

# MODEL WYMIANY CIEPŁA ORAZ TERMOREGULACJI W TKANKACH CIAŁA CZŁOWIEKA

Ziemowit OSTROWSKI



GLIWICE 2019

MONOGRAFIA



Ziemowit Ostrowski

**Model wymiany ciepła  
oraz termoregulacji w tkankach ciała człowieka**

*Publikacja wspierana w ramach rektorskiego grantu habilitacyjnego.  
Politechnika Śląska, numer grantu 08/060/RGH18/0184.*

Gliwice 2019

*Ziemowit Ostrowski*

Model wymiany ciepła oraz termoregulacji w tkankach ciała człowieka

**Błędy dostrzeżone w druku**

str. 35	wiersz 4 od dołu	jest: $w=0,006$	powinno być: $w=0,06$
str. 35	wzór (2.12)	jest: 0,006	powinno być: 0,06

# Spis treści

<b>Wybrane oznaczenia</b> . . . . .	<b>13</b>
<b>1. Wstęp</b> . . . . .	<b>17</b>
1.1. Motywacja . . . . .	18
1.2. Cele i zakres opracowania . . . . .	18
1.2.1. Cele . . . . .	18
1.2.2. Zakres opracowania . . . . .	19
1.3. Przegląd literatury . . . . .	21
1.3.1. Modele matematyczne wymiany ciepła w żywych tkankach . . . . .	21
1.3.2. Modele całego ciała . . . . .	23
1.3.3. Lokalne modele tkanek . . . . .	24
<b>2. Pojęcia podstawowe</b> . . . . .	<b>26</b>
2.1. Pole temperatury . . . . .	26
2.1.1. Strefy tkanek . . . . .	26
2.1.2. Temperatura ciała . . . . .	26
2.2. Wymiana ciepła . . . . .	29
2.2.1. Przewodzenie ciepła . . . . .	29
2.2.2. Konwekcja ciepła . . . . .	31
2.2.3. Promieniowanie cieplne . . . . .	32
2.2.4. Parowanie . . . . .	35
2.3. Równanie bilansu energii ciała człowieka . . . . .	36
2.3.1. Stan termoneutralny . . . . .	36
2.3.2. Bilans energii . . . . .	36
2.4. Termogeneza i źródła ciepła wewnętrznego (metabolicznego) . . . . .	37
2.4.1. Podstawowa przemiana materii (PPM) . . . . .	38
2.4.2. Strumień ciepła wewnętrznego (metabolicznego) . . . . .	38
2.4.3. Pole powierzchni skóry człowieka . . . . .	39
2.5. Równanie przewodzenia ciepła . . . . .	39
2.5.1. Przewodzenie . . . . .	40
2.5.2. Generacja . . . . .	40

2.5.3. Akumulacja . . . . .	41
2.6. Równanie różniczkowe przewodzenia ciepła . . . . .	41
<b>3. Modelowanie wymiany ciepła w tkankach ciała człowieka . . . . .</b>	<b>43</b>
3.1. Przepływ krwi w tkankach . . . . .	43
3.1.1. Zmiany temperatury krwi w układzie krwionośnym . . . . .	43
3.1.2. Wyrównanie temperatury krwi i tkanki . . . . .	45
3.2. Równanie przewodzenia ciepła (biociepła) w tkankach . . . . .	45
3.2.1. Ciepło perfuzji . . . . .	47
3.2.2. Równanie bilansu energii dla tkanek . . . . .	48
3.3. Równanie różniczkowe przewodzenia ciepła (biociepła) w tkankach . . . . .	49
3.4. Pasywny model wymiany ciepła w tkankach . . . . .	50
<b>4. Modelowanie procesów termoregulacji w ciele człowieka . . . . .</b>	<b>51</b>
4.1. Termoregulacja . . . . .	51
4.1.1. Termoregulacja autonomiczna . . . . .	51
4.1.2. Termoregulacja behawioralna . . . . .	51
4.1.3. Termoregulacja techniczna . . . . .	52
4.1.4. Schemat blokowy systemów termoregulacji . . . . .	52
4.2. Fizjologia termoregulacji autonomicznej . . . . .	52
4.2.1. Wartość zadana . . . . .	53
4.2.2. Schemat regulacji . . . . .	54
4.2.3. Aktywność receptorów zimna i ciepła . . . . .	55
4.2.4. Progi wyzwalania mechanizmów termoregulacji . . . . .	56
4.3. Model pasywnej termoregulacji autonomicznej . . . . .	56
4.3.1. Reguła van't Hoffa . . . . .	57
4.3.2. Wpływ zmian temperatury tkanek na tempo metabolizmu . . . . .	58
4.3.3. Wpływ zmian temperatury tkanek na ich perfuzję . . . . .	58
4.3.4. Energetyczny równoważnik współczynnika perfuzji . . . . .	59
4.4. Model termoregulacji autonomicznej aktywnej . . . . .	60
4.4.1. Perfuzja . . . . .	60
4.4.2. Termogeneza drżeniowa . . . . .	61
4.4.3. Pocenie . . . . .	62
<b>5. Pomiary właściwości termofizycznych . . . . .</b>	<b>64</b>
5.1. Pomiar właściwości termofizycznych materiałów kompresu . . . . .	64
5.1.1. Sprzęt i aparatura laboratoryjna . . . . .	64
5.1.2. Wyniki pomiarów właściwości termofizycznych . . . . .	65

<b>6. Eksperymenty medyczne oraz pomiary <i>in vivo</i></b> . . . . .	<b>66</b>
6.1. Pomiar temperatury skóry poddanej termostymulacji (A) . . . . .	67
6.1.1. Stanowisko badawcze i sprzęt pomiarowy (A) . . . . .	67
6.1.2. Protokół pomiarowy (A) . . . . .	69
6.2. Pomiar strumienia przekazywanego ciepła i temperatury kompresu (B) . . . . .	72
6.2.1. Stanowisko badawcze i sprzęt pomiarowy (B) . . . . .	72
6.2.2. Protokół pomiarowy (B) . . . . .	73
6.3. Wyniki pomiarów <i>in vivo</i> . . . . .	75
6.3.1. Eksperyment medyczny nr 1 - protokół (A) . . . . .	75
6.3.2. Eksperyment medyczny nr 2 - protokół (B) . . . . .	77
6.3.3. Walidacja pomiaru strumienia ciepła w eksperymencie medycznym nr 2 - protokół (B) . . . . .	79
<b>7. Model numeryczny lokalnego ochładzania skóry – elementy wspólne</b> . . . . .	<b>84</b>
7.1. Oprogramowanie do analizy numerycznej . . . . .	85
7.2. Założenia i uproszczenia . . . . .	86
7.3. Model matematyczny . . . . .	87
7.4. Funkcje własne użytkownika (UDF) . . . . .	89
7.5. Właściwości termofizyczne . . . . .	89
<b>8. Model numeryczny I oraz walidacja modelu</b> . . . . .	<b>91</b>
8.1. Model numeryczny tkanek otoczonych powietrzem (termoregulacja pasywna) . . . . .	91
8.1.1. Geometria modelu . . . . .	92
8.1.2. Dyskretyzacja i rozwiązywane równania . . . . .	92
8.1.3. Siatka podziału numerycznego . . . . .	94
8.1.4. Warunki brzegowe, początkowe i właściwości materiałów . . . . .	95
8.2. Sekwencja i etapy symulacji numerycznych . . . . .	95
8.2.1. Stan ustalony (termoneutralny) . . . . .	96
8.2.2. Stan nieustalony 1 (chłodzenie skóry) . . . . .	97
8.2.3. Stan nieustalony 2 (powrót do normotermii) . . . . .	98
8.3. Walidacja modelu numerycznego (termoregulacja pasywna) . . . . .	99
8.3.1. Opór kontaktowy . . . . .	99
<b>9. Model numeryczny II oraz walidacja modelu</b> . . . . .	<b>102</b>
9.1. Model numeryczny tkanek (termoregulacja pasywna) . . . . .	102
9.1.1. Geometria modelu . . . . .	103
9.1.2. Dyskretyzacja i rozwiązywane równania . . . . .	103
9.1.3. Siatka podziału numerycznego . . . . .	104

9.1.4.	Warunki brzegowe, początkowe i właściwości materiałów . . . . .	105
9.1.5.	Opór kontaktowy . . . . .	106
9.2.	Sekwencja i etapy symulacji numerycznych . . . . .	107
9.2.1.	Stan ustalony (termoneutralny) . . . . .	107
9.2.2.	Stan nieustalony (chłodzenie skóry) . . . . .	108
9.3.	Walidacja modelu numerycznego (termoregulacja pasywna) . . . . .	110
9.3.1.	Strumień ciepła . . . . .	110
9.3.2.	Temperatura kompresu chłodzącego . . . . .	111
<b>10.</b>	<b>Model numeryczny III oraz analiza wrażliwości i walidacja modelu . . . . .</b>	<b>113</b>
10.1.	Model numeryczny tkanek (termoregulacja pasywna) . . . . .	113
10.1.1.	Geometria modelu . . . . .	114
10.1.2.	Dyskretyzacja i rozwiązywane równania . . . . .	114
10.1.3.	Siatka podziału numerycznego . . . . .	115
10.1.4.	Warunki brzegowe, początkowe i właściwości materiałów . . . . .	116
10.2.	Sekwencja i etapy symulacji numerycznych . . . . .	117
10.2.1.	Stan ustalony (termoneutralny) . . . . .	117
10.2.2.	Stan nieustalony 1 (chłodzenie skóry) . . . . .	118
10.2.3.	Stan nieustalony 2 (powrót do normotermii) . . . . .	119
10.3.	Analiza wrażliwości wynikowego pola temperatury ze względu na główne parametry modelu . . . . .	119
10.3.1.	Współczynnik wrażliwości . . . . .	120
10.3.2.	Analiza wrażliwości . . . . .	120
10.3.3.	Wyniki . . . . .	121
10.3.4.	Średnie wartości współczynników wrażliwości . . . . .	131
10.4.	Walidacja modelu numerycznego (termoregulacja pasywna) . . . . .	132
<b>11.</b>	<b>Model numeryczny IV oraz jego walidacja . . . . .</b>	<b>134</b>
11.1.	Model numeryczny tkanek (termoregulacja aktywna) . . . . .	134
11.1.1.	Rozwiązywane równania . . . . .	135
11.2.	Walidacja modelu numerycznego (termoregulacja aktywna) . . . . .	135
<b>12.</b>	<b>Porównanie wariantów modeli termoregulacji i wymiany ciepła w tkankach . . . . .</b>	<b>137</b>
12.1.	Stan ustalony (termoneutralny) . . . . .	138
12.2.	Stan nieustalony 2 . . . . .	139
<b>13.</b>	<b>Podsumowanie i wnioski . . . . .</b>	<b>141</b>
13.1.	Podsumowanie . . . . .	141

---

13.2. Dyskusja . . . . .	142
13.3. Wnioski . . . . .	145
<b>Bibliografia . . . . .</b>	<b>147</b>
<b>Źródła internetowe . . . . .</b>	<b>156</b>
<b>Dokumenty elektroniczne . . . . .</b>	<b>158</b>
<b>Dodatki . . . . .</b>	<b>159</b>
<b>A. Uzasadnienie stosowania punktowego pomiaru jako reprezentatywnego dla średniej masowej (objętościowej) temperatury całego kompresu . . . . .</b>	<b>159</b>
<b>B. Kody źródłowe funkcji własnych użytkownika (UDF) . . . . .</b>	<b>161</b>
B.1. Warunek brzegowy (dla symulacji stanów ustalonego i nieustalonego) . . . . .	162
B.2. Człony źródłowe równania biociepła Pennesa bez termoregulacji (dla symulacji w stanach ustalonym i nieustalonym) . . . . .	163
B.3. Człony źródłowe równania Pennesa z modelem termoregulacji pasywnej (dla symulacji w stanie ustalonym stanu termoneutralnego) . . . . .	165
B.4. Człony źródłowe równania Pennesa z modelem termoregulacji pasywnej (dla symulacji w stanie nieustalonym) . . . . .	168
B.5. Pomocnicze funkcje użytkownika dla modelu termoregulacji aktywnej . . . . .	171
B.6. Człony źródłowe równania Pennesa z modelem termoregulacji aktywnej (dla symulacji w stanie ustalonym stanu termoneutralnego) . . . . .	174
B.7. Człony źródłowe równania Pennesa z modelem termoregulacji aktywnej (dla symulacji w stanie nieustalonym) . . . . .	177
<b>Streszczenie . . . . .</b>	<b>182</b>

# Contents

<b>List of symbols</b> . . . . .	<b>13</b>
<b>1. Introduction</b> . . . . .	<b>17</b>
1.1. Motivation . . . . .	18
1.2. Aims and scope of work . . . . .	18
1.2.1. Aims . . . . .	18
1.2.2. Scope of work . . . . .	19
1.3. Literature review . . . . .	21
1.3.1. Mathematical models of heat transfer in living tissues . . . . .	21
1.3.2. Whole body models . . . . .	23
1.3.3. Local tissue models . . . . .	24
<b>2. Basic concepts</b> . . . . .	<b>26</b>
2.1. Temperature field . . . . .	26
2.1.1. Tissue regions . . . . .	26
2.1.2. Body temperature . . . . .	26
2.2. Heat transfer . . . . .	29
2.2.1. Heat conduction . . . . .	29
2.2.2. Heat convection . . . . .	31
2.2.3. Heat radiation . . . . .	32
2.2.4. Evaporation . . . . .	35
2.3. Energy balance equation for the human body . . . . .	36
2.3.1. Thermoneutral state . . . . .	36
2.3.2. Energy balance . . . . .	36
2.4. Internal (metabolic) heat sources and thermogenesis . . . . .	37
2.4.1. Basal Metabolic Rate (BMR) . . . . .	38
2.4.2. Internal (metabolic) heat sources . . . . .	38
2.4.3. Body skin surface area . . . . .	39
2.5. Heat conduction equation . . . . .	39
2.5.1. Conduction . . . . .	40
2.5.2. Generation . . . . .	40

---

2.5.3. Accumulation . . . . .	41
2.6. Heat conduction differential equation . . . . .	41
<b>3. Modelling of heat transfer in human tissues . . . . .</b>	<b>43</b>
3.1. Tissue blood flow . . . . .	43
3.1.1. Blood temperature changes in circulatory system . . . . .	43
3.1.2. Blood and tissue temperature equilibrium . . . . .	45
3.2. Heat (bioheat) transfer equation in tissues . . . . .	45
3.2.1. Perfusion related heat . . . . .	47
3.2.2. Energy balance equation in tissues . . . . .	48
3.3. Heat (bioheat) conduction differential equation . . . . .	49
3.4. Passive model of heat transfer in tissues . . . . .	50
<b>4. Modelling of human thermoregulation . . . . .</b>	<b>51</b>
4.1. Thermoregulation . . . . .	51
4.1.1. Autonomic thermoregulation . . . . .	51
4.1.2. Behavioral thermoregulation . . . . .	51
4.1.3. Technical thermoregulation . . . . .	52
4.1.4. Block diagram of thermoregulation systems . . . . .	52
4.2. Physiology of autonomous thermoregulation . . . . .	52
4.2.1. Set-point . . . . .	53
4.2.2. Regulation diagram . . . . .	54
4.2.3. Activity of cold and warmth receptors . . . . .	55
4.2.4. Thermoregulation triggering tresholds . . . . .	56
4.3. Passive autonomic thermoregulation . . . . .	56
4.3.1. van't Hoff relation . . . . .	57
4.3.2. Influence of temperature changes on metabolism . . . . .	58
4.3.3. Influence of temperature changes on tissue perfusion . . . . .	58
4.3.4. Energy equivalent of perfusion coefficient . . . . .	59
4.4. model of active autonomic thermoregulation . . . . .	60
4.4.1. Perfusion . . . . .	60
4.4.2. Shivering thermogenesis . . . . .	61
4.4.3. Sweating . . . . .	62
<b>5. Measurements of the thermophysical properites . . . . .</b>	<b>64</b>
5.1. Measurements of the thermophysical properites of cooling compress materials	64
5.1.1. Measurement and laboratory devices . . . . .	64
5.1.2. Thermophysical properties measurement results . . . . .	65

<b>6. Medical experiments and <i>in vivo</i> measurements</b>	<b>66</b>
6.1. Skin temperature measurement after thermal stimulation (A)	67
6.1.1. Measurement setup and measurement devices (A)	67
6.1.2. Measurement protocol (A)	69
6.2. Heat flux and compress temperature measurement (B)	72
6.2.1. Measurement setup and measurement devices (B)	72
6.2.2. Measurement protocol (B)	73
6.3. <i>In vivo</i> measurements results	75
6.3.1. Medical experiment No 1 - (A) protocol	75
6.3.2. Medical experiment No 2 - (B) protocol	77
6.3.3. Validation of heat flux measurement in medical experiment No 2 - (B) protocol	79
<b>7. Numerical model of heat transfer in human tissues – common elements</b>	<b>84</b>
7.1. Numerical analysis software	85
7.2. Assumptions and simplifications	86
7.3. Mathematical model	87
7.4. User Defined Functions (UDF)	89
7.5. Thermophysical properties	89
<b>8. Numerical model I and validation</b>	<b>91</b>
8.1. Numerical model of tissues surrounded with air (passive thermoregulation)	91
8.1.1. Model geometry and sizes	92
8.1.2. Discretization and governing equations	92
8.1.3. Discretization, numerical model mesh	94
8.1.4. Boundary and initial conditions, material properties	95
8.2. Numerical simulation sequence and steps	95
8.2.1. Steady state (thermoneutral)	96
8.2.2. Transient state 1 (skin cooling)	97
8.2.3. Transient state 2 (rewarming)	98
8.3. Validation of numerical model (passive thermoregulation)	99
8.3.1. Contact resistance	99
<b>9. Numerical model II and validation</b>	<b>102</b>
9.1. Numerical model of tissues (passive thermoregulation)	102
9.1.1. Model geometry and sizes	103
9.1.2. Discretization and governing equations	103
9.1.3. Discretization, numerical model mesh	104

---

9.1.4. Boundary and initial conditions, material properties . . . . .	105
9.1.5. Contact resistance . . . . .	106
9.2. Numerical simulation sequence and steps . . . . .	107
9.2.1. Steady state (thermoneutral) . . . . .	107
9.2.2. Transient state (skin cooling) . . . . .	108
9.3. Validation of numerical model (passive thermoregulation) . . . . .	110
9.3.1. Heat flux . . . . .	110
9.3.2. Cooling compress temperature . . . . .	111
<b>10. Numerical model III - model sensitivity analysis and validation . . . . .</b>	<b>113</b>
10.1. Tissues numerical model (passive thermoregulation) . . . . .	113
10.1.1. Model geometry and sizes . . . . .	114
10.1.2. Discretization and governing equations . . . . .	114
10.1.3. Discretization, numerical model mesh . . . . .	115
10.1.4. Boundary and initial conditions, material properties . . . . .	116
10.2. Numerical simulation sequence and steps . . . . .	117
10.2.1. Steady state (thermoneutral) . . . . .	117
10.2.2. Transient state 1 (skin cooling) . . . . .	118
10.2.3. Transient state 2 (rewarming) . . . . .	119
10.3. Sensitivity analysis of temperature field on main model input parameters . . . . .	119
10.3.1. Sensitivity coefficient . . . . .	120
10.3.2. Sensitivity analysis . . . . .	120
10.3.3. Results . . . . .	121
10.3.4. Mean values of sensitivity coefficients . . . . .	131
10.4. Validation of numerical model (passive thermoregulation) . . . . .	132
<b>11. Numerical model IV and model validation . . . . .</b>	<b>134</b>
11.1. Tissues numerical model (active thermoregulation) . . . . .	134
11.1.1. Governing equations . . . . .	135
11.2. Validation of numerical model (active thermoregulation) . . . . .	135
<b>12. Comparison of numerical models of thermoregulation and heat transfer in tissues . . . . .</b>	<b>137</b>
12.1. Steady state (thermoneutral) . . . . .	138
12.2. Transient state 2 . . . . .	139
<b>13. Summary and conclusions . . . . .</b>	<b>141</b>
13.1. Summary . . . . .	141
13.2. Discussion . . . . .	142

---

13.3. Conclusions . . . . .	145
<b>Bibliography . . . . .</b>	<b>147</b>
<b>Internet resources . . . . .</b>	<b>156</b>
<b>Electronic documentation . . . . .</b>	<b>158</b>
<b>Appendices . . . . .</b>	<b>159</b>
<b>A. Justification of the usage of point measurement of the compress temperature as representative of mass (volume) average temperature of the whole compress . . . . .</b>	<b>159</b>
<b>B. User Defined Functions (UDF) source codes . . . . .</b>	<b>161</b>
B.1. Boundary condition (for steady and transient simulations) . . . . .	162
B.2. Source terms of Pennes equation without thermoregulation (for steady and transient simulation) . . . . .	163
B.3. Source terms of Pennes equation with model of passive thermoregulation (for steady simulation of thermoneutral state) . . . . .	165
B.4. Source terms of Pennes equation with model of passive thermoregulation (for transient simulation) . . . . .	168
B.5. Auxiliary user functions for model of active thermoregulation . . . . .	171
B.6. Source terms of Pennes equation with model of active thermoregulation (for steady simulation of thermoneutral state) . . . . .	174
B.7. Source terms of Pennes equation with model of avtive thermoregulation (for transient simulation) . . . . .	177
<b>Abstract . . . . .</b>	<b>183</b>

# Wybrane oznaczenia

## Symbole łacińskie

$a$  – dyfuzyjność cieplna,  $\text{m}^2 \cdot \text{s}^{-1}$

$c$  – pojemność cieplna właściwa,  $\text{J} \cdot \text{kg}^{-1} \text{K}^{-1}$

$c_b$  – pojemność cieplna właściwa krwi,  $\text{J} \cdot \text{kg}^{-1} \text{K}^{-1}$

$c_{\chi_i}$  – znormalizowany współczynnik wrażliwości

$\bar{c}_{\chi_i}$  – średni współczynnik wrażliwości

$\dot{m}$  – strumień masy,  $\text{kg} \cdot \text{s}^{-1}$

$\dot{m}_{pot}$  – strumień masy wydzielanego potu,  $\text{kg} \cdot \text{s}^{-1}$

$\vec{q}$  – wektor gęstości strumienia ciepła,  $\text{W} \cdot \text{m}^{-2}$

$\dot{q}$  – gęstość strumienia ciepła (długość wektora strumienia ciepła),  $\text{W} \cdot \text{m}^{-2}$

$\dot{q}_m$  – objętościowe źródło ciepła metabolicznego wytwarzanego w organizmie,  $\text{W} \cdot \text{m}^{-3}$

$\dot{q}_v$  – objętościowe źródło ciepła,  $\text{W} \cdot \text{m}^{-3}$

$r$  – ciepło parowania (entalpia parowania),  $\text{kJ} \cdot \text{kg}^{-1}$

$\mathbf{r}$  – wektorowa współrzędna położenia

$t, (T)$  – temperatura,  $^{\circ}\text{C}$  (K)

$t_a, (T_a)$  – temperatura krwi tętniczej (ang. *arterial*),  $^{\circ}\text{C}$  (K)

$t_b, (T_b)$  – średnia temperatura ciała (ang. *body*),  $^{\circ}\text{C}$  (K)

$t_c, (T_c)$  – temperatura głęboka (jądra, wnętrza) organizmu (ang. *core*),  $^{\circ}\text{C}$  (K)

$t_{m,sk}, (T_{m,sk})$  – średnia temperatura skóry (ang. *mean skin*),  $^{\circ}\text{C}$

$t_{ot}, (T_{ot})$  – temperatura otoczenia,  $^{\circ}\text{C}$  (K)

$t_s$  – średnia temperatura powłoki (ang. *shell*), °C

$t_{sk}, (T_{sk})$  – temperatura skóry, °C (K)

$t_v$  – temperatura krwi żyłnej, wypływającej z grupy tkanek, np. kończyny (ang. *venous*), °C

$t_{v,c}$  – temperatura krwi żyłnej, dopływającej do wnętrza (jądra) ciała (ang. *venous, core*), °C

$u$  – prędkość, m·s<sup>-1</sup>

$w$  – współczynnik zwilżenia skóry

$A$  – pole powierzchni, m<sup>2</sup>

$Cs$  – sygnał wazomotoryczny kurczenia naczyń krwionośnych skóry

$Dl$  – sygnał wazomotoryczny rozkurczania naczyń krwionośnych skóry, W·K<sup>-1</sup>

$\dot{E}$  – emisja własna ciepła na drodze promieniowania, W

$MSE$  – średni błąd kwadratowy (ang. *Mean Squared Error*)

$Q_{10}$  – współczynnik temperaturowy van't Hoffa-

$Q_{\text{kompres}}$  – ciepło przejęte przez kompres chłodzący, J

$\dot{Q}$  – strumień ciepła, W

$\dot{Q}_{\alpha,sk}$  – całkowity strumień ciepła traconego z powierzchni skóry na drodze konwekcji, W

$\dot{Q}_{\alpha,res}$  – całkowity strumień ciepła traconego na drodze konwekcji w płucach, W

$\dot{Q}_m$  – strumień ciepła wewnętrznego (metabolicznego) wytwarzanego w organizmie, W

$\dot{Q}_p$  – całkowity strumień ciepła traconego ze skóry wraz z parowaniem potu, W

$\dot{Q}_{pot,sk}$  – całkowity strumień ciepła traconego ze skóry w wyniku parowania potu, W

$\dot{Q}_{p,res}$  – całkowity strumień ciepła traconego na drodze dyfuzji wilgoci w płucach, W

$\dot{Q}_{p,sk}$  – całkowity strumień ciepła traconego na drodze dyfuzji wilgoci przez skórę, W

$\dot{Q}_{r,sk}$  – całkowity strumień ciepła traconego ze skóry na drodze promieniowania, W

$\dot{Q}_{res}$  – całkowity strumień ciepła traconego w układzie oddechowym (ang. *respiratory*), W

$\dot{Q}_{sk}$  – całkowity strumień ciepła traconego przez skórę, W

$\dot{Q}_{sh}$  – całkowity strumień ciepła związanego z termogenezą drżeniową, W

$R_{\alpha}$  – opór wnikania (przejmowania) ciepła,  $\text{m}^2 \cdot \text{K} \cdot \text{W}^{-1}$

$R_{\lambda}$  – opór przewodzenia ciepła,  $\text{m}^2 \cdot \text{K} \cdot \text{W}^{-1}$

$R^2$  – współczynnik determinacji

$RMSE$  – pierwiastek ze średniej kwadratowej błędów (ang. *Root Mean Squared Error*),  
 $RMSE = \sqrt{MSE}$

$\dot{S}$  – strumień energii akumulowanej w tkankach organizmu, W

$T$  – temperatura, K

$V$  – objętość,  $\text{m}^3$

$\dot{W}$  – moc związana z pracą mechaniczną wykonywaną przez organizm, W

### Symbole greckie

$\alpha$  – konwekcyjny współczynnik wnikania (przejmowania) ciepła,  $\text{W} \cdot \text{m}^{-2} \cdot \text{K}^{-1}$

$\alpha_p$  – współczynnik wnikania (przejmowania) ciepła przy parowaniu,  $\text{W} \cdot \text{m}^{-2} \cdot \text{kPa}^{-1}$

$\beta$  – energetyczny równoważnik współczynnika perfuzji,  $\text{W} \cdot \text{m}^{-3} \cdot \text{K}^{-1}$

$\delta$  – grubość (np. przegrody, warstwy tkanki), m

$\varepsilon$  – emisyjność

$\lambda$  – współczynnik przewodzenia ciepła,  $\text{W} \cdot \text{m}^{-1} \cdot \text{K}^{-1}$

$\mu$  – stała proporcjonalności przyrostu energetycznego równoważnika perfuzji  $\Delta\beta$ ,  $\text{K}^{-1}$

$\rho$  – gęstość,  $\text{kg} \cdot \text{m}^{-3}$

$\rho_b$  – gęstość krwi,  $\text{kg} \cdot \text{m}^{-3}$

$\sigma$  – stała promieniowania ciała doskonale czarnego (stała Stefana-Boltzmann),  $\text{W} \cdot \text{m}^{-2} \cdot \text{K}^{-4}$

$\chi_i(x)$  – parametr (dana) wejściowa modelu,

$\psi$  – stała proporcjonalności przyrostu współczynnika perfuzji  $\Delta\omega$ ,  $\text{m}^3 \cdot \text{J}^{-1}$

$\omega$  – współczynnik perfuzji,  $\text{s}^{-1} = \text{m}^3 / (\text{m}^3 \cdot \text{s})$

### Indeksy dolne dotyczą

$a$  – krwi tętniczej (ang. *arterial*)

$b$  – średniej temperatury ciała (ang. *body*)

$c$  – jądra (wnętrza) organizmu (ang. *core*)

$p$  – parowania

$ot$  – otoczenia

$pot$  – potu

$res$  – oddychania (ang. *respiratory*)

$s$  – powłoki (warstw zewnętrznych) organizmu (ang. *shell*)

$sk$  – skóry (ang. *skin*)

$m, sk$  – średniej temperatury skóry (ang. *mean skin*)

$w$  – powierzchni, ściany (ang. *wall*)

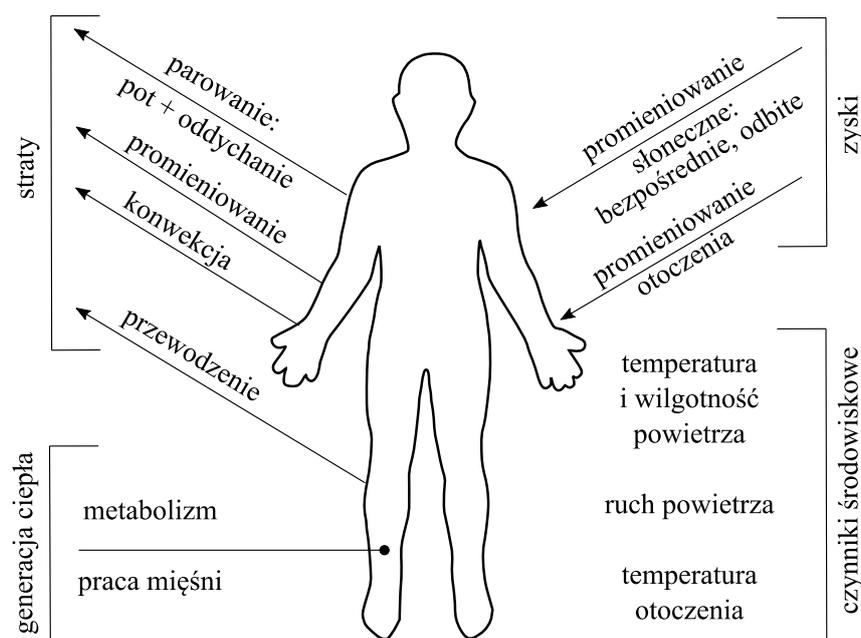
$\alpha$  – konwekcji

$\infty$  – temperatury rdzenia (lub napływu) płynu

# Rozdział 1

## Wstęp

Procesy wymiany (transportu) ciepła są nieodłącznie związane z człowiekiem, jako organizmem stałocieplnym, żyjącym w zmiennych warunkach otoczenia. Ciepło produkowane wewnątrz organizmu, pochodzące z przemian metabolicznych oraz pracy mięśni, jest nieprzerwanie transportowane na zewnątrz w drodze konwekcji, przewodzenia, promieniowania oraz parowania (straty skórne oraz oddechowe). Na procesy te istotny wpływ mają czynniki środowiskowe otoczenia, takie jak: temperatura i wilgotność względna powietrza, ruch powietrza, temperatura innych obiektów w otoczeniu, a także ekspozycja na promienie słoneczne (rysunek 1.1).



Rys. 1.1. Człowiek w otoczeniu: generacja i wymiana ciepła, czynniki środowiskowe  
Fig. 1.1. Man and surroundings: heat production and exchange, environmental factors

Monografia ma charakter książki, niewymagającej od czytelnika sięgania do dodatkowych źródeł. Z tego powodu zawarto w niej także informacji o dość podstawowym charakterze, zarówno z zakresu fizjologii jak i wymiany ciepła. Dzięki takiemu podejściu, monografia, obok walorów naukowych, może być użyta także jako materiał dydaktyczny dla studentów studiów magisterskich i doktoranckich.

## 1.1. Motywacja

Znajomość i możliwość modelowania procesów zachodzących w żywych organizmach odgrywa kluczową rolę we współczesnej inżynierii biomedycznej i medycynie. Wyniki symulacji procesów biomedycznych, nie tylko pozwalają na lepsze ich zrozumienie, ale mogą także wspomóc lekarzy, podczas stawiania diagnozy i planowaniu leczenia. Modele wirtualne, w przypadku gdy są dobrze zbudowane i odpowiednio dostrojone do parametrów indywidualnego pacjenta, umożliwiają bowiem przewidywanie przypuszczalnych skutków terapii, jeszcze przed jej rzeczywistym zastosowaniem oraz prowadzenie jej w kontrolowany i przewidywalny sposób. Modelowanie odgrywa także niezwykle ważną rolę w procesie projektowania i wdrażania w praktyce medycznej nowych metod terapeutycznych, sprzętu medycznego oraz urządzeń diagnostycznych [106].

Bezpośrednią motywacją do podjęcia badań objętych niniejszą publikacją była potrzeba sprawdzenia poprawności i walidacji modelu wymiany ciepła w żywych tkankach poddanych lokalnej termostymulacji (powierzchniowego ochładzania). Model taki mógłby mieć bezpośrednie zastosowanie w diagnostyce nowotworów skóry (np. wczesne, nieinwazyjne wykrywanie czerniaka).

## 1.2. Cele i zakres opracowania

### 1.2.1. Cele

Głównym celem jest opracowanie oraz walidacja [3] trójwymiarowego modelu wymiany ciepła i termoregulacji w tkankach przedramienia człowieka, poddanych lokalnemu ochładzaniu (poprzez przyłożenie metalowego kompresu o obniżonej temperaturze). Rozważany jest niestacjonarny model numeryczny, zbudowany w oparciu o równanie przepływu biociepła Pennesa [96], rozszerzone o modele pasywnej oraz aktywnej termoregulacji.

Kolejnym celem jest przeprowadzenie walidacji zaproponowanego modelu, w zakresie sprawdzenia zgodności wyników symulacji ze zmierzonymi temperaturami skóry oraz strumieniami ciepła, przekazywanego podczas chłodzenia. Walidacyjne dane pomiarowe pozyskane zostały w ramach zaplanowanych i prowadzonych eksperymentów medycznych *in-vivo*. Zaprojektowano je w sposób umożliwiający odtworzenie ich przebiegu w trakcie symulacji numerycznych.

Zaplanowano także przeprowadzenie analizy wrażliwości modelowanych zmian temperatury tkanek ze względu na główne parametry i dane wejściowe modelu oraz porównanie wyników symulacji, uzyskanych dla trzech wersji zaproponowanego modelu.

W przyszłości, co jest już poza zakresem niniejszego opracowania, jest zastosowanie zaproponowanego modelu w celu wczesnego wykrywania nowotworów skóry, w tym czerniaka. Poprawny, zweryfikowany i zwalidowany model zdrowej tkanki może pozwolić na wykorzystanie go do analizy zaburzeń pola temperatury, które mogą być wynikiem pojawienia się zmian nowotworowych. Na podstawie pomiarów temperatury skóry można będzie identyfikować i lokalizować rejony o podwyższonym tempie metabolizmu oraz powiązanego z nim zagęszczenia sieci naczyniowej (zwiększenie ukrwienia tkanek), co jest charakterystycznym zjawiskiem towarzyszącym zmianom nowotworowym. Ponieważ istnieje potrzeba diagnostyki i wykrywania zmian nowotworowych na bardzo wczesnym etapie ich rozwoju, aby zwiększyć sygnał pochodzący z małych zmian w skórze, zaproponowano wykonywanie dynamicznych pomiarów IR temperatury skóry, po wymuszeniu cieplnym (lokalne ochładzanie). Dzięki temu uzyskuje się efekt wzmocnienia sygnału, pochodzącego z niewielkich struktur nowotworowych, znajdujących się w skórze.

### 1.2.2. Zakres opracowania

Zakres przeprowadzonych badań obejmuje:

*Omówienie pojęć podstawowych* (rozdział 2). Definicje podstawowe związane z polem temperatury ciała człowieka. Metody pomiaru temperatury fizjologicznej. Wymiana ciepła w organizmie człowieka (oraz z otoczeniem), bilans energii, produkcja ciepła metabolicznego oraz wyprowadzenie ogólnego równania przewodzenia ciepła.

*Omówienie i wprowadzenie* definicji związanych z modelowaniem wymiany ciepła w tkankach (rozdział 3). Przepływ krwi w tkankach (perfuzja) oraz zmiany jej temperatury. Wyprowadzenie równania przewodzenia ciepła w ukrwionych tkankach.

*Omówienie i wprowadzenie* definicji związanych z modelowaniem procesów termoregulacji w ciele człowieka (rozdział 4): autonomicznej, behawioralnej, technicznej. Fizjologia termoregulacji autonomicznej, schematy regulacji, progi wyzwalania mechanizmów termoregulacyjnych. Omówiono wpływ zmian temperatury tkanek na ich tempo metabolizmu i ukrwienie (w ramach regulacji pasywnej) oraz omówiono model regulacji aktywnej dla tkanki skórnej.

*Przedstawienie procedury pomiarowej i wyników pomiarów laboratoryjnych* dla metalowych kompresów chłodzących użytych podczas eksperymentów medycznych (rozdział 5).

*Omówienie eksperymentów medycznych in-vivo* (rozdział 6). Uzyskanie zgody komisji bioetycznej. Pomiar temperatury skóry poddanej termostymulacji (lokalnego ochł-

dzania kompresem). Pomiar gęstości strumienia ciepła przekazywanego podczas chłodzenia skóry. Opis stanowisk badawczych. Przedstawienie wyników pomiarów. Walidacja pomiaru strumienia ciepła w eksperymencie medycznym.

*Omówienie ogólnych założeń opracowanych modeli numerycznych (rozdział 7).* Oprogramowanie do analizy numerycznej. Przyjęte założenia i uproszczenia. Model matematyczny transportu ciepła oraz termoregulacji. Funkcje własne użytkownika. Właściwości termofizyczne tkanek.

*Omówienie opracowanych modeli numerycznych pasywnej termoregulacji oraz ich walidacja (rozdziały 8 i 9).* Geometria modeli, siatka podziału numerycznego, warunki brzegowe i początkowe, sekwencja i etapy obliczeń. Wprowadzony opór kontaktowy. Walidacja oraz ocena jakości odwzorowania pola temperatury przez zaproponowane modele.

*Omówienie analizy wrażliwości modelowanych zmian temperatury tkanek ze względu na główne parametry i dane wejściowe modelu (rozdział 10).*

*Omówienie opracowanego modelu aktywnej termoregulacji oraz jego walidacja (rozdział 11).* Walidacja modelu oraz ocena jakości odwzorowania pola temperatury przez model.

*Porównanie porównanie wyników symulacji dla opracowanego modelu pasywnej i aktywnej termoregulacji (rozdział 12)* Ocena wyników symulacji uzyskanych dla trzech wariantów.

*Podsumowanie, dyskusja oraz wnioski z przeprowadzonych prac (rozdział 13).*

**Eksperymenty medyczne.** Pomiary wykonano w ramach eksperymentu medycznego, opisanego w rozdziale 6. Pomiary przeprowadzono w ramach projektu nr INNOTECH-K2/IN2/79/182947/NCBR/13 oraz ze wsparciem ze środków Ministerstwa Nauki i Szkolnictwa Wyższego, przyznanego dla Wydziału Inżynierii Środowiska i Energetyki Politechniki Śląskiej, w ramach finansowania badań statutowych.

**Modele numeryczne.** Opis opracowanych modeli numerycznych przedstawiono w rozdziałach 7, 8, 9, 10 i 11. Aby uwypuklić motywację do budowy kolejnych wersji modeli oraz ułatwić zrozumienie różnic pomiędzy nimi, w rozdziale 7 zamieszczono syntetyczny ich opis. Dodatkowo w tabeli 7.1 wyjaśniono zastosowane domeny obliczeniowe, schematy termoregulacji, przyjęte założenia, etapy prowadzonych symulacji, itp.

**Wstępne wyniki** z przeprowadzonych badań zostały częściowo opublikowane w serii artykułów [12, 13, 14, 88, 90]. Prace te obejmowały raporty z przeprowadzonych pomiarów, wstępne wyniki symulacji numerycznych i analizę uzyskanych wyników. Publikacje

te powstawały na różnych etapach, dla części z nich w trakcie ich przygotowywania nie posiadano jeszcze pełnych danych wejściowych (np. dot. właściwości termofizycznych kompresów chłodzących), które zastąpiono danymi ze źródeł pisanych. Przedstawiane w niniejszym opracowaniu wyniki stanowią kompleksowe podsumowanie prowadzonych prac. Celem umożliwienia porównania uzyskanych wyników, na potrzeby niniejszej publikacji, ujednolicono przyjęte założenia oraz przyjęto także wspólny system prezentacji wyników.

Prace nad manuskrypcem monografii uzyskały wsparcie w ramach rektorskiego grantu habilitacyjnego: Politechnika Śląska, numer grantu 08/060/RGH18/0184.

### 1.3. Przegląd literatury

W pracy rozważane są tematy związane z inżynierią biomedyczną, która wymaga interdyscyplinarnego podejścia do rozwiązywania problemów naukowych. Rozwiązanie ich wymaga połączenia wiedzy i współpracy grup badawczych z zakresu techniki (tutaj wymiany ciepła), modelowania numerycznego oraz z zakresu biologii i medycyny (np. fizjologia [45], biofizyka [53], termoregulacja [10], adaptacja termiczna [1]). Aby ułatwić środowiskom naukowym z różnych dyscyplin sprawne i jednoznaczne komunikowanie się, podjęto próbę ujednolicenia stosowanej terminologii z zakresu fizjologii termicznej, a wyniki prac zebrano w słowniku terminów [22].

Ogólne zagadnienia związane z wymianą ciepła w podejściu inżynierskim są tematem wielu przekrojowych pozycji książkowych [7, 17, 60, 97, 110, 113]

Jednocześnie, ze względu na rosnące zapotrzebowanie związane z zastosowaniem modeli wymiany ciepła w żywych organizmach, w ostatnich latach pojawiły się także samodzielne publikacje dedykowane wymianie i modelowaniu biociepła [8, 10, 26, 27].

#### 1.3.1. Modele matematyczne wymiany ciepła w żywych tkankach

Badania eksperymentalne wpływu i efektów przepływu krwi na przepływ ciepła i pole temperatury w żywych tkankach rozpoczęto już pod koniec XIX wieku [9]. Od tego czasu problem poprawnego modelowania transportu ciepła w żywych i ukrwionych tkankach był tematem wielu prac naukowych.

Kolejne prace dotyczące wymiany ciepła pomiędzy organizmem, a otoczeniem obejmowały model bazujący na określaniu efektywnego współczynnika przenikania ciepła oraz mierzonej różnicy temperatur, pomiędzy wnętrzem organizmu, a powierzchnią

skóry [5, 40, 46]. Efektywny współczynnik przenikania ciepła był sumą członu przewodzenia przez nieukrwione tkanki oraz członu związanego z przepływem krwi.

Przełomowym, z dzisiejszej perspektywy, okazał się być model zaproponowany przez Pennesa [96], umożliwiający zarówno jakościowe jak i ilościowe opisanie procesów wymiany ciepła w ukrwionych tkankach. Bazując na dokładnych pomiarach gradientów temperatury bicepsu, w połączeniu z teorią wymiany ciepła, umożliwił zbudowanie ciągłego równania transportu biociepła. Model Pennesa wprowadza, powiązany z przepływem krwi, dodatkowy człon źródłowy równania przewodzenia ciepła. Odpowiada on założeniu, że rozważany podobszar zasilany jest dużą liczbą naczyń włosowatych, równomiernie rozłożonych w tkance.

W kolejnych latach pojawiły się artykuły podważające słuszność modelu Pennesa. Wuff [116] zaproponował nowe równanie, uwzględniające przepływ krwi przez tkanki modelowane jako ciało porowate. Rozwiązanie to nie zyskało jednak szerszego uznania. Klinger [56, 57] zaproponował podejście podobne do Wuffa, z tym że konwekcyjna wymiana ciepła była modelowana z uwzględnieniem układu naczyń krwionośnych w tkankach.

Chen i Holmes [18] zaproponowali rozwiązanie uwzględniające wpływ tzw. termicznie istotnych naczyń krwionośnych ( $d < 50 \mu\text{m}$  [8]), tj. biorących udział w lokalnej wymianie ciepła krew–tkanka. Weinbaum oraz Jiji [112] zaproponowali kolejny model, który pozwalał uwzględnić nieizotropowe właściwości tkanek oraz struktury sieci naczyniowej, m.in. rozgałęzienia naczyń, zwięzający się przekrój, przeciwprądową wymianę ciepła tętnica–żyła.

Kolejną grupą są modele, zmieniające Fourierowskie założenie nieskończenie szybkiego rozchodzenia się fali cieplnej. Aby wyeliminować paradoks nieskończonej szybkości rozchodzenia się sygnału termicznego, Cattaneo [16] i Vernotte [111] wprowadzili człon relaksacyjny (opóźnienia), do wynikającej z prawa Fouriera zależności pomiędzy gęstością strumienia ciepła, a gradientem temperatury. Model ten, znany pod nazwą SPL (ang. *Single Phase Lag*), zastosowano dla wymiany biociepła w m.in. [20, 61, 117]. Obok równania Cattaneo-Vernotte'a istnieje także model DPL (ang. *Dual Phase Lag*) [91, 108], w którym pojawia się mieszana pochodna temperatury podług czasu i przestrzeni. Przykładem jego zastosowania jest analiza procesów wymrażania tkanek (krioterapia) [62, 79, 81]. Równanie DPL w zastosowaniach przepływu biociepła rozwiązano także wykorzystując metodę elementów brzegowych (ang. *Boundary Element Method (BEM)*) [72].

Obszerny i szczegółowy przegląd modeli matematycznych transportu ciepła w żywych tkankach zawarty jest w [19].

Pomimo znanych niedoskonałości równania Pennesa, znajdowało ono (i nadal znajduje) szerokie zastosowanie w modelowaniu wymiany ciepła w żywych tkankach. Krytyka równania Pennesa, niejednokrotnie merytorycznie uzasadniona, nie wpływa jednak negatywnie na zalety i poprawność ilościową i jakościową tego modelu [114]. Także pomiary wykonane przez Pennesa przetrwały próbę czasu, a ich lepsze wykonanie nie jest nadal możliwe bez (jeszcze nieistniejących) nieinwazyjnych metod pomiaru temperatury wnętrza tkanek.

### 1.3.2. Modele całego ciała

Symulacje procesów transportu ciepła i termoregulacji człowieka są szeroko wykorzystywane w technice, dla zapewnienia komfortu cieplnego [33, 93]. Wykorzystywane są w tym celu zarówno modele techniczne w postaci manekinów termicznych [32, 42, 50], jak i wirtualne, w postaci modeli matematycznych oraz ich implementacji numerycznych [85, 86, 118].

Klasyczne manekiny termiczne pomimo tego, że ich konstrukcje są coraz bardziej doskonałe — uwzględniają obecnie nawet oddychanie i pocenie się — nie pozwalają natomiast na dokładną symulację procesów (termo)fizjologicznych. Poszukiwania matematycznych opisów transportu ciepła w żywych organizmach, zaowocowały licznymi pracami mającymi na celu opracowanie manekinów wirtualnych, tj. modeli matematycznych termofizjologii człowieka w zmiennych warunkach środowiskowych [38, 85, 86, 105]. W połączeniu z techniką CFD (ang. *Computational Fluid Dynamics*), wirtualne manekiny są wykorzystywane do wyznaczania lokalnego mikroklimatu, m.in. w przemyśle motoryzacyjnym dla kabin samochodowych [119].

Prace dotyczące tzw. modeli segmentowych początkowo uwzględniały bardzo uproszczoną geometrię i obejmowały głównie pasywny system transportu ciepła [37, 104, 105]. Późniejsze badania skupiały się głównie na rozwoju opisu aktywnej termoregulacji [34], precyzując równania opisujące dynamiczne zmiany produkcji ciepła metabolicznego i ukrwienia (perfuzji) poszczególnych tkanek, pojawiania się potu i drgawek. Zwiększono także liczbę uwzględnianych segmentów ciała. Rozwiązanie wielosegmentowe zostało ostatnio zwalidowane na podstawie wyników pochodzących z 43 różnych eksperymentów [73]. W artykule [54] przedstawiono natomiast aktualny przegląd i porównanie rozwijanych modeli segmentowych wraz z ich zastosowaniem.

Podjęmowane są także próby budowy modeli o wysokiej rozdzielczości geometrycznej, uwzględniające rzeczywiste wymiary ciała i tkanek [84]. Jednak ze względu na brak danych z obrazowania medycznego, obejmujących całe ciało człowieka, w praktyce podejście takie można wykorzystać tylko dla celów badań naukowych i to w ograniczonym

zakresie. Dyskusyjne jest także stosowanie modelu o wysokiej rozdzielczości przestrzennej przy jednoczesnym braku dokładnych danych materiałowych tkanek.

W ostatnich latach skupiono się także na zróżnicowaniu stosowanych manekinów wirtualnych, podejmując działania w celu nadania im cech indywidualnych. „Standardowego” człowieka zastępuje się coraz częściej opisem uwzględniającym płeć, wiek, stan zdrowia, zróżnicowanie antropologiczne, itp. [35, 115].

Modele całego ciała były też (już na etapie badań naukowych) wykorzystywane do symulowania procedur i zabiegów medycznych, np. hipotermii w trakcie zabiegów kardiochirurgicznych [101, 102], czy też wymiany ciepła podczas hemodializy [30, 89].

### 1.3.3. Lokalne modele tkanek

Modele wymiany ciepła w tkankach znajdują także zastosowanie w przypadku symulowania zmian zachodzących w wybranych rejonach ciała lub wybranych narządach.

Obniżenie temperatury tkanek (hipotermia), prowadzi do zwolnienia tempa metabolizmu. Analizowano przypadki z wykorzystaniem modeli wymiany ciepła, w których można osiągnąć efekt zapobiegający np. nadmiernemu wchłanianiu przez cebulki włosowe substancji chemicznych podczas chemioterapii (chłodzenie skóry głowy [51, 52]) co ma zapobiegać wypadaniu włosów. W przypadku noworodków hipotermię stosuje się w celach neuroprotekcyjnych (chłodzenie mózgu noworodków [4, 68]), a modelowanie numeryczne pozwoli lepiej poznać i zaplanować proces leczenia.

Lokalne modele tkanek wykorzystuje się także w analizie organizmów poddanych obciążeniom termicznym [20, 71] oraz diagnostyce i ocenie stopnia oparzenia skóry [21].

Symulacje transportu ciepła i masy w tkankach pozwalają także na prowadzenie prac badawczych odzieży ochronnej [65, 78, 80], także w przypadku ekspozycji na warunki ekstremalne, takie jak intensywne promieniowanie cieplne [66, 67].

Ważnym obszarem zastosowań modeli numerycznych wymiany ciepła w tkankach jest także rozwiązywanie zadań odwrotnych [39, 44, 87, 92, 107], tj. takich, dla których nieznane są kompletne warunki jednoznaczności. Rozwiązanie tego typu zagadnień opiera się na wykorzystaniu dodatkowych danych, pochodzących z pomiarów, a następnie dopasowaniu modelu do otrzymanych wyników. Zadania odwrotne mogą mieć charakter identyfikacji nieznanymi parametrów modelu [81, 95] lub współczynników perfuzji [15].

Metody odwrotne stosowane są także do identyfikacji i lokalizacji zmian nowotworowych, np. raka piersi [94] albo identyfikacji parametrów wzrostu tkanek nowotworowych [24]. Podejmuje się także próby wczesnej identyfikacji nowotworów skóry na podstawie pomiarów pola temperatury skóry [70, 98].

---

Powyższe przykłady modelowania numerycznego procesów wymiany ciepła w tkankach nie wyczerpują listy możliwych implementacji. Celem autora niniejszej monografii było przybliżenie omawianej tematyki, poprzez wykonanie spisu wybranych, najciekawszych jego zdaniem tematów, co nie wyczerpuje listy innych, licznych zastosowań.

# Rozdział 2

## Pojęcia podstawowe

### 2.1. Pole temperatury

#### 2.1.1. Strefy tkanek

Ze względu na charakter pola temperatury, w ciele człowieka można wyróżnić dwie główne strefy tkanek: stałocieplne wewnątrz (tzw. jądro) oraz warstwy zewnętrzne (tzw. powłokę), o zmiennej temperaturze [23, 53], rysunek 2.1.

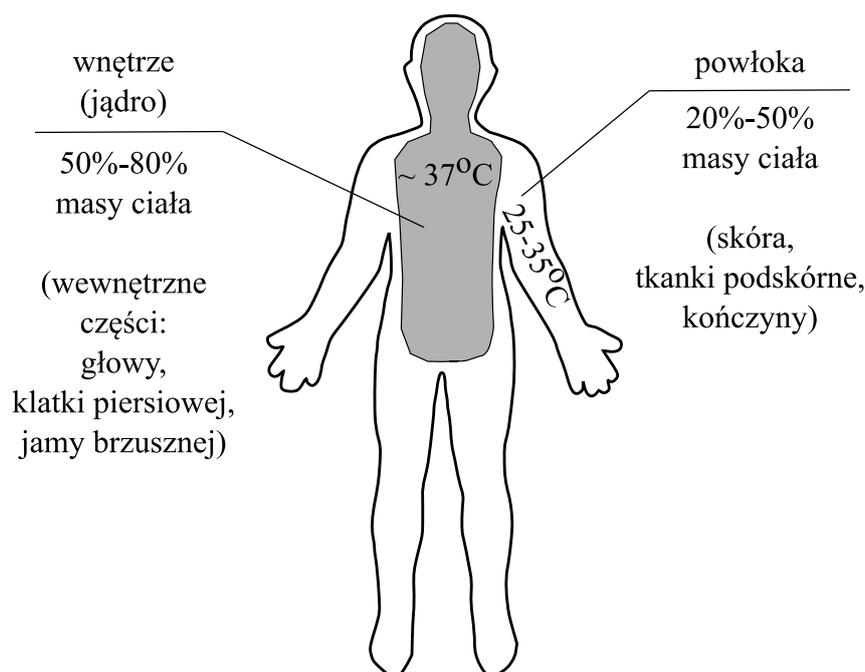
Temperatura jądra (tzw. głęboka)  $t_c$  ma wartość bliską  $37^{\circ}\text{C}$ . Utrzymywana jest ona na stałym poziomie poprzez mechanizmy termoregulacji (rozdział 4). Ponieważ jądro nie jest jednorodnym narządem, temperatura nie jest wyrównana w całej jego objętości. Nawet w stanie termoneutralnym raportowane są przestrzenne zmiany w granicach  $0,2$  do  $1,2^{\circ}\text{C}$  [11]. W skład jądra wchodzi wnętrza: czaszki, jamy brzusznej, klatki piersiowej oraz wewnętrzne (centralne) części mięśni.

Temperatura powłoki  $t_s$  zmienia się w zakresie od ok.  $25$  do  $35(37)^{\circ}\text{C}$ , w zależności od temperatury  $t_{ot}$  i warunków otoczenia. W skrajnym przypadku ekspozycji organizmu na podwyższone temperatury ( $t_{ot} \gg t_c$ ) różnica pomiędzy temperaturami jądra i powłoki zanika. W jej skład wchodzi warstwy zewnętrzne organizmu: skóra, tkanki podskórne oraz kończyny.

W przypadku człowieka wielkość powłoki zmienia się od  $20$ – $35\%$  masy ciała, co notuje się przy niewielkich zmianach temperatury otoczenia  $t_{ot}$  (tj. w warunkach względnie ustabilizowanych), aż do  $50\%$  masy ciała przy silnie zmiennych wymuszeniach cieplnych [53].

#### 2.1.2. Temperatura ciała

W fizjologii, modelach wymiany ciepła oraz w teorii komfortu cieplnego rozróżnia się, poza temperaturami jądra  $t_c$  i powłoki  $t_s$ , także średnie temperatury ciała  $t_b$  oraz skóry  $t_{m,sk}$ .



Rys. 2.1. Stałocieplne wnętrze (jądro) oraz warstwy zewnętrzne (powłoka)  
 Fig. 2.1. Homeothermal body core and body shell

Temperatura głęboka odpowiada temperaturze jądra ciała, a ponieważ jego dokładna granica nie jest zdefiniowana (patrz powyżej), stanowi to problem w jednoznacznym jej pomiarze. Za temperaturę głęboką uważa się temperaturę wnętrza ciała, tj. podstawowych organów wewnętrznych, łącznie z mózgiem. Jest ona wskaźnikiem stanu organizmu, a jej zmiany są związane ze stanem zdrowia, komfortem cieplnym, wydolnością, itp. Przyjmuje się, że reprezentatywne dla temperatury głębokiej są pomiary temperatury:

*Błony bębenkowej.* Odzwierciedla ona dobrze temperaturę krwi w tętnicy szyjnej wewnętrznej, tej samej, która zapewnia dopływ krwi do podwzgórza (odpowiedzialnego za procesy termoregulacji, rozdział 4). Pomiar ten, ze względu na małą masę błony bębenkowej, charakteryzuje się małą inercją. Dobrze odzwierciedla temperaturę mózgu, jednak ze względu na możliwość uszkodzenia błony bębenkowej, jest rzadko stosowany. W ostatnich latach pojawiły się termometry bezkontaktowe na podczerwień, pozbawione wspomnianej wady.

*Zewnętrzny przewód słuchowy.* Mały czujnik umieszcza się w pobliżu błony bębenkowej. Pomiar pozbawiony jest wad pomiaru temperatury błony bębenkowej, jednak wymaga stosowania zatyczek, stoperów do ucha lub waty bawełnianej, celem odizolowania od działania warunków zewnętrznych.

*Jamy ustnej (tj. podjęzykowo).* Metoda powszechnie stosowana w medycynie. Dobrze odzwierciedla temperaturę mózgu. Jest niższa od zmierzonej w odbycie (rektalnie) od 0,2 do 0,5°C [11].

*Przełyku na wysokości serca.* Z wykorzystaniem sondy wprowadzonej przez otwór nosowy. Sąsiedztwo dużych naczyń krwionośnych zapewnia stabilny pomiar temperatury głębokiej, który jednak może być zakłócony przez spożywane płyny i jedzenie.

*W odbycie (tj. rektalnie).* Jest pomiarem dobrze odzwierciedlającym średnią temperaturę wnętrza (jądra) ciała, ze względu sąsiedztwo z licznymi, dużymi narządami wewnętrznymi. Charakteryzuje się większą inercją (dużą bezwładnością), stąd nie jest reprezentatywna dla np. temperatury mózgu.

*Wewnątrzbrzuszej.* Za pomocą polykanej tabletki z zabudowanym czujnikiem temperatury, przy użyciu bezprzewodowej komunikacji radiowej.

*Moczu wydalanego z organizmu.* Ze względu na brak możliwości ciągłego pomiaru, stosowana jest jako sposób uzupełniający lub celem weryfikacji poprawności innych metod.

Powszechnie stosowany w warunkach domowych pomiar pod pachą, nie jest reprezentatywny dla temperatury głębokiej. Pomimo sąsiedztwa dość dużej tętnicy podobojczykowej, pomiar może być istotnie zakłócony poprzez reakcje wazomotoryczne (głównie kurczenie naczyń krwionośnych) w zimnym otoczeniu. Dodatkowo, w niesprzyjających warunkach (np. ekspozycja na zimno przed pomiarem, obkurczone naczynia), pomiar wymaga utrzymywania dociśniętego ramienia do tułowia przez pół godziny, zanim pole temperatury się ustabilizuje [11]. W praktyce jest stosowany jedynie do szacowania temperatury ciała lub jej zmian.

**Temperatura skóry.** Średnia temperatura skóry  $t_{m,sk}$ , jest często przyjmowana, jako dobre przybliżenie temperatury powłoki  $t_s$ . Dla nagiej osoby dorosłej, przebywającej w warunkach komfortu cieplnego (stan termoneutralny), zawiera się w zakresie 33 – 34°C [11]. Oblicza się ją jako średnią ważoną dla pomiarów wykonanych w wybranych miejscach (wagami są powierzchnie obszarów). Metody wyznaczania średniej temperatury skóry dla pomiarów wielopunktowych (od 1 do 14 lokalizacji), wraz z wagami, przedstawione są w artykułach przeglądowych [77, 93].

