteren ($n=5$) Probanden bestätigen lediglich näherungsweise die Annahme vorteilhafter Bedingungen für trainierte und erfahrenere Athleten (Abbildung 73). Im Mittel führt die AL Bilanz unfitterer Personen zu stärker fallenden Blutnatriumwerten ex post und einer tendenziell höheren Beanspruchung durch höhere Kerntemperaturen und Herzfrequenzen während körperlicher Aktivität. Die Unterscheidung nach Körperkomposition lieferte keine weiteren Erkenntnisse. Prognosen für längere und/oder beanspruchendere Bedingungen bzw. die Wiederholung der Studie mit einer größeren Probandenzahl würden mit hoher Wahrscheinlichkeit zu eindeutigeren Ergebnissen führen und das strukturierte und datenbasierte Management des Wasserhaushaltes durch tragbare Technologien für eine Vielzahl von Anwendungen, wie z.B. im Arbeitsschutz, in der Medizin und im Sport stützen. Darüber hinaus zeigen zwei-faktorielle Varianzanalysen (Faktoren: Rehydrierung & Fitness) mit Messwiederholung mehrheitlich signifikante Unterschiede bei der Flüssigkeitsrückführung; im Gegensatz dazu keine Unterschiede bei den Zwischengruppenvergleichen. Auch wenn die Gruppen sich daher statistisch nicht unterscheiden sind erneut vereinzelte Tendenzen bei unfitteren Probanden (z.B. Gewicht, Trinkmenge, Serumnatrium, Kerntemperatur) erkennbar und die Annahme gruppenspezifischer Unterschiede naheliegend.

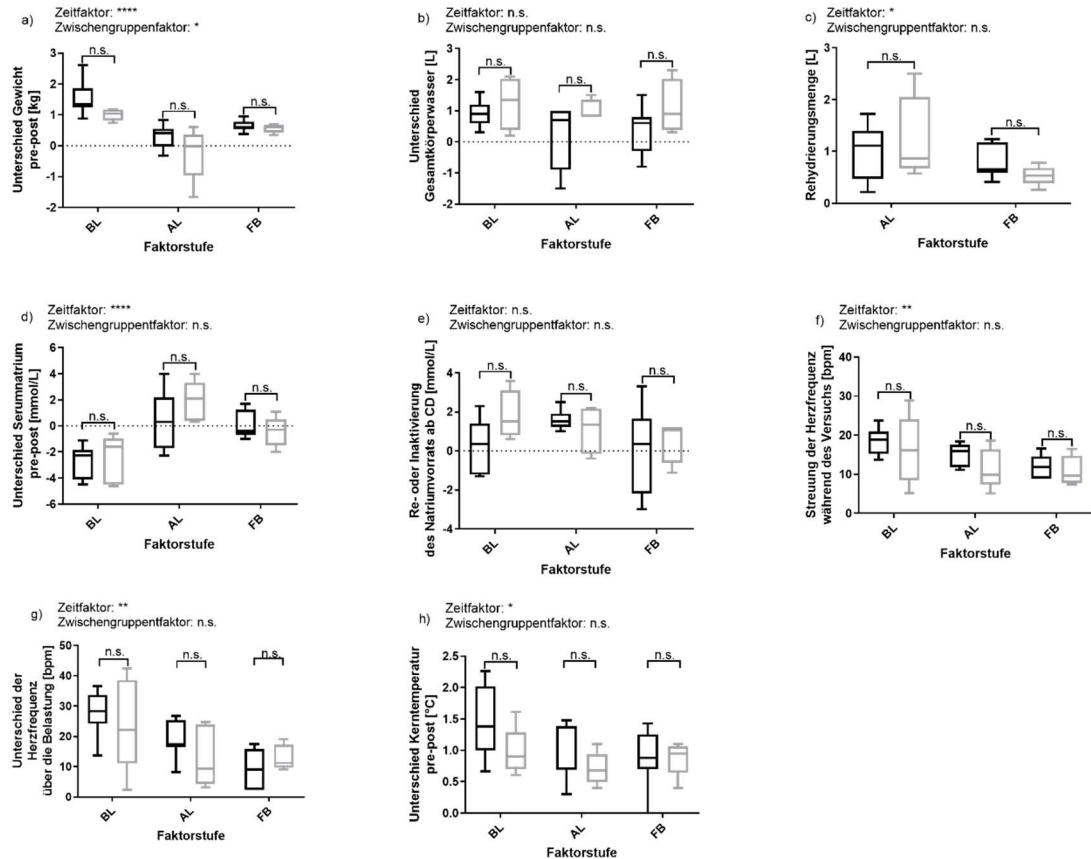


Abbildung 73: Gruppenvergleich zwischen fiten (schwarz; >45 ml/min*kg) und unfiten (grau; <45 ml/min*kg) Personen und den drei Faktorstufen (BL, AL, FB). a) Gewichtsunterschied, b) Unterschied TBW, c) Rehydrierungsmenge, d) Unterschied Serumnatrium prä-post, e) Re/Deaktivierung von Natrium, f) Streuung der Herzfrequenz, g) Unterschied der Herzfrequenz, h) Unterschied Kerntemperatur prä-post.

Unter Berücksichtigung aller Daten und Parameter kann positiv geschlussfolgert werden, dass eine strukturierte, auf Gewichtsverlusten und den korrigierten Metabolismus basierende Rückmeldung eine Unterstützung für körperlich beanspruchende Situationen sein kann. Unerfahrene könnten von dieser Form der Rückmeldung profitieren und bei sehr extensiven Belastungen >3-4h könnte sie sogar Trainierten Unterstützung bieten. Andere Formen nicht-invasiver Objektivierung bieten aktuell keine Grundlage, um eine verlässliche Rehydrierung zu gewährleisten. Aufgrund der Adaptionfähigkeit des menschlichen Organismus können die modellbasierten Rückführungsmengen für die untersuchten Versuchsdauern (~2h), sogar mit gewissen Fehlern behaftet sein. Denn: Eine Unterbrechung der Belastung kann schon ausreichen, um mögliche Dysbalancen auszugleichen, was, ausgehend von einem Optimum von 140mmol/L, durch leicht bessere Serumnatriumwerte nach der Cool-Down Phase (BL: 142,0 mmol/L ; AL: 140,1 mmol/L; FB: 141,1 mmol/L) als unmittelbar am Ende der Belastung (BL: 142,9 mmol/L; AL: 141,2; FB: 141,7 mmol/L) gezeigt wird und körpereigene Mechanismen zur Regulierung des Serumnatriums vermuten lässt.

Wearables in Sport und Gesundheit –

Nicht invasive Echtzeitüberwachung menschlicher Vitalparameter zur Belastungskontrolle und Rückmeldung kritischer Körperzustände

6.2. Diskussion

Die Wirksamkeit strukturierter, datenbasierter Rückmeldungen zum Wasserhaushalt kann durch die Studie nicht abschließend belegt werden, allerdings deuten einige Ergebnisse auf deren Sinn hin, u.a. für bestimmte Nutzergruppen. Eine Ergänzung der Rückmeldung zu etablierten physiologischen Parametern im Breitensport ist in jedem Fall sinnvoll. Besonders bei unerfahrenen und nicht adaptierten/akklimatisierten Personengruppen und Beanspruchungen über 2 h, könnte ein folgenreiches Fehlverhalten in Bezug auf die korrekte Flüssigkeitsaufnahme durch ein Feedbacksystem verhindert werden. Eine technische Lösung, die anstelle einer Wiegung, ohne Unterbrechung, verlässlich Werte zum menschlichen Wasserhaushalt ermittelt und rückmeldet, ist aktuell, aber nicht verfügbar. Gerade für den professionellen Sport in denen kontinuierlich in Grenzbereichen gearbeitet wird existieren keine Systeme die Ansprüche an wissenschaftliche Gütekriterien erfüllen.

In der Untersuchung selbst konnten Trainingseffekte nicht ausgeschlossen werden, da aufgrund des Versuchsdesigns die Reihenfolge nicht randomisiert wurde. Dass die FB Behandlung stets zuletzt stattfand, hatte jedoch den Grund Ankereffekte zu vermeiden, da die Probanden so ihre individuellen Rückführungsmengen erfahren und den AL-Versuch verfälscht hätten. Die so unvermeidlichen Effekte wurden jedoch durch lange Pausen (>1 Woche) zwischen den Versuchen weitestgehend ausgeschlossen. Methodisch hätte ein Vorversuch zur Ermittlung der individuellen Stoffwechsel bei 50% $VO_2\max$ (z.B. 20 min Fahrradergometer mit Ergospirometrie) die Prognose der individuellen Rückführungsmenge (u.a. für Substratoxidation) verbessert. Da die über die Leistungsdiagnostik ermittelten Werte wenig plausible Verhältnisse des Kohlenhydrat- und Fettstoffwechsels ergeben hatten, wurden stattdessen ein pauschaler Wert gewählt. Dieser wurde jedoch nur anhand von Personen mit maximalem Sauerstoffumsatz von 5 L/min erhoben (vgl. (Maughan et al., 2007) und stellt somit eine mögliche Ungenauigkeit dar.

Im Kontext besserer Modelle zu Natriumumsatz und der Flüssigkeitsverschiebungen zwischen einzelnen Kompartimenten (s. Kapitel 2.2.1) zeigen die Ergebnisse aufgrund der starken Anstiege bzw. Abfälle während und nach der Cool-Down Phase eine Abhängigkeit von der körperlichen Belastung. Dies bedarf weiterer Untersuchungen, da Überbeanspruchungen Dysbalancen im Wasserhaushalt verstärken, Pausieren der körperlichen Aktivität diese dagegen Regulieren können.

In Kapitel 4.3 wurden Gewichtsänderungen als Möglichkeit zur Ermittlung hyponatriämischer Zustände erwähnt. In diesem Zusammenhang könnten existieren Modelle die Serumnatriumwerte über die Änderung des Gesamtkörperwassers voraussagen (siehe Formel 14) (Nguyen & Kurtz, 2004a). Diese unterstützen die These, dass über mehrere mit dem Serumnatrium und Natriumhaushalt zusammenhängende Größen eine Voraussage des Serumnatriums möglich ist.

$$[14] \quad \mathbf{Na}_{2p}^{2+} = \frac{(\mathbf{Na}_{1p}^{+} + 23,8) * \mathbf{TBW}_1 + 1,03\Delta E}{\mathbf{TBW}_1 + \Delta \mathbf{TBW}} - 23,8$$

TBW_1 = Gesamtkörperwasser zum Ausgangszeitpunkt (d.h. anfänglich BIA Messung, siehe Protokoll)

ΔTBW = Nettobilanz an rückgeführter und verlorener Flüssigkeit

Na_{1p}^{+} = Natriumkonzentration im Blutserum vor der Belastung

ΔE = Nettogesamtbilanz an rückgeführtem (Flüssigkeit) und verlorenem Natrium (Schweiß)

Die direkte Ermittlung des Serumnatriums stellt diesbezüglich noch eine Einschränkung dar. Des Weiteren ist eine regelmäßige Wiegung für Situationen unter sportlicher Aktivität, sowie die Messmethodik und -technik (BIA, Isotopenverdünnung), wie in Kap. 4.3 beschrieben, wenig praktikabel.

Abgesehen von den methodischen Optimierungsmöglichkeiten bzgl. Hydrierung (z.B. Führen eines Ernährungsprotokoll) ist sich die Wissenschaft einig darüber, dass es genetisch prädispositionierte Stoffwechselunterschiede gibt. Hierzu sind weitere Forschung (z.B. im Kontext Metabolomics, Proteomics und Genomics) notwendig, um existierende Varianzen näher zu erklären. Diese scheinen auch für die nicht-invasive Analyse biochemischer Prozesse neue Möglichkeiten darzustellen und lassen sich laut Agudelo, Privman & Halámek (2017) über Hautsekrete, wie Schweiß ermitteln. Darüber hinaus existiert mit der photothermischen Deflektometrie (Hertzberg, Bauer, Küderle, Pleitez & Mäntele, 2017; Pleitez et al., 2015) eine Methode um transdermal Biomarker zu erkennen.

Mit dem untersuchten Ansatz könnte aber wenigstens schon der häufigste Fehler („*water excess*“) der nach Tam & Noakes (2013) verantwortlichen Mechanismen zur Entstehung einer EAH unterbunden werden. Weitere Untersuchungen müssten folgen, welche Faktoren für die Fehler 2 („*Inappropriate ADH Secretion*“) & 3 („*Failure of Na⁺ (im-) mobilization*“) verantwortlich sind.

Motivatorische und demotivatorische Aspekte:

Gerade im Gesundheits- und Fitnesssport und Kontext demographischer, gesellschaftlicher-gesundheitspolitischer Herausforderungen spielt die Frage zu nachhaltiger Motivation oft eine wichtige Rolle ein (Teixeira, Carraça, Markland, Silva & Ryan, 2012). Die

Rückmeldungen von Wearable Technologies könnten hier eine besondere Stellung einnehmen, lassen aber aufgrund teilweise invalider Datenerhebung die Frage nach physiologischen Effekten von falsch-positiven und falsch-negativen Rückmeldungen entstehen. Castle, Maxwell, Allchorn, Mauger & White (2012) haben in diesem Zusammenhang mit manipulierten Umgebungs- und Kerntemperaturwerten einen Versuch durchgeführt. Dabei wurden den Probanden über- und unterschätzte Temperaturwerten verbal von immer demselben Versuchsleiter zurückgemeldet. Die Aufgabe bestand darin, innerhalb einer Stunde, die weitestmögliche Distanz auf einem Laufband zurückzulegen. Neben motivatorischen Aspekten sollten damit effektive Pacingstrategien analysiert werden. Um auf den Untersuchungen von Castle et al. (2012) aufzubauen und weiterführende Ansätze für die Forschung zu finden wurde die in Tabelle 31 beschriebene explorative Studie durchgeführt und soll in dieser Arbeit nur in Ansätzen dargestellt werden. Das Kollektiv bestand aus 12 männlichen Probanden im Alter zwischen 20 und 29 Jahren (MW: ~23; SD: ~3). Wie in den vorangegangenen Studien wurden diese über die Studie aufgeklärt und einer leistungsdiagnostischen Untersuchung unterzogen. Im Durchschnitt hatten sie eine Sauerstoffaufnahme von $51,8 \pm 9,5$ ml/min/kg.

Exkurs:

Tabelle 31: Exkursübersicht (n=12).

H ₀ : Fehlerbehaftete Rückmeldungen menschlicher Vitalparameter beeinflussen Leistung und Motivation nicht	
H ₁ : Fehlerbehaftete Rückmeldungen menschlicher Vitalparameter beeinflussen Leistung und Motivation nicht	
AV: Körperzustand dum und ex post	UV: Art des Biofeedbacks (CON, POS, NEG)
<u>Bedingungen:</u> T _{Luft} = 30°C & 20°C; RH=30%, v _a = 0-0,1 m/s; $\dot{Q}_r=0$ W/m ² µm	
<u>Messungen:</u> Physisch: Körperkerntemperatur, Herzfrequenz, Leistung, Hydratation, Distanz (km) Psychisch: Belastungsempfinden, Motivation	
<u>Interventionen:</u> CON: Kontrollbedingungen POS: Rückmeldung eines überschätzten Wasserverlustes (+60% des tatsächlichen Wertes) NEG: Rückmeldung eines unterschätzten Wasserverlustes (-60% des tatsächlichen Wertes)	
<u>Protokoll:</u> Dauer: 60 min Art: Selbstgewählte Belastung	

Aus dieser Exploration ist zu erkennen, wonach Unterschiede in Motivationskalen bestehen und sich sogar physiologische Effekte zeigen (siehe Abbildung 74).

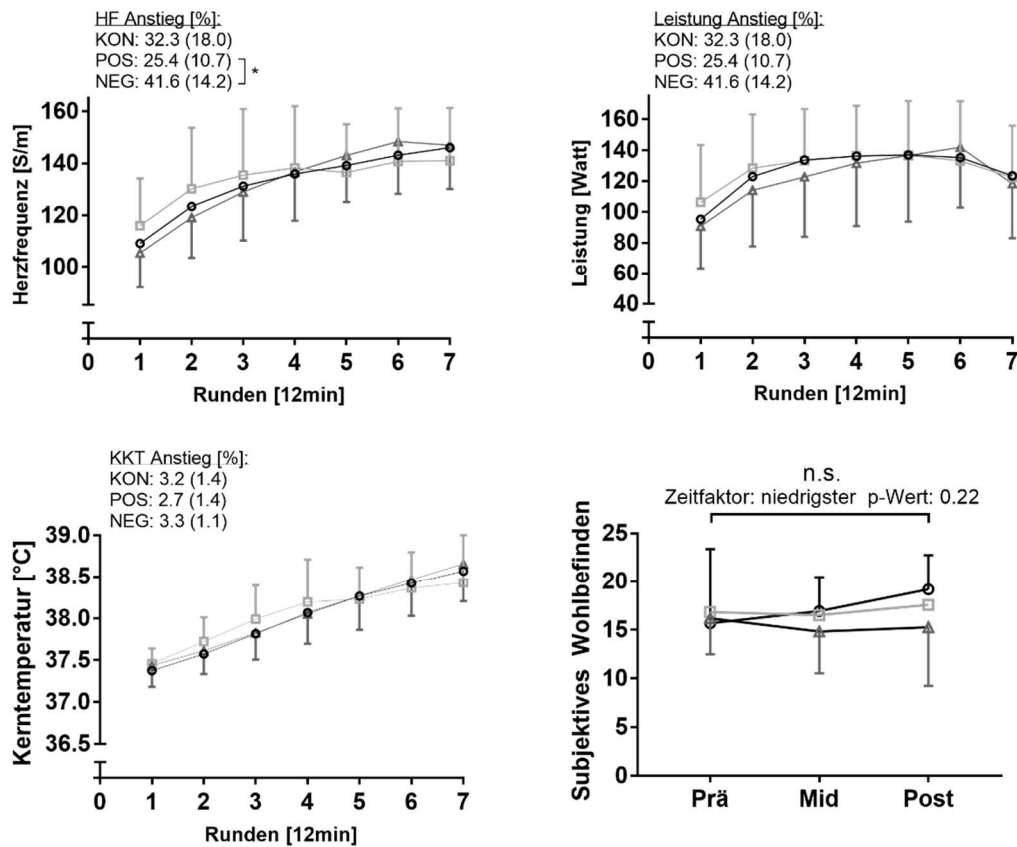


Abbildung 74: Vergleich der Änderungen physiologischer und subjektiver Parameter (Herzfrequenz, Leistung, Kerntemperatur und Wohlbefinden) über 7 Feedback- bzw. 3 Befragungsrunden zwischen Kontrollversuch (○: schwarz), NEG (△: dunkelgrau) und POS (□: hellgrau).

