



Unione Europea



*Ministero dell'Istruzione,
dell'Università e della Ricerca*



Università degli Studi
di Salerno

DIPARTIMENTO DI INGEGNERIA MECCANICA

Dottorato di Ricerca in Ingegneria Meccanica

IX Ciclo N.S. (2007-2010)

*Un Modello Matematico di Termoregolazione del
Corpo Umano*

ing. Gino Lopardo

*Il Tutor:
prof. ing. C. Aprea*

*Il Coordinatore
prof. ing. V. Sergi*

*Il Cotutor:
prof. ing. F.R. d'Ambrosio*

INDICE

INDICE	I
INTRODUZIONE	1
1. INTERAZIONE TRA CORPO UMANO E AMBIENTE TERMICO	4
1.1. L'ambiente termico.....	4
1.2. La risposta fisiologica dell'uomo all'ambiente termico	7
1.3. Bilancio di energia termica sul corpo umano	8
1.3.1. Metabolismo energetico.....	9
1.3.2. Potenza meccanica.....	10
1.3.3. Potenza termica dispersa nella respirazione.....	10
1.3.4. Potenza termica dispersa per convezione.....	12
1.3.5. Potenza termica dispersa per irraggiamento	14
1.3.6. Potenza termica dispersa per conduzione	16
1.3.7. Potenza termica dispersa per evaporazione dalla pelle	16
1.3.8. Potenza termica secca	18
1.4. Variabili indipendenti per valutare lo stato termico del corpo umano	19
1.5. La valutazione dell'ambiente termico	20
1.5.1. ambienti moderati: L'indice <i>PMV</i> (Predicted Mean Vote)	21
1.5.2. Ambienti severi caldi: L'indice <i>WBGT</i> (Wet Bulb Globe Temperature)	24
1.5.3. Ambienti severi caldi: L'indice <i>PHS</i> (Predicted Heat Strain).....	26
1.5.4. Ambienti severi freddi: L'indice <i>IREQ</i> (Insulation REquired)	28
1.5.5. Il nuovo indice <i>UTCI</i> (Universal Thermal Climate Index).....	30
2. MODELLI DI TERMOREGOLAZIONE	33
2.1. Introduzione	33

2.2.	Il sistema di termoregolazione	34
2.2.1.	I meccanismi di termoregolazione	34
2.3.	Tipi di regolazione automatica	36
2.4.	Classificazione dei modelli di termoregolazione	39
2.5.	Modelli qualitativi	40
2.5.1.	I modelli verbali	40
2.5.2.	I modelli Figurativi	41
2.5.3.	I modelli neuronali	43
2.5.4.	I modelli chimici	44
2.6.	Modelli quantitativi	45
2.6.1.	I modelli fisici	45
2.6.2.	I modelli matematici	46
2.7.	Il modello di Stolwijk	55
2.7.1.	Il sistema passivo	55
2.7.2.	Il sistema attivo	67
2.8.	Il modello di Tanabe	74
2.8.1.	Il sistema passivo	75
2.8.2.	il sistema attivo	78
2.9.	Il modello di Fiala	81
2.9.1.	Il sistema passivo	81
2.9.2.	Il sistema attivo	85
3.	DAL MODELLO DI STOLWIJK AL MODELLO THERMODE 129	88
3.1.	Introduzione	88
3.2.	Limiti del modello di Stolwijk	89
3.3.	Modifiche al modello di Stolwijk	90
3.3.1.	Equazioni di scambio termico	90
3.3.2.	L'abbigliamento	91
3.3.3.	Verifiche del modello e ulteriori modifiche	92
3.4.	Il modello THERMODE 129	94
3.5.	Adeguamento del codice di calcolo al modello THERMODE 129	97
4.	IL MODELLO THERMODE 193	101
4.1.	Generalita'	101
4.2.	La resistenza termica dell'abbigliamento	103
4.2.1.	Effetti del vento e dei movimenti del corpo sullo scambio termico attraverso l'abbigliamento: il <i>pumping effect</i>	105
4.3.	Nuove relazioni proposte per il calcolo della potenza termica nella respirazione	108
4.4.	Interventi sul sistema attivo	109
4.4.1.	Integrazione del segnale di errore	109
4.4.2.	Distribuzione dei comandi effettori	114
5.	IL MODELLO THERMODE 193: OTTIMIZZAZIONE E RISULTATI ...	119
5.1.	Introduzione	119
5.2.	Confronto tra i risultati del THERMODE 193 e i dati sperimentali	120

5.2.1. Confronto tra le prestazioni del THERMODE 193 e quelle del modello di Fiala	126
5.2.2. Confronto tra le prestazioni del THERMODE 193 e quelle del modello di Tanabe	132
5.3. Ottimizzazione del sistema attivo: segnale di errore e distribuzione dei comandi effettori	137
5.3.1. Valutazione dei coefficienti di integrazione del segnale di errore	138
5.3.2. Valutazione dei coefficienti di distribuzione dei comandi effettori ..	156
5.3.3. Effetto di $skinc(i)$ e $skinv(i)$	156
5.3.4. Effetto di $chilm(i)$ sulla risposta al freddo	161
5.3.5. Effetto di $chilm(i)$ sulla risposta al freddo	161
5.3.6. Effetto di $workm(i)$	166
5.3.7. Aggiustamento finale.....	171
5.4. Ottimizzazione del sistema attivo: fitting dei parametri delle equazioni errore comando.....	185
5.4.1. identificazione parametrica.....	186
5.4.2. scelta della funzione obiettivo	187
5.4.3. algoritmo di ottimizzazione	189
5.4.4. determinazione degli intervalli di fiducia	192
5.4.5. scelta dell'ambiente di lavoro e modifiche al THERMODE 193	195
5.4.6. calcolo della somma degli scarti quadratici	197
5.5. Prestazioni del THERMODE 193 dopo l'ottimizzazione.....	198
6. CONCLUSIONI	214
SIMBOLOGIA	217
BIBLIOGRAFIA	222

INTRODUZIONE

Lo studio dei meccanismi di termoregolazione del corpo umano e lo sviluppo di modelli di previsione della risposta fisiologica dell'individuo nei confronti del microclima hanno subito un notevole rilancio negli ultimi dieci anni. Tali modelli sono utili strumenti per la caratterizzazione delle condizioni di benessere termoigrometrico negli ambienti confinati e per l'analisi del rischio connesso ad attività lavorative in condizioni microclimatiche severe, ma stanno iniziando ad assumere un ruolo cruciale anche nella previsione della sensazione termica all'aperto, come messo in luce dalla recente azione europea COST 730 che ha condotto alla formulazione di un nuovo indice biometeorologico, l'UTCI, *Universal Thermal Climate Index* (ISB, 2009).

L'esigenza di disporre di un modello di termoregolazione del corpo umano va ricercata non solo nella crescente sensibilità nei confronti del benessere termoigrometrico e nell'analisi del rischio connesso ad attività lavorative in condizioni microclimatiche severe (calde o fredde), ma anche nel significativo sviluppo della fisiologia della termoregolazione corporea e dell'analisi dei meccanismi di scambio termico del sistema soggetto-ambiente. Tale modello potrà anche essere impiegato in ambito tecnologico nell'industria dell'abbigliamento, sportivo e protettivo contro i rischi fisico-chimici, ed in quella automobilistica, come strumento di valutazione delle condizioni di comfort termoigrometrico all'interno dell'abitacolo; infine, potrà essere di supporto nella progettazione degli impianti di condizionamento.

Il precursore della stragrande maggioranza dei modelli apparsi in letteratura è il modello di Stolwijk a 25 nodi (Stolwijk, 1970). Formulato nel 1970 per i

programmi Skylab ed Apollo della NASA, introdusse per primo la distinzione tra sistema controllore (attivo) e sistema controllato (passivo), schematizzando il corpo umano mediante un insieme di segmenti, ciascuno dei quali è costituito da strati concentrici caratterizzati da diversi valori delle proprietà termofisiche e fisiologiche. Il modello, che poteva essere utilizzato solo in ambienti uniformi e su soggetti nudi, è stato ripreso più volte nel corso degli anni da numerosi gruppi di ricerca allo scopo di estenderlo a situazioni più realistiche (ambienti non uniformi, presenza di abbigliamento) conferendogli una maggiore flessibilità, anche mediante l'incremento del numero di nodi.

Nei primi anni '90, nell'ambito di una collaborazione tra i gruppi di ricerca sugli ambienti termici dell'Università di Napoli Federico II e del Laboratoire de Psychologie et Physiologie Environnementales del CNRS di Strasburgo, fu sviluppato il THERMODE (THERmoregulation MOdel for Disuniform Environment). Ispirato al modello di Stolwijk (d'Ambrosio et al., 1993), era caratterizzato da una maggiore segmentazione corporea, dalla possibilità di tenere conto delle possibili disuniformità spaziali delle variabili microclimatiche (consentendo la valutazione delle principali cause di discomfort locale in ambienti confinati, date dalla presenza di gradienti verticali di temperatura, asimmetrie della temperatura piana radiante, correnti d'aria o pavimento troppo caldo o troppo freddo) e, soprattutto, teneva conto dell'abbigliamento. Questo modello esibiva un discreto accordo con i dati sperimentali in condizioni di comfort e di caldo leggero, ma cadeva in difetto in condizioni di freddo leggero e non prevedeva in maniera adeguata la risposta delle mani e dei piedi.

Considerati i limiti offerti dal modello matematico di termoregolazione THERMODE il presente lavoro di tesi si è posto l'obiettivo di migliorarne le prestazioni; nello specifico, il THERMODE è stato soggetto ad una profonda rivisitazione nella parte che rappresenta il sistema passivo. In particolare, è stato ulteriormente incrementato il numero di segmenti con cui viene modellato il corpo umano, che attualmente sono 193, è stata migliorata la modellazione dell'abbigliamento tenendo conto dei recenti sviluppi in materia e, infine, sono state introdotte nuove correlazioni per la valutazione della potenza termica scambiata attraverso la respirazione. Il successivo passo è stato quello della ottimizzazione del sistema attivo alla base del modello, sia mediante confronti con altri modelli presenti in letteratura, sia andando ad individuare, con l'aiuto di un

codice di calcolo, nuovi parametri del sistema di controllo. Per distinguerlo dal precedente, il nuovo modello è stato denominato THERMODE 193.

1. INTERAZIONE TRA CORPO UMANO E AMBIENTE TERMICO

1.1. L'AMBIENTE TERMICO

Il complesso dei parametri ambientali che influenzano gli scambi termici tra il soggetto e l'ambiente, dando luogo alle sensazioni termiche, viene indicato con il termine *ambiente termico*.

Negli ultimi decenni, l'esigenza di realizzare standard sempre più elevati di qualità della vita ha portato a considerare con sempre maggiore interesse gli aspetti tecnici del benessere, in tutti i suoi aspetti. In particolare, considerato che ormai le persone trascorrono circa il 90% del loro tempo in ambienti confinati, ha assunto grande importanza la cosiddetta qualità dell'ambiente interno, IEQ, che è l'insieme di qualità dell'aria e di comfort termico, acustico e visivo. Di questi quattro aspetti, quelli ritenuti più importanti sono i primi due, che sono strettamente interconnessi, in quanto ambedue conseguibili con la climatizzazione degli ambienti interni. Non a caso, a partire dagli anni '70, abbiamo assistito ad un notevole sviluppo della tecnologia degli impianti di climatizzazione, che ha dovuto adeguarsi alle sempre maggiori conoscenze nel campo del comfort termico ed anche, in epoca più recente, a quelle nel settore della qualità dell'aria.

In realtà, gli studi sul comfort termico, nati negli anni '40 (Gagge, 1941) e consolidati negli anni '70 con il contributo fondamentale e determinante di Fanger (Fanger, 1970), si basano su ricerche precedenti, di natura essenzialmente

fisiologica: tra i pionieri degli studi sulla risposta dell'uomo all'ambiente termico vanno certamente ricordati Lavoisier e Laplace, che effettuarono nel calorimetro a ghiaccio di loro invenzione, in Figura 1.1, una serie di esperimenti sulla produzione di energia termica negli animali, ricavando che c'è una relazione tra dispersione termica e respirazione. Intorno agli anni '30, nei laboratori della base militare di Natick in Massachusetts, furono elaborate le prime teorie moderne sugli scambi termici uomo-ambiente, essenzialmente finalizzate alla comprensione di fenomeni legati alle attività militari, il cui sviluppo rese possibile la realizzazione di modelli per la determinazione della risposta di un sistema termodinamico complesso, qual è l'uomo, all'ambiente termico.



Figura 1.1 - Il calorimetro a ghiaccio di Lavoisier.

Per tener conto del fatto che l'ambiente termico non sempre comporta condizioni di comfort, si usa classificare (Alfano et al., 1997) gli ambienti in mode-

rati e severi:

- per ambienti moderati si intendono quelli per i quali l'obiettivo, in sede di progettazione e di gestione, è il raggiungimento delle condizioni di benessere termoigrometrico (in tale categoria rientrano certamente gli ambienti civili come abitazioni, scuole, uffici, etc.);
- per ambienti severi, invece, si intendono quelli nei quali è improponibile raggiungere il comfort termico, ma bisogna piuttosto preoccuparsi della tutela della salute degli operatori, che sono potenzialmente a rischio di stress termici; ne esistono di caldi (forni, miniere, cementifici, etc.) e freddi (magazzini frigoriferi, lavori all'aperto durante l'inverno, etc.).

Un approccio interessante a questo problema è quello ergonomico. L'ergonomia può essere definita (Cenni e d'Ambrosio Alfano, 2010) come un'area culturale nella quale convergono tre discipline fondamentali: quella *politecnica* (ingegneria, design industriale, architettura), quella *biomedica* (medicina, biologia, chimica, fisica), quella *psicosociale* (psicologia, sociologia). Dall'esame dei contenuti di Tabella 1.1, in cui sono riportate le relazioni tra le variabili e le competenze di riferimento, risulta evidente quali siano oggi le strette connessioni tra aspetti tecnici ed ergonomici, quindi tra ingegneria ed ergonomia. L'approccio ergonomico, inteso come attenzione alla centralità della persona, è di grande importanza negli ambienti termici a causa della soggettività degli individui, che rispondono ciascuno in maniera diversa alle sollecitazioni termoigrometriche.

Tabella 1.1 - Variabili ergonomiche e competenze di riferimento. Da (Cenni e d'Ambrosio Alfano, 2010).

Variabili antropometriche	Antropometria
Variabili biomeccaniche	Biomeccanica, Medicina del lavoro, Scienze psicosociali, alcune branche dell'ingegneria
Segnali, displays e dispositivi di controllo	Disegno industriale e Psicologia cognitiva
Variabili ambientali (chimiche, fisiche, biologiche)	Medicina del lavoro, Igiene industriale, alcune branche dell'ingegneria
Variabili organizzative: assegnazione e contenuto dei compiti, tempi e metodi di svolgimento (ritmi, pause, differenze individuali, crescita professionale, etc.), lavoro in gruppo, etc.	Scienze psicosociali

1.2. LA RISPOSTA FISIOLÓGICA DELL'UOMO ALL'AMBIENTE TERMICO

Dal punto di vista termodinamico, il corpo umano può essere considerato un sistema che scambia energia con l'ambiente sotto forma di calore e di energia meccanica. Generalmente, esso è suddiviso in due zone: una esterna, costituita dalla pelle e dai tessuti sottocutanei, ed una interna, detta anche nucleo, comprendente gli organi vitali. Le due zone sono caratterizzate da temperature diverse; in particolare, in un soggetto sano la temperatura della zona interna è quasi costante e mediamente uguale a 37°C , variando di circa $\pm 0,5^{\circ}\text{C}$ nell'arco della giornata. La funzione di mantenere quasi isotermo il nucleo del corpo è delegata al sistema di termoregolazione il cui funzionamento è illustrato nello schema a blocchi di Figura 1.2.

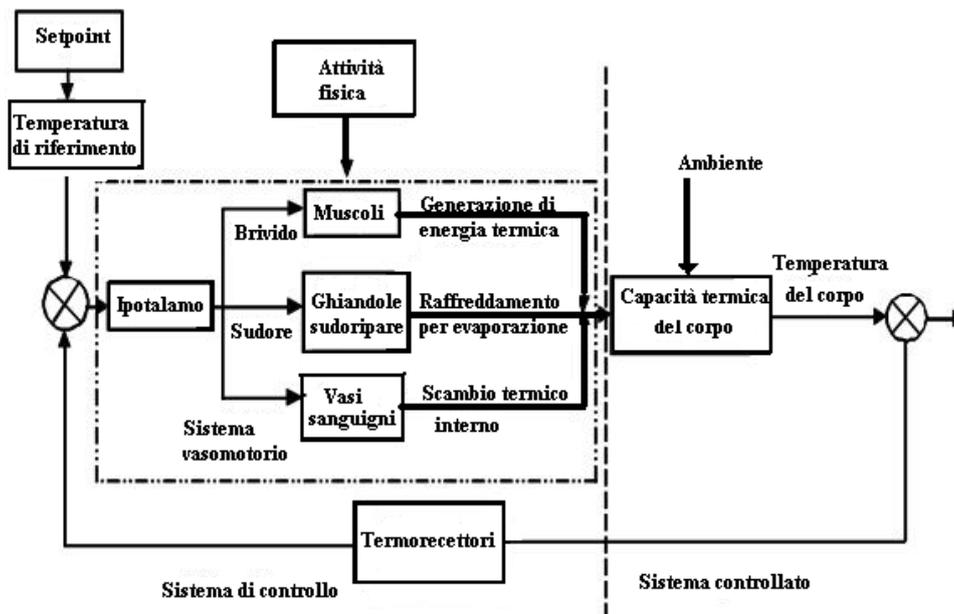


Figura 1.2 - Schema a blocchi del sistema di termoregolazione del corpo umano. Le linee spesse indicano il trasferimento di energia, quelle sottili il trasferimento delle informazioni.

I recettori termici sono terminazioni nervose sensibili sia alla temperatura che alla sua velocità di variazione (localizzate tra l'altro nella cute, nelle viscere, nel midollo spinale, nel cervello), inviano segnali all'ipotalamo che li confronta con i valori di riferimento delle temperature ed eventualmente attiva il meccanismo necessario a mantenere l'omeotermia del corpo.

Esistono due tipi di termoregolazione:

- vasomotoria (contro il caldo e contro il freddo);
- comportamentale (contro il caldo e contro il freddo).

La termoregolazione vasomotoria interessa i capillari periferici che sono dotati degli sfinteri (valvole), i quali, aprendosi o chiudendosi, permettono o impediscono l'afflusso di sangue. Negli ambienti freddi, la dispersione di energia termica dal corpo umano tende ad essere maggiore della generazione, pertanto, si ha la chiusura degli sfinteri (vasocostrizione) con diminuzione del flusso termico verso l'ambiente e il conseguente mantenimento della temperatura interna del corpo con diminuzione della temperatura superficiale. Negli ambienti caldi, la generazione di energia tende ad essere maggiore delle dispersioni e si riscontra la situazione opposta: l'apertura degli sfinteri determina un aumento dell'afflusso di sangue alla periferia, con conseguente aumento della temperatura della pelle e dello scambio termico con l'esterno (vasodilatazione).

Nel caso in cui la termoregolazione non sia sufficiente ad assicurare l'omeotermia del nucleo, interviene la termoregolazione comportamentale quindi, si attivano i meccanismi del brivido o della sudorazione a seconda che il corpo sia esposto rispettivamente ad ambiente freddo o ad ambiente caldo.

Il sistema di termoregolazione del corpo umano sarà ripreso in modo più approfondito nel capitolo successivo.

1.3. BILANCIO DI ENERGIA TERMICA SUL CORPO UMANO

Il bilancio di energia termica sul corpo umano può essere scritto nel seguente modo:

$$S = M \pm W \pm E_{res} \pm C_{res} \pm C \pm R \pm E \pm K \quad (1)$$

con:

S = accumulo di energia termica nell'unità di tempo o variazione di energia interna del corpo umano nell'unità di tempo, W;

M = metabolismo energetico, W;

W = potenza meccanica che il corpo umano scambia con l'ambiente, W;

E_{res} = potenza termica scambiata nella respirazione come calore latente, W;

C_{res} = potenza termica scambiata nella respirazione come calore sensibile, W;

C = potenza termica scambiata per convezione, W;

R = potenza termica scambiata per irraggiamento, W;

E = potenza termica scambiata per evaporazione dalla pelle, W;

K = potenza termica scambiata per conduzione, W.

Nel seguito saranno illustrati i termini che compaiono nella (1).

1.3.1. METABOLISMO ENERGETICO

I cibi e le bevande ingeriti, oltre che le sostanze di riserva, subiscono nel corpo umano un enorme numero di trasformazioni chimiche, che nel loro insieme costituiscono il metabolismo. I processi metabolici sono complessivamente esoenergetici, ovvero gran parte dell'energia potenziale chimica dei cibi, delle bevande e, eventualmente, delle sostanze di riserva, si trasforma in energia termica all'interno del corpo umano. Se l'energia termica generata non è uguale a quella complessivamente scambiata con l'ambiente, si ha un accumulo (positivo o negativo), con conseguente diminuzione o aumento della temperatura corporea e quindi sensazione di freddo o di caldo. La quantità di energia potenziale chimica che si trasforma in energia termica costituisce il metabolismo energetico, M , generalmente riferito all'unità di tempo, quindi espresso come potenza, e spesso, anche all'unità di superficie corporea, quindi espresso in W/m^2 .

Il metabolismo energetico può essere distinto in tre aliquote:

- il metabolismo energetico basale, che è quello necessario per il funzionamento degli organi vitali e che si misura nel soggetto a riposo fisico e mentale, digiuno da 12-18 ore, in condizioni di neutralità termica; vale circa $43 W/m^2$;
- il metabolismo di riposo, valutato in assenza di lavoro muscolare;
- il metabolismo di lavoro, legato all'attività muscolare.

Per il metabolismo energetico viene spesso usata l'unità di misura met (1

met = 58,2 W/m²) ed esistono essenzialmente due metodi di valutazione:

- la misura diretta;
- la valutazione da tabelle.

La misura diretta, che si basa principalmente sulla valutazione del consumo di ossigeno, pur fornendo valori precisi dell'energia metabolica è però lunga e complessa, quindi di difficile applicazione negli ambienti di lavoro; qualora non sia possibile effettuare la misura, si può ricorrere a tabelle.

Sia i metodi di misura che i metodi di valutazione sono riportati nella norma UNI EN ISO 8996 (UNI, 2005a).

1.3.2. POTENZA MECCANICA

La potenza meccanica rappresenta l'energia che nell'unità di tempo l'uomo scambia con l'ambiente sotto forma di lavoro: si parla di potenza meccanica positiva se l'uomo compie lavoro sull'ambiente, negativa se l'ambiente compie lavoro sull'uomo.

Si definisce rendimento meccanico, η , il rapporto tra la potenza meccanica ed il metabolismo energetico:

$$\eta = \frac{W}{M} \quad (2)$$

ovviamente risulta:

$$M - W = M(1 - \eta) \quad (3)$$

Il valore del rendimento oscilla tra 0,00 e 0,20 ed è leggermente crescente al crescere della potenza meccanica.

1.3.3. POTENZA TERMICA DISPERSA NELLA RESPIRAZIONE

L'aria inspirata per effetto della respirazione scambia calore e vapore d'acqua con le mucose del tratto respiratorio; una volta giunta negli alveoli polmonari, si trova quindi satura di vapor d'acqua e ad una temperatura praticamente uguale a quella del nucleo corporeo. Pertanto, l'aria espirata ha un'entalpia ed un titolo maggiori che nelle condizioni di inspirazione, e cioè nelle condizioni ambientali. La potenza termica dispersa connessa alla respirazione viene gene-

ralmente vista come somma di due aliquote: quella per calore latente, E_{res} , e quella per calore sensibile, C_{res} .

Per la valutazione della potenza termica dispersa nella respirazione come calore latente, E_{res} , Fanger (Fanger, 1970) ha proposto questa relazione:

$$E_{res} = \lambda \cdot \dot{m}_{a,res} \cdot (W_{ex} - W_a) \quad (4)$$

con:

$\dot{m}_{a,res}$ = ventilazione polmonare, ovvero portata massica di aria respirata dall'individuo, kg/s;

λ = calore latente di vaporizzazione dell'acqua alla temperatura del nucleo, J/kg;

W_{ex} = titolo dell'aria espirata, $\text{kg}_{\text{acqua}}/\text{kg}_{\text{aria secca}}$;

W_a = titolo dell'aria ambiente, $\text{kg}_{\text{acqua}}/\text{kg}_{\text{aria secca}}$.

La ventilazione polmonare può essere espressa in funzione del metabolismo energetico con la relazione (Fanger, 1970):

$$\dot{m}_{a,res} = 1,43 \cdot 10^{-6} M \quad (5)$$

La differenza ($W_{ex} - W_a$) per una pressione totale di 1 atm si può esprimere (Fanger, 1970) con la relazione:

$$W_{ex} - W_a = 0,029 - 4,94 \cdot 10^{-6} \phi p_{as} \quad (6)$$

con:

p_{as} = pressione di saturazione dell'aria, Pa;

ϕ = grado igrometrico, adim.

Con la (5) e la (6) ed assumendo per λ il valore $2,41 \cdot 10^3$ kJ/kg si ottiene:

$$E_{res} = 1,72 \cdot 10^{-5} M (5867 - \Phi p_{as}) \quad (7)$$

Per quanto riguarda la potenza termica dispersa nella respirazione come calore sensibile, C_{res} , dal primo principio della termodinamica per sistemi aperti applicato all'apparato respiratorio risulta:

$$C_{res} = \dot{m}_{a,ve} c_{p,a} (t_{ex} - t_a) \quad (8)$$

con:

$c_{p,a}$ = calore specifico a pressione costante dell'aria, kJ/kg°C;

t_{ex} = temperatura dell'aria espirata, °C.

Con la (5), assumendo in prima approssimazione (Fanger,1970) $t_{ex} = 34^\circ\text{C}$, la (8) diventa:

$$C_{res} = 0,0014 M(34 - t_a) \quad (9)$$

Dalla (7) e dalla (9) si evince che la potenza termica dispersa nella respirazione è funzione dell'attività svolta, del grado igrometrico e della temperatura dell'aria.

1.3.4. POTENZA TERMICA DISPERSA PER CONVEZIONE

La potenza termica dispersa per convezione, C , dipende dalla temperatura, dalla velocità dell'aria e dalla resistenza termica dell'abbigliamento. Può essere espressa come:

$$C = f_{cl} h_c A_b (t_{cl} - t_a) \quad (10)$$

con:

f_{cl} = coefficiente di area dell'abbigliamento, adim;

h_c = conduttanza termica convettiva unitaria abiti-aria, W/m²K;

t_{cl} = temperatura media della superficie esterna del corpo umano vestito, °C;

t_a = temperatura dell'aria ambiente, °C;

A_b = area della superficie del corpo umano nudo, m².

Il coefficiente di area dell'abbigliamento è definito come il rapporto tra l'area della superficie del corpo umano vestito, A_{cl} , e l'area della superficie del corpo umano nudo, A_b (Fanger, 1970). Tale coefficiente dipende, inoltre, dal tipo di abbigliamento e può essere calcolato in funzione dell'isolamento termico statico di questo, $I_{cl,st}$, attraverso la relazione:

$$f_{cl} = 1,00 + 1,97 I_{cl,st} \quad (11)$$

La conduttanza termica convettiva unitaria all'interfaccia abiti-aria può essere calcolata utilizzando, a seconda del regime di convezione, differenti relazioni, le più usate sono quelle di Tabella 1.2.

Tabella 1.2 - Espressioni utilizzate per il calcolo della conduttanza termica convettiva abiti-aria.

Regime	Equazione	Fonte
Convezione naturale	$h_c = 2,38 \sqrt[4]{t_{cl} - t_a}$	UNI EN ISO 7730
	$h_c = 2,38 \sqrt[4]{t_{sk} - t_a}$	UNI EN ISO 7933
Convezione forzata	$h_c = 12,1 \sqrt{v_{ar}}$	UNI EN ISO 7730
	Per $v_{ar} < 1$ m/s $h_c = 3,5 + 5,2 v_{ar}$	UNI EN ISO 7933
	Per $v_{ar} \geq 1$ m/s $h_c = 8,7 (v_{ar})^{0,7}$	UNI EN ISO 7933

Il coefficiente h_c è calcolato sia in convezione naturale che in convezione forzata e, generalmente, tra i due valori trovati si utilizza quello più elevato. Inoltre, come risulta evidente dalle correlazioni riportate in Tabella 1.2, il valore di velocità di riferimento non è quello assoluto (misurabile con un sensore fisso) ma quello della velocità relativa. Essa dipende dal movimento e quindi dall'attività svolta dall'uomo e per il suo calcolo si utilizza generalmente la seguente relazione:

$$v_{ar} = v_a + 0,0052 \cdot \left(\frac{M}{A_b} - 58,15 \right) \quad (12)$$

con:

v_{ar} = velocità relativa uomo-aria, m/s;

v_a = velocità assoluta dell'aria, m/s.

In definitiva, la potenza termica dispersa per convezione dipende:

- dalla temperatura della superficie esterna del corpo vestito;
- dalla temperatura dell'aria;
- dalla velocità relativa uomo-aria;

- dal coefficiente di area dell'abbigliamento.

