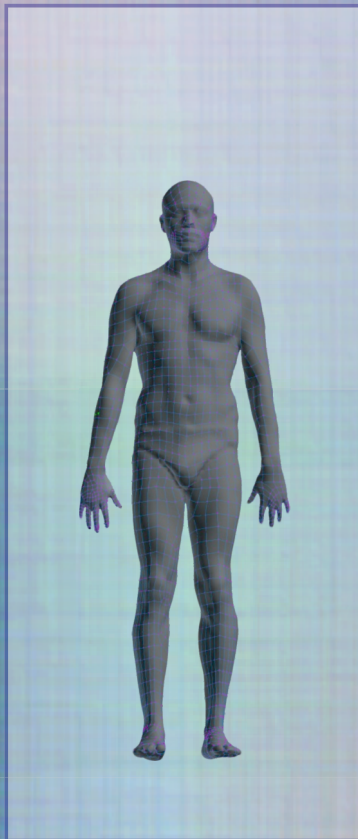


Anna Bogdan

Ciepłe oddziaływanie organizmu człowieka na zmiany mikroklimatu w pomieszczeniu



Ciepłne oddziaływanie organizmu człowieka

na zmiany mikroklimatu w pomieszczeniu

Anna Bogdan

Ciepłne oddziaływanie
organizmu człowieka
na zmiany mikroklimatu w pomieszczeniu

CIOP  **PIB**

Warszawa 2011

Dyrektor Centralnego Instytutu Ochrony Pracy
– Państwowego Instytutu Badawczego
prof. dr hab. med. Danuta Koradecka

Publikacja opracowana na podstawie wyników uzyskanych w ramach I etapu programu wieloletniego pn. „Poprawa bezpieczeństwa i warunków pracy” dofinansowanego w latach 2008-2010 w zakresie badań naukowych i prac rozwojowych przez Ministerstwo Nauki i Szkolnictwa Wyższego.

Koordinator programu: Centralny Instytut Ochrony Pracy – Państwowy Instytut Badawczy

Opiniodawcy

prof. zw. dr hab. inż. Bogdan Mizieliński

– Zakład Klimatyzacji i Ogrzewnictwa Politechniki Warszawskiej

dr hab. inż. Edward Przydróżny

– Instytut Klimatyzacji i Ogrzewnictwa, Wydział Inżynierii Środowiska
Politechniki Wrocławskiej

Autor

dr inż. Anna Bogdan

– Centralny Instytut Ochrony Pracy – Państwowy Instytut Badawczy

Projekt okładki

Jolanta Maj

© Centralny Instytut Ochrony Pracy – Państwowy Instytut Badawczy
Warszawa 2011

ISBN 978-83-7373-084-7

CIOP  **PIB**

Centralny Instytut Ochrony Pracy – Państwowy Instytut Badawczy
ul. Czerniakowska 16, 00-701 Warszawa
tel. (48-22) 623 36 98, fax (48-22) 623 36 93, www.ciop.pl

Mojemu Mężowi

SPIS TREŚCI

SYMBOLE I OZNACZENIA.....	8
WSTĘP.....	11
1 CEL I ZAKRES MONOGRAFII	14
2 ANALIZA I OCENA AKTUALNEGO STANU WIEDZY DOTYCZĄCEJ ODDZIAŁYWANIA ORGANIZMU CZŁOWIEKA NA PARAMETRY POWIETRZA W POMIESZCZENIU	15
2.1. Procesy związane z gospodarką cieplną w organizmie człowieka.....	16
2.2. Metody symulacji – modele termofizjologii i manekiny termiczne.....	23
2.3. Przegląd literatury dotyczącej środowiska cieplnego kształtowanego przez człowieka	33
2.4. Wykorzystanie metod CFD do modelowania cieplnego wpływu człowieka na otaczające środowisko	38
3 NATURALNY PRZEPIY W POWIETRZA W OTOCZENIU CZŁOWIEKA.....	43
3.1. Strumienie konwekcyjne	44
3.2. Strumienie powietrza wydychanego	48
4 TEMPERATURA ORGANIZMU CZŁOWIEKA.....	58
5 CHARAKTERYSTYKA ODZIEŻY. PARAMETRY MIKORKLIMATU PODODZIEŻOWEGO.....	65
6 METODA SYMULACJI ODDZIAŁYWANIA CIEPLNEGO CZŁOWIEKA NA MIKORKLIMAT W POMIESZCZENIU.....	78
6.1. Konstrukcja nagiego modelu cieplnego człowieka oraz uwzględnione procesy fizyczne	79
6.2. Weryfikacja rozkładu temperatury na powierzchni modelu.....	86
6.3. Implementacja i weryfikacja procesu wydychania powietrza	94
6.4. Weryfikacja oddziaływania modelu na przepływ powietrza w strumieniu konwekcyjnym	105
6.5. Implementacja odzieży oraz weryfikacja poprawności obliczania rozkładu temperatury na powierzchni modelu	110
7 WNIOSKI Z PRZEPROWADZONYCH PRAC	121
8 PODSUMOWANIE I KIERUNKI DALSZYCH PRAC BADAWCZYCH.....	126
LITERATURA	129
STRESZCZENIE.....	148
ABSTRACT	150

SYMBOLE I OZNACZENIA

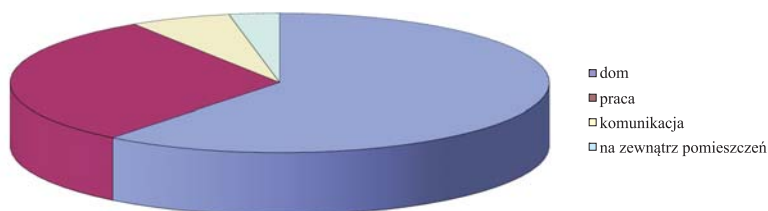
a_0	powierzchnia wypływu powietrza, m^2
$a_{sh,i}$	współczynnik rozkładu drżenia w organizmie, bezwymiarowy
a, b	współczynniki równania liniowego, bezwymiarowe
A_D	powierzchnia ciała człowieka liczona wg DuBois, m^2
C_{sk}	straty ciepła z organizmu do otoczenia przez konwekcję z powierzchni skóry, W/m^2
C_{res}	straty ciepła z organizmu do otoczenia przez konwekcję w procesie oddychania, W/m^2
$C_{p,b}$	ciepło właściwe ciała ludzkiego, $J/kg \cdot K$
C_p	ciepło właściwe powietrza, $J/kg \cdot K$
E_{sk}	straty ciepła z organizmu do otoczenia przez odparowanie z powierzchni skóry, W/m^2
E_{res}	straty ciepła z organizmu do otoczenia przez odparowanie w procesie oddychania, W/m^2
f_{cl}	współczynnik pola powierzchni odzieży, bezwymiarowy
g_i	przyśpieszenie ziemskie, m/s^2
H	wzrost człowieka, m
HR	częstość skurczów serca, ud/min
HR_0	częstość skurczów serca podczas spoczynku, ud/min
H_c	straty ciepła z powierzchni manekina termicznego, W/m^2
h_c	współczynnik konwekcji, $W/m^2 \cdot K$
h_e	współczynnik odparowania, $W/m^2 \cdot K$
h_r	współczynnik promieniowania, $W/m^2 \cdot K$
h_{ex}	entalpia wydychanego powietrza, J/kg (suchego powietrza)
h_a	entalpia wdychanego powietrza (z otoczenia), J/kg (suchego powietrza)
I_{cl}	izolacyjność cieplna odzieży, m^2K/W
K_{exh}	wielkość charakterystyczna dla otworu – źródła wypływu powietrza, bezwymiarowa
k_1, k_2	współczynniki charakteryzujące kształt powierzchni człowieka, bezwymiarowe
m_b	ilość ciepła w organizmie wynikająca z komórkowych procesów metabolicznych przetwarzania produktów żywnościowych, W
m_f	ilość ciepła w organizmie wynikająca z przyjmowania pokarmów i płynów oraz wdychania ciepłego powietrza, W

m_a	ilość ciepła w organizmie wynikająca z wykonywania pracy, W
m_0	całkowita ilość ciepła w organizmie, W
m_{sh}	ilość ciepła w organizmie wynikająca z drżenia mięśni, W
M	tempo metabolizmu, W/m ²
M_0	tempo metabolizmu podczas spoczynku, W/m ²
m_{res}	strumień masy wdychanego powietrza (wentylacja płuc), kg/s
MV	objętość minutowa płuc, l/min
MO	powierzchnia ust, cm ²
N	moc mechaniczna, W/m ²
NO	powierzchnia otworów nosowych, cm ²
p_{sk}	ciśnienie pary wodnej przy temperaturze skóry, kPa
p_a	ciśnienie cząstkowe pary wodnej w powietrzu, kPa
R_{ct}	jednostkowy opór przewodzenia odzieży, m ² K/W
RF	częstotliwość oddychania, od/min
RQ	współczynnik oddechowy, bezwymiarowy
RM	wzrost częstości skurczów serca w ciągu min, ud/min
R	straty ciepła z organizmu do otoczenia przez promieniowanie z powierzchni skóry, W/m ²
rh	wilgotność względna powietrza, %
S_{sk}	akumulacja ciepła w skórze, W/m ²
S_c	akumulacja ciepła we wnętrzu (rdzeniu) organizmu, W/m ²
sh	drżenie, W
t_{cl}	temperatura na powierzchni odzieży, °C
t_a	temperatura powietrza w otoczeniu, °C
t_r	temperatura promieniowania w otoczeniu, °C
t_s	temperatura powierzchni manekina termicznego, °C
t_{ex}	temperatura powietrza w strumieniu wydychanym, °C
t_c	temperatura wewnętrzna (rdzenia) człowieka, °C
Δt	zmiana temperatury w osi strumienia konwekcyjnego, K
Δt_c	zmiana temperatury wewnętrznej, K
t_h	temperatura w pustce powietrznej pod odzieżą, °C
t_{sk}	temperatura skóry, °C
Δt_{sk}	zmiana temperatury skóry, K
t_o	temperatura operatywna, °C
u_x	prędkość strumienia powietrza w odległości x od źródła, m/s
u_o	prędkość osiowa strumienia powietrza, m/s
V_i	objętość i -tego segmentu modelu, m ³

V_{O_2}	objętościowa ilość zużywanego tlenu (dla 0°C, 101,325kPa), l/min
v_{sk}	prędkość powietrza w strumieniu konwekcyjnym, m/s
v_{ex}	prędkość powietrza w strumieniu wydychanym, m/s
v_a	prędkość powietrza w otoczeniu, m/s
W_b	waga, kg
W	praca mechaniczna, W/m ²
w	zawilgocenie skóry, bezwymiarowa
x	odległość od źródła strumienia powietrza, m
z	wysokość nad źródłem ciepła, m
α_{sk}	frakcja zawartości organizmu w skórze, bezwymiarowy
ρ	gęstość powietrza, kg/m ³
β	współczynnik rozszerzalności objętościowej powietrza, 1/K
ν	współczynnik lepkości kinematycznej powietrza, m ² /s
λ	współczynnik przewodzenia ciepła dla powietrza, W/m ² ·K
τ	czas, s
τ_{ex}	czas trwania wydechu, s
τ_{wiek}	wiek, lata
η_{emo}	poziom emocji człowieka, bezwymiarowy
η	współczynnik sprawności ruchowej, bezwymiarowy

WSTĘP

W krajach rozwiniętych człowiek spędza ok. 90% czasu w pomieszczeniach zamkniętych (rys.1), w których warunki środowiska zależą nie tylko od parametrów powietrza zewnętrznego, działania układu wentylacji i klimatyzacji, ale także, w znacznej mierze, od zysków ciepła, wilgoci i zanieczyszczeń emitowanych z elementów wyposażenia znajdującego się w pomieszczeniach. Dlatego przy projektowaniu środowiska wewnętrznego należy uwzględnić wszystkie wymienione aspekty.



Rys.1. Przybliżony rozkład czasu spędzanego przez człowieka w poszczególnych środowiskach [Zabiegała i in., 2003]

Środowisko przebywania ludzi powinno być kształtowane pod kątem zapewnienia warunków komfortu użytkownikom. Na odczuwanie komfortu składają się wrażenia dotyczące [Fanger, 1970]: jakości powietrza w pomieszczeniach, środowiska cieplnego, oświetlenia, poziomu hałasu i szeroko rozumianej behawioralnej jakości środowiska (wystrój wnętrza, rodzaj zastosowanego wyposażenia, czy gradacja przestrzeni od publicznej do prywatnej itp.), które wpływają zarówno na procesy fizyczne zachodzące między człowiekiem a otoczeniem, jak również na wrażenia zmysłowe i psychologiczne człowieka. Zadaniem wentylacji i klimatyzacji jest tworzenie środowiska wewnętrznego komfortowego głównie ze względu na jakość powietrza oraz warunki cieplne. Zapewnienie pracownikom poczucia komfortu cieplnego poprzez regulację odpowiednich parametrów środowiska pracy przekłada się, m. in. na zmniejszenie liczby popełnianych błędów, ograniczenie liczby wypadków przy pracy oraz chorób zawodowych, a także na poprawę wydajności oraz jakości pracy (Wyon, Wargoocki, 2006). W dokumencie przygotowanym przez Centrum Tematyczne Research on Work and Health Europejskiej Agencji Bezpieczeństwa i Zdrowia w Pracy wykazano, że dyskomfort cieplny

jest identyfikowany jako jeden z głównych fizycznych czynników ryzyka w środowisku pracy. Według danych GUS w 2008 roku ok. 40 tys. osób w Polsce było zatrudnionych w warunkach środowiska zimnego i gorącego, co oznacza, że przeważająca część społeczeństwa pracuje w środowisku umiarkowanym, które powinno spełniać wymagania komfortu cieplnego. Ponadto, jak określono na podstawie badań przeprowadzonych w budynkach biurowych [Bogdan, 2008b, 2009b], parametry powietrza w pomieszczeniach nie zawsze spełniają wymagania odpowiednich rozporządzeń i norm, a środowisko wewnętrzne odbierane jest przez użytkowników jako niekomfortowe.

Jednym z rozwiązań problemu występowania dyskomfortu cieplnego użytkowników pomieszczeń może być prowadzenie wstępnych symulacji przepływu powietrza oraz wartości jego parametrów w strefie przebywania ludzi, w procesie projektowania systemu wentylacji i klimatyzacji w budynku. Przy projektowaniu przepływu powietrza w budynkach coraz częściej są wykorzystywane programy z gamy Computational Fluid Dynamics (np. Fluent, CFX, Ansys itd.), których zaletą jest prognozowanie przepływu powietrza przy uwzględnieniu odpowiednich praw fizycznych, a także możliwość symulacji, m.in.: elementów nawiewnych i wywiewnych, przepływu w pomieszczeniach o skomplikowanej geometrii, wszystkich elementów wpływających za zakłócenia ruchu powietrza. Ponieważ na wartość parametrów oraz przepływ powietrza w pomieszczeniach wpływają również znajdujące się w nich elementy będące źródłami ciepła, powinny być one także uwzględnione podczas symulacji. Źródłem ciepła znajdującym się w pomieszczeniu jest człowiek, który z jednej strony sam wpływa na zmianę wartości poszczególnych parametrów powietrza, z drugiej – jest odbiorcą bodźców środowiskowych. Dlatego przy projektowaniu komfortowego środowiska pracy również cieplny wpływ użytkowników na panujące warunki nie powinien być pomijalny. O ile jednak wpływ źródeł ciepła o prostych kształtach i stałych w czasie parametrach cieplnych (np. komputery) może być uwzględniony w łatwy sposób, to wprowadzenie złożonego układu, jakim jest człowiek, bez uwzględnienia jego parametrów charakterystycznych i wszystkich sposobów oddziaływania na środowisko, może powodować znaczną niedokładność obliczeń.

W niniejszej pracy skupiono się na odwzorowaniu cieplnego wpływu człowieka na środowisko wewnętrzne i przedstawiono metodę opracowania (w programie FLUENT) numerycznego modelu cieplnego człowieka. W celu identyfikacji założeń do jego konstrukcji w pierwszym etapie prac przeprowadzono analizę aktualnych doniesień naukowych. Na tej podstawie wyselekcjonowano założenia, które mogą być przyjęte w modelu bez dodatkowych badań, a także określono, które zagadnienia wymagają dokładnego przeanalizowania. Przeprowadzono serię badań z udziałem ochotników (mężczyzn w wieku 20-25 lat o zbliżonej budowie ciała oraz rodzaju codziennej aktywności), na podstawie których określono wartości

początkowe modelu oraz inicjalizacji obliczeń. Wyniki przeprowadzonych analiz i badań zostały uwzględnione przy opracowywaniu modelu, którego prawidłowe działanie w zakresie środowiska umiarkowanego zostało potwierdzone analizą statystyczną.

Opracowany model umożliwia określenie ilości ciepła oddawanego do otoczenia przez promieniowanie, konwekcję i oddychanie, co może być wykorzystywane w projektowaniu środowiska przebywania ludzi. Ze względu na fakt, iż możliwe jest określenie korelacji między parametrami fizjologicznymi człowieka (np. miejscową temperaturą skóry) a odczuciami komfortu cieplnego [Bogdan, 2010a] opracowany model umożliwia również ocenę komfortu cieplnego miejscowego i ogólnego człowieka, a zatem dopasowanie środowiska cieplnego w pomieszczeniach do indywidualnych potrzeb użytkowników, np. przez stosowanie spersonalizowanych układów wentylacji i klimatyzacji. Model może być wykorzystywany także do oceny mikroklimatu tworzącego się dookoła człowieka, co umożliwia ocenę oddziaływania strumienia powietrza w bliskim otoczeniu człowieka. Jednocześnie projektowanie układów wentylacji i klimatyzacji na podstawie wcześniejszych symulacji może być rozwiązaniem korzystnym ze względu na oszczędność energii zużywanej w czasie eksploatacji budynków. Opracowany model może być wykorzystywany do projektowania niskoenergetycznych budynków, zgodnie z zapisami EPBD (Dyrektywa 2002/91/EC), przy jednoczesnym zachowaniu środowiska komfortowego dla użytkowników, zgodnie z normą PN-EN 15251:2008. Symulacja rozwiązań projektowych stwarza możliwość obniżenia kosztów eksploatacji budynków, przy zachowaniu komfortowych warunków cieplnych i odpowiedniej jakości powietrza w strefie oddychania.

Celem prac przedstawionych w monografii było opracowanie numerycznego modelu cieplnego człowieka, który będzie wykorzystywany do symulacji cieplnego oddziaływania człowieka na mikroklimat w pomieszczeniach. Jak wynika z analizy literatury, problem ten został sformułowany po raz pierwszy.

Rozważania zmierzające do uzyskania sprecyzowanego powyżej problemu naukowego zawarto w 7 rozdziałach monografii. W rozdziale 2 przedstawiono informacje uzyskane na podstawie analizy literatury na temat wymiany ciepła pomiędzy człowiekiem a otoczeniem, procesów transportu ciepła zachodzących w organizmie człowieka, metod modelowania cieplnego człowieka oraz symulacji cieplnego oddziaływania człowieka na środowisko w pomieszczeniach. Na tej podstawie określono, iż do obliczeń wpływu człowieka na wartości parametrów powietrza w jego otoczeniu stosowane są programy w gamy CFD, w których implementowane są tzw. wirtualne manekiny termiczne. Elementy te jednak nie są dostosowane do symulacji prawidłowego, zgodnego z termoregulacją, rozkładu temperatury na powierzchni człowieka, a także nie uwzględnia się w ich konstrukcji wydychania powietrza przez człowieka i geometrii człowieka zgodnej z rzeczywistością. Jednocześnie weryfikacja wyników jest wykonywana na podstawie badań z wykorzystaniem rzeczywistych manekinów termicznych, co w konsekwencji prowadzi do znacznej niedokładności w uzyskiwanych z obliczeń wynikach.

W celu opracowania numerycznego modelu człowieka należało określić warunki początkowe oraz wartości wykorzystywane przy weryfikacji, takie jak: parametry powietrza w strumieniu konwekcyjnym kształtującym się nad człowiekiem, parametry charakterystyczne niezbędne do symulacji procesu wydychania (rozdział 3), rozkład temperatury na powierzchni nagiego człowieka (rozdział 4), rozkład temperatury na powierzchni skóry i odzieży oraz parametry mikroklimatu pododzieżowego (rozdział 5).

Na podstawie uzyskanych danych opracowano numeryczny model cieplny człowieka, dokonano również weryfikacji poprawności jego działania. Etapy konstrukcji modelu i opracowane wyniki poszczególnych obliczeń przedstawiono w rozdziale 6.

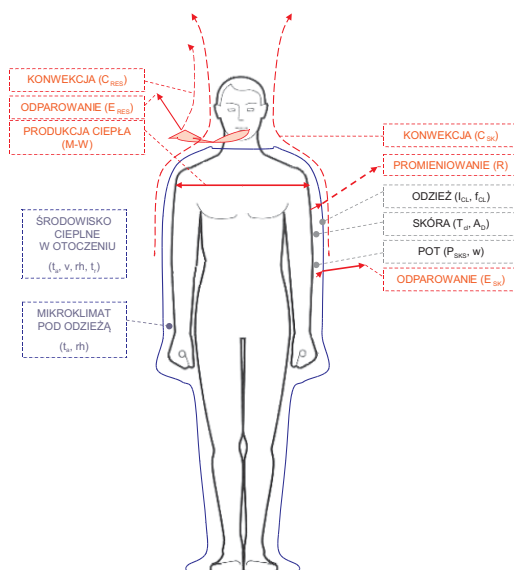
W rozdziale 7 sformułowano wnioski dotyczące rezultatów, natomiast w rozdziale 8 – podsumowanie zrealizowanych w pracy badań oraz możliwości dalszego rozwoju i wykorzystania modelu.

Monografię uzupełnia streszczenie w języku polskim i angielskim oraz wykaz literatury przywołanej w pracy.

2

ANALIZA I OCENA AKTUALNEGO STANU WIEDZY DOTYCZĄCEJ ODDZIAŁYWANIA ORGANIZMU CZŁOWIEKA NA PARAMETRY POWIETRZA W POMIESZCZENIU

Człowiek należy do ustrojów homeotermicznych, przy czym jego organizm dąży do utrzymania stałej temperatury wewnętrznej (zwanej w modelach *temperaturą rdzenia*), w zakresie $37\text{ }^{\circ}\text{C} \pm 0,3\text{ K}$ [Grether, 1973]. W praktyce jednak w organizmie człowieka występują dynamiczne zmiany, będące reakcją na zakłócenia: wewnętrzne (np. wykonywanie ćwiczeń, ciężkiej pracy fizycznej) oraz zewnętrzne (np. przebywanie w gorącym lub zimnym środowisku, zmiana odzieży). Temperatura wewnętrzna jest najniższa w czasie snu i we wczesnych godzinach porannych, a najwyższa w godzinach wieczornych; u kobiet temperatura wewnętrzna zmienia się nieznacznie w zależności od cyklu miesięczkowego [Traczyk, Trzebski, 2004]. Priorytetem jednak jest utrzymanie stałej temperatury wewnętrznej głowy oraz klatki piersiowej, w których znajdują się najważniejsze narządy organizmu człowieka, tj. mózg, serce, płuca itp. [Hensel, 1981].



Rys. 2.1. Procesy oddawania ciepła z organizmu do otoczenia

W celu utrzymania stałej wartości temperatury wewnętrznej w organizmie człowieka dochodzi do produkcji ciepła, które przemieszcza się z organów wewnętrznych na zewnątrz w procesach przenikania, przewodzenia oraz z transportem płynów między komórkami (np. z krwią). Z powierzchni skóry ciepło jest oddawane do otoczenia w procesie przewodzenia, konwekcji, promieniowania oraz odparowania wilgoci przenikającej przez skórę lub wraz z potem (rys. 2.1). Ponadto z wnętrza organizmu ciepło jest oddawane wraz z wydychanym powietrzem w procesie konwekcji i odparowania wilgoci z warstwy śluzowej pokrywającej drogi oddechowe.

Z tego względu dążąc do odwzorowania oddziaływania człowieka na parametry powietrza w otoczeniu powinno się rozpatrywać zarówno przepływ ciepła w organizmie człowieka, który wpływa na rzeczywistą ilość ciepła rozpraszanego do otoczenia, jak również procesy fizyczne wpływające na odbieranie ciepła przez otoczenie.

2.1. Procesy związane z gospodarką cieplną w organizmie człowieka

W warunkach środowiska umiarkowanego i podczas spoczynku źródłem ciepła w organizmie jest wewnętrzna produkcja energii (tzw. ciepło endogenne), wynikająca z komórkowych procesów metabolicznych przetwarzania produktów żywnościowych m_b , a także ciepło pozyskiwane z zewnątrz (tzw. ciepło egzogenne) w wyniku przyjmowania pokarmów, płynów oraz wdychania ciepłego powietrza m_f [Kociuba-Uściłko, 2004]. Dodatkowo zwiększanie ilości produkowanego ciepła wynika z wykonywania pracy m_a , jak również z ekspozycji organizmu na środowisko zimne, kiedy dochodzi do zwiększonej produkcji ciepła w mięśniach m_{sh} . Tak więc ilość ciepła produkowanego przez organizm można zapisać równaniem:

$$m_o = m_b + m_f + m_a + m_{sh} \quad (2.1.1)$$

gdzie:

- m_o całkowita ilość ciepła w organizmie, W
- m_b ilość ciepła w organizmie wynikająca z komórkowych procesów metabolicznych przetwarzania produktów żywnościowych, W
- m_f ilość ciepła w organizmie wynikająca z przyjmowania pokarmów i płynów oraz wdychania ciepłego powietrza, W
- m_a ilość ciepła w organizmie wynikająca z wykonywania pracy, W
- m_{sh} ilość ciepła w organizmie wynikająca z drżenia mięśni, W.

W obliczeniach technicznych przyjmuje się, iż wartość ciepła egzogennego m_f jest bliska zeru, natomiast energia pochodząca z przemian chemicznych produktów żywnościowych m_b jest przeznaczana w części na podtrzymanie funkcji życiowych, a w części przemieniana w ciepło, które powinno być rozproszone do otoczenia w celu utrzymania organizmu w stanie komfortu cieplnego.

Ilość ciepła (w środowisku umiarkowanym) oddawanego z organizmu do otoczenia określa wartość tempa metabolizmu M , będącego sumą ciepła wynikającego z metabolizmu podstawowego oraz aktywności zależnej od rodzaju wykonywanej czynności:

$$M = m_b + m_a \quad (2.1.2)$$

Jednostką podstawową ilości produkowanego ciepła jest W/m^2 , jednak do opisu tempa metabolizmu stosowana jest głównie jednostka met, przy czym 1 met (równy $58,2 W/m^2$) jest definiowany jako tempo metabolizmu osoby odpoczywającej w pozycji siedzącej [Parson, 2003]. W przypadku zmiany aktywności w czasie, występującej zazwyczaj podczas pracy fizycznej, średnią wartość tempa metabolizmu określa się jako średnią ważoną wszystkich wartości tempa metabolizmu dla każdego cyklu praca – odpoczynek.

Wartość tempa metabolizmu może być również obliczana na podstawie równania (2.1.1), przy czym tabele umożliwiające określenie wartości metabolizmu podstawowego i metabolizmu wynikającego z aktywności są dostępne w publikacjach [np. Parson, 2003]. Mniej dokładną metodą jest korzystanie z tabelarycznych wartości tempa metabolizmu określonych dla standardowego człowieka (mężczyzny o powierzchni ciała $1,84 m^2$ i wadze 65-70 kg), [Parson, 2003] i przedstawionych w normie PN-EN ISO 8996:2005 dla poszczególnych rodzajów aktywności (przykładowe wartości podano w tabeli 2.1.1). Najmniej dokładna metoda oszacowania

Tabela 2.1.1. Przykładowa klasyfikacja tempa metabolizmu dla poszczególnych rodzajów aktywności [PN-EN ISO 8996:2005]

Klasa	Tempo metabolizmu		Przykłady aktywności
	$W \cdot m^{-2}$	met	
Odpoczynek	65	1,1	odpoczynek, siedzenie
Bardzo niskie tempo metabolizmu	80	1,4	lekka praca wykonywana kończynami górnymi (pisanie, pisanie na maszynie, rysowanie)
Niskie tempo metabolizmu	100	1,7	praca ręczna (niewielkie narzędzia); praca kończynami górnymi (prowadzenie pojazdu)
Niskie do umiarkowanego tempo metabolizmu	140	2,4	praca kończynami górnymi w umiarkowanym tempie (montaż lekkich elementów)
Umiarkowane tempo metabolizmu	165	2,8	ciągła praca kończynami górnymi (wbijanie gwoździ, napełnianie)
Umiarkowane do wysokiego tempo metabolizmu	175	3,0	praca kończynami górnymi i tułowiem (praca młotem pneumatycznym)
Wysokie tempo metabolizmu	230	4,0	intensywna praca kończynami górnymi i tułowiem (przenoszenie ciężkich materiałów)
Bardzo wysokie tempo metabolizmu	290	5,0	bardzo intensywna aktywność w tempie szybkim do maksymalnego (praca z siekierą)
Nadzwyczaj wysokie tempo metabolizmu	400	6,9	bardzo intensywna aktywność wykonywana bez przerwy (praca w stanie zagrożenia i akcja ratownicza z dużą aktywnością)

tempa metabolizmu jest oparta na subiektywnych ocenach pracowników dotyczących ciężkości wykonywanej pracy. Korzystając z tej metody należy jednak pamiętać, iż na ocenę subiektywną ciężkości pracy wpływa m.in. wiek, stan zdrowia i poziom wytrenowania człowieka, tak więc wartości określone na podstawie tabel [Borg, 1998] można traktować wyłącznie orientacyjnie.

Najdokładniejsze obliczenia wartości tempa metabolizmu są oparte na wynikach pomiarów fizjologicznych prowadzonych z udziałem ludzi, tj. na określeniu zużycia tlenu i produkcji dwutlenku węgla w powietrzu wydychanym. Wyniki wstawia się następnie do równania (2.1.3), [ASHRAE, 2009].

$$M = 352 (0,23 RQ + 0,77) V_{O_2}/A_D \quad (2.1.3)$$

gdzie:

- M tempo metabolizmu, W/m^2
 RQ współczynnik oddechowy, bezwymiarowy
 V_{O_2} objętościowa ilość zużywanego tlenu (dla $0\text{ }^\circ\text{C}$, $101,325\text{ kPa}$), l/min
 A_D powierzchnia ciała człowieka liczona wg DuBois, m^2 .

Występującą we wzorze (2.1.3) powierzchnię ciała przyjmuje się zgodnie z poniższym wzorem [DuBois, 1916]:

$$A_D = 0,202 W_b^{0,425} H^{0,725} \quad (2.1.4)$$

gdzie:

- W_b waga, kg
 H wzrost człowieka, m .

Wartość współczynnika oddechowego RQ zależy od rodzaju aktywności człowieka, diety, warunków fizycznych i jest określana przez pomiar stężenia tlenu oraz dwutlenku węgla w powietrzu wdychanym i wydychanym. Akceptowalnym oszacowaniem współczynnika oddechowego RQ jest przyjęcie wartości średniej, zgodnie z tabelą 2.1.2.

Tabela 2.1.2. Zależność współczynnika oddechowego od wartości tempa metabolizmu

Tempo metabolizmu, met	Współczynnik oddechowy RQ
$M < 1,5$	0,83
$1,5 \leq M \leq 5$	$RQ = 0,049 M + 0,757$
$M > 5$	1,0

Zazwyczaj współczynnik oddechowy RQ jest przyjmowany na podstawie zależności przedstawionej w tabeli 2.1.2 a nie obliczany, gdyż jego wartość nie wpływa znacząco na dokładność obliczenia tempa metabolizmu (10% błąd

w przyjęciu RQ skutkuje tylko 3% błędem w obliczonej wartości tempa metabolizmu).

Inną metodą na określenie tempa metabolizmu jest jego obliczenie na podstawie pomiaru częstości skurczów serca. Równanie (2.1.5) przedstawia zależność między zużyciem tlenu a częstością skurczów serca dla różnych poziomów aktywności [PN-EN ISO 8996:2005]:

$$HR = HR_0 + RM(M - M_0) \quad (2.1.5)$$

gdzie:

HR częstość skurczów serca, ud/min

HR_0 częstość skurczów serca podczas spoczynku, ud/min

RM wzrost częstości skurczów serca w ciągu min, ud/min

M_0 tempo metabolizmu podczas spoczynku, W/m².

W przypadku ekspozycji na środowisko zimne w organizmie dochodzi do dodatkowej produkcji ciepła wynikającej z pojawiającego się drżenia mięśniowego [Blight, 1985], które powinno być uwzględniane przy określaniu tempa metabolizmu:

$$M = m_b + m_a + m_{sh} \quad (2.1.6)$$

Drżenie może zmieniać się od nieznacznego do gwałtownego, przy czym ilość ciepła metabolicznego wytwarzanego przez drżenie wynosi 20 – 70 W/m² [ASHRAE, 2009]. Gwałtowne drżenie utrzymuje się zazwyczaj podczas ciągłej ekspozycji na środowisko zimne, podczas gdy drżenie nieznaczące zazwyczaj pojawia się przejściowo w celu chwilowego zwiększenia ilości produkowanego ciepła.

Przy obliczaniu rzeczywistej ilości ciepła oddawanego z organizmu do otoczenia należy również uwzględnić częściowe przekształcenie energii produkowanej przez organizm w moc mechaniczną W , określaną przez współczynnik sprawności ruchowej η [Fanger, 1970]:

$$\eta = \frac{W}{M} \quad (2.1.7)$$

gdzie:

η współczynnik sprawności ruchowej, bezwymiarowy

W praca mechaniczna, W/m².

Wartości współczynnika sprawności ruchowej mieszczą się w granicach od 0 (spacer po płaszczyźnie poziomej, spanie) do 0,25 (kopanie rowów, podnoszenie worków). W szczególnych przypadkach sprawność ruchowa może przyjmować wartość ujemną, gdy praca zewnętrzna zostaje przetworzona na ciepło akumulowane wewnątrz ciała ludzkiego (np. schodzenie ze zbocza góry).

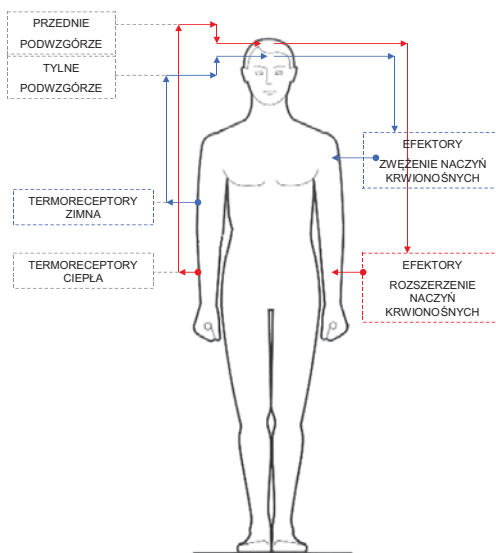
Wyprodukowane przez organizm ciepło transportowane przez krew (całkowita objętość krwi krążącej to ok. 8% masy ciała) i częściowo przewodzone przez tkanki dociera do skóry i następnie jest oddawane do otoczenia, w wielkości zależnej od warunków środowiska cieplnego, w którym przebywa organizm. Jeżeli ilość ciepła produkowana przez organizm jest zbyt duża w stosunku do zdolności chłodzącej otaczającego środowiska, w organizmie może dojść do przegrzania i wzrostu temperatury wewnętrznej powyżej 37,3 °C, jeżeli natomiast ilość produkowanego ciepła jest zbyt mała – w organizmie może dojść do obniżenia temperatury wewnętrznej poniżej 36,7 °C. Temperatura wewnętrzna jest zatem wskaźnikiem wyznaczającym bezpieczne limity ekspozycji człowieka na środowisko gorące lub zimne. Ze względu na fakt, że zmiana temperatury wewnętrznej poza bezpiecznym zakresem 37 °C ± 0,3 K prowadzi do powstawania obciążenia cieplnego, organizm człowieka jest wyposażony w układ termoregulacji modyfikujący działanie poszczególnych organów w zależności od warunków środowiska cieplnego, w którym się znajduje.

Działanie i budowa układu termoregulacji były dyskutowane w wielu publikacjach fizjologicznych [m.in.: Blight, Moor, 1972; Blight, 1985; Hensel, 1981; Greger, Windhorst, 1996; Kociuba-Uściłko, 2004; Stolwijk, Hardy, 1966; Stolwijk, 1971 a, b; Nadel i in., 1971, 1973; Stolwijk, 1977, 1979; Saltin i in., 1970; Gonzalez i in., 1978; Wagner, Horvath, 1985; Cabanac, Massonnet, 1977; Astrand i in., 2003; Cabanac, 1981; Clark, Edholm, 1985; Dasler, 1977; Fox, 1967; Gagge i in., 1967; Edholm, 1978; Hardy, 1978; Hardy i in., 1970; Hardy, Stolwijk, 1966; Nadel i in., 1970; Raven, Horveth 1970], patrząc jednak z technicznego punktu widzenia układ termoregulacji można potraktować jak system automatycznego sterowania regulujący rozszerzanie i zwężanie naczyń krwionośnych w warstwie skóry, uruchamianie procesu pocenia oraz drżenia mięśni.

Za regulację temperatury ciała odpowiada ośrodek termoregulacji, który jest zlokalizowany w podwzgórzu mózgu. Układ termoregulacji, składa się z 3 elementów [Kociuba-Uściłko, 2004], (rys. 2.1.1):

- 1) termoreceptorów i termodetektorów – czujników wrażliwych na zmianę temperatury otoczenia i wnętrza ciała
- 2) ośrodka termoregulacji – elementu działającego na zasadzie termostatu, przetwarzającego sygnały ze struktur wrażliwych i przekazującego odpowiednie informacje do efektorów układu termoregulacji
- 3) efektorów układu termoregulacji (głównie mięśni) – struktur przetwarzających i realizujących odpowiedzi układu nerwowego.

Ad.1. Termoreceptory (czujniki zmiany temperatury skóry) znajdujące się głównie w skórze można podzielić na dwie grupy: receptory zimna i ciepła [Kociuba-Uściłko, 2004]. Termoreceptory ciepła reagują na wzrost temperatury w zakresie 22-47 °C, termoreceptory zimna reagują na temperaturę niższą od aktualnej temperatury



Rys. 2.1.1. Schemat przekazu sygnałów w układzie termoregulacji [Bogdan, 2008a]

skóry i wyższą od $44,5\text{ }^{\circ}\text{C}$ [Traczyk, Trzebski, 2004]. Termoreceptory wrażliwe na zimno są liczniejsze od wrażliwych na ciepło. Termoreceptory występują również w mięśniach, górnych drogach oddechowych, ścianach naczyń żylnych i niektórych odcinkach układu pokarmowego. Termodetektory są to struktury termowrażliwe znajdujące się w przedniej części podwzgórza i w szyjnej części rdzenia kręgowego, które reagują na miejscową zmianę temperatury skóry [Kociuba-Uściłko, 2004]. Działanie termoreceptorów i termodetektorów opisano dokładnie w publikacjach [Hensel, 1981; Weddel, Miller, 1962; McIntyre, 1980; Kenshalo, 1970].

Ad.2. Ośrodek termoregulacji jest podzielony na 2 części: w przedniej części podwzgórza znajduje się ośrodek eliminacji ciepła regulujący utratę ciepła z organizmu w przypadku zbyt wysokiej temperatury wewnętrznej, natomiast w tylnej części podwzgórza znajduje się ośrodek utrzymania ciepła, odpowiedzialny za zatrzymywanie ciepła w organizmie w przypadku obniżenia temperatury wewnętrznej. Obydwie części są połączone „przewodami” znajdującymi się po obu stronach bocznej części podwzgórza [Edholm, 1978; Edholm, Weiner, 1981; Kociuba-Uściłko, 2004]. Sygnał obniżenia temperatury skóry dochodzący do przedniej części podwzgórza powoduje zwiężenie naczyń krwionośnych skóry i zwiększenie tempa metabolizmu, a w gorącym środowisku może hamować przepływ krwi przez skórę. Poza podwzgórzem również rdzeń kręgowy współdziała przy termoregulacji organizmu. W rdzeniu występują elementy termowrażliwe mogące stanowić ok. 25-50% termodetektorów. Obniżenie temperatury wyłącznie rdzenia kręgowego również wpływa na wystąpienie drżenia mięśni i zwiężenie naczyń krwionośnych.

Ad.3. Efektory są to elementy przetwarzające sygnał z układu nerwowego w odpowiednie reakcje podskórnych naczyń krwionośnych i mięśni. W organizmie występują 2 rodzaje efektorów: termoregulacji fizycznej (układ krążenia i gruczoły potowe) oraz termoregulacji chemicznej (mięśnie szkieletowe, wątroba i tkanka tłuszczowa), [Kociuba-Uściłko, 2004]. Zmiana sygnału układu termoregulacji prowadzi do utrudnienia lub ułatwienia oddawania ciepła z organizmu (efektory termoregulacji fizycznej) lub też do zwiększenia lub zmniejszenia ilości produkowanego ciepła (efektory termoregulacji chemicznej).

Wynikiem działania układu termoregulacji jest wartość temperatury skóry na poszczególnych częściach ciała, zmieniająca się w zależności od ilości ciepła oddawanego z organizmu do otoczenia, oraz wartość temperatury wewnętrznej. Punkt zerowy (ang. *set point*) jak określany jest punkt komfortu cieplnego, w którym nie występują reakcje termoregulacyjne organizmu, został wyznaczony na poziomie temperatury wewnętrznej równej 36,8 °C oraz temperatury skóry równej 33,7 °C [Stolwijk, 1977; Parson, 2003].

Podczas ekspozycji człowieka na środowisko gorące, przy wystąpieniu wzrostu temperatury wewnętrznej (rys. 2.1.1) następuje rozszerzenie naczyń krwionośnych i zwiększenie podskórnego przepływu krwi [Bullard i in., 1970; Johnson i in., 1974; Libert i in., 1978; McCaffrey i in., 1979; Nadel i in., 1971], co powoduje odprowadzanie nadmiaru ciepła z wewnętrznych organów na zewnątrz, a jednocześnie zwiększenie współczynnika przewodzenia ciepła przez skórę – od 15 W/m²K, u człowieka znajdującego się w środowisku umiarkowanym do 50 W/m²K, lub nawet więcej, podczas intensywnego pocenia w środowisku gorącym [Traczyk, Trzebski, 2004; Śliwowski, 2000]. Rozkurcz naczyń krwionośnych może zwiększyć przepływ podskórny krwi z 1,7 ml/sm² w warunkach środowiska umiarkowanego cieplnie, do 25 ml/sm² w warunkach środowiska ekstremalnie gorącego [ASHRAE, 2009]. Jednocześnie zwiększony przepływ krwi powoduje uruchomienie działania gruczołów potowych odprowadzających cieplejszy płyn z organizmu i powodujący odparowanie ciepła z powierzchni skóry. Na ciele znajduje się ok. 2,5 mln gruczołów potowych (najwięcej w skórze kończyn i klatki piersiowej – ok. 2000 gruczołów/1 cm²), natomiast ilość potu wyprodukowanego przez organizm zmienia się od 0 do 1 l/cm² [Kerslake, 1972; Edholm, Weiner, 1981; Lind, 1963; Parson, 2003] i jest wprost proporcjonalna do temperatury krwi dopływającej do podwzgórza, przy założeniu temperatury otoczenia w zakresie 20 – 40 °C.

W środowisku zimnym (rys. 2.1.1), przy obniżeniu temperatury wewnętrznej dochodzi do zwężenia naczyń krwionośnych, co redukuje ilość ciepła oddawanego do obwodowych części ciała wraz z krwią, przy jednoczesnym zmniejszeniu współczynnika przewodzenia ciepła przez tkanki podskórne i skórę (do 8 W/m²K przy najmniejszym skurczu naczyń), [Traczyk, Trzebski, 2004; Śliwowski, 2000]. Przepływ krwi podskórnej jest zredukowany do 0,5 ml/sm² [Kerslake, 1972;

Edholm, 1981; Lind, 1963; Parson, 2003]. Jednocześnie w mięśniach w wyniku drżenia powstaje ciepło [Tikuisis i in., 1991, Young i in., 1986]), które może przekraczać kilkakrotnie ilość ciepła produkowanego w ramach podstawowej przemiany ciepła. W rezultacie obniża się temperatura powierzchni skóry i maleje utrata ciepła. Proces ten zachodzi w największym stopniu na powierzchni obwodowych części ciała, a najslabiej – na głównych częściach ciała, np. na czole. W zimnym środowisku temperatura rąk i stóp może obniżyć się o ponad 10 K, podczas gdy temperatura czoła tylko o 1 K [Śliwowski, 2000]. Zestawienie reakcji układu termoregulacji na zmianę temperatury wewnętrznej przedstawiono w tabeli 2.1.3.

Tabela 2.1.3. Reakcje organizmu na zmianę temperatury wewnętrznej

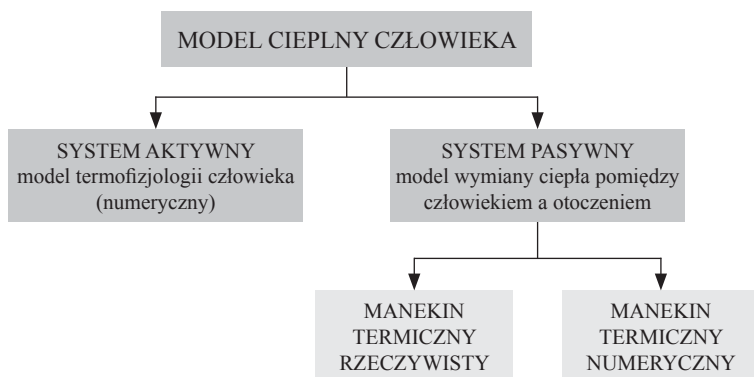
Wartość temperatury wewnętrznej, °C	Reakcje organizmu
Powyżej 37,3	<ul style="list-style-type: none"> ↑ przepływ krwi pod skórą ↑ częstość skurczów serca ↑ pocenie ↑ zawilgocenie skóry ↑ temperatura ciała ↑ metabolizm
37 ± 0,3	zmiana wszystkich parametrów w granicach ±5%
Poniżej 36,7	<ul style="list-style-type: none"> ↓ przepływ krwi pod skórą ↑ drżenie mięśni ↓ temperatura ciała ↓ metabolizm

Na podstawie analizy prezentowanych publikacji można zatem przyjąć, iż działanie układu termoregulacji oraz wytwarzanie i transport ciepła w organizmie człowieka jest zagadnieniem dobrze rozpoznany i wystarczająco opisanym w literaturze. Wyzwanie stanowić może natomiast przeniesienie tak skomplikowanego układu do modelu.

2.2. Metody symulacji – modele termofizjologii i manekiny termiczne

Najdoskonalszą metodą oceny i symulacji oddziaływania człowieka na środowisko w pomieszczeniach oraz testowania możliwości wystąpienia obciążenia cieplnego lub dyskomfortu są badania prowadzone z udziałem ochotników w rzeczywistym środowisku ich przebywania. Jednak z uwagi na czasochłonność tego rodzaju badań są one trudne w praktyce [Konarska i in., 2007], dlatego dąży się do opracowywania modeli rzeczywistych i numerycznych, które będą odwzorowywać procesy wymiany ciepła zachodzące pomiędzy organizmem człowieka a otoczeniem. Pierwsze próby opracowania cieplnego modelu człowieka podjęto w latach 60 ubiegłego wieku. Okazało się jednak, że konstrukcja organizmu

człowieka i działanie układu termoregulacji oraz wymiana ciepła pomiędzy człowiekiem a otoczeniem są zagadnieniami na tyle skomplikowanymi, że dalsze badania nad ich opisem toczyły się osobnymi torami (rys. 2.2.1).



Rys. 2.2.1. Podział metod rozwoju modelowania interakcji cieplnych pomiędzy człowiekiem a otoczeniem [Bogdan, 2008a]

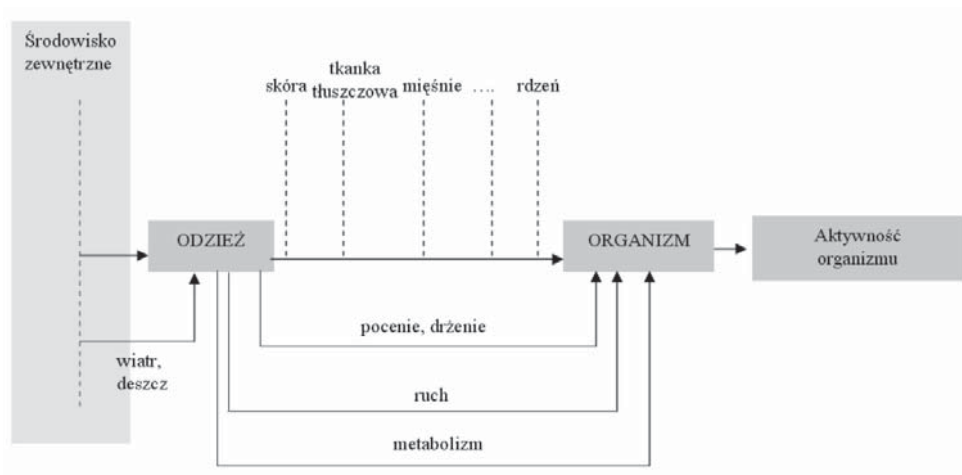
Z tej perspektywy przyjęto umowny podział prac nad modelowaniem przepływu ciepła z organizmu człowieka [Bogdan, 2008a]:

- modelowanie systemu aktywnego (zwanego inaczej *modelem termofizjologii*) – określa model dystrybucji ciepła w organizmie człowieka, z uwzględnieniem: struktury poszczególnych warstw składających się na ciało człowieka (np. skóra, tkanka tłuszczowa, mięśnie), elementów produkujących ciepło i regulujących odpowiedzi układu termoregulacji (tzw. rdzeń: serce, wątroba, mózg), ewentualnie innych narządów wewnętrznych (np. płuca) oraz procesów wynikających z działania układu termoregulacji (pocenie, drżenie, zmiana współczynnika przewodzenia tkanek). Opracowane dotychczas modele termofizjologii są wyłącznie w formie programów obliczeniowych
- modelowanie systemu pasywnego (zwanego inaczej *manekinem termicznym*) – określa model fizyczny procesów wymiany ciepła zachodzących pomiędzy człowiekiem a otoczeniem, ujmujący oddawanie ciepła wyłącznie z powierzchni skóry. Realizację tego rodzaju modeli prowadzi się tworząc manekiny termiczne rzeczywiste i numeryczne.

W ostatnich latach obserwuje się próby łączenia modelu aktywnego z pasywnym, jednak prac w tym zakresie nie można jeszcze uznać za zakończone. W kolejnych punktach przedstawiono aktualny stan wiedzy dotyczącej systemu aktywnego i pasywnego.

System aktywny – model termofizjologii

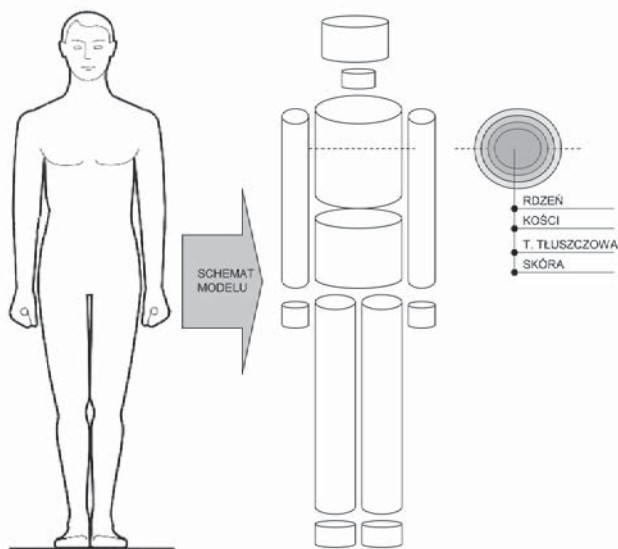
W modelu termofizjologii oprócz wymiany ciepła pomiędzy ciałem człowieka a otoczeniem jest wprowadzone odwzorowanie działania układu termoregulacji (rys. 2.2.2). Dlatego te modele są stosowane głównie do oceny obciążenia cieplnego człowieka znajdującego się w środowisku zimnym lub gorącym, symulowania ciężkiej pracy fizycznej itp.



