

LUFTFAHRT / AVIATION

FH | JOANNEUM

DIPLOMARBEIT

**Machbarkeitsstudie für die Konzeption eines thermophysiologisch
intelligenten Manikin zur Bestimmung der thermischen
Behaglichkeit**



www.theseus-fe.com

Vorgelegt von:	Gernot HERSCHOLD
Matrikelnummer:	0410111008
Betreuer extern:	DI (FH) Christian Kussmann
Betreuer intern:	DI Bruno Wiesler
Datum der Abgabe:	15.09.2008

Eidesstattliche Erklärung

Hiermit erkläre ich an Eides Statt, dass die vorliegende Diplomarbeit mit dem Thema

" Machbarkeitsstudie für die Konzeption eines thermophysiologisch intelligenten Manikin zur Bestimmung der thermischen Behaglichkeit "

von mir selbständig verfasst wurde und keine anderen als die angegebenen Hilfsmittel verwendet wurden.

Graz, den 15.09.2008

[NAME, UNTERSCHRIFT]

Vorwort

Nur selten bewegt sich oder handelt der Mensch in einer Umgebung die durch stationäre thermische Bedingungen gekennzeichnet ist. Nicht nur die Umgebung, auch der menschliche Körper selbst vollzieht kontinuierlich thermoregulatorische Maßnahmen als Reaktion auf bestimmte klimatische Verhältnisse. Um eine möglichst genaue Vorhersage über den thermischen Komfort oder die Temperaturempfindung zu erlangen, ist es unausweichlich die thermoregulatorischen Aktivitäten mit zu berücksichtigen. Ziel dieser Arbeit ist die Zusammenführung eines thermophysiologicalen Modells und eines Messsystems in Form eines Manikins zur Bestimmung der thermischen Behaglichkeit.

Das thermophysiological Modell wurde 1998 von Fiala Dusan im Rahmen seiner Doktorarbeit entwickelt und wurde freundlicherweise für diese Arbeit zur Verfügung gestellt. Das von Zhang Hui 2003 ebenfalls im Rahmen einer Doktorarbeit entwickelte Komfortmodell wurde herangezogen um eine Vorhersage der thermischen Behaglichkeit unter inhomogenen Umgebungsbedingungen treffen zu können.

Das im Rahmen dieser Diplomarbeit entwickelte theoretische Konzept wurde anhand geeigneter virtueller Methoden einer ersten Evaluierung unterzogen. Dafür Verwendung fand die von P+Z Engineering entwickelte Simulationssoftware THESEUS-FE, in die auch das thermophysiological Modell von Fiala (FIALA-FE) integriert ist. Ich bedanke mich vielmals für den erstklassigen Support und das zur Verfügung stellen der Software für die Dauer dieser Arbeit.

Inhaltsverzeichnis

ZUSAMMENFASSUNG	VII
ABSTRACT	VIII
ABBILDUNGSVERZEICHNIS	IX
TABELLENVERZEICHNIS	XII
FORMELVERZEICHNIS	XIII
VERWENDETE FORMELZEICHEN UND INDIZES	XIV
1 EINFÜHRUNG	1
1.1 Bedeutung des thermischen Komforts	1
1.2 Ziele	3
2 GRUNDLAGEN DER PHYSIOLOGISCHEN THERMOREGULATION UND DES THERMISCHEN KOMFORTS	5
2.1 Thermoregulation	5
2.1.1 Metabolismus	5
2.1.2 Thermorezeptoren	6
2.2 Wärmeaustausch mit der Umgebung	7
2.2.1 Bekleidungsisolation	8
2.2.1.1 Trockene Wärmeisolation	8
2.2.1.2 Feuchte Wärmeisolation	10
2.3 Temperaturempfindung und thermischer Komfort	11
2.4 Thermophysiologisches Modell	14
2.4.1 Passives System	14
2.4.2 Aktives System	16
2.4.3 Erkenntnisse aus dem Modell	18
2.4.4 Erweiterungen zur grundlegenden Theorie	19

2.5	Modellierung der Temperaturempfindung	20
2.5.1	Allgemeines	20
2.5.2	Mathematische Formulierung des lokalen Empfindungsmodells	21
2.5.3	Mathematische Formulierung des globalen Empfindungsmodells	22
2.5.3.1	Zhang	22
2.5.3.2	Fiala	22
2.6	Modellierung des thermischen Komforts	23
2.6.1	Allgemeines	23
2.6.2	Mathematische Formulierung des lokalen Komfortmodells	24
2.6.3	Formulierung des globalen Komfortmodells	25
2.7	Einschränkung der lokalen Modelle	26
2.8	Zusammenfassung	27
3	THEORETISCHES KONZEPT EINES THERMOPHYSIOLOGISCH INTELLIGENTEN MANIKIN	29
3.1	Einleitung	29
3.2	Schematischer Aufbau	30
3.2.1	Simulation/FIALA-FE	33
3.2.2	Interface	35
3.2.3	Hardware/Manikin	36
3.3	Ablauf einer Messung	37
3.3.1	Prinzipielle Methodik	37
3.3.2	Detaillierte Beschreibung der Prozesskette	38
3.3.3	Simulation der Evaporation	48
3.3.3.1	Integration einer Strömungssimulation in den Messablauf	49
3.4	Validierung der Schnittstelle Manikin/Simulation	51
3.4.1	Räumliche Gegebenheiten	51
3.4.2	Geschwindigkeitsverteilung am Manikin	52
3.4.3	Berechnung der Wärmeverteilung	53
3.4.4	Ergebnisse	56
3.4.4.1	Vergleich der lokalen Hauttemperaturen für Pilot und Copilot	56
3.4.4.2	Komfortbetrachtung für den Passagier	59
3.5	Zusammenfassung	61

4	THEORETISCHER UND PRAKTISCHER AUFBAU EINER MESSSTELLE	63
4.1	Einführung	63
4.2	Theoretische Realisierung von Wärmequellen und -senken	64
4.2.1	Heizfall	64
4.2.2	Kühlfall	66
4.2.3	Kombination	68
4.2.3.1	Umpolung der Peltier-Elemente	68
4.2.3.2	Parallele Anordnung	69
4.2.3.3	Serielle Anordnung	70
4.3	Messprinzip	71
4.3.1	Direkte Messung des Wärmestroms	71
4.3.2	Indirekte Messung des Wärmestroms	72
4.4	Wärmebilanz am Peltier-Element	73
4.5	Aufbau einer Messstelle und Validierung des theoretischen Konzepts anhand einer Messreihe	75
4.5.1	Versuchaufbau	75
4.5.2	Messablauf	76
4.5.3	Auswertung	78
4.6	Zusammenfassung	79
	AUSBLICK	81
	QUELLENANGABE	82
	ANHANG A	I

Zusammenfassung

Thermischer Komfort und ein moderates Temperaturempfinden sind nicht nur wesentliche Aspekte einer entspannten Atmosphäre, sondern besitzen ebenso einen erheblichen Einfluss auf die Arbeitsleistung des Menschen. In vielen Bereichen des täglichen Lebens ist es erforderlich, die Grenzen der thermischen Akzeptanz zu kennen oder geeignete Maßnahmen zu treffen um störende klimatische Einflüsse zu minimieren.

Für eine genaue Komfortanalyse ist es notwendig, die thermophysiologischen Reaktionen des menschlichen Körpers in eine Komfortanalyse mit einfließen zu lassen. Diese Arbeit dient der Entwicklung eines theoretischen Konzepts, das es ermöglicht einen thermischen Manikin mit einem thermophysiologischen Modell zu verbinden. Dafür Verwendung findet ein von Fiala D. 1998 entwickeltes mathematisches Modell zur Vorhersage einer lokalen Verteilung der Hauttemperatur. Die Verbindung dieses thermophysiologischen Modells mit einer zusätzlichen Komfortanalyse [Zhang 2003] ermöglicht die Berücksichtigung asymmetrischer Verhältnisse.

Die Eckpunkte dieser Untersuchung sind:

- die Bewältigung der Schnittstellenproblematik zwischen Messsystem und thermophysiologischem Modell sowie Programmierung eines Interface zur Steuerung des Messablaufs
- die Möglichkeit einer rein mathematischen Einbringung von Verdunstungswärme in den Messablauf
- die Validierung des theoretischen Konzepts anhand geeigneter virtueller Methoden

Die Implementierung eines thermophysiologischen Modells in ein Messsystem erfordert das Vorhandensein aktiver Messstellen. Zweck dieser Messstellen ist die Imitation der Hauttemperaturen, die sich unter gegebenen klimatischen Bedingungen am realen Menschen einstellen würden. Eine Analyse der Möglichkeiten der praktischen Umsetzung zeigte, dass eine Verwendung von Peltier-Elementen die notwendigen Erfordernisse erfüllt.

Abstract

Thermal comfort and temperature sensation are important aspects for establishing a comfortable atmosphere and play a fundamental role in order to influence human's efficiency, respectively. It is often useful to know the limits of thermal acceptance and take measures to minimize disturbing influences.

Accurate comfort analysis has to consider human's thermal physiological reactions. The following theoretical concept aims to provide the basis to connect a manikin with a mathematical thermal physiological model. Such a model was introduced by Fiala Dusan [Fiala 1998] and is used to predict local skin temperature distribution. The combination of this model with an additional comfort analysis (Zhang 2003) enables the consideration of inhomogeneous environmental conditions.

The main subjects the present work aims to investigate are:

- Managing the complexity of the interface between manikin and thermal physiological model and developing a program in order to control the measurement progress.
- Mere mathematical implementation of evaporation.
- Validation of the theoretical concept on the basis of appropriate virtual methods.

A measuring system with implemented thermal physiological model requires active measurement facilities. The function of such equipment is the imitation of real skin temperatures depending on environmental conditions. Peltier elements were found out to be appropriate for a practical realization of the theoretical findings.

Abbildungsverzeichnis

- Bild 2.1** Schematische Darstellung der Einteilung des menschlichen Körpers in Segmente (links) und Sektoren (rechts) [Fiala 1998, S. 22]. **15**
- Bild 2.2** Blockschaubild des aktiven Systems [Fiala 1998, S. 19]. Das zentrale Nervensystem (CNS) beeinflusst allgemeine Veränderungen des muskulären Metabolismus $\Delta q_{m_{sc,sh}}$ über Zittern (und die zugehörige Veränderung des muskulären Blutstroms $\Delta \beta'_{m_{sc}}$), des Hautblutstroms $\Delta \beta'_{sk}$ über Gefäßzusammenziehung bzw. -ausdehnung, und die Absonderung von Flüssigkeit dm_{sw}/dt über Schwitzen. Das Modell benutzt die Temperaturen der Haut T_{sk} und des Hypothalamus T_{hy} , sowie die Änderung der Hauttemperatur dT_{sk}/dt als Eingangssignale für das regulatorische Zentrum. Die Differenzen Δ zwischen lokaler Hauttemperatur $T_{sk,i}$ und Sollwert $T_{sk,i,0}$ (thermisch neutral) bilden Fehlersignale $\Delta T_{sk,i}$. Die Summe (Σ) der Fehlersignale $\Delta T_{sk,i}$ und ΔT_{hy} beeinflussen die vier Reaktionen der CNS-Regulation. Die lokale Regulation benutzt lokale Haut- $T_{sk,i}$ und Gewebetemperaturen T_i für die Änderung der Schweißrate $dm_{sw,i}/dt$, des Hautblutstroms $\beta'_{sk,i}$, der metabolischen Rate des Gewebes $q_{m,i}$ und des Blutstroms β'_i . **17**
- Bild 2.3** Zusammenhang zwischen dem Fehlersignal der mittleren Hauttemperatur $\Delta T_{sk,m}$ und der Temperaturempfindung [Fiala 2006]. **20**
- Bild 2.4** Komfortbeurteilung in Abhängigkeit von der globalen Temperaturempfindung [Zhang 2003 nach Gagge (Gagge, Stolwijk et al. 1967)]. **23**
- Bild 3.1** Regel-/Steuerablauf zwischen Hardware und thermoregulatorischer Simulation unter Einbezug einer zusätzlichen Komfortanalyse. **31**
- Bild 3.2** Wärmetransport am Beispiel eines Sektors mit Temperaturmessstelle (1) [THESEUS-FE Theory Manual 2007, S. 79]. **32**
- Bild 3.3** Hardwaremodell vs. solverinternes Simulationsmodell [THESEUS-FE Theory Manual 2007, S. 66] **33**
- Bild 3.4** Aufbau des Simulationsmodells: Sektoren und Schichten der einzelnen Körpersegmente [THESEUS-FE Theory Manual 2007, S. 66]. **34**
- Bild 3.5** Flussdiagramm zur Veranschaulichung der Funktionsweise des Interfaces (* optional). **35**
- Bild 3.6** Prinzip eines Regelkreises zur Regelung der Hauttemperatur T_{soli} mit äußeren Einflüssen T_a , Stellgröße U_{ein} und Regelabweichung ΔT . **36**
- Bild 3.7** Ansatz für einen zeitlichen Ablauf der Kopplung Hardware/Simulation **37**
- Bild 3.8** Schematische Darstellung der Entwicklung der thermischen und kalorischen Größen bei Umgebungstemperaturen $T_a < T_{sk}$. Umgebungstemperatur T_a , Oberflächentemperatur der Manikin-Messstelle T_{messr} , Wärmeabgabe (an die Umgebung) an der Messstelle \dot{q}_{messr} , Wärmeabgabe am thermophysiologicalen Simulationsmodell \dot{q}_{simr} , Hauttemperatur am thermophysiologicalen Simulationsmodell T_{simr} . **41**
- Bild 3.9** Addition der beiden Anteile aus Konvektion und Strahlung. **42**
- Bild 3.10** Schematische Darstellung der Entwicklung der thermischen und kalorischen Größen bei Umgebungstemperaturen $T_a > T_{sk}$ und unter Einbindung einer mathematisch ermittelten evaporativen

Korrekturgröße $\dot{q}_{sim,e}$, Umgebungstemperatur T_a , Oberflächentemperatur der Manikin-Messstelle T_{mess} , Wärmeabgabe (nach innen) an der Messstelle \dot{q}_{mess} , Wärmeabgabe am thermophysiologicalen Simulationsmodell $\dot{q}_{sim,sk}$, Hauttemperatur am thermophysiologicalen Simulationsmodell T_{sim} .	46
Bild 3.11 Numerischer Ablauf der Prozesskette Messung/Simulation (* optional)	47
Bild 3.12 Vollständige Ablaufkette einer Messung zur Bestimmung der Temperaturempfindung und thermischen Behaglichkeit.	49
Bild 3.13 Geometrie eines Cockpits einer Boing 737 mit Pilot und Copilot und einer Sitzreihe mit drei Passagieren.	52
Bild 3.14 Geschwindigkeitsverteilung an Pilot und Copilot in einem belüfteten Cockpit.	52
Bild 3.15 Geschwindigkeitsverteilung am Passagier in einer belüfteten Passagierkabine.	53
Bild 3.16 Aufgabenstellung für die Simulation der Wärmeverteilung in der Sitzreihe.	53
Bild 3.17 Wärmeströme aus Wärmestrahlung und konvektivem Anteil.	54
Bild 3.18 Aufgabenstellung für die Simulation der Wärmeverteilung im Cockpit	55
Bild 3.19 T_{sk} Forehead	56
Bild 3.20 T_{sk} Nacken	56
Bild 3.21 T_{sk} Abdomen (anterior)	56
Bild 3.22 T_{sk} Thorax (anterior)	56
Bild 3.23 T_{sk} linke Schulter	56
Bild 3.24 T_{sk} oberer Rücken	56
Bild 3.25 T_{sk} linker Unterarm	57
Bild 3.26 T_{sk} linker Handrücken	57
Bild 3.27 T_{sk} rechter Oberschenkel (anterior)	57
Bild 3.28 T_{sk} linke Wade	57
Bild 3.29 T_{sk} linker Fuß (instep)	57
Bild 3.30 T_{sk} gemittelt	57
Bild 3.31 Lokale Temperaturempfindung	59
Bild 3.32 Lokaler Komfort	59
Bild 3.33 Globaler Komfort und Temperaturempfindung nach Fiala (DTS) und Zhang (TS).	60
Bild 4.1 Aufbau einer Messstelle mit reiner Heizfunktion. (1) Wärmedämmung, (2) Heizfolie, (3) Temperaturfühler, (4) hautfarbener Anstrich	64
Bild 4.2 Prinzip einer Regeleinrichtung zur Regelung der Oberflächentemperatur einer Messstelle. Digitales Eingangssignal T_{soll} , analoges Eingangssignal $U_{T,soll}$, Regeldifferenz ΔU_T , verstärktes Messsignal U_V , Versorgungsspannung Peltier-Element $U_{P,ein}$, Ausgangssignal PT100-Element $U_{T,ist}$.	65
Bild 4.3 Aufbau und Funktion eines Peltier-Elements	66
Bild 4.4 Aufbau einer Messstelle mit reiner Kühlfunktion. (1) Wärmedämmung, (2) kalte Seite des Peltier- Elements, (3) warme Seite des Peltier-Elements, (4) Kühlkörper für die Wasserkühlung mit Zu- und Rücklauföffnung, (5) hautfarbener Anstrich, (6) Temperaturfühler.	67

- Bild 4.5** Aufbau einer Messstelle mit Heiz- und Kühlfunktion. (1) Wärmedämmung, (2) kalte Seite des Peltier-Elements, (3) warme Seite des Peltier-Elements, (4) Kühlkörper für die Wasserkühlung mit Zu- und Rücklauföffnung, (5) Heizelement (6) hautfarbener Anstrich, (7) Temperaturfühler. **69**
- Bild 4.6** Aufbau einer Messstelle mit Heiz- und Kühlfunktion. (1) Wärmedämmung, (2) kalte Seite des Peltier-Elements, (3) warme Seite des Peltier-Elements, (4) Kühlkörper für die Wasserkühlung mit Zu- und Rücklauföffnung, (5) Heizelement, (6) hautfarbener Anstrich, (7) Temperaturfühler. **70**
- Bild 4.7** Prinzip einer direkten Wärmestrommessung. (1) Wärmestromplatte, (2) Thermistor, (3) Wärmequelle (-senke) S , (4) hautfarbener Anstrich, Spannungsversorgung U , abgegebene Wärmemenge \dot{q} . **71**
- Bild 4.8** Abhängigkeit der Leistungsaufnahme von der Temperaturdifferenz an einem Peltier-Element **72**
- Bild 4.9** Messstelle bestehend aus Peltier-Element (1), Thermoelement (2), Wärmestromsensor (3), CPU-Kühler (4). **75**
- Bild 4.10** Gegenüberstellung der Hauttemperatur aus reiner Simulation und integrierter Messung. **78**

Tabellenverzeichnis

Tabelle 2.1 Beispiele für Aktivitätsgrade [THESEUS-FE User's Manual 2007, S. 51]	6
Tabelle 2.2 ASHRAE Skala [ASHRAE, 1985]	12
Tabelle 2.3 Zuordnung der Körperregionen aus der Theorie von Zhang zu Segmenten von FIALA-FE.	26
Tabelle 3.1 Auszug aus einem hdf-Dataset als Ergebnis einer gekoppelten THESEUS-FE Simulation.	42
Tabelle 3.2 Auszug aus einem hdf-Dataset als Ergebnis einer entkoppelten THESEUS-FE Simulation. Simulationsstopp und Restart alle 100s. (1) entspricht der lokalen Hauttemperatur und (2) dem lokalen Wärmeaustausch im thermisch neutralen Zustand.	43
Tabelle 4.1 Randbedingungen für die Bestimmung des Korrekturfaktors.	76
Tabelle 4.2 Gemessene und korrigierte Wärmeströme.	77

Formelverzeichnis

- (2.1) Metabolische Wärmeproduktion q_m [Fiala 1998, S. 24]
- (2.2) Zusätzliche metabolische Wärmeproduktion Δq_m [Fiala 1998, S. 25]
- (2.3) Wärmestrom über die Haut q_{sk} [Fiala 1998, S. 30]
- (2.4) Relation zwischen I_{cl}^* und R_{cl}^* [THESEUS-FE Theory Manual 2007, S. 71]
- (2.5) Wärmeleitung durch Bekleidungsschicht $q_{cond,cl}$ [THESEUS-FE Theory Manual 2007, S. 71]
- (2.6) Bekleidungsisolationsfaktor bei trockener Wärmeabgabe R_{cl}^* [THESEUS-FE Theory Manual 2007, S. 71]
- (2.7) Wärmeleitung durch mehrere Bekleidungsschichten $q_{cond,cl}$ [THESEUS-FE Theory Manual 2007, S. 72]
- (2.8) Feuchte Wärmeabgabe durch Bekleidungsschicht q_e [THESEUS-FE Theory Manual 2007, S. 73]
- (2.8) Wärmeübergangskoeffizient der Verdunstung $U_{e,cl}^*$ [THESEUS-FE Theory Manual 2007, S. 73]
- (2.9) Lokaler Oberflächenfaktor der Bekleidung f_{cl}^* [THESEUS-FE Theory Manual 2007, S. 73]
- (2.10) Lokale Temperaturempfindung (allgemein) [Zhang 2003, S. 258]
- (2.11) Lokale Temperaturempfindung (mathematisch) S_{loc} [Zhang 2003, S. 262]
- (2.12) Globale Temperaturempfindung nach Zhang $S_{overall}$ [2003, S. 311]
- (2.13) Globale Temperaturempfindung nach Fiala DTS [1998, S. 178]
- (2.14) Lokaler Komfort LC [Zhang 2003, S. 294]
- (3.1) Gemischter Wärmeübergangskoeffizient $h_{c,mix}$ [Fiala 1998, S. 30]
- (4.2) Abhängigkeit der Spannungsänderung am Peltier-Element vom Wärmestrom
- (4.3) Wärmeeintrag Kühlmittel
- (4.3) Temperaturerhöhung Kühlmittel

Verwendete Formelzeichen und Indizes

Grundlagen

Formelzeichen

q	metabolische Rate	[W]
Act	Aktivitätsgrad met	[met]
R^*	Bekleidungsisolationsfaktor	[m^2Pa/w]
I, i^*	Bekleidungsisolationsfaktor	[clo]
U^*	Wärmeübergangskoeffizient der Verdunstung	[W/m^2K]
d	Dicke der Bekleidungsschicht	[m]
k	Wärmeleitfähigkeit der Bekleidungsschicht	[W/mK]
p	Druck	[Pa]
f^*	Oberflächenfaktor der Bekleidung	[-]
A	Fläche	[m^2]
h	Wärmeübergangskoeffizient (Konvektion und Strahlung)	[W/m^2K]
T	Temperatur	[°C]
β	kennzeichnet Blutstrom	
t	Zeit	[s]
m	Masse	[kg]

Indizes

m	gemittelt
0	auf den Grundzustand bezogen
bas	auf den Ruhezustand bezogen
sk	auf die Haut bezogen
sf	auf die Oberfläche bezogen
hy	auf den Hypothalamus bezogen
sh	kennzeichnet kältebedingtes Zittern (shivering)
sw	kennzeichnet schwitzen (sweating)
w	kennzeichnet körperliche Tätigkeit (work)

- c kennzeichnet Konvektion (convection)
- r kennzeichnet Wärmestrahlung (radiation)
- sR kennzeichnet Respiration
- e kennzeichnet Evaporation
- cond kennzeichnet Wärmeleitung (conduction)
- cl auf die Bekleidung bezogen
- mix kennzeichnet Mischung aus Konvektion und Strahlung
- i Summationsindex über die Körpersegmente

Komfortmodellierung

Formelzeichen

- DTS* Dynamic Thermal Sensation Index
- TS* Temperaturempfindung (temperature sensation)
- ϕ Einfluss der Kerntemperatur auf die DTS
- ψ Einfluss der zeitlichen Änderung der Hauttemperatur auf die DTS
- So^+ globale Temperaturempfindung (positive Werte)
- So^- globale Temperaturempfindung (negative Werte)
- Sl* lokale Temperaturempfindung (Sensation local)

Theoretische Konzeption

Formelzeichen

- | | | |
|-----------|--|-------------|
| \dot{q} | Wärmeabgabe/-aufnahme | [W/m^2] |
| T | Temperatur | [°C] |
| t | Zeit | [s] |
| rh | relative Luftfeuchte | [%] |
| n | Zeitschritt | [-] |
| U | elektrische Spannung | [mV] |
| v | effektive Strömungsgeschwindigkeit der umgebenden Luft | [m/s] |
| m | Masse | [kg] |
| V | Volumen | [m^3] |

Indizes

sk	auf die Haut bezogen
sim	kennzeichnet THESEUS-FE Simulation
mess	kennzeichnet Messung am Manikin
a	auf die Umgebung bezogen
ist	kennzeichnet Ist-Wert
soll	kennzeichnet Soll-Wert
M	auf den Manikin (hardware) bezogen
F	auf Fiala Modell (THESEUS-FE- Simulation)
r	kennzeichnet Wärmestrahlung
c	kennzeichnet Konvektion
i	Summationsindex über die Körpersegmente

Praktischer Aufbau

Formelzeichen

U_*	Eingangsspannung am Peltier-Element	[V]
H	Enthalpie	[J]
c_p	Wärmekapazität	[$\frac{J}{kgK}$]
m	Masse	[kg]
T	Temperatur	

Indizes

P	auf das Peltier-Element bezogen
H	kennzeichnet Heizelement
a	auf die Umgebung bezogen
sk	auf die Haut bezogen
w	kennzeichnet Umschließungsflächen

1 Einführung

1.1 Bedeutung des thermischen Komforts

Ob als wissenschaftlicher Forschungszweck oder in privater Atmosphäre, der menschliche Wärmeaustausch mit seiner Umgebung und der daraus resultierende thermische Komfort spielen in zahlreichen Disziplinen des täglichen Lebens eine große Rolle. Die Anwendungspalette ist breit gefächert und erstreckt sich vom textilen Bereich über die Medizin bis hin zur Fahrzeug- und Luftfahrtindustrie. Neben dem thermischen Komfort spielen in diesen Industrie- und Forschungszweigen auch Faktoren wie die menschlichen Grenzen der thermischen Akzeptanz oder der klimatische Einfluss auf die Arbeitsleistung eine wesentliche Rolle.

Sicherheit ist das oberste Gebot in der Luftfahrt, technische Fehler und menschliches Fehlverhalten sind die zu minimierenden Faktoren. Zahlreiche, durch den Menschen verursachte, Fehler haben einen situativen Hintergrund. Das Einwirken von Stressoren (Einflüsse die von außen negativ auf das Stresspotential des Menschen einwirken) kann vorübergehend Folgen nach sich ziehen, die sich durch Konzentrationsstörungen, schlechtes Entscheiden, Blackouts oder Nervosität äußern. Beispiele für Stressoren im klimatischen Bereich wären Hitze, Kälte oder geringe Luftfeuchtigkeit, also Faktoren die den thermischen Komfort beeinflussen.

Selbst jene Personen, die im Augenblick keine Verantwortung tragen oder Arbeitsleistung erbringen müssen, setzen auf ein bestimmtes Maß an thermischen Komfort. Ein luftfahrtbezogenes Beispiel stellt der Passagier dar. Schlechte klimatische Bedingungen für die Dauer eines Langstreckenfluges führen nicht selten zu gesundheitlichen Problemen wie Erkältungen oder Kopfschmerzen. Der betreffende Passagier wird es sich daraufhin zwei Mal überlegen, ob er dieselbe Fluglinie noch einmal wählen soll oder einen Konkurrenten vorzieht. Da der internationale Konkurrenzkampf zunehmend an Härte gewinnt ist es auch für Luftfahrtunternehmen von Bedeutung klimatisch komfortable Rahmenbedingungen zu schaffen, um im Sinne der Auslastung wettbewerbsfähig zu bleiben.

Einführung

Ein ähnlicher Gedanke gilt für die Fahrzeugindustrie. In Hinblick auf luxuriöse Automarken wie Lexus oder Mercedes, bei denen das Thema Komfort für den Kunden eine tragende Entscheidung hinsichtlich der Kaufwahl darstellt, muss der Hersteller in der Lage sein, ein Klimasystem zu integrieren das den hohen Ansprüchen des Kunden und nicht zuletzt den zu bezahlenden Preis gerecht wird.

Hinsichtlich der Luftkonditionierung einer geschlossenen Fahrzeug- oder Passagierkabine stehen Automobil- und Luftfahrtindustrie vor der Aufgabe hygienische und thermisch komfortable Verhältnisse zu schaffen. Die Bewertung des thermischen Komforts erfolgt heutzutage über das Fanger Modell [Fanger 1973] festgehalten als europäischer Standard in der DIN EN ISO 7730. Dieses Modell beschränkt sich auf moderate, homogene und stationäre klimatische Bedingungen und beruht alleinig auf physikalischen Überlegungen. Das heißt, die Ermittlung der thermischen (Un-)Behaglichkeit erfolgt aus der bloßen Bestimmung der äußerlich angreifenden thermischen Größen. Die menschliche Thermoregulation, also die physiologische Reaktion auf äußerliche Einflüsse, bleibt unbeachtet.

Ob als Flugzeugpassagier oder Autoinsasse, der Mensch ist in solchen Situationen thermischen Bedingungen ausgesetzt, die sich von homogenen, stationären Klimate unterscheiden. Instationäre Umgebungstemperaturen, vertikale Temperaturgradienten und inhomogene Strahlungsbedingungen oder Zugverhältnisse sind Regel- und nicht Ausnahmerecheinungen. Des Weiteren reagiert der menschliche Körper auf bestimmte thermische Einflüsse, beziehungsweise stellt selbst als Erzeuger metabolischer Wärme einen einfließenden, physikalischen Parameter dar. Für eine möglichst genaue Komfortanalyse ist es daher notwendig, das Thermosystem Mensch mit einzubeziehen.

Hersteller von Klimasystemen sind bestrebt thermische Verhältnisse zu schaffen, in denen sich der Mensch als gesamtes behaglich fühlt. Die bloße Definition einer solchen globalen Behaglichkeit ist allerdings nicht immer ausreichend. Es gibt Fälle in denen sich kontroverse lokale Unbehaglichkeiten zu einer globalen Behaglichkeit „aufsummieren“. Auch wenn sich der Mensch in einem solchen Fall wohl fühlt, ist seine Arbeitsleistung beeinträchtigt.

Die Analyse lokaler Unbehaglichkeiten besitzt noch eine weitere Zweckmäßigkeit. Ein Mensch, der sich in einem gegebenen Ambiente unwohl fühlt, hat oft Schwierigkeiten die Gründe dieser Unbehaglichkeit zu nennen. Da sich diese globale Unbehaglichkeit aus lokalen Anteilen zusammensetzt, ist es auf diesem Wege möglich, die Ursachen dieses Unwohlsein zu erforschen und entsprechende Maßnahmen zu setzen, um dem entgegen zu wirken.

1.2 Ziele

Ziel dieser Arbeit ist eine Machbarkeitsstudie für die Entwicklung einer thermophysologisch intelligenten Messapparatur in Form eines Manikins zur Bestimmung der thermischen Behaglichkeit unter transienten und inhomogenen Bedingungen. Dabei bedeutet „thermophysologisch intelligent“ eine Einbindung der physiologischen Reaktionen des menschlichen Körpers auf gegebene klimatische Verhältnisse in die Messapparatur. Da der Mensch eine höchst komplexe Einheit darstellt und deshalb eine exakte konstruktive Nachbildung als weniger zielführend erscheint, soll die Modellierung der menschlichen Physiologie anhand eines mathematischen Modells erfolgen. Neben der Machbarkeitsstudie soll eine Analyse über die Möglichkeit einer konstruktiven Realisierung des Messaufbaus erfolgen.