1.3.5. POTENZA TERMICA DISPERSA PER IRRAGGIAMENTO

La potenza termica che il corpo umano scambia per irraggiamento con l'ambiente circostante può essere valutata con la nota relazione, valida per lo scambio radiativo tra i corpi 1 e 2, con $A_2 \gg A_1$ e il corpo 1 grigio (Alfano et al., 2008):

$$Q_{1-2} = A_1 \varepsilon_1 \sigma (T_1^4 - T_2^4) \quad (13)$$

Se il corpo 1 è delimitato da una superficie convessa, A_1 è proprio l'area della superficie del corpo 1; se il corpo 1 è delimitato da una superficie che presenta delle parti concave, A_1 è l'area della più piccola superficie tutta convessa che avvolge il corpo 1 e prende il nome di area della superficie efficace.

Per lo scambio uomo-ambiente, indicando con R la potenza scambiata, la (13) diventa:

$$R = A_{eff} \varepsilon \sigma [(t_{cl} + 273)^4 - (t_r + 273)^4] \quad (14)$$

con:

R = potenza termica dispersa dal corpo umano per irraggiamento, W;

A_{eff} = area della superficie efficace de corpo umano, m²;

ε = emittenza totale del corpo umano, adim;

σ = costante di Stefan-Boltzmann, = $5,67 \cdot 10^{-8}$ W/m²K⁴;

t_{cl} = temperatura media della superficie esterna del corpo umano vestito, °C;

t_r = temperatura media radiante, ovvero temperatura di un ambiente fittizio termicamente uniforme che scambierebbe con l'uomo la stessa potenza termica scambiata nell'ambiente reale, °C.

La t_r è data con buona approssimazione dalla seguente relazione:

$$(t_r + 273)^4 = \sum_{i=1}^N (t_i + 273)^4 F_{p-i} \quad (15)$$

con:

t_i = temperatura della generica superficie isoterma di solido (parete, controsuffit-

to, altra persona, ecc.) che vede il soggetto, °C;

F_{p-i} = fattore di vista tra il soggetto e la generica superficie isoterma di solido, adim.

L'area della superficie efficace si può correlare all'area del corpo nudo, A_b , con la relazione:

$$A_{eff} = A_b f_{cl} f_{eff} \quad (16)$$

con:

f_{eff} = coefficiente di area efficace, = A_{eff}/A_{cl} , con A_{cl} = area della superficie del corpo vestito), adim;

Il coefficiente di area efficace è stato valutato (Fanger, 1970) pari a 0,696 per soggetti seduti e 0,725 per soggetti in piedi; se non è fissata la posizione delle persone, o se sono possibili entrambe le posizioni, si assume il valore di 0,71.

Per ϵ viene generalmente usato il valore di 0,97, intermedio tra 0,95 (valore medio dell'emittenza degli abiti) e 1 (valore dell'emittenza della pelle).

Con questi valori di ϵ e f_{eff} e con la (15), la (124) si può scrivere:

$$R = 3,96 \cdot 10^{-8} f_{cl} A_b [(t_{cl} + 273)^4 - (t_r + 273)^4] \quad (17)$$

Poiché la potenza termica scambiata per irraggiamento tra due corpi si può sempre esprimere come prodotto della differenza delle temperature per una conduttanza radiativa, h_r , la (17) si può anche scrivere:

$$R = f_{cl} A_b (t_{cl} - t_r) \quad (18)$$

Ovviamente per persona nuda è $f_{cl} = 1$ e $t_{cl} = t_{sk}$.

In definitiva la potenza termica dispersa per irraggiamento è funzione delle seguenti variabili:

- temperatura della superficie esterna del corpo vestito;
- temperatura media radiante;
- coefficiente di area dell'abbigliamento, che a sua volta dipende essenzialmente dall'abbigliamento.

1.3.6. POTENZA TERMICA DISPERSA PER CONDUZIONE

Il termine K nella (1) rappresenta la potenza termica dispersa per conduzione attraverso i solidi a contatto con il corpo umano. Rientrano quindi in K la potenza termica che si scambia tra i piedi ed il pavimento, quella che il soggetto scambia con gli oggetti tenuti in mano e così via. Questo termine, di difficile valutazione, generalmente è trascurabile per cui nella pratica non se ne tiene conto; nel caso in cui non sia trascurabile se ne tiene conto variando in modo opportuno il valore della resistenza termica dell'abbigliamento, così come si fa nel caso di soggetti seduti per considerare lo scambio con la sedia (UNI, 2009a).

1.3.7. POTENZA TERMICA DISPERSA PER EVAPORAZIONE DALLA PELLE

La potenza termica dispersa come calore latente attraverso la pelle, E , è somma di due termini: quella dispersa per diffusione di vapore, E_d , sempre presente anche se le persone non se ne rendono conto, e quella dispersa per sudorazione, E_{sw} .

La diffusione attraverso la pelle è un fenomeno indipendente dal sistema di termoregolazione; secondo Fanger (Fanger, 1970) la E_d è proporzionale alla permeanza della pelle, μ , ed alla differenza tra la tensione di vapore dell'acqua alla temperatura della pelle e la pressione parziale del vapor d'acqua nell'aria.

Risulta pertanto:

$$E_d = \lambda \mu A_b (p_{sk} - \phi p_{as}) \quad (19)$$

con:

λ = calore latente di vaporizzazione dell'acqua alla temperatura della pelle, kJ/kg;

μ = permeanza della pelle alla diffusione del vapor d'acqua, kg/sm²Pa;

p_{sk} = tensione di vapore dell'acqua alla temperatura della pelle, Pa;

ϕ = grado igrometrico, adim;

p_{as} = tensione di vapore dell'acqua alla temperatura dell'aria ambiente, Pa.

Assumendo per λ il valore di $2,41 \cdot 10^3$ kJ/kg (a 35°C) e per μ il valore di $1,27 \cdot 10^{-9}$ kg/sm²Pa, e considerando per p_{sk} l'espressione lineare (valida nel campo di temperatura 27-37°C):

$$p_{sk} = 256 t_{sk} - 3373 \quad (20)$$

con:

t_{sk} = temperatura media della pelle, °C.

La (19) può essere scritta nella forma:

$$E_d = 3,05 \cdot 10^{-3} A_b (256 t_{sk} - 3373 - \phi p_{as}) \quad (21)$$

Il termine E_d risulta in definitiva funzione delle seguenti variabili:

- grado igrometrico dell'aria;
- temperatura dell'aria;
- temperatura della pelle

Il sudore è il prodotto di secrezione delle ghiandole sudoripare ed è un liquido tendenzialmente incolore, leggermente salato, di reazione acida e con composizione variabile di sali, in rapporto alle diverse condizioni fisiologiche dell'organismo. È costituito per la massima parte da una soluzione acquosa al cloruro di sodio. La funzione principale del sudore è quella di contribuire alla regolazione della temperatura corporea mediante il raffreddamento della superficie cutanea. Tale fenomeno viene provocato dall'evaporazione dell'acqua costituente la massima parte del secreto sudoriparo e tale meccanismo è regolato dal sistema di termoregolazione. Per cui, la quantità di sudore secreta da un soggetto fisico nelle 24 ore dipende dalle esigenze della termoregolazione stessa. Aumenta con l'aumentare della temperatura ambiente e del lavoro muscolare e dipende anche dal grado igrometrico, dalla velocità relativa soggetto – aria, dalla percentuale di pelle bagnata e dalla temperatura della pelle.

Per calcolare la potenza dispersa per sudorazione in condizioni di benessere si utilizza spesso la relazione proposta da Fanger:

$$E_{sw} = 0,42 \left[(M - W) - 58,2 \right] \quad (22)$$

con:

E_{sw} = potenza termica dispersa per sudorazione, W;

M = metabolismo energetico, W;

W = potenza meccanica, W.

1.3.8. POTENZA TERMICA SECCA

La somma della potenza termica dispersa per convezione e di quella dispersa per irraggiamento rappresenta la potenza termica dispersa come calore sensibile attraverso la pelle ed è chiamata potenza termica secca.

La potenza termica secca viene generalmente espressa in funzione della temperatura operativa, t_o , definita come la temperatura uniforme di una cavità in cui il soggetto scambierebbe per irraggiamento e per convezione la stessa energia che scambia nell'ambiente reale non uniforme. Per il calcolo della temperatura operativa è possibile riferirsi alle seguenti tre relazioni:

$$t_o = \frac{h_r t_r + h_c t_a}{h_r + h_c} \quad (23)$$

con:

- h_r = conduttanza termica radiativa unitaria abiti-aria, W/m²K;
- h_c = conduttanza termica convettiva unitaria abiti-aria, W/m²K;
- t_r = temperatura media radiante, °C;
- t_a = temperatura dell'aria ambiente, °C.

$$t_o = A t_r + (1 - A) t_a \quad (24)$$

in cui A è il coefficiente di peso e dipende dalla velocità dell'aria, come mostrato in Tabella 1.3.

$$t_o = \frac{t_r + t_a}{2} \quad (25)$$

Delle tre relazioni precedenti solo la (23) fornisce il valore esatto della temperatura operativa.

Tenendo conto della temperatura operativa, la potenza termica secca si esprime come:

$$H = R + C = f_{cl} A_b (h_r + h_c) (t_{cl} - t_o) = f_{cl} A_b h (t_{cl} - t_o) \quad (26)$$

Tabella 1.3 - Valore del coefficiente di peso nell'equazione 24 al variare della velocità dell'aria v_a .

A	v_a (m/s)
0,5	$v_a < 0,20$
0,6	$0,20 < v_a < 0,60$
0,7	$0,60 < v_a < 1,00$

1.4. VARIABILI INDIPENDENTI PER VALUTARE LO STATO TERMICO DEL CORPO UMANO

Dall'analisi dei diversi termini che concorrono alla formulazione dell'equazione di bilancio energetico (1), si denota che per la determinazione dello stato termico del corpo umano è sufficiente conoscere i valori soltanto di quattro grandezze fisiche relative all'ambiente e due relative al soggetto in questione. Altre variabili che compaiono nelle varie espressioni, come la temperatura della pelle, la temperatura della superficie del corpo vestita (o ancora: la frazione di pelle bagnata, la perdita idrica, etc.), possono essere correlate con dette sei variabili mediante opportune relazioni di calcolo.

In questo modo la (1) può essere ridotta alla seguente equazione funzionale:

$$S = f(t_a, p_a, v_a, t_r, M, I_{cl}) \quad (27)$$

in cui i parametri ambientali sono:

- temperatura dell'aria;
- velocità dell'aria;
- grado igrometrico;
- temperatura media radiante.

I parametri che riguardano il soggetto sono invece:

- il metabolismo energetico;
- l'isolamento termico dell'abbigliamento.

1.5. LA VALUTAZIONE DELL'AMBIENTE TERMICO

Molto spesso si fa confusione tra ambiente termico e microclima.

Fino a qualche anno fa, per microclima si intendevano le sole condizioni termoigrometriche, intese come combinazione di quattro parametri ambientali (temperatura, velocità e grado igrometrico dell'aria e temperatura media radiante); quindi, in definitiva, da questo punto di vista il microclima coincide con l'ambiente termico.

In una accezione più moderna, il microclima è l'insieme delle condizioni termoigrometriche e della qualità dell'aria. La valutazione della qualità dell'aria è argomento ancora abbastanza discusso e controverso, nel senso che molti studi sono stati effettuati sugli effetti degli inquinanti sulla salute, ma i risultati non sempre sono concordanti, al punto che le diverse organizzazioni nazionali ed internazionali forniscono valori limite delle concentrazioni dei principali inquinanti non sempre coerenti tra loro (Alfano et al., 2006). Inoltre, non è facile misurare, soprattutto in campo, le concentrazioni di tutti gli inquinanti ed è impossibile misurarne l'effetto sinergico; attualmente esistono strumenti di misura dell'aggressività ambientale solo nel settore dei Beni Culturali (d'Ambrosio Alfano, 2006a). Diversa è la situazione per la valutazione dell'ambiente termico, settore nel quale l'attività normativa è in continua e costante evoluzione, come testimonia il gran numero di norme già pubblicate o in via di pubblicazione, il cui elenco è riportato in Tabella 1.4. Secondo quanto schematizzato in Figura 1.3, le diverse norme possono essere suddivise in sei categorie, di cui tre si riferiscono alla valutazione vera e propria degli ambienti (moderati, severi caldi e severi freddi) e le altre sono classificabili in norme relative alla risposta dell'uomo al contatto con le superfici, norme riguardanti applicazioni particolari o persone con problemi specifici e norme generali di supporto.

La valutazione dell'ambiente termico è effettuata mediante indici ricavati dal bilancio di energia sul corpo umano, che è funzione dei sei parametri presenti nella (27). In particolare, gli ambienti moderati si valutano con l'indice di comfort globale PMV e con quattro indici di discomfort locale (UNI, 2006a), quelli severi caldi con gli indici WBGT (UNI, 1996) e PHS (UNI, 2005b), quelli severi freddi con l'indice IREQ (UNI, 2008a).

1.5.1. AMBIENTI MODERATI: L'INDICE *PMV* (PREDICTED MEAN VOTE)

Ai fini della valutazione degli ambienti moderati, la norma UNI EN ISO 7730 (UNI, 2006a), prescrive che vengano valutati sia il comfort globale che il discomfort locale. In particolare, il comfort globale viene valutato mediante l'indice *PMV*, proposto da Fanger (Fanger, 1970), quello locale mediante quattro indici di discomfort che rappresentano la percentuale di insoddisfatti da asimmetria radiante, da corrente d'aria, da gradiente verticale di temperatura, da temperatura del pavimento (UNI, 2006a). Il *PMV*, che come detto è l'indice di comfort globale e che può comunque essere un indicatore di condizioni al limite del rischio (UNI, 2005b), è definito su una scala di sensazione termica bipolare a sette valori, in cui lo zero rappresenta la neutralità termica, i valori positivi le sensazioni di caldo, quelli negativi le sensazioni di freddo, come descritto in Tabella 1.5. Al *PMV* è correlato l'indice *PPD* (Predicted Percentage of Dissatisfied), che esprime la percentuale prevista di insoddisfatti.

Tabella 1.4 - Norme nel settore degli ambienti termici.

numero	titolo
UNI EN ISO 13731: 2004	Ergonomia degli ambienti termici - Vocabolario e simboli
UNI EN ISO 11399: 2001	Ergonomia degli ambienti termici - Principi e applicazione delle relative norme internazionali
UNI EN ISO 7730: 2006	Ergonomia degli ambienti termici - Determinazione analitica e interpretazione del benessere termico mediante il calcolo degli indici <i>PMV</i> e <i>PPD</i> e dei criteri di benessere termico locale
UNI EN 27243: 2006	Ambienti caldi. Valutazione dello stress termico per l'uomo negli ambienti di lavoro, basata sull'indice WBGT (temperatura a bulbo umido e del globotermometro)
UNI EN ISO 7933: 2005	Ergonomia dell'ambiente termico - Determinazione analitica ed interpretazione dello stress termico da calore mediante il calcolo della sollecitazione termica prevedibile
UNI EN ISO 11079: 2008	Ergonomia degli ambienti termici - Determinazione e interpretazione dello stress termico da freddo con l'utilizzo dell'isolamento termico dell'abbigliamento richiesto (IREQ) e degli effetti del raffreddamento locale

(continua)

Tabella 1.4 - (segue)

UNI EN ISO 7726: 2002	Ergonomia degli ambienti termici - Strumenti per la misurazione delle grandezze fisiche. in revisione
UNI EN ISO 8996: 2005	Ergonomia dell'ambiente termico - Determinazione del metabolismo energetico
UNI EN ISO 9920: 2009	Ergonomia degli ambienti termici - Valutazione dell'isolamento termico e della resistenza evaporativa dell'abbigliamento
UNI EN ISO 9886: 2004	Ergonomia - Valutazione degli effetti termici (thermal strain) mediante misurazioni fisiologiche
UNI EN ISO 10551: 2002	Ergonomia degli ambienti termici - Valutazione dell'influenza dell'ambiente termico mediante scale di giudizio soggettivo
UNI EN 13202: 2002	Ergonomia degli ambienti termici - Temperature delle superfici di contatto calde - Guida per stabilire nelle norme di prodotto i valori limite della temperatura delle superfici mediante la EN 563
UNI EN ISO 13732-1: 2009	Ergonomia degli ambienti termici - Metodi per la valutazione della risposta dell'uomo al contatto con le superfici - Parte 1: Superfici calde
ISO/TS 13732-2: 2001	Ergonomics of the thermal environment - Methods for the assessment of human responses to contact with surfaces - Part 2: Human contact with surfaces at moderate temperature
UNI EN ISO 13732-3: 2006	Ergonomia degli ambienti termici - Metodi per la valutazione della risposta dell'uomo al contatto con le superfici - Parte 3: Superfici fredde
UNI EN ISO 12894: 2002	Ergonomia degli ambienti termici - Supervisione medica per persone esposte ad ambienti molto caldi o molto freddi

Tabella 1.5 - Scala ASHRAE a 7 valori. Da (ASHRAE, 2010).

voto	sensazione
+3	molto caldo
+2	caldo
+1	leggermente caldo
0	né caldo né freddo
-1	leggermente freddo
-2	freddo
-3	molto freddo

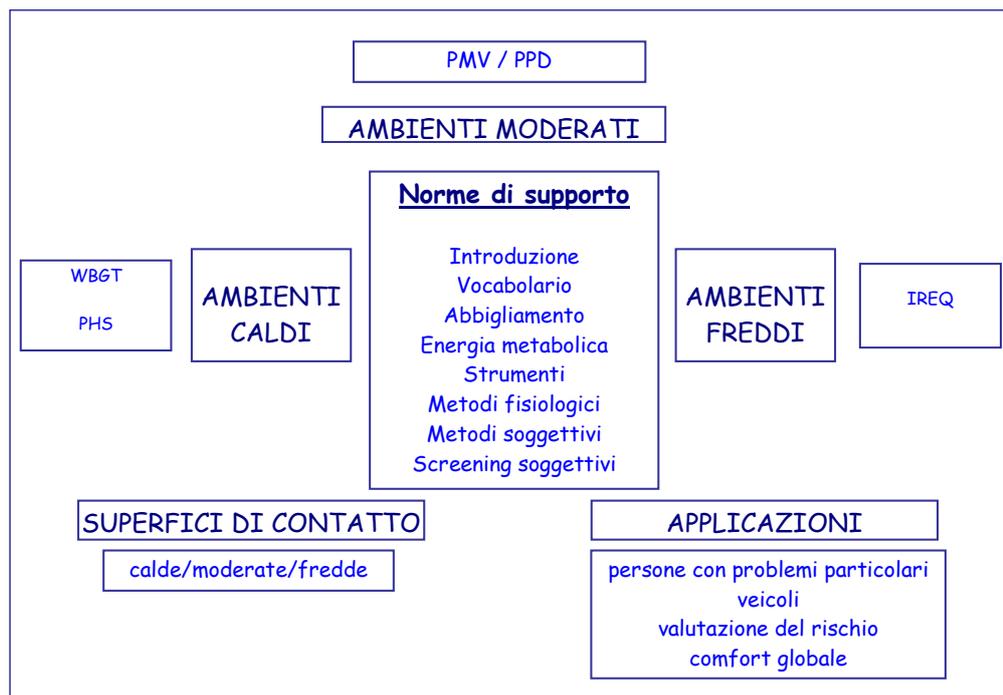


Figura 1.3 - Classificazione delle norme sugli ambienti termici.

Come riportato in Tabella 1.6, la UNI EN ISO 7730, i cui contenuti sono ripresi dalla UNI EN 15251 (UNI, 2008b), classifica gli ambienti in 3 categorie, in funzione della percentuale di insoddisfatti.

La 7730 prevede anche la valutazione di un ambiente su lunghi periodi, necessaria in quanto anche negli ambienti dotati di impianto di climatizzazione non sempre il valore del *PMV* rimane nell'intervallo di comfort considerato.

Infine (Alfano et al., 2004a), nella 7730 viene introdotto il concetto di *adattamento*, che spiega come il contesto e la storia termica di ciascun soggetto possano modificare le aspettative e le preferenze termiche degli occupanti. Alla base del modello di comfort adattativo c'è la convinzione che il soggetto, consciamente o inconsciamente, svolga un ruolo attivo nella creazione delle condizioni termiche che preferisce e che, per raggiungere più facilmente la soddisfazione nei confronti del microclima, attui un processo di adattamento, definito come quel processo di graduale diminuzione delle reazioni individuali agli stimoli ambientali. Si distinguono tre tipi di adattamento: quello *comportamentale*, quello

fisiologico e quello *psicologico*; l'analisi dei dati statistici ottenuti da misure in campo porta a ritenere che dei tre meccanismi di adattamento probabilmente quello comportamentale, più degli altri, fornisce alle persone un ruolo attivo nel mantenimento del comfort, proprio perché direttamente legato al bilancio termico sul corpo umano.

Tabella 1.6 - Classificazione degli ambienti secondo la norma UNI EN ISO 7730. Da (UNI, 2006a).

grandezza	condizio- ne	PPD (%)	condizio- ne	PPD (%)	condizio- ne	PPD (%)
	classe A		classe B		classe C	
PMV	$-0,20 \div 0,20$	≤ 6	$-0,50 \div 0,50$	≤ 10	$-0,70 \div 0,70$	≤ 15
$t_{a,1.1} - t_{a,0.1}$	$< 2^\circ\text{C}$	≤ 3	$< 3^\circ\text{C}$	≤ 5	$< 4^\circ\text{C}$	≤ 10
$\Delta t_{pr,0.6}h$	$< 10^\circ\text{C}$	≤ 5	$< 10^\circ\text{C}$	≤ 5	$< 13^\circ\text{C}$	≤ 10
$\Delta t_{pr,0.6}v$	$< 5^\circ\text{C}$	≤ 5	$< 5^\circ\text{C}$	≤ 5	$< 7^\circ\text{C}$	≤ 10
v_a	DR<10	≤ 10	DR<10	≤ 10	DR<15	≤ 15
t_p	$19 \div 29^\circ\text{C}$	≤ 10	$19 \div 29^\circ\text{C}$	≤ 10	$17 \div 31^\circ\text{C}$	≤ 15

1.5.2. AMBIENTI SEVERI CALDI: L'INDICE *WBGT* (WET BULB GLOBE TEMPERATURE)

Condizioni ambientali calde particolarmente severe possono indurre alterazioni nei meccanismi di termoregolazione del corpo umano compromettendone, più o meno gravemente, la capacità di prevenire l'accumulo di energia termica. Di conseguenza si può avere un aumento della temperatura corporea che può essere responsabile dell'insorgere delle cosiddette *sindromi da calore*, le quali possono comportare disturbi leggeri, tipo cefalea, malessere generale, affaticamento, etc., o più gravi, quali crampi e collasso, fino al colpo di calore che può anche essere letale.

L'analisi degli ambienti severi caldi ha, quindi, lo scopo di prevenire situazioni che possono provocare effetti patologici nel soggetto esposto, riconducibili alle seguenti sindromi da calore, in ordine decrescente di gravità (Harrison, 1992):

- colpo di calore;

- sincope dovuta al calore;
- collasso da calore;
- sindrome ipertermica da sforzo;
- deficit idrico;
- deficit sodico.

Sono particolarmente esposti a queste sindromi i cosiddetti *soggetti non acclimatati*, cioè quei soggetti nei quali non è pienamente attivato quel meccanismo fisiologico attraverso il quale gli esseri umani si adattano alle alte temperature aumentando la loro tolleranza al caldo¹.

La norma UNI EN 27243 (UNI, 1996) prevede l'uso dell'indice *WBGT*, che risale agli anni '50 e che si basa sull'assunzione che la radiazione solare sia una delle principali cause di stress termico. L'indice viene attualmente calcolato, con equazioni diverse a seconda che l'esposizione avvenga all'interno oppure all'esterno, a partire dai valori misurati di tre temperature: quella del globo-termometro, quella del termometro a bulbo bagnato a ventilazione naturale e quella dell'aria, per cui tiene implicitamente conto di tutte le variabili ambientali da cui dipende il bilancio di energia sul corpo umano. Per quanto riguarda poi la resistenza termica dell'abbigliamento, il *WBGT* è validato per abbigliamento caratterizzato da una resistenza termica di 0,6 clo, tipica della stagione estiva, e da una permeabilità al vapore tipica degli abiti di cotone; infine, per ciò che concerne il metabolismo energetico, se ne tiene conto nella definizione dei valori limite, come evidente dall'esame di Tabella 1.7.

Il *WBGT*, che ha avuto una rapida diffusione in virtù della semplicità di valutazione, cade in difetto se i valori dell'isolamento termico e della permeabilità al vapore dell'abbigliamento indossato dall'operatore sono diversi da quelli caratteristici del cotone, oppure in presenza di abbigliamento protettivo. Al fine di ovviare, anche se solo parzialmente, a questo problema, l'ACGIH ha introdotto, sulla base di esperimenti condotti in camera climatica, un fattore correttivo (CAF) da sottrarre all'indice *WBGT* per alcuni tipi di abbigliamento protettivo (Bernard, 1999); questo approccio definisce un margine di sicurezza nel calcolo

¹ Tale meccanismo è detto *acclimatazione* e la sua essenza è tuttora ignota. Può essere ottenuta artificialmente, con ripetute e controllate esposizioni in camera climatica, o naturalmente lavorando in ambiente per periodi sempre più lunghi. Per attivarsi richiede solitamente un periodo di 5 o 6 giorni.

di un indice che strutturalmente non può tener conto della complessità degli scambi termici tra il soggetto e l'ambiente circostante. Va tenuto presente anche che la variabilità con la quale può essere valutato il metabolismo energetico connesso all'attività in esame può causare errori nella determinazione dei valori limite. Inoltre, il *WBGT* sottostima alcune situazioni lavorative (Alfano et al., 2004b).

Tabella 1.7 - Valori di riferimento dell'indice di stress termico *WBGT*, stabiliti sulla base di un valore massimo della temperatura rettale di 38 °C. Da (UNI, 1996).

classe	metabolismo energetico, M		valori di riferimento di <i>WBGT</i> (°C)			
	(W/m ²)	(W)	soggetto acclimatato		soggetto non acclimatato	
0	M < 65	M < 117	33		32	
1	65 < M < 130	117 < M < 234	30		29	
2	130 < M < 200	234 < M < 360	28		26	
			aria stagnante	aria non stagnante	aria stagnante	aria non stagnante
3	200 < M < 260	360 < M < 468	25	26	22	23
4	M > 260	M > 468	23	25	18	20

NOTA - I valori forniti sono stati stabiliti sulla base di un valore massimo della temperatura rettale di 38 °C.
I valori di metabolismo espressi in W si riferiscono ad un'area della superficie corporea di 1,8 m².

Va sottolineato che la norma prescrive che per valutazioni più precise si debbano usare altri metodi, essenzialmente quello della sollecitazione termica prevedibile, oggetto della norma UNI EN ISO 7933 (UNI, 2005b).

1.5.3. AMBIENTI SEVERI CALDI: L'INDICE *PHS* (PREDICTED HEAT STRAIN)

Gli sviluppi avuti negli ultimi anni nel campo della fisiologia del sistema di termoregolazione del corpo umano hanno permesso la formulazione di metodi razionali per la valutazione dello stress termico, basati sulla modellazione del comportamento termico del corpo umano in funzione dell'attività svolta e degli

scambi di energia con l'ambiente. Tali metodi si basano sull'equazione di bilancio di energia relativa al corpo umano e sono tutti finalizzati alla valutazione delle condizioni di stress attraverso la determinazione della potenza termica scambiata per evaporazione tra soggetto e ambiente ai fini dell'annullamento del termine di accumulo (d'Ambrosio et al., 2004).

Il primo metodo di calcolo basato sulla risoluzione dell'equazione (1) fu rappresentato dal metodo della sudorazione richiesta (SW_{req}) sviluppato nel 1981 (Vogt et al., 1981), si basava sulla determinazione e sulla verifica di accettabilità della potenza termica che il soggetto, operante in condizioni di stress da caldo, deve cedere all'ambiente stesso attraverso il meccanismo di sudorazione al fine di mantenere l'omeotermia.

La valutazione della situazione ai fini della tutela dallo stress termico, veniva effettuata per confronto tra i valori richiesti di frazione di pelle bagnata e di quantità di sudore richiesta e i corrispondenti valori limite. Tali valori erano distinti sulla base dell'acclimatazione o meno del soggetto e della scelta di un livello limite di allarme o di pericolo:

- livello di allarme: relativo a quella situazione in cui un soggetto in buona salute e fisicamente adatto all'attività che svolge non corre rischi per la propria salute;
- livello di pericolo: relativo a quella situazione in cui lo stesso soggetto corre rischi.

Sebbene la valutazione analitica degli ambienti severi caldi attraverso il metodo della sudorazione richiesta risultasse un indubbio passo avanti rispetto ad approcci di tipo semiempirico quali il *WBGT*, presentava alcuni criteri spesso in disaccordo con i risultati sperimentali (Kampmann e Pierkarski, 2000).

In sostituzione dell'indice SW_{req} agli inizi del 2000 è stato introdotto il *PHS* (Malchaire et al., 2000a, 2000b, 2001), viene così abbandonato l'approccio basato sulla differenziazione tra i livelli di allarme e pericolo e si tiene conto degli ultimi risultati delle ricerche del settore, in particolare per quanto riguarda il calcolo della temperatura della pelle (Menhert et al., 2002), di quella rettale e di quella del nucleo (Malchaire et al., 2002), gli effetti dell'attività sulla temperatura del nucleo (Malchaire et al., 2002) e il *pumping effect*² (Havenith et al., 1999, Holmér et al., 1999). Un'altra differenza fondamentale tra i due indici sta nel fat-

² Effetto combinato dell'abbigliamento e del movimento del corpo sullo scambio termico.

to che il modello *PHS* calcola la variazione temporale delle variabili, in modo da prevedere in ogni istante lo stato fisiologico dell'uomo, tenendo conto sia delle condizioni climatiche cui esso è esposto che delle eventuali esposizioni precedenti, al fine di determinare l'eventuale massimo tempo di esposizione ed il minimo tempo di recupero.