Rys. 2.2.2. Schemat przesyłania informacji w systemie aktywnym [Psikuta, 2009, Lotens, 1988]

Opracowane dotychczas modele termofizjologii różnią się stopniem skomplikowania, jednak przyjęta ogólna zasada konstrukcji tego rodzaju modeli jest jednokowa i wynika z kompromisu między szczegółowością odwzorowania organizmu ludzkiego i zachodzących w nim reakcji a wymaganą dokładnością uzyskiwanych wyników. Modele te zazwyczaj są zbudowane z cylindrów (segmentów) reprezentujących poszczególne części organizmu człowieka (rys. 2.2.3), przy czym każdy cylinder jest podzielony na warstwy reprezentujące powierzchnię ciała, np. skórę, tkankę tłuszczową, kości itp. Dodatkowe warstwy tworzą zazwyczaj organy wewnętrzne człowieka, np. mózg, serce itp. Połączenia pomiędzy poszczególnymi warstwami/segmentami stanowią węzły (ang. *nodes*) przekazywania informacji, stąd klasyfikacja stopnia skomplikowania modeli jest oparta na liczbie wprowadzonych węzłów.

Za pierwszy aktywny model termofizjologii człowieka uznaje się opracowany przez Stolwijka [1971a, b, 1977] 25-węzłowy model (odpowiadający budową mężczyźnie o wadze 74,1 kg i powierzchni ciała równej 1,89 m²) składający się z głowy (kula) i cylindrycznych segmentów reprezentujących: tułów, ramiona, dłonie, nogi i stopy oraz osoby segment odpowiadający za układ krążenia. Każdy segment



Rys. 2.2.3. Przykładowy schemat konstrukcji modelu termofizjologii

składa się z 4 warstw: rdzeń, mięśnie, tkanka tłuszczowa, skóra oraz układ krwionośny. W modelu uwzględniono przewodzenie ciepła pomiędzy warstwami, a także zmianę temperatury przepływającej krwi. Temperatura krwi jest regulowana przez układ termoreceptorów (pomiar temperatury w warstwie skóry) i efektorów (zmiana ilości przepływającej krwi). Model ten jest wykorzystywany w symulacji termofizjologii człowieka aż do dnia dzisiejszego [Yokoyama i in., 2007; Huizenga i in., 2001].

Bazą modeli opracowywanych w kolejnych latach jest model Stolwijka [1971a, b]. Model Wisslara [1964, 1985, 1988] umożliwia określanie temperatury na 15 segmentach oraz symulację procesu oddychania. Model Wernera [1990] składa się z 63 warstw o różnych grubościach i własnościach cieplnych, a inne opracowane modele są coraz bardziej skomplikowane [Montgomery, 1974; Richardson, 1985; Tikuisis, 1989, 1992; O'Neill, Whyte, 1985; O'Neill i in. 1985; Gordon, 1974; Gordon i in., 1976; Ringuest, 1981; Hasalam, Parson, 1988, 1989; Jonsed, Ogawa, 1992; Smith, 1991; Lotens, 1993; Candas i in., 1998; Konz i in., 1977; Kuznetz, 1979; Miller, Seagrave, 1974; Yi i in., 2004], aż do najbardziej rozbudowanego modelu Tanabe [Tanabe i in., 2002], który na podstawie modelu Stolwijka zaproponował 65-węzłowy, 16-segmentowy, cylindryczny, 4-warstwowy model (rdzeń, mięśnie, tkanka tłuszczowa, skóra; przez każdą warstwę prowadzono przepływ krwi), o zmiennych wartościach metabolizmu podstawowego i własnościach cieplnych każdej warstwy i każdego segmentu. Model ten jest stosowany do prognozowania fizjologicznego i fizycznego stanu ciała człowieka eksponowanego na bezpośrednie promieniowanie słoneczne przez okno i chłodzący panel w suficie.

Znaczny rozwój modeli termofizjologii zanotowano od czasu wprowadzenia metod numerycznej mechaniki płynów (CFD, ang. *Computational Fluid Dynamic*), kiedy to powstawał model [Neal, 1998] uwzględniający antropometryczne dane geometryczne człowieka, aklimatyzację, rozkład i przyleganie odzieży do powierzchni ciała. Walidacja modelu była realizowana wyłącznie w środowisku zimnym. W kolejnym modelu CFD [Fu, Jones, 1996] wykorzystano dostępne fizjologiczne dane pomiarowe i dwuwymiarowe modele odzieży. Za pomocą tego modelu możliwe było symulowanie działania układu termoregulacji i oceny ryzyka dyskomfortu w środowisku termicznym o zmiennych w czasie wartościach poszczególnych parametrów powietrza. Do badań w środowisku umiarkowanym i zimnym opracowano 37-węzłowy model [Zhu, 2001], który w znacznej części jest oparty na doniesieniach Stolwijk, z powiększoną tylko liczbą węzłów ujmujących zwiększoną liczbę części ciała.

Zawężając zakres badań do środowiska umiarkowanego i komfortu osób przebywających w samochodach opracowano model fizjologiczny, w którym uwzględniono możliwość oceny dyskomfortu na poszczególnych częściach ciała [Thellier i in., 1994]. Model ten został zaimplementowany do przestrzeni odzwierciedlającej wnętrze samochodu w celu opracowania kompleksowego narzędzia do projektowania systemów klimatyzacji. Podobny pomysł został zrealizowany w laboratoriach The National Renewable Energy Laboratory (USA), gdzie opracowano kompleksowy model do badania środowiska cieplnego w samochodach. Model ten (Human Thermal Physiological Model) jest opracowany za pomocą metod CFD na bazie metody elementów skończonych i zawiera odwzorowanie układu termoregulacji człowieka. HTPM składa się z układu termoregulacji (układ krążenia, pocenia, drżenia) i systemu tkankowego reprezentującego ciało ludzkie, z uwzględnieniem fizjologicznych i termicznych właściwości tkanek [Farrington i in., 2004; Burke i in., 2003]. HTPM umożliwia symulację w zakresie wymiany ciepła (przewodzenie, konwekcja) i masy, z uwzględnieniem oddawania ciepła przez oddychanie oraz przewodzenia przez kości. W każdym segmencie zaprojektowano kości, mięśnie, tkankę tłuszczową i skórę, dodatkowo w modelu zainstalowano również płuca, jamę brzuszną i tkanki mózgu. Model umożliwia obliczanie przewodzenia ciepła na podstawie gradientów temperatury między poszczególnymi węzłami. Wymiana ciepła powodowana obiegiem krwi jest oparta na sieci przewodów prowadzonych pod skórą, w których przepływ jest opisany równaniem Poiseuille. Średnica przewodów, naczyń krwionośnych, zmienia się w zależności od temperatury przepływu krwi. W modelu tym pocenie jest funkcją temperatury wewnętrznej i skóry, zależy również od liczby gruczołów potowych w każdym segmencie. Natomiast na stopień drżenia mięśni wpływa, oprócz temperatury wewnętrznej, grubość mięśni wprowadzanych w każdym segmencie. Dane wyjściowe z serca, czyli przepływ krwi przez sieć przewodów, są opisane w funkcji metabolizmu,

temperatury wewnętrznej i temperatury skóry. Model ten jest podłączony do rzeczywistego manekina termicznego (nazwanego ADAM), który składa się z 126 segmentów i ma możliwość symulowania pocenia. Walidacja modelu prowadzona była jednak wyłącznie w temperaturze 23,2 °C, zatem nie ma możliwości sprawdzenia poprawności działania modelu w innych warunkach.

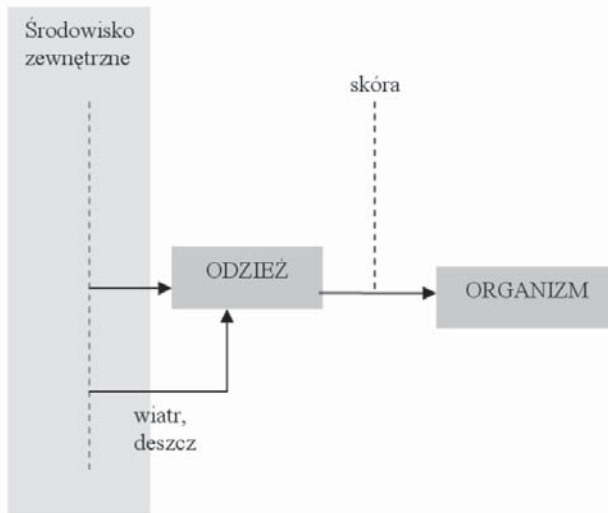
W zakresie cieplnego modelowania człowieka najbardziej znaczące było osiągnięcie Fiala [Fiala, 1998, Fiala i in., 1999], który opracował dynamiczny model przeznaczony do prognozowania komfortu/obciążenia cieplnego organizmu. Model ten został przystosowany do obliczeń w dwóch układach: pasywnym (symulacja samej wymiany ciepła) i aktywnym (symulacja wymiany ciepła z uwzględnieniem układu termoregulacji). Model Fiali składa się z takich części, jak: głowa, twarz, szyja, ramiona, ręce, dłonie, klatka piersiowa, brzuch, nogi i stopy oraz z warstw i elementów (o odpowiednich własnościach cieplnych), jak: mózg, płuca, kości, mięśnie, układ krwionośny, tkanka tłuszczowa i 2 warstwy skóry. Model ten był walidowany na podstawie danych fizjologicznych określonych w badaniach z udziałem ochotników.

Opracowane dotychczas i przedstawione powyżej modele umożliwiają odwzorowanie średniej temperatury skóry człowieka oraz odpowiedzi fizjologicznych organizmu związanych z działaniem układu termoregulacji w sposób zbliżony do rzeczywistego. W przypadku symulacji oddziaływania cieplnego człowieka na otaczające środowisko niezbędne jest również odwzorowanie rozkładu temperatury na powierzchni organizmu człowieka. W nowo opracowywanych modelach powinno się jednak korzystać ze wzorców i rozwiązań przyjętych w istniejących i funkcjonujących z odpowiednią dokładnością modelach systemu aktywnego. Jednocześnie należy uwzględnić sprawdzenie poprawności działania modelu w różnych warunkach środowiska cieplnego.

System pasywny – manekin termiczny

W modelach fizycznej wymiany ciepła pomiędzy człowiekiem a otoczeniem dąży się do odwzorowania procesów oddawania ciepła z powierzchni ciała ludzkiego (rys. 2.2.4). Działanie układu termoregulacji nie jest brane pod uwagę, z tego powodu modele te stosowane są jedynie w obszarze środowiska umiarkowanego, w którym nie występują takie reakcje, jak pocenie czy drżenie. W badaniach wykorzystuje się 2 rodzaje manekinów termicznych: rzeczywiste i numeryczne.

Manekin termiczny rzeczywisty jest modelem człowieka, który symuluje jawną wymianę ciepła pomiędzy organizmem a otoczeniem poprzez konwekcję, przewodzenie i promieniowanie [Nielsen, 1999]. Manekiny termiczne są stosowane już od przeszło 60 lat [Holmer, 2004] do oceny warunków środowiska cieplnego panującego w pomieszczeniach. Pierwszy 1-segmentowy manekin termiczny wykonano z miedzi w latach 40 ubiegłego wieku na zlecenie armii amerykańskiej.



Rys. 2.2.4. Schemat przesyłu informacji w systemie pasywnym [Psikuta 2009; Lotens, 1988]

Ponieważ jednak rozwój konstrukcji manekinów termicznych wynikał z potrzeby dostosowania tego narzędzia do specyficznych warunków badań, wraz z upływem lat w kolejnych modelach wprowadzano znaczne ulepszenia i nowe rozwiązania (np. symulację pocenia, oddychanie), a także poszukiwano nowych rozwiązań materiałowych zapewniających lepsze warunki wymiany ciepła i wprowadzono konstrukcję manekinów w podziale na poszczególne segmenty [Bogdan, 2008a]. Początkowo prowadzono badania z manekinami będącymi wyłącznie w pozycji stojącej, lecz wraz z rozwojem tej dziedziny skonstruowano manekiny siedzące, a także z możliwością ruchu i odwzorowania chodzenia z odpowiednią liczbą kroków/min. Jednocześnie manekiny termiczne zyskały płęć – oprócz standardowych manekinów męskich produkowane są również manekiny żeńskie. Badania porównawcze izolacyjności cieplnej odzieży przeprowadzone z wykorzystaniem obu rodzajów manekinów termicznych nie wykazały statystycznie istotnych różnic pomiędzy uzyskiwanymi wynikami [Kuklane i in., 2004].

Zwiększone w latach 90 wykorzystanie manekinów do oceny klimatu w pomieszczeniach zaowocowało opracowaniem narzędzia, w którym symulowany był również proces oddychania [Melikov, Kaczmarczyk, 2007]. W manekinach instaluje się sztuczne płuca, które „wdychają i wydychają” powietrze o odpowiednim stężeniu zanieczyszczeń, temperaturze i prędkości. Intensywność oddychania zawiera się zazwyczaj w przedziale 5 – 30 litrów/min, a częstotliwość oddychania może zmieniać się w zakresie od 5 do 30 od/min. Oddychanie odbywa się przez okrągłe otwory w nosie i ustach manekina [Melikov, Kaczmarczyk, 2007; Bjorn, 1999]. Manekiny oddychające są stosowane głównie do badania rozprzestrzeniania się

zanieczyszczeń generowanych przez człowieka [Brohus, Nielsen, 1996b; Brohus, 1999], rozkładu powietrza w pomieszczeniu [Melikov i in., 2002] oraz interakcji pomiędzy zanieczyszczeniami generowanymi przez wiele osób przebywających w jednym pomieszczeniu [Melikov, Kaczmarczyk, 2007].

Manekiny termiczne wyposażone w funkcję pocenia występują wyłącznie w jednostkach badawczych ukierunkowanych na pomiary izolacyjności cieplnej odzieży [Konarska i in., 2006, 2007; Bendkowska i in., 2010]. Pomiary z wykorzystaniem „pocącego się” manekina termicznego są wykorzystywane do oceny charakterystyki wilgotności stosowanej odzieży i oporu przenikania wilgoci przez zestaw odzieży. Proces pocenia wprowadzony w manekinach termicznych nie jest zgodny z działaniem układu termoregulacji człowieka, zatem manekiny tego rodzaju nie są stosowane do badań ilości wilgoci oddawanej do otoczenia.

Od lat prowadzone są również badania nad opracowaniem rzeczywistego manekina termicznego, w którym byłby zaimplementowany model obliczeniowy termofizjologii człowieka. Badania w tym zakresie prowadzono m.in w National Renewable Energy Laboratory, USA [Farrington i in., 2004; Burke i in., 2003], co opisano w poprzednim podrozdziale, jednak układ ten był walidowany w warunkach komfortu cieplnego, zatem nie została sprawdzona poprawność jego działania w przypadku pracy w środowisku gorącym lub zimnym. Obecnie tematem dopasowania modelu Fiala [Fiala, 1998; Fiala i in., 1999] do rzeczywistych manekinów termicznych zajmuje się Swiss Federal Laboratories for Materials Testing and Research (Szwajcaria). Na podstawie badań przeprowadzonych w tym instytucie określono, iż manekiny termiczne rzeczywiste umożliwiają symulację odpowiedzi układu termoregulacji w warunkach ustalonych przy określaniu temperatury wewnętrznej oraz średniej temperatury skóry, jednak trudnością jest symulacja odpowiedzi układu w warunkach środowiska o parametrach zmieniających się w czasie [Psikuta i in., 2008]. Prace w tym zakresie są nadal prowadzone, gdyż główny problem stanowi symulacja procesu pocenia przez manekin termiczny oraz odpowiednio krótki czas reakcji i zdolność do dynamicznej zmiany temperatury powierzchni manekina. Problemem jest również uzyskanie rozkładu temperatury na powierzchni manekina zgodnego z rozkładem temperatury człowieka [Higenbottam i in., 1997; Hasalam, 1989].

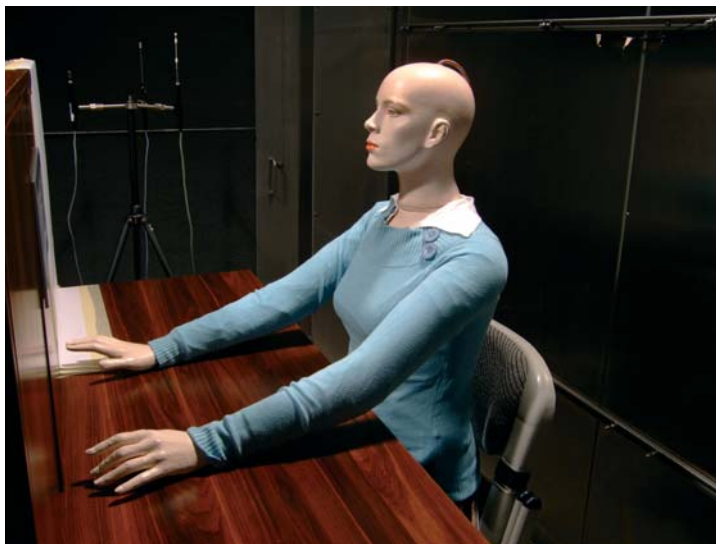
Standardowy manekin termiczny wykorzystywany w symulacji oddziaływania organizmu człowieka na środowisko cieplne w pomieszczeniach jest podzielony na minimum 16 niezależnie zasilanych i sterowanych segmentów. Regulacja działania każdego z segmentów manekina może odbywać się za pomocą trzech ustawień [Bogdan, 2008c]:

- ‘comfort’, w którym temperatura na powierzchni t_s i moc H_c dostarczana do poszczególnych segmentów są zmienne i wynikają z równania:

$$t_s = 36,4 - 0,054 H_c \quad (2.2.1)$$

- ‘PI’, w którym temperatura na powierzchni każdego segmentu jest stała w czasie (zadana), zmiennym parametrem jest ilość mocy dostarczanej do segmentów
- ‘locked power’, w którym moc dostarczana do każdego segmentu jest stała w czasie (zadana), zmiennym parametrem jest temperatura na powierzchni segmentów
- ‘no heat’, w którym jest odczytywana jedynie temperatura na powierzchni każdego segmentu (nie ma możliwości regulacji temperatury lub mocy dostarczanej do segmentów).

Manekiny tego rodzaju są stosowane do: określania współczynników wymiany ciepła pomiędzy człowiekiem a otoczeniem [Dear i in., 1997], określania wartości temperatury ekwiwalentnej środowiska przebywania człowieka [Tanabe i in., 1994; Bogdan, Chludzińska, 2009a; Chludzińska i in., 2009; Bogdan, Chludzińska, 2010], badania komfortu cieplnego oraz ekspozycji człowieka na warunki środowiska w pomieszczeniach wyposażonych w różne systemy wentylacji i klimatyzacji [Melikov i in., 2002; Cheonga i in., 2006; Nielson i in., 2002; Marr i in., 2005] w samochodach [Madsen, 1993], samolotach [Strøm-Tejsen i in., 2007] czy też badania strumieni konwekcyjnych kształtujących się nad człowiekiem [Bogdan, Chludzińska, 2008b; Hylgaard, 1994, 1998; Zukowska i in., 2007]. Jednakże manekiny te nie powinny być stosowane do oceny wpływu oddziaływania człowieka na parametry powietrza w pomieszczeniu, m.in. ze względu na rozkład temperatury na powierzchni znacznie różniący się od rzeczywistego rozkładu temperatury skóry człowieka [Bogdan, 2010e].



Rys. 2.2.5. Manekin termiczny podczas badania komfortu cieplnego przy zastosowaniu układu wentylacji indywidualnej [Bogdan, Chludzińska, 2010]

Do symulacji obliczeniowej wymiany ciepła pomiędzy organizmem a otoczeniem są stosowane metody CFD, których zaletą jest znaczne skrócenie czasu niezbędnego do przeprowadzenia skomplikowanych obliczeń oraz możliwość symulowania warunków niemożliwych lub trudnych do uzyskania w rzeczywistym eksperymencie. Pierwszy model – wirtualny manekin termiczny – opracowany z wykorzystaniem tych metod, w celu określenia jakości środowiska cieplnego w pomieszczeniach, został zaproponowany przez Gana [Gan, 1994]. Model ten służył do symulacji i oceny systemów wentylacji pomieszczeń. W kolejnych latach modele człowieka były udoskonalane [Brohus, Nielsen, 1996 a, b; Kato, Yang, 2003; Murakami i in., i in., 1997, 1998; Kang, 2002;]. Jedno z ostatnich doniesień naukowych dotyczące wirtualnego manekina przypisuje się Nilssonowi [Nilsson, 2004], który opracował model, o powierzchni składającej się z prostopadłościanów, służący do analizy wartości temperatury ekwiwalentnej, a następnie porównania tej wartości z odczuciami cieplnymi człowieka. Najszersze badania nad manekinami wirtualnymi zostały dotąd przeprowadzone w Danii [Topp, 2002, Topp i in., 2002, 2003; Bjorn, Nielsen, 2002; Nielsen i in., 2003; Ito i in., 2002; Oomori i in., 2004; Sideroff, 2004, Sideroff, Dang, 2005; Sorensen, Nielsen, 2003; Sorensen, Voight, 2003; Murakami, 2004; Gao, Niu, 2004; Srebric i in., 2008], w których analizowano wpływ przyjętego stopnia skomplikowania geometrii przyjętego modelu człowieka, rodzaju przyjętego modelu turbulencji, rozkładu siatki numerycznej, dokładności siatki dyskretyzacji, wielkości siatki numerycznej, rodzaju zastosowanego pakietu obliczeniowego, uwzględnienia promieniowania czy zastosowanego modelu turbulencji na dokładność uzyskiwanych wyników. Wyniki badań nad manekinami wirtualnymi walidowane są jednak na podstawie badań przeprowadzonych z wykorzystaniem rzeczywistego manekina termicznego i nie były porównywane z wynikami badań z udziałem ludzi.

Na podstawie dokonanego przeglądu literatury dotyczącej tworzenia modeli aktywnych i pasywnych stwierdzono, iż dotychczas nie został opracowany model termofizjologii człowieka za pomocą metod CFD, który dodatkowo byłby wzorcowany w odniesieniu do wyników badań z udziałem ludzi w różnych warunkach środowiska cieplnego otaczającego model. Jedyne model termofizjologii człowieka opracowany z wykorzystaniem metod CFD był weryfikowany tylko w temperaturze otoczenia równej 23,2 °C, z tej przyczyny nie jest znana dokładność odwzorowania m.in. rozkładu temperatury na powierzchni modelu w innych warunkach środowiska cieplnego. Z wykorzystaniem metod CFD powstało natomiast sporo manekinów termicznych, jednak nie są one wyposażone w układ termofizjologii, a temperatura na ich powierzchni jest zadawana przez użytkownika i najczęściej stała na całej powierzchni. Wyniki obliczeń z wykorzystaniem wirtualnych manekinów termicznych są również weryfikowane na podstawie badań prowadzonych

z wykorzystaniem rzeczywistych manekinów termicznych, które także nie są dostosowane do symulacji działania układu termoregulacji człowieka.

Należy zwrócić uwagę również na fakt, iż nie opracowano dotychczas modelu numerycznego, w którym zaimplementowano warstwę odzieży. Także nie powstał dotychczas model termofizjologii człowieka połączony w modelem wymiany ciepła przez odzież. Z tego względu opracowanie modelu termofizjologii człowieka metodami CFD, z dodatkowymi warstwami odwzorowującymi odzież, którego poprawność działania będzie weryfikowana na podstawie badań prowadzonych z udziałem ludzi jest podejściem innowacyjnym i do tej pory niezrealizowanym.

2.3. Przegląd literatury dotyczącej środowiska cieplnego kształtowanego przez człowieka

Ilość ciepła oddawanego z organizmu człowieka do otoczenia zależy od tempa metabolizmu, izolacyjności stosowanej odzieży oraz parametrów otaczającego środowiska (temperatury powietrza, średniej temperatury promieniowania, prędkości powietrza i wilgotności względnej powietrza). Ilość oddawanego ciepła oblicza się na podstawie równania bilansu cieplnego pomiędzy człowiekiem a otoczeniem (2.3.1). Zagadnienie to jest bardzo szeroko opisane w literaturze łącznie z określeniem współczynników wchodzących w skład równań poszczególnych procesów oddawania ciepła [Fanger, 1970; Gagge i in., 1967; Hardy, 1949; Rapp, Gagge, 1967].

$$M - W = (C_{sk} + R + E_{sk}) + (C_{res} + E_{res}) + (S_{sk} + C_c) \quad (2.3.1)$$

Poszczególne składowe równania 2.3.1 można zapisać następującymi zależnościami [ASHRAE, 2009]:

$$C_{sk} = f_{cl} h_c (t_{cl} - t_a) \quad (2.3.2)$$

$$R = f_{cl} h_r (t_{cl} - t_r) \quad (2.3.3)$$

$$E_{sk} = \frac{w(p_{sk} - p_a)}{I_{cl} + 1/(f_{cl} h_e)} \quad (2.3.4)$$

$$C_{res} + E_{res} = \frac{m_{res}(h_{ex} - h_a)}{A_D} \quad (2.3.5)$$

$$S_c = \frac{(1 - \alpha_{sk}) W_b c_{p,b} dt_c}{A_D d\tau} \quad (2.3.6)$$

$$S_{sk} = \frac{\alpha_{sk} \cdot W_b c_{p,b}}{A_D} \frac{dt_{sk}}{d\tau} \quad (2.3.7)$$

gdzie:

C_{sk}	straty ciepła z organizmu do otoczenia poprzez konwekcję z powierzchni skóry, W/m ²
C_{res}	straty ciepła z organizmu do otoczenia poprzez konwekcję w procesie oddychania, W/m ²
E_{sk}	straty ciepła z organizmu do otoczenia poprzez odparowanie z powierzchni skóry, W/m ²
E_{res}	straty ciepła z organizmu do otoczenia poprzez odparowanie w procesie oddychania, W/m ²
R	straty ciepła z organizmu do otoczenia poprzez promieniowanie z powierzchni skóry, W/m ²
S_{sk}	akumulacja ciepła w skórze, W/m ²
S_c	akumulacja ciepła we wnętrzu (rdzeniu) organizmu, W/m ²
f_{cl}	współczynnik pola powierzchni odzieży, bezwymiarowy
h_c	współczynnik konwekcji, W/m ² ·K
h_e	współczynnik odparowania, W/m ² ·K
h_r	współczynnik promieniowania, W/m ² ·K
h_{ex}	entalpia wydychanego powietrza, J/kg (suchego powietrza)
h_a	entalpia wdychanego powietrza (z otoczenia), J/kg (suchego powietrza)
t_{cl}	temperatura na powierzchni odzieży, °C
t_a	temperatura powietrza w otoczeniu, °C
t_r	temperatura promieniowania w otoczeniu, °C
t_{ex}	temperatura powietrza w strumieniu wydychanym, °C
w	zawilgocenie skóry, bezwymiarowa
p_{sk}	ciśnienie pary wodnej przy temperaturze skóry, kPa
p_a	ciśnienie cząstkowe pary wodnej w powietrzu, kPa
m_{res}	strumień masy wdychanego powietrza (wentylacja płuc), kg/s
α_{sk}	frakcja zawartości organizmu w skórze, bezwymiarowy
$c_{p,b}$	ciepło właściwe ciała ludzkiego, J/kg·K
t_c	temperatura wewnętrzna (rdzenia) człowieka, °C
t_{sk}	temperatura skóry, °C
τ	czas, s.

W zależności od rodzaju aktywności człowieka i parametrów środowiska cieplnego w jego otoczeniu zmienia się wartość współczynnika konwekcji h_c [Mitchell, 1974; Colin, Houdas, 1967; Nishi, Gagge, 1970; Gagge i in., 1976; Seppanen i in., 1972]. Wartość współczynnika promieniowania h_r zależy od emisyjności warstwy zewnętrznej odzieży/skóry, stałej Stefana-Boltzmana, temperatury na powierzchni

odzieży, średniej temperatury promieniowania otoczenia oraz powierzchni oddawania ciepła. W warunkach środowiska umiarkowanego przyjmuje się wartość h_c równą $4,7 \text{ W/m}^2\text{K}$ [ASHRAE, 2009]. Wartość współczynnika odparowania h_e dla skóry oraz odzieży stosowanej przez człowieka może być określana na podstawie zależności z uwzględnieniem wskaźnika Lewisa [Bogdan, Zwolińska, 2010]. W kolejnych latach określano z coraz większą dokładnością wartości współczynników wymiany ciepła z organizmu człowieka do otoczenia, natomiast alternatywne równania na ilość ciepła oddawanego do otoczenia można znaleźć w literaturze, np. [ASHRAE, 2009].

Na przepływ powietrza w otoczeniu człowieka wpływa prędkość powietrza w strumieniu konwekcyjnym generowanym nad organizmem oraz strumieniu powietrza wydychanego przez człowieka.

Strumienie konwekcyjne powstające nad człowiekiem są istotnym elementem kształtowania ruchu powietrza w pomieszczeniach [Skistad, 2002], szczególnie przy zastosowaniu wentylacji wyporowej. Ponieważ rozwijanie i kształtowanie się strumienia konwekcyjnego zależy od: kształtu źródła ciepła, mocy dostarczonej do źródła ciepła, a zarazem jego temperatury, różnicy temperatury pomiędzy powietrzem w strumieniu a ośrodkiem, w którym rozwija się strumień, występowania (lub braku) w otoczeniu strumienia stratyfikacji termicznej czy ruchu powietrza w otoczeniu strumienia konwekcyjnego, przyjmuje się, iż strumienie konwekcyjne kształtujące się nad ludźmi są bardzo niestabilne. Określono jednak, iż konwekcyjny przepływ powietrza wokół człowieka jest laminarny z cienką warstwą przyścienną w dolnych częściach ciała ludzkiego oraz turbulentny z grubą warstwą przyścienną na wysokości głowy (ok. 100 mm), [Fanger i in., 2003].

Określono ponadto w badaniach z udziałem ludzi, iż maksymalna prędkość w strumieniu konwekcyjnym występuje na wysokości 0,6 m nad głową osoby siedzącej i wynosi $0,25 \text{ m/s}$, natomiast strumień powietrza w tym przypadku wynosi od $0,028$ do $0,056 \text{ m}^3/\text{s}$ [Mierzwiński, 1980].

W kolejnych latach do oceny strumieni konwekcyjnych kształtujących się nad człowiekiem stosowano bardziej lub mniej rozbudowane symulatory człowieka – manekiny termiczne (o kobiecym kształcie i wzroście ok. 1,7 m) z funkcją symulacji oddychania [Hyldgaard, 1998], do których dostarczano moc w wielkości: 90, 115, 130 W. Manekin był umieszczany w pozycji stojącej i siedzącej, natomiast sondy pomiarowe były ułożone na wysokości: 0,5; 1,0; 1,5; 2,0 i 2,5 m nad czubkiem głowy manekina. Największe wartości prędkości powietrza określone dla manekina znajdującego się w pozycji stojącej uzyskano na wysokości 1 m nad głową i wynosiły: od $0,28 \text{ m/s}$ (dla mocy 90 W) do $0,32 \text{ m/s}$ (dla mocy 115 W i 130 W). W przypadku manekina siedzącego największe wartości uzyskano na wysokości 1,5 m nad głową – od $0,26 \text{ m/s}$ (dla 90 W) do $0,28 \text{ m/s}$ (dla 130 W). W badaniach nad manekinem siedzącym, widać było ponadto większą

rozbieżność w wartościach prędkości powietrza, wynikającą z bardziej skomplikowanego kształtu ciała. Analogiczne wyniki uzyskano w badaniach prowadzonych w celu porównania strumieni konwekcyjnych kształtujących się nad różnymi rodzajami symulatorów [Zukowska i in., 2007]: cylinder, prostopadłościan oraz kukła składająca się z prostopadłościanu – tułowia i 3 cylindrów (nogi i głowa). Jako punkt odniesienia przyjęto wyniki uzyskane dla manekina termicznego nieoddychającego, znajdującego się w pozycji siedzącej. Do wszystkich symulatorów dostarczano moc w wielkości 100 W. Na podstawie wyników pomiarów uzyskanych na wysokości 0,7 m ustalono, iż cylinder i prostopadłościan generują strumień konwekcyjny symetryczny, natomiast kukła i manekin – strumienie asymetryczne, wynikające z przyjętej pozycji siedzącej. Obliczone wartości strumienia objętości powietrza i pędu dla strumienia konwekcyjnego nad cylindrem stanowiły ok. 60% wartości uzyskanej dla manekina, a dla prostopadłościanu – 70%. Kukła generowała przepływ konwekcyjny podobny do przepływu nad manekinem termicznym. Jak wykazały przytoczone badania prędkość powietrza w strumieniach konwekcyjnych generowanych przez różnego rodzaju modele człowieka zależy od przyjętego kształtu modelu człowieka, zatem w tym przypadku zbliżenie do rzeczywistej geometrii człowieka jest wymagane. Analogiczne badania przeprowadził Topp porównując przepływ powietrza w strumieniu generowanym przez różnego rodzaju symulatory człowieka [Topp i in., 2003]. Przy powietrzu wydychanym wartości prędkości uzyskiwanych dla manekina blokowego były znacznie większe od wartości uzyskiwanych dla manekinów o kształcie człowieka (średnio o 0,1m/s w odległości 20 cm od ust), wraz ze wzrostem odległości od manekina różnice te były mniejsze. Podobna sytuacja kształtowała się przy obserwacji strumienia powietrza opływającego manekin. W najbliższej odległości największe prędkości powietrza uzyskano dla manekina o kształcie człowieka, najmniejsze dla manekina zbudowanego z prostopadłościanów.

W ocenie swobodnego przepływu powietrza wydychanego przez człowieka badanymi parametrami były: częstotliwość oddychania (ang. *respiration frequency RF*), objętość minutowa (ang. *minute volume MV*), wielkość otworów nosowych (ang. *nasal openings NO*) oraz ust (ang. *mouth opening MO*), [Altman, Dittmer, 1971; Chao i in., 2009; Duguid, 1945; Morawska i in., 2009; Wells i in., 1939; Edwards i in., 2004; Fabian, 2008; Fairchild, Stamper, 1987; Papineni, Rosenthal, 1997; Gupta, i in., 2010; Balwin i in., 1948; Robinson, 1938]. Na podstawie informacji zawartych w przedstawionych publikacjach wymienione parametry można opisać następującymi równaniami:

$$MV_{\text{mężczyzna}} = 5,225A_D \quad (2.3.8)$$

$$MV_{\text{kobieta}} = 4,634A_D \quad (2.3.9)$$

$$RF_{\text{mężczyzna, wddech}} = 55,55 - 32,86H + 0,2602W_b \quad (2.3.10)$$

$$RF_{\text{mężczyzna, wydech}} = 77,0,3 - 45,42H + 0,2373W_b \quad (2.3.11)$$

$$RF_{\text{kobieta, wddech}} = 46,43 - 18,85H \quad (2.3.12)$$

$$RF_{\text{kobieta, wydech}} = 54,47 - 25,48H \quad (2.3.13)$$

$$NO_{\text{mężczyzna}} = 0,71 \pm 0,23 \quad (2.3.14)$$

$$NO_{\text{kobieta}} = 0,56 \pm 0,10 \quad (2.3.15)$$

$$MO_{\text{mężczyzna}} = 1,20 \pm 0,52 \quad (2.3.16)$$

$$MO_{\text{kobieta}} = 1,16 \pm 0,67 \quad (2.3.17)$$

W badaniach określono również, iż podczas mówienia prędkość wydychanego powietrza może wynosić nawet 3,1 m/s [Chao i in., 2009]. Pomiary oddziaływania powietrza wydychanego (głównie pod kątem rozprzestrzeniania się zanieczyszczeń w pomieszczeniu) na otaczające środowisko były prowadzone jednak głównie za pomocą manekina termicznego z funkcją symulacji procesów oddychania [Melikov i in., 2002; Bolashikov i in., 2009]. Wykorzystując wyniki badań uzyskanych przy zastosowaniu manekina termicznego o uproszczonym kształcie badano strumień powietrza wydychanego w pomieszczeniu laboratoryjnym bez włączonej wentylacji i określono, że strumień ten wpływa na przepływ powietrza w otoczeniu manekina, a kształt strumienia zależy od warunków środowiska w pomieszczeniu. Maksymalny rozptył powietrza wydychanego opisano równaniem [Li i in., 2009]:

$$\frac{u_x}{u_o} = K_{\text{exh}} \frac{\sqrt{a_o}}{x} \quad (2.3.18)$$

gdzie:

- u_x prędkość strumienia powietrza w odległości x od źródła, m/s
- u_o prędkość osiowa strumienia powietrza, m/s
- K_{exh}^c wielkość charakterystyczna dla otworu – źródła wypływu powietrza, bezwymiarowa
- a_o powierzchnia wypływu powietrza, m^2
- x odległość od źródła strumienia powietrza, m.

Na ilość ciepła oddawanego do otoczenia, temperaturę powierzchni zewnętrznej oraz kształtowanie się strumienia konwekcyjnego dookoła człowieka wpływa również izolacyjność cieplna stosowanego zestawu odzieży. Zmiana ilości ciepła przekazywanego do otoczenia przez odzież zależy od wielkości powierzchni odzieży, gradientu temperatury pomiędzy skórą a zewnętrzną powierzchnią materiału, przewodności (izolacyjności) cieplnej zastosowanych materiałów oraz stopnia

dopasowania odzieży. Do opisu oporności przenikania ciepła zastosowanej odzieży stosuje się izolacyjność cieplną odzieży, która uwzględnia zarówno charakterystykę cieplną samego zestawu odzieży i składających się na ten zestaw warstw materiału, jak również występującą pomiędzy warstwami materiału a skórą przestrzeń wypełnioną powietrzem oraz izolacyjność przyściennej warstwy ogrzanego powietrza przy zewnętrznej warstwie odzieży [Bogdan, Zwolińska, 2010]. Do opisu izolacyjności cieplnej odzieży stosowana jest jednostka clo , przy czym 1 clo określa izolacyjność cieplną odzieży wymaganą do utrzymania standardowej osoby w stanie komfortu termicznego, w pomieszczeniu o następujących parametrach powietrza: temperatura $-21\text{ }^{\circ}\text{C}$, wilgotność – 50% i prędkość – 0,01 m/s. W układzie SI, 1 clo odpowiada oporowi przewodzenia wynoszącemu $0,155\text{ m}^2\text{K/W}$.

Izolacyjność cieplna odzieży może być określana na podstawie wyników badań wymiany ciepła, prowadzonych z udziałem ochotników [Nishi i in., 1975; Konarska i in., 2007], jednak również w tym przypadku standardową metodą jest pomiar z wykorzystaniem manekina termicznego [PN-EN 15831:2006; Konarska i in., 2007; Bogdan, Zwolińska, 2010]. Przykładowe wartości izolacyjności cieplnej dla zestawów odzieży można znaleźć w PN-EN 7730:2006 oraz ASHRAE [ASHRAE, 2009].

Na podstawie przedstawionych powyżej informacji można zaobserwować, iż w przypadku strumieni konwekcyjnych na dokładność wyników uzyskanych w obliczeniach, w stosunku do wyników badań rzeczywistych, bardzo duży wpływ ma zastosowanie rzeczywistej geometrii ciała modelu, a także wprowadzenie rozkładu temperatury skóry w sposób maksymalnie zbliżony do rzeczywistego rozkładu. Jednocześnie równie ważne jest wprowadzenie symulacji procesu wydychania powietrza przez model, co wpływa na przepływ powietrza w najbliższym jego otoczeniu. Nowatorskim podejściem do kwestii modelowania człowieka metodami CFD będzie również zastosowanie odzieży, gdyż w opracowanych dotychczas manekinach wirtualnych nie wprowadzano warstw symulujących odzież. Również nie opracowano dotychczas modelu termofizjologii człowieka z uwzględnieniem odzieży.

2.4. Wykorzystanie metod CFD do modelowania cieplnego wpływu człowieka na otaczające środowisko

Metody numerycznej mechaniki płynów służą do opisu pól przepływu płynów w powiązaniu w wymianą ciepła. Punktem wyjścia są w nich równania różniczkowe będące zapisem praw fizycznych [Lomax, 1999; Versteeg, Malalasekera, 1995]:

zachowania masy (ciągłości przepływu)

$$\frac{\partial \rho}{\partial t} + \frac{\partial(\bar{\rho}\bar{w}_i)}{\partial x_i} = 0 \quad (2.4.1)$$

zachowania pędu (Naviera-Stokesa)

$$\begin{aligned} & \frac{\partial(\bar{\rho}\bar{w})}{\partial t} + \frac{\partial(\partial\rho\bar{w}_i\bar{w}_j)}{\partial x_j} = \\ & = -\frac{\partial\bar{p}}{\partial x_i} - \rho \cdot g_i \cdot \beta(T - T_0) + \frac{\partial(v \cdot \rho \cdot \partial\bar{w}_i\partial x_j)}{\partial x_j} + \frac{\partial}{\partial x_j}(-\rho\bar{w}'_i\bar{w}'_j) \end{aligned} \quad (2.4.2)$$

zachowania energii

$$\frac{\partial(\rho \cdot c_p \cdot \bar{T})}{\partial t} + \frac{\partial(\rho \cdot c_p \cdot \bar{w}_j \cdot \bar{T})}{\partial x_j} = \partial \left(\lambda \cdot \frac{\partial \bar{T}}{\partial x_j} \right) + \frac{\partial}{\partial x_j} (-\rho \cdot c_n \cdot \bar{w}'_j \cdot \bar{T}') + S_T \quad (2.4.3)$$

Metody numerycznej mechaniki płynów pozwalają na rozwiązywanie równań różniczkowych cząstkowych, eliptycznych, w których zmiennymi niezależnymi są współrzędne rozpatrywanego punktu w przestrzeni (x , y , z) oraz czas, z których można wyznaczyć rozkłady chwilowych wartości następujących zmiennych zależnych: składowych wektorów prędkości, ciśnienia, temperatury płynu oraz koncentracji zanieczyszczeń.

Rozwiązanie tych równań wymaga określenia warunków początkowych przy uwzględnieniu warunków geometrycznych, aerodynamicznych i cieplnych modelowanego przepływu. Najczęściej stosowanymi metodami rozwiązań równań różniczkowych są metody [Jaworski, 2005; Patankar, 1980]:

- różnic skończonych FD (*Finie difference*) – należy do najstarszych sposobów przekształcania równań różniczkowych w równania różnicowe – polega na zastąpieniu pochodnych przez wyrazy niepełnego rozwinięcia w szereg Taylora
- objętości skończonej FV (*Finie volume*) – została rozwinięta najpierw dla węzłów strukturalnej siatki numerycznej, a następnie dla rozszerzenia na siatki innego typu. Sąsiednie węzły tworzą bryły sześciokątne w siatkach strukturalnych, a w niestructuralnych – czterościenne
- elementów skończonych FE (*Finie element*) – w poprzednich metodach sposób wyprowadzenia równań algebraicznych dla dyskretnego zbioru punktów aproksymacji polega na zastąpieniu pochodnej lub całki przez odpowiadające im wielkości różnicowe. W FE założono, że możliwe jest interpolowanie rozwiązania lokalnego pomiędzy węzłami siatki numerycznej; jest to metoda szczególnie efektywna w przypadku dyskretyzacji w przestrzeni równań różniczkowych cząstkowych.

We wszystkich tych przypadkach zmienne niezależne dyskretyzuje się stosując odpowiednie siatki: strukturalne lub niestructuralne. Z zastosowaniem metod

CFD istnieje możliwość obliczania: układów skomplikowanych, o dużym stopniu zagęszczenia siatki dyskretyzacji o różnej strukturze, różnych modeli turbulencji (w zależności od rodzaju przepływu, różnych sposobów zadawania cieplnych warunków brzegowych na powierzchniach, uwzględnienia promieniowania cieplnego ze ścian łącznie z promieniowaniem wzajemnym) sprzężonych z programami symulującymi oddziaływanie promieniowania słonecznego na elementy znajdujące się w pomieszczeniu oraz z modelami cieplnymi w budynku. Dzięki temu istnieje możliwość modelowania pomieszczeń o skomplikowanej geometrii, uwzględnienia wyposażenia wewnętrznego, wewnętrznych źródeł ciepła, ludzi, wentylacji naturalnej i mechanicznej, wpływu promieniowania słonecznego.

Do głównych zalet CFD można zaliczyć [Jaworski, 2005; Martin, 1999]: istotne skrócenie czasu niezbędnego w pracach badawczo-rozwojowych nowych technologii, wyższą efektywność nakładów finansowych na symulacje numeryczne niż na eksperymenty, niezależność jakości symulacji od skali procesu zarówno przy powiększaniu skali do skali technicznej, jak i pomniejszaniu do mikroskali, dostępność informacji technicznej zarówno w skali całego aparatu, jak i lokalnie, możliwość symulowania warunków niemożliwych lub trudnych do uzyskania w rzeczywistym eksperymencie. Wady CFD to: znaczne inwestycje początkowe, konieczność walidacji modelowania w przypadku procesów złożonych.

W wentylacji i klimatyzacji metody CFD są stosowane m.in do: opisu dynamicznej zmiany parametrów powietrza w pomieszczeniach podczas działania układów HVAC [np. Xu, Chen, 2001; Wang, 1999; Zuo, Chen, 2009, 2010; Chen, 1996; Chen, Srebric, 2002; Nielsen, 2007], rozkładu oraz transportu zanieczyszczeń z poszczególnych elementów wyposażenia wewnętrznego oraz ludzi [np. Tian i in., 2006; Richmond-Bryant, 2009; Zhu i in., 2006; Zhang i in., 2009; Yang i in., 2001; Gupta i in., 2009;; He i in., 2005; Wang, Chen, 2007a,b, 2008 b, 2009; Zhang, Chen, 2006; Huang, 2004; Chen, Srebric, 2002], przepływu powietrza w budynku [Posner, 2003; Chen, 1999], oceny efektywności energetycznej obiektów [Zhai, i in., 2002; Zhai, Chen, 2003; Wei i in., 2010; Gosselin, Chen, 2008; Zhai, Chen, 2006; Zhai, Chen, 2005; Griffith, Chen, 2003; Srebric i in., 2000], oceny działania poszczególnych układów i elementów HVAC [Chen, 2006; Jiang, 2002, 2004; Yin, 2009; Russo, 2009; Lee i in. 2009a; Kobayashi, Chen, 2003; Srebric, Chen, 2001; Xu, 2001a,b; Zhang, Chen, 2009; Holmberg, Chen, 2003; Srebric, Chen, 2002], oceny komfortu cieplnego użytkowników pomieszczeń [Stamou, Katsiris, 2005], wymiany ciepła [Zhai, Chen, 2004, Gosselin, Chen, 2008; Chen, i in., 2007; Rapp, 1973; Griffith, 2004], modelowania mikroklimatu w pomieszczeniach lub innej zamkniętej przestrzeni [Wang, Chen, 2009; Yin i in., 2009a,b; Zhang i in., 2009a,b; Zhai, 2007; Zhang, Chen, 2007; Wang, Chen, 2008a; Chen i in., 2007; Gan, Awbi, 1994], modelowania dynamicznych zmian środowiska w budynkach i dookoła nich

[Chen, 1999; Chen i in., 2010; Fuliotto, 2010; Bartak i in., 2002], efektywności wentylacji [Lee i in., 2009b; Xing i in., 2001].

Numeryczna mechanika płynów jest również wykorzystywana do symulacji wymiany ciepła pomiędzy człowiekiem a otoczeniem (system pasywny/manekin termiczny numeryczny). W większości przypadków walidacja manekinów termicznych metodami CFD jest prowadzona w odniesieniu do wyników otrzymanych z wykorzystaniem rzeczywistego manekina termicznego. Badano rozptył powietrza wydychanego z organizmu człowieka [Melikov i in., 2002], wprowadzono model uproszczonej termoregulacji do systemu pasywnego [Murakami i in., 2000]. W wielu badaniach sprawdzano wpływ przyjętej geometrii powierzchni ciała człowieka na dokładność obliczania parametrów powietrza w otoczeniu człowieka, poprzez zmianę stopnia skomplikowania modelu – począwszy od modeli składających się z 1 segmentu, aż po modele wielosegmentowe [Nielsen i in., 2003; Murakami i in., 1997, 1998, 2000; Murakami, 2004; Gao, 2004; Kang, 2002; Sorensen, Voigt, 2003; Brohus, Nielsen, 1996a,b; Voigt, 2001; Kato, Yang, 2003; Sorensen, Nielsen, 2003; Sorensen, Voigt, 2003]. Określono, iż zarówno niewielka zmiana w kształcie ciała człowieka, jak również przyjęta temperatura na powierzchni modelu znacząco wpływa na dokładność obliczeń [Murakami i in., 1997, 1998], tak więc wskazana jest implementacja fizjologii w modelach człowieka. W badaniach [Brohus, 1997; Hyun, Kleinstreuer, 2001] określano wpływ procesu oddychania na parametry powietrza w otoczeniu, jednak wyniki tych badań również były walidowane na podstawie wyników z manekinem termicznym. Określono również, na podstawie porównania zastosowanych modeli turbulencji, iż w modelowaniu niskotemperaturowego źródła ciepła, jakim jest człowiek, do oceny turbulencji przepływu najlepiej stosować modele: RLN lub $k - \epsilon$ [Sideroff, 2005a,b,c] oraz powinno być uwzględnione promieniowanie ciepła z powierzchni manekina.

Opracowane dotychczas manekiny termiczne numeryczne są stosowane głównie do oceny komfortu cieplnego użytkowników pomieszczeń, jednak opisane w nich wytyczne do modelowania procesów wymiany ciepła pomiędzy człowiekiem a otoczeniem są wartościowym źródłem informacji o sprawdzonych rozwiązaniach zwiększających dokładność wyników obliczeń w odniesieniu do wyników badań rzeczywistych.

Podsumowując dostępne w publikacjach wyniki badań dotyczących modelowania i oceny oddziaływania organizmu człowieka na otaczające środowisko cieplne można zaobserwować, iż przytaczane w pracach modele cieplne człowieka są stosowane głównie do oceny oddziaływania środowiska na komfort cieplny człowieka i zmianę jego parametrów fizjologicznych (temperatury skóry, temperatury wewnętrznej). Modele termofizjologii (system aktywny) rzadko łączone są z modelami pasywnymi w celu określenia przepływu powietrza i zmiany parametrów

powietrza w otoczeniu człowieka. Modele wymiany ciepła (system pasywny) są stosowane głównie do oceny komfortu/dyskomfortu cieplnego miejscowego występującego u użytkowników ekspozowanych na środowisko umiarkowane.

Oddziaływanie organizmu człowieka na otoczenie, ze względu na trudność prowadzenia badań z udziałem ochotników, jest oceniane głównie na podstawie wyników badań prowadzonych z wykorzystaniem mniej lub bardziej skomplikowanych symulatorów człowieka i manekinów termicznych. Analogiczna sytuacja jest przy opracowywaniu modeli CFD człowieka – numeryczne manekiny termiczne są sprawdzane i walidowane w odniesieniu do wyników badań prowadzonych na manekinach termicznych. Rodzi się zatem pytanie – czy numeryczny model człowieka (CFD) powinien być dopasowywany do rzeczywistego modelu człowieka (manekina termicznego). Czy jednak w tym przypadku powinna być stosowana zasada obowiązująca przy modelach termofizjologii człowieka, tj. sprawdzanie poprawności działania na podstawie wyników badań prowadzonych z „oryginałem” – czyli z udziałem człowieka. Na podstawie przeprowadzonych symulacji porównawczych strumieni konwekcyjnych kształtujących się nad modelem o jednorodnej temperaturze powierzchni i modelem o temperaturze powierzchni na poszczególnych segmentach zgodnej z rozkładem fizjologicznym temperatury skóry człowieka określono, iż różnice w prędkości i temperaturze powietrza w strumieniu konwekcyjnym kształtowały się odpowiednio: 25 i 18% [Bogdan, 2008h].

Na podstawie przytoczonych informacji zasadnym i innowacyjnym podejściem wydaje się opracowanie modelu człowieka, którego dokładność działania będzie wzorcowana w odniesieniu do wyników badań prowadzonych z udziałem ochotników. Dlatego niezbędne jest określenie wartości początkowych modelu, tj.: geometrii powierzchni ciała człowieka, jego konstrukcji wewnętrznej, ilości oddawanego ciepła, izolacyjności cieplnej odzieży na poszczególnych częściach ciała, mikroklimatu pododzieżowego, organizacji procesu wydychania powietrza; natomiast wyniki symulacji powinny być sprawdzane na podstawie następujących parametrów: temperatury skóry na poszczególnych częściach ciała, temperatury na powierzchni odzieży, temperatury i prędkości powietrza w otoczeniu człowieka (powietrza wydychanego oraz w strumieniu konwekcyjnym).