Literaturstudium und Einarbeitung in folgende Themen:

- Prinzipien bestehender thermophysologischer Modelle
- Möglichkeiten und Modelle der thermischen Komfortbewertung
- Erlernen der grundlegenden Prinzipien der Programmiersprache C++
- Erstellen und Manipulieren von HDF5-Datei Strukturen
- Handhabung und Umgang der Thermosoftware THESEUS-FE; im Speziellen das darin enthaltene thermophysologische Modell (FIALA-FE)

Einführung

Entwicklung eines theoretischen Konzepts:

- Theoretischer Lösungsvorschlag zur Bewältigung der Schnittstellenproblematik zwischen thermischem Manikin und thermophysiolgischem Modell des Menschen.
- Programmierung eines Interface zur Steuerung des Messablaufs (Übergabe thermophysiolgischer Variablen)
- Ideen für die rein mathematische Einbringung von Verdunstungswärme in den Messablauf
- Implementierung eines passenden Komfortmodells in das thermophysiolgische Modell für die Berücksichtigung inhomogener Verhältnisse
- Validierung des theoretischen Konzepts anhand geeigneter virtueller Methoden

Theoretische und Praktische Umsetzung einer Messstelle:

- Identifikation geeigneter Bauteile zur Realisierung einer Messstelle mit Wärmequelle/-senke
- Theoretischer Aufbau einer Messstelle
- Aufbau eines einfachen Messstellen-Prototyps
- Messstechnische Versuche zur Validierung des theoretischen Konzepts

2 Grundlagen der physiologischen Thermoregulation und des thermischen Komforts

2.1 Thermoregulation

Der menschliche Körper produziert in seinem Inneren metabolische Wärme. Diese Wärme gelangt mittels Wärmeleitung sowie durch Konvektion über den Blutkreislauf an die Hautoberfläche. Je nach Bekleidungsisolierung resultiert ein Wärmeaustausch mit der Umgebung. Dieser erfolgt über Konvektion, Wärmestrahlung und Evaporation. Die abgegebene Wärmemenge variiert je nach Thermoregulation der Zellen. Eine Gefäßerweiterung resultiert in eine Erhöhung der Wärmeleitung wohingegen eine Gefäßzusammenziehung das Gegenteil bewirkt [ASHRAE 1985, S. 8.1]. Des Weiteren reagiert der menschliche Körper auf kalte Umgebungstemperaturen mit einer Erhöhung des Metabolismus, beispielsweise durch kältebedingtes Zittern, wohingegen bei sehr warmen Temperaturen eine Regulation der Hauttemperatur über Schweißabgabe erfolgt. Die Wärmekapazität des Körpers beeinflusst das dynamische Verhalten des menschlichen Thermosystems unter transienten Bedingungen.

2.1.1 Metabolismus

Auch im Stadium der vollkommenen Ruhe produziert der Mensch einen bestimmten Grundmetabolismus $q_{m,bas,0}$ der dafür sorgt, dass lebensnotwendige Organe weiter arbeiten. Eine zusätzliche Wärmeproduktion Δq_m kann durch lokale Thermoregulation aufgrund körperlicher Tätigkeiten $q_{m,w}$ oder kältebedingtem Zittern $q_{m,sh}$ auftreten.

$$q_m = q_{m,bas,0} + \Delta q_m \quad (2.1)$$

$$\Delta q_m = \Delta q_{m,bas} + q_{m,sh} + q_{m,w} \quad (2.2)$$

Die Änderung des Grundmetabolismus $\Delta q_{m,bas}$ beschreibt die Differenz zwischen dem gerade vorhandenen Grundmetabolismus und jener metabolischen Rate die der unter thermisch neutralen Bedingungen (Anhang: **Tabelle A1**) entspricht. Der Grundmetabolismus des passiven Systems (siehe **2.4.1**) eines durchschnittlichen Mannes entspricht im thermisch neutralen Zustand einem Wert von 87 W [ASHRAE 1985]. Eine vielfach verwendete Einheit zur Beschreibung der metabolischen Rate ist der so genannte Aktivitätsgrad (Act [met]). Dieser entspricht einem Multiplikator für den Grundmetabolismus von $58,2 \text{ W/m}^2$, je nach gerade durchgeführter Aktivität.

Tabelle 2.1 zeigt Beispiele verschiedener Aktivitätsgrade:

	Act, met
Rasten	
Schlafen	0,7
Erholen	0,8
Ruhig sitzen	1
Bequem stehen	1,2
Gehen	
3,2 km/h	2
6,4 km/h	3,8
Geschäftliches	
Schreiben/lesen	1
Tippen	1,1
Packen (Koffer, etc.)	2,1
Mobilität	
Auto	1,2
Flugzeug (Reiseflug)	1,2
Flugzeug (Landung)	1,8
Schwere Fahrzeuge	3,2
Sonstiges	
Tanzen	2,4
Schwerarbeit	4
Extremsport	7,5

Tabelle 2.1 Beispiele für Aktivitätsgrade [THESEUS-FE User's Manual 2007, S. 51]

2.1.2 Thermorezeptoren

Thermorezeptoren sind in der Haut liegende Nervenendungen, die auf Temperaturen bzw. Temperaturänderungen reagieren. Dabei unterscheidet man zwischen warmen und kalten Rezeptoren. Beide Arten sind ungleichmäßig über die Körperfläche

verteilt, wodurch sich die regional unterschiedliche thermische Sensitivität des Menschen erklären lässt [Nadel, Bullard, Stolwijk 1973]. Für eine Komfortbeurteilung ist es daher notwendig, eine regionale Gewichtung einzuführen, da verschiedene Körperregionen auf ein und dieselbe Temperatur unterschiedliche Empfindungen verspüren. Die Gewichtskoeffizienten für lokale thermische Sensitivität bei Hauterwärmung sind, mit Ausnahme der Stirn [Nadel, Bullard, Stolwijk 1973], dieselben wie bei Abkühlung der Haut [Crawshaw 1975].

2.2 Wärmeaustausch mit der Umgebung

Der Wärmeaustausch mit der Umgebung erfolgt über die Haut oder über die Atmung (Respiration). Dabei entsteht an der Körperoberfläche ein Wärmeaustausch durch Konvektion mit der umgebenden Luft q_c , durch Strahlung mit umgebenden Flächen q_r , durch Rückstrahlung von heißen Teilen q_{sR} und/oder durch Evaporation von Flüssigkeit (Schweiß) q_e . Die abgegebene Wärmemenge verteilt sich auch unter homogenen Bedingungen nicht konstant über die Körperoberfläche. Beispielsweise reagiert das Körperinnere auf heiße Umgebungstemperaturen mit einem zunehmenden Wärmetransport in Richtung Extremitäten, da diese eine größere Fläche für Wärmeverlust durch Evaporation aufweisen [Fiala 1998, S. 2]. Vorhandene Bekleidung wirkt dabei wie ein Wärmeisolator und behindert den Wärmetransport an die Umgebung. Für die Modellierung erfolgt deshalb eine Einteilung des menschlichen Körpers in Elemente und Sektoren (**Bild 2.1**). Für jeden Sektor eines jeden Körperelements erfolgt die Erstellung einer Wärmebilanz nach der sog. *bioheat equation* [Pennes 1948]. Dabei handelt es sich um eine Differentialgleichung zur Beschreibung des Wärmeverlustes innerhalb eines homogenen, infiniten Gewebevolumens. Daraus lässt sich der tatsächliche Wärmestrom eines jeden peripheren Sektors (Außenhaut) als Summe der anteiligen Wärmeströme berechnen:

$$q_{sk} = q_c + q_r + q_{sR} + q_e \quad (2.3)$$

2.2.1 Bekleidungsisololation

Die Berücksichtigung der Bekleidungsisololation erfolgte in der ursprünglichen Theorie [Fiala 1998, S. 36-37] durch eine zusätzliche Erhöhung der Isolation der Hautschicht. Eine Erweiterung zur herkömmlichen Theorie bildet die Einführung einer eigenständigen Bekleidungsschicht [THESEUS-FE Theory Manual 2007, S. 65]. Dabei gilt es zu berücksichtigen, dass sich die Wärmeisolationen bei trockenem und feuchtem Zustand unterscheiden.

2.2.1.1 Trockene Wärmeisolation

Für die Berücksichtigung einer örtlichen Bekleidungsisololation benutzt Fiala einen lokalen Bekleidungsisolationsfaktor I_{cl}^* . Die von P+Z Engineering erarbeitete Weiterentwicklung zur ursprünglichen Theorie (FIALA-FE) verwendet anstatt I_{cl}^* [clo] einen Bekleidungsisolationsfaktor R_{cl}^* [Cm^2/W]. Die Relation zwischen diesen beiden physikalischen Größen ist gegeben durch:

$$I_{cl}^* = 0,64R_{cl}^* \quad \text{bzw.} \quad 1clo = 0,155 \frac{\text{Cm}^2}{\text{W}} \quad (2.4)$$

Der Bekleidungsisolationsfaktor R_{cl}^* beschreibt die Beziehung zwischen der lokalen Temperaturdifferenz Haut/Bekleidung und trockener Wärmeisolation für einen einzelnen Sektor eines Körperelements. Der Wärmedurchgangskoeffizient beschreibt den linearen Zusammenhang zwischen Temperaturdifferenz und trockener Wärmeisolation durch die Bekleidungsschicht(en).

$$q_{cond,cl} = U_{cl}^* (T_{sf} - T_{sk}) = \frac{1}{R_{cl}^*} (T_{sf} - T_{sk}) \quad (2.5)$$

$$R_{cl}^* = \frac{d}{k} \quad (2.6)$$

In der ursprünglichen Theorie bewirkt dieser Bekleidungsisolationsfaktor eine stationäre Reduktion des Wärmestroms über die Haut. Fiala benutzte deshalb ein modifiziertes U_{cl}^* , um die Oberflächentemperatur T_{sf} zu ersetzen, die keinen Bestandteil der Simulation darstellte [Fiala 1998, S. 36-37]. Die Realisierung der Bekleidungsisolations als zusätzliche Schicht führt zu der Einführung einer definierten Dicke d sowie Wärmeleitfähigkeit k . Dadurch ist es möglich auch transiente Wärmeleitungsprobleme durch die Bekleidungsschicht zu berücksichtigen (siehe 2.4.4). Nach dieser veränderten Theorie entsteht ein zusätzlicher Freiheitsgrad T_{sf} , der wie bereits erwähnt, in der ursprünglichen Theorie keine Berücksichtigung fand.

Besteht die Bekleidungsisolations aus mehreren Schichten (T-Shirt + Hemd + Pullover) ergibt sich der Wärmestrom durch die gesamten Isolationschichten adäquat aus:

$$q_{cond,cl} = U_{cl}^* (T_{sf} - T_{sk}) = \frac{1}{\sum_{layer} R_{cl}^*} (T_{sf} - T_{sk}) \quad (2.7)$$

2.2.1.2 Feuchte Wärmeisolation

Die feuchte Wärmeabgabe durch die Bekleidungsschicht(en) ist abhängig vom Wärmeübergangskoeffizient der Verdunstung $U_{e,cl}^*$ und dem Dampfdruckpotential zwischen Haut p_{sk} und umgebender Luft p_a .

$$q_{e,cl} = -U_{e,cl}^* (p_{sk} - p_a) \quad (2.8)$$

$$U_{e,cl}^* = \frac{1}{\sum_{layer} R_{e,cl,layer}^* + \frac{1}{f_{cl}^* h_{c,mix} L_a}} \quad (2.9)$$

$L_a = 0,0165 \text{ K/Pa}$ entspricht dabei der Lewis Konstante, $R_{e,cl,layer}^*$ dem lokalen Isolationskoeffizient der Verdampfung eines jeden Layers, $h_{c,mix}$ dem kombinierten (berücksichtigt natürliche und gezwungene Konvektion) Wärmeübergangskoeffizienten und f_{cl}^* dem lokalen Oberflächenfaktor der Bekleidung.

$$f_{cl}^* = \frac{A_{sf}}{A_{sk}} \quad (2.10)$$

2.3 Temperaturempfindung und thermischer Komfort

Die Definitionen, die entwickelt wurden um den Begriff „Thermischer Komfort“ zu beschreiben, sind vielfältiger Natur. ASHRAE [1992] definierte den thermischen Komfort als jenen „*Sinneszustand, der absolute Befriedung mit der thermischen Umgebung hervorruft*“. Andere Beschreibungen sind mehr physiologischer Natur, wie beispielsweise jene von Benzinger, die besagt, dass thermischer Komfort der „*Abwesenheit sämtlicher neuronaler Impulse*“ aller körperlichen Thermorezeptoren entspricht [Benzinger 1979]. Diesen Zustand der idealen thermischen Wahrnehmung (Komfortzustand) können nur liegende, ruhende Personen erreichen, die unbekleidet einer Umgebungstemperatur von $T_a = 30 \text{ °C}$ ausgesetzt sind [Benzinger 1979]. Man spricht dabei von thermisch neutralen Bedingungen oder anders ausgedrückt: Bedingungen unter denen der menschliche Körper keinerlei thermoregulatorische Eingriffe unternimmt.

Die meisten Untersuchungen zur Beschreibung der thermischen Wahrnehmung unter stationären Bedingungen verwendeten bislang die klimatischen Eigenschaften des umgebenden Mediums: Umgebungs- und Strahlungstemperatur, Luftfeuchte und Luftgeschwindigkeit. Die zeitliche Änderung der Umgebungstemperatur diente vielfach als zusätzlicher Parameter für eine Berücksichtigung transienter Bedingungen. Dem Fanger Modell [Fanger 1973] liegt dieselbe Vorgehensweise zu Grunde: Ein stationäres Modell, das auf die physikalische Begebenheiten der Umgebung aufbaut. Tatsächlich ergaben vielseitige Untersuchungen, dass Wechselwirkungen mit dem gefühlten thermischen Komfort bestehen, die vielmehr physiologischer Natur sind [Gagge 1979]:

- Physiologische Signale, die thermische Wahrnehmung hervorrufen, lassen sich der Hauttemperatur zuordnen.
- Haut- und Kerntemperatur rufen thermoregulatorische Aktivitäten hervor.

Diese physiologischen Zusammenhänge lassen sich anhand des Begriffs der Temperaturempfindung (*TS, temperature sensation*) umfassen. Im Gegensatz zum thermischen Komfort (*TC, thermal comfort*), dessen Aussage das subjektive Empfinden einer Testperson wiedergibt, beschreibt *TS* eine „rationale Erfahrung“ [Hensel, 1979], die in eine objektive Bedeutung zielt. Ein Beispiel hierfür ist die Charakterisierung der Temperaturempfindung anhand der ASHRAE-Skala:

1	2	3	4	5	6	7
kalt	kühl	etwas kühl	neutral	etwas warm	warm	heiß

Tabelle 2.2 ASHRAE Skala [ASHRAE, 1985]

Im Allgemeinen stehen *TC* und *TS* zueinander in Beziehung, hängen jedoch nicht zwingend voneinander ab [Gagge, Stolwijk, Hardy 1969]. Die Beurteilung des gefühlten Komforts kann je nach Gewohnheit, Erwartung oder Gesundheitszustand variieren. Aus diesem Grund ist eine Analyse der Temperaturempfindung alleine nicht ausreichend um zu einer Komfortbeurteilung zu gelangen. Um diesen Sachverhalt zu treffen, wurden Skalen entwickelt, die Wahrnehmung (Wärme/Kälte) und Un-/Behaglichkeit in einer Bewertung zusammen führen (Bedford Skala).

Grundsätzlich existieren keine einheitlichen Bestimmungen über die Verwendung und den Umfang der Skalen. Oftmals ist es notwendig, diese individuell je nach Anwendung zu erweitern oder einzuschränken. Zhang beurteilte Komfort und Empfinden separat und verwendete für ihre Untersuchungen eine neunteilige Empfindungsskala¹ sowie eine fünfstufige Skala für die Bewertung des Komfortzustandes² [Zhang 2003, S. 55-57].

¹ very cold – cold – cool – slightly cool – neutral – slightly warm – warm – hot – very hot

² very comfortable – comfortable – just comfortable – just uncomfortable – uncomfortable – very uncomfortable

Umfangreiche Studien zeigten, dass ein Zusammenhang zwischen der mittleren Hauttemperatur und *TS* bzw. *TC* besteht. Fiala benutzte das von ihm entwickelte thermophysiologische Modell (siehe **2.4**) um vergangene Experimente nach zu simulieren. Es stellte sich heraus, dass die mittlere Hauttemperatur einerseits den besten Indikator für eine Vorhersage von kältebedingter Unbehaglichkeit darstellt, andererseits ein wichtiges Signal ist, um eine Vorhersage von warmer Unbehaglichkeit bei sitzenden Personen zu erlangen [Fiala 1998, S. 119-125].

Zhang [2003] unternahm ebenso maßgebliche Experimente hinsichtlich Temperaturempfindung und thermischem Komfort und demonstrierte wiederum die bedeutsame Rolle der Hauttemperatur für das thermische Befinden. Der Unterschied zwischen den Arbeiten von Zhang und Fiala [1998] besteht in der Berücksichtigung asymmetrischer Verhältnisse. Fiala nutzte die mittlere Hauttemperatur für die Vorhersage von globalem Komfort, wohingegen Zhang ein Modell zur lokalen Bestimmung von *TS* und *TC* entwickelte um asymmetrische Verhältnisse zu berücksichtigen.

2.4 Thermophysiolgisches Modell

Fiala entwickelte im Zuge seiner Dissertation ein Modell zur mathematischen Beschreibung der menschlichen Thermophysilogie. Das Modell ist eingeteilt in ein passives [Fiala 1998, S. 19-53] und ein aktives System [Fiala 1998, S. 54-125]. Das passive System modelliert den Wärmetransport innerhalb des menschlichen Körpers sowie den Wärmeaustausch mit seiner Umgebung. Das aktive System behandelt die Reaktionen des Körpers auf gegebene Umgebungsbedingungen und inkludiert Merkmale wie Schwitzen, kältebedingtes Zittern oder die daraus resultierende zusätzliche Wärmeproduktion.

2.4.1 Passives System

Grundlage des passiven Systems ist ein Humanoid, der einen durchschnittlichen Mann (Körpergewicht 93,5 kg, Körperfettanteil 14 %, Hautoberfläche 1,9 m², Grundmetabolismus 87 W, Grundevaporation 18 W, Herzminutenvolumen 4,9 l_{min}) repräsentiert. Der Körper ist in 15 Segmente unterteilt: Kopf, Gesicht, Nacken, Schultern, Arme, Hände, Thorax, Gesäß, Beine und Füße (**Bild 2.1**)

In der Praxis kommt es aufgrund inhomogener Umgebungsbedingungen (z.B. durch Rückstrahlung heißer Flächen oder Luftzug) zum Auftreten asymmetrischer Wärmeabgabe an die Umgebung. Aus dieser Tatsache heraus folgt, mit Ausnahme des Gesichts und der Schultern, eine Aufteilung der Körpersegmente in Sektoren (**Bild 2.1**). Die meisten Körpersegmente teilen sich in drei Sektoren: Posterior, Anterior und Inferior, wobei Inferiorsegmente jene Seiten repräsentieren, die durch andere Körperteile verdeckt sind und daher einen geringeren Strahlungsaustausch mit der Umgebung vollziehen. Anterior- und Posteriorsegmente hingegen verarbeiten thermische Asymmetrien aus der Umgebung.

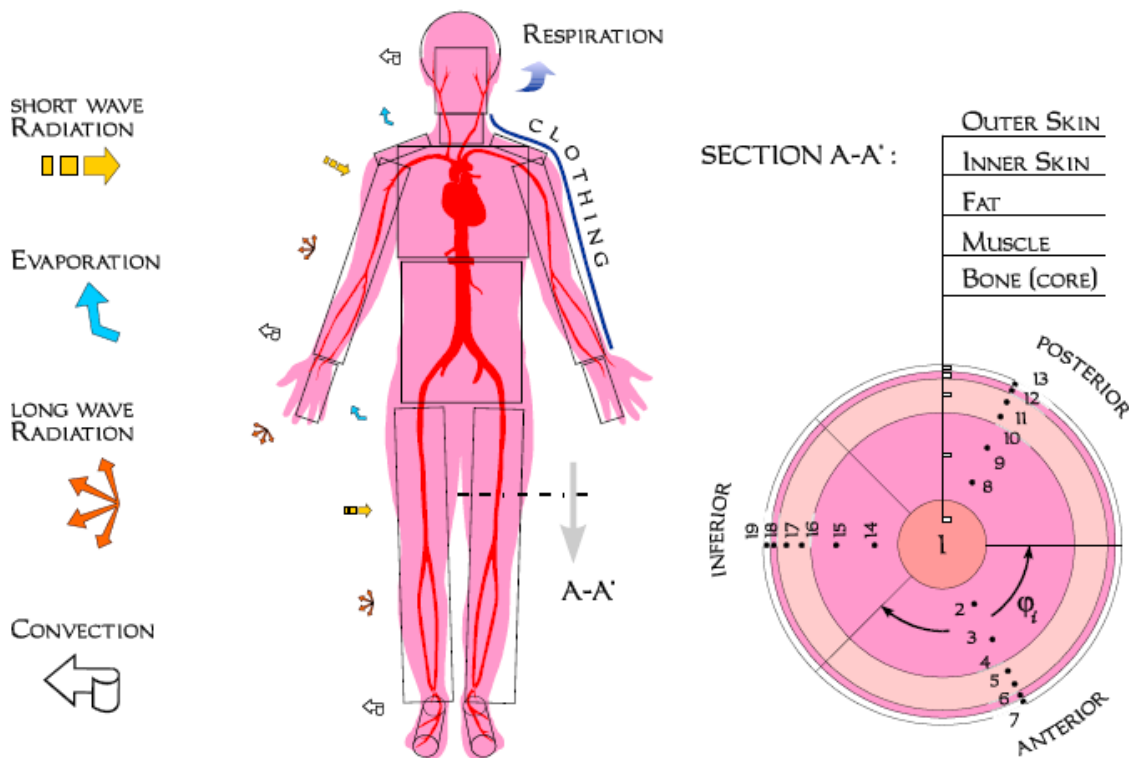


Bild 2.1 Schematische Darstellung der Einteilung des menschlichen Körpers in Segmente (links) und Sektoren (rechts) [Fiala 1998, S. 22].

Die thermische Modellierung des passiven Systems basiert auf dem Wärmetransport innerhalb des menschlichen Körpers sowie an dessen Oberfläche. Die im Körper produzierte metabolische Wärme verteilt sich sowohl über Wärmeleitung als auch über den Blutkreislauf (Konvektion) auf die einzelnen Körperregionen. Die Abgabe dieser Wärme erfolgt inhomogen an der Körperoberfläche durch Konvektion, Wärmestrahlung und Evaporation. Ein Teil der metabolischen Wärme geht über die Atmung verloren (Respiration).

2.4.2 Aktives System

Der menschliche Körper ist bestrebt seine Körperkerntemperatur auf einem konstanten Wert zu halten. Dies geschieht bei moderaten Umgebungsbedingungen über Gefäßausdehnung (Vasodilatation) bzw. -zusammenziehung (Vasokonstriktion) [ASHRAE 2005, S. 8.1]. Man spricht dabei von einer Regelung des Wärmetransports vom Körperinneren an die Körperoberfläche. Unter kalten Bedingungen geht die Gefäßzusammenziehung oft einher mit kältebedingtem Zittern. Die zusätzliche Wärmeproduktion, die durch das Muskelspiel bei kalten Bedingungen entsteht, kann ein Maximum des 4,5-fachen Wertes [ASHRAE 2005, S. 8.1] des Grundmetabolismus erreichen. Bei heißen Umgebungsbedingungen fällt die Gefäßausdehnung mit der Absonderung von Schweiß zusammen, wobei die Evaporation eine maximale Kühlleistung bewirken kann, die dem siebenfachen [ASHRAE 1992] Grundmetabolismus entspricht.

Stolwijk [1971] entwickelte ein Rückkopplungssystem bei dem die Differenzen zwischen den tatsächlich vorhandenen thermophysiologicalen Parametern und jenen des thermisch neutralen Zustands (Zustand bei dem keine Thermoregulation erfolgt, siehe **Tabelle A1** bis **Tabelle A 3**) herangezogen wurden um das passive System zu versorgen. Bei diesen Differenzen handelt es sich um sogenannte Fehlersignale (Englisch: *error-signals*) [Stolwijk 1971, S. 19] oder anders ausgedrückt, um thermische Störgrößen oder Komfortbeeinträchtigungen. Negative Abweichungen ausgehend vom thermisch neutralen Zustand (negative Fehlersignale) verkörpern kalte Thermorezeptoren (siehe **2.1.2**) und beeinflussen thermophysiologicalhe Reaktionen bei kaltem Empfinden: Gefäßzusammenziehung und/oder kältebedingtes Zittern. Im Gegensatz dazu verkörpern positive Abweichungen (positive Fehlersignale) warme Thermorezeptoren. Diese beeinflussen Reaktionen wie Gefäßausdehnung und/oder Schwitzen. Die grundlegenden Prinzipien von Stolwijks aktivem System wurden für die Entwicklung des Fiala Modells übernommen und weiterentwickelt. Das Ergebnis ist schematisch in **Bild 2.2** dargestellt.

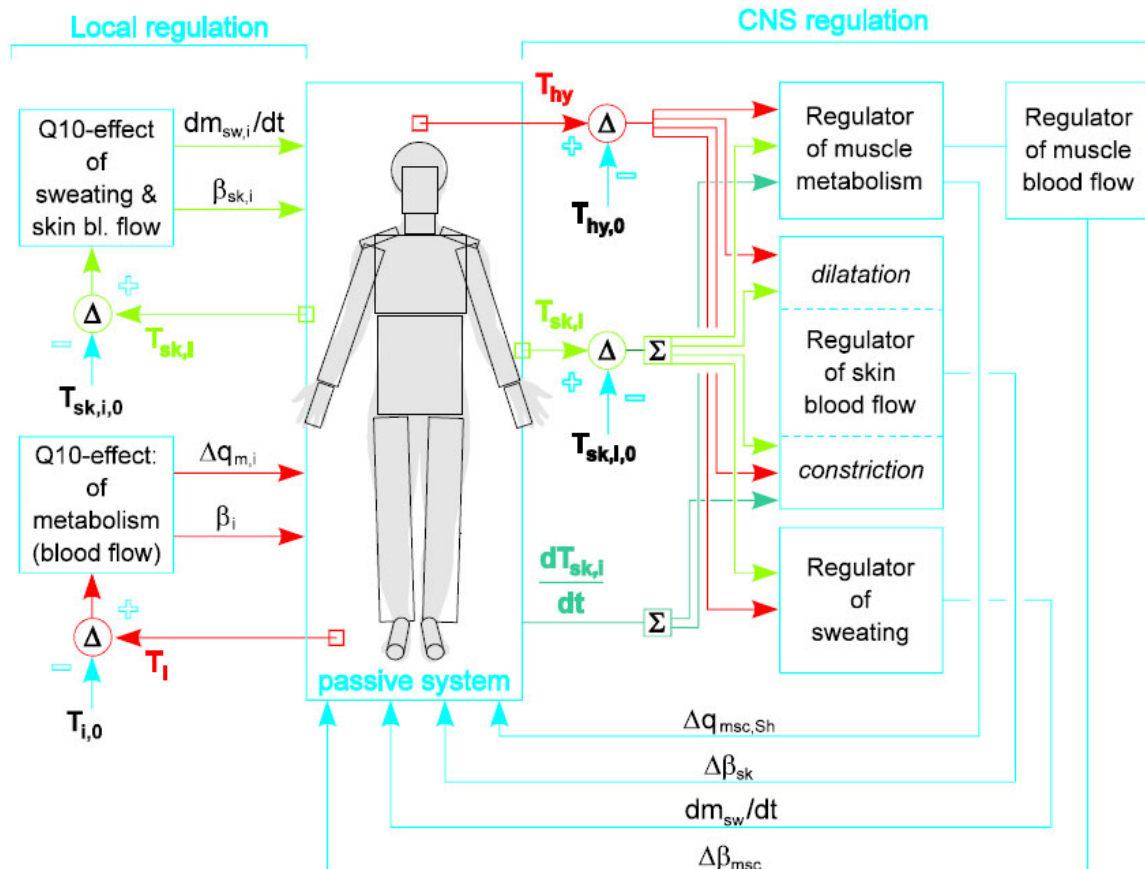


Bild 2.2 Blockschaubild des aktiven Systems [Fiala 1998, S. 19]. Das zentrale Nervensystem (CNS) beeinflusst allgemeine Veränderungen des muskulären Metabolismus $\Delta q_{msc,sh}$ über Zittern (und die zugehörige Veränderung des muskulären Blutstroms $\Delta \beta'_{msc}$), des Hautblutstroms $\Delta \beta'_{sk}$ über Gefäßzusammenziehung bzw. -ausdehnung, und die Absonderung von Flüssigkeit dm_{sw}/dt über Schwitzen. Das Modell benutzt die Temperaturen der Haut T_{sk} und des Hypothalamus T_{hy} , sowie die Änderung der Hauttemperatur dT_{sk}/dt als Eingangssignale für das regulatorische Zentrum. Die Differenzen Δ zwischen lokaler Hauttemperatur $T_{sk,i}$ und Sollwert $T_{sk,i,0}$ (thermisch neutral) bilden Fehlersignale $\Delta T_{sk,i}$. Die Summe (Σ) der Fehlersignale $\Delta T_{sk,i}$ und ΔT_{hy} beeinflussen die vier Reaktionen der CNS-Regulation. Die lokale Regulation benutzt lokale Haut- $T_{sk,i}$ und Gewebetemperaturen T_i für die Änderung der Schweißrate $dm_{sw,i}/dt$, des Hautblutstroms $\beta'_{sk,i}$, der metabolischen Rate des Gewebes $q_{m,i}$ und des Blutstroms β'_i .

2.4.3 Erkenntnisse aus dem Modell

Aus der Modellierung ergaben sich zahlreiche Erkenntnisse hinsichtlich der Einflussnahme thermophysiologicaler Parameter auf die Thermoregulation des menschlichen Körpers. In Hinblick auf die zu erwartenden Randbedingungen, eines zu entwickelnden thermischen Manikins, ergeben sich folgende wichtige Aussagen [Fiala 1998, S. 119-125]:

- Die lokale Hauttemperatur $T_{sk,i}$ ist der wesentliche Indikator für die menschliche Thermoregulation unter sämtlichen Umgebungsbedingungen.
- Positive Fehlersignale verkörpern warme Thermorezeptoren, negative kalte Rezeptoren.
- Negative zeitliche Änderungen der Hauttemperatur $dT_{sk,m}/dT$ beeinflussen das dynamische Verhalten von Gefäßzusammenziehung und kältebedingtem Zittern.
- Das Hypothalamus-Temperatursignal ΔT_{hy} ist ausschlaggebend für die Thermoregulation unter warmen Bedingungen (Gefäßerweiterung und Schwitzen).