I criteri di protezione assunti dal *PHS* sono quattro, di cui due di stress, la massima percentuale di pelle bagnata e la massima produzione oraria di sudore, e due di sollecitazione, la massima temperatura rettale accettabile e la massima perdita di acqua, che viene valutata tenendo conto anche della capacità di recupero dei liquidi da parte del soggetto. Il tempo massimo ammissibile di esposizione, D_{lim} , si raggiunge quando la temperatura rettale o la perdita di acqua raggiungono il corrispondente valore massimo. Per situazioni di lavoro particolari o che prevedano tempi di esposizione al di sotto dei 30 minuti, bisogna adottare misure precauzionali e si rende particolarmente necessario un controllo fisiologico diretto ed individuale dei soggetti.

1.5.4. AMBIENTI SEVERI FREDDI: L'INDICE *IREQ* (Insulation REQuired)

Condizioni ambientali fredde particolarmente severe possono indurre alterazioni nei meccanismi di termoregolazione del corpo umano compromettendone, più o meno gravemente la normale attività fisiologica. Il raffreddamento localizzato di alcune parti del corpo dovuto all'esposizione a basse temperature porta al congelamento e quindi, ad un progressivo arresto della circolazione del sangue nella parte colpita con assenza completa di sensibilità e fino ad arrivarne alla perdita. Il raffreddamento di tutto il corpo sotto i 30°C dovuto all'esposizione prolungata a basse temperature porta all'ipotermia e quindi ad un rallentamento delle funzioni vitali che con il trascorrere del tempo portano all'arresto cardiaco.

L'*IREQ* (Insulation REQuired) è l'indice di raffreddamento globale (UNI, 2008a) ed è definito come la resistenza termica dell'abbigliamento che, nell'ambiente in esame, consentirebbe di mantenere indefinitamente il corpo umano a livelli accettabili di temperatura corporea e di temperatura della pelle; si tratta quindi di un riferimento con il quale va confrontata la resistenza termica dell'abbigliamento effettivamente indossato dal soggetto in esame: se quest'ultima ri-

sulta minore di quella richiesta, evidentemente l'abbigliamento indossato non è adeguato. L'indice può essere utilizzato per esposizioni continue o intermittenti, all'interno o all'esterno.

L'IREQ svolge diverse funzioni. In primo luogo, rappresenta una stima dello stress termico prodotto dall'ambiente freddo, per gli effetti combinati dei 4 parametri termoigrometrici che compaiono nella (27) e dell'attività; inoltre, fornisce una valutazione quantitativa della protezione fornita dall'abbigliamento in termini di resistenza termica necessaria a mantenere condizioni di regime stazionario per il corpo umano. Ancora, è un metodo di valutazione dell'abbigliamento effettivamente indossato e/o di scelta di quello da indossare; infine, può fornire indicazioni per le azioni di miglioramento della situazione lavorativa.

Dato che le condizioni di regime permanente possono essere raggiunte in corrispondenza di diversi livelli di attivazione del sistema di termoregolazione (d'Ambrosio Alfano et al., 2010), l'IREQ viene generalmente calcolato nelle due condizioni estreme (Holmér, 1998, 1992): la condizione limite di inizio di attivazione del sistema termoregolatorio comportamentale, detta di strain elevato, e quella di neutralità termica, detta di strain basso, che si può vedere anche come la condizione limite di inizio di attivazione del sistema termoregolatorio vasomotorio. I corrispondenti valori dell'indice IREQ vengono detti, rispettivamente, $IREQ_{min}$ ed $IREQ_{neutral}$; evidentemente, il valore di $IREQ_{min}$ è sempre minore di quello di $IREQ_{neutral}$.

Nota che sia la resistenza termica dell'abbigliamento effettivamente indossato dal lavoratore, corretta rispetto al pumping effect, I_{clr} , la condizione di neutralità termica è verificata se $IREQ_{min} < I_{clr} < IREQ_{neutral}$. Qualora risulti $IREQ_{neutral} < I_{clr}$, il soggetto avverte una sensazione di caldo, se invece si ha $IREQ_{min} > I_{clr}$, c'è rischio di progressivo raffreddamento del corpo e va calcolato il tempo limite di esposizione, D_{lim} , che rappresenta il tempo massimo di esposizione compatibile con l'abbigliamento effettivamente indossato dal soggetto, da calcolare in corrispondenza di $IREQ_{neutral}$. Una volta raggiunto il tempo limite, l'esposizione deve essere interrotta e alla persona va concesso di riposare in ambiente riscaldato per tutto il tempo necessario a ristabilire le condizioni di neutralità termica.

1.5.4.1 IL RAFFREDDAMENTO LOCALE

Il raffreddamento locale si manifesta in più forme, essenzialmente quella

convettiva, quella delle estremità, quella respiratoria e quella conduttiva.

In realtà, le conoscenze in questo settore sono ancora limitate, per cui attualmente esiste solo l'indice di valutazione per il raffreddamento convettivo, la Wind Chill Temperature, t_{WC} , che tiene conto dell'effetto di raffreddamento sulla pelle e che sostituisce il Wind Chill Index e la Chilling Temperature, che erano gli indici prescritti dalla versione precedente della UNI EN ISO 11079 (d'Ambrosio Alfano e Riccio, 2004).

Per quanto riguarda il raffreddamento delle estremità e quello respiratorio, la valutazione viene fatta sulla base dei valori di grandezze significative, che sono rispettivamente la temperatura superficiale del dito e quella dell'aria. In particolare, la temperatura limite del dito è quella per la quale si ha comparsa del dolore e riduzione della funzionalità; la temperatura limite dell'aria è quella minima compatibile con il rischio legato al raffreddamento delle mucose, che aumenta all'aumentare della ventilazione polmonare.

Per il raffreddamento conduttivo, la 11079 fa riferimento alle norme UNI EN ISO 13732-1-2-3. Nella parte 1 (UNI, 2009b), che riguarda le superfici calde, sono riportati diagrammi che permettono di ricavare il rischio ustione in termini di tempo di contatto in funzione della temperatura superficiale per diversi materiali, la procedura di valutazione del rischio ed esempi di dispositivi di protezione individuali adottabili. La parte 2 (ISO, 2001) è riferita alle superfici a temperatura moderata, con particolare riferimento al contatto con i pavimenti. La parte 3 (UNI, 2006b), dedicata alle superfici fredde e prende in considerazione le diverse conseguenze del contatto (dolore, intorpidimento, congelamento), fornisce diagrammi per la valutazione del tempo limite di contatto tra dita o mano e superficie costituita da materiali diversi; infine, definisce la procedura di valutazione del rischio e riporta esempi di dispositivi di protezione individuale.

1.5.5. IL NUOVO INDICE UTCI (UNIVERSAL THERMAL CLIMATE INDEX)

Nei precedenti paragrafi è stato posto in risalto come la valutazione degli ambienti termici secondo la normativa vigente possa essere effettuata in tutta tranquillità mediante l'impiego di uno o più indici basati sulla risoluzione dell'equazione di bilancio energetico relativa al corpo umano (ad eccezione del WBGT, meramente empirico). Nonostante questi ultimi consentano una valuta-

zione estremamente affidabile delle condizioni di lavoro anche in condizioni estremamente complesse, gli indici temperatura-umidità e gli indici biometeoclimatici, in ragione della loro facilità d'uso (anche per i non addetti ai lavori) e dell'immediata interpretazione, sono ancora largamente usati (d'Ambrosio Alfano et al., 2011).

Gli indici biometeoclimatici sono molto importanti in bioclimatologia medica e sono calcolati con relazioni matematiche che consentono di valutare le diverse situazioni fisiologiche umane, fino a quelle fisio-patologiche (dal benessere al disagio fisiologico per caldo o freddo umido) sulla base di correlazioni tra i valori espressi dai diversi parametri meteorologici (temperatura, umidità relativa, vento, pressione atmosferica).

Un'attenta rassegna dei principali indici biometeoclimatici presenti in letteratura pone in risalto una serie di questioni in apparenza di difficile soluzione (d'Ambrosio Alfano et al., 2011b):

1. tali indici, essendo formulati in particolari condizioni meteorologiche (solo freddo o solo caldo, o al più caldo moderato) non godono della sufficiente generalità per essere utilizzati in qualunque condizione climatica;
2. numerosi indici bioclimatici nascono esclusivamente per misurare il disagio da freddo o da caldo, non sono quindi utilizzabili indiscriminatamente in tutte le situazioni;
3. alcuni di questi indici non tengono conto di tutti i parametri che influenzano la sensazione termica, cadendo in difetto quando il soggetto è caratterizzato da un abbigliamento o un'attività metabolica diversi da quelli per i quali sono stati validati.

Ovviamente, in un contesto così variegato, un indice universale sarebbe in grado di dirimere ogni controversia. Con questo intento la COST Action 730, promossa dall'ISB (International Society of Biometereology) e finanziata dall'Unione Europea, ha portato alla formulazione di un nuovo indice biometeorologico: *UTCI (Universal Thermal Climate Index)*, con l'intento di fornire uno strumento che, tenendo significativamente conto della risposta fisiologica dell'individuo alle condizioni ambientali esterne, possa consentire di allertare la popolazione e le strutture sanitarie in caso di previsione di ondate di caldo torrido, o freddo pungente, al fine di prevenire i rischi derivanti dall'esposizione incauta a condizioni climatiche sfavorevoli, specie in soggetti già più a rischio

come gli anziani (Błażejczyk et al., 2009).

L'*UTCI*, definito sulla scala di Tabella 1.8, rappresenta la temperatura dell'aria alla quale, nella situazione di riferimento, la sollecitazione termica sarebbe la stessa che si ha nell'ambiente reale. La situazione di riferimento è caratterizzata dai seguenti valori dei sei parametri da cui dipende il bilancio di energia sul corpo umano:

- temperatura media radiante uguale alla temperatura dell'aria;
- velocità dell'aria pari a 0,5 m/s in corrispondenza di un'altezza da terra di 10 m (corrispondente a circa 0,3 m/s a 1,1 m);
- pressione parziale del vapore pari a 20 hPa per temperature dell'aria maggiori di 29 °C, e tali da ottenere un grado igrometrico del 50% per temperature dell'aria minori di 29 °C;
- metabolismo energetico pari a 2,3 met;
- abbigliamento da calcolare in funzione della temperatura dell'aria, per tener conto della risposta comportamentale all'ambiente termico.

Tabella 1.8 - Scala di definizione dell'indice *UTCI*. Da (Błażejczyk, 2009).

intervallo di valori di <i>UTCI</i> (°C)	classe di stress termico	intervallo di valori di <i>UTCI</i> (°C)	classe di stress termico
> 46	estremo, da caldo	+9 ÷ 0	leggero, da freddo
+38 ÷ +46	molto elevato, da caldo	0 ÷ -13	moderato, da freddo
+32 ÷ +38	elevato, da caldo	-13 ÷ -27	elevato, da freddo
+26 ÷ +32	moderato, da caldo	-27 ÷ -40	molto elevato, da freddo
+9 ÷ +26	assente	< -40	estremo, da freddo

2. MODELLI DI TERMOREGOLAZIONE

2.1. INTRODUZIONE

La termoregolazione è un fenomeno molto complesso e richiede la formulazione di modelli che consentano di prevedere la risposta fisiologica dell'uomo all'ambiente termico con buona precisione.

Sicuramente la formulazione di tali modelli non è semplice, anche perché essi dovrebbero simulare il sistema biologico, del quale è noto il comportamento globale, ma non quello dei singoli componenti. Essi sono di indubbia utilità nel prevedere la risposta fisiologica umana al microclima, visto che i parametri microclimatici sono estremamente disomogenei, che il campo di condizioni ambientali è molto vasto, o quando non si hanno laboratori appositamente attrezzati.

Un modello completo di termoregolazione deve prendere in considerazione i seguenti due tipi di sistemi:

- Sistema **passivo o controllato**, che rappresenta processi relativi a scambi termici nel corpo e tra il corpo e l'ambiente;
- Sistema **attivo o di controllo**, che rappresenta i meccanismi attraverso i quali il corpo controlla gli scambi termici al fine di mantenere la sua temperatura in un preciso e fisiologico range di valori.

Prima di andare avanti con la descrizione dei vari modelli di termoregolazione esistenti in letteratura, vale la pena approfondire la conoscenza sul sistema di termoregolazione del corpo umano e sulla regolazione automatica utilizzata in

ambito ingegneristico.

2.2. IL SISTEMA DI TERMOREGOLAZIONE

Come si è già accennato nel capitolo precedente il sistema di termoregolazione ha il compito di mantenere costante la temperatura interna del corpo umano, detta appunto temperatura del nucleo. Esso, infatti, è costituito da un insieme di meccanismi mediante i quali il corpo stesso risponde alla variazione del microclima riportandosi alle condizioni di benessere termico.

I principali componenti di tale sistema di controllo sono:

- l'ipotalamo (il controllore);
- i recettori termici;
- i muscoli, le ghiandole sudoripare, i vasi sanguigni (gli effettori).

L'ipotalamo³ è quella zona cerebrale che presiede alla risposta dell'uomo alle sollecitazioni termiche; se lo si rende inattivo non è più assicurata l'omeotermia del corpo umano. Ad esso confluiscono i segnali provenienti dai recettori termici; questi vengono confrontati (Bullard, 1975) con valori di riferimento e, eventualmente, viene attivato il meccanismo di termoregolazione.

I recettori termici sono terminazioni nervose localizzate nella cute, nei visceri, nel midollo spinale, nel cervello, sensibili sia alla temperatura che alla sua velocità di variazione. Essi forniscono dei segnali di input all'ipotalamo, che ha la funzione di organo di controllo.

I muscoli, le ghiandole sudoripare e i vasi sanguigni costituiscono gli effettori del sistema di termoregolazione; infatti, ricevono i segnali efferenti provenienti dall'ipotalamo e, secondo differenti meccanismi, producono variazioni della temperatura corporea.

2.2.1. I MECCANISMI DI TERMOREGOLAZIONE

La **termoregolazione vasomotoria** interessa i capillari periferici, cioè quel-

³ L'ipotalamo agisce da organo centrale nella regolazione delle funzioni vegetative: controllo cardiovascolare, respirazione, bilancio idrico, sessualità, controllo dell'ingestione di cibo, oltre che la regolazione della temperatura.

li superficiali, i quali attraverso l'apertura e la chiusura di particolari valvole, dette sfinteri, permettono o impediscono l'afflusso di sangue in superficie, aumentando o diminuendo lo scambio termico con l'esterno. Questa forma di regolazione risulta alquanto complessa, in quanto dipende sia da fattori locali che da impulsi provenienti dal sistema nervoso⁴.

Come è già stato detto in ambienti freddi, le valvole si chiudono (vasocostrizione): la diminuzione dell'afflusso di sangue verso la periferia determina una diminuzione della temperatura superficiale e quindi dello scambio termico con l'esterno.

In ambienti caldi, invece, le valvole si aprono (vasodilatazione): l'aumento dell'afflusso di sangue verso la periferia determina un aumento della temperatura superficiale e quindi dello scambio termico con l'esterno.

È importante precisare che non è la temperatura dell'ambiente a determinare l'attivazione di tali meccanismi, ma gli scarti tra i valori di temperatura rilevati localmente dai termorecettori ed il loro set-point; così è possibile che si attivino contemporaneamente meccanismi antagonisti (quali, appunto, la vasocostrizione e la vasodilatazione) in zone differenti del corpo umano.

Quando la termoregolazione vasomotoria non è sufficiente a garantire l'omeotermia del nucleo, interviene la termoregolazione comportamentale, che in caso di freddo si manifesta con il brivido, in caso di caldo con la sudorazione.

Il brivido comporta l'attivazione di tutti i gruppi muscolari con aumento del metabolismo energetico, senza che venga ceduta energia meccanica all'ambiente (non si produce lavoro utile). Le contrazioni muscolari aumentano e diminuiscono continuamente; contrazioni sincrone si verificano in piccoli gruppi di unità motorie o in muscoli interi fuori fase con altri ed in fase con gli antagonisti⁵, cosicché non si hanno grandi movimenti degli arti. È proprio grazie all'azione dei muscoli antagonisti che non si produce lavoro utile e tutta

⁴ Il *sistema nervoso autonomo* presiede alle azioni involontarie, regolando l'attività degli organi viscerali ed i processi vitali indipendenti dalla volontà. Si suddivide in s. n. simpatico, che reagisce a variazioni brusche ed improvvise interne ed esterne e che presiede all'omeostasi, e s. n. parasimpatico che, limitatamente a certe regioni dell'organismo, presiede a funzioni vegetative come il sonno e la digestione.

⁵ I muscoli di solito operano a coppie, così che, mentre un gruppo di muscoli, gli *agonisti*, si contrae, quelli opposti, gli *antagonisti*, si rilassano. Nel caso del brivido ciò non accade, ma si ha la contrazione di entrambi i gruppi di muscoli, cosicché l'arto non si muove molto.

l'energia chimica liberata dal processo contrattile viene convertita in energia termica.

La sudorazione prevede le seguenti fasi (Alfano et al., 1997):

- le ghiandole sudoripare, situate sotto la pelle e che sono sotto il controllo dell'ipotalamo, secernono il sudore, costituito prevalentemente da una soluzione acquosa di cloruro di sodio;
 - il sudore arriva alla superficie esterna della pelle attraverso appositi dotti;
 - il sudore si effonde sulla superficie della pelle ricoprendola di un sottile film;
- a regime permanente, il sudore in parte passa come vapore nell'aria, in parte gocciola. La parte che evapora sottrae alla pelle una quantità di energia termica pari al calore latente di evaporazione⁶, in modo da raffreddarla.

Se neanche la termoregolazione comportamentale è sufficiente ad assicurare l'omeotermia, si può andare incontro ad ipotermia (al freddo), fino alla morte per fibrillazione cardiaca, o ad ipertermia (al caldo), fino alla morte per danni irreversibili alle proteine dei tessuti nervosi.

2.3. TIPI DI REGOLAZIONE AUTOMATICA

Nel capitolo precedente si è avuto modo di discutere circa la natura dell'interazione energetica tra un soggetto e l'ambiente termico ponendo in particolare risalto le caratteristiche di ciascuno dei termini di scambio. Per la comprensione dell'argomento che proseguirà si daranno adesso cenni circa la regolazione automatica di un sistema dinamico.

Nelle applicazioni ingegneristiche si è soliti utilizzare diversi tipi di regolazioni automatiche, attraverso le quali è possibile descrivere anche il funzionamento del sistema di termoregolazione, inteso come sistema di controllo della temperatura corporea.

I sistemi di controllo possono essere usati da soli o combinati tra loro per regolare ogni grandezza misurabile, la cui variazione dipende dalla deviazione di una grandezza dal suo set-point.

⁶ *Calore latente di evaporazione*: quantità di calore necessaria a far passare 1g di sostanza dallo stato liquido a quello di vapore.

Esistono quattro tipi di regolazione, nelle quali si considera la temperatura come grandezza controllata.

a) Regolazione on-off

Da una risposta del tipo tutto o nulla e può essere rappresentata così:

$$\begin{aligned} \text{per } T_t < T_0 \text{ risulta: } Y_t &= Y_0 \\ \text{per } T_t > T_0 \text{ risulta: } Y_t &= Y_{\max} \end{aligned} \tag{28}$$

dove:

- T_0 = temperatura del set-point;
- Y_t = azione del sistema di controllo all'istante t ;
- Y_{\max} = massimo output del sistema di controllo;
- Y_0 = output del sistema di controllo al set-point.

Questo tipo di regolazione non tiene conto dell'inerzia termica del corpo e della gradualità con cui varia la temperatura.

b) Regolazione proporzionale

A differenza del precedente tipo di regolazione, essa tiene conto della gradualità di variazione della temperatura e lega lo scarto di quest'ultima all'azione degli effettori attraverso una relazione di tipo lineare:

$$Y_t - Y_0 = -(T_t - T_0) / a \rightarrow Y_t - Y_0 = -e / a \tag{29}$$

dove:

- e = errore di carico (scostamento della temperatura dal suo set-point; è il segnale in ingresso nel sistema di termoregolazione);
- T_t = temperatura del corpo nell'istante t ;
- T_0 = temperatura del set-point;
- Y_t = azione del sistema di controllo all'istante t ;
- Y_0 = output del sistema di controllo al set-point;
- a = fattore di proporzionalità.

Non sempre la risposta è solo di tipo proporzionale, ma si può avere una prima reazione iniziale di elevata entità che poi si stabilizza.

c) Regolazione integrale

Consente di mantenere la temperatura al set-point durante l'esposizione di un carico termico. È rappresentata da una relazione del tipo:

$$-dY/dt = b(T_t - T_o) \quad -dY/dt = b \cdot e \quad (30)$$

dove:

Y = azione degli effettori;

t = tempo;

b = fattore di proporzionalità;

T_t = temperatura del corpo nell'istante t ;

T_o = temperatura del set-point;

e = errore di carico.

In questa tipologia di regolazione non c'è relazione tra l'errore di carico e l'azione degli effettori in ogni istante e, a parità di errore di carico, il sistema reagisce diversamente.

Nella termoregolazione del corpo umano questo tipo di regolazione non interviene.

d) Regolazione derivata

È detta anche regolazione d'anticipo, perché è sensibile alla derivata della temperatura rispetto al tempo:

$$Y_t - Y_o = g \cdot (dT/dt) \quad (31)$$

dove:

Y_t = azione del sistema di controllo all'istante t ;

Y_o = output del sistema di controllo al set-point;

g = fattore di proporzionalità;

T = temperatura;

t = tempo.

È una regolazione instabile. Infatti, essa è sensibile solo alla rapidità di variazione della temperatura e rende conto solo della reazione istantanea; qualora la temperatura dovesse avere un valore diverso da quello del set-point, la regolazione potrebbe non intervenire. Proprio per evitare questo inconveniente, la regolazione derivata è accoppiata a quella di tipo proporzionale.

Nel sistema di termoregolazione del corpo umano sono presenti tutte le forme di regolazione, eccetto quella integrale. La legge che regola l'azione degli effettori è del tipo:

$$Y_t = Y_0 - a \cdot (T_t - T_0) - g \cdot (dT / dt) \quad (32)$$

dove:

Y_t = azione del sistema di controllo all'istante t ;

Y_0 = output del sistema di controllo al set-point;

g = fattore di proporzionalità;

a = fattore di proporzionalità;

T = temperatura;

T_t = temperatura del corpo nell'istante t ;

T_0 = temperatura del set-point;

t = tempo.

2.4. CLASSIFICAZIONE DEI MODELLI DI TERMOREGOLAZIONE

Dagli inizi del secolo scorso molti progressi sono stati fatti in questo campo, dunque è opportuno fare una panoramica sui modelli finora proposti, analizzando le caratteristiche e individuandone i campi di validità. Nel fare ciò si deve tener conto del fatto che, gli esperimenti da effettuare per validare i modelli dovrebbero essere fatti sia negli ambienti moderati che in quelli severi, in modo da verificare la congruenza del singolo modello nelle diverse situazioni.

In letteratura si ritrovano diverse classificazioni dei modelli di termoregolazione; quella di Hardy (Hardy, 1972), che appare essere la più chiarificatrice, distingue i modelli in due categorie: quelli qualitativi e quelli quantitativi. Dei primi fanno parte quelli verbali, figurativi, chimici e neuronali; dei secondi, i fisici ed i matematici. In Tabella 2.1 è riportato uno schema riassuntivo di tale classificazione.

Tabella 2.1 - Classificazione dei modelli di termoregolazione

modelli			
qualitativi		quantitativi	
verbali	fisici	matematici	
figurativi		a un cilindro	a più cilindri
neuronal			
chimici			

2.5. MODELLI QUALITATIVI

Questo tipo di modelli, come è stato già accennato, comprende quelli verbali, quelli figurativi i neuronal e i chimici.

2.5.1. I MODELLI VERBALI

I modelli verbali sono stati molto utili per un primo approccio al problema della termoregolazione, ma non permettono una precisa descrizione di un sistema complicato quale quello termoregolatorio.

Si tratta di modelli essenzialmente descrittivi che consistono nell'enunciazione chiara di alcune ipotesi. Essi furono i primi ed i più rudimentali.

Il primo a formulare un modello di tale tipo probabilmente fu Claude Bernard che nella *Fixité du milieu intérieur*, del 1865, si interessò di regolazioni biologiche. Il ruolo importante ricoperto dall'ipotalamo nella termoregolazione, fu discusso da Ott nel 1884 e Richet nel 1885. Scrissero che quando un animale è sottoposto al freddo o al caldo, regola la sua temperatura e la mantiene ad un valore fissato e indicarono, in un libro di fisiologia del 1904, persino i *centri termostatici*, costituiti da centri termogenici, termoinibitori e termolitici aventi il solo scopo di regolare la temperatura.

Tale modello, che, come detto, ha il grosso merito di avere identificato dei centri di termoregolazione contro il freddo ed il caldo, fu sorpassato da quello di Rubner del 1902. Questi sostenne l'esistenza di tre forme di regolazione della temperatura, quella fisica, quella chimica e quella metabolica, individuando i

campi di valori della temperatura ambiente in cui tali regolazioni intervengono; il grande merito di Rubner è quello di aver applicato, per la prima volta, il primo principio della termodinamica al sistema uomo.

Nel 1913 Meyer riprese le idee di Ott e le espose in una forma più chiara e moderna. Ipotizzò la presenza di due centri distinti collegati fra loro, ma con funzioni antagoniste, che chiamò centro del caldo e centro del freddo: un centro termogenico che si occupa della risposta al freddo producendo energia termica, ed un centro termolitico, che si occupa della risposta al caldo, disperdendo energia termica. Il modello di Ott-Meyer è stato a lungo utilizzato per la spiegazione della termoregolazione.

Per ciò che riguarda il fenomeno della febbre, Liebermeister nel 1871 espone la sua concezione: una sostanza pirogena agisce in modo diretto o indiretto sui centri di termoregolazione in modo da stabilire una temperatura più elevata. Egli affermò inoltre che durante la malattia febbrile, la termoregolazione non è in alcun caso perduta, ma agisce allo stesso modo che se l'individuo fosse in buona salute. Tale concetto è valido ancora oggi ed è stato in parte ripreso nella teoria del set point variabile.

2.5.2. I MODELLI FIGURATIVI

Descrivono il sistema termoregolatorio in modo molto più completo di quelli verbali, anche se lo considerano come una black box, senza analizzarne strutture e funzioni delle singole componenti (Hardy, 1972).

Il primo modello di questa categoria è stato quello di Du Bois del 1948, mostrato in Figura 2.1, nel quale sono presenti molte delle conoscenze attuali. Infatti, esso rappresenta i componenti neurofisiologici del sistema di termoregolazione e le loro connessioni con effettori, ghiandole sudoripare, vasi sanguigni cutanei e muscoli scheletrici.

Nel modello di Hensel del 1952, mostrato in Figura 2.2 sono correlate fra loro le funzioni fisiologiche con le funzioni di inibizione ed eccitazione. Le linee tratteggiate rappresentano i segnali inibitori, i punti interrogativi le incertezze dell'autore, le linee continue i segnali stimolatori.

Il modello di Benzinger et al. (Benzinger et al., 1961), mostrato in Figura 2.3, ha ripreso l'idea di Hensel di un recettore termico centrale, anche se ne limita la sensibilità al caldo, ritenendo la pelle sensibile solo al freddo.

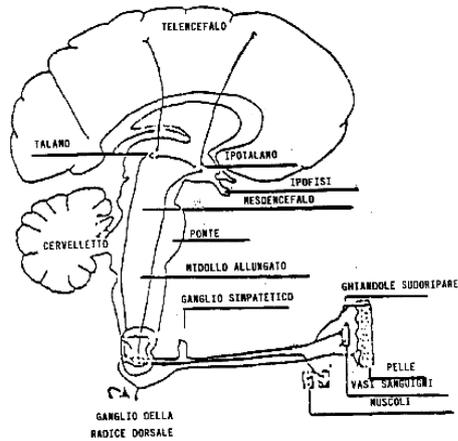


Figura 2.1 - Modello di Du Bois del 1948 (in evidenza le relazioni tra il sistema nervoso e gli altri elementi della termoregolazione).

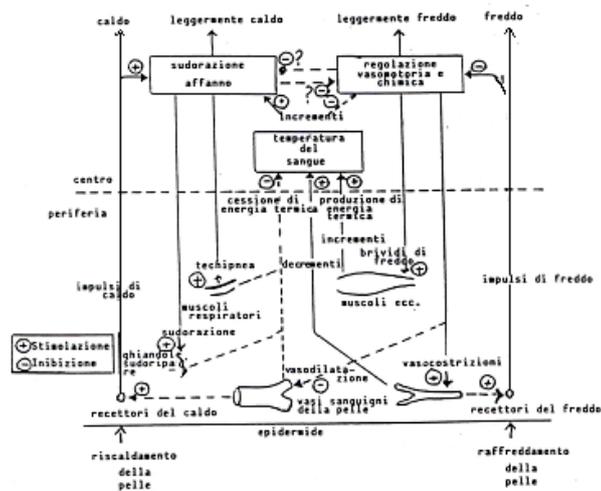


Figura 2.2 - Modello di Hensel del 1952.