3

NATURALNY PRZEPIY W POWIETRZA W OTOCZENIU CZŁOWIEKA

W termoneutralnym i spokojnym środowisku wokół ciała ludzkiego występuje ruch powietrza wywołany różnicą temperatury pomiędzy powietrzem a powierzchnią ciała (strumień konwekcyjny), a także procesem oddychania człowieka. Przepływy powietrza powstające nad człowiekiem są elementem kształtowania ruchu powietrza w pomieszczeniach, zatem znajomość ich charakteru może być wykorzystana przy projektowaniu wentylacji i klimatyzacji. W przypadku wentylacji wyporowej uwzględnienie tych strumieni umożliwia usuwanie zanieczyszczonego powietrza wprost ze strefy przebywania ludzi, nie powodując w tej strefie mieszania powietrza zużytego i świeżego. W pomieszczeniach, w których funkcjonuje wentylacja mieszająca, generowane przez użytkowników strumienie konwekcyjne mogą utrudniać wprowadzanie świeżego powietrza o małej prędkości do strefy przebywania ludzi. Przepływ powietrza wokół ciała człowieka jest również istotnym czynnikiem komfortu cieplnego i odczuwalnej jakości powietrza, tj. swobodny konwekcyjny przepływ transportuje powietrze, które może być zanieczyszczone pyłami, biozanieczyszczeniami czy parą wodną wydzielaną przez człowieka do strefy oddychania. Proces oddychania nie wpływa na prędkość powietrza w strumieniu konwekcyjnym kształtującym się nad głową, jednakże w otoczeniu nosa i ust człowieka można zaobserwować powstawanie obłoku zmieniającego kształt strumienia konwekcyjnego w tym obszarze lub też tworzącego osobny strumień konwekcyjny [Hyldgaard, 1998; Bogdan, Chłudzińska, 2008a].

W modelowaniu oddziaływania człowieka na otaczające środowisko cieplne należy zatem uwzględnić zarówno przepływ powietrza wywołany oddawaniem ciepła przez konwekcję, jak również proces oddychania człowieka. W tym celu należy określić warunki brzegowe, które będą zaimplementowane w modelu, w celu najdokładniejszego odwzorowania procesów zachodzących dookoła człowieka.

W dalszej części rozdziału przedstawiono wykresy oraz zależności uzyskane na podstawie badań z udziałem ochotników (mężczyzn w wieku 20–25 lat). Ochotnicy podczas badań byli zrelaksowani, znajdowali się w spoczynku – wartość ich tempa metabolizmu wynosiła 1 met. Prowadzący badanie dołożyli również wszelkich starań, aby nie wpłynąć na poziom emocji ochotników, co mogłoby zaburzyć proces ich oddychania. Wszystkie badania zostały przeprowadzone zgodnie z zasadami prowadzenia pomiarów z udziałem ochotników [Bogdan, 2010h]. Metodyka badawcza uzyskała aprobatę Komisji ds. Etyki Badań w Nauce działającej przy CIOP-PIB.

3.1. Strumienie konwekcyjne

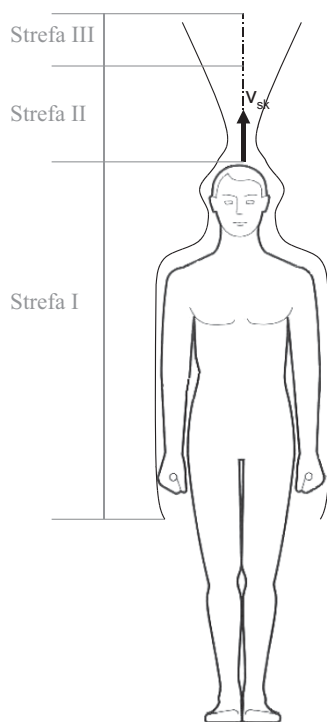
Strumienie konwekcyjne powstają nad elementami o temperaturze powierzchni wyższej od temperatury powietrza w otoczeniu [Popiołek, 1987; List, 1982; Mizieliński, 1988]. Przyjmując, iż średnia temperatura powierzchni zewnętrznej człowieka wynosi 25 °C można założyć, iż jest ona wyższa od temperatury powietrza w przypadku środowiska umiarkowanego [Bogdan, 2010d]. Strumień konwekcyjny kształtujący się dookoła i nad człowiekiem składa się z 3 stref (rys.3.1.1):

I – warstwa przyścienna dookoła człowieka – szerokość tej strefy zależy m.in od temperatury na powierzchni skóry/odzieży człowieka; przyjmuje się, iż średnio wynosi ona ok. 1 cm [Hyldgaard, 1998]

II – strefa znacznego wzrostu prędkości unoszonego powietrza

III – strefa wyhamowania strumienia i osiągnięcia maksymalnej wysokości wznoszenia.

Ze względu na niską temperaturę źródła ciepła, jakim jest człowiek, zmiana położenia osi strumienia konwekcyjnego kształtującego się nad człowiekiem jest niewielka i może być pomijana w opisie [Zukowska i in., 2007]. Na proces kształtowania się strumieni konwekcyjnych wpływa kształt źródła ciepła,



Rys. 3.1.1. Strefy swobodnego strumienia konwekcyjnego kształtującego się nad człowiekiem

temperatura powierzchni i moc źródła ciepła, różnica temperatury pomiędzy powietrzem w strumieniu konwekcyjnym i w jego otoczeniu oraz stratyfikacja termiczna w pomieszczeniu [Chojnacka, 2007].

Dostosowując dostępne równania dotyczące strumieni konwekcyjnych rozwijających się nad punktowym źródłem ciepła do opisu strumieni konwekcyjnych kształtujących się nad człowiekiem, zmianę prędkości oraz temperatury w strumieniu konwekcyjnym można opisać następującymi zależnościami [Baturin, Eltreman, 1974; Popiołek, 1987; Kofoed, 1991]:

– prędkość osiowa

$$v_{sk} = k_1 M^{1/3} z^{-1/3} \quad (3.1.1)$$

– zmiana temperatury w osi strumienia

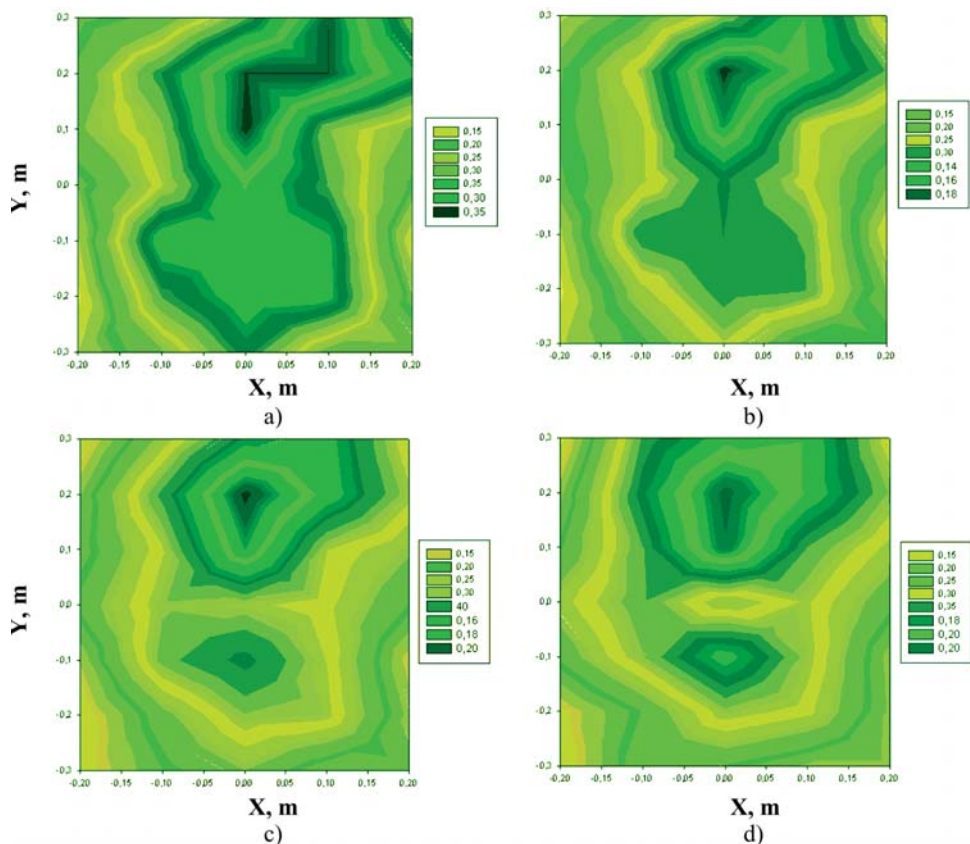
$$\Delta t = k_2 M^{2/3} z^{-5/3} \quad (3.1.2)$$

gdzie:

- v_{sk} prędkość powietrza w strumieniu konwekcyjnym, m/s
 k_1, k_2 współczynniki charakteryzujące kształt powierzchni człowieka, bezwymiarowe
 z wysokość nad źródłem ciepła, m
 Δt zmiana temperatury w osi strumienia konwekcyjnego, K.

Wartości współczynników charakteryzujących kształt powierzchni ciała przy opisie strumieni konwekcyjnych nad człowiekiem nie zostały dotychczas opracowane. Sytuacja ta wynika głównie z faktu, iż ocena kształtowania się strumieni konwekcyjnych nad człowiekiem jest oparta w większości przypadków na wynikach badań prowadzonych na symulatorach – manekinach termicznych, kształtem i budową przypominających człowieka. W przypadku pomiarów z udziałem ochotników pojawiają się zwykle trudności, głównie z utrzymaniem stałej, wymuszonej pozycji ciała w czasie całego badania. Manekiny termiczne z jednej strony nosą wiele udogodnień (są nieruchome, temperatura na ich powierzchni jest stała w czasie), z drugiej strony wyniki badań z ich wykorzystaniem prowadzą do znacznych uogólnień. Na proces tworzenia się strumieni konwekcyjnych nad człowiekiem wpływa m.in. niejednorodność temperatury na powierzchni ciała człowieka oraz proces oddychania, zatem dokładna ocena strumieni konwekcyjnych nie powinna być prowadzona przy wykorzystaniu manekinów termicznych. Na podstawie badań porównawczych zaobserwowano większe wartości prędkości powietrza w przypadku strumienia generowanego nad manekinem termicznym, w stosunku do strumienia powietrza nad ochotnikami. Na tej podstawie można stwierdzić, iż wszystkie rodzaje symulatorów powodują znaczne zawyżenie prędkości, a jednocześnie lepsze mieszanie powietrza w strumieniu, niż ma to miejsce w strumieniu konwekcyjnym nad człowiekiem [Bogdan, Chludzińska, 2008a].

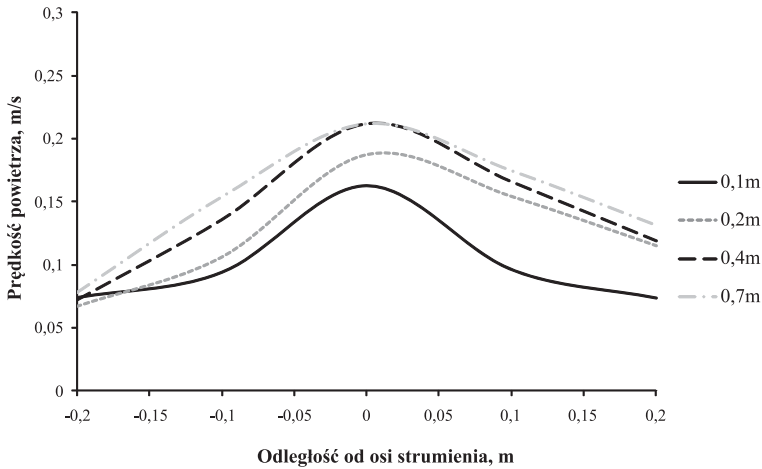
W przypadku modelowania oddziaływania człowieka na środowisko cieplne w otoczeniu, wartościami początkowymi są tempo metabolizmu (moc źródła ciepła) oraz temperatura skóry. Z tego względu weryfikacja przyjętego modelu powinna odbywać się na podstawie wyników badań prędkości powietrza w strumieniu konwekcyjnym rozwijającym się nad ochotnikami. W celu określenia prędkości i temperatury w strumieniu konwekcyjnym kształtującym się nad człowiekiem przeprowadzono badania z udziałem 10 ochotników w środowisku o temperaturze powietrza równej 25 °C. Ponieważ na wartość parametrów powietrza w strumieniu konwekcyjnym wpływa różnica temperatury powierzchni skóry i powietrza w otoczeniu oraz ze względu na trudność prowadzenia badań strumieni konwekcyjnych z udziałem ochotników, zdecydowano się przeprowadzić badania tylko dla jednej wartości temperatury otoczenia, w której prędkość powietrza w strumieniu konwekcyjnym powinna być wystarczająco duża i możliwa do zbadania. W tych badaniach zaobserwowano, iż w otoczeniu nosa i ust ochotników w wyniku oddychania



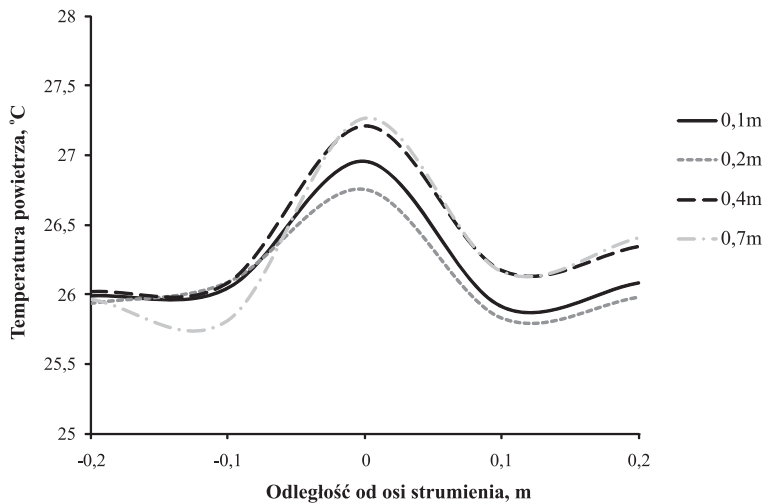
Rys. 3.1.2. Wartości prędkości powietrza w strumieniu konwekcyjnym na poszczególnych wysokościach nad głowami ochotników; a) 0,1 m, b) 0,2 m, c) 0,4 m, d) 0,7 m

powstaje ciepły obłok tworzący osobny strumień konwekcyjny lub zmieniający kształt głównego strumienia konwekcyjnego w tym obszarze. Wyniki prędkości i temperatury powietrza w strumieniach konwekcyjnych nad głowami ochotników były rozbieżne, stąd do dalszych analiz przyjęto wartości średnie. Na rys. 3.1.2 przedstawiono rozkład średnich prędkości powietrza na poszczególnych wysokościach nad głowami ochotników.

Na rysunkach 3.1.3 i 3.1.4 przedstawiono średnie wartości prędkości i temperatury powietrza w strumieniu konwekcyjnym na poszczególnych wysokościach



Rys. 3.1.3. Średnie wartości prędkości powietrza w strumieniu konwekcyjnym na 4 wysokościach nad głowami ochotników



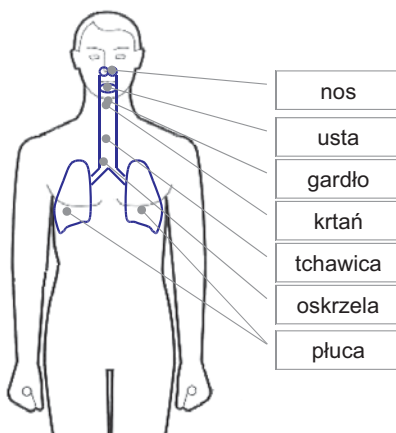
Rys. 3.1.4. Średnie wartości temperatury powietrza w strumieniu konwekcyjnym na 4 wysokościach nad głowami ochotników

na głowami ochotników. Ciepły obłok (oddechowy) nie wpływał na prędkość w osi strumienia konwekcyjnego nad głową, jednakże powinien być traktowany jako osobny strumień konwekcyjny. Największa prędkość powietrza w strumieniu konwekcyjnym została zaobserwowana na wysokości 0,7 m nad głowami badanych.

Podsumowując przeprowadzone badania w kontekście opracowywania modelu – do modelowania oddziaływania ciepłego człowieka powinno się przyjąć niejednorodny, zgodny z termofizjologią człowieka, rozkład temperatury skóry na powierzchni modelu (rozdział 4), a także uwzględnić powietrze wypływające z nosa/ust w procesie oddychania. Wartościami porównawczymi, które można zastosować do walidacji modelu jest prędkość powietrza w strumieniu konwekcyjnym kształtującym się nad człowiekiem na poszczególnych wysokościach nad głową modelu/człowieka. Ponieważ strumienie te nie są symetryczne, nie można przy ich opisie zastosować rozkładu Gaussa dla prędkości i temperatury powietrza w strumieniu, to weryfikacja poprawności działania modelu numerycznego może być dokonywana wyłącznie na podstawie porównania parametrów powietrza w obliczonym i rzeczywistym strumieniu konwekcyjnym, w określonych warunkach otaczającego środowiska.

3.2. Strumienie powietrza wydychanego

Z medycznego punktu widzenia oddychanie jest procesem wymiany gazów (tłenu i dwutlenku węgla) pomiędzy żywym organizmem a otaczającym środowiskiem, stanowiącym niezbędny warunek życia. Układ oddechowy człowieka składa się z nosa i ust, gardła, krtani, tchawicy, oskrzeli i płuc (rys. 3.2.1). Powietrze jest pobierane przez nozdrza (wdychanie przez usta jest niefizjologiczne), a wydychane przez nozdrza lub/i usta. Wydychane powietrze jest nawilżone i ogrzane do temperatury zbliżonej do temperatury wewnętrznej ciała. Podczas



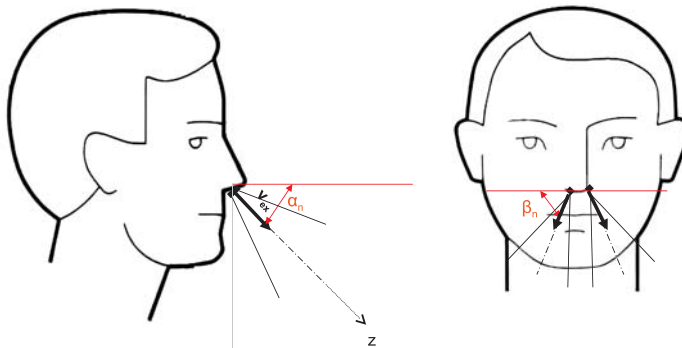
Rys. 3.2.1. Schemat układu oddechowego człowieka

wdechu pobieranie powietrza powoduje wysunięcie klatki piersiowej na zewnątrz o ok. 1 cm, wydech natomiast jest procesem swobodnym, podczas którego następuje powrót powierzchni klatki piersiowej do pozycji wyjściowej. Powietrze napływające podczas wdechu do organizmu jest w jamie nosowej oczyszczane i ogrzewane, a następnie poprzez krtań (gdzie jest nawilżane) przepływa do tchawicy i do płuc [Trzebski, 2004].

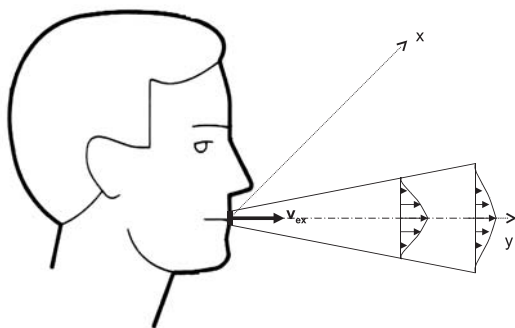
Proces oddychania składa się z trzech faz zmiennych w czasie: wdech, wydech i pauza, jednakże z technicznego punktu widzenia na przepływ powietrza dookoła człowieka wpływa głównie strumień powietrza wydychanego [Bogdan, Chludzińska, 2008c, 2010g]. Do modelowania procesu wydychania powietrza z organizmu człowieka niezbędna jest znajomość takich parametrów wpływających na kształt i zasięg wypływającego strumienia powietrza, jak: wielkość otworów oraz kierunek wypływu powietrza (z nozdrzy i ust), temperatura i prędkość powietrza wypływającego oraz czas trwania poszczególnych faz procesu oddychania. Parametry te określono na podstawie badań przeprowadzonych z udziałem 10 ochotników, ubranych w odzież letnią, zimową oraz w samą bieliznę. Ochotnicy byli eksponowani na środowisko o stałej prędkości i wilgotności powietrza (odpowiednio: 0,01 m/s oraz 50%), a zmienianej temperaturze powietrza w zakresie 15 – 35 °C.

Wielkość otworów i kierunek wypływu powietrza

Powietrze wydychane jest głównie przez nozdrza, jednak może również być wydychane przez usta. Na rysunkach 3.2.2 i 3.2.3 przedstawiono schematycznie kształtowanie się strumienia powietrza wydychanego przez nozdrza i usta. Strumień powietrza wypływającego z ust/nozdrzy można potraktować jako swobodny strumień osiowo symetryczny, nieizotermiczny. W przypadku ust oś strumienia jest prostopadła do powierzchni wypływu, a w przypadku nozdrzy rozpaduje się dwa strumienie, wpływające pod kątem α_n i β_n w stosunku do płaszczyzny prostopadłej do powierzchni twarzy.



Rys. 3.2.2. Kształtowanie się strumienia powietrza wypływającego z nozdrzy



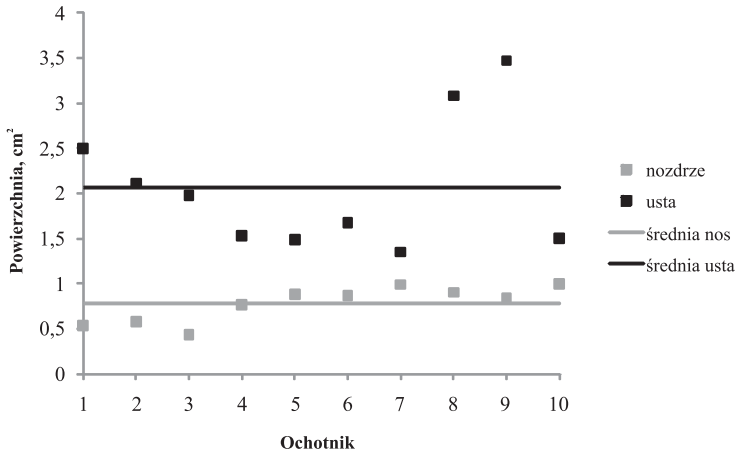
Rys. 3.2.3. Kształtowanie się strumienia powietrza wypływającego z ust

Powierzchnia wypływu powietrza z nozdrzy oraz ust zależy od powierzchni ciała, wzrostu i wagi człowieka, a w przypadku ust również od rodzaju realizowanego procesu: swobodnego wydychania czy też wydychania powietrza podczas mówienia. W przypadku swobodnego wydychania powietrza powierzchnia wypływu powietrza z nosa ma podobny kształt u wszystkich ludzi – zbliżony do elipsy (rys. 3.2.4). Kształt nozdrzy nie zmienia się w czasie procesu oddychania, zatem powierzchnię nozdrzy u każdego ochotnika można przyjąć za stałą [Gupta i in., 2010]. U badanych ochotników powierzchnia nozdrzy zawierała się w granicach $0,43 - 1,01 \text{ cm}^2$, natomiast powierzchnia ust w granicach $1,35 - 3,47 \text{ cm}^2$. Średnia powierzchnia nozdrzy i ust, określona na podstawie badań, została przedstawiona na rys. 3.2.5.

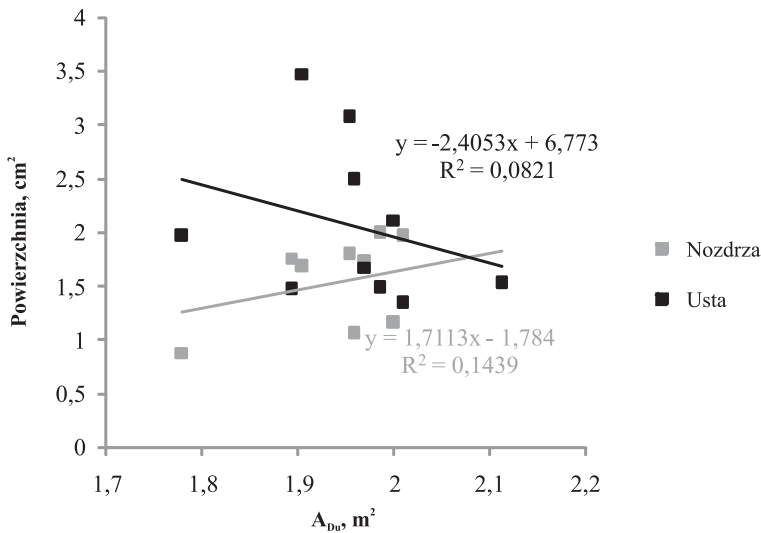


Rys. 3.2.4. Kształt ust oraz nozdrzy ochotnika podczas swobodnego wydychania powietrza

W dostępnych publikacjach naukowych spotkano się z dążeniem do określenia korelacji między wielkością nozdrzy i ust a powierzchnią ciała człowieka. Na rys. 3.2.6 przedstawiono opracowaną zależność między tymi wartościami. Na podstawie tego rysunku można wysnuć wniosek, iż określenie korelacji nie jest możliwe, a wielkości powierzchni ust i nozdrzy są zmienne u każdego człowieka. Dlatego w modelu opisywanym w niniejszej pracy została zaimplementowana stała wartość powierzchni wydychanego powietrza.

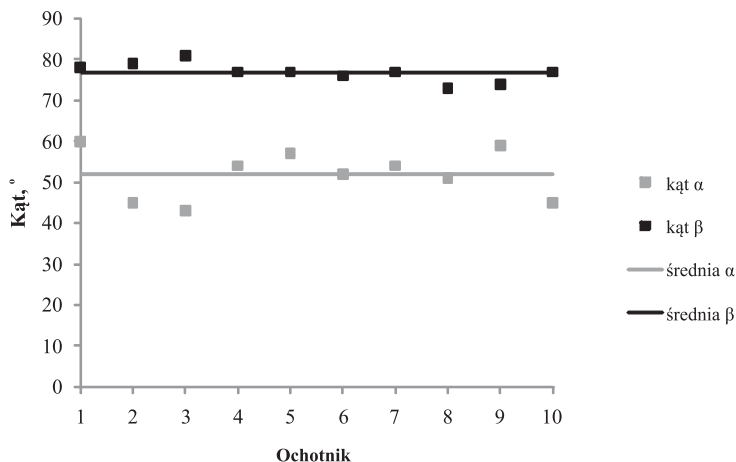


Rys. 3.2.5. Średnie wartości powierzchni ust i nozdrzy podczas wydychania powietrza



Rys. 3.2.6. Korelacja pomiędzy powierzchnią ciała ochotników (A_D) a wielkościami nozdrzy i ust podczas wydechu

Na podstawie badań określono również wartości kątów wypływu strumienia powietrza z nozdrzy w stosunku do powierzchni twarzy (oznaczenia zgodne z rys. 3.2.2). U badanych ochotników wartość α zawierała się w granicach 43 – 60°, natomiast β w granicach 73 – 91°. Wartości średnie oraz zmienność poszczególnych parametrów przedstawiono na rys. 3.2.7.



Rys. 3.2.7. Wartości kątów strumienia powietrza wydychanego z nozdrzy

Parametry powietrza wydychanego

Prędkość oraz temperatura powietrza wydychanego zależą w głównej mierze od temperatury wewnętrznej organizmu, tempa metabolizmu, izolacyjności cieplnej odzieży oraz temperatury powietrza w otoczeniu:

$$v_{\text{ex}} = f(M) \quad (3.2.1)$$

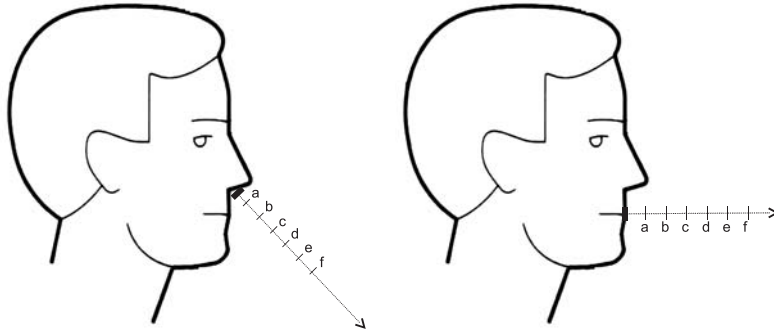
$$t_{\text{ex}} = f(M, t_a, t_c, t_{\text{cl}}) \quad (3.2.2)$$

gdzie:

- M tempo metabolizmu
- v_{ex} prędkość powietrza w strumieniu wydychanym, m/s
- t_{ex} temperatura powietrza w strumieniu wydychanym, °C
- t_a temperatura powietrza w otoczeniu, °C
- t_o temperatura operatywna, °C
- I_{cl} izolacyjność cieplna odzieży, m²K/W.

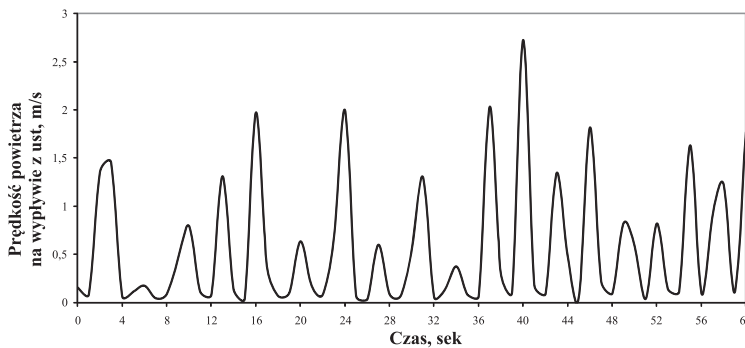
Temperaturę i prędkość powietrza wydychanego określono na podstawie przeprowadzonych badań. Na rys. 3.2.8 zaznaczono rozmieszczenie i oznaczenie punktów pomiarowych zastosowane w poniżej przedstawionych wykresach.

Wyniki badań prędkości powietrza dla poszczególnych ochotników były rozbieżne, stąd na przedstawionych wykresach wprowadzono jedynie wartości uśrednione dla wszystkich ochotników. Na rys. 3.2.9 przedstawiono wartości prędkości powietrza wypływającego z ust podczas procesu oddychania w odniesieniu do 1 min. Maksymalna prędkość powietrza wynosiła 2,7 m/s, a jej wartość uśredniona dla 1 min – 1,75 m/s. Na rys. 3.2.10 przedstawiono profile prędkości

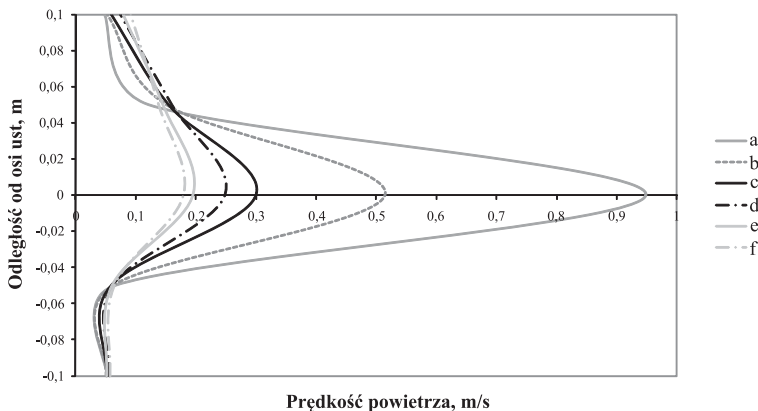


Rys. 3.2.8. Rozmieszczenie punktów pomiarowych; odległość między kolejnymi punktami wynosi 0,05 m

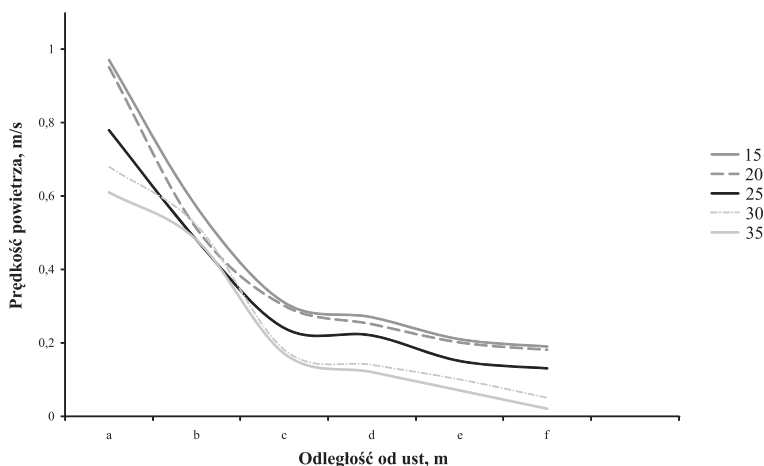
powietrza wydychanego w zależności od odległości od ust, natomiast na rys. 3.2.11 – zmianę prędkości osiowej w zależności od odległości od ust. Zanik strumienia powietrza wydychanego zaobserwowano w odległości 30 cm od płaszczyzny ust.



Rys.3.2.9. Prędkość powietrza w płaszczyźnie ust w czasie 1 min

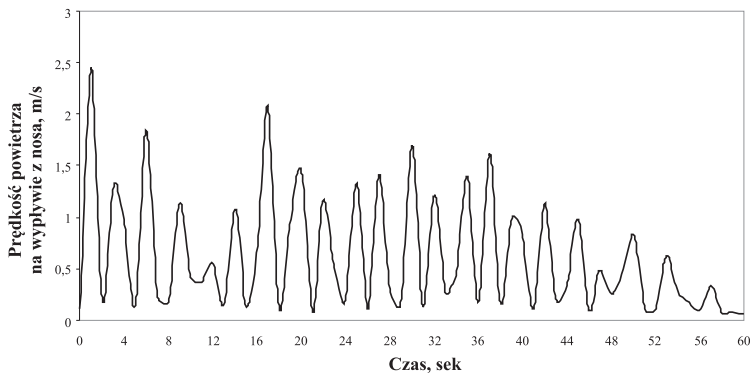


Rys. 3.2.10. Profile prędkości w strumieniu wydychanym ustami dla temperatury otoczenia równej 20 °C



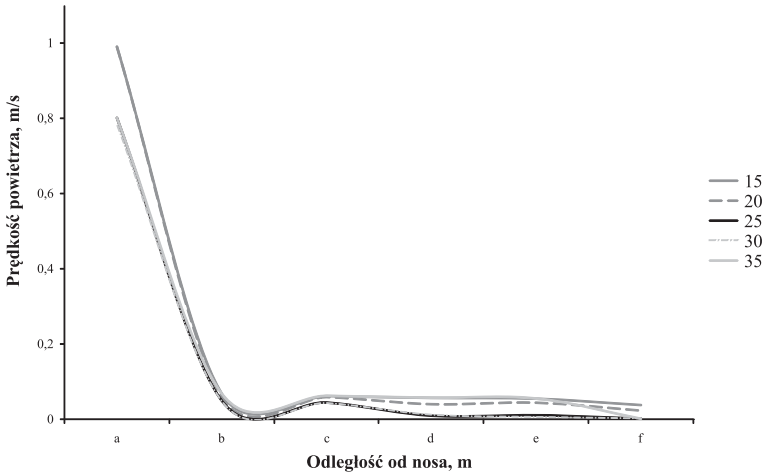
Rys. 3.2.11. Prędkość osiowa w strumieniu powietrza wydychanego ustami

Na rysunku 3.2.12 przedstawiono prędkość powietrza w płaszczyźnie ust z pojedynczego nozdrza. Maksymalna wartość prędkości powietrza w ciągu 1 minuty badania wynosiła 2,5 m/s, natomiast wartość średnia wynosiła 1,1 m/s. Na rysunku 3.2.13 przedstawiono zmianę prędkości osiowej strumienia powietrza wypływającego z nozdrza w zależności od odległości od płaszczyzny wypływu. Zanik strumienia powietrza zaobserwowano już w odległości 10 cm od nozdrza.

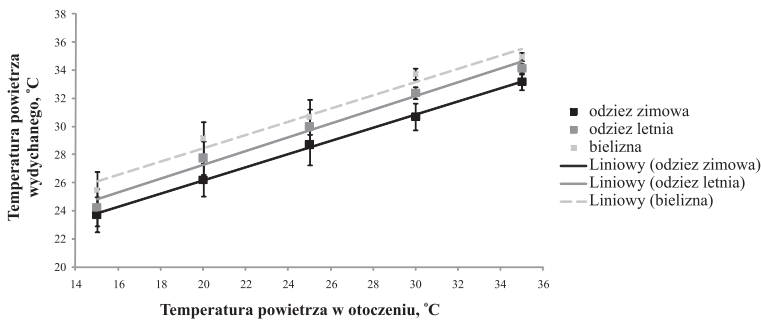


Rys. 3.2.12. Prędkość powietrza wypływającego z jednego nozdrza w czasie 1 min

Na rysunku 3.2.14. przedstawiono zależność pomiędzy temperaturą powietrza wydychanego a temperaturą powietrza w otoczeniu. Temperatura powietrza wydychanego zmieniała się w zakresie 23,2 – 34,8 °C w zależności od rodzaju



Rys.3.2.13. Prędkość osiowa powietrza w strumieniu powietrza wydychanego z nozdrza



Rys. 3.2.14. Zależność między temperaturą powietrza wydychanego a temperaturą powietrza w pomieszczeniu

zastosowanej odzieży. Badania były prowadzone z udziałem ochotników będących w spoczynku, o niskim tempie metabolizmu (1 met), ubranych w odzież letnią, i zimową [Bogdan, 2010d] lub też ubranych wyłącznie w bieliznę, zatem ich temperatura wewnętrzna nie ulegała zmianie, a wartość temperatury wydychanego powietrza w tym przypadku zależała wyłącznie od temperatury powietrza w otoczeniu oraz od izolacyjności cieplnej zastosowanej odzieży. Największe różnice pomiędzy ochotnikami (do 1,5 K) wystąpiły w temperaturze otoczenia 15 – 20 °C. W środowisku o temperaturze 30 i 35 °C różnice te były znacznie mniejsze – do 0,5 K.

Wyniki zrealizowanych badań wykazały dobrą korelację pomiędzy temperaturą powietrza wydychanego a otoczenia ($R^2 = 0,99$), (tab. 3.2.1), natomiast równanie opisujące te zależności przedstawiono poniżej (3.2.3):

$$t_{\text{ex}} = at_{\text{a}} + b \quad (3.2.3)$$

gdzie:

a, b współczynniki równania liniowego, bezwymiarowe.

Tabela 3.2.1. Wartości współczynników równania liniowego oraz współczynnik korelacji

Rodzaj odzieży	a	b	R ²
odzież letnia	0,488	17,49	0,985
odzież zimowa	0,467	16,82	0,999
bielizna	0,471	19,09	0,973

Czas trwania poszczególnych faz oddychania

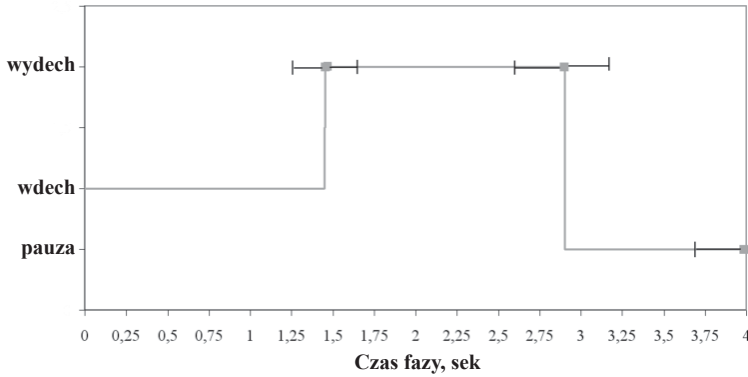
Czas trwania poszczególnych faz oddychania zależy od wieku, rodzaju aktywności oraz poziomu emocji [Trzebski, 2004]:

$$\tau_{\text{ex}} = f(M, \tau_{\text{wiek}}, \eta_{\text{emo}}) \quad (3.2.4)$$

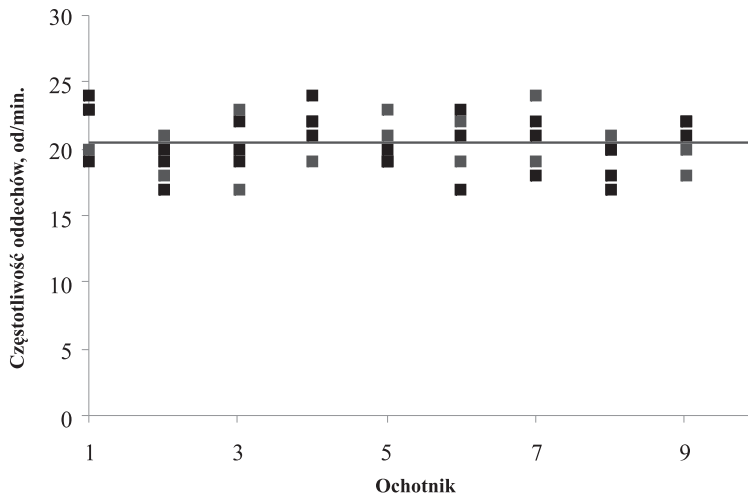
gdzie:

- τ_{ex} czas trwania wydechu, s
- τ_{wiek} wiek, lata
- η_{emo} poziom emocji człowieka, bezwymiarowy
- M tempo metabolizmu.

Wraz ze wzrostem tempa metabolizmu oraz poziomu emocji zmniejsza się czas trwania poszczególnych faz oddychania, a zwiększa częstotliwość oddychania (RT), natomiast wraz z wiekiem wydłuża się czas poszczególnych faz, a częstotliwość oddychania maleje. Średnio podczas spoczynku dzieci oddychają 20 – 30 od/min, natomiast dorośli w zakresie 8 – 18 od/min. W badaniach z udziałem ochotników określano czas trwania poszczególnych faz oddechu oraz częstotliwość oddychania w trakcie 1 min. Badania prowadzone były trzykrotnie, w odstępie 30 min, podczas których ochotnicy znajdowali się w spoczynku. Czas trwania poszczególnych faz był bardzo różnorodny – od 0,7 sek do 1,7 sek dla wdechu i wydechu oraz od 0,5 sek do 1,5 sek dla pauzy. Częstotliwość oddychania u ochotników w ciągu minuty zmieniała się przypadkowo i wynosiła od 16 do 24 oddechów/min. Na rys. 3.2.15 przedstawiono średnią długość poszczególnych faz procesu oddychania, natomiast na rys. 3.2.16 częstotliwość oddechu w fazie spoczynku.



Rys. 3.2.15. Średni czas trwania poszczególnych faz oddechu podczas spoczynku



Rys. 3.2.16. Średnia częstotliwość oddechów podczas spoczynku

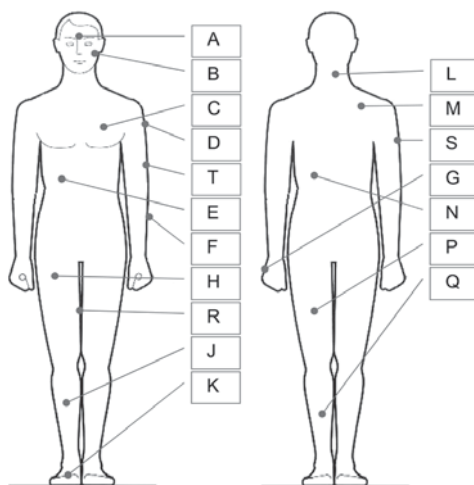
Podsumowując przeprowadzone badania w kontekście tworzenia modelu – wielkościami początkowymi, które powinny być uwzględnione podczas modelowania procesu oddychania są: wielkość otworów nosowych oraz ust, kierunek wypływu powietrza z nozdrzy/ust, czas trwania procesu, prędkość i temperatura powietrza wydychanego z ust lub nozdrzy, natomiast wartościami odniesienia i sprawdzenia wyników obliczeń są parametry powietrza w strumieniu wydychanym.

4

TEMPERATURA ORGANIZMU CZŁOWIEKA

Wartość temperatury skóry człowieka na poszczególnych częściach ciała wynika z działania układu termoregulacji i jego odpowiedzi na wystąpienie zmiany temperatury wewnętrznej lub też wychłodzenia poszczególnych części ciała. Dlatego temperatura skóry może być stosowana jako najszybszy wskaźnik ewentualnego ogrzania lub wychłodzenia organizmu człowieka. Aspekt ten został zaobserwowany m.in. przez Humphreysa i in. [1999] oraz Wanga i Chena [2007a], jednak w obu przypadkach analizowano możliwość oceny ogólnego komfortu cieplnego za pomocą temperatury mierzonej na palcu. Na podstawie badań [Bogdan, 2010j] wykazano, iż temperatura skóry jest również dobrym parametrem charakteryzującym komfort cieplny w badanej części ciała (współczynnik korelacji powyżej 0,90), jednocześnie w odniesieniu do komfortu całego ciała największą wartość współczynnika korelacji uzyskano dla pomiaru temperatury skóry na czole. Można więc stwierdzić, iż prawidłowo przyjęta w modelowaniu wartość temperatury skóry jest warunkiem niezbędnym do wykonania dokładnych obliczeń, a także do przyszłego wnioskowania nt. komfortu cieplnego użytkowników.

Przy modelowaniu systemu aktywnego wartość temperatury skóry jest stosowana do sprawdzania poprawności przyjętego modelu. Również przy oddziaływaniu



Rys. 4.1. Schemat rozmieszczenia czujników do pomiaru średniej wartości temperatury skóry [Parson, 2003; Choi i in., 1997]

organizmu człowieka na środowisko cieplne w otoczeniu odpowiednio obliczona/ przyjęta wartość temperatury skóry jest warunkiem podstawowym do prowadzenia symulacji zgodnych z rzeczywistymi procesami [Bogdan, 2009a]. W publikacjach dotyczących modelowania systemu aktywnego [Fiala, 1998; Tanabe i in., 2002, Huizenga i in., 2001] w walidacji działania modelu jest stosowana średnia wartość temperatury skóry człowieka. Wartość tę oblicza się na podstawie punktowego pomiaru temperatury skóry w wybranych miejscach na ciele człowieka (rys.4.1), a następnie stosuje odpowiednie współczynniki ważenia, w zależności od przyjętej metody (tab. 4.1).

Tabela 4.1. Współczynniki ważenia stosowane do obliczania średniej temperatury skóry [Parson, 2003; Choi i in., 1997]

Punkt pom.	Hardy/DuBois 7pp	Hardy/DuBois 12pp	Stolwijk 10pp	QREC/Nadler 10pp	Teichner 6pp	Park 6pp	Ramanathan 4pp	Burton 3pp	Houndas/Colin 1pp	PN-EN ISO 9886 4pp	PN-EN ISO 9886 8pp	PN-EN ISO 9886 14pp
A-czoło	0,07	0,07	1/10								0,07	1/14
B- policzek				0,10	0,149	0,14						
C-lewa pierś		0,0875	1/10	0,125	0,186	0,19	0,30	0,50			0,175	1/14
D-lewe ramię			1/10	0,07	0,107		0,30					
E-prawa cz. Brzucha	0,35	0,0875	1/10									1/14
F-lewe przedramię	0,14	0,14		0,07		0,11		0,14				
G-lewa dłoń	0,05	0,05	1/10	0,06		0,05				0,16	0,05	1/14
H-prawe udo	0,19	0,095	1/10	0,125	0,186	0,32	0,20				0,19	1/14
J-prawa łydka	0,13	0,065		0,15			0,20	0,36		0,28		1/14
K-prawa stopa	0,07	0,07	1/10	0,05								1/14
L-szyja										0,28		1/14
M-prawa łopatka		0,0875	1/10							0,28	0,175	1/14
N-lewa nerka		0,0875		0,125	0,186	0,19						1/14
P-lewe udo		0,095	1/10									1/14
Q-lewa łydka		0,065	1/10								0,20	1/14
R-lewe udo				0,125	0,186				1,00			
S-prawie ramię											0,07	1/14
T-lewe ramię											0,07	1/14

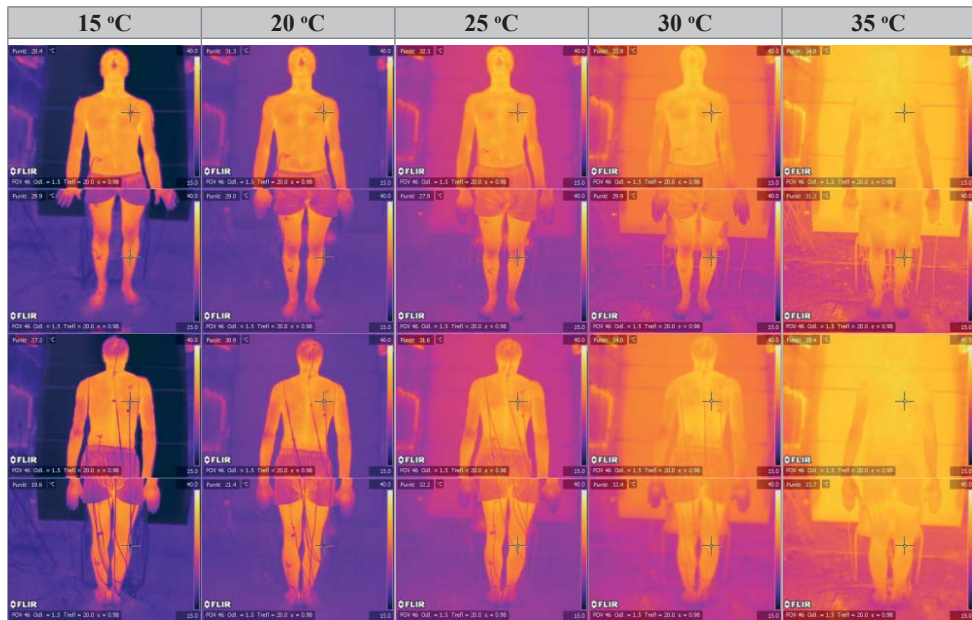
Na kształtowanie przepływu oraz wartość parametrów powietrza w otoczeniu człowieka wpływa głównie rozkład temperatury na poszczególnych częściach jego ciała, zatem sprawdzanie wyłącznie średniej wartości temperatury

skóry może prowadzić do niedokładnej weryfikacji. Do modelowania środowiska cieplnego kształtowanego przez organizm człowieka niezbędne jest zatem przyjęcie odpowiedniego podziału powierzchni ciała na segmenty, w celu utworzenia termofizjologicznego rozkładu temperatury jego skóry. Równie istotne jest założenie odpowiedniej wartości temperatury wewnętrznej, której zmiana poza stały zakres $37\text{ °C} \pm 0,3\text{ K}$ prowadzi do wystąpienia obciążenia cieplnego. Wartościami odniesienia stosowanymi do weryfikacji powinna być natomiast miejscowa temperatura skóry. W celu określenia ww. parametrów przeprowadzono badania z udziałem 14 ochotników (mężczyzn) w wieku 20 – 25 lat, ubranych wyłącznie w bieliznę i eksponowanych na środowisko o stałej prędkości i wilgotności powietrza (odpowiednio 0,01 m/s oraz 50%); temperatura powietrza była zmieniana w zakresie 15 – 35 °C. Metodyka badawcza została opisana w publikacjach [Bogdan, 2010i, j].

Podział powierzchni ciała na segmenty

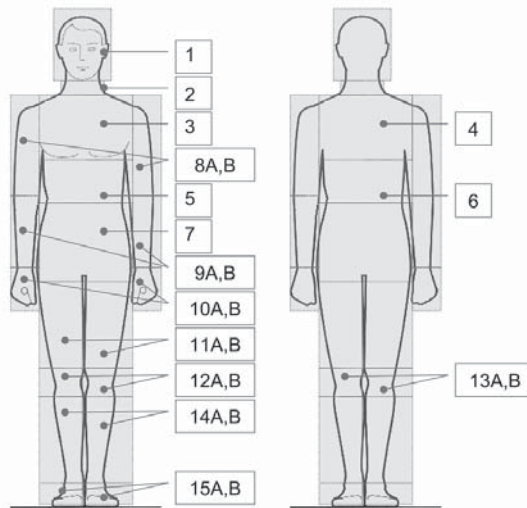
Prostą i wygodną metodą określenia rozkładu temperatury na danej powierzchni jest przeprowadzenie badań termowizyjnych [Bogdan, 2009d]. Kamera termowizyjna jest stosowana przede wszystkim w budownictwie, jednak jej zastosowanie zostało docenione również w medycynie – na podstawie zakłóceń w symetrycznym rozkładzie temperatury ciała człowieka można określić ogniska zapalne bądź miejsca, w których rozwija się nowotwór we wczesnym stadium rozwoju choroby

Tabela 4.2. Rozkład temperatury skóry ochotnika



[Minikina, 2004; Jaworski, 2000; Trafarski i in., 2006, 2007; Maksymowicz i in., 2007]. Wyniki pomiarów termowizyjnych są zazwyczaj obarczone błędem wynikającym z braku określonej laboratoryjnie wartości emisyjności mierzonej powierzchni. W przypadku skóry wartość jej emisyjności jest jednak dokładnie zbadana i określona na poziomie 0,98 (Flir). Potwierdzenie zasadności i dokładności pomiaru temperatury skóry za pomocą termografii przedstawiono również w publikacji Choi i in., [1997]. Szczegółowe wyniki pomiaru temperatury skóry kamerą termowizyjną zamieszczono w publikacji [Bogdan, 2010c], natomiast w tab. 4.2 przedstawiono przykładowe termogramy zmiany temperatury skóry jednego z badanych ochotników.