Zwischen positiv und negativ manipulierter Rückmeldung zum Wasserhaushalt konnte bei der Herzfrequenz ein signifikanter, sowie ein erkennbarer Unterschied beim subjektiven Wohlbefinden festgestellt werden. Im Versuch sollten die Probanden innerhalb einer Stunde mittels selbstgewählter Belastung (d.h. *Pacing-Strategie*) die größtmögliche Distanz auf einem Fahrradergometer zurücklegen. Wenn auch die Notwendigkeit weiterer Untersuchungen besteht, deuten die Ergebnisse darauf hin, dass fehlerbehaftete Rückmeldungen mittels tragbarer Technologien ein Risiko aufgrund der Motivation der Nutzer beinhalten. Demnach ist in unserem Fall eine Rückmeldung überschätzter Wasserverlustwerte gegenüber Unterschätzungen vorzuziehen. Zur gänzlichen Vermeidung von Fehlern ist valide Messtechnik aber unumgänglich.

7. Abschließende Diskussion

Die vorliegende Promotionschrift soll dazu beitragen neue und interdisziplinäre Erkenntnisse mit der Entwicklung und Anwendbarkeit von Wearables speziell im Zusammenhang mit körperlicher Aktivität für Sport und Gesundheit zu gewinnen. Sie stellt eine Analyse invasiver und nicht-invasiver Zusammenhänge zweier Parameter mit praxisrelevanten Schlussfolgerungen dar. Aus den Erkenntnissen wurde ein nicht-invasiver, wiederverwendbarer, kontinuierlicher Demonstrator zur Ermittlung der Körperkerntemperatur entwickelt. Die durchgeführten Studien haben gezeigt, dass neue Technologien zur nicht-invasiven Ermittlung der Kerntemperatur unter körperlicher Aktivität körperkernnahe Positionierungen (Cervikalwirbel, Sternum oder Stirn) für die Sensoren verwenden sollten. Darüber hinaus ist eine intelligente Regelung der Wärmeströme vom und zum Körper durch individuelle und externe Einflüsse notwendig, um eine verlässlichere Messung zu ermöglichen. In vorliegenden Fall konnten diese, durch die Entwicklung eines neu geregelten Systems erreicht werden. Im Sport könnten diese in eine Reihe von Sportprodukten wie, Helme oder Protektoren integriert werden. Dazu steht mittels FEM Software und digitalem, thermischen Menschmodell eine virtuelle Simulationsumgebung zur Verfügung, um jegliche personen- oder umgebungsspezifische Einflussfaktoren zu analysieren und konstruktiv oder regelungstechnisch das System iterativ noch weiter zu verbessern.

Im Zusammenhang mit der Entwicklung eines Systems zur Rückmeldung von Parametern des Hydrationszustandes, konnten die Untersuchungen zu keinem klaren Ergebnis führen und lassen messtechnisch sowie methodisch Fragen offen. Nach Stand dieser Arbeit ist eine nicht-invasive Ermittlung des Wasserhaushaltes über Natriumkonzentrationen eher unwahrscheinlich. Modellierungsansätze zum Beispiel auf Basis des Gewichts (Nguyen & Kurtz, 2004a) oder der Körperkerntemperatur nach (Taylor & MacHado-Moreira, 2013) scheinen in gewissen Genauigkeitsgrenzen möglich. Eine Herausforderung ist dabei jedoch die Vielzahl an adjustierenden individuellen und externen Einflussgrößen zur Entwicklung von Vorhersagemodellen zu berücksichtigen. Auch wenn der Körper, wie in Kapitel 2.2.1 dargestellt, über eine Vielzahl an vegetativen Puffer- und Sicherheitsmechanismen verfügt, verlangt die Kritikalität vieler Situationen eine hohe Sensitivität und Spezifität des Systems. Hautleitwerte und Hautwiderstände aufgrund sich ändernder Schweißraten oder Elektrolytkonzentrationen als Grundlage zu

nehmen, scheint aufgrund vieler Unwägbarkeiten (d.h. Bewegungsartefakte, Interdependenzen von Schweißbestandteilen) aktuell jedenfalls unwahrscheinlich. Unumgänglich sind weitere Untersuchungen, die sich mit der Dynamik und den Parametern kritischer Hydrationsdysbalancen unter verschiedenen Belastungen befassen und dies in Zusammenhang mit optimalen Rehydrierungsstrategien zu verknüpfen. Darüber hinaus müssen zelluläre Prozesse von der Flüssigkeitsaufnahme bis hin Abgabe über die Haut besser verstanden werden. Auch wenn ein Zusammenhang unwahrscheinlich ist, könnten individuelle Profile (d.h. Ausgangswerte, Verläufe, Niveau) des Schweißes möglicherweise viel über Einzelpersonen aussagen und als Grundlage für vielschichtige Diagnosen und Therapien dienen. Der aktuelle Stand der Technik und Wissenschaft lässt aber für dezentrale, tragbare Systeme aktuell nur eine grobe Abschätzung zu. Am Beispiel des Oxidationswassers durch Glukosestoffwechsel wird darüber hinaus klar, dass eine genaue Determination des Hydrationszustandes eine ganzheitliche Betrachtung benötigt und nicht auf einen Parameter reduziert werden kann. Zudem kann aber vermutet werden, dass speziell für Untrainierte oder Einsteiger, ein Feedback im Zusammenhang mit Rehydrierung für Belastungsdauern von 120min eine ebenso ausgeglichene Bilanz zur Folge hat wie eine ad libitum Rehydrierung. Auch könnten diese Systeme zur Sensibilisierung der eigenen Körperwahrnehmung beitragen und Einsteigern einen guten automatisierten Leitfaden bieten. Ungeachtet der Anforderungen medizinischer Genauigkeiten können Wearables einen systematischen und kontrollierten Einstieg in den Sport ermöglichen und sogar motivationale Funktion erfüllen. Fehlerbehaftete Systeme können zu falschen binären Klassifikationen führen und müssen daher durch ausführliche Validierungsstudien und iterative Optimierungszyklen ausgeschlossen werden.

Unbestritten ist der große Nutzen, den nicht invasive, drahtlose und tragbare Sensorik bietet. Das gesammelte technische, methodische und medizinische Wissen dieser Arbeit, im Kontext nicht-invasiver Feedbacksysteme, zeigt aber, dass existierende Systeme, in Bezug auf Kerntemperatur und Hydrierung, differenzierter betrachtet werden müssen. Manchen Versprechen kommerzieller Systeme muss daher deutlich entgegengetreten werden, da diese nicht zweifelsfrei belegt sind und Gefahren für Athleten bergen können. Nichtsdestotrotz bietet die drahtlose, kontinuierliche Objektivierung von Parametern bessere Möglichkeiten, um (d.h. durch mehr Daten und externe Validität) die Wissenschaft auch methodisch zu verbessern. Kern hierbei ist die Kontinuität der erhobenen Daten, wodurch sich die angesprochenen physiologischen Prozesse besser analysieren lassen.

Gerade für den Sport in seiner Vielzahl an Umgebungsbedingungen und damit verbundener Extreme an Körper und Technik, sollten zunächst Extrembedingungen simuliert

werden, um Orientierungspunkte zu haben. Die Analyse dieser Extreme mittels FE-Methoden, konnten in unserem Fall helfen Fragen zu beantworten ohne Personen Gefahren in Laborbedingungen auszusetzen. Das Sensorverhalten konnte hier ebenfalls durch einfache Regelungen abgebildet werden.

Auch subjektive Parameter und Skalen zu Komfort, Wohlbefinden oder Beanspruchung (z.B. RPE) bieten sensible und konsistente Größen zur Zustandsbewertung (Saw, Main & Gastin, 2015) von Sportlern und Athleten, die in Rückmeldung von Wearable Technologies integriert werden können und zusätzliche Daten als Modellgrundlage sicherstellen. Gerade vor Ansätzen der Central Governor Theorie⁷⁷ (Noakes, 2012) könnten tragbare Technologien Möglichkeiten bieten, in ökologisch validen Bedingungen, Daten zu neuen Erkenntnissen der Leistungsregulation zu liefern. Darüber hinaus bieten sie aufgrund ihrer kontinuierlichen Erhebung von Daten eine bessere zeitliche Auflösung, um der Dynamik der menschlichen Physiologie Rechnung zu tragen (Sonner et al., 2015).

⁷⁷ Hirngesteuerter Prozess zur Regulierung der Homöostase unter körperlicher Belastung

8. Ausblick und Fazit

Wenngleich viele Prognosen im Kontext tragbarer Technologien vielversprechend sind, müssen Entwicklungen vorangetrieben und Regelungen zu technischen Standards, Datenverarbeitung oder Datennutzung umgesetzt werden, um eine stärkere und sinnvolle Nutzung flächendeckend zu ermöglichen. Aus technologischer Sicht muss neue Sensorik dazu weitere Vitalparametern, die über interne Prozesse des Menschen etwas aussagen (wie z.B. Glukose, Laktat, Ammonium, Peptide, Proteine etc.) (Sonner et al., 2015) integriert werden. Zusätzlich müssen Datenschutzrichtlinien geschaffen werden, die die erhobenen Daten ausschließlich im Sinne des Nutzers verarbeiten und seine Datensouveränität zu jeder Zeit gewährleisten. Wenn Wearables im Gesundheitswesen eine wichtige Rolle spielen sollen, müssen Sie für Nutzer aller Einkommensklassen gleichermaßen bezahlbar sein und existierende sozioökonomische Unterschiede überwinden. Bevölkerungsteile, die vermehrt von Innovationen profitieren würden, sind aktuell jedoch nicht in der Lage, diese zu bezahlen (Allen & Christie, 2016). Manche Autoren (Millett & O'Leary, 2015) betrachten große Datenmengen gar als öffentliche Güter, die zum Wohle aller auch genutzt werden müssen. Gerade im Sport- und Gesundheitskontext bieten tragbare Technologien durch große Datenerhebungen die Möglichkeit extern valide Bedingungen und im Sinne des *Gesetzes der großen Zahl* genauere Voraussagen zu treffen. Für medizinische Erkenntnisse und im Versicherungswesen ist dies von großer praktischer Relevanz. Des Weiteren lassen sich durch Wearables telemedizinische Netzwerke aufbauen, um regionale medizinische Unter- und Überversorgung zu reduzieren und zu optimieren (Christoph Straub, Uwe Repschläger, Ruth Rumke, Susanna Weineck, 2017). Hier werden weitere Änderungen im Fernbehandlungsgesetz notwendig werden, in Kombination mit, aufgrund der Datensensibilität, sicheren Kommunikationsplattformen. Diese Systematik wird darüber hinaus weitere Gesundheitsbereiche wie das Betriebliches Gesundheitsmanagement, die Pflege und die Rehabilitation betreffen. Sport und Bewegung als präventive Säule wird durch die Unterstützung tragbarer Technologien eine noch wichtigere Rolle einnehmen. Aus der Nutzerperspektive wird die Vernetzung verschiedener Arten von Wearables den Wert und das Nutzererlebnis weiter steigern. Multimodale Anwendungen zur besseren Informationsübermittlung, sowie Kombination mit Augmented, Mixed und Virtual Reality zur nicht ortsgebundenen Immersion in verschiedene Sport- und Gesundheitsszenarien, werden zukünftige Entwicklungen sein. Verbraucher müssen sich im Gegenzug auch intensiv Gedanken darüber machen, mit wem Sie welche Daten teilen und sie müssen sich ihrer eigenen Verantwortung

in einer digitalen Welt bewusst werden. Sie sind neben Politik und Firmen ebenso gefragt, sich mit den neuen Technologien auseinanderzusetzen. Ebenso sollte die Charta der Digitalen Grundrechte der Europäischen Union weiter vorangetrieben werden, welche die Behandlung auch von mit Wearables erhobenen Daten, in Grundregeln fest schreibt und eng mit Gesetzen und Verfassung verknüpft sind (Michael Göring, 2018). In all diesen Feldern werden tragbare Technologien, Wearables, im Kontext von Sport, Bewegung und Gesundheit eine wichtige Rolle spielen.

9. Literaturverzeichnis

- Abidi, A. A., Pottie, G. J. & Kaiser, W. J. (2000). Power-conscious design of wireless circuits and systems. *Proceedings of the IEEE*, 88 (10), 1528-1545.
- Achten, J. & Jeukendrup, A. E. (2003). Heart Rate Monitoring. *Sports Medicine*, 33 (7), 517-538.
- Afshin, A., Forouzanfar, M. H., Reitsma, M. B., Sur, P., Estep, K., Lee, A. et al. (2017). Health Effects of Overweight and Obesity in 195 Countries over 25 Years. *The New England journal of medicine*, 377 (1), 13-27.
- Agudelo, J., Privman, V. & Halánek, J. (2017). Promises and Challenges in Continuous Tracking Utilizing Amino Acids in Skin Secretions for Active Multi-Factor Biometric Authentication for Cybersecurity. *Chemphyschem : a European journal of chemical physics and physical chemistry*, 18 (13), 1714-1720.
- Akay, M., Sekine, M., Tamura, T., Higashi, Y. & Fujimoto, T. (2003). Unconstrained monitoring of body motion during walking. *IEEE engineering in medicine and biology magazine : the quarterly magazine of the Engineering in Medicine & Biology Society*, 22 (3), 104-109.
- Allen, L. N. & Christie, G. P. (2016). The Emergence of Personalized Health Technology. *Journal of medical Internet research*, 18 (5), e99.
- Almond, C. S. D., Shin, A. Y., Fortescue, E. B., Mannix, R. C., Wypij, D., Binstadt, B. A. et al. (2005a). Hyponatremia among runners in the Boston Marathon. *The New England journal of medicine*, 352 (15), 1550-1556.
- Almond, C. S. D., Shin, A. Y., Fortescue, E. B., Mannix, R. C., Wypij, D., Binstadt, B. A. et al. (2005b). Hyponatremia among runners in the Boston Marathon. *The New England journal of medicine*, 352 (15), 1550-1556.
- Al-omari, M., Sel, K., Mueller, A., Edwards, J. & Kaya, T. (2014). Detection of relative [Na⁺] and [K⁺] levels in sweat with optical measurements. *Journal of Applied Physics*, 115 (20), 203107.
- Alwarappan, S., Liu, C., Kumar, A. & Li, C.-Z. (2010). Enzyme-Doped Graphene Nanosheets for Enhanced Glucose Biosensing. *The Journal of Physical Chemistry C*, 114 (30), 12920-12924.
- Anastasova, S., Crewther, B., Bembnowicz, P., Curto, V., Ip, H. M., Rosa, B. et al. (2016). A wearable multisensing patch for continuous sweat monitoring. *Biosensors & bioelectronics*.
- Armstrong, K. (2006). *Theoreticla Basis for the development of a personal heat strain monitor*. Masterarbeit, University of Wollongong. Wollongong.
- Armstrong, L. E. (2000). *Performing in extreme environments*. Champaign, IL: Human Kinetics.
- Armstrong, L. E. (2007a). Assessing hydration status. The elusive gold standard. *Journal of the American College of Nutrition*, 26 (5 Suppl), 575S-584S.
- Armstrong, L. E. (2007b). Assessing hydration status: the elusive gold standard. *Journal of the American College of Nutrition*, 26 (5 Suppl), 575-584.
- 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.
- Armstrong, L. E., Kenefick, R. W., Castellani, J. W., Riebe, D., Kavouras, S. A., Kuznicki, J. T. et al. (1997). Bioimpedance spectroscopy technique: intra-, extracellular, and total body water. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 29 (12), 1657-1663.
- Armstrong, L. E., Luca, J. P. de & Hubbard, R. W. (1990). Time course of recovery and heat acclimation ability of prior exertional heatstroke patients. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 22 (1), 36-48.
- Armstrong, L. E., Maresh, C. M., Castellani, J. W., Bergeron, M. F., Kenefick, R. W., LaGasse, K. E. et al. (1994). Urinary indices of hydration status. *International journal of sport nutrition*, 4 (3), 265-279.
- Armstrong, L. E., Soto, J. A., Hacker, F. T., Casa, D. J., Kavouras, S. A. & Maresh, C. M. (1998). Urinary indices during dehydration, exercise, and rehydration. *International journal of sport nutrition*, 8 (4), 345-355.
- Asghari Oskoei, M. & Hu, H. (2007). Myoelectric control systems—A survey. *Biomedical Signal Processing and Control*, 2 (4), 275-294.
- Athavale, Y. & Krishnan, S. (2017). Biosignal monitoring using wearables. Observations and opportunities. *Biomedical Signal Processing and Control*, 38, 22-33.
- Aughey, R. J. (2011). Applications of GPS technologies to field sports. *International journal of sports physiology and performance*, 6 (3), 295-310.
- Backes, A. (2017): Auswirkungen eines fehlerbehafteten Biofeedbacks auf physiologische & psychische Parameter bei selbstgewählter körperlicher Aktivität, Masterarbeit, Professur für Sportgeräte und Materialien, Technische Universität München, nicht zitationsfähig.
- 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.
- Baker, L. B., Ungaro, C. T., Sopeña, B. C., Nuccio, R. P., Reimel, A. J., Carter, J. M. et al. (2018). Body Map of Regional versus Whole Body Sweating Rate and Sweat Electrolyte Concentrations in Men and Women during Moderate Exercise-Heat Stress. *Journal of applied physiology (Bethesda, Md. : 1985)*.
- Ball, S. G., Chalmers, D. M., Morgan, A. G., Solman, A. J. & Losowsky, M. S. (1973). A clinical appraisal of transcutaneous deep body temperature. *Biomedicine / [publiee pour l'A.A.I.C.I.G.]*, 18 (4), 190-194.
- Bandodkar, A. J., Molinnus, D., Mirza, O., Guinovart, T., Windmiller, J. R., Valdes-Ramirez, G. et al. (2014). Epidermal tattoo potentiometric sodium sensors with wireless signal transduction for continuous non-invasive sweat monitoring. *Biosensors & bioelectronics*, 54, 603-609.
- Bandodkar, A. J. & Wang, J. (2014). Non-invasive wearable electrochemical sensors. A review. *Trends in Biotechnology*, 32 (7), 363-371.
- Barber, R. M., Fullman, N., Sorensen, R. J. D., Bollyky, T., McKee, M., Nolte, E. et al. (2017). Healthcare Access and Quality Index based on mortality from causes amenable to personal health care in 195 countries and territories, 1990–2015. A novel analysis from the Global Burden of Disease Study 2015. *The Lancet*.