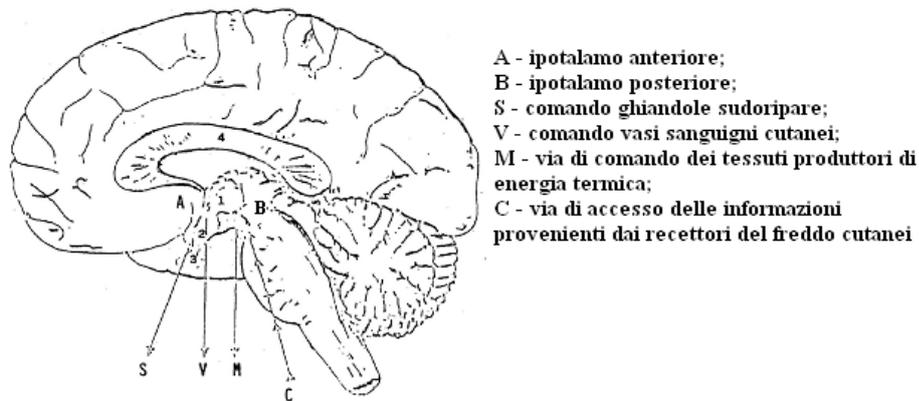


Figura 2.3 - Modello di Benzinger del 1963.

Il centro di regolazione contro il caldo è rappresentato dall'ipotalamo anteriore, che, senza ricevere segnali da altri recettori, trasforma il segnale di temperatura da esso stesso generato in impulsi nervosi ed invia agli effettori un comando di vasodilatazione o di sudorazione. Il centro di regolazione contro il freddo invia il comando di brivido, dopo aver elaborato i segnali provenienti dalla pelle. I due centri di regolazione sono interconnessi, in modo da inibire eventualmente la regolazione contro il freddo in base al segnale di temperatura dell'ipotalamo anteriore. Questo modello si può applicare all'organismo sia fermo che in movimento.

Il modello di Chatonnet e Cabanac, mostrato in Figura 2.4, considera la struttura anatomica, prevedendo un'origine comune per la regolazione fisiologica e comportamentale. Quest'ultima è dovuta alla sensazione di discomfort causata dagli stimoli centrali e periferici e alla risposta fisiologica.

2.5.3. I MODELLI NEURONALI

I neuroni svolgono un importante ruolo nella termoregolazione. Ochs (Ochs, 1975) definisce i neuroni cellule la cui funzione è quella di rispondere a variazioni prodotte dall'ambiente esterno e che, in alcuni casi, controllano anche la propagazione della risposta verso le cellule effettrici, preposte, cioè, all'effettuazione del comando.

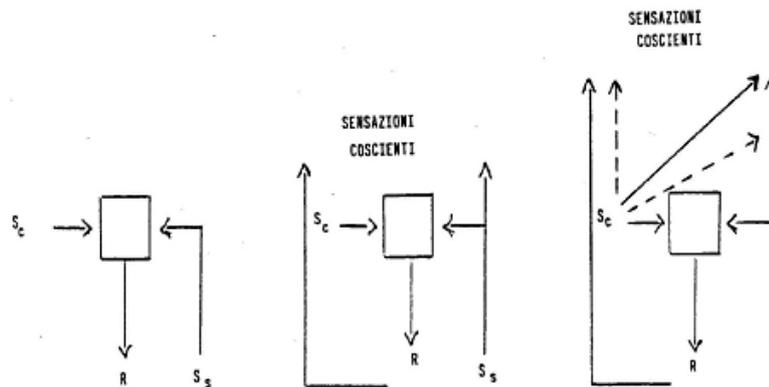


Figura 2.4 - Rappresentazione grafica dei modelli concettuali della termoregolazione e delle interazioni tra gli stimoli termici che provocano le sensazioni di caldo, di freddo e di discomfort termico (Chatonnet e Cabanac, 1965): S_c è la sensibilità termica centrale, S_s è la sensibilità termica cutanea e R rappresenta le reazioni termoregolatrici.

I modelli neurali sono basati essenzialmente sul funzionamento del sistema di termoregolazione a livello del sistema nervoso, escludendo tutte le altre componenti (ormonali, muscolari, vascolari,). I modelli esistenti considerano il contributo dei neuroni sulla termoregolazione solo in misura limitata, senza fornire un quadro completo (d'Ambrosio Alfano, 2008).

Il primo modello di questo tipo è stato quello di Hammel del 1965, basato su risultati sperimentali. Anch'esso considera due centri, uno per il caldo e uno per il freddo, ma gli impulsi dalla periferia determinano segnali di errore che producono un comando.

Il modello di Maeskrey e Bligh (Hardy, 1972), mostrato in Figura 2.5, riprende le caratteristiche del modello precedente considerando la convergenza di informazioni provenienti da differenti zone termosensibili sui neuroni integratori e la separazione della rete di neuroni responsabili della termolisi da quella della termogenesi, con reciproco effetto di inibizione.

2.5.4. I MODELLI CHIMICI

Sono stati sviluppati in seguito a studi sulla microanatomia del sistema nervoso e presuppongono che gli scambi o l'elaborazione di informazioni siano dovute allo scambio o alla produzione di sostanze chimiche (Hardy, 1972).

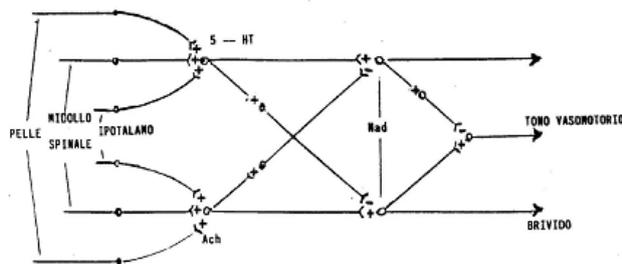


Figura 2.5 - Modello di termoregolazione neuronale del montone. Da (Baconnier, 1978).

2.6. MODELLI QUANTITATIVI

Questa categoria include tutti quei modelli che consentono il calcolo di valori di alcune grandezze, e di effettuare delle simulazioni. Si suddividono in due famiglie fondamentali: i modelli fisici e quelli matematici (Hardy, 1972).

2.6.1. I MODELLI FISICI

Tali modelli approssimano i fenomeni reali relativi alla termoregolazione considerando l'uomo come una black box interagente termicamente con l'ambiente e rappresentano gli scambi termici attraverso un indice. Attualmente risultano superati in quanto difficili da costruire, costosi e poco versatili.

Tra questi modelli si ricorda quello di Aschoff del 1958 (Hardy, 1972), che ha dimostrato l'importanza del fenomeno di scambio termico in controcorrente negli arti.

Il modello di Mac Donald e Wyndham del 1950 (Mac Donald e Wyndham, 1950), riportato in Figura 2.6, è un modello elettrico basato sull'analogia tra temperatura e tensione elettrica e tra flusso di calore ed intensità di corrente elettrica. È caratterizzato da un generatore di corrente (Mi) che rappresenta la produzione di energia termica, da una resistenza (R) che rappresenta la resistenza allo scambio termico tra epidermide ed ambiente e da un generatore di tensione (Me) che rappresenta il gradiente di temperatura.

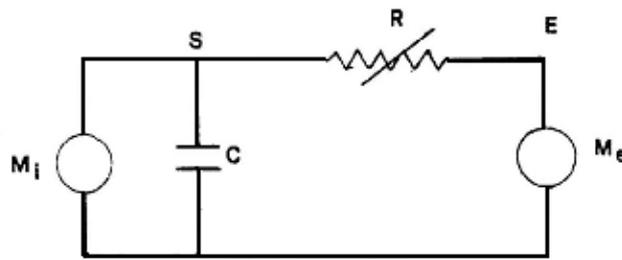


Figura 2.6 - Modello elettrico di Mac Donald e Wyndham del 1950. S rappresenta la temperatura della pelle e E la temperatura ambiente.

Questo modello è stato oggetto di varie modifiche e sviluppi che hanno consentito lo sviluppo del modello mostrato in Figura 2.7. In esso il corpo umano è suddiviso in quattro strati; per ciascuno di essi la resistenza termica e la produzione di energia termica al loro interno sono rappresentate con un'analogia elettrica. Sono considerati anche i flussi termici evaporativi dovuti alla respirazione.

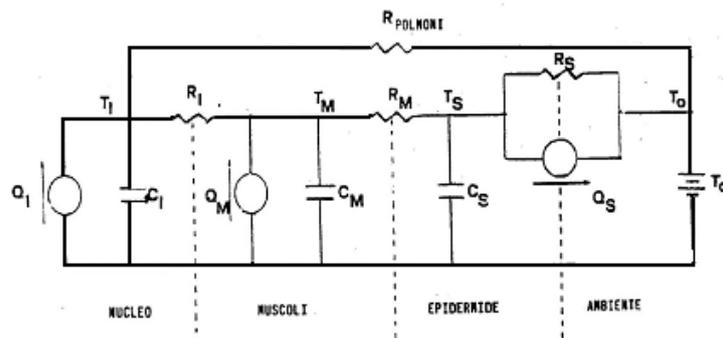


Figura 2.7 - Modello di Mac Donald e Wyndham nella sua forma più complessa (da Baconnier, 1978).

Questo tipo di modello ha il limite di non riuscire a rappresentare del tutto i meccanismi di termoregolazione; tuttavia consentono di comprendere e studiare alcuni fenomeni particolari.

2.6.2. I MODELLI MATEMATICI

A partire dagli anni trenta del secolo scorso, la J.B. Pierce Foundation (d'Ambrosio Alfano, 2008) si pose il problema di realizzare un modello mate-

matico in grado di descrivere gli scambi termici uomo-ambiente. Un modello di questo genere consiste di un sistema di equazioni matematiche che descrivono i fenomeni fisici e le ipotesi su cui si basa il funzionamento dei circuiti di regolazione o entrambi; tuttavia presentano un elevato livello di astrazione, compensato da una buona versatilità (consentono, infatti, di modificare tutti i parametri e le ipotesi utilizzate).

I modelli matematici si basano sul primo principio della termodinamica applicato al sistema uomo (Alfano et al., 1997) e sono classificati in base al numero di parti in cui suddividono il corpo umano (d'Ambrosio Alfano, 2008).

a) Modelli ad un cilindro

Burton nel 1934 ha schematizzato il corpo umano con un cilindro omogeneo (Hardy, 1972). Le soluzioni del campo termico sono rappresentate mediante le funzioni di Bessel. Burton ha verificato la validità del suo modello attraverso un esperimento in cui il soggetto è stato posto in un bagno, inizialmente a 32,5°C e poi rapidamente portato a 36°C; egli ha ipotizzato una rapida vasodilatazione in modo che la conduttanza termica risultasse moltiplicata per quattro. L'esperimento ha portato ai seguenti risultati:

- sono necessarie alcune ore per stabilizzare la temperatura;
- la temperatura interna in un primo momento decresce poi cresce;
- le variazioni radiali di temperatura hanno espressione parabolica.

Atkins e Wyndham (Atkins e Wyndham, 1969) hanno sviluppato un modello matematico ad un cilindro costituito da quattro strati, seguendo il modello fisico di Mac Donald e Wyndham. Dapprima, nel 1968 hanno elaborato uno schema fisiologico per il controllo della sudorazione e della conduttanza termica mediante recettori termici presenti nell'ipotalamo e nella pelle, come mostrato in Figura 2.8. Atkins e Wyndham ipotizzarono la presenza di due centri integratori dei quali uno comanda i meccanismi della vasocostrizione e del brivido, e l'altro agisce nella sudorazione ed incrementa la conduttanza termica. Nel 1969 svilupparono un modello completo del corpo umano, schematizzandolo come un cilindro suddiviso in quattro sezioni concentriche, mostrato in Figura 2.9:

- il nucleo centrale;
- i muscoli;
- lo strato di grasso e la parte più interna dell'epidermide;
- la parte esterna dell'epidermide.

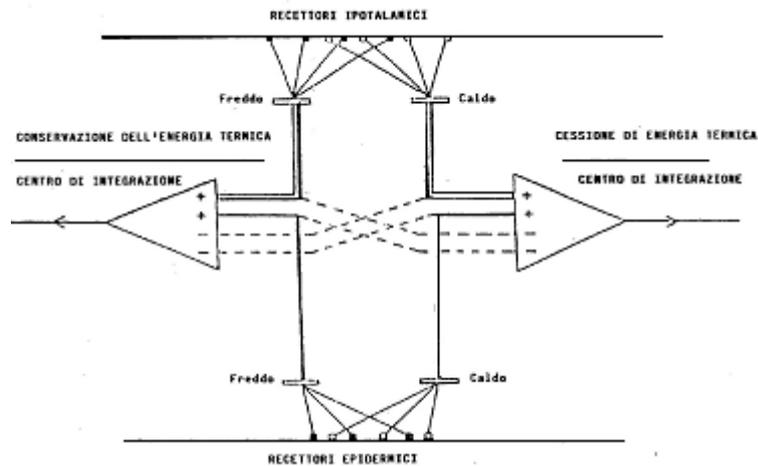


Figura 2.8 - Modello fisiologico per il controllo della sudorazione e della conducibilità termica di Atkins e Wyndham. Da (Atkins e Wyndham, 1969).

Il nucleo centrale è costituito dallo scheletro e da tutti gli organi, esclusi quelli direttamente associati al sistema circolatorio. Si sa che durante l'esercizio, nello strato muscolare, si genera una grande quantità di energia termica che si trasferisce poi agli strati più esterni per convezione attraverso i vasi sanguigni e per conduzione attraverso i tessuti. Lo strato esterno di pelle è scarsamente irrorato dai vasi sanguigni, quindi in esso gli scambi termici avvengono essenzialmente per conduzione. Ognuno degli strati è considerato omogeneo, per cui al suo interno, i valori della conducibilità e della capacità termica sono ritenuti omogenei, così come la produzione di energia metabolica ed il trasferimento di energia termica al sangue. La conduzione tra uno strato e l'altro avviene solo in direzione radiale. Poiché il nucleo centrale include il cuore, che a sua volta contiene una grande quantità di sangue, lo si considera separatamente, insieme a tutto il sistema circolatorio. Inoltre si assume che sia il sangue venoso che quello arterioso abbiano la stessa temperatura degli strati che attraversano, trascurando gli scambi che avvengono in controcorrente tra le vene e le arterie adiacenti. In questo modello gli scambi termici avvengono solo attraverso i capillari più piccoli. Il sistema attivo è rappresentato separatamente. Sull'epidermide, nel midollo e nell'ipotalamo sono collocati i recettori per le temperature di riferimento; come temperatura interna si assume quella media arteriosa. Il flusso sanguigno è controllato mediante le temperature di riferimento, così come il sistema vasomoto-

rio, la produzione di energia termica e la sudorazione.

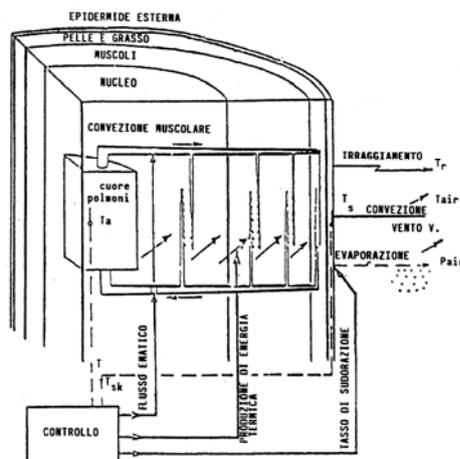


Figura 2.9 - Modello completo del corpo umano di Atkins e Wyndham. Da (Atkins e Wyndham, 1969).

b) Modelli a più cilindri

Tra i modelli a più cilindri, uno tra i più diffusi, se non altro perché alla base dell'indice ET* che per anni è stato l'indice di comfort proposto dall'ASHRAE (d'Ambrosio Alfano, 2008), è quello di Gagge (Gagge, 1971), più tardi rivisto da altri autori (Fobeletes e Gagge, 1988). Il modello di Gagge, mostrato in Figura 2.10, struttura il corpo umano in due cilindri concentrici e a strati omogenei: nucleo centrale ed epidermide, sui quali si sovrappone poi lo strato di abbigliamento. Il sistema passivo è modellato mediante un bilancio di energia per ogni strato, per cui lo strato più interno scambia energia termica con l'epidermide per convezione e conduzione attraverso i vasi sanguigni, e con l'ambiente esterno per evaporazione attraverso la respirazione. Lo strato più esterno, oltre agli scambi con il nucleo, scambia energia termica con l'ambiente attraverso l'evaporazione, la convezione e l'irraggiamento. Il sistema attivo utilizza tre temperature di riferimento: quella del nucleo, della pelle e quella media del corpo; i loro valori sono confrontati con i rispettivi set point per produrre i segnali. Il segnale di caldo dal nucleo è responsabile della vasodilatazione, quello di freddo dalla superficie è responsabile della vasoconstrizione. La sudorazione è proporzionale al segnale di caldo dal corpo e dipende esponenzialmente dal segnale di caldo

dalla pelle (sono necessari entrambi i segnali affinché si attivi la sudorazione). L'attivazione del brivido è dovuta ai segnali di freddo provenienti sia dal nucleo che dalla pelle (se uno di questi due valori è nullo, il brivido non si attiva).

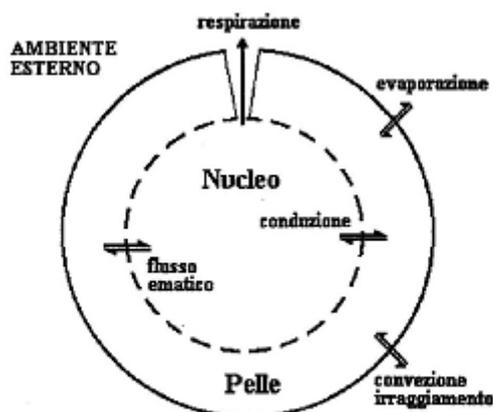


Figura 2.10 - Modello di Gagge. Da (Gagge, 1971)

Il modello di Crosbie et al. (Hardy, 1972) schematizza il corpo umano come un cilindro a tre strati. La grandezza regolata è una temperatura media del corpo, calcolata a partire dai valori di tre temperature: quella del nucleo centrale, quella dei muscoli e quella dell'epidermide. Le sperimentazioni su tale modello, effettuate da Hardy e Dubois, evidenziano buoni risultati in un ampio intervallo di temperature.

Il modello di Stolwijk e Hardy del 1966 (Stolwijk e Hardy, 1966a), mostrato in Figura 2.11, utilizza una rappresentazione del sistema passivo più dettagliata rispetto ai modelli già descritti. I tre segmenti cilindrici rappresentano rispettivamente la testa, il tronco e gli arti, ciascuno dei quali è diviso in strati costituiti da diversi tessuti: pelle, muscoli ed eventualmente i visceri. Tutti questi compartimenti scambiano energia termica con l'elemento centrale del tronco attraverso la circolazione sanguigna. La regolazione avviene su due temperature: quella della testa, che rappresenta l'ipotalamo, e quella media dell'epidermide. Il modello prende anche in considerazione la temperatura media dei muscoli, come indice del livello di esercizio muscolare effettuato. Il segnale della regolazione è proporzionale al prodotto delle variazioni di temperatura del cervello e della

pelle rispetto ai loro set point. Il flusso sanguigno nei muscoli è unicamente legato al metabolismo, che a sua volta dipende dall'attività. Questo modello spiega

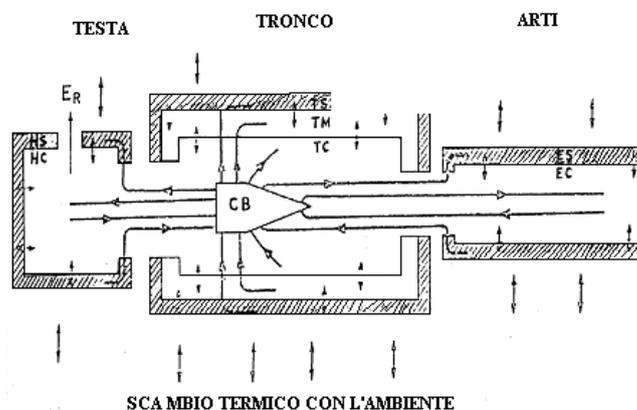


Figura 2.11 - Modello del sistema termico passivo dell'uomo di Stolwijk ed Hardy (Stolwijk ed Hardy, 1966a). Er = evaporazione attraverso l'apparato respiratorio; C.B. = compartimento sanguigno centrale, HC = nucleo della testa, HS = pelle della testa, TC = nucleo del tronco, TM = muscoli del tronco, TS = pelle del tronco, EC = nucleo degli arti, ES = pelle degli arti.

il meccanismo del brivido: il sangue nei muscoli, freddo, è spinto verso il centro del corpo perché l'instaurarsi del brivido richiede un apporto improvviso di sangue arterioso ai muscoli; ciò aumenta il flusso freddo verso il centro provocando un aumento del brivido. L'energia termica prodotta risulta in eccesso e ciò provoca un arresto del brivido, poiché la temperatura si stabilizza ad un livello superiore.

Wissler nel 1961 (Wissler, 1961) propose un nuovo modello a più cilindri (Figura 2.12), indicando i fattori fisici e fisiologici non contemplati nei modelli precedenti e di cui un modello deve tener conto di:

- differenze locali di temperatura;
- scambi termici conduttivi dovuti a gradienti di temperatura;
- scambi termici convettivi attraverso il sangue;
- conducibilità termica degli strati superficiali di grasso ed epidermide;
- scambi in controcorrente tra arterie e vene;
- flussi di energia termica verso l'ambiente dovuti all'evaporazione attraverso le vie respiratorie e la pelle;

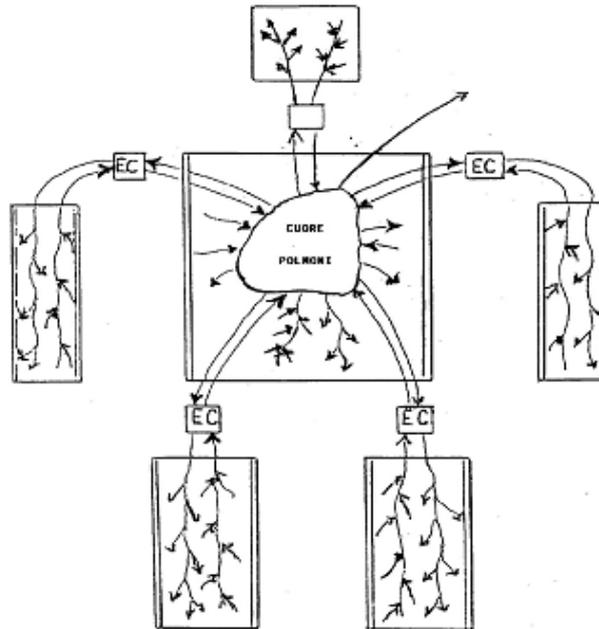


Figura 2.12 - Modello di Wissler del 1970. Ec indica gli scambi termici convettivi in controcorrente vene-arterie. Da (Wissler, 1970)

- accumulo di energia termica all'interno dell'organismo.
- parametri termoigrometrici.

Nel modello di Wissler, il corpo umano è rappresentato con 17 elementi cilindrici: la testa, il tronco, diviso in 4 segmenti, e gli arti, ciascuno diviso in sei segmenti. Gli scambi termici sono supposti radiali; la circolazione assicura lo scambio termico tra i nuclei dei vari segmenti. Tra le arterie e le vene è possibile lo scambio in controcorrente. Wissler ha poi sviluppato modelli più dettagliati, fino a dividere il corpo umano in 250 segmenti. Un modello così costituito risulta troppo complesso, tuttavia ha ispirato i modelli successivi nell'ottica di una segmentazione più spinta.

Uno dei primi modelli completi è quello di Smith e James del 1964 (Smith e James, 1964), mostrato in Figura 2.13, che simula il comportamento termico di un uomo in ambiente caldo. Il modello suddivide il corpo umano in sei seg-

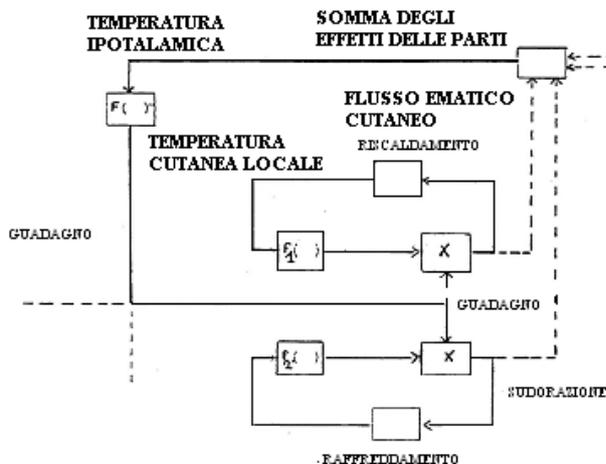


Figura 2.13 - Modello di regolazione di Smith e James. Da (Smith e James, 1964).

menti: testa, tronco, braccia e gambe. Ciascun segmento è costituito da tre strati concentrici, il nucleo centrale, che contiene gli organi interni, lo scheletro ed i muscoli, dove avvengono i processi metabolici per la produzione di energia muscolare e termica, lo strato sottocutaneo e la pelle, attraverso la quale si realizzano gli scambi termici con l'ambiente per convezione, irraggiamento ed evaporazione. Ciascuno dei tre strati è considerato omogeneo. Gli scambi termici tra gli strati, oltre che dai meccanismi di conduzione, sono assicurati dalla circolazione sanguigna. Si considerano anche gli scambi in controcorrente nelle estremità, il che comporta una riduzione del flusso termico verso l'ambiente. Inoltre il sistema circolatorio ha il compito di fornire ai muscoli l'energia necessaria a compiere lavoro. Per il calcolo delle temperature di ciascun compartimento si utilizzano bilanci di energia effettuati su ciascuno di essi; le equazioni sono risolte contemporaneamente per tentativi, assegnando inizialmente alle variabili dei valori ricavati empiricamente.

Il modello di Stolwijk del 1970, descritto dettagliatamente nel paragrafo successivo, è stato il primo a prendere in considerazione i fattori suggeriti da Wissler per il modello passivo (Huizenga et al., 2001). Questo è uno dei modelli più completi; infatti l'utilizzatore dispone in ogni istante di tutte le temperature dei compartimenti individuati nel modello. Tali temperature possono essere uti-

lizzate per la regolazione ed, eventualmente, possono essere variate per effettuare simulazioni mediante un programma in Fortran proposto dall'autore. Il modello di Stolwijk ha il merito di aver riassunto tutte le conoscenze sulla termoregolazione acquisite fino al 1970.

Nel 1974, Montgomery (Montgomery, 1974) ha fornito una versione del modello di Stolwijk specificamente rivolta allo studio del comportamento termico dell'uomo immerso in acqua.

Il modello di Gordon (Gordon et al., 1976), mostrato in Figura 2.14, considera il modello passivo come un'estensione di quello di Wissler. Il corpo è costituito da 14 segmenti, ciascuno avente forma sferica o cilindrica. Prevede una suddivisione spinta della testa, tenendo conto degli scambi termici attraverso le vie aeree superiori in condizioni di freddo intenso. Per quanto riguarda gli elementi di controllo della regolazione, sono sempre presenti le temperature del cervello e della pelle, ma intervengono anche i flussi termici attraverso l'epidermide, valutati in base al numero di recettori termici per unità di superficie di ciascuna parte. Questo modello, che ha avuto un iter di validazione con il supporto di test sperimentali, è concepito per simulare l'esposizione al freddo, quindi non tiene conto della sudorazione, se non che per quella parte di evaporazione non termoregolatrice che esiste sempre, cioè per la diffusione. L'originalità di questo modello consiste nella presenza di un comando per il sistema vasomotorio anche a livello dei muscoli degli arti.

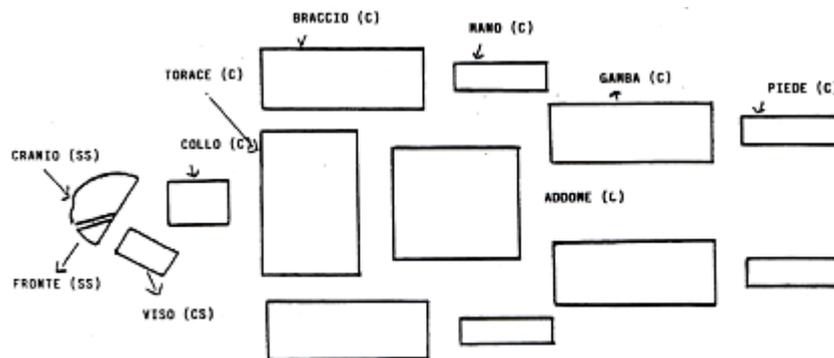


Figura 2.14 - Modello del sistema passivo di Gordon. SS è un segmento sferico, CS cilindrico e C è un cilindro. Da (Gordon et al., 1976).

Il modello di Miller e Seagrave (Miller e Seagrave, 1974) simula il comportamento termico di un soggetto immerso in acqua. Il sistema passivo, mostrato in Figura 2.15, è costituito da 15 elementi cilindrici rappresentanti la testa, il torace, l'addome, e per ciascuno degli arti, le parti prossimali, mediane e distali. La testa, il torace e l'addome sono costituiti da cilindri a tre strati: cutaneo, muscolare e centrale; i cilindri che rappresentano gli arti sono a due strati. Nel modello, l'unico meccanismo di termoregolazione considerato è quello vasomotorio cutaneo. Il comando di vasodilatazione è proporzionale alle differenze tra la temperatura dell'ipotalamo e la temperatura media cutanea rispetto ai loro set point. L'importanza di questo modello risiede nel fatto che Miller e Seagrave hanno dimostrato che, in condizione di immersione, le temperature auricolare, esofagea e rettale non rappresentano efficacemente la temperatura del sangue che affluisce al cuore.

I modelli di Gagge e Stolwijk sono alla base di tutti i modelli successivi, in particolare il modello di Stolwijk ha un buon livello di completezza, infatti, considera tutti i fenomeni coinvolti nella termoregolazione senza appesantire inutilmente il programma di calcolo.