**Gradientsy temperatury w ciele człowieka.** W stanie równowagi całość ciepła generowanego w tkankach jest tracona do otoczenia z powierzchni skóry. Aby transport ciepła mógł nastąpić, zgodnie z prawami fizyki pole temperatury nie może być więc jednorodne, a powłoka musi mieć temperaturę niższą niż jądro. W obrębie kończyn zauważalne są gradienty temperatury zarówno osiowe (wzdłużne), jak i promieniowe (prostopadłe do powierzchni kończyn). Przykładowo, dla lekko ubranego człowieka

w otoczeniu (powietrza) o temp.  $T_{ot} = 20^{\circ}\text{C}$ , wewnętrzne partie mięśni uda będą miały temperaturę  $35^{\circ}\text{C}$ , głębokie warstwy łydki ok.  $33^{\circ}\text{C}$ , a tkanki śródstopia zaledwie  $27\text{--}28^{\circ}\text{C}$ . W takich warunkach temperatura głęboka (rektalna) pozostawać będzie na poziomie  $37^{\circ}\text{C}$ . W mózgu zauważalny jest gradient (środek - kora mózgowa) powyżej  $1^{\circ}\text{C}$  [11].

**Dobowe zmiany temperatury ciała.** Głęboka temperatura ciała zmienia się także w rytmie dobowym o ok.  $0,2\text{--}0,5^{\circ}\text{C}$ , osiągając minimum wczesnie rano, a maksimum późnym popołudniem [11],[130].

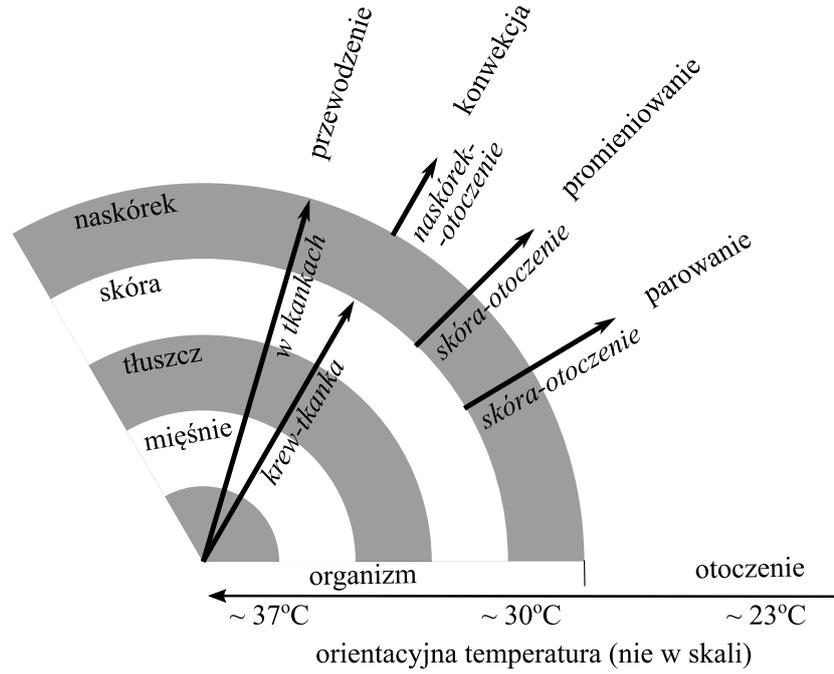
## 2.2. Wymiana ciepła

Produkowane w organizmie ciepło (m.in. metaboliczne, związane z pracą mięśni) jest transportowane z wnętrza organizmu o temperaturze ok.  $37^{\circ}\text{C}$ , do powłoki (ok.  $33\text{--}34^{\circ}\text{C}$ ), a następnie odprowadzane jest do otoczenia. Formy (sposoby) wymiany ciepła wewnątrz i na zewnątrz żywego organizmu, wraz z miejscem ich występowania, przedstawiono na rysunku 2.2. Wewnątrz organizmu, ciepło jest transportowane z jądra do powłoki na drodze *przewodzenia ciepła* (w tkankach) oraz *konwekcji* (pomiędzy krwią a tkankami). Na zewnątrz ciała ciepło może być odprowadzane z powierzchni skóry do otoczenie na drodze *konwekcji*, *promieniowania* oraz *parowania*.

Wszystkie z powyższych form wymiany ciepła, zachodzą jedynie w przypadku pojawienia się różnicy temperatury, która jest warunkiem koniecznym dla samoistnego przepływu energii. W efekcie energia przepływa z miejsc o temperaturze wyższej, do miejsc o temperaturze niższej, dążąc do stanu równowagi.

### 2.2.1. Przewodzenie ciepła

Przewodzenie, jest procesem przepływu energii pomiędzy nieruchomymi w skali makroskopowej cząsteczkami ciał, o innych (różnych) temperaturach. Przewodzenie ciepła występuje zarówno w ciałach stałych, jak i w cieczach oraz gazach, których cząstki pozostają nieruchome. W płynach zachodzi w oparciu o mechanizm zderzeń: kolizje i dyfuzja cząstek, a przypadku ciał stałych, przekazywanie energii odbywa się za pomocą wolnych elektronów w sieci krystalicznej [7, 17, 97, 113].



Rys. 2.2. Formy (sposoby) wymiany ciepła wewnątrz i na zewnątrz organizmów stałocieplnych (oprac. własne na podst. [53])

Fig. 2.2. Modes of heat exchange inside and outside of homeotherms (adapted from [53])

Strumień ciepła przewodzonego przez przekrój ciała, o jednostkowym polu powierzchni, zwany wektorem gęstości strumienia ciepła, definiuje prawo Fouriera:

$$\vec{q}_\lambda = -\overrightarrow{\lambda \text{grad}T}, \quad (2.1)$$

gdzie  $\vec{q}_\lambda$  jest wektorem gęstości strumienia przewodzonego ciepła,  $\lambda$  jest tensorem przewodności cieplnej (symetrycznym drugiego rzędu), charakteryzującym materiał, przez który ciepło jest przewodzone. Gradient temperatury określa różnicę temperatury na jednostkę długości w kierunku ( $n$ ) największej zmiany temperatury:

$$\overrightarrow{\text{grad}T} = \lim_{\Delta n \rightarrow 0} \frac{\Delta T}{\Delta n} = \frac{dT}{dn} = \frac{\partial T}{\partial x} \vec{i}_x + \frac{\partial T}{\partial y} \vec{i}_y + \frac{\partial T}{\partial z} \vec{i}_z, \quad (2.2)$$

gdzie  $\vec{i}_x, \vec{i}_y, \vec{i}_z$  są wektorami jednostkowymi.

W obliczeniach inżynierskich najczęściej przyjmuje się izotropowe właściwości materiału, gdzie składowe tensora przewodności cieplnej są jednakowe. Zwykle też analizowany jest tylko jeden, główny kierunek przepływu ciepła (zgodny z kierunkiem największych zmian temperatury), a jego zwrot także jest znany. Operuje się więc tylko jedną składową, a cząstkowe pochodne, występujące w (2.1), zastępuje się ilorazem różnicowym. Wartość liczbowa strumienia przewodzonego ciepła  $\dot{Q}_\lambda$  oblicza się jako

$$\dot{Q}_\lambda = A\lambda \frac{\Delta T}{\delta} = A \frac{T_1 - T_2}{\frac{\delta}{\lambda}} = A \frac{T_1 - T_2}{R_\lambda}, \quad (2.3)$$

gdzie  $\Delta T$  jest różnicą temperatur pomiędzy dwiema sąsiednimi powierzchniami izotermicznymi  $T_1$  oraz  $T_2$ , oddalonymi od siebie o  $\delta$  a  $R_\lambda$  jest oporem przewodzenia ciepła.

Dane materiałowe, w zakresie współczynnika przewodzenia ciepła tkanek, dostępne są w licznych źródłach [26, 68, 109], także w postaci baz internetowych [128]. Wyczerpujący przegląd, obejmujący m.in. współczynniki przewodzenia ciepła, pojemności cieplne właściwe, itp. tkanek ludzkich, jest także dostępny w opracowaniu [127].

## 2.2.2. Konwekcja ciepła

Wymiana ciepła zachodząca z powierzchni do (lub z) otaczającego go płynu (gaz lub ciecz), nazywana jest konwekcją. Zachodzi, podobnie jak w przypadku przewodzenia ciepła, w oparciu o mechanizm zderzeń, tj. kolizji i dyfuzji cząstek w płynie. Na konwekcję składają się procesy przewodzenia oraz unoszenia (adwekcji). W przypadku braku ruchu płynu w środowisku otaczającym rozważane ciało, wymiana ciepła pomiędzy ścianą a płynem zachodzi, wyłącznie na drodze przewodzenia ciepła, jeśli pominąć promieniowanie. Gdy w środowisku otaczającym rozważane ciało zachodzi ruch płynu, konwekcyjna wymiana ciepła jest intensyfikowana poprzez unoszenie cząstek [6, 17, 41].

Strumień ciepła  $\dot{Q}_{\alpha,sk}$ , przekazywanego na drodze konwekcji z powierzchni skóry o polu  $A_{sk}$ , jest proporcjonalny do różnicy temperatur skóry i płynu oraz liniowo zależy od stałej proporcjonalności. Wyznacza się go z empirycznej formuły, znanej pod nazwą prawa chłodzenia Newtona:

$$\dot{Q}_{\alpha,sk} = A_{sk}\alpha(t_{sk} - t_\infty), \quad (2.4)$$

gdzie  $\alpha$  jest stałą proporcjonalności, zwaną współczynnikiem wnikania (przejmowania) ciepła,  $t_{sk}$  jest temperaturą powierzchni skóry,  $t_\infty$  jest temperaturą płynu (w rdzeniu lub na napływie).

Rozróżnia się dwa reżimy konwekcyjnej wymiany ciepła: swobodną (naturalną) oraz wymuszoną. Konwekcja swobodna występuje w przypadku, gdy ruch mas płynu jest wywołany siłami wyporu, wynikającymi z różnic gęstości w polu sił masowych. W przypadku konwekcji wymuszonej, ruchy mas płynu są skutkiem różnicy ciśnień, będącej wynikiem oddziaływań zewnętrznych, niezwiązanych ze zmianami gęstości płynu pod wpływem ogrzewania/ochładzania.

Współczynniki wnikania ciepła nie są właściwością płynu. Ich wartości zależą od wielu czynników takich jak: geometria (kształt) omywanego ciała, pole prędkości w otoczeniu ciała, właściwości cieplnych płynu (m.in. lepkość, dyfuzyjność cieplna).

Wyznaczanie współczynników wnikania ciepła opiera się na badaniach eksperymentalnych. Uniwersalność empirycznych formuł uzyskuje się, wykorzystując teorię podobieństwa. Metodologię wyznaczania współczynników wnikania oraz przegląd empirycznych

formuł ogólnego zastosowania, znaleźć można w literaturze z zakresu przepływu ciepła, np. [41, 97, 110].

W zastosowaniu do wymiany ciepła w ciele człowieka, współczynniki wnikania dostępne są przykładowo w artykułach: dla konwekcji swobodnej [63, 83], dla konwekcji wymuszonej [76]. Opracowanie [64] podaje zaś wzory na obliczanie efektywnej powierzchni skóry człowieka w zależności od pozycji ciała.

W praktyce stosuje się także wzory uproszczone, których przykłady podano w tabeli 2.1.

Tabela 2.1

Wyznaczanie konwekcyjnych współczynników wnikania ciepła, wzory uproszczone

Pozycja	Równanie	Zakres stosowania	Uwagi
siedząca	$\alpha = 8,3u^{0,6}$ $\alpha = 3,1$	$0,2 < u < 4,0$ $0 < u < 0,2$	$u$ =prędkość powietrza
stojąca	$\alpha = 2,7 + 8,7u^{0,67}$ $\alpha = 4,0$	$0,15 < u < 1,5$ $0 < u < 0,15$	$u$ =prędkość powietrza
chód	$\alpha = 8,6$	$0,5 < u < 2,0$	$u$ =prędkość chodu
chód na bieżni	$\alpha = 6,5u^{0,39}$	$0,5 < u < 2,0$	$u$ =prędkość bieżni

Uwaga: wsp. wnikania ciepła  $\alpha$  wyrażony w  $\text{W}\cdot\text{m}^{-2}\cdot\text{K}^{-1}$ , prędkość  $u$  w  $\text{m}\cdot\text{s}^{-1}$ .

Źródło: [130].

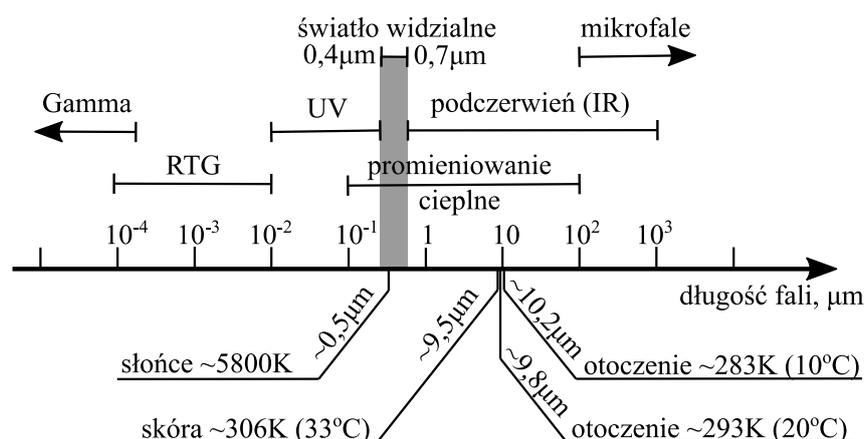
### 2.2.3. Promieniowanie ciepłe

W odróżnieniu od przewodzenia i konwekcji, transport ciepła na drodze promieniowania opiera się na innym mechanizmie – fali elektromagnetycznej [17, 59, 82]. Energia jest wypromieniowywana z powierzchni ciał stałych, cieczy i gazów o niezerowej temperaturze, w postaci fali elektromagnetycznej (lub fotonów, w podejściu mechaniki kwantowej). Biorąc pod uwagę ilość transportowanego ciepła, dla wymiany ciepła istotny jest zakres długości fal elektromagnetycznych od  $0,1 \mu\text{m}$  do  $100 \mu\text{m}$  (rysunek 2.3), tj. część pasma ultrafioletu, światło widzialne oraz większą część pasma podczerwieni [82].

Prawo Stefana-Boltzmana definiuje strumień energii  $\dot{E}_{c.czarne}$ , emitowany przez ciało doskonale czarne (doskonały emiter):

$$\dot{E}_{c.czarne} = \sigma AT_w^4, \quad (2.5)$$

gdzie  $\sigma = 5,67 \times 10^{-8} \text{W}\cdot\text{m}^{-2}\cdot\text{K}^{-4}$  jest stałą promieniowania ciała doskonale czarnego (stałą Stefana-Boltzmana),  $A$  jest polem powierzchni ciała,  $T_w$  jest temperaturą ciała wyrażoną w Kelwinach (skala bezwzględna).



Rys. 2.3. Spektrum promieniowania elektromagnetycznego w próżni (na podst. [82]). Dla wybranych typowych temperatur zaznaczono długości fal, w których przypada maksimum strumienia emitowanej energii (wg prawa Wiena)

Fig. 2.3. Electromagnetic wave spectrum in vacuum (based on [82]). For selected typical temperatures the wavelengths corresponding to maximum emissive power rate (Wien's law)

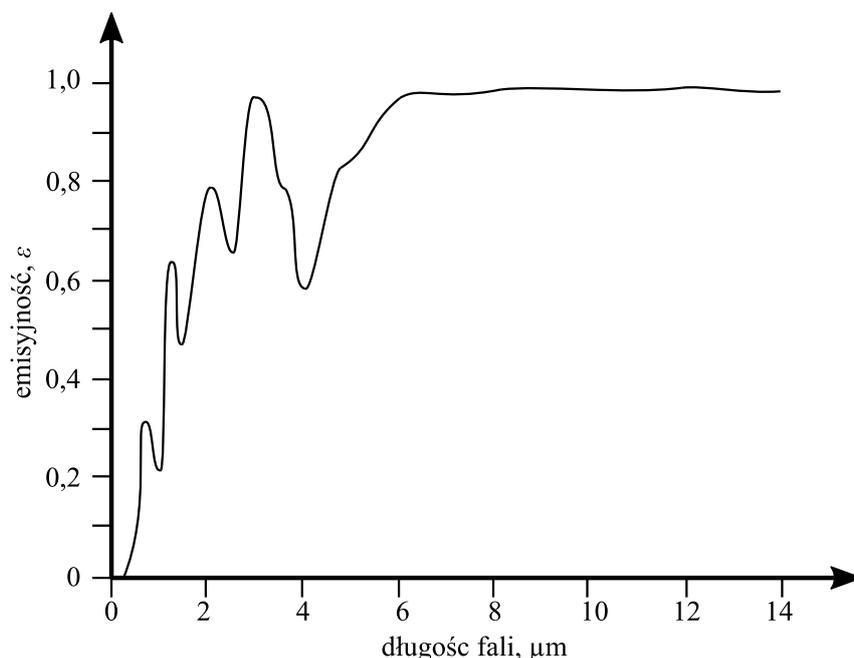
Obiekty rzeczywiste wypromieniowują jedynie część strumienia energii, jaką emituje ciało doskonale czarne, o takiej samej temperaturze

$$\dot{E}_r = \varepsilon \dot{E}_{c.czarne} = \varepsilon \sigma AT_w^4, \tag{2.6}$$

gdzie  $\varepsilon$  jest emisyjnością powierzchni, będącą właściwością materiału oraz stanu wykończenia jego powierzchni, zawiera się w zakresie od 0 do wartości granicznej równej 1 dla ciał doskonale czarnych. Wielkość ta, jest ułamkiem określającym zdolność emisji danego ciała, w stosunku do ciała doskonale czarnego, o takiej samej temperaturze

$$\varepsilon = \frac{\dot{E}_r}{\dot{E}_{c.czarnego}} \Big|_T \tag{2.7}$$

Należy zaznaczyć że emisyjność, jak większość właściwości związanych z promienowaniem, jest wielkością spektralną (tj. będącą funkcją długości fali elektromagnetycznej). Emisyjność skóry człowieka w funkcji długości fali elektromagnetycznej przedstawiono na rysunku 2.4. W dużej części zadań inżynierskich możliwe jest używanie wartości średniej (całkowitej) lub w uzasadnionych przypadkach przyjmuje się wartości modelu pasmowego (tj. stałej wartości w wybranych zakresach (pasmach) długości fali). Dla skóry człowieka w temperaturach fizjologicznych (tj. 32 do 35°C) przyjmuje się emisyjność średnią w zakresie 0,97–0,99 [8, 103].



Rys. 2.4. Emisyjność spektralna skóry człowieka (źródło: [2])

Fig. 2.4. Spectral emissivity of human skin (source: [2])

W przypadku analizowania wymiany ciepła na drodze promieniowania z ciała człowieka, dominują dwa pasma (por. rysunek 2.3) [53]:

*Krótkofalowe.* W zakresie długości fal od 0,3 do 3  $\mu\text{m}$ . W paśmie tym zawiera się promieniowanie słoneczne, więc zyski ciepłne organizmu związane z ekspozycją na to promieniowanie należy rozważać dla wielkości spektralnych z tego zakresu.

*Długofalowe.* W zakresie długości fal od 3 do 100  $\mu\text{m}$ . W paśmie tym zawiera się większość transportu energii na drodze promieniowania pomiędzy ciałami o temperaturach zbliżonych do otoczenia i/lub skóry człowieka (tj. 15 do 35°C). Emisję własną organizmu (straty ciepła) oraz wymianę ciepła z otaczającymi ciałami należy rozważać dla wielkości spektralnych z tego zakresu.

Na rysunku 2.3, poniżej osi, zaznaczono długości fali, dla których przypada wyznaczone z prawa Wiena [82] maksimum emisji energii (dla wybranych temperatur: skóry człowieka, obiektów otoczenia oraz słońca).

Z bilansu energii emitowanej i absorbowanej (padającej), wynika strumień netto energii wymienianej pomiędzy dwoma powierzchniami o temperaturach  $T_1$  i  $T_2$

$$\dot{Q}_r^{1-2} = A_1 \varepsilon_{1-2} \sigma (T_1^4 - T_2^4), \quad (2.8)$$

gdzie  $A_1$  jest polem powierzchni ciała 1,  $\varepsilon_{1-2}$  jest tzw. emisyjnością wzajemną [58] (tj. parametrem uwzględniającym zarówno wzajemne geometryczne ułożenie powierzchni oraz ich zdolność emisji).

W przypadku wymiany ciepła pomiędzy skórą człowieka o temperaturze  $T_{sk}$ , a dużo większym otoczeniem o średniej temperaturze  $T_{ot}$ , emisyjność wzajemna równa jest emisyjności skóry (tj. mniejszej powierzchni). W takim przypadku strumień ciepła traconego na drodze promieniowania wg przedstawionego równania (2.8) przyjmuje postać:

$$\dot{Q}_{r,sk} = A_{sk}\varepsilon_{sk}\sigma(T_{sk}^4 - T_{ot}^4), \quad (2.9)$$

gdzie  $\varepsilon_{sk}$  i  $A_{sk}$  jest odpowiednio emisyjnością i polem powierzchni skóry.

## 2.2.4. Parowanie

Wymiana ciepła podczas parowania, związana jest z endotermicznym procesem zmiany fazy wody, zawartej w organizmie, w parę wodną (dyfuzja, parowanie potu). Jest procesem istotnym ze względu na odprowadzanie ciepła z organizmu w środowiskach o podwyższonych temperaturach.

Na całkowity strumień ciepła traconego na drodze parowania składa się: strumień strat ciepła w wyniku dyfuzji pary wodnej przez skórę oraz strumień ciepła  $\dot{Q}_{pot,sk}$  oddawany z jej powierzchni w wyniku odparowania potu

$$\dot{Q}_{pot,sk} = \dot{m}_{pot}r, \quad (2.10)$$

gdzie  $\dot{m}_{pot}$  jest strumieniem masy wydzielanego potu,  $r$  jest ciepłem parowania (entalpią) parowania wody (potu), np. dla  $30^\circ\text{C}$  jest  $r \approx 2430 \text{ kJ}\cdot\text{kg}^{-1}$ .

W przypadku braku wydzielania potu ( $\dot{m}_{potu} = 0$ ), strumień ciepła odprowadzany z powierzchni nieokrytej skóry  $\dot{Q}_{p,sk}$ , w wyniku dyfuzji wody wyznacza się jako (na podstawie [130])

$$\dot{Q}_{p,sk} = A_{sk}\alpha_p w(p_{sk,s} - p_a), \quad (2.11)$$

gdzie  $A_{sk}$  jest polem powierzchni skóry,  $\alpha_p$  jest współczynnikiem wnikania ciepła przy odparowaniu,  $w$  jest współczynnikiem zwilżenia skóry,  $p_{sk,s}$  jest ciśnieniem nasycenia pary wodnej w temperaturze skóry  $t_{sk}$ ,  $p_a$  jest ciśnieniem cząstkowym pary wodnej w powietrzu.

Współczynnik zwilżenia skóry z równania (2.11) przyjmuje wartość  $w = 0,006$  dla braku pocenia się (tj.  $\dot{Q}_{pot,sk} = 0$ ), wg [93], [130]

$$w = 0,006 + 0,94 \frac{\dot{Q}_{pot,sk}}{\dot{Q}_{pot,sk}^{max}}, \quad (2.12)$$

gdzie  $\dot{Q}_{pot,sk}^{max}$  jest maksymalną wartością strat ciepła wynikającą z parowania potu (tj. przy zwilżeniu potem całej powierzchni skóry).

Natomiast współczynnik wnikania ciepła przy parowaniu  $\alpha_p$  wyznacza się na podstawie tzw. proporcji Lewisa  $\alpha_p/\alpha = 16,5\text{K}\cdot\text{kPa}^{-1}$  [130]:

$$\alpha_p = 16,5\alpha, \quad (2.13)$$

gdzie  $\alpha$  jest konwekcyjnym współczynnikiem wnikania ciepła (por. np. tablica 2.1).

## 2.3. Równanie bilansu energii ciała człowieka

Wymóg utrzymywania głębokiej temperatury ciała na względnie stałym poziomie (ok.  $37^\circ\text{C}$ ) implikuje dążenie organizmu do stanu równowagi z otoczeniem: zyski oraz produkcja ciepła metabolicznego muszą zostać zbilansowane stratami do otoczenia, wykonaną pracą czy też magazynowaniem energii.

$$\begin{aligned} & \left( \begin{array}{c} \text{produkcja} \\ \text{ciepła} \\ \text{metabolizm} \end{array} \right) - \left( \begin{array}{c} \text{praca} \\ \text{mechaniczna} \\ \text{wykonana} \end{array} \right) = \left( \begin{array}{c} \text{akumulacja} \\ \text{ciepła} \\ \text{w tkankach} \end{array} \right) + \\ & + \left( \begin{array}{c} \text{ciepło} \\ \text{wymieniane} \\ \text{parowanie} \end{array} \right) + \left( \begin{array}{c} \text{ciepło} \\ \text{wymieniane} \\ \text{konwekcja} \end{array} \right) + \left( \begin{array}{c} \text{ciepło} \\ \text{wymieniane} \\ \text{przewodzenie} \end{array} \right) + \left( \begin{array}{c} \text{ciepło} \\ \text{wymieniane} \\ \text{promieniowanie} \end{array} \right) \end{aligned} \quad (2.14)$$

### 2.3.1. Stan termoneutralny

Zbilansowany organizm pozostaje wtedy w tzw. stanie termoneutralnym, w którym nie są aktywne żadne procesy termoregulacji aktywnej (opisane w rozdziale 4). Najczęściej stan ten pokrywa się z odczuciem komfortu cieplnego [33], który dla człowieka w lekkim ubraniu, jest odczuwany w temp. powietrza ok.  $25 - 27^\circ\text{C}$ , przy wilgotności względnej ok. 50%, z minimalnym ruchem powietrza [23].

### 2.3.2. Bilans energii

Równanie bilansu energii człowieka obejmuje trzy grupy członów, związanych koncepcyjnie z: generacją, wymianą oraz akumulacją. Bazując na równaniu (2.14) wprowadza się podstawowe równanie bilansu energii, w postaci [93]:

$$\dot{Q}_m - \dot{W} = \dot{S} + \dot{Q}_{sk} + \dot{Q}_{res}, \quad (2.15)$$

gdzie strumienie ciepła związane są z: metabolizmem  $\dot{Q}_m$ , pracą mechaniczną wykonywaną  $\dot{W}$ , akumulacją w tkankach  $\dot{S}$ , stratami przez skórę  $\dot{Q}_{sk}$ , stratami w układzie oddechowym  $\dot{Q}_{res}$ .

W przypadku stanu termoneutralnego brak jest akumulacji ( $\dot{S} = 0$ ).

Na  $\dot{Q}_{sk}$  składają się strumienie ciepła tracone: wraz z parowaniem potu  $\dot{Q}_{pot,sk}$  (2.10), na drodze dyfuzji wilgoci przez skórę  $\dot{Q}_{p,sk}$  (2.11), na drodze promieniowania  $\dot{Q}_r$  (2.9) oraz na drodze konwekcji  $\dot{Q}_{\alpha,sk}$  (2.4):

$$\dot{Q}_{sk} = \dot{Q}_{pot,sk} + \dot{Q}_{p,sk} + \dot{Q}_r + \dot{Q}_{\alpha,sk} \quad (2.16)$$

Na  $\dot{Q}_{res}$  traconego w układzie oddechowym składają się strumienie ciepła traconego: na drodze dyfuzji wilgoci w płucach  $\dot{Q}_{p,res}$  (tj. nasycanie wydychanego powietrza wilgocią) oraz na drodze konwekcji w płucach  $\dot{Q}_{\alpha,res}$  (tj. ogrzewanie wydychanego powietrza):

$$\dot{Q}_{res} = \dot{Q}_{p,res} + \dot{Q}_{\alpha,res} \quad (2.17)$$

Ponieważ człony  $\dot{Q}_{res}$  i  $\dot{Q}_{\alpha,res}$  mają wpływ na globalny bilans energii organizmu, który nie jest przedmiotem niniejszej publikacji, nie zostały tutaj dokładnie omówione.

## 2.4. Termogeneza i źródła ciepła wewnętrznego (metabolicznego)

W organizmie człowieka wyróżnia się następujące ścieżki generacji (wytwarzania) ciepła:

*Przemiana materii (metabolizm)*. Wskutek procesów utleniania zachodzących w tkankach.

*Aktywność fizyczna (mięśniowa)*. Wskutek skurczy włókien mięśniowych podczas wykonywania pracy.

*Termogeneza bezdrżeniowa*. Zachodzi w brunatnej tkance tłuszczowej, w której procesy oddechowe nie są sprzężone z procesami fosforylacji oksydacyjnej, a energia wyzwolana w czasie utleniania substratów oddechowych zamieniana jest bezpośrednio w ciepło.

*Termogeneza drżeniowa*. Poprzez nieznaczne, ale szybkie i nieskoordynowane skurcze włókien mięśniowych.

*Termogeneza posiłkowa*. Po spożyciu pokarmu, związanym ze zwiększonym zużyciem energii, niezbędnej do strawienia pokarmów (największy efekt termogeny ma białko).

Pierwsze dwa z powyżej wymienionych, tj. przemiana materii (metabolizm) oraz aktywność fizyczna, odpowiedzialne są za strumień ciepła wewnętrznego (metabolicznego)  $\dot{Q}_m$ , por. równanie (2.15).

Natomiast zmiany tempa podstawowej przemiany materii, termogeneza bezdrzeniowa i drzeniowa oraz świadoma aktywność mięśniowa, są mechanizmami termoregulacji aktywnej, opisanymi w rozdziale 4.

### 2.4.1. Podstawowa przemiana materii (PPM)

Podstawowa przemiana materii (PPM) (ang. *Basal Metabolic Rate (BMR)*). Jest to najmniejsze tempo przemiany materii, zachodzącej w organizmie człowieka, niezbędne do podtrzymania podstawowych funkcji życiowych przebywającego w termoneutralnym środowisku (tj. w warunkach komfortu cieplnego), w stanie czuwania oraz zupełnego spokoju fizycznego i psychicznego.

Za generację ciepła, będącą wynikiem podstawowej przemiany materii, odpowiedzialne są głównie wątroba, mięśnie i mózg (udziały poszczególnych organów przedstawiono w tabelicy 2.2).

Tabela 2.2

Podstawowa przemiana materii (ang. *Basal Metabolic Rate* - BMR) w podziale na organy ciała człowieka

Organ	Wątroba	Mięśnie	Mózg	Serce	Nerki	Inne
Udział	26%	26%	18%	9%	7%	14%

Źródło: [11].

Podstawową przemianę materii (PPM), najczęściej wyrażaną jako dobowy wydatek energetyczny, można szacunkowo wyznaczyć przy użyciu empirycznej formuły [27]:

$$PPM = 70m^{0,75} \text{ kcal/doba} \quad (2.18)$$

lub dla wyniku wyrażonego w watach:

$$PPM \approx 3,39m^{0,75} \text{ W} \quad (2.19)$$

przy czym we wzorach (2.18 i 2.19)  $m$  jest masą ciała wyrażoną w kilogramach.

### 2.4.2. Strumień ciepła wewnętrznego (metabolicznego)

Za strumień ciepła wewnętrznego (metabolicznego)  $\dot{Q}_m$  przyjmuje się podstawową przemianę materii, powiększoną w zależności od poziomu aktywności fizycznej. Przegląd

ilości wytwarzanego ciepła metabolicznego dla różnych aktywności dostępny jest m.in. w opracowaniach [27, 33, 93].

W tablicach najczęściej podaje się strumień generowanego ciepła metabolicznego, w odniesieniu do jednostkowego pola powierzchni skóry (tj. w  $\text{W}\cdot\text{m}^{-2}$ ). Spotykana jest też jednostka  $1 \text{ Met} = 50 \text{ kcal}\cdot\text{m}^{-2}\cdot\text{h}^{-1} = 58,15 \text{ W}\cdot\text{m}^{-2}$ , odpowiadająca przemianie materii siedzącej osoby będącej w spoczynku.

### 2.4.3. Pole powierzchni skóry człowieka

Wyrażanie wytwarzanego strumienia ciepła metabolicznego, w odniesieniu na jednostkę powierzchni skóry, umożliwia skalowanie całkowitej produkcji ciepła metabolicznego, w zależności od osobniczej zmienności budowy ciała (np. wzrost, masa ciała).

Przyjmuje się że powierzchnia skóry osoby dorosłej to  $1,84 \text{ m}^2$  (dla mężczyzn o masie 65-70 kg lub kobiet o masie 55 kg).

Pole powierzchni skóry ciała dorosłego człowieka nieokrytego odzieżą  $A_{Du}$ , wyrażone w metrach kwadratowych ( $\text{m}^2$ ), można także wyznaczyć dla zmiennych osobniczo warunków, wykorzystując empiryczną formułę DuBois [31]:

$$A_{Du} = 0,202m^{0,425}H^{0,725} \text{ m}^2, \quad (2.20)$$

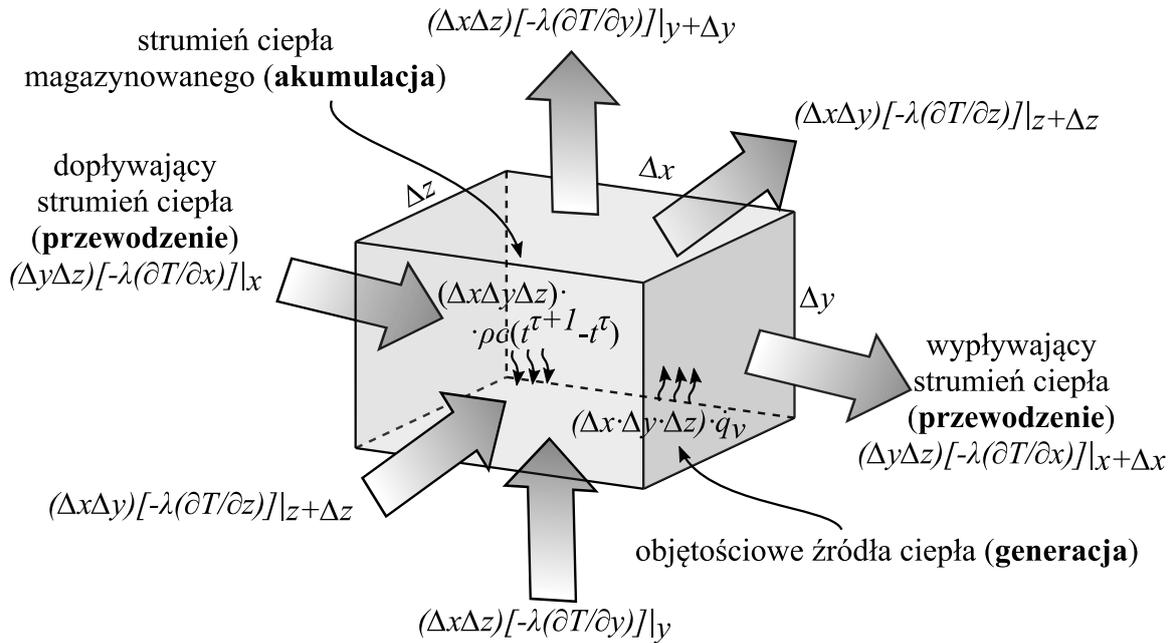
gdzie  $m$  jest masą ciała wyrażoną w kilogramach a  $H$  jest wzrostem wyrażonym w metrach.

## 2.5. Równanie przewodzenia ciepła

Przyjmuje się izotropowe właściwości materiałów. Bilans energii dla nieruchomej, elementarnej, prostopadłościenną objętości kontrolnej (o wymiarach  $\Delta x$ ,  $\Delta y$ ,  $\Delta z$ ) przedstawionej na rysunku 2.5, na mocy pierwszej zasady termodynamiki przyjmuje postać równania zachowania.

$$\left( \begin{array}{c} \text{ciepło} \\ \text{doprowadzone} \end{array} \right) - \left( \begin{array}{c} \text{ciepło} \\ \text{wyprowadzone} \end{array} \right) + \left( \begin{array}{c} \text{ciepło} \\ \text{generowane} \end{array} \right) = \left( \begin{array}{c} \text{ciepło} \\ \text{zmagazynowane} \end{array} \right) \quad (2.21)$$

Poszczególne człony równania (2.21) zdefiniowane są poniżej dla izotropowych właściwości materiału, stałej intensywności źródeł ciepła oraz dla elementarnego czasu  $\Delta\tau$ .



Rys. 2.5. Bilans energii w elementarnej objętości kontrolnej  
 Fig. 2.5. Energy balance in elemental control volume

### 2.5.1. Przewodzenie

Ciepło do objętości kontrolnej doprowadzane i wyprowadzane jest na drodze przewodzenia:

$$\left( \begin{array}{c} \text{ciepło} \\ \text{doprowadzone} \end{array} \right) = \left[ \Delta y \Delta z \dot{q}_x|_x + \Delta x \Delta z \dot{q}_y|_y + \Delta x \Delta y \dot{q}_z|_z \right] \Delta \tau \quad (2.22)$$

oraz

$$\left( \begin{array}{c} \text{ciepło} \\ \text{wyprowadzone} \end{array} \right) = \left[ \Delta y \Delta z \dot{q}_x|_{x+\Delta x} + \Delta x \Delta z \dot{q}_y|_{y+\Delta y} + \Delta x \Delta y \dot{q}_z|_{z+\Delta z} \right] \Delta \tau, \quad (2.23)$$

gdzie  $\dot{q}_x, \dot{q}_y, \dot{q}_z$  są składowymi wektora gęstościami strumienia ciepła.

### 2.5.2. Generacja

Wewnątrz objętości kontrolnej generowane ciepło:

$$\left( \begin{array}{c} \text{ciepło} \\ \text{generowane} \end{array} \right) = [(\Delta x \Delta y \Delta z) \dot{q}_v] \Delta \tau, \quad (2.24)$$

gdzie  $\dot{q}_v$  jest intensywnością wewnętrznych objętościowych źródeł ciepła.

### 2.5.3. Akumulacja

W stanach niestacjonarnych energia może być magazynowana (akumulowana) w masie materiału zawartego w objętości kontrolnej, co wyraża się wzorem:

$$\left( \begin{array}{c} \text{ciepło} \\ \text{zmagazynowane} \end{array} \right) = [(\Delta x \Delta y \Delta z) \rho c (t^{\tau+1} - t^{\tau})] \Delta \tau = [(\Delta x \Delta y \Delta z) \rho c \Delta T] \Delta \tau, \quad (2.25)$$

gdzie:  $\rho$  jest gęstością,  $c$  jest pojemnością cieplną właściwą,  $(t^{\tau+1} - t^{\tau}) = \Delta T$  jest elementarnym przyrostem temperatury ciała przypadającym na elementarny interwał czasu  $\Delta \tau$ .

## 2.6. Równanie różniczkowe przewodzenia ciepła

Po podstawieniu wszystkich członów (2.22), (2.23), (2.24), (2.25) do bilansu energii (2.21), podzieleniu stronami otrzymanego równania przez  $\Delta x \Delta y \Delta z \Delta \tau$  oraz dla  $\{\Delta x, \Delta y, \Delta z, \Delta \tau\} \rightarrow 0$ , otrzymujemy różniczkową postać równania przewodzenia ciepła:

$$-\frac{\partial \dot{q}_x}{\partial x} - \frac{\partial \dot{q}_y}{\partial y} - \frac{\partial \dot{q}_z}{\partial z} + \dot{q}_v = \rho c \frac{\partial T}{\partial \tau} \quad (2.26)$$

Podstawiając składowe gęstości strumienia ciepła przewodzonego, wyznaczone na mocy prawa Fouriera (2.1)

$$\begin{aligned} \dot{q}_x &= -\lambda \frac{\partial T}{\partial x} \\ \dot{q}_y &= -\lambda \frac{\partial T}{\partial y} \\ \dot{q}_z &= -\lambda \frac{\partial T}{\partial z}, \end{aligned} \quad (2.27)$$

gdzie  $\lambda$  jest współczynnikiem przewodzenia ciepła, otrzymuje się:

$$-\frac{\partial}{\partial x} \left( -\lambda \frac{\partial T}{\partial x} \right) - \frac{\partial}{\partial y} \left( -\lambda \frac{\partial T}{\partial y} \right) - \frac{\partial}{\partial z} \left( -\lambda \frac{\partial T}{\partial z} \right) + \dot{q}_v = \rho c \frac{\partial T}{\partial \tau} \quad (2.28)$$

Dodatkowo, przy założeniu stałego współczynnika przewodzenia ciepła  $\lambda$ , równanie (2.28) można zapisać jako:

$$\lambda \left( \frac{\partial^2 T}{\partial x^2} + \frac{\partial^2 T}{\partial y^2} + \frac{\partial^2 T}{\partial z^2} \right) + \dot{q}_v = \rho c \frac{\partial T}{\partial \tau} \quad (2.29)$$

W zapisie wykorzystującym operator Laplace'a  $\left(\nabla^2 = \frac{\partial^2}{\partial x^2} + \frac{\partial^2}{\partial y^2} + \frac{\partial^2}{\partial z^2}\right)$  przyjmuje ono postać:

$$\underbrace{\lambda \nabla^2 T}_{\text{człon dyfuzyjny}} + \underbrace{\dot{q}_v}_{\text{człon źródłowy}} = \underbrace{\rho c \frac{\partial T}{\partial \tau}}_{\text{człon akumulacyjny}} \quad (2.30)$$

Niezależnie od postaci (2.29 czy 2.30), równanie to jest znane pod nazwą równania różniczkowego przewodzenia ciepła Fouriera. Główne jego człony są związane z: przewodzeniem (*dyfuzyjny*), generacją (*źródłowy*) oraz magazynowaniem (*akumulacyjny*) ciepła.

# Rozdział 3

## Modelowanie wymiany ciepła w tkankach ciała człowieka

Mimo swojej uniwersalności równanie, różniczkowe przewodzenia ciepła (2.30) wyprowadzone w rozdziale 2, a znane z ogólnej teorii wymiany ciepła, nie może być wprost zastosowane do opisu wymiany energii w żywych tkankach.

Występujący w równaniu (2.30) człon źródłowy  $\dot{q}_v$ , znajduje swój odpowiednik w przypadku żywych tkanek – jest nim objętościowe źródło ciepła metabolicznego  $\dot{q}_m$ .

Brak jest natomiast w równaniu (2.30) członu, który opisywałby zjawisko związane z przepływem krwi.

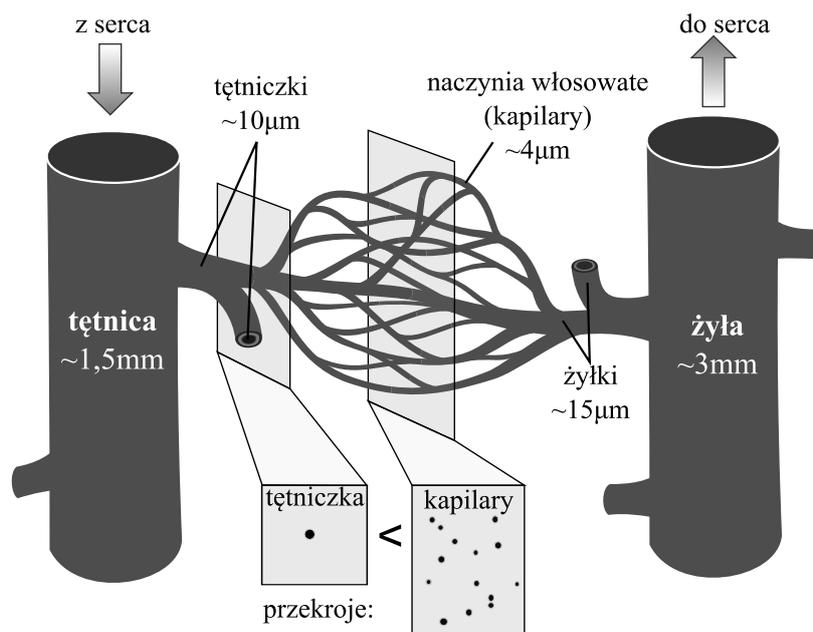
### 3.1. Przepływ krwi w tkankach

Układ krwionośny człowieka składa się z sieci naczyń krwionośnych, w których krąży krew oraz serca – pompy wyporowej wymuszającej jej przepływ [75]. Na sieć naczyń krwionośnych składają się: tętnice, tętniczki, naczynia włosowate (kapilary), żyłki i żyły. Krew płynie kolejno tętnicami o dużych średnicach, dzielącymi się na mniejsze tętnice, a następnie tętniczkami dociera do naczyń włosowatych o średnicy najmniejszej w organizmie, którymi krew przesącza się przez tkanki organizmu. Następnie, po opuszczeniu naczyń włosowatych, krew jest zbierana w żyłkach, które łączą się tworząc żyły – naczynia krwionośne, którymi wraca do serca. Schemat przepływu przez układ krwionośny przedstawiono na rysunku 3.1 z poglądowo zaznaczonymi średnicami naczyń krwionośnych.

#### 3.1.1. Zmiany temperatury krwi w układzie krwionośnym

Zmiany temperatury krwi w układzie krwionośnym przedstawiono na rysunku 3.2. Krew tętnicza o temperaturze  $t_a$ , równej temperaturze wnętrza (jądra)  $t_c$ , po opuszczeniu komory serca płynie dużymi naczyniami, w których praktycznie nie następuje wymiana ciepła z otaczającą tkanką, a spadek temperatury krwi jest bardzo mały. Dopiero na etapie

przepływu przez tętniczki i naczynia włosowate krew (zależnie od miejsca gdzie została doprowadzona) albo ogrzewa się od tkanek o temperaturze większej niż  $t_a$ , albo ochładza w przypadku tkanek o temperaturze mniejszej od  $t_a$  (najczęściej zlokalizowanych w powłoce ciała).



Rys. 3.1. Średnice naczyń krwionośnych w tkankach: tętnice, tętniczki, włosnice (kapilary), żyłki, żyły (rysunek zaadaptowany z: Blood\_vessels-en.svg, autor: Kelvinsong [CC BY-SA 3.0 (<https://creativecommons.org/licenses/by-sa/3.0>)], źródło: Wikimedia Commons)

Fig. 3.1. Diameters of blood vessels: arteries, arterioles, capillaries, venules, veins (figure adapted from: Blood\_vessels-en.svg, author: Kelvinsong [CC BY-SA 3.0 (<https://creativecommons.org/licenses/by-sa/3.0>)], source: Wikimedia Commons)

Dla naczyń dużych (tętnice, żyły) ze względu na relatywnie mały stosunek  $A/V$  (tj. pola powierzchni wymiany ciepła  $A$ , będącej wewnętrzną powierzchnią ścian naczyń krwionośnych, do objętości  $V$  tkanki) strumień wymienianego ciepła, przypadający na jednostkę objętości (masy) przepływającej naczyniem krwi, jest relatywnie mały. Stąd zmiany temperatury krwi nie są w tętnicach i żyłach duże. W teorii wymienników ciepła, wielkość odpowiadająca powyżej zdefiniowanemu stosunkowi  $A/V$ , jest znana jako gęstość powierzchniowa [49]. W opisanym tutaj przypadku naczyń o dużych średnicach jest to analog klasycznych wymienników ciepła, o tzw. małej gęstości powierzchniowej.

### 3.1.2. Wyrównanie temperatury krwi i tkanki

Najważniejszym, ze względu na wymianę ciepła miejscem, jest przepływ w naczyniach o małych średnicach, poniżej  $50\ \mu\text{m}$  [69]. Istotna zmiana temperatury krwi następuje dopiero tam, gdzie tętnice rozdzielają się na sieć tętnic terminalnych, tętniczek i naczyń włosowatych (kapilar) por. rysunek 3.2.

W przypadku naczyń małych o średnicach (tj. tętnic terminalnych, tętniczek, żyłek oraz kapilar), inaczej niż dla naczyń o dużych średnicach (tj. tętnic i żył), gęstość powierzchniowa  $A/V$  jest dużo większa. Skutkuje to dużym strumieniem ciepła, przypadającym na jednostkę objętości (masy) przepływającej krwi. Jest to analogiczne do sytuacji spotykanej w tzw. kompaktowych wymiennikach ciepła, charakteryzujących się bardzo dużą gęstością powierzchniową  $A/V$  oraz dużymi przyrostami temperatur czynnika (tutaj krwi) przypadającymi na jednostkowe pole powierzchni wymiany ciepła.

Poza gęstością powierzchniową  $A/V$ , do oceny istotności naczyń krwionośnych ze względu na wymianę ciepła krew–tkanka wprowadzono także tzw. wykładniczą długość wyrównania temperatury [18]. Określa ona długość naczynia, po której temperatura krwi zmienia się o 36,6%. Dla tętniczek, naczyń włosowatych oraz żyłek jest to wartość poniżej  $5\ \mu\text{m}$  [8], tj. długości podobnej do średnicy kapilar.

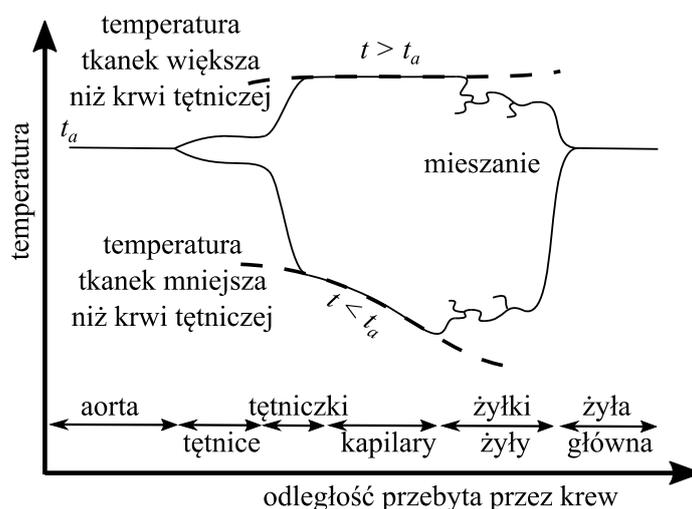
Krew przesączając się przez tkankę, przepływa w małych tętnicach terminalnych, tętniczkach i kapilarach, gdzie wymiana ciepła jest intensywna. Stąd jej temperatura wyrównuje się z temperaturą otaczających tkanek już po przepłynięciu niewielkiego odcinka (rysunek 3.2). Na dalszym etapie przepływu krew w kapilarach pozostaje w równowadze z otaczającymi ją tkankami, aż do momentu wypłynięcia do żyłek i żył, gdzie krew wypływająca z różnych obszarów organizmu (o różnej temperaturze) miesza się ponownie.

Wykres porównujący charakter zmian temperatury krwi przepływającej przez tkankę o temperaturze większej, niż temperatura napływu krwi, przedstawiono na rysunku 3.3. Przeanalizowano przypadki dla przepływu przez naczynia krwionośne: o dużych średnicach (tętnice, żyły) po lewej oraz dla tętniczek i naczyń włosowatych o bardzo małych średnicach po prawej stronie rysunku.

## 3.2. Równanie przewodzenia ciepła (biociepła) w tkankach

Podstawowym założeniem, będącym fundamentem do sformułowania najbardziej rozpowszechnionej postaci równania przewodzenia ciepła w żywych tkankach, jest opisane w sekcji 3.1 zjawisko wyrównania się temperatury tkanek oraz krwi przepływającej

w tętnicach terminalnych o małych średnicach, tętniczkach i naczyniach włosowatych. W efekcie należy przyjąć, że krew opuszczając każdą kapilarę ma temperaturę równą lokalnej temperaturze tkanki, przez którą przepływa.

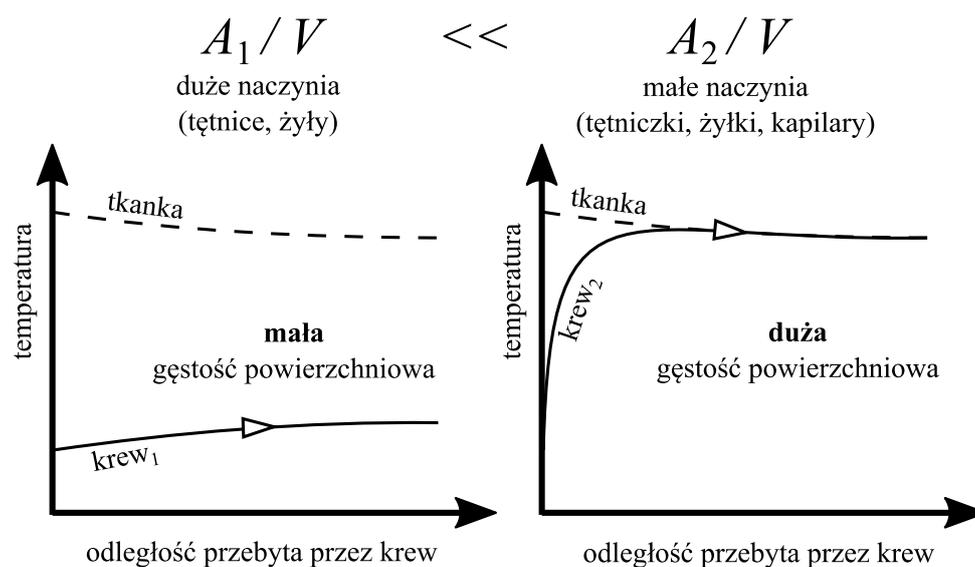


Rys. 3.2. Przebieg temperatury krwi wzdłuż przebytej drogi od tętnic do żył przez tkanki (opracowane na podstawie [18])

Fig. 3.2. Blood temperatures profile along the flow path from arteries to veins through tissues (based on [18])

Dodatkowo, w rozważaniach związanych z wymianą ciepła w tkance, pomija się obecność dużych naczyń krwionośnych (tętnic, żył). Przemawia za tym mała intensywność wymiany ciepła w tych naczyniach, co także opisano w sekcji 3.1. W praktyce oznacza to, że krew płynąca tętnicami, aż do momentu wpłynięcia do tętniczek i kapilar ma stałą temperaturę równą krwi tętnicznej  $t_a$ . Natomiast zmiana temperatury krwi żylniej, jest głównie wynikiem mieszania się strug, pochodzących z różnych rejonów ciała, natomiast wpływ wymiany ciepła z otaczającymi żyłki i żyły tkankami jest mały (i jako taki nie jest uwzględniany). Jedynym odstępstwem od tej reguły może być uwzględnienie wymiany ciepła pomiędzy sąsiadującymi ze sobą tętnicami i żyłami, doprowadzającymi krew do kończyn w przypadku wielocłonowych, segmentowych modeli całego ciała człowieka (będących poza zakresem niniejszego opracowania).

Mając to na uwadze, przyjmuje się więc, że tkanki mają właściwości izotropowe i są jednorodne, zarówno w zakresie współczynników przewodzenia ciepła, jak i perfuzji  $\omega$  (tj. naczynia włosowate są jednorodnie rozmieszczone i nie wykazują dominującego kierunku ich ułożenia).



Rys. 3.3. Przebieg temperatury krwi wewnątrz naczynia krwionośnego dla przypadku małej i dużej gęstości powierzchniowej  $A/V$ ; naczynia krwionośne o dużej średnicy: tętnice, żyły (po lewej); naczynia krwionośne o małej średnicy: tętniczki i kapilary (po prawej)

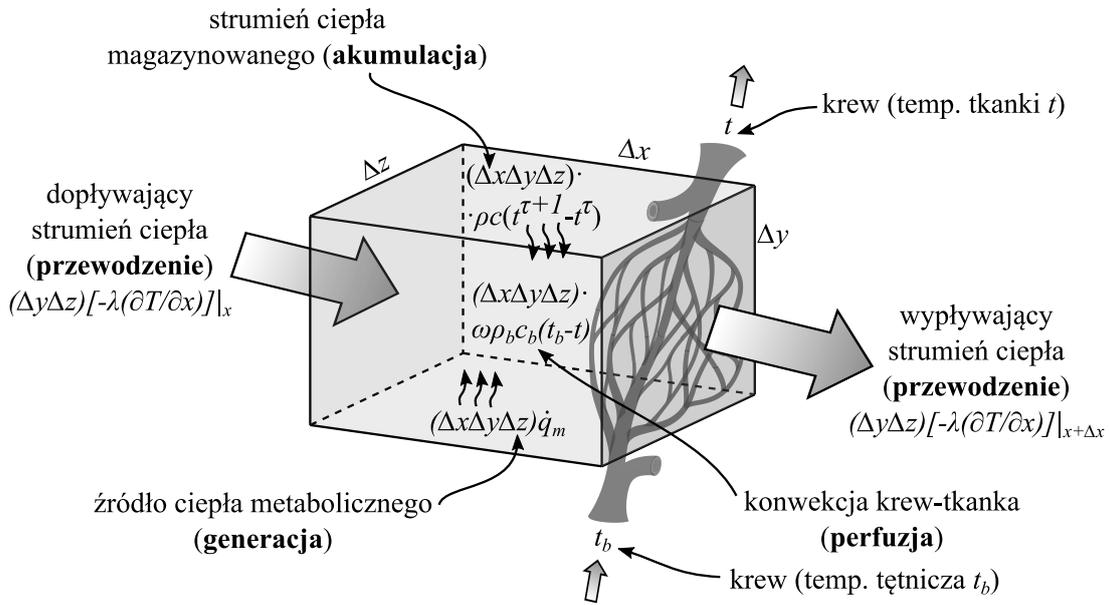
Fig. 3.3. Blood temperature profile inside blood vessel for low and high area density  $A/V$ ; large diameter vessels: arteries, veins (left); small diameter vessels: arterioles and capillaries (right)

### 3.2.1. Ciepło perfuzji

Uwzględniając powyższe założenia, można wyznaczyć ilość ciepła wymienioną pomiędzy krwią napływającą do tętniczek i kapilar (o temperaturze  $t_a$ , tj. krwi tętniczej), a opuszczającą te kapilary w lokalnej temperaturze tkanki  $t$ . Dla prostopadłościennej, elementarnej objętości kontrolnej, o wymiarach  $\Delta x$ ,  $\Delta y$ ,  $\Delta z$  przedstawionej na rysunku 3.4, energia przekazana od krwi do tkanki w elementarnym interwale czasu  $\Delta\tau$  zdefiniowana jest jako ciepło perfuzji:

$$\left( \begin{array}{c} \text{ciepło} \\ \text{perfuzji} \end{array} \right) = [(\Delta x \Delta y \Delta z) \omega \rho_b c_b (t_a - t)] \Delta\tau, \quad (3.1)$$

gdzie:  $\rho_b$ ,  $c_b$  jest odpowiednio gęstością i pojemnością cieplną właściwą krwi,  $(t_a - t)$  jest spadkiem (przyrostem) temperatury krwi podczas przesączenia się przez rozważaną tkankę,  $\omega$  jest współczynnikiem perfuzji określającym strumień objętości krwi przepływającej przez jednostkową objętość tkanki.



Rys. 3.4. Wymiana ciepła w objętości kontrolnej tkanki ciała człowieka [26], strumienie ciepła przewodzonego zaznaczono tylko dla kierunku  $x$  (wykorzystano elementy rysunku zaadaptowane z: Blood\_vessels-en.svg, autor: Kelvinsong [CC BY-SA 3.0 (<https://creativecommons.org/licenses/by-sa/3.0>)], źródło: Wikimedia Commons)

Fig. 3.4. Heat transfer in control volume of human tissue [26], heat fluxes marked only for  $x$  direction (used figure elements adapted from: Blood\_vessels-en.svg, author: Kelvinsong [CC BY-SA 3.0 (<https://creativecommons.org/licenses/by-sa/3.0>)], source: Wikimedia Commons)

### 3.2.2. Równanie bilansu energii dla tkanek

W rozważanym przypadku, bilansu energii żywej tkanki, ciepło perfuzji (3.1) pojawia się jako dodatkowy człon źródłowy, związany z przepływem krwi. Ogólny bilans opisany równaniem (2.21) sformułowany dla nieruchomej, elementarnej, prostopadłościowej objętości kontrolnej żywej tkanki (o wymiarach  $\Delta x$ ,  $\Delta y$ ,  $\Delta z$ ) przedstawionej na rysunku 3.4, przyjmuje więc postać:

$$\begin{aligned} \left( \begin{array}{c} \text{ciepło} \\ \text{doprowadzone} \end{array} \right) - \left( \begin{array}{c} \text{ciepło} \\ \text{wyprowadzone} \end{array} \right) + \left( \begin{array}{c} \text{ciepło} \\ \text{metaboliczne} \end{array} \right) + \left( \begin{array}{c} \text{ciepło} \\ \text{perfuzji} \end{array} \right) = \\ = \left( \begin{array}{c} \text{ciepło} \\ \text{zmagazynowane} \end{array} \right) \quad (3.2) \end{aligned}$$

### 3.3. Równanie różniczkowe przewodzenia ciepła (biociepła) w tkankach

Przyjmuje się izotropowe właściwości tkanek. Do równania bilansu energii żywej tkanki (3.2) podstawia się następująco:

- człon (3.1) zdefiniowany powyżej,
- człony (2.22), (2.23), (2.25) opisane w rozdziale 2.5, s 39,
- zmodyfikowany człon (2.24) zdefiniowany w rozdziale 2.5, s 39, w którym wewnętrzne objętościowe źródła ciepła  $\dot{q}_v$  zastępuje się źródłem ciepła metabolicznego wytwarzanego w organizmie  $\dot{q}_m$

$$\left( \begin{array}{c} \text{ciepło} \\ \text{generowane} \end{array} \right) = \left( \begin{array}{c} \text{ciepło} \\ \text{metaboliczne} \end{array} \right) = [(\Delta x \Delta y \Delta z) \dot{q}_m] \Delta \tau \quad (3.3)$$

Podobnie jak w przypadku ogólnym, otrzymane równanie dzieli się stronami przez  $\Delta x \Delta y \Delta z \Delta \tau$  oraz dla  $\{\Delta x, \Delta y, \Delta z, \Delta \tau\} \rightarrow 0$ , otrzymuje się różniczkową postać równania przewodzenia ciepła w tkankach:

$$-\frac{\partial \dot{q}_x}{\partial x} - \frac{\partial \dot{q}_y}{\partial y} - \frac{\partial \dot{q}_z}{\partial z} + \dot{q}_m + \omega \rho_b c_b (T_a - T) = \rho c \frac{\partial T}{\partial \tau}, \quad (3.4)$$

gdzie:  $T$  jest lokalną temperaturą (polem temperatury) tkanki, a  $T_a$  jest stałą temperaturą krwi tętniczej. Wykorzystując prawo Fouriera do wyznaczenia gęstości strumienia przewodzonego, por. równania (2.27), s. 41, otrzymuje się:

$$-\frac{\partial}{\partial x} \left( -\lambda \frac{\partial T}{\partial x} \right) - \frac{\partial}{\partial y} \left( -\lambda \frac{\partial T}{\partial y} \right) - \frac{\partial}{\partial z} \left( -\lambda \frac{\partial T}{\partial z} \right) + \dot{q}_m + \omega \rho_b c_b (T_a - T) = \rho c \frac{\partial T}{\partial \tau}, \quad (3.5)$$

gdzie  $\lambda$  jest współczynnikiem przewodzenia ciepła rozważanej tkanki.