2.4.4 Erweiterungen zur grundlegenden Theorie

Im Verlaufe der Implementierung des thermophysiologicalen Modells (FIALA-FE) in die thermische Simulationssoftware THESEUS-FE unternahm P+Z Engineering eine Reihe von Erweiterungen zur fundamentalen Theorie mit dem Ziel mehr detaillierter Simulationsmöglichkeiten [THESEUS-FE Theory Manual 2007, S. 65]:

- Der originale Humanoid war symmetrisch und bestand aus zehn Körperelementen. FIALA-FE benutzt einen Körper bestehend aus **15 Elementen**.
- Die Diskretisierung zur Lösung der Bioheat Equation für die Körperelemente, -sektoren und -layer erfolgt anstatt der Finiten Differenzen Methode mit der **Finiten Elemente Methode**. Dabei liegt es am Benutzer zu entscheiden, wie viele Diskretisierungspunkte (zwei bis maximal zehn) pro Layer definiert werden.
- Einführung der zusätzlichen Randbedingung „**contact heat flux**“ zu den standardmäßig enthaltenen Komponenten des Wärmestroms über die Haut (Konvektion, Strahlung, Evaporation).
- Die Handhabung der Bekleidungsisolation in der originalen Theorie basierte auf einer stationären Reduktion des Wärmestroms über die Haut. Für FIALA-FE wurde ein **zusätzlicher Layer** mit einer definierten Dicke, spezifischen Wärme, Dichte und Wärmeleitfähigkeit eingeführt, um transiente Wärmeleitung durch die Bekleidungsschicht zu berücksichtigen.
- Fiala's Simulationsergebnisse basieren auf einem Zeitschritt von 300s. Mit FIALA-FE ist es möglich den Zeitschritt individuell anzupassen (fix oder adaptiv). Um auch bei geringen Zeitschritten sinnvolle Ergebnisse zu erhalten, erfolgte eine **Limitierung der maximalen zeitlichen Ableitung der Hauttemperatur**.
- Um unrealistische Setpoint-Temperaturen an den Schultern zu vermeiden (mit Werten weit geringer als für die Füße), ist für FIALA-FE der Gegenstrom-Wärmeübergangskoeffizient auf **$h_x=0$** gesetzt.

2.5 Modellierung der Temperaturempfindung

2.5.1 Allgemeines

Fiala [1998] sammelte aus früheren Studien Daten bezüglich eines Zusammenhangs zwischen mittlerer Hauttemperatur und subjektiver Temperaturempfindung. Dabei zeigte sich ein linearer Zusammenhang solange die mittlere Hauttemperatur im Bereich 3 °C unter und 1 °C über ihrem Sollwert (Wert bei thermisch neutralem Zustand, entspricht einer thermischen Empfindung gleich Null) liegt. Außerhalb dieses Bereichs erfolgt eine exponentielle Annäherung der Temperaturempfindung zur oberen bzw. unteren Grenze der Empfindungsskala.

Bild 2.3 zeigt den Zusammenhang zwischen dem Fehlersignal der mittleren Hauttemperatur und der Temperaturempfindung, gewonnen aus Untersuchungen mit einer Vielzahl von Probanden. Die Definition der Fehlersignale [Stolwijk 1971] dient der vollständigen Abdeckung jenes Bereichs, in dem eine Änderung der Hauttemperatur eintritt. Die Betrachtung der Hauttemperatur erfolgt demnach nicht absolut, sondern als Differenz zwischen tatsächlicher (lokaler) Temperatur und der Temperatur eines Sollwerts. Der Sollwert beinhaltet den Wert des thermisch neutralen Zustands.

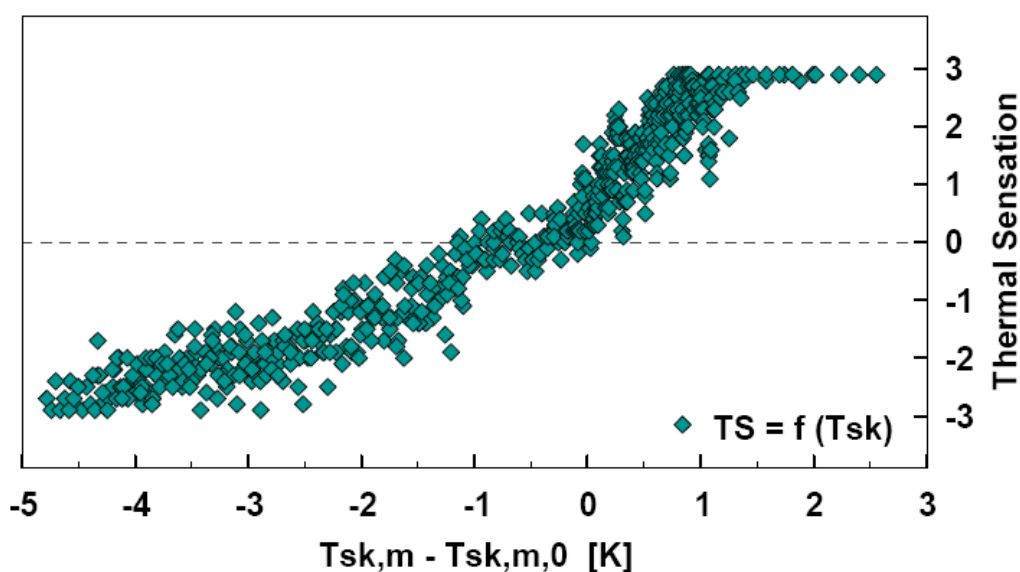


Bild 2.3 Zusammenhang zwischen dem Fehlersignal der mittleren Hauttemperatur $\Delta T_{sk,m}$ und der Temperaturempfindung [Fiala 2006].

Fiala verwendete die gemittelte Hauttemperatur für die Vorhersage einer globalen Temperaturempfindung. Diese Vorgehensweise der Mittelung schließt die Einbindung asymmetrischer Verhältnisse in das Komfortmodell aus. Um diese mit einfließen zu lassen, ist es notwendig ein lokales Empfindungsmodell heranzuziehen. Zhang entwickelte ein Modell zur Bestimmung der lokalen thermischen Empfindung unter transienten, asymmetrischen Bedingungen und formulierte mathematische Zusammenhänge hinsichtlich lokaler und globaler Temperaturempfindung [Zhang 2003, S. 240-342].

2.5.2 Mathematische Formulierung des lokalen Empfindungsmodells

Ein Ziel der Arbeit von Zhang [2003] war es, ein Modell zu entwickeln, das die lokale Temperaturempfindung unter transienten und asymmetrischen Bedingungen vorherzusagt.

$$\text{Local Sensation} = \text{Sensation}_{\text{static}} + \text{Sensation}_{\text{dynamic}} \quad (2.11)$$

Der statische Anteil ($\text{Sensation}_{\text{static}}$) entspricht dem stationären Empfindungsmodell. Für die Vorhersage der Temperaturempfindung unter transienten Bedingungen ist es notwendig, einen dynamischen Anteil ($\text{Sensation}_{\text{dynamic}}$) additiv hinzuzufügen. Das vollständige Modell zur Beschreibung der lokalen Temperaturempfindung unter transienten Bedingungen ist mathematisch beschrieben durch:

$$S_{\text{local}} = 4 \underbrace{\left(\frac{2}{1 + e^{-C1(T_{sk,i} - T_{sk,i,0}) - K1[(T_{sk,i} - T_{sk,m}) - (T_{sk,i,0} - T_{sk,m,0})]}} - 1 \right)}_{\text{Sensation}_{\text{static}}} + \underbrace{C2_i \frac{dT_{sk,i}}{dt} + C3_i \frac{dT_{\text{core}}}{dt}}_{\text{Sensation}_{\text{dynamic}}} \quad (2.12)$$

Die dem statischen Term vorangestellte "4" definiert das Maximum der Empfindungsskala. Wie bereits in Kapitel 2.3 beschrieben verwendete Zhang für das Sensation-Voting eine neunstellige Skala von -4 (sehr kalt) bis +4 (sehr heiß). Die Regressionskoeffizienten $C1$, $C2$, $C3$ und $K1$ variieren je nach Körperteil. Eine Auflistung der Koeffizienten befindet sich im **Anhang A.2**.

$T_{sk,m}$ bezeichnet die, in der Literatur allgemein verwendete, mittlere Hauttemperatur und errechnet sich aus sechs unterschiedlichen Körperregionen [Zhang 2003, S. 46]: Stirn (forehead), Bauch (abdomen anterior), linker Unterarm (arm left anterior), linke Hand (hand left backhand), linker Oberschenkel (leg left anterior), linker Fuß (foot left instep). Der Index „0“ kennzeichnet den Zustand thermischer Behaglichkeit.

2.5.3 Mathematische Formulierung des globalen Empfindungsmodells

2.5.3.1 Zhang

Die Beschreibung der globalen Temperaturempfindung nach Zhang erfolgt durch den gewichteten Durchschnitt aller lokalen Empfindungen S_i : Die Gewichtungsfaktoren der jeweiligen Körperregionen sind im **Anhang A.3** gelistet.

$$OverallSensation = \frac{\sum (Gewichtsfaktor_i \times S_i)}{\sum Gewichtsfaktor_i} \quad (2.13)$$

2.5.3.2 Fiala

Fiala entwickelte den sogenannten **Dynamic Thermal Sensation Index (DTS)**. Der f_{sk} -Term beschreibt den statischen Zusammenhang zwischen Hauttemperatur und TS. Die der Funktion vorangestellte „3“ definiert den Wertebereich der Empfindungsskala. Der ϕ -Term beinhaltet den Einfluss der Körperkerntemperatur und ist eine mehrfache Funktion des Fehlersignals von Hypothalamus- ΔT_{hy} und Hauttemperatur ΔT_{sk} . Der ψ -Term beinhaltet die dynamische Komponente und ist eine mehrfache Funktion der zeitlichen Änderung der Hauttemperatur dT_{sk}/dt .

$$DTS = 3 \tanh(f_{sk} + \phi + \psi) \quad (2.14)$$

2.6 Modellierung des thermischen Komforts

2.6.1 Allgemeines

Die lokale Empfindung der umgebenden Temperatur ist verbunden mit der Rückmeldung der Thermorezeptoren [Gagge, Stolwijk, Hardy 1967] und stellt somit eine annähernd objektive Aussage dar. Im Gegensatz dazu beschreibt thermischer Komfort in der Regel ein subjektives Gefühl dessen Vorhersage nur schwer zu realisieren ist. In **Bild 2.4** ist ersichtlich, dass ein Zusammenhang zwischen thermischem Komfort und Temperaturempfindung besteht. Ein geeignetes mathematisches Modell soll in Abhängigkeit von der vorherrschenden Temperaturempfindung eine Vorhersage für den thermischen Komfortzustand treffen.

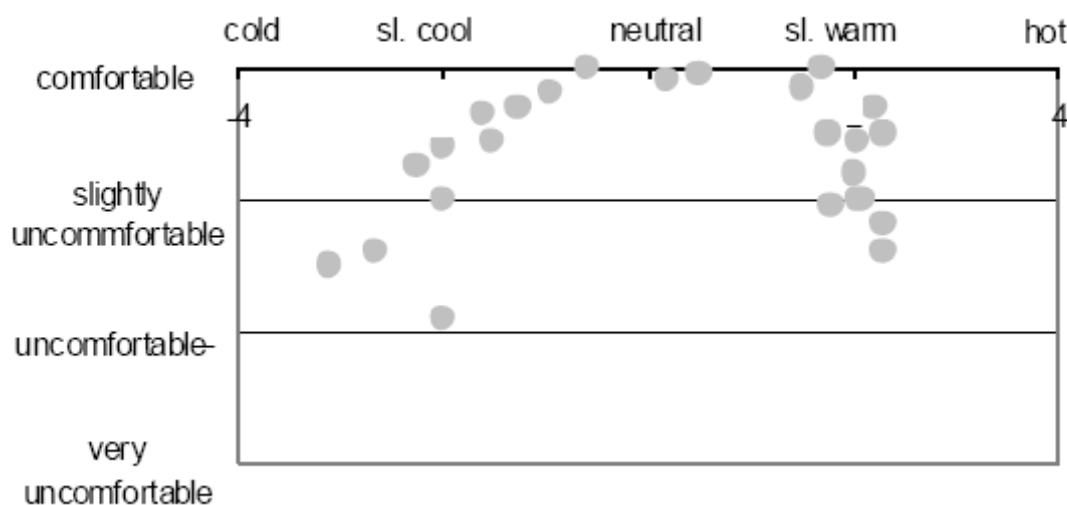


Bild 2.4 Komfortbeurteilung in Abhängigkeit von der globalen Temperaturempfindung [Zhang 2003 nach Gagge (Gagge, Stolwijk et al. 1967)].

2.6.2 Mathematische Formulierung des lokalen Komfortmodells

Lokaler thermischer Komfort weist eine Abhängigkeit von einer lokalen und einer globalen Empfindungskomponente auf. Gleichung (2.15) zeigt die von Zhang entwickelte mathematische Formulierung des lokalen Komforts unter Berücksichtigung der globalen (S_o , *sensation overall*) und lokalen (S_l , *sensation local*) Temperaturempfindung. Die hochgestellten „-“ und „+“ bezeichnen ein zu kaltes Empfinden (negativ) bzw. ein zu warmes Empfinden (positiv). Die zugehörigen Regressionskoeffizienten sind im **Anhang A.3** gelistet.

$$LC = \left[\frac{\frac{-4 - (C6 + C71|S_o^-| + C72|S_o^+|)}{((-4 + C31|S_o^-| + C32|S_o^+| + C8)^n) - \frac{-4 - (C6 + C71|S_o^-| + C72|S_o^+|)}{(4 + C31|S_o^-| + C32|S_o^+| + C8)^n}}{e^{15(S_l + C31|S_o^-| + C32|S_o^+| + C8)} + 1} + \frac{-4 - (C6 + C71|S_o^-| + C72|S_o^+|)}{(4 + C31|S_o^-| + C32|S_o^+| + C8)^n} \right] \quad (2.15)$$

$$(S_l + C31|S_o^-| + C32|S_o^+| + C8)^n + C6 + C71|S_o^-| + C72|S_o^+|$$

2.6.3 Formulierung des globalen Komfortmodells

Anhand zahlreicher subjektiver Komfortbeurteilung aus unterschiedlichsten Testsituationen konnte Zhang schließen, dass der „*globale Komfort keine additive Funktion der lokalen Wahrnehmungen*“ [Zhang 2003, S. 327] darstellt. Der am meisten durch Unbehaglichkeit affektierte Körperteil besitzt einen maßgeblichen Einfluss auf den globalen thermischen Komfort. Weiters fand Zhang heraus, dass „*wann immer zwei Körperteile eine höhere Unbehaglichkeit als -2 (unbehaglich) empfinden, dann ist der globale Komfort ebenso auf der unbehaglichen Seite, ganz gleich wie behaglich die restlichen Körperteile auch fühlen*“ [Zhang 2006, S. 327]. Es stellte sich heraus, dass das Niveau der globalen Unbehaglichkeit gleich dem Niveau jener beiden Körperteile ist, die durch die hohe Unbehaglichkeit affektiert sind.

Zhang stellte zwei Regeln auf um den globalen Komfort zu bewerten [Zhang 2003, S. 330]:

Regel 1:

Globaler Komfort errechnet sich aus dem Durchschnitt der Werte jener beiden Körperstellen, die sich lokal am Unbehaglichsten fühlen, ausgenommen Regel 2 ist erfüllt.

Regel 2:

Beim Auftreten folgender Merkmale ergibt sich der globale Komfort aus dem Durchschnitt der beiden unbehaglichsten Werte und dem behaglichsten Wert:

- der zweitkleinste lokale Unbehaglichkeitswert ist $> -2,5$
- die Person befindet sich in einer thermisch transienten Umgebung oder besitzt die Kontrolle über ihre/seine thermische Umgebung

2.7 Einschränkung der lokalen Modelle

Die von Zhang unternommenen Analysen betreffen nur eine Auswahl an Körperregionen. Der in THESEUS-FE implementierte Manikin (FIALA-FE) weist neben einer größeren Anzahl an Körpersegmenten auch eine etwas unterschiedlichere Aufteilung auf. Die Bestimmung der Temperaturempfindung kann jedoch nur für jene Körperteile erfolgen, für die im Verlaufe von Zhangs Arbeit Regressionskoeffizienten ermittelt wurden. **Tabelle 2.3** zeigt eine Auflistung der betreffenden Körperteile sowie deren Zuordnung zu jenen Segmenten, für die Hauttemperaturen aus der Simulation hervorgehen.

Betrachtete Körperstellen nach Zhang	Segmentierung des Körpers nach FIALA-FE
Head (forehead)	Head (forehead)
Face (cheek)	Face (face)
Neck (front neck)	Neck (anterior)
Chest (upper chest)	Thorax (anterior)
Back (upper back)	Thorax (posterior)
Pelvis	Abdomen (anterior)
Lower Arm (lateral side)	Arm left/right (anterior)
Upper Arm (lateral side)	Arm left/right (anterior)
Hand (handback)	Hand left/right (handback)
Upper Leg (front thigh)	Leg left/right (anterior)
Lower Leg (front shin)	Leg left/right (anterior)
Foot (top of foot)	Foot left/right (instep)

Tabelle 2.3 Zuordnung der Körperregionen aus der Theorie von Zhang zu Segmenten von FIALA-FE.

2.8 Zusammenfassung

Das von Fiala entwickelte aktive System [1996, S. 54-79] zur thermischen Modellierung des menschlichen Körpers beschreibt Reaktionen auf ungünstige klimatische Bedingungen. Ziel des Körpers ist es, seine Kerntemperatur auf einem konstanten Wert zu halten. Die lokale Hauttemperatur ist dabei die tragende Größe für die Thermoregulation unter sämtlichen Umgebungs- und Randbedingungen [Fiala 1998, S. 120]. Die zeitliche Änderung der Hauttemperatur stellt ein wichtiges Maß unter transienten Bedingungen dar, wohingegen die Hypothalamustemperatur unter warmen Bedingungen einen wesentlichen Einfluss ausübt [Fiala 1998, S. 120]. Das aktive System bedient sich dabei der Fehlersignale aus dem passiven System, also den Differenzen aus den tatsächlich vorhandenen Größen zu jenen des thermisch neutralen Zustands. Das passive System [Fiala 1996, S. 19-53] selbst dient der Modellierung des Wärmetransports innerhalb des menschlichen Körpers sowie dem Wärmeaustausch mit seiner Umgebung an dessen Oberfläche.

Das Fanger Modell [Fanger 1973] stellt heutzutage den Standard in der Bewertung des thermischen Komforts dar. Dieses beschreibt ein stationäres Modell, das auf die physikalischen Begebenheiten der Umgebung aufbaut, ohne Einbindung der menschlichen Physiologie und dessen Reaktionen. Die Temperaturempfindung (*TS*, *temperature sensation*) des Menschen zeigt allerdings eine Wechselwirkung mit kalorimetrischen Variablen. Ein Beispiel hierfür wäre der Wärmetransport über die Haut. Das bedeutet, dass es für den Menschen nicht möglich ist die umgebende Temperatur direkt zu fühlen. Temperaturempfindung, und der daraus resultierende Komfort, entsteht aus dem „*tatsächlichen thermischen Zustand des Körpers als Reaktion auf die Signale der Thermorezeptoren*“ [Fiala 1998, S. 128]. Aus diesem Grund ist das Fanger Modell auf thermische Situationen beschränkt, die sich innerhalb eines schmalen Bereiches orientieren, dessen Zentrum dem thermisch neutralen Zustand entspricht. Das Modell ist jedoch unzulässig für transiente, nicht-gemäßigte und asymmetrische klimatische Bedingungen.

Im Allgemeinen stehen thermischer Komfort (*TC*) und Temperaturempfindung (*TS*) zueinander in Beziehung [Gagge, Stolwijk, Hardy 1969]. Genau betrachtet stellt die Temperaturempfindung eine objektive Größe hinsichtlich der Auswirkung thermischer

Einflüsse dar, wohingegen die Angabe eines Komfort- bzw. Unbehaglichkeitsstatus oftmals von subjektiven Empfindungen oder nicht-thermischen Faktoren beeinflusst ist [Hensel, 1979].

Unter Zuhilfenahme des thermophysiologischen Modells ist es möglich, die thermischen Reaktionen des menschlichen Körpers unter verschiedensten Umgebungs- und Randbedingungen anhand computerunterstützter Berechnungen zu untersuchen. Ebenso ist es möglich, herauszufiltern, welcher Parameter eines Sets aus thermischen Einflussgrößen eine Einflussnahme auf die thermoregulatorischen Reaktionen ausübt.

Das von Fiala entwickelte Komfortmodell [Fiala 1998, S. 126-206] beruht auf der Berechnung des **Dynamic Thermal Sensation Index (DTS)**. Der Index ist eine mehrfache Funktion der mittleren Hauttemperatur und deren zeitlichen Änderung, sowie der Hypothalamustemperatur [Fiala 1998, S. 178-179]. Der Nachteil dieses Modells liegt darin, dass asymmetrische Bedingungen unberücksichtigt bleiben. Um diese mit einfließen zu lassen, ist eine lokale Bewertung notwendig. Zhang entwickelte ein Modell zur Bestimmung der lokalen thermischen Empfindung unter transienten, asymmetrischen Bedingungen [Zhang 2003, 225-242] und formulierte mathematische Zusammenhänge hinsichtlich:

- lokaler Temperaturempfindung
- globaler Temperaturempfindung als gewichteter Durchschnitt aller lokalen Empfindungen
- lokaler thermischer Komfortbeurteilung
- globaler thermischer Komfortbeurteilung anhand zweier empirisch gefundener Regeln

3 Theoretisches Konzept eines thermophysiologisch intelligenten Manikin

3.1 Einleitung

Unter dem Begriff „thermophysiologisch intelligent“ versteht man die Einbindung der Reaktionen des menschlichen Körpers auf bestimmte thermische Situationen bzw. äußere Bedingungen. Ziel ist es, schlussendlich eine künstliche Person zu schaffen, die diese physiologischen Reaktionen (Schwitzen, Zittern, Gefäßzusammenziehung und -ausdehnung, Variation des Metabolismus) simuliert, und einen geeigneten thermischen Parameter als Indikator für eine Vorhersage der thermischen Behaglichkeit ausgibt. Diese künstliche Person wiederum ist, seitens des konstruktiven Aufwands, so einfach als möglich zu gestalten. Nachdem sich unter dieser Vorgabe eine mehr oder weniger exakte Nachahmung des Aufbaus eines menschlichen Körpers als nicht zielführend erweist, erfolgt die Einbindung der menschlichen Thermophysiologie anhand eines mathematischen Modells.

Ein mögliches Konzept zeigt folgende Überlegung: Auf der einen Seite beinhaltet der Aufbau eine künstliche Person, die mit einfachen thermischen und/oder kalorischen Messstellen ausgerüstet ist. Diese künstliche Person wird im weiteren Verlauf unter dem Begriff „Hardware“ erfasst. Auf der anderen Seite steht ein mathematisches Modell, dessen Aufgabe es ist, aus thermischen/kalorischen Messgrößen einen Rückschluss auf das thermoregulatorische Verhalten eines realen Menschen zu ziehen. Die Definition „Simulation“ soll im weiteren Verlauf diesem Modell entsprechen.

Das Kapitel der theoretischen Konzeption behandelt die Zusammenführung dieser beiden Teilsysteme, d.h. die Schnittstellenproblematik zwischen aktiver Hardware (Messsystem) und Simulation (thermophysiologisches Modell). Jedes System steht dabei für sich allein, erhält jedoch vom jeweils anderen Teilsystem Daten zur Weiterverarbeitung. Unter „aktiv“ versteht man dabei die selbständige Erarbeitung oder Regelung eines thermischen Zustands.

3.2 Schematischer Aufbau

Umgebende thermische Einflüsse formen die Randbedingungen an der Körperoberfläche des Menschen. Das Hardwaremodell sollte so konzipiert sein, dass sich an dessen Oberfläche Messgrößen entnehmen lassen, die als Arbeitsvariablen für das thermoregulatorische System dienen. Beispiele für solche Messgrößen sind die Hauttemperatur oder der Wärmefluss über die Hautschicht. Über eine Schnittstelle (Interface) erfolgt die Übergabe geeigneter Messgrößen an den Solver (thermophysilogisches Modell), der seinerseits Stellgrößen an die Hardware zurückliefert.

Aus der Theorie [Fiala 1998] ist zu entnehmen, dass das thermoregulatorische Modell der Vorherbestimmung der Hauttemperatur unter Verwendung kalorischer Vorgänge (Wärmefluss über die Haut aufgrund Konvektion, Strahlung, Evaporation) dient. Einfacher gesagt: der aufgrund bestehender Umgebungsbedingungen vorherrschende Wärmestrom über die Haut resultiert in einer Oberflächentemperatur, die ihrerseits thermoregulatorische Maßnahmen zur Folge hat. Diese Sichtweise gibt bereits einen ersten Aufschluss darüber, wie das Wechselspiel zwischen Messung und thermoregulatorischer Simulation zu regeln ist. Als Messgröße dient demnach der Wärmestrom über die Haut $\dot{q}_{sk,i}$ als Regelgröße die Haut- bzw. Oberflächentemperatur $T_{sk,i}$. **Bild 3.1** zeigt schematisch den Aufbau eines Messablaufs. Die Auswertung umfasst dabei sowohl die Bestimmung der Temperaturempfindung nach Fiala als fixer Bestandteil der FIALA-FE Simulation, als auch die Komfortbeurteilung nach Zhang [2003, S. 240-342] als Bestandteil der Schnittstelle.

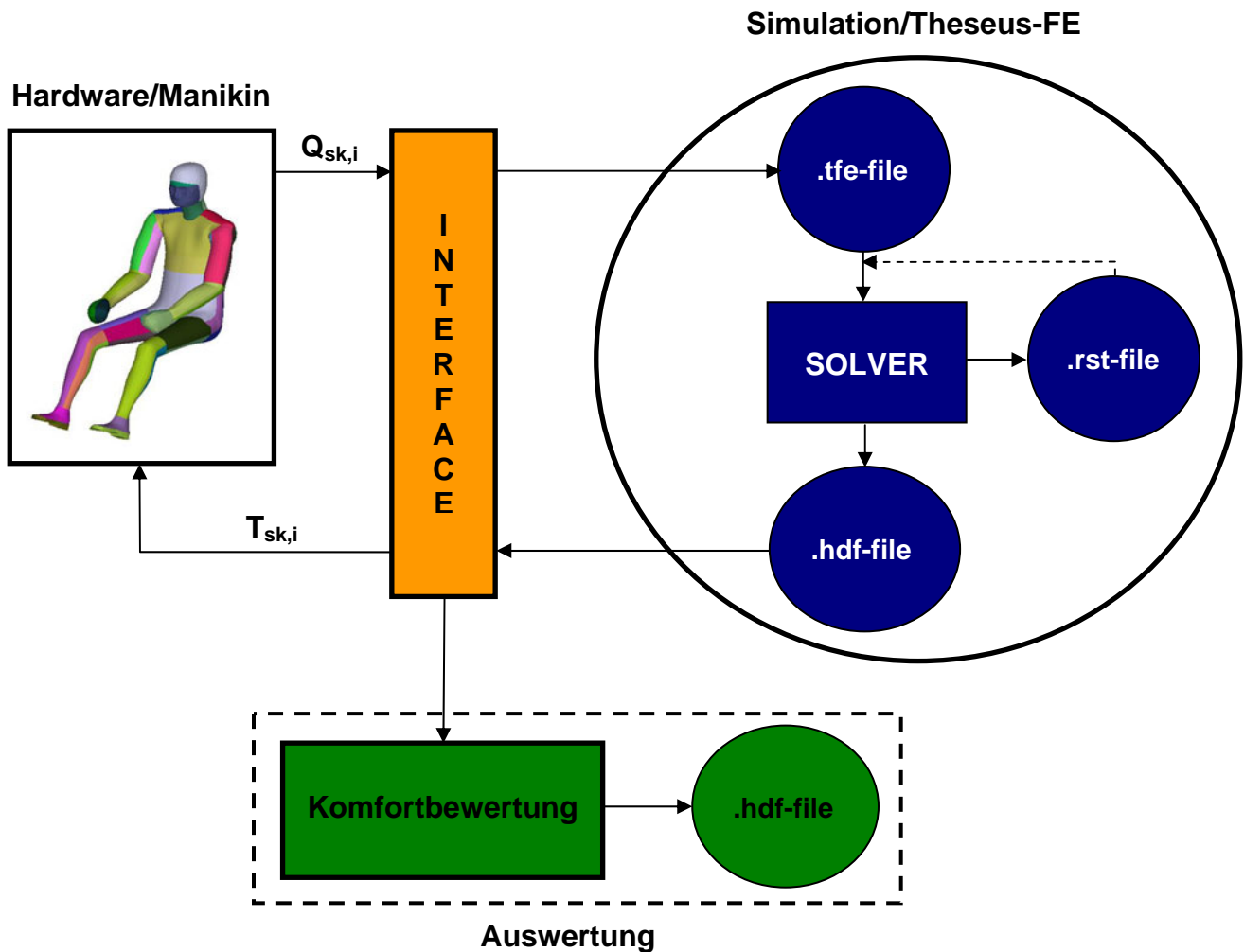


Bild 3.1 Regel-/Steuerablauf zwischen Hardware und thermoregulatorischer Simulation unter Einbezug einer zusätzlichen Komfortanalyse.

Die Schnittstelle (Interface) zwischen Hardware und Simulation soll folgende grundlegenden Aufgaben übernehmen:

- Aktualisieren des .tfe-Inputdecks für jeden Messzyklus
- Start bzw. Restart des FIALA-FE Solvers anhand des aktualisierten .tfe-Inputdecks
- Einlesen der Simulationsergebnisse aus dem .hdf-File
- Dokumentation der Ergebnisse
- Lokale Komfortbewertung und ablegen der Ergebnisse in einem separaten .hdf-File

Bild 3.2 zeigt die Kopplung Hardware/Simulation am Beispiel eines Körpersektors. Hardwareseitig erfolgt die Messung einer kalorischen Größe (Wärmeangabe bzw. -aufnahme) als Resultat aus Konvektion und Strahlung bzw. Kontakt. Die detektierte Änderung innerhalb eines Zeitschritts wird in einer Schnittstelle (Interface) verarbeitet und an die Simulation übergeben. Simulationsseitig ergeben sich aus den körperinternen thermoregulatorischen Reaktionen veränderte Hauttemperaturen, die wiederum über die Schnittstelle an die Hardware zu übergeben sind. Des Weiteren erfolgt die Berechnung der Evaporation als Korrekturgröße des Messsystems (siehe 3.3.3).