Il modello matematico proposto da Stolwijk nel 1970 ha lo scopo di simulare i meccanismi di termoregolazione del corpo umano e di prevedere la risposta dell'uomo alle sollecitazioni termiche, consentendo di ricavare i valori delle temperature medie superficiali per ciascuno dei compartimenti in cui è diviso. Il modello riprende la suddivisione del sistema di termoregolazione del corpo umano proposta da Hardy, prevedendo la distinzione tra un sistema passivo (o controllato) e un sistema attivo (o di controllo).

2.7. IL MODELLO DI STOLWIJK

2.7.1. IL SISTEMA PASSIVO

Il sistema passivo è diviso in sei segmenti:

- testa (sfera);
- tronco (cilindro);
- braccia (un unico segmento cilindrico);

- mani (un unico segmento cilindrico);
- gambe (un unico segmento cilindrico);
- piedi (unico segmento cilindrico).

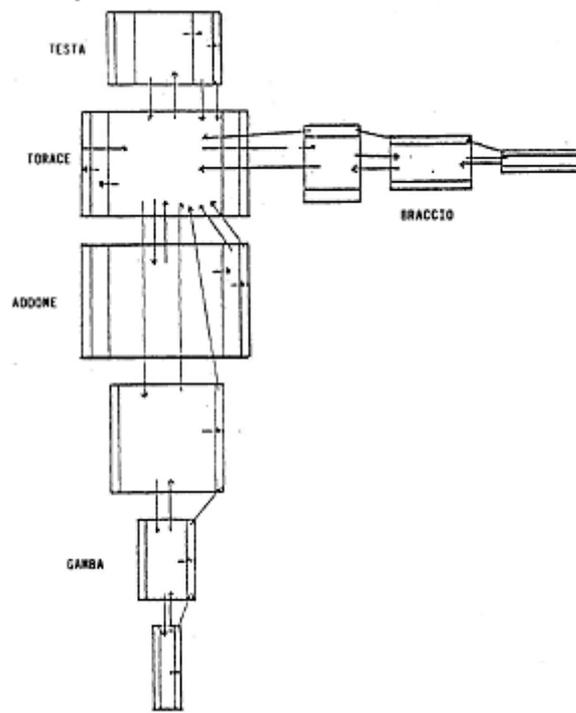


Figura 2.15 - Modello di Miller e Seagrave. Le frecce indicano gli scambi termici attraverso il flusso sanguigno. Da (Miller e Seagrave, 1974).

Ciascun segmento è poi costituito da quattro strati concentrici:

- nucleo;
- muscoli;
- grasso;
- pelle.

per un totale di 24 compartimenti, al quale si aggiunge un compartimento centrale, che rappresenta il sistema cardiocircolatorio e che collega i sei segmenti: in totale si hanno, quindi, 25 compartimenti (Figura 2.16), le cui grandezze sono correlate da 25 equazioni di bilancio energetico.

Il modello si riferisce ad un essere umano standard di massa corporea di 75,1 kg ed altezza di 1,75 m, cui corrisponde una superficie corporea di 1,90 m², valutata attraverso l'equazione di Du Bois (Du Bois e Du Bois, 1916):

$$A_b = 0,202m^{0,425}h^{0,725} \quad (33)$$

con:

A_b = superficie, m²;

m = massa, kg;

h = altezza, m.

In Tabella 2.2 sono riportati i simboli utilizzati per indicare le grandezze relative al sistema passivo, l'indice i si riferisce al segmento, l'indice n al compartimento. I valori delle aree dei sei segmenti sono riassunti in Tabella 2.3, mentre in Tabella 2.4 è mostrata la distribuzione dei diversi tessuti nei segmenti del corpo.

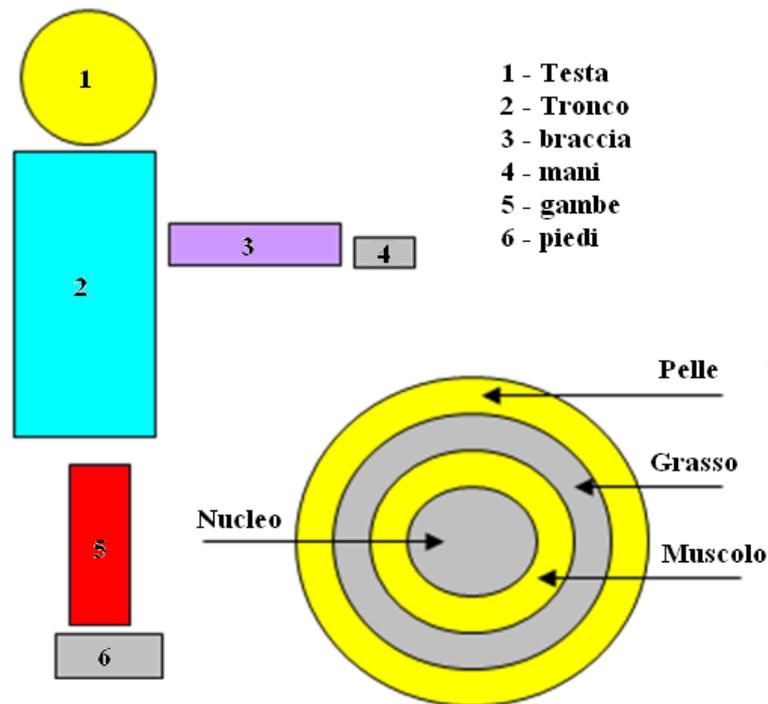


Figura 2.16 - Sistema passivo del modello di Stolwijk.

Tabella 2.2 - Simboli utilizzati nel sistema passivo.

Simbolo	Definizione	Unità di misura
$bf(n)$	Flusso ematico	l/h
$bf_b(n)$	Flusso ematico basale	l/h
$C(n)$	Capacità termica	kcal/°C
dt	Passo di integrazione	h
$E(i)$	Potenza termica evaporativa dispersa	kcal/h
$E_b(i)$	Potenza termica evaporativi basale dispersa	kcal/h
$E_{max}(i)$	Massima potenza termica evaporativa	kcal/h
$f(n)$	Variazione della temperatura rispetto al tempo	°C/h
int	Intervallo tra due output	min
$itime$	Tempo trascorso	min
$h(i)$	Conduttanza globale superficiale unitaria	kcal/hm ² °C
$H(i)$	Conduttanza globale superficiale	kcal/h°C
$h_c(i)$	Conduttanza termica convettiva di riferimento, $v = 0,1$ m/s	kcal/hm ² °C
$h_r(i)$	Conduttanza termica radiativa	kcal/hm ² °C
$K(n)$	Conduttanza termica tra i compartimenti n ed (n+1)	kcal/h°C
$M(n)$	Produzione di energia metabolica	kcal/h
$M_b(n)$	Produzione di energia metabolica basale	kcal/h
$p(i)$	Tabella pressioni parziali di vapore tra 5 e 50°C	mmHg
P_{air}	Pressione parziale di vapore nell'ambiente	mmHg
$p_{skin}(i)$	Pressione parziale di vapore alla temperatura della pelle	mmHg
$Q(n)$	Potenza termica scambiata	kcal/h
$Q_c(n)$	Potenza termica scambiata per convezione sangue-compartimento	kcal/h
$Q_k(n)$	Potenza termica scambiata per conduzione tra n ed (n+1)	kcal/h
$S(i)$	Superficie	m ²
$T(n)$	Temperatura	°C

(continua)

Tabella 2.2 - (segue).

Simbolo	Definizione	Unità di misura
T_{air}	Temperatura dell'ambiente	°C
time	Tempo trascorso	h
UR	Umidità relativa	-
v	Velocità dell'aria	m/s
work	Potenza meccanica	kcal/h

Tabella 2.3 - Distribuzione della superficie e del volume nei sei segmenti valutata su un campione sperimentale di 10 uomini e 10 donne.

Segmento	Superficie (m ²)		Superficie (%)		Volume (%)		Media (%)	
	Uomini	Donne	Uomini	Donne	Uomini	Donne	Uomini	Donne
Testa	0,1326	0,1129	7,00	6,49	5,34	5,58	6,74	5,46
Tronco	0,6804	0,6279	36,02	36,07	56,70	57,00	36,05	56,85
Braccia	0,2536	0,2210	13,41	12,70	7,78	6,52	13,05	7,15
Mani	0,0946	0,0783	5,00	4,50	0,88	0,90	4,75	0,89
Gambe	0,5966	0,5904	31,74	33,92	27,90	28,70	32,83	28,30
Piedi	0,1299	0,1100	6,86	6,32	1,43	1,34	6,59	1,38
Totale	1,8877	1,7404	100,00	100,00	100,00	100,00	100,00	100,00

Ciascun compartimento costituisce un elemento dotato di caratteristiche termofisiche proprie: massa, capacità termica, metabolismo basale, evaporazione basale, flusso ematico e conduttanza termica, sono riportate in Tabella 2.5. Assumendo (Stolwijk, 1970) che il calore specifico dei tessuti grassi sia 0,600 kcal/kg °C, quello dello scheletro 0,500 kcal/kg °C e quello degli altri tessuti 0,900 kcal/kg °C, si ottengono le capacità termiche dei vari compartimenti.

Ad esempio, per i muscoli delle gambe, dalla Tabella 2.4 si vede che rappresentano il 13,7% della massa totale, pari a 10,3 kg. Tale valore, moltiplicato per 0,900 kcal/kg °C, dà una capacità termica di 925 kcal/ °C.

In Tabella 2.5 sono riportati i valori del metabolismo basale, M_b , relativo a ciascun compartimento: avendo fissato il metabolismo basale pari a 70 kcal/h,

corrispondente a 37 kcal/hm^2 , si ricava che, rispetto al totale, il 16% è relativo al cervello, il 56% al tronco, il 18% alla pelle ed alla muscolatura ed il 10% allo scheletro ed ai tessuti connettivi. Infatti, per esempio per il cervello, che è il nucleo della testa, il metabolismo basale è pari ad $11,2 \text{ kcal/h}$, cioè al 16% di 70 kcal/h .

Tabella 2.4 - Distribuzione in massa dei vari tipi di tessuto nei segmenti, in %

Segmento	Pelle (%)	Grasso (%)	Muscolo (%)	Nucleo			Totale (%)
				Scheletro (%)	Tessuto connettivo (%)	Visceri (%)	
Testa	0,36	0,50	1,00	2,14	0,30	3,00	7,30
Tronco	1,81	9,50	23,59	3,30	4,00	11,00	53,20
Braccia	0,65	1,30	4,53	2,02			9,50
Mani	0,25	0,20	0,10	0,31	0,04		0,90
Gambe	1,61	3,20	13,68	6,73	2,58		27,60
Piedi	0,32	0,30	0,10	0,50	0,08		1,30
Totale	5,00	15,00	43,00	15,00	8,00	14,00	100,00

Il flusso termico evaporativo basale è stimato (Stolwijk, 1970) pari a 18 kcal/h . Di queste, 9 kcal/h , relative alla respirazione, sono attribuite in parti uguali al nucleo della testa ed a quello del tronco ($4,5 \text{ kcal/h}$ ciascuno), le restanti 9 kcal/h sono relative al perspiratio. I valori di tale flusso termico sono indicati in Tabella 2.5 con il simbolo E_b . Nella stessa Tabella, con il simbolo Bf_b , sono presentati i valori stimati del flusso sanguigno basale nei vari compartimenti, valutati tenendo conto del minimo apporto di ossigeno necessario al metabolismo e considerando che nelle estremità il valore del flusso si incrementa a causa della particolare struttura del sistema circolatorio.

In Tabella 2.6 sono riportati:

- in prima e in seconda colonna il segmento e lo strato;
- in terza colonna i volumi dei compartimenti (Stolwijk e Hardy, 1966a).
- in quarta colonna le lunghezze dei compartimenti (Stolwijk e Hardy, 1966b); ovviamente, nel caso della testa questa caratteristica non compare;

Tabella 2.5 - Massa, capacità termica, metabolismo basale, evaporazione basale, conduttanza termica negli strati di ciascun segmento. Da (Stolwijk, 1970).

Segmento	Strato	i	n	Massa (kg)	C (kcal/°C)	Mb (kcal/h)	Eb (kcal/h)	Bfb (l/h)	K (kcal/h°C)
Testa	Nucleo	1	1	3,440	3,029	11,200	4,500	48,00	4,00
	Muscoli	1	2	0,750	0,675	0,270	0,270		7,68
	Grasso	1	3	0,375	0,225	0,125		0,120	13,20
	Pelle	1	4	0,270	0,243	0,061	0,612	1,440	
Tronco	Nucleo	2	1	11,730	9,465	39,200	4,500	232,0	1,45
	Muscoli	2	2	17,700	15,920	6,38		6,400	5,55
	Grasso	2	3	7,125	4,280	2,341		2,300	15,70
	Pelle	2	4	1,358	1,222	0,307	3,270	2,100	
Braccia	Nucleo	3	1	2,065	1,260	0,688		0,690	2,90
	Muscoli	3	2	3,400	3,060	1,245		1,240	9,60
	Grasso	3	3	0,975	0,585	0,325		0,320	28,80
	Pelle	3	4	0,488	0,440	0,110	1,185	0,500	
Mani	Nucleo	4	1	0,262	0,143	0,087		0,100	4,10
	Muscoli	4	2	0,075	0,067	0,027		0,050	9,60
	Grasso	4	3	0,150	0,090	0,050		0,050	9,60
	Pelle	4	4	0,187	0,168	0,041	0,432	2,000	
Gambe	Nucleo	5	1	6,680	3,992	2,226		2,200	5,25
	Muscoli	5	2	10,274	9,250	3,700		3,700	14,10
	Grasso	5	3	2,400	1,440	0,800		0,800	50,50
	Pelle	5	4	1,208	1,088	0,270	0,980	2,850	
Piedi	Nucleo	6	1	0,435	0,241	0,145		0,150	5,05
	Muscoli	6	2	0,075	0,067	0,027		0,030	17,20
	Grasso	6	3	0,225	0,135	0,275		0,080	13,90
	Pelle	6	4	0,240	0,225	0,054	0,600	3,000	
Sangue				2,500	2,250				
Totale				74,387	59,560	69,754	18,079		

Tabella 2.6 - Conduzzanze termiche degli strati. Da (Stolwijk, 1970).

Segmento	Strato	Volume (cm ³)	Lunghezza (cm)	Raggio (cm)	Raggio interfaccia (cm)	Sezione (cm ²)	Area (cm ²)	Conduzzanza media (cal/cm ² °C)	Conduzzanza (kcal/h °C)
Testa	Nucleo	3440		9,37	9,40	1110	1110	10,00	4,00
	Muscoli	4190		10,00	10,20	1305	3250	6,65	7,68
	Grasso	4565		10,30	10,40	1370	5480	6,65	13,20
	Pelle	4835		10,50					
Tronco	Nucleo	11730	60	7,91	7,61	2960	400	10,00	1,45
	Muscoli	29430	60	12,52	13,20	4950	1850	8,30	5,55
	Grasso	36555	60	13,95	14,00	5250	6550	6,65	15,70
	Pelle	37913	60	14,19					
Braccia	Nucleo	2065	112	2,42	2,42	1690	800	10,00	2,90
	Muscoli	5465	112	3,94	4,10	2880	3200	8,30	9,60
	Grasso	6440	112	4,28	4,30	3000	1200	6,65	28,80
	Pelle	6928	112	4,43					
Mani	Nucleo	262	96	0,93	0,93	570	1140	10,00	4,10
	Muscoli	337	96	1,05	1,10	660	4000	6,65	9,60
	Grasso	487	96	1,27	1,40	840	4000	6,65	9,60
	Pelle	674	96	1,49					
Gambe	Nucleo	6680	160	3,64	3,64	3640	1450	10,00	5,25
	Muscoli	16955	160	5,82	6,00	6000	4800	8,30	14,10
	Grasso	19355	160	6,20	6,30	6300	2100	6,65	50,50
	Pelle	20563	160	6,42					
Piedi	Nucleo	453	125	1,07	1,07	845	1400	10,00	5,05
	Muscoli	528	125	1,16	1,20	930	7150	6,65	17,20
	Grasso	753	125	1,38	1,50	1160	5800	6,65	13,90
	Pelle	993	125	1,58					

- in quinta colonna i valori dei raggi dei compartimenti, ricavati a partire dai valori di volume e lunghezza;
- in sesta colonna i valori del raggio di interfaccia, del quale non è chiaro il significato fisico, né la procedura di calcolo; i valori sono molto prossimi a quelli del raggio in colonna 5;
0,30 kcal/hm °C per i muscoli (tronco, braccia, gambe);
0,24 kcal/hm°C per i muscoli di testa, mani, piedi;
per il grasso 0,24 kcal/hm°C;
- in ultima colonna il valore di conduttanza, i cui valori sono quelli ottenibili a partire dai valori di conducibilità, area e raggio delle colonne precedenti.

In realtà, i valori riportati nelle colonne 4 e 6 della Tabella non sono esattamente quelli che si ricavano calcolando il raggio, e poi l'area, a partire dai valori di volume e lunghezza, ma si discostano da questi ultimi fino ad un massimo del 3%. Stolwijk, a commento di questa Tabella, dice (Stolwijk, 1970) di far riferimento alla procedura di calcolo indicata in (Stolwijk e Hardy, 1966b). Tale procedura prevede di calcolare, per ogni strato, una superficie concentrica che divide in due la massa dello strato stesso, e di considerare la resistenza termica concentrata su questa superficie fittizia; la conduttanza tra due strati contigui sarà data dal rapporto tra il prodotto della conducibilità per l'area della superficie fittizia e la differenza tra i raggi degli strati. Anche seguendo questa procedura non si riesce ad ottenere i valori di Tabella 2.6.

Giacché ogni strato è caratterizzato da un unico valore di temperatura, gli scambi termici avvengono solo tra due strati contigui, in direzione radiale; mentre i segmenti sono collegati tra loro unicamente dal flusso di sangue.

Dato che i segmenti hanno differenti dimensioni caratteristiche, avranno anche differenti valori del coefficiente globale di scambio termico con l'ambiente $h(i)$. I valori mostrati in Tabella 2.7 sono valutati con un'incertezza di $\pm 5\%$ per un campo di temperature ambiente da 10 a 40 °C e per una velocità dell'aria fino a 10 m/s.

I valori riportati in Tabella 2.7 sono valutati mediante la formula:

$$h(i) = (h_r(i) + 3,16h_{co}(i)v^{0,5}) \quad (34)$$

dove:

$h(i)$ = conduttanza termica superficiale totale unitaria uomo-ambiente del segmento i-esimo, kcal/hm²K;

$h_r(i)$ = conduttanza termica radiativa del segmento i-esimo, kcal/hm²K;

$h_{co}(i)$ = conduttanza termica convettiva di riferimento del segmento i-esimo, valutata in corrispondenza di $v = 0,1$ m/s, kcal/hm²K;

v = velocità dell'aria, m/s.

Con il prodotto $(3,16v^{0,5})$ si tiene conto della variazione della conduttanza convettiva rispetto a quella di riferimento; per definizione la conduttanza convettiva è data:

$$h_c = kNu / L \quad (35)$$

dove:

Nu = numero di Nusselt, adim.;

k = conducibilità termica dell'aria, W/m°C;

L = dimensione lineare caratteristica dello scambio termico, m;

In ognuno dei compartimenti in cui è diviso il corpo umano si ha una produzione di energia dovuta all'attività metabolica, che aumenta con l'aumentare dell'attività e con il brivido.

I nuclei del tronco e della testa scambiano anche energia termica per convezione ed evaporazione nella respirazione.

Il modello di Stolwijk è caratterizzato dai seguenti scambi di energia:

- a livello di compartimento, con una produzione dovuta al metabolismo che è pari a quello basale tranne nel caso dei muscoli, dove aumenta in funzione dell'attività e dell'eventuale presenza di brivido;
- a livello di compartimento, per convezione con il sangue fluido vettore;
- a livello di segmento, per conduzione attraverso gli strati concentrici;
- a livello della superficie di interfaccia corpo-ambiente per irraggiamento, convezione ed evaporazione;
- i nuclei del tronco e della testa scambiano energia termica per convezione ed evaporazione nella respirazione.

Nella Figura 2.17 è riportata una rappresentazione schematica degli scambi

termici relativi alla testa.

Per la conduzione, si ipotizza che non vi siano componenti longitudinali, il che è vero per braccia e gambe. Come si vedrà (Stolwijk e Hardy, 1966), la conduttanza è data dall'area media della superficie cilindrica, non ben definita dagli autori, per la conducibilità termica del tessuto diviso uno spessore, anch'esso non ben definito.

Tabella 2.7 - Coefficienti di scambio termico convettivo-radiativo, calcolato per un uomo nudo, in piedi in un ambiente in cui la temperatura dell'aria sia uguale a quella delle pareti e la velocità dell'aria sia di 0,1m/s.

Segmento	Forma	Lunghezza (cm)	Raggio (cm)	h_r (kcal/hm ² K)	h_c (kcal/hm ² K)	h (kcal/hm ² K)
Testa	sfera	-	10,50	5,50	0,57	6,07
Tronco	cilindro	60,00	14,20	4,50	1,60	6,10
Braccia	cilindro	112,00	4,40	4,50	3,40	7,90
Mani	cilindro	96,00	1,50	3,00	5,20	8,20
Gambe	cilindro	160,00	6,40	4,50	3,10	7,60
Piedi	cilindro	125,00	1,60	4,00	5,10	9,10

Per lo scambio termico convettivo sangue-tessuti, si utilizza una relazione proposta da Pennes (Pennes, 1948), ipotizzando che il sistema cardio-circolatorio sia costituito, per ciascun segmento, da un unico grande vaso e che il sangue arrivi all'equilibrio termico con i tessuti circostanti:

$$Q_c = b_f \rho_{bl} (t_{te} - t_{bl}) \tag{36}$$

dove:

Q_c = potenza termica scambiata tra sangue e tessuti nel compartimento, kcal/h;

b_f = flusso ematico nel compartimento, l/h;

ρ_{bl} = densità del sangue, kg/m³;

t_{te} = temperatura del tessuto, °C;

t_{bl} = temperatura del sangue, °C.

L'energia termica prodotta è pari al metabolismo basale: ciò non vale per i muscoli, nei quali si ha anche il contributo relativo alla presenza del brivido e quello dovuto all'energia necessaria per compiere lavoro (nel caso in cui il me-

tabolismo dovesse essere superiore a 70 kcal/h, questo termine è dato da: metabolismo - 70). L'energia relativa al lavoro è poi ripartita tra i vari coefficienti in funzione di un coefficiente, $workm^7$, che tiene conto della distribuzione del lavoro tra i muscoli volontari (il 60% del lavoro è ipotizzato svolto dalle gambe); per il brivido, si ipotizza che tutti i muscoli siano attivati allo stesso modo e il coefficiente di ripartizione tra i segmenti, $chilm$, è proporzionale alla percentuale di muscoli in ciascun segmento.

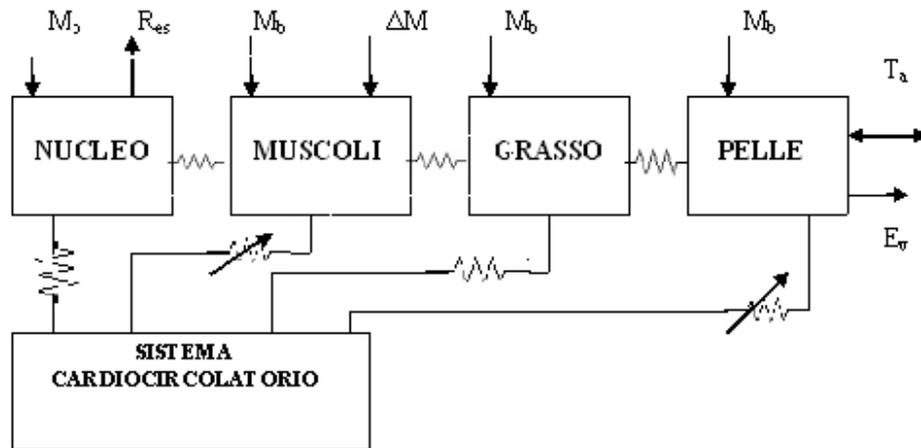


Figura 2.17 - Diagrammi a blocchi del sistema controllato di un segmento: la testa. (Stolwijk,1970). M_b è il metabolismo basale, kcal/h; R_{res} è la potenza termica dispersa nella respirazione, kcal/h; ΔM è la variazione di metabolismo dovuta al brivido, kcal/h; T_a è la temperatura dell'aria, °C; E_v indica gli scambi termici per convezione, irraggiamento ed evaporazione; kcal/h.

La potenza termica secca scambiata dalla superficie per irraggiamento e convezione si valuta, in condizioni di ambiente omogeneo ($t_a = t_r$), con la seguente relazione:

$$R + C = h(t - t_a) \quad (37)$$

dove:

h = conduttanza termica superficiale unitaria, kcal/hm²°C;

⁷ Coefficiente ottenuto con sperimentazioni al cicloergometro.

t = temperatura della superficie, °C;

t_a = temperatura dell'aria, °C.

Infine, per l'evaporazione sono presi in considerazione gli scambi respiratori (per i segmenti testa e tronco) e l'evaporazione dalla pelle. La potenza termica dispersa dalla pelle per evaporazione è valutata distribuendo, tra i vari segmenti, l'energia legata al sudore secreto, mediante il coefficiente *skins*, proporzionale alla quantità di ghiandole sudoripare presenti nel segmento. In questa prima stesura non sono state prese in considerazione alcune grandezze, quali la percentuale di area bagnata o il gocciolamento, che sono utilizzate appunto a partire dagli anni '70.

2.7.2. IL SISTEMA ATTIVO

Il *sistema di controllo* o *attivo*, assolve alle funzioni di termoregolazione del corpo umano ed è suddiviso in tre parti:

- 1 i termorecettori;
- 2 un sistema dedicato all'elaborazione di segnali provenienti dai termorecettori, capace di scegliere la natura e l'ampiezza di ogni segnale;
- 3 i meccanismi effettori, che trasformano i segnali in uscita in variazione della produzione di energia metabolica o del flusso di sangue, relativamente a ciascun elemento della partizione;

ad esso fanno capo anche gli scambi di informazioni ed i comandi effettori.

L'obiettivo di Stolwijk, nel costruire un siffatto sistema di controllo, è stato quello di ottenere un sistema dotato di grande flessibilità, con un numero limitato di parametri, nel quale sia comunque possibile inserire nuove espressioni senza apportare grandi cambiamenti.

Il funzionamento del sistema attivo è articolato in diverse fasi.

Nella prima fase si determinano gli output dei termorecettori; il segnale di temperatura proveniente dai termorecettori situati nei 24 compartimenti è confrontato con 24 temperature di riferimento, caratteristiche del modello, da cui si ottengono 24 segnali di errore. Il confronto porta ad un segnale di errore, che rappresenta l'output del termorecettore:

$$error(n) = t(n) - t_{set}(n) + rate(n) \cdot f(n) \quad (38)$$

dove:

- $t(n)$ = temperatura del compartimento n-esimo, °C;
 t_{set} = temperatura di riferimento del compartimento n-esimo, °C;
 $rate(n)$ = fattore di sensibilità dinamica dei recettori del compartimento n-esimo, h;
 $f(n)$ = velocità di variazione della temperatura, °C/h.

Il fattore di sensibilità dinamica, $rate(n)$, in letteratura, è sempre posto pari a zero per annullare la componente dinamica che consente di valutare lo scostamento tra la risposta del modello e i valori nominali durante il funzionamento; $T(n)$ ed $f(n)$ sono calcolate continuamente, mentre T_{set} e $rate(n)$ sono fissati dalle condizioni iniziali.

I segnali di errore, $error(n)$, sono determinati per ciascun compartimento: il segnale derivante da un recettore del caldo ($warm(n)$) è rappresentato da un errore positivo, quello derivante da un recettore del freddo ($cold(n)$) da un errore negativo.

L'output complessivo dei recettori della pelle, $warms$, è dato dalla somma dei prodotti dell'errore riferito al singolo segmento per un coefficiente di peso del segmento i-esimo ($skinr$, Tabella 2.8). Successivamente i segnali di caldo/freddo determinano il segnale effettore di regolazione: $dilat$ per la vasodilatazione, $stric$ per la vasocostrizione, $chill$ per il brivido e $sweat$ per la sudorazione. Stolwijk considera solo i termorecettori presenti nell'ipotalamo e sull'epidermide, perché sono quelli effettivamente usati nel calcolo dei segnali di comando.

Il modello di Stolwijk considera contemporaneamente due tipi di integrazione dei segnali afferenti:

- integrazione per addizione dei segnali provenienti dai recettori periferici e centrali, che esprime il concetto di set-point regolabile: per attivare i meccanismi di termoregolazione è sufficiente la deviazione dal set-point di una sola tra le temperature ipotalamica ed epidermica (Stolwijk, 1970);
- integrazione per prodotto dei segnali dei recettori periferici e centrali, che esprime il concetto di guadagno: perché il termine si annulli è sufficiente che sia nullo il segnale dal nucleo o quello integrato dalla pelle (Stolwijk, 1970).

Considerando le integrazioni si arriva alle seguenti espressioni:

$$\begin{aligned}
 sweat &= csw \cdot warm(1) + ssw \cdot warms + psw \cdot warm(1) \cdot warms \\
 dilat &= cdil \cdot warm(1) + sdil \cdot warms + pdil \cdot warm(1) \cdot warms \\
 stric &= ccon \cdot cold(1) + scon \cdot colds + pcon \cdot cold(1) \cdot colds \\
 chill &= chil \cdot cold(1) + schil \cdot colds + pchil \cdot cold(1) \cdot colds
 \end{aligned}
 \tag{39}$$

dove: $warm(1)$ e $cold(1)$ sono i segnali di errore per caldo e freddo provenienti dall'ipotalamo, mentre $warms$ e $colds$ sono dati dalle seguenti relazioni:

$$\begin{aligned}
 warms &= \sum warm_{sk} \cdot skinr \\
 colds &= \sum cold_{sk} \cdot skinr
 \end{aligned}
 \tag{40}$$

Il significato dei coefficienti presenti nelle relazioni (39) e (40) si ricavano dalla Tabella 2.9, tenendo presente che l'indice i è riferito al segmento e l'indice n al compartimento.