Dodatkowo, przy założeniu stałego współczynnika przewodzenia ciepła  $\lambda$ , równanie przyjmuje postać:

$$\lambda \left( \frac{\partial^2 T}{\partial x^2} + \frac{\partial^2 T}{\partial y^2} + \frac{\partial^2 T}{\partial z^2} \right) + \dot{q}_m + \omega \rho_b c_b (T_a - T) = \rho c \frac{\partial T}{\partial \tau} \quad (3.6)$$

lub w zapisie wykorzystującym operator Laplace'a  $\left( t.j. \nabla^2 = \frac{\partial^2}{\partial x^2} + \frac{\partial^2}{\partial y^2} + \frac{\partial^2}{\partial z^2} \right)$ :

$$\underbrace{\lambda \nabla^2 T}_{\text{człon dyfuzyjny}} + \underbrace{\dot{q}_m}_{\text{człon metaboliczny}} + \underbrace{\omega \rho_b c_b (T_a - T)}_{\text{człon perfuzyjny}} = \underbrace{\rho c \frac{\partial T}{\partial \tau}}_{\text{człon akumulacyjny}} \quad (3.7)$$

Powyższe równanie (3.7) jest znane pod nazwą równania biociepła Pennesa [96]. Główne jego człony, zgodnie z ich charakterem, noszą nazwy: *dyfuzyjny* (przewodzenie), *metaboliczny* (generacja ciepła metabolicznego), *perfuzyjny* (konwekcyjna wymiana ciepła krew-tkanka) oraz *akumulacyjny* (magazynowanie energii w tkankach).

### 3.4. Pasywny model wymiany ciepła w tkankach

W warunkach termoneutralnych (tj. równowagi z otoczeniem) parametry modelu Pennes'a (3.7) nie podlegają zmianom w czasie.

Jeżeli znane są wartości parametrów fizjologicznych ( $\dot{q}_m$  i  $\omega$ ), a także stałych materiałowych (takich jak: pojemności cieplne właściwe tkanek  $c$  i krwi  $c_b$ , współczynniki przewodzenia ciepła  $\lambda$  dla rozważanych tkanek, gęstości  $\rho$ ,  $\rho_b$  tkanek i krwi) model ten może być wykorzystany do symulacji wymiany ciepła w procesach stacjonarnych.

W procesach niestacjonarnych model (3.7) może być stosowany z dodatkowym zastrzeżeniem, że zmiany temperatury tkanek w czasie, wpływają na ilość zakumulowanej w nich energii. Pomija się jednak zmiany parametrów fizjologicznych  $\dot{q}_m$  i  $\omega$  wynikających z procesów termoregulacyjnych.

W rozdziale 4 opisano dodatkowe modele, wiążące zmiany tempa metabolizmu  $\dot{q}_m$  oraz towarzyszące mu zmiany współczynnika perfuzji  $\omega$ . Są one wynikiem pasywnej termoregulacji autonomicznej, będącej funkcją odchyłek temperatury tkanek wytrąconych ze stanu termoneutralnego. Wprowadzono także model aktywnej termoregulacji autonomicznej, w zakresie kurczenia i rozkurczania naczyń krwionośnych tkanek skóry i mięśni.

# Rozdział 4

## Modelowanie procesów termoregulacji w ciele człowieka

### 4.1. Termoregulacja

Termoregulacja jest zdolnością do utrzymywania temperatury ciała w zakresie niezbędnym (optymalnym) dla prawidłowego przebiegu procesów biologicznych, przy zaangażowaniu mechanizmów fizjologicznych (termoregulacja autonomiczna) i/lub odpowiednich form zachowania się (termoregulacja behawioralna) [22],[129]. Mechanizm ten występuje głównie u ptaków i ssaków.

#### 4.1.1. Termoregulacja autonomiczna

U zwierząt stałocieplnych (a w szczególności u człowieka) termoregulacja autonomiczna, tj. oparta na odruchach bezwarunkowych, jest bardzo precyzyjna. Za jej procesy odpowiadają wyspecjalizowane ośrodki w mózgowiu i rdzeniu kręgowym, wykrywające nawet bardzo niewielkie zmiany temperatury krwi oraz uruchamiające reakcje termoregulacyjne. Mechanizmy te zapewniają utrzymanie temperatury ciała na stałym poziomie, niezależnym od temperatury otoczenia.

#### 4.1.2. Termoregulacja behawioralna

Termoregulacja behawioralna tj. świadoma, polega na podejmowaniu przez żywy organizm działania (np. przemieszczania się, chronienia) celem zapewnienia, pożądanego dla prawidłowego funkcjonowania organizmu, środowiska termicznego. W przypadku ludzi działania takie obejmują np. świadome wykonywanie ćwiczeń oraz wykorzystanie osiągnięć rozwoju cywilizacyjnego (np. ubieranie się adekwatne do warunków i temperatury otoczenia, budowanie schronienia, używanie urządzeń grzewczych, itp.) [22].

### 4.1.3. Termoregulacja techniczna

Termoregulacja techniczna, tj. wykorzystująca aktywnie działające urządzenia techniczne [48], jest częścią termoregulacji behawioralnej, charakterystyczna tylko dla ludzi. Obejmuje świadome wykorzystanie wyposażonych we własne układy regulacji automatycznej zdobyczy rozwoju techniki, w celu zapewnienia optymalnej temperatury otoczenia, a przez to temperatury ciała (np. urządzenia i systemy klimatyzacyjne, grzewcze).

### 4.1.4. Schemat blokowy systemów termoregulacji

Działanie i współpracę systemów termoregulacji autonomicznej, behawioralnej i technicznej przedstawiono schematycznie na rysunku 4.1.

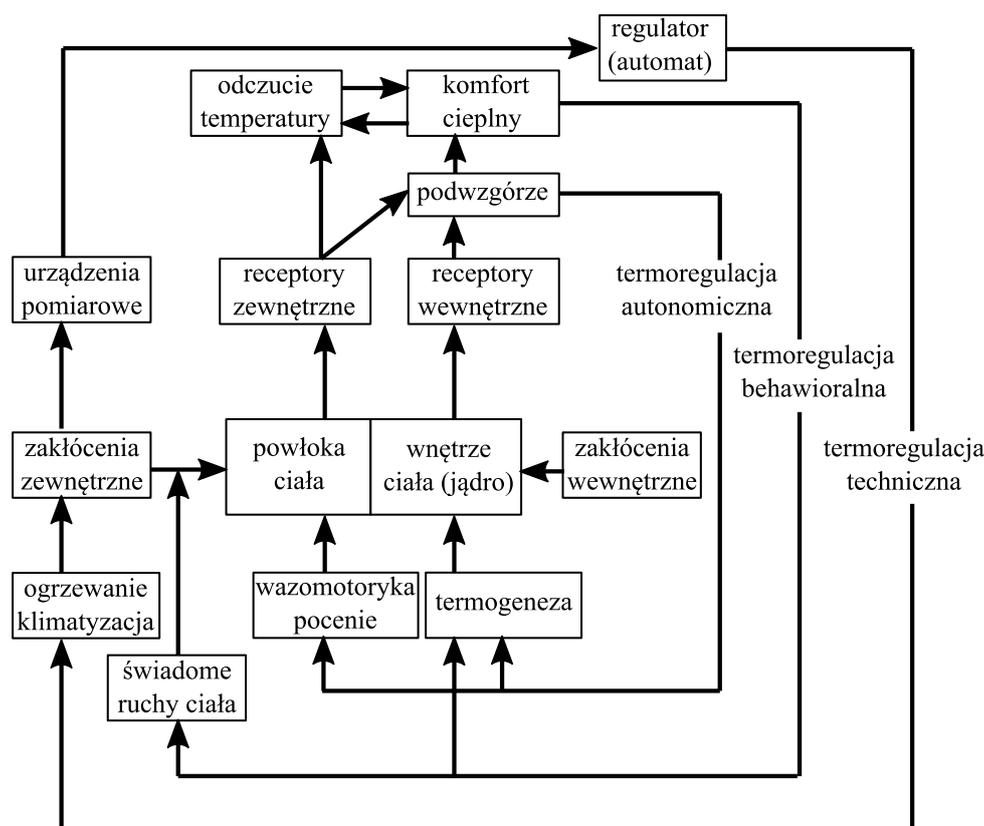
Termoregulacja behawioralna i techniczna wpływa na zmiany temperatury tkanek poprzez zmianę parametrów modelu (np. dodatkowe źródła ciepła metabolicznego związane z pracą mięśni) lub poprzez zmianę warunków brzegowych (np. temperatury otoczenia). Jako takie nie są elementami modelu matematycznego procesów wymiany ciepła i termoregulacji, więc nie będą przedmiotem rozważań w niniejszej pracy.

## 4.2. Fizjologia termoregulacji autonomicznej

W centralnym ośrodku nerwowym człowieka za regulację temperatury odpowiada podwzgórze [53], [130], wspomagane dodatkowo przez receptory obwodowe zimna i ciepła. Podwzgórze przetwarza sygnały o zmianach temperatury, pochodzące zarówno z termoreceptorów w nim zlokalizowanych, jak i z receptorów zlokalizowanych głównie w skórze, ale także w innych narządach wewnętrznych (m.in. rdzeń kręgowy, jelita [48]).

Cyrkulacja krwi w mózgu (w tym podwzgórze) jest duża i zapewnia dopływ do termoreceptorów zlokalizowanych w podwzgórze krwi tętniczej, powracającej z obwodowego układu krwionośnego, po wymieszaniu w komorach serca. Jest to bardzo dobry wskaźnik aktualnej temperatury wnętrza (jądra) ciała, tzw. temperatury głębokiej. Krew ta omywa receptory zimna i ciepła, wywołując uruchomienie odpowiedniej reakcji termoregulacyjnej.

Podwzgórze składa się funkcjonalnie z dwóch ośrodków [53]: utraty (przednia część) i zachowania ciepła (tylna część). Pobudzenie przedniej części podwzgórza przez wzrost temperatury krwi, przy dopływie impulsów z termoreceptorów skóry, nasila czynności prowadzące do utraty ciepła z organizmu: m.in. powoduje rozszerzenie naczyń krwionośnych skóry, pocenie, dyszenie. Pobudzenie położonego w tylnej części podwzgórza ośrodka zachowania oraz produkcji ciepła (przy ochłodzeniu organizmu) powoduje kurczenie naczyń krwionośnych skóry [129].



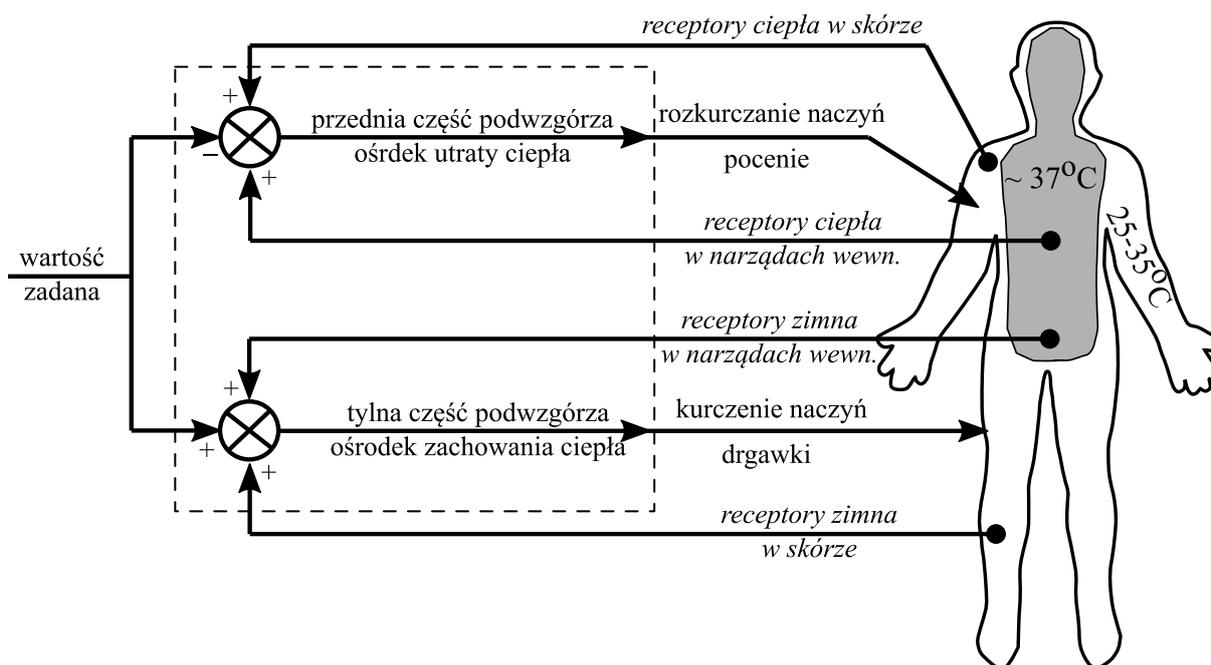
Rys. 4.1. Schemat blokowy działania systemów termoregulacji autonomicznej, behawioralnej i technicznej człowieka (oprac. na podstawie [48])

Fig. 4.1. Block diagram of human autonomic, behavioral and technical thermoregulation systems (based on [48])

#### 4.2.1. Wartość zadana

Układ termoregulacji autonomicznej można postrzegać jako odpowiednik technicznego układu regulacji automatycznej. W środowisku naukowym wciąż jest otwarte pytanie, który z parametrów (sygnałów) fizjologicznych jest tzw. wartością zadaną (ang. *set point*). Pod uwagę brane są m.in. [93]: temperatura, ilość zmagazynowanego lub strumień dyssypowanego z organizmu ciepła.

Niezależnie jednak od podejścia, każdy z zaproponowanych modeli prowadzi do jednakowych reakcji obronnych organizmu (np. rozszerzanie naczyń, pocenie się, kurczenie naczyń), mających na celu utrzymanie temperatury ciała na poziomie wartości zadanej.



Rys. 4.2. Uproszczony schemat zamkniętego systemu termoregulacji ze sprzężeniem zwrotnym  
 Fig. 4.2. Simplified diagram of the closed thermoregulatory system with feedback

#### 4.2.2. Schemat regulacji

Na rysunku 4.2 przedstawiony jest uproszczony schemat systemu termoregulacji w układzie ze sprzężeniem zwrotnym [74, 93]. Zadana wartość jest porównywana z sygnałami z receptorów ciepła i zimna rozmieszczonych w organizmie (w narządach wewnętrznych, w tym w samym podwzgórzu) jak i w powłoce (głównie w skórze).

Dla przykładu omówiony zostanie proces zwiększania wartości zadanej, będącej tutaj sygnałem związanym ze zwiększaniem temperatury głębokiej (por. rysunek 4.2):

*Większa wartość zadana* powoduje zmniejszenie sygnału wysterowanego przez przednią część podwzgórza (wpływa do węzła sumacyjnego ze znakiem ujemnym). W wyniku takiego działania zredukowane są akcje związane z rozkurczaniem naczyń oraz poceniem się. Prowadzi to do zmniejszenia strat ciepła ze skóry i wzrostu temperatury głębokiej.

*Większa wartość zadana* powoduje zwiększenie sygnału wysterowanego przez tylną część podwzgórza (wpływa do węzła sumacyjnego ze znakiem dodatnim). W wyniku tego zwiększane są akcje związane z kurczeniem naczyń oraz pojawiają się drgawki. Prowadzi to do zmniejszenia strat ciepła ze skóry przez wyprowadzenia go do otoczenia, pojawienia się dodatkowych źródeł ciepła metabolicznego (drgawki) i wzrostu temperatury głębokiej.

Jednocześnie przed nadmiernym wzrostem temperatury chroni mechanizm ujemnego sprzężenia zwrotnego [25], tj. odchylenie/wzrost wartości parametru (temperatury) poza wartość zadaną indukują działania prowadzące do kompensacji efektu tego odchylenia:

*Wzrost temperatury tkanek* powoduje pojawienie się lub zwiększenie sygnału docierającego do przedniej części podwzgórza, związanego z impulsami pochodzącymi z receptorów ciepła (wpływających do węzła sumacyjnego ze znakiem dodatnim). Przy przekroczeniu wartości progowych, prowadzi to do ponownego uruchomienia reakcji, związanych ze intensyfikacją strat ciepła ze skóry do otoczenia. Skutkiem jest ograniczenie zbytniego wzrostu temperatury głębokiej.

*Wzrost temperatury tkanek* powoduje obniżenie sygnału docierającego do tylnej części podwzgórza, związanego z impulsami pochodzącymi z receptorów zimna (wpływających do węzła sumacyjnego ze znakiem dodatnim). Prowadzi to, przy przekroczeniu wartości progowych, do ponownego uruchomienia reakcji związanych ze zmniejszaniem strat ciepła ze skóry do otoczenia: kurczenia naczyń oraz pojawienia się drgawek. Skutkiem jest ograniczenie zbytniego wzrostu temperatury głębokiej.

W przypadku obniżania wartości zadanej, będącej tutaj sygnałem związanym ze zmniejszaniem temperatury głębokiej, opisany powyżej algorytm regulacji także wywoła odpowiednie działania, skutkujące obniżeniem temperatury głębokiej, przy zachowaniu stabilności regulacji, pochodzącej ze sprzężenia zwrotnego.

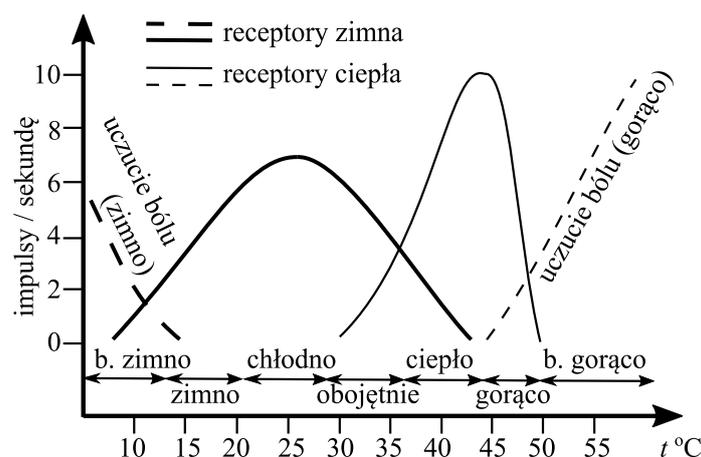
Należy zaznaczyć że w przypadku omówionych tutaj procesów termoregulacji zarówno:

- sygnały z receptorów ciepła i zimna (tj. częstotliwość impulsów),
- działania wykonawcze (kurczenie naczyń, rozkurczanie naczyń, pocenie się),

są od siebie niezależne, a dodatkowo mogą przyjmować tylko wartości dodatnie. Stąd odpowiednio dobrane są znaki dla sygnałów wchodzących do węzłów sumacyjnych (por. rysunek 4.2).

### 4.2.3. Aktywność receptorów zimna i ciepła

Termoreceptory mogą wysyłać tylko dodatnie sygnały, poprzez zmianę częstotliwości wysyłania impulsów. Działania ich mają charakter progowy, tj. pojawienie się sygnału związane jest z przekroczeniem zadanego poziomu, poniżej/powyżej którego receptor jest nieaktywny. Zakresy działania i częstotliwość wysyłania impulsów przez receptory (zimna, ciepła i bólu związanego z ekspozycją na ekstremalne temperatury) dla tkanki skórnej, w zależności od temperatury, przedstawiono na rysunku 4.3.



Rys. 4.3. Zakresy aktywności i częstotliwość wysyłania impulsów przez receptory zimna, ciepła i bólu w skórze, w zależności od temperatury [45]

Fig. 4.3. Activity ranges and discharge frequencies of cold, warmth and pain receptors in skin versus temperature [45]

Działania wykonawcze: kurczenie i rozkurczanie naczyń, pocenie lub drgawki, także mają charakter binarny (tzn. albo występują, albo nie) i progowy (rysunek 4.4). Ze względów oczywistych, nie występują ujemne procesy pocenia się ani ujemna produkcja ciepła, w wyniku pojawienia się drgawek.

#### 4.2.4. Progi wyzwalania mechanizmów termoregulacji

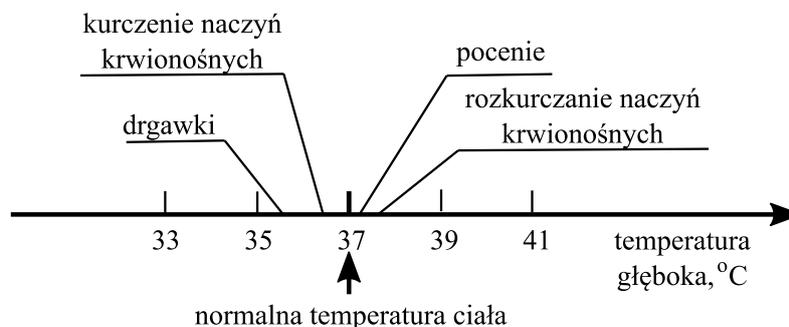
Progi wyzwalania mechanizmów obronnych termoregulacji autonomicznej przedstawione są na rysunku 4.4. W reakcji na zimno i spadek temperatury głębokiej poniżej określonego poziomu wywoływane są reakcje obronne, w postaci kurczenia naczyń krwionośnych skóry (powłoki) oraz pojawienie się drgawek. Natomiast w reakcji na ciepło i wzrost temperatury głębokiej, ponad próg, wywoływane są reakcje obronne, w postaci pocenia się oraz rozkurczania naczyń krwionośnych skóry (powłoki).

### 4.3. Model pasywnej termoregulacji autonomicznej

W warunkach termoneutralnych, objętościowe źródła ciepła metabolicznego  $\dot{q}_m$  oraz współczynniki perfuzji  $\omega$ , występujące w równaniu przewodzenia biociepła Pennesa (3.7), s. 49, przyjmują stałe wartości, które są niezależne od lokalnych zmian temperatury tkanek.

W rzeczywistości, organizm wytracony ze stanu równowagi (termoneutralności), reaguje poprzez dostosowanie parametrów fizjologicznych. W pierwszym rzędzie, są to dzia-

łania wynikające ze zmian szybkości reakcji metabolizmu, będące wynikiem zmiany temperatury tkanek. Bezpośrednim następstwem modyfikacji produkcji ciepła metabolicznego, jest zmiana zapotrzebowania komórek tkanek na tlen, objawiająca się zmianami ukrwienia (perfuzji) tkanek.



Rys. 4.4. Normalna temperatura ciała oraz progi wyzwalania reakcji obronnych autonomicznej termoregulacji człowieka [101]

Fig. 4.4. Normal body temperature and thresholds of triggering of autonomous thermoregulatory defenses in humans [101]

### 4.3.1. Reguła van't Hoffa

Szybkość reakcji chemicznych zależy od temperatury. Opisana jest empiryczna formuła, według której stosunek szybkości reakcji chemicznej  $V_2$ , po zmianie temperatury, do szybkości tej samej reakcji przed zmianą temperatury  $V_1$ , wyrażony jest przez równanie:

$$\frac{V_2}{V_1} = Q_{10} \frac{T_2 - T_1}{10}, \quad (4.1)$$

gdzie:  $T_1$ ,  $T_2$  są temperaturami przed i po zmianie,  $V_1$ ,  $V_2$  są prędkościami reakcji przed i po zmianie temperatury z  $T_1$  na  $T_2$ , a  $Q_{10}$  jest temperaturowym współczynnikiem szybkości reakcji.

Według tej reguły, szybkość reakcji zmienia się o  $Q_{10}$  razy, z każdym wzrostem temperatury o 10 stopni. Współczynnik temperaturowy van't Hoffa:

$$Q_{10} = \left( \frac{V_1}{V_1} \right)^{\frac{10}{T_2 - T_1}} \quad (4.2)$$

zwykle przyjmuje wartości z zakresu  $2 \div 4$ .

### 4.3.2. Wpływ zmian temperatury tkanek na tempo metabolizmu

W warunkach termoneutralnych (porównaj podrozdział 2.3.1, s. 36) temperatura tkanek osiąga stan  $T_0$ , a objętościowe źródła ciepła metabolicznego oraz współczynniki perfuzji ustalają się na poziomie wartości  $\dot{q}_{m,0}$  i  $\omega_0$ , zwanych wielkościami bazowymi. W przypadku ogrzewania tkanek tempo metabolizmu rośnie, natomiast w przypadku ochładzania spada.

Reakcje metaboliczne, będące reakcjami chemicznymi, podlegają także regule van't Hoffa (4.1). Oznacza to, że dla każdego zwiększenia temperatury tkanki o 10 stopni, objętościowe źródła ciepła metabolicznego zwiększą wydajność  $Q_{10}$ -krotnie, w odniesieniu do wartości bazowych  $\dot{q}_{m,0}$  (tj. w stanie termoneutralnym):

$$q_m = q_{m,0} Q_{10}^{\frac{T - T_0}{10}}, \quad (4.3)$$

gdzie  $q_m$  i  $T$  są bieżącymi wartościami objętościowego źródła ciepła metabolicznego i temperatury tkanki. W procesach metabolicznych współczynnik  $Q_{10}$  przyjmuje się najczęściej jako bliski 2 [43, 37, 28, 52, 101, 35].

Człon metaboliczny  $q_m$  równania przewodzenia biociepła Pennes'a (3.7), s. 49, który w ogólnym w przypadku jest traktowany jako stały, wygodnie jest dla modeli pasywnej termoregulacji autonomicznej przedstawić w postaci sumy wartości bazowej  $q_{m,0}$  powiększonej (lub pomniejszonej) o jej przyrost  $\Delta q_m$ :

$$q_m = q_{m,0} + \Delta q_m, \quad (4.4)$$

gdzie  $\Delta q_m$  objętościowego źródła ciepła metabolicznego, przypadający na zmianę temperatury tkanki od  $T_0$  do  $T$ , wynika z równań (4.4) i (4.3):

$$\Delta q_m = q_m - q_{m,0} = q_{m,0} \left( Q_{10}^{\frac{T - T_0}{10}} - 1 \right) \quad (4.5)$$

### 4.3.3. Wpływ zmian temperatury tkanek na ich perfuzję

Wraz ze zmianami tempa metabolizmu, zmienia się zapotrzebowanie tkanek na tlen. W związku z tym, organizm musi zapewnić dopływ krwi, na poziomie zapewniającym doprowadzenie wymaganej ilości tlenu. Zależność pomiędzy objętościowymi źródłami ciepła metabolicznego  $q_m$ , a ukrwieniem tkanki  $\omega$ , jest liniowa [37, 99].

Podobnie jak w przypadku członu źródłowego, współczynnik  $\omega$  członu perfuzyjnego  $\omega \rho_b c_b (T_a - T)$  równania przewodzenia biociepła Pennes'a (3.7), który w ogólnym w

przypadku jest traktowany jako stały, wygodnie jest przedstawić jako sumę wartości bazowej  $\omega_0$ , powiększoną (lub pomniejszoną) o jej przyrost  $\Delta\omega$ :

$$\omega = \omega_0 + \Delta\omega \quad (4.6)$$

Przyrost  $\Delta\omega$  zależy liniowo od odpowiadającego mu przyrostu wartości objętościowego źródła ciepła metabolicznego  $\Delta q_m$  (4.5):

$$\Delta\omega = \psi \Delta q_m, \quad (4.7)$$

gdzie  $\psi$  jest stałą proporcjonalności wymaganą, aby zachować spójność wymiarową wzoru (4.6). Wyznacza się ją, przyjmując, że dla wyprodukowania 4184 J (=1 kcal) energii w wyniku przemian metabolicznych, jest wymagane doprowadzenie 200 ml tlenu ( $O_2$ ) [105]. Ponieważ udział objętościowy tlenu w krwi tętniczej to ok. 20% [47], [120], to 200 ml tlenu wymaga doprowadzenia 1000 ml (= 0,001 m<sup>3</sup>) krwi tętniczej. Zatem przyrostowi objętościowego źródła ciepła metabolicznego  $\Delta q_m = 4183 \text{ J}\cdot\text{s}^{-1}\cdot\text{m}^{-3}$  (tj. 1 kcal przypadającego na 1 m<sup>3</sup> tkanki na sekundę) musi towarzyszyć przyrost  $\Delta\omega = 0.001 \text{ m}^3\cdot\text{s}^{-1}\cdot\text{m}^{-3}$  (tj. 1000 ml krwi przypadającej na 1 m<sup>3</sup> tkanki na sekundę):

$$0,001 \frac{\text{m}^3}{\text{s} \cdot \text{m}^3} = \psi \cdot 4184 \frac{\text{J}}{\text{s} \cdot \text{m}^3} \quad (4.8)$$

stąd stała proporcjonalności  $\psi$  we wzorze (4.7):

$$\psi = 2,39 \times 10^{-7} \frac{\text{m}^3}{\text{J}} \quad (4.9)$$

#### 4.3.4. Energetyczny równoważnik współczynnika perfuzji

W licznych implementacjach numerycznych [37, 28, 52, 101, 35] modelu zmian współczynnika perfuzji  $\omega$ , w wyniku działania pasywnej termoregulacji autonomicznej, wprowadzany jest energetyczny równoważnik współczynnika perfuzji  $\omega$ :

$$\beta = \omega \rho_b c_b, \quad (4.10)$$

gdzie:  $\rho_b$  jest gęstością krwi, a  $c_b$  jest pojemnością cieplną właściwą krwi.

Człon perfuzyjny równania przewodzenia biociepła Pennes'a (3.7) przyjmuje wtedy postać:

$$\omega \rho_b c_b (T_a - T) = \beta (T_a - T) \quad (4.11)$$

Dla zachowania spójności z równaniami (4.6) oraz (4.4), energetyczny równoważnik współczynnika perfuzji  $\beta$  dla modeli pasywnej termoregulacji autonomicznej, także jest zdefiniowany, jako suma wartości bazowej  $\beta_0$ , powiększonej o jej przyrost  $\Delta\beta$ :

$$\beta = \beta_0 + \Delta\beta, \quad (4.12)$$

gdzie  $\beta_0 = \omega_0 \rho_b c_b$  jest bazowym (tj. w stanie termoneutralnym) energetycznym równoważnikiem współczynnika perfuzji.

Zależność przyrostu  $\Delta\beta$  od przyrostu wartości objętościowego źródła ciepła metabolicznego  $\Delta q_m$  (4.5), podobnie jak (4.7), jest liniowa:

$$\Delta\beta = \mu \Delta q_m, \quad (4.13)$$

gdzie  $\mu$  jest stałą proporcjonalności wymaganą, aby zachować spójność wymiarową wzoru (4.12). Wyznacza się ją analogicznie jak  $\psi$  z równania (4.7):

$$\rho_b c_b 0,001 \frac{\text{m}^3}{\text{s} \cdot \text{m}^3} = \mu \cdot 4184 \frac{\text{J}}{\text{s} \cdot \text{m}^3} \quad (4.14)$$

Stąd stała proporcjonalności  $\mu$  we wzorze (4.13):

$$\mu = \rho_b c_b \psi, \quad (4.15)$$

gdzie  $\psi = 2,39 \times 10^{-7} \frac{\text{m}^3}{\text{J}}$ , por. równanie (4.9).

Właściwości termofizyczne krwi nie podlegają istotnym wahaniom w zakresie fizjologicznych zmian temperatury ciała, stąd są przyjmowane jako stałe. Dla  $\rho_b = 1069 \text{ kg} \cdot \text{m}^{-3}$  oraz  $c_b = 3650 \text{ J} \cdot \text{kg}^{-1} \cdot \text{K}^{-1}$  stała proporcjonalności  $\mu$  przyjmuje wartość znaną z m.in. [37]:

$$\mu = 0,932 \frac{1}{\text{K}} \quad (4.16)$$

## 4.4. Model termoregulacji autonomicznej aktywnej

### 4.4.1. Perfuzja

Przepływ krwi w tkankach skóry właściwej podlega regulacji nie tylko względem sygnału lokalnego (temperatura tkanki) [104]. Sygnał sterujący wazomotoryką (kurczeniem i rozkurczaniem naczyń krwionośnych) jest wywołany zarówno czynnikami lokalnymi: zmiany temperatury tkanek  $\Delta T$ , jak i centralnymi: zmiany temperatury głębokiej (jądra)  $\Delta T_c$  oraz średniej temperatury skóry  $\Delta T_{m,sk}$ .

**Kurczenie naczyń.** Sygnał wazomotoryczny  $Cs$  kurczenia naczyń krwionośnych skóry zależy od przyrostów i tempa zmian średniej temperatury skóry [34, 36]:

$$Cs = 35[\tanh(0,34\Delta T_{m,sk} + 1,07) - 1]\Delta T_{m,sk} + 3,9\Delta T_{m,sk} \frac{dT_{m,sk}}{d\tau}, \quad (4.17)$$

gdzie:  $\Delta T_{m,sk} = T_{m,sk} - T_{m,sk,0}$  jest przyrostem średniej temperatury skóry względem, średniej dla stanu termoneutralnego,  $dT_{m,sk}/d\tau$  jest pochodną zmian średniej temperatury

skóry. Dodatkowo, ze względu na brak wpływu wzrostu temperatury na sygnał  $C_s$ , dla dodatnich wartości pochodnej przyjmuje się  $dT_{m,sk}/d\tau = 0$  [34].

**Rozkurczanie naczyń.** Sygnał wazomotoryczny  $Dl$  rozkurczania naczyń krwionośnych skóry, zależy od zmian jej średniej temperatury  $\Delta T_{m,sk}$  oraz przyrostu temperatury głębokiej (jądra)  $\Delta T_c$  [34, 36]:

$$Dl = 21[\tanh(0,79\Delta T_{m,sk} - 0,70) + 1]\Delta T_{m,sk} + 32[\tanh(3,29\Delta T_c - 1,46) + 1]\Delta T_c, \quad (4.18)$$

gdzie:  $\Delta T_{m,sk} = T_{m,sk} - T_{m,sk,0}$  jest zmianą średniej temperatury skóry, względem średniej dla stanu termoneutralnego,  $\Delta T_c = T_c - T_{c,0}$  jest zmianą temperatury głębokiej, względem stanu termoneutralnego.

**Energetyczny równoważnik współczynnika perfuzji.** Dla zachowania spójności z równaniami (4.12) modelu termoregulacji pasywnej, ukrwienie tkanek skóry właściwej wyrażono przy użyciu energetycznego równoważnika współczynnika perfuzji  $\beta_{sk}$ . Wartość równoważnika  $\beta_{sk}$  zależy od lokalnych zmian temperatury tkanek skóry (według reguły van't Hoffa (4.1)) oraz od powyżej zdefiniowanych centralnych sygnałów wazomotorycznych (4.17)  $C_s$  oraz (4.18)  $Dl$  [34, 36]:

$$\beta_{sk} = \frac{\beta_{sk,0} + a_{dl}Dl}{1 + a_{cs}C_s \cdot e^{-Dl/80}} Q_{10} \frac{T_{sk} - T_{sk,0}}{10}, \quad (4.19)$$

gdzie  $\beta_{sk,0} = \omega_{sk,0}\rho_b c_b$  jest bazowym (tj. w stanie termoneutralnym) energetycznym równoważnikiem współczynnika perfuzji,  $a_{cs}$  oraz  $a_{dl}$  są wagami modelu aktywnej termoregulacji (tabela 4.1),  $Q_{10}$  jest współczynnikiem temperaturowym w procesach metabolicznych równym 2 (np. wg [101, 35]).

#### 4.4.2. Termogeneza drżeniowa

Po przekroczeniu progu wyzwalania termogenezy drżeniowej (por. rysunek 4.4), w wyniku pojawienia się drgawek (tj. dodatkowej pracy mięśni) rozpoczynana jest produkcja ciepła. Strumień ciepła  $\dot{Q}_{sh}$  jest proporcjonalny do przyrostu średniej temperatury skóry  $\Delta T_{m,sk}$  oraz przyrostu temperatury głębokiej (jądra)  $\Delta T_c$  [34, 36]:

$$\begin{aligned} \dot{Q}_{sh} = 10 [\tanh(0,48\Delta T_{m,sk} + 3,62) - 1] \Delta T_{m,sk} - 27,9\Delta T_c + \\ + 1,7\Delta T_{m,sk} \cdot \frac{dT_{m,sk}}{d\tau} - 28,6, \quad (4.20) \end{aligned}$$

gdzie:  $\Delta T_{m,sk} = T_{m,sk} - T_{m,sk,0}$  jest przyrostem średniej temperatury skóry względem średniej dla stanu termoneutralnego,  $\Delta T_c = T_c - T_{c,0}$  jest przyrostem temperatury głębokiej

względem stanu termoneutralnego. Dla osoby dorosłej górną granicą jest  $\dot{Q}_{sh} = 350$  W, do której to wartości zaokrąglą się obliczony  $\dot{Q}_{sh}$  w przypadku jej przekroczenia [35].

Strumień ciepła  $\dot{Q}_{sh}$  jest dodawany jako składnik członu źródłowego metabolicznego równania przewodzenia biociepła (3.7), s. 49. Dodatkowe źródła są rozdystrybuowane pomiędzy poszczególne części ciała, według wag  $a_{sh}$  modelu aktywnej termoregulacji (tabela 4.1).

### 4.4.3. Pocenie

Po przekroczeniu progu (por. rysunek 4.4), rozpoczynane jest wydzielanie potu. Strumień wydzielanego potu ciepła  $\dot{m}_{pot}$  jest proporcjonalny do przyrostu średniej temperatury skóry  $\Delta T_{m,sk}$  oraz przyrostu temperatury głębokiej (jądra)  $\Delta T_c$  [34, 36]:

$$60000\dot{m}_{pot} = [0,8 \tanh(0,59\Delta T_{m,sk} - 0,19) + 1,2] \Delta T_{m,sk} + [5,7 \tanh(1,98\Delta T_c - 1,03) + 6,3] \Delta T_c, \quad (4.21)$$

gdzie  $\Delta T_{m,sk} = T_{m,sk} - T_{m,sk,0}$  jest przyrostem średniej temperatury skóry, względem średniej dla stanu termoneutralnego,  $\Delta T_c = T_c - T_{c,0}$  jest przyrostem temperatury głębokiej, względem stanu termoneutralnego. Dla osoby dorosłej, górną granicą strumienia potu jest  $\dot{m}_{pot} = 0.0005\text{kg}\cdot\text{s}^{-1}$ , do którego zaokrąglą się obliczony  $\dot{m}_{pot}$ , w przypadku jej przekroczenia [35].

Na podstawie strumienia wydzielanego potu  $\dot{m}_{pot}$ , wyznacza się na podstawie równania (2.10), s. 35, strumień ciepła  $\dot{Q}_{pot,sk}$ , towarzyszący temu procesowi, który jest dodawany jako brzegowy strumień ciepła. Dystrybucja  $\dot{Q}_{pot,sk}$ , pomiędzy poszczególne części ciała, następuje według wag  $a_{sw}$  modelu aktywnej termoregulacji (tabela 4.1).

Tabela 4.1

Wagi modelu aktywnej termoregulacji:  $a_{cs}$  oraz  $a_{dl}$  w równaniu (4.19),  $a_{sh}$  oraz  $a_{sw}$  wagi dystrybucji pomiędzy części ciała dodatkowego strumienia ciepła, związanego odpowiednio z: termogenezą drżeniową (podrozdział 4.4.2) oraz poceniem się (podrozdział 4.4.3)

Część ciała	$a_{sw}$	$a_{dl}$	$a_{cs}$	$a_{sh}$
Głowa	0,0570	0,0550	0,0040	0,0000
Twarz	0,0240	0,0460	0,0313	0,0020
Szyja	0,0270	0,0310	0,0140	0,0020
Bark	0,0300	0,0200	0,0150	0,0002
Klatka piersiowa	0,2200	0,1410	0,0002	0,6305
Brzuch	0,2030	0,1610	0,0205	0,2400
Ramię	0,0800	0,0410	0,1020	0,0240
Przedramię	0,0750	0,0540	0,1345	0,0160
Dłoń	0,0310	0,1210	0,1150	0,0020
Udo	0,1170	0,0950	0,1360	0,0520
Podudzie	0,1010	0,1340	0,2425	0,0293
Stopa	0,0350	0,1010	0,1850	0,0020

Źródło: [36].

# Rozdział 5

## Pomiary właściwości termofizycznych

### 5.1. Pomiar właściwości termofizycznych materiałów kompresu

Aby zapewnić dane materiałowe, w celu interpretacji wyników pomiarów w eksperymentach medycznych oraz zapewnić kompletne i wiarygodne dane wejściowe do modelu numerycznego, zmierzono właściwości termofizyczne materiału, z którego wykonano kompresy chłodzące, używane podczas eksperymentów opisanych w sekcjach 6.1 oraz 6.2. Pomiary wykonano przy użyciu aparatury, będącej w zasobach laboratoryjnych Instytutu Techniki Ciepłej Politechniki Śląskiej.

#### 5.1.1. Sprzęt i aparatura laboratoryjna

Pomiary:

*Gęstości* materiału kompresu wykonano przy użyciu wagi laboratoryjnej oraz suwmiarki. *Pojemności cieplnej właściwej* materiału kompresu wykonano przy użyciu aparatu do jednoczesnej analizy termicznej (TG, DSC) Netzsch STA 409 PG (NETZSCH-Geratebau GmbH, Niemcy) [123].

*Dyfuzyjności cieplnej* materiału kompresu wykonano przy użyciu aparatu do laserowej metody impulsowej (LFA) Netzsch LFA 457 (NETZSCH-Geratebau GmbH, Niemcy) [123].

Po wykonaniu pomiarów gęstości, pojemności cieplnej właściwej oraz dyfuzyjności cieplnej, wyznaczono współczynniki przewodzenia ciepła wg wzoru (5.1):

$$\lambda = a\rho c_p, \quad (5.1)$$

gdzie:  $\lambda$  jest współczynnikiem przewodzenia ciepła,  $\rho$  gęstością,  $c_p$  pojemnością cieplną właściwą, natomiast  $a$  jest dyfuzyjnością cieplną.

### 5.1.2. Wyniki pomiarów właściwości termofizycznych

Zmierzone właściwości termofizyczne materiału z którego wykonane były kompresy chłodzące, przedstawiono w tablicach 5.1 oraz 5.2.

Tabela 5.1

Właściwości termofizyczne materiału walcowego kompresu chłodzącego, używanego podczas pomiarów temperatury skóry w czasie powrotu do normotermii (eksperyment medyczny nr 1)

Gęstość	$\text{kg}\cdot\text{m}^{-3}$	7370
Pojemność cieplna właściwa	$\text{J}\cdot\text{kg}^{-1}\cdot\text{K}^{-1}$	470,7
Dyfuzyjność cieplna	$\text{m}^2\cdot\text{s}^{-1}$	$1,47\times 10^{-5}$
Współczynnik przewodzenia ciepła	$\text{W}\cdot\text{m}^{-1}\cdot\text{K}^{-1}$	51,0

Tabela 5.2

Właściwości termofizyczne materiału prostopadłościennego kompresu chłodzącego, używanego podczas pomiarów strumienia przekazywanego ciepła i temperatury kompresu (eksperyment medyczny nr 2)

Gęstość	$\text{kg}\cdot\text{m}^{-3}$	8190
Pojemność cieplna właściwa	$\text{J}\cdot\text{kg}^{-1}\cdot\text{K}^{-1}$	375,6
Dyfuzyjność cieplna	$\text{m}^2\cdot\text{s}^{-1}$	$3,45\times 10^{-5}$
Współczynnik przewodzenia ciepła	$\text{W}\cdot\text{m}^{-1}\cdot\text{K}^{-1}$	106,1

## Rozdział 6

# Eksperymenty medyczne oraz pomiary *in vivo*

W celu walidacji wyników symulacji, przeprowadzono eksperyment, polegający na lokalnym ochłodzeniu skóry przedramienia przy pomocy metalowego kompresu (opisany w podrozdziale 6.1). Następnie, bezpośrednio po zakończeniu chłodzenia, rozpoczynano pomiar temperatury badanego fragmentu skóry, za pomocą kamery termowizyjnej. Historię temperatury skóry podczas ogrzewania wykorzystano do walidacji modeli numerycznych.

Już trakcie symulacji okazało się, że opracowany model niezbyt dokładnie oddaje zmierzony przebieg temperatury. Przyjęto hipotezę, że powodem tego stanu rzeczy jest opór kontaktowy, występujący między kompresem, a powierzchnią skóry. Wyznaczono więc wartość oporu, dla którego wyniki symulacji pasują do wykonanych pomiarów.

W celu sprawdzenia poprawności jego wyznaczenia, przeprowadzono dodatkowy eksperyment, polegający na pomiarze gęstości strumienia ciepła, przekazywanego w trakcie chłodzenia (podrozdział 6.2). Tę ostatnią wielkość zmierzono przy pomocy dwóch niezależnych metod: przy użyciu czujnika gęstości strumienia ciepła oraz czujników temperatury kompresu.

**Eksperymenty medyczne.** W ramach badań przeprowadzono eksperymenty medyczne, obejmujące pomiary temperatury skóry, poddanej miejscowej termostymulacji, przez łagodne jej ochładzanie kontaktowe metalowym kompresem o obniżonej temperaturze.

Prezentowane badania były prowadzone w latach 2013 - 2016 w ramach wybranych zadań badawczych projektu nr INNOTECH-K2/IN2/79/182947/NCBR/13 pt. *TDSCOPE - Innowacyjna metoda i urządzenie do badania zmian skórnych i diagnostyki przeciwnowotworowej*, finansowanego ze środków programu INNOTECH Narodowego Centrum Badań i Rozwoju. Projekt był realizowany przez konsorcjum naukowe, w skład którego wchodziły: Juwena sp. z o.o. z Bielska-Białej (lider konsorcjum), Centrum Onkologii Instytut im. M. Skłodowskiej-Curie w Gliwicach (jako partner medyczny) oraz Politechnika Śląska Instytut Techniki Ciepłej (jako partner techniczny). Wyniki prac eksperymentalnych zostały częściowo opublikowane w artykułach [88, 90].

**Zgody komisji bioetycznej.** Ze względu na charakter badań z udziałem ludzi, przed rozpoczęciem eksperymentu medycznego uzyskano stosowne zgody komisji bioetycznej. Zaproponowany program eksperymentu medycznego został zatwierdzony przez Komisję Bioetyczną przy Centrum Onkologii Instytucie im. M. Skłodowskiej-Curie w Gliwicach

Każdy uczestnik został poinformowany o zakresie prowadzonych badań, zapoznał się z przygotowaną *Informacją dla Pacjenta* oraz wyraził, w formie pisemnej, świadomą zgodę na uczestnictwo w projekcie badawczym.

**Pomiary *in vivo*.** Zaplanowano i przeprowadzono dwa niezależne eksperymenty medyczne, obejmujące pomiary wykonane:

- (A) kamerą IR: temperatury skóry na 5 s przed i przez 100 s po zakończeniu chłodzenia,
- (B) czujnikiem gęstości strumienia ciepła: przekazywanego ze skóry do kompresu oraz termoelementami: temperatury kompresu w trakcie chłodzenia (15 s).

Poniżej omówione są stanowiska badawcze, protokoły pomiarowe oraz wyniki pomiarów.

## 6.1. Pomiar temperatury skóry poddanej termostymulacji (A)

Eksperyment medyczny został zaprojektowany tak, aby umożliwić pomiar zmian temperatury tkanek skóry, poddanych termostymulacji, w postaci lokalnie działającego wymuszenia cieplnego. Zaproponowano miejscowe ochładzanie skóry przez okres 15 s, za pomocą przykładanych do skóry metalowych kompresów o początkowej (wyrównanej) temperaturze ok.  $6,5 \div 7^{\circ}\text{C}$ .

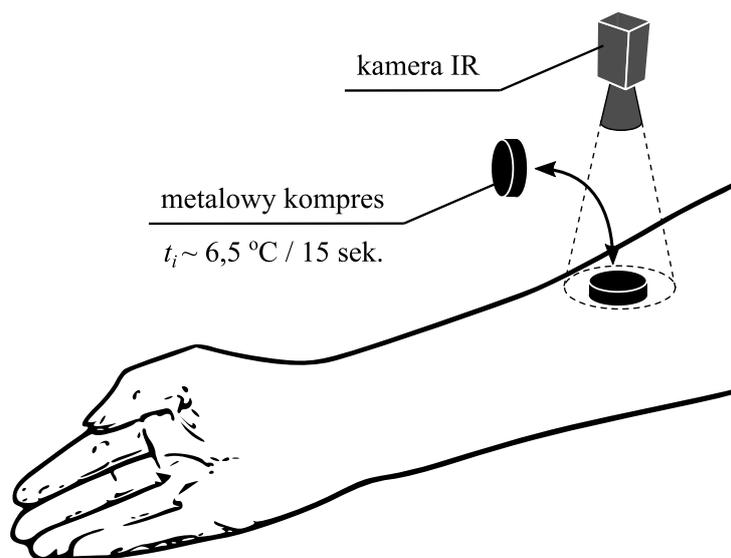
Na 5 s przed rozpoczęciem ochładzania oraz przez 100 s od momentu zakończenia procesu chłodzenia, za pomocą kamery termowizyjnej rejestrowano zmiany temperatury skóry w obszarze poddanym ochładzaniu.

Poglądowy schemat prowadzenia pomiarów przedstawiono na rysunku 6.1.

### 6.1.1. Stanowisko badawcze i sprzęt pomiarowy (A)

*Pomiar temperatury skóry* prowadzono przy użyciu kamery termowizyjnej (IR) typu Optris PI160 (Optris GmbH, Niemcy) [122] wyposażonej w sensor mikrobolometryczny LWIR 7,5–13,0  $\mu\text{m}$  (matryca 160 x 120 px, maks. częstotliwości zapisu 120 Hz, obiektyw  $23^{\circ}$  x  $17^{\circ}$ ).

*Chłodzenie skóry oraz pomiar IR* odbywały się przy wykorzystaniu specjalnie zaprojektowanej i wykonanej, na potrzeby eksperymentu medycznego, głowicy pomiarowej,



Rys. 6.1. Skóra poddawana lokalnemu ochładzaniu, przy pomocy walcowego, metalowego kompresu

Fig. 6.1. Skin undergoing local cooling by means of a cylindrical metal compress

która przedstawiona jest na rysunku 6.2. Konstrukcja urządzenia umożliwi ciągłą obserwację skóry kamerą IR, w rejonie miejscowego ochładzania (rysunek 6.2 A) oraz aplikowanie, kompresu chłodzącego, przy pomocy dźwigni (rysunek 6.2 B i C). Dzięki wspornikowi, pełniącemu także rolę konstrukcji dystansowej, możliwe było prowadzenie badań z zachowaniem stałej odległości kamery od skóry oraz utrzymanie jej nieruchomo względem badanej powierzchni.

*Akwizycja i rejestracja wielkości mierzonych* zrealizowana była za pomocą przenośnego komputera klasy PC z oprogramowaniem Optris Pi Connect [132] (Optris GmbH, Niemcy) oraz dedykowanej aplikacji TDsoft (Politechnika Śląska), pozwalającej na przesyłanie zebranych danych do centralnego serwera.

*Metalowe kompresy chłodzące*, o kształcie walca o średnicy  $d=27$  mm i wysokości  $h=12,4$  mm, zostały wykonane z materiałów o właściwościach zebranych w tabeli 5.1.

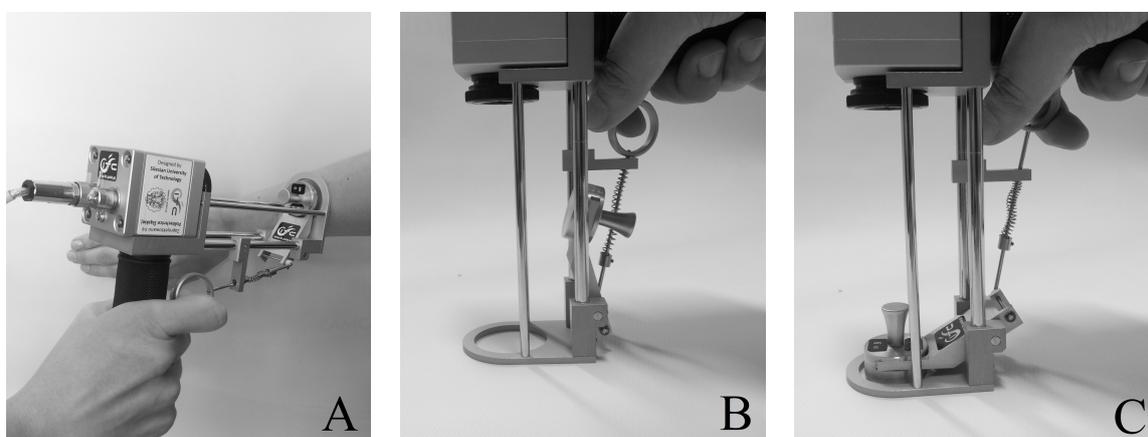
*Do przygotowania kompresów metalowych* wykorzystano specjalnie zaprojektowane urządzenie do ich chłodzenia, działające w oparciu o ogniwo termoelektryczne Peltiera pod kontrolą regulatora temperatury (rysunek 6.3). Urządzenie umożliwiło ochłodzenie kompresu do zadanej przez obsługę temperatury, informacja o gotowości kompresów do użycia była sygnalizowana na wyświetlaczu urządzenia.

*Sprawdzanie temperatury* przed procedurą chłodzenia skóry przeprowadzono, każdorazowo przed użyciem kompresu, przy pomocy umieszczonych bezpośrednio na kompresach, odwracalnych samoprzylepnych wskaźników temperatury, widocznych na rysunku 6.4. W tym celu wykorzystano ciekłokrystaliczne termochromiczne wskaź-

niki samoprzylepne, które poprzez zmianę koloru, wskazywały osiągnięcie przez kompres temperatury z wymaganego zakresu, tj. pomiędzy progami 6 a 7°C.

Celem użycia wskaźników nie był dokładny pomiar temperatury kompresu, lecz wyłącznie progowa (szacunkowa) sygnalizacja dla obsługującego urządzenie, informująca że kompres jest w odpowiednio zimny. Dążono do wykluczenia ponownego użycia niedostatecznie schłodzonego kompresu, który przez nieuwagę obsługi, mógł zostać odłożony, na czas niewystarczający do uzyskania miarodajnych pomiarów.

*Temperaturę powietrza (otoczenia)* w pomieszczeniu laboratoryjnym mierzono za pomocą termoelektrycznego czujnika temperatury typu K oraz miernika z rejestratorem Almemo 2390-5 (Ahlborn Mess- und Regelungstechnik GmbH, Niemcy) [131].



Rys. 6.2. Urządzenie i stanowisko pomiarowe do aplikacji kompresów chłodzących i rejestracji zmian temperatury skóry kamerą IR (fot. Z. Ostrowski)

Fig. 6.2. Device and laboratory set-up for applying of cooling compress and recording of skin temperatures by means of IR camera (photo Z. Ostrowski)

### 6.1.2. Protokół pomiarowy (A)

Pomiar wykonywano w zamkniętych pomieszczeniach laboratoryjnych, o temperaturze ok. 21–23°C. Uczestnicy badania proszeni byli o niewykonywanie wysiłku fizycznego oraz unikanie nagłych zmian temperatury otoczenia, w czasie 2 h przed udziałem w eksperymencie. Dodatkowo, celem aklimatyzacji do lokalnych warunków panujących w pomieszczeniu badawczym, uczestnicy proszeni byli o zajęcie pozycji siedzącej na 15 min przed procedurą pomiarową.

Chłodzące kompresy metalowe, przedstawione na rysunku 6.4, umieszczano na płycie roboczej urządzenia do schładzania (rysunek 6.3).



Rys. 6.3. Urządzenie do schładzania metalowych kompresów (fot. Z. Ostrowski)  
Fig. 6.3. Metal compress cooling device (photo Z. Ostrowski)

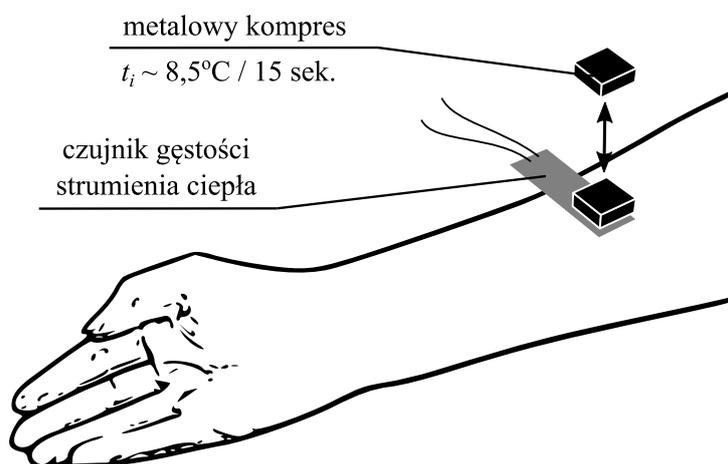
Po schłodzeniu i upewnieniu się, że osiągnęły zadaną temperaturę początkową ok.  $6,5^{\circ}\text{C}$ , kompres umieszczano w uchwycie głowicy pomiarowej (rysunek 6.2). Następnie, niezwłocznie po załadowaniu kompresu, głowicę pomiarową urządzenia przykładano do skóry w uprzednio wybranej lokalizacji oraz uruchamiano ciągły zapis termogramów z kamery termowizyjnej. Po zarejestrowaniu temperatury skóry przed ochładzaniem (5 s), za pomocą dźwigni przykładano kompres do skóry na 15 s. Po tym czasie zwalniano dźwignię i kontynuowano rejestrację termogramów przez kolejne 100 s.

Cały proces pomiaru dla jednego miejsca na skórze trwał 120 s, obejmował okres 5 s przed schładzaniem, 15 s schładzania oraz 100 s powrotu do normotermii po zakończeniu termostymulacji.

**Eksperymenty medyczne.** Według powyższego protokołu pomiarowego przeprowadzono eksperyment medyczny nr 1, którego wyniki opisane są w podrozdziale 6.3.1, s. 75.



Rys. 6.4. Kompres metalowy z samoprzylepnymi ciekłokrystalicznymi wskaźnikami przekroczenia progowej temperatury z zakresu pomiędzy 6 a 7°C (fot. Z. Ostrowski)  
Fig. 6.4. Metal compress with self-adhesive heat-sensitive (thermochromic) liquid crystals temperature indicator, with threshold between 6 and 7°C (photo Z. Ostrowski)



Rys. 6.5. Skóra poddawana lokalnemu ochładzaniu przy pomocy prostopadłościennego metalowego kompresu  
Fig. 6.5. Skin undergoing local cooling by means of a cuboid metal compress

## 6.2. Pomiar strumienia przekazywanego ciepła i temperatury kompresu (B)

Podczas fazy chłodzenia skóry metalowym kompresem, zrealizowano pomiar strumienia ciepła, przekazywanego pomiędzy skórą, a kompresem oraz pomiar temperatury kompresu. Przeprowadzony eksperyment jest podobny do opisanego w sekcji 6.1, jednak pomiar opisany poniżej dotyczy samej fazy chłodzenia skóry.

Ze względu na prostokątny kształt czujnika gęstości strumienia ciepła [126], na potrzeby pomiaru wykonano specjalny kompres o wymiarach 24 mm x 24 mm x 12,3 mm, dopasowany kształtem do wymiarów czujnika. Po ochłodzeniu kompresu do jednorodnej początkowej temperatury ok.  $8 \div 8,5^{\circ}\text{C}$  kompres był przykładany do skóry na 15 sekund.