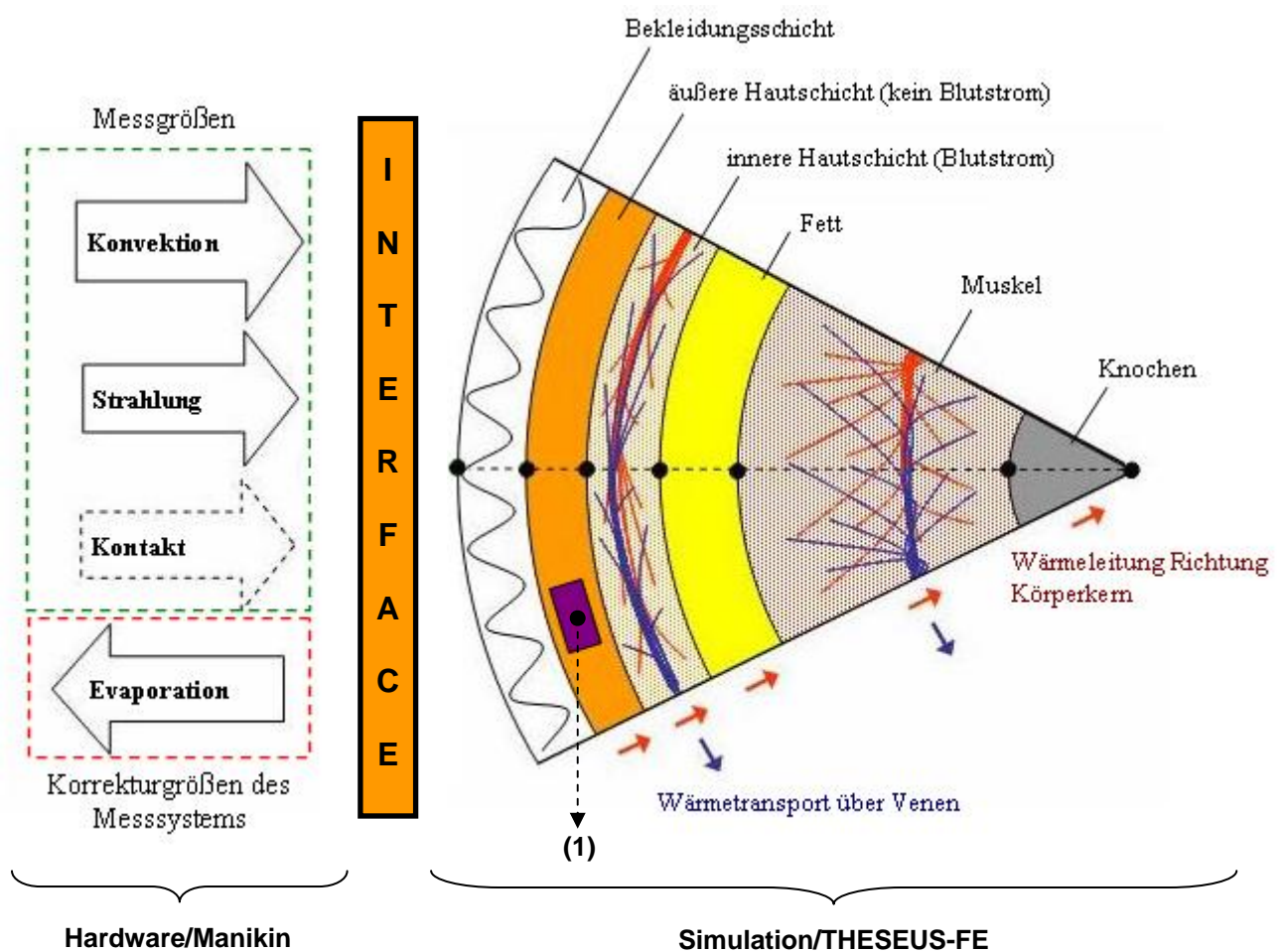


Bild 3.2 Wärmetransport am Beispiel eines Sektors mit Temperaturmessstelle (1) [THESEUS-FE Theory Manual 2007, S. 79].

3.2.1 Simulation/FIALA-FE

Das solverinterne Simulationsmodell basiert auf einem Humanoiden bestehend aus einer Halbkugel für den Kopf und zylindrischen Solids für den restlichen Körper. Die lokal gemessenen, sensiblen Wärmeströme am Hardwaremodell werden dem Simulationsmodell aufgeprägt. Dieses errechnet sich aus dem thermoregulatorischen Verhalten die Hauttemperatur, die sich aufgrund des vorliegenden Wärmestroms an der Oberfläche einstellt. Die Aufprägung der lokalen Hauttemperaturen auf das Hardwaremodell erfolgt andersrum in adäquater Weise.

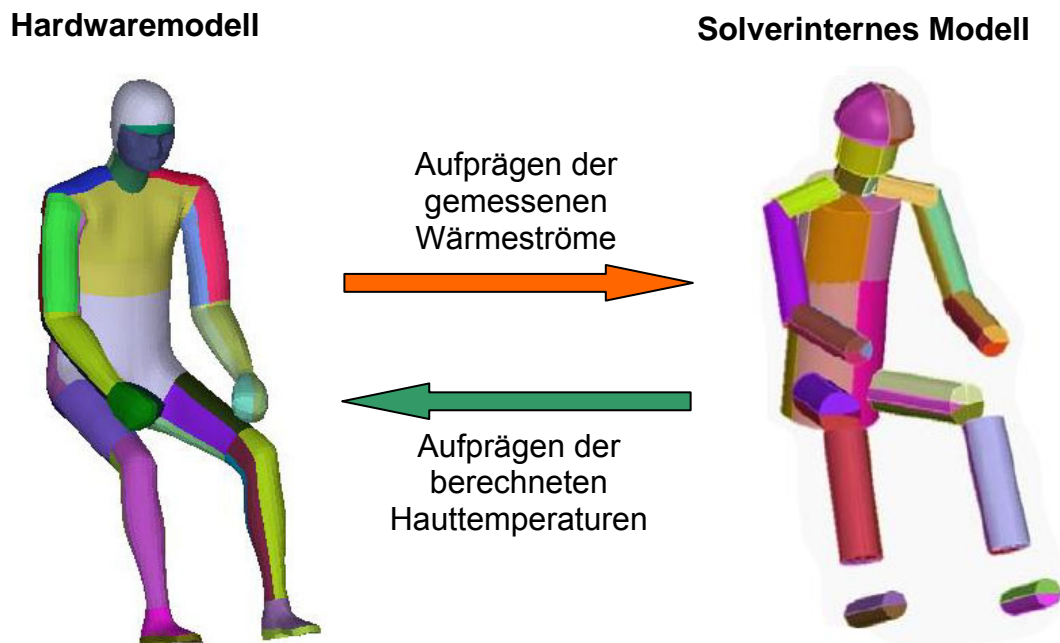


Bild 3.3 Hardwaremodell vs. solverinternes Simulationsmodell [THESEUS-FE Theory Manual 2007, S. 66]

Die Aufteilung der Segmente ist dieselbe wie beim Hardwaremodell. Die Gliederung der Sektoren sowie die innere Schichtung sind in **Bild 3.4** ersichtlich (Ausnahmen sind Gesicht und Schultern, die aus einem einzigen Sektor bestehen). In FIALA-FE ist eine, zur Fiala-Theorie, zusätzliche äußere Hautschicht eingeführt [THESEUS-FE Theory Manual 2007, S. 65]. Diese wird als tote Schicht bezeichnet, da in ihr keine thermophysilogischen Reaktionen und kein Bluttransport stattfinden. Sie dient ausschließlich der Wärmeübertragung zwischen Körperinnerem und Hautoberfläche.

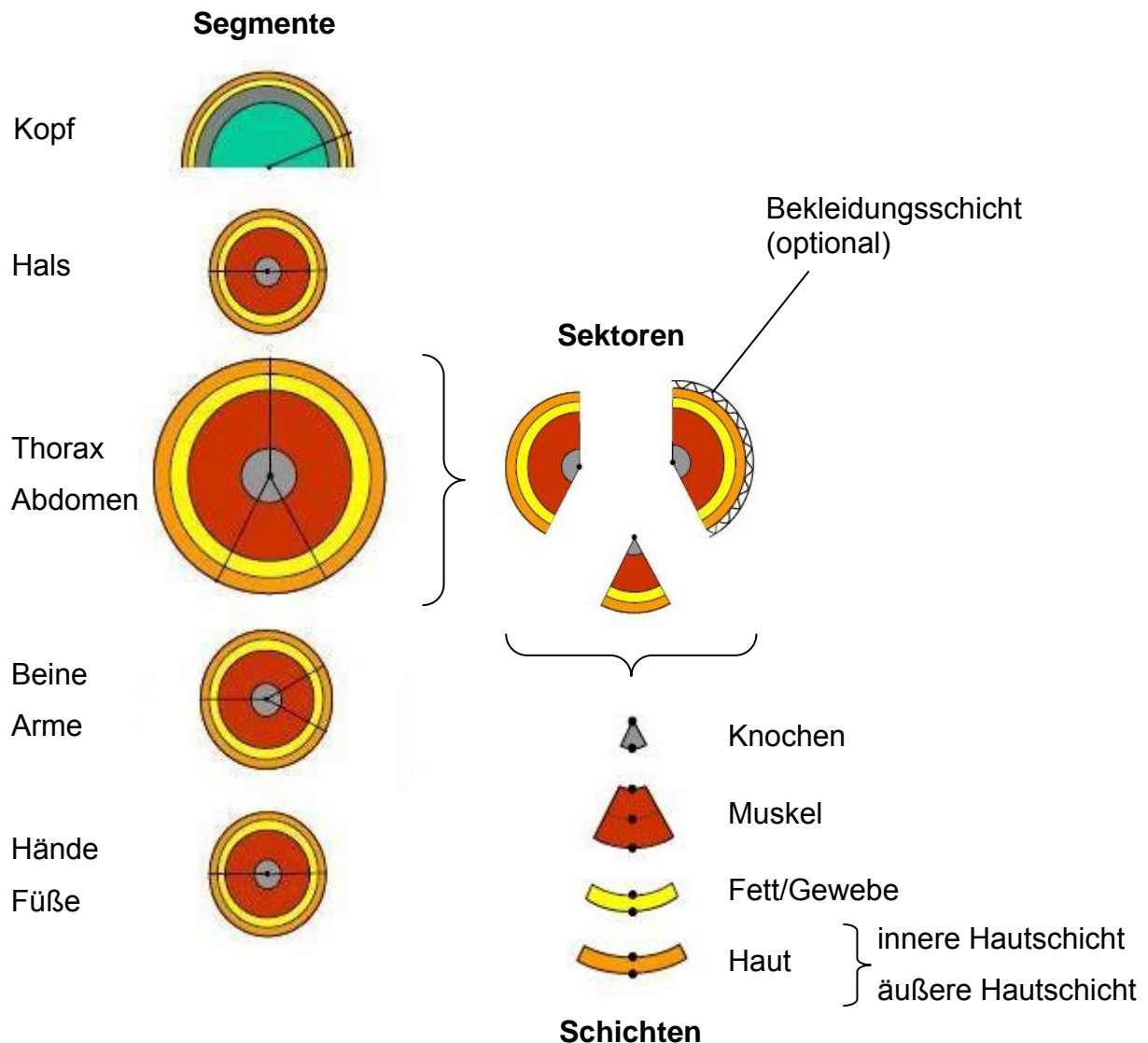


Bild 3.4 Aufbau des Simulationsmodells: Sektoren und Schichten der einzelnen Körpersegmente [THESEUS-FE Theory Manual 2007, S. 66].

Der Solver holt sich die, für eine Simulation benötigten, Daten aus einem Inputdeck. Dieses entspricht einem .tfe-File im ASCII Format und enthält sämtliche thermischen Bedingungen (Wärmefluss aus Konvektion Strahlung, Umgebungstemperatur, Luftfeuchte, etc...) und alle, für die Thermoregulation benötigten, physiologischen Parameter (Bekleidungsschichten, Sektordefinitionen, Materialdaten für Haut, Muskel, Knochen, etc...). Nach einem Simulationsdurchgang schreibt der Solver einerseits ein Restart-File (.rst) auf das der darauf folgende Durchgang anhängt, andererseits ein .hdf-File in dem sämtliche berechneten Daten (Temperaturverteilungen der Schichten, Evaporation, Respiration, Metabolismus, Temperaturempfindung, etc...) für jeden einzelnen Zeitschritt gespeichert sind. Die Restart-Option ist insofern von Bedeutung, als für die Thermoregulation auch die zeitliche Ableitung der Hauttemperatur von entscheidender Relevanz ist.

3.2.2 Interface

Das Interface dient einerseits dazu, die an der Hardware detektierte Änderung des Wärmestroms aufzunehmen und diese in geeigneter Form als Input-Parameter an die Simulation zu übergeben. Andererseits erfolgt die Übergabe, der aus der Simulation berechneten lokalen Hauttemperaturen, zurück an die Hardware. Die in jedem Zeitschritt aus der Simulation gewonnenen Hauttemperaturen bzw. deren Derivative sind zum Zwecke der Komfortanalyse nach der Theorie von Zhang [2003, S. 240-342] gesondert zu betrachten. Die Vorhersage der Temperaturempfindung nach der Theorie von Fiala ist bereits Bestandteil der FIALA-FE Simulation.

Die Aktualisierung des Inputdecks (.tfe-File) erfolgt durch Überschreiben der im Eingabefile bereits vorhandenen Werte des vorangegangenen Zeitschritts. Die Übergabe eines Datensatzes für die Berücksichtigung lokaler Strömungsgeschwindigkeiten v_n (falls notwendig als Funktion der Zeit) ist optional. Diese beinhaltet lediglich eine Berücksichtigung möglicher Variationen in der effektiven Geschwindigkeitsverteilung (siehe 3.3.3.1).

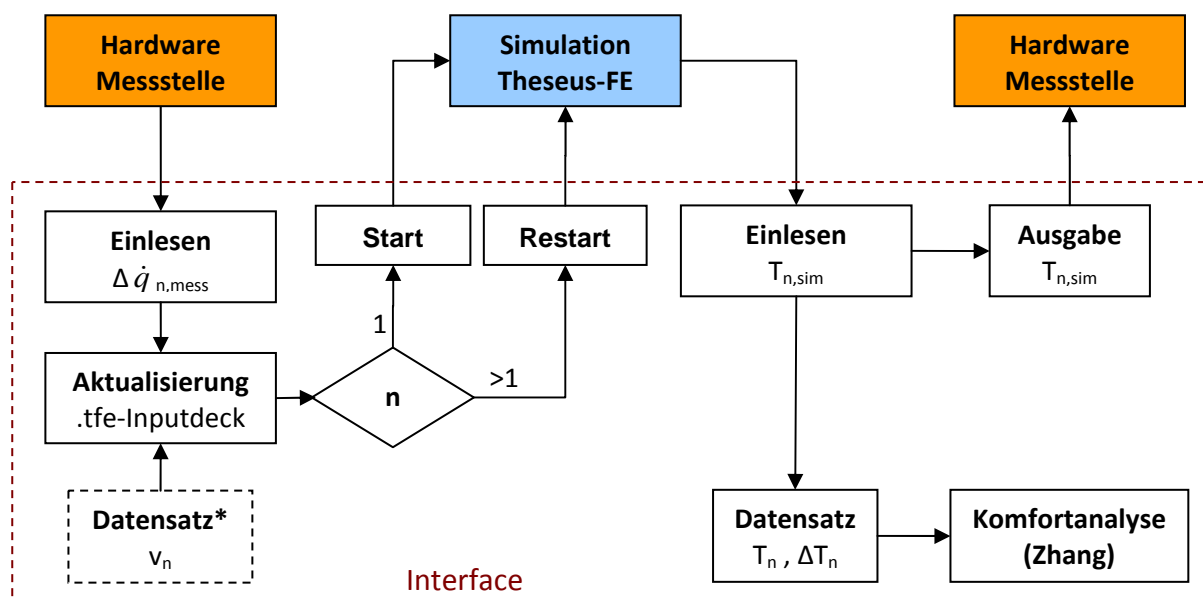


Bild 3.5 Flussdiagramm zur Veranschaulichung der Funktionsweise des Interfaces (* optional).

3.2.3 Hardware/Manikin

Die Gestalt des Manikin repräsentiert eine ausgewachsene Person mit einer Hautoberfläche von $\sim 1,9 \text{ m}^2$ und einem Körpergewicht von 83,5 kg. Der Körper ist in 15 Segmente unterteilt: Kopf, Gesicht, Nacken, Schultern, Arme, Hände, Thorax, Gesäß, Beine und Füße [Fiala 1998, S. 21-22]. Aufgrund möglicher inhomogener Umgebungs-Bedingungen und der daraus resultierenden asymmetrischen Wärmeabgabe erfolgt mit Ausnahme des Gesichts und der Schultern eine Aufteilung der Körpersegmente in Sektoren (**Bild 3.4**).

Die Repräsentation dieser „virtuellen“ Sektoren erfolgt über aktive Messstellen. Sie dienen einerseits der Abbildung thermophysilogischer Reaktionen des menschlichen Körpers, andererseits der Erfassung thermischer Wechselwirkungen mit der Umgebung. Unter der Abbildung thermophysilogischer Reaktionen versteht man das Aufprägen jener tatsächlichen Hauttemperatur, die sich bei einer realen Person unter denselben klimatischen Bedingungen einstellen würde. Der Aufbau einer solchen Messstelle ist in **Kap. 4** beschrieben.

Das Aufprägen der Hauttemperatur erfolgt über die Ansteuerung einer Wärmequelle bzw. -senke im Inneren der Messstelle. Um eine möglichst rasche und genaue Nachjustierung der Hauttemperatur zu gewährleisten (dies ist für jeden Zeitschritt einer Messreihe vorzunehmen), ist eine geeignete Regelung erforderlich. In weiterer Folge wird davon ausgegangen, dass jede Messstelle ihre eigene, unabhängige Regelung besitzt. Tatsächlich ist ein separater Regler für jede einzelne Messstelle aus Platzgründen nicht zielführend. Es empfiehlt sich, einen Regler zu entwerfen, der in der Lage ist sämtliche Messstellen simultan zu behandeln. Der Entwurf einer solchen parallelen Regelung ist nicht Teil dieser Arbeit.

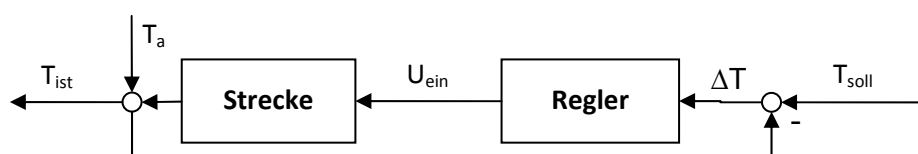


Bild 3.6 Prinzip eines Regelkreises zur Regelung der Hauttemperatur T_{soll} mit äußeren Einflüssen T_a , Stellgröße U_{ein} und Regelabweichung ΔT .

3.3 Ablauf einer Messung

3.3.1 Prinzipielle Methodik

Der Einfachheit wegen erfolgt die Betrachtung der Methodik der Hardware/Software-Kopplung für einen einzelnen Sektor. Dies ist zulässig, da für alle anderen Sektoren eine äquivalente Vorgehensweise zum Einsatz kommt. Mit anderen Worten: Jeder Sektor erfährt eine separate jedoch identische Methodik. Eine schematische Darstellung der grundlegenden Überlegung (siehe 3.2) eines Messablaufs ist in **Bild 3.7** ersichtlich.

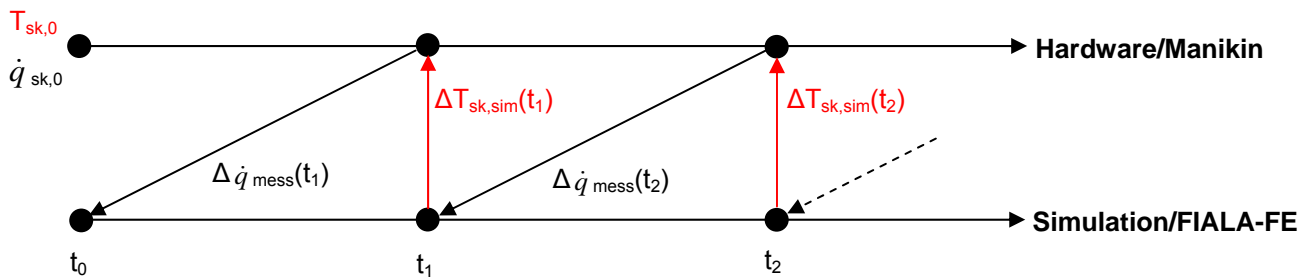


Bild 3.7 Ansatz für einen zeitlichen Ablauf der Kopplung Hardware/Simulation

1. Zum Zeitpunkt $t = t_0$: Initialisierung mittels Setpoint-Temperatur (z.B.: thermische Neutralität) auf der Haut, sowohl Simulations- als auch Hardwareseitig. Dies impliziert auch den Abgleich der Wärmeströme.
2. Zum Zeitpunkt $t = t_1$: Hardwareseitige Messung der Wärmeströme durch die Haut (als Ergebnis aus Konvektion, Strahlung, Kontakt und Isolation der Kleidung).
3. Zum Zeitpunkt $t = t_1$: Übergabe der gemessenen Wärmeströme an die Simulation und Nachrechnung über die Zeitspanne $\Delta t = t_1 - t_0$. Daraus ergibt sich eine gegenüber Zeitpunkt t_0 veränderte Hauttemperatur.
- 3a. Die Ermittlung von Verdunstung und Evaporation erfolgt über die Simulation (siehe auch 3.3.3). Grundlage dafür ist die Übergabe notwendiger Parameter (i_{cl}^* , T_a , rh_a) zum Zeitpunkt t_1 .
4. Zum Zeitpunkt $t = t_1$: Einstellen der, aus der Simulation gewonnenen, veränderten Hauttemperatur über Regulation des Wärmestroms (Hardware).
5. Zum Zeitpunkt $t = t_2$: Durchlauf der Punkte 2 bis 4 mit $t = t_{n+1}$.

3.3.2 Detaillierte Beschreibung der Prozesskette

Bei der Entwicklung eines Messablaufs sind zwei unterschiedliche Problemstellungen zu berücksichtigen: Die Temperatur der umgebenden Luft ist geringer oder höher als die der Hautoberfläche. Ist die Umgebungstemperatur geringer als jene der Haut, gibt der menschliche Körper über Konvektion Wärme an die Umgebung ab. Für die Messstelle (siehe 3.2.3) bedeutet dies, dass über eine aktive Wärmequelle Wärme eingebracht werden muss, da ansonsten die Temperatur an deren Oberfläche unkontrolliert absinkt. Im umgekehrten Fall nimmt der menschliche Körper Wärme aus der Umgebung auf. Für die Messstelle bedeutet dies nun, dass über eine aktive Wärmesenke Wärme entzogen werden muss, da ansonsten die Oberflächentemperatur unnatürlich hohe Werte annimmt. Dieselbe Überlegung gilt ebenso für den Eintrag an Strahlungswärme. Je nach Temperatur der Umschließungsflächen nimmt der Körper (bzw. die Messstelle) Strahlungswärme auf oder gibt sie ab.

In **Bild 3.8** ist das Prinzip der Prozesskette anhand zweier Iterationen dargestellt. Die Umgebungstemperatur T_a repräsentiert dabei eine allgemeine Änderung der Umgebungsbedingungen (es kann auch eine Änderung der Strahlungswärme, der Geschwindigkeit oder einer Kombination aus allem herangezogen werden). Die rot strichlierte Kurve des obersten Diagramms stellt schematisch den Verlauf jener Hauttemperatur dar, wie sie sich bei einer realen Person unter den gegebenen Umgebungsbedingungen einstellen würde. Die gepunkteten Linien in den unteren beiden Diagrammen symbolisieren jene Zeiten, in denen keine Simulation stattfindet.

Die in den Diagrammen enthaltenen absoluten Größen sind mit keinem realitätsnahen Maßstab versehen. Das Verhältnis t_{sim}/t_{mess} entspricht in der Realität einem Faktor in der Größenordnung von 1/50. Bei \dot{q}_{mess} handelt es sich um den Wärmeeintrag, der vom Heiz- bzw. Kühlelement aufgebracht bzw. abgeführt werden muss. Er ist demnach im Heizfall mit einem positiven und im Kühlfall mit einem negativen Vorzeichen versehen. Im Gegensatz dazu handelt es sich bei \dot{q}_{sim} um jene Wärmemenge, die vom virtuellen Körper zu- (positiv) oder abgeführt (negativ) wird.

Fall 1: $T_a < T_{sk}$

Initialisierung

Es sei angenommen, dass sich die Hardware vor der Initialisierung in einer Umgebung befindet, deren Bedingungen jenen der thermischen Neutralität entsprechen (0). Das bedeutet, dass an den Messstellen eine Temperatur von $T_a = 30 \text{ °C}$ anliegt. Die mittlere Hauttemperatur einer realen Person liegt bei thermischer Neutralität bei $T_{mess,0} = 34,4 \text{ °C}$. Das heißt, dass für die Initialisierung die Oberflächen-Temperatur an der Messstelle durch einen inneren Wärmeeintrag $\dot{q}_{mess,max}^+$ angehoben werden muss. Nach Erreichen der Hauttemperatur ist ein bestimmter Wärmeeintrag $\dot{q}_{mess,0}$ (2) notwendig, um die Oberflächentemperatur auf konstant $34,4 \text{ °C}$ zu halten (1). Dieser Resteintrag an Wärme dient als Referenzpunkt für alle späteren Wärmestrommessungen.

Für den Fall, dass die Oberfläche der Messstelle so gestaltet werden kann, dass sie die thermischen Eigenschaften einer menschlichen Haut aufweist, ist der Resteintrag an Wärme $\dot{q}_{mess,0}$ (2) identisch dem Wärmeaustausch eines Menschen der den selben (thermisch neutralen) Bedingungen ausgesetzt ist. Unterscheidet sich die Oberfläche der Messstelle, zum Beispiel durch ihre Strahlungseigenschaften, ist ein mathematischer Abgleich des Resteintrags $\dot{q}_{mess,0}$ erforderlich:

- Simulationsseitige Abschätzung des Wärmestroms zum Zeitpunkt $t = 0$ unter Verwendung globaler Parameter (T_a, T_w, rh_a). Aufgrund der Fehleranfälligkeit einer solchen Abschätzung empfiehlt es sich inhomogene Einflüsse, vor allem durch Strahlung und Konvektion aufgrund unterschiedlicher Luftgeschwindigkeiten, auszuschalten.
- Bildung der Differenz zwischen abgeschätztem und gemessenem Wärmestrom $\dot{q}_{mess,0}$ (2) zum Zeitpunkt t_{start} .
- Der zu jedem Zeitschritt an die Fiala-FE Simulation zu übergebende Wärmestrom $\dot{q}_{sim,i}$ besteht nun aus der Summe des zum selben Zeitschritt gemessenen Wärmestroms $\dot{q}_{mess,i}$ und der Differenz zwischen abgeschätztem und gemessenem Wärmestrom $\dot{q}_{mess,0}$ zum Zeitpunkt t_{start} .

Messung:

Ändern sich die äußeren Bedingungen, z.B. durch ein kontinuierliches Absinken der Umgebungstemperatur T_a , so ist die Hauttemperatur einer realen Person T_{sk} bestrebt dieser Änderung mit einer bestimmten thermischen Trägheit zu folgen. Die Messstelle detektiert nun die Änderung jenes Wärmeeintrags (3) der notwendig ist, um trotz der veränderten Umgebungsbedingungen die Oberflächentemperatur der Messstelle auf konstant 34,4 °C zu halten. Dieser zusätzliche Wärmeeintrag (3) ist nun ein Maß dessen, wie weit sich die klimatischen Bedingungen der Umgebung verändert haben. Darin enthalten sind sowohl konvektive Effekte als auch Strahlungs- und Kontakteinflüsse. Es liegt demnach eine geeignete Größe vor, die Anstelle der tatsächlich vorherrschenden thermischen Bedingungen herangezogen werden kann, um eine Vorhersage darüber zu treffen, wie sich Thermophysiologie und Hauttemperatur eines realen Menschen verhalten würden.

Doch selbst unter der Annahme einer vollkommen genauen messtechnischen Erfassung, ist es unzulänglich die Änderung des Wärmeeintrags ohne weitere Umrechnung der Simulation zu übergeben. Der Grund hierfür liegt in der Differenz der Oberflächentemperatur (die noch immer auf einem konstanten Wert von 34,4 °C gehalten wird) zu jener Hauttemperatur, die sich bei einem realen Menschen unter denselben Bedingungen nach einer Zeit $t_{mess,1}$ einstellen würde. Auf diese Problematik soll zu einem späteren Zeitpunkt noch einmal eingegangen werden.

Nach Übergabe des, um den (korrigierten) Wert $\Delta \dot{q}_{mess,1}$ veränderten, Wärmestroms an das thermophysiological Modell (4) erfolgt anhand dessen eine Vorhersage jener lokalen Hauttemperaturen (5), die an den Messstellen des realen Manikin aufzuprägen sind (6). Nach Ablauf einer weiteren Zeit $t_{mess,2}$ erfolgt wieder eine Übergabe der gemessenen Wärmestromdifferenz $\Delta \dot{q}_{mess,2}$ (zum Vergleichspunkt $\dot{q}_{mess,0}$) an das thermoregulatorische Modell. Wiederum ist es unzulänglich die gemessene Wärmestromdifferenz ohne weiteres Zutun zu übernehmen, da sich während der Dauer der Messung $t_{mess,2}$ die Hauttemperatur eines realen Menschen um ein bestimmtes Maß verändert hätte. Nach Übergabe des, um den (korrigierten) Wert $\Delta \dot{q}_{mess,2}$ veränderten, Wärmestroms an das thermophysiological Modell (8) erfolgt wieder eine Vorhersage einer lokalen Hauttemperatur (9).

Theoretisches Konzept eines thermophysologisch Intelligenten Manikin

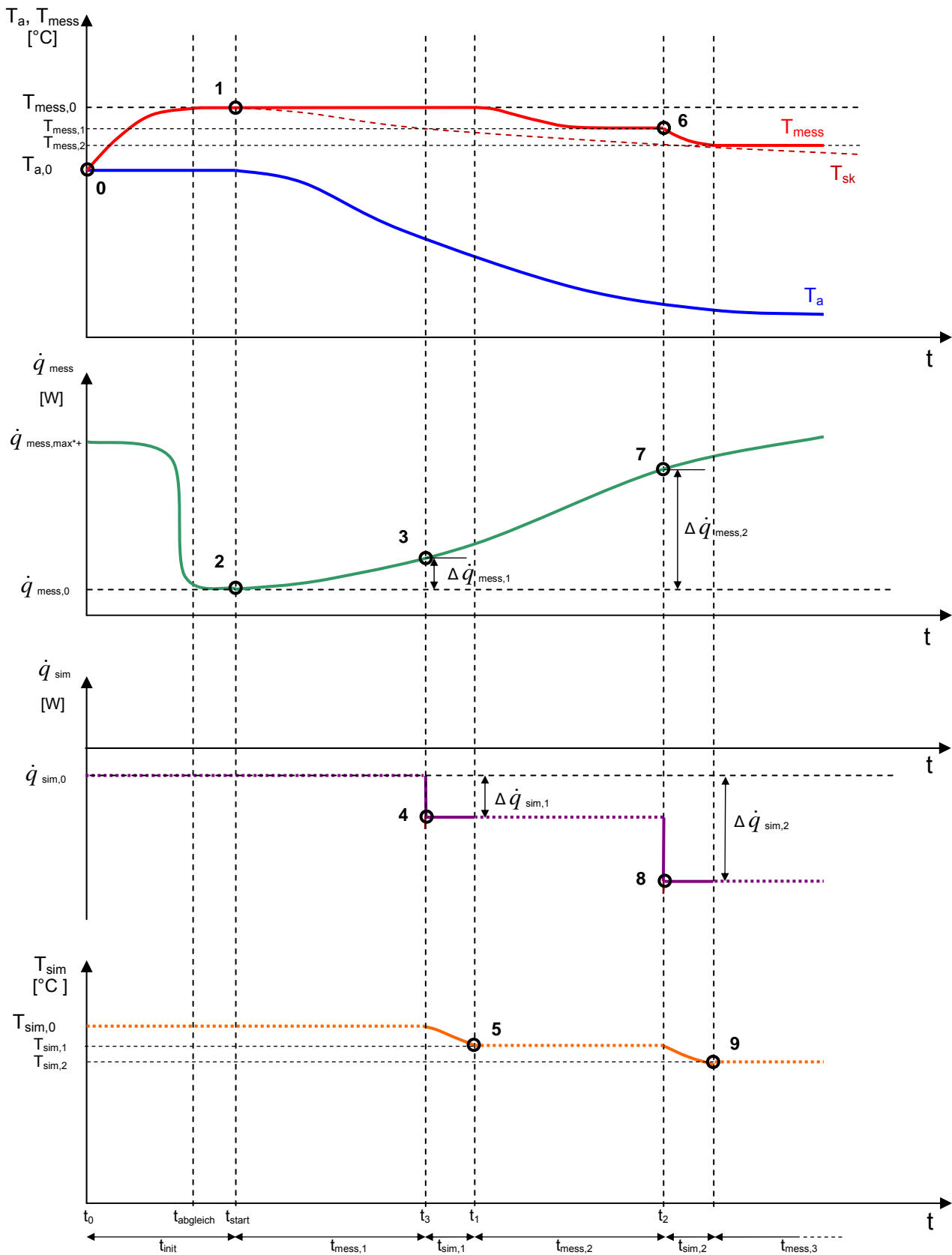


Bild 3.8 Schematische Darstellung der Entwicklung der thermischen und kalorischen Größen bei Umgebungstemperaturen $T_a < T_{sk}$. Umgebungstemperatur T_a , Oberflächentemperatur der Manikin-Messstelle T_{mess} , Wärmeabgabe (an die Umgebung) an der Messstelle \dot{q}_{mess} , Wärmeabgabe am thermophysiologicalen Simulationsmodell \dot{q}_{sim} , Hauttemperatur am thermophysiologicalen Simulationsmodell T_{sim} .