Na podstawie termograficznego rozkładu temperatury skóry opracowano podział jej powierzchni na 23 segmenty różniące się wartością temperatury skóry powyżej 1K (rys. 4.2).



Rys. 4.2. Przyjęty podział powierzchni ciała człowieka na segmenty

Pomimo przyjętego podziału należy zauważyć, iż na niektórych segmentach występowała miejscowa niejednorodność temperatury w poszczególnych częściach segmentu, co zostało przedstawione na rys. 4.3. Miejscowe różnice temperatury nie zostały uwzględnione w umownym podziale organizmu człowieka (rys.4.2), gdyż spowodowałyby to znaczne zwiększenie liczby wymaganych segmentów, a przez to znaczne skomplikowanie modelu i wydłużenie czasu wykonywania obliczeń. Miejscowa niejednorodność temperatury skóry człowieka wynika z różnej grubości warstw ciała, zagęszczenia naczyń krwionośnych oraz termoreceptorów i efektorów umieszczonych pod skórą, jednakże pominięcie tej zmienności nie powinno spowodować znacznych błędów w pomiarach.

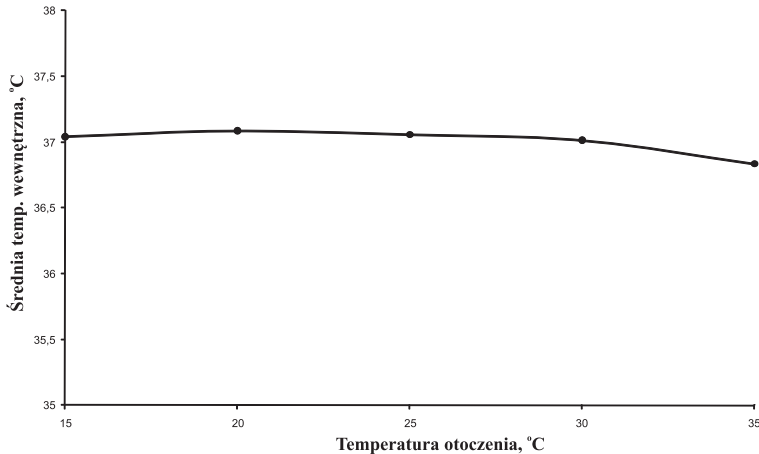


Rys. 4.3. Segmenty powierzchni ciała, na których występowała miejscowa niejednorodność temperatury większa niż 2 K (1 – uszy, 2 – nos, 3 – policzki, 4 – piersi, 5 – łokcie, 6 – palce u dłoni, 7 – palce u stóp, 8 – łopatki, 9 – pięty)

Temperatura wewnętrzna

Zmiana temperatury wewnętrznej zachodzi w przypadku przekroczenia zdolności adaptacyjnych organizmu do warunków otaczającego środowiska. W przypadku ekspozycji organizmu człowieka na środowisko gorące, charakteryzujące się wartością wskaźnika PMV $> +2$ [Fanger, 1970] lub też przy znacznej wartości tempa metabolizmu (ciężka i bardzo ciężka praca fizyczna) dochodzi do akumulacji ciepła w organizmie, co może powodować wzrost jego temperatury wewnętrznej [Parson, 2003; Bogdan, Sudoł-Szopińska, 2010b]. Odwrotna sytuacja zachodzi, jeżeli człowiek jest ekspozowany na środowisko zimne, charakteryzowane przez wskaźnik PMV < -2 . W organizmie powstaje tzw. dług ciepłny, prowadzący w dłuższym okresie do obniżenia temperatury wewnętrznej [Parson, 2003; Bogdan, Sudoł-Szopińska 2010b]. W środowisku termoneutralnym wartość temperatury wewnętrznej powinna być jednak stała, w zakresie $37\text{ °C} \pm 0,3\text{ K}$. Temperatura wewnętrzna może być mierzona w przewodzie słuchowym zewnętrznym, w przełyku oraz w rectum. Do badań wybrano rectum, jako że pomiar ten obarczony jest najmniejszym błędem [PN-EN ISO 9886, PN-EN ISO 7933]. Na rys. 4.4 przedstawiono uśrednioną

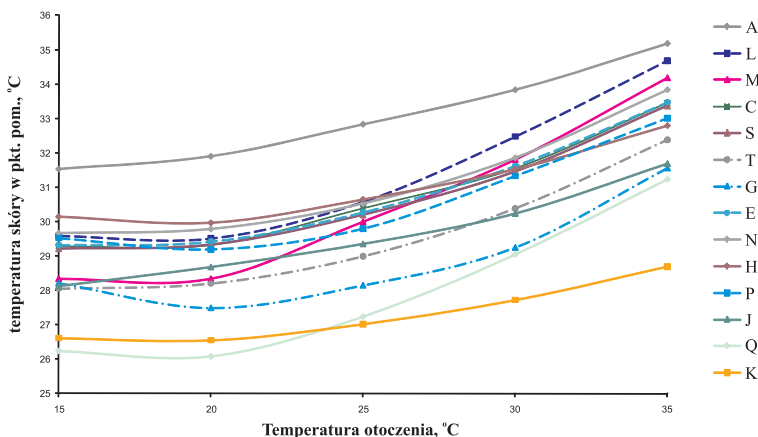
wartość temperatury wewnętrznej w 5 warunkach temperatury otoczenia. W przypadku wszystkich ochotników oraz przyjętych w badaniach temperaturach otoczenia, wartość temperatury wewnętrznej zawierała się w granicach $37\text{ }^{\circ}\text{C} \pm 0,2\text{ K}$, zatem nie dochodziło do obciążenia cieplnego organizmu ochotników.



Rys. 4.4. Zmiana temperatury wewnętrznej w zależności od temperatury otoczenia

Temperatura skóry

W celu określenia miejscowych wartości temperatury skóry przeprowadzono pomiary w 14 punktach charakterystycznych, wyznaczonych zgodnie z rys. 4.1. Na podstawie uśrednionych wyników badań dla 14 ochotników opracowano wykres średnich wartości temperatury skóry w poszczególnych punktach pomiarów na powierzchni ciała, w 5 warunkach temperatury otoczenia (rys. 4.5).



Rys. 4.5. Wartości średnie temperatury skóry ochotników w zależności od temperatury otoczenia

Najmniejsze wartości temperatury skóry zostały zaobserwowane na prawej łydce (punkt Q) oraz na prawej stopie (punkt K). Wraz ze wzrostem temperatury otoczenia również znacznie wzrastała wartość temperatury skóry na prawej łydce, natomiast wartość mierzona na prawej stopie w temperaturze otoczenia równej 35 °C wzrosła jedynie o 2 K. Analogiczna sytuacja została zaobserwowana podczas pomiarów temperatury skóry w 3 punktach na kończynie górnej: dłoni (G), przedramieniu (T) oraz ramieniu (S). W temperaturze otoczenia równej 30 i 35 °C temperatura skóry dłoni była zbliżona do temperatury stopy, natomiast przy mniejszych wartościach temperatury otoczenia różnice między tymi wartościami wynosiły 1,6 K. Jednocześnie w temperaturze 15 °C temperatura skóry dłoni i ramienia były zbliżone. Na tej podstawie można określić, iż temperatura skóry na kończynach szybko wzrasta podczas ekspozycji organizmu na coraz cieplejsze środowisko oraz wartości temperatury skóry na kończynach dolnych są mniejsze od temperatury skóry na kończynach górnych, co z technicznego punktu widzenia może wynikać również z większej odległości kończyn dolnych od serca – elementu tłoczącego medium transportujące ciepło.

Wartości temperatury skóry w punktach pomiarowych umieszczonych na tułowiu ochotników, tj. lewej piersi (C), prawej górnej części pleców (M), lewej dolnej części pleców (N), brzuchu (E), były we wszystkich warunkach temperatury otoczenia zbliżone – różnica między tymi wartościami nie przekraczała 1 K. Również temperatura skóry mierzona na udach (H, P) była znacznie wyższa od temperatury mierzonej na łydkach i zbliżona do temperatury skóry na tułowiu. Jednocześnie w temperaturze otoczenia równej 15 °C również zaobserwowano, iż u niektórych ochotników dochodziło do występowania drżenia mięśniowego spowodowanego zbyt dużym wychłodzeniem organizmu, co mogło wpłynąć na wartość temperatury skóry.

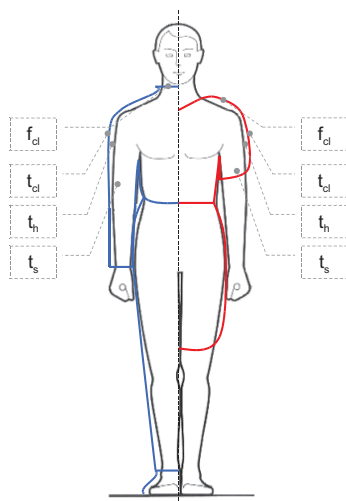
Największe wartości temperatury odnotowano na głowie (czoło – punkt A) oraz szyi (kark – punkt L). Temperatura skóry na głowie była wyższa średnio o 2 K od temperatury skóry na tułowiu, natomiast temperatura na szyi – o 1 K.

Podsumowując przeprowadzone badania w kontekście tworzenia modelu, stwierdzono, że do modelowania oddziaływania cieplnego człowieka można zastosować określony podział jego ciała na segmenty. Wprowadzenie bardziej szczegółowego podziału, uwzględniającego miejscowe niejednorodności temperatury, spowoduje znaczne skomplikowanie modelu, przy czym zmiany te nie powinny wpłynąć znacząco na dokładność obliczeń. Wartościami porównawczymi wyników obliczeń są wartości temperatury na powierzchni skóry określone w poszczególnych punktach pomiarowych.

5

CHARAKTERYSTYKA ODZIEŻY. PARAMETRY MIKORKLIMATU PODODZIEŻOWEGO

Odzież stanowi znaczną barierę utrudniającą oddawanie ciepła z organizmu człowieka do otoczenia [Parson, 2003; Bogdan, Sudoł-Szopińska, 2010a]. Z jednej strony zastosowanie odzieży wpływa na wartość temperatury skóry człowieka oraz może wpłynąć na wartość temperatury wewnętrznej, z drugiej strony powierzchnia zewnętrzna odzieży staje się powierzchnią oddawania ciepła do otoczenia. Ponadto pomiędzy skórą a warstwami odzieży tworzy się przestrzeń wypełniona powietrzem (wynikająca z niecałkowitego dopasowania odzieży do skóry), która stanowi dodatkową warstwę izolacyjną [Bogdan, Zwolińska, 2010]. Tak więc na ilość ciepła oddawanego z organizmu człowieka do otoczenia przez warstwy odzieży wpływa jej izolacyjność cieplna oraz powierzchnia ciała osłoniętego przez odzież, parametry tzw. „pustki powietrznej” przy powierzchni skóry, a także temperatura na zewnętrznej powierzchni odzieży (rys. 5.1), natomiast na cieplne oddziaływanie człowieka na parametry powietrza w otoczeniu główny wpływ ma rozkład temperatury na powierzchni zewnętrznej skóry/odzieży człowieka.



Rys. 5.1. Parametry wpływające na ilość ciepła oddawanego z organizmu do otoczenia zaznaczone dla odzieży zimowej (kolor niebieski) i letniej (kolor czerwony)

W celu określenia wartości wymienionych parametrów modelu przeprowadzono badania z udziałem 10 ochotników (mężczyzn), którzy byli ubrani w odzież

zimową lub letnią, w zależności od wariantu badania. Ochotnicy byli eksponowani na środowisko o stałej prędkości i wilgotności powietrza (odpowiednio 0,01 m/s oraz 50%), a temperaturze powietrza zmienianej w zakresie 15 – 35 °C. Metodyka badawcza została szczegółowo opisana w publikacji [Bogdan, 2010d]. Na podstawie badań określono następujące wartości początkowe modelu: izolacyjność cieplną odzieży oraz powierzchnię ciała osłoniętą przez odzież, temperaturę na powierzchni odzieży i tzw. „pustki powietrznej” pod odzieżą.

Charakterystyka zestawu odzieży

Wpływ odzieży na oddawanie ciepła z organizmu człowieka do otoczenia jest charakteryzowany przez jej izolacyjność cieplną oraz powierzchnię ciała, która jest zasłaniana przez odzież. Pojęcie izolacyjności cieplnej odzieży występuje we wszystkich normach dotyczących oddziaływania środowiska cieplnego na człowieka [np. PN-EN ISO 9920:2008, PN-EN ISO 342:2006 czy PN-EN ISO 11079:2008]. Izolacyjność cieplną odzieży stosowanej w środowisku umiarkowanym można określić korzystając z równania:

$$I_{cl} = \frac{t_{sk} - t_o}{C_{sk} + R} \quad (5.1)$$

Wartość całkowita izolacyjności cieplnej zestawu odzieży może być oszacowana na podstawie tablic zawartych m.in w ww. normach, jednakże na potrzeby modelowania jest potrzebna znajomość izolacyjności cieplnej odzieży na poszczególnych częściach ciała człowieka, która może być określona wyłącznie przy wykorzystaniu manekinów termicznych [McCullough, Jones, 1984; Olesen, Nielsen, 1983]. Izolacyjność cieplną zestawu odzieży można również bardzo dokładnie obliczyć na podstawie badań z udziałem ochotników, przez pomiar wszystkich parametrów składających się na równanie wymiany ciepła [Nishi i in., 1975], jednakże tego rodzaju badanie nie umożliwi odpowiedzi na pytanie o izolacyjność cieplną odzieży na poszczególnych częściach ciała.

W badaniach z udziałem ochotników zastosowano odzież zimową i letnią. Odzież wykorzystana w badaniach była typową odzieżą stosowaną w pomieszczeniach zamkniętych (rys. 5.2). Odzież zimowa składała się z: bokserek, skarpetek, butów ciepłych, spodni, paska, podkoszulka z krótkimi rękawami i ciepłej bluzy z długimi rękawami; na odzież letnią składały się: bokserki, skarpetki, podkoszulek z krótkimi rękawami oraz szorty. Izolacyjność cieplną zestawów odzieży na poszczególnych częściach ciała określono na podstawie badań z wykorzystaniem manekina termicznego [Bogdan, 2008c], znajdującego się w komorze klimatycznej, w środowisku o stałych parametrach powietrza; badania przeprowadzono zgodnie z zapisami normy PN-EN ISO 15831:2006. Wyniki badań przedstawiono w tabeli 5.1.



Rys. 5.2. Odzież zimowa oraz letnia

Tabela 5.1. Izolacyjność cieplna odzieży na poszczególnych segmentach manekina termicznego

Odzież zimowa										
Seg.	Lewa stopa	Prawa stopa	Lewa noga	Prawa noga	Lewe udo	Prawe udo	Biodra	Głowa		
I_{cl}^p m ² K/W	0,266	0,276	0,357	0,364	0,289	0,310	0,659	0,114		
Seg.	Lewa dłoń	Prawa dłoń	Lewe przedramie	Prawe przedramie	Lewe ramię	Prawe ramię	Klatka piersiowa	Plecy	Całość	f_{cl}
I_{cl}^p m ² K/W	0,254	0,267	0,343	0,364	0,521	0,519	0,505	0,442	0,336	1,10
Odzież letnia										
Seg.	Lewa stopa	Prawa stopa	Lewa noga	Prawa noga	Lewe udo	Prawe udo	Biodra	Głowa		
I_{cl}^p m ² K/W	0,093	0,095	0,120	0,123	0,146	0,149	0,204	0,092		
Seg.	Lewa dłoń	Prawa dłoń	Lewe przedramie	Prawe przedramie	Lewe ramię	Prawe ramię	Klatka piersiowa	Plecy	Całość	f_{cl}
I_{cl}^p m ² K/W	0,066	0,065	0,140	0,136	0,178	0,171	0,213	0,215	0,138	1,04

Podczas badań z udziałem ochotników określono także wartość współczynnika pola powierzchni odzieży f_{cl} . Współczynnik f_{cl} można obliczać metodą fotograficzną, porównując zdjęcia rzutów powierzchni nagiego i ubranego człowieka, wykonane z sześciu kierunków: na dwóch wysokościach (0° – poziomo oraz 60°) pod trzema kątami azymutalnymi w każdej wysokości (0° – z przodu, 45° i 90° – z profilu), [Zwolińska, Bogdan, 2010]. Współczynnik powierzchni odzieży można również oszacować na podstawie równania:

$$f_{cl} = 1 + 0,3I_{cl} \quad (5.2)$$

Do opracowania modelu były niezbędne również wartości jednostkowego oporu przewodzenia R_{ct} dla poszczególnych materiałów, z których wykonana została odzież. W tym celu posłużono się danymi tabelarycznymi podanymi w normie PN-EN ISO 9920:2009.

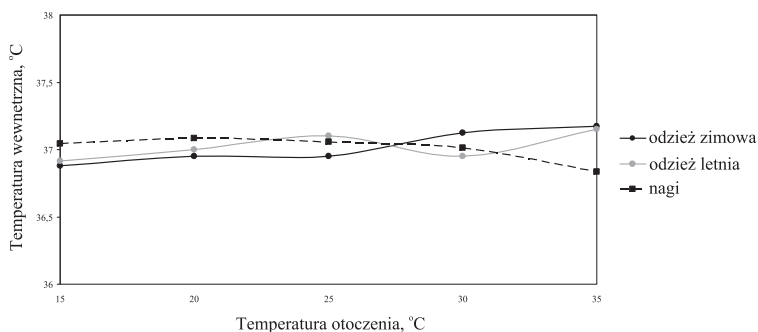
W przypadku modelowania istotniejsze od wartości współczynnika powierzchni odzieży było określenie segmentów (zgodnie z podziałem przyjętym na rys. 4.2) zakrywanych przez poszczególne elementy odzieży. Odzież zimowa stosowana w badaniach powodowała całkowite zakrycie kończyn dolnych, tułowia oraz kończyn górnych z wyjątkiem dłoni, w odzieży letniej natomiast zasłonięte były: tułów, ramiona, uda i stopy. Oznaczanie segmentów zasłoniętych podczas stosowania odzieży przedstawiono w tab. 5.2.

Tabela 5.2. Segmenty zasłonięte podczas stosowania odzieży

Segment	1	2	3	4	5	6	7	8A	8B	9A	9B	10A
Odzież zimowa	-	-	X	X	X	X	X	X	X	X	X	-
Odzież letnia	-	-	X	X	X	X	X	X	X	-	-	-
Segment	10B	11A	11B	12A	12B	13A	13B	14A	14B	15A	15B	
Odzież zimowa	-	X	X	X	X	X	X	X	X	X	X	
Odzież letnia	-	X	X	-	-	-	-	-	-	X	X	

Temperatura skóry przy zastosowaniu odzieży

Zastosowanie odzieży powoduje izolację cieplną organizmu od otaczającego środowiska, co może wpływać na wartość temperatury wewnętrznej oraz temperatury skóry człowieka [Parson, 2003; Nielsen, 1986, 1991; Bogdan, 2010e]. Na rysunkach 5.3 – 5.8 przedstawiono zmianę temperatury wewnętrznej oraz temperatury skóry w poszczególnych punktach pomiarowych, oznaczonych zgodnie z rys. 4.1, dla odzieży zimowej oraz letniej, a także wartości temperatury skóry określone dla nagich ochotników w tych samych warunkach środowiska cieplnego (wg rozdziału 4).



Rys. 5.3. Zmiana temperatury wewnętrznej w przypadku zastosowania odzieży zimowej, letniej i braku odzieży

W środowisku o temperaturze powietrza w granicach 15 – 35 °C nie dochodziło do wystąpienia obciążenia cieplnego organizmu, czyli metody termoregulacji organizmu były wystarczające do rekompensowania braków lub też odprowadzania nadmiaru ciepła, zatem wartość temperatury wewnętrznej nie ulegała zmianie i przez cały czas badania wynosiła $37\text{ °C} \pm 0,2\text{ K}$. W otoczeniu o temperaturze powietrza równej 15 °C (rys. 5.4) w zależności od rodzaju odzieży występowała zmiana temperatury skóry na poszczególnych częściach ciała. Największe różnice temperatury skóry pomiędzy wariantami w odzieży letniej i zimowej zanotowano na ramieniu, dłoni, łydkach i stopie – powyższej 2,5 K. Na czole, klatce piersiowej i udach różnica wynosiła ok. 0,5 K. Porównując natomiast temperaturę skóry pomiędzy wariantami w odzieży i bez niej, zaobserwowano, iż jedynie w przypadku pomiaru na czole zanotowano wyższą temperaturę u ochotników nagich niż u ubranych. W pozostałych wariantach temperatura skóry nagich ochotników była niższa od temperatury skóry ochotników ubranych w odzież zimową, natomiast w przypadku ochotników ubranych w odzież letnią temperatura ich skóry była niższa od temperatury skóry nagich ochotników na kończynach górnych i dolnych, czyli na częściach ciała eksponowanych na działanie otaczającego środowiska. Można zatem wnioskować, iż w przypadku częściowego osłonięcia powierzchni organizmu odzieżą, temperatura skóry na zasłoniętych częściach ciała będzie wyższa, natomiast na odsłoniętych częściach ciała będzie niższa od temperatury skóry nagich ochotników. Zjawisko to można wytłumaczyć działaniem układu termoregulacji, tj. u ochotników nagich eksponowanych na środowisko o temperaturze 15 °C doszło do uruchomienia mechanizmów reakcji na zimno, tj. do skurczu naczyń krwionośnych lub nawet drżenia w niektórych przypadkach, natomiast u ochotników ubranych w odzież letnią temperatura skóry wynikała z metabolicznej produkcji ciepła bez dodatkowej jego produkcji wynikającej z termoregulacji. Efekt ten potwierdzał się w odczuciach i ocenach ochotników w odniesieniu do środowiska cieplego. Ochotnicy nadzy opisywali swoje

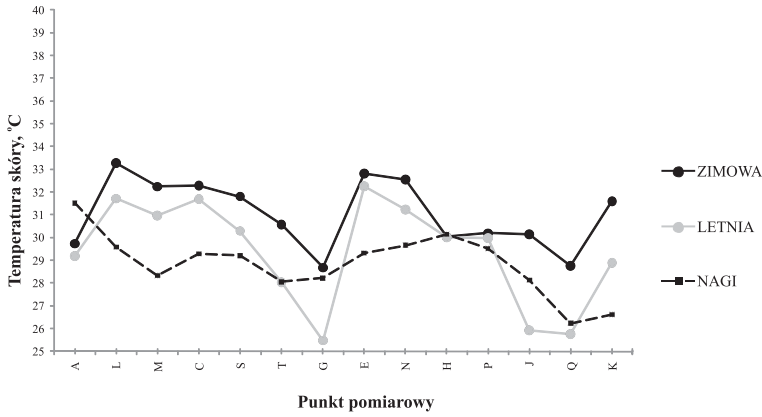
odczucia ciepłe jako „chłodno” i „zimno”, natomiast ochotnicy ubrani w odzież letnią – „lekko chłodno” i „chłodno”.

Tego rodzaju sytuacja nie wystąpiła podczas ekspozycji ochotników w środowisku o temperaturze 20 °C (rys. 5.5). W tym przypadku zastosowanie odzieży letniej i zimowej spowodowało utrzymanie temperatury skóry na zbliżonym poziomie. Większe różnice, powyżej 1 K, zaobserwowano wyłącznie na udach i łydkach, przy czym na stopach wynosiła tylko 0,6 K. Jednocześnie różnice między temperaturą skóry w poszczególnych punktach nagich a ubranych ochotników były znacznie mniejsze, z wyjątkiem pomiaru na czole, gdzie różnica wynosiła 1 K. Na podstawie odpowiedzi co do odczuć ciepłych ochotników można wnioskować, iż znajdowali się oni w środowisku umiarkowanym, zatem nie dochodziło do uruchomienia mechanizmów termoregulacji.

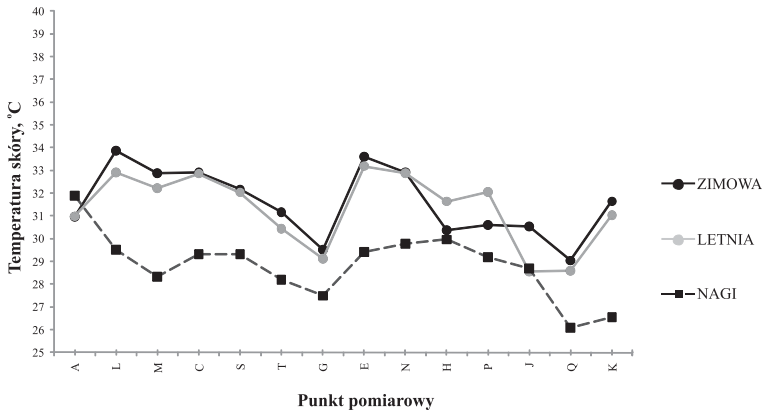
Analogiczna sytuacja wystąpiła również w środowisku o temperaturze powietrza równej 25 °C (rys. 5.6). Temperatura skóry w poszczególnych punktach pomiarowych w przypadku wariantów w odzieży letniej i zimowej była zbliżona – ponownie największe różnice dało się zaobserwować na udach i łydkach (powyżej 1,5 K). Jednocześnie temperatura skóry nagich ochotników była znacznie niższa od temperatury skóry ochotników ubranych, przy czym temperatura mierzona na czole była równa temperaturze skóry w tym punkcie u ochotników ubranych w odzież letnią.

W otoczeniu o temperaturze 30 °C (rys. 5.7) temperatura skóry nagich ochotników była niższa w każdym punkcie pomiarowym od temperatury skóry ochotników ubranych. Niższa temperatura skóry została zaobserwowana przy wariantach w odzieży zimowej niż w odzieży letniej, przy czym temperatura skóry na karku była jednakowa w obu rodzajach odzieży. Jednocześnie największe wartości temperatury w każdej serii pomiarowej zanotowano na karku, czole, brzuchu oraz plecach ochotników, niezależnie od rodzaju zastosowanej odzieży. Również niezależnie od rodzaju czy braku odzieży ochotnicy opisywali swoje odczucia ciepłe jako „lekko ciepło” i „ciepło”; nie zaznaczali przy tym zawilgocenia skóry.

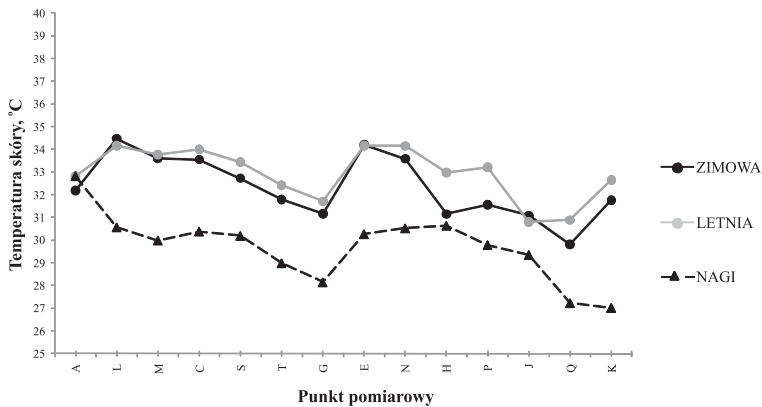
W środowisku o temperaturze powietrza równej 35 °C (rys. 5.8) wartości temperatury skóry w odzieży letniej i zimowej ponownie były zbliżone do siebie, jednocześnie były one niewiele wyższe (w granicach 1 K) od wartości otrzymanych podczas badań w środowisku o temperaturze 30 °C. Temperatura skóry u nagich ochotników była natomiast niższa od temperatury skóry ochotników ubranych średnio o 2 K, przy czym temperatura skóry na czole nagich ochotników była równa temperaturze w tym samym punkcie u ochotników ubranych w odzież zimową. Środowisko ciepłe oceniane było jako „gorąco” przez nagich ochotników, można zatem przypuszczać, iż doszło do uruchomienia u nich mechanizmu termoregulacji charakterystycznego dla środowiska gorącego, tj. pocenie. W przypadku ochotników ubranych w odzież letnią i zimową środowisko ciepłe było oceniane głównie jako „ciepło”, jednocześnie większość z nich nie zauważyła, aby skóra uległa zawilgoceniu.



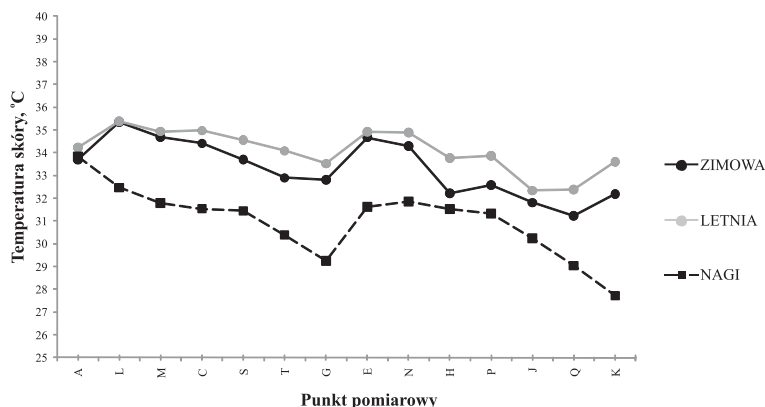
Rys. 5.4. Średnie wartości temperatury skóry w poszczególnych punktach pomiarowych w zależności od rodzaju odzieży (temperatura powietrza otoczenia równa 15 °C)



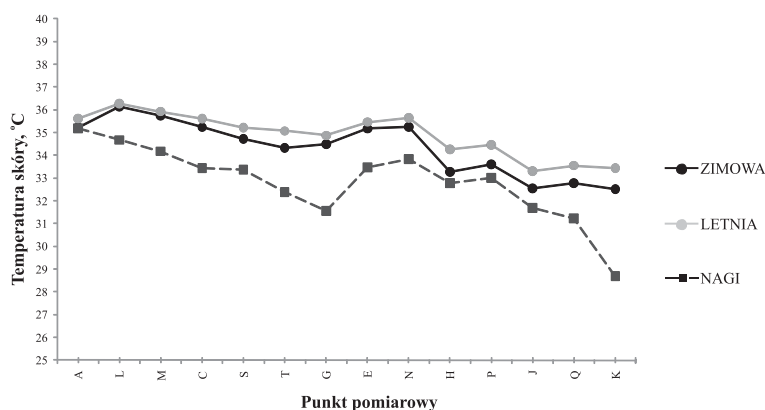
Rys. 5.5. Średnie wartości temperatury skóry w poszczególnych punktach pomiarowych w zależności od rodzaju odzieży (temperatura powietrza otoczenia równa 20 °C)



Rys. 5.6. Średnie wartości temperatury skóry w poszczególnych punktach pomiarowych w zależności od rodzaju odzieży (temperatura powietrza otoczenia równa 25 °C)



Rys. 5.7. Średnie wartości temperatury skóry w poszczególnych punktach pomiarowych w zależności od rodzaju odzieży (temperatura powietrza otoczenia równa 30 °C)



Rys. 5.8. Średnie wartości temperatury skóry w poszczególnych punktach pomiarowych w zależności od rodzaju odzieży (temperatura powietrza otoczenia równa 35 °C)

Na tej podstawie można sądzić, iż zastosowanie odzieży powoduje zarówno izolację organizmu przed utratą ciepła w środowisku chłodnym (15 °C), jak również izolację przed środowiskiem gorącym (35 °C). W przypadku zastosowania odzieży w środowisku gorącym nie dochodziło do pocenia. Ponadto w środowisku umiarkowanym (20 – 25 °C) nie zaobserwowano znacznych różnic w temperaturze skóry w przypadku wariantów w odzieży zimowej (zakrywającej prawie całe ciało) i w odzieży letniej (zakrywającej tułów, ramiona, uda i stopy).

Parametry mikroklimatu pododzieżowego

Pomiędzy skórą a odzieżą często tworzy się przestrzeń – pustka wypełniona powietrzem (tzw. „pustka powietrzna”) o temperaturze zbliżonej do temperatury skóry, stanowiąc dodatkową warstwę izolacyjną dookoła człowieka [Nielsen,

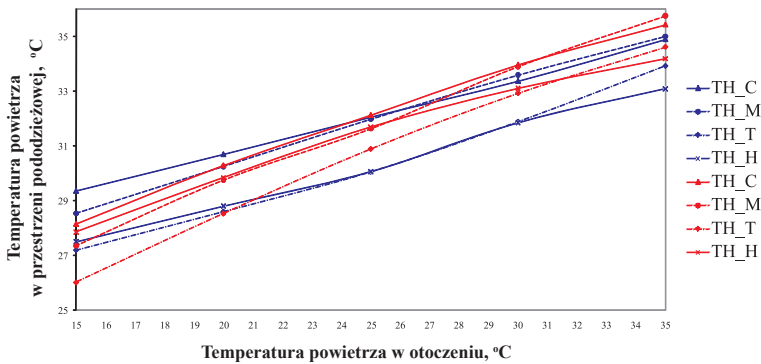
1991; Parson, 2003; Bogdan, 2009c; Bogdan, Zwolińska 2010]. Parametry powietrza w pustce zależą od: parametrów otaczającego powietrza, rodzaju zastosowanej odzieży oraz tempa metabolizmu człowieka:

$$t_h = f(t_a, v_a, rh, I_{cl}, M) \quad (5.3)$$

gdzie:

- t_h temperatura w pustce powietrznej pod odzieżą, °C
- rh wilgotność względna powietrza, %
- t_a temperatura powietrza w otoczeniu, °C
- v_a prędkość powietrza w otoczeniu, m/s
- I_{cl} izolacyjność cieplna odzieży, m²K/W.

W przypadku odzieży stosowanej w środowisku umiarkowanym w pustce powietrznej zmienia się temperatura, a w przypadku odzieży stosowanej w środowisku gorącym lub zimnym dodatkowo może również zmieniać się wilgotność powietrza, co jest spowodowane oddawaniem do otoczenia znacznej ilości potu podczas pracy w środowisku gorącym lub podczas wysiłku fizycznego [Nielsen, 1991; Parson, 2003; Bogdan, Sudoł-Szopińska, 2010a]. Na rys. 5.9 przedstawiono zmianę temperatury powietrza w 4 punktach przestrzeni pomiędzy skórą a odzieżą, zlokalizowanych w miejscach oznaczonych zgodnie z rys. 4.1, dla dwóch wariantów odzieży: zimowej oraz letniej.



Rys. 5.9. Średnie wartości temperatury w przestrzeni pomiędzy skórą a odzieżą w przypadku zastosowania odzieży zimowej (linie niebieskie) i letniej (linie czerwone)

Podczas badań w odzieży zimowej wartość temperatury skóry na klatce piersiowej (punkt C) była zbliżona do temperatury skóry na plecach (M). Różnica między tymi wartościami w środowisku o temperaturze w zakresie 15 – 20 °C wynosiła maksymalnie 0,9 K, natomiast wraz ze wzrostem temperatury otoczenia różnica temperatury w tych 2 punktach pomiarowych była coraz mniejsza – i w środowisku

powyżej 25 °C wynosiła 0,1 K. Analogiczna sytuacja była w przypadku pomiarów temperatury na kończynach, tj. na ramieniu (T) oraz na udzie (H), z tym, że różnica pomiędzy tymi wartościami wynosiła maksymalnie 0,5 K i występowała w środowisku o temperaturze powyżej 30 °C.

Podczas badań w odzieży letniej można zaobserwować większe różnice między wartościami temperatury skóry mierzonymi w 4 punktach pomiarowych. Najwyższe wartości zaobserwowano na klatce piersiowej (C), natomiast wartości temperatury mierzone na plecach (M) oraz udzie (H) były do siebie zbliżone w temperaturze otoczenia 15 – 30 °C. Powyżej 30 °C wartość temperatury skóry na plecach wyrównała się z temperaturą skóry na klatce piersiowej (C), natomiast temperatura na udzie (H) była równa temperaturze mierzonej na ramieniu (T). W środowisku o temperaturze 15 – 30 °C najniższa wartość temperatury skóry była na ramieniu (T).

Temperatura zewnętrznej powierzchni odzieży

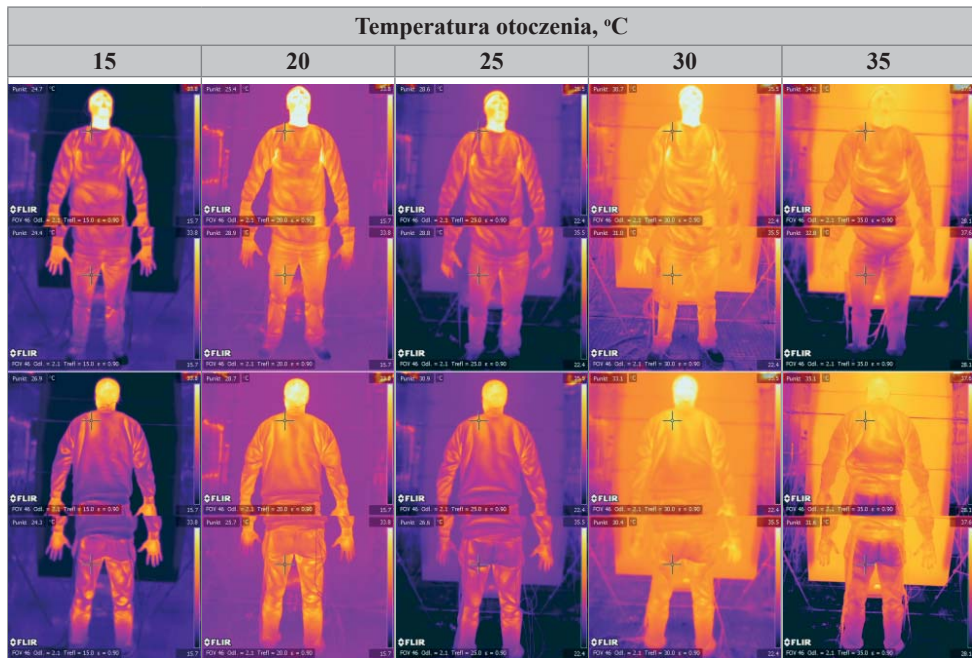
Zewnętrzna powierzchnia odzieży tworzy rzeczywistą powierzchnię oddawania ciepła z organizmu do otoczenia, zatem wpływa na kształtowanie naturalnego przepływu powietrza wokół człowieka. Pomiar temperatury odzieży jest zagadnieniem trudnym, gdyż zastosowanie jakiegokolwiek czujnika stykowego powoduje zmianę dopasowania odzieży, a przez to zmianę grubości pustki powietrznej i w konsekwencji temperatury na powierzchni odzieży. Dlatego w przedstawionych badaniach zdecydowano się określić rozkład temperatury na powierzchni odzieży za pomocą badań termograficznych. W tym celu założono stałą wartość emisyjności odzieży i skóry (równą 0,90), następnie podczas obróbki termogramów wprowadzono zmianę emisyjności dla poszczególnych elementów odzieży ochotników, do czego wykorzystano wartości emisyjności materiałów dostępne w publikacjach [Zeinab, i in., 2006; Mason, 1967; Merekalov, Bulavin, 1968; Paderin, 2004] oraz w materiałach informacyjnych producentów kamer termowizyjnych [FLIR, FLUKE, InfraTec, Infrathermal, Testo AG, Nec-Avio, Vigo System].

W tabelach 5.3 i 5.4 przedstawiono przykładowo termogramy jednego z ochotników ubranych w odzież zimową i letnią, natomiast na rys. 5.10 i 5.11 przedstawiono średnie wartości temperatury na powierzchni odzieży dla 10 ochotników, określone w poszczególnych punktach pomiarowych (oznaczonych zgodnie z rys. 4.1).

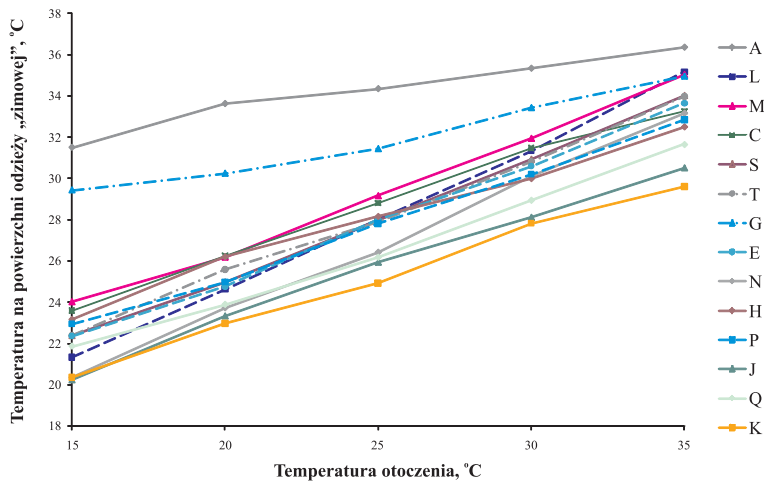
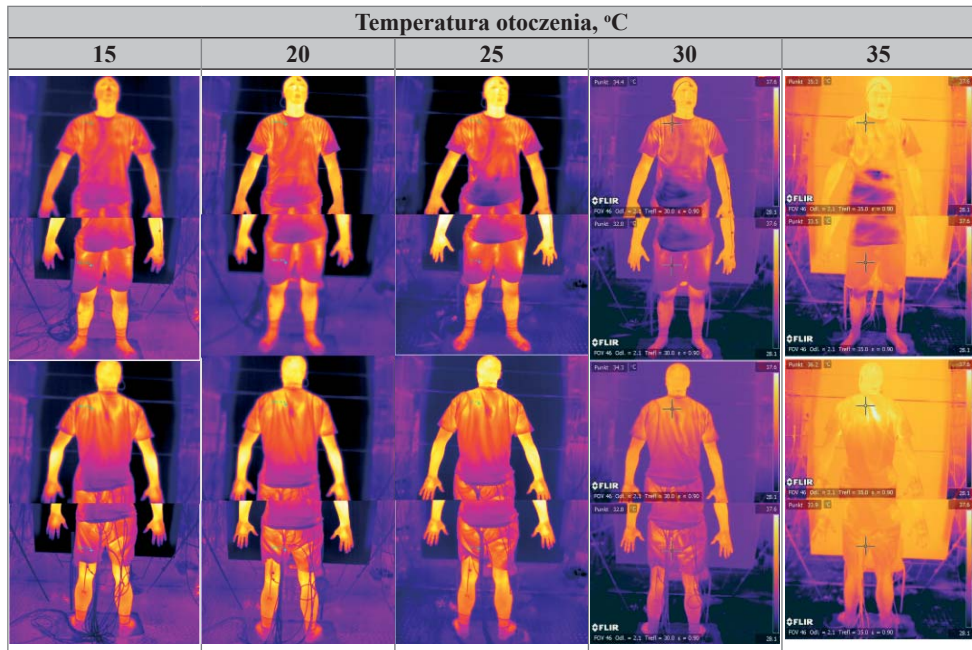
Na podstawie termogramów stwierdzono, iż w odzieży zimowej występuje znaczna niejednorodność temperatury, szczególnie na powierzchni bluzy – mniej dopasowanej do ciała niż inne części garderoby; analogiczna sytuacja występowała w odzieży letniej w przypadku pomiaru temperatury na powierzchni szortów. Założono więc, iż w modelowaniu można dopuścić wystąpienie większych rozbieżności między wartościami temperatury na powierzchni odzieży w modelu a wartościami określonymi w badaniach rzeczywistych.

Z przeprowadzonych badań wynika, iż wartość temperatury na powierzchni odzieży rosła wraz ze wzrostem temperatury powietrza w otoczeniu. W odzieży zimowej wartości temperatury określone w punktach M i C (klatka piersiowa i plecy) oraz E i N (biodra i dola część pleców) były do siebie zbliżone. Analogiczna sytuacja wystąpiła w punktach S i T (przedramię i ramię). Mniejsze wartości temperatury były w punktach znajdujących się na udach (H, P) oraz łydkach (J, Q). Najmniejsze wartości temperatury zanotowano na stopie (K) ze względu na wysoką izolacyjność cieplną obuwia. W każdej z przedstawionych analogii najmniejsze rozbieżności temperatury na powierzchni zanotowano podczas badań w temperaturze otoczenia równej 15 – 25 °C. W środowisku umiarkowanym ciepłym oraz gorącym różnice między temperaturą określaną z przedniej i tylnej strony ochotników wynosiły nawet 1 K, co wynika z kierunku napływu powietrza w komorze klimatycznej. W odzieży letniej występowały również niewielkie różnice między punktami pomiarowymi znajdującymi się na tej samej wysokości tylko innej stronie ciała ochotników, tj: klatka piersiowa – górna część pleców, biodra – dola część pleców, ramiona i uda. Różnice te zwiększały się w środowisku o temperaturze otoczenia równej 15, 30 i 35 °C. Temperatura na powierzchni odzieży na kończynach dolnych była niższa od temperatury na powierzchni tułowia. Ponieważ odzież nie zasłania całej powierzchni ciała, to znaczne różnice temperatury wystąpiły w punktach znajdujących się na częściach ciała zasłoniętych przez odzież i „nagich”.

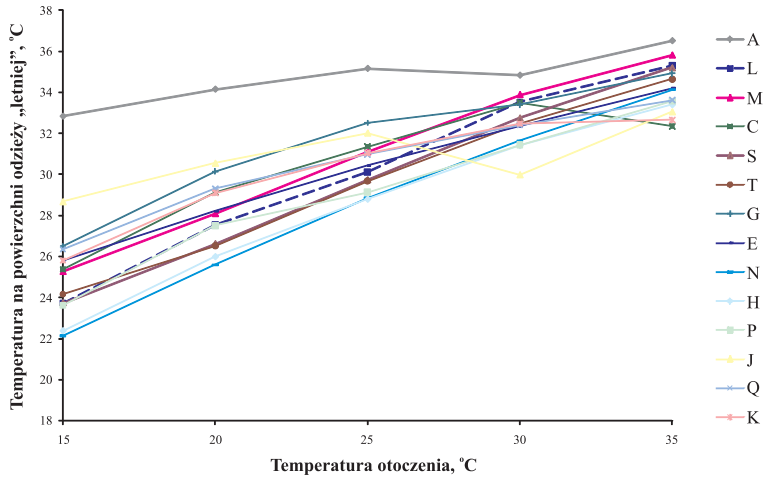
Tabela 5.3. Rozkład temperatury na powierzchni odzieży ochotnika (odzież zimowa)



Tab. 5.4. Rozkład temperatury na powierzchni odzieży ochotnika (odzież letnia)



Rys. 5.10. Średnie wartości temperatury na powierzchni odzieży zimowej określone w poszczególnych punktach pomiarowych (na podstawie badań termograficznych)



Rys. 5.11. Średnie wartości temperatury na powierzchni odzieży letniej określone w poszczególnych punktach pomiarowych (na podstawie badań termograficznych)

Z przeprowadzonych badań wynika, iż do modelowania ciepłego organizmu człowieka (wartości graniczne) niezbędna jest znajomość: izolacyjności cieplnej odzieży, parametrów mikroklimatu pod odzieżą oraz powierzchni ciała zasłoniętego odzieżą. Założono, że wartościami odniesienia stosowanymi do weryfikacji będzie temperatura na powierzchni odzieży, przy czym parametr ten może cechować większy błąd w stosunku do wyników badań temperatury skóry prowadzonych z wykorzystaniem czujników dotykowych.

6

METODA SYMULACJI ODDZIAŁYWANIA CIEPLNEGO CZŁOWIEKA NA MIKROKLIMAT W POMIESZCZENIU

Na podstawie analizy przedstawionej w rozdziałach 2 – 5 opracowano koncepcję konstrukcji obliczeniowego modelu cieplnego człowieka (nazywanym dalej *modelem*), w którym należało uwzględnić: rzeczywistą geometrię ciała człowieka, podział modelu na segmenty i warstwy, proces wydychania powietrza (założenie odpowiedniego kąta oraz powierzchni wypływu powietrza), a w kolejnych etapach również dodanie odpowiednich warstw odpowiadających za odzież letnią i zimową.

W rozważaniach nad wyborem programu do symulacji numerycznych rozpatrywane były następujące programy: ASNYS CFX, ANSYS FLUENT, CHAM PHOENICS, CD-adapco STAR-CD. Wszystkie wymienione programy umożliwiają: tworzenie siatek, modelowanie turbulencji, dynamiczną zmianę przepływającego strumienia, modelowanie wymiany ciepła, zmiany fazy i promieniowania (w ograniczonym zakresie w zależności od programu), generowanie wykresów, animacji, możliwości dołączania dodatkowych solverów. W wyniku porównania możliwości obliczeniowych tych programów wytypowano programy będące najbardziej „przyjazne” użytkownikowi do prowadzenia obliczeń w poszczególnych fazach – w fazie „Pre-procesors” za najlepszy uznano program ASNYS CFX, w fazie „Analysis” i „Post-processing” – ANSYS FLUENT. Do tworzenia modelu postanowiono wykorzystać program Fluent. Dodatkowo w fazie przygotowania powierzchni i siatek zastosowano program Gambit i TGrid.

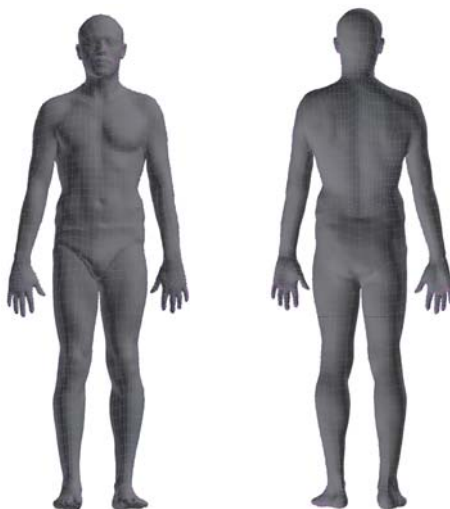
Wyniki obliczeń uzyskane z użyciem modelu porównano następnie z wynikami badań przeprowadzonych z udziałem ochotników. W modelach termofizjologii przyjmuje się, iż zachowana jest duża dokładność obliczeń, jeżeli błąd między uzyskanymi wynikami (model – ochotnicy) jest mniejszy niż 5% [Psikuta i in., 2008]. Dlatego w obliczeniach rozkładu temperatury na powierzchni nagiętego modelu dążono do uzyskania tak dużej dokładności. W obliczeniach przepływu powietrza w otoczeniu modelu przyjęto, iż uzyskano odpowiednią dokładność, jeżeli błąd był mniejszy niż 15%, natomiast w obliczeniach rozkładu temperatury na powierzchni odzieży przyjęto satysfakcjonującą dokładność, jeżeli błąd był mniejszy niż 10%.

6.1. Konstrukcja nagiego modelu cieplnego człowieka oraz uwzględnione procesy fizyczne

Ze względu na wpływ zastosowanej geometrii powierzchni modelu na dokładność prowadzonych obliczeń, zdecydowano się na implementację rzeczywistego kształtu człowieka. Model kształtem przypomina *standardowego człowieka* [Herman, Irving, 2007].

Powierzchnia modelu

W celu szczegółowego odwzorowania ciała ludzkiego w modelu numerycznym skorzystano z możliwości skaningu laserowego oferowanego przez firmę Plowman Craven 3D (Anglia). Zdjęcia (skany) zostały wykonane skanerem laserowym Leica HDS3000 360°, a następnie przeniesione do formatu obsługiwanego przez program Gambit. Obiektem był dorosły mężczyzna o wzroście 1,85 m i masie ciała 82 kg ($A_D = 2,05 \text{ m}^2$). Cała powierzchnia skanu została podzielona na 3068 płaszczyzn (o wartości powierzchni od 0,000011 do 0,002725 m^2) w celu jak najdokładniejszego odzwierciedlenia ciała ludzkiego. Skan został wprowadzony do programu Gambit, w którym dokonano wygładzenia i poprawienia geometrii, a także przygotowania powierzchni do tworzenia siatki (rys. 6.1.1). Następnie model został podzielony na segmenty zgodnie ze schematem przedstawionym na rys. 4.2. Powierzchnie zewnętrzne poszczególnych segmentów zostały przedstawione w tabeli 6.1.1.