Schemat prowadzenia pomiarów został przedstawiony na rysunku 6.5. Na czas chłodzenia skóry, czujnik gęstości strumienia ciepła jest umieszczany pomiędzy skórą, a metalowym kompresem.

### 6.2.1. Stanowisko badawcze i sprzęt pomiarowy (B)

*Pomiar temperatury metalowego kompresu* prowadzono przy użyciu termoelektrycznych czujników temperatury typu T, o średnicy spoiny pomiarowej 0,5 mm (CZAKI Thermo-Product, Polska) [121].

Pierwszy czujnik temperatury umieszczono wewnątrz kompresu (w specjalnie wydrążonym otworze), w taki sposób, aby spoina pomiarowa została umieszczona w centralnym jego punkcie, w połowie jego wysokości. Celem zapewnienia styku spoiny pomiarowej z materiałem kompresu, otwór wypełniono olejem maszynowym. Drugi czujnik temperatury umieszczono na górnej powierzchni kompresu i zamocowano taśmą elektroizolacyjną samoprzylepną.

*Pomiar gęstości strumienia ciepła*, przekazywanego pomiędzy kompresem, a skórą podczas chłodzenia, wykonano przy użyciu czujnika gęstości strumienia ciepła Micro-Foil® RdF Model 27160 (RdF Corp., USA) [126], przedstawionego na rysunku 6.6. Jest to urządzenie pomiarowe zwane stosem termoelektrycznym (termostosem). Na poliimidowej folii, o znanej grubości i współczynniku przewodzenia ciepła, umieszczono szeregowo połączone termoelementy (widoczne na rysunku 6.6) w taki sposób, że kolejne spoiny pomiarowe znalazły się po przeciwległych stronach folii. Mierzony sygnał napięciowy (pomiar różnicy temperatury po dwóch stronach folii) jest proporcjonalny do gęstości strumienia ciepła, przewodzonego przez folię czujnika.

Ponieważ aktywne pole powierzchni czujnika to 12 mm x 24 mm, celem pokrycia całej powierzchni kontaktu kompresu ze skórą, użyto 2 sztuk takich samych czujników gęstości strumienia ciepła, widocznych na rysunku 6.7.

*Akwizycja i rejestracja wielkości mierzonych* zrealizowana była za pomocą karty pomiarowej NI 9214 (National Instruments Corp., USA) [124], przy wykorzystaniu przenośnego komputera klasy PC z oprogramowaniem NI LabVIEW SignalExpress (National Instruments Corp., USA) [125].

*Metalowy kompres chłodzący*, o kształcie prostopadłościanu o wymiarach 24 mm x 24 mm x 12,3 mm, został wykonany z materiału o właściwościach zebranych w tabeli 5.2.

*Do przygotowania zimnych kompresów* wykorzystano urządzenie do chłodzenia własnej konstrukcji, działające w oparciu o ogniwo termoelektryczne Peltiera i regulator temperatury. Urządzenie umożliwiało ochłodzenie kompresu do zadanej przez obsługę temperatury.

*Temperaturę powietrza (otoczenia)* w pomieszczeniu laboratoryjnym mierzono za pomocą termoelektrycznego czujnika temperatury typu K oraz miernika z rejestratorem Almemo 2390-5 (Ahlborn Mess- und Regelungstechnik GmbH, Niemcy) [131].

### 6.2.2. Protokół pomiarowy (B)

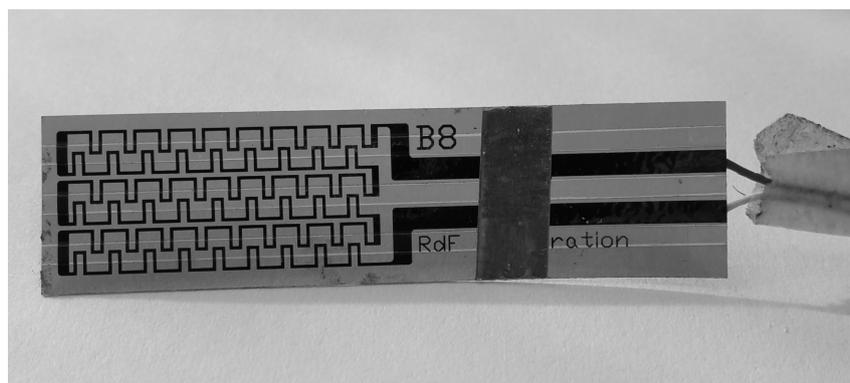
Pomiar wykonywano w zamkniętych pomieszczeniach laboratoryjnych, o temperaturze ok. 22–23 °C. Uczestnicy badania proszeni byli o niewykonywanie wysiłku fizycznego oraz unikanie nagłych zmian temperatury otoczenia w czasie 2h przed udziałem w eksperymencie. Dodatkowo, celem aklimatyzacji do lokalnych warunków panujących w pomieszczeniu badawczym, uczestnicy proszeni byli o zajęcie pozycji siedzącej na 15 min przed procedurą pomiarową.

W celu odizolowania badanego obiektu (kompresu) od wpływu powietrza otaczającego, kompres otoczono izolacją. Kompres został umieszczony w dużym bloku styropianu, w którym wykonano zagłębienie, odpowiadające jego wymiarom (rysunek 6.7).

Tak zaizolowany kompres umieszczano na płycie roboczej urządzenia chłodzącego, po czym uruchamiano rejestrację mierzonych parametrów. Po ustaleniu się temperatury kompresu na zadanym poziomie ok.  $8 \div 8,5^{\circ}\text{C}$  mierzonej w jego centralnej części, kompres wraz ze styropianem był przykładany do skóry na 15 s.

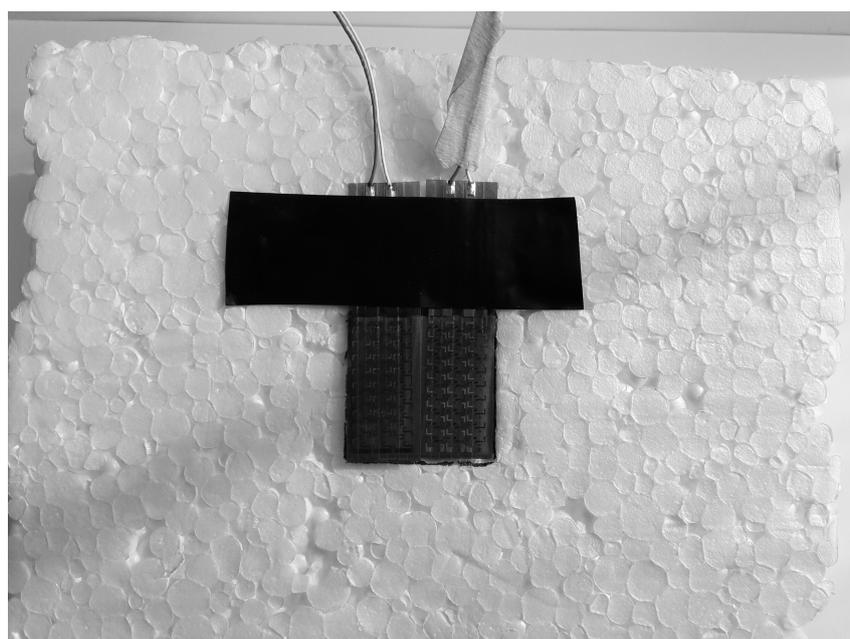
Podczas eksperymentu rejestrowano gęstość strumienia ciepła, przekazywanego pomiędzy skórą, a metalowym kompresem oraz temperatury kompresu w centralnym jego punkcie oraz na górnej jego powierzchni.

**Eksperyment medyczny.** Według powyższego protokołu pomiarowego przeprowadzono eksperyment medyczny nr 2, opisany w podrozdziale 6.3.2, s. 77.



Rys. 6.6. Czujnik gęstości strumienia ciepła Micro-Foil® firmy RdF Corp., USA (fot. Z. Ostrowski)

Fig. 6.6. Micro-Foil® heat flux sensor by RdF Corp., USA (photo: Z. Ostrowski)



Rys. 6.7. Stanowisko pomiarowe: metalowy kompres (nie jest widoczny), umieszczony pod czujnikami strumienia ciepła, całość umieszczona w bloku styropianu celem minimalizacji wymiany ciepła z otaczającym powietrzem (fot. Z. Ostrowski)

Fig. 6.7. Measurement setup: metal compress (not visible) that is located below heat flux sensors, devices are placed inside the block of expanded polystyrene to prevent heat exchange with surrounding air (photo Z. Ostrowski)

## 6.3. Wyniki pomiarów *in vivo*

### 6.3.1. Eksperyment medyczny nr 1 - protokół (A)

Pomiary temperatury skóry poddanej termostymulacji prowadzono według protokołu pomiarowego A opisanego w podrozdziale 6.1.2 (strona 69).

**Grupa badanych - eksperyment medyczny nr 1.** Pomiary przeprowadzono na grupie ośmiu dorosłych mężczyzn, których charakterystyka przedstawiona została w tabeli 6.1.

Tabela 6.1

Charakterystyka grupy badanych osób podczas pomiarów temperatury skóry w czasie powrotu do normotermii (eksperyment medyczny nr 1)

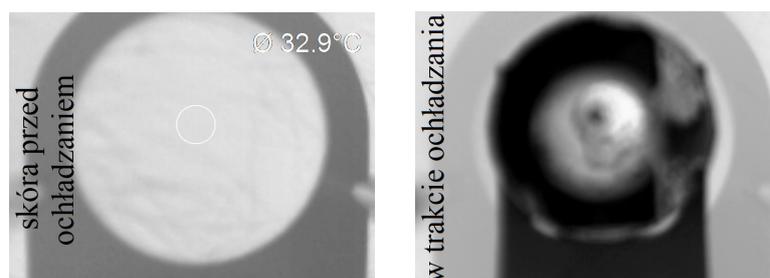
Wiek	lata	$31,5 \pm 5,0$
Wzrost	m	$1,8 \pm 0,07$
Masa ciała	kg	$102,2 \pm 10,4$

Wartości średnie  $\pm$ SD dla 8 badanych osób.

**Wyniki pomiarów - eksperyment medyczny nr 1.** Miejscowe chłodzenie skóry oraz rejestracja zmian temperatury po zakończeniu termostymulacji były u każdego z pacjentów wykonywane w 2 lokalizacjach: po stronie wewnętrznej i zewnętrznej przedramienia, w połowie odległości pomiędzy nadgarstkiem a łokciem.

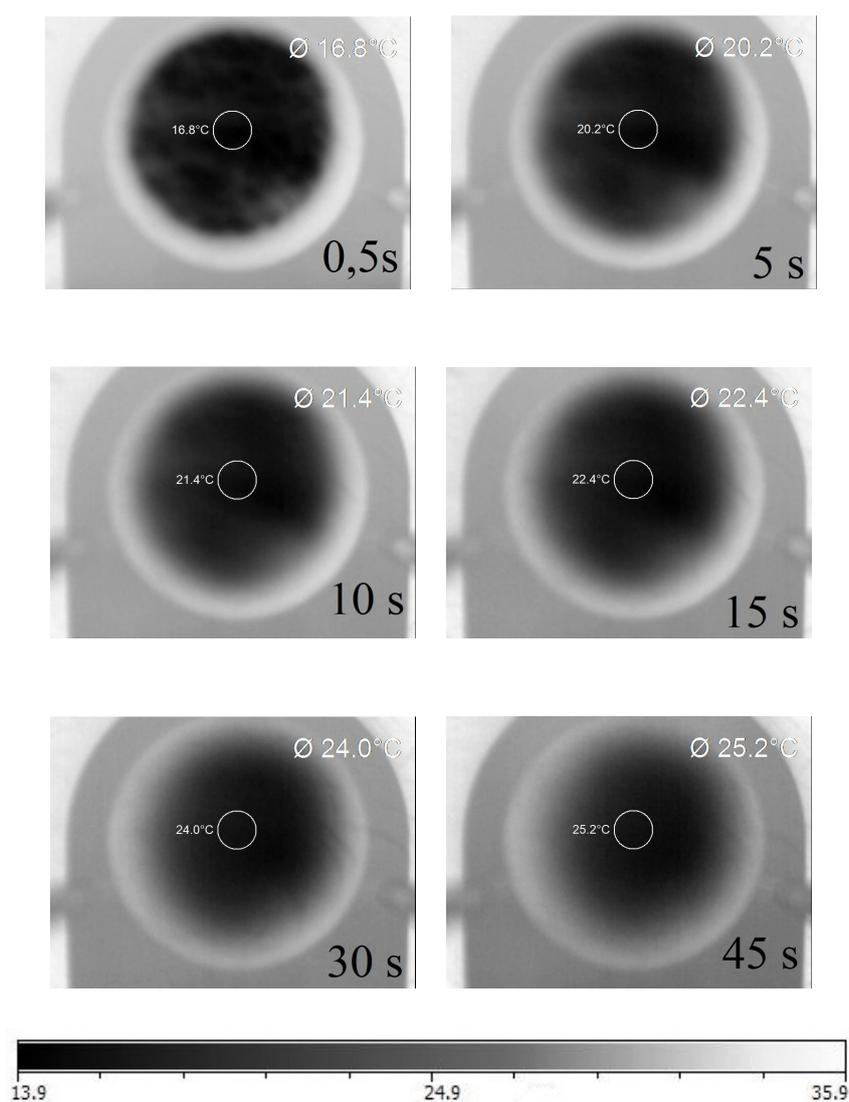
Dla wszystkich termogramów wyznaczono historię temperatury skóry dla obszaru pomiarowego, o kształcie koła o średnicy ok 6 mm, położonego w centralnym punkcie miejsca przyłożenia kompresu, co jest reprezentatywne dla najgłębiej schłodzonego obszaru skóry (najmniejsze zarejestrowane temperatury). Na rysunku 6.8 przedstawiono przykładowe termogramy wykonane: na 5s przed przyłożeniem kompresu (po lewej) oraz w trakcie chłodzenia (po prawej, widoczny kompres chłodzący). Na rysunku 6.9 przedstawiono kolejno wybrane termogramy dla jednego z pomiarów. Czas zaznaczony na zdjęciach odliczany jest od momentu 0 s, odpowiadającemu końcowi procesu chłodzenia (tj. zdjęcie kompresu).

Na termogramach zaznaczono kołowe obszary pomiarowe, dla których wyznaczana była temperatura skóry, zaprezentowana na rysunkach 6.10 oraz 6.11 (na str. 77 oraz 78).



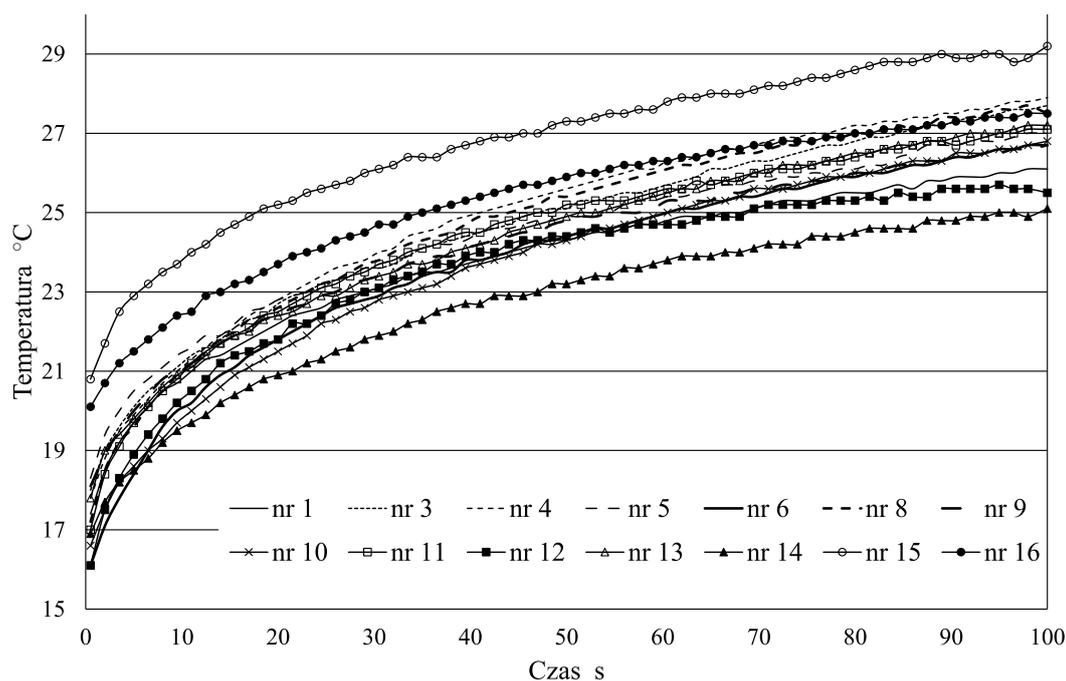
Rys. 6.8. Przykładowe termogramy wykonane: na 5 s przed przyłożeniem kompresu (po lewej) oraz w trakcie chłodzenia (po prawej, widoczny kompres)

Fig. 6.8. Sample thermograms of skin surface temperature for 5 s before cooling compress is applied (left) and during cooling phase (right, compress is visible)



Rys. 6.9. Eksperyment medyczny nr 1 - przykładowe termogramy, skala temperatury w °C, czas 0 s odpowiada końcowi procesowi chłodzenia skóry (tj. zdjęcie kompresu)

Fig. 6.9. Medical experiment No 1 - sample thermograms, temperature in °C, time = 0 s corresponds to the end of skin cooling (i.e. compress is taken away)



Rys. 6.10. Eksperyment medyczny nr 1 - uzyskane wartości temperatury skóry w centralnym rejonie miejsca przyłożenia kompresu dla 14 zmierzonych próbek, czas 0 s odpowiada końcowi procesu chłodzenia skóry (tj. zdjęcie kompresu)

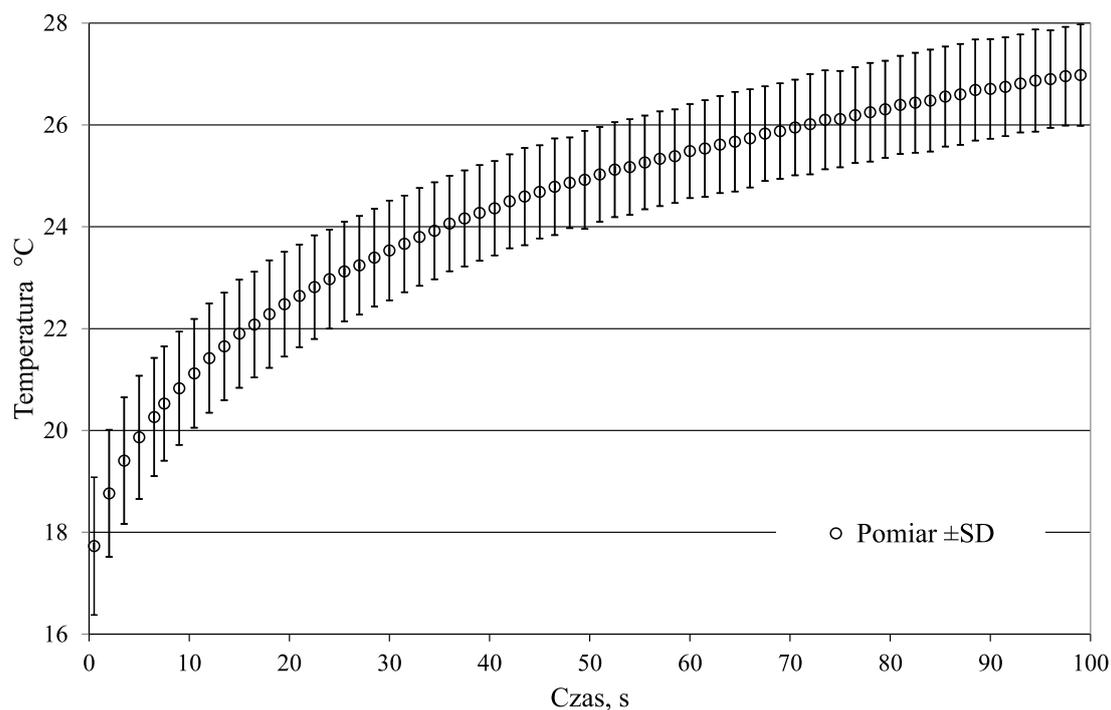
Fig. 6.10. Medical experiment No 1 - measured skin surface temperature in central spot of compress location for 14 measured samples, time = 0 s corresponds to the end of skin cooling (i.e. compress is taken away)

Zbiornicze zestawienie wyników zarejestrowanych temperatur skóry w miejscu chłodzenia dla poszczególnych pomiarów przedstawiono na rysunku 6.10. W sumie wykonano 16 pomiarów, jednak ze względu na zauważone błędy w zapisie pomiarów nr 2 oraz 7, te dwie próbki zostały wyłączone z zestawu danych poddanych dalszej analizie.

Do dalszej obróbki wykorzystano  $N=14$  pomiarów widocznych na rysunku 6.10, dla których średnie temperatury (wraz z odchyleniem standardowym) przedstawiono na rysunku 6.11. Czas 0 s odpowiada końcowi procesu chłodzenia skóry (tj. moment zdjęcia kompresu).

### 6.3.2. Eksperyment medyczny nr 2 - protokół (B)

Pomiary strumienia przekazywanego ciepła i temperatury kompresu prowadzono według protokołu pomiarowego B opisanego w podrozdziale 6.2.2 (strona 73).



Rys. 6.11. Eksperyment medyczny nr 1 - uzyskane wartości temperatury skóry w centralnym rejonie miejsca przyłożenia kompresu (średnia  $\pm$ SD,  $N=14$  pomiarów), czas 0s odpowiada końcowi procesu chłodzenia skóry (tj. zdjęcie kompresu)

Fig. 6.11. Medical experiment No 1 - measured skin surface temperature in central spot of compress location (mean  $\pm$ SD,  $N=14$  samples), time = 0s corresponds to the end of skin cooling (i.e. compress is taken away)

**Grupa badanych - eksperyment medyczny nr 2.** Badanie przeprowadzono na grupie czterech dorosłych mężczyzn, których charakterystyka przedstawiona jest w tabeli 6.2.

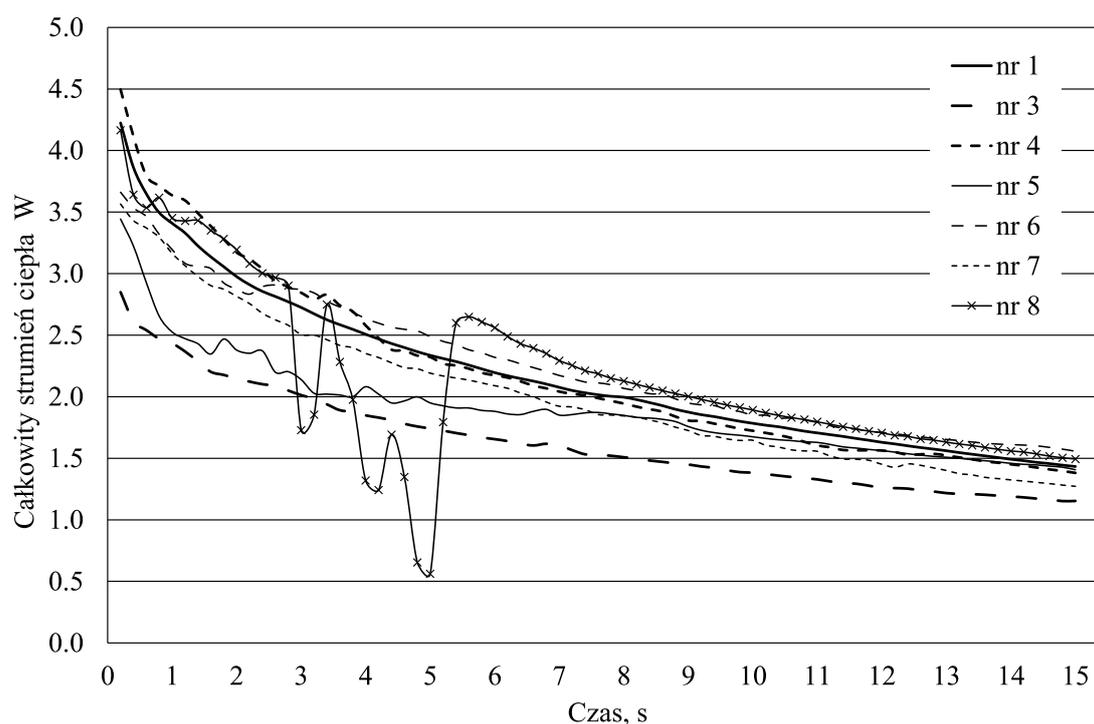
Tabela 6.2

Charakterystyka grupy badanych osób podczas pomiaru strumienia ciepła (eksperyment medyczny nr 2)

Wiek	lata	$30,8 \pm 5,4$
Wzrost	m	$1,83 \pm 0,07$
Masa ciała	kg	$98,5 \pm 16,5$

Wartości średnie  $\pm$ SD dla 4 badanych osób.

**Wyniki pomiarów - eksperyment medyczny nr 2.** Pomiar strumienia ciepła oraz temperatury kompresu prowadzone były u każdego z pacjentów w 2 lokalizacjach: po stronie wewnętrznej i zewnętrznej przedramienia, w połowie odległości pomiędzy nadgarstkiem a łokciem.



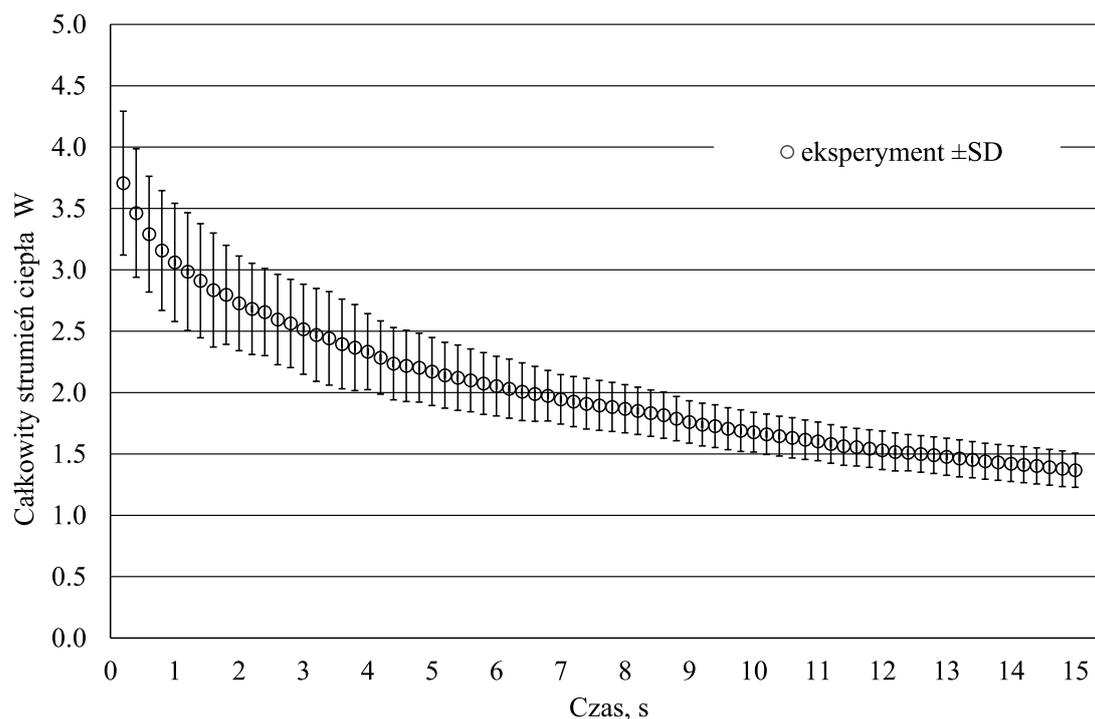
Rys. 6.12. Eksperyment medyczny nr 2 - zmierzone strumienie ciepła na styku skóry i kompresu dla 7 zmierzonych próbek, czas = 0 s odpowiada początkowi procesu chłodzenia skóry  
 Fig. 6.12. Medical experiment No 2 - measured total heat fluxes on compress/skin interface for 7 measured samples, time = 0 s corresponds to skin cooling process start

Zbiorne zestawienie wyników dla poszczególnych pomiarów strumienia ciepła, przekazywanego na styku skóra - kompres, przedstawione są na rysunku 6.12. W sumie wykonano 8 serii pomiarowych, jednak ze względu na zauważone znaczne błędy w pomiarze nr 8 (nierówny docisk kompresu do skóry) oraz brak zapisu sygnału z czujnika strumienia ciepła dla pomiaru nr 2, te dwie próbki zostały wyłączone. Do dalszej analizy wykorzystano  $N=6$  pomiarów, dla których średnie wartości wraz z odchyleniem standardowym przedstawiono na rysunku 6.13.

Zbiorne zestawienie wyników, dla poszczególnych pomiarów temperatury kompresu w centralnym punkcie w połowie jego wysokości, przedstawione są na rysunku 6.14. Obliczoną średnią temperaturę dla  $N=6$  pomiarów wraz z odchyleniem standardowym zaprezentowano na rysunku 6.15.

### 6.3.3. Walidacja pomiaru strumienia ciepła w eksperymencie medycznym nr 2 - protokół (B)

W celu sprawdzenia poprawności pomiarów wykonanych przy użyciu czujnika gęstości strumienia ciepła Micro-Foil®, przeprowadzono obliczenia sprawdzające ilość ciepła



Rys. 6.13. Eksperyment medyczny nr 2 - zmierzone strumienie ciepła na styku skóry i kompresu (średnia  $\pm$ SD,  $N=6$  pomiarów), czas = 0 s odpowiada początkowi procesu chłodzenia skóry

Fig. 6.13. Medical experiment No 2 - measured total heat fluxes on compress/skin interface (mean  $\pm$ SD,  $N=6$  samples), time = 0 s corresponds to skin cooling process start

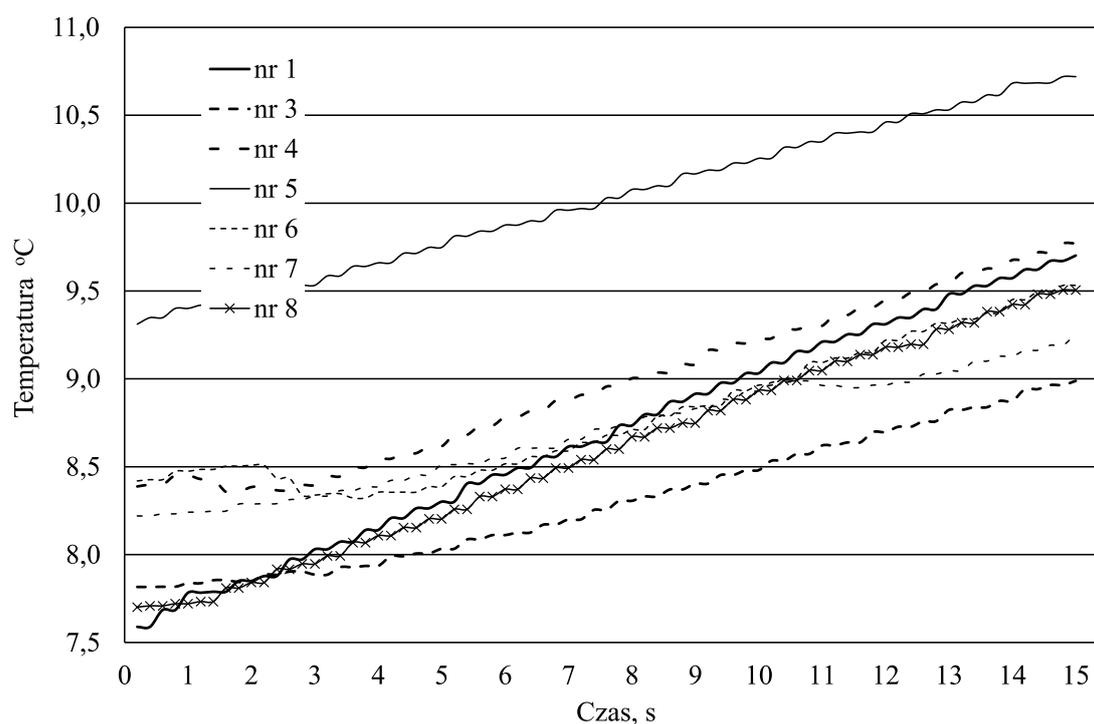
(energii) przekazanego od skóry do kompresu podczas ochładzania skóry. W tym celu wykorzystano dane eksperymentalne uzyskane przy użyciu dwóch niezależnych pomiarów: temperatury kompresu oraz gęstości strumienia ciepła.

W trakcie eksperymentu kompres metalowy, poza powierzchnią styku ze skórą, został zaizolowany grubą warstwą styropianu (por. rysunek 6.7). W wyniku tego zabiegu, wymiana ciepła poprzez powierzchnię kontaktu pomiędzy skórą a kompresem, była jedyną biorącą udział w procesie ogrzewania kompresu. Dla pozostałych powierzchni kompresu przyjęto brak wymiany ciepła.

W tak zaprojektowanym eksperymencie, możliwe jest kalorymetryczne wyznaczenie ilości ciepła przejętego przez kompres, na podstawie zarejestrowanych temperatur na początku i końcu procesu:

$$Q_{\text{kompres}}^{\text{kal}} = mc_p (t_{\text{kompres}}^{15\text{s}} - t_{\text{kompres}}^{0\text{s}}) = mc_p \Delta t_{\text{kompres}}, \quad (6.1)$$

gdzie:  $Q_{\text{kompres}}^{\text{kal}}$  jest kalorymetrycznie wyznaczoną ilością ciepła przejętego przez kompres,  $m=58$  g jest masą kompresu,  $c_p$  jest pojemnością cieplną właściwą kompresu (wg tabeli 5.2, s. 65),  $t_{\text{kompres}}^{0\text{s}}$  jest zmierzoną temperaturą kompresu bezpośrednio przed



Rys. 6.14. Eksperyment medyczny nr 2 - zmierzone temperatury kompresu w centralnym punkcie w połowie jego wysokości dla 7 zmierzonych próbek, czas = 0 s odpowiada początkowi procesu chłodzenia skóry

Fig. 6.14. Medical experiment No 2 - measured compress center mid-plane temperatures for 7 measured samples, time = 0 s corresponds to skin cooling process start

rozpoczęciem chłodzenia, a  $t_{\text{kompres}}^{15\text{s}}$  jest zmierzoną temperaturą w momencie zakończenia procesu chłodzenia skóry (tj. po 15s chłodzenia).

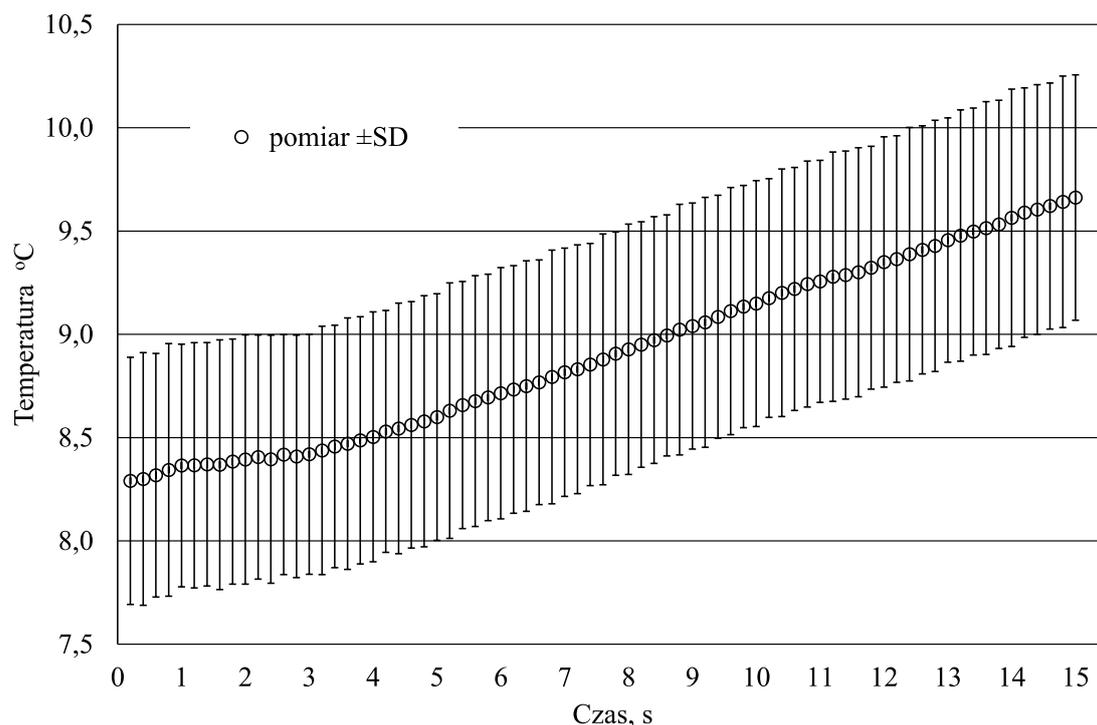
W dodatku A, s. 159, zamieszczono uzasadnienie stosowania punktowego pomiaru temperatury kompresu (w jego centralnym punkcie), jako temperatury reprezentatywnej dla średniej masowej (objętościowej).

Drugim sposobem, wyznaczenia ilości ciepła przejętego przez kompres, jest całkowanie zmierzonych chwilowych gęstości strumienia ciepła  $\dot{q}(\tau)$  w czasie procesu chłodzenia od 0 s do 15 s:

$$Q_{\text{kompres}}^{\text{calc}} = \int_{0\text{s}}^{15\text{s}} A\dot{q}(\tau)d\tau = \int_{0\text{s}}^{15\text{s}} \dot{Q}(\tau)d\tau, \quad (6.2)$$

gdzie:  $Q_{\text{kompres}}^{\text{calc}}$  jest ilością ciepła przejętego przez kompres, wyznaczoną w wyniku całkowania mierzonej gęstości strumienia ciepła,  $A = 0,000576\text{m}^2$  jest polem powierzchni styku kompresu ze skórą,  $\dot{Q}(\tau)$  jest chwilowym strumieniem ciepła mierzonym na styku skóry i kompresu.

Rejestrację mierzonej gęstości strumienia ciepła prowadzono w równych interwałach  $\Delta\tau = 0,2\text{ s}$  (jako średnie czasowe wielkości chwilowych). Wykres zmian średniego



Rys. 6.15. Eksperyment medyczny nr 2 - zmierzone temperatury kompresu w centralnym punkcie w połowie jego wysokości (średnia  $\pm$ SD,  $N=6$  pomiarów), czas = 0 s odpowiada początkowi procesu chłodzenia skóry

Fig. 6.15. Medical experiment No 2 - measured compress center mid-plane temperatures (mean  $\pm$ SD,  $N=6$  samples), time = 0 s corresponds to skin cooling process start

strumienia ciepła wyznaczonego dla grupy  $N=6$  pomiarów przedstawiono na rysunku 6.13. Dla każdego z badanych zarejestrowano 75 wartości średnich czasowych  $\dot{Q}_i$  zapisywanych, co  $\Delta\tau = 0,2$  s, co odpowiada 15 s chłodzenia skóry. Z tego powodu całkę występującą w równaniu (6.2) zastąpiono sumą:

$$Q_{\text{kompres}}^{\text{calc}} = \sum_{i=1}^{75} \dot{Q}_i \Delta\tau, \quad (6.3)$$

gdzie  $\Delta\tau = 0,2$  s.

W tabeli 6.3 zebrano ilości ciepła przejętego przez kompres wyznaczone z: pomiaru strumienia ciepła czujnikiem Micro-Foil®  $Q_{\text{kompres}}^{\text{calc}}$  (6.3) oraz pomiarów temperatury  $Q_{\text{kompres}}^{\text{kal}}$  (6.1) dla wszystkich  $N = 6$  analizowanych pomiarów.

Dla wartości średnich, wyznaczonych dla  $N=6$  pomiarów, błąd względny pomiędzy ilością przekazanego ciepła ze skóry do kompresu, wyznaczony za pomocą pomiarów: gęstości strumienia ciepła i temperatury kompresu, wynosi +1%.

Tabela 6.3

Porównanie ilości ciepła przejętego przez kompres  
wyznaczonych na podstawie pomiaru temperatury  
( $Q_{\text{kompres}}^{\text{kal}}$ ) oraz pomiaru strumienia ciepła ( $Q_{\text{kompres}}^{\text{calc}}$ )  
dla  $N = 6$  pomiarów

Nr pomiaru	$Q_{\text{kompres}}^{\text{calc}}, \text{ J}$	$Q_{\text{kompres}}^{\text{kal}}, \text{ J}$	Błąd względny, %
1	32,8	46,5	-42
3	24,5	25,8	-5
4	33,0	30,5	8
5	28,4	31,0	-9
6	33,7	24,5	27
7	30,2	22,9	24
Średnia $\pm$ SD	30,4 $\pm$ 2,9	30,2 $\pm$ 8,0	1

Uzyskano dobrą zgodność wyników uzyskanych z dwóch niezależnych metod eksperymentalnych, co potwierdza poprawność prowadzonych pomiarów oraz oszacowanych oporów kontaktowych.

# Rozdział 7

## Model numeryczny lokalnego ochładzania skóry – elementy wspólne

W niniejszym oraz następujących rozdziałach opisano opracowane i zastosowane modele numeryczne procesu lokalnego ochładzania skóry. Kolejne modele wynikały z konfrontacji wyników obliczeń z wynikami eksperymentów:

*Pierwszy*, opisany w rozdziale 8, zakładał brak oporu kontaktowego między kompresem a skórą. W tym przypadku, modelowano wymianę ciepła między skórą, a powietrzem przez zastosowanie modelu CFD. Oznacza to, że na styku powietrza i skóry założono ciągłość temperatury i gęstości strumienia ciepła, zaś ruch powietrza modelowano przez rozwiązanie równań zachowania pędu, masy i energii. Wymagało to zaangażowania znacznych mocy obliczeniowych i prowadziło do długich czasów obliczeń. W modelu tym zaimplementowano schemat pasywnej termoregulacji. Po wstępnej analizie wyników, do modelu wprowadzono więc opór kontaktowy, występujący między kompresem a powierzchnią skóry.

*Drugi*, opisany w rozdziale 9, zbudowano w celu sprawdzenia poprawności wyznaczenia oporu kontaktowego między kompresem i powierzchnią skóry. Model zbudowano tak, aby odpowiadał przeprowadzonym w tym celu eksperymentom, w tym pomiarowi gęstości strumienia ciepła, przekazywanego w trakcie chłodzenia skóry. W tym przypadku zrezygnowano z czasochłonnych obliczeń CFD wymiany ciepła między skórą a powietrzem, wyznaczając współczynnik wnikania ciepła z otrzymanych pól temperatury w powietrzu, uzyskanych dla poprzedniego podejścia. Zaimplementowano tutaj także schemat pasywnej termoregulacji.

*Trzeci*, opisany w rozdziale 10, jest ponownie modelem pozwalającym na symulację odpowiadającą pomiarom temperatury skóry po zakończeniu ochładzania. W tym przypadku także zrezygnowano z czasochłonnych obliczeń CFD wymiany ciepła między skórą a powietrzem. Uwzględniono uprzednio wyznaczony opór kontaktowy oraz współczynnik wnikania ciepła. Ponownie zaimplementowano schemat pasywnej termoregulacji.

Wyniki symulacji (poza walidacją modelu) wykorzystano do analizy wrażliwości wynikowych pól temperatury na dane i parametry wejściowe.

W czwartym, opisanym w rozdziale 11, wprowadzono mechanizm aktywnej termoregulacji. Pozostałe cechy i założenia modelu odpowiadają modelowi trzeciemu.

Dodatkowo, w rozdziale 12 przedstawiono wyniki modelu trzeciego, z dezaktywowanymi funkcjami, związanymi z modelowaniem termoregulacji.

**Przegląd, cechy i porównanie modeli.** W tabeli 7.1 przedstawiono syntetycznie najważniejsze cechy opracowanych modeli, wyjaśniono zastosowane domeny obliczeniowe, mechanizmy termoregulacji, przyjęte założenia, etapy prowadzonych symulacji, itp.

Tabela 7.1

Cechy opracowanych modeli, zastosowane domeny obliczeniowe, modele termoregulacji, przyjęte założenia, etapy prowadzonych symulacji, itp. (● = tak, ○ = nie)

Model numeryczny	Domena obliczeniowa			Etap <sup>1</sup>			Opór kontaktowy	Termoregulacja
	Powietrze	Tkanki	Kompres	U	N1	N2		
I	● <sup>2</sup>	●	●	●	●	●	○/● <sup>3</sup>	pasywna
II	○	●	●	●	●	○	●	pasywna
III	○	●	●	●	●	●	●	pasywna
IV	○	●	●	●	●	●	●	aktywna
Dodatkowy	○	●	●	●	●	●	●	–

<sup>1</sup> etap obliczeń: U – w stanie ustalonym (stan termoneutralny)  
 N1 – w stanie nieustalonym (chłodzenie tkanek kompresem)  
 N2 – w stanie nieustalonym (powrót tkanek do normotermii)

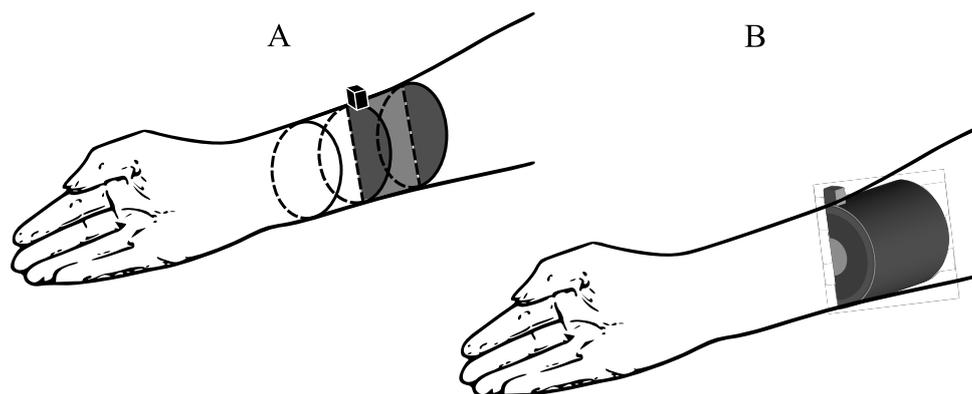
<sup>2</sup> identyfikacja konwekcyjnego współczynnika wnikania ciepła

<sup>3</sup> identyfikacja oporu kontaktowego

## 7.1. Oprogramowanie do analizy numerycznej

Modele geometryczne, siatki podziału numerycznego, dyskretyzację oraz symulacje numeryczne prezentowanych modeli wykonano w oprogramowaniu ANSYS® Academic Research CFD (ANSYS, Inc., USA), przy wykorzystaniu pakietów ANSYS Design Modeler, ANSYS ICEM CFD oraz ANSYS Fluent.

Dyskretyzacja równań w oprogramowaniu ANSYS Fluent zrealizowana jest w oparciu o metodę objętości skończonej (ang. *Finite Volume Method* (FVM)).



Rys. 7.1. Zakres domeny obliczeniowej: (A) – ze względu na symetrię modelowano tylko 1/4 pełnej geometrii (zaznaczonej na szaro) oraz kompresu (zaznaczony na czarno); (B) – Domena obliczeniowa, reprezentująca fragment modelowanej geometrii 3D przedramienia

Fig. 7.1. Scope of modelled region: (A) due to symmetry only 1/4 of forearm geometry (marked gray) and 1/4 of compress (marked black) is considered (upper sketch); (B) 3-D geometrical model of computational domain representing section of human forearm

## 7.2. Założenia i uproszczenia

**Uproszczona geometria modelu.** Ze względu na brak dostępnych danych z obrazowania medycznego, dla osób uczestniczących w eksperymencie zdecydowano w modelach numerycznych użyć geometrii uproszczonej. Jednocześnie, zaproponowany model powinien być uniwersalnym narzędziem symulacji, bez ograniczeń pochodzących m.in. z konieczności szczegółowego obrazowania indywidualnych cech pacjenta. Pełne obrazowanie medyczne (np. badanie TK) nie jest powszechnie wykonywane w codziennej praktyce. Stąd wybór geometrii uproszczonej jest uzasadniony.

Ze względu na małe wymiary powierzchni styku kompresów chłodzących ze skórą (kompres walcowy, protokół A:  $d = 27$  mm; kompres prostopadłościenny, protokół B: 24 mm x 24 mm) oraz relatywnie krótki czas chłodzenia (15 s) obszar skóry, objęty zmienioną pod wpływem chłodzenia temperaturą, jest niewielki. Aby model był niezależny od warunków brzegowych, zdecydowano że dla poprawnego symulowania lokalnego chłodzenia skóry, w zupełności wystarczy fragment przedramienia o długości 200 mm.

Model przedramienia uproszczono do walcowej geometrii (rysunek 7.1 oraz 8.1), z koncentrycznie ułożonymi warstwami, reprezentującymi poszczególne tkanki. Promienie zewnętrzne kolejnych warstw zebrano w tabeli 7.2.

Mając na uwadze symetrię modelowanego przypadku, zarówno w zakresie geometrii (przedramię uproszczono do walca), jak i warunków brzegowych, możliwe było prowadzenie symulacji numerycznych w 1/4 części całego modelu, co przedstawiono schematycznie na rysunku 7.1. Na płaszczyznach symetrii model zaizolowano.

Tabela 7.2

Wymiary modelu geometrycznego przedramienia

Warstwa tkanki	Promień zewnętrzny warstwy, mm	Długość walca, mm
Naskórek	42,9	200,0
Skóra właściwa	42,1	
Tłuszcz	41,1	
Mięsień	35,3	
Kość	15,3	

**Reakcje termoregulacyjne modelu aktywnego.** W analizowanym przypadku modelowania fragmentu przedramienia, zdecydowano się na uwzględnienie jedynie mechanizmu obkurczania naczyń krwionośnych (podrozdział 4.4.1). Ze względu na warunki przeprowadzania eksperymentu medycznego oraz mały zakres jego ingerencji w ogólny bilans całego ciała badanych osób, w trakcie badania nie występowały zjawiska pocenia się, termogenezy drżeniowej ani rozkurczania naczyń (charakterystycznego tylko dla istotnego wzrostu temperatury głębokiej).

### 7.3. Model matematyczny

Wymianę ciepła w rozważanych tkankach modelowano według równania przewodzenia biociepła Pennesa (3.7):

$$\nabla [\lambda(\mathbf{r})\nabla T(\mathbf{r}, \tau)] + q_m(\mathbf{r}, \tau) + \omega(\mathbf{r}, \tau)\rho_b c_b [T_a - T(\mathbf{r}, \tau)] = \rho(\mathbf{r})c(\mathbf{r})\frac{\partial T(\mathbf{r}, \tau)}{\partial \tau}, \quad (7.1)$$

gdzie:  $c(\mathbf{r})$  jest pojemnością cieplną właściwą tkanek,  $c_b$  jest pojemnością cieplną właściwą krwi,  $\rho(\mathbf{r})$  jest gęstością tkanki,  $\rho_b$  jest gęstością krwi,  $T(\mathbf{r}, \tau)$  jest temperaturą tkanki,  $T_a$  jest temperaturą krwi tętniczej,  $\tau$  jest czasem,  $\lambda(\mathbf{r})$  jest współczynnikiem przewodzenia ciepła dla tkanek,  $q_m(\mathbf{r}, \tau)$  jest objętościowym źródłem ciepła metabolicznego,  $\omega(\mathbf{r}, \tau)$  jest współczynnikiem perfuzji, a  $\mathbf{r}$  jest wektorową współrzędną położenia.

W numerycznej implementacji modelu metodą objętości skończonych, wektorowa współrzędna położenia  $\mathbf{r}$  przyjmuje postać numeru objętości skończonej, dla której wyznaczane są wielkości zmiennych polowych.

Wykorzystując definicję (4.10) energetycznego równoważnika współczynnika perfuzji  $\beta(\mathbf{r}, \tau) = \omega(\mathbf{r}, \tau)\rho_b c_b$  równanie (7.1) przyjmuje ostateczną postać:

$$\nabla [\lambda(\mathbf{r})\nabla T(\mathbf{r}, \tau)] + q_m(\mathbf{r}, \tau) + \beta(\mathbf{r}, \tau) [T_a - T(\mathbf{r}, \tau)] = \rho(\mathbf{r})c(\mathbf{r})\frac{\partial T(\mathbf{r}, \tau)}{\partial \tau} \quad (7.2)$$

**Człon metaboliczny.** W modelu termoregulacji autonomicznej, na lokalny człon źródłowy metaboliczny, składa się lokalna wartość bazowa  $q_{m,0}(\mathbf{r})$  (odpowiadająca parametrom stanu termoneutralnego, tkanki będącej w równowadze z otoczeniem), powiększona o lokalnie wyznaczone zmiany  $\Delta q_m(\mathbf{r}, \tau)$  wynikające ze zmian temperatury tkanek (co wpływa na zmianę tempa metabolizmu) (4.4):

$$q_m(\mathbf{r}, \tau) = q_{m,0}(\mathbf{r}) + \Delta q_m(\mathbf{r}, \tau) \quad (7.3)$$

W modelu termoregulacji autonomicznej, przyrost wartości lokalnej objętościowego źródła ciepła metabolicznego  $\Delta q_m(\mathbf{r}, \tau)$ , przypadający na zmianę temperatury tkanki od wartości bazowej  $T_0(\mathbf{r})$  do chwilowej lokalnej temperatury tkanki  $T(\mathbf{r}, \tau)$ , wynika z równania (4.5):

$$\Delta q_m(\mathbf{r}, \tau) = q_{m,0}(\mathbf{r}) \left( \begin{array}{c} \frac{T(\mathbf{r}, \tau) - T_0(\mathbf{r})}{10} \\ Q_{10} \quad - 1 \end{array} \right), \quad (7.4)$$

w którym na podstawie [43, 37, 28, 52, 101, 35] przyjęto wielkość współczynnika temperaturowego szybkości reakcji  $Q_{10} = 2$ .

**Człon perfuzyjny.** W modelu termoregulacji autonomicznej, na lokalnie obliczany energetyczny równoważnik współczynnika perfuzji  $\beta(\mathbf{r}, \tau) = \omega(\mathbf{r}, \tau)\rho_b c_b$ , składa się lokalna wartość bazowa równoważnika  $\beta_0(\mathbf{r})$  (odpowiadająca parametrom stanu termoneutralnego, tkanki będącej w równowadze z otoczeniem), powiększona o jego lokalnie wyznaczone przyrosty  $\Delta\beta_0(\mathbf{r}, \tau)$ . Wynikają one ze zmian temperatury tkanek, zmian tempa metabolizmu i zmiennego zapotrzebowania na dostarczany z krwią tlen (4.12):

$$\beta(\mathbf{r}, \tau) = \beta_0(\mathbf{r}) + \Delta\beta(\mathbf{r}, \tau) \quad (7.5)$$

**Termoregulacja pasywna.** W modelu pasywnej termoregulacji autonomicznej, przyrost wartości lokalnej energetycznego równoważnika współczynnika perfuzji  $\Delta\beta(\mathbf{r}, \tau)$ , jest liniowo zależny od przyrostu wartości objętościowego źródła ciepła metabolicznego  $\Delta q_m(\mathbf{r}, \tau)$ , wg (4.13):

$$\Delta\beta(\mathbf{r}, \tau) = \mu\Delta q_m(\mathbf{r}, \tau), \quad (7.6)$$

gdzie  $\Delta q_m(\mathbf{r}, \tau)$  wyznacza się z zależności (7.4) a  $\mu = 0,932\text{K}^{-1}$  jest stałą proporcjonalności, wg (4.15) i (4.16).

**Termoregulacja aktywna.** W modelu aktywnej termoregulacji autonomicznej, lokalna wartość energetycznego równoważnika współczynnika perfuzji tkanek skóry właściwej  $\beta_{sk}(\mathbf{r}, \tau)$ , jest zależna zarówno od sygnału lokalnego – tj. temperatury tkanki  $T_{sk}(\mathbf{r}, \tau)$  – jak i sygnału centralnego pochodzącego od zmiany średniej temperatury skóry  $\Delta T_{sk}$  i zmian temperatury jądra  $\Delta T_c$ .

Dla rozważanego w niniejszej pracy przypadku lokalnego ochładzania skóry metalowym kompresem, procesy rozkurczania naczyń nie zostaną uaktywnione, stąd przyjmie wartość zerową:

$$Dl = 0 \quad (7.7)$$

W takim przypadku, dla zachowania spójności z równaniami (4.12) dla modelu termoregulacji pasywnej, energetyczny równoważnik współczynnika perfuzji dla skóry właściwej  $\beta_{sk}(\mathbf{r}, \tau)$  dla modeli aktywnej termoregulacji autonomicznej, definiuje się jako sumę wartości bazowej  $\beta_{sk,0}(\mathbf{r}, \tau)$ , powiększonej o jej przyrost  $\Delta\beta_{sk}(\mathbf{r}, \tau)$ :

$$\beta_{sk}(\mathbf{r}, \tau) = \beta_{sk,0}(\mathbf{r}, \tau) + \Delta\beta_{sk}(\mathbf{r}, \tau), \quad (7.8)$$

gdzie  $\beta_{sk,0}(\mathbf{r}, \tau) = \omega_{sk,0}(\mathbf{r}, \tau)\rho_b c_b$  jest bazowym (tj. w stanie termoneutralnym) energetycznym równoważnikiem współczynnika perfuzji.

Dla warunku (7.7) przyrost  $\Delta\beta_{sk}(\mathbf{r}, \tau)$  wyznacza się na podstawie równań (7.8) oraz (4.19):

$$\Delta\beta_{sk}(\mathbf{r}, \tau) = \beta_{sk,0}(\mathbf{r}, \tau) \left( \frac{1}{1 + a_{cs}Cs} Q_{10}^{\frac{T_{sk}(\mathbf{r}, \tau) - T_{sk,0}(\mathbf{r}, \tau)}{10}} - 1 \right), \quad (7.9)$$

gdzie wagi modelu aktywnej termoregulacji  $a_{cs}$  zestawione są w tabelicy (tabela 4.1, s. 63), a sygnał wazomotoryczny  $Cs$  kurczenia naczyń krwionośnych jest opisany wzorem (4.17), s. 60.

## 7.4. Funkcje własne użytkownika (UDF)

Standardową funkcjonalność oprogramowania ANSYS Fluent rozszerzono, za pomocą własnych funkcji użytkownika (ang. *User Defined Functions*(UDF)) [133], w zakresie:

- dodatkowych, niestandardowych członów źródłowych równania Pennesa (7.3) oraz (7.5),
- warunków brzegowych.

**Kody źródłowe UDF.** W dodatku B, s. 161, zamieszczone są wydruki przykładowych kodów źródłowych funkcji użytkownika UDF. Służą one do numerycznej implementacji modeli członów źródłowych równania Pennesa (7.1), opisanych formułami od (7.2) do (7.9).

## 7.5. Właściwości termofizyczne

**Właściwości tkanek.** W tabeli 7.3 zebrano zaczerpnięte ze źródeł publikacyjnych termofizyczne właściwości modelowanych tkanek przedramienia i krwi ( $\lambda$  – współczynnik

przewodzenia ciepła,  $\rho$  – gęstość,  $c_p$  – pojemność cieplna właściwa). Zamieszczono także typowe wartości współczynników perfuzji ( $\omega_i$ ) oraz intensywności objętościowych źródeł ciepła metabolicznego ( $\dot{q}_{m,i}$ ), które były wykorzystane jako początkowe (startowe) wielkości podczas obliczeń symulujących stan termoneutralny.

Tabela 7.3

Właściwości termofizyczne tkanek, krwi oraz początkowe wartości parametrów fizjologicznych (indeks  $i$ ) dla symulacji w stanie termoneutralnym

Tkanka	$\lambda$ W·m <sup>-1</sup> ·K <sup>-1</sup>	$\rho$ kg·m <sup>-3</sup>	$c_p$ J·kg <sup>-1</sup> ·K <sup>-1</sup>	$\omega_i$ s <sup>-1</sup>	$\dot{q}_{m,i}$ W·m <sup>-3</sup>
Naskórek	0,47	1085	3680	0	0
Skóra właściwa	0,47	1085	3680	0,0011	631
Tłuszcz	0,16	850	2300	0,0000036	58
Mięsień	0,42	1085	3768	0,000538	684
Kość	0,75	1357	1700	0	0
Krew		1069	3650		

Źródło: [37, 101].

**Właściwości materiałów kompresu.** Właściwości termofizyczne materiałów, z których wykonano kompresy chłodzące, zostały wyznaczone laboratoryjnie. Wyniki pomiarów zestawiono w tablicach 5.1 oraz 5.2 w rozdziale 5, s. 64.