- Barfield, W. & Caudell, T. (Hrsg.). (2001). *Fundamentals of wearable computers and augmented reality*. Mahwah, NJ: Lawrence Erlbaum Associates.
- Barnes, R. B. (1967). Determination of body temperature by infrared emission. *Journal of Applied Physiology*, 22 (6), 1143-1146.
- Bedford, T. (1935). Skin Temperature in Relation to the Warmth of the Environment. *Journal of Hygiene* (3), 307-317.
- Benedict, F. G., Miles, W. R. & Johnson, A. (1919). The Temperature of the Human Skin. *Proceedings of the National Academy of Sciences of the United States of America* (6), 218-222.
- Beneke, R., Leithäuser, R. M. & Ochentel, O. (2011). Blood lactate diagnostics in exercise testing and training. *International journal of sports physiology and performance*, 6 (1), 8-24.
- Bergmann, J. H. M., Anastasova-Ivanova, S., Spulber, I., Gulati, V., Georgiou, P. & McGregor, A. (2013). An Attachable Clothing Sensor System for Measuring Knee Joint Angles. *IEEE Sensors Journal*, 13 (10), 4090-4097.
- Bernard, C. (1876). Lecons sur La chaleur animale sur les effets de la chaleur et sur la fièvre. *J.-B. Balliere et fils*. Zugriff am 01.08.2017. Verfügbar unter <https://archive.org/stream/leonssurlachal00bern#page/n7/mode/2up>
- Bhattacharya, M., Hong, S., Lee, D., Cui, T. & Goyal, S. M. (2011). Carbon nanotube-based sensors for the detection of viruses. *Sensors and Actuators B: Chemical*, 155 (1), 67-74.
- Biagi, S., Ghimenti, S., Onor, M. & Bramanti, E. (2012). Simultaneous determination of lactate and pyruvate in human sweat using reversed-phase high-performance liquid chromatography: a noninvasive approach. *Biomedical chromatography : BMC*, 26 (11), 1408-1415.
- Bibliographisches Institut GmbH (Hrsg.). (2017). *Duden Online Wörterbuch*. Zugriff am 24.07.2017. Verfügbar unter <http://www.duden.de/node/853889/revisions/1355963/view>
- Bieberich, M., Hansen, G., Staab, R., van Duren, A. & Ziamehr, A. (2010). Arizant Healthcare Inc. (Anmelder), US 2011/0249699 A1. USA.
- Bieberich, M., Hansen, G., Staab, R., van Duren, A. & Ziamehr, A. (2011), US 2011/0249699 A1.
- Binkley, H. M., Beckett, J., Casa, D. J., Kleiner, D. M. & Plummer, P. E. (2002). National Athletic Trainers' Association Position Statement. Exertional Heat Illnesses. *Journal of Athletic Training*, 37 (3), 329-343.
- Biswas, A., Oh, P. I., Faulkner, G. E., Bajaj, R. R., Silver, M. A., Mitchell, M. S. et al. (2015). Sedentary time and its association with risk for disease incidence, mortality, and hospitalization in adults. A systematic review and meta-analysis. *Annals of internal medicine*, 162 (2), 123-132.
- Blair, S. N. (2009). Physical inactivity: the biggest public health problem of the 21st century. *British journal of sports medicine*, 43 (1), 1-2.
- Bligh, J. (1973). *Temperature regulation in mammals and other vertebrates* (Frontiers of biology, Bd. 30). Amsterdam: North-Holland Publ. Co.
- Borg, G. (1970). Perceived exertion as an indicator of somatic stress. *Scandinavian journal of rehabilitation medicine*, 2 (2), 92-98.

- Borges, L. M., Araújo, P., Lebres, A. S., Rente, A., Salvado, R., Velez, F. J. et al. (2010). Wearable Sensors for Foetal Movement Monitoring in Low Risk Pregnancies. In A. Lay-Ekuakille & S. C. Mukhopadhyay (Hrsg.), *Wearable and Autonomous Biomedical Devices and Systems for Smart Environment* (Lecture Notes in Electrical Engineering, Bd. 75, S. 115-136). Berlin, Heidelberg: Springer Berlin Heidelberg.
- Boscher, P. (2017): Nicht invasive Ermittlung der Köpferkerntemperatur: Systematische Anpassung & Eliminierung externer & individueller Einflüsse und Erstvalidierung, Bachelorarbeit, Professur für Sportgeräte und Materialien, Technische Universität München, *nicht zitationsfähig*.
- Boron, W. F. (Ed.). (2012). *Medical physiology. A cellular and molecular approach ; [student consult : activate at studentconsult.com ; searchable full text online]* (Updated 2. ed., [internat. ed.]. Philadelphia, Pa.: Saunders Elsevier.
- Borresen, J. & Lambert, M. I. (2009). The quantification of training load, the training response and the effect on performance. *Sports Medicine*, 39 (9), 779-795.
- Bouchard, C., LESAGE, R.??A., LORTIE, G., SIMONEAU, J.-A.??A., HAMEL, P., BOULAY, M. R. et al. (1986). Aerobic performance in brothers, dizygotic and monozygotic twins. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 18 (6), 639??646.
- Brigante, C. M. N., Abbate, N., Basile, A., Faulisi, A. C. & Sessa, S. (2011). Towards Miniaturization of a MEMS-Based Wearable Motion Capture System. *IEEE Transactions on Industrial Electronics*, 58 (8), 3234-3241.
- Brunet, B. R., Barnes, A. J., Choo, R. E., Mura, P., Jones, H. E. E. & Huestis, M. A. (2010). Monitoring pregnant women's illicit opiate and cocaine use with sweat testing. *Therapeutic drug monitoring*, 32 (1), 40-49.
- Budgett, R. (2000). Redefining the overtraining syndrome as the unexplained underperformance syndrome. *British journal of sports medicine*, 34 (1), 67-68.
- Buller, M.J.A. D., Tharion, W.J.A., Chevront, S.N.A., Montain, S.J.A., Kenefick, R.W.A., Castellani, J.A. et al. (2013). Estimation of human core temperature from sequential heart rate observations. *Physiological Measurement*, 34 (7).
- Butterworth, I., Serralles, J., Mendoza, C. S., Giancardo, L. & Daniel, L. A wearable physiological hydration monitoring wristband through multi-path non-contact dielectric spectroscopy in the microwave range. In *2015 IEEE MTT-S 2015 International Microwave Workshop Series on RF and Wireless Technologies for Biomedical and Healthcare Applications (IMWS-BIO)* (S. 60-61).
- Caldara, M., Colleoni, C., Guido, E., Re, V. & Rosace, G. (2016). Optical monitoring of sweat pH by a textile fabric wearable sensor based on covalently bonded litmus-3-glycidoxypopyltrimethoxysilane coating. *Sensors and Actuators B: Chemical*, 222, 213-220.
- Cannon, W. (1929). ORGANIZATION FOR PHYSIOLOGICAL HOMEOSTASIS. *Physiological Reviews* (3), 399-431. Zugriff am 01.08.2017. Verfügbar unter <http://physrev.physiology.org/content/9/3/399>
- Cañón Bermúdez, G. S., Karnaushenko, D. D., Karnaushenko, D., Lebanov, A., Bischoff, L., Kaltenbrunner, M. et al. (2018). Magnetosensitive e-skins with directional perception for augmented reality. *Science advances*, 4 (1), eaao2623.
- Cardinale, M. & Varley, M. C. (2017). Wearable Training-Monitoring Technology. Applications, Challenges, and Opportunities. *International journal of sports physiology and performance*, 12 (Suppl 2), S255-S262.

- Casa, D. J., DeMartini, J. K., Bergeron, M. F., Csillan, D., Eichner, E. R., Lopez, R. M. et al. (2015a). National Athletic Trainers' Association Position Statement: Exertional Heat Illnesses. *Journal of Athletic Training*, 50 (9), 986-1000.
- Casa, D. J., DeMartini, J. K., Bergeron, M. F., Csillan, D., Eichner, E. R., Lopez, R. M. et al. (2015b). National Athletic Trainers' Association Position Statement. Exertional Heat Illnesses. *Journal of Athletic Training*, 50 (9), 986-1000.
- Casa, D.J.A., Armstrong, L.E.A., Hillman, S.K.B., Montain, S.J.C., Reiff, R.V.D., Rich, B.S.E.E. et al. (2000). National Athletic Trainers' Association Position Statement: Fluid Replacement for Athletes. *Journal of Athletic Training*, 35 (2), 212-224.
- Castle, P. C., Maxwell, N., Allchorn, A., Mauger, A. R. & White, D. K. (2012). Deception of ambient and body core temperature improves self-paced cycling in hot, humid conditions. *European journal of applied physiology*, 112 (1), 377-385.
- Catrysse, M., Puers, R., Hertleer, C., van Langenhove, L., van Egmond, H. & Matthys, D. (2004). Towards the integration of textile sensors in a wireless monitoring suit. *Sensors and Actuators A: Physical*, 114 (2-3), 302-311.
- Cavero, E., Alesanco, A. & García, J. (2012). Enhanced protocol for real-time transmission of echocardiograms over wireless channels. *IEEE transactions on bio-medical engineering*, 59 (11), 3212-3220.
- Chan, E. D., Chan, M. M. & Chan, M. M. (2013). Pulse oximetry. Understanding its basic principles facilitates appreciation of its limitations. *Respiratory medicine*, 107 (6), 789-799.
- Chan, M., Estève, D., Fourniols, J.-Y., Escriba, C. & Campo, E. (2012a). Smart wearable systems. Current status and future challenges. *Artificial intelligence in medicine*, 56 (3), 137-156.
- Chan, M., Estève, D., Fourniols, J.-Y., Escriba, C. & Campo, E. (2012b). Smart wearable systems: current status and future challenges. *Artificial intelligence in medicine*, 56 (3), 137-156.
- Cheshire, W. P. (2016). Thermoregulatory disorders and illness related to heat and cold stress. *Autonomic neuroscience : basic & clinical*, 196, 91-104.
- Cheuvront, S. N., Bearden, S. E., Kenefick, R. W., Ely, B. R., Degroot, D. W., Sawka, M. N. et al. (2009). A simple and valid method to determine thermoregulatory sweating threshold and sensitivity. *Journal of applied physiology (Bethesda, Md. : 1985)*, 107 (1), 69-75.
- Cheuvront, S. N., Carter, R., Montain, S. J. & Sawka, M. N. (2004). Daily body mass variability and stability in active men undergoing exercise-heat stress. *International Journal of Sport Nutrition and Exercise Metabolism*, 14 (5), 532-540.
- Choi, S., Park, J., Hyun, W., Kim, J., Kim, J., Lee, Y. B. et al. (2015). Stretchable Heater Using Ligand-Exchanged Silver Nanowire Nanocomposite for Wearable Articular Thermotherapy. *ACS nano*, 9 (6), 6626-6633.
- Christoph Straub, Uwe Repschläger, Ruth Rumke, Susanna Weineck. (2017). *Gesundheitswesen aktuell: Auszug. Aktuelle Herausforderungen der Gesundheitspolitik* (Barmer GEK, Hrsg.). Zugriff am 26.06.2018.
- Chuang, M.-C., Windmiller, J. R., Santhosh, P., Ramírez, G. V., Galik, M., Chou, T.-Y. et al. (2010). Textile-based Electrochemical Sensing. Effect of Fabric Substrate and Detection of Nitroaromatic Explosives. *Electroanalysis*, 22 (21), 2511-2518.

- Chuo, Y., Marzencki, M., Hung, B., Jaggernauth, C., Tavakolian, K., Lin, P. et al. (2010). Mechanically flexible wireless multisensor platform for human physical activity and vitals monitoring. *IEEE transactions on biomedical circuits and systems*, 4 (5), 281-294.
- Cluff, K., Becker, R. A., Jayakumar, B., Han, K., Condon, E., Dudley, K. et al. (2017). Passive Wearable Skin Patch Sensor Measures Limb Hemodynamics Based on Electromagnetic Resonance. *IEEE transactions on bio-medical engineering*.
- Cohen, S., Nathan, J. A. & Goldberg, A. L. (2015). Muscle wasting in disease: molecular mechanisms and promising therapies. *Nature reviews. Drug discovery*, 14 (1), 58-74.
- Cole, K. S. (1940). PERMEABILITY AND IMPERMEABILITY OF CELL MEMBRANES FOR IONS. *Cold Spring Harbor Symposia on Quantitative Biology*, 8 (0), 110-122.
- Cotter, J. D., Lucas, S. J. E. & Mündel, T. (Hrsg.). (2013) [ICEE 2013]. *Proceedings of the 15th International Conference on Environmental Ergonomics, 2013, 11-15th February, Queenstown, New Zealand*. [S. I.]: International Society for Environmental Ergonomics.
- Coyle, S., Benito-Lopez, F., Radu, T., Lau, K.-T. & Diamond, D. (2010). Fibers and Fabrics for Chemical and Biological Sensing. *Research Journal of Textile and Apparel*, 14 (4), 63-72.
- Coyle, S., Morris, D., Lau, K.-T., Diamond, D. & Moyna, N. (2009). Textile-Based Wearable Sensors for Assisting Sports Performance. In *2009 Sixth International Workshop on Wearable and Implantable Body Sensor Networks* (S. 307-311). IEEE.
- Coyle, S.A., Lau, K.-T.A., Moyna, N.A., O'Gorman, D.A., Diamond, D.A., Di Francesco, F.B. et al. (2010). BIOTEXBiosensing textiles for personalised healthcare management. *IEEE Transactions on Information Technology in Biomedicine*, 14 (2), 364-370.
- Coyle, S.A., Morris, D.A., Lau, K.-T.A., Diamond, D.A., Taccini, N.B., Costanzo, D.C. et al. (2009). Textile sensors to measure sweat pH and sweat rate during exercise. *2009 3rd International Conference on Pervasive Computing Technologies for Healthcare - Pervasive Health 2009, PCTHealth 2009*.
- Culhane, K. M., O'Connor, M., Lyons, D. & Lyons, G. M. (2005). Accelerometers in rehabilitation medicine for older adults. *Age and ageing*, 34 (6), 556-560.
- Cummins, C., Orr, R., O'Connor, H. & West, C. (2013). Global positioning systems (GPS) and microtechnology sensors in team sports. A systematic review. *Sports medicine (Auckland, N.Z.)*, 43 (10), 1025-1042.
- Daanen, H. A. M., Lamberts, R. P., Kallen, V. L., Jin, A. & van Meeteren, N. L. U. (2012). A systematic review on heart-rate recovery to monitor changes in training status in athletes. *International journal of sports physiology and performance*, 7 (3), 251-260.
- Dam, V.A.T., Zevenbergen, M.A.G. & van Schaijk, R. (2016). Toward wearable patch for sweat analysis. *Sensors and Actuators B: Chemical*, 236, 834-838.
- Denton, D., Shade, R., Zamarippa, F., Egan, G., Blair-West, J., McKinley, M. et al. (1999). Correlation of regional cerebral blood flow and change of plasma sodium concentration during genesis and satiation of thirst. *Proceedings of the National Academy of Sciences of the United States of America*, 96 (5), 2532-2537.
- Dhingra, N. (2010). *WHO guidelines on drawing blood. Best practices in phlebotomy*. Geneva, Switzerland: Safe Injection Global Network, World Health Organization.