L'integrazione per prodotto si realizza ponendo uguale a zero i primi due coefficienti di ciascuna espressione, l'integrazione per addizione ponendo uguale a zero il terzo coefficiente. Si noti come si potrebbe ancora aggiungere, qualora lo si ritenesse opportuno, altri coefficienti di controllo per segnali provenienti da ulteriori recettori.

Stolwijk sottolinea che i valori attribuiti ai coefficienti che rappresentano il peso percentuale di ciascun segnale di errore nei segnali di vasodilatazione, vasocostrizione, sudorazione e brivido sono dei valori in qualche modo magici, pur avendo un fondamento fisico nel fatto che sono in qualche modo proporzionali alle masse o alle superfici del segmento cui si riferiscono.

I valori dei termini relativi a $skins$, $skinv$, $skinc$, $workm$ e $chilm$ (Tabella 2.8), le cui informazioni sono scarse, sono valutati ritenendoli proporzionali alle superfici o alla massa dei differenti tessuti oppure prendendo valori proporzionali al numero dei recettori termosensibili presenti in ciascun compartimento, come per $skins$. Tuttavia questa tecnica non sempre porta a buoni risultati (Aschoff e Wever, 1958). Il coefficiente $skinv$ è stato ricavato da misure fotoelettriche e $skinc$ è stato assegnato considerando che gli scambi controcorrente aumentano la vasocostrizione delle estremità.

L'ultima fase è quella in cui vengono valutate le azioni degli effettori nei

vari compartimenti, il flusso sanguigno b_f , la produzione di energia metabolica M ed il flusso termico evaporativo E . Si procede per strati: se n indica il nucleo di un segmento, $n+1$ rappresenterà lo strato muscolare, $n+2$ il grasso sottocutaneo ed $n+3$ l'epidermide.

Tabella 2.8 - Valori di $skinr(i)$, $skins(i)$, $skinc(i)$, $skinv(i)$, $workm(i)$ e $chilm(i)$. Da (Stolwijk, 1970).

STOLWIJK, 1970						
Segmento	Skindr(i)	Skins(i)	Skinc(i)	Skinv(i)	Workm(i)	Chilm(i)
Testa	0,0827	0,081	0,050	0,132	0,000	0,023
Tronco	0,5870	0,482	0,150	0,322	0,300	0,548
Braccio	0,0822	0,154	0,050	0,095	0,080	0,106
Mano	0,2215	0,031	0,350	0,122	0,010	0,002
Gamba	0,1860	0,219	0,050	0,230	0,600	0,320
Piede	0,0399	0,035	0,350	0,100	0,010	0,002

Tabella 2.9 - Simbologia usata nel sistema di controllo.

Simbolo	Definizione	Unità di misura
cchill	Coefficiente del comando del brivido dall'ipotalamo	kcal/h°C
ccon	Coefficiente del comando di vasocostrizione dall'ipotalamo	1/°C
cdil	Coefficiente del comando di vasodilatazione dall'ipotalamo	1/h°C
chill	Comando di brivido	kcal/h
chilm(i)	Frazione del comando di brivido nel segmento	-
cold(n)	Segnale di freddo	°C
colds	Segnale integrato di freddo dalla pelle	°C
csw	Coefficiente di comando di sudorazione dall'ipotalamo	kcal/h°C
dilat	Comando di vasodilatazione	l/h
error(n)	Segnale di output totale dai recettori	°C

(continua)

Tabella 2.9 - (segue).

Simbolo	Definizione	Unità di misura
pehil	Coefficiente del prodotto del comando del brivido dall'ipotalamo e dalla pelle	kcal/h°C ²
pcon	Coefficiente del prodotto del comando della vasocostrizione dall'ipotalamo e dalla pelle	1/°C ²
pdil	Coefficiente del prodotto del comando della vasodilatazione dall'ipotalamo e dalla pelle	1/h°C
psw	Coefficiente del prodotto del comando della sudorazione dall'ipotalamo e dalla pelle	kcal/h°C ²
rate(n)	Sensibilità dinamica dei recettori	h
schil	Coefficiente di comando del brivido dalla pelle	kcal/h°C
scon	Coefficiente del comando della vasocostrizione dalla pelle	1/°C
sdil	Coefficiente di comando della vasodilatazione dalla pelle	1/h°C
skinc(i)	Frazione del comando della vasocostrizione nel segmento	-
skinr(i)	Peso relativo del segmento nell'output totale dalla pelle	-
skins(i)	Frazione del comando della sudorazione nel segmento	-
skinv(i)	Frazione del comando della vasodilatazione nel segmento	-
ssw	Coefficiente del comando di sudorazione dalla pelle	kcal/h°C
stric	Comando di vasocostrizione	-
sweat	Comando di sudorazione	kcal/h
t _{set} (n)	Valore di set-point	°C
warm(n)	Segnale di caldo	°C
warms	Segnale integrato di caldo dalla pelle	°C
workm(i)	Frazione del lavoro totale nel segmento	-

La produzione di energia metabolica per ciascuno strato sarà:

$$\begin{aligned}
 M(n) &= M_b(n) \\
 M(n+1) &= M_b(n+1) + workm(i) \cdot work + chilm(i) \cdot chill \\
 M(n+2) &= M_b(n+2) \\
 M(n+3) &= M_b(n+3)
 \end{aligned}
 \tag{41}$$

da cui si ricava che quella nel nucleo, nel grasso e nella pelle rimane sempre a livello basale; in realtà, ciò non è proprio vero nel nucleo del tronco, a causa della presenza del cuore, ma l'errore commesso è trascurabile. La produzione di energia nei muscoli è somma del metabolismo basale, di un'aliquota dovuta al lavoro e di una dovuta all'eventuale brivido.

Il flusso sanguigno nel nucleo di ciascun segmento e nello strato di grasso sottocutaneo è costante e pari a quello basale:

$$\begin{aligned}
 b_f(n) &= b_{f_b}(n) \\
 b_f(n+2) &= b_{f_b}(n+2)
 \end{aligned}
 \tag{42}$$

In prima approssimazione, si può considerare il flusso sanguigno nei muscoli sommando al flusso basale $10^{-3} \text{ m}^3/\text{h}$ ($\equiv 1 \text{ l/h}$) di sangue per ogni kcal/h di energia termica prodotta dal lavoro o dal brivido, dal momento che il flusso ematico nei muscoli varia in funzione della produzione di energia termica dovuta all'attività:

$$b_f(n+1) = b_{f_b}(n+1) + [M(n+1) - M_b(n+1)]
 \tag{43}$$

La (43) presenta un'apparente incongruenza dal punto di vista dimensionale, dal momento che al secondo membro compaiono una portata volumetrica associata ad una potenza termica. In realtà la differenza $[M(n+1) - M_b(n+1)]$ è moltiplicata per un coefficiente che vale 1 l/kcal . Stolwijk spiega ciò dicendo che al flusso basale va addizionato 1 l/h per ogni kcal/h di energia che viene prodotta in conseguenza di un lavoro effettuato o dal brivido. Infatti (Veyrat e Gonord, 1991), ogni litro di sangue contiene 200 ml di O_2 ; questo ossigeno, se interamente bruciato, produce nel muscolo una quantità di energia pari a circa 1 kcal . Ne

deriva che è ragionevole pensare che ad una kcal/h prodotta corrisponda un aumento di flusso pari ad 1 l/h.

Infine, il flusso sanguigno nello strato di pelle è fortemente dipendente dai meccanismi di controllo della termoregolazione (vasocostrizione e vasodilatazione):

$$bf(n+3) = \frac{bf_b(n+3) + skinv(i) \cdot dilat}{(1 + skinc(i) \cdot stric)} \times 2^{(T(n+3) - T_{set}(n+3))/3} \quad (44)$$

dove:

$bf(n+3)$ = flusso ematico nella pelle, l/h;

$bf_b(n+3)$ = flusso ematico basale nella pelle, l/h;

$skinv$ = percentuale, riferita al singolo segmento, del comando di vasodilatazione, adim;

$dilat$ = comando di vasodilatazione, l/h

$skinc$ = percentuale, riferita al singolo segmento, del comando di vasocostrizione, adim;

$stric$ = comando di vasocostrizione, adim.

Il flusso termico evaporativo avviene a livello del nucleo del tronco e della testa con la respirazione ed attraverso la pelle con la sudorazione. La sua entità dipende dalla pressione parziale di vapore nell'aria inspirata. Stolwijk lo considera costante a riposo, e, durante l'esercizio, ritiene che esso si incrementi di circa l'8%; tale incremento è attribuito in parti uguali ai due compartimenti coinvolti nella respirazione.

Le diverse aree dell'epidermide rispondono in maniera differente agli stimoli della sudorazione; per questo motivo il comando della sudorazione viene moltiplicato per un fattore $skins$ caratteristico di ciascun segmento. Inoltre la sudorazione è influenzata dalla temperatura locale dell'epidermide (Bullard et al. 1971). Viene usata l'equazione:

$$E(n+3) = E_b(n+3) + skins(i) \cdot sweat \cdot 2^{\frac{1}{3}[T(n+3) - T_{set}(n+3)]} \quad (45)$$

Talvolta, la (45) può fornire valori del flusso termico evaporativo incompatibili con la pressione parziale di vapore nell'ambiente, che risulta essere troppo

elevata per consentire l'evaporazione. Questo fattore può essere controllato valutando il massimo flusso termico evaporativo possibile per ciascun segmento:

$$E_{\max}(i) = (p_{sk} - p_a) \cdot 2,14 \cdot h_c(i) \cdot S(i) \quad (46)$$

nella quale non è chiaro il significato fisico del coefficiente numerico 2,14. Ci si riduce a tale valore quando $E(i) > E_{\max}(i)$

Il rapporto $E(i)/E_{\max}(i)$ indica la frazione di area bagnata per ciascun segmento.

Le informazioni relative ai valori di *skins*, *skinv*, *skinc*, *workm* e *chilm* sono molto scarse. Il modo più semplice di valutare tali termini è quello di ritenerli proporzionali alle superfici oppure alla massa dei differenti tessuti, come mostrato in Tabella 2.9 per l'epidermide e lo strato muscolare.

2.8. IL MODELLO DI TANABE

Un altro interessante modello di termoregolazione basato sul modello di Stolwijk è quello proposto da Tanabe nel 2002, denominato 65MN, presenta 65 nodi. Esso fa riferimento ad un soggetto medio di 74,4 kg con un'area della superficie corporea di 1,87 m²; è costituito da 16 segmenti corporei corrispondenti a quelli di un manichino termico (Tanabe et al., 1994): testa, torace, schiena, pelvi, spalla destra, spalla sinistra, braccio destro, braccio sinistro, mano destra, mano sinistra, coscia destra, coscia sinistra, gamba destra, gamba sinistra, piede destro e piede sinistro. Ciascuno di questi segmenti, analogamente a quanto previsto dal modello di Stolwijk, è costituito da quattro strati concentrici: nucleo, muscolo, grasso e pelle.

La prima importante differenza che è possibile evidenziare tra il modello di riferimento (Stolwijk) e quello riformulato da Tanabe è il diverso numero di segmenti considerati: il tronco di Stolwijk qui è infatti suddiviso in tre segmenti: torace, schiena e pelvi; le braccia di Stolwijk sono suddivise in spalla e braccio, le gambe sono suddivise in coscia e gamba. Inoltre, si rammenta che a differenza di Tanabe, il modello di Stolwijk fa riferimento ad un essere umano standard di

massa corporea di 75,1 kg e con una superficie corporea di 1,90 m².

Oltre ai 16 segmenti, Tanabe, come Stolwijk, considera un compartimento centrale, il flusso sanguigno, ottenendo i 65 nodi o compartimenti che lo costituiscono. In Figura 2.18 è rappresentato lo schema concettuale del modello: con il simbolo j è indicato lo strato a cui si fa riferimento.

2.8.1. IL SISTEMA PASSIVO

L'energia termica viene scambiata attraverso i tessuti nei vari segmenti per conduzione; gli scambi termici tra il corpo e l'ambiente avvengono per convezione, irraggiamento, evaporazione e respirazione, mentre quelli tra i tessuti locali e il flusso di sangue sono sintetizzati con uno scambio attraverso il compartimento sanguigno centrale.

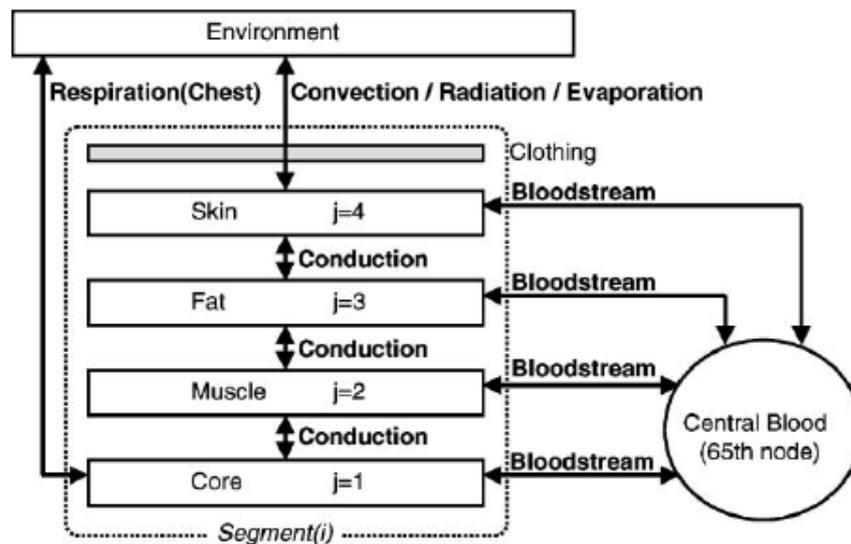


Figura 2.18 - Schema a blocchi del modello di Tanabe. Da (Tanabe et al., 2002)

Le equazioni del bilancio di energia del modello di Tanabe sono sostanzialmente le stesse di quelle del modello di Stolwijk e sono qui di seguito riportate (Tanabe et al., 2002):

$$\begin{aligned}
C(i,1) \frac{dt(i,1)}{dt} &= Q(i,1) - B(i,1) - D(i,1) - RES(i,1) && \text{nucleo} \\
C(i,2) \frac{dt(i,2)}{dt} &= Q(i,2) - B(i,2) + D(i,1) - D(i,2) && \text{muscolo} \\
C(i,3) \frac{dt(i,3)}{dt} &= Q(i,3) - B(i,3) + D(i,2) - D(i,3) && \text{grasso} \\
C(i,4) \frac{dt(i,4)}{dt} &= Q(i,4) - B(i,4) + D(i,3) - Q_r(i,4) - E(i,4) && \text{pelle} \\
C(65) \frac{dt(65)}{dt} &= \sum_{i=1}^{16} \sum_{j=1}^4 B(i,j) && \text{sangue}
\end{aligned} \tag{47}$$

Nello specifico, per il singolo nodo (i,j) il termine $C(i,j)$ rappresenta la capacità termica e $t(i,j)$ la temperatura. Il termine $Q(i,j)$, che rappresenta la produzione di energia termica, è dato dalla somma di tre termini: il metabolismo basale, $Q_b(i,j)$, la produzione di energia termica dovuta al lavoro esterno, $W(i,j)$ e quella dovuta al brivido, $C_h(i,j)$:

$$Q(i,j) = Q_b(i,j) + W(i,j) + C_h(i,j) \tag{48}$$

con:

$$W(i,2) = 58,2(M - Q_b) A_{Du} Metf(i) \tag{49}$$

dove $Metf(i)$ è il prodotto del coefficiente di distribuzione del singolo strato muscolare per la produzione di energia termica dovuta al lavoro esterno.

Il termine $B(i,j)$ rappresenta l'energia termica scambiata tra ciascun nodo e il compartimento sanguigno centrale ed è espresso dalla relazione:

$$B(i,j) = a \cdot \rho \cdot C \cdot bf(i,j) [t(i,j) - t(65)] \tag{50}$$

dove:

a = percentuale di scambi di calore in contro corrente, assunta pari a 1,000;

ρC = calore specifico per unità di volume del sangue, assunto pari a 1,067

Wh/(l°C);

$bf(i,j)$ = percentuale di flusso sanguigno.

Il termine $D(i,j)$ rappresenta lo scambio termico conduttivo tra strati adiacenti del segmento:

$$D(i, j) = C_d(i, j)[t(i, j) - t(i, j + 1)] \quad (51)$$

dove $C_d(i,j)$ rappresenta la conduttanza termica tra uno strato e l'altro, in W/m²K.

Il termine $RES(i,j)$ rappresenta lo scambio termico nella respirazione e, per il nucleo del torace, è dato da:

$$RES(2,1) = \{0,0014(34 - t_a(1)) + 0,017(5,867 - p_a(1))\} \sum_{i=1}^{16} \sum_{j=1}^4 Q(i, j) \quad (52)$$

dove:

$t_a(1)$ = temperatura dell'aria in corrispondenza della testa, °C;

$p_a(1)$ = pressione parziale di vapore acqueo nell'aria in corrispondenza della testa, kPa.

Il termine $E(i,4)$ rappresenta lo scambio evaporativo alla superficie della pelle ed è dato da:

$$E(i, 4) = E_b(i, 4) + E_{sw}(i, 4) \quad (53)$$

dove $E_b(i,4)$ sono gli scambi termici per diffusione di vapor d'acqua e $E_{sw}(i,4)$ quelli per evaporazione del sudore.

Il termine $Q_t(i,4)$ rappresenta lo scambio termico secco:

$$Q_t(i, 4) = h_t(i)[t(i, 4) - t_0(i)] A_{Du}(i) \quad (54)$$

con:

$h_t(t)$ = conduttanza termica unitaria superficiale, W/m²K;

$t_0(i)$ = temperatura operativa, °C.

I coefficienti di scambio termico convettivo e radiativo sono ottenuti in laboratorio su un manichino termico (Ichihara et al., 1997) e mediante simulazioni

CFD con una discretizzazione spinta della superficie corporea (fino a 4396 mash), al fine di ottenere una valutazione puntuale della potenza termica scambiata per irraggiamento (Tanabe et al., 2002):

$$\frac{1}{h_t(i)} = 0,155I_{cl}(i) + \left(\frac{1}{(h_c(i) + h_r(i))f_{cl}(i)} \right) \quad (55)$$

dove:

- h_r = coefficiente di scambio termico radiativo, W/m²K;
- h_c = coefficiente di scambio termico convettivo, W/m²K;
- f_{cl} = fattore di area dell'abbigliamento, adim.

2.8.2. IL SISTEMA ATTIVO

Il sistema attivo del modello di Tanabe è molto simile a quello formulato nel modello di termoregolazione di Stolwijk; in particolare, l'equazione che rappresenta l'errore è praticamente la stessa:

$$error(i, j) = (t(i, j) - t_{set}(i, j)) + rate(i, j)F(i, j) \quad (56)$$

dove:

- t_{set} = temperatura di set-point, °C;
- $rate$ = sensibilità dinamica dei termo recettori, h;
- F = velocità di variazione della temperatura, °C/h.

I segnali integrati di caldo, *warms*, e di freddo, *colds*, corrispondenti rispettivamente ai recettori di caldo e freddo presenti sulla pelle, sono definiti con le equazioni seguenti:

$$\begin{aligned} \text{warms} &= \sum_{i=1}^{16} (\text{skinr}(i) \cdot \text{warm}(i, 4)) = error(i, j) \quad ; \quad \text{cold}(i, j) = 0 \\ \text{colds} &= \sum_{i=1}^{16} (\text{skinr}(i) \cdot \text{cold}(i, 4)) = -error(i, j) \quad ; \quad \text{warm}(i, j) = 0 \end{aligned} \quad (57)$$

con:

- $\text{warm}(i, 4)$ = segnale di caldo proveniente dai recettori cutanei del segmento i ;

$cold(i,4)$ = segnale di freddo proveniente dai recettori cutanei del segmento i ;
 $SKINR$ = coefficiente di peso per l'integrazione.

Così come nel modello di Stolwijk, anche in quello di Tanabe compaiono quattro equazioni che controllano rispettivamente: il brivido, $C_h(i,2)$, la vasocostrizione, S_T , la sudorazione, E_{sw} , e la vasodilatazione, D_L :

$$\begin{aligned} C_h(i,2) &= [-C_{ch}error(1,1) - S_{ch}(warms - colds) + P_{ch}cold(1,1)colds]chilm(i) \\ S_T &= -C_{st}error(1,1) - S_{st}(warms - colds) + P_{st}cold(1,1)colds \\ E_{sw}(i,4) &= \{C_{sw}error(1,1) + S_{sw}(warms - colds) + P_{sw}warm(1,1)warms\}SKINS(i)km(i,4) \\ D_L &= C_{dl}error(1,1) + S_{dl}(warms - colds) + P_{dl}warm(1,1)warms \end{aligned} \quad (58)$$

con:

$warm(1,1)$ = segnale di caldo proveniente dall'ipotalamo;

$cold(1,1)$ = segnale di freddo proveniente dall'ipotalamo;

e dove i coefficienti C_{ij} , S_{ij} , P_{ij} , rappresentano rispettivamente il peso dei segnali di errore provenienti dall'ipotalamo, quello del segnale proveniente dai recettori periferici e quello relativo all'integrazione per prodotto dei due segnali. Per il brivido si considerano solo i due strati più esterni e il risultato viene corretto da un coefficiente di distribuzione del singolo muscolo, $Chilm(i)$; nella sudorazione, invece, il moltiplicatore locale, $km(i,4)$, tiene conto dell'effetto che la temperatura locale della pelle ha sulla vasomozione e sulla sudorazione:

$$km(i,4) = 2,0^{Err(i,4)/RT(i,4)} \quad (59)$$

dove $RT(i,4)$ è la temperatura richiesta per avere $km(i,4)$ pari a 2; il suo valore è scelto pari a 10 °C per ciascun segmento.

Anche il flusso ematico nel modello di Tanabe è calcolato con una relazione simile a quella di Stolwijk, per cui si può concludere che i due sistemi attivi sono sostanzialmente identici, a meno dei valori attribuiti ai coefficienti di peso. In Tabella 2.10 sono indicati i valori proposti per tali coefficienti da Stolwijk e Tanabe (Tanabe et al., 2002). Di particolare rilievo è la scelta di quest'ultimo che, per quanto riguarda il brivido, adotta solo l'integrazione per prodotto dei segnali di errore provenienti dall'ipotalamo e dai recettori periferici ($cchil = schil = 0$).

Il modello di Stolwijk a 25 compartimenti consentiva una buona previsione

della risposta fisiologica del soggetto nei confronti del microclima. Tuttavia, studi successivi (d'Ambrosio et al., 1993) hanno mostrato che se da un lato esso era idoneo a descrivere il sistema di termoregolazione nel suo complesso, dall'altro appariva efficace solo in condizioni di microclima uniforme, situazione molto difficile da incontrare nella pratica.

Dal 1970 ad oggi, la stragrande maggioranza dei modelli di termoregolazione apparsi in letteratura si è ispirata al modello di Stolwijk, con lo scopo di ottenere una maggiore flessibilità e adattabilità a qualsiasi condizione ambientale e di postura del soggetto (Tanabe et al., 1994 e 2002; Munir et al., 2009; Sevens et al., 2010) privilegiando l'interesse al sistema passivo.

In particolare, alla luce dello sviluppo dell'ingegneria tessile e di una modellazione sempre più accurata degli scambi termici tra soggetto e ambiente i modelli cosiddetti "Stolwijk like", da un lato hanno introdotto l'abbigliamento (d'Ambrosio et al., 1993, d'Ambrosio Alfano et al., 2008), dall'altro hanno spinto la segmentazione del sistema passivo (d'Ambrosio et al., 1993, Tanabe et al., 2002, d'Ambrosio Alfano et al., 2008) cercando di simulare situazioni complesse (veicoli, situazioni outdoor ecc.).

Tabella 2.10 - Valori dei parametri del sistema attivo relativi al modello di Stolwijk e a quello di Tanabe.

Stolwijk		
$csw = 372,2$	$ssw = 32,8$	$psw = 0,0$
$cchil = 12,7$	$schil = 0,381$	$pchil = 0,381$
$cdil = 136$	$sdil = 17,0$	$pdil = 0,0$
$ccon = 0,100$	$scon = 10,8$	$pcon = 0,0$
Tanabe		
$csw = 371,2$	$ssw = 33,6$	$psw = 0,0$
$cchil = 0,0$	$schil = 0,0$	$pchil = 24,4$
$cdil = 117$	$sdil = 7,5$	$pdil = 0,0$
$ccon = 11,5$	$scon = 11,5$	$pcon = 0,0$

Alcuni di questi modelli purtroppo esibiscono buone prestazioni solo in un limitato campo di condizioni sperimentali, cadendo in difetto in corrispondenza

degli arti (d'Ambrosio et al., 1993), altri, invece sono stati postulati su un numero limitato di esperimenti, non sempre in condizioni di interesse applicativo. In altri casi, la risposta degli arti, fondamentale per la previsione del discomfort locale, non viene tenuta in considerazione (Tanabe et al., 2002; Yokoyama et al., 2007). Infine, troppo spesso, grazie alla crescente diffusione di codici CFD (Computational Fluid Dynamics), si tende a privilegiare la modellazione fluidodinamica intorno al corpo umano (Murakami, 2004; Yokoyama et al., 1997, 2002, 2007), piuttosto che perfezionare gli scambi termici al suo interno. Di conseguenza i software che li implementano sono di difficile utilizzo (Yokoyama et al., 2007), perseguendo una filosofia praticamente opposta a quella di Stolwijk, precursore di una logica open source (ciascuno modifica un codice disponibile on line in maniera autonoma, rendendolo fruibile alla comunità scientifica per sviluppi successivi).

Una profonda rivisitazione del modello di Stolwijk, a partire dai principi fondamentali su cui lo stesso è basato, è stata operata da Fiala (Fiala et al., 1999; 2001). Questi, grazie anche alla possibilità di utilizzare strumenti tecnologicamente avanzati, ha messo a punto un nuovo modello di termoregolazione che offre degli ottimi risultati e di cui si fornisce una descrizione dettagliata nel seguito.

2.9. IL MODELLO DI FIALA

2.9.1. IL SISTEMA PASSIVO

Il sistema passivo alla base del modello di Fiala (Fiala et al., 1999) è costituito da 15 segmenti, di geometria sferica o cilindrica: testa, viso, collo, spalle (destra e sinistra), braccia (destro e sinistro), mani (destra e sinistra), torace, addome, gambe (destra e sinistra) e piedi (destro e sinistro), a loro volta divisi in strati.

Ciascun segmento è costituito da più strati, identificabili con organi e/o tessuti biologici: cervello, polmoni, ossa, muscoli, visceri, grasso, pelle; per esem-

pio, la testa ha cervello, ossa, grasso e pelle, il torace polmoni, ossa, muscoli, grasso e pelle, le gambe, come mostrato in Figura 2.19, ossa, muscoli, grasso e pelle. In particolare, la pelle è modellata con due diversi strati, interno ed esterno, con proprietà fisiologiche molto diverse. Lo strato interno ha uno spessore di circa 1 mm è perfuso dal sangue, mentre quello esterno, caratterizzato dallo stesso spessore, contiene le ghiandole sudoripare e svolge la funzione di barriera al vapore nel fenomeno dell'evaporazione per diffusione. Evidentemente, per tutti i gli elementi in cui è suddiviso il corpo (testa, braccia tronco ecc.), a parte la testa che presenta delle peculiarità legate alla presenza del cervello, il raggio del nucleo è considerato uguale al raggio dello strato più interno.

Per tener conto delle possibili asimmetrie presenti in ambiente e dei mutui scambi tra parti del corpo affacciate tra loro, tutti i segmenti, tranne viso e spalle, sono suddivisi in tre settori: anteriore, posteriore ed inferiore. I settori sono termicamente accoppiati tramite un elemento comune, che nel caso dei segmenti cilindrici è posizionato lungo l'asse del cilindro, nel caso di quelli sferici al centro della sfera.

In totale, quindi, il modello di Fiala considera 108 nodi.

Per descrivere i meccanismi di scambio termico che avvengono nei tessuti, Fiala ha definito un'equazione differenziale, detta *bioheat equation*, che descrive la dissipazione del calore in un volume non omogeneo ed infinito (Fiala et. al., 1999):

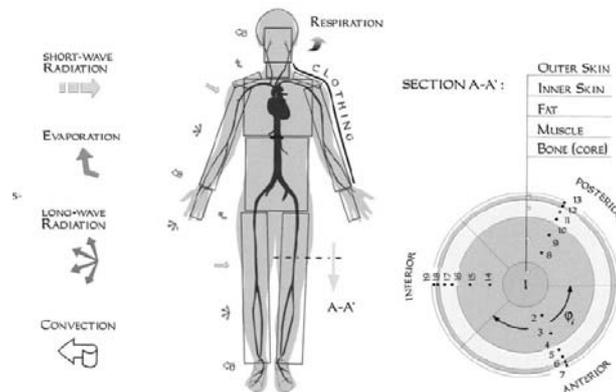


Figura 2.19 - Rappresentazione schematica del sistema passivo. Da (Fiala et. al., 1999).

$$k \left(\frac{\partial^2 t}{\partial r^2} + \frac{\omega}{r} \frac{\partial t}{\partial r} \right) + q_m + \rho_{bl} w_{bl} c_{bl} (t_{bl,a} - t) = \rho c \frac{\partial t}{\partial t} \quad (60)$$

dove:

k = conducibilità termica del tessuto, W/mK;

r = raggio, m;

t = temperatura del tessuto, °C;

ω = fattore geometrico pari a 1 per le coordinate polari e a 2 per le coordinate sferiche (testa); è influenzato dal metabolismo q_m (W/m³) e dalla perfusione sanguigna, adim;

q_m = metabolismo energetico per unità di volume, W/m³;

ρ_{bl} = densità del sangue, kg/m³;

w_{bl} = frazione di sangue perfuso, s⁻¹;

c_{bl} = calore specifico del sangue, J/kgK;

t_{bla} = temperatura del sangue arterioso, °C;

ρ = densità del tessuto, kg/m³;

c = capacità termica del sangue, J/kgK;

t = tempo, s.

dove, come nel modello di Tanabe, il metabolismo energetico è dato dalla somma di tre termini: il metabolismo basale, la produzione di energia termica dovuta al lavoro esterno e quella dovuta al brivido.