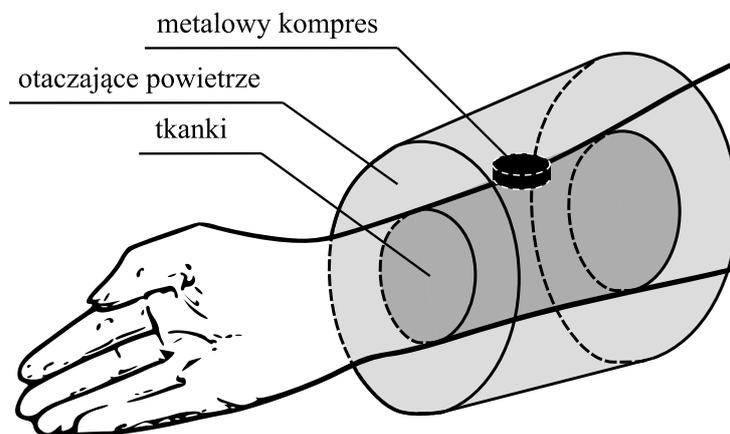
**Właściwości otoczenia.** W trakcie symulacji przyjęto temperaturę powietrza 23°C, jako stały warunek otoczenia.

# Rozdział 8

## Model numeryczny I oraz walidacja modelu

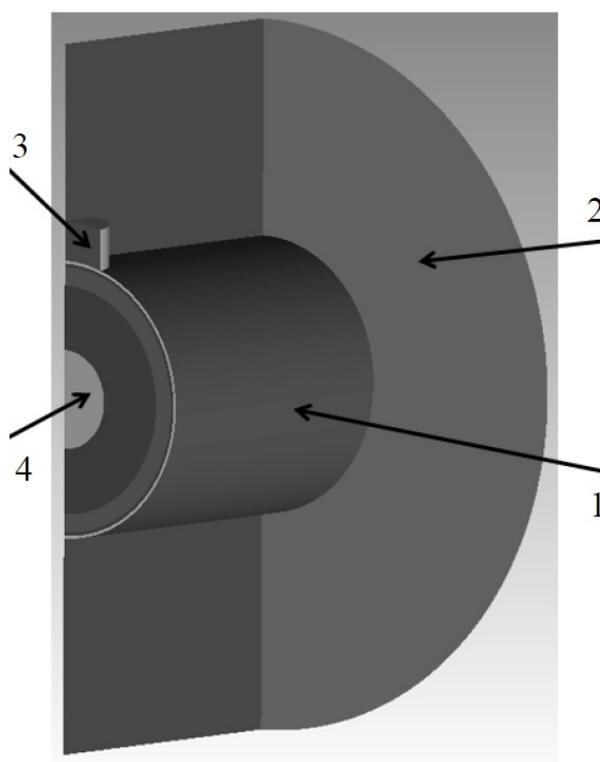
### 8.1. Model numeryczny tkanek otoczonych powietrzem (termoregulacja pasywna)

W niniejszym podrozdziale zaprezentowano model numeryczny, zbudowany w sposób umożliwiający odtworzenie przebiegu eksperymentu, prowadzonego według protokołu pomiarowego (A) (opisanego w rozdziale 6.1, s. 67). Poza modelowaniem wymiany ciepła w tkankach i materiale kompresu, model numeryczny został rozszerzony o modelowanie procesów wymiany ciepła w otaczającym badane tkanki powietrzu. Szkic przedstawiający modelowany obszar pokazano na rysunku 8.1.



Rys. 8.1. Szkic modelowanego obszaru – model numeryczny I  
Fig. 8.1. Sketch of modelled region – numerical model I

Obliczenia prowadzone były celem symulacji dwóch etapów przeprowadzonego eksperymentu: miejscowego chłodzenia skóry metalowym kompresem oraz ponownego ogrzewania się skóry po zakończeniu chłodzenia (tj. powrotu tkanek do normotermii).



Rys. 8.2. Model geometryczny 3D domeny obliczeniowej – model numeryczny I (1 - powierzchnia skóry przedramienia, 2 - powietrze, 3 - walcowy kompres chłodzący, 4 - warstwy tkanek (kolejno: kość, mięsień, tłuszcz, skóra właściwa, naskórek) – model numeryczny I

Fig. 8.2. 3-D geometrical model of computational domain – numerical model I (1 - forearm outer skin, 2 – surrounding air, 3 – cylindrical cooling compress, 4 – tissues layers: bone, muscle, fat, inner skin, outer skin) – numerical model I

### 8.1.1. Geometria modelu

Zbudowano model geometryczny fragmentu przedramienia, kompresu chłodzącego oraz otaczającego przedramię powietrza. Model geometryczny 3D domeny obliczeniowej, obejmujący 1/4 modelowanego obiektu (symetria) jest przedstawiony na rysunku 8.2.

Promienie poszczególnych warstw tkanek zostały opisane w tabeli 7.2. Tkanki przedramienia, wraz z kompresem chłodzącym, otoczono warstwą powietrza o grubości 65 mm.

### 8.1.2. Dyskretyzacja i rozwiązywane równania

**Równania.** W powyżej zdefiniowanej domenie powietrza, rozwiązywano standardowy zestaw równań, wynikających z zastosowania zasad zachowania: masy, momentów oraz energii.

W domenie obliczeniowej, reprezentującej kompres chłodzący oraz tkanki kości i naskórka, rozwiązywano jedynie standardowe równanie zachowania energii.

**Termoregulacja pasywna.** W domenie obliczeniowej, reprezentującej tkanki mięśni, tłuszczu i skóry właściwej, rozwiązywano równanie zachowania energii, wraz z wprowadzonymi do niego modyfikacjami członów źródłowych równania Pennesa, wynikających z modelu pasywnej termoregulacji: metabolicznych wg równań (7.3) i (7.4) oraz perfuzyjnych (7.5) i (7.6).

**Termoregulacja pasywna - kody źródłowe UDF.** Przykładowe (dla tkanek mięśni) kody źródłowe funkcji użytkownika UDF wprowadzające człony źródłowe modelu termoregulacji pasywnej [równania (7.3), (7.4), (7.5) oraz (7.6)] do równania Pennesa, zamieszczono w dodatkach:

**B.3** – dla obliczeń w stanie ustalonym,

**B.4** – dla obliczeń w stanie nieustalonym.

**Konwekcja swobodna.** Ruch powietrza, wynikający jedynie z procesów konwekcji swobodnej, zamodelowano jako przepływ laminarny. Wykorzystano schemat dyskretyzacji pod wiatr (upwind) drugiego rzędu. Ruch płynu w konwekcji naturalnej napędzany był siłami wyporu, wynikającymi ze zmiennej gęstości powietrza [135] (tzw. aproksymacja Bussinesq-a). Przyjęto że powietrze jest suche, o stałych właściwościach przedstawionych w tabeli 8.1.

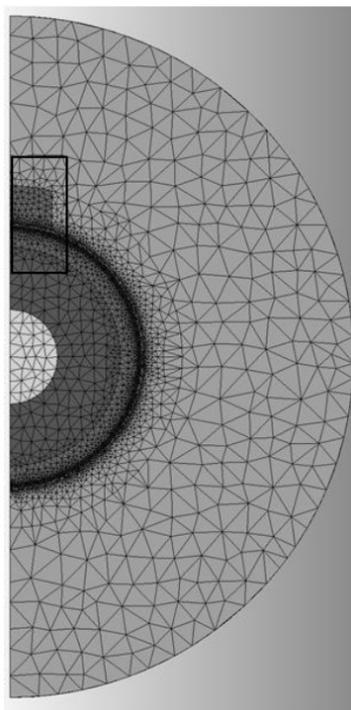
Tabela 8.1

Właściwości powietrza - model numeryczny I

Współczynnik rozszerzalności cieplnej	$K^{-1}$	0,00343
Pojemność cieplna właściwa	$J \cdot kg^{-1} \cdot K^{-1}$	1006,43
Lepkość dynamiczna	$kg \cdot m^{-1} \cdot s^{-1}$	$1,79 \times 10^{-5}$
Współczynnik przewodzenia ciepła	$W \cdot m^{-1} \cdot K^{-1}$	0,0242

Zdefiniowano warunki operacyjne (referencyjne): ciśnienie 101325 Pa, temperatura 288,15 K, gęstość  $1,225 kg \cdot m^{-3}$ . Przyspieszenie ziemskie, zdefiniowana na  $9,81 m \cdot s^{-2}$  w kierunku pionowym (kompres chłodzący umieszczono na górnej powierzchni przedramienia, zgodnie z prowadzonymi eksperymentami).

**Krok czasu.** Dla obliczeń w stanie nieustalonym rozważanego modelu przeprowadzono analizę wrażliwości na wielkość zastosowanego kroku czasu. Przeprowadzono obliczenia dla  $\Delta\tau$  równych 0,25 s, 0,5 s i 1 s. W wyniku analizy wpływu długości kroku czasu na otrzymywane rozwiązania, wybrano jako wystarczający  $\Delta\tau = 0,5 s$ .



Rys. 8.3. Widok siatki podziału numerycznego w płaszczyźnie symetrii – model numeryczny I  
Fig. 8.3. Numerical mesh in symmetry plane – numerical model I

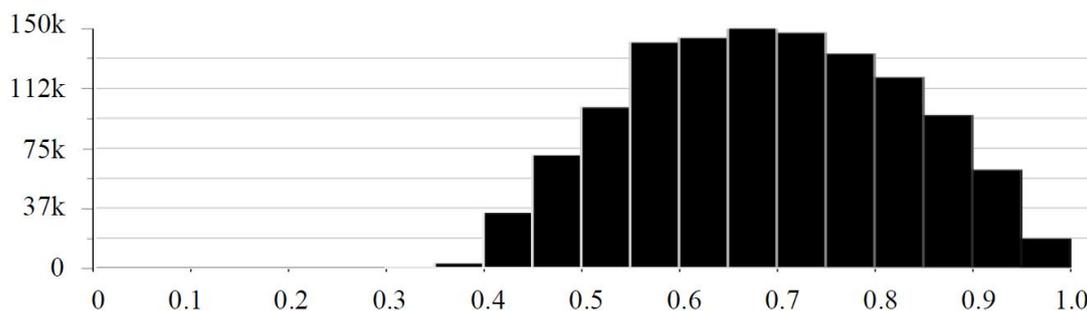
### 8.1.3. Siatka podziału numerycznego

Siatka podziału numerycznego została zbudowana w programie ANSYS ICEM CFD (ANSYS Inc., USA) [134] z wykorzystaniem elementów czworościennych (tet).

**Gęstość podziału numerycznego.** Wykonano analizę wpływu gęstości zastosowanej siatki na wyniki obliczeń. W tym celu przetestowano, w stanie ustalonym, trzy niezależnie zbudowane siatki o liczbie elementów: 0,3 mln, 1,2 mln oraz 5,5 mln. Dla każdej z siatek zagęszczono podziały w otoczeniu kompresu chłodzącego (tj. w miejscu, gdzie spodziewane są największe gradienty temperatury). Ostatecznie, na podstawie analizy uzyskanych wyników, do dalszych symulacji wybrano siatkę o wielkości 1,2 mln elementów.

**Jakość elementów siatki podziału numerycznego.** W celu sprawdzenia jakości elementów w wybranej siatce (1,2 mln), wykonano analizę jakości jej elementów. Sprawdzone współczynniki proporcji (ang. *aspect ratio*), tj. skalowany stosunek objętości elementów do objętości kuli opisanej na danym elemencie. Histogram przedstawiający jakość elementów siatki jest przedstawiony na rysunku 8.4. Najgorszy z elementów ma współczynnik proporcji równy 0,3, podczas gdy ponad 50% elementów ma jakość powyżej 0,6.

Widok siatki podziału numerycznego w płaszczyźnie symetrii, wybranej do dalszej analizy, o wielkości 1,2 mln elementów przedstawiono na rysunku 8.3.



Rys. 8.4. Histogram przedstawiający współczynniki proporcji elementów siatki – model numeryczny I

Fig. 8.4. Mesh quality (aspect ratio) histogram – numerical model I

#### 8.1.4. Warunki brzegowe, początkowe i właściwości materiałów

W płaszczyznach symetrii tkanek przedramienia i kompresu chłodzącego, zastosowano warunek brzegowy izolacji cieplnej, tj. gęstość przewodzonego strumienia ciepła, równą zero (zaizolowane). W płaszczyznach symetrii domeny obliczeniowej powietrza zastosowano warunek brzegowy symetrii rozwiązania.

Na zewnętrznych brzegach objętości modelowanego powietrza, zadano ciśnieniowy warunek brzegowy (pressure outlet) oraz zdefiniowano temperaturę powietrza podsysanego, równą 23°C (tj. otoczenia z eksperymentów).

**Właściwości tkanek** przedramienia i krwi dla bieżących obliczeń zestawiono w tabeli 7.3, s. 90. Zamieszczono tam także typowe wartości współczynników perfuzji ( $\omega_i$ ) oraz intensywności objętościowych źródeł ciepła metabolicznego ( $\dot{q}_{m,i}$ ), które były wykorzystane jako początkowe (startowe) wielkości, podczas obliczeń symulujących stan termoneutralny.

Szczegółowy opis warunków brzegowych i początkowych, charakterystycznych dla poszczególnych etapów obliczeń numerycznych jest opisany w kolejnym podrozdziale.

## 8.2. Sekwencja i etapy symulacji numerycznych

Obliczenia numeryczne prowadzono w trzech krokach:

*Stan ustalony:* wyznaczenie temperatur tkanek oraz parametrów modelu w stanie termoneutralnym, które to temperatury i parametry są danymi wejściowymi (temperatury początkowe i wartości bazowe) dla kolejnego kroku.

*Stan nieustalony 1:* symulacja procesu miejscowego chłodzenia skóry kompresem metalowym.

*Stan nieustalony 2:* symulacja procesu ponownego ogrzewania się skóry po zakończeniu chłodzenia (tj. powrotu tkanek do normotermii).

### 8.2.1. Stan ustalony (termoneutralny)

Obliczenia w stanie ustalonym przeprowadzono celem wyznaczenia początkowych rozkładów przestrzennych:

- temperatury powietrza,
- prędkości powietrza,
- temperatury tkanek, będącej jednocześnie temperaturą bazową  $T_0(\mathbf{r})$  modelu termoregulacji,
- współczynników perfuzji, będących jednocześnie bazowymi wartościami  $\omega_0(\mathbf{r})$ ,
- objętościowych źródeł ciepła metabolicznego, będących jednocześnie bazowymi wartościami  $\dot{q}_{m,0}(\mathbf{r})$ ,

które stanowią dane początkowe modelu dla symulacji w etapie obliczeń w stanie nieustalonym, oraz są dodatkowo wejściowymi stanami bazowe modelu termoregulacji pasywnej [równania: (7.3) i (7.4) oraz (7.5) i (7.6)].

Wartości bazowe temperatur  $T_0(\mathbf{r})$  i parametrów  $\beta_0(\mathbf{r})$  oraz  $\dot{q}_{m,0}(\mathbf{r})$ , otrzymuje się poprzez symulację modelu w stanie ustalonym, przy założonych stałych warunkach otoczenia, odpowiadających stanowi termoneutralnemu (tj. organizmu w stanie równowagi z otoczeniem).

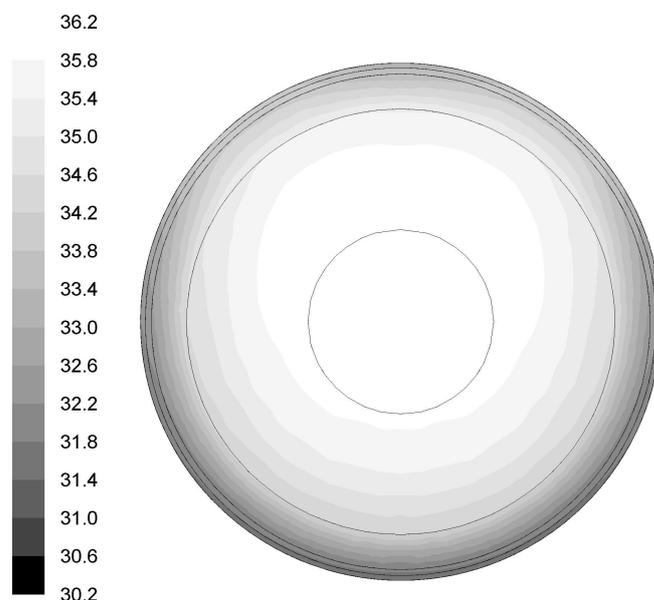
**Kompres.** Podczas tego kroku obliczeń objętości modelu reprezentującej kompres chłodzący, przypisano typ płyn (fluid), w którym rozwiązuje się także, poza równaniem energii, równania zachowania masy i momentów. Tym sposobem kompres został czasowo zastąpiony powietrzem, a otrzymane wyniki odpowiadają sytuacji, kiedy w otoczeniu tkanek przedramienia jest wyłącznie powietrze.

Podczas inicjalizacji modelu numerycznego przypisano jednorodne temperatury tkanek, kompresu i powietrza (23°C) oraz zerową prędkość w całej domenie powietrza.

**Wyniki obliczeń.** W wyniku przeprowadzonych symulacji wyznaczono przestrzenne rozkłady temperatur  $T_0(\mathbf{r})$  tkanek i powietrza, energetycznego równoważnika perfuzji  $\beta_0(\mathbf{r})$  oraz objętościowych źródeł ciepła metabolicznego  $\dot{q}_{m,0}(\mathbf{r})$ . Przykładowo, na rysunku 8.5, przedstawiono początkowy rozkład temperatury w tkankach (w płaszczyźnie symetrii przecinającej kompres). Na rysunku 8.6 przedstawiono początkowy rozkład temperatury w tkankach. Rysunki te rozdzielono z powodu konieczności zastosowania innych zakresów skal temperatur.

Wynikowe temperatury, współczynniki perfuzji oraz objętościowe źródła ciepła metabolicznego zapisywane są, indywidualnie dla każdej objętości skończonej modelu, w pamięci użytkownika (ang. *User Defined Memory* (UDMI)) oprogramowania ANSYS

Fluent (przykładowy kod źródłowy UDF w dodatku B.3). Wielkości te są następnie wczytywane i wykorzystywane jako wartości bazowe podczas kolejnego kroku/etapu obliczeń (prowadzonych już w stanie niestacjonarnym).



Rys. 8.5. Początkowy rozkład temperatury w tkankach (w płaszczyźnie symetrii przecinającej kompres) - model numeryczny I

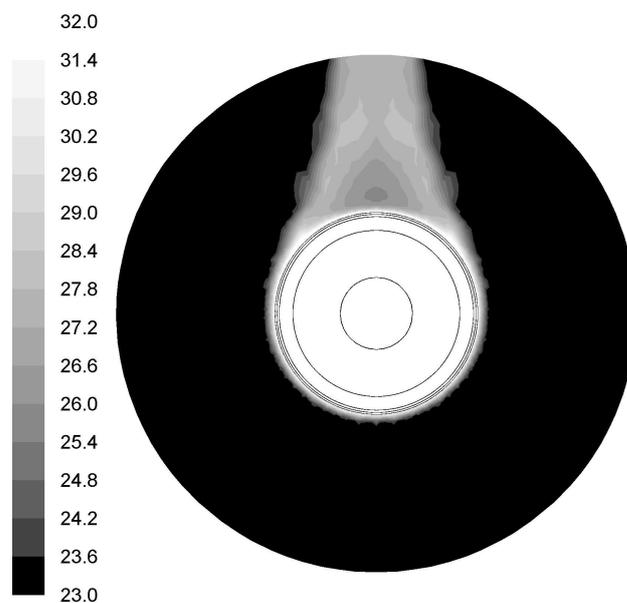
Fig. 8.5. Initial temperature distribution in tissues (in symmetry plane) - numerical model I

### 8.2.2. Stan niestabilny 1 (chłodzenie skóry)

Obliczenia w stanie niestabilnym przeprowadzono celem symulacji procesu chłodzenia skóry metalowym kompresem.

**Warunki początkowe.** Przestrzenny rozkład temperatury tkanek oraz temperatury i prędkości powietrza, uzyskane w wyniku symulacji stanu termoneutralnego, zostały przypisane jako warunki początkowe dla procesu chłodzenia skóry.

**Wielkości bazowe modelu termoregulacji.** Wynikowe temperatury, współczynniki perfuzji oraz objętościowe źródła ciepła metabolicznego zapisane, indywidualnie dla każdej objętości skończonej modelu, w pamięci użytkownika (ang. *User Defined Memory* (UDMI)) oprogramowania ANSYS Fluent, są wczytywane i traktowane jako wejściowe stany bazowe modelu termoregulacji pasywnej [równania: (7.3) i (7.4) oraz (7.5) i (7.6)].



Rys. 8.6. Początkowy rozkład temperatury w powietrzu (w płaszczyźnie symetrii przecinającej kompres) - model numeryczny I

Fig. 8.6. Initial temperature distribution in air (in symmetry plane) - numerical model I

**Kompres.** Podczas tego kroku obliczeń objętości modelu reprezentującej kompres chłodzący przypisano typ ciała stałe (solid) oraz właściwości termofizyczne wyznaczone z pomiarów (tabela 5.1, s. 65).

Aby zasymulować początkową temperaturę kompresu chłodzącego zadano (Initialize /Patch) jednorodną temperaturę  $7^{\circ}\text{C}$  w całej objętości kompresu (odpowiadającą temperaturze z eksperymentu medycznego).

**Symulacja.** Dla tak zdefiniowanego modelu, symulacje w stanie nieustalonym procesu miejscowego chłodzenia skóry, prowadzono przez kolejnych 15 s.

### 8.2.3. Stan nieustalony 2 (powrót do normotermii)

Obliczenia w stanie nieustalonym przeprowadzono celem symulacji procesu ogrzewania się skóry po zakończeniu chłodzenia.

**Warunki początkowe.** Przestrzenny rozkład temperatury tkanek oraz temperatury i prędkości powietrza, uzyskane w wyniku powyżej opisanej symulacji, został przypisany jako warunki początkowe dla procesu chłodzenia skóry.

**Wielkości bazowe modelu termoregulacji.** W tym etapie symulacji zachowano wielkości bazowe (temperatury, współczynniki perfuzji oraz objętościowe źródła ciepła metabolicznego), wyznaczone dla stanu termoneutralnego.

**Kompres.** Podczas tego kroku obliczeń, aby zasymulować zdjęcie kompresu chłodzącego, objętości modelu go reprezentującej przypisano ponownie typ płyn (fluid) oraz zadano (poprzez Initialize/Patch) jednorodną temperaturę 23°C w całej objętości (odpowiadającą temperaturze powietrza otoczenia).

**Symulacja.** Dla tak zdefiniowanego modelu w stanie nieustalonym procesu ogrzewania się skóry, po zakończeniu miejscowego jej chłodzenia, symulacje prowadzono przez kolejnych 100 s.

### 8.3. Walidacja modelu numerycznego (termoregulacja pasywna)

Do walidacji wyników obliczeń numerycznych wykorzystano wyniki pomiarów eksperymentu medycznego nr 1 opisanego w podrozdziale 6.3.1, s. 75.

Wyniki symulacji numerycznych, uzyskane dla etapu ogrzewania skóry, porównano ze zmierzonymi temperaturami skóry, w centralnym rejonie miejsca przyłożenia kompresu (średnia  $\pm$ SD,  $N=14$  pomiarów). Porównanie zostało przedstawione na rysunku 8.7.

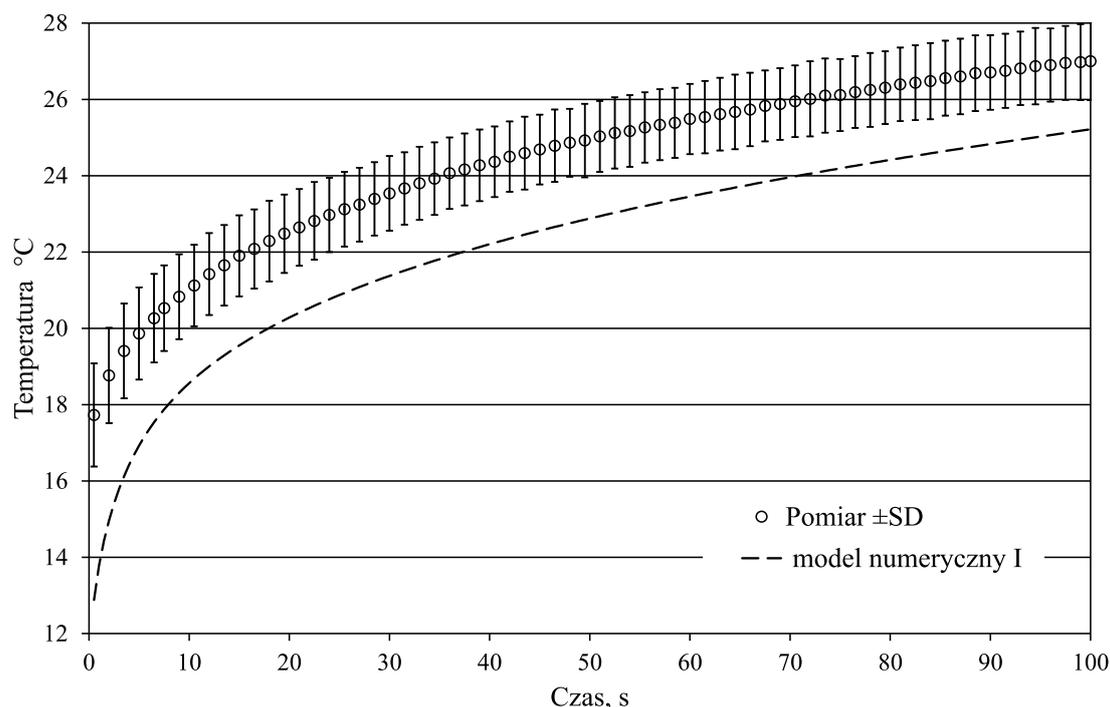
**Ocena statystyczna.** Pomimo dobrej zgodności jakościowej, współczynnik determinacji [29] (ang. *coefficient of determination*) wyników obliczeń z danymi eksperymentalnymi  $R^2 = 0,993$ , temperatury modelowanych tkanek były na znacznie zaniżonym poziomie. Widoczne jest to na rysunku 8.7. Dla przedstawionych wyników symulacji średni błąd kwadratowy (ang. *Mean Squared Error*) wynosił aż  $MSE=4,881 \text{ K}^2$  (a pierwiastek średniego błędu kwadratowego  $RMSE=2,209 \text{ K}$ ).

$MSE$  obliczano jako średnią z kwadratów różnicy wielkości modelowanej (temperatura  $T_i$ ) oraz mierzonej ( $\hat{T}_i$ ), tj.: 
$$MSE = \frac{1}{n} \sum_{i=1}^n (T_i - \hat{T}_i)^2.$$

Współczynniki determinacji wyznaczono przy pomocy oprogramowania MATLAB R2016a [136] (MathWorks, Inc, USA).

#### 8.3.1. Opór kontaktowy

Niezgodności wyników symulacji z danymi eksperymentalnymi, mogą wynikać z błędnie przyjętego i zastosowanego w modelu numerycznym założenia, że na styku skóra - kompres chłodzący, występuje idealny kontakt materiałów. W rzeczywistości jednak, na styku dwóch ciał, w większości przypadków, występuje opór kontaktowy przewodzenia ciepła [17]. Jest on wynikiem niedoskonałego przylegania do siebie stykających się powierzchni, co skutkuje istnieniem na styku ciał mikroprzestrzeni, wypełnionych powietrzem, działającym tutaj jak izolator. W przypadku styku kompres - skóra opór



Rys. 8.7. Wykres zmian temperatury skóry w czasie dla danych pomiarowych ( $N=14$  próbek) oraz symulacji CFD - model numeryczny I, czas 0s odpowiada końcowi procesu chłodzenia skóry (tj. po zdjęciu kompresu)

Fig. 8.7. Skin temperature vs. time for experiment ( $N=14$  samples) and CFD simulation - numerical model I, time = 0s corresponds to the end of skin cooling (i.e. compress is taken away)

kontaktowy jest skutkiem chropowatej powierzchni naskórka. Równie często jest spowodowany obecnością owłosienia (włosy utrudniają dociśnięcie i przyleganie kompresu).

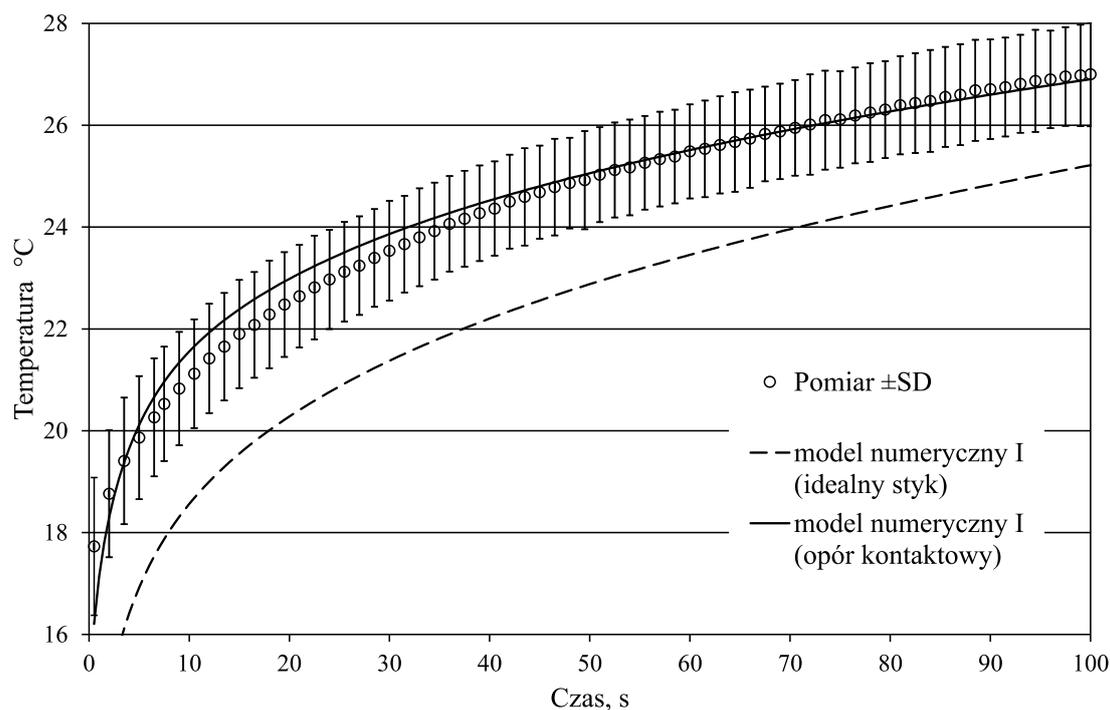
W wyniku przeprowadzonej serii wariantowych symulacji numerycznych dla różnych wartości oporu kontaktowego  $R_{cont}$  z zakresu od  $0,0005\text{m}^2 \cdot \text{K} \cdot \text{W}^{-1}$  do  $0,004\text{m}^2 \cdot \text{K} \cdot \text{W}^{-1}$ , zidentyfikowano opór kontaktowy

$$R_{cont} = 0,001 \frac{\text{m}^2 \cdot \text{K}}{\text{W}}, \quad (8.1)$$

dla którego wyniki symulacji numerycznych porównano ze zmierzonymi temperaturami skóry w centralnym rejonie miejsca przyłożenia kompresu (średnia  $\pm\text{SD}$ ,  $N=14$  pomiarów) - por. rysunek 8.8.

**Ocena statystyczna.** W wyniku wprowadzenia do modelu numerycznego I oporu kontaktowego (8.1), uzyskano dobrą zgodność wyników symulacji z danymi pomiarowymi. Wyznaczono współczynnik determinacji wyników obliczeń z danymi eksperymentalnymi równy  $R^2 = 0,986$ , co potwierdza bardzo dobre dopasowanie modelu do wyników eksperymentu. Istotnie zmniejszył się także średni błąd kwadratowy. Po wprowadzeniu

oporu kontaktowego, wartość  $MSE$  spadła do zaledwie  $0,081 \text{ K}^2$  (w porównaniu z  $MSE=4,881 \text{ K}^2$  dla modelu bez zadanego oporu kontaktowego). Pierwiastek średniego błędu kwadratowego, dla modelu z uwzględnieniem oporu kontaktowego,  $RMSE=0,284 \text{ K}$  (w porównaniu z  $RMSE=2,209 \text{ K}$  dla modelu bez zadanego oporu kontaktowego). Należy zaznaczyć, że  $RMSE$  jest mniejszy niż średnie odchylenie standardowe dla wyników pomiarów, które jest równe  $\overline{SD} = 1,0 \text{ K}$ . Uzyskane wyniki symulacji porównane są z pomiarami na rysunku 8.8.



Rys. 8.8. Wykres zmian temperatury skóry w czasie dla danych pomiarowych ( $N = 14$  próbek) oraz symulacji CFD - model numeryczny I bez oraz z oporem kontaktowym  $R_{cont} = 0,001 \text{ m}^2 \cdot \text{K} \cdot \text{W}^{-1}$  na styku skóra kompres, czas 0s odpowiada końcowi procesu chłodzenia skóry (tj. po zdjęciu kompresu)

Fig. 8.8. Skin temperature vs. time for experiment ( $N=14$  samples) and CFD simulation - numerical model I without and with contact resistance  $R_{cont} = 0,001 \text{ m}^2 \cdot \text{K} \cdot \text{W}^{-1}$  on skin-compress interface, time = 0s corresponds to the end of skin cooling (i.e. compress is taken away)

**Ocena dodatkowa.** Poprawność zidentyfikowanego powyżej oporu kontaktowego na styku skóra - kompres chłodzący sprawdzono także podczas walidacji modelu numerycznego nr II, gdzie wykorzystano dane pomiarowe z eksperymentu medycznego nr 2 (opisanego w podrozdziale 6.3.2, s. 77). Wykorzystano tam dwie niezależne metody pomiaru ilości ciepła, przekazywanego pomiędzy skórą a kompresem chłodzącym. W modelu numerycznym II wykorzystano zidentyfikowany powyżej opór kontaktowy, co opisano w podrozdziale 9.1.5, s. 106.

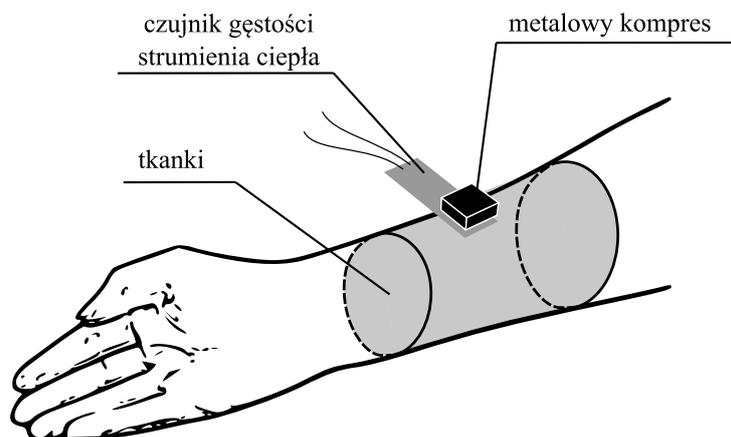
# Rozdział 9

## Model numeryczny II oraz walidacja modelu

### 9.1. Model numeryczny tkanek (termoregulacja pasywna)

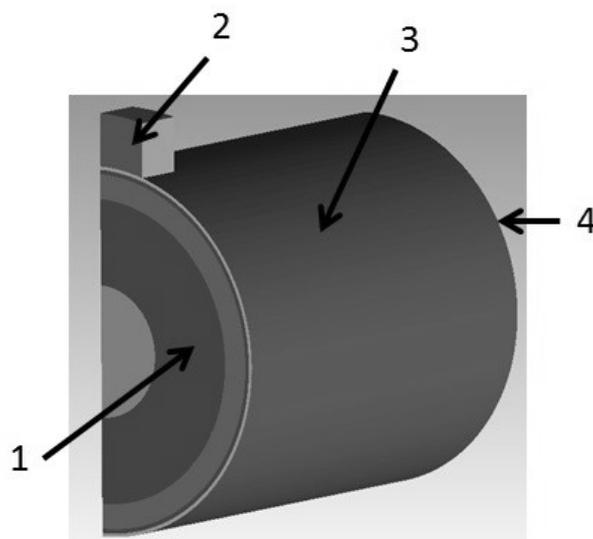
W niniejszym podrozdziale opisano model numeryczny, zbudowany w sposób umożliwiający odtworzenie przebiegu eksperymentu prowadzonego według protokołu pomiarowego (B) (opisanego w rozdziale 6.2, s. 72). W zaproponowanym modelu uwzględniono wpływ dodatkowych oporów przepływu ciepła, związanych z umieszczeniem pomiędzy kompresem a skórą dodatkowego czujnika (gęstości strumienia ciepła). Szkic przedstawiający modelowany obszar pokazano na rysunku 9.1.

Obliczenia prowadzone były w celu symulacji etapu procesu miejscowego chłodzenia skóry metalowym kompresem w ramach przeprowadzonego eksperymentu.



Rys. 9.1. Szkic modelowanego obszaru – model numeryczny II  
Fig. 9.1. Sketch of modelled region – numerical model II

W odróżnieniu od modelu numerycznego I, opisanego w podrozdziale 8.1, s. 91, w opisanym tutaj rozwiązaniu zrezygnowano z modelowania powietrza otaczającego przedramię, a w zamian, na zewnętrznej powierzchni skóry, zadano warunek brzegowy konwekcyjnej wymiany ciepła.



Rys. 9.2. Model geometryczny 3D domeny obliczeniowej – model numeryczny II (1 - warstwy tkanek (kolejno: kość, mięsień, tłuszcz, skóra właściwa, naskórek), 2 - prostopadłościenny kompres chłodzący, 3 - powierzchnia skóry przedramienia, 4 - zaizolowana powierzchnia)

Fig. 9.2. 3-D geometrical model of computational domain – numerical model II (1 - tissues layers: bone, muscle, fat, inner skin, outer skin, 2 - cuboid cooling compress, 3 - forehand outer skin, 4 - insulated wall)

### 9.1.1. Geometria modelu

Zbudowano model geometryczny fragmentu przedramienia oraz kompresu chłodzącego. Promienie poszczególnych warstw tkanek opisane są w tabeli 7.2, s. 87. Wymiary kompresu chłodzącego (prostopadłościan o wymiarach 24 mm x 24 mm x 12,3 mm) odpowiadają wymiarom kompresu użytego w eksperymencie medycznym.

Uwzględniając symetrię modelowanego obiektu, domenę obliczeniową zredukowano do 1/4 całego obiektu. Zastosowany model geometryczny 3D przedstawiony jest na rysunku 9.2.

### 9.1.2. Dyskretyzacja i rozwiązywane równania

**Równania.** W domenie obliczeniowej, reprezentującej kompres chłodzący oraz tkanki kości i naskórka, rozwiązywano jedynie standardowe równanie przewodzenia ciepła (wynikające z równania zachowania energii).

**Termoregulacja pasywna.** W domenie obliczeniowej, reprezentującej tkanki mięśni, tłuszczu i skóry właściwej, rozwiązywano równanie zachowania energii, wraz z wprowadzonymi do niego modyfikacjami członów źródłowych równania Pennesa, wynikających

z modelu pasywnej termoregulacji: metabolicznych wg równań (7.3) i (7.4) oraz perfuzyjnych (7.5) i (7.6).

**Termoregulacja pasywna - kody źródłowe UDF.** Przykładowe (dla tkanek mięśni) kody funkcji użytkownika UDF, wprowadzające człony źródłowe modelu termoregulacji pasywnej [równania (7.3), (7.4), (7.5) oraz (7.6)] do równania Pennesa zamieszczono w dodatku:

**B.3** – dla obliczeń w stanie ustalonym,

**B.4** – dla obliczeń w stanie nieustalonym.

Zdefiniowano warunki operacyjne (referencyjne): ciśnienie 101325 Pa, temperatura 288,15 K, gęstość  $1,225 \text{ kg}\cdot\text{m}^{-3}$ . Przyspieszenie ziemskie nie zostało uwzględnione, ze względu na brak analizy ruchu (konwekcja swobodna) powietrza otaczającego przedramię.

**Krok czasu.** Dla obliczeń w stanie nieustalonym rozważanego modelu zastosowano krok czasu  $\Delta\tau = 0,2 \text{ s}$ , który odpowiada interwałowi zapisu danych pomiarowych w eksperymencie medycznym (B) 6.2, s. 72. Dodatkowo przeprowadzono analizę wrażliwości na wielkość zastosowanego kroku czasu (obliczenia dla  $\Delta\tau$  równych 0,1 s, 0,2 s i 0,4 s), która wskazała brak wpływu wybranego kroku na wyniki symulacji.

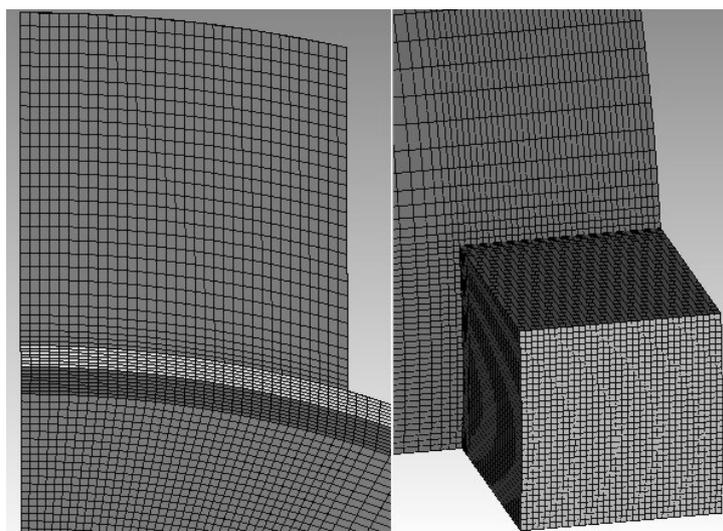
### 9.1.3. Siatka podziału numerycznego

Strukturalna siatka podziału numerycznego została zbudowana w programie ANSYS ICEM CFD (ANSYS Inc., USA) [134], z wykorzystaniem elementów sześciociennych (hex). Siatkę wykonano przy użyciu algorytmu dzielenia na bloki O-grid.

**Gęstość podziału numerycznego.** W wyniku przeprowadzonej analizy wrażliwości wyników symulacji na gęstość podziału numerycznego, do dalszej analizy wybrano siatkę o liczbie elementów: 1,4 mln. Siatka została lokalnie zagęszczona w rejonie styku skóry i kompresu chłodzącego (tj. w miejscu, gdzie spodziewane są największe gradienty temperatury).

Widok siatki podziału numerycznego (o liczbie 1,4 mln elementów) w płaszczyźnie symetrii oraz widok z góry na kompres chłodzący, przedstawiono na rysunku 9.3.

**Jakość elementów siatki podziału numerycznego.** Dla analizowanej siatki 1,4 mln elementów wykonano analizę jakości elementów: obliczono współczynniki proporcji (ang. *aspect ratio*) jej elementów (tj. skalowany stosunek objętości elementów do objętości kul na nich opisanych). Histogram przedstawiający jakość elementów siatki jest przedstawiono na rysunku 9.4. Najgorsze z elementów mają współczynniki proporcji równe 0,8, odpowiednio są wskaźnikami bardzo dobrej jakości elementów siatki strukturalnej.



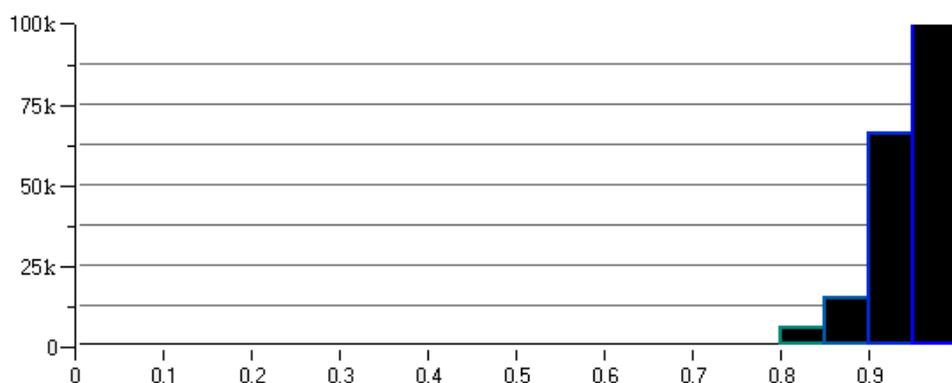
Rys. 9.3. Widok siatki podziału numerycznego – model numeryczny II (po lewej: widok w płaszczyźnie symetrii, po prawej: widok z góry na kompres chłodzący)

Fig. 9.3. Numerical mesh – numerical model II (left: view in symmetry plane, right: overview over the cooling compress)

#### 9.1.4. Warunki brzegowe, początkowe i właściwości materiałów

W płaszczyznach symetrii tkanek przedramienia i kompresu chłodzącego zastosowano warunek brzegowy izolacji cieplnej, tj. gęstość przewodzonego strumienia ciepła równą zero (zaizolowane).

**Współczynnik wnikania ciepła dla konwekcji swobodnej.** Ponieważ wymiana ciepła na drodze konwekcji swobodnej nie odgrywa istotnej roli w analizowanym przypadku, zdecydowano się zrezygnować z modelowania powietrza otaczającego rękę. W następstwie, na zewnętrznej powierzchni skóry (naskórka) modelowanego przedramienia, za-



Rys. 9.4. Histogram przedstawiający współczynniki proporcji elementów siatki – model numeryczny II

Fig. 9.4. Mesh quality (aspect ratio) histogram – numerical model II

dano warunek brzegowy konwekcyjnej wymiany, zadaną temperaturą powietrza, równą 23°C (tj. temperaturę otoczenia z eksperymentów) oraz konwekcyjnym współczynnikiem wnikania ciepła  $5 \text{ W}\cdot\text{m}^{-2}\cdot\text{K}^{-1}$ .

Wielkość przyjętego współczynnika wnikania ciepła została obliczona na podstawie symulacji numerycznych, prowadzonych dla przedramienia otoczonego powietrzem, tj. modelu numerycznego I (opisanego w podrozdziale 8.1, s. 91). Wyznaczono średni współczynnik wnikania ciepła  $5 \text{ W}\cdot\text{m}^{-2}\cdot\text{K}^{-1}$ , który został przyjęty do dalszych obliczeń.

**Właściwości tkanek** przedramienia i krwi wykorzystane w bieżących obliczeniach zestawiono w tabeli 7.3, s. 90. Zamieszczono w niej także typowe wartości współczynników perfuzji ( $\omega_i$ ) oraz intensywności objętościowych źródeł ciepła metabolicznego ( $\dot{q}_{m,i}$ ), które były wykorzystane jako początkowe (startowe) wielkości, podczas obliczeń symulujących stan termoneutralny.

Szczegółowy opis warunków brzegowych i początkowych, charakterystycznych dla poszczególnych etapów obliczeń numerycznych, jest opisany w kolejnym podrozdziale.

### 9.1.5. Opór kontaktowy

W przypadku prowadzenia pomiarów, z wykorzystaniem czujnika gęstości strumienia ciepła, na sumaryczny opór przepływu ciepła pomiędzy skórą, a kompresem, składają się: opór przewodzenia przez materiał czujnika oraz dwa opory kontaktowe, po obydwu stronach czujnika (tj. na styku skóra - czujnik i czujnik - kompres).

Według danych producenta czujnika gęstości strumienia ciepła Micro-Foil® RdF Model 27160 (RdF Corp., USA) [126], przedstawionego na rysunku 6.6, opór przewodzenia ciepła przez czujnik wynosi:

$$R_{\lambda, \text{Micro-Foil}} = 0,01 \frac{^{\circ}\text{F} \cdot \text{ft}^2 \cdot \text{h}}{\text{BTU}} = 0,001761835 \frac{\text{m}^2 \cdot \text{K}}{\text{W}}$$

W bieżących obliczeniach przyjęto, że do powyżej wymienionego oporu przewodzenia ciepła  $R_{\lambda, \text{Micro-Foil}}$  należy dodać podwojony opór kontaktowy o wartości  $R_{cont} = 0,001 \text{ m}^2 \cdot \text{K} \cdot \text{W}^{-1}$ . Opór ten odpowiada oporowi kontaktowemu na styku skóry i kompresu, który zidentyfikowano w modelu numerycznym I (por. sekcja 8.3.1, s. 99).

Opór kontaktowy zależy od siły docisku, jakiemu podlegają ciała stykające się. Ponieważ podczas prowadzenia eksperymentu, z wykorzystaniem czujnika gęstości strumienia ciepła, kompres umieszczono w styropianowym bloku (celem odizolowania od otoczenia), utrudnione było dociśnięcie kompresu do skóry, z siłą podobną do zastosowanej w eksperymencie medycznym nr 1 (model opisany w podrozdziale 8.1, s. 91). Z tego powodu zdecydowano się powiększyć opory kontaktowe  $R_{cont}$  o ok. 10%.

Stąd sumaryczny opór przepływu ciepła  $R_{\text{Micro-Foil}}$ , pomiędzy skórą, a kompresem podczas prowadzenia pomiarów czujnikiem gęstości strumienia ciepła Micro-Foil®<sup>®</sup>, oszacowano na:

$$\begin{aligned} R_{\text{Micro-Foil}} &= R_{\lambda, \text{Micro-Foil}} + 2 \times R_{\text{cont}} \times 1,1 = \\ &= 0,001761835 \frac{\text{m}^2 \cdot \text{K}}{\text{W}} + 2 \times 0,001 \frac{\text{m}^2 \cdot \text{K}}{\text{W}} \times 1,1 \approx \\ &\approx 0,004 \frac{\text{m}^2 \cdot \text{K}}{\text{W}} \end{aligned}$$

## 9.2. Sekwencja i etapy symulacji numerycznych

Obliczenia numeryczne prowadzono w dwóch krokach:

*Stan ustalony:* wyznaczenie temperatur tkanek oraz parametrów modelu w stanie termoneutralnym, które to temperatury i parametry są danymi wejściowymi (temperatury początkowe i wartości bazowe) dla kolejnego kroku.

*Stan nieustalony:* symulacja procesu miejscowego chłodzenia skóry kompresem metalowym.

### 9.2.1. Stan ustalony (termoneutralny)

Obliczenia w stanie ustalonym przeprowadzono celem wyznaczenia początkowych rozkładów przestrzennych:

- temperatury tkanek, będącej jednocześnie temperaturą bazową  $T_0(\mathbf{r})$  modelu termoregulacji,
- współczynników perfuzji, będących jednocześnie bazowymi wartościami  $\omega_0(\mathbf{r})$  modelu termoregulacji,
- objętościowych źródeł ciepła metabolicznego, będących jednocześnie bazowymi wartościami  $\dot{q}_{m,0}(\mathbf{r})$  modelu termoregulacji.

Wynikowe rozkłady temperatur stanowią warunek początkowy dla symulacji w etapie obliczeń w stanie nieustalonym. Współczynniki perfuzji oraz objętościowe źródła ciepła stanowią wejściowe stany bazowe modelu termoregulacji [równania: (7.3) i (7.4) oraz (7.5) i (7.6)].

Wartości bazowe temperatur  $T_0(\mathbf{r})$  i parametrów  $\beta_0(\mathbf{r})$  oraz  $\dot{q}_{m,0}(\mathbf{r})$  otrzymuje się poprzez symulację modelu w stanie ustalonym, przy założonych stałych warunkach otoczenia, odpowiadających stanowi termoneutralnemu (tj. organizmu w stanie równowagi z otoczeniem).

**Kompres.** Podczas tego kroku obliczeń, objętość modelu reprezentującą kompres chłodzący, należy dezaktywować, jako niebiorącą udziału w symulacjach. Zrealizowano to poprzez przypisanie stałej wartości temperatury (Fixed Values). Zrobiono tak, aby wyłączyć niepotrzebne rozwiązywanie równań dla tej objętości. Aby na tym etapie symulacji, w miejscu styku kompresu i skóry, zamodelować konwekcyjną wymianę ciepła, opracowano funkcje użytkownika UDF, pozwalającą zadać warunek brzegowy strumienia ciepła, w miejscu przyłożenia kompresu chłodzącego. Było to konieczne, ponieważ w oprogramowaniu ANSYS Fluent, nie jest możliwe bezpośrednio zastosowanie (tj. bez UDF-a) warunku brzegowego konwekcyjnej wymiany ciepła na powierzchniach brył sąsiadujących (tutaj styk skóry ręki i kompresu). Kod źródłowy funkcji użytkownika UDF typu *DEFINE\_PROFILE*, do określenia własnego warunku brzegowego (tutaj gęstość strumienia ciepła wynikająca z równania chłodzenia Newtona 2.4, s. 31), przedstawiono w dodatku B.1, s. 162.

Tym sposobem, kompres został czasowo zastąpiony powietrzem, a otrzymane wyniki odpowiadają sytuacji, kiedy w otoczeniu tkanek przedramienia jest wyłącznie powietrze, a wymiana ciepła zachodzi na drodze konwekcji.

Podczas inicjalizacji modelu numerycznego przypisano jednorodne temperatury tkanek, kompresu i powietrza (23°C).

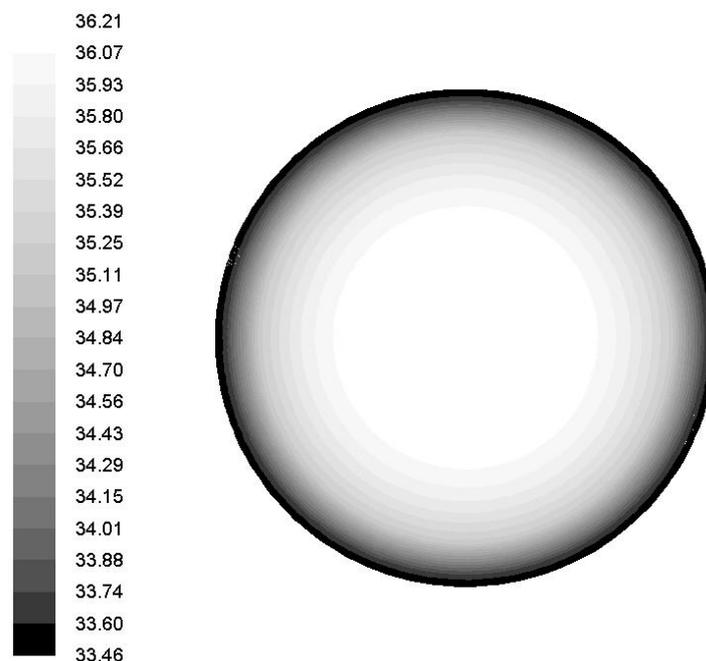
**Wyniki obliczeń.** W wyniku przeprowadzonych symulacji wyznaczono przestrzenne rozkłady temperatur  $T_0(\mathbf{r})$  tkanek, energetycznego równoważnika perfuzji  $\beta_0(\mathbf{r})$  oraz objętościowych źródeł ciepła metabolicznego  $\dot{q}_{m,0}(\mathbf{r})$ . Na rysunku 9.5 przedstawiono początkowy rozkład temperatury w tkankach (w płaszczyźnie symetrii przecinającej kompres).

Wynikowe temperatury, współczynniki perfuzji oraz objętościowe źródła ciepła metabolicznego, zapisywane są, indywidualnie dla każdej objętości skończonej modelu, w pamięci użytkownika (ang. *User Defined Memory* (UDMI)) oprogramowania ANSYS Fluent (przykładowy kod źródłowy UDF w dodatku B.3). Wielkości te są następnie wczytywane i wykorzystywane, jako wartości bazowe podczas kolejnego kroku/etapu obliczeń, prowadzonych już w stanie niestacjonarnym.

### 9.2.2. Stan nieustalony (chłodzenie skóry)

Obliczenia w stanie nieustalonym przeprowadzono celem symulacji procesu chłodzenia skóry metalowym kompresem.

**Warunki początkowe.** Przestrzenny rozkład temperatury tkanek oraz temperatury i prędkości powietrza, uzyskany w wyniku symulacji stanu termoneutralnego został przypisany, jako warunki początkowe dla procesu chłodzenia skóry.



Rys. 9.5. Początkowy rozkład temperatury w tkankach (w płaszczyźnie symetrii przecinającej kompres) - model numeryczny II

Fig. 9.5. Initial temperature distribution in tissues (in symmetry plane) - numerical model II

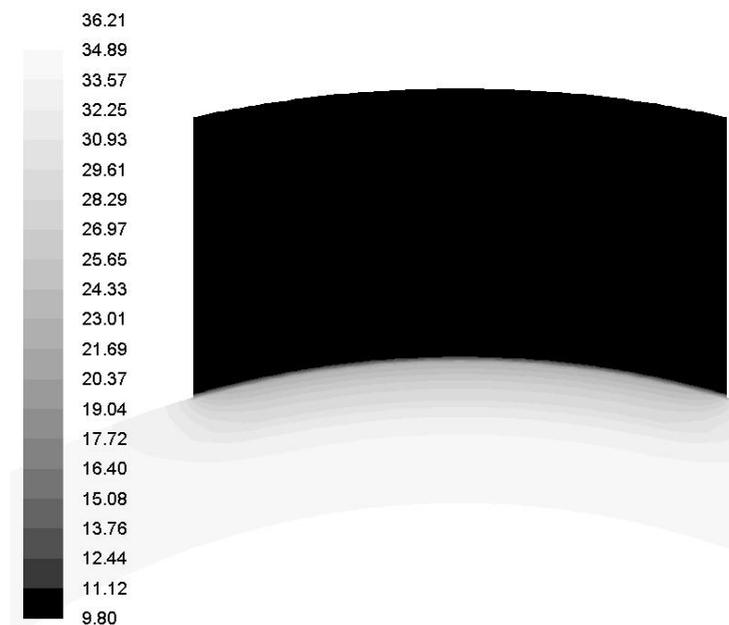
**Wielkości bazowe modelu termoregulacji.** Wynikowe temperatury, współczynniki perfuzji oraz objętościowe źródła ciepła metabolicznego, zapisane indywidualnie dla każdej objętości skończonej modelu, w pamięci użytkownika (ang. *User Defined Memory* (UDMI)) oprogramowania ANSYS Fluent, są wczytywane i traktowane jako wejściowe stany bazowe modelu termoregulacji pasywnej [równania: (7.3) i (7.4) oraz (7.5) i (7.6)].

**Kompres.** Podczas tego kroku obliczeń, objętości modelu reprezentującej kompres chłodzący, przypisano typ ciało stałe (solid) oraz właściwości termofizyczne wyznaczone z pomiarów (tabela 5.2, s. 65).

Aby zasymulować początkową temperaturę kompresu chłodzącego, w całej jego objętości, zadano (Initialize /Patch) jednorodną temperaturę 8°C (odpowiadająca temperaturze kompresu z eksperymentu medycznego).

**Symulacja.** Dla tak zdefiniowanego modelu, symulacje w stanie nieustalonym procesu miejscowego chłodzenia skóry, prowadzono przez kolejnych 15 s.

W wyniku przeprowadzonych symulacji, wyznaczono przestrzenne rozkłady temperatur tkanek oraz kompresu chłodzącego. Na rysunku 9.6 przedstawiono przykładowy rozkład temperatury w tkankach i kompresie chłodzącym (w płaszczyźnie symetrii przecinającej kompres) dla 15 s symulacji (tj. koniec procesu chłodzenia).



Rys. 9.6. Rozkład temperatury w tkankach i kompresie w 15 s symulacji chłodzenia (w płaszczyźnie symetrii przecinającej kompres) - model numeryczny II

Fig. 9.6. Tissue and compress temperature distribution for time 15 s of cooling simulation (in symmetry plane) - numerical model II

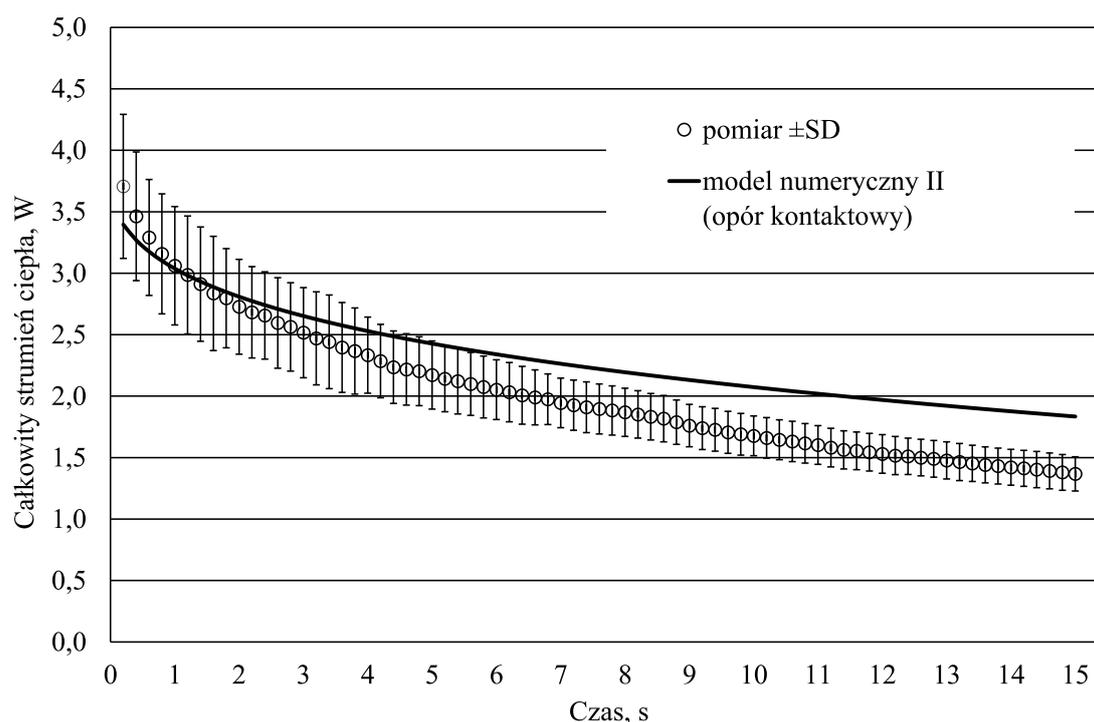
### 9.3. Walidacja modelu numerycznego (termoregulacja pasywna)

Do walidacji wyników obliczeń numerycznych, wykorzystano wyniki pomiarów gęstości strumienia ciepła oraz temperatury kompresu, zebrane podczas eksperymentu medycznego nr 2, opisanego w podrozdziale 6.3.2, s. 77.