- Dill, D. B. & Costill, D. L. (1974). Calculation of percentage changes in volumes of blood, plasma, and red cells in dehydration. *Journal of Applied Physiology*, 37 (2), 247-248.
- (2006). *DIN EN ISO 7730:2006-05, Ergonomie der thermischen Umgebung_ - Analytische Bestimmung und Interpretation der thermischen Behaglichkeit durch Berechnung des PMV- und des PPD-Indexes und Kriterien der lokalen thermischen Behaglichkeit (ISO_7730:2005); Deutsche Fassung EN_ISO_7730:2005*. Berlin: Beuth Verlag GmbH.
- DuBois, E.F. (1963). The temperature of the human body in health and disease. In A. I. Dahl & R. L. Weber (Hrsg.), *Temperature, Its Measurement and Control in Science and Industry* (Bd. 31).
- DuBOIS, D. (1915). FIFTH PAPER THE MEASUREMENT OF THE SURFACE AREA OF MAN. *Archives of Internal Medicine*, XV (5_2), 868.
- EDELMAN, I. S., LEIBMAN, J., O'MEARA, M. P. & BIRKENFELD, L. W. (1958). Interrelations between serum sodium concentration, serum osmolarity and total exchangeable sodium, total exchangeable potassium and total body water. *The Journal of clinical investigation*, 37 (9), 1236-1256.
- Egawa, M., Hirao, T. & Takahashi, M. (2007). In vivo estimation of stratum corneum thickness from water concentration profiles obtained with Raman spectroscopy. *Acta dermato-venereologica*, 87 (1), 4-8.
- Feichtinger, H. G., Príncipe, J. C., Romero, J. L., Singh Alvarado, A. & Velasco, G. A. (2012). Approximate reconstruction of bandlimited functions for the integrate and fire sampler. *Advances in Computational Mathematics*, 36 (1), 67-78.
- Ferrari, M., Muthalib, M. & Quaresima, V. (2011). The use of near-infrared spectroscopy in understanding skeletal muscle physiology. Recent developments. *Philosophical transactions. Series A, Mathematical, physical, and engineering sciences*, 369 (1955), 4577-4590.
- Fiala, D., Lomas, K. J. & Stohrer, M. (2001). Computer prediction of human thermoregulatory and temperature responses to a wide range of environmental conditions. *International Journal of Biometeorology*, 45 (3), 143-159.
- Finni, T., Hu, M., Kettunen, P., Vilavuo, T. & Cheng, S. (2007). Measurement of EMG activity with textile electrodes embedded into clothing. *Physiological Measurement*, 28 (11), 1405-1419.
- FirstBeat Technologies. (2014). *Automated Fitness Level (VO2max) Estimation with-Heart Rate and Speed Data* (Technologies, F. B., Hrsg.). Zugriff am 09.05.2017. Verfügbar unter https://www.firstbeat.com/app/uploads/2015/10/white_paper_VO2max_11-11-20142.pdf
- Fissell, W. H., Fleischman, A. J., Humes, H. D. & Roy, S. (2007). Development of continuous implantable renal replacement. Past and future. *Translational research : the journal of laboratory and clinical medicine*, 150 (6), 327-336.
- Fogarty, A., Armstrong, K., Gordon, C., Groeller, H., Woods, B., Stocks, J. et al. (2004). Cardiovascular and thermal consequences of protective clothing: a comparison of clothed and unclothed states. *Ergonomics*, 47 (10), 1073-1086.
- Fortes, M. B., Diment, B. C., Di Felice, U., Gunn, A. E., Kendall, J. L., Esmaeelpour, M. et al. (2011). Tear fluid osmolarity as a potential marker of hydration status. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 43 (8), 1590-1597.

- Fortney, S. M., Wenger, C. B., Bove, J. R. & Nadel, E. R. (1984). Effect of hyperosmolality on control of blood flow and sweating. *Journal of applied physiology: respiratory, environmental and exercise physiology*, 57 (6), 1688-1695.
- Foster, C. (1998). Monitoring training in athletes with reference to overtraining syndrome. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 30 (7), 1164-1168.
- Fu, Y., Cai, X., Wu, H., Lv, Z., Hou, S., Peng, M. et al. (2012). Fiber supercapacitors utilizing pen ink for flexible/wearable energy storage. *Advanced materials (Deerfield Beach, Fla.)*, 24 (42), 5713-5718.
- Gagge, A. P., Stolwijk, A. J. & Nishi, Y. (1971). *An Effective Temperature Scale Based on a Simple Model of Human Physiological Regulatory Response*. Conference Proceedings (ASHRAE, Hrsg.).
- Gallagher, D., Heymsfield, S. B., Heo, M., Jebb, S. A., Murgatroyd, P. R. & Sakamoto, Y. (2000). Healthy percentage body fat ranges. An approach for developing guidelines based on body mass index. *The American journal of clinical nutrition*, 72 (3), 694-701.
- Gao, W., Emaminejad, S., Nyein, H. Y. Y., Challa, S., Chen, K., Peck, A. et al. (2016). Fully integrated wearable sensor arrays for multiplexed in situ perspiration analysis. *Nature*, 529 (7587), 509-514.
- Gastin, P. B., Cayzer, C., Dwyer, D. & Robertson, S. (2018). Validity of the ActiGraph GT3X+ and BodyMedia SenseWear Armband to estimate energy expenditure during physical activity and sport. *Journal of science and medicine in sport*, 21 (3), 291-295.
- Gómez, E. J., Hernando Pérez, M. E., Vering, T., Rigla Cros, M., Bott, O., García-Sáez, G. et al. (2008). The INCA system. A further step towards a telemedical artificial pancreas. *IEEE transactions on information technology in biomedicine : a publication of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society*, 12 (4), 470-479.
- Gonzalez, R.R.A., Cheuvront, S.N.B., Ely, B.R.B., Moran, D.S.C. D., Hadid, A.C., Endrusick, T.L.B. et al. (2012). Sweat rate prediction equations for outdoor exercise with transient solar radiation. *Journal of Applied Physiology*, 112 (8), 1300-1310.
- Gonzalez, R.R.A., Cheuvront, S.N.B., Montain, S.J.B., Goodman, D.A.B., Blanchard, L.A.B., Berglund, L.G.B. et al. (2009). Expanded prediction equations of human sweat loss and water needs. *Journal of Applied Physiology*, 107 (2), 379-388.
- González-Alonso, J., Calbet, J. A. & Nielsen, B. (1998). Muscle blood flow is reduced with dehydration during prolonged exercise in humans. *The Journal of Physiology*, 513 (Pt 3), 895-905.
- González-Alonso, J., Mora-Rodríguez, R., Below, P. R. & Coyle, E. F. (1995). Dehydration reduces cardiac output and increases systemic and cutaneous vascular resistance during exercise. *Journal of applied physiology (Bethesda, Md. : 1985)*, 79 (5), 1487-1496.
- González-Alonso, J., Mora-Rodríguez, R. & Coyle, E. F. (2000). Stroke volume during exercise: interaction of environment and hydration. *American journal of physiology. Heart and circulatory physiology*, 278 (2), 30.
- Gonzalo-Ruiz, J., Mas, R., Haro, C. de, Cabruja, E., Camero, R., Alonso-Lomillo, M. A. et al. (2009). Early determination of cystic fibrosis by electrochemical chloride quantification in sweat. *Biosensors & bioelectronics*, 24 (6), 1788-1791.

- Goulet, E. D. B. (2013). Effect of exercise-induced dehydration on endurance performance: evaluating the impact of exercise protocols on outcomes using a meta-analytic procedure. *British journal of sports medicine*, 47 (11), 679-686.
- Greenleaf, J. E. (1992). Problem: thirst, drinking behavior, and involuntary dehydration. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 24 (6), 645-656.
- Greenleaf, J. E. & Morimoto, T. (1996). Mechanisms controlling fluid ingestion: thirst and drinking. In E. R. Buskirk (Ed.), *Body fluid balance. Exercise and sport* (Nutrition in exercise and sport). Boca Raton: CRC Press.
- Greenleaf, J. E. & Sargent, F. (1965). Voluntary dehydration in man. *Journal of Applied Physiology*, 20 (4), 719-724.
- Griggs, K. E., Price, M. J. & Goosey-Tolfrey, V. L. (2015). Cooling athletes with a spinal cord injury. *Sports medicine (Auckland, N.Z.)*, 45 (1), 9-21.
- Grimnes, S., Jabbari, A., Martinsen, Ø. G. & Tronstad, C. (2011). Electrodermal activity by DC potential and AC conductance measured simultaneously at the same skin site. *Skin research and technology : official journal of International Society for Bioengineering and the Skin (ISBS) [and] International Society for Digital Imaging of Skin (ISDIS) [and] International Society for Skin Imaging (ISSI)*, 17 (1), 26-34.
- Grimnes, S. & Martinsen, O. G. (2005). Cole electrical impedance model--a critique and an alternative. *IEEE transactions on bio-medical engineering*, 52 (1), 132-135.
- Grouven, U., Bender, R., Ziegler, A. & Lange, S. (2007). Vergleich von Messmethoden. *Deutsche medizinische Wochenschrift (1946)*, 132 Suppl 1, e69-73.
- Gu, W. B., Poon, C. C. Y., Leung, H. K., Sy, M. Y., Wong, M. Y. M. & Zhang, Y. T. (2009). A novel method for the contactless and continuous measurement of arterial blood pressure on a sleeping bed. *Conference proceedings : ... Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society. IEEE Engineering in Medicine and Biology Society. Annual Conference, 2009*, 6084-6086.
- Gu, W. B., Poon, C.C.Y., Sy, M. Y., Leung, H. K., Liang, Y. P. & Zhang, Y. T. (2009). A h-Shirt-Based Body Sensor Network for Cuffless Calibration and Estimation of Arterial Blood Pressure. In *2009 Sixth International Workshop on Wearable and Implantable Body Sensor Networks* (S. 151-155). IEEE.
- Guerci, B., Böhme, P., Halter, C. & Bourgeois, C. (2010). Capteurs de glucose et mesure continue du glucose. *Médecine des Maladies Métaboliques*, 4 (2), 157-168.
- Guinovart, T., Parrilla, M., Crespo, G. A., Rius, F. X. & Andrade, F. J. (2013). Potentiometric sensors using cotton yarns, carbon nanotubes and polymeric membranes. *The Analyst*, 138 (18), 5208-5215.
- Gulley, S. P., Rasch, E. K. & Chan, L. (2011a). If we build it, who will come? Working-age adults with chronic health care needs and the medical home. *Medical care*, 49 (2), 149-155.
- Gulley, S. P., Rasch, E. K. & Chan, L. (2011b). Ongoing coverage for ongoing care: access, utilization, and out-of-pocket spending among uninsured working-aged adults with chronic health care needs. *American journal of public health*, 101 (2), 368-375.
- Guo, Z., Zhao, Y., Ding, Y., Dong, X., Chen, L., Cao, J. et al. (2017). Multi-functional Flexible Aqueous Sodium-Ion Batteries with High Safety. *Chem*, 3 (2), 348-362.
- Hackney, A. C. (2013). Clinical management of immuno-suppression in athletes associated with exercise training. Sports medicine considerations. *Acta medica Iranica*, 51 (11), 751-756.

- Halliday, A. J., Moulton, S. E., Wallace, G. G. & Cook, M. J. (2012). Novel methods of antiepileptic drug delivery -- polymer-based implants. *Advanced drug delivery reviews*, 64 (10), 953-964.
- Halson, S. L. (2014a). Monitoring training load to understand fatigue in athletes. *Sports medicine (Auckland, N.Z.)*, 44 Suppl 2, S139-47.
- Halson, S. L. (2014b). Sleep in elite athletes and nutritional interventions to enhance sleep. *Sports medicine (Auckland, N.Z.)*, 44 Suppl 1, S13-23.
- Hayden, G., Milne, H. C., Patterson, M. J. & Nimmo, M. A. (2004). The reproducibility of closed-pouch sweat collection and thermoregulatory responses to exercise-heat stress. *Arbeitsphysiologie*, 91 (5-6), 748-751.
- Hayward, J. N., Smith, E. & Stuart, D. G. (1966). Temperature Gradients Between Arterial Blood and Brain in the Monkey. *Experimental Biology and Medicine*, 121 (2), 547-551.
- ISO/IEEE, 11073 (2008). *Health informatics-Personal health device communication Part 10407*. Piscataway, NJ, USA: IEEE.
- Heikenfeld, J. (2016). Non-invasive Analyte Access and Sensing through Eccrine Sweat. Challenges and Outlook circa 2016. *Electroanalysis*, 28 (6), 1242-1249.
- Hensel, H. (1981). Thermoreception and temperature regulation. *Monographs of the Physiological Society*, 38, 1-321.
- Hertzberg, O., Bauer, A., Küderle, A., Pleitez, M. A. & Mäntele, W. (2017). Depth-selective photothermal IR spectroscopy of skin. Potential application for non-invasive glucose measurement. *The Analyst*, 142 (3), 495-502.
- Hesford, C., Cardinale, M., Laing, S. & Cooper, C. E. (2013). NIRS measurements with elite speed skaters. Comparison between the ice rink and the laboratory. *Advances in experimental medicine and biology*, 765, 81-86.
- Hew-Butler, T., Rosner, M. H., Fowkes-Godek, S., Dugas, J. P., Hoffman, M. D., Lewis, D. P. et al. (2015). Statement of the Third International Exercise-Associated Hyponatremia Consensus Development Conference, Carlsbad, California, 2015. *Clinical journal of sport medicine : official journal of the Canadian Academy of Sport Medicine*, 25 (4), 303-320.
- Hew-Butler, T., Verbalis, J. G. & Noakes, T. D. (2006). Updated Fluid Recommendation. Position Statement from the International Marathon Medical Directors Association (IMMDA). *Clinical Journal of Sport Medicine*, 16 (4), 283-292.
- Höschele, N., Peklo, L. (2016): Entwicklung und Erstvalidierung eines drahtlosen Sensors zur nicht-invasiven Ermittlung der Körperkerntemperatur bei sportlicher Belastung, Interdisziplinäres Projekt, Professur für Sportgeräte und Materialien, Technische Universität München, *nicht zitationsfähig*
- Hopkins, W. G. (1991). Quantification of training in competitive sports. Methods and applications. *Sports Medicine*, 12 (3), 161-183.
- HORVATH, S. M., RUBIN, A. & FOLTZ, E. L. (1950). Thermal gradients in the vascular system. *The American journal of physiology*, 161 (2), 316-322.
- Huang, C.-T., Shen, C.-L., Tang, C.-F. & Chang, S.-H. (2008). A wearable yarn-based piezo-resistive sensor. *Sensors and Actuators A: Physical*, 141 (2), 396-403.
- Huang, Y., McCullagh, P., Black, N. & Harper, R. (2007). Feature selection and classification model construction on type 2 diabetic patients' data. *Artificial intelligence in medicine*, 41 (3), 251-262.

- Hubbard, R.W., Szlyk, P. C. & Armstrong, L. E. (2001). Influence of thirst and fluid palatability on fluid ingestion during exercise. In D. R. Lamb & C. V. Gisolfi (Hrsg.), *Fluid homeostasis during exercise* (Perspectives in exercise science and sports medicine, v. 3). Traverse City, Mich.: Cooper Pub. Group.
- Hubbard, R. W., Armstrong, L. E. & Bracker, M. D. (1989). Hyperthermia: New Thoughts on an Old Problem. *The Physician and sportsmedicine*, 17 (6), 97-113.
- Huber, M. & Orosz, E. (2003). Health expenditure trends in OECD countries, 1990-2001. *Health care financing review*, 25 (1), 1-22.
- Hurley, H. & Witkowski J. (1961). Dye clearance and eccrine sweat secretion in human skin. *The Journal of investigative dermatology*, 36, 259-272.
- Hwang, J., Jang, J., Hong, K., Kim, K. N., Han, J. H., Shin, K. et al. (2011). Poly(3-hexylthiophene) wrapped carbon nanotube/poly(dimethylsiloxane) composites for use in finger-sensing piezoresistive pressure sensors. *Carbon*, 49 (1), 106-110.
- IDC. (Dezember 2017). *Prognose zum Absatz von Wearables weltweit nach Produktgruppe in den Jahren 2017 und 2021 (in Millionen Stück)* (Statistik-Portal, S.-D., Hrsg.). Verfügbar unter <https://de.statista.com/statistik/daten/studie/322179/umfrage/prognose-zum-absatz-von-wearable-computing-geraeten/>
- Impellizzeri, F. M., Rampinini, E. & Marcora, S. M. (2005). Physiological assessment of aerobic training in soccer. *Journal of sports sciences*, 23 (6), 583-592.
- Islam, R., Ahamed, S. I., Talukder, N. & Obermiller, I. (2007). Usability of Mobile Computing Technologies to Assist Cancer Patients. In A. Holzinger (Hrsg.), *HCI and Usability for Medicine and Health Care* (Lecture Notes in Computer Science, Bd. 4799, S. 227-240). Berlin, Heidelberg: Springer Berlin Heidelberg.
- Istepanian, R., Philip, N. & Martini, M. (2009). Medical QoS provision based on reinforcement learning in ultrasound streaming over 3.5G wireless systems. *IEEE Journal on Selected Areas in Communications*, 27 (4), 566-574.
- Jang, K.-I., Han, S. Y., Xu, S., Mathewson, K. E., Zhang, Y., Jeong, J.-W. et al. (2014). Rugged and breathable forms of stretchable electronics with adherent composite substrates for transcutaneous monitoring. *Nature communications*, 5, 4779.
- Janta, M., Höschele, N. & Senner, V. (2016). The Zero Heat Flux Method and Sweat Loss Modeling in Sports. Attempts of Next Generation Sports Information Systems. *Procedia Engineering*, 147, 643-648.
- Jay, O. & Webb, P. (2009). Improving the prediction of sweat losses during exercise. *Journal of Applied Physiology*, 107 (2), 375-376.
- Jeong, J.-W., Yeo, W.-H., Akhtar, A., Norton, J. J. S., Kwack, Y.-J., Li, S. et al. (2013). Materials and optimized designs for human-machine interfaces via epidermal electronics. *Advanced materials (Deerfield Beach, Fla.)*, 25 (47), 6839-6846.
- Jessen, C. (2001). *Temperature Regulation in Humans and Other Mammals*. Berlin, Heidelberg: Springer Berlin Heidelberg.
- Jiang, Y., Hamada, H., Shiono, S., Kanda, K., Fujita, T., Higuchi, K. et al. (2010). A PVDF-based flexible cardiorespiratory sensor with independently optimized sensitivity to heartbeat and respiration. *Procedia Engineering*, 5, 1466-1469.
- Jobson, S. A., Passfield, L., Atkinson, G., Barton, G. & Scarf, P. (2009). The analysis and utilization of cycling training data. *Sports Medicine*, 39 (10), 833-844.