Um das in **Bild 3.8** skizzierte Prinzip besser verstehen zu können erfolgt an dieser Stelle ein kleiner Vorgriff auf die später unter Kapitel **3.4** beschriebene Evaluierung des Messablaufs. **Tabelle 3.2** zeigt einen Auszug der Ergebnisse aus einer THESEUS-FE Simulation unter Verwendung des thermophysiological Modells [Fiala 1998]. Bei dieser Simulation wurde ein virtueller Manikin, ausgehend vom thermisch neutralen Zustand, einer Umgebung ausgesetzt, deren Luft- und Umschließungsflächentemperatur kontinuierlich abfällt. Das Modell errechnet sich aus den thermischen Rahmenbedingungen (Konvektion und Strahlung als Funktion von Umgebungstemperatur, relativer Feuchte, Temperatur der Umschließungsflächen, Strömungsgeschwindigkeit der Luft, etc...) die lokale Hauttemperatur des betrachteten Körpersegments. Das Postprocessing erfolgte dabei alle 100 s.

time[sec]	T_sk[C]	T_sf[C]	T_w[C]	T_a[C]	v_a[C]	RH(%)	h_c_mlx[W/m2C]	q_conv[W/m2]	h_r[W/m2C]	q_rad[W/m2]	q_cont[W/m2]
0	35.474586	35.474586	0.0	26.0	0.05	40.0	2.8551548	-21.341106	0.0	-18.454132	0.0
1	100.0	35.3456	0.0	27.5	0.05	40.0	2.8583283	-21.425236	0.0	-19.686771	0.0
2	200.0	35.20877	0.0	27.0	0.05	40.0	2.859492	-23.47291	0.0	-19.575	0.0
3	300.0	35.175255	0.0	26.5	0.05	40.0	2.859927	-24.810596	0.0	-19.462439	0.0
4	400.0	35.046467	0.0	26.0	0.05	40.0	2.8600473	-25.873322	0.0	-19.359467	0.0
5	500.0	34.922543	0.0	25.5	0.05	40.0	2.8600302	-26.948748	0.0	-19.269175	0.0
6	600.0	34.80316	0.0	25.0	0.05	40.0	2.8599691	-28.036734	0.0	-19.191969	0.0

Tabelle 3.1 Auszug aus einem hdf-Dataset als Ergebnis einer gekoppelten THESEUS-FE Simulation.

Nun wird dieselbe Simulation noch einmal durchgeführt, nur mit dem Unterschied, dass sich die Software die lokalen Wärmeströme am virtuellen Manikin nicht mehr aus den Umgebungsbedingungen errechnet, sondern diese zu diskreten Zeitschritten vorgegeben werden. Bei den, an die zweite Simulation, übergebenen Wärmeströmen handelt es sich um die Summe aus konvektivem und Strahlungsanteil der ersten Simulation (**Bild 3.9**).

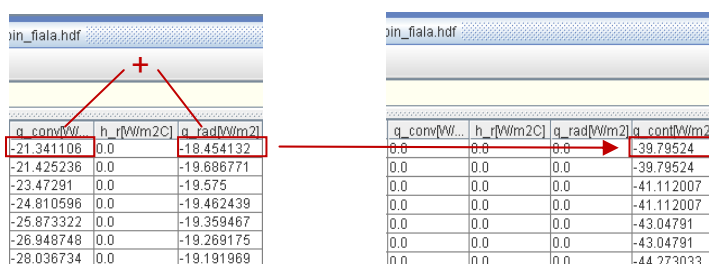


Bild 3.9 Addition der beiden Anteile aus Konvektion und Strahlung.

Tabelle 3.2 zeigt einen Auszug der Ergebnisse aus der zweiten THESEUS-FE Simulation unter Vorgabe lokaler Wärmeströme zu diskreten Zeitschritten. Die Simulation verläuft so, dass im Intervall von 100 s die Berechnung gestoppt und unter Verwendung einer neuen Randbedingung (Wärmestrom \dot{q}_{cont}) fortgesetzt wird. Die neue Randbedingung bleibt für die Dauer des nächsten Zeitschritts von abermals 100 s konstant. Umgelegt auf einen Mess-/Simulationszyklus entspricht die Zeit zwischen Simulations-Stopp und Fortsetzung der realen Zeit $t_{mess,i}$. Die beigefügten Zahlen entsprechen den in **Bild 3.8** verwendeten.

time[sec]	T_sk[C]	T_sf[C]	T_w[C]	T_a[C]	v_a[C]	RH[%]	h_c_mix[W/m2C]	q_conv[W/m2]	h_r[W/m2C]	q_rad[W/m2]	q_cont[W/m2]
0	35.474586	35.474586	0.0	28.0	0.05	40.0	2.8551548	0.0	0.0	0.0	-39.79524
1	35.33259	35.33259	0.0	28.0	0.05	40.0	2.8583283	0.0	0.0	0.0	-39.79524
2	35.3456	35.3456	0.0	27.5	0.05	40.0	2.859492	0.0	0.0	0.0	-41.112007
3	35.19788	35.19788	0.0	27.5	0.05	40.0	2.859927	0.0	0.0	0.0	-41.112007
4	35.19788	35.19788	0.0	27.0	0.05	40.0	2.8600473	0.0	0.0	0.0	-43.04791
5	35.133247	35.133247	0.0	27.0	0.05	40.0	2.8600302	0.0	0.0	0.0	-43.04791
6	35.133247	35.133247	0.0	26.5	0.05	40.0	2.8599691	0.0	0.0	0.0	-44.273033
7	34.946537	34.946537	0.0	26.5	0.05	40.0	2.8599207	0.0	0.0	0.0	-44.273033

Tabelle 3.2 Auszug aus einem hdf-Dataset als Ergebnis einer entkoppelten THESEUS-FE Simulation. Simulationsstopp und Restart alle 100s. (1) entspricht der lokalen Hauttemperatur und (2) dem lokalen Wärmeaustausch im thermisch neutralen Zustand.

Das Simulationsbeispiel soll zeigen, dass unter Verwendung einer diskreten Erfassung thermischer Rahmenbedingungen Ergebnisse zu erwarten sind, die realen Ereignissen entsprechen.

Die Hauptproblematik liegt nun in der bereits beschriebenen, unbekanntem „Proportionalität“ zwischen gemessener Wärmestromdifferenz und zu übergebendem Wärmestrom. Dabei handelt es sich um ein Thema das theoretisch nur sehr schwer zu behandeln ist. Um einen geeigneten Zusammenhang zwischen den beiden Wärmestromgrößen zu finden eignet sich ein praktischer Messaufbau, mit dessen Hilfe eine Reihe unterschiedlicher stationärer und transienter Versuche durchzuführen sind. Sehr wahrscheinlich handelt es sich nicht um einen konstanten Proportionalitätsfaktor, sondern um eine Größe die wiederum eine Abhängigkeit von der zeitlichen Ableitung der Hauttemperatur (bzw. des gemessenen Wärmestroms) aufweist. Jedoch ist eine solche Analyse innerhalb des, für diese Arbeit definierten, zeitlichen Rahmens nicht durchführbar.

Ein weiterer Schönheitsfehler in den bisherigen Überlegungen liegt in der Vernachlässigung der Verdunstungswärme. Jede reale Person gibt selbst unter kalten Bedingungen ein bestimmtes Maß an Wärme über Verdunstung an die Umgebung ab. Ist diese Wärmeabgabe bei Umgebungstemperaturen $T_a < 27^\circ\text{C}$ und geringer Aktivität vernachlässigbar gering und nahezu konstant, gewinnt sie bei höheren Temperaturen und Aktivitätsgraden an entscheidender Bedeutung. Der Anteil an Verdunstungswärme $\dot{q}_{sim,e}$ ist, für eine Vorhersage der sich einstellenden Hauttemperatur, der gemessenen (trockenen) Wärmeabgabe \dot{q}_{sim} hinzuzufügen. Daraus ergibt sich der tatsächlich auftretende Wärmestrom über die Haut \dot{q}_{sim} (siehe auch 3.3.3).

Fall 2: $T_a > T_{sk}$

Initialisierung:

Es sei angenommen, dass sich die Hardware vor der Initialisierung in einer Umgebung befindet, deren Temperatur T_a höher ist als die zu erwartende Hauttemperatur einer realen Person. Für die Initialisierung muss nun, durch eine innere Wärmeabfuhr $\dot{q}_{mess,max}$, eine Senkung der Oberflächentemperatur an der Messstelle $T_{mess,0}$ erfolgen und zwar so lange, bis die Oberflächentemperatur jener unter thermisch neutralen Bedingungen entspricht. Es empfiehlt sich stets vom Zustand thermischer Neutralität auszugehen, da es sich hierbei um einen wohl definierten Zustand handelt und sich demnach als Vergleichspunkt anbietet.

Messung:

Äquivalent zum Fall $T_a < T_{sk}$ beinhaltet nun jene Wärmeabfuhr $\Delta \dot{q}_{sim,1}$, die notwendig ist um die Oberflächentemperatur der Messstelle $T_{mess,0}$ auf konstant $34,4^\circ\text{C}$ zu halten, ein Maß dessen, wie weit sich die klimatischen Umgebungsbedingungen vom thermisch neutralen Zustand $\dot{q}_{mess,0}$ unterscheiden. Abermals liegt eine geeignete physikalische Größe vor, die anstelle der tatsächlich vorherrschenden thermischen Bedingungen herangezogen werden kann, um eine Vorhersage über Thermophysiology und Hauttemperatur eines realen Menschen zu treffen. Die exakte Übergabe von $\Delta \dot{q}_{sim,1}$ zum Zeitpunkt $t = t_{start}$ an das thermoregulatorische Modell ist wiederum nur denn möglich, wenn die Oberfläche der Messstelle dieselben thermischen Eigenschaften wie die menschliche Haut aufweist. Ist das

nicht der Fall so muss dieselbe Vorgehensweise (zur Bestimmung einer Korrekturgröße) herangezogen werden wie unter **Fall 1** beschrieben.

Bild 3.10 zeigt das grundsätzliche Verhalten von Hauttemperatur und Wärmeaustausch unter konstanten Umgebungsbedingungen. Die Vorgehensweise ist dieselbe wie im Fall $T_a < T_{sk}$. Da sich jedoch die Hardware in einer sehr warmen bis heißen Umgebung befindet, spielt die Evaporation eine entscheidende Rolle bei der Vorhersage der lokalen Hauttemperatur. Eine mathematische Berücksichtigung der evaporativen Komponente $\dot{q}_{sim,e}$ ist demnach maßgeblich. **Bild 3.11** zeigt den numerischen Ablauf der Prozesskette.

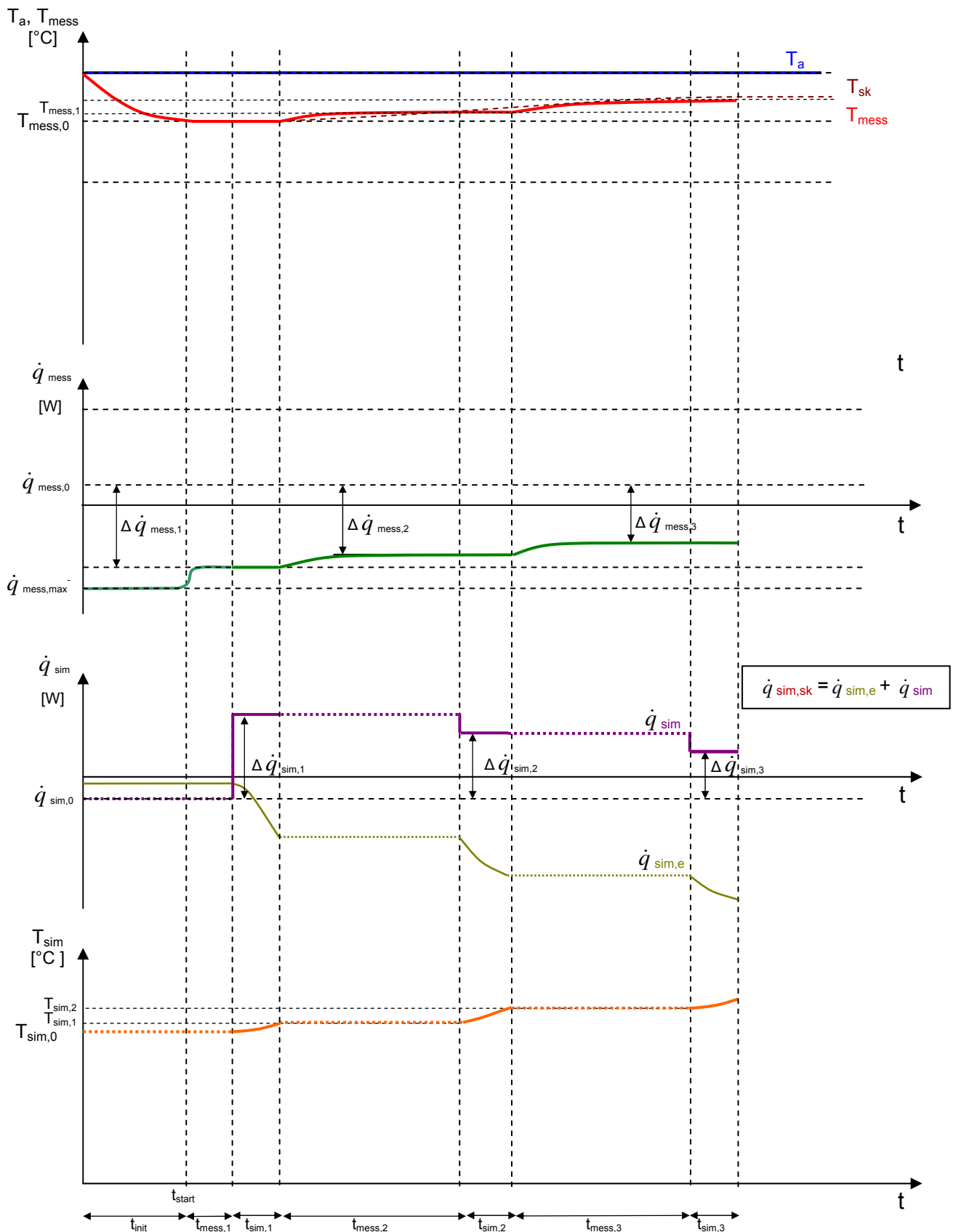


Bild 3.10 Schematische Darstellung der Entwicklung der thermischen und kalorischen Größen bei Umgebungstemperaturen $T_a > T_{sk}$ und unter Einbindung einer mathematisch ermittelten evaporativen Korrekturgröße $\dot{q}_{sim,e}$. Umgebungstemperatur T_a , Oberflächentemperatur der Manikin-Messstelle T_{mess} , Wärmeabgabe (nach innen) an der Messstelle \dot{q}_{mess} , Wärmeabgabe am thermophysiological Simulationsmodell $\dot{q}_{sim,sk}$, Hauttemperatur am thermophysiological Simulationsmodell T_{sim} .

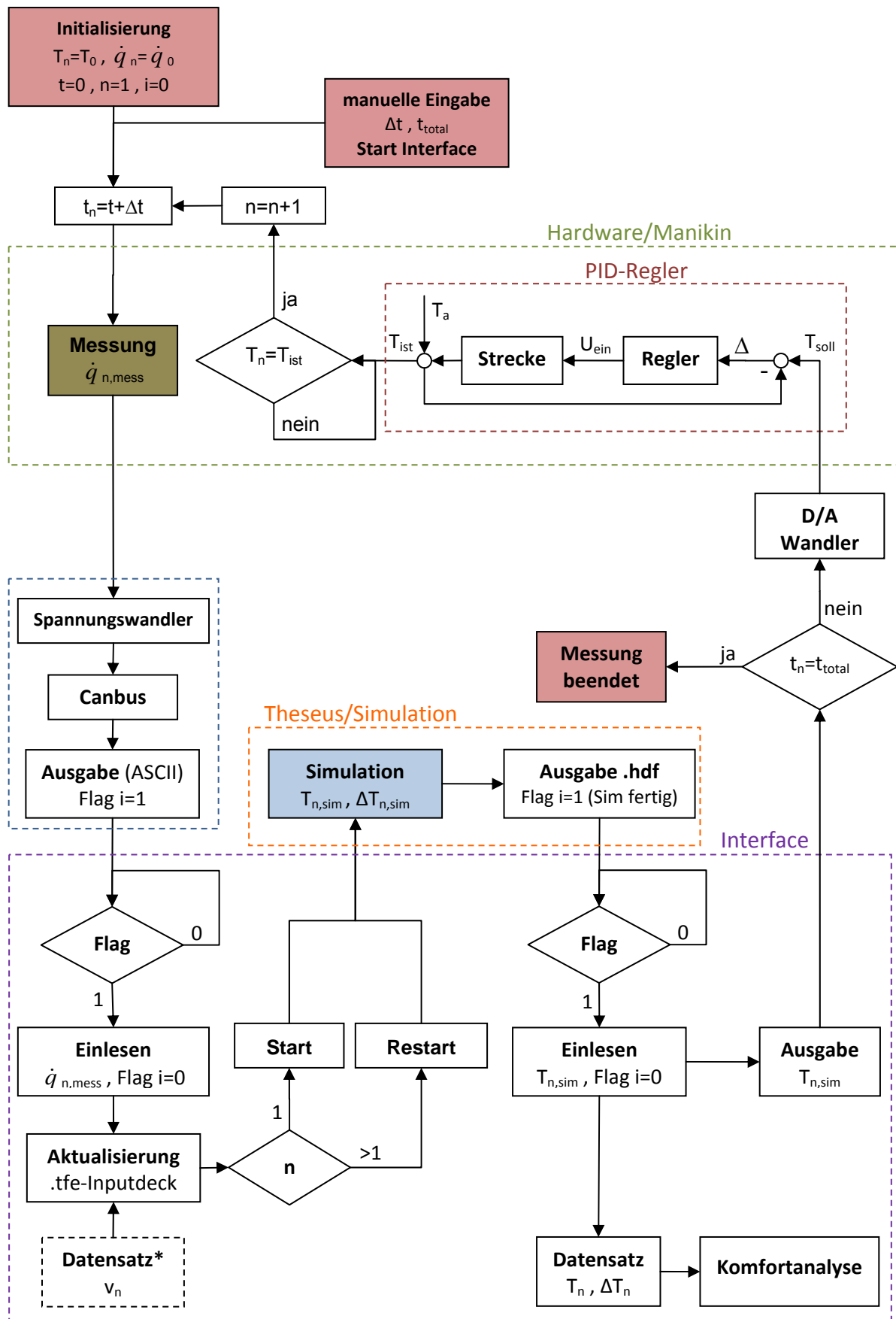


Bild 3.11 Numerischer Ablauf der Prozesskette Messung/Simulation (* optional)

3.3.3 Simulation der Evaporation

Selbst bei sehr kalten Umgebungsbedingungen und geringem Aktivitätsgrad ist beim menschlichen Körper ein bestimmtes Maß an Evaporation, also eine Wärmeabgabe durch Verdunstung, vorhanden. Bei steigender Temperatur verringert sich die Differenz zwischen der Umgebungstemperatur und die der Haut. Der menschliche Körper ist immer weniger in der Lage Wärme nach außen hin abzuführen, da der konvektive Übergang immer geringer wird. Steigt die Temperatur der Umgebung über die der Haut, ist der Körper gar nicht mehr in der Lage Wärme mittels Konvektion nach außen hin abzugeben. Im Gegenteil, der konvektive Anteil am Wärmeaustausch bewirkt sogar eine zusätzliche Erhöhung der Hauttemperatur. Aus diesem Grund beginnt der Mensch ab einer Umgebungstemperatur von ca. 27 °C zu schwitzen. Die Ausscheidung von Feuchtigkeit entspricht einer Wärmeabgabe durch Evaporation und resultiert in einer Senkung der Hauttemperatur.

Um das System *Hardware* so einfach als möglich konstruktiv realisieren zu können erfolgt keine hardwareseitige Einbindung der Verdunstung (z.B. durch Feuchteabgabe über Membranen). Die Berücksichtigung der Evaporation erfolgt ausschließlich simulationsseitig. Ausschlaggebend dafür ist die Übergabe der lokal vorherrschenden effektiven Strömungsgeschwindigkeit der umgebenden Luft. Nach Gleichung 3.1 bzw. 2.9 errechnet sich daraus der örtliche gemischte Wärmeübergangskoeffizient $h_{c,mix}$ bzw. der Wärmeübergangskoeffizient der Verdunstung $U_{e,cl}^*$ (siehe 2.2.1.2)

$$h_{c,mix} = \sqrt{a_{nat} \sqrt{|T_a - T_{sf}|} + a_{frc} v_{a,eff} + a_{mix}} \quad (3.1)$$

$$U_{e,cl}^* = \frac{1}{\sum_{Layer} R_{ecl,lay}^* + \frac{1}{f_{cl}^* h_{c,mix} L_a}} \quad (2.9)$$

3.3.3.1 Integration einer Strömungssimulation in den Messablauf

Die messtechnische Bestimmung der lokalen Geschwindigkeit bzw. des konvektiven Wärmeübergangskoeffizienten ist vor allem im bekleideten Zustand schwer realisierbar. Oftmals werden Klimasysteme in thermisch konditionierbaren Kammern getestet und abgestimmt. Die Regelungsvorgänge eines solchen Klimasystems sind dabei bekannt (z.B. Klappenstellungen und Durchflussmenge als Funktion der Umgebungstemperatur). Es bietet sich also an, die lokal vorherrschenden, effektiven Strömungsgeschwindigkeiten der Luft aus einer CFD-Simulation zu ermitteln und als zeitabhängige Parameter zur Berechnung der lokalen Wärmeübergangskoeffizienten an die Software zu übergeben. **Bild 3.12** zeigt ein Beispiel eines vollständigen Messablaufs.

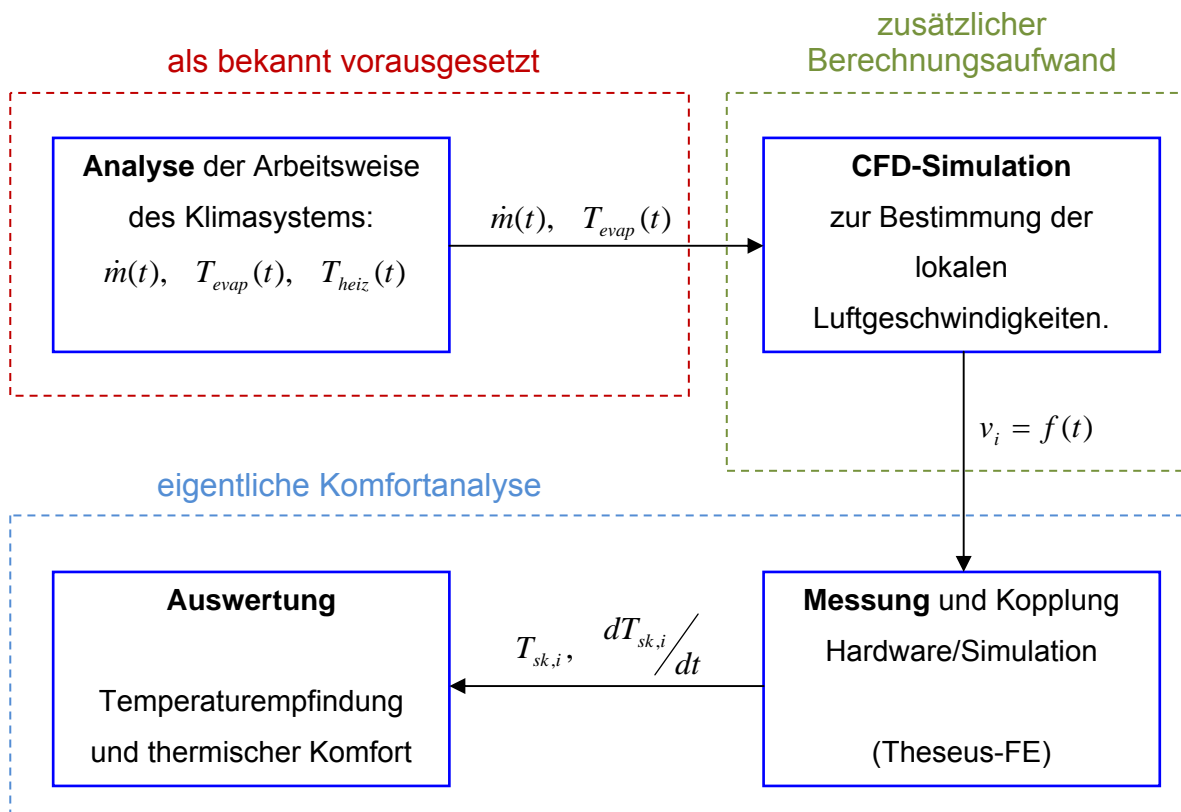


Bild 3.12 Vollständige Ablaufkette einer Messung zur Bestimmung der Temperaturempfindung und thermischen Behaglichkeit.

Solch eine Vorgehensweise ist jedoch nur dann zweckmäßig, wenn seitens des Herstellers die Arbeitsweise des Klimasystems aus einem anderen Entwicklungsbereich bereits bekannt ist. Der Aufwand der zu betreiben ist, um alleinig zum Zwecke einer Komfortbetrachtung eine Analyse der Arbeitsweise

durchzuführen, wird für die meisten Hersteller den daraus gewonnenen Erkenntnissen nicht gerecht werden. Auch zeigt die Validierung des theoretischen Konzepts (siehe **3.4.4.1**), dass der Einfluss einer Berücksichtigung lokaler Geschwindigkeitswerte auf die Berechnung der Evaporation nur sehr gering ist.

Eine theoretische Möglichkeit lokale Geschwindigkeiten ohne Verwendung eines zusätzlichen Berechnungsaufwand zu berücksichtigen stellt die Entwicklung einer Standardkleidung dar, die mit einer Vielzahl kleiner, oder auch großflächiger Geschwindigkeitsmessstellen versehen ist. Dieses Konzept muss jedenfalls so gestaltet sein, dass unter Verwendung der Geschwindigkeitssensoren kein (oder zumindest ein kalkulierbarer) störender Einfluss auf die Wärmeübertragung entsteht.

3.4 Validierung der Schnittstelle Manikin/Simulation

Ziel dieses Abschnitts ist die Validierung der Kopplung Hardware/Simulation anhand virtueller Methoden. Da die Hardware selbst zu diesem Zeitpunkt noch nicht zur Verfügung steht, erfolgt eine imitierte Übergabe der Wärmeströme. Um abschätzen zu können, in welchem Rahmen sich diese Wärmeströme, bei Vorhandensein bestimmter Umgebungsbedingungen, bewegen, erfolgt vorab eine THESEUS-FE Simulation für eine genaue Analyse der Wärmeverteilung. Da im Allgemeinen auch konvektive Effekte mit einfließen, soll aus einer stationären CFD-Simulation eine Verteilung der effektiven Geschwindigkeit am Manikin gewonnen werden.

Die aus der THESEUS-FE Simulation gewonnenen, lokalen Wärmeströme werden in diskreten Zeitschritten von 100 s an das Interface und in weiterer Folge an die entkoppelte Simulation übergeben. Der Ausdruck „entkoppelt“ steht dabei für die geometrische Ungebundenheit. Das heißt, dass die Simulation keine geometrischen Informationen aus der Umgebung benötigt, um aus Wärmestrahlung, Konvektion oder Kontakt einen Rückschluss auf den Wärmestrom zu ziehen. Unter Verwendung der übergebenen Wärmeströme soll nun gezeigt werden, dass die entkoppelte Simulation in der Lage ist, aus der bloßen Übergabe lokaler Wärmeströme dieselben Hauttemperaturen zu berechnen, wie aus der gekoppelten, geometrieabhängigen Simulation ermittelt.

3.4.1 Räumliche Gegebenheiten

Die für die Validierung verwendete Geometrie stellt den räumlichen Rahmen der Untersuchung dar. Als solcher dient einerseits der vereinfachte Umriss eines Boeing 737-Cockpits mit Pilot und Copilot, andererseits die Nachahmung einer bemannten Sitzreihe einer Flugzeugkabine (**Bild 3.13**). Die dafür verwendeten virtuellen Personen sind nach der Theorie von FIALA-FE in Sektoren und Segmente unterteilt (siehe **2.4.4** und **2.4.2**).

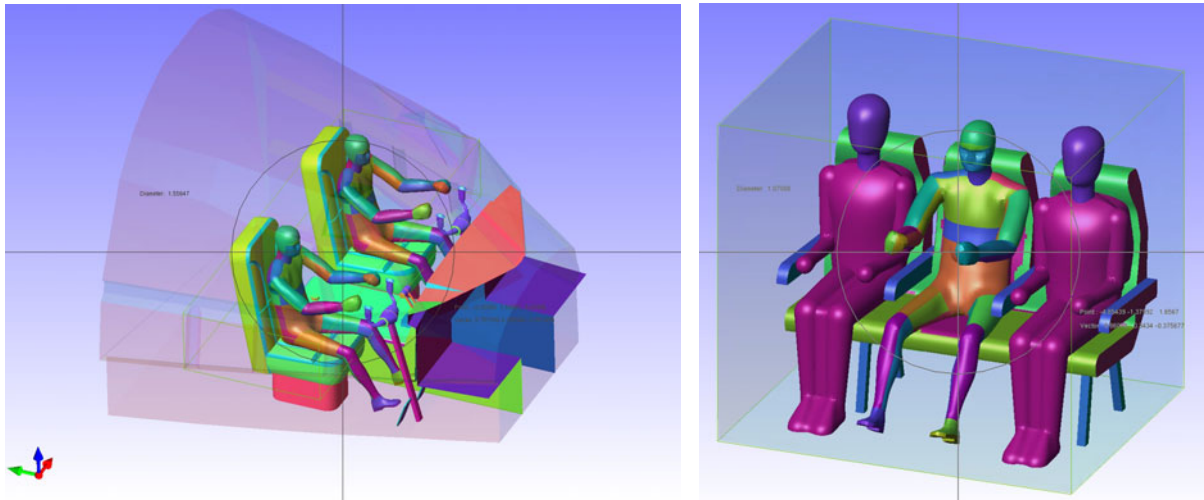


Bild 3.13 Geometrie eines Cockpits einer Boing 737 mit Pilot und Copilot und einer Sitzreihe mit drei Passagieren.