#### 9.3.1. Strumień ciepła

Uzyskane w wyniku symulacji numerycznych etapu chłodzenia skóry strumienie ciepła, przekazywanego ze skóry do kompresu, porównano z wartościami zmierzonymi przy użyciu czujnika gęstości strumienia ciepła. Porównanie wartości zmierzonych (por. rysunek 6.13, s. 80) oraz symulowanych strumieni przekazywanego ciepła, przedstawiono na rysunku 9.7.

**Ocena statystyczna.** Uzyskano bardzo dobrą jakość odwzorowania strumienia ciepła przez model numeryczny II. Wyznaczony dla danych przedstawionych na rysunku 9.7 współczynnik determinacji [29] wynosi  $R^2 = 0,999$ . Dla przedstawionych wyników symulacji, w porównaniu z danymi eksperymentalnymi, średni błąd kwadratowy [29] jest równy  $0,110 \text{ W}^2$  (a pierwiastek średniego błędu kwadratowego  $0,331 \text{ W}$ ).



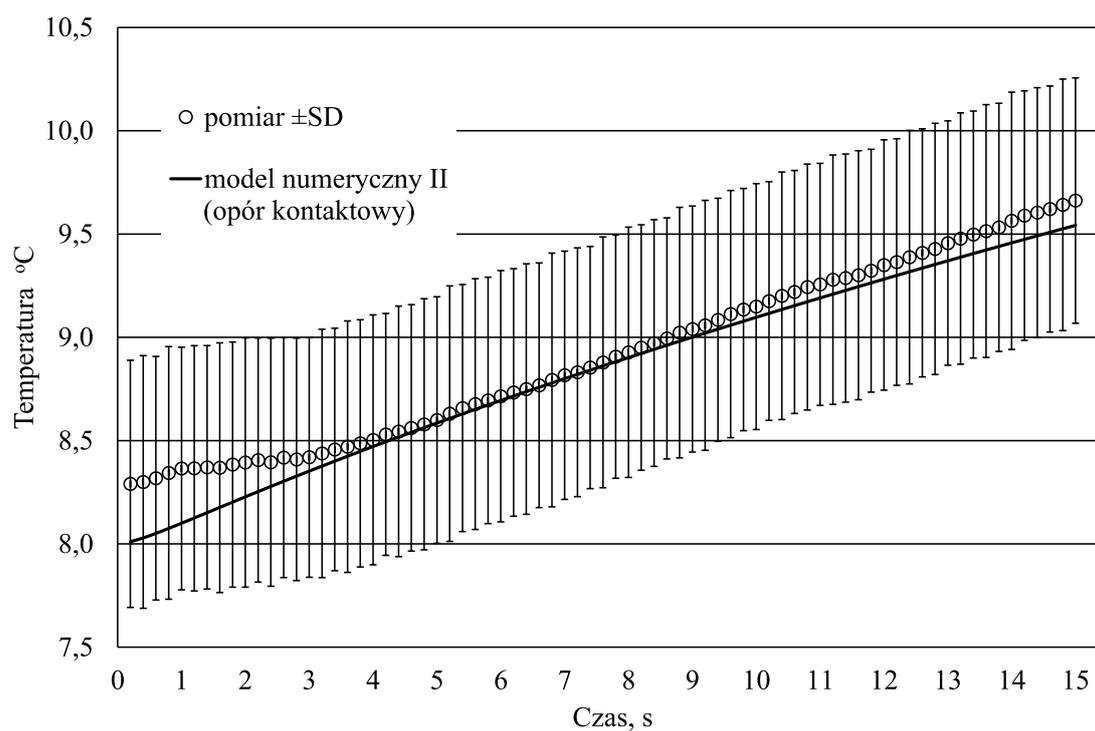
Rys. 9.7. Wykres zmian strumienia ciepła przekazywanego ze skóry do kompresu dla danych pomiarowych ( $N=6$  próbek) oraz symulacji CFD - model numeryczny II, czas 0 s odpowiada rozpoczęciu procesu chłodzenia skóry (tj. przyłożenie kompresu)

Fig. 9.7. Total heat flux exchanged on skin/compress interface for experiment ( $N=6$  samples) and CFD simulation - numerical model II, time = 0 s corresponds to the skin cooling process start

### 9.3.2. Temperatura kompresu chłodzącego

W wyniku symulacji numerycznych etapu chłodzenia skóry, obliczono temperatury kompresu chłodzącego (w jego centralnej części) oraz porównano je z wartościami zmierzonymi przy użyciu termoelementu umieszczonego w centralnym punkcie kompresu. Porównanie zmierzonych temperatur (por. rysunek 6.15, s. 82) oraz temperatur symulowanych zostało przedstawione na rysunku 9.8.

**Ocena statystyczna.** Uzyskano bardzo dobrą jakość i dokładność odwzorowania temperatury kompresu chłodzącego przez model numeryczny II. Wyznaczony dla danych, przedstawionych na rysunku 9.8, współczynnik determinacji [29] wynosi  $R^2 = 0,977$ . Dla wyników symulacji, w porównaniu z danymi eksperymentalnymi, średni błąd kwadratowy [29] jest równy  $MSE=0,042$  K (a pierwiastek średniego błędu kwadratowego  $RMSE=0,205$  K).



Rys. 9.8. Wykres zmian temperatury w centralnym punkcie kompresu dla danych pomiarowych ( $N=6$  próbek) oraz symulacji CFD - model numeryczny II, czas 0s odpowiada rozpoczęciu procesu chłodzenia skóry

Fig. 9.8. Compress center mid-plane temperatures for experiment ( $N=6$  samples) and CFD simulation - numerical model II, time = 0 s corresponds to the skin cooling process start

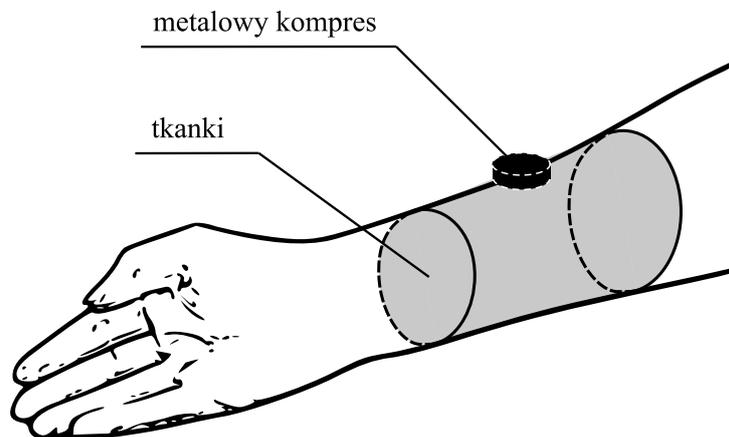
# Rozdział 10

## Model numeryczny III oraz analiza wrażliwości i walidacja modelu

### 10.1. Model numeryczny tkanek (termoregulacja pasywna)

W niniejszym podrozdziale opisano model numeryczny zbudowany w sposób umożliwiający odtworzenie przebiegu eksperymentu prowadzonego według protokołu pomiarowego (A) (opisanego w rozdziale 6.1, s. 67).

W odróżnieniu od modelu numerycznego I, opisanego w podrozdziale 8.1, s. 91, w zaprezentowanym tutaj modelu zrezygnowano z modelowania powietrza otaczającego przedramię, a w zamian na zewnętrznej powierzchni skóry zadano warunek brzegowy konwekcyjnej wymiany ciepła. Szkic przedstawiający modelowany obszar pokazano na rysunku 10.1.



Rys. 10.1. Szkic modelowanego obszaru – model numeryczny III  
Fig. 10.1. Sketch of modelled region – numerical model III

W zaproponowanym modelu uwzględniono (wyznaczone na podstawie zwalidowanego modelu nr I):

*Opór kontaktowy.* Związany z niedoskonałym stykiem pomiędzy kompresem a skórą  $R_{cont} = 0,001 \text{ m}^2 \cdot \text{K} \cdot \text{W}^{-1}$  (podrozdział 8.3.1, s. 99).

*Współczynnik wnikania ciepła.* Konwekcja swobodna  $\alpha = 5 \text{ W} \cdot \text{m}^{-2} \cdot \text{K}^{-1}$  (podrozdział 9.1.4, s. 105). Mimo że temperatura skóry po zakończeniu chłodzenia będzie inna niż w miejscach nieochłodzonych, na podstawie analizy modelu I stwierdzono, że nie ma to istotnego wpływu na wielkość współczynnika wnikania ciepła.

Przyjęte powyżej wartości oporu kontaktowego  $R_{cont}$  oraz współczynnika wnikania ciepła  $\alpha$  są zapewne obarczone błędem. Aby wykluczyć fakt, że niepewność ich wyznaczenia istotnie nie wpływa na wyniki symulacji, przeprowadzono analizę wrażliwości, której wyniki przedstawiono w podrozdziale 10.3, s. 119.

Obliczenia dla modelu numerycznego III prowadzone były w stanie ustalonym (aby wyznaczyć początkowy rozkład temperatury tkanek) oraz w stanie niestabilnym celem symulacji dwóch etapów przeprowadzonego eksperymentu, tj. procesu miejscowego chłodzenia skóry metalowym kompresem oraz procesu ponownego ogrzewania się skóry po zakończeniu chłodzenia (powrotu tkanek do normotermii).

### 10.1.1. Geometria modelu

Zbudowano model geometryczny fragmentu przedramienia oraz kompresu chłodzącego w kształcie walca o średnicy  $d = 27 \text{ mm}$  i wysokości  $h = 12,4 \text{ mm}$ . Promienie poszczególnych warstw tkanek opisane są w tabeli 7.2, s. 87. Wymiary kompresu chłodzącego odpowiadają wymiarom kompresu użytego w eksperymencie medycznym.

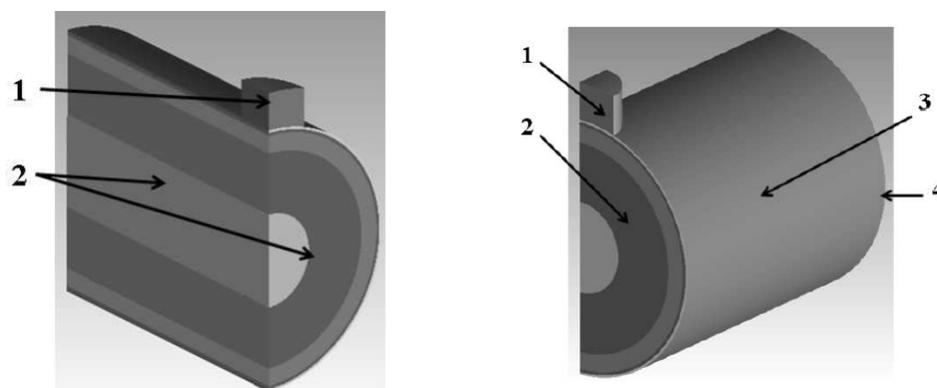
Uwzględniając symetrię modelowanego obiektu, model domeny obliczeniowej zredukowano do 1/4 modelowanego obiektu, a zastosowany, geometryczny model 3D przedstawiono na rysunku 10.2.

### 10.1.2. Dyskretyzacja i rozwiązywane równania

**Równania.** W domenie obliczeniowej (reprezentującej kompres chłodzący oraz tkanki kości i naskórka) rozwiązywano jedynie standardowe równanie zachowania energii.

**Termoregulacja pasywna.** W domenie obliczeniowej (reprezentującej tkanki mięśni, tłuszczu i skóry właściwej) rozwiązywano równanie zachowania energii wraz z wprowadzonymi do niego modyfikacjami członów źródłowych równania Pennesa (wynikających

z modelu pasywnej termoregulacji) metabolicznych wg równań (7.3) i (7.4) oraz perfuzyjnych (7.5) i (7.6).



Rys. 10.2. Model geometryczny 3D domeny obliczeniowej – model numeryczny III (1 - walcowy kompres chłodzący, 2 - warstwy tkanek (kolejno: kość, mięsień, tłuszcz, skóra właściwa, naskórek), 3 - powierzchnia skóry przedramienia, 4 - zaizolowana powierzchnia  
 Fig. 10.2. 3-D geometrical model of computational domain – numerical model III (1 - cylindrical cooling compress, 2 - tissues layers: bone, muscle, fat, inner skin, outer skin, 3 - forehead outer skin, 4 - insulated wall)

**Termoregulacja pasywna – kody źródłowe UDF.** Przykładowe (dla tkanek mięśni) kody źródłowe funkcji użytkownika UDF, które wprowadzają człony źródłowe modelu termoregulacji pasywnej (równania (7.3), (7.4), (7.5) oraz (7.6)) do równania Pennesa zamieszczono w dodatku:

**B.3** – dla obliczeń w stanie ustalonym,

**B.4** – dla obliczeń w stanie nieustalonym.

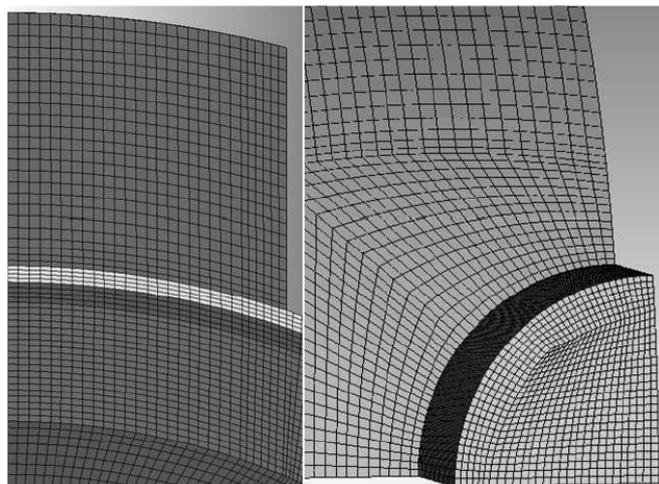
Zdefiniowano warunki operacyjne (referencyjne): ciśnienie 101325 Pa, temperatura 288,15 K, gęstość 1,225 kg·m<sup>-3</sup>. Przyspieszenie ziemskie nie zostało uwzględnione ze względu na brak analizy ruchu (konwekcja swobodna) powietrza otaczającego przedramię.

**Krok czasu.** Na podstawie analizy wykonanej dla obliczeń modelu numerycznego I (podrozdział 8.1, s. 91) w stanie nieustalonym rozważanego modelu zastosowano krok czasu  $\Delta\tau = 0,5$  s.

### 10.1.3. Siatka podziału numerycznego

Strukturalna siatka podziału numerycznego została zbudowana w programie ANSYS ICEM CFD (ANSYS Inc., USA) [134] z wykorzystaniem elementów sześciociennych (hex).

**Gęstość podziału numerycznego.** W wyniku przeprowadzonej analizy wrażliwości wyników symulacji na gęstość podziału numerycznego (siatki) do symulacji wybrano



Rys. 10.3. Widok siatki podziału numerycznego w płaszczyźnie symetrii – model numeryczny III (po lewej: widok w płaszczyźnie symetrii, po prawej: widok z góry na kompres chłodzący)

Fig. 10.3. Numerical mesh in symmetry plane – numerical model III (left: view in symmetry plane, right: overview over the cooling compress)

siatkę o liczbie elementów 825 tys. Siatka została lokalnie zagęszczona w rejonie styku skóry i kompresu chłodzącego (tj. w miejscu, gdzie spodziewane są największe gradienty temperatury).

Widok siatki podziału numerycznego w płaszczyźnie symetrii oraz widok z góry na kompres chłodzący przedstawiono na rysunku 10.3.

**Jakość elementów siatki podziału numerycznego.** Dla analizowanej siatki o liczbie elementów 825 tys. wykonano analizę jakości elementów. Sprawdzone współczynniki proporcji (ang. *aspect ratio*) elementów siatki (tj. skalowany stosunek objętości elementów do objętości kuli opisanej na danym elemencie). Najgorsze z elementów mają współczynnik proporcji równy 0,8, co jest wskaźnikiem bardzo dobrej jakości elementów siatki strukturalnej.

#### 10.1.4. Warunki brzegowe, początkowe i właściwości materiałów

W płaszczyznach symetrii tkanek przedramienia i kompresu chłodzącego zastosowano warunek brzegowy izolacji cieplnej, tj. gęstość przewodzonego strumienia ciepła równą zero (zaizolowane).

**Współczynnik wnikania ciepła dla konwekcji swobodnej.** Na zewnętrznej powierzchni skóry (naskórka) modelowanego przedramienia zadano warunek brzegowy konwekcyjnej wymiany z zadaną temperaturą powietrza równą 23°C (tj. temperaturę

otoczenia z eksperymentów). Przyjęto średni współczynnik wnikania ciepła równy  $5 \text{ W}\cdot\text{m}^{-2}\cdot\text{K}^{-1}$  (podrozdział 9.1.4, s. 105).

**Opór kontaktowy.** Opór kontaktowy przepływu ciepła związanego z niedoskonałym stykiem pomiędzy kompresem a skórą przyjęto jako  $R_{cont} = 0,001 \text{ m}^2 \cdot \text{K} \cdot \text{W}^{-1}$  (podrozdział 8.3.1, s. 99).

**Właściwości tkanek** przedramienia i krwi, wykorzystane w bieżących obliczeniach zestawiono w tabeli 7.3, s. 90. Zamieszczono tam także typowe wartości współczynników perfuzji ( $\omega_i$ ) oraz intensywności objętościowych źródeł ciepła metabolicznego ( $\dot{q}_{m,i}$ ), które podczas obliczeń symulujących stan termoneutralny były wykorzystane jako wielkości początkowe (startowe).

Szczegółowy opis warunków brzegowych i początkowych, charakterystycznych dla poszczególnych etapów obliczeń numerycznych, jest opisany w kolejnym podrozdziale.

## 10.2. Sekwencja i etapy symulacji numerycznych

Obliczenia numeryczne prowadzono w trzech krokach:

*Stan ustalony.* Wyznaczenie temperatur tkanek oraz parametrów modelu w stanie termoneutralnym, które to temperatury i parametry są danymi wejściowymi (temperatury początkowe i wartości bazowe) dla kolejnego kroku (stan nieustalony, chłodzenie tkanek).

*Stan nieustalony 1.* Symulacja procesu miejscowego chłodzenia skóry kompresem metalowym; wynikowe temperatury są warunkiem początkowym dla kolejnego kroku (stan nieustalony, ponowne ogrzewanie się tkanek).

*Stan nieustalony 2.* Symulacja procesu ponownego ogrzewania się tkanek po zakończeniu chłodzenia (tj. powrotu tkanek do normotermii).

### 10.2.1. Stan ustalony (termoneutralny)

Obliczenia w stanie ustalonym przeprowadzono celem wyznaczenia początkowych rozkładów przestrzennych:

- temperatury tkanek będącej jednocześnie temperaturą bazową  $T_0(\mathbf{r})$  modelu termoregulacji,
- współczynników perfuzji, które jednocześnie są bazowymi wartościami  $\omega_0(\mathbf{r})$  modelu termoregulacji,

– objętościowych źródeł ciepła metabolicznego, będących jednocześnie bazowymi wartościami  $\dot{q}_{m,0}(\mathbf{r})$  modelu termoregulacji.

Wynikowe temperatury stanowią warunek początkowy (rozkład temperatury) dla symulacji w etapie obliczeń w stanie nieustalonym. Współczynniki perfuzji, objętościowe źródła ciepła oraz temperatury tkanek stanowią dodatkowo wejściowe stany bazowe dla modelu termoregulacji (równania (7.3) i (7.4) oraz (7.5) i (7.6)).

**Kompres.** Podczas obliczeń stanu termoneutralnego objętość modelu, reprezentującą kompres chłodzący, należy dezaktywować, jako niebiorącą udziału w symulacjach. Zrealizowano to przez przypisanie stałej wartości temperatury (Fixed Values). Zrobiono to tak, aby wyłączyć niepotrzebne rozwiązywanie równań dla tej objętości. W miejscu styku kompresu i skóry zadano warunek brzegowy konwekcyjnej wymiany ciepła tożsamy z warunkiem zadany na pozostałej powierzchni skóry przedramienia (w miejscu kompresu warunek brzegowy zadano za pomocą funkcji użytkownika UDF, której kod źródłowy UDF przedstawiono w dodatku B.1, s. 162).

Wynikowe temperatury, współczynniki perfuzji oraz objętościowe źródła ciepła metabolicznego zapisywane są, indywidualnie dla każdej objętości skończonej modelu, w pamięci użytkownika (ang. *User Defined Memory* (UDMI)) oprogramowania ANSYS Fluent (przykładowy kod źródłowy UDF znajduje się w dodatku B.3, s. 165).

### 10.2.2. Stan nieustalony 1 (chłodzenie skóry)

Obliczenia w stanie nieustalonym przeprowadzono celem symulacji procesu chłodzenia skóry metalowym kompresem.

**Warunki początkowe.** Przestrzeny rozkład: temperatury tkanek oraz temperatury i prędkości powietrza, uzyskany w wyniku symulacji stanu termoneutralnego, został przypisany jako warunki początkowe dla procesu chłodzenia skóry.

**Wielkości bazowe modelu termoregulacji.** Wynikowe temperatury, współczynniki perfuzji oraz objętościowe źródła ciepła metabolicznego zapisane, indywidualnie dla każdej objętości skończonej modelu, w pamięci użytkownika (ang. *User Defined Memory* (UDMI)) oprogramowania ANSYS Fluent są wczytywane i traktowane jako wejściowe stany bazowe modelu termoregulacji pasywnej (równania (7.3) i (7.4) oraz (7.5) i (7.6)).

**Kompres.** Podczas tego kroku obliczeń objętość modelu reprezentującą kompres chłodzący zdefiniowano jako ciało stałe (solid) oraz nadano jej właściwości termofizyczne wyznaczone z pomiarów (tabela 5.1, s. 65).

Aby zasymulować początkową temperaturę kompresu chłodzącego, w całej jego objętości zadano (Initialize/Patch) jednorodną temperaturę  $7^{\circ}\text{C}$  (odpowiadającą temperaturze kompresu z eksperymentu medycznego).

**Symulacja.** Przez kolejnych 15 s prowadzono symulacje w stanie nieustalonym procesu miejscowego chłodzenia skóry dla tak zdefiniowanego modelu.

### 10.2.3. Stan nieustalony 2 (powrót do normotermii)

Obliczenia w stanie nieustalonym przeprowadzono celem symulacji procesu ogrzewania się skóry po zakończeniu miejscowego chłodzenia skóry metalowym kompresem.

**Warunki początkowe.** Przestrzenny rozkład: temperatury tkanek oraz temperatury i prędkości powietrza, uzyskany w wyniku symulacji powyżej opisanego procesu miejscowego chłodzenia skóry, został przypisany jako warunki początkowe dla procesu chłodzenia skóry.

**Wielkości bazowe modelu termoregulacji.** W tym etapie symulacji zachowano wielkości bazowe (temperatury, współczynniki perfuzji oraz objętościowe źródła ciepła metabolicznego) wyznaczone dla stanu termoneutralnego.

**Kompres.** Podczas tego kroku obliczeń, aby zasymulować zdjęcie kompresu chłodzącego, ponownie dezaktywowano objętość reprezentującą kompres chłodzący, jako niebiorącą udział w symulacjach. W miejscu tym zadano warunek brzegowy konwekcyjnej wymiany ciepła. Czynności te zrealizowano w identyczny sposób z symulacją w stanie ustalonym, opisanym w podrozdziale 10.2.1.

**Symulacja.** Przez kolejnych 100 s prowadzono symulację w stanie nieustalonym procesu ogrzewania się skóry po zakończeniu miejscowego jej chłodzenia dla zdefiniowanego modelu.

## 10.3. Analiza wrażliwości wynikowego pola temperatury ze względu na główne parametry modelu

Celem przeprowadzonej analizy wrażliwości [55, 100] jest zidentyfikowanie, które z parametrów modelu (danych wejściowych) mają największy wpływ na symulowane temperatury tkanek  $t(x)$ .

### 10.3.1. Współczynnik wrażliwości

Analizowane parametry wejściowe modelu są różnego typu (temperatura, współczynnik perfuzji, współczynnik wnikania ciepła, intensywności objętościowych źródeł ciepła metabolicznego). Dodatkowo charakteryzują się różną skalą wielkości, a nawet rzędami wielkości. Aby umożliwić porównanie wyznaczonych współczynników wrażliwości  $c_{\chi_i}(x)$ , zaproponowano znormalizowaną postać współczynnika wrażliwości. Oblicza się go jako stosunek względnej zmiany wynikowej temperatury odniesionej do względnej zmiany parametrów (danych) wejściowych modelu:

$$c_{\chi_i}(x) = \frac{\frac{t(x) - t_{ref}(x)}{t_{ref}(x)}}{\frac{\chi_i(x) - \chi_{i,ref}(x)}{\chi_{i,ref}(x)}} = \frac{\frac{\Delta t(x)}{t_{ref}(x)}}{\frac{\Delta \chi_i(x)}{\chi_{i,ref}(x)}}, \quad (10.1)$$

gdzie:  $t(x)$  jest lokalną (w punkcie  $x$ ) temperaturą tkanki obliczonej dla zmienionej wartości parametru (danej) wejściowej  $\chi_i(x)$ ,  $t_{ref}(x)$  jest lokalną (w tym samym punkcie  $x$ ) temperaturą tkanki obliczonej dla referencyjnej wartości parametru (danej) wejściowej  $\chi_{i,ref}(x)$ .

### 10.3.2. Analiza wrażliwości

Przeprowadzono analizę wrażliwości wyników symulacji ze względu na główne parametry (dane wejściowe) modelu  $\chi_i$ :

$\chi_{t_a}$  *temperaturę krwi tętniczej*  $t_a$  (dana wejściowa w modelach w stanach ustalonym i nieustalonym).

$\chi_{\alpha}$  *konwekcyjny współczynnik* wnikania ciepła  $\alpha$  (dla wymiany ciepła pomiędzy zewnętrzną powierzchnią skóry a otaczającym powietrzem; dana wejściowa w modelach w stanach ustalonym i nieustalonym).

$\chi_{\dot{q}_{m,0}}$  *początkowe wartości* objętościowych źródeł ciepła metabolicznego  $\dot{q}_{m,0}$  (dana wejściowa modelu w stanie ustalonym).

$\chi_{\omega_0}$  *początkowe wartości* współczynnika perfuzji  $\omega_0$  (dana wejściowa modelu w stanie ustalonym).

$\chi_{R_{cont}}$  *opór kontaktowy*  $R_{cont}$  (dana wejściowa modelu w stanie nieustalonym, etap chłodzenie kompresem).

Zakresy zmienności danych wejściowych  $\chi_i$  dla przeprowadzonej analizy wrażliwości przedstawiono w tabeli 10.1.

Tabela 10.1

Zakresy zmienności danych wejściowych dla przeprowadzonej analizy wrażliwości – model numeryczny III

$i$	Jednostka	$\chi_{i,ref}$	$\chi_i$	Zmiana względna, %
$t_a$	°C	37	36	-2,7
			38	+2,7
$\alpha$	$W \cdot m^{-2} \cdot K^{-1}$	5	4	-20
			6	+20
$\dot{q}_{m,0}$ mięsień	$W \cdot m^{-3}$	684	615,6	-10
			752,4	+10
$\dot{q}_{m,0}$ tłuszcz	$W \cdot m^{-3}$	58	52,2	-10
			63,8	+10
$\dot{q}_{m,0}$ skóra właściwa	$W \cdot m^{-3}$	631	567,9	-10
			694,1	+10
$\omega_0$ mięsień	$K^{-1}$	0,000538	0,000484	-10
			0,000592	+10
$\omega_0$ tłuszcz	$K^{-1}$	0,0000036	0,0000032	-10
			0,0000040	+10
$\omega_0$ skóra właściwa	$K^{-1}$	0,0011	0,0010	-10
			0,0012	+10
$R_{cont}$	$m^2 \cdot K \cdot W^{-1}$	0,001	0,0009	-10
			0,0011	+10

### 10.3.3. Wyniki

Współczynniki wrażliwości wyznaczono zarówno dla rozwiązania w stanie ustalonym (dla wynikowego rozkładu temperatur w kierunku promieniowym kość - skóra), jak i dla rozwiązania dotyczącego kroku nr 2 obliczeń prowadzonych w stanie nieustalonym – powrót do normotermii (dla temperatury skóry w centralnym miejscu pod kompresem).

**Stan ustalony (termoneutralny).** Na rysunkach 10.4, 10.6, 10.8 oraz 10.10 przedstawiono rozkłady temperatury w tkankach przedramienia w stanie termoneutralnym.

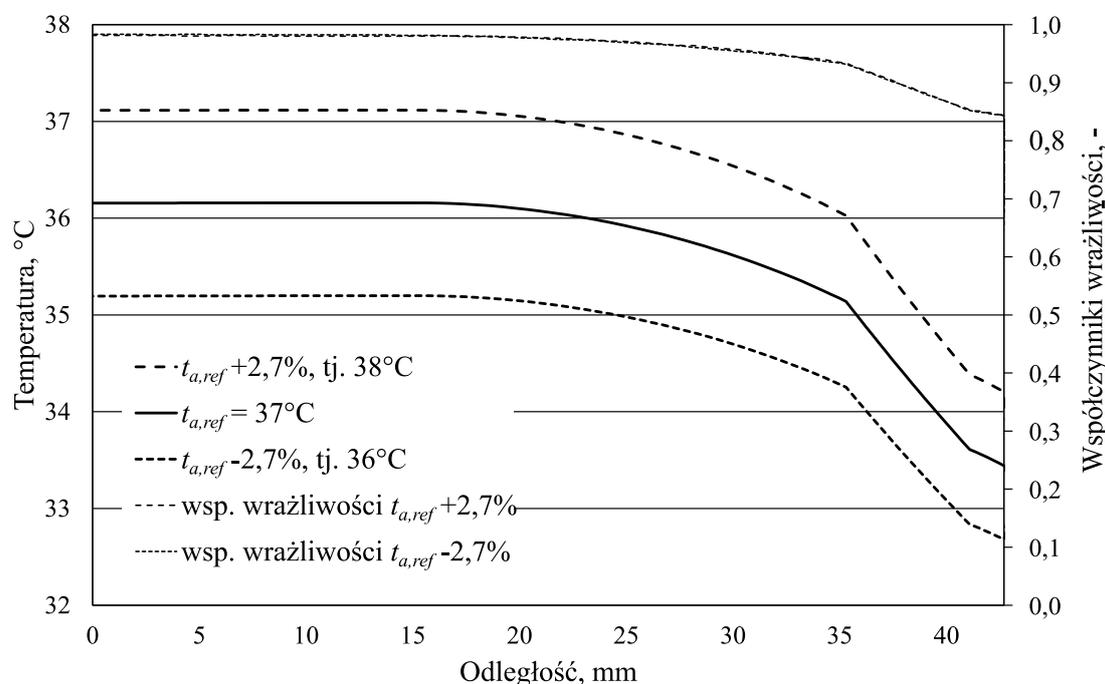
Obliczone temperatury przedstawione są wzdłuż kierunku promieniowego (kość - skóra) dla różnych wartości danych wejściowych.

Na tych samych wykresach pokazano także rozkład obliczonych wg wzoru 10.1 współczynników wrażliwości  $c_{\chi_i}$  (wartości oznaczone na osi pomocniczej po prawej stronie).

**Stan nieustalony 2 (powrót do normotermii).** Na rysunkach 10.5, 10.7, 10.9, 10.11 oraz 10.12 przedstawiono zmiany temperatury skóry w czasie, dla różnych wartości danych wejściowych. Zaprezentowano wyniki symulacji dla skóry w centralnym miejscu pod kompresem w trakcie symulacji stanu nieustalonego, tj. powrotu do normotermii po zakończeniu ochładzania skóry.

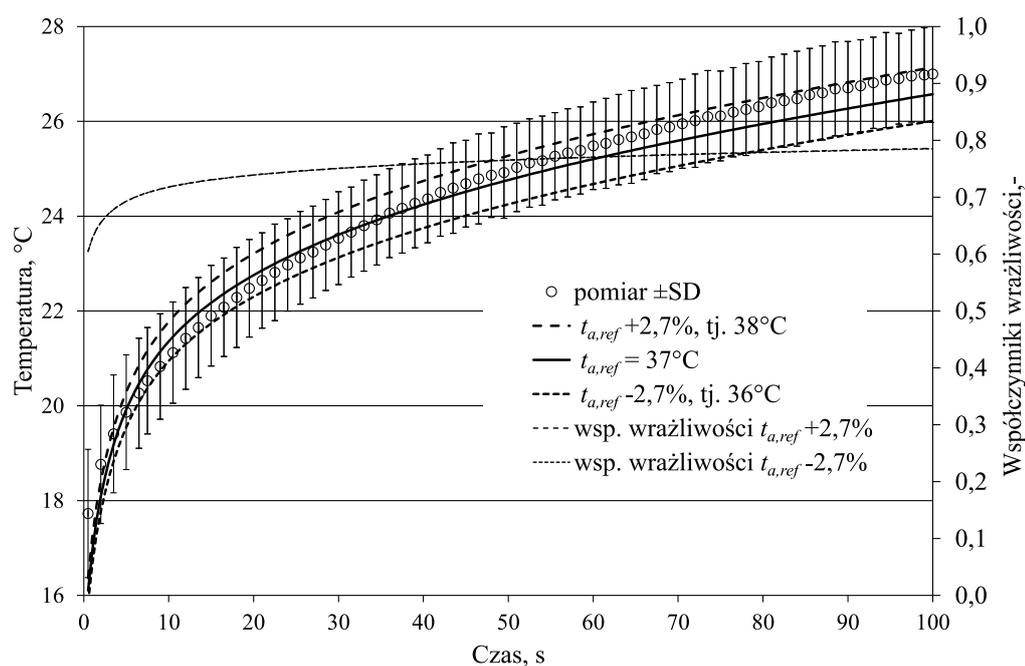
**Dane dodatkowe.** Dla porównania skali zmian pola temperatury wywołanych zmianami danych wejściowych, na wykresach przedstawiono także dane pomiarowe (średnie temperatury z eksperymentu  $\pm$ SD, rysunek 6.11, s. 78).

Na tych samych wykresach przedstawiono także rozkład, obliczonych wg wzoru 10.1, współczynników wrażliwości  $c_{\chi_i}$ ; są one oznaczone po prawej stronie na osi pomocniczej.



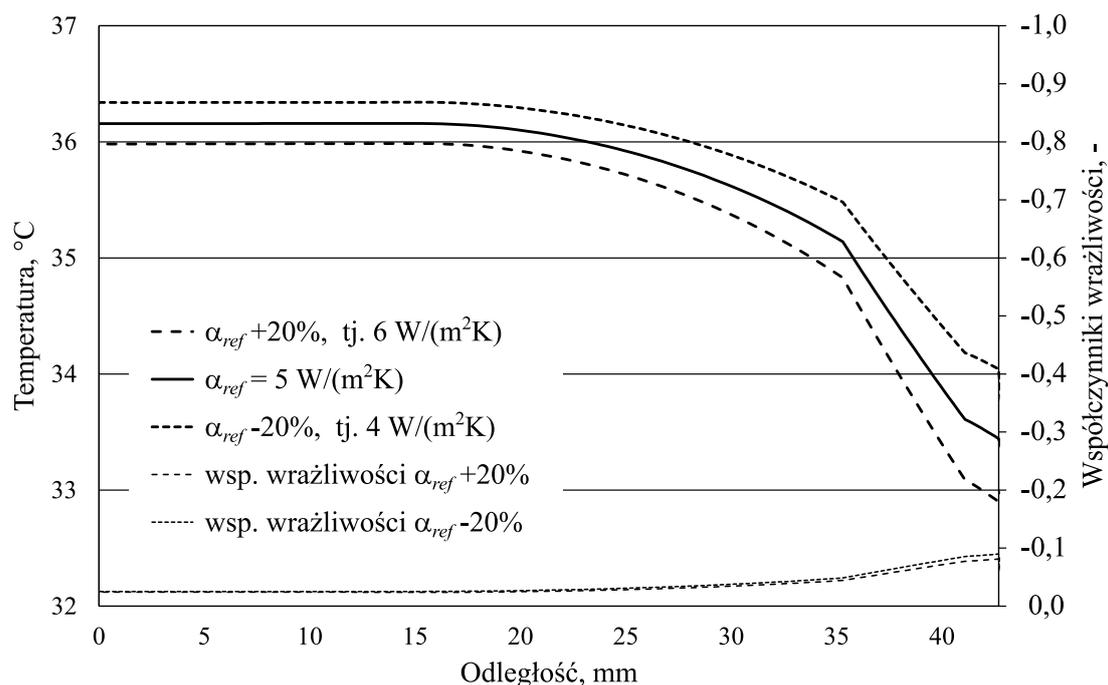
Rys. 10.4. Rozkład temperatury w stanie termoneutralnym – model numeryczny III, wzdłuż kierunku promieniowego (kość - skóra) dla różnych temperatur krwi tętniczej  $t_a$ , temperatury i współczynniki wrażliwości  $c_{t_a}$  (wartości oznaczone po prawej stronie na osi pomocniczej) wyznaczono dla  $t_{a,ref} = 37^\circ\text{C} \pm 1\text{ K}$ ; linie: współczynnika wrażliwości  $t_{a,ref} + 2,7\%$  oraz współczynnika wrażliwości  $t_{a,ref} - 2,7\%$  pokrywają się

Fig. 10.4. Thermoneutral temperature distribution – numerical model III, plotted along radial (bone to skin) direction for different values of arterial blood temperature  $t_a$ ; temperatures and sensitivity coefficients (right auxiliary axis)  $c_{t_a}$  are computed for  $t_{a,ref} = 37^\circ\text{C} \pm 1\text{ K}$ ; lines: sensitivity coefficient  $t_{a,ref} + 2,7\%$  and sensitivity coefficient  $t_{a,ref} - 2,7\%$  are overlapped



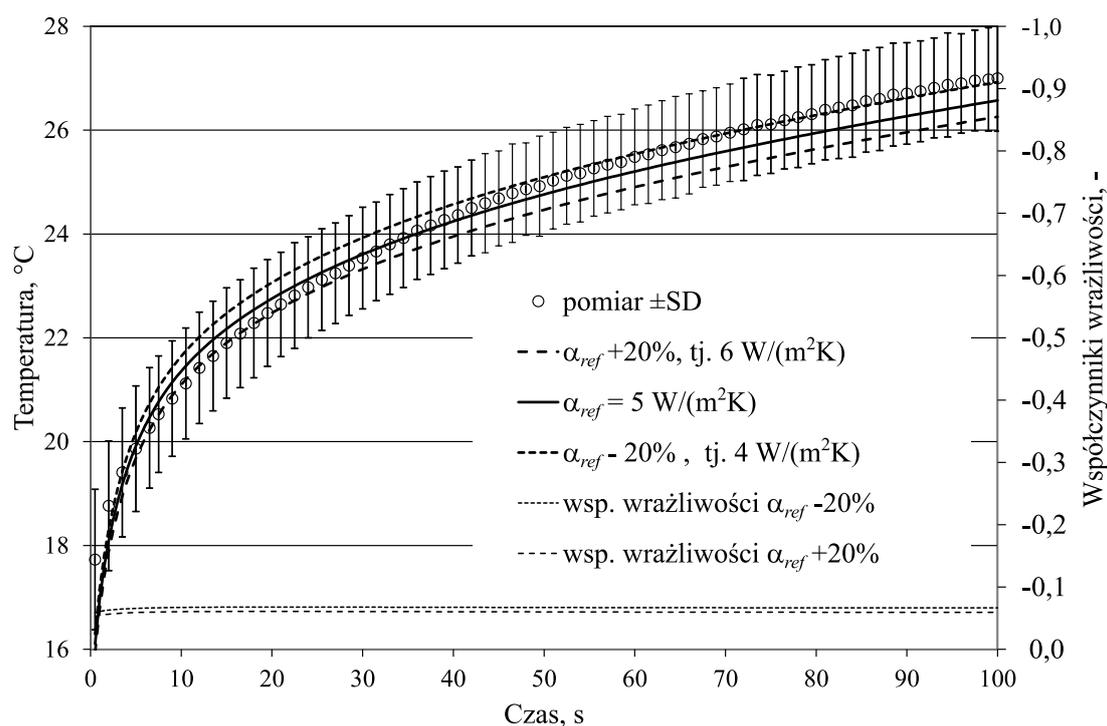
Rys. 10.5. Wykres zmian temperatury skóry w czasie, dla danych pomiarowych ( $N=14$  próbek) oraz symulacji CFD model numeryczny III dla różnych temperatur krwi tętniczej  $t_a$ , czas 0 s odpowiada końcowi procesowi chłodzenia skóry (zdjęcie kompresu), temperatury i współczynniki wrażliwości  $c_{t_a}$  (wartości oznaczone po prawej stronie na osi pomocniczej) wyznaczono dla  $t_{a,ref} = 37^{\circ}\text{C} \pm 1\text{K}$ ; linie: współczynnik wrażliwości  $t_{a,ref} + 2,7\%$  oraz współczynnik wrażliwości  $t_{a,ref} - 2,7\%$  pokrywają się

Fig. 10.5. Skin temperature vs. time for experiment ( $N=14$  samples) and CFD simulation – numerical model III for different values of arterial blood temperature  $t_a$ , time = 0 s corresponds to the end of skin cooling (i.e. compress is taken away); temperatures and sensitivity coefficients (right auxiliary axis)  $c_{t_a}$  computed for  $t_{a,ref} = 37^{\circ}\text{C} \pm 1\text{K}$ ; lines: sensitivity coefficient  $t_{a,ref} + 2,7\%$  and sensitivity coefficient  $t_{a,ref} - 2,7\%$  are overlapped



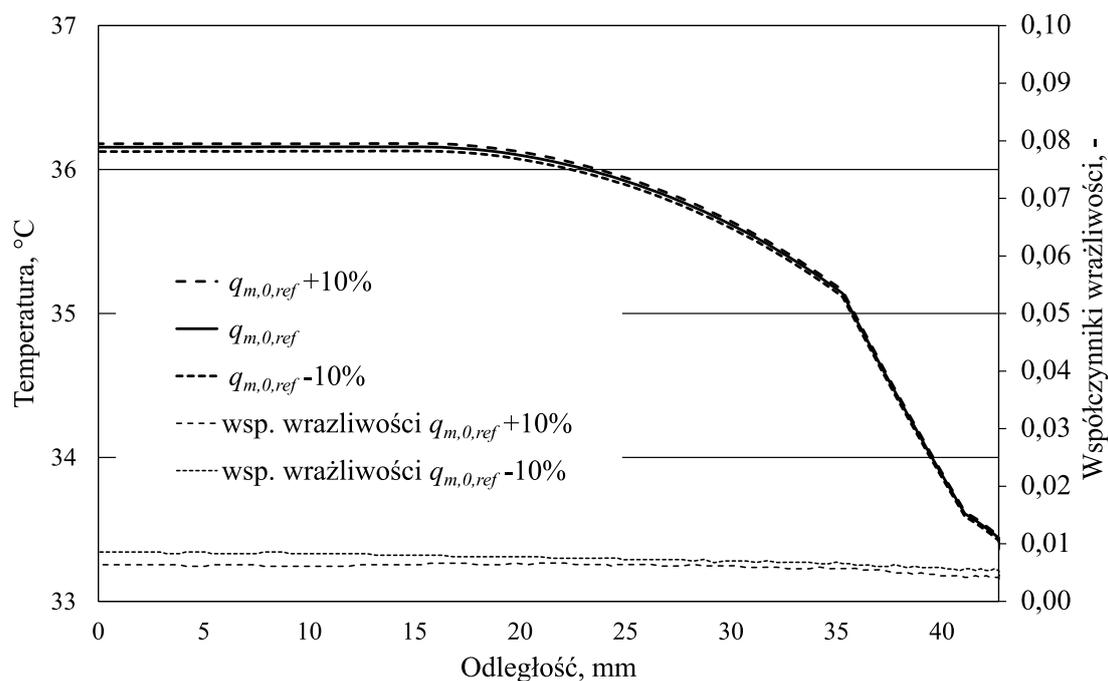
Rys. 10.6. Rozkład temperatury w stanie termoneutralnym – model numeryczny III, wzdłuż kierunku promieniowego (kość - skóra) dla różnych współczynników wnikania ciepła  $\alpha$ , temperatury i współczynników wrażliwości  $c_\alpha$  (wartości oznaczone po prawej stronie na osi pomocniczej, wartości na osi w kolejności odwrotnej) wyznaczone dla  $\alpha_{ref} = 5 \text{ W}\cdot\text{m}^{-2}\cdot\text{K}^{-1} \pm 1 \text{ W}\cdot\text{m}^{-2}\cdot\text{K}^{-1}$

Fig. 10.6. Thermoneutral temperature distribution – numerical model III, plotted along radial (bone to skin) direction for different values of convective heat transfer coefficient  $\alpha$ , temperatures and sensitivity coefficients (right auxiliary axis, inverted order)  $c_\alpha$  computed for  $\alpha_{ref} = 5 \text{ W}\cdot\text{m}^{-2}\cdot\text{K}^{-1} \pm 1 \text{ W}\cdot\text{m}^{-2}\cdot\text{K}^{-1}$



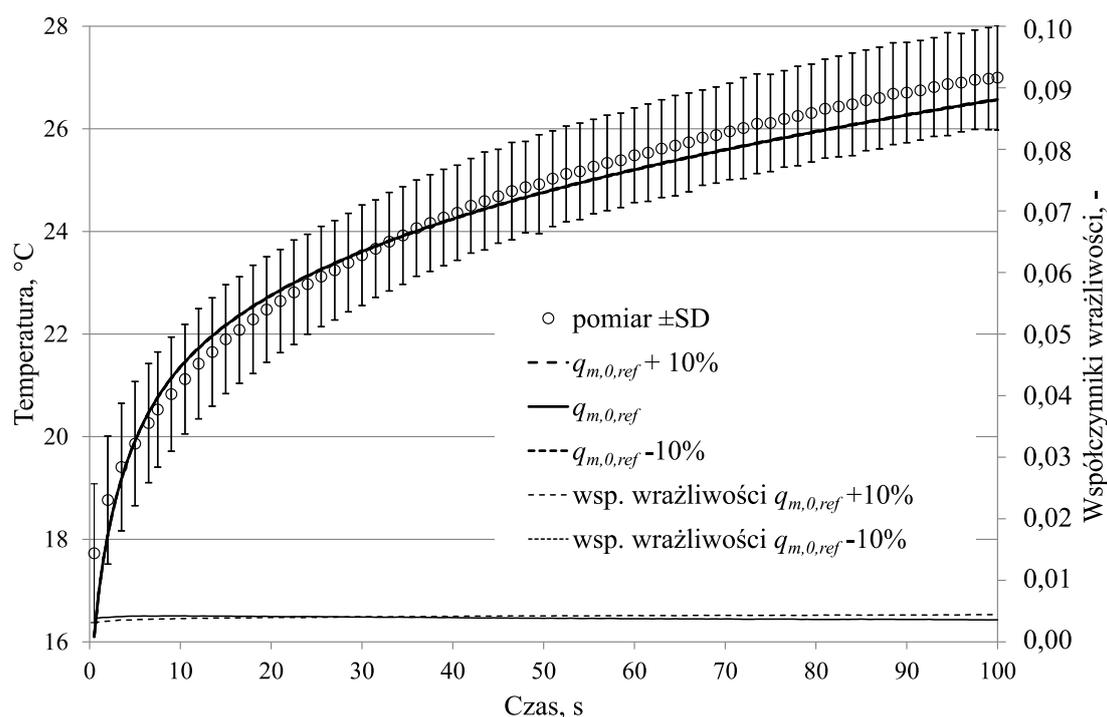
Rys. 10.7. Wykres zmian temperatury skóry w czasie, dla danych pomiarowych ( $N=14$  próbek) oraz symulacji CFD – model numeryczny III dla różnych współczynników wnikańia ciepła  $\alpha$ , czas 0 s odpowiada końcowi procesu chłodzenia skóry (zdjęcie kompresu), temperatury i współczynniki wrażliwości  $c_\alpha$  (wartości oznaczone po prawej stronie na osi pomocniczej, wartości na osi w kolejności odwrotnej) wyznaczono dla  $\alpha_{ref} = 5 \text{ W}\cdot\text{m}^{-2}\cdot\text{K}^{-1} \pm 1 \text{ W}\cdot\text{m}^{-2}\cdot\text{K}^{-1}$ ; linie: współczynnik wrażliwości  $\alpha_{ref} + 20\%$  oraz współczynnik wrażliwości  $\alpha_{ref} - 20\%$  prawie się pokrywają

Fig. 10.7. Skin temperature vs. time for experiment ( $N=14$  samples) and CFD simulation – numerical model III for different values of convective heat transfer coefficient  $\alpha$ , time = 0 s corresponds to the end of skin cooling (i.e. compress is taken away), temperatures and sensitivity coefficients (right auxiliary axis, inverted order)  $c_\alpha$  computed for  $\alpha_{ref} = 5 \text{ W}\cdot\text{m}^{-2}\cdot\text{K}^{-1} \pm 1 \text{ W}\cdot\text{m}^{-2}\cdot\text{K}^{-1}$ ; lines: sensitivity coefficient  $\alpha_{ref} + 20\%$  and sensitivity coefficient  $\alpha_{ref} - 20\%$  are nearly overlapped



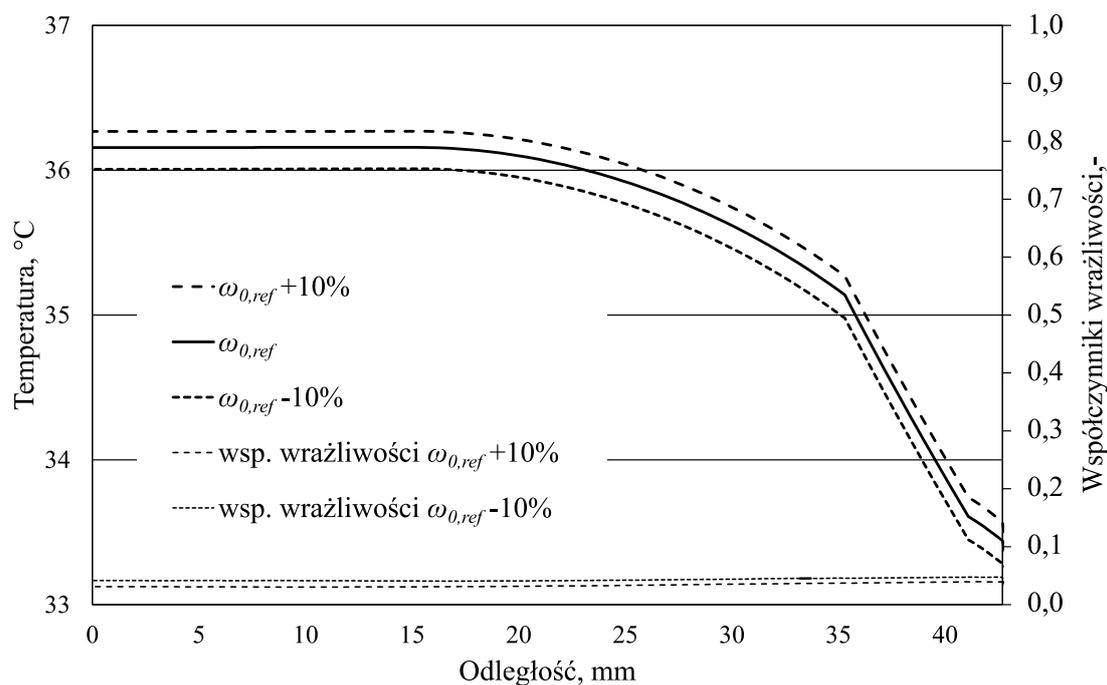
Rys. 10.8. Rozkład temperatury w stanie termoneutralnym – model numeryczny III, wzdłuż kierunku promieniowego (kość - skóra) dla różnych startowych wartości objętościowych źródeł ciepła  $q_{m,0}$ , temperatury i współczynniki wrażliwości  $c_{q_{m,0}}$  (wartości oznaczone po prawej stronie na osi pomocniczej) wyznaczono dla  $q_{m,0,ref} \pm 10\%$

Fig. 10.8. Thermoneutral temperature distribution – numerical model III, plotted along radial (bone-to-skin) direction for different initial values of metabolic heat production sources  $q_{m,0}$ ; temperatures and sensitivity coefficients (right auxiliary axis)  $c_{q_{m,0}}$  computed for  $q_{m,0,ref} \pm 10\%$



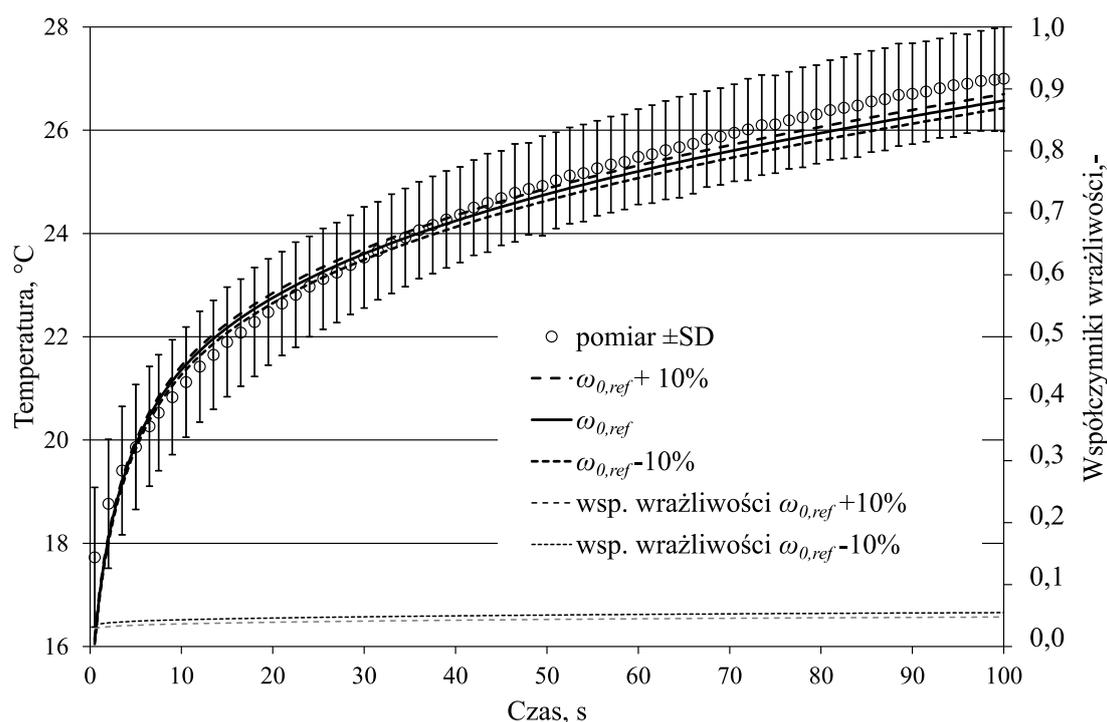
Rys. 10.9. Wykres zmian temperatury skóry w czasie dla danych pomiarowych ( $N=14$  próbek) oraz symulacji CFD – model numeryczny III dla różnych startowych wartości objętościowych źródeł ciepła  $q_{m,0}$ , czas 0 s odpowiada końcowi procesu chłodzenia skóry (zdjęcie kompresu), temperatury i współczynniki wrażliwości  $c_{q_{m,0}}$  (wartości oznaczone po prawej stronie na osi pomocniczej) wyznaczono dla  $q_{m,0,ref} \pm 10\%$ ; linie: współczynnik wrażliwości  $q_{m,0,ref} + 10\%$  oraz współczynnik wrażliwości  $q_{m,0,ref} - 10\%$  prawie pokrywają się

Fig. 10.9. Skin temperature vs. time for experiment ( $N=14$  samples) and CFD simulation – numerical model III for different initial values of metabolic heat production sources  $q_{m,0}$ , time = 0 s corresponds to the end of skin cooling (i.e. compress is taken away); temperatures and sensitivity coefficients (right auxiliary axis)  $c_{q_{m,0}}$  computed for  $q_{m,0,ref} \pm 10\%$ ; lines: sensitivity coefficient  $q_{m,0,ref} + 10\%$  and sensitivity coefficient  $q_{m,0,ref} - 10\%$  are nearly overlapped



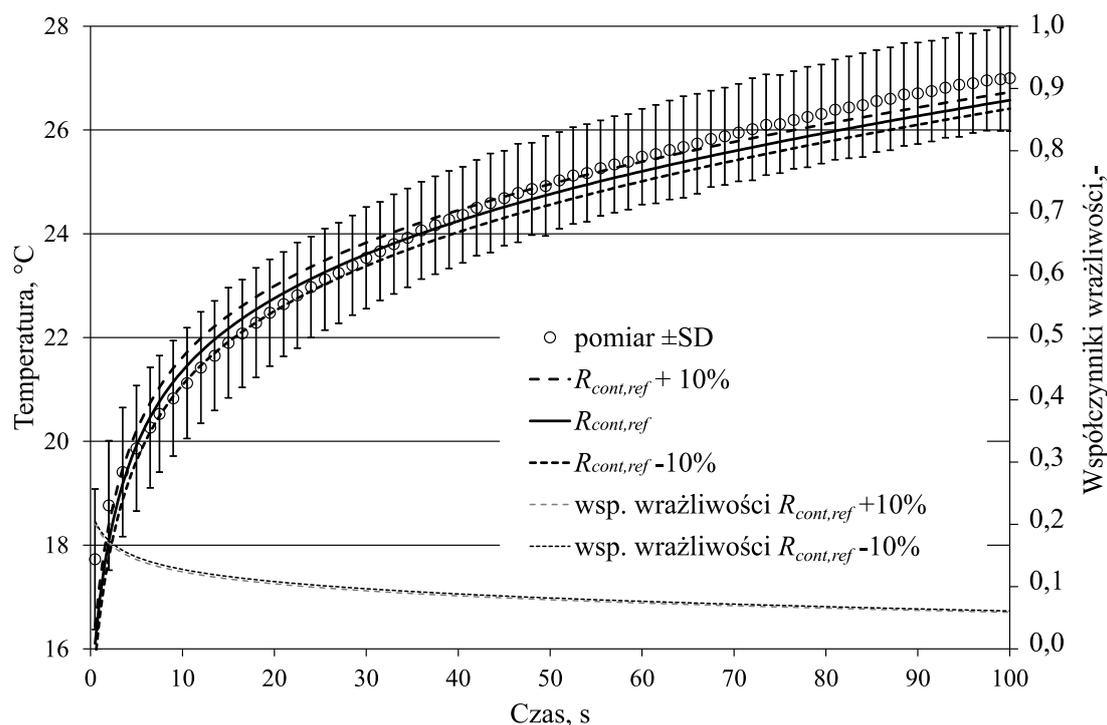
Rys. 10.10. Rozkład temperatury w stanie termoneutralnym – model numeryczny III, wzdłuż kierunku promieniowego (kość - skóra) dla różnych startowych wartości współczynników perfuzji  $\omega_0$ ; współczynniki wrażliwości  $c_{\omega_0}$  (wartości oznaczone po prawej stronie na osi pomocniczej) wyznaczono dla  $\omega_{0,ref} \pm 10\%$

Fig. 10.10. Thermoneutral temperature distribution – numerical model III, plotted along radial (bone to skin) direction for different initial values of perfusion coefficients  $\omega_0$ ; sensitivity coefficients (right auxiliary axis)  $c_{\omega_0}$  computed for  $\omega_{0,ref} \pm 10\%$



Rys. 10.11. Wykres zmian temperatury skóry w czasie dla danych pomiarowych ( $N=14$  próbek) oraz symulacji CFD – model numeryczny III dla różnych startowych wartości współczynników perfuzji  $\omega_0$ , czas 0s odpowiada końcowi procesowi chłodzenia skóry (zdjęcie kompresu), temperatury i współczynniki wrażliwości  $c_{\omega_0}$  (wartości oznaczone po prawej stronie na osi pomocniczej) wyznaczono dla  $\omega_{0,ref} \pm 10\%$ ; linie: współczynnik wrażliwości  $\omega_{0,ref} + 10\%$  oraz współczynnik wrażliwości  $\omega_{0,ref} - 10\%$  prawie się pokrywają

Fig. 10.11. Skin temperature vs. time for experiment ( $N=14$  samples) and CFD simulation – numerical model III for different initial values of perfusion coefficients  $\omega_0$ , time = 0s corresponds to the end of skin cooling (i.e. compress is taken away); temperatures and sensitivity coefficients (right auxiliary axis)  $c_{\omega_0}$  computed for  $\omega_{0,ref} \pm 10\%$ ; lines: sensitivity coefficient  $\omega_{0,ref} + 10\%$  and sensitivity coefficient  $\omega_{0,ref} - 10\%$  are nearly overlapped



Rys. 10.12. Wykres zmian temperatury skóry w czasie dla danych pomiarowych ( $N=14$  próbek) oraz symulacji CFD – model numeryczny III dla różnych wartości oporu kontaktowego  $R_{cont}$ , czas 0 s odpowiada końcowi procesowi chłodzenia skóry (zdjęcie kompresu); temperatury i współczynniki wrażliwości  $c_{R_{cont}}$  (wartości oznaczone po prawej stronie na osi pomocniczej) wyznaczono dla  $R_{cont,ref} \pm 10\%$ ; linie: współczynnik wrażliwości  $R_{cont,ref} + 10\%$  oraz współczynnik wrażliwości  $R_{cont,ref} - 10\%$  pokrywają się

Fig. 10.12. Skin temperature vs. time for experiment ( $N=14$  samples) and CFD simulation – numerical model III for different values of contact resistance  $R_{cont}$ , time = 0 s corresponds to the end of skin cooling (i.e. compress is taken away); temperatures and sensitivity coefficients (right auxiliary axis)  $c_{R_{cont}}$  computed for  $R_{cont,ref} \pm 10\%$ ; lines: sensitivity coefficient  $R_{cont,ref} + 10\%$  and sensitivity coefficient  $R_{cont,ref} - 10\%$  are overlapped

### 10.3.4. Średnie wartości współczynników wrażliwości

Średnie wartości współczynników wrażliwości  $\bar{c}_{\chi_i}$ , wraz z odchyleniem standardowym, przedstawiono w tabeli 10.2. Średnie wyznaczono na podstawie ich lokalnych wartości  $c_{\chi_i}(x)$  przedstawionych na wykresach od 10.4 do 10.12.