- Kalche, A. (2015). *World population ageing, 2015* (Economic & social affairs). New York: United Nations.
- Kang, K., Ryu, J., Hur, J. & Sha, L. (2013). Design and QoS of a Wireless System for Real-Time Remote Electrocardiography. *IEEE journal of biomedical and health informatics*, 17 (3), 745-755.
- Kappiarukudil, K. J. & Ramesh, M. V. Real-Time Monitoring and Detection of "Heart Attack" Using Wireless Sensor Networks. In *2010 Fourth International Conference on Sensor Technologies and Applications (SENSORCOMM)* (S. 632-636).
- Kavanagh, J. J. & Menz, H. B. (2008). Accelerometry. A technique for quantifying movement patterns during walking. *Gait & posture*, 28 (1), 1-15.
- Kavouras, S. A. (2002). Assessing hydration status. *Current opinion in clinical nutrition and metabolic care*, 5 (5), 519-524.
- Keatinge, W. R. & Sloan, R. E. (1975). Deep body temperature from aural canal with servo-controlled heating to outer ear. *Journal of Applied Physiology*, 38 (5), 919-921.
- Kenney, W. L., Wilmore, J. H. & Costill, D. L. (2012). *Physiology of sport and exercise* (5th ed.). Champaign, IL: Human Kinetics.
- Khaleghi, B., Khamis, A., Karray, F. O. & Razavi, S. N. (2013). Multisensor data fusion. A review of the state-of-the-art. *Information Fusion*, 14 (1), 28-44.
- Kim, D.-H., Ahn, J.-H., Choi, W. M., Kim, H.-S., Kim, T.-H., Song, J. et al. (2008). Stretchable and foldable silicon integrated circuits. *Science (New York, N.Y.)*, 320 (5875), 507-511.
- Kim, D.-H., Lu, N., Ma, R., Kim, Y.-S., Kim, R.-H., Wang, S. et al. (2011). Epidermal electronics. *Science (New York, N.Y.)*, 333 (6044), 838-843.
- Kim, D.-H., Song, J., Choi, W. M., Kim, H.-S., Kim, R.-H., Liu, Z. et al. (2008). Materials and noncoplanar mesh designs for integrated circuits with linear elastic responses to extreme mechanical deformations. *Proceedings of the National Academy of Sciences of the United States of America*, 105 (48), 18675-18680.
- Kim, J., Choi, K.-H., Kim, Y., Park, B. & Cho, G. (2017). Wearable Plasma Pads for Biomedical Applications. *Applied Sciences*, 7 (12), 1308.
- 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.
- Ko, B.-h., Lee, T., Choi, C., Kim, Y.-h., Park, G., Kang, K. et al. (2012). Motion artifact reduction in electrocardiogram using adaptive filtering based on half-cell potential monitoring. *Conference proceedings : ... Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society. IEEE Engineering in Medicine and Biology Society. Annual Conference, 2012*, 1590-1593.
- Ko, H. C., Shin, G., Wang, S., Stoykovich, M. P., Lee, J. W., Kim, D.-H. et al. (2009). Curvilinear electronics formed using silicon membrane circuits and elastomeric transfer elements. *Small (Weinheim an der Bergstrasse, Germany)*, 5 (23), 2703-2709.
- Koay, S.-L., Kwon, T.-H. & Chung, W.-Y. (2011). Motion Artifacts Cancellation by Adaptive Neuro-Fuzzy Inference System for Wearable Health Shirts. *Sensor Letters*, 9 (1), 399-403.

- Kobayashi, T., Nemoto, T., Kamiya, A. & Togawa, T. (1975). Improvement of deep body thermometer for man. *Annals of Biomedical Engineering*, 3 (2), 181-188.
- Koh, A., Kang, D., Xue, Y., Lee, S., Pielak, R. M., Kim, J. et al. (2016). A soft, wearable microfluidic device for the capture, storage, and colorimetric sensing of sweat. *Science translational medicine*, 8 (366), 366ra165.
- Kono, T., Ishii, K., Tsuruoka, N. & Haga, Y. (2013). Wearable Sized Sudorometer and Sweat Measurement. *Transactions of Japanese Society for Medical and Biological Engineering*, 51 (Supplement), R-139-R-139.
- Kress-Rogers, E. (Hrsg.). (1997). *Handbook of biosensors and electronic noses. Medicine, food, and the environment*. Boca Raton: CRC Press. Verfügbar unter <http://www.loc.gov/catdir/enhancements/fy0744/96025899-d.html>
- Kurt, I., Ture, M. & Kurum, A. T. (2008). Comparing performances of logistic regression, classification and regression tree, and neural networks for predicting coronary artery disease. *Expert Systems with Applications*, 34 (1), 366-374.
- Lahtinen, A. T. (2005). *Method and device for measuring transepidermal water loss of skin surface*: Google Patents. Verfügbar unter <https://www.google.ch/patents/US6966877>
- Laukkanen, R. M. & Virtanen, P. K. (1998). Heart rate monitors. State of the art. *Journal of sports sciences*, 16 Suppl, S3-7.
- Lee, N. V. L., Miller, P. W. & Buono, M. J. (2010). The effect of spironolactone on sweat and urinary sodium excretion during exercise in humans. *Clinical physiology and functional imaging*, 30 (1), 13-16.
- Leeder, J., Glaister, M., Pizzoferro, K., Dawson, J. & Pedlar, C. (2012). Sleep duration and quality in elite athletes measured using wristwatch actigraphy. *Journal of sports sciences*, 30 (6), 541-545.
- Lees, D. E., Kim, Y. D. & Macnamara, T. E. (1980). Noninvasive determination of core temperature during anesthesia. *Southern medical journal*, 73 (10), 1322-1324.
- Leonov, V. (2013). Thermoelectric Energy Harvesting of Human Body Heat for Wearable Sensors. *IEEE Sensors Journal*, 13 (6), 2284-2291.
- Li, P., Martin, C. M., Yeung, K. K. & Xue, W. (2011). Dielectrophoresis Aligned Single-Walled Carbon Nanotubes as pH Sensors. *Biosensors*, 1 (1), 23-35.
- Li, Y., Samad, Y. A., Taha, T., Cai, G., Fu, S.-Y. & Liao, K. (2016). Highly Flexible Strain Sensor from Tissue Paper for Wearable Electronics. *ACS Sustainable Chemistry & Engineering*, 4 (8), 4288-4295.
- Linz, T., Kallmayer, C., Aschenbrenner, R. & Reichl, H. (2006). Fully Integrated EKG Shirt based on Embroidered Electrical Interconnections with Conductive Yarn and Miniaturized Flexible Electronics. In *International Workshop on Wearable and Implantable Body Sensor Networks (BSN'06)* (S. 23-26). IEEE.
- Liu, B., Wang, X., Liu, B., Wang, Q., Tan, D., Song, W. et al. (2013). Advanced rechargeable lithium-ion batteries based on bendable ZnCo₂O₄-urchins-on-carbon-fibers electrodes. *Nano Research*, 6 (7), 525-534.
- Liu, G.A., Ho, C.B., Slappey, N.B., Zhou, Z.B., Snelgrove, S.E.C., Brown, M.B. et al. (2016). A wearable conductivity sensor for wireless real-time sweat monitoring. *Sensors and Actuators, B: Chemical*, 227, 35-42.
- Liu, X. & Lillehoj, P. B. (2017). Embroidered electrochemical sensors on gauze for rapid quantification of wound biomarkers. *Biosensors & bioelectronics*, 98, 189-194.

- Lo, B., Pansiot, J. & Yang, G.-Z. (2009). Bayesian Analysis of Sub-plantar Ground Reaction Force with BSN. In *2009 Sixth International Workshop on Wearable and Implantable Body Sensor Networks* (S. 133-137). IEEE.
- Loh, P.K.K. & Allan, L. (2005). Medical Informatics System with Wireless Sensor Network-enabled for Hospitals. In *2005 International Conference on Intelligent Sensors, Sensor Networks and Information Processing* (S. 265-270). IEEE.
- Lorussi, F., Galatolo, S. & Rossi, D. E. de. (2009). Textile-Based Electrogoniometers for Wearable Posture and Gesture Capture Systems. *IEEE Sensors Journal*, 9 (9), 1014-1024.
- Lorussi, F., Scilingo, E. P., Tesconi, M., Tognetti, A. & DeRossi, D. (2005). Strain Sensing Fabric for Hand Posture and Gesture Monitoring. *IEEE Transactions on Information Technology in Biomedicine*, 9 (3), 372-381.
- Lorwongtragool, P., Sowade, E., Watthanawisuth, N., Baumann, R. R. & Kerdcharoen, T. (2014). A novel wearable electronic nose for healthcare based on flexible printed chemical sensor array. *Sensors (Basel, Switzerland)*, 14 (10), 19700-19712.
- Luchini, A., Fredolini, C., Espina, B. H., Meani, F., Reeder, A., Rucker, S. et al. (2010). Nanoparticle technology. Addressing the fundamental roadblocks to protein biomarker discovery. *Current molecular medicine*, 10 (2), 133-141.
- Lugmaier, S., Willems S., Zierer J. (2016): Zusammenhang der Natriumkonzentration im Blutserum & Schweiß während sportlicher Aktivität, Interdisziplinäres Projekt, Professur für Sportgeräte und Materialien, Technische Universität München, nicht zitationsfähig.
- Lukaski, H. C. & Johnson, P. E. (1985). A simple, inexpensive method of determining total body water using a tracer dose of D2O and infrared absorption of biological fluids. *The American journal of clinical nutrition*, 41 (2), 363-370.
- Luprano, J. (2008). Bio-Sensing Textile for Medical Monitoring Applications. *Advances in Science and Technology*, 57, 257-265.
- MacIntyre, D. A. (1980). *Indoor Climate* (Architectural Science Series). London: Applied Science Publ.
- Malhotra, K., Gardner, S. & Patz, R. (2007). Implementation of Elliptic-Curve Cryptography on Mobile Healthcare Devices. In *2007 IEEE International Conference on Networking, Sensing and Control* (S. 239-244). IEEE.
- Mandal, S., Turicchia, L. & Sarpeshkar, R. (2010). A Low-Power, Battery-Free Tag for Body Sensor Networks. *IEEE Pervasive Computing*, 9 (1), 71-77.
- Mann, S. (1997). Wearable computing. A first step toward personal imaging. *Computer*, 30 (2), 25-32.
- Mannoor, M. S., Tao, H., Clayton, J. D., Sengupta, A., Kaplan, D. L., Naik, R. R. et al. (2012). Graphene-based wireless bacteria detection on tooth enamel. *Nature communications*, 3, 763.
- Maqbool, S., Parkman, H. P. & Friedenber, F. K. (2009). Wireless capsule motility. Comparison of the SmartPill GI monitoring system with scintigraphy for measuring whole gut transit. *Digestive diseases and sciences*, 54 (10), 2167-2174.
- Maric, B., Kaan, A., Ignaszewski, A. & Lear, S. A. (2009). A systematic review of telemonitoring technologies in heart failure. *European journal of heart failure*, 11 (5), 506-517.

- Marins, J. C. B., Fernandes, A. A., Cano, S. P., Moreira, D. G., da Silva, F. S., Costa, C. M. A. et al. (2014). Thermal body patterns for healthy Brazilian adults (male and female). *Journal of Thermal Biology*, 42, 1-8.
- Maroto, A., Balasubramanian, K., Burghard, M. & Kern, K. (2007). Functionalized metallic carbon nanotube devices for pH sensing. *Chemphyschem : a European journal of chemical physics and physical chemistry*, 8 (2), 220-223.
- Marques, P. R. & McKnight, A. S. (2009). Field and laboratory alcohol detection with 2 types of transdermal devices. *Alcoholism, clinical and experimental research*, 33 (4), 703-711.
- Mathias Brandt. (Juni 2015). *Die Zukunft von Wearables hängt am Handgelenk* (Statistik-Portal, S.-D., Hrsg.), Statista. Verfügbar unter <https://de.statista.com/infografik/3364/wearable-absatzprognose/>
- Matthie, J. R. (2005). Second generation mixture theory equation for estimating intracellular water using bioimpedance spectroscopy. *Journal of applied physiology (Bethesda, Md. : 1985)*, 99 (2), 780-781.
- 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.
- McArdle, W. D., Katch, F. I. & Katch, V. L. (2010). *Exercise physiology: Nutrition, energy, and human performance*. Nutrition, energy, and human performance (7th ed.). Baltimore, MD: Lippincott Williams & Wilkins.
- Medrano, G., Beckmann, L., Zimmermann, N., Grundmann, T., Gries, T. & Leonhardt, S. (2007). Bioimpedance Spectroscopy with textile Electrodes for a continuous Monitoring Application. In S. Leonhardt, T. Falck & P. Mähönen (Hrsg.), *4th International Workshop on Wearable and Implantable Body Sensor Networks (BSN 2007)* (IFMBE Proceedings, Bd. 13, S. 23-28). Berlin, Heidelberg: Springer Berlin Heidelberg.
- Meeusen, R., Duclos, M., Foster, C., Fry, A., Gleeson, M., Nieman, D. et al. (2013). Prevention, diagnosis, and treatment of the overtraining syndrome. Joint consensus statement of the European College of Sport Science and the American College of Sports Medicine. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 45 (1), 186-205.
- Mellergård, P. (1994). Monitoring of rectal, epidural, and intraventricular temperature in neurosurgical patients. *Acta neurochirurgica. Supplementum*, 60, 485-487.
- 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.
- Merritt, C. R., Nagle, H. T. & Grant, E. (2009). Fabric-based active electrode design and fabrication for health monitoring clothing. *IEEE transactions on information technology in biomedicine : a publication of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society*, 13 (2), 274-280.
- Micera, S., Keller, T., Lawrence, M., Morari, M. & Popović, D. B. (2010). Wearable neural prostheses. Restoration of sensory-motor function by transcutaneous electrical stimulation. *IEEE engineering in medicine and biology magazine : the quarterly magazine of the Engineering in Medicine & Biology Society*, 29 (3), 64-69.
- Michael Göring (ZEIT-Stiftung Ebelin und Gerd Bucerius, Hrsg.). (2018). *Charta der digitalen Grundrechte der Euroäischen Union*. Verfügbar unter <https://digital-charta.eu/>

- Millett, S. & O'Leary, P. (2015). Revisiting consent for health information databanks. *Research Ethics*, 11 (3), 151-163.
- Moehr, J. R., Schaafsma, J., Anglin, C., Pantazi, S. V., Grimm, N. A. & Anglin, S. (2006). Success factors for telehealth--a case study. *International journal of medical informatics*, 75 (10-11), 755-763.
- Moehrle, M. (2008). Outdoor sports and skin cancer. *Clinics in dermatology*, 26 (1), 12-15.
- Montain, S. J., Latzka, W. A. & Sawka, M. N. (1995). Control of thermoregulatory sweating is altered by hydration level and exercise intensity. *Journal of applied physiology (Bethesda, Md. : 1985)*, 79 (5), 1434-1439.
- Moran, D. S. & Mendal, L. (2002). Core temperature measurement: methods and current insights. *Sports medicine (Auckland, N.Z.)*, 32 (14), 879-885.
- Morgan, W. P. & Hughes, L. E. (1979). The distribution, size and density of the apocrine glands in hidradenitis suppurativa. *British Journal of Surgery*, 66 (12), 853-856.
- Morris, D., Coyle, S., Wu, Y., Lau, K. T., Wallace, G. & Diamond, D. (2009). Bio-sensing textile-based patch with integrated optical detection system for sweat monitoring. *Sensors and Actuators B: Chemical*, 139 (1), 231-236.
- Morris, D.A., Schazmann, B.A., Wu, Y.A., Fay, C.A., Beirne, S.A., Slater, C.A. et al. (2008). Wearable technology for the real-time analysis of sweat during exercise. *2008 1st International Symposium on Applied Sciences in Biomedical and Communication Technologies, ISABEL 2008*.
- Morris, N.B.A., Cramer, M.N.A., Hodder, S.G.B., Havenith, G.B. & Jay, O.A. (2013). A comparison between the technical absorbent and ventilated capsule methods for measuring local sweat rate. *Journal of Applied Physiology*, 114 (6), 816-823.
- Muennig, P. A. & Glied, S. A. (2010). What changes in survival rates tell us about us health care? *Health affairs (Project Hope)*, 29 (11), 2105-2113.
- Muir Gray, J. A. (2007). Better value healthcare – The 21st century agenda. *Zeitschrift für ärztliche Fortbildung und Qualität im Gesundheitswesen - German Journal for Quality in Health Care*, 101 (5), 344-346.
- Mukhopadhyay, S. C. (2015). Wearable Sensors for Human Activity Monitoring. A Review. *IEEE Sensors Journal*, 15 (3), 1321-1330.
- Müller, M. (2011). *Enhancing Sport – Sports Technology. Design in the Context of Sport Motive, Motion Task and Product Feature*, Technische Universität München. München. Zugriff am 23.02.2018. Verfügbar unter <https://media-tum.ub.tum.de/doc/980989/980989.pdf>
- Munro, B. J., Campbell, T. E., Wallace, G. G. & Steele, J. R. (2008). The intelligent knee sleeve. A wearable biofeedback device. *Sensors and Actuators B: Chemical*, 131 (2), 541-547.
- Murray, B. & Eichner, R. (2004). Hyponatremia of exercise. *Current sports medicine reports* (3), 117-118.
- Nadel, E. R., Fortney, S. M. & Wenger, C. B. (1980). Effect of hydration state of circulatory and thermal regulations. *Journal of applied physiology: respiratory, environmental and exercise physiology*, 49 (4), 715-721.
- Nag, A., Mukhopadhyay, S. C. & Kosel, J. (2017). Wearable Flexible Sensors. A Review. *IEEE Sensors Journal*, 17 (13), 3949-3960.