L'equazione (60) deve essere applicata a tutti i nodi, ovviamente variando i valori dei parametri k , ρ , c , q_m e w_{bl} e tenendo conto del fatto che a loro volta le variabili fisiologiche q_m , e w_{bl} sono influenzate dalle risposte del sistema attivo.

Per quanto riguarda gli scambi termici con l'ambiente, il modello di Fiala presenta alcune peculiarità: per quanto riguarda il flusso radiante, considera quello scambiato con superfici sia ad alta che a bassa temperatura:

$$H = C \pm R \pm R_{sR} \quad (61)$$

dove:

H = potenza termica secca per unità di area di superficie, W/m²;

C = flusso termico scambiato per convezione tra la superficie cutanea e l'aria, W/m²;

- R = flusso termico scambiato per irraggiamento ad elevata lunghezza d'onda (quindi legato alla presenza di superfici a bassa temperatura), W/m^2 ;
- R_{sR} = flusso termico scambiato per irraggiamento con sorgenti a temperatura elevata, W/m^2 ; Per quanto riguarda invece il flusso convettivo, il modello tiene conto di una conduttanza convettiva combinata naturale-forzata, ricavata a partire da studi condotti da Wang su manichino termico e calcolabile con la relazione:

$$h_{c,mix} = \sqrt{a_{nat}\sqrt{(t_{sk} - t_a)} + a_{forveff} + a_{mix}} \quad (62)$$

nella quale i coefficienti a_{nat} , a_{for} e a_{mix} sono tabellati in (Fiala, 1999).

infine, per poter calcolare la distribuzione dell'isolamento termico dell'abbigliamento sui singoli segmenti, è stato utilizzato il modello proposto da McCullough (1985).

L'equazione (60) è stata discretizzata utilizzando uno schema alle differenze finite, in cui le derivate parziali rispetto al raggio sono state approssimate con il metodo delle differenze centrali, più accurato, e le derivate parziali temporali usando uno schema ibrido, detto metodo *Crank-Nicholson* (Comincioli, 1990). Questo metodo è piuttosto stabile, riuscendo a tollerare intervalli di tempo di lunghezza variabile, e consente di integrare il modello con grande efficacia.

L'accuratezza del metodo alle differenze finite dipende dalla formulazione delle condizioni al contorno. Le temperature dei nodi sono localizzate sulle interfacce e i corrispondenti flussi termici sono valutati assumendo una geometria piana per le interfacce. Ogni nodo viene supposto collegato ad un altro nodo immaginario con le stesse proprietà termofisiche del tessuto che lo costituisce, in modo da soddisfare le condizioni al contorno.

Nel caso di coordinate cilindriche, la temperatura di interfaccia dipende dal raggio di interfaccia e dalla temperatura dei nodi adiacenti.

Le condizioni al contorno nel nucleo di ogni elemento del corpo sono state formulate considerando un elemento centrale isoterma intorno all'asse cilindrico o al centro della sfera.

Il sistema passivo è stato strutturato con matrici di conduzione tempo-indipendenti, che raccolgono tutte le costanti descrittive delle proprietà geometriche e termofisiche dei tessuti, e matrici del sangue tempo-dipendenti, i cui co-

efficienti devono essere calcolati per ogni istante di tempo della procedura di simulazione (Eberhart, 1985).

2.9.2. IL SISTEMA ATTIVO

Come per la stragrande maggioranza dei sistemi attivi discussi finora (Stolwijk 1970; Tanabe et al., 2002), anche quello alla base del modello di Fiala, in Figura 2.20, tiene conto dei quattro meccanismi regolatori: la vasodilatazione periferica, che si attua attraverso la vasocostrizione (Cs) o la vasodilatazione (DI), la sudorazione (Sw) ed il brivido (Sh). Le condizioni al contorno del sistema attivo sono fornite dai parametri ambientali: temperatura dell'aria, t_a , temperatura media radiante, t_r , velocità dell'aria, v_a , umidità relativa dell'aria, RH, metabolismo energetico, A_{ct} , e informazioni sulla resistenza dell'abbigliamento, I_{cl} (Fiala et al., 2001).

Le variabili fisiologiche relative rispettivamente alle risposte al brivido, alla sudorazione e al flusso di sangue superficiale sono ricavate da misure di metabolismo energetico accoppiate a misure i perdite idriche o di flussi termici superficiali.

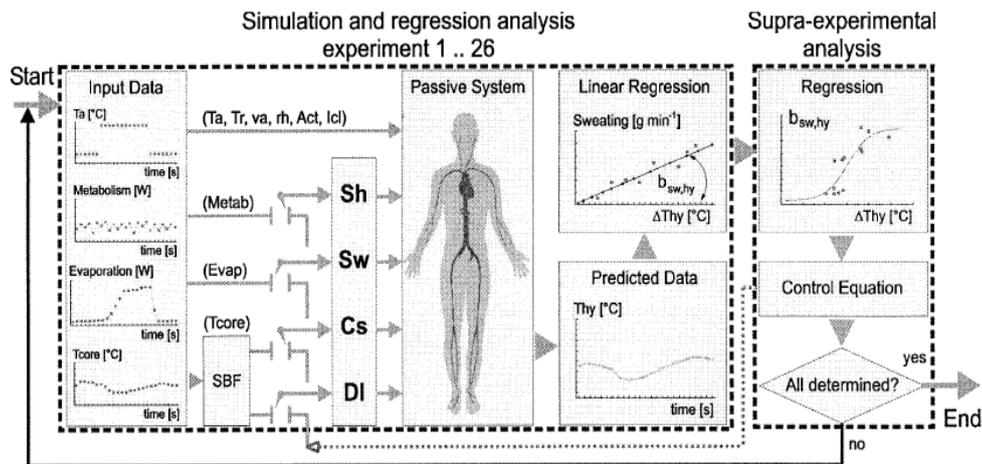


Figura 2.20 - Schema a blocchi dello sviluppo del sistema attivo del modello di Fiala. Da (Fiala et al., 2001).

Per valutare la correlazione tra il segnale di errore e quello di comando, Fiala prese in considerazione 26 diverse condizioni sperimentali cui esporre il sistema passivo. Le risposte regolatorie furono sottoposte ad un'analisi di regre-

sione per individuare e quantificare i singoli segnali afferenti previsti al modello. Se l'equazione di controllo non risultava valida, veniva nuovamente applicata al modello per simulare la condizione sperimentale e ricavare un'ulteriore equazione di controllo.

Per modellare il legame causa effetto (ambiente-termico-risposta termoregolatoria del modello), Fiala adottò un approccio di tipo lineare, assumendo che ciascuno dei meccanismi effettori (vasodilatazione, vasocostrizione, brivido e sudorazione) coinvolto agisse in maniera proporzionale rispetto ai segnali di errore:

$$F = b_{F,0} + b_{F,1}\Delta x_1 + b_{F,2}\Delta x_2 + \dots + b_{F,n}\Delta x_n \quad (63)$$

dove:

F = risposta regolatoria da modellare (Sh, Sw, Cs, e DI);

$\Delta x_1.. \Delta x_n$ = segnali di errore;

$b_{F,0}... b_{F,n}$ = coefficienti di regressione

Nello sviluppo del modello, se uno dei coefficiente di regressione ad una variabile assume un valore non significativamente diverso da zero con un livello di confidenza di 0,95, la risposta priva di una variabile significativa viene sottoposta ad una nuova regressione.

Per poter determinare i coefficienti di regressione con un buon livello di significatività, è stato inoltre applicato il *test-t⁸ a due code*: i coefficienti di correlazione con un valore non significativamente diverso da zero ($P < 0.05$) sono esclusi dalle analisi successive (Fiala et al. 2001).

La struttura dell' equazione (63) è del tutto simile a quella delle (39), alla base dei sistemi attivi di Stowijk (1970) e Tanabe et al. (2002). Per questa ragione, l'azione del controllore su ciascuno dei comandi effettivi è difficilmente modulabile, poiché ciascuno dei coefficienti coinvolti non può dipendere dall'ampiezza dei segnali di errore (Lopardo e Palella, 2010). A questo tipo di rigidità strutturale del sistema attivo bisogna poi aggiungere il fatto che, essendo

⁸ Detto anche test-t di Student. Procedura statistica che consente di valutare le differenze tra due gruppi di campioni, data dal rapporto tra la differenza delle medie campionarie e l'errore standard della differenza delle medie campionarie: $t = (\bar{X}_1 - \bar{X}_2) / \sqrt{(s_1^2 / 2) + (s_2^2 / n)}$.

ciascun comando effettivo limitato superiormente da valori fisiologici, ricavati direttamente o indirettamente, in presenza di situazioni limite di caldo o freddo intensi l'azione del controllore non può che essere di tipo "tutto aperto" o "tutto chiuso". Per questo motivo, Fiala et al. (2001) introdusse ulteriori equazioni, in modo da tener conto della variazione dei coefficienti $b_{F,i}$ che compaiono nella (63) con l'ampiezza dei segnali di errore della temperatura media della pelle, $\Delta t_{sk,m}$ e ipotalamici, Δt_{hy} , prevedendo anche l'effetto della velocità di variazione degli stessi.

Le equazioni sono:

$$b_{F,i} = f = B_1 \tanh(b_1 \Delta T_i + b_0) + B_0 \quad (64)$$

successivamente linearizzata:

$$\tanh^{-1}\left(\frac{f - B_0}{B_1}\right) = b_1 \Delta T_i + b_0 \quad (65)$$

B_0 e B_1 stabiliscono la posizione degli asintoti inferiore e superiore della funzione \tanh modificata; ΔT_i è l'errore sulla temperatura tempo-mediata, b_0 e b_1 sono i coefficienti di regressione da determinare.

Attraverso una complessa azione di fitting dei dati disponibili in letteratura, Fiala giunse al seguente set di equazioni errore-comando:

$$\begin{aligned} Sh &= 10 \left[\tanh(0,48\Delta T_{sk,m} + 3,62) - 1 \right] \Delta T_{sk,m} - 27,9\Delta T_{hy} + 1,7\Delta T_{sk,m} \frac{dT_{sk,m}}{dt} - 28,6 && \text{(brivido)} \\ Cs &= 35 \left[\tanh(0,34\Delta T_{sk,m} + 1,07) - 1 \right] \Delta T_{sk,m} + 3,9\Delta T_{sk,m} \frac{dT_{sk,m}}{dt} && \text{(vasocostr.)} \\ Sw &= \left[0,8 \tanh(0,59\Delta T_{sk,m} - 0,19) + 1,2 \right] \Delta T_{sk,m} + \left[5,7 \tanh(1,98\Delta T_{hy} - 1,03) + 6,3 \right] \Delta T_{hy} && \text{(sudorazione)} \\ DI &= 21 \left[\tanh(0,79\Delta T_{sk,m} - 0,70) + 1 \right] \Delta T_{sk,m} + 32 \left[\tanh(3,29\Delta T_{hy} - 1,46) + 1 \right] \Delta T_{hy} && \text{(vasodil.)} \end{aligned} \quad (66)$$

3. DAL MODELLO DI STOLWIJK AL MODELLO THERMODE 129

3.1. INTRODUZIONE

Come si è accennato al paragrafo 2.6.2, il modello di Stolwijk, nato per simulare i meccanismi di termoregolazione del corpo umano e per prevedere la risposta dell'uomo alle sollecitazioni termiche, è costituito da sei segmenti, ciascuno suddiviso in quattro strati (nucleo, muscoli, grasso e pelle, per un totale di 24 nodi, cui si aggiunge il sangue).

Per ciascuno dei sei segmenti, il modello consente di prevedere i valori della temperatura superficiale della pelle, t_{sk} , del nucleo, t_{cr} , dei muscoli, t_{mu} , del grasso, t_{gr} , oltre a quello di altre grandezze fisiologiche.

Nel corso degli anni, il modello di Stolwijk è stato preso come base da molti ricercatori che hanno elaborato modelli di termoregolazione. Tra essi, vanno certamente ricordati Tanabe e Fiala; in particolare, il modello di quest'ultimo costituisce la base per l'indice UTCI di cui si è parlato al paragrafo 1.5.5.

In Italia, un modello di termoregolazione ispirato a quello di Stolwijk è stato messo a punto dal team di ricerca EQUATEC (Environmental QUALity TEam of Campania), composto da ricercatori del Dipartimento di Ingegneria Meccanica dell'Università di Salerno e del Dipartimento di Energetica Termofluidodinamica e Condizionamenti ambientali dell'Università di Napoli Federico II, inizialmente in collaborazione anche con il Laboratorio di Fisiologia e Psicologia Ambientale (LPPE) del CNRS di Strasburgo.

3.2. LIMITI DEL MODELLO DI STOLWIJK

Il modello originale di Stolwijk presenta una serie di limiti, essenzialmente legati al fatto che si tratta di un modello realizzato all'inizio degli anni '70 con il preciso obiettivo di simulare la risposta degli astronauti all'ambiente in cui si trovavano nelle navicelle spaziali. Lasciando da parte l'ovvio sviluppo delle conoscenze nei settori della fisiologia umana e dello scambio termico uomo-ambiente, il modello presenta almeno due problemi: considera gli ambienti omogenei, quindi caratterizzati da valori uniformi nello spazio e costanti nel tempo di tutti i parametri ambientali, e non tiene conto dell'abbigliamento, nel senso che considera l'uomo nudo.

D'altra parte, come è facilmente intuibile, un modello "Stolwijk like" è di fondamentale importanza nella previsione della risposta dell'uomo all'ambiente termico, sia dal punto di vista termofisiologico che da quello percettivo, per cui costituisce un utilissimo strumento di progettazione e verifica nei settori della medicina, dell'ingegneria, dell'architettura, dell'ergonomia. Restando nel campo dell'ingegneria, si pensi ad esempio alla progettazione degli impianti di climatizzazione, soprattutto di quelli radianti che comportano notevoli asimmetrie della temperatura media radiante, a quella degli abitacoli degli autoveicoli, nei quali devono essere assicurate condizioni di comfort nonostante si tratti di microambienti con elevato rischio di discomfort da asimmetria radiante e da correnti d'aria. Oppure alla progettazione degli edifici, soprattutto quelli caratterizzati da elevate superfici trasparenti. O ancora al settore dell'abbigliamento, in particolare di quello protettivo contro il caldo o contro il freddo, spaziando da quello sportivo, si pensi ai guanti da neve o ai caschi da motociclista, fino a quello utilizzato nell'industria.

Per superare questi limiti, a partire dagli anni '90 EQUATEC ha iniziato a lavorare alle modifiche al modello di Stolwijk, giungendo al modello THERMODE. Le prime modifiche, che sono illustrate nel seguito, hanno riguardato, ovviamente, l'aggiornamento delle relazioni di calcolo, l'inserimento dell'abbigliamento e la realizzazione di una suddivisione in un numero di segmenti maggiore di quello inizialmente previsto da Stolwijk.

3.3. MODIFICHE AL MODELLO DI STOLWIJK

Come detto, le prime modifiche apportate da EQUATEC al modello di Stolwijk, hanno interessato le equazioni di scambio termico, l'introduzione dell'abbigliamento e una segmentazione più spinta. Le prime due sono affrontate in questo paragrafo, la terza nel successivo.

3.3.1. EQUAZIONI DI SCAMBIO TERMICO

Inizialmente sono state effettuate le seguenti modifiche (d'Ambrosio et al., 1993):

- a) La relazione per il calcolo della pressione di saturazione è stata modificata introducendo la relazione di Antoine (d'Ambrosio et al, 1993):

$$p_{vs} = 7,5 \left[\exp(16,65 - 4030,18/(t + 235)) \right] \quad (67)$$

dove:

p_{vs} = pressione parziale di vapore, mmHg;

t = temperatura, °C.

- b) Sono state apportate modifiche al calcolo del flusso ematico superficiale. Nel modello originale si teneva conto, oltre che di un termine basale, anche dei segnali di comando di vasodilatazione e vasocostrizione con relativa distribuzione tra i segmenti, cui è stato poi aggiunto un termine esponenziale, tenente conto del segnale di errore proveniente dalla pelle.
- c) Il calcolo degli scambi convettivi sangue-tessuto è stato modificato (d'Ambrosio et al., 1993), utilizzando la relazione:

$$Q_c = V_{bl} \cdot \rho_{bl} \cdot c_{bl} \cdot (t_{tess} - t_{bl})(1 - b_{ph}) \quad (68)$$

dove:

Q_c = potenza termica scambiata per convezione tra i tessuti e il sangue, kcal/h;

V_{bl} = portata di sangue, m³/h;

ρ_{bl} = densità del sangue, kg/m³;

c_{bl} = calore specifico del sangue, kcal/kg°C;

- t_{tess} = temperatura del tessuto, °C;
 t_{bl} = temperatura del sangue, °C;
 b_{ph} = coefficiente di modulazione, adim.

In pratica, però, Stolwijk scrive $Q_c = V_{bl}(t_{tess} - t_{bl})$, perché $\rho_{bl} = 0,87 \text{ kg/m}^3$ e $c_{bl} = 1,06 \text{ kcal/kgK}$, per cui $\rho_{bl} \cdot c_{bl} = 0,92 \text{ kcal/m}^3\text{K} \approx 1 \text{ kcal/m}^3\text{K}$

Il coefficiente di modulazione b_{ph} è stato introdotto per tener conto che nella realtà l'efficienza dello scambio non è unitaria, e ciò soprattutto nelle estremità (nella relazione originaria (Stolwijk, 1970) si ipotizzava che tale scambio avesse un'efficienza unitaria).

- d) È stata modificata la relazione per il calcolo della potenza di evaporazione massima in funzione delle condizioni ambientali, utilizzando l'efficienza evaporativa F_{pe} (Nishi e Gagge, 1970).
- e) Ai segnali di comando degli effettori (*sweat*, *dilat*, *stric*, *chill*) è stato assegnato un valore massimo (Lenzi et al., 1986).
- f) Sono state modificate le equazioni per il calcolo dei comandi di termoregolazione. Nel modello originale i comandi di sudorazione e vasodilatazione tenevano conto esclusivamente dei segnali di caldo, così come i comandi di vasocostrizione e brivido tenevano conto solo dei segnali di freddo.

Tali modifiche tengono conto, per tutti i comandi (*sweat*, *dilat*, *stric*, *chill*), sia dei segnali di freddo che di quelli di caldo, mentre nel modello originale i comandi di sudorazione e vasodilatazione tenevano conto solo dei segnali di caldo, e i comandi di vasocostrizione e brivido solo dei segnali di freddo. A valle di questi cambiamenti le equazioni che caratterizzano il sistema attivo hanno assunto la seguente espressione:

$$\begin{aligned}
 \text{sweat} &= \text{csw}(\text{warm}(1)\text{cold}(1)) + \text{ssw}(\text{warmscolds}) + \text{psw}(\text{warm}(1)\text{warms-cold}(1)\text{colds}) \\
 \text{dilat} &= \text{cdil}(\text{warm}(1)\text{cold}(1)) + \text{sdil}(\text{warmscolds}) + \text{pdil}(\text{warm}(1)\text{warms-cold}(1)\text{colds}) \quad (69) \\
 \text{stric} &= \text{ccon}(\text{warm}(1)\text{cold}(1)) + \text{scon}(\text{warmscolds}) + \text{pcon}(\text{warm}(1)\text{warms-cold}(1)\text{colds}) \\
 \text{chill} &= \text{cchill}(\text{warms}(1)\text{cold}(1)) + \text{schil}(\text{warmscolds}) + \text{pchil}(\text{warm}(1)\text{warms-cold}(s)\text{colds})
 \end{aligned}$$

3.3.2. L'ABBIGLIAMENTO

Per tener conto dell'influenza sugli scambi termici dell'abbigliamento, in termini di resistenza termica (Alfano e d'Ambrosio, 1986), permeabilità al vapore e resistenza evaporativa (Alfano et al., 1993), è stato necessario creare un mo-

dello che consentisse di ripartire il valore dell'isolamento termico dell'intero abbigliamento o dei singoli capi, sui sei segmenti (Alfano et al., 1993). Infatti, i valori disponibili in letteratura sono riferiti ad uno o a più capi, comunque combinati, ma non tengono conto di come questi ricoprono le diverse parti del corpo: si pensi, per esempio, ad una tuta che ricopre gambe, cosce, addome e una parte del tronco.

Le considerazioni alla base del modello sono le seguenti:

1. per il corpo nel suo insieme vale:

$$A_{Du} \cdot h_{cl} = A_v h_{clm} + A_n \cdot h \quad (70)$$

dove:

A_{Du} = area di Dubois, m^2 ;

h_{cl} = conduttanza termica unitaria dell'abbigliamento ($1/I_{cl}$), $kcal/hm^2K$;

A_v = area del corpo umano ricoperta dai vestiti, m^2 ;

h_{clm} = conduttanza termica unitaria media dell'abbigliamento sulla parte vestita del corpo, $kcal/hm^2K$;

A_n = area del corpo umano non ricoperta dai vestiti, m^2 ;

h = conduttanza termica superficiale unitaria corpo umano-aria, $kcal/hm^2K$, ($1/I_a$).

2. per i singoli segmenti si ha:

$$K_{cl,seg} = h_{cl,i} \cdot A_p \quad (71)$$

dove:

K_{clseg} = conduttanza termica dell'abbigliamento immaginata uniformemente distribuita sul singolo segmento, $kcal/h^\circ C$;

A_p = parte di area del singolo segmento ricoperta da vestiti, m^2 .

3.3.3. VERIFICHE DEL MODELLO E ULTERIORI MODIFICHE

I dati sperimentali cui è stato fatto riferimento per le modifiche al modello sono stati ricavati al Laboratoire de Psychologie et Physiologie Environnementales del CNRS di Strasburgo esponendo 12 soggetti in camera climatica a differenti situazioni ambientali (Grivel et. al., 1992) caratterizzabili come situazioni a $PMV = 0$ (ambiente termicamente neutro), $PMV = -1$ (ambiente leggermente

freddo), $PMV = +1$ (ambiente leggermente caldo). I 12 soggetti, che svolgevano attività sedentaria, furono vestiti con tre diverse tipologie di abbigliamento; l'isolamento termico per ogni tipo di abbigliamento fu verificato mediante un apposito manichino termico: $I_{cl} = 0,10$ clo (uomo quasi nudo), $I_{cl} = 0,60$ clo (abbigliamento leggero), $I_{cl} = 0,85$ clo (abbigliamento pesante). L'ambiente termico era omogeneo. La velocità dell'aria fu fissata a 0.15 m/s e il grado igrometrico, uniforme, al 30%.

Dal confronto tra i dati sperimentali e quelli ricavati con il modello, è risultata incompatibilità tra i comandi di termoregolazione e le risposte in temperatura, per cui sono state apportate le seguenti altre modifiche:

- g) Sono stati corretti alcuni coefficienti precedentemente suggeriti da Stolwijk, usando nuovi valori ricavati da manuali di termofisiologia.
- h) Sono state introdotte equazioni per il calcolo della temperatura esterna del corpo vestito e di ogni parte di segmento vestita e della potenza termica dispersa dalla sudorazione regolatoria (potenza che dovrebbe essere dispersa attraverso l'evaporazione di sudore per ottenere l'equilibrio termico).

Il modello originale, infatti, si limita al solo calcolo della potenza termica dispersa per evaporazione dalla pelle; per il calcolo di quest'ultima vengono considerati il segnale di comando di sudorazione opportunamente distribuito tra i vari segmenti, il termine basale e la differenza tra la temperatura superficiale e quella di riferimento. Il valore di E_{sk} è poi confrontato con un valore massimo, E_{max} , che tiene conto dell'evaporazione compatibile con l'ambiente (Stolwijk, 1970). Sono state inoltre introdotte la potenza termica dispersa per diffusione dalla pelle, E_{dif} , e la percentuale di pelle bagnata, w ; l'energia evaporata, E_{sk} , è data dalla somma tra E_{dif} e il prodotto tra E_{max} e w . Conseguentemente all'introduzione del coefficiente di Bullard (Nadel et al., 1971), è stato introdotto anche il calcolo della potenza termica dispersa per sudorazione termoregolatoria, $regsw$, per distinguerla dall'evaporazione di sudore compatibile con l'ambiente, E_{sw} .

- h) Sono stati considerati il calcolo della potenza termica dispersa per conduzione attraverso i piedi, la temperatura del pavimento, la resistenza termica suola-scarpe e la conduzione plantare nel bilancio termico dello strato cutaneo del piede (Veyrat e Gonord, 1991). Per poter eseguire il calcolo, piuttosto complicato (Alfano et al., 2008), è necessario distinguere tra persone scalze e

con scarpe. Senza scarpe, la temperatura del piede è funzione della temperatura del pavimento e del coefficiente di contatto, b^9 , del materiale di cui il pavimento è costituito, mentre con le scarpe la temperatura del piede dipende dal tipo di calzatura. Si è ipotizzato che solo 1/10 della superficie del piede scambi per conduzione, mentre i rimanenti 9/10 scambiano per convezione con l'aria.

- i) Le relazioni introdotte da Fanger (Veyrat e Gonord, 1991), poi riprese nella normativa del settore hanno permesso di modificare il calcolo della potenza termica dispersa per evaporazione nella respirazione. In realtà, il modello originale tiene già conto di un incremento della potenza dispersa nella respirazione dovuto all'attività (maggiorazione dell'8% del metabolismo basale).
- l) Si è tenuto conto della presenza dei capelli, che riducono gli scambi termici superficiali nel segmento testa (d'Ambrosio et al., 1994);
- m) Sono stati introdotti nella lettura dei dati i sei valori di grado igrometrico dell'aria, ϕ , considerando che nell'ambiente in esame può essere presente una marcata stratificazione dell'aria, con diversi valori di temperatura a parità di pressione parziale.
- n) Si è considerata la possibilità di scegliere in fase di input tra le coppie di parametri:
 - indice di permeabilità al vapore / indice di Woodcock dell'abbigliamento, i_p / i_m ;
 - grado igrometrico / pressione parziale di vapore acqueo nell'aria, ϕ / p_a ;
 - un unico valore di I_{cl} o, in alternativa, i sei valori locali di I_{clu} .

3.4. IL MODELLO THERMODE 129

La segmentazione del modello di Stolwijk ha portato (d'Ambrosio e Riccio, 2001) al THERMODE 129 (THERmoregulation MOdel for Disuniform Environments a 129 compartimenti).

Il THERMODE è caratterizzato da 32 segmenti contro i 6 di quello di Stolwijk. A ciascun segmento del modello originale infatti, corrisponde un certo

⁹ Il coefficiente b è espresso dalla relazione: $b = (k\rho c)^{0.5}$, con k = conducibilità in W/mK; ρ = densità in kg/m³ e c = calore specifico in J/kgK.

numero di segmenti del nuovo modello; tale numero è variabile a secondo del segmento considerato, secondo quanto illustrato nella Tabella 3.1. Così l'unico segmento testa di Stolwijk viene suddiviso in 8 segmenti: tale suddivisione rende possibile considerare la parte superiore della testa o quella inferiore, o ancora la parte anteriore o quella posteriore, o ancora la parte destra o quella sinistra.

Tabella 3.1 - Numerazione dei segmenti e dei nodi del modello THERMODE 129.

Parte del corpo	I	Segmento	N	Nodo
testa	1/3	alto avanti destra/sinistra	1/9	nucleo
			2/10	muscoli
	2/4	alto indietro destra/sinistra	3/11	grasso
			4/12	pelle
5/7	basso avanti destra/sinistra	5/13	nucleo	
		6/14	muscoli	
6/8	basso indietro destra/sinistra	7/15	grasso	
		8/16	pelle	
		17/25	nucleo	
		18/26	muscoli	
9/11	avanti destra/sinistra	19/27	grasso	
		20/28	pelle	
10/12	indietro destra/sinistra	21/29	nucleo	
		22/30	muscoli	
tronco	9/11	avanti destra/sinistra	33/41	nucleo
			34/42	muscoli
			35/43	grasso
			36/44	pelle
13/15 17/19	avanti destra/sinistra	37/45	nucleo	
		38/46	muscoli	
braccio destro/sinistro	14/16 18/20	indietro destra/ sinistra	39/47	grasso
			40/48	pelle
			49/57/65/73	nucleo
			50/58/66/74	muscoli
14/16 18/20	indietro destra/ sinistra	51/59/67/75	grasso	
		52/60/68/76	pelle	
		53/61/69/77	nucleo	
		54/62/70/78	muscoli	
14/16 18/20	indietro destra/ sinistra	55/63/71/79	grasso	
		56/64/72/80	pelle	

(continua)

Tabella 3.1 - (segue)

mano destra/sinistra	21/22		81/85 82/86 83/87 84/88	nucleo muscoli grasso pelle
gamba destra/sinistra	23/25 27/29	avanti destra/sinistra	89/97/105/113 90/98/106/114 91/99/107/115 92/100/108/116	nucleo muscoli grasso pelle
	24/26 28/30	indietro destra/sinistra	93/101/109/117 94/102/110/118 95/103/111/119 96/104/112/120	nucleo muscoli grasso pelle
piede destro/sinistro	31		121/125 122/126 123/127 124/128	nucleo muscoli grasso pelle
sangue			129	

Il tronco viene suddiviso in sole 4 parti in modo tale da poter considerare la parte anteriore o posteriore, o ancora la parte destra o sinistra (è ovvio che l'ulteriore suddivisione in parte superiore o inferiore non avrebbe senso).