Tabela 10.2

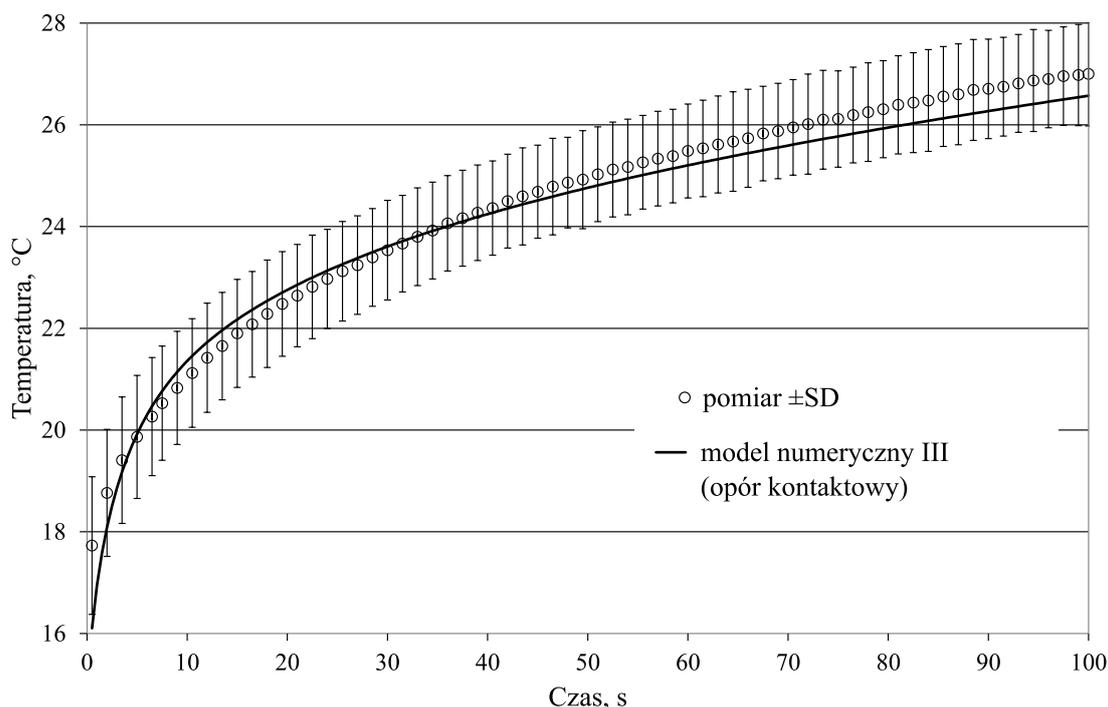
Średnie współczynniki wrażliwości  $\bar{c}_{\chi_i}$  – model numeryczny III

$\chi_i$	Etap obliczeń	$\bar{c}_{\chi_i} \pm SD$	Dane szczegółowe
$t_a$	ustalony	0,948 $\pm$ 0,058 <sup>(-)</sup> 0,948 $\pm$ 0,058 <sup>(+)</sup>	rysunek 10.4
	nieustalony	0,756 $\pm$ 0,030 <sup>(-)</sup> 0,756 $\pm$ 0,030 <sup>(+)</sup>	rysunek 10.5
$\alpha$	ustalony	-0,040 $\pm$ 0,021 <sup>(-)</sup> -0,037 $\pm$ 0,019 <sup>(+)</sup>	rysunek 10.6
	nieustalony	-0,067 $\pm$ 0,001 <sup>(-)</sup> -0,067 $\pm$ 0,001 <sup>(+)</sup>	rysunek 10.7
$\dot{q}_{m,0}$	ustalony	0,007 $\pm$ 0,001 <sup>(-)</sup> 0,006 $\pm$ 0,001 <sup>(+)</sup>	rysunek 10.8
	nieustalony	0,0039 $\pm$ 0,0002 <sup>(-)</sup> 0,0041 $\pm$ 0,0003 <sup>(+)</sup>	rysunek 10.9
$\omega_{m,0}$	ustalony	0,043 $\pm$ 0,003 <sup>(-)</sup> 0,034 $\pm$ 0,003 <sup>(+)</sup>	rysunek 10.10
	nieustalony	0,050 $\pm$ 0,004 <sup>(-)</sup> 0,043 $\pm$ 0,004 <sup>(+)</sup>	rysunek 10.11
$R_{cont}$	ustalony	0,000 $\pm$ 0,000 <sup>(-)</sup> 0,000 $\pm$ 0,000 <sup>(+)</sup>	brak chłodzenia kompresem
	nieustalony	0,090 $\pm$ 0,027 <sup>(-)</sup> 0,087 $\pm$ 0,027 <sup>(+)</sup>	rysunek 10.12

<sup>(-)</sup> dla zmniejszonego parametru  $\chi_i$ , wg tabeli 10.1.

<sup>(+)</sup> dla zwiększonego parametru  $\chi_i$ , wg tabeli 10.1.

Z przeprowadzonej analizy wynika, że największy wpływ na symulowane temperatury tkanek ma temperatura krwi tętniczej  $t_a$  (współczynnik wrażliwości  $\bar{c}_{\chi_{t_a}} \approx 0,8$ ). Wrażliwość na pozostałe parametry wejściowe modelu charakteryzują się ponad 10-krotnie mniejszymi współczynnikami wrażliwości ( $\bar{c}_{\chi_\alpha} \approx 0,05$ ,  $\bar{c}_{\chi_{\omega_{m,0}}} \approx 0,045$ ,  $\bar{c}_{\chi_{R_{cont}}} \approx 0,09$ ), a dla objętościowych źródeł ciepła metabolicznego współczynnik wrażliwości ma wartości rzędu zaledwie  $\bar{c}_{\chi_{\dot{q}_{m,0}}} \approx 0,005$ .



Rys. 10.13. Wykres zmian temperatury skóry w czasie dla danych pomiarowych ( $N=14$  próbek) oraz symulacji CFD – model numeryczny III, czas 0 s odpowiada końcowi procesu chłodzenia skóry (zdjęcie kompresu)

Fig. 10.13. Skin temperature vs. time for experiment ( $N=14$  samples) and CFD simulation – numerical model III, time = 0 s corresponds to the end of skin cooling (i.e. compress is taken away)

## 10.4. Walidacja modelu numerycznego (termoregulacja pasywna)

Do walidacji wyników obliczeń numerycznych wykorzystano wyniki pomiarów eksperymentu medycznego nr 1, opisanego w podrozdziale 6.3.1, s. 75.

Wyniki symulacji numerycznych, uzyskane dla etapu ogrzewania skóry, porównano ze zmierzonymi temperaturami skóry w centralnym rejonie miejsca przyłożenia kompresu (średnia  $\pm$ SD,  $N=14$  pomiarów). Porównanie to przedstawiono na rysunku 10.13.

**Ocena statystyczna.** Uzyskano bardzo dobrą jakość i dokładność odwzorowania pola temperatury (ochłodzonej skóry podczas powrotu do normotermii) przez model numeryczny III. Wyznaczony dla wyników przedstawionych na rysunku 10.13 współczynnik determinacji wyników obliczeń z danymi eksperymentalnymi  $R^2 = 0,985$ , co potwierdza bardzo dobre dopasowanie modelu do wyników eksperymentu. Średni błąd kwadratowy modelu jest równy  $MSE=0,112 \text{ K}^2$  (a pierwiastek średniego błędu kwadratowego  $RMSE=0,335 \text{ K}$  i jest mniejszy niż średnie odchylenie standardowe dla wyników pomiarów  $\overline{SD} = 1,0 \text{ K}$ ).

Powyższe parametry oceny statystycznej dopasowania modelu numerycznego III do walidacyjnych danych pomiarowych są w zasadzie tożsame z wielkościami tych parametrów obliczonymi dla modelu numerycznego I (por. paragraf *Ocena statystyczna*, s. 101).

**Uzasadnienie uproszczenia modelu.** Podobnie jak w modelu numerycznym II, opisanym w podrozdziale 9.1, s. 102, w modelu numerycznym III zrezygnowano z modelowania powietrza otaczającego przedramię, a w zamian na zewnętrznej powierzchni skóry zadano warunek brzegowy konwekcyjnej wymiany ciepła.

Ocena jakości i dokładności modelu numerycznego III (przedstawiona powyżej) oraz niskie wartości współczynników wrażliwości  $c_{\chi_\alpha}$  (rysunki 10.6, 10.7 i tabela 10.2) potwierdzają możliwość stosowania wprowadzonego uproszczenia. Wprowadzone uproszczenie ma marginalny wpływ na symulowane pole temperatury w tkankach przedramienia.

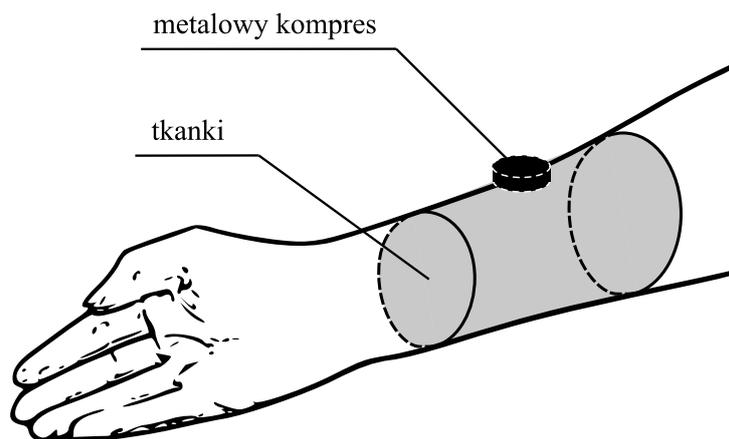
# Rozdział 11

## Model numeryczny IV oraz jego walidacja

### 11.1. Model numeryczny tkanek (termoregulacja aktywna)

W rozdziale wykorzystano model numeryczny, który w większości jest tożsamy z modelem III, opisanym w rozdziale 10.1. Do walidacji ponownie użyto wyników eksperymentu medycznego prowadzonego wg protokołu pomiarowego (A) (opisanego w rozdziale 6.1). Szkic przedstawiający modelowany obszar pokazano na rysunku 11.1.

W odróżnieniu od modelu numerycznego III, dla tkanki skóry właściwej model termoregulacji pasywnej zastąpiono modelem termoregulacji aktywnej. Poniżej opisano jedynie różnice względem modelu numerycznego III.



Rys. 11.1. Szkic modelowanego obszaru – model numeryczny IV  
Fig. 11.1. Sketch of modelled region – numerical model IV

### 11.1.1. Rozwiązywane równania

**Równania.** W domenie obliczeniowej reprezentującej kompres chłodzący oraz tkanki kości i naskórka rozwiązywano jedynie standardowe równanie zachowania energii.

**Termoregulacja aktywna.** W domenie obliczeniowej reprezentującej tkanki skóry właściwej rozwiązywano równanie zachowania energii wraz z wprowadzonymi do niego modyfikacjami członów źródłowych równania Pennesa, wynikającymi z modelu aktywnej termoregulacji w zakresie perfuzji tkanek (7.8) i (7.9).

W domenie obliczeniowej reprezentującej tkanki mięśni oraz tłuszczu rozwiązywano równania zachowania energii wraz z wprowadzonymi do nich modyfikacjami członów źródłowych równania Pennesa, wynikającymi z modelu pasywnej termoregulacji (podrozdział 10.1.2, s. 114).

**Termoregulacja aktywna – kody źródłowe UDF.** Przykładowe kody źródłowe funkcji użytkownika UDF dla skóry właściwej, które wprowadzają do równania Pennesa człony źródłowe modelu termoregulacji aktywnej w zakresie przepływu krwi przez tkankę (równania (7.8) oraz (7.9)), zamieszczono w dodatkach:

**B.6** – dla obliczeń w stanie ustalonym,

**B.7** – dla obliczeń w stanie nieustalonym,

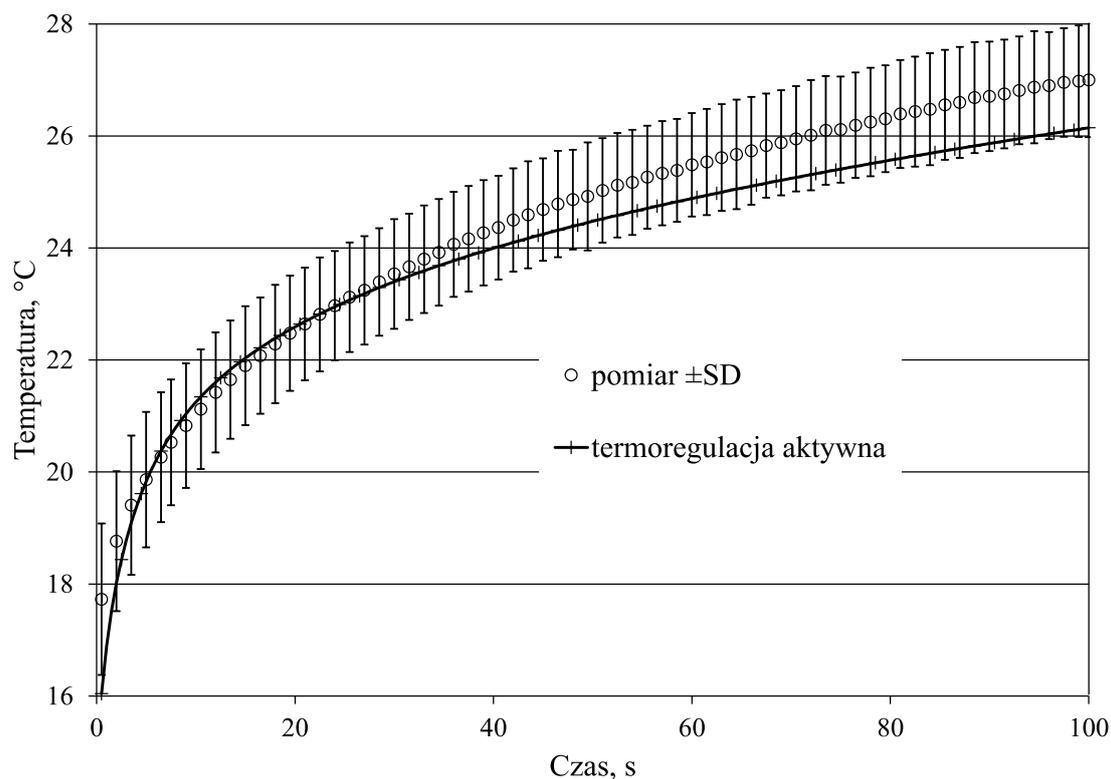
**B.5** – gdzie zamieszczono pomocnicze funkcje użytkownika dla modelu termoregulacji aktywnej, w tym funkcje obliczania średniej temperatury skóry  $T_{m,sk}$ .

## 11.2. Walidacja modelu numerycznego (termoregulacja aktywna)

Do walidacji wyników obliczeń numerycznych wykorzystano wyniki pomiarów eksperymentu medycznego nr 1, opisanego w podrozdziale 6.3.1.

Wyniki symulacji numerycznych, uzyskane dla etapu ogrzewania skóry, porównano ze zmierzonymi temperaturami skóry w centralnym rejonie miejsca przyłożenia kompresu (średnia  $\pm$ SD,  $N=14$  pomiarów). Porównanie to przedstawiono na rysunku 11.2.

**Ocena statystyczna.** Otrzymano dobre jakość i dokładność odwzorowania pola temperatury (ochłodzonej skóry podczas powrotu do normotermii) przez model numeryczny IV. Wyznaczony dla wyników przedstawionych na rysunku 11.2 współczynnik determinacji wyników obliczeń z danymi eksperymentalnymi  $R^2 = 0,981$ , co potwierdza dobre dopasowanie modelu do wyników eksperymentu. Średni błąd kwadratowy modelu jest równy  $MSE=0,329 \text{ K}^2$  (a pierwiastek średniego błędu kwadratowego  $RMSE=0,573 \text{ K}$  i jest mniejszy niż średnie odchylenie standardowe dla wyników pomiarów  $\overline{SD} = 1,0 \text{ K}$ ).



Rys. 11.2. Wykres zmian temperatury skóry w czasie dla danych pomiarowych ( $N=14$  próbek) oraz symulacji CFD – model numeryczny IV, czas 0 s odpowiada końcowi procesowi chłodzenia skóry (zdjęcie kompresu)

Fig. 11.2. Skin temperature vs. time for experiment ( $N=14$  samples) and CFD simulation – numerical model IV, time = 0 s corresponds to the end of skin cooling (compress is taken away)

Powyższe parametry oceny statystycznej dopasowania modelu numerycznego IV do walidacyjnych danych pomiarowych są nieznacznie gorsze (głównie w zakresie średniego błędu kwadratowego) w porównaniu z parametrami obliczonymi dla modeli numerycznych I:  $R^2=0,986$ ,  $MSE=0,081$  K<sup>2</sup> (por. paragraf *Ocena statystyczna*, s. 101) oraz III:  $R^2=0,985$ ,  $MSE=0,112$  K<sup>2</sup> (por. paragraf *Ocena statystyczna*, s. 133).

# Rozdział 12

## Porównanie wariantów modeli termoregulacji i wymiany ciepła w tkankach

W rozdziale przedstawiono wyniki porównania symulacji numerycznych prowadzonych dla różnych wariantów modeli termoregulacji:

*Pasywnej.* Model numeryczny III (por. rozdział 11).

*Aktywnej.* Model numeryczny IV (por. rozdział 10).

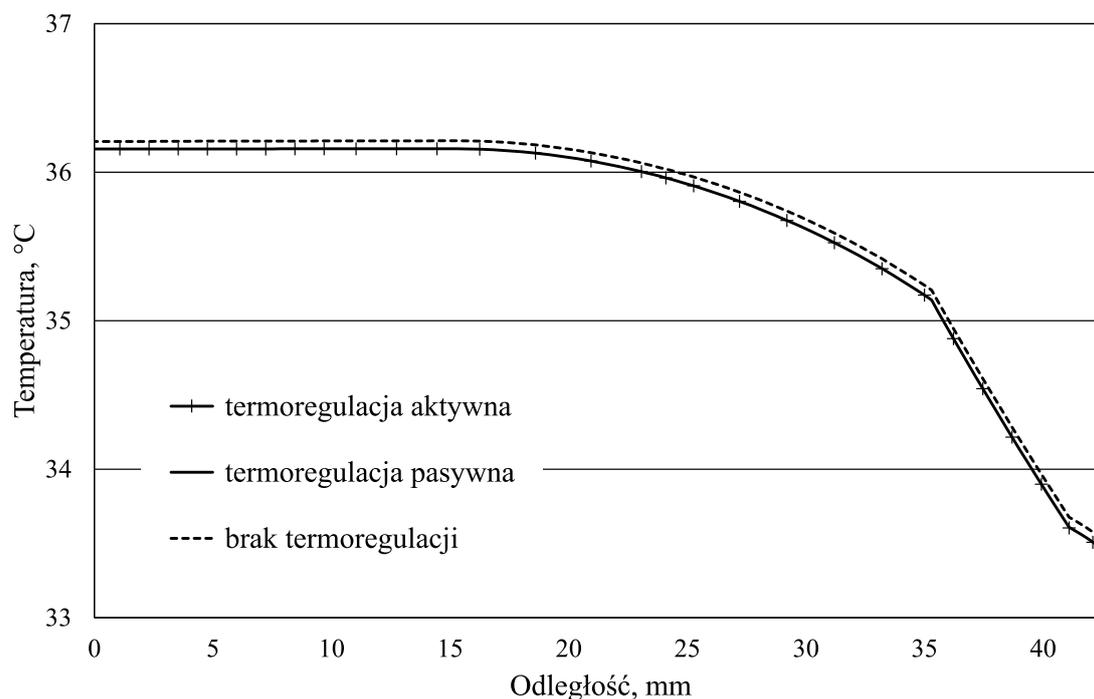
*Bez termoregulacji.* Dodatkowo opracowany model, który uwzględnia jedynie stałe człony źródłowe równania Pennesa (3.7).

Dla wszystkich porównywanych powyżej i wymienionych przypadków użyto takiego samego modelu tkanek przedramienia, w tym: modelu geometrycznego, siatki podziału numerycznego, właściwości tkanek, oporu kontaktowego, warunków brzegowych i początkowych, sekwencji obliczeń (stan ustalony termoneutralny – chłodzenie kompresem – ogrzewanie się ochłodzonych tkanek).

Elementem różniącym porównywane modele jest model termoregulacji.

**Model bez termoregulacji.** Modele termoregulacji zostały dezaktywowane w przypadku wariantu bez modelu termoregulacji. W ukrwionych tkankach (skóra właściwa, mięsień, tłuszcz) rozwiązywano model opisany równaniem Pennesa (3.7) ze stałymi wartościami objętościowych źródeł ciepła metabolicznego  $\dot{q}_{m,i}$  oraz współczynników perfuzji  $\omega_i$ . Użyte wielkości dla poszczególnych tkanek przedstawione są w tabeli 7.3, s. 90. Są to takie same wartości, jakie były przyjmowane jako startowe dla obliczeń stanu termoneutralnego dla wszystkich modeli.

**Podstawowe równanie Pennesa – kod źródłowy UDF.** Przykładowy kod źródłowy funkcji użytkownika UDF dla tkanki mięśniowej, wprowadzający do standardowego równania przewodzenia ciepła człony źródłowe (metaboliczny i perfuzyjny), które wynikają z równania Pennesa (3.7), zamieszczono w dodatku **B.1**. Przedstawiony tam kod źródłowy jest taki sam dla obliczeń w stanie zarówno ustalonym, jak i nieustalonym.



Rys. 12.1. Rozkład temperatury w stanie termoneutralnym, wzdłuż kierunku promieniowego (kość - skóra) dla różnych modeli termoregulacji – bez termoregulacji, z termoregulacjami pasywną oraz aktywną

Fig. 12.1. Temperature distribution in thermoneutral state, plotted along radial (bone to skin) direction for different models of thermoregulation – no thermoregulation, passive thermoregulation, active thermoregulation

## 12.1. Stan ustalony (termoneutralny)

Na rysunku 12.1 przedstawiono rozkłady temperatury tkanek przedramienia w stanie termoneutralnym, wzdłuż kierunku promieniowego (kość - skóra) dla trzech wariantów modeli: bez termoregulacji, z termoregulacją pasywną oraz z termoregulacją aktywną.

Modele, w których użyto termoregulacji pasywnej oraz aktywnej prowadzą do uzyskania takiego samego rozkładu temperatury w tkankach przedramienia. Ponieważ symulacja na tym etapie prowadzona jest w stanie ustalonym, więc jest to w zgodzie z przewidywaniami (obydwa modele dają ten sam wynik, obydwa modele wprowadzają korektę startowych wartości objętościowych źródeł ciepła metabolicznego  $\dot{q}_{m,i}$  oraz współczynników perfuzji  $\omega_i$ , dążąc tych samych wyników). W związku z tym, niezależnie od zastosowanego modelu termoregulacji, uzyskuje się ten sam wynik.

Wyniki modelu, w którym przyjęto stałe wartości objętościowych źródeł ciepła metabolicznego i współczynników perfuzji (tj. modelu bez termoregulacji), różnią się średnio o  $+0,06$  K od wyników ww. modeli z termoregulacją. Jest to zgodne z przewidywaniami – perfuzja tkanek jest w tym przypadku stała i nie podlega

zmniejszeniu w związku ze spadkiem lokalnej temperatury. Nieaktywny jest efekt związany z ograniczaniem dostarczania krwi tętniczej do tkanek (brak jest obkurczania naczyń).

## 12.2. Stan nieustalony 2

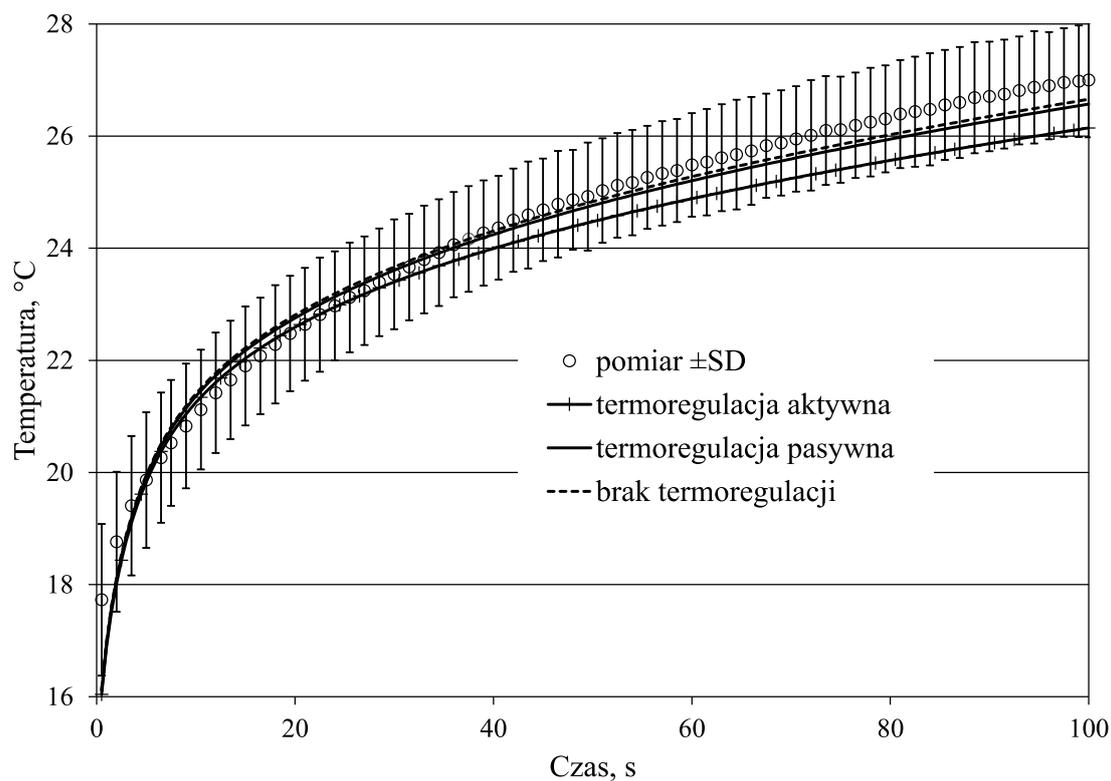
Na rysunku 12.1 przedstawiono rozkłady temperatury tkanek przedramienia w trakcie etapu ogrzewania się tkanek po zakończeniu chłodzenia skóry. Przedstawiono wyniki symulacji otrzymane dla trzech wariantów modeli: bez termoregulacji, z termoregulacją pasywną oraz z termoregulacją aktywną.

**Ocena statystyczna.** Wszystkie z przeanalizowanych modeli charakteryzują się bardzo dobrym ( $R^2 > 0,98$ ) dopasowaniem do zebranych danych pomiarowych. Średnia kwadratowa błędów modeli (względem wartości mierzonych), dla wszystkich zaproponowanych modeli, jest poniżej średniego odchylenia standardowego wyników pomiarów, które wynosi  $\overline{SD} = 1,0$  K. Szczegółowe dane oceny statystycznej analizowanych modeli przedstawiono w tabeli 12.1.

Tabela 12.1

Ocena statystyczna dopasowania różnych modeli termoregulacji do wyników eksperymentu:  
współczynnik determinacji, średni błąd kwadratowy, średnia kwadratowa błędów

Model termoregulacji	$R^2$	$MSE$	$RMSE$
brak	0,985	0,090	0,300
pasywna	0,985	0,112	0,335
aktywna	0,981	0,329	0,573



Rys. 12.2. Wykres zmian temperatury skóry w czasie dla danych pomiarowych ( $N=14$  próbek) oraz symulacji CFD dla różnych modeli termoregulacji: bez termoregulacji, z termoregulacją pasywną, termoregulacją aktywną, czas 0 s odpowiada końcowi procesu chłodzenia skóry (zdejście kompresu)

Fig. 12.2. Skin temperature vs. time for experiment ( $N=14$  samples) and CFD simulation for different models of thermoregulation: no thermoregulation, passive thermoregulation, active thermoregulation, time = 0 s corresponds to the end of skin cooling (compress is taken away)

# Rozdział 13

## Podsumowanie i wnioski

### 13.1. Podsumowanie

W monografii przedstawiono opracowany i zwalidowany trójwymiarowy model numeryczny nieustalonych procesów lokalnego ochładzania tkanek przedramienia przez przyłożenie metalowego kompresu o obniżonej temperaturze.

W opracowanym modelu nowością jest uwzględnienie różnych modeli termoregulacji autonomicznej pasywnej oraz aktywnej. Ten pierwszy umożliwia uwzględnienie w symulacjach lokalnych zmian produkcji ciepła metabolicznego oraz ukrwienia, będących następstwem zmian temperatury tkanek. Model termoregulacji aktywnej natomiast pozwala dodatkowo wziąć pod uwagę zmienność ukrwienia tkanek skóry właściwej, sterowaną przez uwzględnienie sygnałów (temperatury) pochodzenia zarówno lokalnego, jak i centralnego.

Motywacją do podjęcia badań była potrzeba zbudowania modelu numerycznego zdrowej tkanki, który może zostać wykorzystany do analizy zaburzeń pola temperatury skóry. Opracowany model może znaleźć bezpośrednie zastosowanie w diagnostyce i wczesnym wykrywaniu nowotworów skóry, np. czerniaka, które wykorzystują nieinwazyjny, a zarazem bezpieczny pomiar termowizyjny temperatury skóry. Celem wzmocnienia rejestrowanego sygnału temperaturowego rozważane jest badanie skóry poddanej termostymulacji.

Ważne elementy zrealizowanej pracy to także zidentyfikowanie oraz wyznaczenie oporu kontaktowego, towarzyszącego wymianie ciepła pomiędzy skórą a metalowym kompresem chłodzącym.

Wykorzystując opracowany model numeryczny, wykonano także analizę i wyznaczono współczynniki wrażliwości modelowanych zmian temperatury tkanek ze względu na główne parametry i dane wejściowe modelu, tj. temperaturę krwi tętniczej, konwekcyjny współczynnik wnikania ciepła, opór kontaktowy na styku skóra - kompres oraz startowe wartości objętościowych źródeł ciepła metabolicznego oraz współczynników perfuzji.

Na podstawie danych pochodzących z pomiarów wykonanych podczas eksperymentów medycznych przeprowadzono także walidację opracowanych modeli numerycznych.

Modele geometryczne, siatki podziału numerycznego, dyskretyzację oraz symulacje numeryczne opracowanych modeli wykonano w oprogramowaniu ANSYS® Academic Research CFD (Fluent). W dodatkach zamieszczono także przykładowe funkcje użytkownika,

w których zawarta jest implementacja członów źródłowych równania Pennesa oraz modeli termoregulacji użytych w trakcie prowadzonych symulacji.

## 13.2. Dyskusja

### **Walidacja i ocena dopasowania modeli wymiany ciepła i termoregulacji.**

Przeprowadzona ocena dopasowania analizowanych modeli, w tym termoregulacji, wskazuje na bardzo dobrą jakość odwzorowania mierzonych temperatur i strumieni ciepła. Potwierdzają to wysokie wartości współczynników determinacji ( $R^2 > 0,98$ , tabela 12.1, s. 139) oraz małe wartości średnich kwadratowych błędów modelu ( $RMSE < 0,6$  K, tabela 12.1, s. 139). Jedynie dla wariantu modelu, w którym nie uwzględniono oporu kontaktowego zanotowano wysoki błąd średni kwadratowy ( $RMSE = 2,209$  K). Jednak zidentyfikowanie, wyznaczenie i wprowadzenie do modelu oporu kontaktowego skutecznie wyeliminowało ten problem.

Należy zaznaczyć, że mimo istniejących różnic w jakości modeli (tabela 12.1, s. 139) wszystkie z nich są na porównywalnym, wysokim poziomie jakości dopasowania. Uwzględniając rozrzut danych pomiarowych (rysunek 12.1, s. 138), nie jest możliwe określenie, który z zaproponowanych modeli termoregulacji jest najlepszy. W ocenie autora wszystkie mogą być stosowane z powodzeniem.

**Uproszczenia modelu.** Największym uproszczeniem modelu jest przyjęcie walcowej geometrii o koncentrycznym ułożeniu warstw tkanek. Zdecydowano się jednak na takie podejście ze względu na brak możliwości pozyskania danych z obrazowania medycznego (tomografia komputerowa lub rezonans magnetyczny). Obrazowanie takie jest badaniem drogim, czasochłonnym i inwazyjnym (np. tomografia wiąże się z napromienianiem pacjenta). Dodatkowo budowa realistycznego modelu geometrycznego, uwzględniającego budowę i wymiary ciała indywidualnych pacjentów, wymagałaby segmentacji obrazów medycznych, budowy trójwymiarowego modelu, budowy indywidualnej siatki podziału numerycznego. Wszystko to uniemożliwiłoby stosowanie modelu w codziennej praktyce lekarskiej oraz w badaniach przesiewowych. Jest możliwe jednak dostosowanie uproszczonej, walcowej geometrii do indywidualnych cech osobniczych w zakresie pomiaru np. średnicy przedramienia lub dostosowania modelu wg pomiaru zawartości tkanki tłuszczowej (np. fałdomierzem). W takim przypadku prosta parametryzacja uproszczonego modelu może pozwolić uzyskać wyniki bardziej dopasowane do indywidualnych cech badanej osoby.

Uproszczeniem zastosowanym w rozważanym modelu jest także fourierowskie założenie nieskończonej prędkości rozchodzenia się fali cieplnej. Model Cattaneo [16] i Verotte'a [111], tzw. model SPL (ang. *Single Phase Lag*), jest niewątpliwie bliższy fizycz-

nemu przebiegowi zjawiska niż model Pennesa. W niniejszej monografii nie zdecydowano się na użycie modelu SPL z trzech względów:

- występujące czasy relaksacji są bardzo małe, co powoduje, że można pominąć wpływ drugiej pochodnej czasowej,
- w obliczu innych uproszczeń (geometria, warunki brzegowe itp.) użycie bardziej dokładnego modelu niewiele wnosi,
- ze względu na docelowy krąg odbiorców – lekarzy praktyków istotna jest szybkość działania modelu, a ta jest większa w przypadku równania Pennesa.

Obok modelu Cattaneo-Vernotte'a istnieje także model Thzou [108], w którym pojawia się mieszana pochodna temperatury względem czasu i przestrzeni (tzw. model DPL, ang. *Dual Phase Lag*), na którego zastosowanie nie zdecydowano się także z ww. przyczyn. Porównanie tych modeli zawarto w rozdziale pracy [62].

Uproszczenie modelu w zakresie rezygnacji z modelowania CFD powietrza otaczającego skórę przedramienia wraz z kompresem chłodzącym wydaje się być w pełni uzasadnione. Z analizy modelu pełnego (z powietrzem) wynika, że dla badanego przypadku konwekcyjny współczynnik wnikania ciepła jest praktycznie na stałym poziomie. Dodatkowo analiza wrażliwości wskazała, że symulowane temperatury skóry nie są istotnie wrażliwe nawet na duże ( $\pm 20\%$ ) wahania konwekcyjnego współczynnika wnikania ciepła.

**Pomiary.** Zaproponowany zakres prowadzonych pomiarów nie obejmował wielu, możliwych do wykonania, pomiarów, np. pomiaru temperatury głębokiej ciała.

Z oczywistych względów znajomość temperatury głębokiej umożliwiłaby modelowanie uwzględniające indywidualny stan termiczny pacjenta oraz przyjęcie w modelu – indywidualnej dla każdego pacjenta – temperatury krwi tętniczej. Jednak, mimo że wiarygodny pomiar temperatury głębokiej (podrozdział 2.1.2, s. 26) jest technicznie wykonalny i stosowany w warunkach szpitalnych, to ze względów praktycznych w warunkach ambulatoryjnych nie jest stosowany, ponieważ jest albo za drogi (pomiar połykaną tabletką), albo zbyt kłopotliwy do zastosowania (np. pomiar temperatury w przełyku, pomiar temperatury rektalnej). Konieczność stosowania takiego pomiaru, podobnie jak w przypadku indywidualnej geometrii modelu, dyskwalifikowałaby użycie zaproponowanego modelu w codziennej praktyce lekarskiej oraz w badaniach przesiewowych. Z tego powodu zrezygnowano z prowadzenia takich pomiarów.

**Termoregulacja.** W analizowanym przypadku modelowania fragmentu przedramienia zdecydowano się na uwzględnienie jedynie mechanizmu obkurczania naczyń krwionośnych (podrozdział 4.4.1). Ze względu na stabilne warunki przeprowadzania eksperymentu medycznego, relatywnie krótki czas badania oraz mały zakres ingerencji w ogólny bilans ciepła całego ciała badanych osób przyjęto, że w trakcie badania nie występowały zjawiska pocenia się, termogenezy drżeniowej, rozkurczania naczyń (które występują tylko

dla istotnego wzrostu temperatury głębokiej). W ocenie autora w analizowanym przypadku nie ma potrzeby rozszerzania zaproponowanego modelu o pominięte mechanizmy termoregulacyjne.

**Opór kontaktowy.** Na zidentyfikowany opór kontaktowy na styku skóra - kompres chłodzący wpływ może mieć wiele czynników, np. siła docisku kompresu do skóry czy obecność owłosienia skóry.

Na podstawie doświadczeń, zebranych podczas realizowania pomiarów w eksperymentach medycznych *in vivo*, w przypadku dalszych prac badawczych – ukierunkowanych na wdrożenie metody diagnostycznej w praktyce medycznej – należy zaproponować większe ustandaryzowanie procesu pomiarowego. W szczególności powinno ono obejmować wymóg golenia obszaru badanej skóry przed badaniem oraz zastosowanie urządzenia technicznego zapewniającego stały i równy dla każdego pacjenta docisk kompresu do skóry.

**Analiza wrażliwości.** Z przeprowadzonej analizy wrażliwości wynikowych (symulowanych) temperatur skóry na zmiany głównych parametrów i danych wejściowych modelu wynika, że model jest najbardziej wrażliwy na przyjętą temperaturę krwi tętniczej  $t_a$ , dla której średni znormalizowany współczynnik wrażliwości jest na poziomie  $\bar{c}_{\chi t_a} \approx 0,8$  (tabela 10.2, s. 131). Dla pozostałych parametrów znormalizowane średnie współczynniki wrażliwości  $\bar{c}_{\chi} \leq 0,09$ , czyli są ok. 10-krotnie mniejsze. Dotyczy to konwekcyjnego współczynnika wnikania ciepła  $\alpha$ , oporu kontaktowego  $R_{cont}$  na styku skóra - kompres oraz startowych wartości objętościowych źródeł ciepła metabolicznego  $\bar{q}_{m,0}$  oraz współczynników perfuzji  $\omega_0$ .

**Temperatura krwi tętniczej.** W świetle wyników analizy wrażliwości, głębszego omówienia wymaga, przyjęte w modelach, założenie stałej temperatury krwi tętniczej  $t_a$ . W zaproponowanym rozwiązaniu przyjęto jej stałą wartość równą  $37^\circ\text{C}$ . Decyzja ta wynikała bezpośrednio z braku danych pomiarowych w tym zakresie. Podczas eksperymentów medycznych głęboka temperatura ciała  $t_c$ , w praktyce będąca równa temperaturze krwi tętniczej, nie była mierzona.

Z jednej strony jest to słuszne założenie, ponieważ utrzymywanie temperatury głębokiej na stałym poziomie  $37^\circ\text{C}$  jest priorytetem, bezwzględnie realizowanym przez ośrodek termoregulacji rozwiniętych organizmów stałocieplnych, w tym człowieka. O ile dla zdrowego organizmu w warunkach komfortu cieplnego temperatura głęboka jest utrzymywana przez organizm na stabilnym poziomie  $37^\circ\text{C}$ , o tyle w przypadku np. pojawienia się infekcji lub stanów zapalnych może być podwyższona. Informację taką należałoby uwzględnić podczas prowadzenia symulacji.

Z drugiej strony w układzie krwionośnym człowieka tętnice oraz żyły doprowadzające krew do wybranych grup tkanek są ułożone w pobliżu siebie. Jest to widoczne szczególnie w przypadku kończyn, a ma to miejsce na odpowiednio długich odcinkach, na których krew tętnicza  $t_a$  napływająca do tkanek ma temperaturę niższą od temperatury głębokiej

(jądra)  $t_c$ . Różnica jest wynikiem wymiany ciepła pomiędzy krwią tętniczą a żylną w sposób podobny do w przypadku wymienników równoległoprądowych o przeciwnym przepływie czynników. Natomiast w przypadku tkanek umiejscowionych w obrębie głowy i tułowia, nawet tych wchodzących w skład powłoki (np. skóra głowy), odcinki, na których tętnice oraz żyły ułożone są równolegle blisko siebie są małe. Stąd nie jest istotny wpływ przeciwnoprądowej wymiany ciepła nie jest istotny – przyjmuje się, że temperatura krwi tętniczej  $t_a$  dopływająca do tkanek jest równa temperaturze głębokiej (tj. jądra, wnętrza ciała)  $t_c$ .

Ponieważ omawiany model numeryczny obejmował jedynie fragment przedramienia, więc nie było możliwe zrealizowanie modelowania przeciwnoprądowej wymiany ciepła w układzie żyła - tętnica. Do takiej analizy wymagany jest pełny model tkanek całego ciała (np. model segmentowy), w którym krew pochodząca z różnych części ciała o różnych temperaturach miesza się w żylną część układu krwionośnego. W modelach całego ciała to właśnie temperatura powrotnej krwi wymieszanej w żyłę głównej, po uwzględnieniu przeciwnoprądowej wymiany ciepła, jest reprezentatywna dla temperatury głębokiej  $t_c$  modelu. Podejście takie należy uwzględnić w przypadku kontynuowania badań opisanych w niniejszej monografii.

### 13.3. Wnioski

Zrealizowano wszystkie zaplanowane cele pracy. Zbudowano modele geometryczne i podziału numerycznego dla rozważanego przypadku tkanek przedramienia, lokalnie chłodzonych kompresem metalowym o obniżonej temperaturze. Walidacji poddano zdyskretyzowany model wymiany ciepła w tkankach, oparty na równaniu przewodzenia biociepła Pennesa, wraz z modelami termoregulacji pasywnej i aktywnej.

Uzyskano bardzo dobrą zgodność symulowanych temperatur skóry przedramienia z ich mierzonymi odpowiednikami. Wszystkie opracowane modele numeryczne procesu chłodzenia skóry przedramienia bardzo dobrze odpowiadają danym pomiarowym z eksperymentu medycznego *in vivo*, co potwierdzają wysokie wartości współczynników determinacji  $R^2 > 0,98$  oraz niskie wartości średnich kwadratowych błędów modelu  $RMSE < 0,6$  K.

Opisane modele przepływu ciepła i termoregulacji mogą być także zastosowane w przypadku dostępności osobniczych danych geometrycznych otrzymanych metodami diagnostyki obrazowej. Istnieje także możliwość przeniesienia uzyskanych wyników na inne części ciała. W takich przypadkach model może bezpośrednio wykorzystywać zawarte w niniejszej pracy funkcje użytkownika.

Opracowany model może znaleźć praktyczne zastosowanie w diagnostyce i wczesnym wykrywaniu nowotworów skóry, np. czerniaka. Bazując na pomiarach temperatury skóry,

można zaproponować procedurę (opartą na rozwiązaniu zadania odwrotnego) identyfikacji i lokalizowania zmian nowotworowych na podstawie nieinwazyjnego, a zarazem bezpiecznego pomiaru termowizyjnego powierzchni skóry.

**Kontynuacja badań.** Uwzględniając wnioski płynące z analizy wrażliwości, a wskazujące na temperaturę krwi tętniczej  $t_a$  jako istotną ze względu na wyniki symulacji (w przypadku kontynuowania prac), badania należy ukierunkować na zbudowanie modelu całego ciała. Umożliwiłoby to uwzględnienie zróżnicowanej temperatury krwi tętniczej  $t_a$  dla różnych części ciała. Obliczenia takie są możliwe przy wykorzystaniu modeli segmentowych fizjologii termicznej całego ciała człowieka [35, 37, 43, 101]. W modelach tych uwzględnia się zmienność temperatury krwi tętniczej w kończynach, zróżnicowaną w zależności od lokalizacji grup tkanek (np. ramię, przedramię, dłoń, udo, podudzie, stopa).

Opracowany model jest dobrze dopasowany do danych eksperymentalnych, jednak ciekawym tematem do kontynuacji badań może być także sprawdzenie, jaki wpływ na wyniki symulacji ma przyjęte (w modelu Pennesa) założenie nieskończonej prędkości rozchodzenia się fali cieplnej w tkankach. Naturalnym wyborem modelu do dalszej analizy są z pewnością modele SPL (ang. *Single Phase Lag*) [16, 111], oparte na hiperbolicznym równaniu przepływu ciepła, oraz modele DPL (ang. *Dual Phase Lag*) [91, 108].

# Bibliografia

- [1] Angilletta Jr. M.J.M.J.: Thermal adaptation: a theoretical and empirical synthesis. Oxford University Press, New York 2009.
- [2] Baltag O., Banarescu A., Costandache D., Rau M., Ojica S.: Microwaves and Infrared Thermography - Applications in Early Breast Cancer Detection, [in:] International Conference on Advancements of Medicine and Health Care through Technology. IFMBE Proceedings, vol. 26, Springer, Berlin, Heidelberg 2009, p. 195–198.
- [3] Banaszek J.: Credibility analysis of computer simulation of complex heat transfer problems, [in:] Nowak A., Białecki R., (eds.), Conference Proceedings of the Numerical Heat Transfer 2005 - Eurotherm Seminar, no. 82, Institute of Thermal Technology, Silesian University of Technology, Gliwice - Kraków 2005. p. 141–161.
- [4] Bandała D., Rojczyk M., Ostrowski Z., Łaszczyk J., Walas W., Nowak A.J.: Experimental setup and measurements of the heat transfer rate during newborn brain cooling process. “Archives of Thermodynamics”, 39(3), 2018, p. 83–94.
- [5] Bazett H.C., McGlone B.: Temperature gradients in the tissues in man. “American Journal Physiology”, 82, 1927, p. 415.
- [6] Bejan A.: Convection heat transfer. Wiley 2013.
- [7] Bejan A., Kraus A.D.: Heat transfer handbook. J. Wiley, New Jersey 2003.
- [8] Berger S.A., Goldsmith W., Lewis E.R.: Introduction to bioengineering. Oxford University Press, New York 1996.
- [9] Bernard C.: Leçons sur la chaleur animale, sur les effets de la chaleur et sur la fièvre. Baillière, Paris 1876.
- [10] Blatteis C.M.: Physiology and Pathophysiology of Temperature Regulation. World Scientific, Singapore 1998.
- [11] Brück K.: Thermal Balance and the Regulation of Body Temperature, [in:] Human Physiology, Springer Berlin Heidelberg, Berlin, Heidelberg 1989, p. 624–644.

- 
- [12] Buliński P., Adamczyk W., Ostrowski Z.: Bioheat transfer model with active thermoregulation: Sensitivity of temperature field on tissue properties, [in:] *Advances in Intelligent Systems and Computing*, vol. 526, 2017, p. 259–266.
- [13] Buliński P., Ostrowski Z., Adamczyk W.: Comparison of Three in Silico Models of Heat Transfer in Human Body Exposed To Mild Cooling. “*Studia Informatica*”, 37(3), 2016, p. 31–42.
- [14] Buliński P., Ostrowski Z., Adamczyk W., Fityka A., Nowak A.J.: Validation of a numerical model of locally cooled tissues. “*Computer Assisted Mechanics and Engineering Sciences*”, 22(4), 2015, p. 305–314.
- [15] Cao K., Lesnic D.: Simultaneous reconstruction of the perfusion coefficient and initial temperature from time-average integral temperature measurements. “*Applied Mathematical Modelling*”, 68, 2019, p. 523–539.
- [16] Cattaneo M.: A form of heat conduction equation which eliminates the paradox of instantaneous propagation. “*Comptes. Rendus. Acad. Sci*”, 2(47), 1958, p. 431–433.
- [17] Cengel Y.A., Cimbala J.M., Turner R.H.: *Fundamentals of thermal-fluid sciences*. McGraw-Hill Education, New York 2017.
- [18] Chen M.M., Holmes K.R.: Microvascular contributions in tissue heat transfer. “*Annals New York Academy of Sciences*”, 335, 1980, p. 137–150.
- [19] Cho Y.I.: *Bioengineering heat transfer*. Academic Press 1992.
- [20] Ciesielski M., Duda M., Mochnacki B.: Comparison of bio-heat transfer numerical models based on the Pennes and Cattaneo-Vernotte equations. “*Journal of Applied Mathematics and Computational Mechanics*”, 15(4), 2016, p. 33–38.
- [21] Ciesielski M., Mochnacki B., Szopa R.: Numerical modeling of biological tissue heating. Admissible thermal dose. “*Scientific Research of the Institute of Mathematics and Computer Science*”, 10(1), 2011, p. 11–20.
- [22] Commission for Thermal Physiology of the International Union of Physiological Sciences: Glossary of terms for thermal physiology, Third Edition. “*Journal of Thermal Biology*”, 28(1), 2003, p. 75–106.
- [23] Cooper K.E.: *Basic Thermoregulation*, [in:] *Comprehensive Human Physiology*, Springer Berlin Heidelberg, Berlin, Heidelberg 1996, p. 2199–2206.

- [24] da Costa J.M.J., Orlande H.R.B., da Silva W.B.: Model selection and parameter estimation in tumor growth models using approximate Bayesian computation-ABC. "Computational and Applied Mathematics", 37(3), 2018, p. 2795–2815.
- [25] Daintith J., Martin E.: Dictionary of Science. Oxford University Press. Oxford University Press, 6th edition 2010.
- [26] Datta A.: Biological and Bioenvironmental Heat and Mass Transfer. CRC Press, Boca Raton, London, New York 2002.
- [27] Datta A., Rakesh V.: Introduction to Modeling of Transport Processes - Applications to Biomedical Systems. Cambridge University Press 2010.
- [28] Dennis B.H., Eberhart R.C., Dulikravich G.S., Radons S.W.: Finite-Element Simulation of Cooling of Realistic 3-D Human Head and Neck. "Journal of Biomechanical Engineering", 125(6), 2003, p. 832.
- [29] Dodge Y.: The Concise Encyclopedia of Statistics. Springer New York, New York 2008.
- [30] Droog R.P., Kingma B.R., van Marken Lichtenbelt W.D., Kooman J.P., van der Sande F.M., Levin N.W., van Steenhoven A.A., Frijns A.J.: Mathematical Modeling of Thermal and Circulatory Effects During Hemodialysis. "Artificial Organs", 36(9), 2012, p. 797–811.
- [31] Du Bois D., Du Bois E.F.: A Formula to Estimate the Approximate Surface Area if Height and Weight Be Known. "Archives of Internal Medicine", XVII, 1916, p. 863.
- [32] Fan J.: Thermal Manikins and Modelling. The Hong Kong Polytechnic University 2006.
- [33] Fanger P.O.: Komfort cieplny. Arkady, Warszawa 1974.
- [34] Fiala D., Lomas K.J., Stohrer M.: Computer prediction of human thermoregulatory and temperature responses to a wide range of environmental conditions. "International Journal of Biometeorology", 45(3), 2001, p. 143–159.
- [35] Fiala D., Havenith G.: Modelling Human Heat Transfer and Temperature Regulation, [in:] The Mechanobiology and Mechanophysiology of Military-Related Injuries, Springer, Cham 2015, p. 265–302.

- [36] Fiala D., Havenith G., Bröde P., Kampmann B., Jendritzky G.: UTCI-Fiala multi-node model of human heat transfer and temperature regulation. “International Journal of Biometeorology”, 56(3), 2012, p. 429–441.
- [37] Fiala D., Lomas K.J., Stohrer M.: A computer model of human thermoregulation for a wide range of environmental conditions: the passive system. “Journal of Applied Physiology”, 87, 1999, p. 1957–1972.
- [38] Fiala D., Psikuta A., Jendritzky G., Paulke S., Nelson D.A., Lichtenbelt W.D.v.M., Frijns A.J.H.: Physiological modeling for technical, clinical and research applications. “Frontiers in bioscience (Scholar edition)”, 2, 2010, p. 939–68.
- [39] Frąckowiak A., Ciałkowski M.: Application of discrete Fourier transform to inverse heat conduction problem regularization. “International Journal of Numerical Methods for Heat & Fluid Flow”, 28(1), 2018, p. 239–253.
- [40] Gagge A.P., Winslow C.E.A., Herrington L.P.: The influence of clothing on the physiological reactions of the human body to varying environmental temperatures. “American Journal of Physiology”, 124(1), 1938, p. 30–50.
- [41] Ghiaasiaan S.M.: Convective heat and mass transfer. Cambridge University Press, Cambridge 2011.
- [42] Goldman R.F.: Thermal manikins, their origins and role, [in:] Fan J., (ed.), Thermal Manikins and Modelling, The Hong Kong Polytechnic University 2006, p. 3–18.
- [43] Gordon R.G., Roemer R.B., Horvath S.M.: A Mathematical Model of the Human Temperature Regulatory System - Transient Cold Exposure Response. “IEEE Transactions on Biomedical Engineering”, BME-23(6), 1976, p. 434–444.
- [44] Grysa K.: Funkcje Trefftza i ich zastosowania w rozwiązywaniu zagadnień odwrotnych. Wydawnictwo Politechniki Świętokrzyskiej 2010.
- [45] Guyton A.C., Hall J.E.J.E.: Textbook of medical physiology. Elsevier Saunders 2006.
- [46] Hardy J.D., Soderstrom G.F.: Heat Loss from the Nude Body and Peripheral Blood Flow at Temperatures of 22C to 35C. “The Journal of Nutrition”, 16(5), 1938, p. 493–510.
- [47] Harrop Jr. G.A.: The oxygen and carbon dioxide content of arterial and of venous blood in normal individuals and in patients with anemia and heart disease. “The Journal of Experimental Medicine”, 30(3), 1919, p. 241–57.

- [48] Hensel H.: Thermoreception and temperature regulation. Academic Press, London 1981.
- [49] Hesselgreaves J.E., Law R., Reay D.A.: Compact Heat Exchangers - Selection, Design and Operation. Elsevier 2017.
- [50] Holmér I.: Thermal manikin history and applications. "European Journal of Applied Physiology", 92, 2004, p. 614–618.
- [51] Janssen F.: Modelling physiological and biochemical aspects of scalp cooling. Praca doktorska, Technische Universiteit Eindhoven, 2007.
- [52] Janssen F.P.E., Rajan V., Steenbergen W., van Leeuwen G.M., van Steenhoven A.A.: The relationship between local scalp skin temperature and cutaneous perfusion during scalp cooling. "Physiological Measurement", 28(8), 2007, p. 829–839.
- [53] Jaroszczyk F.: Biofizyka. Wydawnictwo Lekarskie PZWL, Warszawa 2008.
- [54] Katić K., Li R., Zeiler W.: Thermophysiological models and their applications: A review. "Building and Environment", 106, 2016, p. 286–300.
- [55] Kleiber M.: Parameter Sensitivity in Nonlinear Mechanics. J. Willey & Sons Ltd., London 1997.
- [56] Klinger H.: Heat transfer in perfused biological tissue I: General theory. "Bulletin of Mathematical Biology", 36, 1974, p. 403–415.
- [57] Klinger H.: Heat transfer in perfused biological tissue II. The macroscopic temperature distribution in tissue. "Bulletin of Mathematical Biology", 40(2), 1978, p. 183–199.
- [58] Kostowski E.: Przepływ ciepła. Wyd. Politechniki Śląskiej, Gliwice 2006.
- [59] Kostowski E.: Promieniowanie cieplne. Wyd. Politechniki Śląskiej, Gliwice 2009.
- [60] Kulacki F.A., Acharya S.: Handbook of thermal science and engineering. Springer International Publishing 2018.
- [61] Kumar D., Singh S., Rai K.N.: Analysis of classical Fourier, SPL and DPL heat transfer model in biological tissues in presence of metabolic and external heat source. "Heat and Mass Transfer", 52(6), 2016, p. 1089–1107.

- [62] Kumar S., Singh S.: Numerical Study on Biological Tissue Freezing Using Dual Phase Lag Bio-Heat Equation, [in:] Trends in Biomathematics: Modeling, Optimization and Computational Problems, Springer International Publishing, Cham 2018, p. 283–300.
- [63] Kurazumi Y., Tsuchikawa T., Ishii J., Fukagawa K., Yamato Y., Matsubara N.: Radiative and convective heat transfer coefficients of the human body in natural convection. “Building and Environment”, 43(12), 2008, p. 2142–2153.
- [64] Kurazumi Y., Tsuchikawa T., Matsubara N., Horikoshi T.: Convective heat transfer area of the human body. “European Journal of Applied Physiology”, 93(3), 2004, p. 273–85.
- [65] Łapka P., Furmański P.: Application of a bieuational bioheat transfer model in the skin for assessment of thermal characteristics of protective garments. Zastosowanie dwurównaniowego modelu transportu ciepła w skórze do oceny charakterystyk cieplnych ubrań ochronnych. „Przemysł Chemiczny”, 96(2), 2017, p. 97–101.
- [66] Łapka P., Furmański P.: Application of a coupled heat and water transport model in the skin for evaluation of protective clothing microclimate, [in:] AIP Conference Proceedings THERMOPHYSICS 2018: 23rd International Meeting of Thermophysics 2018, p. 020024.
- [67] Łapka P., Furmański P., Wiśniewski T.: Assessment of thermal performance of protective garments. “International Journal of Numerical Methods for Heat & Fluid Flow”, 27(5), 2017, p. 1078–1097.
- [68] Łaszczyk J.E., Nowak A.J.: The Analysis of a Newborn’s Brain Cooling Process Measurements and CFD modelling. Lap Lambert Academic Publishing 2015.
- [69] Lemons D., Weinbaum S., Jiji L.: The role of the micro and macrovascular system in tissue heat transfer, [in:] Diller K., Roemer R., (eds.), ASME Winter Annual Meeting Proceedings, ASME, New York 1986.
- [70] Luna J.M., Guerrero A.H., Romero Méndez R., Luis J., Ortiz L.: Solution of the Inverse Bio-Heat Transfer Problem for a Simplified Dermatological Application: Case of Skin Cancer. “Ingeniería Mecánica Tecnología Y Desarrollo”, 4(6), 2014, p. 219–228.
- [71] Majchrzak E., Mochnacki B., Jasiński M.: Numerical modelling of bioheat transfer in multi-layer skin tissue domain subjected to a flash fire, [in:] Computational Fluid and Solid Mechanics 2003, vol. II. Elsevier Science Ltd 2003, p. 1766–1770.