- Nederhof, E., Lemmink, K. A. P. M., Visscher, C., Meeusen, R. & Mulder, T. (2006). Psychomotor speed. Possibly a new marker for overtraining syndrome. *Sports Medicine*, 36 (10), 817-828.
- Nevola, V., Staerck, J. & Harrison, M. *Commanders' Guide Fluid intake during military operations in the heat* (Feeding, E. P. o. A. F., Hrsg.). UK.
- Nguyen, M. K. & Kurtz, I. (2004a). New insights into the pathophysiology of the dysnatremias. A quantitative analysis. *American journal of physiology. Renal physiology*, 287 (2), F172-80.
- Nguyen, M. K. & Kurtz, I. (2004b). New insights into the pathophysiology of the dysnatremias: a quantitative analysis. *American journal of physiology. Renal physiology*, 287 (2), 80.
- Nie, C., Frijns, A., Zevenbergen, M. & Toonder, J. d. (2016). An integrated flex-microfluidic-Si chip device towards sweat sensing applications. *Sensors and Actuators B: Chemical*, 227, 427-437.
- Niedermann, R.A. B., Wyss, E.A. B., Annaheim, S.A., Psikuta, A.A., Davey, S.C. & Rossi, R.M.A. (2014). Prediction of human core body temperature using non-invasive measurement methods. *International Journal of Biometeorology*, 58 (1), 7-15.
- NIH. (1996). Bioelectrical impedance analysis in body composition measurement: National Institutes of Health Technology Assessment Conference Statement. *The American journal of clinical nutrition*, 64 (3 Suppl), 524-532.
- Nilsson, G. E. (1977). Measurement of water exchange through skin. *Medical & Biological Engineering & Computing*, 15 (3), 209-218.
- Noakes, T. D. (2003). Overconsumption of fluids by athletes. *BMJ (Clinical research ed.)*, 327 (7407), 113-114.
- Noakes, T. D. (2012). Fatigue is a Brain-Derived Emotion that Regulates the Exercise Behavior to Ensure the Protection of Whole-Body Homeostasis. *Frontiers in physiology*, 3, 82.
- Noakes, T. D., Goodwin, N., Rayner, B. L., Branken, T. & Taylor, R. K. (1985). Water intoxication: a possible complication during endurance exercise. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 17 (3), 370-375.
- Noakes, T. D., Sharwood, K., Speedy, D., Hew, T., Reid, S., Dugas, J. et al. (2005a). Three independent biological mechanisms cause exercise-associated hyponatremia. Evidence from 2,135 weighed competitive athletic performances. *Proceedings of the National Academy of Sciences of the United States of America*, 102 (51), 18550-18555.
- Noakes, T. D., Sharwood, K., Speedy, D., Hew, T., Reid, S., Dugas, J. et al. (2005b). Three independent biological mechanisms cause exercise-associated hyponatremia: evidence from 2,135 weighed competitive athletic performances. *Proceedings of the National Academy of Sciences of the United States of America*, 102 (51), 18550-18555.
- Norén, G. N., Hopstadius, J., Bate, A., Star, K. & Edwards, I. R. (2010). Temporal pattern discovery in longitudinal electronic patient records. *Data Mining and Knowledge Discovery*, 20 (3), 361-387.
- Notz, A. (2017): Computergestützte Untersuchung von Zero Heat Flux Sensoren mittels Finiter Elemente Methode & digitalem Menschmodell, Masterarbeit, Professur für Sportgeräte und Materialien, Technische Universität München, *nicht zitationsfähig*.

- Nusser, M. & Senner, V. (2010). High - tech - textiles in competition sports. *Procedia Engineering*, 2 (2), 2845-2850.
- O'Neal, E. K., Davis, B. A., Thigpen, L. K., Caufield, C. R., Horton, A. D. & McIntosh, J. R. (2012a). Runners greatly underestimate sweat losses before and after a 1-hr summer run. *International Journal of Sport Nutrition and Exercise Metabolism*, 22 (5), 353-362. Verfügbar unter <https://www.scopus.com/inward/record.uri?eid=2-s2.0-84866604270&partnerID=40&md5=cd709704da698599a54fce335295fea4>
- O'Neal, E. K., Davis, B. A., Thigpen, L. K., Caufield, C. R., Horton, A. D. & McIntosh, J. R. (2012b). Runners greatly underestimate sweat losses before and after a 1-hr summer run. *International Journal of Sport Nutrition and Exercise Metabolism*, 22 (5), 353-362.
- O'Neal, E. K., Davis, B. A., Thigpen, L. K., Caufield, C. R., Horton, A. D. & McIntosh, J. R. (2012c). Runners greatly underestimate sweat losses before and after a 1-hr summer run. *International Journal of Sport Nutrition and Exercise Metabolism*, 22 (5), 353-362.
- O'Connor, M. J., Shankar, R. D., Parrish, D. B. & Das, A. K. (2009). Knowledge-data integration for temporal reasoning in a clinical trial system. *International journal of medical informatics*, 78 Suppl 1, S77-85.
- OECD, n.d. (Mitarbeiter) (Statista - Das Statistik-Portal, Hrsg.). (2016). *Anzahl der Arztbesuche pro Kopf in ausgewählten Ländern Europas im Jahr 2014*, OECD. Zugriff am 14.07.2017. Verfügbar unter <https://de-statista-com.eaccess.ub.tum.de/statistik/daten/studie/248308/umfrage/anzahl-der-arztbesuche-pro-kopf-nach-laendern/>
- Okubo, M., Imai, Y., Ishikawa, T., Hayasaka, T., Ueno, S. & Yamaguchi, T. (2009). Development of automatic respiration monitoring for home-care patients of respiratory diseases with therapeutic aids. In R. Magjarevic, J. H. Nagel, J. Vander Sloten, P. Verdonck, M. Nyssen & J. Haueisen (Hrsg.), *4th European Conference of the International Federation for Medical and Biological Engineering (IFMBE Proceedings, Bd. 22, S. 1117-1120)*. Berlin, Heidelberg: Springer Berlin Heidelberg.
- Olesen, B. W. & Fanger, P. O. (1973). The skin temperature distribution for resting man in comfort. *Archives des sciences physiologiques*, 27 (4), 385-393.
- O'Neal, E. K., Wingo, J. E., Richardson, M. T., Leeper, J. D., Neggers, Y. H. & Bishop, P. A. (2011). Half-marathon and full-marathon runners' hydration practices and perceptions. *Journal of Athletic Training*, 46 (6), 581-591.
- Oppliger, R. A. & Bartok, C. (2002). Hydration testing of athletes. *Sports medicine (Auckland, N.Z.)*, 32 (15), 959-971.
- Oppliger, R. A., Magnes, S. A., Popowski, L. A. & Gisolfi, C. V. (2005). Accuracy of urine specific gravity and osmolality as indicators of hydration status. *International Journal of Sport Nutrition and Exercise Metabolism*, 15 (3), 236-251.
- Pahnke, M. D., Trinity, J. D., Zachwieja, J. J., Stofan, J. R., Hiller, W. D. & Coyle, E. F. (2010). Serum sodium concentration changes are related to fluid balance and sweat sodium loss. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 42 (9), 1669-1674.
- Pandolfino, J. E., Richter, J. E., Ours, T., Guardino, J. M., Chapman, J. & Kahrilas, P. J. (2003). Ambulatory esophageal pH monitoring using a wireless system. *The American journal of gastroenterology*, 98 (4), 740-749.
- Pang, Y., Tian, H., Tao, L., Li, Y., Wang, X., Deng, N. et al. (2016). Flexible, Highly Sensitive, and Wearable Pressure and Strain Sensors with Graphene Porous Network Structure. *ACS applied materials & interfaces*.

- Papacosta, E. & Nassis, G. P. (2011). Saliva as a tool for monitoring steroid, peptide and immune markers in sport and exercise science. *Journal of science and medicine in sport*, 14 (5), 424-434.
- Parak, J. & Korhonen, I. (2014). Evaluation of wearable consumer heart rate monitors based on photoplethysmography. *Conference proceedings : ... Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society. IEEE Engineering in Medicine and Biology Society. Annual Conference, 2014*, 3670-3673.
- Park, S., Chung, K. & Jayaraman, S. (2014a). Wearables. Fundamentals, Advancements, and a Roadmap for the Future. In E. Sazonov & M. R. Neuman (Eds.), *Wearable sensors. Fundamentals, implementation and applications* (pp. 1-23). San Diego, CA: Academic Press.
- Park, S., Chung, K. & Jayaraman, S. (2014b). Wearables. Fundamentals, Advancements, and a Roadmap for the Future. In E. Sazonov & M. R. Neuman (Hrsg.), *Wearable sensors. Fundamentals, implementation and applications* (S. 1-23). San Diego, CA: Academic Press.
- Park, S. & Jayaraman, S. (2003). Enhancing the quality of life through wearable technology. *IEEE engineering in medicine and biology magazine : the quarterly magazine of the Engineering in Medicine & Biology Society*, 22 (3), 41-48.
- Parsons, K. C. (2014a). *Human thermal environments. The effects of hot, moderate, and cold environments on human health, comfort, and performance: The effects of hot, moderate, and cold environments on human health, comfort, and performance* (Third edition): CRC Press.
- Parsons, K. C. (2014b). *Human thermal environments: The effects of hot, moderate, and cold environments on human health, comfort, and performance. The effects of hot, moderate, and cold environments on human health, comfort, and performance* (Third edition): CRC Press.
- Passe, D., Horn, M., Stofan, J., Horswill, C. & Murray, R. (2007). Voluntary dehydration in runners despite favorable conditions for fluid intake. *International Journal of Sport Nutrition and Exercise Metabolism*, 17 (3), 284-295.
- Patel, S., Park, H., Bonato, P., Chan, L. & Rodgers, M. (2012). A review of wearable sensors and systems with application in rehabilitation. *Journal of neuroengineering and rehabilitation*, 9, 21.
- Patterson, J. A.C., McIlwraith, D. C. & Yang, G.-Z. (2009). A Flexible, Low Noise Reflective PPG Sensor Platform for Ear-Worn Heart Rate Monitoring. In *2009 Sixth International Workshop on Wearable and Implantable Body Sensor Networks* (S. 286-291). IEEE.
- Patterson, M.J.A., Galloway, S.D.R.B. & Nimmo, M.A.A. (2000). Variations in regional sweat composition in normal human males. *Experimental Physiology*, 85 (6), 869-875.
- Pedersen, B. K. & Saltin, B. (2015). Exercise as medicine - evidence for prescribing exercise as therapy in 26 different chronic diseases. *Scandinavian journal of medicine & science in sports*, 25 Suppl 3, 1-72.
- Pembrey, M. S. & Nicol, B. A. (1898). Observations upon the Deep and Surface Temperature of the Human Body. *The Journal of Physiology*, 23 (5), 386-406.
- Pennes, H. H. (1998a). Analysis of tissue and arterial blood temperatures in the resting human forearm. 1948. *Journal of applied physiology (Bethesda, Md. : 1985)*, 85 (1), 5-34.

- Pennes, H. H. (1998b). Analysis of tissue and arterial blood temperatures in the resting human forearm. 1948. *Journal of applied physiology (Bethesda, Md. : 1985)*, 85 (1), 5-34.
- Pialoux, V., Mischler, I., Mounier, R., Gachon, P., Ritz, P., Coudert, J. et al. (2004). Effect of equilibrated hydration changes on total body water estimates by bioelectrical impedance analysis. *The British journal of nutrition*, 91 (1), 153-159.
- Picard, R. W., Vyzas, E. & Healey, J. (2001). Toward machine emotional intelligence. Analysis of affective physiological state. *IEEE Transactions on Pattern Analysis and Machine Intelligence*, 23 (10), 1175-1191.
- Pleitez, M. A., Hertzberg, O., Bauer, A., Seeger, M., Lieblein, T., Lilienfeld-Toal, H. V. et al. (2015). Photothermal deflectometry enhanced by total internal reflection enables non-invasive glucose monitoring in human epidermis. *The Analyst*, 140 (2), 483-488.
- Poh, M.-Z., Loddenkemper, T., Reinsberger, C., Swenson, N. C., Goyal, S., Madsen, J. R. et al. (2012). Autonomic changes with seizures correlate with postictal EEG suppression. *Neurology*, 78 (23), 1868-1876.
- Poon, C.C.Y., Zhang, Y.-T. & Bao, S.-D. (2006). A novel biometrics method to secure wireless body area sensor networks for telemedicine and m-health. *IEEE Communications Magazine*, 44 (4), 73-81.
- Post, E. R., Orth, M., Russo, P. R. & Gershenfeld, N. (2000). E-broidery. Design and fabrication of textile-based computing. *IBM Systems Journal*, 39 (3.4), 840-860.
- Prochazka, A., Gauthier, M., Wieler, M. & Kenwell, Z. (1997). The bionic glove. An electrical stimulator garment that provides controlled grasp and hand opening in quadriplegia. *Archives of physical medicine and rehabilitation*, 78 (6), 608-614.
- Psikuta, A., Fiala, D., Laschewski, G., Jendritzky, G., Richards, M., Blazejczyk, K. et al. (2012). Validation of the Fiala multi-node thermophysiological model for UTCI application. *International Journal of Biometeorology*, 56 (3), 443-460.
- Quincy, M. D. (1720). *Medicina Statica. Being the Aphorisms of Sanctorius* (2nd). translated into English. London.
- Racinais, S.A., Alonso, J.-M.B. C., Coutts, A.J.D., Flouris, A.D.E., Girard, O.F., González-Alonso, J.G. et al. (2015). Consensus Recommendations on Training and Competing in the Heat. *Sports Medicine*, 45 (7), 925-938.
- Ramirez-Bautista, J. A., Huerta-Ruelas, J. A., Chaparro-Cardenas, S. L. & Hernandez-Zavala, A. (2017). A Review in Detection and Monitoring Gait Disorders Using In-Shoe Plantar Measurement Systems. *IEEE reviews in biomedical engineering*, 10, 299-309.
- Rastogi, A. & Nissenson, A. R. (2007). The future of renal replacement therapy. *Advances in chronic kidney disease*, 14 (3), 249-255.
- Reif, K. (2013). *Sensoren 1. Grundlagen und Messprinzipien (Automobilelektronik lernen, / Bosch. Konrad Reif (Hrsg.)).* Wiesbaden: Springer Vieweg.
- Ren, Y., Werner, R., Pazzi, N. & Boukerche, A. (2010). Monitoring patients via a secure and mobile healthcare system. *IEEE Wireless Communications*, 17 (1), 59-65.
- Richards Grayson, A. C., Scheidt Shawgo, R., Li, Y. & Cima, M. J. (2004). Electronic MEMS for triggered delivery. *Advanced drug delivery reviews*, 56 (2), 173-184.
- Rietjens, G. J. W. M., Kuipers, H., Adam, J. J., Saris, W. H. M., van Breda, E., van Hamont, D. et al. (2005). Physiological, biochemical and psychological markers of

- strenuous training-induced fatigue. *International journal of sports medicine*, 26 (1), 16-26.
- Riva, G., Gorini, A. & Gaggioli, A. (2009). The Intrepid project - biosensor-enhanced virtual therapy for the treatment of generalized anxiety disorders. *Studies in health technology and informatics*, 142, 271-276.
- Robson-Ansley, P. J., Gleeson, M. & Ansley, L. (2009). Fatigue management in the preparation of Olympic athletes. *Journal of sports sciences*, 27 (13), 1409-1420.
- Rose, D. P., Ratterman, M. E., Griffin, D. K., Hou, L., Kelley-Loughnane, N., Naik, R. R. et al. (2015). Adhesive RFID Sensor Patch for Monitoring of Sweat Electrolytes. *IEEE transactions on bio-medical engineering*, 62 (6), 1457-1465.
- Rothmaier, M., Selm, B., Spichtig, S., Haensse, D. & Wolf, M. (2008). Photonic textiles for pulse oximetry. *Optics express*, 16 (17), 12973-12986.
- Rütten, A., Abu-Omar, K., Burlacu, I., Schätzlein, V. & Suhrcke, M. (2017). Sind Präventionsmaßnahmen zur Bewegungsförderung kosteneffektiv? Ein systematischer Review von Überblicksarbeiten. *Gesundheitswesen (Bundesverband der Ärzte des Öffentlichen Gesundheitsdienstes (Germany))*, 79 (S 01), S51-S59.
- Saker, P., Farrell, M. J., Egan, G. F., McKinley, M. J. & Denton, D. A. (2016). Overdrinking, swallowing inhibition, and regional brain responses prior to swallowing. *Proceedings of the National Academy of Sciences of the United States of America*, 201613929.
- Salvo, P., Di Francesco, F., Costanzo, D., Ferrari, C., Trivella, M. G. & Rossi, D. de. (2010). A Wearable Sensor for Measuring Sweat Rate. *IEEE Sensors Journal*, 10 (10), 1557-1558.
- Santini, J. T., Cima, M. J. & Langer, R. (1999). A controlled-release microchip. *Nature*, 397 (6717), 335-338.
- Santorio, S. (1720). *Medica Statica*. In Newton, W. J, A. Bell, W. Taylor & J. Osborn (Hrsg.), *Medicina Statica: translated into English*. London.
- Santorio, S. (1614/1720). *Medica Statica*. In Newton, W. & J., A. Bell, W. Taylor & J. Osborn (Hrsg.), *Medicina Statica. Being the Aphorisms of Sanctorius* (2nd). translated into English. London.
- Sarvazyan, A., Tatarinov, A. & Sarvazyan, N. (2005). Ultrasonic assessment of tissue hydration status. *Ultrasonics*, 43 (8), 661-671.
- Sarvazyan, A. P. (2006). *Ultrasonic water content monitor and methods for monitoring tissue hydration*: Google Patents. Verfügbar unter <https://www.google.ch/patents/US7033321>
- Sarvazyan, A. P., Lyrchikov, A. G. & Gorelov, S. E. (1987). Dependence of ultrasonic velocity in rabbit liver on water content and structure of the tissue. *Ultrasonics*, 25 (4), 244-247.
- Sato, K., Kang, W. H., Saga, K. & 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.
- Saw, A. E., Main, L. C. & Gustin, P. B. (2015). Monitoring athletes through self-report: factors influencing implementation. *Journal of sports science & medicine*, 14 (1), 137-146.