Rys. 6.1.1. Powierzchnia ciała modelu (widok: przód i tył)

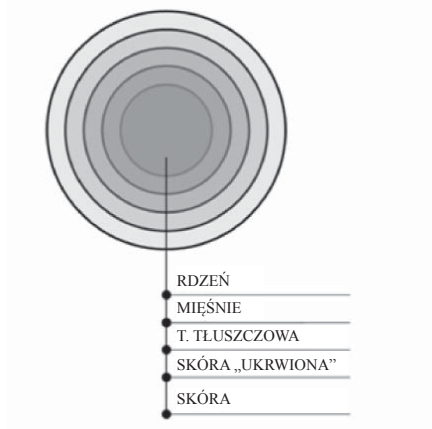
Tabela 6.1.1. Dane dotyczące powierzchni segmentów modelu

Nr segmentu	Nazwa segmentu	Powierzchnia, m ²
1	głowa	0,118
2	szyja	0,028
3	klatka piersiowa	0,103
4	górną część pleców	0,104
5	brzuch	0,056
6	dolną część pleców	0,051
7	biodra	0,326
8A	lewe ramię	0,089
8B	prawe ramię	0,094
9A	lewe przedramię	0,065
9B	prawe przedramię	0,067
10A	lewa dłoń	0,045
10B	prawa dłoń	0,045
11A	lewe udo	0,220
11B	prawe udo	0,224
12A	lewe kolano część przednia	0,032
12B	prawe kolano część przednia	0,034
13A	lewe kolano część tylnia	0,028
13B	prawe kolano część tylnia	0,027
14A	lewa łydka	0,121
14B	prawa łydka	0,124
15A	lewa stopa	0,078
15B	prawa stopa	0,085

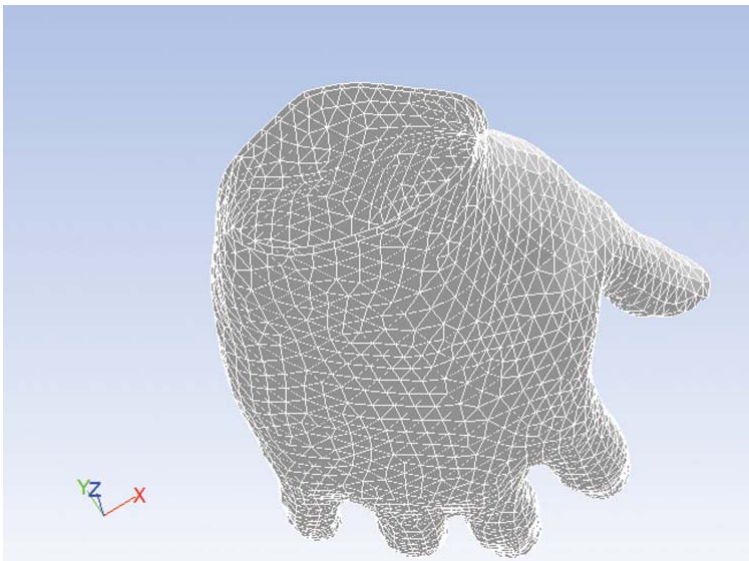
Podział na segmenty i warstwy oraz dyskretyzacja objętości

Podział modelu na warstwy i jednocześnie dyskretyzacja modelu zostały przeprowadzone w programie TGrid przez wpisanie poszczególnych warstw (o odpowiedniej grubości) w objętość modelu. Przyjęto następujące warstwy (rys. 6.1.2): skóra (o grubości 3,75 mm), skóra „ukrwiona” (3,75 mm), tkanka tłuszczowa (7,5 mm), mięśnie (7,5 mm) i rdzeń o objętości wynikającej z wypełnienia kolejnych wewnętrznych objętości modelu warstwami. Rdzeń został potraktowany jako szkielet modelu, a jednocześnie źródło ciepła. Grubość poszczególnych warstw na kończynach została zredukowana – o 25% na kończynach dolnych oraz o 75% na kończynach górnych. Ze względu na budowę dłoni i stóp, w których praktycznie grubość tkanki tłuszczowej równa jest zeru, a grubość mięśni nie przekracza 1 mm – warstwy te zostały pominięte. Jednocześnie w częściach tych występuje znaczna ilość naczyń krwionośnych, tak więc grubość skóry „ukrwionej” została tak przyjęta, jak dla przedramion oraz łydek. Na rysunkach 6.1.3 i 6.1.4 przedstawiono rzuty warstw dla całego modelu oraz dłoni. Ze względu na stopień skomplikowania geometrii poszczególnych warstw wypełniających model, dla każdej zastosowano różny rodzaj wypełniających je siatek (rys. 6.1.5). Podział modelu na segmenty

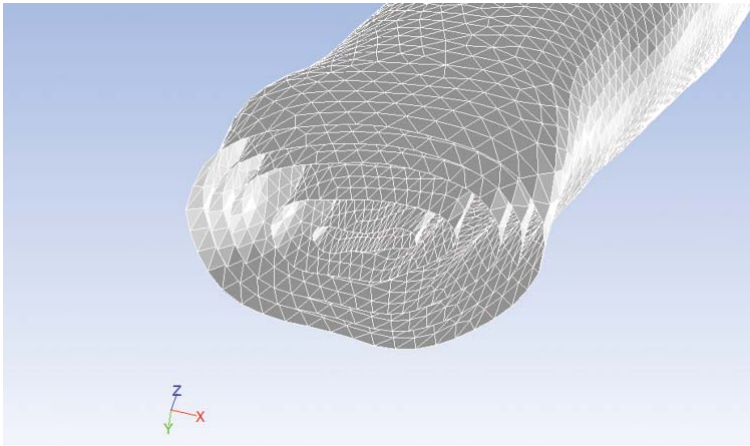
zrealizowano jako podział wyłącznie źródła ciepła (rdzenia), (rys. 6.1.6). Objętość poszczególnych warstw przedstawiono w tabeli 6.1.2. Tak przygotowany model wpisano w pomieszczenie o wymiarach odpowiadających komorze klimatycznej (3,5 x 2,5 x 2,5 m), w której były prowadzone badania z udziałem ochotników, (opisane w rozdziałach 3 – 5) – co przedstawiono na rys. 6.1.7. Analogicznie jak w przypadku działania komory klimatycznej, jedna ze ścian pomieszczenia została przypisana jako wlot powietrza do przestrzeni pomieszczenia. W objętość



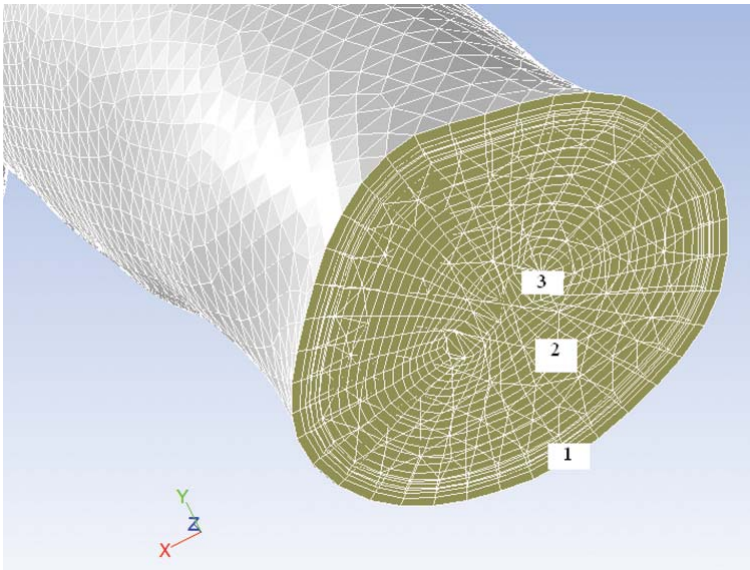
Rys. 6.1.2. Przyjęty schemat podziału modelu na warstwy



Rys. 6.1.3. Dłoń wypełniona 2 warstwami: skóra „ukrwioną” oraz rdzeń

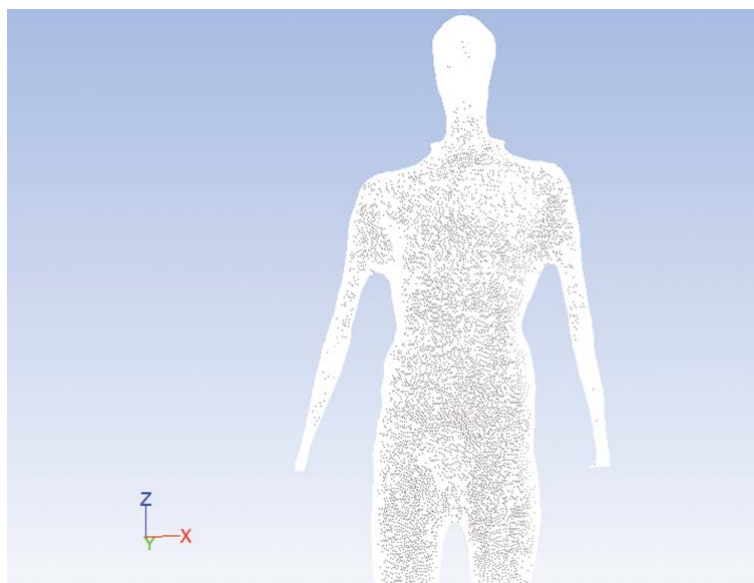


Rys. 6.1.4. Ramię wypełnione 5 warstwami



Rys. 6.1.5. Rodzaje siatek wypełniających poszczególne warstwy: skóra i skóra „ukrwiona” – hexahedra (1), tkanka tłuszczowa i mięśnie – pyramid i prisma (2), rdzeń – tetrahedral (3)

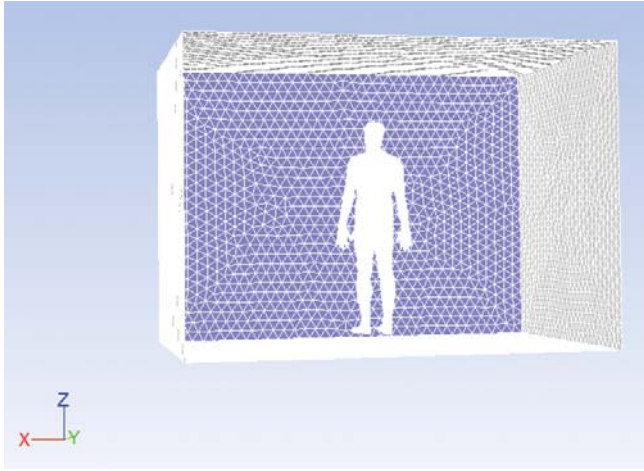
wypełniająca przestrzeń wewnętrzną pomieszczenia (wynoszącą $21,79 \text{ m}^3$) wpisano siatkę o zmiennej liczbie objętości jednostkowych (rys. 6.1.8, 6.1.9) opisanej funkcją liniową. Cała domena uwzględniona w obliczeniach składała się z 6,85 mln komórek. Tak przygotowana siatka objętości została przekonwertowana do wykonywania obliczeń w programie Fluent.



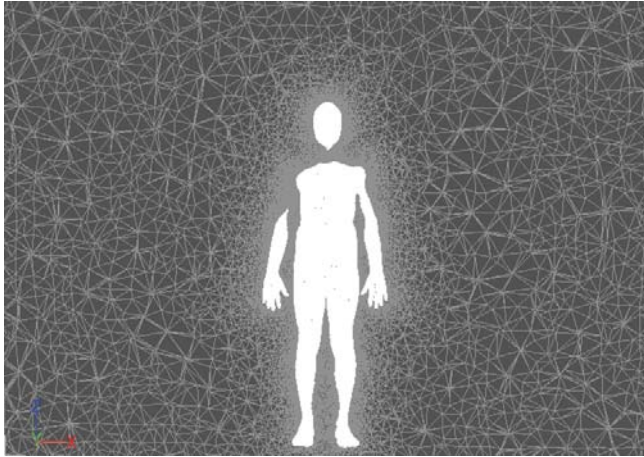
Rys. 6.1.6. Kształt rdzenia górnych segmentów modelu

Tabela 6.1.2. Dane dotyczące powierzchni segmentów modelu

Nr segmentu	Objętość *10 ⁻⁴ m ³				
	rdzeń	mięśnie	tkanka tłuszczowa	skóra „ukrwiona”	skóra
1	20,47	95,05	106,96	57,99	61,04
2	3,31				
4	38,33				
5	20,64				
6	18,80				
7	82,19				
8A	32,80				
8B	34,64				
9A	2,06				
9B	2,31				
10A	3,24				
10B	3,22				
11A	55,47				
11B	56,48				
12A	3,82				
12B	4,20				
13A	3,12				
13B	3,44				
14A	10,66				
14B	11,58				
15A	9,47				
15B	12,25				



Rys. 6.1.7. Model wpisany w pomieszczenie



Rys. 6.1.8. Siatka wypełniająca pomieszczenie (tetrahedral)



Rys. 6.1.9. Zbliżenie siatki w najbliższej odległości od modelu

Właściwości definiowane i parametry początkowe

W programie Fluent definiowano zjawiska i parametry poszczególnych elementów pod kątem obliczeń. We wszystkich segmentach określono właściwości cieplne poszczególnych warstw, tj. współczynnik przewodzenia k oraz ciepło właściwe c [Fiala, 1998]. W segmencie 1 (głowa) nie występują mięśnie, zatem parametry dla mięśni zostały założone jak dla mózgu. Przyjęte wartości przedstawiono w tabeli 6.1.3.

Tabela 6.1.3. Właściwości cieplne poszczególnych warstw

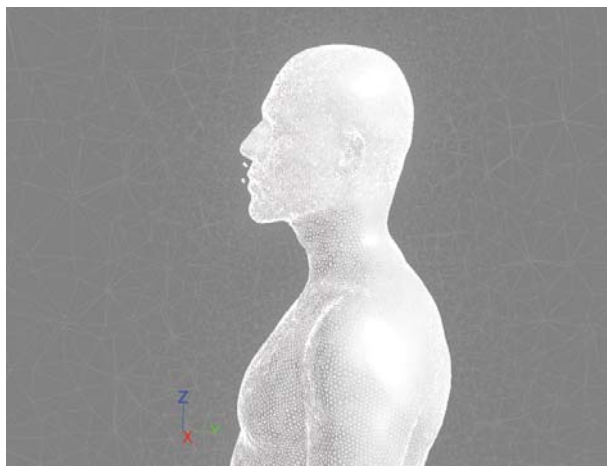
Warstwa	k , W/Mk	c , J/kg K
rdzeń	1,16	1591
mięśnie (segment 1)	0,48	3850
mięśnie (segmenty 2-15B)	0,42	3768
t. tłuszczowa	0,16	2300
skóra 'ukrwiona'	0,47	3680
skóra	0,47	3680

Do analizy cieplnego wpływu modelu na otoczenie zastosowano symulacje 3D, wprowadzono model turbulencji k - ε RLN [Sideroff, Dang, 2005a,b,c], a także uwzględniono siły unoszenia konwekcyjnego, grawitację oraz wymianę ciepła przez promieniowanie z powierzchniami stałymi (model „surface to surface”). Wartość tempa metabolizmu dla poszczególnych segmentów została przyjęta zgodnie z tab. 6.1.4, przy czym podano w niej wartości metabolizmu podstawowego oraz wynikającego z aktywności.

Tabela 6.1.4. Wartości ciepła produkowanego przez poszczególne segmenty w stanie spoczynku

Segment	1	2	3	4	5	6	7	8A	8B	9A	9B	10A
Metabolizm podstawowy, W	12,9	0,5	5	5,3	3	3,3	8,8	3,5	3,5	2,3	2,3	1,7
Aktywność, W	1,7	0,1	0,7	0,7	0,4	0,4	1,1	0,5	0,5	0,3	0,3	0,2
Segment	10B	11A	11B	12A	12B	13A	13B	14A	14B	15A	15B	
Metabolizm podstawowy, W	1,7	5,2	5,2	1,7	1,7	1,7	1,7	4,4	4,4	3,5	3,5	
Aktywność, W	0,2	0,7	0,7	0,2	0,2	0,2	0,2	0,6	0,6	0,5	0,5	

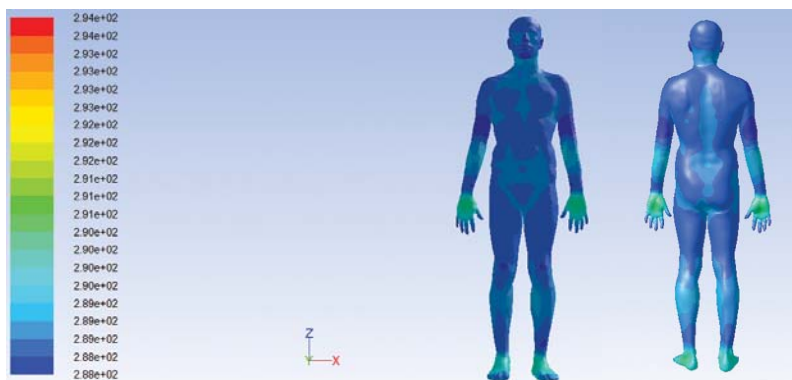
Powierzchnię nozdrzy, ust oraz kąty wypływu powietrza przyjęto zgodnie z wynikami badań przedstawionych w rozdziale 3.2. Otwory wydechowe – otwory napływu powietrza do pomieszczenia wpisano jako dodatkowe nawiewniki w pomieszczeniu, które zlokalizowano w najbliższej możliwej odległości od powierzchni głowy modelu. Ponieważ człowiek w spoczynku wydycha powietrze wyłącznie ustami lub nosem, zmianę miejsca wypływu powietrza uwzględniono w modelu (rys. 6.1.10).



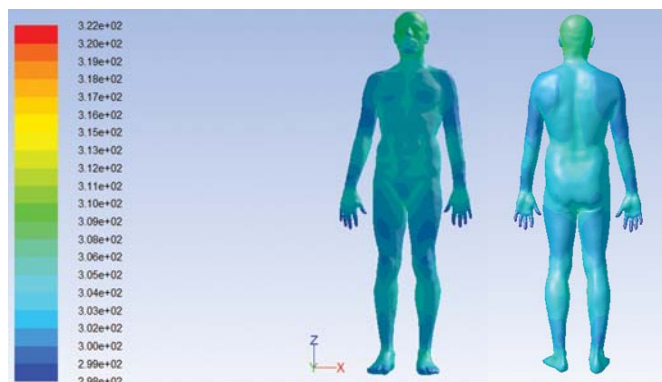
Rys. 6.1.10. Otwory – nawiewniki powietrza do pomieszczenia służące do obliczeń wydychania powietrza

6.2. Weryfikacja rozkładu temperatury na powierzchni modelu

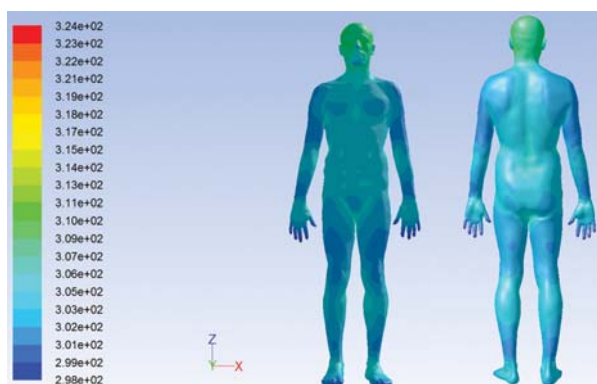
Weryfikacja nagięgo modelu odbywała się na podstawie wyników badań dotyczących rozkładu temperatury na powierzchni skóry człowieka (rozdział 4). Wyniki obliczeń pośrednich prowadzących do zwiększenia stopnia ich przybliżenia do warunków rzeczywistych zamieszczono m.in. w publikacjach [Bogdan, 2010f, 2010b, 2011e, 2011d]. W niniejszej pracy przedstawiono wyniki obliczeń o najwyższym stopniu przybliżenia. Zbieżność uzyskiwano po przeprowadzeniu od 300 do ok. 15 000 iteracji. Na rysunkach 6.2.1 – 6.2.5 przedstawiono rozkład temperatury na powierzchni modelu w 5 zadanych warunkach temperatury otoczenia, natomiast na rys. 6.2.6 – wartości temperatury na powierzchni modelu w 14 punktach pomiarowych, oznaczonych zgodnie z rys. 4.1.



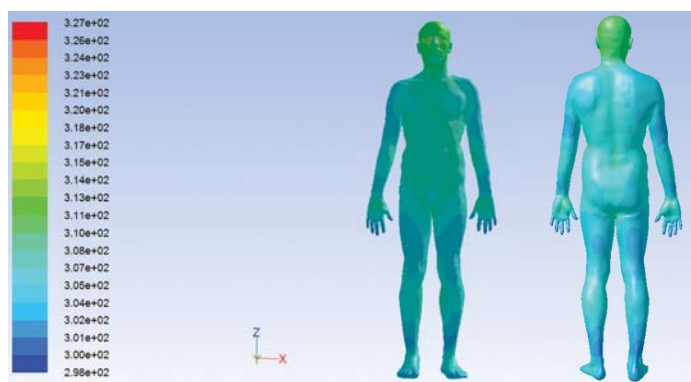
Rys. 6.2.1. Rozkład temperatury na powierzchni modelu przy założeniu temperatury otoczenia równej 15 °C (w legendzie temperatura od 288 do 294 K)



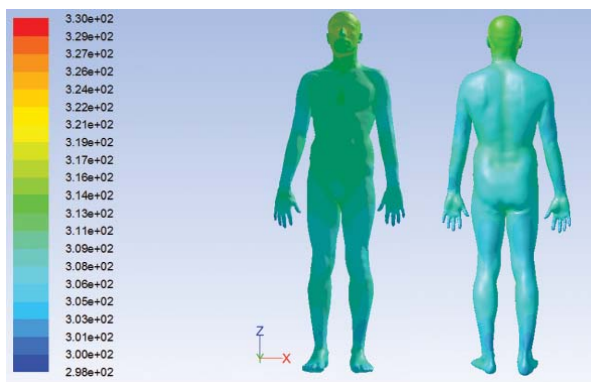
Rys. 6.2.2. Rozkład temperatury na powierzchni modelu przy założeniu temperatury otoczenia równej 20 °C (w legendzie temperatura od 298 do 322 K)



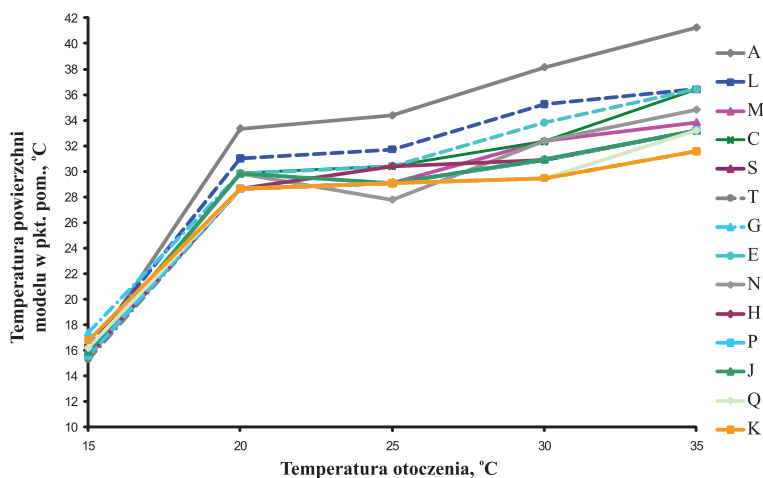
Rys. 6.2.3. Rozkład temperatury na powierzchni modelu przy założeniu temperatury otoczenia równej 25 °C (w legendzie temperatura od 298 do 324 K)



Rys. 6.2.4. Rozkład temperatury na powierzchni modelu przy założeniu temperatury otoczenia równej 30 °C (w legendzie temperatura od 298 do 327 K)



Rys. 6.2.5. Rozkład temperatury na powierzchni modelu przy założeniu temperatury otoczenia równej 35 °C (w legendzie temperatura od 298 do 330 K)



Rys. 6.2.6. Wartości temperatury na powierzchni modelu w poszczególnych punktach pomiarowych w 5 warunkach temperatury otoczenia

W temperaturze otoczenia równej 15 °C najmniejsze wartości temperatury na powierzchni modelu ($15,5 \text{ °C} \pm 0,5 \text{ K}$) zanotowano w następujących punktach pomiarowych: A, M, C, S, T, E, N, H, P oraz J, a zatem na głowie, tułowiu, ramionach i udach. W pozostałych punktach pomiarowych, tj. na karku, dłoni, łydkach i stopach, zaobserwowano temperaturę wyższą nawet o 2 K. Wyniki te są niezgodne z fizjologicznym rozkładem temperatury skóry człowieka, w którym temperatura na powierzchni dłoni i stóp jest najniższa. Zjawisko to mogło być spowodowane nieuwzględnieniem drżenia, a zatem dodatkowej produkcji ciepła w mięśniach, która była zaobserwowana podczas badań z udziałem ochotników. Można więc przypuszczać, iż w temperaturze otoczenia równej 15 °C powinno się wprowadzić

dotatkową wartość metabolizmu m_{sh} , zgodnie z równaniem 2.1.1, a także zmienić parametry cieplne skóry, co wynika ze zężenia naczyń krwionośnych występującego w rzeczywistości w chłodnym środowisku. Przyjęta metoda obliczania ilości dodatkowego ciepła metabolicznego wynikającego z drżenia została przedstawiona w dalszej części rozdziału.

W temperaturze otoczenia równej 20 °C najmniejsze wartości temperatury na powierzchni (28,6 °C ± 0,5 K) zaobserwowano w następujących punktach pomiarowych: M, S, T, H, P, Q, K, zatem na górnej części pleców, ramionach, udach, łydkach i stopach. Większe wartości temperatury (29,8 °C ± 0,2 K) zanotowano w punktach: C, G, E, N, J, tj. na górnej i dolnej części klatki piersiowej, dolnej części pleców oraz dłoni. Największe wartości temperatury wystąpiły na głowie (33,3 °C) oraz karku (31,0 °C). Przedstawiony rozkład można uznać za zgodny z fizjologicznym rozkładem temperatury skóry człowieka.

W temperaturze otoczenia równej 25 °C najmniejsza wartość temperatury na powierzchni wystąpiła w punkcie N (27,8 °C), natomiast większe wartości temperatury (29,1 °C ± 0,3 K) zaobserwowano w następujących punktach pomiarowych: M, S, T, G, P, J, Q, K, tj. na górnej części pleców, kończynach górnych i dolnych. Na tułowiu temperatura na powierzchni wynosiła 30,4 °C ± 0,1 K, na karku – 31,7 °C oraz na głowie – 34,5 °C. Rozkład temperatury można również w tym przypadku uznać za zgodny z fizjologicznym rozkładem temperatury skóry człowieka.

W temperaturze otoczenia równej 30 °C najmniejsza wartość temperatury na powierzchni (29,5 °C ± 0,3 K) wystąpiła w punktach: T, Q, K, tj. na ramionach, tylniej części łydki i stopach. Większe wartości (30,9 °C ± 0,2 K) zaobserwowano w punktach: S, G, H, P, J, czyli na przedramionach, dłoniach, udach i przedniej stronie łydki. Największe wartości określono w punktach: M, C, N – 32,6 °C ± 0,1 K, E (brzuch) – 33,8 °C, L (kark) – 35,25 °C oraz na głowie – 38,14 °C. Ponownie i w tym przypadku rozkład temperatury można uznać za zgodny z fizjologicznym rozkładem temperatury skóry człowieka, jednakże temperatura na powierzchni głowy jest zbyt wysoka w stosunku do temperatury skóry głowy człowieka.

W temperaturze otoczenia równej 35 °C najmniejsza wartość temperatury na powierzchni skóry (31,6 °C ± 0,5 K) wystąpiła w punktach T oraz K (ramię oraz stopa). Wartość większą o ok. 2 K zaobserwowano w punktach: M, S, G, H, P, J i Q, czyli na górnej części pleców, przedramieniu, dłoni i kończynach dolnych. Największe wartości temperatury na powierzchni obserwowano na dolnej części pleców (34,8 °C), klatce piersiowej (36,4 °C), karku (36,4 °C) oraz głowie (41,2 °C). Rozkład ten można przyjąć jako zgodny z fizjologicznym, jednakże ponownie temperatura na powierzchni głowy była zbyt wysoka.

Poniżej przedstawiono zmiany w działaniu modelu przyjęte w celu uzyskania większej dokładności odwzorowania fizjologicznego rozkładu temperatury skóry człowieka.

W temperaturze otoczenia równej 15 °C niedokładność w rozkładzie temperatury na powierzchni modelu w stosunku do wyników badań z udziałem ochotników wynikała z uruchomienia procesów termoregulacyjnych u ludzi, które powodowały zatrzymanie ciepła w organizmie, tj. skurczu naczyń krwionośnych wpływającego m.in. na zmianę parametrów cieplnych skóry, a także dodatkowej produkcji ciepła wynikającej z drżenia mięśni.

Zmiana parametrów cieplnych skóry spowodowana zmniejszeniem podskórnego przepływu krwi została wprowadzona w modelu jako zmniejszenie współczynnika przewodzenia ciepła dla warstwy skóra „ukrwiona”. Nowo przyjętą wartość określono na podstawie równań i danych tabelarycznych opracowanych przez Fiala [Fiala, 1998].

Równanie określające ilość ciepła produkowanego w wyniku drżenia mięśni sformułowano na podstawie równania dla współczynników regresji opracowanych przez Fiala [Fiala, 1998]:

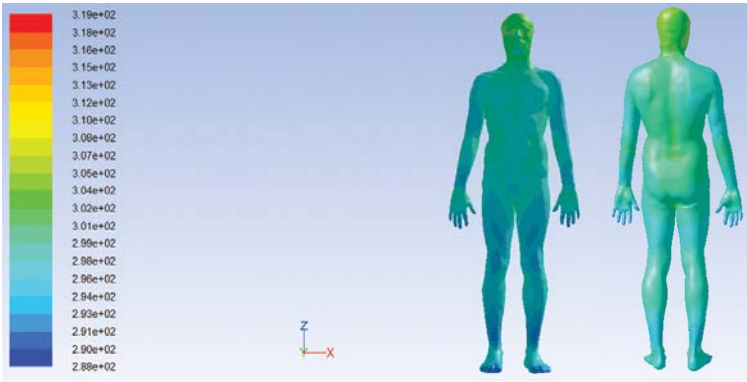
$$m_{sh} = a_{sh,i} \frac{sh}{V_i} \quad (6.2.1)$$

$$sh = 10[\tanh(0,51 \Delta t_{sk} + 4,19) - 1] \Delta t_{sk} - 27,5 \Delta t_c - 28,2 + 1,9 \Delta t_{sk} \frac{d \Delta t_{sk}}{d\tau} \quad (6.2.2)$$

gdzie:

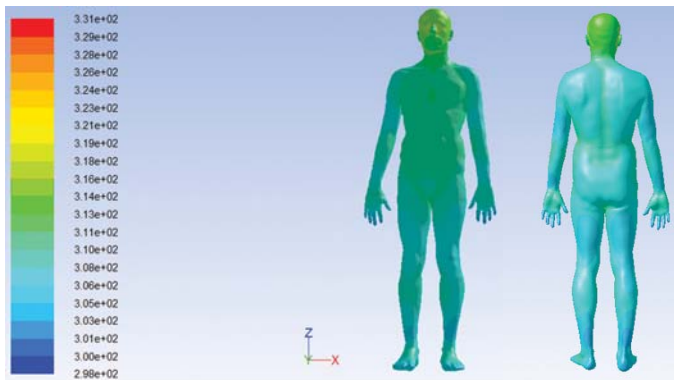
- m_{sh} ilość ciepła w organizmie wynikająca z drżenia mięśni, W
- $a_{sh,i}$ współczynnik rozkładu drżenia w organizmie, bezwymiarowy
- sh drżenie mięśni, W
- V_i objętość i -tego segmentu modelu, m³
- Δt_{sk} zmiana temperatury skóry, K
- Δt_c zmiana temperatury wewnętrznej, K.

Jednocześnie przyjęto maksymalną ilość ciepła, jaka może być wytworzona wskutek drżenia mięśniowego wynoszącą 380 W [Hayward i in., 1997; Hardy, 1978; Fiala, 1998]. Na tej podstawie określono ilości ciepła dodatkowego dla poszczególnych segmentów, które zostały uwzględnione w dodatkowych obliczeniach przeprowadzonych z modelem w temperaturze otoczenia równej 15 °C. Wyniki obliczeń przeprowadzonych dla zmienionej wartości metabolizmu przedstawiono na rys. 6.2.7.



Rys. 6.2.7. Rozkład temperatury na powierzchni poprawionego modelu, przy założeniu temperatury otoczenia równej 15 °C (w legendzie temperatura od 288 do 319 K)

Występująca w temperaturze otoczenia równej 35 °C zbyt wysoka wartość temperatury głowy mogła być spowodowana brakiem zaimplementowanego procesu pocenia, jednakże ze względu na dużą dokładność odwzorowania temperatury skóry w pozostałych punktach nie wprowadzono żadnych zmian w konstrukcji i funkcjonowaniu modelu, założono natomiast ograniczenie wzrostu temperatury powierzchni głowy do 40 °C. Wyniki poprawionych symulacji przedstawiono na rys. 6.2.8.

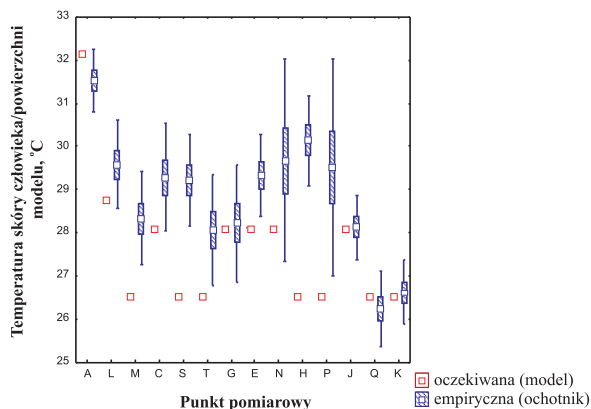


Rys. 6.2.8. Rozkład temperatury na powierzchni poprawionego modelu przy założeniu temperatury otoczenia równej 35 °C (w legendzie temperatura od 298 do 331 K)

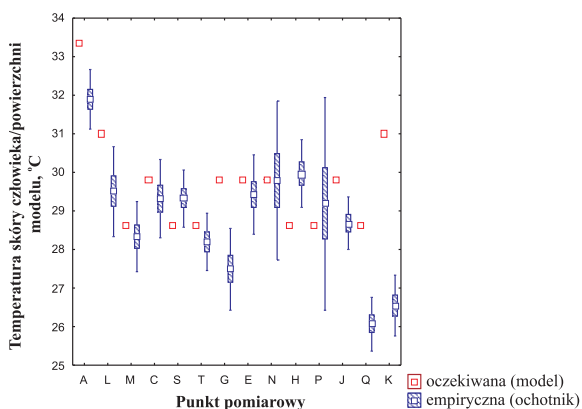
Przedstawione powyżej zmiany wprowadzono w modelu znajdującym się w temperaturze otoczenia równej 15 i 35 °C. Wyniki ponownie przeliczonych wariantów zestawiono z wynikami badań przeprowadzonych z udziałem ochotników, następnie przeprowadzono analizę statystyczną mającą na celu ich porównanie pod względem zgodności. W analizie statystycznej przyjęto założenie, że zmienne nie mają rozkładu normalnego (nie zawsze cechowały się rozkładem normalnym)

oraz potraktowano je jako zmienne ilościowe zależne (wartości temperatury). W celu porównania tych wartości zastosowano test kolejności par Wilcozona przyjmując następujące hipotezy: H_0 – brak istotnie statystycznych różnic między wartościami uzyskanymi w badaniach z udziałem ochotników a wartościami obliczonymi za pomocą modelu, H_1 – są istotnie statystyczne różnice między tymi wartościami. W wyniku analizy stwierdzono, iż w niektórych przypadkach nie istnieją statystycznie istotne różnice między wartościami uzyskanymi podczas badań z udziałem ochotników oraz wygenerowanych za pomocą modelu ($p < 0,01$).

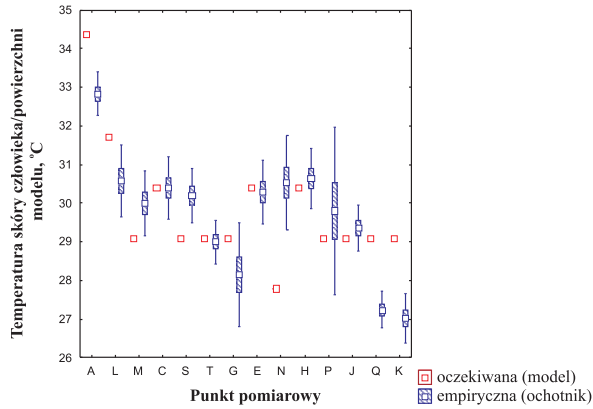
Na rysunkach 6.2.9 – 6.2.13 zamieszczano średnie wartości temperatury skóry ochotników (wraz z błędem standardowym i przedziałem ufności wynoszącym



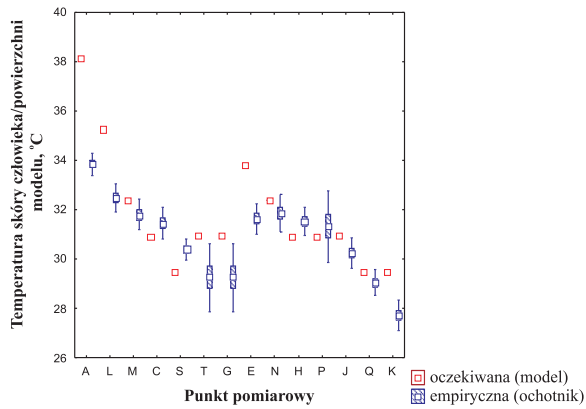
Rys. 6.2.9. Porównanie wartości temperatury na powierzchni modelu do temperatury skóry ochotników w poszczególnych punktach pomiarowych wraz z odchyleniem standardowym, dla temperatury otoczenia równej 15 °C



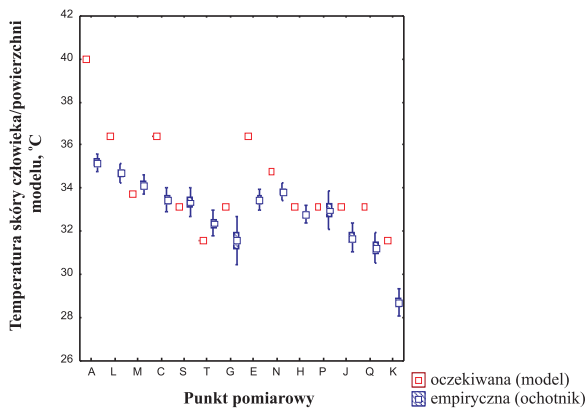
Rys. 6.2.10. Porównanie wartości temperatury na powierzchni modelu do temperatury skóry ochotników w poszczególnych punktach pomiarowych, dla temperatury otoczenia równej 20 °C



Rys. 6.2.11. Porównanie wartości temperatury na powierzchni modelu do temperatury skóry ochotników w poszczególnych punktach pomiarowych, dla temperatury otoczenia równej 25 °C



Rys. 6.2.12. Porównanie wartości temperatury na powierzchni modelu do temperatury skóry ochotników w poszczególnych punktach pomiarowych, dla temperatury otoczenia równej 30 °C



Rys. 6.2.13. Porównanie wartości temperatury na powierzchni modelu do temperatury skóry ochotników w poszczególnych punktach pomiarowych, dla temperatury otoczenia równej 35 °C

99%) oraz temperaturę uzyskaną na powierzchni modelu. W tabeli 6.2.1 przedstawiono punkty, w których występuje niezgodność statystyczna między wynikami uzyskanymi za pomocą modelu a wynikami badań z udziałem ochotników – kolorem zielonym zaznaczono brak statystycznie istotnych różnic, kolorem niebieskim – różnice w granicach 0÷2%, kolorem żółtym – różnice 2÷5%.

Tabela 6.2.1. Statystyczne różnice między wynikami uzyskanymi z modelem a wynikami badań z udziałem ochotników (* – istotne statystycznie różnice, $p < 0,01$; + – zgodność; kolor zielony – brak statystycznie istotnych różnic, niebieski – błąd 0÷2%, żółty – błąd 2÷5%)

Temperatura otoczenia	Punkt pomiarowy													
	A	L	M	C	S	T	G	E	N	H	P	J	Q	K
15 °C	*	*	*	*	*	*	+	*	+	*	*	+	+	+
20 °C	*	*	+	+	+	+	*	+	+	*	+	*	*	*
25 °C	*	*	+	+	*	+	+	+	*	+	+	+	*	*
30 °C	*	*	+	+	*	*	*	*	+	+	+	*	+	*
35 °C	*	*	+	*	+	*	*	*	*	+	+	*	*	*

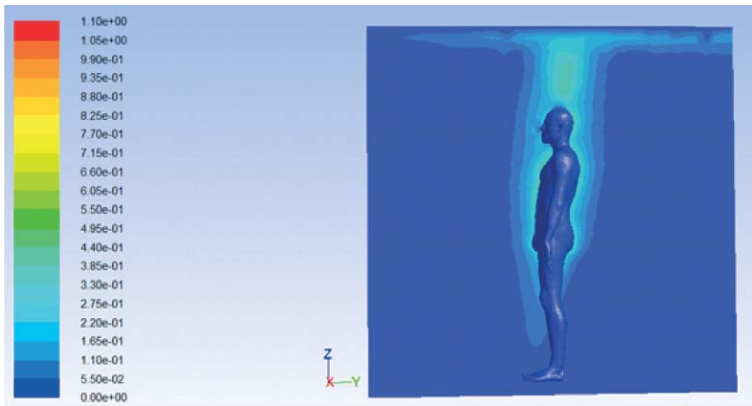
Na podstawie przeprowadzonej analizy statystycznej można wnioskować, iż najlepsza zgodność między wynikami obliczeń z modelem a wynikami badań z udziałem ochotników została uzyskana w temperaturze otoczenia równej 15, 20, 25 i 30 °C. W tych wartościach temperatury otoczenia uzyskano zgodność statystyczną w 6 – 9 punktach pomiarowych, jednocześnie w pozostałych punktach niezgodność wynosiła poniżej 5%. W temperaturze otoczenia równej 15 °C uzyskano brak istotnych statystycznie różnic w 9 punktach pomiarowych, jednocześnie występujący w pozostałych przypadkach błąd był mniejszy niż 5%. W temperaturze otoczenia równej 35 °C brak statystycznie istotnych różnic zaobserwowano w 4 punktach pomiarowych, natomiast w pozostałych punktach niezgodność wynosiła poniżej 5%.

Na tej podstawie stwierdzono, iż model jest dostosowany do prognozowania rozkładu temperatury skóry człowieka, jaka występuje w zadanych warunkach otaczającego środowiska.

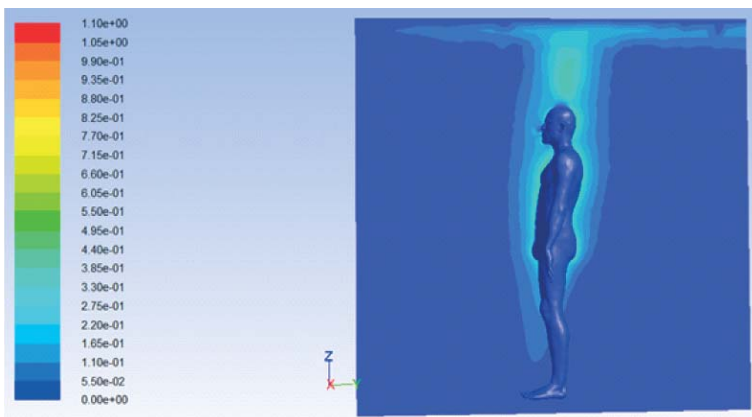
6.3. Implementacja i weryfikacja procesu wydychania powietrza

W rozdziale 6.1 przedstawiono metodę wprowadzenia otworów wydechowych (nozdrza i usta) w domenę otaczającą model. Czas trwania wydechu przyjęto zgodnie z rys. 3.2.13, natomiast prędkość wypływającego powietrza z ust podczas spoczynku – 1,75 m/s, z nozdrzy – 1,1 m/s. Wartość temperatury wydychanego powietrza zależała od przyjętej podczas symulacji temperatury otoczenia, zgodnie z równaniem 3.2.3.

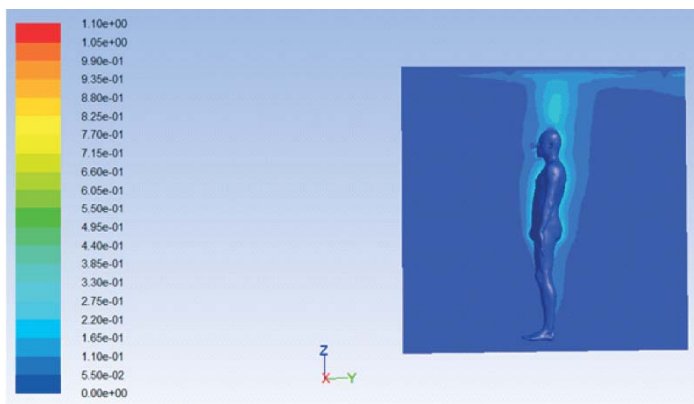
Weryfikacja procesu wydychania odbywała się dla nagiego modelu na podstawie danych przedstawionych w podrozdziale 3.2. Wyniki obliczeń pośrednich prowadzących do zwiększenia stopnia przybliżenia obliczeń do warunków rzeczywistych zamieszczono m.in. w publikacji [Bogdan, 2011b]. W niniejszej pracy przedstawiono wyniki o najwyższym stopniu przybliżenia. Zbieżność uzyskiwana była po przeprowadzeniu ok. 15 000 iteracji. Na rysunkach 6.3.1 – 6.3.5 przedstawiono rozkład prędkości w strefie wydychania nosem w 5 zadanych warunkach temperatury otoczenia, natomiast na rys. 6.3.6 – wartości prędkości powietrza w 6 punktach pomiarowych, oznaczonych zgodnie z rys. 3.2.8.



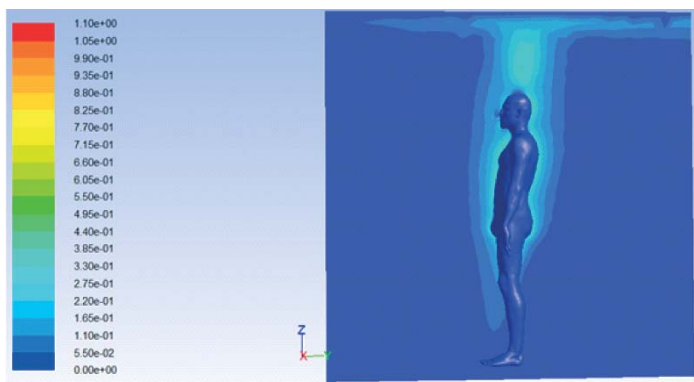
Rys. 6.3.1. Rozkład prędkości powietrza w otoczeniu modelu przy założeniu temperatury otoczenia równej 15 °C (wydychanie nosem; w legendzie prędkość od 0 do 1,1 m/s)



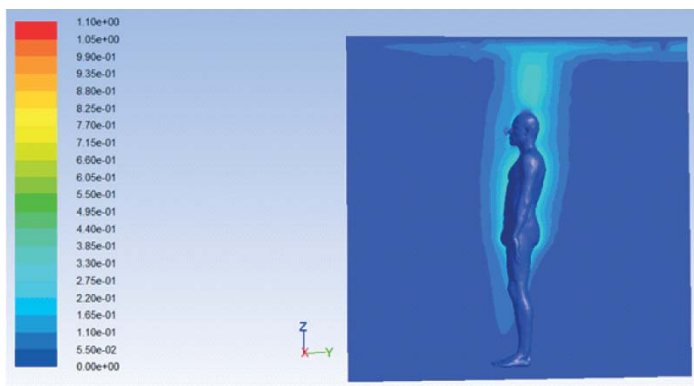
Rys. 6.3.2. Rozkład prędkości powietrza w otoczeniu modelu przy założeniu temperatury otoczenia równej 20 °C (wydychanie nosem; w legendzie prędkość od 0 do 1,1 m/s)



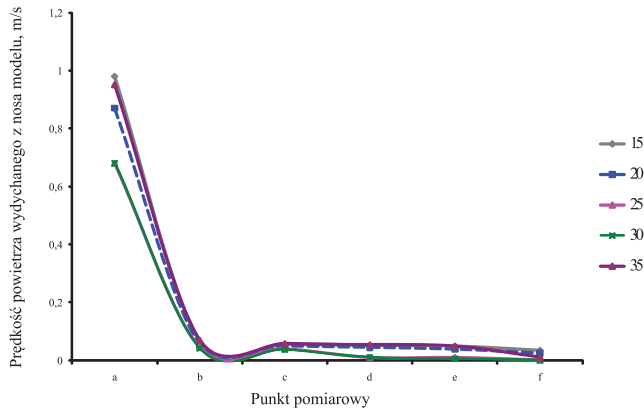
Rys. 6.3.3. Rozkład prędkości powietrza w otoczeniu modelu przy założeniu temperatury otoczenia równej 25 °C (wydychanie nosem; w legendzie prędkość od 0 do 1,1 m/s)



Rys. 6.3.4. Rozkład prędkości powietrza w otoczeniu modelu przy założeniu temperatury otoczenia równej 30 °C (wydychanie nosem; w legendzie prędkość od 0 do 1,1 m/s)

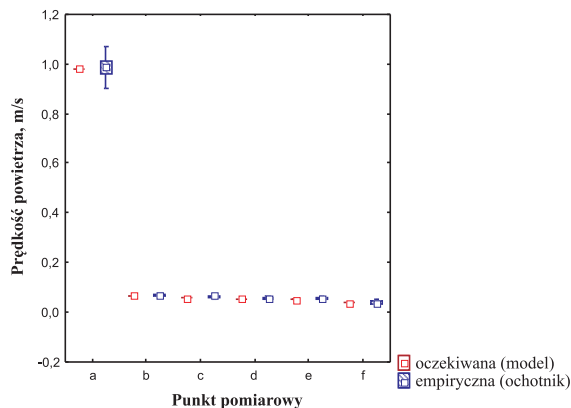


Rys. 6.3.5. Rozkład prędkości powietrza w otoczeniu modelu przy założeniu temperatury otoczenia równej 35 °C (wydychanie nosem; w legendzie prędkość od 0 do 1,1 m/s)

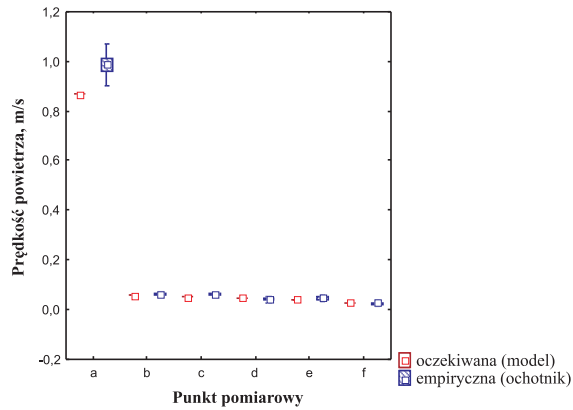


Rys. 6.3.6. Wartości prędkości osiowej powietrza wydychanego nosem w zadanej temperaturze otoczenia, w poszczególnych punktach pomiarowych

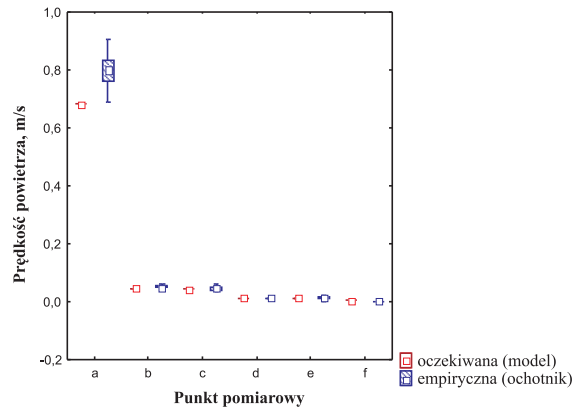
Strumień powietrza wydychanego przez model miał charakter zbliżony do strumienia powietrza wydychanego przez ludzi, tj. w odległości 5 cm od powierzchni wypływu powietrza jego prędkość osiągała wartość maksymalną od 0,68 do 0,98 m/s w zależności od warunków otoczenia. W dalszej odległości następował gwałtowny spadek prędkości i niezależnie od temperatury powietrza otoczenia wartość ta zawierała się w zakresie 0 – 0,06 m/s. Analiza statystyczna została przeprowadzona analogicznie jak w rozdziale 6.2. W wyniku analizy rozkładu różnic zmiennych stwierdzono, iż w niektórych miejscach nie jest to rozkład normalny. W takich przypadkach, w celu sprawdzenia istotności różnic między zmiennymi, zastosowano test kolejności par Wilcozona ($p < 0,01$) oznaczony w tabl. 6.3.1 czcionką niebieską. W pozostałych sytuacjach zastosowano test t -Studenta ($p < 0,01$). Na wykresach 6.3.7 – 6.3.11 przedstawiono średnie wartości prędkości



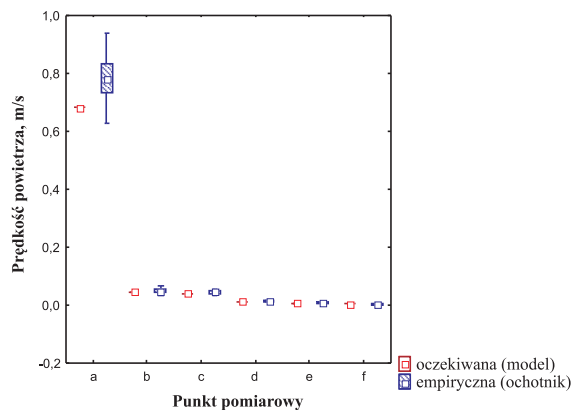
Rys. 6.3.7. Porównanie wartości prędkości powietrza w osi strumienia wydychanego przez model i ochotników w poszczególnych punktach pomiarowych, dla temperatury otoczenia równej 15 °C



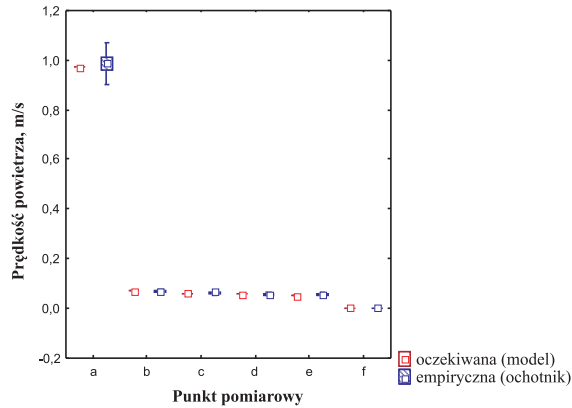
Rys. 6.3.8. Porównanie wartości prędkości powietrza w osi strumienia wydychanego przez model i ochotników w poszczególnych punktach pomiarowych, dla temperatury otoczenia równej 20 °C



Rys. 6.3.9. Porównanie wartości prędkości powietrza w osi strumienia wydychanego przez model i ochotników w poszczególnych punktach pomiarowych, dla temperatury otoczenia równej 25 °C



Rys. 6.3.10. Porównanie wartości prędkości powietrza w osi strumienia wydychanego przez model i ochotników w poszczególnych punktach pomiarowych, dla temperatury otoczenia równej 30 °C



Rys. 6.3.11. Porównanie wartości prędkości powietrza w osi strumienia wydychanego przez model i ochotników w poszczególnych punktach pomiarowych, dla temperatury otoczenia równej 35 °C

powietrza wydychanego przez ochotników (wraz z błędem standardowym i przedziałem ufności 99%) oraz wartości uzyskane dla modelu, natomiast w tabeli 6.3.1 przedstawiono punkty, w których występuje zgodność/niezgodność statystyczna między wynikami uzyskanymi za pomocą modelu a wynikami badań z udziałem ochotników.