- [72] Majchrzak E.: Numerical Solution of Dual Phase Lag Model of Bioheat Transfer Using the General Boundary Element Method. "CMES: Computer Modeling in Engineering & Sciences", 69(1), 2010, p. 43–60.
- [73] Martínez N., Psikuta A., Kuklane K., Quesada J.I.P., de Anda R.M.C.O., Soriano P.P., Palmer R.S., Corberán J.M., Rossi R.M., Annaheim S.: Validation of the thermophysiological model by Fiala for prediction of local skin temperatures. "International Journal of Biometeorology", 60(12), 2016, p. 1969–1982.
- [74] McIntyre D.A.: Indoor climate. Applied Science Publishers 1980.
- [75] Michajlik A., Ramotowski W.: Anatomia i fizjologia człowieka. PZWL Wydawnictwo Lekarskie 2003.
- [76] Mitchel D., Wyndham C.H., Vermeulen A., Hodgson T., Atkins A., Hofmeyer H.: Radiant and convective of nude men in dry air heat transfer. "Journal of Applied Physiology", 26(1), 1969, p. 111–118.
- [77] Mitchell D., Wyndham C.: Comparison of weighting formulas for calculating mean skin temperature. "Journal of Applied Physiology", 2(5), 1969, p. 616–622.
- [78] Mochnacki B., Ciesielski M.: Sensitivity of temperature field in the system protective clothing - Forearm with respect to perturbations of external heating conditions. "Bulletin of the Polish Academy of Sciences: Technical Sciences", 64(3), 2016, p. 591–598.
- [79] Mochnacki B., Majchrzak E.: Numerical model of thermal interactions between cylindrical cryoprobe and biological tissue using the dual-phase lag equation. "International Journal of Heat and Mass Transfer", 108, 2017, p. 1–10.
- [80] Mochnacki B., Majchrzak E., Duda M.: Numerical modeling of thermal processes in the living tissue domain secured with a layer of protective clothing. "Journal of Applied Mathematics and Computational Mechanics", 13(1), 2014, p. 87–94.
- [81] Mochnacki B., Majchrzak E., Paruch M.: Soft tissue freezing process. Identification of the dual-phase lag model parameters using the evolutionary algorithm, [in:] AIP Conference Proceedings, vol. 1922. AIP Publishing LLC 2018, p. 060001.
- [82] Modest M.F.M.F.: Radiative heat transfer. Elsevier Science 2013.
- [83] Najjaran A.: Determining natural convection heat transfer coefficient of human body. "Transactions on Control and Mechanical Systems", 1(8), 2012, p. 362–369.

- [84] Nelson D., Charbonnel S., Curran R., Marttila E., Fiala D., Mason P., Ziriak J.: A high-resolution voxel model for predicting local tissue temperatures in humans subjected to warm and hot environments. "Journal of Biomechanical Engineering", 131(4), 2009, p. 041003.
- [85] Nilsson H.O., Holmér I.: Comfort climate evaluation with thermal manikin methods and computer simulation models. "Indoor Air", 13, 2003, p. 28–37.
- [86] Nilsson H.O.: Thermal comfort evaluation with virtual manikin methods. "Building and Environment", 42(12), 2007, p. 4000–4005.
- [87] Ostrowski Z.: Zastosowanie metody właściwej dekompozycji ortogonalnej do rozwiązywania zadań odwrotnych. Praca doktorska, Politechnika Śląska, 2006.
- [88] Ostrowski Z., Buliński P., Adamczyk W., Nowak A.: Modelling and validation of transient heat transfer processes in human skin undergoing local cooling. „Przegląd Elektrotechniczny”, 91(5), 2015.
- [89] Ostrowski Z., Frijns A., van Marken Lichtenbelt W., Kingma B., van Steenhoven A.: Predicting human blood pressure changes by thermo-physiological simulation, [in:] M. Papadrakakis M., Oñate E., Schrefler B., (eds.), IV International Conference on Computational Methods for Coupled Problems in Science and Engineering Coupled Problems 2011, Kos, Greece 2011.
- [90] Ostrowski Z., Buliński P., Adamczyk W., Kozolub P., Nowak A.: Numerical model of heat transfer in skin lesions. „Zeszyty Naukowe Politechniki Rzeszowskiej - Mechanika”, 32(87(1/2015)), 2015, p. 55–62.
- [91] Özisik M.N., Tzou D.Y.: On the Wave Theory in Heat Conduction. "Journal of Heat Transfer", 116(3), 1994, p. 526.
- [92] Özisik M.N., Orlande H.R.B.: Inverse heat transfer: fundamentals and applications. Taylor & Francis 2000.
- [93] Parsons K.C.: Human thermal environments: the effects of hot, moderate, and cold environments on human health, comfort, and performance. CRC Press Taylor & Francis Group, Boca Raton, London, New York, 2nd edition 2003.
- [94] Paruch M., Majchrzak E.: Identification of tumor region parameters using evolutionary algorithm and multiple reciprocity boundary element method. "Engineering Applications of Artificial Intelligence", 20(5), 2007, p. 647–655.

- [95] Paruch M.: Identification of the cancer ablation parameters during RF hyperthermia using gradient, evolutionary and hybrid algorithms. “International Journal of Numerical Methods for Heat & Fluid Flow”, 27(3), 2017, p. 674–697.
- [96] Pennes H.H.: Analysis of Tissue and Arterial Blood temperatures in the Resting Human Forearm. “Journal of Applied Physiology”, 1(2), 1948, p. 93–122.
- [97] Rohsenow W.M., Hartnett J.P.J.P., Cho Y.I.: Handbook of heat transfer. McGraw-Hill 1998.
- [98] Rojczyk M., Orlande H.R.B., Colaco M.J., Szczygieł I., Nowak A.J., Białecki R.A., Ostrowski Z.: Inverse heat transfer problems: an application to bioheat transfer. “Computer Assisted Mechanics and Engineering Sciences”, 22(4), 2015, p. 365–383.
- [99] Rowell L.B., Wyss C.: Temperature regulation in exercising and heat-stressed man, [in:] Shitzer A., Eberhart R.C., (eds.), HeatTransferin Medicine and Biology - Analysis and Applications. vol.1., Plenum, New York 1985, p. 63–67.
- [100] Saltelli A., Ratto M., Andres T., Campolongo F., Cariboni J., Gatelli D., Saisana M., Tarantola S.: Global sensitivity analysis: The primer. John Wiley 2008.
- [101] Severens N.: Modelling hypothermia in patients undergoing surgery. Praca doktorska, Technische Universiteit Eindhoven 2008.
- [102] Severens N.M.W., Lichtenbelt W.D.v.M., Frijns A.J.H., Steenhoven A.A.V., de Mol B.A.J.M., Sessler D.I.: A model to predict patient temperature during cardiac surgery. “Physics in Medicine and Biology”, 52(17), 2007, p. 5131–5145.
- [103] Steketee J.: Spectral emissivity of skin and pericardium. “Physics in Medicine & Biology Spectral”, 18, 1973, p. 686–694.
- [104] Stolwijk J., Hardy J.D.: Partitional calorimetric studies of responses of man to thermal transients. “Journal of Applied Physiology”, 21(3), 1966, p. 967–977.
- [105] Stolwijk J.A.J.: . A mathematical model of physiological temperature regulation in man. Technical report, National Aeronautics and Space Administration (NASA contractor report, NASA CR-1855), Washington DC 1971.
- [106] Tadeusiweicz R., Augustyniak P., (eds.): Podstawy Inżynierii Biomedycznej, vol. I. Wydawnictwa AGH, Kraków 2009.
- [107] Taler J., Duda P.: Rozwiązywanie prostych i odwrotnych zagadnień przewodzenia ciepła. Wydawnictwa Naukowo-Techniczne 2003.

- [108] Tzou D.Y.: Macro-to microscale heat transfer: the lagging behavior. Willey, 2nd edition 2014.
- [109] Valvano J.W.: Tissue Thermal Properties and Perfusion, [in:] Optical-Thermal Response of Laser-Irradiated Tissue, Springer US, Boston, MA 1995, p. 445–488.
- [110] VDI-Gesellschaft Verfahrenstechnik und Chemieingenieurwesen.: VDI Heat Atlas. Springer-Verlag, Berlin Heidelberg, 2nd edition 2010.
- [111] Vernotte P.: Les paradoxes de la theorie continue de l'equation de la chaleur. "Comptes. Rendus. Acad. Sci", 246, 1958, p. 3154–3155.
- [112] Weinbaum S., Jiji L.M.: A New Simplified Bioheat Equation for the Effect of Blood Flow on Local Average Tissue Temperature. "Journal of Biomechanical Engineering", 107(2), may 1985, p. 131.
- [113] Wiśniewski S., Wiśniewski T.S.: Wymiana Ciepła. Wydawnictwo Naukowo-Techniczne, Warszawa 2009.
- [114] Wissler E.H.: Pennes'1948 paper revisited. "Journal of Applied Physiology", 85, 1998, p. 35–41.
- [115] Wölki D., Treeck C.V., Zhang Y., Stratbücker S., Sandeep R.: Individualisation of virtual thermal manikin models for predicting thermophysical responses, [in:] Indoor Air Conference, Austin TX 2011, p. 1997–2002.
- [116] Wulff W.: The Energy Conservation Equation for Living Tissue. "IEEE Transactions on Biomedical Engineering", BME-21(6), 1974, p. 494–495.
- [117] Xu F., Seffen K., Lu T.: Non-Fourier analysis of skin biothermomechanics. "International Journal of Heat and Mass Transfer", 51(9-10), 2008, p. 2237–2259.
- [118] Yang T., Cropper P.C., Yousaf R., Cook M.J., Fiala D.: Modelling Human-Environment Thermal Interactions in Naturally Ventilated Buildings, [in:] IESD Internal Seminar 2008.
- [119] Zhang H., Arens E., Huizenga C., Han T.: Thermal sensation and comfort models for non-uniform and transient environments, Part I: Local sensation of individual body parts. "Building and Environment", 45(2), 2010, p. 380–388.

## Źródła internetowe

- [120] Arteriovenous oxygen difference. Dostęp 9.12.2018, [https://en.wikipedia.org/wiki/Arteriovenous\\_oxygen\\_difference](https://en.wikipedia.org/wiki/Arteriovenous_oxygen_difference) .
- [121] Czujnik temperatury typ 201. CZAKI THERMO-PRODUCT, Dostęp 14.12.2018, <https://www.czaki.pl/content-dir/uploads/201.pdf> .
- [122] Infrared camera optris PI 160. Optris GmbH, Dostęp 14.12.2018, <https://www.optris.global/thermal-imager-optris-pi160> .
- [123] NETZSCH-Gerätebau GmbH. Dostęp 15.12.2018, <https://www.netzsch-thermal-analysis.com> .
- [124] NI-9214 C Series Temperature Input Module. National Instruments Corp., USA, Dostęp 14.12.2018, <http://www.ni.com/pl-pl/support/model.ni-9214.html> .
- [125] NI LabVIEW SignalExpress. National Instruments Corp., Dostęp 14.12.2018, <http://www.ni.com/labview/signalexpress/> .
- [126] The Micro-Foil® model 27160 Heat Flux Sensor. RdF Corp., USA, Dostęp 14.12.2018, [http://www.rdfcorp.com/products/hflux/hfs-c\\_01.shtml](http://www.rdfcorp.com/products/hflux/hfs-c_01.shtml) .
- [127] Hasgall P.A., Di Gennaro F., Baumgartner C., Neufeld E., Lloyd B., Gosselin M.C., Payne D., Klingeböck A., Kuster N.: IT'IS Database for thermal and electromagnetic parameters of biological tissues. Dostęp 07.12.2018, <http://itis.swiss/database> .
- [128] Holmes K.R.: Thermal Properties. Dostęp 24.11.2018, <http://users.ece.utexas.edu/~valvano/research/Thermal.pdf> .
- [129] Termoregulacja: Encyklopedia PWN. Dostęp 19.11.2018, <http://encyklopedia.pwn.pl/haslo/termoregulacja;3986736.html> .

## Dokumenty elektroniczne

- [130] 2017 ASHRAE® Handbook - Fundamentals (SI Edition). American Society of Heating, Refrigerating and Air-Conditioning Engineers, Inc., Retrieved from <https://app.knovel.com/hotlink/toc/id:kpASHRAEQ1/ashrae-handbook-fundamentals/ashrae-handbook-fundamentals> .
- [131] Multifunction measuring instrument ALMEMO® 2390-8. Ahlborn Mess- und Regelungstechnik GmbH, <https://www.ahlborn.com/download/anleitung/eng/23908e.pdf> .
- [132] Optris PI Connect - Process Imager Software Operators Manual nr E2013-06-A. Optris GmbH .
- [133] ANSYS® ANSYS Academic Research CFD, Release 14.0, Help System, ANSYS FLUENT UDF Manual. ANSYS, Inc. 2011.
- [134] ANSYS® ANSYS Academic Research CFD, Release 14.5, Help System, ANSYS ICEM CFD User Manual 2012.
- [135] ANSYS® ANSYS Academic Research CFD, Release 15.0, Help System, ANSYS Fluent Theory Guide. ANSYS, Inc. 2013.
- [136] MATLAB® R2016a, Data Analysis. The MathWorks, Inc. 2016.

## Dodatek A

# Uzasadnienie stosowania punktowego pomiaru jako reprezentatywnego dla średniej masowej (objętościowej) temperatury całego kompresu

Równanie (6.1) jest słuszne w przypadku, gdy mierzona temperatura (w centralnym punkcie kompresu) jest reprezentatywna dla temperatury całej objętości (masy) kompresu (tj. obserwowany jest jednorodny rozkład temperatury w całej objętości kompresu). W tym celu sprawdzono, czy analizowany przypadek spełnia, znany z teorii wymiany ciepła, warunek stawiany modelowi skupionemu nieustalanej wymiany ciepła [17]:

$$\text{Bi} = \frac{\alpha_z l_0}{\lambda_{\text{kompres}}} \leq 0,1, \quad (\text{A.1})$$

gdzie:  $\alpha_z$  jest zastępczym współczynnikiem wnikania ciepła (ze skóry do kompresu),  $\lambda_{\text{kompres}}$  jest współczynnikiem przewodzenia ciepła materiału kompresu,  $l_0$  jest wymiarem charakterystycznym dla modelu skupionego:

$$l_0 = \frac{V}{A} = \frac{7,0848 \times 10^{-6} \text{m}^3}{2,3328 \times 10^{-3} \text{m}^2} = 0,003 \text{ m}, \quad (\text{A.2})$$

gdzie:  $V = 7,0848 \times 10^{-6} \text{m}^3$  i  $A = 2,3328 \times 10^{-3} \text{m}^2$  są odpowiednio objętością i polem powierzchni zewnętrznej kompresu.

W analizowanym przypadku przyjęto, że zastępczy współczynnik wnikania ciepła  $\alpha_z$  można wyznaczyć na podstawie prawa chłodzenia Newtona (2.4):

$$\alpha_z = \frac{\bar{q}}{(t_{sk} - \bar{t}_{\text{kompres}})} = \frac{2788 \frac{\text{W}}{\text{m}^2}}{(10^\circ\text{C} - 8,9^\circ\text{C})} = 2427 \frac{\text{W}}{\text{m}^2 \text{K}}, \quad (\text{A.3})$$

gdzie:  $\bar{q} = 2788 \text{W} \cdot \text{m}^{-2}$  jest średnią gęstością strumienia ciepła,  $\bar{t}_{\text{kompres}} = 8,9^\circ\text{C}$  jest średnią temperaturą kompresu. Wartości średnie wyznaczono dla wszystkich  $N=6$  wykonanych pomiarów dla wszystkich czasów pomiarów (podrozdział 6.3.2, s. 77). Ponieważ temperatura skóry nie była mierzona podczas eksperymentu, więc przyjęto

$t_{sk} = 10^{\circ}\text{C}$  (jako wartość zaniżoną, aby związany z nią błąd powodował ewentualne zawyżenie wyznaczonej liczby Biota).

Ostatecznie, podstawiając wynikowe wartości  $\alpha_z$  (A.3),  $l_0$  (A.2) oraz współczynnik przewodzenia ciała  $\lambda_{\text{kompres}}$  (wg tabeli 5.2, s. 65) do wzoru (A.1), wyznaczono liczbę Biota:

$$\text{Bi}_{\text{kompres}} = \frac{2427 \frac{\text{W}}{\text{m}^2 \cdot \text{K}} \cdot 0,003\text{m}}{106,1 \frac{\text{W}}{\text{m}^2 \cdot \text{K}}} = 0,069 < 0,1, \quad (\text{A.4})$$

która jest mniejsza niż graniczna wartość 0,1, wymagana dla stosowania modelu skupionego.

Na podstawie powyższych obliczeń uzasadnione jest stosowanie punktowego pomiaru temperatury kompresu (w jego centralnym punkcie) jako temperatury reprezentatywnej dla średniej masowej (objętościowej) całego kompresu.

# Dodatek B

## Kody źródłowe funkcji własnych użytkownika (UDF)

W niniejszym dodatku zamieszczone są wydruki kodów źródłowych funkcji użytkownika UDF (ang. *User Defined Functions*(UDF)) [133] dla oprogramowania ANSYS Fluent (ANSYS® ANSYS Academic Research CFD, ANSYS, Inc., USA). Przedstawione poniżej kody zostały przetestowane w wersji nr 17.2 oprogramowania ANSYS Fluent, dla obliczeń uruchamianych w trybie szeregowym (serial).

Oprogramowanie ANSYS Fluent, jak każde oprogramowanie komercyjne, nie pozwala na ingerencję w jego zamknięty kod źródłowy. W celu umożliwienia użytkownikom rozszerzania o własne programy dostępnych w oprogramowaniu modeli oraz zwiększenia podstawowej funkcjonalności (np. warunki brzegowe) wykorzystywana jest technika funkcji własnych użytkownika UDF.

W przedstawionych poniżej przykładach kodów źródłowych oprogramowano:

*Warunek brzegowy.* Strumień ciepła w miejscu przyłożenia kompresu chłodzącego, który to warunek nie jest możliwy do zastosowania bez UDF na powierzchniach brył sąsiadujących (tutaj skóra ręki - kompres).

*Dodatkowe człony źródłowe (metaboliczny i perfuzyjny).* Pojawiają się one w równaniu różniczkowym przewodzenia ciepła (biociepła) Pennesa (3.7), które to człony nie są zaimplementowane w komercyjnej wersji oprogramowania ANSYS Fluent. Przedstawione człony źródłowe wynikają z równania przewodzenia ciepła (opisanego w rozdziale 3.) oraz ich dynamicznych zmian wskutek działania procesów termoregulacji autonomicznej pasywnej oraz termoregulacji autonomicznej aktywnej (opisanych w rozdziale 4.).

Dla każdego z modeli omówionych w niniejszej monografii przedstawione są przykłady (po jednym dla wybranej tkanki). W opisie każdego z nich zamieszczono wykaz zmian koniecznych do zaimplementowania UDFa dla pozostałych tkanek.

## B.1. Warunek brzegowy (dla symulacji stanów ustalonych i nieustalonych)

Przykład zastosowania funkcji użytkownika UDF typu *DEFINE\_PROFILE* do określenia własnego warunku brzegowego, który zależy od położenia lub innych wielkości fizycznych, np. temperatury rozważanego brzegu.

W rozważanym przypadku należało przypisać gęstość strumienia ciepła wymienianego na drodze konwekcji w miejscu przyłożenia na skórze kompresu chłodzącego. Bryła odpowiadająca objętości kompresu była dezaktywowana na czas obliczeń w stanie ustalonym oraz podczas procesu ponownego ogrzewania (powrotu do normotermii) po zakończeniu chłodzenia.

Kod źródłowy B.1. Warunek brzegowy. Stan ustalony/nieustalony.

```

1  /*****
2  /* UDF          W A R U N E   B R Z E G O W Y          */
3  /*              - BRZEGOWY STRUMIEN CIEPLA          */
4  /*              q = alpha * (T - Tot)                */
5  /*                                                    */
6  /*                                                    */
7  /*****
8  #include "udf.h"
9
10 /* makro DEFINE_PROFILE */
11 DEFINE_PROFILE(conv_heat_flux,thread,i)
12 {
13 face_t f; /* deklaracja zmiennej lokalnej          */
14            /* (przekazywane z Fluentą,              */
15            /* miejsce (ściana) przypisania WB      */
16
17 real Tot,alpha;
18
19 /* DANE WEJSCIOWE          */
20 Tot=296.15; /* K (temperatura otoczenia)          */
21 alpha=5.; /* W/(m2*K) (konw. wsp. unikania ciepła) */
22
23
24 /* petla po wszystkich powierzchniach komórek      */
25 /* na wybranej ścianie                              */

```

```

26 begin_f_loop(f, thread)
27 {
28 F_PROFILE(f, thread, i) = -alpha*(F_T(f, thread) - Tot);
29 }
30 end_f_loop(f, thread)
31 }
32 /*****

```

## B.2. Człony źródłowe równania biociepła Pennesa bez termoregulacji (dla symulacji w stanach ustalonym i nieustalonym)

Przykład funkcji użytkownika UDF typu *DEFINE\_SOURCE* do wykorzystania podczas obliczeń obejmujących rozwiązywanie równania przewodzenia biociepła Pennesa (3.7). W poniższym kodzie źródłowym zaimplementowano człony źródłowe: stały człon metaboliczny oraz zmienny człon perfuzyjny.

**Dostosowanie dla innych tkanek.** Przykładowa funkcja jest opracowana dla tkanki mięśniowej. Dla pozostałych tkanek, w których rozważa się człony źródłowe (tj. tłuszcz, skóra), UDF-y należy zmienić w poniższym kodzie:

- nazwę makra (tutaj *muscle*) w linii nr 26,
- dane wejściowe startowych wartości współczynnika perfuzji  $\omega_0$  oraz objętościowego źródła ciepła metabolicznego  $q_0$ , odpowiednio w liniach nr 35 oraz 36.

Kod źródłowy B.2. Człony źródłowe równania Pennesa bez termoregulacji. Stany ustalony i nieustalony.

```

1  /*****
2  /*  UDF          R O W N A N I E  P E N N E S A          */
3  /*              C Z L O N Y  Z R O D L O W E          */
4  /*              -  METABOLICZNY                      */
5  /*              -  PERFUZYJNY                        */
6  /*                                                    */
7  /*      ----  B E Z          ----                    */
8  /*      ----  T E R M O R E G U L A C J I  ----    */
9  /*                                                    */
10 /*  OBLICZENIA  W  STANIE  USTALONYM                */
11 /*              ORAZ  NIEUSTALONYM                  */

```

```

12 /* */
13 /* TKANKA: miesien (muscle) */
14 /* */
15 /* UZYCIE PAMIECI UDMI */
16 /* IN: brak */
17 /* OUT: wartosci beizace zapisywane: */
18 /* temperatura tkanki: */
19 /* C_UDMI(c,t,2)=T; K */
20 /* strumien ciepla zrodla: */
21 /* C_UDMI(c,t,3)=source*V; W */
22 /****** */
23 /****** */
24 #include "udf.h"
25
26 DEFINE_SOURCE(muscle,c,t,dS,eqn)
27 {
28
29 real Ta,omega0,qm0,cb,rhob,T,source,qm;
30 real perf,T0,V;
31
32 /* DANE WEJSCIOWE */
33 T0=310.15; /* K (startowa temperatura tkanki) */
34 Ta=310.15; /* K (temperatura krwi tetniczej) */
35 omega0=0.000538; /* 1/s (startowy wsp. perfuzji) */
36 qm0=684.0; /* W/m3 (startowe objetosciowe zrodlo */
37 /* ciepla metabolicznego) */
38 cb=3650.0; /* J/(kg*K) (pojemnosc cieplna */
39 /* wlasciwa krwi */
40 rhob=1069.0; /* kg/m3 (gestosc krwi) */
41
42 /* ODCZYT WARTOSCI LOKANYCH */
43 T=C_T(c,t); /* K (temperatura tkanki) */
44 V=C_VOLUME(c,t); /* m3 (objetosc kontrolna) */
45
46 /* CZLON METABOLICZNY */
47 qm=qm0; /* W/m3 (czlon metaboliczny) */
48
49 /* CZLON PERFUZYJNY */

```

```

50 perf=omega0*rhob*cb*(Ta-T);
51
52 /* SUMA CZLONOW ZRODLOWYCH */
53 source=qm+perf;
54
55 /* ZAPIS WARTOSCI BIEZACYCH DO PAMIECI (UDMI) */
56 C_UDMI(c,t,2)=T; /* K (temperatura tkanki) */
57 C_UDMI(c,t,3)=source*V; /* W (strumien ciepla */
58 /* wewnetrznego (metabolicznego) */
59
60 /* POCHODNA CZLONU ZRODLOWEGO WZGLEDEM ZMIENNEJ */
61 /* ZALEZNEJ ROWNANIA TRANSPORTU */
62 dS[eqn]=-1*rhob*cb*omega0;
63
64 return source;
65 }
66 /*****

```

### B.3. Człony źródłowe równania Pennesa z modelem termoregulacji pasywnej (dla symulacji w stanie ustalonym stanu termoneutralnego)

Przykład funkcji użytkownika UDF typu *DEFINE\_SOURCE* do wykorzystania podczas obliczeń prowadzących do wyznaczenia stanu termoneutralnego, będącego jednocześnie stanem początkowym dla obliczeń miejscowego ochładzania skóry kompresem.

Wynikowe temperatury, współczynniki perfuzji oraz objętościowe źródła ciepła metabolicznego zapisywane są w pamięci użytkownika (ang. *User Defined Memory* (UDMI)), a następnie wczytywane i wykorzystywane jako wartości bazowe podczas kolejnego etapu obliczeń (prowadzonych w stanie niestacjonarnym).

W poniższym kodzie źródłowym zaimplementowano człony źródłowe równania Pennesa (3.7), które są dynamicznie zmieniane według modeli termoregulacji pasywnej – dla członu metabolicznego wg (7.3) i (7.4), a dla członu perfuzyjnego wg (7.5) i (7.6).

**Dostosowanie do innych tkanek.** Przykładowa funkcja jest opracowana dla tkanki mięśniowej. Dla pozostałych tkanek, w których rozważa się człony źródłowe (tj. tłuszcz, skóra), UDF-y należy zmienić w poniższym kodzie:

- nazwę makra (tutaj *muscle*) w linii nr 28,

– dane wejściowe startowych wartości współczynnika perfuzji  $\omega_0$  oraz objętościowego źródła ciepła metabolicznego  $q_0$ , odpowiednio w liniach nr 37 oraz 38.

Kod źródłowy B.3. Człony źródłowe równania Pennesa + model termoregulacji pasywnej. Stan ustalony (termoneutralny).

```

1  /*****
2  /*  UDF          R O W N A N I E  P E N N E S A          */
3  /*              C Z L O N Y  Z R O D L O W E          */
4  /*              -  METABOLICZNY                      */
5  /*              -  PERFUZYJNY                        */
6  /*                                                    */
7  /*      ----  M O D E L   P A S Y W N E J  ----      */
8  /*      ----  T E R M O R E G U L A C J I  ----      */
9  /*                                                    */
10 /*  OBLICZENIA STANU USTALONEGO (TERMONEUTRALNEGO)  */
11 /*                                                    */
12 /*  TKANKA:   miesien (muscle)                       */
13 /*                                                    */
14 /*  UZYCIE PAMIECI UDMI                              */
15 /*  IN: brak                                         */
16 /*  OUT: wartosci beizace zapisywane:              */
17 /*  objetosciowe zrodlo ciepła metabolicznego:     */
18 /*  C_UDMI(c,t,0)=qm;                               W/m3   */
19 /*  wspolczynnik perfuzji:                          */
20 /*  C_UDMI(c,t,1)=beta/(rhob*cb);   1/s             */
21 /*  temperatura tkanki:                             */
22 /*  C_UDMI(c,t,2)=T;                                K       */
23 /*  strumien ciepła zrodła:                         */
24 /*  C_UDMI(c,t,3)=source*V;                         W         */
25 /*****
26 #include "udf.h"
27
28 DEFINE_SOURCE(muscle,c,t,dS,eqn)
29 {
30
31 real Ta,omega0,qm0,cb,rhob,T,source,qm,mi,deltaq,beta;
32 real T0,V,cs,acs,beta0;
33
34 /*  DANE WEJSCIOWE                                     */

```

```
35 T0=310.15;          /* K (startowa temperatura tkanki) */
36 Ta=310.15;          /* K (temperatura krwi tetniczej) */
37 omega0=0.000538;    /* 1/s (startowy wsp. perfuzji) */
38 qm0=684.0;          /* W/m3 (startowe objetosciowe zrodlo */
39                    /*         ciepla metabolicznego) */
40 cb=3650.0;          /* J/(kg*K) (pojemnosc cieplna */
41                    /*         wlasciwa krwi) */
42 rhob=1069.0;        /* kg/m3 (gestosc krwi) */
43 mi=0.932;           /* 1/K (stala proporcjonalnosci */
44                    /*         przyrostu energetycznego */
45                    /*         rownowaznika perfuzji) */
46
47 /* ODCZYT WARTOSCI LOKANYCH */
48 T=C_T(c,t);         /* K (temperatura tkanki) */
49 V=C_VOLUME(c,t);    /* m3 (objetosc kontrolna) */
50
51 /* CZLON METABOLICZNY */
52 deltaq=qm0*(pow(2.0,((T-T0)/10.0))-1.0);
53                    /* W/m3 (przyrost objetosciowego */
54                    /*         zrodla ciepla metabolicznego) */
55 qm=qm0+deltaq;      /* W/m3 (czlon metaboliczny) */
56
57 /* CZLON PERFUZYJNY */
58 beta=omega0*rhob*cb + mi*deltaq;          /* energetyczny */
59                    /* rownowaznik perfuzji (wartosc bazowa */
60                    /* + przyrost) */
61
62 /* SUMA CZLONOW ZRODLOWYCH */
63 source=qm+beta*(Ta-T);
64
65 /* ZAPIS WARTOSCI BIEZACYCH DO PAMIECI (UDMI) */
66 C_UDMI(c,t,0)=qm;   /* W/m3 (objetosciowe zrodlo */
67                    /*         ciepla metabolicznego) */
68 C_UDMI(c,t,1)=beta/(rhob*cb); /* 1/s (wspolczynnik */
69                    /*         perfuzji) */
70 C_UDMI(c,t,2)=T;    /* K (temperatura tkanki) */
71 C_UDMI(c,t,3)=source*V; /* W (strumien ciepla */
72                    /*         wewnetrznego (metabolicznego) */
```

```

73
74 /* POCHODNA CZŁONU ŹRÓDŁOWEGO WZGLEDEM ZMIENNEJ */
75 /* ZALEZNEJ RÓWNANIA TRANSPORTU */
76 dS[eqn]=qm0*log(2.0)*pow(2.0,((T-T0)/10.0))*1.0/10.0-omega0*
      rhob*cb-mi*qm0*pow(2.0,((T-T0)/10.0))-qm0*pow(2.0,((T-T0)
      /10.0))*log(2.0)*1.0/10.0*T*mi+mi*Ta*qm0*log(2.0)*pow
      (2.0,((T-T0)/10.0))*1.0/10.0;
77
78 return source;
79 }
80 /*****

```

## B.4. Człony źródłowe równania Pennesa z modelem termoregulacji pasywnej (dla symulacji w stanie nieustalonym)

Przykład funkcji użytkownika UDF typu *DEFINE\_SOURCE* do wykorzystania podczas obliczeń w stanie nieustalonym (niestacjonarnym) zmian temperatury tkanek poddanych ochładzaniu skóry kompresem.

Dla poprawnego działania poniższego UDF-a konieczne jest uprzednie przeprowadzenie obliczeń w stanie stacjonarnym, przy wykorzystaniu UDF-ów wg kodu B.3, których wyniki przechowywane w pamięci użytkownika (ang. *User Defined Memory* (UDMI)) stanowią wejściowe wartości bazowe zapisane w każdej objętości skończonej dla wszystkich tkanek.

W poniższym kodzie źródłowym zaimplementowano człony źródłowe równania Pennesa (3.7), które są dynamicznie zmieniane wg modeli termoregulacji pasywnej – dla członu metabolicznego wg (7.3) i (7.4), a dla członu perfuzyjnego wg (7.5) i (7.6).

**Dostosowanie do innych tkanek.** Przykładowa funkcja jest opracowana dla tkanki mięśniowej. Dla pozostałych tkanek, w których rozważa się człony źródłowe (tj. tłuszcz, skóra), UDF-y należy zmienić w poniższym kodzie:

– nazwę makra (tutaj *muscle*) w linii nr 29.

Kod źródłowy B.4. Człony źródłowe równania Pennesa + model termoregulacji pasywnej. Stan nieustalony (niestacjonarny).

```

1 /*****
2 /* UDF      R O W N A N I E P E N N E S A      */
3 /*      C Z L O N Y   Z R O D Ł O W E      */
4 /*      - METABOLICZNY      */

```

```

5  /*          - PERFUZYJNY          */
6  /*          */
7  /*      ---- M O D E L    P A S Y W N E J ----      */
8  /*      ---- T E R M O R E G U L A C J I ----      */
9  /*          */
10 /* OBLICZENIA STANU N I E U S T A L O N E G O      */
11 /*   IN:      wymagane wczytanie rozwiazania      */
12 /*           dla stanu ustalonego (termoneutralnego) */
13 /*          */
14 /* TKANKA:   miesien (muscle)          */
15 /*          */
16 /* UZYCIE PAMIECI UDMI          */
17 /*   IN: wartosci bazowe odczytywane          */
18 /*       (stanu termoneutralnego)          */
19 /*       T0=C_UDMI(c,t,2);          K (temperatura tkanki) */
20 /*       omega0=C_UDMI(c,t,1);      1/s (wspolczynnik */
21 /*                               perfuzji)          */
22 /*       qm0=C_UDMI(c,t,0);          W/m3 (objetosciowe zrodlo */
23 /*                               ciepla metabolicznego) */
24 /* OUT: strumien ciepla zrodla:          */
25 /*       C_UDMI(c,t,3)=source*V;          W          */
26 /******          */
27 #include "udf.h"
28
29 DEFINE_SOURCE(muscle,c,t,dS,eqn)
30 {
31 real Ta,omega0,qm0,cb,rhob,T,source,qm,mi,deltaq;
32 real beta,T0,V;
33
34 /* DANE WEJSCIOWE          */
35 Ta=310.15;          /* K (temperatura krwi tetniczej) */
36 cb=3650.0;          /* J/(kg*K) (pojemnosc cieplna */
37                   /*          wlasciwa krwi          */
38 rhob=1069.0;        /* kg/m3 (gestosc krwi)          */
39 mi=0.932;           /* 1/K (stala proporcjonalnosci */
40                   /*          przyrostu energetycznego */
41                   /*          rownowaznika perfuzji)          */
42

```

```

43  /* ODCZYT WARTOSCI BAZOWYCH */
44  T0=C_UDMI(c,t,2); /* K (temperatura tkanki) */
45  omega0=C_UDMI(c,t,1); /* 1/s (wspolczynnik perfuzji) */
46  qm0=C_UDMI(c,t,0); /* W/m3 (objetosciowe zrodlo */
47  /* ciepla metabolicznego) */
48  if (omega0<0)
49  {
50      omega0=0;
51  }
52  C_UDMI(c,t,4)=omega0;
53
54  /* ODCZYT WARTOSCI LOKANYCH */
55  T=C_T(c,t);
56  V=C_VOLUME(c,t);
57
58  /* CZLON METABOLICZNY */
59  deltaq=qm0*(pow(2.0,((T-T0)/10.0))-1.0);
60  /* W/m3 (przyrost objetosciowego */
61  /* zrodla ciepla metabolicznego) */
62  qm=qm0+deltaq; /* W/m3 (czlon metaboliczny) */
63
64  /* CZLON PERFUZYJNY */
65  beta=omega0*rhob*cb+mi*deltaq; /* energetyczny */
66  /* rownowaznik perfuzji (wartosc bazowa */
67  /* + przyrost) */
68
69  /* SUMA CZLONOW ZRODLOWYCH */
70  source=qm+beta*(Ta-T);
71
72  /* ZAPIS WARTOSCI BIEZACYCH DO PAMIECI (UDMI) */
73  C_UDMI(c,t,3)=source*V; /* W (strumien ciepla */
74  /* wewnetrznego (metabolicznego) */
75  /* POST-PROCESSING ONLY */
76
77  C_UDMI(c,t,5)=beta;
78  C_UDMI(c,t,6)=qm;
79  C_UDMI(c,t,7)=deltaq;

```

```

80 /* POCHODNA CZŁONU ZRODŁOWEGO WZGLEDEM ZMIENNEJ */
81 /* ZALEZNEJ ROWNANIA TRANSPORTU */
82 dS[eqn]=qm0*log(2.0)*pow(2.0,((T-T0)/10.0))*1.0/10.0-omega0*
      rhob*cb-mi*qm0*pow(2.0,((T-T0)/10.0))-qm0*pow(2.0,((T-T0)
      /10.0))*log(2.0)*1.0/10.0*T*mi+mi*Ta*qm0*log(2.0)*pow
      (2.0,((T-T0)/10.0))*1.0/10.0;
83
84 return source;
85 }
86 /******

```

## B.5. Pomocnicze funkcje użytkownika dla modelu termoregulacji aktywnej

Przykład pomocniczych funkcji użytkownika UDF typu *DEFINE\_ON\_DEMAND*, *DEFINE\_EXECUTE\_AT\_END* oraz *DEFINE\_ADJUST* używanych podczas obliczeń z wykorzystaniem modelu aktywnej termoregulacji.

W funkcji *DEFINE\_ON\_DEMAND* zaimplementowano wyznaczanie średniej temperatury skóry przedramienia, natomiast funkcje *DEFINE\_ADJUST* oraz *DEFINE\_EXECUTE\_AT\_END* używane są odpowiednio do wywoływania funkcji obliczającej średnią temperaturę skóry przed każdą iteracją oraz na koniec każdego kroku czasowego.

Obliczona średnia temperatura skóry przedramienia  $T_{skm}$  jest przechowywana w zmiennej globalnej. Średnia temperatura skóry z poprzedniego kroku czasu ( $\tau - 1$ ) jest zapisywana w zmiennej globalnej  $T_{skm\_old}$ .

Kod źródłowy B.5. Pomocnicze funkcje użytkownika dla modelu termoregulacji aktywnej.

```

1 /******
2 /* UDF          POMOCNICZE FUNKCJE DLA          */
3 /*          R O W N A N I E   P E N N E S A     */
4 /*          C Z L O N Y   Z R O D L O W E       */
5 /*          - METABOLICZNY                      */
6 /*          - PERFUZYJNY                        */
7 /*          */                                  */
8 /*          ---- M O D E L   A K T Y W N E J ---- */
9 /*          ---- T E R M O R E G U L A C J I ---- */
10 /*          */                                  */

```

```

11  /* OBLICZENIA STANU U S T A L O N E G O  oraz          */
12  /*                               N I E U S T A L O N E G O          */
13  /*                               */
14  /* TKANKA:   skora (skin)          */
15  /******
16  #include "udf.h"
17
18  int surface_thread_id61=61;  /* ID skóra przedramienia          */
19  int surface_thread_id2=2;    /* ID skóra pod kompresem          */
20
21  /* deklaracja zmiennych globalnych          */
22  real sum_ST, sum_S, Tskm, Tskm_old, Tskm0;
23
24  DEFINE_EXECUTE_AT_END(Tskm_execute_at_end)
25  {
26  /* uruchomienie makra DEFINE_EXECUTE_AT_END na koncu          */
27  /* kazdej iteracji (stan ustalony) lub kroku czasowego          */
28  /* (stan nieustalony)          */
29  Tskm_on_demand();
30  Tskm_old=Tskm; /* zapis wartosci sredniej temperatury          */
31  /*                               skory z kroku czasowego n-1          */
32  }
33
34  DEFINE_ADJUST(Tskm_adjust, domain)
35  {
36  /* uruchomienie makra DEFINE_ON_DEMAND przed kazda          */
37  /* iteracja bez wzgledu na rodzaj algorytmu obliczeniowego          */
38  Tskm_on_demand();
39  }
40
41  DEFINE_ON_DEMAND(Tskm_on_demand)
42  {
43  Domain* domain;
44  Thread* thread;
45  face_t face;
46  real area[ND_ND];
47  domain = Get_Domain(1);
48

```

```
49 sum_ST=0.;
50 sum_S=0.;
51
52 /* Obliczanie sredniej temp powierzchni skory */
53 /* przedramienia */
54 thread = Lookup_Thread(domain,surface_thread_id61);
55 begin_f_loop(face,thread)
56 if (PRINCIPAL_FACE_P(face,thread))
57 {
58 /* obliczenie pola powierzchni oraz */
59 /* iloczynu temperatury i pola powierzchni */
60 F_AREA(area,face,thread);
61 sum_S += NV_MAG(area);
62 sum_ST += NV_MAG(area)*F_T(face,thread);
63 }
64 end_f_loop(face,thread)
65
66 /* Obliczanie sredniej temp powierzchni skory */
67 /* przedramienia pod kompresem */
68 thread = Lookup_Thread(domain,surface_thread_id2);
69 begin_f_loop(face,thread)
70 if (PRINCIPAL_FACE_P(face,thread))
71 {
72 /* obliczenie pola powierzchni oraz */
73 /* iloczynu temperatury i pola powierzchni */
74 F_AREA(area,face,thread);
75 sum_S += NV_MAG(area);
76 sum_ST += NV_MAG(area)*F_T(face,thread);
77 }
78 end_f_loop(face,thread)
79
80 /* obliczenie sredniej temperatury powierzchni */
81 /* skory przedramienia i pod kompresem */
82 Tskm=sum_ST/sum_S;
83 }
```

## B.6. Człony źródłowe równania Pennesa z modelem termoregulacji aktywnej (dla symulacji w stanie ustalonym stanu termoneutralnego)

Przykład funkcji użytkownika UDF typu *DEFINE\_SOURCE* do wykorzystania podczas obliczeń prowadzących do wyznaczenia stanu termoneutralnego, będącego jednocześnie stanem początkowym dla obliczeń miejscowego ochładzania skóry kompresem.

Wynikowe temperatury, współczynniki perfuzji oraz objętościowe źródła ciepła metabolicznego zapisywane są w pamięci użytkownika (ang. *User Defined Memory* (UDMI)), a następnie wczytywane i wykorzystywane jako wartości bazowe podczas kolejnego etapu obliczeń (prowadzonych w stanie niestacjonarnym).

Średnia temperatura skóry przedramienia jest przechowywana w zmiennej globalnej *Tskm*, bazowa średnia temperatura skóry w zmiennej globalnej *Tskm0*, a średnia temperatura skóry z poprzedniego kroku czasu ( $\tau - 1$ ) jest przechowywana w zmiennej globalnej *Tskm\_old*.

W poniższym kodzie źródłowym zaimplementowano człony źródłowe równania Pennesa (3.7), które są dynamicznie zmieniane wg modeli termoregulacji – dla członu metabolicznego wg (7.3) i (7.4), dla członu perfuzyjnego wg (7.8), (7.9) oraz (4.17).

**Dostosowanie do innych tkanek.** Przykładowa funkcja jest opracowana dla tkanki skóry właściwej. Nie wymaga modyfikacji, ponieważ model termoregulacji aktywnej obejmuje wyłącznie tkanki skóry.

Kod źródłowy B.6. Człony źródłowe równania Pennesa + model termoregulacji pasywnej. Stan ustalony (termoneutralny).

```

1  /*****
2  /*  UDF          R O W N A N I E  P E N N E S A          */
3  /*              C Z L O N Y  Z R O D L O W E          */
4  /*              -  METABOLICZNY          */
5  /*              -  PERFUZYJNY          */
6  /*
7  /*          ----  M O D E L    A K T Y W N E J  ----          */
8  /*          ----  T E R M O R E G U L A C J I  ----          */
9  /*
10 /*  OBLICZENIA STANU USTALONEGO (TERMONEUTRALNEGO)          */
11 /*
12 /*  TKANKA:      skora (skin)          */
13 /*
14 /*  ZMIENNE GLOBALNE          */

```

```

15 /* IN: srednie temperatury skory */
16 /* z biezacego i poprzedniego kroku czasu: */
17 /* Tskm, Tskm_old */
18 /* OUT: srednia tepratury skory */
19 /* Tskm0=Tskm; */
20 /* UZYCIE PAMIECI UDMI */
21 /* OUT: wartosci beizace zapisywane: */
22 /* objetosciowe zrodlo ciepla metabolicznego: */
23 /* C_UDMI(c,t,0)=qm; W/m3 */
24 /* wspolczynnik perfuzji: */
25 /* C_UDMI(c,t,1)=beta/(rhob*cb); 1/s */
26 /* temperatura tkanki: */
27 /* C_UDMI(c,t,2)=T; K */
28 /* strumien ciepla zrodla: */
29 /* C_UDMI(c,t,3)=source*V; W */
30 /****** */
31 #include "udf.h"
32
33 real Tskm, Tskm_old, Tskm0;
34
35 DEFINE_SOURCE(skin_thermoneutral, c, t, dS, eqn)
36 {
37
38 real Ta, omega0, qm0, cb, rhob, T, source, qm, acs, Cs, deltaq;
39 real beta, beta0, T0, V, deltabeta;
40 real DeltaTskmDt, DeltaTskm;
41
42 /* DANE WEJSCIOWE */
43 T0=310.15; /* K (startowa temperatura tkanki) */
44 Tskm0=310.15; /* K (startowa sred. temp. skóry) */
45 Ta=310.15; /* K (temperatura krwi tetniczej) */
46 omega0=0.0011; /* 1/s (startowy wsp. perfuzji) */
47 qm0=631.0; /* W/m3 (startowe objetosciowe zrodlo */
48 /* ciepla metabolicznego) */
49 cb=3650.0; /* J/(kg*K) (pojemnosc cieplna */
50 /* wlasciwa krwi */
51 rhob=1069.0; /* kg/m3 (gestosc krwi) */
52 acs=0.1945; /* - (wsp. wagowy modelu aktywnej */

```

```

53          /*      termoregulacji dla przedramienia */
54
55 /* ODCZYT WARTOSCI LOKANYCH */
56 T=C_T(c,t);          /* K (temperatura tkanki) */
57 V=C_VOLUME(c,t);    /* m3 (objetosc kontrolna) */
58
59 /* CZLON METABOLICZNY */
60 deltaq=qm0*(pow(2.0,((T-T0)/10.0))-1.0);
61          /* W/m3 (przyrost objetosciowego */
62          /*      zrodla ciepła metabolicznego) */
63 qm=qm0+deltaq;      /* W/m3 (czlon metaboliczny) */
64
65 /* CZLON PERFUZYJNY */
66 DeltaTskm=Tskm-Tskm0;
67 DeltaTskmDt=(Tskm-Tskm_old)/0.5;
68 if (DeltaTskmDt>0)
69 {
70     DeltaTskmDt=0; /* wartosc =zero dla wzrostu
71                   /*      temperatury skory
72                   */
73 }
74 /* startowy energetyczny rownowaznik perfuzji */
75 beta0=omega0*rhob*cb;
76 /* sygnal wazomotoryczny kurczenia naczyn */
77 Cs=35.0*(tanh(0.34*DeltaTskm+1.07)-1.0)*DeltaTskm+3.9*
78     DeltaTskm*DeltaTskmDt;
79 /* przysrost energetycznego rownowaznika perfuzji */
80 deltabeta=beta0*((1/(1+acs*Cs))*pow(2.0,((T-T0)/10.0))-1.0);
81 beta=beta0+deltabeta;          /* energetyczny */
82          /* rownowaznik perfuzji (wartosc bazowa */
83          /* + przyrost) */
84
85 /* SUMA CZLONOW ZRODLOWYCH */
86 source=qm+beta*(Ta-T);
87

```

```

88 /* ZAPIS WARTOSCI BIEZACYCH DO PAMIECI (UDMI) */
89 C_UDMI(c,t,0)=qm; /* W/m3 (objetosciowe zrodlo */
90 /* ciepla metabolicznego) */
91 C_UDMI(c,t,1)=beta/(rhob*cb); /* 1/s (wspolczynnik */
92 /* perfuzji) */
93 C_UDMI(c,t,2)=T; /* K (temperatura tkanki) */
94 C_UDMI(c,t,3)=source*V; /* W (strumien ciepla */
95 /* wewnetrznego (metabolicznego) */
96
97 Tskm0=Tskm;
98
99 /* POCHODNA CZLONU ZRODLOWEGO WZGLEDEM ZMIENNEJ */
100 /* ZALEZNEJ ROWNANIA TRANSPORTU */
101 dS[eqn]=0; /* =0 wymusza wyznaczenie czlonu */
102 /* zrodlowego explicit */
103 /*
104 */
105 }
106 /******

```

## B.7. Człony źródłowe równania Pennesa z modelem termoregulacji aktywnej (dla symulacji w stanie nieustalonym)

Przykład funkcji użytkownika UDF typu *DEFINE\_SOURCE* do wykorzystania podczas obliczeń w stanie nieustalonym (niestacjonarnym) zmian temperatury tkanek poddanych ochładzaniu skóry kompresem.

Dla poprawnego działania poniższego UDF-a konieczne jest uprzednie przeprowadzenie obliczeń w stanie stacjonarnym, przy wykorzystaniu UDF-ów wg kodu B.6, których wyniki przechowywane w pamięci użytkownika (ang. *User Defined Memory* (UDMI)) stanowią wejściowe wartości bazowe zapisane w każdej objętości skończonej dla wszystkich tkanek.

W poniższym kodzie źródłowym zaimplementowano człony źródłowe równania Pennesa (3.7), które są dynamicznie zmieniane wg modeli termoregulacji aktywnej – dla członu metabolicznego wg (7.3) i (7.4), a dla członu perfuzyjnego wg (7.8), (7.9) i (4.17).

**Dostosowanie do innych tkanek.** Przykładowa funkcja jest opracowana dla tkanki skóry właściwej. Nie wymaga modyfikacji, ponieważ model termoregulacji aktywnej obejmuje wyłącznie tkanki skóry.

Kod źródłowy B.7. Człony źródłowe równania Pennesa + model termoregulacji aktywnej.  
Stan nieustalony (niestacjonarny).

```

1  /*****
2  /* UDF      R O W N A N I E P E N N E S A      */
3  /*          C Z L O N Y Z R O D L O W E      */
4  /*          - METABOLICZNY                  */
5  /*          - PERFUZYJNY                    */
6  /*                                             */
7  /*          ---- M O D E L   A K T Y W N E J ---- */
8  /*          ---- T E R M O R E G U L A C J I ---- */
9  /*                                             */
10 /* OBLICZENIA STANU N I E U S T A L O N E G O */
11 /*                                             */
12 /* TKANKA:   skora (skin)                   */
13 /*                                             */
14 /* IN:   wymagane wczytanie rozwiazania     */
15 /*       dla stanu ustalonego (termoneutralnego) */
16 /* ZMIENNE GLOBALNE                         */
17 /* IN:   srednie temperatury skory           */
18 /*       z biezacego i poprzedniego kroku czasu: */
19 /*       Tskm, Tskm_old                      */
20 /*       bazowa srednia tepraratury skory     */
21 /*       Tskm0                                */
22 /* UZYCIE PAMIECI UDMI                       */
23 /* IN:   wartosci bazowe odczytywane         */
24 /*       (stanu termoneutralnego)           */
25 /*       T0=C_UDMI(c,t,2);                   K (temperatura tkanki) */
26 /*       omega0=C_UDMI(c,t,1);              1/s (wspolczynnik */
27 /*                                             perfuzji) */
28 /*       qm0=C_UDMI(c,t,0);                 W/m3 (objetosciowe zrodlo */
29 /*                                             ciepla metabolicznego) */
30 /* OUT:  wartosci biezace zapisywane:       */
31 /*       strumien ciepla zrodla:            */
32 /*       C_UDMI(c,t,3)=source*V;            W */
33 /***/
34 #include "udf.h"
35
36 real Tskm, Tskm_old, Tskm0;

```

```

37
38 DEFINE_SOURCE(skin_active , c , t , dS , eqn)
39 {
40
41 real Ta , omega0 , qm0 , cb , rhob , T , source , qm , acs , Cs , deltaq ;
42 real beta , beta0 , T0 , V , deltabeta ;
43 real DeltaTskmDt , DeltaTskm ;
44
45 /* DANE WEJSCIOWE */
46 Ta=310.15 ; /* K (temperatura krwi tetnicznej) */
47 omega0=0.0011 ; /* 1/s (startowy wsp. perfuzji) */
48 qm0=631.0 ; /* W/m3 (startowe objetosciowe zrodlo */
49 /* ciepla metabolicznego) */
50 cb=3650.0 ; /* J/(kg*K) (pojemnosc cieplna */
51 /* wlasciwa krwi) */
52 rhob=1069.0 ; /* kg/m3 (gestosc krwi) */
53 acs=0.1945 ; /* - (wsp. wagowy modelu aktywnej */
54 /* termoregulacji dla przedramienia) */
55
56 /* ODCZYT WARTOSCI BAZOWYCH */
57 T0=C_UDMI(c , t , 2) ; /* K (temperatura tkanki) */
58 omega0=C_UDMI(c , t , 1) ; /* 1/s (wspolczynnik perfuzji) */
59 qm0=C_UDMI(c , t , 0) ; /* W/m3 (objetosciowe zrodlo */
60 /* ciepla metabolicznego) */
61 if (omega0 < 0)
62 {
63     omega0=0 ;
64 }
65 C_UDMI(c , t , 4)=omega0 ;
66
67 /* ODCZYT WARTOSCI LOKANYCH */
68 T=C_T(c , t) ; /* K (temperatura tkanki) */
69 V=C_VOLUME(c , t) ; /* m3 (objetosc kontrolna) */
70
71 /* CZLON METABOLICZNY */
72 deltaq=qm0*(pow(2.0 , ((T-T0)/10.0)) - 1.0) ;
73 /* W/m3 (przyrost objetosciowego */
74 /* zrodla ciepla metabolicznego) */

```

```

75 qm=qm0+deltaq;      /* W/m3 (czlon metaboliczny)      */
76
77 /* CZLON PERFUZYJNY                                     */
78 DeltaTskm=Tskm-Tskm0;
79 DeltaTskmDt=(Tskm-Tskm_old)/0.5;
80 if (DeltaTskmDt>0)
81 {
82     DeltaTskmDt=0; /* wartosc =zero dla wzrostu
83                    */
84                    /* temperatury skory
85                    */
86 }
87
88 /* startowy energetyczny rownowaznik perfuzji         */
89 beta0=omega0*rhob*cb;
90 /* sygnal wazomotoryczny kurczenia naczyn             */
91 Cs=35.0*(tanh(0.34*DeltaTskm+1.07)-1.0)*DeltaTskm+3.9*
92     DeltaTskm*DeltaTskmDt;
93 /* przysrost energetycznego rownowaznika perfuzji     */
94 deltabeta=beta0*((1/(1+acs*Cs))*pow(2.0,((T-T0)/10.0))-1.0);
95
96 beta=beta0+deltabeta; /* energetyczny */
97 /* rownowaznik perfuzji (wartosc bazowa */
98 /* + przyrost) */
99
100 /* SUMA CZLONOW ZRODLOWYCH */
101 source=qm+beta*(Ta-T);
102
103
104
105 /* ZAPIS WARTOSCI BIEZACYCH DO PAMIECI (UDMI) */
106 C_UDMI(c,t,3)=source*V; /* W (strumien ciepla */
107 /* wewnetrznego (metabolicznego) */
108
109
110
111 /* POCHODNA CZLONU ZRODLOWEGO WZGLEDEM ZMIENNEJ */
112 /* ZALEZNEJ ROWNANIA TRANSPORTU */
113 dS[eqn]=0; /* =0 wymusza wyznaczenie czlonu */
114 /* zrodlowego explicit
115 */

```

```
109 | return source;  
110 | }  
111 | /*****  
/
```

# MODEL WYMIANY CIEPŁA ORAZ TERMOREGULACJI W TKANKACH CIAŁA CZŁOWIEKA

## Streszczenie

W monografii przedstawiono opracowany i zwalidowany trójwymiarowy model numeryczny nieustalonych procesów lokalnego ochładzania tkanek przedramienia przez przyłożenie metalowego kompresu o obniżonej temperaturze.

Nowością w opracowanym modelu jest uwzględnienie różnych modeli termoregulacji autonomicznej – pasywnej oraz aktywnej. Ten pierwszy umożliwia uwzględnienie w symulacjach lokalnych zmian produkcji ciepła metabolicznego oraz ukrwienia, będących następstwem zmian temperatury tkanek. Model termoregulacji aktywnej zaś pozwala dodatkowo uwzględnić zmienność ukrwienia tkanek skóry właściwej, sterowaną zarówno przez uwzględnienie sygnałów (temperatury) pochodzenia lokalnego, jak i centralnego.

Motywacją do podjęcia badań była potrzeba zbudowania modelu numerycznego zdrowej tkanki, który może zostać wykorzystany do analizy zaburzeń pola temperatury skóry. Opracowany model może znaleźć bezpośrednie zastosowanie w diagnostyce i wczesnym wykrywaniu nowotworów skóry, np. czerniaka, wykorzystującej nieinwazyjny, a zarazem bezpieczny pomiar termowizyjny temperatury skóry. Celem wzmocnienia rejestrowanego sygnału temperaturowego rozważane jest badanie skóry poddanej termostymulacji.

Ważne elementy zrealizowanej pracy są także zidentyfikowanie oraz wyznaczenie oporu kontaktowego, towarzyszącego wymianie ciepła pomiędzy skórą a metalowym kompresem chłodzącym.

Wykorzystując opracowany model numeryczny, wykonano również analizę i wyznaczono współczynniki wrażliwości modelowanych zmian temperatury tkanek ze względu na główne parametry i dane wejściowe modelu: temperaturę krwi tętniczej, konwekcyjny współczynnik wnikania ciepła, opór kontaktowy na styku skóra - kompres oraz startowe wartości objętościowych źródeł ciepła metabolicznego oraz współczynników perfuzji.

Na podstawie danych pochodzących z pomiarów wykonanych podczas eksperymentów medycznych *in vivo* przeprowadzono walidację opracowanych modeli numerycznych.

Modele geometryczne, siatki podziału numerycznego, dyskretyzację oraz symulacje numeryczne opracowanych modeli wykonano w oprogramowaniu ANSYS® Academic Research CFD (Fluent). W dodatkach zamieszczono także przykładowe funkcje użytkownika, w których zawarta jest implementacja członów źródłowych równania Pennesa oraz modeli termoregulacji użytych w trakcie prowadzonych symulacji.

# MODEL OF HEAT TRANSFER AND THERMOREGULATION IN HUMAN TISSUES

## Abstract

The monograph presents a validated three-dimensional numerical model of transient processes of local skin cooling by means of the cold metal compress.

The novelty of the proposed model is implementation of various autonomous thermoregulation models: passive and active. Passive thermoregulation model provides the changes to the local blood flow and metabolic heat sources based on changes of local tissue temperature. Proposed active thermoregulation model provides blood flow (perfusion) changes in inner skin tissue and is regulated by means of local and global temperature related signals.

The motivation of current research is the demand for a validated numerical model of healthy tissues that could be used to analyze the skin temperature perturbations. The worked-out model can be directly used in medical diagnostics and early stage recognition of tumor skin lesions, eg. melanoma, by means of non-invasive and safe infrared skin temperature measurement. To amplify recorded temperature signal, the dynamic thermography method is proposed (i.e. local mild skin cooling).

Another important issue covered by the current research is the identification and estimation of contact resistance that appears on the skin-cooling compress interface.

The proposed model is used to perform a sensitivity analysis. The sensitivity coefficients were computed to assess the influence of main model parameters and input data on simulation results. Studied parameters were: arterial blood temperature, convective heat transfer coefficient, contact resistance and start values of perfusion coefficient and metabolic heat production rates.

The numerical model has been validated by means of temperature and heat flux measurements, that were performed during *in vivo* medical experiments.

The geometrical model, numerical mesh, discretization, and simulations were done using ANSYS® Academic Research CFD (Fluent) software package. The sample user-defined functions implementing non-standard source terms of Pennes equation and thermoregulation models are presented in appendices.



**ISBN 978-83-7880-613-4**

**Wydawnictwo Politechniki Śląskiej**  
44-100 Gliwice, ul. Akademicka 5  
tel. (32) 237-13-81, faks (32) 237-15-02  
[www.wydawnictwopolitechniki.pl](http://www.wydawnictwopolitechniki.pl)  
**Dział Sprzedaży i Reklamy**  
tel. (32) 237-18-48  
e-mail: [wydawnictwo\\_mark@polsl.pl](mailto:wydawnictwo_mark@polsl.pl)  
<http://www.polsl.pl/Jednostki/RJO2-WPS>