3.4.2 Geschwindigkeitsverteilung am Manikin

Die Vorgabe einer lokalen, effektiven Geschwindigkeit am Manikin dient einerseits der Einflussnahme konvektiver Wärmeübergänge, andererseits der Berechnung der Evaporation. Die Ermittlung dieser Geschwindigkeitsverteilung erfolgt anhand einer CFD-Simulation unter stationären Bedingungen. Im Cockpit strömt die Luft mit $0,025 \text{ kg/s}$ aus einer am Panel angebrachten Düse. In der Kabine sind die Luftauslässe über Kopf angeordnet.

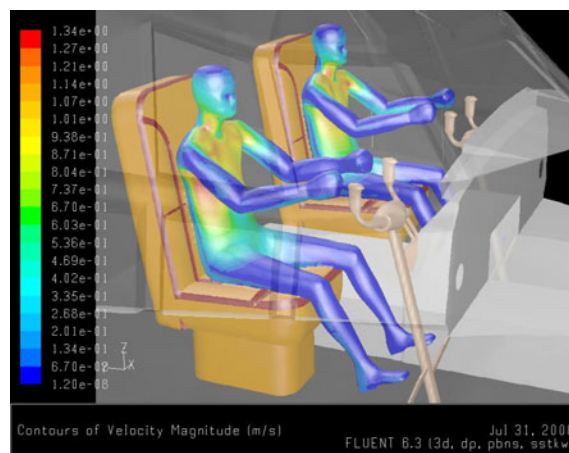


Bild 3.14 Geschwindigkeitsverteilung an Pilot und Copilot in einem belüfteten Cockpit.

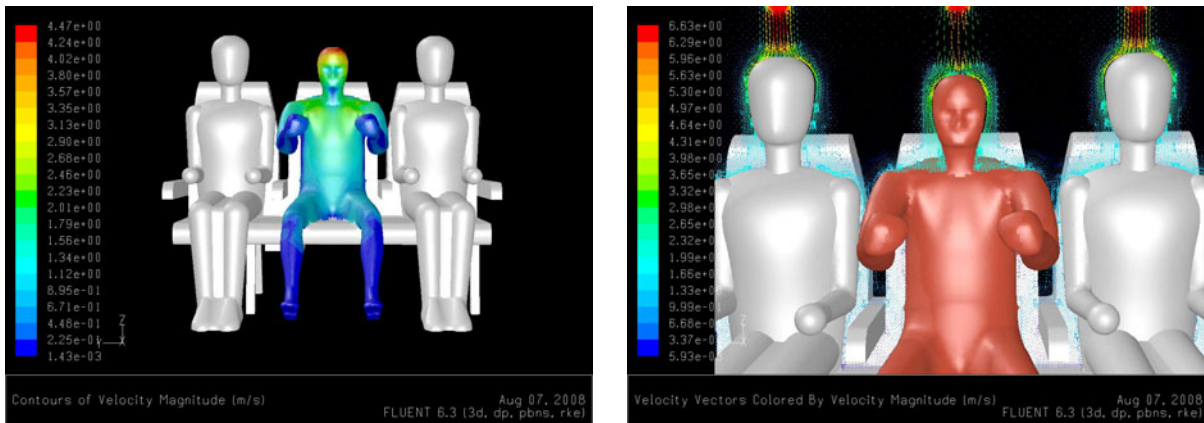


Bild 3.15 Geschwindigkeitsverteilung am Passagier in einer belüfteten Passagierkabine.

3.4.3 Berechnung der Wärmeverteilung

Anhand der Sitzreihe erfolgt eine Simulation unter warmen Bedingungen. Der Passagier befindet sich zu Beginn der Simulation in einer Umgebung von $T_0 = 28 \text{ °C}$. Seine beiden Sitznachbarn besitzen eine Oberflächentemperatur von 32 °C . Von den insgesamt sechs Umschließungsflächen besitzen nur drei einen Strahlungseinfluss (Decke, Boden, rechte Seitenwand). Die anderen drei sollen die Öffnung des Raumes (Passagierkabine) simulieren und besitzen deshalb einen vernachlässigbar geringen Strahlungseinfluss. Von außen einwirkende thermische Größen (Sonnenstrahlung, etc.) haben keinen Einfluss auf die Simulation.

Luft: $T_0 = 28 \text{ °C}$
 $rh = 20 \text{ %}$

Strahlung: $T_{rad} = 28 \text{ °C}$

Passagiere: $T_{sf} = 32 \text{ °C}$

Ventilation: $T_{aus} = 20 \text{ °C}$
für $20 < t_{sim} < 40 \text{ min}$

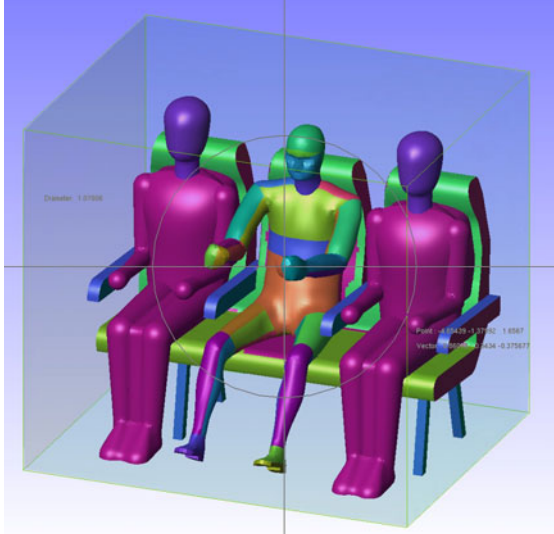


Bild 3.16 Aufgabenstellung für die Simulation der Wärmeverteilung in der Sitzreihe.

Bild 3.17 zeigt die Verteilung der Wärmeströme aus Wärmestrahlung und konvektivem Anteil über den Manikin (Passagier) nach $t_{sim} = 2400$ s. Der zu jedem Zeitschritt und für jedes Körpersegment an die entkoppelte Simulation zu übergebende Wärmestrom ergibt sich aus der Summe dieser beiden Anteile. Im Falle einer Kontaktbedingung ist der konduktive Anteil zu übernehmen.

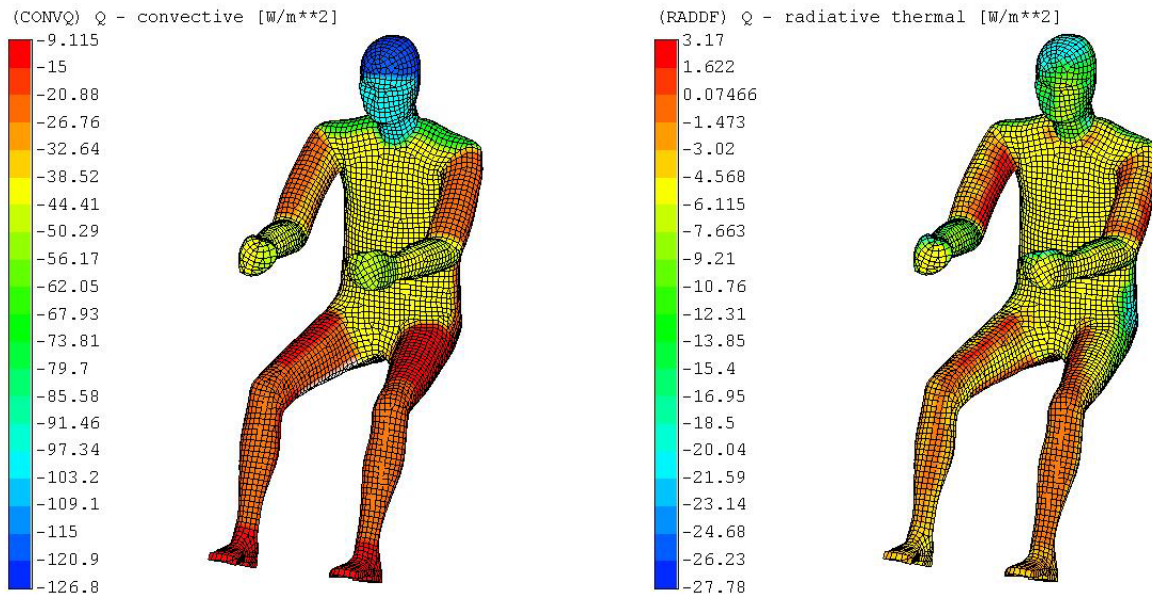


Bild 3.17 Wärmeströme aus Wärmestrahlung und konvektivem Anteil.

Mit Hilfe der Cockpitgeometrie erfolgt eine Simulation unter heißen Bedingungen mit dem Ziel einer genaueren Betrachtung der mathematisch ermittelten Evaporation. Pilot und Copilot befinden sich zu Beginn der Simulation in einer Umgebung von $T_0 = 32$ °C. Die Temperatur außerhalb des Cockpits beträgt $T_a = 35$ °C. Die Intensität der Sonneneinstrahlung ist $I_{sun} = 1000$ W/m². Nach 20 min strömt für weitere 20 min über die Ventilation Luft auf den Piloten. Der Copilot ist von dieser Luftströmung unberührt (Definition einer freien Konvektion in der Wärmeberechnung).

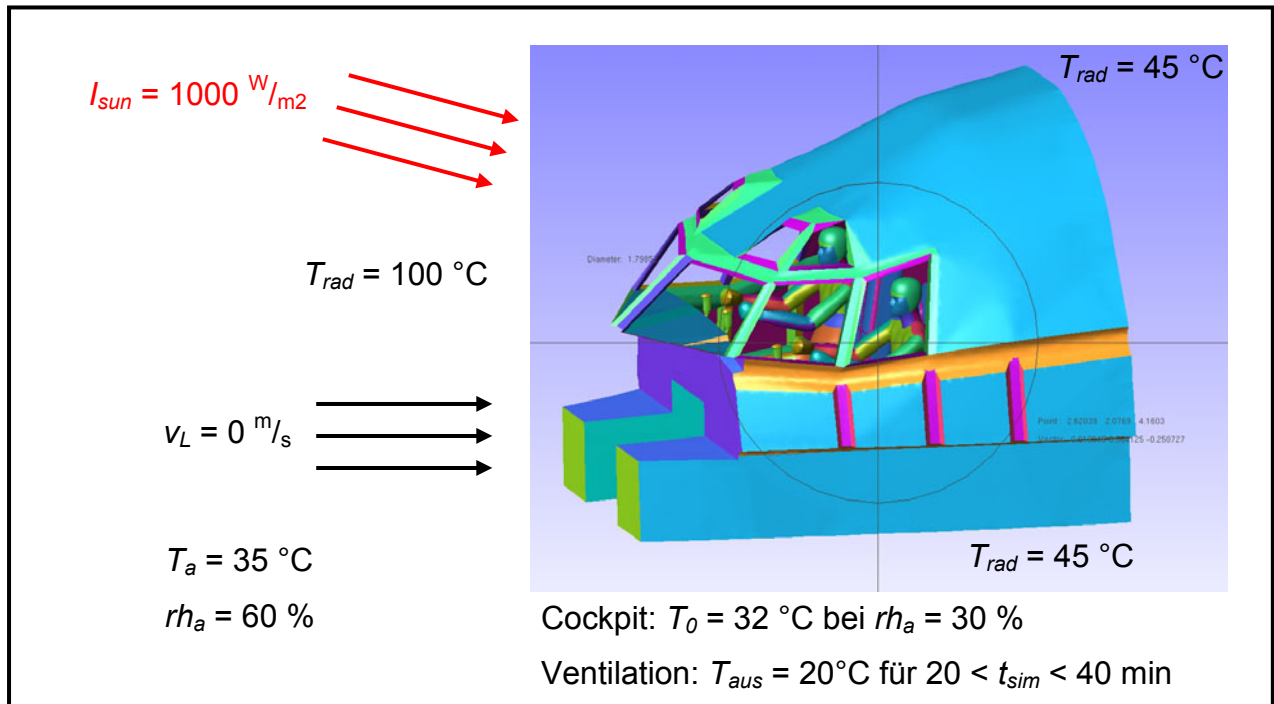


Bild 3.18 Aufgabenstellung für die Simulation der Wärmeverteilung im Cockpit

Die beiden gewählten Beispiele verhalten sich insofern ähnlich, da in beiden Fällen ein Luftstrom eine kühlende Wirkung zur Folge hat, abhängig von der jeweiligen Körperregion. Vom umgekehrten Fall, nämlich dem eines Aufheizvorganges, wurde Abstand genommen, da für die (rein analytische) Bestimmung der Wärmeströme eine ausführliche (zusätzliche) Kopplung zwischen CFD- und Wärmesimulation erforderlich ist.

3.4.4 Ergebnisse

Die Ergebnisse zeigen den Vergleich ausgewählter Hauttemperaturen zwischen entkoppelter und geometrieabhängiger Simulation. Die entkoppelte Simulation wurde zum Zwecke der Auswertung so durchgeführt, dass die Ergebnisse simultan erscheinen. In der Realität hinkt die entkoppelte Simulation der gekoppelten um einen Zeitschritt nach.

3.4.4.1 Vergleich der lokalen Hauttemperaturen für Pilot und Copilot

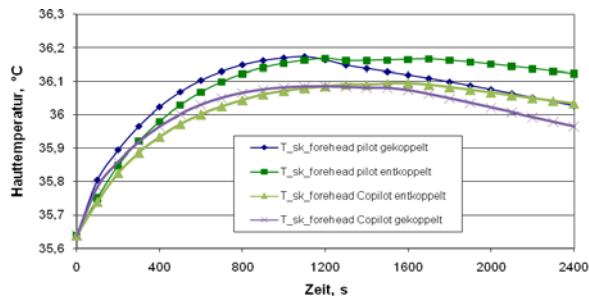


Bild 3.19 T_{sk} Forehead

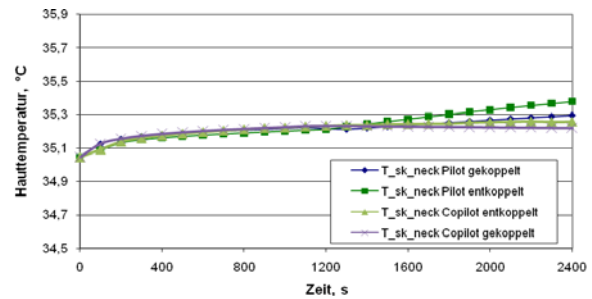


Bild 3.20 T_{sk} Nacken

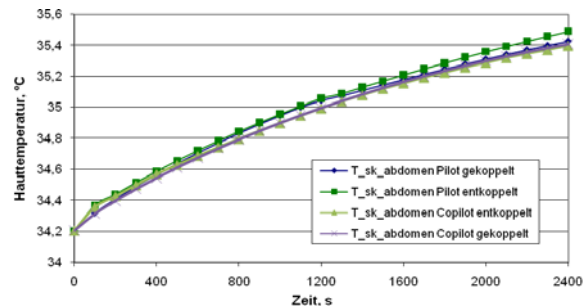


Bild 3.21 T_{sk} Abdomen (anterior)

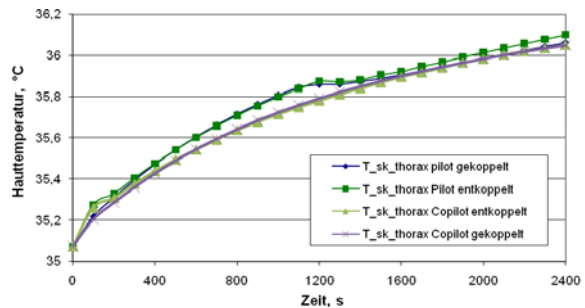


Bild 3.22 T_{sk} Thorax (anterior)

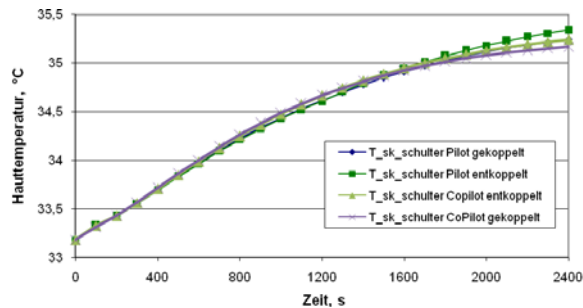


Bild 3.23 T_{sk} linke Schulter

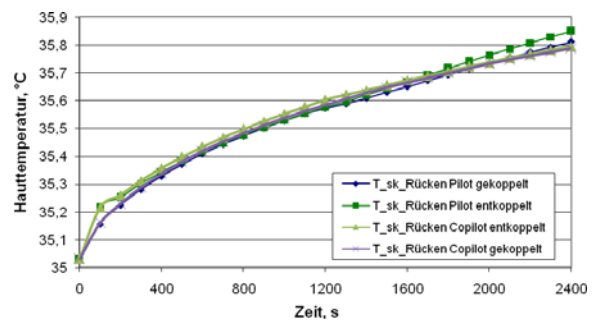


Bild 3.24 T_{sk} oberer Rücken

Theoretisches Konzept eines thermophysiological Intelligenten Manikin

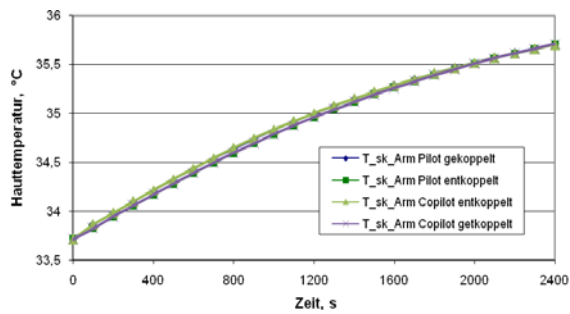


Bild 3.25 T_{sk} linker Unterarm

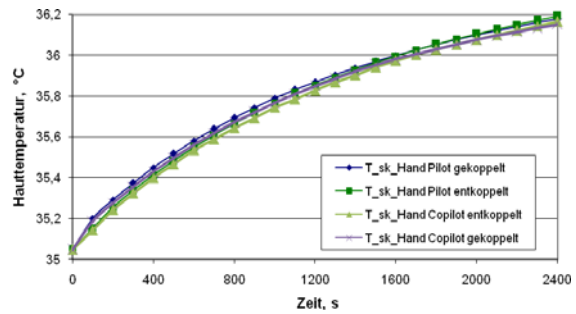


Bild 3.26 T_{sk} linker Handrücken

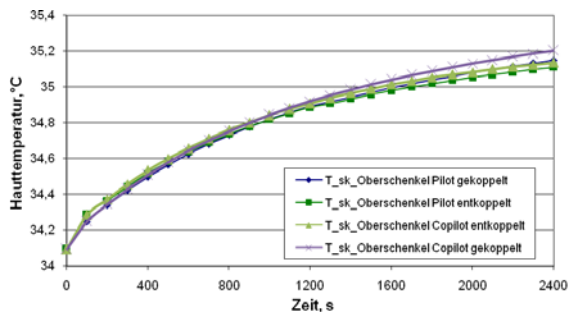


Bild 3.27 T_{sk} rechter Oberschenkel (anterior)

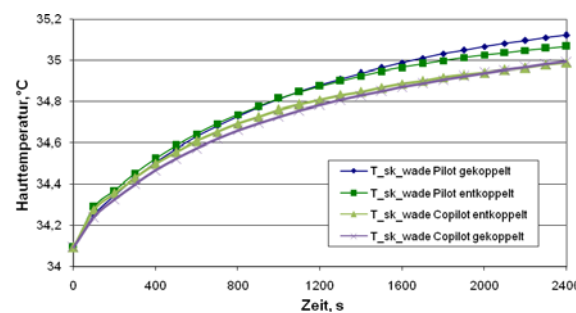


Bild 3.28 T_{sk} linke Wade

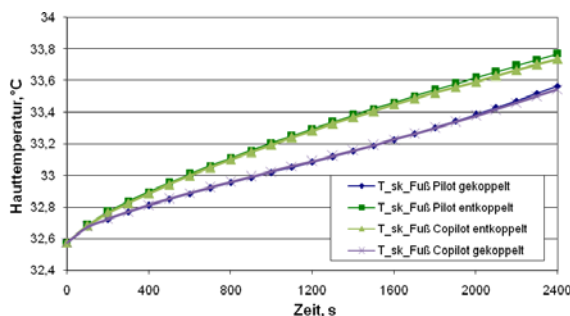


Bild 3.29 T_{sk} linker Fuß (instep)

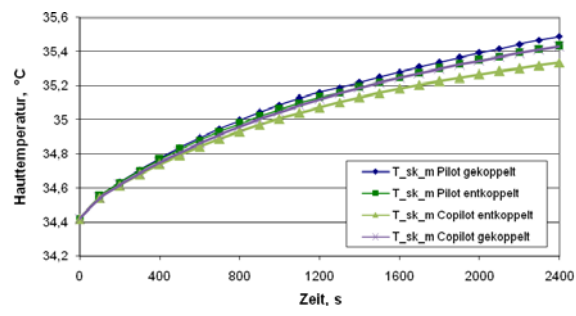


Bild 3.30 T_{sk} gemittelt

Die Auswertung zeigt, mit Ausnahme des Fußes (**Bild 3.28**), eine durchwegs gute Übereinstimmung zwischen gekoppelter und entkoppelter Simulation. Die leichte Divergenz bei fortschreitender Simulation lässt sich durch die Übergabe der Wärmeströme zu diskreten Zeitschritten erklären. Je größer dieser Zeitschritt desto größer die Divergenz. Erstrebenswert scheint demnach eine „quasikontinuierliche“ Verbindung zwischen Messung und Simulation. Vorsicht ist auch bei zu kleinen Zeitschritten geboten, da diese leicht zu einem „Überschießen“ zeitlicher Ableitungen führen.

Auffällig ist der deutliche Rückgang der Divergenz bei den Ergebnissen für den Copiloten. Die Erklärung hierfür liegt in der Berechnung der Evaporation. Während

der Pilot inhomogen umströmt wird, weist der Copilot eine homogene Geschwindigkeitsverteilung auf ($v = 0,06 \text{ m/s}$). In der jetzigen THESEUS-FE Version v2.2 benutzt der Solver für die Berechnung der lokalen Evaporation eine globale Größe für die Strömungsgeschwindigkeit (gilt nur für den entkoppelten Modus und im Zusammenhang mit der Aufprägung von Wärmeströmen). Dies führt speziell bei großen Geschwindigkeitsdifferenzen am Manikin zu Abweichungen, da es nicht möglich ist alle Bereiche gleichermaßen genau vorzudefinieren. Der Unterschied zwischen den Kurvenpaaren von Pilot und Copilot für $t < 20$ min resultiert, speziell für den Kopf, aus der inhomogenen Sonneneinstrahlung in das Cockpit.

Bei fast allen Segmenten zeigen die Ergebnisse von Beginn an leichte Abweichungen. Für den Fuß ist diese außergewöhnlich stark ausgeprägt. Der Grund hierfür liegt in der geometrischen Modellierung des Manikin. In **Bild 3.3** wurde das Solver-interne Modell dargestellt. Dieses besteht, mit Ausnahme des Kopfes, aus zylindrischen Körpern, die einzelne Körperteile des Manikin repräsentieren. **Bild 3.2** zeigt den Schnitt durch ein Körpersegment. Darin ist ersichtlich, dass die Außenseite der Bekleidungsschicht aufgrund des größeren Radius zum Segment-Mittelpunkt eine größere Fläche aufweist als die der äußeren Hautschicht. Der aus der gekoppelten Simulation gewonnenen Wärmeströme in W/m^2 bezieht sich auf die jeweils äußersten Schichten (bei vorhandener Kleidung auf die äußere Fläche der Bekleidungsschicht). Die Referenzfläche, der an die entkoppelte Simulation zu übergebenden Wärmeströme, ist jedoch die der äußeren Hautschicht. Daraus ergibt sich absolut gesehen eine Abweichung, die umso größer wird, je größer die Dicke der Bekleidungsschicht ist. Da der Fuß mit festem, im Verhältnis zur restlichen Bekleidung, dickem Schuhwerk versehen ist, kommt es zu einer dementsprechend großen Abweichung.

Die Option des Aufprägens von Wärmeströmen auf die Haut stellt eine erst kürzlich vorgenommene Weiterentwicklung der THESEUS-FE Simulationssoftware dar und ist zu diesem Zeitpunkt nur als v2.2 Beta-Release verfügbar. In der kommenden Version v3.0 werden die angesprochenen Probleme berücksichtigt und eine hierfür geeigneten Optionen eingebunden.

3.4.4.2 Komfortbetrachtung für den Passagier

Die Betrachtung der Komfortbeurteilung und Temperaturempfindung nach der Theorie von Zhang [2003] liefert, relativ gesehen, ebenfalls vernünftige Ergebnisse. Leider beinhaltet die Arbeit von Zhang keine hierfür geeigneten praktischen Versuche, sodass eine Validierung der absoluten Werte noch einer eingehenden Untersuchung bedarf. Eine solche Validierung sollte unter Verwendung der kommenden THESEUS-FE Version erfolgen, um die bereits angesprochenen Abweichungen (siehe 3.4.4.1) zu minimieren.

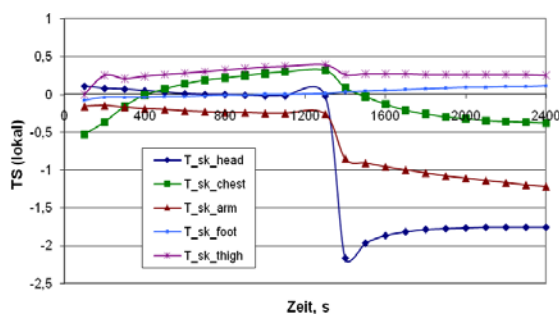


Bild 3.31 Lokale Temperaturempfindung

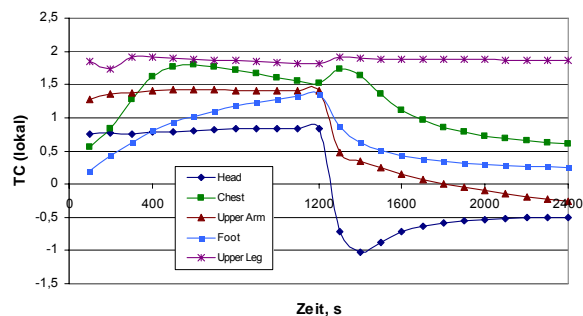


Bild 3.32 Lokaler Komfort

Zum Zeitpunkt $t = 1300s$ kommt es am Manikin zu einer plötzlichen Änderung der lokalen Strömungsgeschwindigkeiten, deren zeitliche Ableitung an unbedeckten Körperstellen zu einem „Überschießen“ führt. Das dieses Überschießen bei der globalen Temperaturempfindung nach der Theorie von Fiala ebenfalls dermaßen ausgeprägt erscheint, ist ein wenig überraschend und zeigt offensichtlich die Unterschiede zwischen den beiden Komfortmodellen. Der Grund hierfür liegt möglicherweise in der Auslegung des Modells für große Zeitschritte. Die Experimente die Fiala anwandte, um sein Modell zu validieren, verliefen in der Regel über einen Zeitbereich von 180 bis 240 Minuten bei einem Zeitschritt von 5 Minuten. Je größer der Zeitschritt desto mehr kommt es zu einer „Glättung“ von Temperatursprüngen. Der von Fiala entwickelte *DTS* Index ist in seiner ursprünglichen Form demnach für kleine Zeitintervalle weniger empfehlenswert. Das in THESEUS-FE integrierte Modell (FIALA-FE) implizierte aus diesen Gründen eine Beschränkung der zeitlichen Ableitung der Hauttemperatur auf maximal 8 °C/hr .

Theoretisches Konzept eines thermophysiological Intelligenten Manikin

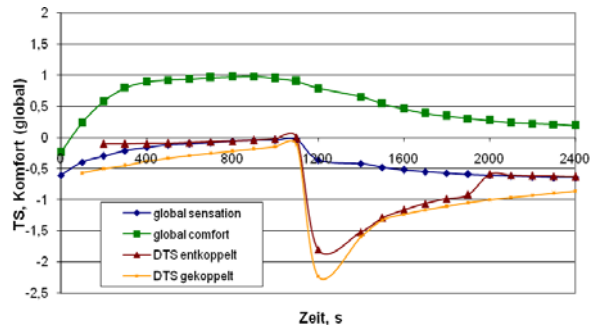


Bild 3.33 Globaler Komfort und Temperaturempfindung nach Fiala (*DTS*) und Zhang (*TS*).

3.5 Zusammenfassung

Das Kapitel diente der theoretischen Konzeption eines Messsystems zur Bestimmung der thermischen Behaglichkeit, unter Berücksichtigung der Reaktionen des menschlichen Körpers auf bestimmte thermische Gegebenheiten. Ziel war es, einen einfachen Weg zu finden, um diese thermischen Gegebenheiten zu erfassen und in geeigneter Form an ein thermoregulatorisches Modell zu übergeben. Dieses besitzt in Folge die Aufgabe, aufgrund der klimatischen Veränderungen jene lokalen Hauttemperaturen vorherzusagen, die sich bei einem Menschen einstellen würden, wenn sich dieser in derselben thermischen Umgebung befindet.

Um thermische Gegebenheiten bzw. deren Veränderungen in der Umgebung zu erfassen, bedient sich das Konzept eines einfachen physikalischen Zusammenhangs: Ein Objekt, das es schafft seine Oberflächentemperatur konstant zu halten, kann als Maß für die Veränderung der Umgebungsbedingungen seinen Wärmeaustausch mit der Umgebungen heranziehen. Oder anders gesagt: der absolute Wert des, an der Oberfläche detektierten, Wärmestroms ist abhängig von den außen anliegenden thermischen Bedingungen. Dasselbe gilt für die Betrachtung der zeitlichen Änderung des Wärmestroms. Das thermophysiological Modell bedient sich in weitere Folge dieser kalorischen Größe um abhängig von den detektierten „Umgebungsbedingungen“ eine Verteilung der lokalen Hauttemperatur zu berechnen.

Die Schwierigkeit dieser Vorgehensweise liegt in der Tatsache, dass für die Dauer einer Messung (innerhalb eines einzigen Zeitschritts) die Hauttemperatur einer realen Person, die sich in derselben thermischen Umgebung befindet, nicht konstant bleibt. Der detektierte Wärmestrom ist demnach ungleich dem Wärmestrom über die Haut der realen Person. Es ist deshalb notwendig, den an das thermoregulatorische Modell zu übergebenden Wärmestrom entsprechend zu korrigieren.

Ein Messzyklus besteht demnach, ausgehend von einem thermisch neutralen Zustand, aus:

- einer lokalen Messung der sensiblen Wärmeabgabe (bzw. -aufnahme) an der Oberfläche des Manikin unter kurzfristigem Konstanthalten der Oberflächentemperatur.
- der Übergabe der gemessenen und korrigierten Wärmeabgabe (bzw. -aufnahme) an das thermophysilogische Modell.
- der Berechnung einer neuen Hauttemperatur aufgrund der Änderung der Umgebungsbedingungen und damit auch der Wärmeabgabe (bzw. -aufnahme).
- dem Aufprägen und kurzfristigem Konstant halten der neu errechneten, lokalen Hauttemperaturen auf die Oberfläche des Manikin.