- Sawka, M. N. (1992). Physiological consequences of hypohydration: exercise performance and thermoregulation. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 24 (6), 657-670.
- Sawka, M. N., Burke, L. M., Eichner, E. R., Maughan, R. J., Montain, S. J. & Stachenfeld, N. S. (2007). Exercise and fluid replacement. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 39 (2), 377-390.
- Sawka, M. N., Toner, M. M., Francesconi, R. P. & Pandolf, K. B. (1983). Hypohydration and exercise: effects of heat acclimation, gender, and environment. *Journal of applied physiology: respiratory, environmental and exercise physiology*, 55 (4), 1147-1153.
- Schazmann, B., Morris, D., Slater, C., Beirne, S., Fay, C., Reuveny, R. et al. (2010). A wearable electrochemical sensor for the real-time measurement of sweat sodium concentration. *Analytical Methods*, 2 (4), 342.
- Schepers, H. M., Koopman, H. F. J. M. & Veltink, P. H. (2007). Ambulatory assessment of ankle and foot dynamics. *IEEE transactions on bio-medical engineering*, 54 (5), 895-902.
- Schranner, D. (2016): A non-invasive sensor for measuring body core temperature during physical activity in different thermal environment, Masterarbeit, Professur für Sportgeräte und Materialien, Technische Universität München, *nicht zitationsfähig*.
- Schuller, B. W. (2013). *Intelligent Audio Analysis* (Signals and Communication Technology). Berlin: Springer.
- Schwartz, G., Tee, B. C.-K., Mei, J., Appleton, A. L., Kim, D. H., Wang, H. et al. (2013). Flexible polymer transistors with high pressure sensitivity for application in electronic skin and health monitoring. *Nature communications*, 4, 1859.
- Schwiebert, L., Gupta, S. K.S. & Weinmann, J. (2001). Research challenges in wireless networks of biomedical sensors. In C. Rose (Hrsg.), *Proceedings of the 7th annual international conference on Mobile computing and networking - MobiCom '01* (S. 151-165). New York, New York, USA: ACM Press.
- Seshadri, D. R., Li, R. T., Voos, J. E., Rowbottom, J. R., Alfes, C. M., Zorman, C. A. et al. (2019). Wearable sensors for monitoring the physiological and biochemical profile of the athlete. *NPJ digital medicine*, 2, 72.
- Shapiro, Y., Pandolf, K. B. & Goldman, R. F. (1982). Predicting sweat loss response to exercise, environment and clothing. *European Journal of Applied Physiology and Occupational Physiology*, 48 (1), 83-96.
- Shapiro, Y.A. B., Moran, D.A. B., Epstein, Y.A. B., Stroschein, L.C. & Pandolf, K.B.C. (1995). Validation and adjustment of the mathematical prediction model for human sweat rate responses to outdoor environmental conditions. *Ergonomics*, 38 (5), 981-986.
- Shenck, N. S. & Paradiso, J. A. (2001). Energy scavenging with shoe-mounted piezoelectrics. *IEEE Micro*, 21 (3), 30-42.
- Shetler, K., Marcus, R., Froelicher, V. F., Vora, S., Kalisetti, D., Prakash, M. et al. (2001). Heart rate recovery. Validation and methodologic issues. *Journal of the American College of Cardiology*, 38 (7), 1980-1987.
- Shirreffs, S. M. (2009). Hydration in sport and exercise. Water, sports drinks and other drinks. *Nutrition Bulletin*, 34 (4), 374-379.

- Shirreffs, S. M. & Maughan, R. J. (1998). Urine osmolality and conductivity as indices of hydration status in athletes in the heat. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 30 (11), 1598-1602.
- Siegler, J. C., Robergs, R. A., Faria, E. W., Wyatt, F. B. & McCarthy, J. (2007). Noninvasive profiling of exercise-induced hypoxemia in competitive cyclists. *Research in sports medicine (Print)*, 15 (1), 61-66.
- Sim, J. K. & Cho, Y.-H. (2016). Portable sweat rate sensors integrated with air ventilation actuators. *Sensors and Actuators B: Chemical*, 234, 176-183.
- Singer, B. & Lipton, B. (1975). Monitoring of core temperature through the skin: A comparison with esophageal and tympanic temperatures. *Bulletin of the New York Academy of Medicine* (8), 947-952.
- Singh Alvarado, A., Lakshminarayan, C. & Principe, J. C. (2012). Time-based compression and classification of heartbeats. *IEEE transactions on bio-medical engineering*, 59 (6), 1641-1648.
- Smith, C. J. & Havenith, G. (2012a). Body mapping of sweating patterns in athletes. A sex comparison. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 44 (12), 2350-2361.
- Smith, C. J. & Havenith, G. (2012b). Body mapping of sweating patterns in athletes: A sex comparison. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 44 (12), 2350-2361.
- Smith, P., Davies, G. & Christie, M. J. (1980). Continuous field monitoring of deep body temperature from the skin surface using subject-borne portable equipment: some preliminary observations. *Ergonomics*, 23 (1), 85-86.
- Snyder, A. C., Jeukendrup, A. E., Hesselink, M. K., Kuipers, H. & Foster, C. (1993). A physiological/psychological indicator of over-reaching during intensive training. *International journal of sports medicine*, 14 (1), 29-32.
- Sollanek, K. J., Kenefick, R. W., Walsh, N. P., Fortes, M. B., Esmaeelpour, M. & Cheuvront, S. N. (2012). Assessment of thermal dehydration using the human eye. What is the potential? *Journal of Thermal Biology*, 37 (2), 111-117.
- Solovei, D.A., žák, J.A. B., Majzlíková, P.A. B., Sedláček, J.A. B. & Hubálek, J.A. B. (2015). Chemical sensor platform for non-invasive monitoring of activity and dehydration. *Sensors (Switzerland)*, 15 (1), 1479-1495.
- Sonner, Z., Wilder, E., Heikenfeld, J., Kasting, G., Beyette, F., Swaile, D. et al. (2015). The microfluidics of the eccrine sweat gland, including biomarker partitioning, transport, and biosensing implications. *Biomicrofluidics*, 9 (3), 31301.
- Spieler, 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.
- Springer Gabler Verlag (Hrsg.). (2017). *Wearables*. Zugriff am 24.07.2017. Verfügbar unter <http://wirtschaftslexikon.gabler.de/Archiv/-2046631402/wearable-v4.html>
- Srinivasulu, A. & Sraam, N. (2016). An Engineering Perspective of External Cardiac Loop Recorder. A Systematic Review. *Journal of medical engineering*, 2016, 6931347.
- Stachenfeld, N. S. (2008). Acute effects of sodium ingestion on thirst and cardiovascular function. *Current sports medicine reports*, 7 (4 Suppl), S7-13.
- Stevens, C. J., Taylor, L. & Dascombe, B. J. (2017). Cooling During Exercise: An Overlooked Strategy for Enhancing Endurance Performance in the Heat. *Sports medicine (Auckland, N.Z.)*, 47 (5), 829-841.

- Stöhr, E. J., González-Alonso, J., Pearson, J., Low, D. A., Ali, L., Barker, H. et al. (2011). Dehydration reduces left ventricular filling at rest and during exercise independent of twist mechanics. *Journal of applied physiology (Bethesda, Md. : 1985)*, 111 (3), 891-897.
- Stolwijk, J. & Hardy, J. (1977). Control of Body Temperature. Handbook of Physiology, Reactions to Environmental Agents. In *Comprehensive Physiology* (S. 45-68).
- Stolwijk, J. A. J. & Hardy, J. D. (1966). Temperature regulation in man ? A theoretical study. *Pfligers Archiv fr die Gesamte Physiologie des Menschen und der Tiere*, 291 (2), 129-162.
- Stowe, S. & Harding, S. (2010). Telecare, telehealth and telemedicine. *European Geriatric Medicine*, 1 (3), 193-197.
- Suhrcke, M. (2009). Okonomische Aspekte der Prävention: Eine internationale Perspektive. *Gesundheitswesen (Bundesverband der Ärzte des Öffentlichen Gesundheitsdienstes (Germany))*, 71 (10), 610-616.
- Sutherland, I. E. (1968). A head-mounted three-dimensional display. In Unknown (Hrsg.), *Proceedings of the December 9-11, 1968, fall joint computer conference, part I on - AFIPS '68 (Fall, part I)* (S. 757). New York, New York, USA: ACM Press.
- Tam, N. & Noakes, T. D. (2013). The quantification of body fluid allostasis during exercise. *Sports medicine (Auckland, N.Z.)*, 43 (12), 1289-1299.
- Tan, C. C., Wang, H., Zhong, S. & Li, Q. (2008). Body sensor network security. In V. Gligor, J.-P. Hubaux & R. Poovendran (Hrsg.), *Proceedings of the first ACM conference on Wireless network security - WiSec '08* (S. 148). New York, New York, USA: ACM Press.
- Taylor, N. A. S., Wilsmore, B. R., Amos, D., Takken, T. & Komen, T. (1998). *Insulated skin temperatures: indirect indices of human body-core temperature* (Departement of Defence, Hrsg.). Australia: Defence Science and Technology Organisation.
- Taylor, N.A.S. & 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 and Medicine*, 2 (1).
- Taylor, N.A.S.A., Tipton, M.J.B. & Kenny, G.P.C. (2014). Considerations for the measurement of core, skin and mean body temperatures. *Journal of Thermal Biology*, 46, 72-101.
- Teixeira, P. J., Carraça, E. V., Markland, D., Silva, M. N. & Ryan, R. M. (2012). Exercise, physical activity, and self-determination theory. A systematic review. *The international journal of behavioral nutrition and physical activity*, 9, 78.
- Tesconi, M., Pasquale Scilingo, E., Barba, P. & Rossi, D. de. (2006). Wearable kinesthetic system for joint knee flexion-extension monitoring in gait analysis. *Conference proceedings : ... Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society. IEEE Engineering in Medicine and Biology Society. Annual Conference*, 1, 1497-1500.
- Teunissen, L.P.J.A. B., Klewer, J.C., Haan, A.B., Koning, J.J.B. & Daanen, H.A.M.A. B. (2011). Non-invasive continuous core temperature measurement by zero heat flux. *Physiological Measurement*, 32 (5), 559-570.
- Theisen, D. (2012). Cardiovascular determinants of exercise capacity in the Paralympic athlete with spinal cord injury. *Experimental Physiology*, 97 (3), 319-324.

- TK. (2016). *Beweg Dich, Deutschland! Umfrage zur Motivation, einen digitalen Trainingsbegleiter zu nutzen, in Deutschland im Jahr 2016* (Krankenkasse, T., Hrsg.). Zugriff am 20.01.2017. Verfügbar unter <https://www.tk.de/centaurus/servlet/content-blob/819848/Datei/79770/TK-Bewegungsstudie-2016-Beweg-dich-Deutschland.pdf>
- Todd, G., Gordon, C. J., Groeller, H. & Taylor, N. A. S. (2014). Does intramuscular thermal feedback modulate eccrine sweating in exercising humans? *Acta physiologica (Oxford, England)*, 212 (1), 86-96.
- Tognetti, A., Lorussi, F., Bartalesi, R., Quaglini, S., Tesconi, M., Zupone, G. et al. (2005). Wearable kinesthetic system for capturing and classifying upper limb gesture in post-stroke rehabilitation. *Journal of neuroengineering and rehabilitation*, 2 (1), 8.
- Togwa, T., Nemoto, T., Yamazaki, T. & Kobayashi, T. (1976). A modified internal temperature measurement device. *Medical & biological engineering*, 14 (3), 361-364.
- Tronstad, C., Kalvøy, H., Grimnes, S. & Martinsen, Ø. G. (2013). Waveform difference between skin conductance and skin potential responses in relation to electrical and evaporative properties of skin. *Psychophysiology*, 50 (11), 1070-1078.
- Tronstad, C.A. (2012). *Developments in biomedical sensors based on electrical impedance*. Doctoral Thesis, Universität Oslo. Oslo.
- Tronstad, C.A., Kalvøy, H.A., Grimnes, S.A. B. & Martinsen, O.G.A. B. (2013). Improved estimation of sweating based on electrical properties of skin. *Annals of Biomedical Engineering*, 41 (5), 1074-1083.
- Twist, C. & Highton, J. (2013). Monitoring fatigue and recovery in rugby league players. *International journal of sports physiology and performance*, 8 (5), 467-474.
- Ungaro, C. T., Reimel, A. J., Nuccio, R. P., Barnes, K. A., Pahnke, M. D. & Baker, L. B. (2015). Non-invasive estimation of hydration status changes through tear fluid osmolarity during exercise and post-exercise rehydration. *European journal of applied physiology*, 115 (5), 1165-1175.
- Universitätsklinikum Freiburg. (2015a). *Umfrage zu potenziellen Kosteneinsparungen im Gesundheitswesen durch den verstärkten Einsatz von mHealth im Jahr 2014* (Freiburg, U., Hrsg.). Zugriff am 14.Juli.2017. Verfügbar unter <https://de-statista-com.eaccess.ub.tum.de/statistik/daten/studie/440453/umfrage/einsparpotential-im-gesundheitswesen-durch-den-einsatz-von-mhealth/>
- Universitätsklinikum Freiburg, n.d. (Mitarbeiter) (Universitätsklinikum Freiburg, Hrsg.). (2015b). *Umfrage zu potenziellen Kosteneinsparungen im Gesundheitswesen durch den verstärkten Einsatz von mHealth im Jahr 2014*, research2guidance. Zugriff am 14.Juli.2017. Verfügbar unter <https://de-statista-com.eaccess.ub.tum.de/statistik/daten/studie/440453/umfrage/einsparpotential-im-gesundheitswesen-durch-den-einsatz-von-mhealth/>
- Vuorela, T., Kukkonen, K., Rantanen, J., Jarvinen, T. & Vanhala, J. (2003, Oktober). Bioimpedance measurement system for smart clothing. In *Seventh IEEE International Symposium on Wearable Computers, 2003* (S. 98-107).
- 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.
- Walsh, N. P., Laing, S. J., Oliver, S. J., Montague, J. C., Walters, R. & Bilzon, J. L. J. (2004). Saliva parameters as potential indices of hydration status during acute dehydration. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 36 (9), 1535-1542.

- Wang, K., Liu, Q., Guan, Q.-M., Wu, J., Li, H.-N. & Yan, J.-J. (2011). Enhanced direct electrochemistry of glucose oxidase and biosensing for glucose via synergy effect of graphene and CdS nanocrystals. *Biosensors & bioelectronics*, 26 (5), 2252-2257.
- Wang, X., Chase, H., Markatou, M., Hripcsak, G. & Friedman, C. (2010). Selecting information in electronic health records for knowledge acquisition. *Journal of biomedical informatics*, 43 (4), 595-601.
- Wearable Technologies (Wearable Technologies, Hrsg.). (2016). *WT Diagramm*.
- Weber, J., Kumar, A., Kumar, A. & Bhansali, S. (2006). Novel lactate and pH biosensor for skin and sweat analysis based on single walled carbon nanotubes. *Sensors and Actuators B: Chemical*, 117 (1), 308-313.
- Wei, P., Morey, B., Dyson, T., McMahon, N., Hsu, Y.-Y., Gazman, S. et al. (2013). A conformal sensor for wireless sweat level monitoring. In *2013 IEEE Sensors* (S. 1-4).
- Weiser, M. (1991). *Computer for the 21st Century* (Scientific American, Hrsg.).
- Welch, G. & Bishop, G. (1995). *An introduction to the Kalman filter*. Technical Report TR 95-041. Chapel Hill: Department of Computer Science, University of North Carolina.
- Werner, J., Mekjavic, I. & Taylor, N. A. S. (2008). Concepts in physiological regulation : a thermoregulatory perspective. In N. A. S. Taylor & H. Groeller (Eds.), *Physiological bases of human performance during work and exercise* (pp. 325-340). Edinburgh: Elsevier.
- Werner, J. & Reents, T. (1980). A contribution to the topography of temperature regulation in man. *European Journal of Applied Physiology and Occupational Physiology*, 45 (1), 87-94.
- WHO. (1969). Health factors involved in working under conditions of heat stress. Report of a WHO Scientific Group. *World Health Organization technical report series*, 412, 1-32.
- Wilke, K., Martin, A., Terstegen, L. & Biel, S. S. (2007). A short history of sweat gland biology. *International journal of cosmetic science*, 29 (3), 169-179.
- Windmiller, J. R. & Wang, J. (2013). Wearable Electrochemical Sensors and Biosensors. A Review. *Electroanalysis*, 25 (1), 29-46.
- WIRED.de (Condé Nast Verlag GmbH, Hrsg.). (2015). *Jugendlicher wird von seiner Apple Watch gerettet und erhält einen Anruf samt Praktikumsangebot von Tim Cook*. Zugriff am 18.01.2017. Verfügbar unter <https://www.wired.de/collection/gadgets/apple-watch-rettet-leben-und-bringt-anruf-von-tim-cook>
- Wu, Y.-C., Chang, C.-S., Sawaguchi, Y., Yu, W.-C., Chen, M.-J., Lin, J.-Y. et al. (2011). A Mobile-Phone-Based Health Management System. In K. Smigorski (Hrsg.), *Health Management - Different Approaches and Solutions*. InTech.
- Y. Poon, C., Wong, Y. & Zhang, Y.-T. (2006). M-Health. The Development of Cuff-less and Wearable Blood Pressure Meters for Use in Body Sensor Networks. In *2006 IEEE/NLM Life Science Systems and Applications Workshop* (S. 1-2). IEEE.
- Yamada, T., Hayamizu, Y., Yamamoto, Y., Yomogida, Y., Izadi-Najafabadi, A., Futaba, D. N. et al. (2011). A stretchable carbon nanotube strain sensor for human-motion detection. *Nature nanotechnology*, 6 (5), 296-301.
- Yamakage, M., Iwasaki, S. & Namiki, A. (2002). Evaluation of a newly developed monitor of deep body temperature. *Journal of anaesthesia*, 16 (4), 354-357.