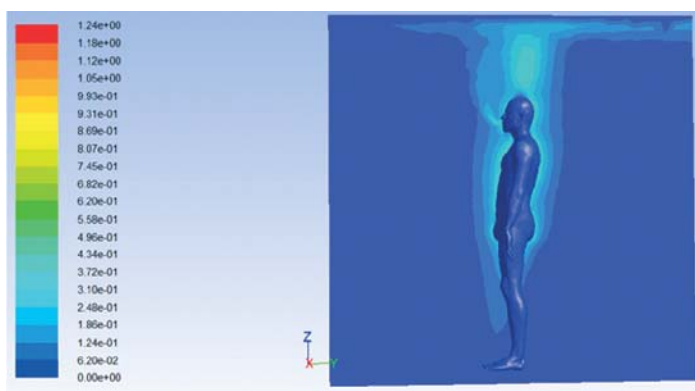
Tabela 6.3.1. Statystyczne różnice między wynikami uzyskanymi z modelem a wynikami badań z udziałem ochotników (* – istotne statystycznie różnice, $p < 0,01$; + – zgodność; kolor zielony błąd 0÷5%; niebieski – 5÷10%; żółty – 10÷15%)

Temperatura otoczenia	Punkt pomiarowy					
	b	c	d	e	f	g
15 °C	+	+	+	+	+	+
20 °C	*	+	*	+	+	+
25 °C	*	+	+	+	+	*
30 °C	+	+	+	+	+	+
35 °C	+	+	+	+	+	*

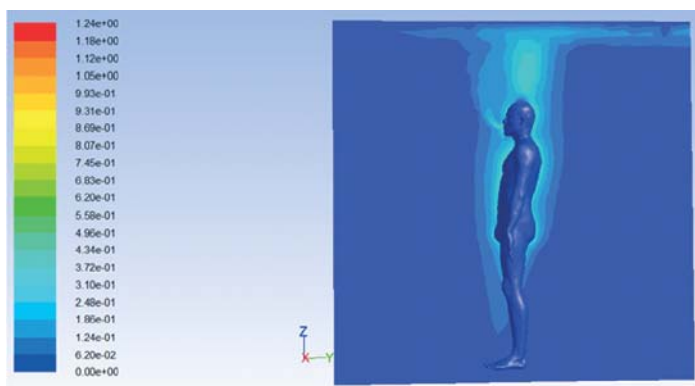
Na podstawie przeprowadzonej analizy statystycznej można wnioskować, iż w większości przypadków wystąpił brak statystycznie istotnych różnic między wynikami uzyskanymi z modelem i z udziałem ochotników. Najlepsza zgodność statystyczna, we wszystkich punktach pomiarowych, została uzyskana w temperaturze otoczenia równej 15 i 30 °C. W pozostałych przypadkach niezgodność statystyczna występowała w jednym lub dwóch punktach. Jednocześnie występujący błąd między wartościami dla modelu i ochotników był we wszystkich przypadkach mniejszy niż 15%.

W dalszej części skupiono się na weryfikacji wartości prędkości powietrza wydychanego ustami, ponownie w 5 wariantach temperatury powietrza w otoczeniu. Analogicznie jak w przypadku weryfikacji procesu wydychania nosem, sprawdzano również wartość prędkości powietrza w osi strumienia w 6 punktach pomiarowych oznaczonych zgodnie z rys. 3.2.8. Na rysunkach 6.3.12 – 6.3.16 przedstawiono rozkład prędkości powietrza wokół modelu, natomiast na rys. 6.3.17 wartości osiowej prędkości powietrza określone dla modelu.

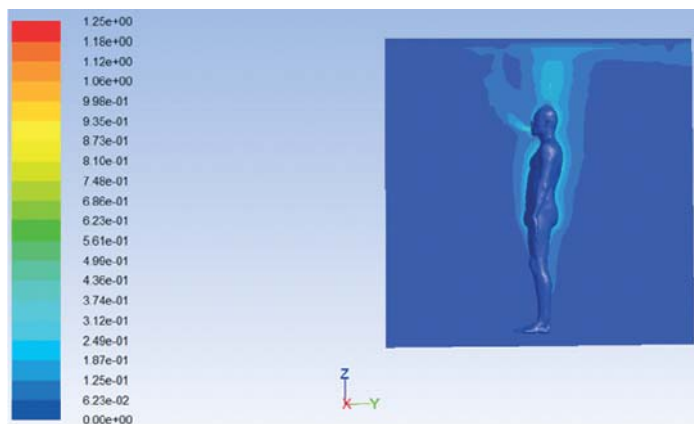
Strumień powietrza wydychanego przez model miał charakter zbliżony do strumienia powietrza wydychanego przez ludzi – zanikał w odległości ok. 25 cm od powierzchni wypływu powietrza. Maksymalna prędkość powietrza została określona tuż przy wypływie z ust i wynosiła od 0,51 do 0,83 m/s w zależności od temperatury otoczenia. Jednocześnie zaobserwowano, iż wraz ze wzrostem



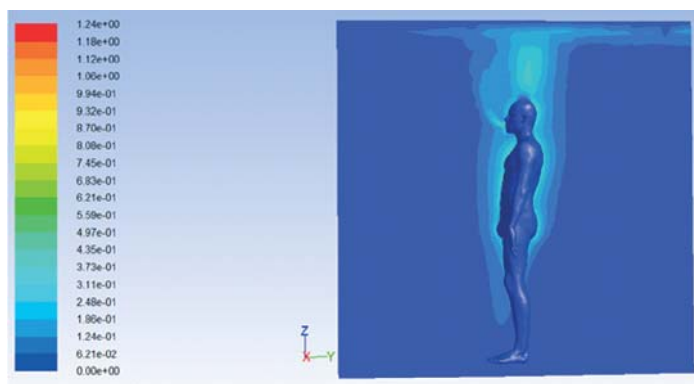
Rys. 6.3.12. Rozkład prędkości powietrza wokół modelu przy założeniu temperatury otoczenia równej 15 °C (wydychanie ustami; w legendzie prędkość od 0 do 1,24 m/s)



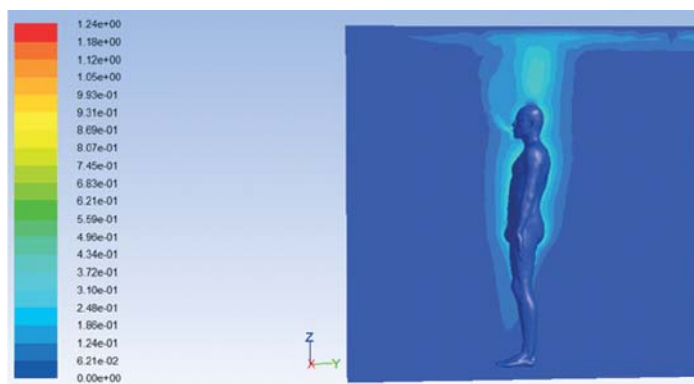
Rys. 6.3.13. Rozkład prędkości powietrza wokół modelu przy założeniu temperatury otoczenia równej 20 °C (wydychanie ustami; w legendzie prędkość od 0 do 1,24 m/s)



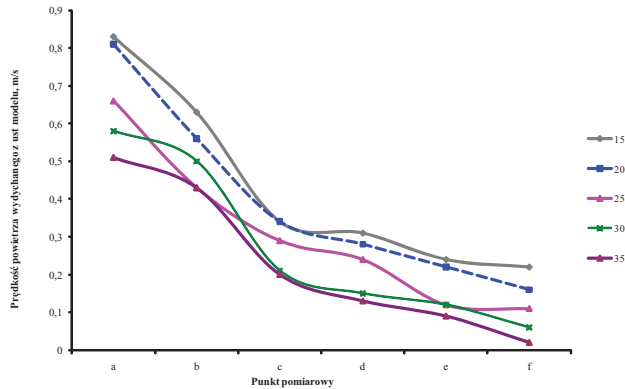
Rys. 6.3.14. Rozkład prędkości powietrza wokół modelu przy założeniu temperatury otoczenia równej 25 °C (wydechanie ustami; w legendzie prędkość od 0 do 1,25 m/s)



Rys. 6.3.15. Rozkład prędkości powietrza wokół modelu przy założeniu temperatury otoczenia równej 30 °C (wydechanie ustami; w legendzie prędkość od 0 do 1,24 m/s)

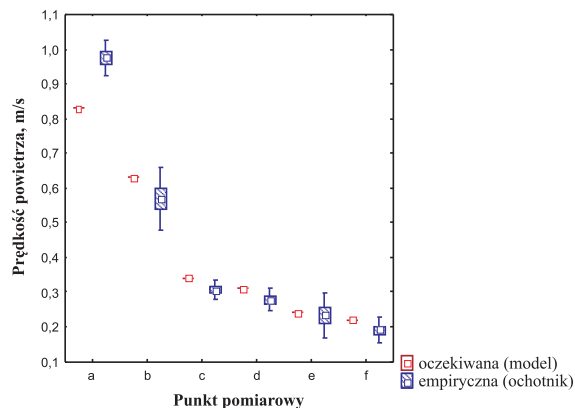


Rys. 6.3.16. Rozkład prędkości powietrza wokół modelu przy założeniu temperatury otoczenia równej 35 °C (wydechanie ustami; w legendzie prędkość od 0 do 1,24 m/s)

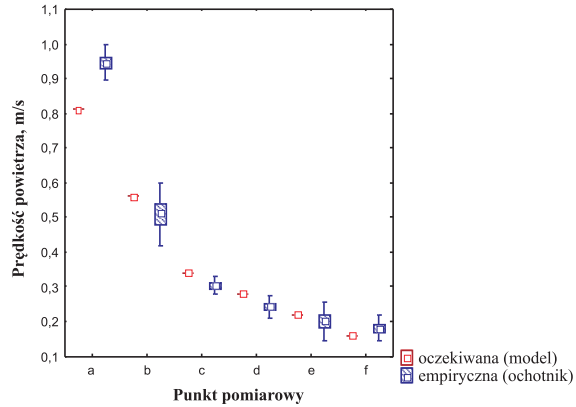


Rys. 6.3.17. Osiowa prędkość powietrza wydychanego ustami w zadanej temperaturze otoczenia

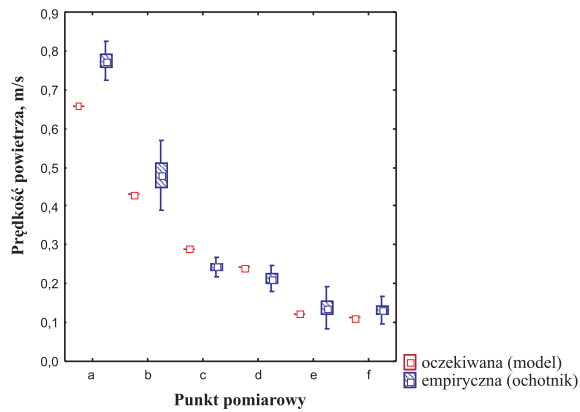
temperatury otoczenia strumień powietrza wydychanego skracał się, a prędkość powietrza w najbliższej odległości od ust malała. Porównując wartości uzyskane z modelem z wartościami określonymi na podstawie badań z ochotnikami zaobserwowano, iż prędkość powietrza wypływającego z ust modelu była we wszystkich punktach mniejsza od wartości zmierzonych u ochotników. W celu sprawdzenia czy różnice te są istotne statystycznie oraz jaki jest błąd przeprowadzono analizę statystyczną analogicznie jak we wcześniej opisanych badaniach. W wyniku analizy rozkładu różnic zmiennych stwierdzono, iż rozkład w punkcie pomiarowym ‘g’ nie jest to rozkład normalny. W tych przypadkach, w celu sprawdzenia istotności różnic między zmiennymi, zastosowano test kolejności par Wilcozona ($p < 0,01$), w pozostałych sytuacjach zastosowano test t -Studenta ($p < 0,01$). Na rysunkach 6.3.18 – 6.3.22 przedstawiono średnie wartości prędkości powietrza wydychanego przez ochotników (wraz z błędem standardowym i przedziałem ufności 99%) oraz



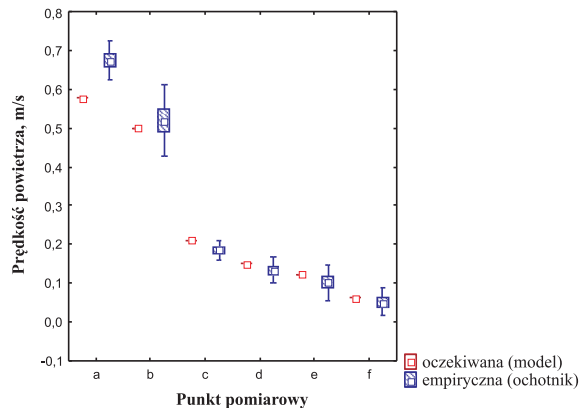
Rys. 6.3.18. Porównanie wartości prędkości powietrza w osi strumienia wydychanego przez model i ochotników w poszczególnych punktach pomiarowych, dla temperatury otoczenia równej 15 °C



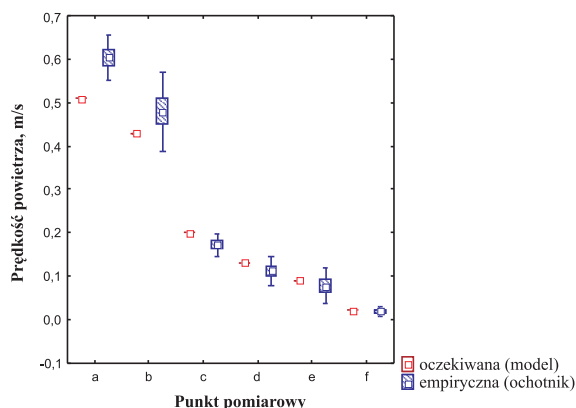
Rys. 6.3.19. Porównanie wartości prędkości powietrza w osi strumienia wydychanego przez model i ochotników w poszczególnych punktach pomiarowych, dla temperatury otoczenia równej 20 °C



Rys. 6.3.20. Porównanie wartości prędkości powietrza w osi strumienia wydychanego przez model i ochotników w poszczególnych punktach pomiarowych, dla temperatury otoczenia równej 25 °C



Rys. 6.3.21. Porównanie wartości prędkości powietrza w osi strumienia wydychanego przez model i ochotników w poszczególnych punktach pomiarowych, dla temperatury otoczenia równej 30 °C



Rys. 6.3.22. Porównanie wartości prędkości powietrza w osi strumienia wydychanego przez model i ochotników w poszczególnych punktach pomiarowych, dla temperatury otoczenia równej 35 °C

wartości uzyskane dla modelu, natomiast w tabeli 6.3.2 przedstawiono punkty, w których występuje zgodność/niezgodność statystyczna między wynikami uzyskanymi z modelem a wynikami badań z udziałem ochotników.

Tabela 6.3.2. Statystyczne różnice między wynikami uzyskanymi z modelem a wynikami badań z udziałem ochotników (* – istotne statystycznie różnice, $p < 0,01$; + – zgodność; kolor zielony błąd 0÷5%; niebieski – 5÷10%; żółty – 10÷15%)

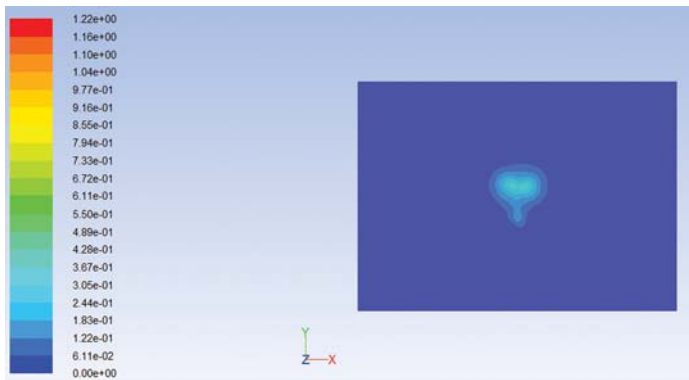
Temperatura otoczenia	Punkt pomiarowy					
	a	b	c	d	e	F
15 °C	*	+	*	+	+	+
20 °C	*	+	*	*	+	+
25 °C	*	+	*	+	+	+
30 °C	*	+	*	+	+	+
35 °C	*	+	*	+	+	+

Na podstawie przeprowadzonej analizy statystycznej można wnioskować, iż w większości przypadków wystąpił brak statystycznie istotnych różnic między wynikami uzyskanymi z modelem a wynikami badań z udziałem ochotników. Istotne statystycznie różnice wystąpiły w najbliższej odległości od modelu – 5 i 15 cm (punkt a i c). Największa zgodność została uzyskana w temperaturze otoczenia równej 25 °C (w 5 punktach nie wystąpiły różnice), w pozostałych przypadkach zgodność statystyczna występowała w 3 lub 4 punktach. Jednocześnie występujący błąd między wartościami uzyskanymi z modelem i z udziałem ochotników był we wszystkich przypadkach mniejszy niż 15%.

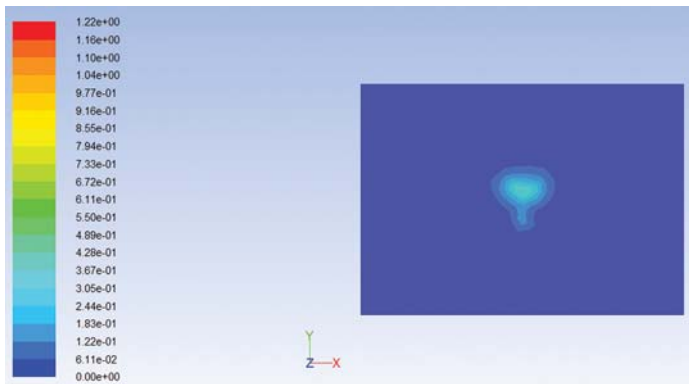
Na podstawie przeprowadzonych obliczeń numerycznych oraz analizy statystycznej otrzymanych wyników stwierdzono, iż model jest dostosowany do symulacji procesu wydychania powietrza występującego w rzeczywistości.

6.4. Weryfikacja oddziaływania modelu na przepływ powietrza w strumieniu konwekcyjnym

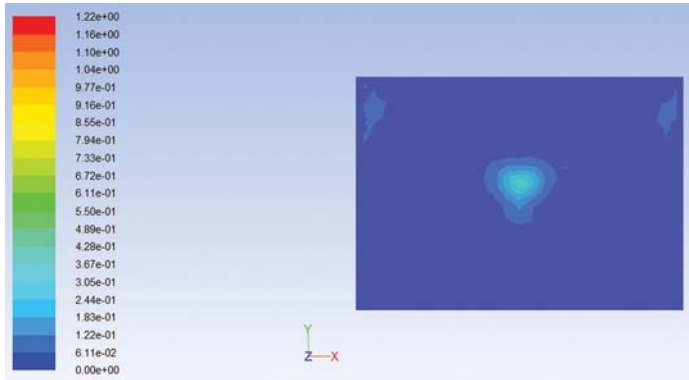
Weryfikacja wartości prędkości powietrza w strumieniu konwekcyjnym generowanym nad modelem była prowadzona na podstawie wartości określonych w rozdziale 3.1. Wyniki obliczeń pośrednich prowadzących do zwiększenia stopnia przybliżenia obliczeń do warunków rzeczywistych zamieszczono m.in. w publikacji [Bogdan, 2011c]. Wyniki badań przeprowadzonych z udziałem ochotników zestawiono z wynikami obliczeń dla nagiego modelu znajdującego się w temperaturze otoczenia równej 25 °C i wydychającego powietrze ustami i nosem. Na rysunkach 6.4.1 – 6.4.4 przedstawiono kontury prędkości powietrza na 4 wysokościach nad głową modelu: 0,1; 0,2; 0,4; 0,7 m oraz kontury prędkości powietrza



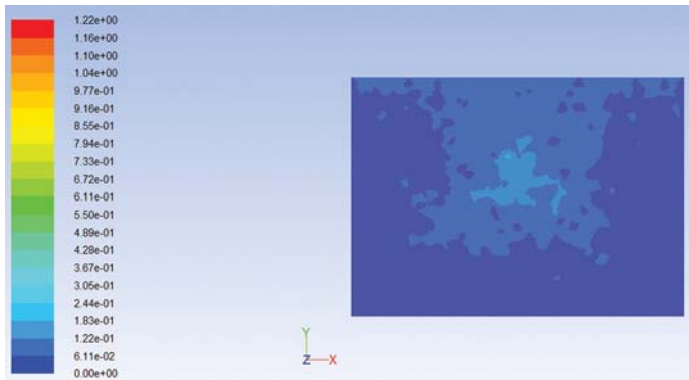
Rys. 6.4.1. Wartości prędkości powietrza na wysokości 0,1 m nad głową modelu (w legendzie prędkość od 0 do 1,22 m/s)



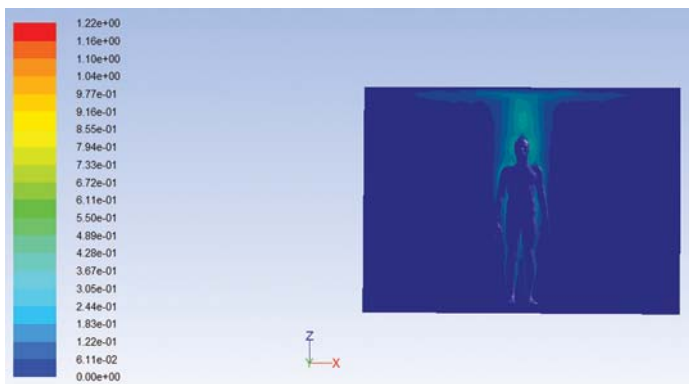
Rys. 6.4.2. Wartości prędkości powietrza na wysokości 0,2 m nad głową modelu (w legendzie prędkość od 0 do 1,22 m/s)



Rys. 6.4.3. Wartości prędkości powietrza na wysokości 0,4 m nad głową modelu (w legendzie prędkość od 0 do 1,22 m/s)

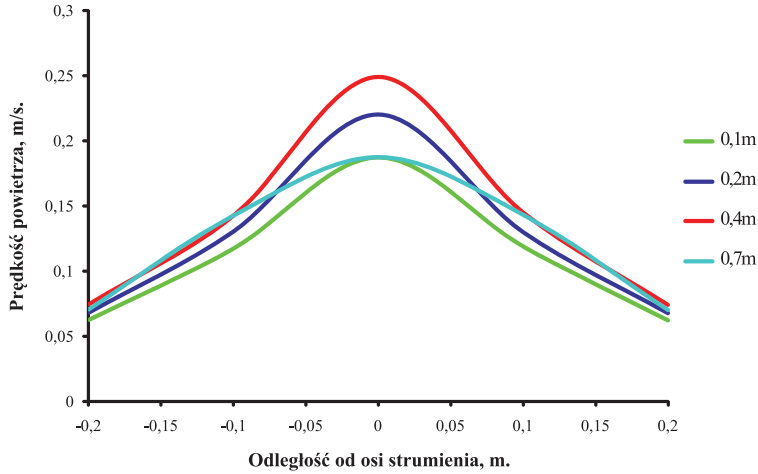


Rys. 6.4.4. Wartości prędkości powietrza na wysokości 0,7 m nad głową modelu (w legendzie prędkość od 0 do 1,22 m/s)



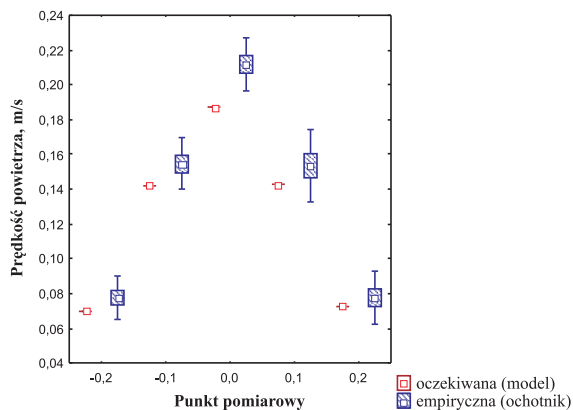
Rys. 6.4.5. Rozkład prędkości powietrza wokół modelu (w legendzie prędkość od 0 do 1,22 m/s)

nad głową i w otoczeniu modelu modelu (rys 6.4.5). Na tej podstawie określono wartości prędkości powietrza w najbliższej odległości od modelu na 4 wysokościach, przedstawione na rys. 6.4.6.

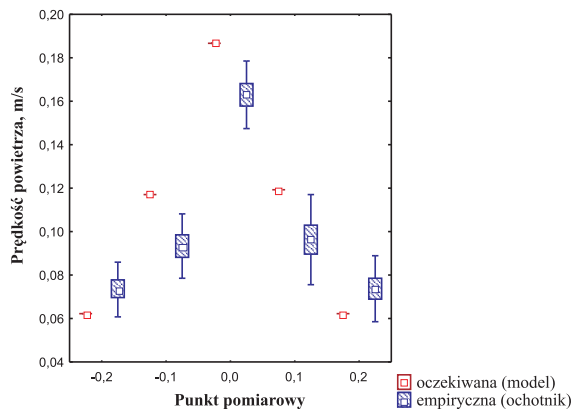


Rys. 6.4.6. Wartości prędkości powietrza w strumieniu konwekcyjnym na 4 wysokościach nad głową modelu

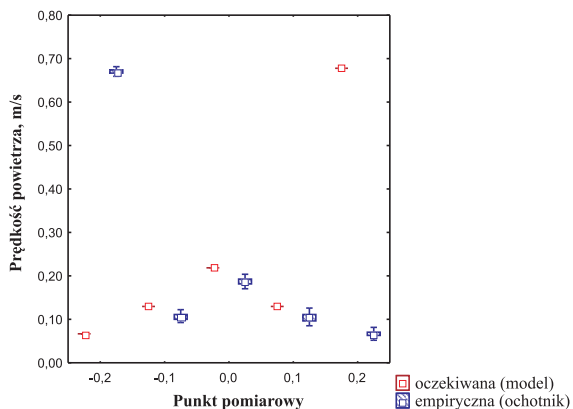
Strumień konwekcyjny generowany nad modelem był symetryczny i miał charakter Gaussowski w przeciwieństwie do strumienia tworzącego się nad ludźmi. Największa wartość prędkości powietrza została zaobserwowana na wysokości 0,4 m nad głową modelu, a najmniejsza na wysokości 0,1 m. Przy wydechu z ust i nosa modelu do wysokości 0,4 m nad głową zaobserwowano drugi strumień konwekcyjny tworzony przez wydychane powietrze. W celu porównania wyników uzyskanych dla modelu i uśrednionych wyników badań z udziałem ochotników przeprowadzono analizę statystyczną, w sposób analogiczny jak w poprzednich rozdziałach. W wyniku analizy rozkładu różnic zmiennych stwierdzono, iż rozkład w punkcie pomiarowym „0,1 m” nie jest to rozkład normalny. W tych przypadkach, w celu sprawdzenia istotności różnic między zmiennymi, zastosowano test kolejności par Wilcozona ($p < 0,01$). W pozostałych sytuacjach zastosowano test t -Studenta ($p < 0,01$). Na rysunkach 6.4.7 – 6.4.10 przedstawiono średnie wartości prędkości powietrza w strumieniu konwekcyjnym tworzącym się nad głowami ochotników (wraz z błędem standardowym i przedziałem ufności wynoszącym 99%) oraz wartości uzyskane dla modelu, natomiast w tabeli 6.4.1 przedstawiono punkty, w których występuje zgodność/niezgodność statystyczna między wynikami uzyskanymi za pomocą modelu a wynikami badań z udziałem ochotników.



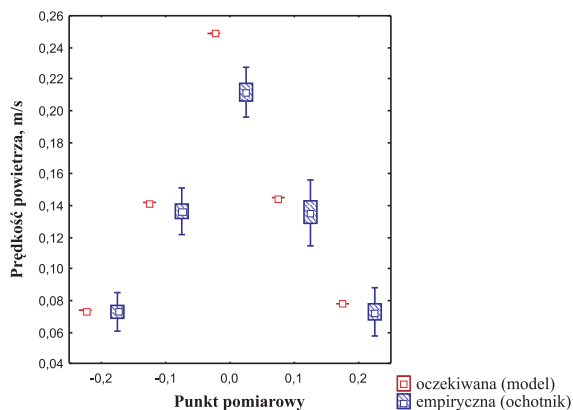
Rys. 6.4.7. Porównanie wartości prędkości powietrza w strumieniu konwekcyjnym nad głowami ochotników i modelu dla wysokości 0,1 m



Rys. 6.4.8. Porównanie wartości prędkości powietrza w strumieniu konwekcyjnym nad głowami ochotników i modelu dla wysokości 0,2 m



Rys. 6.4.9. Porównanie wartości prędkości powietrza w strumieniu konwekcyjnym nad głowami ochotników i modelu dla wysokości 0,4 m



Rys. 6.4.10. Porównanie wartości prędkości powietrza w strumieniu konwekcyjnym nad głowami ochotników i modelu dla wysokości 0,7 m

Tabela 6.4.1. Statystyczne różnice między wynikami uzyskanymi z modelem a wynikami badań z udziałem ochotników (* – istotne statystycznie różnice, $p < 0,01$; + – zgodność; kolor zielony – błąd 0÷5%; niebieski – 5÷10%; żółty – 10÷15%)

Wysokość nad głową ochotników/modelu	Punkt pomiarowy				
	-0,2	-0,1	0	0,1	0,2
0,1 m	+	*	*	*	+
0,2 m	*	*	*	*	*
0,4 m	+	+	*	+	+
0,7 m	+	+	*	+	+

Z przeprowadzonej analizy statystycznej wynika, iż na wysokości 0,1 m nad poziomem głowy modelu wystąpiły statystycznie istotne różnice w odległości – 0,1; 0; 0,1 m od osi strumienia, natomiast na wysokości 0,2 m nad poziomem głowy modelu we wszystkich punktach pomiarowych nie wystąpiły statystycznie istotne różnice. Na pozostałych wysokościach statystycznie istotne różnice wystąpiły wyłącznie w osi strumienia konwekcyjnego. Jednocześnie występujący błąd między wartościami uzyskanymi z modelem i z udziałem ochotników był we wszystkich przypadkach mniejszy niż 15%.

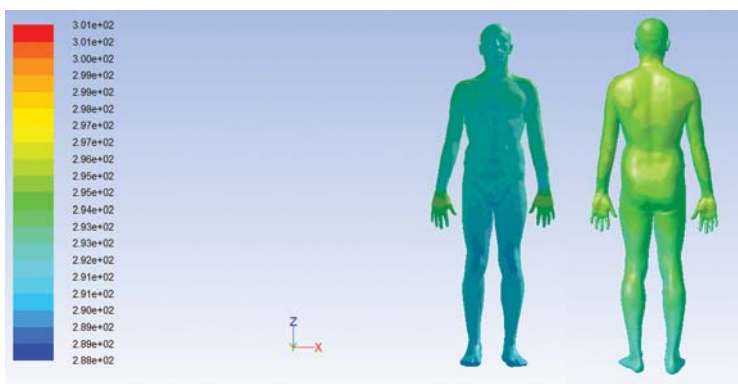
Na podstawie przeprowadzonych obliczeń numerycznych oraz analizy statystycznej otrzymanych wyników stwierdzono, iż model jest dostosowany do symulacji strumieni konwekcyjnych tworzących się nad człowiekiem.

6.5. Implementacja odzieży oraz weryfikacja poprawności obliczania rozkładu temperatury na powierzchni modelu

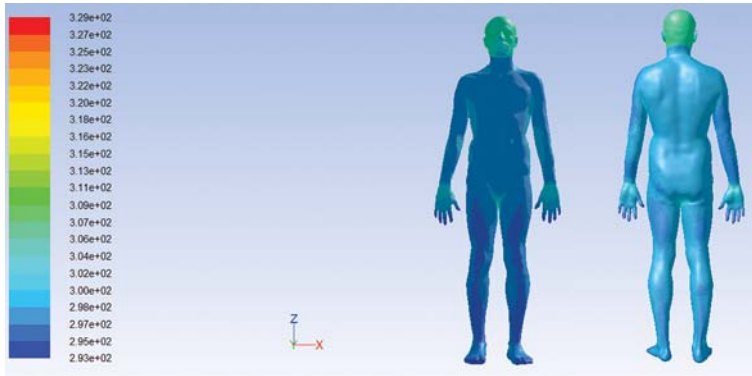
Na podstawie danych określonych w rozdziale 5 w modelu zaimplementowano warstwę odzieży zimowej i letniej. Na powierzchni modelu wprowadzono warstwy wirtualne pokrywające odpowiednie jego segmenty (zgodnie z tab. 5.2), na które składała się warstwa „pustki powietrznej” (której temperatura była zgodna z wartościami przedstawionymi na rysunku 5.9) oraz warstwa właściwa odzieży. Weryfikacja poprawności działania modelu wyposażonego w odzież polegała na porównaniu wartości temperatury na powierzchni odzieży określonych na podstawie badań z udziałem ochotników (rozdział 5) z wartościami określonymi w tych samych punktach pomiarowych na powierzchni odzieży modelu. Wyniki obliczeń pośrednich prowadzących do zwiększenia ich stopnia przybliżenia do warunków rzeczywistych zamieszczono m.in. w publikacji [Bogdan, 2011a]. W niniejszej pracy przedstawiono wyniki obliczeń o najwyższym stopniu dopasowania. Zbieżność była uzyskiwana po przeprowadzeniu ok. 15 000 iteracji.

Na rysunkach 6.5.1 – 6.5.5 przedstawiono rozkład temperatury na powierzchni odzieży zimowej modelu w 5 zadanych warunkach temperatury otoczenia, natomiast na rys. 6.5.6 – temperatury na powierzchni odzieży zimowej modelu w punktach pomiarowych oznaczonych zgodnie z rys. 4.1.

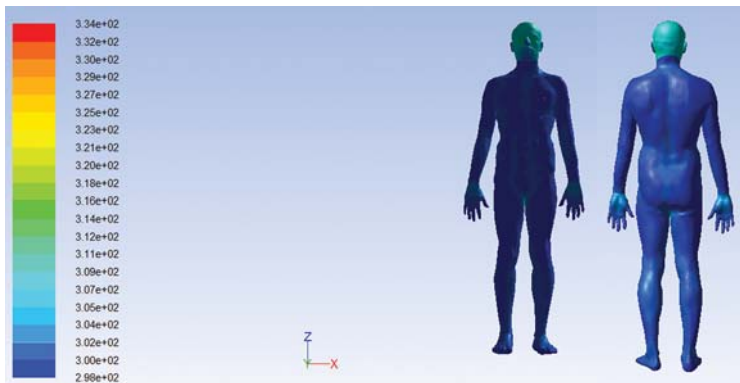
Wyniki obliczeń przeprowadzonych z wykorzystaniem modelu miały charakter analogiczny do wyników badań z udziałem ochotników. Najmniejsze różnice temperatury na powierzchni odzieży zanotowano w temperaturze otoczenia równej 15 °C (w zakresie 1,2 K). W tych warunkach największa wartość temperatury została zaobserwowana na ramionach, klatce piersiowej i biodrach, a najmniejsza na stopach. W temperaturze otoczenia równej 20 °C największa wartość



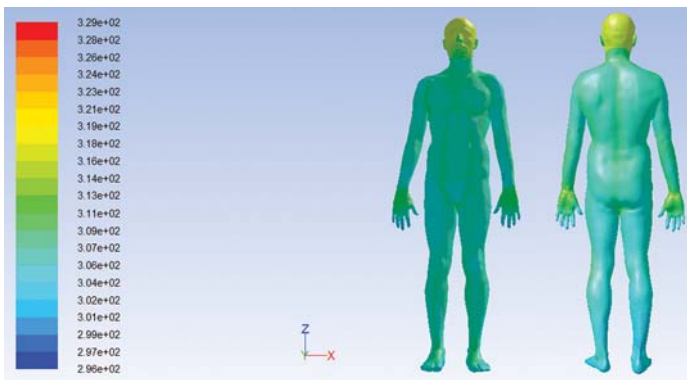
Rys. 6.5.1. Rozkład temperatury na powierzchni odzieży zimowej modelu przy założeniu temperatury otoczenia równej 15 °C (w legendzie temperatura od 288 do 301 K)



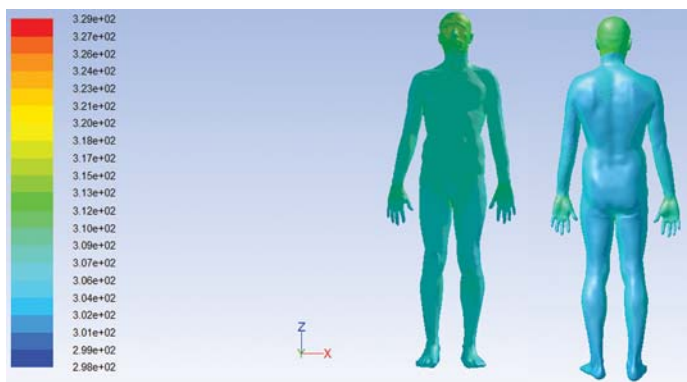
Rys. 6.5.2. Rozkład temperatury na powierzchni odzieży zimowej modelu przy założeniu temperatury otoczenia równej 20 °C (w legendzie temperatura od 293 do 329 K)



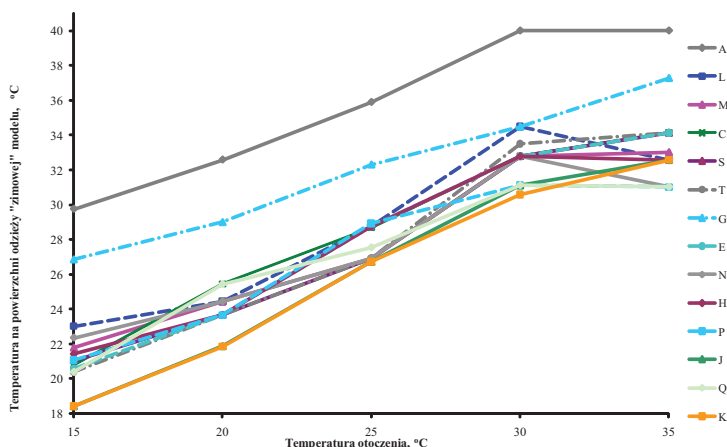
Rys. 6.5.3. Rozkład temperatury na powierzchni odzieży zimowej modelu przy założeniu temperatury otoczenia równej 25 °C (w legendzie temperatura od 298 do 334 K)



Rys. 6.5.4. Rozkład temperatury na powierzchni odzieży zimowej modelu przy założeniu temperatury otoczenia równej 30 °C (w legendzie temperatura od 296 do 329 K)



Rys. 6.5.5. Rozkład temperatury na powierzchni odzieży zimowej modelu przy założeniu temperatury otoczenia równej 35 °C (w legendzie temperatura od 298 do 329 K)

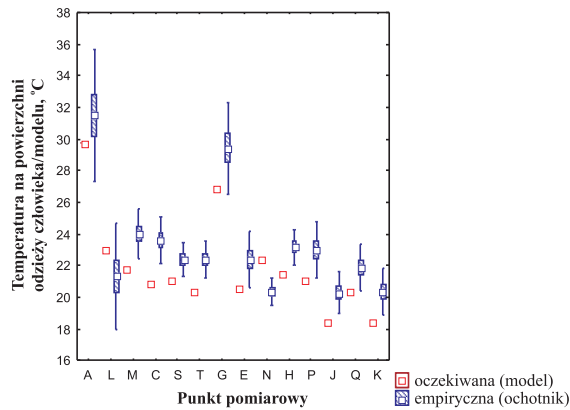


Rys. 6.5.6. Wartości temperatury na powierzchni odzieży zimowej modelu

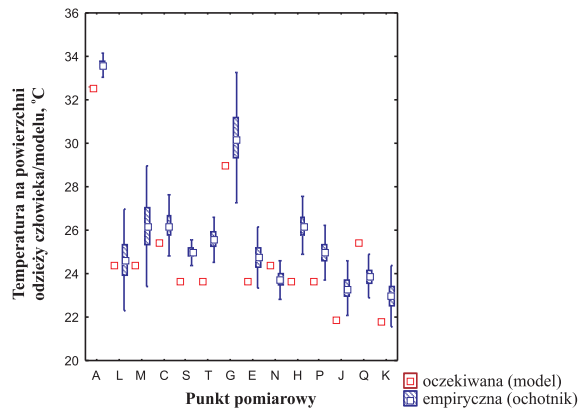
temperatury na powierzchni odzieży została zaobserwowana na udzie i łydce. Na klatce piersiowej i plecach oraz biodrach i dolnej części pleców wartości temperatury były do siebie zbliżone. W temperaturze otoczenia równej 25 °C różnice między wartościami temperatury w punktach znajdujących się na tułowiu były zbliżone w zakresie 0,2 K, natomiast na kończynach górnych i dolnych – w zakresie 0,4 K. Ponownie najmniejsza wartość temperatury została zaobserwowana na stopach. W temperaturze otoczenia równej 30 °C wystąpiły znacznie większe różnice między temperaturą określoną w poszczególnych punktach pomiarowych (w zakresie 2,6 K). W tym przypadku największa wartość została określona na ramieniu, natomiast ponownie wartości temperatury określone na tułowiu były zbliżone. Najniższą temperaturę na powierzchni odzieży zanotowano na kończynach

dolnych. Wartość na powierzchni odzieży w temperaturze otoczenia równej 35 °C nie różniła się znacznie od wartości określonych dla środowiska o temperaturze 30 °C. W tym przypadku największa wartość została określona na tułowiu i ramionach, a najmniejsza – na kończynach dolnych, przy czym temperatura na powierzchni stopy była wyższa od wartości określonej dla łydki.

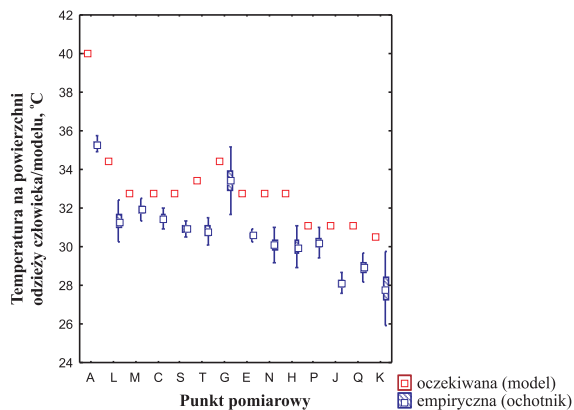
W analizie statystycznej, w celu sprawdzenia istotności różnic między zmiennymi, ponownie zastosowano w większości przypadków test kolejności par Wilcozona ($p < 0,01$) oraz test t -Studenta ($p < 0,01$) – dla punktów 15 °C/A; 20 °C/M, 25 °C/C, 30° C/Q, 35° C/C, S,P. Na wykresach 6.5.7 – 6.5.11 przedstawiono średnie wartości temperatury na powierzchni odzieży ochotników (wraz z błędem standardowym i przedziałem ufności 99%) oraz wartości uzyskane dla modelu. W tabeli 6.5.1 przedstawiono punkty, w których występuje zgodność/niezgodność statystyczna między wynikami uzyskanymi za pomocą modelu a wynikami badań z udziałem ochotników.



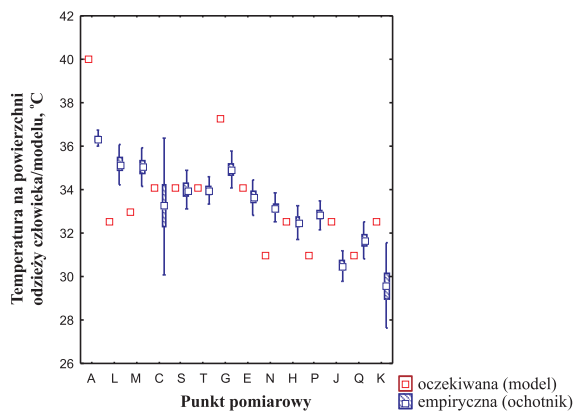
Rys. 6.5.7. Porównanie wartości temperatury na powierzchni odzieży zimowej ochotników i modelu w temperaturze otoczenia równej 15 °C



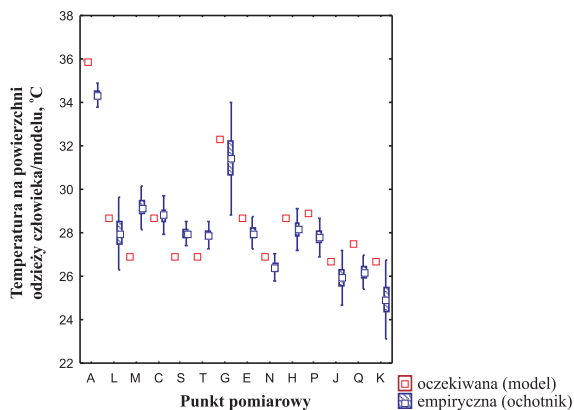
Rys. 6.5.8. Porównanie wartości temperatury na powierzchni odzieży zimowej ochotników i modelu w temperaturze otoczenia równej 20 °C



Rys. 6.5.9. Porównanie wartości temperatury na powierzchni odzieży zimowej ochotników i modelu w temperaturze otoczenia równej 25 °C



Rys. 6.5.10. Porównanie wartości temperatury na powierzchni odzieży zimowej ochotników i modelu w temperaturze otoczenia równej 30 °C



Rys. 6.5.11. Porównanie wartości temperatury na powierzchni odzieży zimowej ochotników i modelu w temperaturze otoczenia równej 35 °C

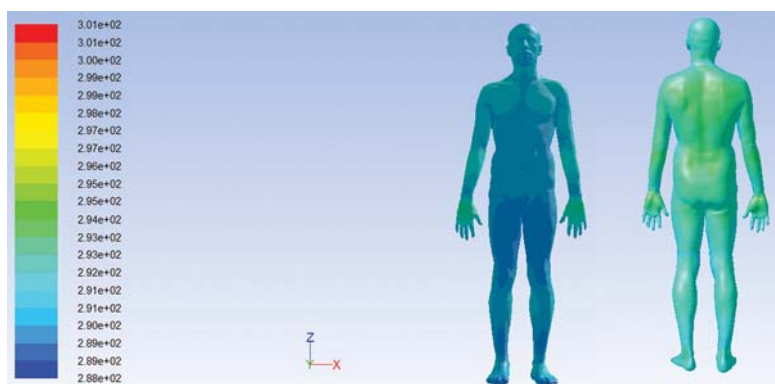
Tabela 6.5.1. Statystyczne różnice między wynikami uzyskanymi z modelem a wynikami badań z udziałem ochotników (* – istotne statystycznie różnice, $p < 0,01$; + – zgodność; kolor zielony – błąd $0 \div 2\%$; niebieski – $2 \div 5\%$; żółty – $5 \div 10\%$)

Temperatura otoczenia	Punkt pomiarowy													
	A	L	M	C	S	T	G	E	N	H	P	J	Q	K
15°C	+	+	*	*	*	*	+	+	*	*	*	*	*	*
20°C	*	+	+	+	*	*	+	+	+	*	*	*	*	+
25°C	*	+	*	+	*	*	+	+	+	+	*	+	*	*
30°C	*	*	*	*	*	*	*	*	*	*	*	*	*	*
35°C	*	*	*	+	+	+	*	+	*	+	*	*	+	*

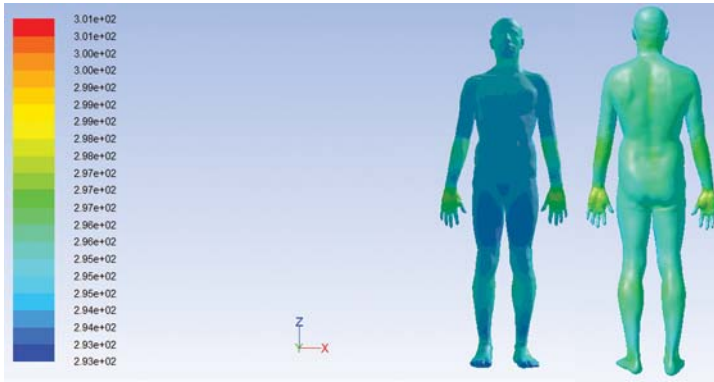
Z przeprowadzonej analizy statystycznej wynika, iż w temperaturze otoczenia równej 15 °C brak statystycznie istotnych różnic występuje w 4 punktach pomiarowych: na głowie, szyji, brzuchu i dłoni. W temperaturze otoczenia równej 20 i 25 °C występuje natomiast 7 punktów zgodnych: na szyi, tułowiu, dłoni oraz udzie i stopie. W temperaturze otoczenia równej 30 °C we wszystkich punktach pomiarowych pojawiły się statystycznie istotne różnice, natomiast w temperaturze otoczenia równej 35 °C w 6 punktach nie zaobserwowano statystycznie istotnych różnic (na klatce piersiowej, kończynach górnych, brzuchu i udach). Jednocześnie występujący błąd między wartościami uzyskanymi z modelem i z udziałem ochotników był we wszystkich przypadkach mniejszy od 10%.