Um den thermischen Manikin bzw. dessen Messstellen so einfach als möglich konstruktiv realisieren zu können, erfolgt keine hardwareseitige Einbindung der Verdunstung (z.B. durch Abgabe von Feuchte über Membranen). Die Berücksichtigung der Evaporation erfolgt ausschließlich simulationsseitig. Ausschlaggebend dafür ist die Übergabe der lokal vorherrschenden effektiven Strömungsgeschwindigkeit der umgebenden Luft. Anhand der Validierung des theoretischen Konzepts ist jedoch zu erkennen, dass bei bloßer Angabe einer globalen Strömungsgeschwindigkeit keine großen Abweichung zu erwarten sind.

Unter Verwendung der entwickelten Schnittstelle zwischen Manikin und thermophysilogischem Modell zeigte sich bei dessen Validierung eine gute Übereinstimmung bei der Vorhersage der lokalen Hauttemperaturen. Offen bleibt zu diesem Zeitpunkt noch die Analyse des Zusammenhangs zwischen gemessenem Wärmestrom und zu übergebender Größe. Um diesen zu analysieren, eignet sich ein praktischer Messaufbau, mit dessen Hilfe eine Reihe unterschiedlicher stationärer Versuche durchzuführen sind. Sehr wahrscheinlich handelt es sich nicht um einen konstanten Faktor, sondern um eine Größe die wiederum eine Abhängigkeit von der zeitlichen Ableitung der Hauttemperatur aufweist.

Die Darstellung einer Möglichkeit zur praktischen Umsetzung der am Manikin anzubringenden Messstellen erfolgt im folgenden Kapitel.

4 Theoretischer und praktischer Aufbau einer Messstelle

4.1 Einführung

Grundsätzlich ist von einer Unterscheidung zweier Lastfälle auszugehen: die Umgebungstemperatur ist größer oder kleiner als die Temperatur an der Hautoberfläche. Bei Berücksichtigung der Wärmestrahlung lässt sich diese Unterscheidung weiter präzisieren: der Wärmeaustausch mit der Umgebung ist entweder eine positive (Zufuhr) oder negative (Abfuhr) Größe. Im Falle einer rein negativen Größe (d.h. die vom Körper produzierte Wärme wird an die Umgebung abgeführt) ist der Aufbau einer Messstelle verhältnismäßig einfach. Eine Wärmequelle produziert jenen Anteil an Wärme der notwendig ist, damit sich die gewünschte Hauttemperatur, in Abhängigkeit von den klimatischen Bedingungen, einstellt.

Im Falle sehr heißer Umgebungsbedingungen reagiert der menschliche Körper mit Flüssigkeitsabscheidung (Schweißbildung). Als Folge dieser Reaktion kommt es zu einem kühlenden Effekt an der Hautoberfläche. In ähnlicher Weise ist eine solche Kühlung auch für die Messstelle notwendig. Das muss über die Realisierung einer Wärmesenke, z.B. in Form eines Peltier-Elements, geschehen. Das Hauptproblem dabei spiegelt sich im ersten Hauptsatz der Wärmelehre wider. Dieser besagt, dass man Wärme nicht einfach vernichten, sondern bloß von einem Ort zu einem anderen transportieren kann. Die Kühlung der Hautoberfläche ist demnach mit einer verhältnismäßig komplizierten Methodik der „Wärmebeseitigung“ verbunden.

In der Tat zeigt sich, dass die Verwendung eines Peltier-Elements, hinsichtlich seiner thermischen Eigenschaften und Kompaktheit, die einzig vernünftige Option darstellt, um eine Messstelle zu realisieren, die den gewünschten Eigenschaften entspricht.

4.2 Theoretische Realisierung von Wärmequellen und -senken

4.2.1 Heizfall

Bei Vorhandensein kalter oder gemäßigter Umgebungsbedingungen ($T_a < 30^\circ\text{C}$) ist davon auszugehen, dass die vom Körper produzierte Wärme in Form von Strahlung und Konvektion an die Umgebung abgegeben wird. Die Hauttemperatur ist in einem höheren Bereich angesiedelt (zum Vergleich: $T_{sk,m,0} = 34,4^\circ\text{C}$). Für die Messstelle bedeutet dies eine notwendige Zufuhr an Wärme, um die tatsächliche Hauttemperatur eines Menschen zu simulieren. Die Verwirklichung einer solchen Wärmequelle erfolgt durch die elektrische Ansteuerung einer Heizfolie. **Bild 4.1** soll den Aufbau einer Messstelle mit reiner Heizfunktion veranschaulichen.

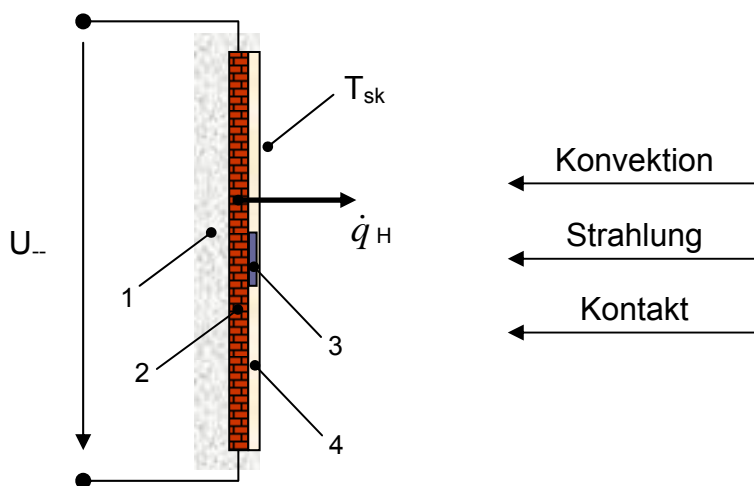


Bild 4.1 Aufbau einer Messstelle mit reiner Heizfunktion. (1) Wärmedämmung, (2) Heizfolie, (3) Temperaturfühler, (4) hautfarbener Anstrich

Die Mess- und auch Regelgröße ist die Hauttemperatur T_{ist} , als Stellgröße agiert die Versorgungsspannung am Peltier-Element. Die Messung der Hauttemperatur erfolgt über einen Temperaturfühler. Der hautfarbene Anstrich dient der Nachahmung des natürlichen Emissionskoeffizienten. Dies ist wichtig um die Beeinflussung der Oberflächentemperatur durch Wärmestrahlung der Realität anzulehnen. Die Wärmedämmung soll dafür sorgen, dass der vom Heizelement erzeugte Wärmestrom nur eine Richtungskomponente nach außen aufweist. Die Abweichung

des aufzubringenden Wärmestroms vom Sollwert (Wert unter thermisch neutralen Bedingungen) dient als Übergabeparameter für die Simulation der menschlichen Thermoregulation (siehe 3.3.2).

Es wurde auch in Erwägung gezogen, anstatt des hautfarbenen Anstrichs eine künstliche Hautschicht aus hautfarbenen Kautschuk bestimmter Dicke aufzutragen und den Temperaturfühler in diese Schicht einzubetten. Nach der Theorie der Wärmeübertragung ist diese Schicht allerdings einem thermischen Widerstand gleichzusetzen. Eine einfache analytische Betrachtung hat ergeben, dass unter Verwendung einer solchen Kautschukschicht die aufzubringende Wärmemenge nicht mehr jener entspricht, die eine reale Person unter denselben Bedingungen an die Umgebung abgibt. Vielmehr ist eine größere Wärmemenge notwendig, um an der Oberfläche die gleiche Temperatur einzustellen. Dieselbe Überlegung gilt auch für den Kühlfall.

Die Ansteuerung von $U_{..}$ erfolgt über eine Regelung. Der vielseitigste der klassischen Regler ist der PID-Regler. Der D-Anteil bewertet die Änderung einer Regelabweichung durch Differentiation und berechnet so deren Änderungsgeschwindigkeit. Ein PD-Regler reagiert damit schon auf Ankündigungen von Veränderungen, was sozusagen einem Vorhalten entspricht. Der I-Anteil sorgt dafür, dass nach dem Einregelvorgang keine bleibende Regelabweichung entsteht. Generell ist der PID-geregelte Kreis sehr genau und schnell und kommt deshalb in den meisten Anwendungen zum Einsatz.

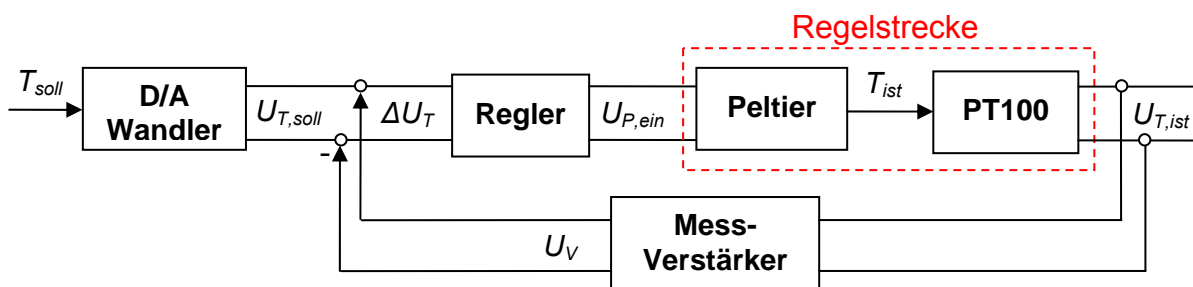


Bild 4.2 Prinzip einer Regeleinrichtung zur Regelung der Oberflächentemperatur einer Messstelle. Digitales Eingangssignal T_{soll} , analoges Eingangssignal $U_{T,soll}$, Regeldifferenz ΔU_T , verstärktes Messsignal U_V , Versorgungsspannung Peltier-Element $U_{P,ein}$, Ausgangssignal PT100-Element $U_{T,ist}$.

4.2.2 Kühlfall

Bei Vorhandensein heißer Umgebungsbedingungen (T_a bzw. $T_w > T_{sk}$) ist der menschliche Körper nicht mehr in der Lage seine Wärme über Konvektion oder Strahlung an die Umgebung abzugeben. Um eine Erhöhung der Hauttemperatur einzudämmen reagiert der thermische Haushalt mit einer erhöhten Schweißproduktion. Die Ansammlung bzw. Verdampfung von Flüssigkeit an der Hautoberfläche resultiert in einer Absenkung der Kühlgrenztemperatur. Im Falle der Messstelle erfolgt die Kühlung der Hauttemperatur durch die Verwendung von Peltier-Elementen. **Bild 4.3** zeigt den Aufbau eines solchen Elements.

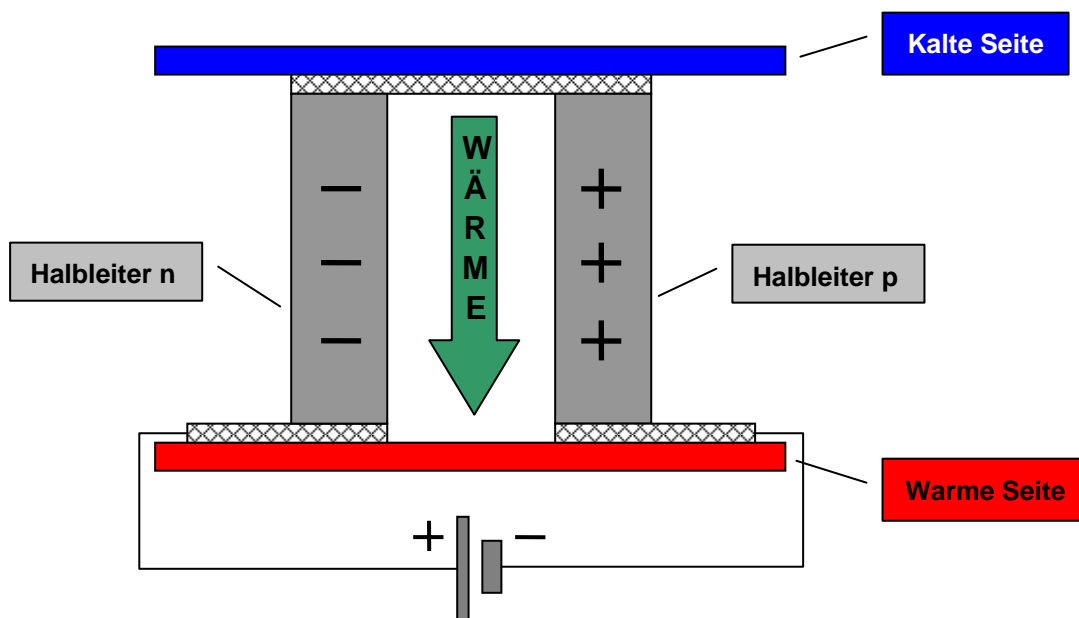


Bild 4.3 Aufbau und Funktion eines Peltier-Elements

Gleichstrom fließt durch ein thermoelektrisches Element und zu einem Wärmetransport von einer Seite des Elements auf die andere Seite. Diese Funktion des Wärmetransports beruht auf der Umkehrung des Seebeck-Effekts¹, hervorgerufen durch den Elektronentransport als Ergebnis der angelegten Spannung. In Folge kühlt eine Seite ab, die andere erwärmt sich. Das Hauptproblem liegt nun darin, die auf der warmen Seite „abgelagerte“ Wärme abzuführen. Für die

¹ Zwei verschiedene, miteinander verbundene Metalle unterschiedlicher Temperatur erzeugen eine Thermospannung die einen Thermostrom zur Folge hat.

Abfuhr eignen sich grundsätzlich zwei Maßnahmen: Wärmeabfuhr über Wärmeleitrohre oder anhand eines Kühlmittelkreislaufs.

Die Verwendung von Wärmeleitrohren ermöglicht es Wärme sehr effizient von einem Ort zum anderen zu transportieren. Der Nachteil eines Wärmeleitrohres liegt darin, dass es nicht verformbar ist. Ein mit solchen Bauteilen ausgestatteter Manikin kann demnach nur eine definierte Position einnehmen. Ein weiterer erheblicher Nachteil besteht darin, dass Wärmeleitrohre nicht miteinander verbunden werden können. Jede Messstelle muss demnach über einen eigenen, separaten Kreislauf verfügen.

Eine weitere Maßnahme ist die Verwendung eines Wasserkühlkreislaufes. Gegenüber den Wärmeleitrohren bietet dieses System den Vorteil, dass der Manikin durch die Verwendung von Kunststoffschläuchen beweglich bleibt. Außerdem ist es möglich mehrere Messstellen über einen Kühlkreislauf zu versorgen. Der Nachteil liegt im erhöhten konstruktiven Aufbau, da ein Wasserkühler im Allgemeinen eine hohe Anzahl an zusätzlichen Bauteilen benötigt (Pumpe, Wasserbehälter, Wärmetauscher, Ventilator). **Bild 4.4** soll den Aufbau einer Messstelle mit reiner Kühlfunktion unter Verwendung eines Peltier-Elements veranschaulichen.

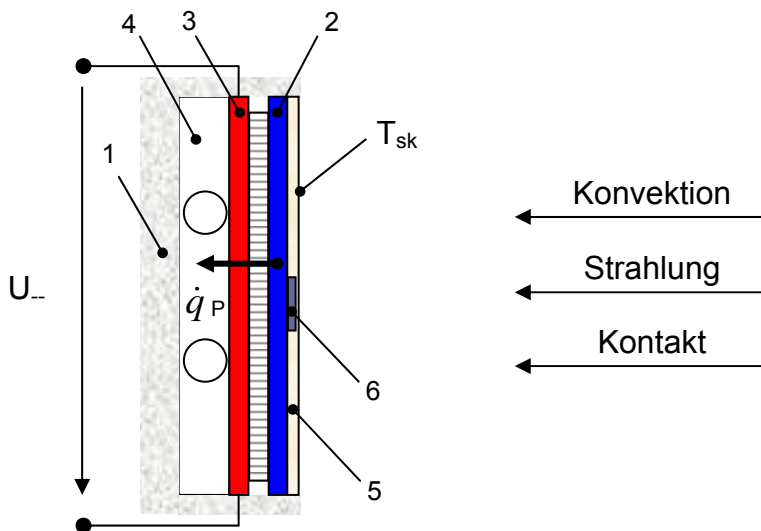


Bild 4.4 Aufbau einer Messstelle mit reiner Kühlfunktion. (1) Wärmedämmung, (2) kalte Seite des Peltier-Elements, (3) warme Seite des Peltier-Elements, (4) Kühlkörper für die Wasserkühlung mit Zu- und Rücklauföffnung, (5) hautfarbener Anstrich, (6) Temperaturfühler.

Die Mess- und auch Regelgröße ist wiederum die Hauttemperatur T_{sk} . Die Messung der Hauttemperatur erfolgt über einen Temperaturfühler. Der hautfarbene Anstrich dient, wie schon im Heizfall, der Nachahmung des natürlichen Emissionskoeffizienten. Die Wärmedämmung soll dafür sorgen, dass umgebende Materialien keinen Wärmeaustausch mit dem Peltier-Element eingehen. Die Abweichung des aufzubringenden Wärmestroms \dot{q}_P vom Sollwert (Wert unter thermisch neutralen Bedingungen) dient als Übergabeparameter für die Simulation der menschlichen Thermoregulation.

4.2.3 Kombination

4.2.3.1 Umpolung der Peltier-Elemente

Der Manikin soll dafür konzipiert sein einen Temperaturbereich von etwa -20 bis +50°C abzudecken. Somit ist eine Kombination aus Kühl- und Heizfall erforderlich. Eine nahe liegende Möglichkeit stellt die Umpolung der Peltier-Elemente dar. Dadurch erfolgt ein Wechsel von kalter und warmer Seite. Der Einsatz unter sehr kalten Umgebungsbedingungen ist allerdings nicht unproblematisch, da das kühlende Medium (Wasser) sehr tiefe Temperaturen annehmen muss, um dem Peltier-Element genügend Wärme zuführen zu können. Darin liegt auch der wesentliche Nachteil dieser Methode: auch im Heizfall ($T_{sk} > T_a$) ist ein Wasserkreislauf erforderlich, um eine „Vereisung“ an der kalten Seite des Peltier-Elements zu unterbinden. Anstelle von reinem Wasser ist in solchen Fällen ein Wasser-Glykol-Gemisch erforderlich.

Eine weitere Möglichkeiten Heiz- und Kühlfall in einer Messstelle zu kombinieren bildet eine parallele Anordnung von Peltier- und einem Heizelement. Diese Methode ist allerdings mit einem erheblichen Nachteil verbunden (siehe **4.2.3.2**). Dieser Nachteil kompensiert sich durch eine serielle Anordnung (siehe **4.2.3.3**).

4.2.3.2 Parallele Anordnung

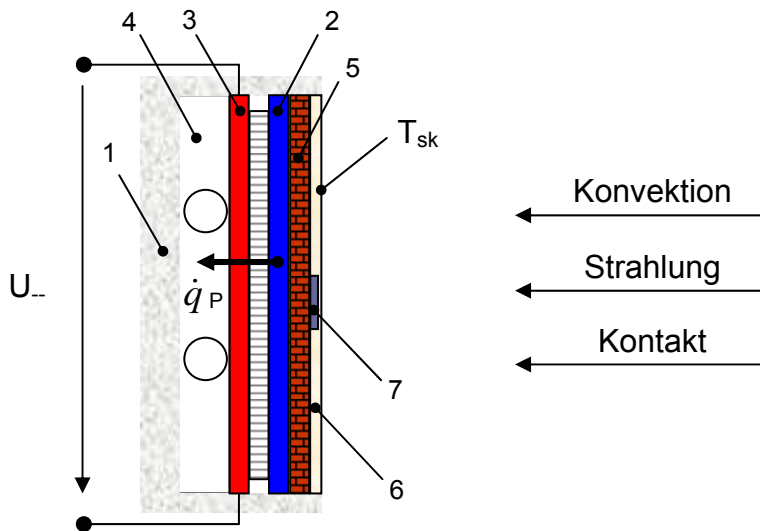


Bild 4.5 Aufbau einer Messstelle mit Heiz- und Kühlfunktion. (1) Wärmedämmung, (2) kalte Seite des Peltier-Elements, (3) warme Seite des Peltier-Elements, (4) Kühlkörper für die Wasserkühlung mit Zu- und Rücklauföffnung, (5) Heizelement (6) hautfarbener Anstrich, (7) Temperaturfühler.

Vorteil:

- Der Wasserkreislauf ist nur dann erforderlich, wenn die außen anliegende Temperatur die der künstlichen Hautoberfläche übersteigt. In allen anderen Fällen ($T_{sk} < T_a$) bleibt das Peltier-Element funktionslos.
- Theoretisch simultane Verwendung von Kühl- und Heizelement möglich.

Nachteil:

- Das funktionslose Peltier-Element wirkt im Heizfall wie ein Wärmespeicher. Die Gewährleistung, dass die vom Heizelement produzierte Wärme sich nur nach einer Richtung hin ausbreitet, ist nicht mehr gegeben.

4.2.3.3 Serielle Anordnung

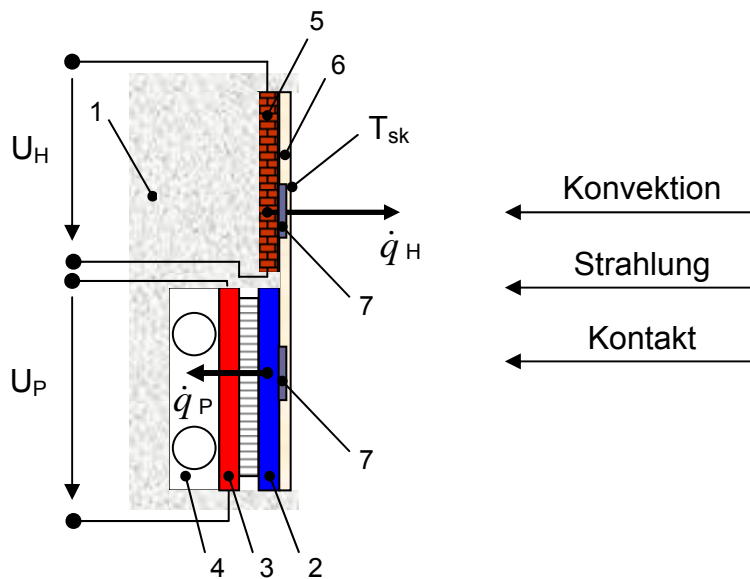


Bild 4.6 Aufbau einer Messstelle mit Heiz- und Kühlfunktion. (1) Wärmedämmung, (2) kalte Seite des Peltier-Elements, (3) warme Seite des Peltier-Elements, (4) Kühlkörper für die Wasserkühlung mit Zu- und Rücklauföffnung, (5) Heizelement, (6) hautfarbener Anstrich, (7) Temperaturfühler.

Vorteil:

- Wie bei der parallelen Anordnung ist der Wasserkreislauf nur dann erforderlich, wenn die außen anliegende Temperatur, die der künstlichen Hautoberfläche übersteigt. In allen anderen Fällen ($T_{sk} < T_a$) bleibt das Peltier-Element funktionslos.

Nachteil:

- Höherer konstruktiver Aufwand als bei der Umpolung
- Zwei Temperaturmessstellen erforderlich
- Keine simultane Verwendung von Heiz- und Kühlelement möglich

4.3 Messprinzip

4.3.1 Direkte Messung des Wärmestroms

Wie bereits im Theorieteil ausführlich erläutert, erfolgt in diskreten Zeitintervallen eine Bestimmung der abgegebenen (bzw. aufgenommenen) Wärmemenge an der Messstelle. Diese Wärmemenge direkt zu messen stellt wohl die theoretisch einfachste Überlegung dar. Dafür eignen sich spezielle Wärmestromplatten oder -sensoren. Diese erzeugen eine Gleichspannung, die direkt proportional zum Wärmestrom durch den Sensor ist. Ein integrierter (oder nachträglich angebrachter) Thermistor misst die Temperatur an der, der Umgebung zugewandten, Oberfläche.

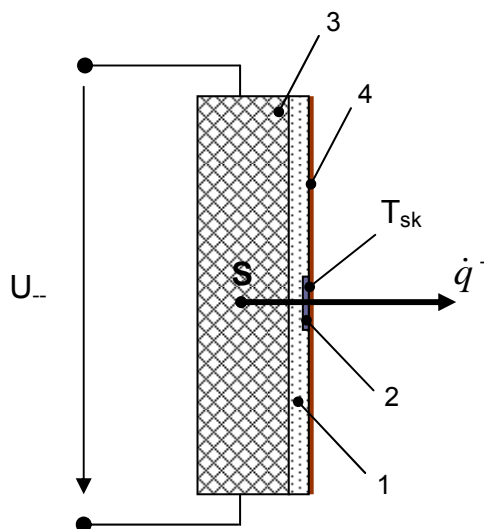


Bild 4.7 Prinzip einer direkten Wärmestrommessung. (1) Wärmestromplatte, (2) Thermistor, (3) Wärmequelle (-senke) S, (4) hautfarbener Anstrich, Spannungsversorgung U , abgegebene Wärmemenge \dot{q} .

Anhand dieser Messanordnung ist es theoretisch möglich, den an der Wärmestromplatte gemessenen Wärmestrom direkt an die Simulation zu übergeben (mit Ausnahme des eines Korrekturfaktors, siehe Kap. 3.3.2). Regelgröße ist die Oberflächentemperatur T_{sk} , Messgröße der Wärmestrom \dot{q} und Stellgröße die Versorgungsspannung U .

4.3.2 Indirekte Messung des Wärmestroms

Ziel dieser Methode ist die Bestimmung des Wärmestroms ohne Verwendung einer Wärmestromplatte. Aus theoretischer Sicht wirkt das Vorhandensein eines Bauteils zwischen Wärmequelle und umgebender Luft wie ein thermischer Widerstand. Die Wärmequelle muss demnach mehr Leistung erbringen, um dieselbe Wärmeabgabe zu erzielen. Die Änderung der Leistung ΔP , die eingebracht werden muss, um bei konstanten Umgebungsbedingungen eine Erhöhung der Wärmeabgabe $\Delta \dot{q}$ zu erreichen, ist allerdings dieselbe, mit oder ohne Platte. Die Versorgungsspannung kann nun dahingehend kalibriert werden, dass eine Spannungsänderung eine entsprechende Änderung des Wärmestroms zur Folge hat. Es gilt somit:

$$\Delta U_{\text{quelle}} \hat{=} h \times \Delta \dot{q} \quad (4.1)$$

Der Proportionalitätsfaktor h ist abhängig vom Wirkungsgrad der Wärmequelle. Im Falle eines Peltier-Elements besitzt der Wirkungsgrad eine zusätzliche Abhängigkeit von der Temperaturdifferenz zwischen warmer und kalter Seite. **Bild 4.8** zeigt die Abhängigkeit der einzubringenden elektrischen Leistung von der Temperaturdifferenz zwischen den beiden Seiten eines Elements. Diese Funktion ist einerseits abhängig von der Wahl des Elements, andererseits von den angrenzenden bzw. zu kühlenden Bauteilen.

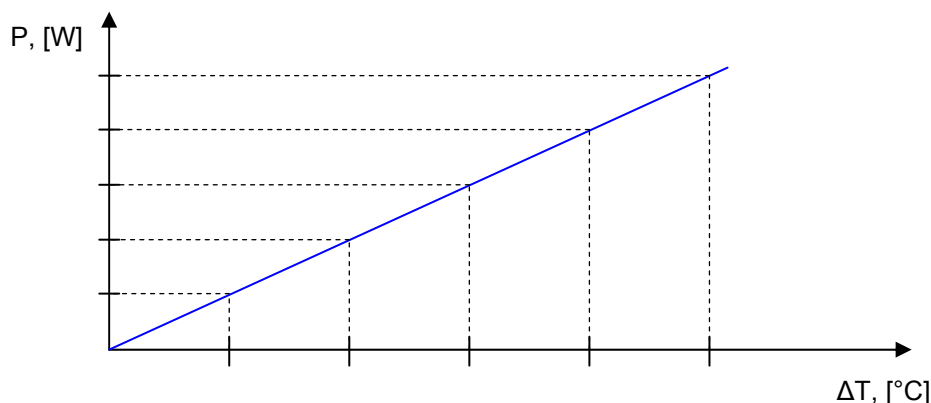


Bild 4.8 Abhängigkeit der Leistungsaufnahme von der Temperaturdifferenz an einem Peltier-Element

Der Vorteil der indirekten Messung liegt im Wegfall der Wärmestromplatte. Der Aufbau der Messstelle gestaltet sich somit wesentlich einfacher und kostengünstiger.

4.3.3 Wärmebilanz am Peltier-Element

Kühlfall: ($T_a > T_{sk}$)

Die Abfuhr der Wärme an der nach innen gewandten, warmen Seite des Peltier-Elements erfolgt über Verwendung eines Kühlkreislaufs. Als Wärmetauscher am Element dient ein CPU-Kühler, als kühlendes Medium Wasser. Es stellt sich die Frage, ob es notwendig ist einen weiteren Wärmetauscher einzusetzen, der für eine konstante Kühlmitteltemperatur sorgt. Für diese Überlegung seien eine Umgebungstemperatur von 45 °C, sowie ein trockener Wärmeaustausch einer Person (1,9 m² Körperoberfläche) mit seiner Umgebung von $\dot{Q} = 250$ W angenommen. Bei einem 4x4 cm großem Peltier-Element entspricht dieser Wert einem Wärmeaustausch von 0,21 J/s. Die Änderung der Kühlmitteltemperatur ergibt sich aus der Änderung der inneren Energie:

$$d\dot{Q} = 2dH = c_p m dT \quad (4.2)$$

Der Faktor „2“ beschreibt den Umstand, dass an der warmen Seite doppelt so viel Wärme abgeführt werden muss, wie an der kalten Seite erzeugt wird. Unter der Annahme konstanter Bedingungen und der Verwendung von 3 Liter Wasser als Kühlflüssigkeit ergibt sich pro Stunde eine Temperaturerhöhung von:

$$\Delta T = \frac{2\dot{Q}}{c_p m} = \frac{2 \cdot 0,21 \cdot 3600}{4,18 \cdot 1000 \cdot 3} = 0,12 \text{ } ^\circ\text{C}/\text{h} \quad (4.3)$$

Dieser Wert entspricht der Temperaturerhöhung der Kühlflüssigkeit unter dem Einfluss einer Messstelle. Grundsätzlich ist die Verwendung eines zusätzlichen Wärmetauschers abhängig von der Anzahl der vorhandenen Messstellen, der Dauer der Messung und der Abweichung der klimatischen Umgebungsbedingungen vom

thermisch neutralen Zustand. Das Ergebnis zeigt, dass solange keine extremen Bedingungen, sprich Temperaturen jenseits der 45 °C Marke, auftreten, ist ein zusätzlicher Wärmetauscher, der einen zu hohen Temperaturanstieg der Kühlflüssigkeit verhindert, nicht notwendig. Die Kühlflüssigkeit selbst besitzt genügend Wärmekapazität, um die vom Peltier-Element produzierte Wärme über einen größeren Zeitraum hinweg abzuführen. In der Berechnung nicht berücksichtigt sind ein zusätzlicher Wärmeeintrag durch die aufzuwendende Pumpleistung, die sich aus den Druckverlusten in den Kühlleitung des Kreislaufs ergibt sowie der thermische Einfluss der Umgebung.