- Yamakage, M. & Namiki, A. (2003). Deep temperature monitoring using a zero-heat-flow method. *Journal of anesthesia*, 17 (2), 108-115.
- Yan, Y.-S. & Zhang, Y.-T. (2008a). An efficient motion-resistant method for wearable pulse oximeter. *IEEE Transactions on Information Technology in Biomedicine*, 12 (3), 399-405.
- Yan, Y.-S. & Zhang, Y.-T. (2008b). An Efficient Motion-Resistant Method for Wearable Pulse Oximeter. *IEEE Transactions on Information Technology in Biomedicine*, 12 (3), 399-405.
- Yasumura, S., Cohn, S. H. & Ellis, K. J. (1983). Measurement of extracellular space by total body neutron activation. *The American journal of physiology*, 244 (1), 40.
- Yokota, M., Berglund, L. G., Santee, W. R., Buller, M. J., Karis, A. J., Roberts, W. S. et al. (2012). Applications of real-time thermoregulatory models to occupational heat stress: validation with military and civilian field studies. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 26 Suppl 2, 44.
- Yoo, J., Yan, L., Lee, S., Kim, H. & Yoo, H.-J. (2009). A wearable ECG acquisition system with compact planar-fashionable circuit board-based shirt. *IEEE transactions on information technology in biomedicine : a publication of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society*, 13 (6), 897-902.
- Zaproudina, N., Varmavuo, V., Airaksinen, O. & Närhi, M. (2008). Reproducibility of infrared thermography measurements in healthy individuals. *Physiological Measurement*, 29 (4), 515-524.
- Zhang, J., Ma, J., Zhang, S., Wang, W. & Chen, Z. (2015). A highly sensitive nonenzymatic glucose sensor based on CuO nanoparticles decorated carbon spheres. *Sensors and Actuators B: Chemical*, 211, 385-391.
- Zheng, Y., Leung, B., Sy, S., Zhang, Y. & Poon, C. C. Y. (2012). A clip-free eyeglass-based wearable monitoring device for measuring photoplethysmographic signals. *Conference proceedings : ... Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society. IEEE Engineering in Medicine and Biology Society. Annual Conference, 2012*, 5022-5025.
- Zheng, Y.-L., Ding, X.-R., Poon, C. C. Y., Lo, B. P. L., Zhang, H., Zhou, X.-L. et al. (2014). Unobtrusive sensing and wearable devices for health informatics. *IEEE transactions on bio-medical engineering*, 61 (5), 1538-1554.
- Zhou, J., Yu, H., Xu, X., Han, F. & Lubineau, G. (2017). Ultrasensitive, Stretchable Strain Sensors Based on Fragmented Carbon Nanotube Papers. *ACS applied materials & interfaces*, 9 (5), 4835-4842.
- Zhou, Y.A., Han, H.A., Naw, H.P.P.A., Lammy, A.V.A., Goh, C.H.A., Boujday, S.B. C. et al. (2016). Real-time colorimetric hydration sensor for sport activities. *Materials and Design*, 90, 1181-1185.

10. Anhang

Anhang 1: Befürwortung der Ethikkommission zu Studienblock I

EINGEGANGEN 17. Juni 2016



Technische Universität München

Technische Universität München · Fakultät für Medizin · Ethikkommission
Ismaninger Str. 22 · 81675 München · Germany



Fakultät für Medizin
Ethikkommission

Technische Universität München
Fakultät für Maschinenwesen
Lehrstuhl für Ergonomie
Prof. Dr.-Ing. Veit Senner
Boltzmannstr. 15

85747 Garching

Prof. Dr.
Georg Schmidt
Vorsitzender

Prof. Dr.
Kurt Ulm
Stellvertretender Vorsitzender

München, 08.06.2016/Bearbeiter: A

Unser Zeichen: **130/16 S** (bitte bei Schriftwechsel angeben)

Ismaninger Str. 22
81675 München
Germany

Beratung nach § 15 Berufsordnung für Ärzte in Bayern

Studientitel:
Validierung eines Sensors zur non-invasiven Messung der Körpertemperatur
während sportlicher Belastung in unterschiedlichen klimatischen Bedingungen.

Tel +49 89 4140 4371
Fax +49 89 4140 4199

ethikkommission@mri.tum.de
www.ek.med.tum.de

Sehr geehrter Herr Professor Senner,

die Ethikkommission hat Ihren Antrag vom 04.03.2016 (Eingang 09.03.2016) geprüft
und in der Sitzung am 26.04.2016 beraten, die zusätzlich angeforderten Informationen
sind am 03.06.2016 (Antrag vom 01.06.2016) eingegangen.

Die Ethikkommission erhebt keine Einwände gegen die Durchführung der Studie.

Die ethische und rechtliche Verantwortung für die Durchführung dieser Studie verbleibt bei Ihnen.
Änderungen des Protokolls sind zur erneuten Prüfung einzureichen.
Das Studienende ist anzuzeigen und ein Kurzbericht über das Ergebnis der Studie ist vorzulegen.
Die Ethikkommission empfiehlt die Eintragung des Forschungsprojektes in ein WHO-anerkanntes Register.

Mit freundlichen Grüßen


Prof. Dr. Georg Schmidt
Vorsitzender der Ethikkommission

Anhang 2: Befürwortung der Ethikkommission zu Studienblock II

Technische Universität München · Fakultät für Medizin · Ethikkommission
Ismaninger Str. 22 · 81675 München · Germany

Klinikum rechts der Isar
Technische Universität München
Zentrum für Sportmedizin, Campus C
Prof. Dr. med. Martin Halle
Georg-Brauchle-Ring 56
80992 München



Fakultät für Medizin
Ethikkommission

Prof. Dr.
Georg Schmidt
Vorsitzender

Prof. Dr.
Kurt Ulm
Stellvertretender Vorsitzender

Ismaninger Str. 22
81675 München
Germany

Tel +49 89 4140 4371
Fax +49 89 4140 4199

ethikkommission@mri.tum.de
www.ek.med.tum.de

München, 11.04.2016 – Bearbeiter: A

Unser Zeichen: **64/16 S** (bitte bei Schriftwechsel angeben)

Beratung nach § 15 Berufsordnung für Ärzte in Bayern

Studientitel:
Zusammenhang der Serum-Natriumkonzentration und der Schweiß-
Natriumkonzentration während sportlicher Aktivität.

Sehr geehrter Herr Professor Halle,

die Ethikkommission hat Ihren Antrag vom 02.02.2016 (Eingang 04.02.2016) geprüft
Die zusätzlich angeforderten Informationen sind am 30.03.2016 (Antrag vom 23.03.2016)
eingegangen.

Die Ethikkommission erhebt keine Einwände gegen die Durchführung der Studie.

Die ethische und rechtliche Verantwortung für die Durchführung dieser Studie verbleibt
bei Ihnen. Änderungen des Protokolls sind zur erneuten Prüfung einzureichen.
Das Studienende ist anzuzeigen, ein Kurzbericht über das Ergebnis der Studie ist vorzulegen.
Die Ethikkommission empfiehlt die Eintragung des Forschungsprojektes in ein WHO-anerkanntes
Register.

Mit freundlichen Grüßen



Prof. Dr. Georg Schmidt
Vorsitzender der Ethikkommission

Anhang 3: Vorexperimentelles Risikoscreening

American Heart Association/American College of Sports Medicine Health/Fitness Facility Pre-participation Screening Questionnaire.			
Beurteilen sie ihren Gesundheitszustand indem sie alle <i>wahren</i> Aussagen abhaken			
<i>Krankheitsgeschichte</i>	Haken setzen falls Aussage links wahr ist		
Sie hatten/besitzen:		Falls Sie einen Haken hinter eine oder mehrere dieser Aussagen gesetzt haben, konsultieren sie bitte einen Arzt bevor sie sich körperlich betätigen.	
- Einen Herzinfarkt			
- eine Herzoperation			
- Herzkatheteruntersuchung			
- Koronarangioplastie (PTCA)			
- Herzschrittmacher/implantierbarer Defibrillator/Herzrhythmusstörungen			
- Herzklappenerkrankung			
- Herzversagen			
- Herztransplantation			
- angeborenen Herzfehler			
<i>Symptome und kardiovaskuläre Risikofaktoren</i>			
- Bei Anstrengung empfinden Sie Brustschmerzen		Andere gesundheitliche Probleme:	Haken Sie ab, falls die Aussage links <i>wahr</i> ist
- Sie leiden grundlos unter Kurzatmigkeit		- Sie haben Probleme an Muskeln oder Gelenken	
- Sie leiden unter Schwindel und Ohnmachtsanfällen			
- Sie nehmen Herzmedikamente ein		- Sie haben Bedenken sich sportliche zu betätigen	
- Sie sind älter als 45 Jahre			
- Sie sind eine Frau und älter als 55 Jahre oder hatten eine Hysterektomie oder hatten bereits die Menopause		-Sie nehmen verschreibungs-pflichtige Medikamente	
- Sie rauchen			
- Ihr Blutdruck ist höher als 140/90		- Sie sind schwanger	
- Sie kennen ihren Blutdruck nicht			
- Sie nehmen Blutdruckmedikamente ein			

- Ihr Cholesterinspiegel im Blut ist >240 mg/dL		<p><i>Falls Sie eine oder mehrere Aussagen als "wahr" abgehakt haben, sollten sie einen Arzt konsultieren, bevor sie sich körperlich betätigen.</i></p>
- Sie kennen ihren Cholesterinspiegel im Blut nicht		
- Sie haben einen nahen Bluts-Verwandten, der vor dem 55. Lebensjahr (Vater oder Bruder) oder vor dem 65. Lebensjahr (Mutter oder Schwester) einen Herzinfarkt hatte.		
- Sie sind Diabetiker oder nehmen Medikamente zur Blutzuckerkontrolle ein.		
- Sie sind körperlich inaktiv (d.h. weniger als 30 Minuten körperliche Aktivität an mind. 3 Tagen pro Woche)		
- Sie haben mehr als 10 kg Übergewicht		
- Keine der oben genannten Aussagen ist wahr		<p><i>Sie müssen keinen Arzt aufsuchen, bevor Sie sich körperlich betätigen.</i></p>
<p>AHA/ACSM means American Heart Association/American College of Sports Medicine</p>		

Anhang 4: Einzeldaten des Studienkollektivs von Studienblock I: Zusammenhang invasiver und nicht invasiver Körperkerntemperatur.

Studie	ID	Alter	Geschlecht	Gewicht [kg]	Größe [cm]	BMI	Körperfett [%]	VO2max [ml/min/kg]	VO2 _{max} [W]	Max Watt/kg	KOF [m ²]	KOF/Masse [m ² /kg]
1	1	25	f	78,80	175,3	25,64	32	42	303	3,85	1,95	0,0247
1	2	25	f	75,30	176,0	24,31	30	40	270	3,59	1,91	0,0254
1	3	33	m	78,35	177,8	24,78	19	59	387	4,94	1,96	0,0250
1	4	26	f	60,65	169,7	21,06	26	33	214	3,53	1,70	0,0280
1	5	26	f	57,50	165,5	20,99	22	51	254	4,42	1,63	0,0284
1	6	29	m	86,10	175,0	28,11	24	41	304	3,53	2,02	0,0234
1	7	31	m	77,80	183,0	23,23	19	49	310	3,98	2,00	0,0257
1	8	26	m	78,50	196,0	20,43	14	41	281	3,58	2,11	0,0268
1	9	26	m	74,95	171,5	25,48	21	48	318	4,24	1,87	0,0250
1	10	26	m	89,95	193,0	24,15	13	54	401	4,46	2,21	0,0245
1	11	27	f	83,95	177,0	26,80	38	36	265	3,16	2,01	0,0240
1	12	26	m	70,00	180,0	21,60	12	63	421	6,01	1,89	0,0269
1	13	29	m	76,00	179,0	23,72	19	39	275	3,62	1,95	0,0256
1	14	24	f	52,30	162,0	19,93	23	39	184	3,52	1,54	0,0295
1	15	29	m	71,50	177,0	22,82	21	40	260	3,64	1,88	0,0263

1	16	27	f	73,45	167,0	26,34	35	46	282	3,84	1,82	0,0248
1	17	28	f	64,35	171,5	21,88	23	49	276	4,29	1,76	0,0273
1	18	28	m	68,85	170,5	23,68	16	50	315	4,58	1,80	0,0262
1	19	28	m	72,70	183,0	21,71	16	47	315	4,33	1,94	0,0267
1	20	32	m	86,00	186,0	24,86	22	54	389	4,52	2,11	0,0245

Anhang 5: Einzeldaten des Studienkollektivs von Studienblock I: Zusammenhang invasiver und nicht invasiver Hydrierung.

Studie	ID	Alter	Geschlecht	Gewicht [kg]	Größe [cm]	BMI	Körperfett [%]	VO2max [ml/min/kg]	VO2 max [W]	Max Watt/kg	KOF [m ²]	KOF/Masse [m ² /kg]
2	1	25	m	80,00	180,0	24,69	14,4	61	435	5,44	2,00	0,0250
2	2	24	m	85,00	188,0	24,05	15,8	52	368	4,33	2,11	0,0249
2	3	26	m	70,00	180,0	21,60	8,1	63	421	6,01	1,89	0,0269
2	4	27	m	70,00	173,0	23,39	15	51	333	4,76	1,83	0,0262
2	5	25	m	70,00	175,0	22,86	12,5	57	388	5,54	1,85	0,0264
2	6	23	m	76,00	183,0	22,69	15,6	58	361	4,75	1,98	0,0260
2	7	27	m	80,00	187,0	22,88	10,2	49	374	4,68	2,05	0,0257
2	8	33	m	78,40	178,0	24,74	10,2	59	387	4,94	1,96	0,0250
2	9	28	m	67,5	180,0	20,83	9,7	55	361	5,35	1,86	0,0275

2	10	25	m	79,00	185,0	23,08	21	54	410	5,19	2,02	0,0256
2	11	23	m	68,00	171,0	23,26	20	61	358	5,26	1,79	0,0263
2	12	20	m	75,00	175,0	24,49	16	63	387	5,16	1,90	0,0253
2	13	26	m	71,00	174,0	23,45	18	51	306	4,31	1,85	0,0261
2	14	25	m	63,00	178,0	19,88	15	57	316	5,02	1,79	0,0284
2	15	21	m	70,00	183,0	20,90	20	62	379	5,41	1,91	0,0273
2	16	29	m	83,00	187,0	23,74	19	45	298	3,59	2,08	0,0251
2	17	21	m	75,00	182,0	22,64	21	42	303	4,04	1,95	0,0260
2	18	24	m	77,00	188,0	21,79	19	59	398	5,17	1,99	0,0258
2	19	26	m	79,00	196,0	20,56	16	41	280	3,54	2,11	0,0267
2	20	19	w	55,00	164,0	20,45	20	46	254	4,62	1,59	0,0289
2	21	22	w	62,00	169,0	21,71	27	43	240	3,87	1,73	0,0279
2	22	30	w	72,00	175,0	23,51	24	29	181	2,51	1,84	0,0256

Anhang Tabelle 6: Einzeldaten des Studienkollektivs von Studienblock III: Qualität, Wirkung und Risiko von Feedback.

Studie	ID	Alter	Geschlecht	Gewicht [kg]	Größe [cm]	BMI	Körperfett [%]	VO2max [ml/min/kg]	VO ₂ max [W]	Max Watt/kg	KOF [m ²]	KOF/Masse [m ² /kg]
4	1	26	m	79	185	23,08	21	54	410	5,19	2,03	0,0256

4	2	24	m	68	171	23,26	20	61	358	5,26	1,80	0,0264
4	3	21	m	75	175	24,49	16	63	387	5,16	1,90	0,0254
4	4	27	m	71	174	23,45	18	51	306	4,31	1,85	0,0261
4	5	26	m	63	178	19,88	15	57	316	5,02	1,79	0,0284
4	6	22	m	70	183	20,90	20	62	379	5,41	1,91	0,0273
4	7	30	m	83	187	23,74	19	45	298	3,59	2,08	0,0251
4	8	22	m	75	182	22,64	21	42	303	4,04	1,96	0,0261
4	9	26	m	77	188	21,79	19	59	398	5,17	2,03	0,0263
4	10	26	m	79	196	20,56	16	41	280	3,54	2,11	0,0267
4	11	21	w	55	164	20,45	20	46	254	4,62	1,59	0,0289
4	12	23	w	62	169	21,71	27	43	240	3,87	1,71	0,0276
4	13	31	w	72	175	23,51	24	29	181	2,51	1,87	0,0260