Na podstawie przeprowadzonych obliczeń numerycznych oraz analizy statystycznej otrzymanych wyników stwierdzono, iż model jest dostosowany do symulacji rozkładu temperatury na powierzchni odzieży zimowej.

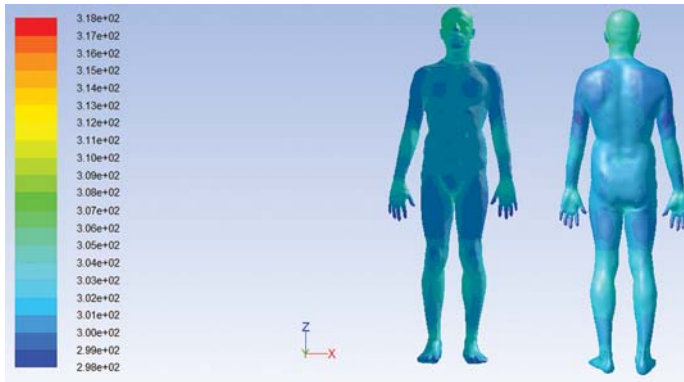
W kolejnym etapie badań sprawdzono dokładność odwzorowania rozkładu temperatury na powierzchni odzieży letniej. Na rysunkach 6.5.12 – 6.5.16 przedstawiono rozkład temperatury na powierzchni odzieży modelu w 5 zadanych warunkach temperatury otoczenia, natomiast na rys. 6.5.17 rozkład temperatury na powierzchni odzieży modelu w punktach pomiarowych, oznaczonych zgodnie z rys. 4.1.



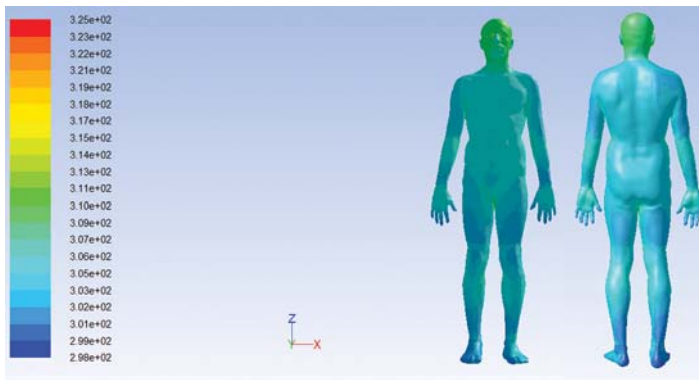
Rys. 6.5.12. Rozkład temperatury na powierzchni odzieży letniej modelu przy założeniu temperatury otoczenia równej 15 °C (w legendzie temperatura od 288 do 301 K)



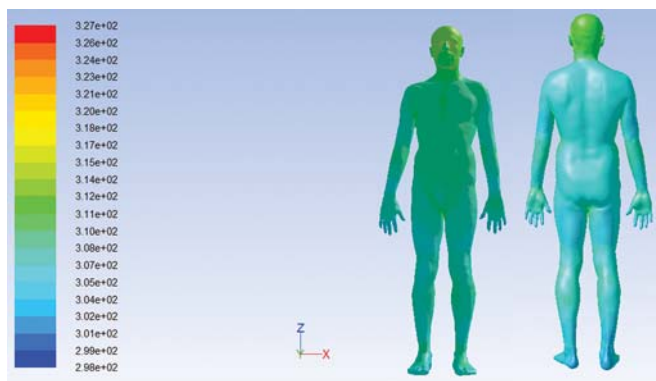
Rys. 6.5.13. Rozkład temperatury na powierzchni odzieży letniej modelu przy założeniu temperatury otoczenia równej 20 °C (w legendzie temperatura od 293 do 301 K)



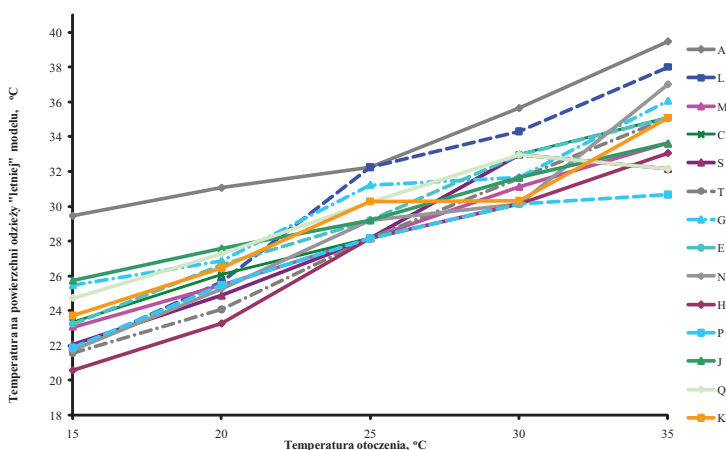
Rys. 6.5.14. Rozkład temperatury na powierzchni odzieży letniej modelu przy założeniu temperatury otoczenia równej 25 °C (w legendzie temperatura od 298 do 318 K)



Rys. 6.5.15. Rozkład temperatury na powierzchni odzieży letniej modelu przy założeniu temperatury otoczenia równej 30 °C (w legendzie temperatura od 298 do 325 K)



Rys. 6.5.16. Rozkład temperatury na powierzchni odzieży letniej modelu przy założeniu temperatury otoczenia równej 35 °C (w legendzie temperatura od 298 do 327 K)



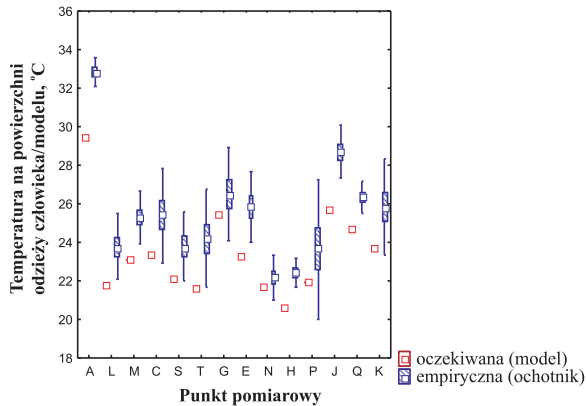
Rys. 6.5.17. Wartości temperatury na powierzchni odzieży letniej modelu

W temperaturze otoczenia równej 15 °C temperatura na powierzchni odzieży letniej modelu wynosiła od 20,5 do 25,9 °C. Dla segmentów zasłoniętych odzieżą największa wartość została określona na powierzchni klatki piersiowej i brzucha, najmniejsza – na ramieniu i udzie. Wartości temperatury określone dla przedniej i tylnej części modelu różniły się nieznacznie między sobą (maksymalnie 0,8 K). W temperaturze otoczenia równej 20 °C wystąpiły znacznie mniejsze różnice między temperaturą na powierzchni odzieży dla przedniej i tylnej części modelu (maksymalnie 0,5 K). Największa wartość ponownie została zaobserwowana na brzuchu i klatce piersiowej, najmniejsza – na udzie. W temperaturze otoczenia równej 25 °C temperatura na powierzchni odzieży modelu była zbliżona we wszystkich punktach pomiarowych i wynosiła $28\text{ °C} \pm 0,2\text{ K}$. Analogiczna sytuacja wystąpiła

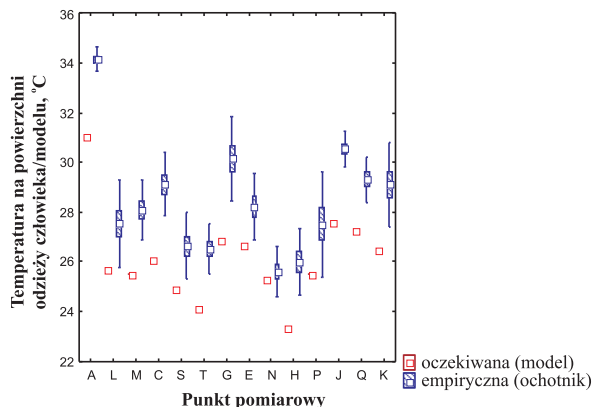
w temperaturze otoczenia równej 30 °C oraz 35 °C, tj. temperatura na powierzchni odzieży przedniej i tylnej strony modelu była zbliżona (w zakresie 0,2 K), najmniejsze wartości określono na udzie, największe – na klatce piersiowej.

W analizie statystycznej, w celu sprawdzenia istotności różnic między zmiennymi, zastosowano test kolejności par Wilcozona ($p < 0,01$). W pozostałych sytuacjach zastosowano test t -Studenta ($p < 0,01$) – w punktach 15 °C/A; 20 °C/A, P,J; 25 °C/A, G, J; 35 °C/L, C, N, H, P.

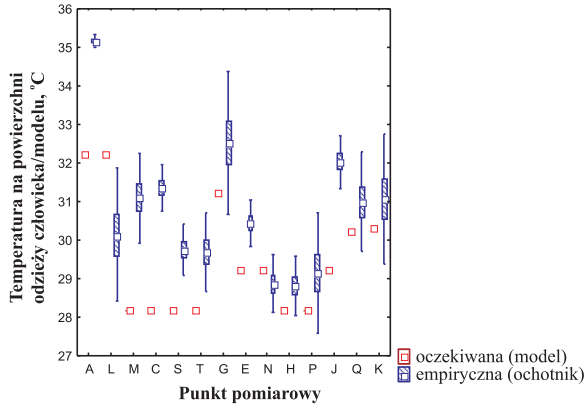
Na rysunkach 6.5.18 – 6.5.22 przedstawiono średnie wartości temperatury na powierzchni odzieży ochotników (wraz z błędem standardowym i przedziałem ufności wynoszącym 99%) oraz wartości uzyskane dla modelu. W tabeli 6.5.2 przedstawiono punkty, w których występuje zgodność/niezgodność statystyczna między wynikami uzyskanymi za pomocą modelu a wynikami badań z udziałem ochotników.



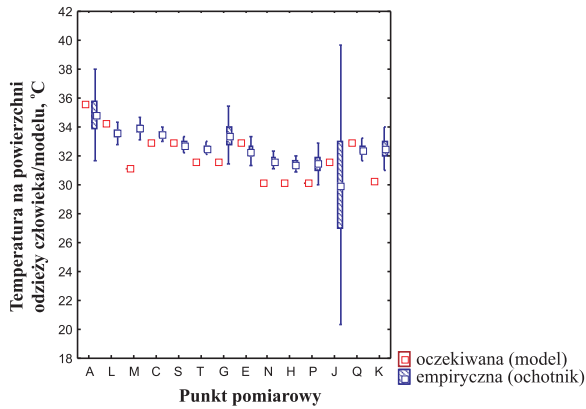
Rys. 6.5.18. Porównanie wartości temperatury na powierzchni odzieży letniej ochotników i modelu w temperaturze otoczenia równej 15 °C



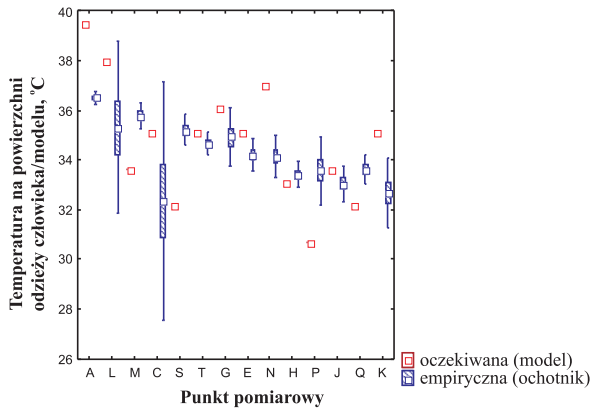
Rys. 6.5.19. Porównanie wartości temperatury na powierzchni odzieży letniej ochotników i modelu w temperaturze otoczenia równej 20 °C



Rys. 6.5.20. Porównanie wartości temperatury na powierzchni odzieży letniej ochotników i modelu w temperaturze otoczenia równej 25 °C



Rys. 6.5.21. Porównanie wartości temperatury na powierzchni odzieży letniej ochotników i modelu w temperaturze otoczenia równej 30 °C



Rys. 6.5.22. Porównanie wartości temperatury na powierzchni odzieży letniej ochotników i modelu w temperaturze otoczenia równej 35 °C

Tabela 6.5.2. Statystyczne różnice między wynikami uzyskanymi z modelem a wymiarami badań z udziałem ochotników (* – istotne statystycznie różnice, $p < 0,01$; + – zgodność; kolor zielony – błąd $0 \div 2\%$; niebieski – $2 \div 5\%$; żółty – $5 \div 10\%$)

Temperatura otoczenia	Punkt pomiarowy													
	A	L	M	C	S	T	G	E	N	H	P	J	Q	K
15 °C	*	*	*	+	+	*	+	*	+	*	+	*	*	+
20 °C	*	*	*	*	*	*	*	*	+	*	+	*	*	*
25 °C	*	*	*	*	*	*	+	*	+	+	+	*	+	+
30 °C	+	+	*	*	+	*	+	+	*	*	+	+	+	+
35 °C	*	+	*	+	*	+	+	*	*	+	*	+	*	*

Z przeprowadzonej analizy statystycznej wynika, iż najlepsza zgodność statystyczna została uzyskana w temperaturze otoczenia równej 15, 25, 30 i 35 °C. W temperaturze otoczenia równej 20 °C brak statystycznie istotnych różnic zaobserwowano w 2 punktach pomiarowych. W temperaturze otoczenia równej 15 i 25 °C brak statystycznie istotnych różnic zanotowano w 6 punktach pomiarowych, natomiast w 30 °C punktów zgodnych było aż 9. W temperaturze otoczenia równej 35 °C brak statystycznie istotnych różnic zaobserwowano w 6 punktach. Jednocześnie występujący błąd między wartościami uzyskanymi za pomocą modelu i z udziałem ochotników był we wszystkich przypadkach mniejszy niż 10%. Występująca w przypadku odzieży letniej dość wysoka, w stosunku do wyników w odzieży zimowej, zgodność statystyczna wynika głównie z występowania tylko jednej warstwy odzieży, a przez to lepszego dopasowania odzieży do skóry ochotników podczas badań prowadzonych w komorze klimatycznej. W przypadku odzieży zimowej warstw tych było 2÷3, zatem pomiędzy warstwami odzieży mogły tworzyć się dodatkowe warstwy wypełnione powietrzem, które wpływały na dokładność pomiaru temperatury na powierzchni odzieży.

Na podstawie przeprowadzonych obliczeń numerycznych oraz analizy statystycznej otrzymanych wyników stwierdzono, iż model jest dostosowany do symulacji rozkładu temperatury na powierzchni odzieży letniej.

Wyniki wykonanych obliczeń z wykorzystaniem modelu w porównaniu z wynikami badań przeprowadzonych z udziałem ochotników wskazują, iż model jest dostosowany do symulacji rozkładu temperatury na powierzchni odzieży zarówno zimowej, jak i letniej.

Na podstawie przeprowadzonego na potrzeby niniejszej pracy przeglądu literatury oraz wyników zrealizowanych badań z udziałem ochotników wysunięto następujące wnioski:

1. Opracowane dotychczas modele termofizjologii charakteryzują się dużą dokładnością w odwzorowaniu wartości średniej temperatury ciała, temperatury wewnętrznej człowieka, a także są stosowane do prognozowania jego odczuć cieplnych. Modele te nie są jednak przystosowane do prognozowania rozkładu temperatury na powierzchni ciała człowieka zgodnego z występującym w rzeczywistości.
2. Do oceny wpływu organizmu człowieka na parametry powietrza w otoczeniu zazwyczaj są stosowane manekiny termiczne rzeczywiste i wirtualne. Wadą tego rodzaju urządzeń jest stała temperatura na powierzchni każdego segmentu, zatem ich dokładność w odwzorowaniu procesów wpływających na oddawanie ciepła z organizmu do otoczenia jest mała. Jednocześnie wirtualne manekiny są sprawdzane z wynikami badań uzyskanych na manekinach termicznych rzeczywistych. Z tego względu wirtualne manekiny termiczne charakteryzują się małą dokładnością odnośnie do symulacji wpływu człowieka na parametry powietrza w otoczeniu.
3. Przepływ oraz parametry powietrza w pomieszczeniach prognozuje się głównie za pomocą programów z gamy Computational Fluid Dynamics, które umożliwiają m.in. odczyt wyników lokalnych (np. dla poszczególnych punktów w pomieszczeniu) oraz obliczenia dotyczące procesów wymiany ciepła przy skomplikowanej geometrii domeny.
4. Nie opracowano dotychczas modelu termofizjologii człowieka w programach CFD, którego funkcjonowanie byłoby weryfikowane na podstawie badań z udziałem ochotników eksponowanych na wszystkie rodzaje środowiska cieplnego.
5. W obliczaniu przepływu powietrza w strumieniu konwekcyjnym kształtującym się nad modelem należy zaimplementować proces wydychania powietrza, który wpływa na formowanie się ciepłego obłoku w otoczeniu ust i nosa człowieka. Jednocześnie rozkład temperatury na powierzchni modelu, a także sama geometria modelu powinny być w możliwie najwyższym stopniu zbliżone do rzeczywistych parametrów człowieka.

6. Na parametry i przepływ powietrza w otoczeniu i nad człowiekiem wpływa proces wydychania powietrza. Wydychanie odbywa się przez usta lub nozdrza człowieka, których powierzchnia oraz kąt wypływu powietrza powinny być uwzględnione w modelu. Średnia prędkość powietrza wydychanego z nozdrzy określona w badaniach z udziałem ochotników wynosiła 1,75 m/s, natomiast z ust – 1,1 m/s. Możliwy jest opis temperatury powietrza wydychanego równaniem liniowym w korelacji do temperatury powietrza w otoczeniu i zastosowanego rodzaju odzieży (lub jej braku).
7. Nie zaobserwowano korelacji między powierzchnią ciała człowieka a powierzchnią nozdrzy lub ust.
8. Niezbędnym warunkiem do dokładnego prognozowania przepływu powietrza w otoczeniu człowieka jest prawidłowo przyjęty rozkład temperatury jego skóry. Dlatego konstrukcja modelu powinna być podzielona na odpowiednie warstwy, a także segmenty różniące się ilością generowanego ciepła.
9. Wartość temperatury wewnętrznej ochotników znajdujących się w środowisku o temperaturze powietrza od 15 do 35 °C utrzymywała się na względnie stałym poziomie (37 °C ± 0,2 K). Wartość temperatury skóry zmieniała się w zależności od położenia punktu pomiaru oraz warunków środowiska cieplnego, na które eksponowani byli ochotnicy. Najmniejsze wartości temperatury skóry określono na stopach i łydkach. W temperaturze otoczenia równej 30 i 35 °C temperatura skóry dłoni była zbliżona do temperatury skóry stopy; w pozostałych przypadkach temperatura skóry dłoni była wyższa. Wartości temperatury skóry ochotników na głowie, karku i tułowie były zbliżone w poszczególnych warunkach temperatury otoczenia. W temperaturze otoczenia równej 15 °C u niektórych ochotników występowało drżenie mięśni, u wszystkich – odczucie chodu. Na tej podstawie można wnioskować, iż dochodziło u nich do zwiększenia ilości produkowanego ciepła, a także zmiany parametrów cieplnych skóry, wynikających ze skurczu naczyń krwionośnych.
10. Na rozkład temperatury na powierzchni zewnętrznej odzieży wpływa: temperatura skóry, parametry powietrza znajdującego się w przestrzeni między skórą a odzieżą, izolacyjność cieplna odzieży oraz powierzchnia ciała zasłoniętego przez odzież.
11. Zastosowanie odzieży wpływa na wartość temperatury skóry pod odzieżą, natomiast temperatura wewnętrzna pozostaje bez zmian. W temperaturze otoczenia równej 15 °C wystąpiły znaczne różnice w wartości temperatury skóry ochotników ubranych w odzież zimową i letnią, w pozostałych wariantach różnice te wynosiły 1 K.
12. Wartości temperatury powietrza w przestrzeni między skórą a warstwą odzieży są zależne od temperatury otoczenia oraz części ciała. Największe wartości

temperatury w tej przestrzeni zanotowano na klatce piersiowej, najmniejsze – na udach.

13. W odzieży zimowej występowała znaczna niejednorodność temperatury na powierzchni, szczególnie na powierzchni bluzy – mniej dopasowanej do ciała niż inne części garderoby; analogiczna sytuacja występowała w odzieży letniej – w przypadku pomiaru temperatury na powierzchni szortów.
14. Wartość temperatury na powierzchni odzieży rosła wraz ze wzrostem temperatury powietrza otoczenia. W temperaturze otoczenia równej 15 – 25 °C występowały niewielkie różnice między temperaturą na powierzchni mierzoną w następujących parach punktów: klatka piersiowa i plecy, biodra i dolna część pleców, przedramię i ramię oraz uda (przednia i tylnia część). W temperaturze otoczenia równej 30 i 35 °C różnice te zwiększały się nawet do 1 K.
15. W odzieży letniej występowały również niewielkie różnice temperatury między punktami pomiarowymi znajdującymi się na tej samej wysokości tylko innej stronie ciała ochotników, tj: klatka piersiowa – górna część pleców, biodra – dola część pleców, ramiona i uda. Różnice te zwiększały się w środowisku o temperaturze otoczenia równej 15, 30 i 35 °C.
16. Temperatura na powierzchni odzieży na kończynach dolnych była niższa od temperatury na tułowiu.

Przedstawione powyżej wnioski zostały uwzględnione w konstrukcji numerycznego modelu cieplnego człowieka oraz podczas symulacji numerycznych. Na podstawie prac nad konstrukcją modelu i obliczeń weryfikacyjnych sformułowano następujące wnioski:

1. Podczas obliczania temperatury na powierzchni nagiego modelu w temperaturze otoczenia równej 15 °C należało wprowadzić dodatkową produkcję ciepła wynikającą z występującego drżenia mięśniowego, a także zmianę współczynnika przewodzenia dla warstwy „skóra ukrwiona”. W temperaturze otoczenia równej 35 °C wprowadzono ograniczenie wzrostu temperatury na powierzchni głowy do 40 °C. Zmiany te spowodowane były dostosowaniem modelu do działania układu termofizjologii człowieka.
2. W temperaturze otoczenia równej 20, 25 i 30 °C uzyskany rozkład temperatury na powierzchni modelu można uznać za zgodny z fizjologicznym rozkładem temperatury skóry człowieka.
3. Uzyskano dużą (błąd < 5%) zgodność między wartościami temperatury na powierzchni modelu a temperaturą skóry ochotników. W przypadku temperatury otoczenia w zakresie 15 – 20 °C uzyskano zgodność statystyczną nawet w 6 ÷ 9 punktach pomiarowych. W temperaturze otoczenia równej 35 °C zgodność statystyczna wystąpiła w 4 punktach pomiarowych, jednak we wszystkich przypadkach błąd był mniejszy niż 5%. Na tej podstawie można wnioskować, iż

- prognozowany rozkład temperatury na powierzchni modelu jest zgodny z rozkładem temperatury skóry człowieka.
4. Strumień powietrza wydychanego przez model z nozdrzy miał charakter zbliżony do strumienia powietrza wydychanego przez ludzi. Największą wartość prędkości powietrza w strumieniu wydychanym przez model wynosiła od 0,68 do 0,98 m/s, w zależności od temperatury otoczenia i była zaobserwowana w odległości 10 cm od powierzchni wypływu powietrza. Na podstawie przeprowadzonej analizy statystycznej określono, iż w większości punktów pomiarowych uzyskano brak statystycznie istotnych różnic między wartościami prędkości powietrza uzyskanymi dla modelu i ochotników. Błąd występujący między tymi wynikami był mniejszy niż 15%.
 5. Strumień powietrza wydychanego przez usta modelu charakterem był również zbliżony do strumienia powietrza wydychanego przez ochotników. Największa wartość prędkości powietrza określona była tuż przy wypływie z ust i wynosiła od 0,51 do 0,83 m/s, w zależności od temperatury otoczenia. Zanik strumienia zaobserwowano w odległości 0,25 m od powierzchni wypływu. Na podstawie analizy statystycznej określono, iż ponownie w większości punktów pomiarowych nie wystąpiły statystycznie istotne różnice, jedynie w odległości 0,05 i 0,15 m od powierzchni wypływu. Błąd występujący między wynikami uzyskanymi dla modelu i z badań z udziałem ochotników był mniejszy niż 15%.
 6. Na podstawie przeprowadzonej analizy statystycznej można wnioskować, iż opracowany model jest dostosowany do symulacji procesu wydychania powietrza.
 7. Strumień powietrza konwekcyjnego generowanego przez model był symetryczny i miał charakter Gaussowski, w przeciwieństwie do strumienia tworzącego się nad ludźmi.
 8. Analogicznie, jak w przypadku badań z udziałem ochotników, zaobserwowano nad modelem tworzenie się dodatkowego strumienia konwekcyjnego wynikającego z wprowadzonego procesu wydychania powietrza. Na podstawie przeprowadzonej analizy statystycznej można wnioskować, iż na wysokości 0,1 m nad poziomem głowy modelu wystąpiły statystycznie istotne różnice w 3 punktach pomiarowych, natomiast na wysokości 0,2 m – we wszystkich punktach pomiarowych. Na pozostałych wysokościach statystycznie istotne różnice wystąpiły wyłącznie w osi strumienia konwekcyjnego. Jednocześnie występujący błąd między wartościami dla modelu i ochotników był we wszystkich przypadkach mniejszy niż 15%.
 9. Na podstawie przeprowadzonych obliczeń można wnioskować, iż model jest dostosowany do symulacji strumieni konwekcyjnych tworzonych przez człowieka.

10. Rozkład temperatury na powierzchni odzieży zimowej miał charakter analogiczny do wyników badań z udziałem ochotników. Największe różnice temperatury na powierzchni odzieży zanotowano w temperaturze otoczenia równej 30 °C (do 2,6 K). W temperaturze otoczenia równej 15, 20 i 25 °C występowały różnice temperatury między poszczególnymi punktami w zakresie $0,2 \div 1,5$ K. Na podstawie przeprowadzonej analizy statystycznej można wnioskować, iż w temperaturze otoczenia równej 15 °C brak statystycznie istotnych różnic występuje w 4 punktach pomiarowych, w temperaturze otoczenia równej 20 i 25 °C występuje natomiast 7 punktów zgodnych; w temperaturze otoczenia równej 30 °C we wszystkich punktach pomiarowych pojawiły się statystycznie istotne różnice, natomiast w temperaturze otoczenia równej 35 °C w 6 punktach nie zaobserwowano statystycznie istotnych różnic. Jednocześnie występujący błąd między wartościami dla modelu i ochotników był we wszystkich przypadkach mniejszy niż 10%.
11. Wyniki przeprowadzonych analiz wskazują, iż model jest dostosowany do symulacji rozkładu temperatury na powierzchni odzieży zimowej.
12. W odzieży letniej rozkład temperatury na powierzchni odzieży był zgodny z termofizjologią człowieka, tj. największe wartości we wszystkich wariantach temperatury otoczenia zanotowano na klatce piersiowej i brzuchu, najmniejsze na ramieniu i udzie. Największe różnice między wartościami temperatury wystąpiły w temperaturze otoczenia równej 20 °C, najmniejsze w 25, 30 i 35 °C. Na podstawie przeprowadzonej analizy statystycznej można wnioskować, iż najlepsza zgodność statystyczna została uzyskana w temperaturze otoczenia równej 25 °C i 30 °C – zaobserwowano od 6 do aż 9 punktów, w których nie występowały statystycznie istotne różnice w wynikach obliczeń dla modelu w stosunku do wyników badań z udziałem ochotników. Występujący błąd między wartościami dla modelu i ochotników był we wszystkich przypadkach mniejszy niż 10%.
13. Występująca w przypadku odzieży letniej dość wysoka, w stosunku do wyników w odzieży zimowej, zgodność statystyczna rozkładu temperatury modelu i ochotników, wynika głównie z występowania tylko jednej warstwy odzieży, a przez to lepszego dopasowania odzieży do skóry ochotników podczas badań prowadzonych w komorze klimatycznej. W przypadku odzieży zimowej warstw tych było 2÷3, zatem pomiędzy warstwami odzieży mogły tworzyć się dodatkowe warstwy wypełnione powietrzem, które wpływały na dokładność pomiaru temperatury na powierzchni odzieży.
14. Na podstawie obliczeń numerycznych oraz porównania ich z wynikami badań prowadzonych z udziałem ochotników można wnioskować, iż model jest dostosowany do symulacji rozkładu temperatury na powierzchni odzieży letniej.

W pracy przedstawiono przegląd informacji zawartych w publikacjach naukowych dotyczących modelowania cieplnego człowieka oraz jego wpływu na parametry powietrza w otoczeniu. Na tej podstawie opracowano metodę konstrukcji modelu, wytypowano program do symulacji, określono wartości początkowe, które mogły zostać przyjęte w modelu na podstawie danych literaturowych i wartości opracowanych na podstawie wyników badań prowadzonych z udziałem ochotników. W celu określenia wielkości początkowych i wartości wykorzystanych przy weryfikacji modelu przeprowadzono badania:

- parametrów powietrza i charakteru rozwijania się strumienia konwekcyjnego nad głowami ochotników
- powierzchni nozdrzy i ust oraz kątów wypływu strumienia powietrza podczas procesu wydychania
- prędkości wypływu powietrza podczas procesu wydychania oraz jego temperatury w zależności od zastosowanego rodzaju odzieży u ochotników eksponowanych na środowisko cieplne o temperaturze powietrza wynoszącej 15, 20, 25, 30 i 35 °C, a także czasu trwania poszczególnych faz oddechu
- temperatury wewnętrznej i skóry w 14 punktach pomiarowych u ochotników eksponowanych na środowisko cieplne o temperaturze powietrza wynoszącej 15, 20, 25, 30 i 35 °C
- temperatury skóry (w 14 punktach pomiarowych), temperatury w przestrzeni pomiędzy skórą a odzieżą (w 4 punktach pomiarowych) oraz rozkładu temperatury na powierzchni przy zastosowaniu odzieży letniej i zimowej u ochotników eksponowanych na środowisko cieplne o temperaturze powietrza wynoszącej 15, 20, 25, 30 i 35 °C.

Wyniki przedstawionych wyżej badań zostały uwzględnione w konstrukcji numerycznego modelu cieplnego człowieka. Powierzchnię modelu podzielono na 23 segmenty oraz 5 warstw. W każdej warstwie zastosowano inny rodzaj siatek. Jako źródła ciepła w modelu użyto wewnętrznej objętości (rdzenia), w której uwzględniono inną wartość produkowanego ciepła dla każdego segmentu. Proces oddychania podzielono na dwa oddzielne procesy, tj. wydychanie powietrza z powierzchni ust lub z nozdrzy. Otwory wydechowe wpisano jako dodatkowe nawiewniki zlokalizowane w najbliższej możliwej odległości od powierzchni modelu. Wprowadzono powierzchnie symulujące wpływ powietrza z nozdrzy i ust.

Przyjęte parametry powietrza wydychanego były zgodne z wynikami wcześniejszych badań. Odzież została zaimplementowana w dwóch wersjach: jako odzież zimowa i letnia. Wprowadzenie odzieży zrealizowano dzięki zastosowaniu dwóch dodatkowych warstw wirtualnych: „pustki powietrznej” oraz odzieży właściwej.

Weryfikacja poprawności działania modelu (dokładności uzyskiwanych wyników) była prowadzona w odniesieniu do następujących wariantów obliczeń:

- temperatury na powierzchni nagiego modelu w 14 punktach pomiarowych i 5 wariantach temperatury otoczenia (15 – 35 °C)
- osiowej prędkości powietrza wydychanego przez model z powierzchni nozdrzy i ust w 7 punktach pomiarowych i 5 wariantach temperatury otoczenia
- prędkości powietrza w strumieniu konwekcyjnym w temperaturze otoczenia równej 25 °C (podczas symulacji model wydychał powietrze zarówno z powierzchni ust, jak i z nozdrzy)
- temperatury na powierzchni odzieży letniej i zimowej w 5 wariantach temperatury otoczenia.

Wyniki obliczeń wykonanych z wykorzystaniem modelu oraz wyniki badań przeprowadzonych z udziałem ochotników zostały poddane analizie statystycznej. Na jej podstawie przeprowadzono ocenę zgodności między osiągniętymi rezultatami, z której można wnioskować, iż model jest dostosowany do symulacji wpływu oddziaływania człowieka na parametry powietrza w pomieszczeniach.

Podsumowując, w pracy przedstawiono etapy konstrukcji modelu cieplnego człowieka, którego oddziaływanie na otaczające środowisko odzwierciedla interakcje zachodzące w rzeczywistym środowisku przebywania ludzi. W dalszych obliczeniach wszystkie te parametry mogą być jednak łatwo modyfikowane, tak samo jak kształt i wyposażenie pomieszczenia, w którym znajduje się model, a także elementy nawiewne i wywiewne stosowane do wentylacji i klimatyzacji pomieszczeń.

Opracowany model może być stosowany przede wszystkim do prognozowania przepływu powietrza w pomieszczeniu, w którym jest planowane przebywanie ludzi. Dzięki uwzględnieniu obecności i wpływu człowieka na ruch powietrza (np. przez tworzenie strumieni konwekcyjnych) możliwe jest bardziej precyzyjne projektowanie usytuowania nawiewników, dobór parametrów nawiewanego powietrza itp.

Jak określono na podstawie badań weryfikacyjnych, model może być także stosowany do oceny komfortu cieplnego [Bogdan, Sudoł-Szopińska, 2010a], a tym samym umożliwia testowanie wpływu rozprzężu oraz parametrów powietrza wpływającego z urządzeń HVAC na odczucia użytkowników.

Model może być również wykorzystywany do badania interakcji zachodzących pomiędzy wieloma osobami znajdującymi się w jednym pomieszczeniu. Aspekt ten jest szczególnie istotny nie tylko ze względu na możliwość zapewnienia

komfortu cieplnego użytkowników, lecz także tworzenia zdrowego środowiska wewnętrznego, w którym nie będzie występowało przemieszanie się zanieczyszczeń generowanych przez organizm człowieka w strefę oddychania innej osoby. Jak wykazały badania [Bolashikov i in., 2009], zwiększanie ilości powietrza dostarczanego do pomieszczenia nie przekłada się na jego jakość i zapobieganie migracji zanieczyszczeń pomiędzy osobami znajdującymi się w tym samym pomieszczeniu. Odpowiedni dobór urządzeń HVAC oraz kształtowanie prawidłowego przepływu powietrza są naistotniejszymi czynnikami zapobiegania rozprzestrzenianiu się zanieczyszczeń. Jest to szczególnie istotne w czasach, gdy coraz częściej pojawiają się epidemie wywołane emisją wirusów i bakterii do otoczenia z powietrzem wydychanym przez człowieka.

Poprawność działania modelu była weryfikowana w środowisku umiarkowanym, chłodnym i ciepłym, jednak konstrukcja modelu umożliwia również zaimplementowanie programów dodatkowych, które będą wykorzystywane m.in. do symulacji procesu pocenia w środowisku gorącym. Jednocześnie, poprzez zmianę metabolizmu przyjętego dla poszczególnych segmentów i w zależności od parametrów otaczającego powietrza oraz izolacyjności cieplnej odzieży, model umożliwia symulację procesu drżenia zachodzącego w środowisku zimnym.

W obecnej wersji model cieplny człowieka odwzorowuje standardowego mężczyznę. Prace nad jego udoskonalaniem będą kontynuowane w celu uzyskania możliwości odzwierciedlania procesów zachodzących pomiędzy rzeczywistymi osobami a środowiskiem cieplnym. W pierwszym etapie jest planowana modyfikacja modelu i jego personalizacja, tj. opracowanie modelu kobiety, wprowadzenie indywidualnych modeli osób o większej i mniejszej wartości wskaźnika BMI (Body Mass Index) oraz dodatkowego oprogramowania uwzględniającego zmiany procesu termoregulacji. Planowana jest również weryfikacja modelu na podstawie badań prowadzonych z udziałem osób z różnych grup wiekowych, tak aby w przyszłości model charakteryzował się jak największą liczbą parametrów indywidualnych człowieka. Jednocześnie są prowadzone prace nad poprawą zgodności statystycznej wyników obliczeń numerycznych z wynikami uzyskanymi na podstawie badań z udziałem ochotników.

W wyniku tych prac powstanie szeroka gama modeli, które będą wykorzystywane w symulacjach oraz prognozowaniu przepływu i parametrów powietrza w pomieszczeniach w celu kształtowania optymalnego, pod kątem zdrowia i komfortu użytkowników, środowiska wewnętrznego.

LITERATURA

- Altman P. L., Dittmer D. S. (1971) *Respiration and Circulation*. Federation of American Societies for Experimental Biology Bethesda MD.
- ASHRAE (2004) *Thermal Environmental Conditions for Human Occupancy*. Atlanta, American Society of Heating, Refrigerating and Air-Conditioning Engineers, ANSI/ASHRAE Standard 55.
- ASHRAE (2009) *HVAC Fundamentals Handbook*. Atlanta. American Society of Heating, Refrigerating and Air-Conditioning Engineers.
- Astrand P., Rodahl K., Dahl H., Stromme S. (2003) *Textbook of Work Physiology – 4th: Physiological Bases of Exercise*. Wyd. 4. Human Kinetics.
- Badania nad stresem zwiqzanym z pracq* (2006) Europejska Agencja Bezpieczeństwa i Zdrowia w Pracy, <http://osha.europa.eu/pl/publications/reports/203>
- Baldwin E.D., Cournand A., Richards D.W. (1948) *Pulmonary insufficiency. I. Physiological classification, clinical methods of analysis, standard values in normal subjects*. *Medicine* 27, 243-278.
- Baldwin E.D., Cournand A., Richards D.W. (1949) *Pulmonary insufficiency. II. A study of 39 cases of pulmonary fibrosis*. *Medicine* 28 (1), 1-25.
- Baldwin E.D., Cournand A., Richards D.W. (1949) *Pulmonary insufficiency. III. A study of 122 cases of chronic pulmonary emphysema*. *Medicine* 28, 201-237.
- Bartak M., Beausoleil-Morrison I., Clarkec J.A., Denevd J., Drkal F., Lain M., Macdonald I.A., Melikov A., Popiolek Z., Stankov P. (2002) *Integrating CFD and building simulation*. *Build. and Environ.* 37, 865-871.
- Baturin W.W., Eltreman W.M. (1974) *Wentylacja naturalna w zakładach przemysłowych*. Arkady, Warszawa.
- Bendkowska W., Kłonowska M., Kopias K., Bogdan A. (2010) *Thermal Manikin Evaluation of PCM Cooling Vests*. *Fibres & Textiles in Eastern Europe* 18, 1 (78), s. 70-74.
- Bjørn E. (1999) *Simulation of human respiration with breathing thermal manikins*. W: *Proceedings of the 3rd International Meeting on Thermal Manikin Testing 3IMM*, Stockholm.
- Bjørn E., Nielsen P. V. (2002) *Dispersal of exhaled air and personal exposure in displacement ventilated rooms*. *Indoor Air* 12, 147-164.
- Blight J. (1985) *Regulation of body temperature in man and other mammals*. W: *Heat transfer in Medicine and Biology – Analysis and Application*. Red. A. Shitzer, R.C. Eberhart. Plenum Press, New York 1, 15-52.
- Blight J., Moor E. (1972) *Essays on temperature regulation*. North-Holland, London.
- Bogdan A. (2008a) *Numeryczne modele człowieka stosowane w symulacjach układów wentylacji i klimatyzacji*. *Ciepłownictwo Ogrzewnictwo Wentylacja* 9, 31-33.
- Bogdan A. (2008b) *Zagadnienie komfortu termicznego w ujęciu „dyrektywy energetycznej”*. *Instal. Teoria i Praktyka w Instalacjach* 1, 42-47.

- Bogdan A. (2008c) *Zastosowanie manekinów termicznych w wentylacji i klimatyzacji*. Chłodnictwo i Klimatyzacja 1-2, 104-105.
- Bogdan A. (2009a) *CFD simulation of thermal plumes formed above human subjects*. W: The 11th International Conference on Air Distribution in Rooms, ROOMVENT 2009 [proceedings, CD-ROM], Busan, Korea.
- Bogdan A. (2009b) *Komfort cieplny w budynkach użyteczności publicznej – stan prawny a rzeczywistość*. Ciepłownictwo Ogrzewnictwo Wentylacja 2, 39-40.
- Bogdan A. (2009c) *Thermal comfort of surgeons in the operating theatre*. W: The Healthy Buildings 2009 Conference and Exhibition [proceedings, CD-ROM], Syracuse.
- Bogdan A. (2009d) *Wybrane aspekty badań termograficznych w budownictwie*. Chłodnictwo i Klimatyzacja 3, s. 2-5.
- Bogdan A. (2010a) *Local skin temperature as a predictor of thermal comfort*. W: X REHVA world congress Clima 2010 Sustainable Energy Use in Buildings [proceedings, CD-ROM], Antalya.
- Bogdan A. (2010b) *Ocena komfortu i obciążenia cieplnego człowieka z zastosowaniem wirtualnych manekinów termicznych*. Bezpieczeństwo Pracy 11, 8-11.
- Bogdan A. (2010c) *Ocena średniej temperatury skóry za pomocą termografii*. Ciepłownictwo Ogrzewnictwo Wentylacja [przyjęty do druku].
- Bogdan A. (2010d) *Ocena zewnętrznej temperatury powierzchni człowieka*. Ciepłownictwo Ogrzewnictwo Wentylacja [przyjęty do druku].
- Bogdan A. (2010e) *Physiological assessment of medical clothing*. X REHVA world congress Clima 2010 Sustainable Energy Use in Buildings [proceedings, CD-ROM], Antalya.
- Bogdan A. (2010f) *Simulation methods of human effect on air parameters in rooms*. W: Management of Indoor Air [mat. konferencyjne, CD-ROM], Kazimierz Dolny.
- Bogdan A. (2010g) *Wpływ procesu oddychania na kształtowanie środowiska dookoła człowieka*. Ciepłownictwo Ogrzewnictwo Wentylacja 5, 182-185.
- Bogdan A. (2010h) *Wymagania dotyczące badań naukowych z udziałem ochotników*. Przegląd Włókienniczy 7-8, 40-45.
- Bogdan A. (2010i) *Zastosowanie termografii w modelowaniu wymiany ciepła pomiędzy człowiekiem a otoczeniem*. Ciepłownictwo Ogrzewnictwo Wentylacja 6, 221-223.
- Bogdan A. (2010j) *Zmiana temperatury skóry jako parametr określający komfort cieplny człowieka*. Ciepłownictwo Ogrzewnictwo Wentylacja 3, 107-109.
- Bogdan A. (2011a) *Metody implemetacji odzieży w symulacjach wpływu człowieka na parametry powietrza w otoczeniu*. Ciepłownictwo Ogrzewnictwo Wentylacja [przyjęty do druku].
- Bogdan A. (2011b) *Metody symulacji wpływu procesu oddychania za pomocą numerycznego modelu człowieka*. Ciepłownictwo Ogrzewnictwo Wentylacja [przyjęty do druku].
- Bogdan A. (2011c) *Numeryczny model cieplny do symulacji wpływu człowieka na ruch powietrza w pomieszczeniu*. Instal [przyjęty do druku].
- Bogdan A. (2011d) *Ocena oddziaływania człowieka na parametry powietrza w pomieszczeniu za pomocą numerycznych modeli człowieka*. Ciepłownictwo Ogrzewnictwo Wentylacja [przyjęty do druku].

- Bogdan A. (2011e) Stosowanie manekinów termicznych do symulacji wpływu człowieka na środowisko w pomieszczeniach. *Ciepłownictwo Ogrzewnictwo Wentylacja* [przyjęty do druku].
- Bogdan A. (2011f) *Zastosowanie numerycznych modeli człowieka w wentylacji i klimatyzacji*. *Chłodnictwo i Klimatyzacja*, 3, 34-36.
- Bogdan A., Chludzińska M. (2008a) *Comparative evaluation of thermal plumes formed above a thermal manikin and humans – the pilot study results*. W: The 11th International Conference on Indoor Air Quality and Climate [proceedings, CD-ROM], Copenhagen.
- Bogdan A., Chludzińska M. (2008b) *Ocena porównawcza strumieni konwekcyjnych kształtujących się nad manekinem termicznym oraz człowiekiem*. W: Materiały konferencyjne XII Międzynarodowej Konferencji Air Conditioning, Air Protection & District Heating, Szklarska Poręba, 69-74.
- Bogdan A., Chludzińska M. (2008c) *Oddziaływanie człowieka na środowisko w pomieszczeniach*. *Ciepłownictwo Ogrzewnictwo Wentylacja* 5, 40-44.
- Bogdan A., Chludzińska M. (2008d) *Wybrane aspekty dotyczące strumieni konwekcyjnych kształtujących się nad człowiekiem*. *Ciepłownictwo Ogrzewnictwo Wentylacja* 12, 33-35.
- Bogdan A., Chludzińska M. (2009a) *Ocena działania wentylacji indywidualnej przy zastosowaniu manekina termicznego*. *Ciepłownictwo Ogrzewnictwo Wentylacja* 4, 25-28.
- Bogdan A., Chludzińska M. (2009b) *Thermal comfort in office rooms using personalized ventilation*. The Healthy Buildings 2009 [proceedings, CD-ROM], Syracuse.
- Bogdan A., Chludzińska M. (2010) *Assessment of Thermal Comfort Using Personalized Ventilation*. *HVAC & R Journal*, 16, 4, 529-543.
- Bogdan A., Sudoł-Szopińska I. (2010) *Thermal loads at workstations*. W: Handbook of Occupational Safety and Health. Red. D. Koradecka. CRC, Taylor & Francis, Boca Raton, s. 327-345.
- Bogdan A., Sudoł-Szopińska I., Szopiński T. (2011) Assessment of textiles for use in operating theatres with respect to the thermal comfort of surgeons. *Fibres & Textiles in Eastern Europe*. 19, no 2(85), 65-69.
- Bogdan A., Zwolińska M. (2010) *Wpływ odzieży na wymianę ciepła pomiędzy człowiekiem a otoczeniem*. *Ciepłownictwo Ogrzewnictwo Wentylacja* 1, 31-34.
- Bolashikov Z. D., Nagano, H., Melikov, A. K., Meyer K. E., Kato S. (2009) *Control of the Free Convection Flow within the Breathing Zone by Confluent Jets for Improved Performance of Personalized Ventilation: Part 2. Inhaled Air Quality*. W: The Healthy Buildings 2009, Conference and Exhibition [proceedings, CD-ROM], Syracuse.
- Borg G. (1998) *Borg's perceived exertion and pain scales*. Human Kinetics, IL.
- Brohus H. (1997) *Personal exposure to contaminant sources in ventilated rooms*. PhD thesis. Aalborg University.
- Brohus H. (1999) *Measurement of indoor air quality by means of a breathing thermal manikin*. W: Proceedings of the 3rd International Meeting on Thermal Manikin Testing 3IMM, Stockholm.
- Brohus H., Nielsen P.V. (1996a) *CFD models of persons evaluated by full-scale wind channel experiments*. W: Proceedings of Roomvent 96, Yokohama, 2, 137-44.

- Brohus H., Nielsen P.V. (1996b) *Personal exposure in displacement ventilated rooms*. Indoor Air 6, 157-167.
- Bullard R.W., Banerjee M.R., Chen F., Elizondo R., McIntyre B.A. (1970) *Skin temperature and thermoregulatory sweating: A control systems approach*. W: Physiological and Behavioral Temperature Regulation. Hardy & Gage & Stolwijk, Springfield, 597-610.
- Burke R., Rugh J., Farrington R. (2003) *ADAM – the Advanced Automotive Manikin*. W: 5th International Meeting on Thermal Manikins and Modeling [proceedings, CD-ROM], Strasbourg.
- Burton A.C. (1935) *Human calorimetry. II. The average temperature of the tissue of the body*. J. Nutr. 9, 261-280.
- Cabanac M. (1981) *Physiological signals for thermal comfort*. W: Bioengineering, thermal physiology and comfort. Red. K. Cena, J.A. Clark. Elsevier, Amsterdam, 181-192.
- Cabanac M., Massonnet B. (1977) *Thermoregulatory responses as a function of core temperature in humans*. J. Physiol. 265, 587-596.
- Candas V., Sari H., Herrmann C. (1998) Assessment of risk of discomfort due to thermal transient based on a computer model of thermoregulation. W: Environmental Ergonomics VIII. Red. J. Hodgdon, J. Haney, M. Buono M. San Diego, 395-398.
- Chao C.Y.H., Wan M.P., Morawska L., Johnson G.R., Ristovski Z.D., Hargreaves M., Mengersen K., Corbett S., Li Y., Xie X., Katoshevski D. (2009) *Characterization of expiration air jets and droplet size distributions immediately at the mouth opening*. J. Aerosol Sci. 40 (2), 122-133.
- Chen Q. (1996) *Prediction of room air motion by Reynolds-stress models*. Build. and Environ. 31 (3), 233-244.
- Chen Q. (1997) *Computational fluid dynamics for HVAC: successes and failures*. ASHRAE Transactions 103 (1), 178-187.
- Chen Q. (1999) *Comparison of different k-e models for indoor airflow computations*. Part B, Fundamentals Numerical Heat Transfer 28 (3), 353-369.
- Chen Q. (2006) *Design of natural ventilation with CFD*. W: Sustainable Urban Housing in China. Red. L.R. Glicksman, J. Lin. Springer, Purdue, 116-123.
- Chen Q., Lee K., Mazumdar K., Poussou S., Wang L., Wang M., Zhang Z. (2010) *Ventilation performance prediction for buildings: Model assessment*. Build. and Environ. 45 (2), 295-303.
- Chen Q., Srebric J. (2002) *A procedure for verification, validation, and reporting of indoor environment CFD analyses*. HVAC&R Research 8 (2), 201-216.
- Chen Q., Zhai Z., Wang L. (2007) *Computer modeling of multiscale fluid flow and heat and mass transfer in engineered spaces*. Chemical Engineering Science 62, 3580-3588.
- Cheonga K.W.D., Yua W.J., Kosonen R., Thama K.W., Sekhar S.C. (2006) *Assessment of thermal environment using a thermal manikin in a field environment chamber served by displacement ventilation system*. Build. and Environ. 41, 1661-1670.
- Chludzińska M., Bogdan A., Mizieliński B. (2009) *Technique for measuring personalized ventilation comfort using thermal manikin*. W: The 11th International Conference on Air Distribution in Rooms, ROOMVENT 2009 [proceedings, CD-ROM], Busan, Korea.

- Choi J.K., Miki K., Sagawa S., Shiraki K. (1997) *Evaluation of mean skin temperature formulas by infrared thermography*. Int. J. Biometeorol. 41, 68-75.
- Chojnacka A. (2007) *Intensyfikacja pobudzanego mechanicznie konwekcyjnego wnoszenia powietrza*. [rozprawa doktorska]. Politechnika Warszawska, Warszawa.
- Clarc R., Edholm O. (1985) *Man and his thermal environment*. Edward Arnold, London.
- Colin J., Houdas Y. (1967) *Experimental determination of coefficient of heat exchange by convection of the human body*. J. Appl. Physiol. 22, 31-38.
- Colin J., Timbal J., Houdas Y., Boutelier C., Guieu J.D. (1971) *Computation of mean body temperature from rectal and skin temperatures*. J. Appl. Physiol. 31, 484-489.
- Computer simulations and experimental measurements of air distributions in buildings: past, present, and future* (2007) Red. Q. Chen. HVAC&R Research 13 (6), 849-997.
- Coulson J.M., Richardson J.F. (1989) *Chemical Engineering*. Vol.1. *Fluid Flow, Heat Transfer and Mass Transfer*. Pergamon Press, Oxford.
- Dasler A. (1977) *Heat stress, work function and physiological heat exposure limits in man*. W: Thermal Analysis – Human Comfort – Indoor Environments, NBS Special Publication 491. Waszyngton, US Department of Commerce.
- Dear R.J. de, Arens E., Hui Z., Oguro M. (1997) *Convective and radiative heat transfer coefficients for individual human body segments*. Int. J. Biometeorol. 40, 141-156.
- Demokritou P., Yang C., Chen Q., Spengler J.D. (2002) *An experimental method for contaminant dispersal characterization in large industrial buildings for indoor air quality (IAQ) applications*. Build. and Environ. 37 (3), 305-312.
- Douglas N.J., White D.P., Weil J.V., Zwillich C.W. (1983) *Effect of breathing route on ventilation and ventilatory drive*. Respir Physiol. 51 (2), 209-218.
- DuBois D., DuBois E.F. (1916) *A formula to estimate surface area in height and weight are known*. Archives of Internal. Medicine 17, 863.
- DuBois E.F. (1936) *Basal metabolism in health and disease, chapter VII. The estimation of the surface area of the body*. Lea & Febiger, Philadelphia, s. 125-144.
- Duguid J.P. (1945) *The size and the duration of air-carriage of respiratory droplets and droplet nuclei*. Edinburgh Med. J. 54, 471-479.
- Dyrektywa 2002/91/EC Parlamentu Europejskiego i Rady z dnia 16 grudnia 2002 r. w sprawie charakterystyki energetycznej budynków.
- Edholm O. G. (1978) *Man – hot and cold*. Edward Arnold, London.
- Edholm O. G., Weiner J. S. (1981) *The principles and Practice of Human Physiology*. Academ Press, London.
- Edwards D.A., Man J.C., Brand P., Katstra J.P., Sommerei K., Stone H.A., Nardell E., Scheuch G. (2004) *Inhaling to mitigate exhaled bioaerosols*. W: Proc. Natl. Acad. Sci. USA 101, 17383-17388.
- Fabian P., McDevitt J.J., DeHaan W.H., Fung R.O.P., Cowling B.J., Chan K.H., Leung G.M., Milton D.K. (2008) *Influenza Virus in Human Exhaled Breath: An Observational Study*. PLoS One 2008 Jul 16;3 (7): e2691.
- Fairchild C.I., Stamper J.K. (1987) *Particle concentration in exhaled breath*. Am. Ind. Hyg. Assoc. J. 48, 948-949.