Heizfall: ($T_a < T_{sk}$)

Für den Heizfall gelten dieselben Aussagen wie für den Kühlfall, mit dem Unterschied, dass dem Peltier-Element an der nach innen gewandten, kalten Seite Wärme zuzuführen ist. Die Tatsache, dass die Temperaturdifferenz zwischen Umgebender Luft und Messstellen-Oberfläche im Heizfall weitaus größer ausfallen kann als im Kühlfall, kompensiert sich durch den Umstand, dass an der kalten Seite des Peltier-Elements nur halb so viel Wärme zugeführt werden muss, wie an der warmen Seite erzeugt wird. Um allerdings auch bei Minusgraden die Funktionsweise des Kreislaufs zu gewährleisten, ist als Kühlflüssigkeit ein Wasser-Glykol-Gemisch erforderlich.

4.4 Aufbau einer Messstelle und Validierung des theoretischen Konzepts anhand einer Messreihe

Der Versuchsaufbau soll dazu dienen das im theoretischen Teil entwickelte Messprinzip zu überprüfen. Hierfür soll der Verlauf der Hauttemperatur des Gesichts unter gegebenen thermischen Bedingungen bestimmt werden, einerseits aus einer reinen Wärmesimulation unter Verwendung globaler thermischer Parameter, andererseits anhand eines Wechselspiels aus Messung und Simulation (Messprinzip). Die Validierung des Messprinzips erfolgt anhand einer Gegenüberstellung der vorhergesagten Hauttemperaturen aus beiden Simulationen.

4.4.1 Versuchsaufbau

Bild 4.9 zeigt das Foto des Versuchsaufbaus. Ein Peltier-Element stellt die erforderliche Wärme zur Verfügung und imitiert damit die Wärmeproduktion des menschlichen Körpers. Um einen einigermaßen stationären Betrieb des Elements zu gewährleisten, ist es notwendig die Temperatur an dessen kalter Seite konstant zu halten. Dies geschieht mit Hilfe eines, von Wasser durchströmten, CPU-Kühlers. Die Messung der Wärmeabgabe erfolgt über einen Wärmestromsensor, die der Oberflächen- sowie Umgebungstemperatur anhand eines Thermoelements vom Typ K.

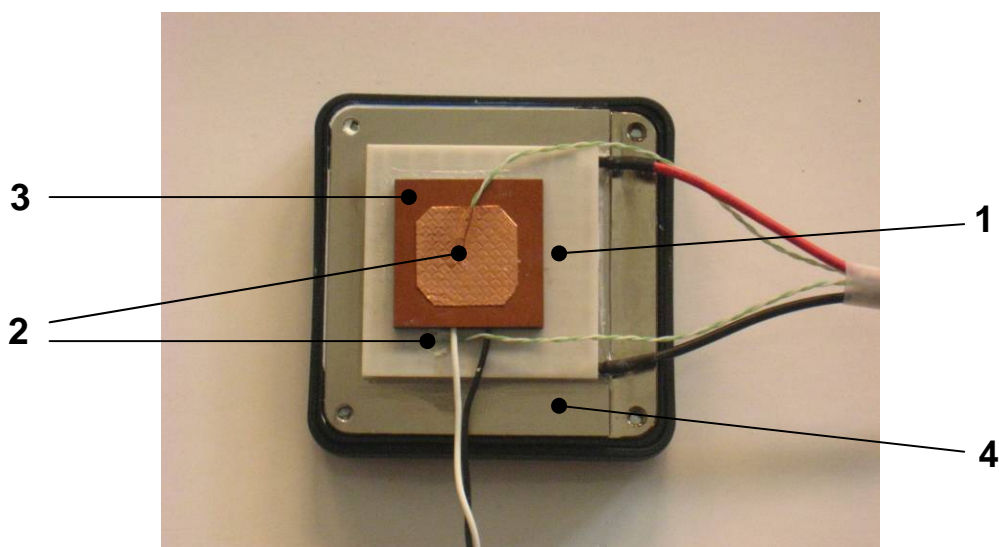


Bild 4.9 Messstelle bestehend aus Peltier-Element (1), Thermoelemente (2), Wärmestromsensor (3), CPU-Kühler (4).

4.4.2 Messablauf

Die Messung erfolgt bei einer Umgebungstemperatur von $T_a \approx 19^\circ\text{C}$ und ohne Sonneneinstrahlung. Es sei angenommen, dass es sich bei der Messstelle um jene handelt, die bei einem thermischen Manikin den Wärmeaustausch des Gesichtes imitiert. Für den Solver des thermophysiologicalen Modells (FIALA-FE) bedeutet dies, dass nur die Gesichtsguppe zu diskreten Zeitschritten mit einem gemessenen Wärmestrom versorgt wird. Die Hauttemperaturen aller anderen Körpersegmente errechnen sich aus den globalen Randbedingungen Umgebungstemperatur, Wandtemperatur und relative Feuchte.

Tabelle 4.2 zeigt eine Übersicht der gemessenen Wärmeströme zu den jeweiligen Zeitschritten. Da die Oberfläche der Messstelle andere thermische Eigenschaften aufweist als die menschliche Haut, erfolgt vor der eigentlichen Messung eine Bestimmung des Korrekturfaktors (siehe **3.3.2, Fall 1**). Der an das Modell zu übergebende Wärmestrom ergibt sich aus der Summe von Korrekturfaktor und gemessenem Wärmestrom.

T_a	18,7 °C
T_w	18,7°C
rh_a	40 %

Tabelle 4.1 Randbedingungen für die Bestimmung des Korrekturfaktors.

Aus diesen Randbedingungen ergibt sich, ausgehend von den Hauttemperaturen des thermischen neutralen Zustands, eine Wärmeabgabe für das Gesicht von $\dot{q}_{sim} = 110 \text{ W/m}^2$. Die Messung der Wärmeabgabe am Peltier-Element bei Konstanthaltung der Oberflächentemperatur (auf den Wert der Hauttemperatur des Gesichtes im thermisch neutralen Zustand) ergibt einen Wert von $\dot{q}_{mess} = 85 \text{ W/m}^2$. Der zu verwendende Korrekturfaktor beträgt demnach $\dot{q}_{korr} = 25 \text{ W/m}^2$.

t, s	$\dot{q}_{\text{mess}}, \text{W/m}^2$	$\dot{q}_{\text{sim}}, \text{W/m}^2$
0	-85,0	-110,0
100	-80,0	-105,0
200	-75,9	-100,9
300	-74,2	-99,2
400	-72,1	-97,1
600	-71,3	-96,3
900	-70,0	-95,0
1200	-68,0	-93,0
1500	-66,7	-91,7

Tabelle 4.2 Gemessene und korrigierte Wärmeströme.

Der Grund für die Variation des Zeitschritts mit Fortdauer der Messung zu größeren Intervallen hin liegt in der immer geringer werdenden Differenz zwischen der aktuell berechneten Hauttemperatur und jener des vorhergehenden Intervalls.

4.4.3 Auswertung

Bild 4.10 zeigt die Gegenüberstellung der berechneten Hauttemperatur zwischen reiner Simulation unter Verwendung globaler thermischer Parameter und der Kopplung von Messung und thermophysiolgischem Modell. Für diesen einen Fall ergibt sich eine fast vollkommene Übereinstimmung. Leider war es im Rahmen dieser Arbeit nicht möglich mehrere thermische Lastfälle zu überprüfen.

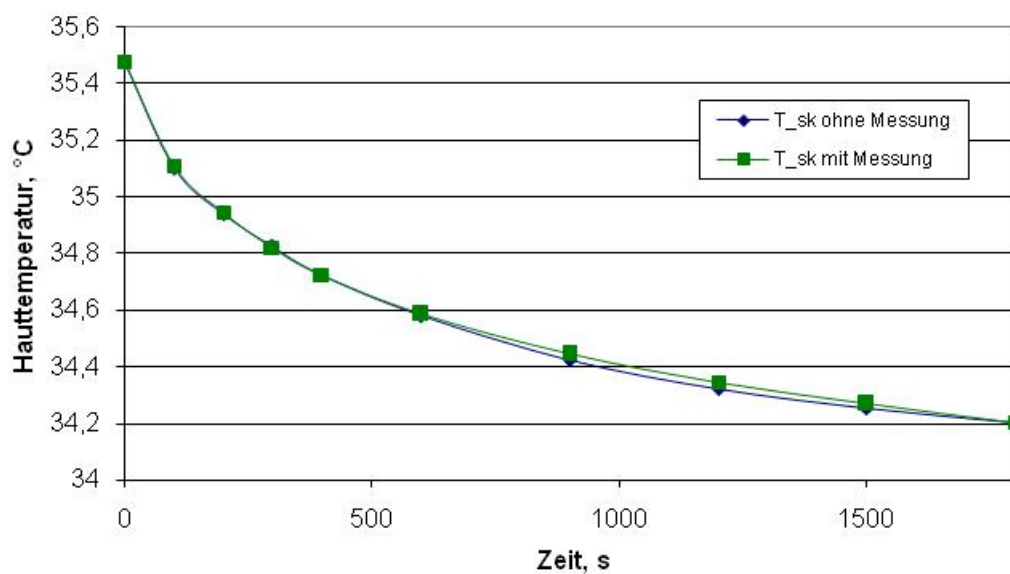


Bild 4.10 Gegenüberstellung der Hauttemperatur aus reiner Simulation und integrierter Messung.

4.5 Zusammenfassung

Um eine Komfortbeurteilung sowohl unter kalten als auch unter heißen klimatischen Bedingungen durchführen zu können, ist es notwendig ein Messsystem zu entwickeln, das beiden Anforderungen gerecht wird. Es muss in der Lage sein, den Wärmeaustausch einer realen Person mit seiner Umgebung zu imitieren. Kalte Bedingungen bedeuten naturgemäß, dass der Mensch Wärme an die Umgebung verliert. Für das Messsystem bedeutet dies, dass, äquivalent zum menschlichen Körper, Wärme erzeugt werden muss, um den thermischen Haushalt zu regeln. Unter heißen Bedingungen nimmt der menschliche Körper über Konvektion und Strahlung Wärme aus der Umgebung auf. Um zu verhindern, dass Haut- und in weiterer Folge Kerntemperatur ungehindert ansteigen muss eine Kühlung erfolgen. Im Falle des realen Menschen geschieht dies über die Evaporation. Das Messsystem benötigt eine adäquate Funktion.

Die Realisierung einer Heizfunktion lässt sich unproblematisch unter Verwendung einer Heizfolie verwirklichen. Die Wärmeabgabe an der Folie ist dabei abhängig von der zur Verfügung gestellten elektrischen Leistung. Es muss nur dafür gesorgt werden, dass die Wärmeabgabe in eine (und nur in eine) definierte Richtung erfolgt. Die Realisierung einer Kühlfunktion ist mit einem höheren Aufwand verbunden. Um eine Oberfläche zu kühlen eignen sich Peltier-Elemente. Das Hauptproblem stellt dabei die Wärmeproduktion an der gegenüberliegenden Seite des Elements dar. Um diese Wärme abzuführen ist die Verwendung eines zusätzlichen Kühlkreislaufs erforderlich.

Ziel war es, bei der Entwicklung einer Messstelle darauf zu achten, diese so einfach als möglich aufzubauen. Um zu vermeiden, dass jede einzelne Messstelle mit einer direkten Wärmestrommessung versehen ist, ist es zweckdienlich die Messstelle zu kalibrieren. Dafür ist ein mathematischer Zusammenhang zwischen Änderung der Wärmeabgabe (bei konstanter Oberflächentemperatur) und jener Leistung zu finden, mit der das Element (Heizfolie oder Peltier-Element) versorgt wird. Eine diesbezüglich detaillierte Analyse war allerdings nicht Teil dieser Arbeit.

Theoretischer und praktischer Aufbau einer Messstelle

Der Versuchsaufbau und die damit verbundene Validierung des, in dieser Arbeit entwickelten, theoretischen Konzepts anhand eines vereinfachten Messstellen-Prototyps stellte die Machbarkeit hinter den dargelegten Überlegungen sicher. Es zeigte sich allerdings, dass die mess- und regeltechnischen Anforderungen sehr hoch sind, um einen möglichst genauen Messverlauf zu gewährleisten.

Ausblick

Ziel dieser Arbeit war eine Machbarkeitsstudie für die Entwicklung einer thermophysiologisch intelligenten Messapparatur sowie eine Analyse über die Möglichkeit einer konstruktiven Realisierung des Messaufbaus. Vor der eigentlichen konstruktiven Umsetzung, der in dieser Arbeit entwickelten, theoretischen Erkenntnisse, sind noch weitere eingehende Arbeiten erforderlich. Grundlegende Themen dazu sind:

- Entwicklung einer Regeleinrichtung zur simultanen Regelung mehrere Messstellen. Eine solche Regeleinrichtung vermeidet die Notwendigkeit für jede einzelne, am Manikin lokalisierte, Messstelle einen separaten Regler anzusteuern.
- Entwicklung einer Möglichkeit der Messung lokaler effektiver Geschwindigkeiten. Diese sind notwendig, um eine genaue Vorhersage einer lokalen Evaporation zu erhalten. Die Möglichkeit der Messung lokaler effektiver Geschwindigkeiten erfordert auch die Weiterentwicklung der Simulationssoftware THESEUS-FE.
- Detaillierte Analyse der Ergebnisse aus Temperaturempfindung und Komfortbewertung nach der Theorie von Zhang.
- Detaillierte Analyse des theoretischen und praktischen Konzepts anhand weiterer thermischer Lastfälle.
- Bestimmung des Proportionalitätsfaktors zwischen Versorgungsspannung eines Peltier-Elements und abgegebener bzw. aufgenommener Wärmemenge. Dies ermöglicht den Aufbau einfacher Messstellen zur indirekten Messung der Wärmeströme, ohne Verwendung von Wärmestromsensoren.

Quellenangabe

- [1] ANSI/ASHRAE 55-1992. Thermal Environmental Conditions for Human Occupants. *American Society of Heating, Refrigerating and Air-Conditioning Engineers*, Atlanta, 1992.
- [2] ASHRAE Handbook. 1985 Fundamentals. *American Society of Heating, Refrigerating and Air-Conditioning Engineers*, chap. 8: Physiological Principles for Comfort and Health, Atlanta, 1985.
- [3] ASHRAE Handbook. 2005 Fundamentals. *American Society of Heating, Refrigerating and Air-Conditioning Engineers*, F08. Thermal Comfort, Chap. 8.1: Human Thermoregulation, Atlanta, 2005.
- [4] Benzinger T.H. The physiological basis for thermal comfort, in: "*Indoor Climate*", ed. P.O. Fanger und O. Valbjorn, Danish Building Research Institute, Kopenhagen, 441-476, 1979.
- [5] Crawshaw L.I., E.R. Nadel, J.A.J. Stolwijk, und B.A. Stamford. Effect of local cooling on sweating rate and cold sensation. *Pflügers Arch.*, vol. 354, 19-27, 1975.
- [6] 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*. Deutsches Institut für Normung, Mai 2006.
- [7] Fanger, P.O. Thermal Comfort – Analysis and Applications in Environmental Engineering. McGraw-Hill, New York – London – Sidney – Toronto, 1973.
- [8] Fiala, Dusan. "Dynamic Simulation of Human Heat Transfer." PhD dissertation, De Monfort University Leicester, FH Stuttgart – Hochschule für Technik, Juni 1998.
- [9] Fiala, Dusan. "Physiological modelling of thermal comfort in transient conditions." Presentation presented at 2nd European Automotive RadTherm User Group Meeting, Böblingen, 7. Feb. 2006.

- [10] Gagge A.P. The role of humidity during warm discomfort, in: "*Indoor Climate*", ed. P.O. Fanger und O. Valbjorn, Danish Building Research Institute, Kopenhagen, 527-538, 1979.
- [11] Gagge A.P., J.A.J Stolwijk, und B. Hardy. Comfort and thermal sensation and associated physiological responses at various ambient temperatures. *Environmental Research* 1, 1-20, 1967.
- [12] Hensel H. Thermoreception and human comfort, in "*Indoor Climate*", ed. P.O. Fanger und O. Valbjorn, Danish Building Research Institute, Kopenhagen, 426-440, 1979.
- [13] Nadel E.R., R.W. Bullard, und J.A.J. Stolwijk. Differential thermal sensitivity in the human skin. *Pflügers Arch.*, vol. 340, 71-76. 1973.
- [14] Pennes, H.H. Analysis of tissue and arterial blood temperatures in the resting human forearm. *J. Appl. Physiol.*, Vol1, Number 2, 93-122, Aug. 1948.
- [15] THESEUS-FE Theory Manual. Version 2.1. *P+Z Engineering GmbH*, München, Okt. 2007.
- [16] THESEUS-FE User's Manual. Version 2.1. *P+Z Engineering GmbH*, München, Okt. 2007.
- [17] Stolwijk, J.A.J. "A mathematical model of physiological temperature regulation in man." *NASA contractor report, NASA CR-1855*, Washington DC, Aug. 1971.
- [18] Zhang, Hui. „Human Thermal Sensation and Comfort in Transient and Non-Uniform Thermal Environments." PhD dissertation, University of California, Berkley, 2003.

Anhang A

A.1 Thermisch neutrale Bedingungen

m_{body} , kg	Körperfett, %	A_{sk} , m^2	wt_{sk} , %	Herzvolumen, l/min	$M_{\text{bas},0}$, W
73,5	14,0	1,9	6,0	4,9	87,1

Tabelle A 1 Allgemeine Daten des passiven Systems. Körpermasse m_{body} , Hautoberfläche A_{sk} , Herzminutenvolumen, Grundmetabolismus $M_{\text{bas},0}$ [Fiala 1998, App. A3].

T_a , °C	T_{sf} , °C	v_a , m/s	rh, %	ϵ_w , -	act, met
30,0	30,0	0,05	40,0	0,93	0,8

Tabelle A 2 Randbedingungen der thermischen Neutralität. Umgebungstemperatur T_a , Umschließungsflächentemperatur T_{sf} , Geschwindigkeit umgebende Luft v_a , Relative Feuchte rh, Emissionsgrad Umschließende Flächen ϵ_w , vorhandener Aktivitätsgrad act [Fiala 1998, App. A3].

$T_{\text{sk},m}$, °C	T_{sf} , °C	T_{hy} , °C	T_{re} , °C	$h_{c,m}$, $\text{W}/\text{m}^2\text{K}$	$h_{r,m}$, $\text{W}/\text{m}^2\text{K}$
34,4	36,2	37,0	36,9	2,7	5,0

Q_{sk} , W	$Q_{\text{sk},c}$, W	$Q_{\text{sk},r}$, W	$Q_{\text{sk},e}$, W	Q_{rsp} , W
78,5	21,5	38,9	18,1	8,5

Tabelle A 3 Simulierte Ergebnisse einer stationären Untersuchung unter thermisch neutralen Bedingungen nach. Mittlere Hauttemperatur $T_{\text{sk},m}$, Umschließungsflächentemperatur T_{sf} , Hypothalamustemperatur T_{hy} , Rektaltemperatur T_{re} , mittlerer Wärmeübergangskoeffizient $h_{c,m}$, mittlerer Strahlungskoeffizient $h_{r,m}$, Wärmestrom über die Haut Q_{sk} , Wärmestrom aufgrund Konvektion $Q_{\text{sk},c}$, Wärmestrom aufgrund Strahlung $Q_{\text{sk},r}$, Wärmestrom aufgrund Evaporation $Q_{\text{sk},e}$, Wärmeverlust aufgrund Respiration Q_{rsp} [Fiala 1998, App. A3].

A.2 Regressionskoeffizienten lokale Temperaturempfindung

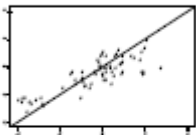
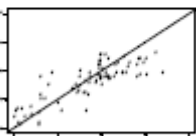
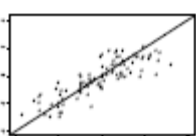
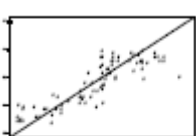
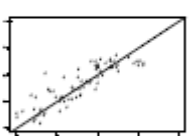
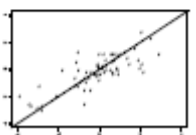
Body part (temperature measurement location)	$T_{skin,local} - T_{skin,local,set} < 0$		$T_{skin,local} - T_{skin,local,set} \geq 0$		Actual vs. predicted votes,	R^2
	C1	K1	C1	K1		
Back (upper back)	0.3	0.1	0.7	0.1		0.66
Chest (upper chest)	0.35	0.1	0.6	0.1		0.67
Face (cheek)	0.15	0.1	0.7	0.1		0.70
Hand (back of hand)	0.2	0.15	0.45	0.15		0.74
Foot (top of foot)	0.25	0.15	0.26	0.15		0.76
Neck (front neck)	0.4	0.15	1.25	0.15		0.63

Tabelle A 4 Regressionskoeffizienten des lokalen Empfindungsmodells [Zhang 2003, S. 251].

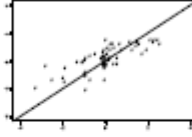
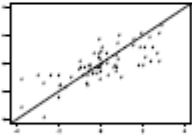
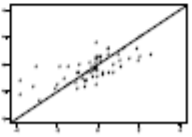
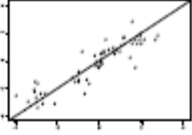
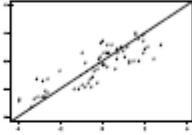
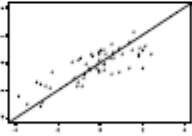
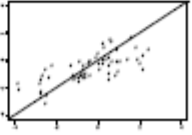
Body part (temperature measurement location)	$T_{\text{skin,local}} - T_{\text{skin,local,set}} < 0$		$T_{\text{skin,local}} - T_{\text{skin,local,set}} \geq 0$		Actual vs. predicted votes,	R^2
	C1	K1	C1	K1		
Breath (cheek)	0.1	0.2	0.6	0.2		0.58
Head (forehead)	0.38	0.18	1.32	0.18		0.55
Pelvis (thigh)	0.2	0.15	0.4	0.15		0.50
Lower arm (lateral side of lower arm)	0.3	0.1	0.7	0.1		0.81
Upper arm (lateral side of upper arm)	0.29	0.1	0.4	0.1		0.72
Lower leg (front shin)	0.29	0.1	0.4	0.1		0.62
Thigh (front thigh)	0.2	0.11	0.29	0.11		0.50

Tabelle A 4 (Fortsetzung) Regressionskoeffizienten des lokalen Empfindungsmodells [Zhang 2003, S. 252].

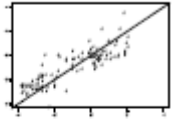
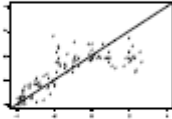
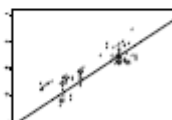
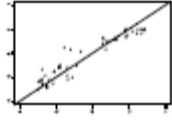
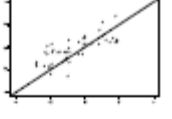
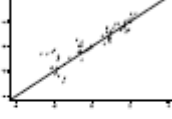
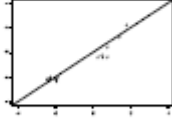
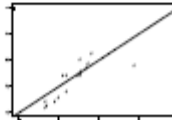
Segment	Regression Equation of Dynamic Section ($dT_{\text{back}}/dt^{(-)}$ unit, °C/second)	Actual vs. Predicted Sensation	R^2
Back	$\text{Sensation}_{\text{dynamic}} = 88 dT_{\text{back}}/dt^{(-)} + 192 dT_{\text{back}}/dt^{(+)} - 4054 dT_c/dt$ (Without the dynamic term, $R^2=0.22$)		0.73
Chest	$\text{Sensation}_{\text{dynamic}} = 39 dT_{\text{chest}}/dt^{(-)} + 136 dT_{\text{chest}}/dt^{(+)} - 2135 dT_c/dt$		0.61
Face	$\text{Sensation}_{\text{dynamic}} = 37 dT_{\text{face}}/dt^{(-)} + 105 dT_{\text{face}}/dt^{(+)} - 2289 dT_c/dt$		0.74
Hand	$\text{Sensation}_{\text{dynamic}} = 19 dT_{\text{hand}}/dt^{(-)} + 46 dT_{\text{hand}}/dt^{(+)}$		0.90
Foot	$\text{Sensation}_{\text{dynamic}} = 109 dT_{\text{foot}}/dt^{(-)} + 162 dT_{\text{foot}}/dt^{(+)}$		0.55
Neck	$\text{Sensation}_{\text{dynamic}} = 173 dT_{\text{foot}}/dt^{(-)} + 217 dT_{\text{foot}}/dt^{(+)}$ (Small change, larger coefficient – different from hand. We can show the figure too)		0.80
Breathing	$\text{Sensation}_{\text{dynamic}} = 68 dT_{\text{cheek}}/dt^{(-)} + 471 dT_{\text{cheek}}/dt^{(+)}$		0.92
Head	$\text{Sensation}_{\text{dynamic}} = 543 dT_{\text{forehead}}/dt^{(-)} + 90 dT_{\text{forehead}}/dt^{(+)}$		0.64

Tabelle A 5 Dynamisches Empfindungsmodell als Funktion der zeitlichen Ableitung der lokalen Hauttemperaturen und der Körperkerntemperatur [Zhang 2003, S. 260].

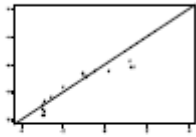
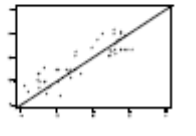
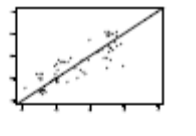
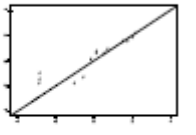
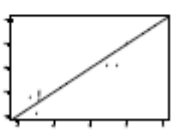
Segment	Regression Equation of Dynamic Section ($dT_{back}/dt^{(c)}$ unit, °C/second)	Actual vs. Predicted Sensation	R^2
Pelvis	$Sensation_{dynamic} = 75 dT_{thigh}/dt^{(c)} + 137$ $dT_{thigh}/dt^{(c)} - 5053 dT_c/dt$		0.86
Lower Arm	$Sensation_{dynamic} = 144 dT_{larm}/dt^{(c)} + 125$ $dT_{larm}/dt^{(c)}$		0.77
Upper Arm	$Sensation_{dynamic} = 156 dT_{uarm}/dt^{(c)} + 167$ $dT_{uarm}/dt^{(c)}$ ($R^2=0.74$)		0.74
Lower Leg	$Sensation_{dynamic} = 206 dT_{leg}/dt^{(c)} + 212$ $dT_{leg}/dt^{(c)}$ ($R^2=0.85$)		0.85
Thigh	$Sensation_{dynamic} = 151 dT_{thigh}/dt^{(c)} + 263$ $dT_{thigh}/dt^{(c)}$		0.94

Tabelle A 5 (Fortsetzung) Dynamisches Empfindungsmodell als Funktion der zeitlichen Ableitung der lokalen Hauttemperaturen und der Körperkerntemperatur [Zhang 2003, S. 261].

A.3 Gewichtskoeffizienten globale Temperaturempfindung

Local Body Part	$S_i - S_{\text{mean}} = 0$	R2	$S_i - S_{\text{mean}} > 0$	R2
Breathing	-0.16	0.44	0.19	0.14
Head	-0.13	0.82	0.21	0.57
Neck	-0.13	0.71	0.23	0.68
Face	-0.15	0.71	0.30	0.81
Chest	-0.23	0.90	0.23	0.70
Back	-0.23	0.81	0.24	0.80
Pelvis	-0.17	0.85	0.15	0.73
Upper arm	-0.10	0.69	0.14	0.42
Lower arm	-0.10	0.69	0.14	0.42
Hand	-0.04	0.29	0.04	0.23
Thigh	-0.13	0.38	0.26	0.30
Lower leg	-0.13	0.38	0.26	0.30
Foot	-0.09	0.10	0.24 (2 feet)	0.37
	-0.09	0.10	0.14 (1 foot)	0.20
Upper back	-0.16	0.86	0.26	0.88
Lower back	-0.21	0.84	0.35	0.88

Tabelle A 6 Gewichtskoeffizienten für das globale Empfindungsmodells [Zhang 2003, S. 316].

A.4 Regressionskoeffizienten Komfort

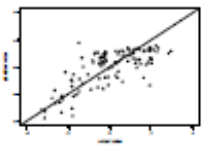
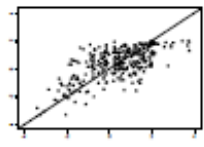
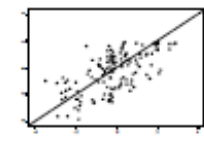
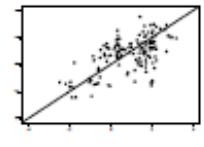
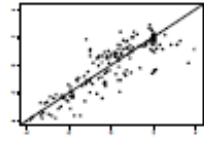
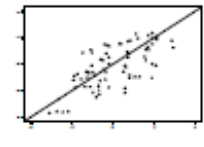
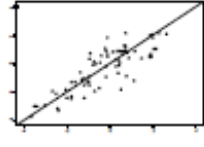
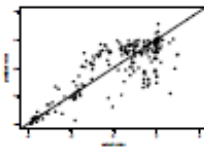
Segment	C31	C32	C6	C71	C72	C8	n	Act vs. fit	R ²
Head	0	1.39	1.27	0.28	0.4	0.5	2		0.55
Face	-0.11	0.11	2.02	0	0.4	0.41	1.5		0.44
Neck	0	0	1.96	0	0	-0.19	1		0.43
Breath	0	0.62	1.95	0	0.79	1.1	1.5		0.33
Back	-0.5	0.59	2.22	0.74	0	0	1		0.74
Upper Back	0	0	2.05	0	0	0	1		0.45
Lower Back	0	0	2.2	0	0	0	1		0.69
Chest	-1.15	0	1.88	0.92	0	0	1.5		0.68

Tabelle A 7 Regressionskoeffizienten des lokalen Komfortmodells [Zhang 2003, S. 296].

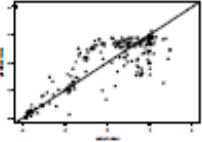
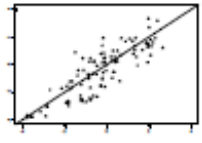
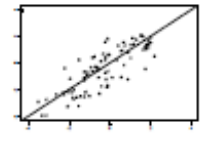
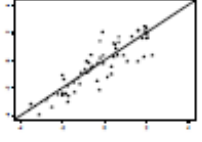
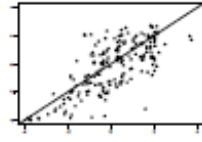
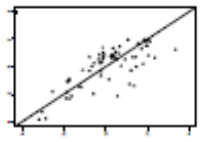
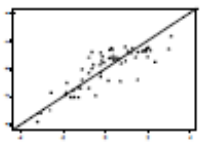
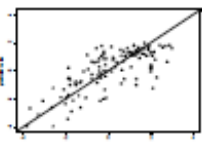
Segment	C31	C32	C6	C71	C72	C8	n	Act vs. fit	R ²
Chest	-1.07	0	1.74	0.35	0	0	2		0.70
Pelvis	-1	0.38	2.7	0.83	-0.64	-0.75	1		0.74
Upper Arm	-0.43	0	2.2	0	0	-0.33	1		0.70
Lower Arm	-1.64	0.34	2.38	1.18	0.28	-0.41	1		0.77
Hand	-0.8	0.8	1.99	0.48	0.48	0	1		0.6
Thigh	0	0	1.98	0	0	0	1		0.59
Lower Leg	-1	1.5	1.27	0.4	1.22	0.36	1.5		0.68
Foot	-2.31	0.21	1.62	0.5	0.3	-0.25	2		0.55

Tabelle A 7 (Fortsetzung) Regressionskoeffizienten des lokalen Empfindungsmodells [Zhang 2003, S. 297].