- Fanger P. O. (1970) *Thermal Comfort – Analysis and Application in Environmental Engineering*. Danish Technical Press, Copenhagen.
- Fanger P. O., Popiołek Z., Wargocki P. (2003) *Środowisko wewnętrzne. Wpływ na zdrowie, komfort i wydajność pracy*. Politechnika Śląska, Gliwice.
- Farrington R., Rugh J., Bharathan D., Burke, R. (2004) *Use of a Thermal Manikin to Evaluate Human Thermoregulatory Responses in Transient, Non-Uniform, Thermal Environments*. W: 4th International Conference on Environmental Systems, SAE 2004-01-2345, Colorado Springs.
- Fiala D. (1998) *Dynamic Simulation of Human Heat Transfer and Thermal Comfort*. Institute of Energy and Sustainable Development de Montfort University Leicester and Joseph-von-Egle Institut für Angewandte Forschung FH Stuttgart.
- Fiala D., Lomas K., Stohrer M. (1999) *A computer model of human thermoregulation for a wide range of environmental conditions: the passive system*. J. Appl. Physiol. 87 (5), 1957-1972.
- Fizjologia człowieka z elementami fizjologii klinicznej i stosowanej* (2004) Red. W.Z. Traczyk, A. Trzebski. PZWŁ, Warszawa.
- Fox W. (1967) *Human performance in the cold*. Human Factors 9, 203-220.
- Fu G., Jones B. (1996) *Combined finite element human thermal model and finite difference clothing model*. W: Environmental Ergonomics. Red. Y. Shapiro, D.S. Morgan, Y. Epstein. Freund, Tel Aviv, 166-169.
- Fuliotto R., Cambuli F., Mandas N., Bacchin N., Manara G., Chen Q. (2010) *Experimental and numerical analysis of heat transfer and airflow on an interactive building façade*. Energy and Buildings 42 (1), 23-28.
- Gagge A.P., Hardy J.D. (1967) *Thermal radiation exchange of the human by partitioned calorimetry*. J. of Appl. Physiol. 23, 248-258.
- Gagge A.P., Nishi Y. (1977) *Heat exchange between human skin surface and thermal environment*. W: Handbook of physiology. Red. D.H.K. Lee. American Physiological Society, Bethesda, 69-92.
- Gagge A.P., Nishi Y., Nevins R.G. (1976) *The role of clothing in meeting FEA energy conservation guidelines*. ASHRAE Transactions 82 (2), 234-247.
- Gagge A.P., Stolwijk J., Hardy J. (1967) *Comfort and thermal sensation and associated physiological responses at various ambient temperatures*. Environ. Research 1, 1-20.
- Gan G. (1994) *Numerical Method for a full Assessment of Indoor Thermal Comfort*. Int. J. of Indoor Air Quality and Climate 4, 3, 154-168.
- Gan G., Awbi H.B. (1994) *Numerical simulation of the indoor environment*. Build. and Environ. 29, 449-59.
- Gao N., Niu J. (2004) *CFD study on micro-environment around human body and personalized ventilation*. Build. and Environ. 39, 795-805.
- Gardon P. (1956) *The emissivity of transparent materials*. J. Am. Ceramic Soc., 39, No. 8, 278-285
- Gonzalez R.R., Berglund L.G. Gagge A.P. (1978) *Indices of thermoregulatory strain for moderate exercise in the heat*. J. Appl. Physiol. 44, 889-899.

- Gordon R. G. (1974) *The response of a human temperature regulatory system model in cold*. Univeristy of California, Santa Barbara.
- Gordon R.G., Roemer R.B., Horvath S.M. (1976) *A mathematical model of the human temperature regulatory system – transient cold exposure response*. IEEE Trans. Biomed. Eng. 23, 434-444.
- Gosselin J.R., Chen Q. (2008) *A dual airflow window for indoor air quality improvement and energy conservation in buildings*. HVAC&R Research 14 (3), 359-372.
- Greger R., Windhorst U. (1996) *Comprehensive human physiology*. Springer Verlag, Heidelberg.
- Grether W.F. (1973) *Human performance at elevated environmental temperature*. Aerospace Med. 44, 747-55.
- Griffith B., Chen Q. (2003) *A momentum-zonal model for predicting zone airflow and temperature distributions to enhance building load and energy simulations*. HVAC&R Research 9 (3), 309-325.
- Griffith B., Chen Q. (2004) *Framework for coupling room air models to heat balance model load and energy calculations*. HVAC&R Research 10 (2), 91-111.
- Gupta J.K., Lin C.H., Chen, Q. (2009) *Flow dynamics and characterization of a cough*. Indoor Air 19, 517-525.
- Gupta J.K., Lin C.H., Chen, Q. (2010) *Characterizing exhaled airflow from breathing and talking*. Indoor Air 20, 31-39.
- Hardy J.D. (1949) *Heat transfer*. W: Physiology of heat regulation and science of clothing. L.H. Newburgh, W.B. Saunders Ltd., London, 78-108.
- Hardy J.D. (1970) *Thermal comfort: skin temperature and physiological thermoregulation*. W: Physiological and Behavioural Temperature Regulation. Hardy, Gagge & Stolwijk, Springfield, 856-873.
- Hardy J.D. (1978) *Regulation of body temperature in man – an overview*. W: Energy Conservation Strategies in Buildings. Red. J.A.J. Stolwijk. J. B. Pierce Foundation of Connecticut, Inc., Springfield, 2, 14-37.
- Hardy J.D., DuBois E.F. (1938) *The technic of measuring radiation and convection*. J. Nutr. 15, 461-475.
- Hardy J.D., Gagge A.P., Stolwijk J.A.J. (1970) *Physiological and Behavioral Temperature Regulation*. Chales C. Thomas, Springfield.
- Hardy J.D., Stolwijk J.A.J. (1966) *Partitional calorimetric studies of man during exposures to thermal transients*. J. Appl. Physiol. 21, 1799-1806.
- Hasalam R. (1989) *An evaluation of models of human response to hot and cold environments*. Loughborough University.
- Hasalam R., Parson K. (1988) *Quantifying the effect of clothing for models of human response to the thermal environment*. Ergonomics 31 (12), 1787-1806.
- Hasalam R., Parsons K. (1989) *Models of human response to hot and cold environments*. Human Modelling Group Final Report. APRE, Farnborough.
- Hayward J. S., Eckerson J.D., Collis M.L. (1977) *Thermoregulatory heat production in man: prediction equation based on skin and core temperatures*. J. Appl. Physiol. 42, 377-384.

- He G., Yang X., Srebric J. (2005) *Removal of contaminants released from room surfaces by displacement and mixing ventilation: modeling and validation*. Indoor Air 15, 367-380.
- Hee-Jin P., Holland D. (2001) *The effect of location of a convective heat source on displacement ventilation: CFD study*. Build. and Environ. 36, 883-889.
- Hensel H. (1981) *Thermoreception and temperature regulation*. Monographs of the physiological society no.38. Academic Press, London.
- Herman, Irving P. (2007) *Physics of the human body*. Springer, Berlin.
- Higenbottam C., Neale M. S., Witney W.R. (1997) *Thermal manikin measurements for human thermoregulatory modelling: the needs and options*. W: Thermal Manikin Testing. W: Proceedings of a European Seminar at the National Institute for Working Life, Stockholm, 6-16.
- Holmberg S., Chen Q. (2003) *Air flow and particle control with different ventilation systems in a classroom*. Indoor Air 13, 200-204.
- Holmer I. (2004) *Thermal manikin history and applications*. Eur. J. of Appl. Physiol. 92, 614-618.
- Houdas Y, Ring E.J.J. (1982) *Human body temperature*. Plenum Press, New York, 95-103.
- Huang J.M., Chen Q., Ribot, B., Rivoalen H. (2004) *Modeling contaminant exposure in a single-family house*. Indoor and Built Environ. 13, 5-19.
- Huizenga C., Hui Z., Arens E. (2001) *A model of human physiology and comfort for assessing complex thermal environments*. Build. and Environ. 36, 691-699.
- Humphreys M.A., McCartney K.J., Nicol J.F., Raja I.A. (1999) *An analysis of some observations of the finger-temperature and thermal comfort of office workers*. W: 8th International Conference on Indoor Air Quality and Climate – Indoor Air [proceedings], Edingburgh, 1, 602-607.
- Hyldgaard C.E. (1994) *Human as a Source of Heat and Air Pollution*. W: Proceedings of the 4th International Conference on Air Distribution in Rooms – Roomvent '94, Kraków, 1, 413-433.
- Hyldgaard C.E. (1998) *Thermal Plumes Above a Person*. W: Proceedings of the 6th International Conference on Air Distribution in Rooms, ROOMVENT '98. Red. E. Mundt, T.G. Malmström. Stockholm, 1, 407-413.
- Hyun S., Kleinstreuer C. (2001) *Numerical simulation of mixed convection heat and mass transfer in a human inhalation test chamber*. Int. J. of Heat and Mass Transfer 44 (12), 2247–2260.
- Ito K., Kato S., Zhu Q., Murakami S. (2002) *Benchmark Tests for a Computer Simulated Person*. CFD Analysis of Chemically Reactive Pollutants in 2D Test Room. W: Proceedings of Indoor Air. The 9th International Conference on Indoor Air Quality and Climate [CD-ROM].
- Jaworski J. (2000) *Termografia budynków*. Dolnośląskie Wyd. Edukacyjne, Wrocław.
- Jaworski Z. (2005) *Numeryczna mechanika płynów w inżynierii chemicznej i procesowej*. Akademicka Oficyna Wyd. EWIT, Warszawa.
- Jiang Y., Allocca C., Chen, Q. (2004) *Validation of CFD simulations for natural ventilation*. Int. J. of Ventil. 2 (4), 359-370.

- Jiang Y., Chen Q. (2002) *Effect of fluctuating wind direction on cross natural ventilation in building from large eddy simulation*. Build. and Environ. 37, 379-386.
- Johnson J.L., Rowell L.B., Brengelmann G.L. (1974) *Modification of the skin blood flow – body temperature relationship by upright exercise*. J. Appl. Physiol. 37, 880-886.
- Kang Z.J. (2002) *An Occupant-Coupled CFD Model for Local WBGT Analysis in a Ventilated Enclosure*. J. of the Human-Environ.System 5, 2, 79-86.
- Kato S., Yang J.H. (2003) *Benchmark test for a computer simulation person: experimental result of displacement ventilation*. Institute of Industrial Science, University of Tokyo.
- Kenshalo D.R. (1970) *Psychophysical studies of temperature sensitivity*. W: Contributions of Sensory Physiology. Red. W.D. Neff. Academic Press, New York, 19-74.
- Kerslake D. (1972) *The stress of hot environment*. Cambridge Univeristy Press.
- Kobayashi N., Chen Q. (2003) *Floor-supply displacement ventilation in a small office*. Indoor and Built Environ. 12 (4), 281-292.
- Kociuba-Uściłko H. (2004) *Termoregulacja*. W: Fizjologia człowieka z elementami fizjologii klinicznej i stosowanej. Red. W.Z. Traczyk, A. Trzebski. PZWL, Warszawa.
- Kofoed P. (1991) *Thermal plumes in ventilated rooms*. Institutet for Bygningsteknik, Dept. Of Buildings Technology and Structural Engineering, Univeristy of Aalborg.
- Konarska M., Sołtynski K., Sudoł-Szopińska I., Chojnacka A. (2007) *Comparative evaluation of clothing thermal insulation measured on a thermal manikin and on volunteers*. Fibres & Textiles in Eastern Europe 15, 2 (61), 79- 85.
- Konarska M., Sołtynski K., Sudoł-Szopińska I., Młodziak D., Chojnacka A. (2006) *Aspects of standardization in measuring clothing thermal insulation on thermal manikin*. Fibres & Textiles in Eastern Europe 14, 4 (58), 58- 63.
- Konz S., Hwang C., Dhiman B., Duncan B., Masud A. (1977) *An experimental validation of mathematical simulation of human thermoregulation*. Comput. Biol. Med. 7, 71-82.
- Kuklane K., Sandsund M., Reinertsen R.E., Tochiyara Y., Fukazawa T., Holmer I. (2004) *Comparison of thermal manikins of different body shapes and size*. Eur. J. Appl. Physiol. 92, 683-688.
- Kuznetz L. H. (1979) *Two dimensional transient mathematical model of human thermoregulation*. Am. J. Physiol. 237, R266-R277.
- Lee K.S., Jiang Z., Chen Q. (2009a) *Air distribution effectiveness with stratified air distribution systems*. ASHRAE Research Project RP-1373, 115 (2), 1.
- Lee K.S., Zhang T., Jiang Z., Chen, Q. (2009b) *Comparison of airflow and contaminant distributions in rooms with traditional displacement ventilation and under-floor air distribution systems*. ASHRAE Research Project RP-1373, 115 (2), 15.
- Li L., Li Y., Nielsen P.V., Jensen R. L., Litewnicki M., Zajas J. (2009) *An Experimental Study of Human Exhalation during Breathing and Coughing in a Mixing Ventilated Room*. W: Proceedings of Healthy Buildings 2009, Syracuse [CD-ROM].
- Libert J.P., Candas V., Vogt J.J. (1978) *Sweating response in man during transient rises of air temperature*. J. Appl. Physiol. 44, 284-290.
- Lim E., Sagara K., Yamanaka T., Kotani H. (2007) *CFD analysis of Airflow Characteristics inside Office Room with Hybrid Air-conditioning System*. W: 6th International

- Conference on Indoor Air Quality, Ventilation & Energy Conservation in Buildings – IAQVEC 2007 [proceedings, CD-ROM], Sendai.
- Lind A. (1963) *A physiological criterion for setting thermal environmental limits for everybody's work*. J. Appl. Physiol. 18, 51-56.
- List E.J. (1982) *Turbulent Jets and Plumes*. Ann. Rev. Fluid Mech. 14, 189-212.
- Lomax H., Pulliam T.H., Zingg D.W. (1999) *Fundamentals of Computational Fluid Dynamics*. NASA Ames Research Center, University of Toronto Institute for Aerospace Studies.
- Lotens W. (1993) *Heat transfer from humans wearing clothing*. Univeristy of Delft.
- Lotens W. A. (1988) *Comparison of Thermal Predictive Models for Clothed Humans*. ASHRAE Transactions 16, 1321-1340.
- Madsen T. (1993) *Thermal effects of ventilated car seats*. W: Advances in industrial ergonomics and safety. Red. R. Nielsen, K. Joergensen. Taylor and Francis, London, 411-418.
- Maksymowicz K., Dudek K., Bauer J. (2007) *Ocena możliwości zastosowania techniki termowizyjnej w diagnostyce medyczno-sądowej. Postawy teoretyczne*. Annales Academiae Medicae Stetinensis 53, 102-106.
- Marr D., Khan T., Glauser M., Higuchi H., Zhang J. (2005) *On Particle Image Velocimetry (PIV) Measurements in the Breathing Zone of a Thermal Breathing Manikin*. Ashrae Transactions: Research, 299-305.
- Martin P. (1999) *CFD in the real world*. ASHRAE J. 1, 20-25.
- Mason M. T. (1967) *Study of the surface emissivity of textile fabric and materials in the 1 to 15mu range*. Engineering Incorporated, Cambridge.
- Materiały informacyjne firmy FLIRSystems www.flir.com.pl/
- Materiały informacyjne firmy FLUKE www.fluke.com
- Materiały informacyjne firmy InfraTec www.infratec.de
- Materiały informacyjne firmy Infrathermal www.infrathermal.com
- Materiały informacyjne firmy Nec-Avio www.nec-avio.co.jp
- Mazumdar S., Chen Q. (2009) *A one-dimensional analytical model for airborne contaminant transport in airliner cabins*. Indoor Air 19 (1), 3-13.
- McCaffrey T.V., Wurster R.D., Jacobs H.K., Euler D.E., Geis G.S. (1979) *Role of skin temperature in the control of sweating*. J. Appl. Physiol. 47, 591-597.
- McCullough E.A., Jones B.W. (1984) *A comprehensive data base for estimating clothing insulation*. IER Technical Report 84-01 Institute for Environmental Research, Kansas State University, Manhattan. (Final report to ASHRAE research project 411-RP).
- McIntyre D.A. (1980) *Indoor Climate*. Applied Science, London.
- Melikov A., Cermak R., Mayer M. (2002) *Personalized ventilation: evaluation of different air terminal devices*. Energy Build. 34, 829-836.
- Melikov A., Kaczmarczyk J. (2007) *Measurement and prediction of indoor air quality using a breathing thermal manekin*. Indoor Air 17 (1), 50-59.
- Merekalov S.A., Bulavin Y.K. (1968) Determination of the optical coefficients of textiles. Inzhenerno-Fizicheskii Zhurnal 14, 6, 1014-1017.

- Mierzwinski S. (1980). *Air motion and temperature distribution above a human body in result of natural convection*. KTH, Stockholm.
- Miller N.C., Seagrave R.C. (1974) *A model of human thermoregulation during water immersion*. *Comput. Biol. Med.* 4, 165-182.
- Minikina W. (2004) *Pomiary termowizyjne – przyrządy i metody*. Wyd. Politechniki Częstochowskiej, Częstochowa.
- Mitchell D. (1974) *Convective heat transfer in man and other animals. Heat loss from animals and man*. Butterworth Publishing, London.
- Mitchell D., Wyndham C.H. (1969) *Comparison of weighting formula for calculating mean skin temperature*. *J. Appl. Physiol.* 26, 616-622.
- Mizieliński B., Osiecka A. (1998) *Strumienie wznoszące zadymionego powietrza*. *Prace Nauk. Politechniki Warszawskiej, Inżynieria Środowiska* 24.
- Montgomery L. (1974) *A model of heat transfer in immersed man*. *Annals of Biomed. Engineering*, 2, 19-46.
- Morawska L., Johnson G.R., Ristovski Z., Hargreaves M., Mengersen K., Chao C.Y.H., Li Y., Katoshevski D. (2009) *Size Distribution and Sites of Origins of Droplets Expelled from the Human Respiratory Tract During Expiratory Activities*. *J. Aerosol Sci.* 40, 256-269.
- Murakami S. (2004) *Analysis and design of micro-climate around the human body with respiration by CFD*. *Indoor Air* 14, 7, 144-156.
- Murakami S., Kato S., Zeng J. (1997) *Flow and temperature fields around human body with various room air distribution, CFD study on computational thermal manikin. Part I*. *ASHRAE Transactions* 103 (1), 3-15.
- Murakami S., Kato S., Zeng J. (1998) *Numerical simulation of contaminant distribution around a modelled human body: CFD study on computational thermal manikin. Part II*. *ASHRAE Transactions*, 104 (2), 226-233.
- Murakami S., Kato S., Zeng J. (2000) *Combined simulation of airflow, radiation and moisture transport for heat release from a human body*. *Build. and Environ.* 35, 489-500.
- Nadel E.R., Bullard R.W., Stolwijk J.A.J. (1971) *Importance of skin temperature in the regulation of sweating*. *J. Appl. Physiol.* 31, 80-87.
- Nadel E.R., Horvath S.M., Dawson C.A., Tucker A. (1970) *Sensitivity to central and peripheral thermal stimulation in man*. *J. Appl. Physiol.* 29, 603-609.
- Nadel E.R., Mitchell J.W., Stolwijk J.A.J. (1973) *Differential thermal sensitivity in the human skin*. *Pflügers Arch.* 340, 71-76.
- Nadel E.R., Stolwijk J.A.J. (1973) *Effect of skin wettedness on sweat gland response*. *J. Appl. Physiol.* 35, 689- 694.
- Neal M.S. (1998) *Development and application of a clothed thermoregulatory model*, *PhD thesis*. Department of Human Sciences, Loughborough University.
- Nielsen P.V. (1999) *The importance of thermal manikins as a source and obstacle in full-scale experiments*. W: *Proceedings of the 3rd international meeting on thermal manikin testing 3IMM*, Stockholm.
- Nielsen P.V., Allard F., Awbi H.B., Davidson L., Schälén A. (2007) *Computational Fluid Dynamics in Ventilation Design*, REHVA. Red. P.V. Nielsen. REHVA Guidebook, 10.

- Nielsen P.V., Jacobsen T.S., Hansen R. (2002) *Measurement of thermal comfort and local discomfort by a thermal manikin*. ASHRAE Transactions 108 (2), 1097-1103.
- Nielsen P.V., Murakami S., Kato S., Topp C., Yang J.H. (2003) *Benchmark Tests for a Computer Simulated Person*. Indoor Environmental Engineering, Aalborg University <http://www.cfd-benchmarks.com/csptc.html>
- Nielsen R. (1986) *Clothing and thermal environments: Field studies on industrial work in cool conditions*. Appl. Ergonom. 17, 1, 47-57.
- Nielsen R. (1991) *Work clothing*. Int. J. of Indust. Ergonom. 7, 1, 77-85.
- Nilsson H.O. (2004) *Comfort Climate Evaluation with Thermal Manikin Methods and Computer Simulation Models* [phd thesis] Department of Civil and Architectural Engineering Royal Institute of Technology, Department of Technology and Built Environment, University of Gävle.
- Nishi Y., Gagge A.P. (1970) *Direct evaluation of convective heat transfer coefficient by naphthalene sublimation*. J. Appl. Physiol. 29, 830-838.
- Nishi Y., Gonzalez R.R., Gagge A.P. (1975) *Direct measurement of clothing heat transfer properties during sensible and insensible heat exchange with thermal environment*. ASHRAE Transactions 81 (2), 183-199.
- O'Neill D., Whyte R. (1985) *Predicting heat stress in complex thermal environments*. Report of National Institute of Agricultural Engineering, Silsoe.
- O'Neill D., Whyte R., Stayner R. (1985) *Predicting heat stress in complex thermal environments*. W: Contemporary Ergonomics. Red. O. Osborne. Taylor & Francis, London.
- Olesen B.W., Nielsen R. (1983) *Thermal insulation of clothing measured on a moveable manikin and on human subjects*. Technical University of Denmark, Lyngby.
- Oomori T., Yang J.H., Kato S., Murakami S. (2004) *Coupled Simulation of Convection and Radiation on Thermal Environment around an Accurately Shaped Human Body*. W: Proceedings of ROOMVENT 2004, 9th International Conference on Air Distribution in Rooms, Coimbra [CD-ROM].
- Quintela D., Gaspar A., Borges C. (2004) *Analysis of sensible heat exchanges from a thermal manikin*. Eur. J. Appl. Physiol. 92, 663-668.
- Paderin L. Y. (2004) *Investigation of the Emissive Characteristics of Translucent Fabrics and Films*. J. of Engineering Physics and Thermophysics 77, 3, 56-59. <http://www.itmo.by/jepter/772004e/7730533.html>
- Papineni R.S., Rosenthal F.S. (1997) *The size distribution of droplets in the exhaled breath of healthy human subjects*. J Aerosol Med. 10, 105-116.
- Park Y.H., Iwamoto I., Tajima F., Miki K., Park Y.S., Shiraki K. (1988) *Effect of pressure on thermal insulation in human wearing wet suits*. J. Appl. Physiol. 64, 1916-1922.
- Parson K. (2003) *Human thermal environments. The effects of hot, moderate and cold environments on human health, comfort and performance*. Taylor&Francis, London.
- Patankar S.V. (1980) *Numerical Heat Transfer and Fluid Flow*. Hemisphere Publ. Corp., New York.
- Popiołek Z. (1987) *Badanie i modelowanie strug konwekcyjnych z uwagi na kształtowanie procesu wentylacji*. Zeszyty Nauk. Politechniki Śląskiej. Inżynieria Środowiska. Gliwice.

- Posner J.D., Buchanan C.R., Dunn-Rankin D. (2003) *Measurement and prediction of indoor air flow in a model room*. Energy and Build. 35, 515-26.
- Psikuta A. (2009) *Development of an 'artificial human' for clothing research*, PhD thesis. Institute of Energy and Sustainable Development at De Montfort University Leicester & Empa – Swiss Federal Laboratories for Materials Testing and Research in St. Gallen.
- Psikuta A., Richrds M., Fiala D. (2008) *Single-sector thermophysiological human simulator*. Physiol. Meas. 29, 181-192.
- Ramanathan N.L. (1964) *A new weighting system for mean surface temperature of the human body*. J. Appl. Physiol. 19, 531-533.
- Rapp G.M. (1973) *Convective heat transfer and convective coefficients of nude man, cylinders and spheres at low velocities*. ASHRAE Transactions, 75 (1): 75–87, 2264–2275.
- Rapp G.M. Gagge A.P. (1967) *Configuration factors and comfort design in radiant beam heating of man by high temperature infrared sources*. ASHRAE Transactions 73 (2), III.1.1–III.1.18.
- Raven P.R., Horvath S.M. (1970) *Variability of physiological parameters of unacclimatized males during a two-hour cold stress of 5 IC*. Int. J. Biometeorol. 14 (3), 309-320.
- Richardson G. (1985) *A revive of human thermoregulation and its simulation*. RAF Institute of Aviation Medicine. Franbrouth, Hampshire, ISM Report 643.
- Richmond-Bryant J. (2009) *Transport of exhaled particulate matter in airborne infection isolation rooms*. Build. and Environ. 44, 44-55.
- Ringuest J. (1981) *A statistical model of the controller function of the human temperature regulating system* [phd thesis]. Clemson Univeristy.
- Robinson S. (1938) *Experimental studies of physical fitness in relation to age*. Eur. J. of Appl.Physiol. 10, 251-323.
- Russo J.S., Dang T.Q., Khalifa H.E (2009) *Computational Analysis of Reduced-mixing Personal Ventilation Jets*. Build. and Environ 44, 8, 1559-1567.
- Saltin B., Gagge A.P., Stolwijk J.A.J. (1970) *Body temperatures and sweating during thermal transients caused by exercise*. J. Appl. Physiol. 28, 318-327.
- Seppanen O., McNall P.E., Munson D.M., Sprague C.H. (1972) *Thermal insulating values for typical indoor clothing ensembles*. ASHRAE Transactions 78 (1), 120-130.
- Sideroff C.N., Dang T. Q. (2004) *Validation and Verification of CFD for the Personal Microenvironment: Benchmark Test for a Computer Simulated Person*. W: Proceedings of ROOMVENT 2004, 9th International Conference on Air Distribution in Rooms, Coimbra [CD-ROM].
- Sideroff C.N., Dang T.Q. (2005a) *CFD Analysis of the Flow around a Computer Simulated Person in a Displacement Ventilated Room*. W: Proceedings of the 10th International Conference on Indoor Air Quality and Climate, Beijing [CD-ROM].
- Sideroff C.N., Dang T.Q. (2005b) *Challenges in evaluating turbulence models with benchmark cases*. W: ASHRAE Summer Meeting, Denver [CD-ROM].
- Sideroff C.N., Dang T.Q. (2005c) *Validation of CFD for the flow around a computer simulated person in a mixing ventilated room*. W: Proceedings of the 10th International Conference on Indoor Air Quality and Climate, Beijing, 3885-3889.

- Skistad H. et.al (2002) *Displacement Ventilation in Non-Industrial Premises*. REHVA Guidebook, 1.
- Smith C. (1991) *A transient three-dimensional model of the human thermal system* [phd thesis]. Kansas State Univeristy.
- Sorensen D.N., Nielsen P.N. (2003) *Quality control of computational fluid dynamics in indoor environments*. Indoor Air 13, 2-17.
- Sorensen D.N., Voigt L.K. (2003) *Modelling flow and heat transfer around seated human body by computational fluid dynamics*. Build. and Environ. 38, 753-762.
- Srebric J., Chen Q. (2001) *A method of test to obtain diffuser data for CFD modeling of room airflow*. ASHRAE Transactions 107 (2), 108-116.
- Srebric J., Chen Q. (2002) *Simplified numerical models for complex air supply diffusers*. HVAC&R Research 8 (3), 277-294.
- Srebric J., Chen Q., Glicksman L.G. (2000) *A coupled air/ow-and-energy simulation program for indoor thermal environmental studies*. ASHRAE Transactions 106 (1), 465-476.
- Srebric J., Vukovic V., He G., Yang X. (2008) *CFD boundary conditions for contaminant dispersion simulations around human occupants in indoor environments*. Build. and Environ. 43, 294-303.
- Stamou A., Katsiris I. (2005) *Verification and application of a CFD model for the evaluation of thermal comfort in office spaces*. Build. and Environ. 41, 1171–1181.
- Stolwijk J.A.J. (1971a) *A mathematical model of physiological temperature regulation in man*. NASA contractor report, NASA CR-1855, Washington.
- Stolwijk J.A.J. (1971b) *Mathematical model of thermoregulation*. W: Physiological and behavioral temperature regulation. Red. J.D. Hardy, A.P. Gagge, J.A.J. Stolwijk. Thomas Publisher, Springfield, 703-721.
- Stolwijk J.A.J. (1977) *Responses to the thermal environment*. Fed. Proc. 36 (5), 1655-8.
- Stolwijk J.A.J. (1979) *Physiological responses and thermal comfort in changing environmental temperature and humidity*. W: Indoor Climate. Red. P.O. Fanger, O. Valbjorn, Danish Building Research Institute, Copenhagen, 491-505.
- Stolwijk J.A.J., Hardy J.D. (1966a) *Partitional calorimetric studies of response of man to thermal transients*. J. Appl. Physiol. 21, 967-977.
- Stolwijk J.A.J., Hardy J.D. (1966b) *Temperature regulation in man – a theoretical study*. Pflügers Archiv. 291, 129-162.
- Stolwijk J.A.J., Nadel E.R., Mitchell J.W., Saltin B. (1971) *Modification of central sweating drive at the periphery*. Int. J. Biometeor. 15, 268-272.
- Strøm-Tejse P., Zukowska D., Jama A., Wyon D.P. (2007) *Assessment of the thermal environment in a simulated aircraft cabin using thermal manikin exposure*. W: Proceedings of 10th International Conference on Air Distribution in Rooms ROOMVENT 2007, Helsinki, 1, 227-234.
- Śliwowski L. (2000) *Mikroklimat wewnątrz i komfort cieplny ludzi w pomieszczeniach*. Oficyna Wyd. Politechniki Wrocławskiej, Wrocław.

- Tanabe S. (2002) *Numerical Comfort Simulator for Evaluating Thermal Environment*. Proceedings of 10th International Conference on Environmental Ergonomics, Fukuoka, 435-438.
- Tanabe S., Arens E.A., Bauman F.S., Zhang H., Madsen T.L. (1994) *Evaluating thermal environments by using a thermal manikin with controlled skin surface temperature*. ASHRAE Transactions 100, 39-48.
- Tanabe S., Kobayashia K., Nakanoa J., Ozekib Y., Konish M. (2002) *Evaluation of thermal comfort using combined multi-node thermoregulation (65MN) and radiation models and computational fluid dynamics (CFD)*. Energy and Buildings, 34, 6, 637-646.
- Teichner W.H. (1958) *Assessment of mean body surface temperature*. J. Appl. Physiol. 12, 169-176.
- Thellier F., Monchoux F., Bonin J., Clement G. (1994) *Model of physiological response during spatial extra-vehicular activity*. Proceedings of 6TH International Conference of Environmental ergonomics, Montebello, Canada, Sep. 25-30, 1994, Red. J. Frim, M.B. Ducharme, P. Tikusis., 174-175.
- Tian Z.F., Tua J.Y., Yeoh G.H., Yuen R.K.K. (2006) *On the numerical study of contaminant particle concentration in indoor airflow*. Build. and Environ. 41, 1504-1514.
- Tikusis P. (1989) *Prediction of the termoregulatory reposnse for clothed immersion in cold water*. Eur. J. of Appl. Physiol. 59, 334-341.
- Tikusis P. (1992) *Modeling of heat transfer*. W: Environmental ergonomics. Red. W. Lotens, G. Havenith. Proceedings of 5TH International Conference of Environmental ergonomics, Montebello, Canada, Sep. 25-30, 1992, Red. J. Frim, M.B. Ducharme, P. Tikusis.
- Tikusis P., Bell D.G., Jacobs I. (1991) *Shivering onset, metabolic response, and convective heat transfer during cold air exposure*. J. Appl. Physiol. 70, 1996-2002.
- Tikusis P., Young A. (1996) *Prediction model development of tolerance/survival times for semi-immersion cold/wer work*. W: Environmental ergonomics. Red. Y. Shapiro, D.S. Moran, Y. Epstein. Freund, Tel Aviv, 186-189.
- Topp C. (2002) *Influence of Geometry of a Computer Simulated Person on Contaminant Distribution and Personal Exposure*. W: Proceedings of 8th International Conference on Air Distribution in Rooms ROOMVENT 2002, Copenhagen [CD-ROM].
- Topp C., Hesselholt P., Trier M.R., Nielsen P.V. (2003) *Influence of geometry of thermal manikins on room airflow*. W: Healthy Buildings 2003 – Proceedings 7th International Conference. Singapore 2, s. 339-344.
- Topp C., Hesselholt P., Trier M. R., Nielsen P.V. (2003) *Influence of geometry of thermal manikins on concentration distribution and personal exposure*. W: Healthy Buildings 2003 – Proceedings 7th International Conference. Singapore [CD-ROM].
- Topp C., Nielsen P.V., Sørensen D.N. (2002) *Application of Computer Simulated Persons in Indoor Environmental Modeling*. ASHRAE Transactions 108 (2), 1084-1089.
- Traczyk W.Z., Trzebski A. (2004) *Fizjologia człowieka z elementami fizjologii klinicznej i stosowanej*. Wyd. Lek. PZWL, Warszawa.

- Trafarski A., Jaskólska Z., Różański L. (2007) *Jakość diagnozowania termograficznego w podczerwieni jako funkcja wymuszenia termicznego w wybranych zastosowaniach medycznych*. *Pomiary Automatyka Kontrola* 9, 437-439.
- Trafarski A., Różański L., Jaskólska Z., Straburzyńska-Lupa A., Korman P., Romanowski W. (2006) *Zastosowanie systemów termograficznych do badania reakcji fizjologicznych człowieka po kriostymulacji miejscowej*. W: *Materiały VII Konferencji TTP 2006*. Wyd. M. Color, 141-146.
- Trzebski A. (2004) *Fizjologia oddychania*. W: *Fizjologia człowieka z elementami fizjologii stosowanej i klinicznej*. Red. W.Z. Traczyk, A. Trzebski. Warszawa, Wyd. Lek. PZWL, s. 629-716.
- Versteeg H.K., Malalasekera W. (1995) *An Introduction to Computational Fluid Dynamics – The Finite Volume Method*. Longman Scientific & Technical, Essex.
- Vigo System www.vigo.com.pl
- Voigt L.K. (2001) *Navier–Stokes simulations of airflow in rooms and around a human body*. PhD thesis. Technical University of Denmark.
- Wagner J.A., Horvath S.M. (1985) *Influences of age and gender on human thermoregulatory responses to cold exposures*. *J. Appl. Physiol.* 58, 180-186.
- Wang D., Zhang H., Arens E., Huizenga C. (2007) *Observations of upper-extremity skin temperature and corresponding over-all body thermal sensations and comfort*. *Build. and Environ.* 42 (12), 3933-3943.
- Wang L., Chen Q. (2007a) *Theoretical and numerical studies of coupling multizone and CFD models for building air distribution simulations*. *Indoor Air* 17, 348-361.
- Wang L., Chen Q. (2007b) *Validation of a coupled multizone and CFD program for building airflow and contaminant transport simulations*. *HVAC&R Research* 13 (2), 267-281.
- Wang L., Chen Q. (2008a) *Applications of a coupled multizone and CFD model to calculate airflow and contaminant dispersion in built environment for emergency management*. *HVAC&R Research* 14 (6), 15, 925-939.
- Wang L., Chen Q. (2008b) *Evaluation of some assumptions used in multizone airflow network models*. *Build. and Environ.* 43 (10), 1671-1677.
- Wang M., Chen Q. (2009) *Assessment of various turbulence models for transitional flows in enclosed environment*. *HVAC&R Research* 15 (6), 1099-1119.
- Weddel G., Miller S. (1962) *Cutaneous sensibility*. *Ann. Rev. of Physiol.* 24, 199-222.
- Wang S. (1999) *Dynamic simulation of building VAV air conditioning system and evaluation of EMCS on-line control strategies*. *Build. and Environ.* 34, 681-705.
- Wei Y., Zhang Y., Sun Y., Li D. (2009) *Experimental and CFD study of unsteady airborne pollutant transport within an aircraft cabin mock-up*. *Build. and Environ.* 44, 1, 34-43.
- Wei Y., Zhao J., Chen Q. (2010) *Energy performance of a dual airflow window under different climates*. *Energy and Build.* 42 (1), 111-122.
- Wells W.F., Wells M.W., Mudd S. (1939) *Infection of Air: Bacteriologic and Epidemiologic Factors*. *American J. of Public Health* 29, 863-880.
- Werner J. (1990) *Properties of the human thermostat: results from mathematical and experimental analyses*. W: *Proceedings of the International Conference on Environmental Ergonomics-IV*, Austin, 24-25.

- Wissler E.H. (1964) *A mathematical model of the human thermal system*. Bull.Math. Biophys. 26, 147-166.
- Wissler E.H. (1985) *Mathematical simulation of human thermal behaviour using whole body models*. W: Heat Transfer in Medicine and Biology – Analysis and Applications. Red. A. Shitzer, R.C. Eberhart. Plenum Press, New York, vol. 1, 325-373.
- Wissler E.H. (1988) *A review of human thermal models*. W: Environmental Ergonomics. Red. I.B. Mekjavic, E.W. Banister, J.B. Morrison. Taylor& Francis, London, 267-285.
- Wyon D.P., Wargoeki P. (2006) *Indoor air quality effects on office work*. W: Creating the Productive Workplace. Taylor & Francis, London, 193-205.
- Xing H., Hatton A., Awbi H.B. (2001) *A study of the air quality in the breathing zone in a room with displacement ventilation*. Build. and Environ. 36, 809-820.
- Xu W., Chen Q. (2001a) *A two-layer model for simulating indoor airflow. Part I: Model development*. Energy and Build. 33 (6), 615-627.
- Xu W., Chen Q. (2001b) *A two-layer model for simulating indoor airflow. Part II: Applications*. Energy and Build. 33 (6), 629-641.
- Yang C., Demokritou P., Chen Q., Spengler J. (2001) *Experimental validation of a computational fluid dynamics model for IAQ applications in ice rink arenas*. Indoor Air 11 (2), 120-126.
- Yi L., Fengzhi L., Yingxi L., Zhongxuan L. (2004) *An integrated model for simulating interactive thermal processes in human-clothing system*. J. Therm. Biol. 29, 567-575.
- Yin Y., Xu W., Gupta J.K., Guity A., Marmion P., Manning A., Gulick R.W. Zhang, X., Chen Q. (2009a) *Experimental study on displacement and mixing ventilation systems for a patient ward*. HVAC&R Research 15 (6), 1175-1191.
- Yin Y., Zhang X., Chen Q. (2009b) *Condensation risk in a room with high latent load and chilled ceiling panel and with air supplied from liquid desiccant system*. HVAC&R Research 15 (2), 315-327.
- Yokoyama S., Meada T., Kuramae M., Kakauta N. (2007) *Human Thermal Model Expressing Local Characteristics of Each Segment*. J. of the Human-Environmental System 10, 2, 51-61.
- Young A.J., Muza S.R., Sawka M.N., Gonzalez R.R., Pandolf K.B. (1986) *Human thermoregulatory responses to cold air are altered by repeated cold water immersion*. J. Appl. Physiol. 60 (5), 1542-1548.
- Zabiegała B., Partyka M., Namiernik J. (2003) *Jakość powietrza wewnętrznego – analiza i monitoring*. W: Nowe horyzonty i wyzwania w analityce i monitoringu środowiskowym. Red. J. Namiernik, W. Chrzanowski, P. Szpinek. CEEAM, Gdańsk.
- Zeinab S., Abdel-Rehim M., Saad M., El-Shakankery M., Hanafy I. (2006) *Textile Fabrics as Thermal Insulators*. AUTEX Research J. 6, 3, 148-161.
- Zhai Z., Chen Q., Haves P., Klems J.H. (2002) *On approaches to couple energy simulation and computational/uid dynamics programs*. Build. and Environ. 37, 857-64.
- Zhai Z., Chen Q. (2003) *Solution characters of iterative coupling between energy simulation and CFD programs*. Energy and Build. 35 (3), 493-505.

- Zhai Z., Chen Q. (2004a) *Numerical determination and treatment of convective heat transfer coefficient in the coupled building energy and CFD simulation*. Build. and Environ. 39, 1001-1009.
- Zhai Z., Chen Q. (2004b) *Numerical determination and treatment of convective heat transfer coefficient in the coupled building energy and CFD simulation*. Build. and Environ. 36, 1197-1209
- Zhai Z., Chen Q. (2005) *Performance of coupled building energy and CFD simulations*. Energy and Build. 37 (4), 333-334.
- Zhai Z., Chen Q. (2006) *Sensitivity analysis and application guides for integrated building energy and CFD Simulation*. Energy and Build. 38, 1060-1068.
- Zhai Z., Zhang Z., Zhang W., Chen Q. (2007) *Evaluation of various turbulence models in predicting airflow and turbulence in enclosed environments by CFD. Part-I: Summary of prevalent turbulence models*. HVAC&R Research 13 (6), 853-870.
- Zhang T., Chen Q. (2007) *Identification of contaminant sources in enclosed environments by inverse CFD modeling*. Indoor Air 17 (3), 167-177.
- Zhang T., Lee K.S., Chen Q. (2009a) *A simplified approach to describe complex diffusers in displacement ventilation for CFD simulations*. Indoor Air 19 (3), 255-267.
- Zhang Z., Chen X., Mazumdar S., Zhang T., Chen Q. (2009b) *Experimental and numerical investigation of airflow and contaminant transport in an airliner cabin mockup*. Build. and Environ. 44, 85-94.
- Zhang Z., Chen Q. (2006) *Experimental measurements and numerical simulations of particle transport and distribution in ventilated rooms*. Atmospheric Environ. 40 (18), 3396-3408.
- Zhang Z., Chen Q. (2009) *Prediction of particle deposition onto indoor surfaces by CFD with a modified Lagrangian method*. Atmospheric Environ. 43, 319-328.
- Zhang Z., Zhang W., Zhai Z., Chen Q. (2007) *Evaluation of various turbulence models in predicting airflow and turbulence in enclosed environments by CFD. Part-2: Comparison with experimental data from literature*. HVAC&R Research 13 (6), 871-886.
- Zhu F. (2001) *A human thermoregulatory model for prediction thermal sensation in transient building environments*, MSc thesis. University of Cambridge.
- Zhu S., Kato S., Yang J.H. (2006) *Investigation into airborne transport characteristics of airflow due to coughing in a stagnant indoor environment*. ASHRAE Transactions 112, 123-133.
- Zukowska D., Melikov A., Popiołek Z. (2007) *Thermal plume above a simulated sitting person with different complexity of body geometry*. W: Proceedings Abstract Book. SCANVAC Conference Roomvent 2007, Helsinki, [CD-ROM].
- Zuo W., Chen Q. (2009) *Real time or faster-than-real-time simulation of airflow in buildings*. Indoor Air 19 (1), 33-44.
- Zuo W., Chen Q. (2010) *Fast and informative flow simulations in a building by using fast fluid dynamics model on graphics processing unit*. Build. and Environ. 45, 747-757.
- Zwołńska M., Bogdan A., (2010) *Izolacyjność cieplna odzieży w aspekcie komfortu cieplnego człowieka*. Bezpieczeństwo Pracy 2, 17-20.

- PN-EN 15251:2008 *Kryteria środowiska wewnętrznego obejmujące warunki cieplne, jakość powietrza wewnętrznego, oświetlenie i hałas.*
- PN-EN ISO 15831:2006 *Odzież. Skutki fizjologiczne. Pomiar izolacyjności cieplnej za pomocą manekina termicznego.*
- PN-EN ISO 7730:2006 *Ergonomia środowiska termicznego. Analityczne wyznaczenie i interpretacja komfortu termicznego z zastosowaniem obliczania wskaźników PMV i PPD oraz kryteriów lokalnego komfortu termicznego (oryg.).*
- PN-EN ISO 7933:2005 *Ergonomia środowiska termicznego. Analityczne wyznaczenie i interpretacja stresu cieplnego z wykorzystaniem obliczeń przewidywanego obciążenia termicznego (oryg.).*
- PN-EN ISO 8996:2005 *Ergonomia środowiska termicznego. Określanie tempa metabolizmu (oryg.).*
- PN-EN ISO 9886:2005 *Ergonomia. Ocena obciążenia termicznego na podstawie pomiarów fizjologicznych (oryg.).*
- PN-EN ISO 9920:2009 *Ergonomia środowiska termicznego. Szacowanie izolacyjności cieplnej i oporu pary wodnej zestawów odzieży (oryg.).*

W krajach rozwiniętych człowiek spędza ok. 90% czasu w pomieszczeniach zamkniętych, w których warunki środowiska wynikają z parametrów powietrza zewnętrznego, działania układu wentylacji i klimatyzacji oraz, w znacznej mierze, z zysków ciepła, wilgoci i zanieczyszczeń emitowanych z elementów wyposażenia znajdującego się w tych pomieszczeniach. Przy projektowaniu parametrów środowiska wewnętrznego powinno się zatem uwzględniać wszystkie wymienione aspekty. Jednocześnie środowisko przebywania ludzi powinno być kształtowane pod kątem zapewnienia warunków komfortu dla użytkowników. Zadaniem wentylacji i klimatyzacji jest tworzenie środowiska wewnętrznego komfortowego głównie ze względu na jakość powietrza oraz warunki cieplne. Jednym z rozwiązań problemu występowania dyskomfortu cieplnego użytkowników pomieszczeń może być prowadzenie wstępnych symulacji przepływu oraz parametrów powietrza w strefie przebywania ludzi w procesie projektowania systemu wentylacji i klimatyzacji w budynku. Źródłem w pomieszczeniu jest człowiek, który z jednej strony sam wpływa na zmianę wartości poszczególnych parametrów powietrza, z drugiej – jest odbiorcą bodźców środowiskowych. Przy projektowaniu komfortowego środowiska pracy nie powinno się więc pomijać cieplnego wpływu użytkowników na warunki panujące w pomieszczeniu.

W pracy skupiono się na odwzorowaniu cieplnego wpływu człowieka na środowisko wewnętrzne i przedstawiono metodę opracowania numerycznego modelu cieplnego człowieka. W pierwszym etapie prac nad numerycznym modelem cieplnym człowieka przeprowadzono analizę aktualnych doniesień naukowych w celu identyfikacji założeń do jego konstrukcji. Na tej podstawie wyselekcjonowano założenia, które mogą być przyjęte w modelu bez konieczności prowadzenia dodatkowych badań, a także określono, które zagadnienia wymagają dokładnego zbadania. Przeprowadzono serię badań z udziałem ochotników (mężczyzn w wieku 20 – 25 lat o zbliżonej budowie ciała oraz rodzaju codziennej aktywności), na których podstawie określono takie wartości początkowe, jak: rozkład temperatury na powierzchni skóry i odzieży, informacje dotyczące procesu oddychania oraz koncepcję budowy modelu i podziału na odpowiednią liczbę segmentów oraz warunki inicjalizacji obliczeń. Wyniki przeprowadzanych wcześniej analiz i badań zostały uwzględnione przy opracowywaniu modelu, którego prawidłowe działanie w zakresie środowiska umiarkowanego potwierdziły analizy statystyczne.

Opracowany model umożliwia określenie ilości ciepła oddawanego do otoczenia poprzez promieniowanie, konwekcję i oddychanie, co może być wykorzystywane w projektowaniu środowiska przebywania ludzi. Ze względu na fakt, iż

możliwe jest określenie korelacji między parametrami fizjologicznymi człowieka (np. miejscową temperaturą skóry) a odczuciami komfortu cieplnego, opracowany model umożliwia również ocenę komfortu cieplnego miejscowego i ogólnego człowieka, a zatem dostosowanie środowiska cieplnego w pomieszczeniach do indywidualnych potrzeb użytkowników, np. przez stosowane spersonalizowanych układów wentylacji i klimatyzacji. Model może być również wykorzystywany do oceny mikroklimatu tworzącego się wokół człowieka, w tym oddziaływania strumienia powietrza w bliskim jego otoczeniu. Projektowanie układów wentylacji i klimatyzacji na podstawie wcześniejszych symulacji może być jednocześnie rozwiązaniem korzystnym ze względu na oszczędność energii zużywanej w czasie eksploatacji budynków. Opracowany model może być wykorzystywany do projektowania niskoenergetycznych budynków, zgodnie z zapisami EPBD, przy jednoczesnym zachowaniu środowiska komfortowego dla użytkowników.

ABSTRACT

In developed countries, human spends as much as 90% of the time indoors. Several factors determine indoor environmental conditions, e.g., outside air parameters, the operation of the ventilation and air conditioning system and, to a large extent, heat and moisture gains, and pollutants emitted from equipment in the room. Hence, when designing parameters of the indoor environment all those aspects should be considered. At the same time the ambient environment should be shaped so as to ensure its users' thermal comfort. That is the purpose of a ventilation and air conditioning system; by properly adjusting air quality and thermal conditions it helps to create a comfortable indoor environment. A preliminary simulation of air flow and air parameters during the process of designing a ventilation and air conditioning system, can alleviate thermal discomfort that users of office space often experience. Humans who, on the one hand, can modify the values of various air parameters and, on the other, experience environmental stimuli, are a source of heat in the room. Thus, when a comfortable working environment is designed, the thermal effect of users of office space on existing thermal conditions should not be disregarded.

In light of this fact, this work focuses on mapping human impact on the thermal indoor environment; it also introduces a method for developing a numerical thermal model of human. The first phase of developing that model consisted in analysing current scientific reports. This was done to identify the assumptions that could be used in the construction of the model. Those assumptions, in turn, provided grounds for selecting those that could be adopted without further research. In addition, scientific issues requiring a detailed study were identified. A series of experiments with volunteers (men aged 20-25 with a similar body structure and similar daily activities) was carried out. On the basis of those experiments the initial values of the model were determined: distribution of temperature on the surface of the skin and clothing, information on the breathing process, the concept of the structure of the model and of its division into the right number of segments and determination of the conditions for initializing calculations. Results of earlier studies and research were considered in the development of the model. Statistical analysis confirmed its correct operation in a moderate environment.

The model makes it possible to determine the amount of heat transferred to the surroundings through radiation, convection and respiration. These data can be further used in designing areas occupied by people. Given the fact that it is possible to determine the correlation between human physiological parameters (such as local skin temperature) and the sensation of thermal comfort, the developed model

makes an evaluation of local and general thermal comfort of humans possible. It also makes it possible to adjust the thermal environment to individual needs of office space users with, e.g., personalized ventilation and air conditioning systems. Furthermore, the model can be used to assess the microclimate formed around the human and, thus, to assess the impact of air flow in close proximity to humans. At the same time the design of ventilation and air conditioning systems based on earlier simulations can be a positive step towards saving energy consumption in buildings. This model can be used in designing low-energy buildings in accordance with the provisions of EPBD while maintaining a comfortable environment for users.