Alle due braccia, che nel modello di Stolwijk costituiscono un unico segmento, corrispondono il braccio destro e il braccio sinistro, per ciascuno dei quali si è eseguita la suddivisione in 4 parti in analogia al caso del tronco.

Alle due mani, che nel modello originale fanno parte di un unico segmento, corrispondono nel nuovo modello mano destra e sinistra. Data la particolare geometria e le piccole dimensioni delle mani paragonate agli altri arti, ciascuna mano viene considerata come un unico segmento.

Per le gambe si utilizza la stessa suddivisione delle braccia, così come per i due piedi si è utilizzata la classificazione valida per le mani.

In definitiva questo modello distingue 8 segmenti appartenenti alla testa, 4 segmenti appartenenti al tronco, 4 segmenti per ciascuna delle due braccia, 1 segmento per ciascuna delle due mani, 4 segmenti per ciascuna delle due gambe,

1 segmento per ciascuno dei due piedi. Si intuisce subito la maggiore complessità ed il maggior dettaglio nei risultati che tale nuovo modello a 32 segmenti presenta a confronto con il modello originale a soli 6 segmenti.

La suddivisione di ogni segmento in quattro strati concentrici resta inalterata, pertanto per ogni segmento si considerano come rispettivi nodi il nucleo, i muscoli, il grasso sottocutaneo, la pelle. In definitiva, si arriva ad un numero di nodi pari a 128, cui bisogna aggiungere, come nel modello originale, un ulteriore nodo centrale costituito dal sangue, per un totale di 129 nodi. La schematizzazione del sistema passivo del THERMODE 129 è riportata in Figura 3.1.

Il nuovo modello fa ancora riferimento ad un soggetto con $A_b = 1,90 \text{ m}^2$, e caratteristiche fisiologiche standard, ma si è inteso creare la possibilità di personalizzarlo, e quindi di variare alcune grandezze fisiologiche; questo perché, per esempio, un soggetto con una percentuale di grasso ridotta risponde in modo diverso rispetto ad uno dotato di notevole quantità di grasso.

3.5. ADEGUAMENTO DEL CODICE DI CALCOLO AL MODELLO THERMODE 129

Nel momento in cui si è cambiata la schematizzazione del corpo umano, è stato necessario anche adeguare alla nuova configurazione una serie di parametri e di coefficienti che intervengono nel codice di calcolo in linguaggio FORTRAN proposto da Stolwijk.

Per procedere alla descrizione del sistema di controllo si sono modificati i valori della capacità termica, del metabolismo basale, dell'evaporazione basale, del flusso ematico e la conduttanza termica tra due nodi interni. I valori che queste grandezze assumevano nel modello originale sono infatti stati divisi ciascuno per il numero dei segmenti corrispondenti all'unico segmento di Stolwijk. Così, ad esempio, se la capacità termica del nucleo della testa in Stolwijk valeva $2,500 \text{ kcal/}^\circ\text{C}$, nel nuovo modello diventa pari a $2,500/8 = 0,312 \text{ kcal/}^\circ\text{C}$.

Un'altra grandezza modificata è l'area della superficie totale corporea occupata da ciascun segmento; pertanto il valore di 13,05 (Tabella 2.3) relativo alle braccia, secondo quanto previsto da Stolwijk diventa pari a $13,05/8 = 1,631$; così

se prima, le braccia si estendevano per un'area pari a $(13,05/100) 1,90 = 0,246 \text{ m}^2$, in seguito alla suddivisione ciascuno degli 8 segmenti relativi alle braccia occupa una superficie di area $(1,631/100) 1,90 = 0,031 \text{ m}^2$.

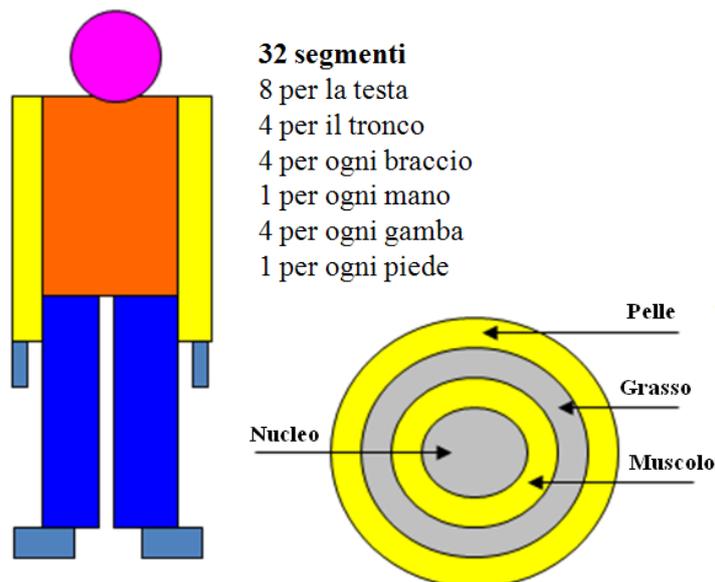


Figura 3.1 - Sistema passivo del modello THERMODE 129. Da (d'Ambrosio e Riccio, 2001).

I valori relativi al sangue restano ovviamente immutati, così come quelli delle temperature della pelle e delle temperature di set point, che coincidono con le temperature iniziali valutate da Stolwijk esponendo un soggetto in camera climatica, in condizioni tali da essere sicuri dell'assenza di qualunque forma di termoregolazione.

Ovviamente sono stati modificati sia i coefficienti che intervengono nella descrizione del sistema controllato, sia quelli di ripartizione del brivido tra i segmenti.

I dati di input vengono forniti al programma da un file di dati climatici e da un altro file di dati fisiologici.

Nonostante il modello fornisca la previsione di 129 temperature (una per nodo), si utilizzano soltanto i valori previsti dalle 32 temperature medie della pelle di ciascun segmento, facilmente confrontabili con la realtà. Si sono così

confrontati i valori di temperature locali previste dal modello con i risultati sperimentali ottenuti in camera climatica (Grivel, 1993).

Poiché lo scarto tipico della temperatura media cutanea dell'uomo è di 0,5 °C, si è ritenuto il modello soddisfacente in tutti quei casi in cui il ΔT non supera $\pm 0,5$ °C. Riassumendo brevemente i risultati si può affermare (d'Ambrosio e Riccio, 2001):

- i nodi per i quali il modello fornisce risultati non accettabili sono generalmente gli arti, in particolare modo le mani (Figura 3.2) e i piedi. Ciò è da attribuirsi essenzialmente alla struttura e alle piccole dimensioni degli arti, nonché alla complessità degli scambi convettivi col sangue che si verificano nelle estremità e di cui il modello matematico non tiene conto.

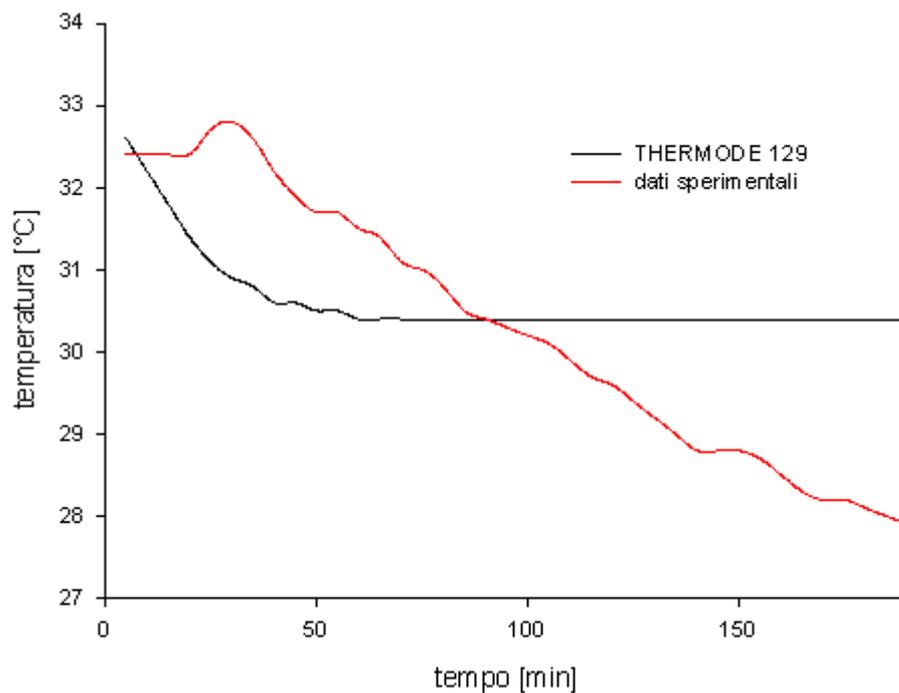


Figura 3.2 - Confronto Thermode 129-dati sperimentali per le mani con $I_{cl} = 0,85$, $PMV = -1$. Da (d'Ambrosio e Riccio, 2001).

- La previsione di temperature sufficientemente prossime ai risultati sperimentali si realizza generalmente nelle condizioni caratterizzate da un indice di

comfort termico $PMV=0$ e $PMV=+1$. Tuttavia, anche in queste condizioni la risposta dell'uomo prevista dal modello si allontana dalla realtà quando si fa riferimento alle mani e ai piedi, per quanto detto precedentemente.

- Complessivamente si deduce che il modello non dà risultati soddisfacenti in condizioni di ambiente leggermente freddo ($PMV=-1$). A parità di indice di comfort, il modello si discosta tanto più dalla realtà, quanto maggiore è la resistenza dell'abbigliamento (e cioè quanto più vestito è il soggetto). Ciò è probabilmente da attribuirsi al microclima esistente tra la pelle e l'abbigliamento (d'Ambrosio e Riccio, 2001); la resistenza termica di tale strato crescerebbe, infatti, al crescere della differenza di temperatura tra la pelle e l'aria ambiente.

Nella Tabella 3.2 sono riportate le differenze tra le temperatura media dei vari segmenti calcolate e quelle misurate; quelli evidenziati sono i casi ritenuti non accettabili.

Tabella 3.2 - Differenze osservate a regime permanente, ΔT ($^{\circ}C$), tra i valori di temperature cutanee locali previste dal THERMODE 129 e i valori sperimentali ricavati per soggetti quasi nudi, con abbigliamento leggero, con abbigliamento pesante nelle condizioni $PMV=-1$, $PMV=0$, $PMV=+1$. Da (d'Ambrosio e Riccio, 2001).

I_{cl} (clo)	PMV	Testa ΔT	Tronco ΔT	Braccio ΔT	Mano ΔT	Gamba ΔT	Piede ΔT
0,10 clo	-1	+0,1	+0,5	+1,2	+1,8	-0,4	+0,8
	0	-0,3	+0,4	+0,5	-0,1	-0,6	+0,2
	1	-0,1	+0,5	+0,1	-0,2	-0,8	-1,2
0,60 clo	-1	-0,1	+0,6	+1,3	+2,2	+0,1	+0,2
	0	+0,2	+0,6	+1,3	+1,4	-0,8	-0,6
	1	-0,2	+0,4	+0,4	+0,7	-0,1	-0,5
0,85 clo	-1	-0,2	+0,2	+1,1	+1,3	+1,6	+1,3
	0	-0,3	+1,0	+0,1	-0,5	+1,0	-0,7
	1	+0,1	+0,1	+0,2	+1	+0,3	-1,5

4. IL MODELLO THERMODE 193

4.1. GENERALITA'

Nel corso dell'attività di ricerca sviluppata durante il dottorato, il modello di termoregolazione, THERMODE 129 è stato profondamente rivisitato per quanto riguarda sia il sistema passivo che quello attivo, allo scopo di ottenere non solo un modello che dia risultati più precisi, sulla base di una migliore simulazione della risposta termoregolatoria, soprattutto in ambienti complessi caratterizzati da elevate eterogeneità dal punto di vista fluidodinamico, quali gli abitacoli degli autoveicoli.

Il primo passo è stato un'ulteriore suddivisione dei segmenti, che permetta di tener conto di tutte le posizioni che il corpo umano può assumere (il 129 non può simulare le persone sedute). La nuova segmentazione, fatta in modo da tener conto di tutte le possibili asimmetrie, prevede che:

- la testa viene ancora suddivisa in 8 segmenti, superiore e inferiore, anteriore e posteriore, destro e sinistro;
- il tronco è ancora suddiviso in 4 parti: anteriore e posteriore, destra e sinistra;
- ogni braccio è suddiviso in braccio ed avambraccio, a loro volta costituiti da 4 segmenti ciascuno, in analogia al tronco.
- le due mani ed i due piedi conservano la suddivisione del modello precedente;
- suddivisione ogni gamba è suddivisa in gamba e coscia, a loro volta costituite da 4 segmenti ciascuno.

In definitiva, il nuovo modello distingue 8 segmenti appartenenti alla testa, 4 segmenti appartenenti al tronco, 4 segmenti per ciascun braccio, 4 segmenti per ciascun avambraccio, un segmento per ciascuna delle due mani, 4 segmenti per ciascuna gamba, 4 segmenti per ciascuna coscia ed infine un segmento per

ciascuno dei due piedi.

E' evidente il maggior dettaglio nei risultati che tale nuovo modello a 48 segmenti presenta rispetto al modello precedente a 32 segmenti.

La suddivisione di ogni segmento in 4 strati concentrici resta inalterata, pertanto per ogni segmento si considerano come rispettivi nodi il nucleo, i muscoli, il grasso sottocutaneo e la pelle.

In definitiva, si arriva ad un numero di nodi pari a 192, ai quali bisogna aggiungere, ovviamente, un ulteriore nodo centrale costituito dal sangue, per un totale di 193 compartimenti. Il nuovo modello, il cui sistema passivo è riportato in Figura 4.1, è stato quindi denominato THERMODE 193.

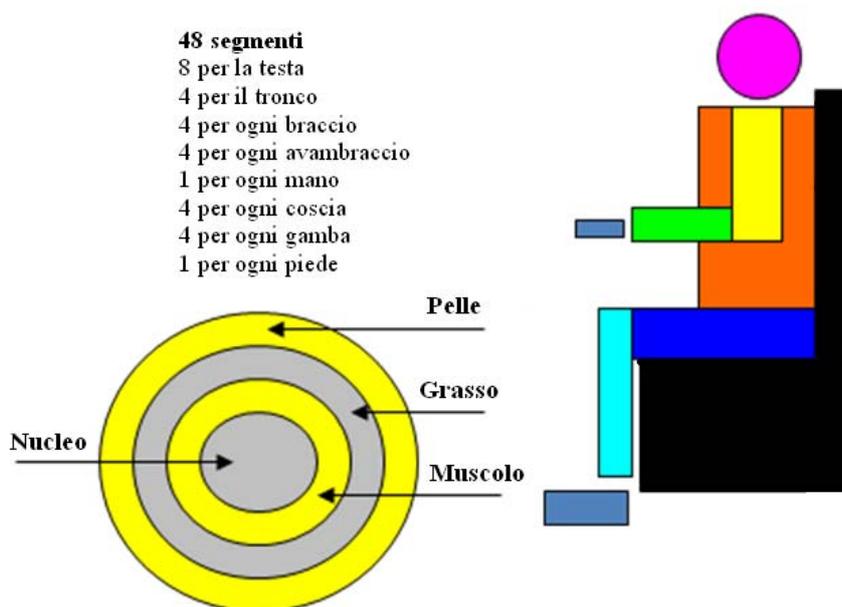


Figura 4.1 - Sistema passivo del modello THERMODE 193. Da (d'Ambrosio Alfano et al., 2008).

Una volta definita la segmentazione, il primo passo è stata la ripartizione nei 48 segmenti dei parametri e dei coefficienti; a seguire, è stato fatto un confronto tra i risultati ottenuti con il modello a 193 nodi e quelli ottenuti con il modello a 129 nodi, per verificare che non fossero stati commessi errori.

4.2. LA RESISTENZA TERMICA DELL'ABBIGLIAMENTO

In condizioni di regime permanente, si definisce isolamento termico dell'abbigliamento, R_{cl} , la resistenza di un solido a temperatura t_{cl} , uniformemente disposto sul corpo (assunto a temperatura uniforme, t_{sk}), che scambierebbe con il corpo stesso una potenza termica pari a quella scambiata per convezione ed irraggiamento. Alla luce di questa definizione, indicando con H la potenza termica secca, l'isolamento termico può essere ricavato dalla seguente relazione (Alfano et al., 1997):

$$H = A_b \frac{(t_{sk} - t_{cl})}{R_{cl}} \quad (72)$$

con:

H = potenza termica secca scambiata attraverso la superficie, W;

A_b = area della superficie di scambio termico, m²;

R_{cl} = isolamento termico dell'abbigliamento, m²K/W;

t_{sk} = temperatura media uniforme della pelle, °C;

t_{cl} = temperatura dell'abbigliamento, °C.

La misurazione di tale grandezza può essere effettuata servendosi di appositi manichini a grandezza naturale, a più segmenti, capaci di assumere posizioni diverse e di avere movimenti relativi tra le diverse parti. Ciascun segmento è provvisto di un circuito elettrico, che ha lo scopo di riscaldare la zona sulla quale è posizionato. Dalla misura del flusso termico scambiato e delle temperature superficiali della superficie interna del manichino e della superficie esterna dell'abbigliamento, si ricava il valore dell'isolamento termico.

Le prove vengono effettuate in camere climatizzate al fine di ottenere uniformità spazio-temporale delle variabili oggetto di interesse.

Volendo evitare la misura della temperatura della superficie del capo di abbigliamento, che è molto più complessa, in genere ci si riferisce al concetto di isolamento termico totale dell'abbigliamento, R_T , definito dalla relazione:

$$H = A_b \frac{(t_{sk} - t_o)}{R_t} \quad (73)$$

con:

H = potenza termica secca scambiata tra il soggetto e l'ambiente, W;

A_b = area della superficie di scambio termico, m²;

t_{sk} = temperatura media della pelle, °C;

t_o = temperatura operativa, °C;

R_t = isolamento termico totale dell'abbigliamento, m²K/W.

Come mostrato in Figura 4.2, l'isolamento termico totale dell'abbigliamento tiene conto sia dell'isolamento termico dell'abbigliamento, I_{cl} , che della resistenza termica superficiale (convettiva e radiativa) fra soggetto ed ambiente, I_a :

$$I_T = I_{cl} + I_a$$

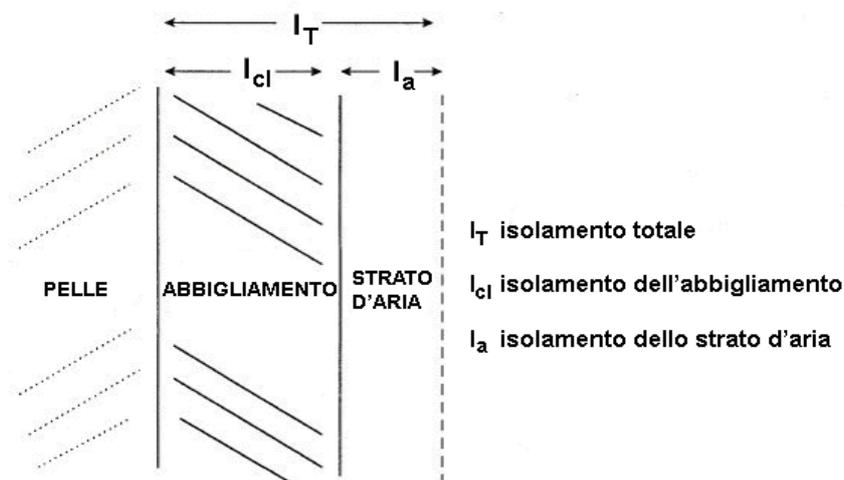


Figura 4.2 - Modello di abbigliamento in assenza di ventilazione (d'Ambrosio Alfano et al., 2004).

Si osservi che ormai è di uso comune misurare l'isolamento termico unitario dell'abbigliamento in clo, unità di misura incoerente col Sistema Internazionale, tale che: 1clo = 0,155 m²K/W.

Seguendo l'impostazione della norma UNI EN ISO 9920 (UNI, 2009a), l'i-

solamento termico dell'abbigliamento può essere calcolato come somma dei valori dell'isolamento termico dei singoli capi che lo compongono con la relazione:

$$I_{cl} = \sum I_{cl,u} \quad (74)$$

dove $I_{cl,u}$ rappresenta la resistenza del capo espressa in clo. Con un livello di precisione maggiore, può essere impiegata anche la seguente relazione:

$$I_{cl} = 0,161 + 0,835 \sum I_{clu} \quad (75)$$

In alternativa, la UNI EN ISO 9920 (UNI, 2009a) suggerisce una valutazione della resistenza termica dell'intero abbigliamento indossato a partire da alcune tipologie di abbigliamento riportate in tabelle in appendice alla Norma.

4.2.1. EFFETTI DEL VENTO E DEI MOVIMENTI DEL CORPO SULLO SCAMBIO TERMICO ATTRAVERSO L'ABBIGLIAMENTO: IL PUMPING EFFECT

Come è già stato detto, tra le varie modifiche che sono state apportate al modello originale di Stolwijk, nel tenere conto dell'abbigliamento è stato preso in considerazione anche il pumping effect.

Lo scambio termico tra il corpo umano e l'ambiente avviene attraverso vari meccanismi, tra i quali convezione, irraggiamento ed evaporazione. Tra i parametri che influenzano questi meccanismi assumono grande importanza le caratteristiche termofisiche dell'abbigliamento e, in particolare, l'isolamento unitario totale I_t^{10} (m^2K/W), che tiene conto sia della resistenza termica dell'abbigliamento che di quella superficiale totale unitaria soggetto-ambiente.

Il valore di I_t è sensibile in misura non trascurabile alle azioni del vento e dei movimenti del corpo in quanto, all'aumentare di queste ultime, esso diminuisce progressivamente. In particolare, i movimenti del corpo danno vita al cosiddetto *pumping effect* (Havenith et al., 1999; Holmér et al., 1999; Parsons et al., 1999; d'Ambrosio Alfano et al., 2005): il movimento delle persone riduce, ri-

¹⁰ Nella letteratura tecnica sono comunemente utilizzate 3 grandezze (Alfano et al., 1997): l'isolamento totale, l'isolamento efficace e l'isolamento intrinseco.

spetto alle condizioni di immobilità, il valore sia della resistenza termica che di quella evaporativa dell'abbigliamento in quanto, per le aperture praticate, quali i polsini, e per la permeabilità all'aria dei tessuti, si determina un movimento di aria nello spazio compreso tra la superficie interna dell'abbigliamento e la pelle.

Nel caso di contemporaneità degli effetti visti, bisogna ridurre sia la resistenza termica che quella evaporativa, basandosi su coefficienti di correzione del valore dell'isolamento. Havenith (Havenith et al., 1999) in base all'elaborazione di dati riguardanti studi su soggetti e manichini termici, in condizioni statiche e/o dinamiche (camminanti), nudi e/o vestiti con diversi tipi di abbigliamento, ha proposto le seguenti equazioni per il calcolo del coefficiente di correzione¹¹:

per soggetti vestiti:

$$I_{corr} = \exp(0,043 - 0,398v_{ar} + 0,066v_{ar}^2 - 0,378walk + 0,094walk^2) \quad (76)$$

per $v_{ar} \leq 3,5$ m/s e $walk \leq 1,5$ m/s

per soggetti nudi:

$$I_{corr,nude} = \exp(0,126 - 0,899v_{ar} + 0,246v_{ar}^2 - 0,313walk + 0,097walk^2) \quad (77)$$

per $v_{ar} \leq 2$ m/s e $walk \leq 1,5$ m/s

con:

I_{corr} = coefficiente di correzione del valore dell'isolamento per soggetti vestiti, adim;

$I_{corr,nude}$ = coefficiente di correzione del valore dell'isolamento per soggetti nudi, adim;

v_{ar} = velocità relativa dell'aria rispetto al soggetto, m/s;

$walk$ = velocità di camminatura, m/s.

Nelle (76) e (77) la v_{ar} è data dalle seguenti relazioni:

¹¹ In seguito indicheremo, quando ciò non sia palese, col pedice *st* le grandezze che si riferiscono a condizioni statiche (assenza di vento e/o movimento del corpo), e col pedice *dyn* le grandezze che si riferiscono a condizioni dinamiche.

se è nota la velocità e la direzione di camminatura

$$v_{ar} = v_a - walk \cdot \cos \theta \quad (78)$$

con θ pari all'angolo formato dalla direzione della velocità assoluta del vento e quella della velocità di camminatura; vale 0° per vento alle spalle, 180° per vento frontale.

se non è nota la direzione di camminatura:

$$\begin{aligned} v_{ar} &= walk && \text{per } v_a < walk \\ v_{ar} &= v_a && \text{per } v_a > walk \end{aligned} \quad (79)$$

Nel caso in cui il valore dell'isolamento intrinseco statico dell'abbigliamento, $R_{cl,st}$, sia inferiore a 0,6 clo la relazione da usare per il calcolo di I_{corr} è la seguente:

$$\begin{aligned} I_{corr} &= ((0,6 - R_{cl,st}) I_{corr,nude} + R_{cl,st} (\exp(0,043 - 0,398v_{ar} + \\ &+ 0,066v_{ar}^2 - 0,378walk + 0,094walk^2))) \end{aligned} \quad (80)$$

Le relazioni tra parametri statici e dinamici sono quindi le seguenti:

$$\begin{aligned} I_{t,dyn} &= I_{t,st} \cdot I_{corr} \\ I_{a,dyn} &= I_{a,st} \cdot I_{corr,nude} \\ I_{cl,dyn} &= I_{t,dyn} - \frac{I_{a,dyn}}{f_{cl}} \end{aligned} \quad (81)$$

con:

- I_a = isolamento dello strato d'aria che circonda la persona, m^2K/W ;
- I_{cl} = isolamento intrinseco dell'abbigliamento, m^2K/W ;
- f_{cl} = rapporto tra l'area della superficie di un soggetto vestito e quella di un soggetto non vestito, adim., calcolato con la relazione (11).

4.3. NUOVE RELAZIONI PROPOSTE PER IL CALCOLO DELLA POTENZA TERMICA NELLA RESPIRAZIONE

Nel paragrafo 2.3 si è visto che l'aria inspirata giunge agli alveoli polmonari e viene espirata in condizioni di titolo ed entalpia maggiori rispetto alle condizioni di inspirazione, che sono quelle ambientali.

La potenza termica trasmessa per respirazione viene generalmente vista come somma di due aliquote: quella per *calore latente* e quella per *calore sensibile*.

La potenza termica dispersa nella respirazione come calore sensibile, C_{res} , è data dalla relazione (8), che è la relazione utilizzata sia dal modello originale di Stolwijk che dal THERMODE 129.

La ventilazione polmonare proposta da Fanger nell'espressione (5) è stata riformulata successivamente da Livingstone (Malchaire, 1997a), che ha proposto una nuova relazione per calcolare la temperatura dell'aria espirata:

$$t_{ex} = 28,56 + 0,115t_a + 0,641p_a \quad (82)$$

Ricordando che p_a è esprimibile come prodotto Φp_{as} e che la p_{as} è a sua volta funzione della temperatura t_a tramite la relazione:

$$p_{as} = 0,6105 \exp(17,27t_a / (t_a + 237,3)) \quad (83)$$

e adottando per il calore specifico, c_p , il valore 1,01 kJ/kgK e per la densità dell'aria il valore corrispondente alla temperatura di 25 °C e alla pressione atmosferica ($\rho = 1,185 \text{ kg/m}^3$), la (8) può essere riscritta come:

$$\begin{aligned} C_{res} &= m_{res} c_p (t_{ex} - t_a) = 1,516 \cdot 10^{-3} M (t_{ex} - t_a) = \\ &= 1,516 \cdot 10^{-3} M (28,56 + 0,641p_a - 0,885t_a) \end{aligned} \quad (84)$$

Se si sostituisce la (82) nell'espressione di Fanger (9) si ottiene la nuova relazione della potenza scambiata per calore sensibile che è stata inserita nel codi-

ce di calcolo del THERMODE 193:

$$C_{res} = 0,0014 M(28,56 + 0,641p_a - 0,885t_a) \quad (85)$$

Per valutare la potenza termica persa come calore latente nella respirazione, il modello THERMODE 129 utilizzava la relazione (4) proposta da Fanger (Fanger, 1970). Il THERMODE 193 invece, prende in considerazione la relazione sperimentale proposta da Varene (Malchaire, 1997b):

$$E_{res} = 1,27 \cdot 10^{-3} M (59,34 + 0,53t_a - 11,63p_a) \quad (86)$$

con p_a espresso in kPa.

Ricordando che $\phi = p_a/p_{as}$ si ha che $p_a = \phi p_{as}$ e quindi la (84) diventa:

$$E_{res} = 1,27 \cdot 10^{-3} M (59,34 + 0,53t_a - 11,63 p_{as}) \quad (87)$$

4.4. INTERVENTI SUL SISTEMA ATTIVO

4.4.1. INTEGRAZIONE DEL SEGNALE DI ERRORE

Lo sviluppo del sistema attivo del THERMODE 193 ha comportato un'analisi approfondita sulla integrazione dei segnali di errore provenienti dalla pelle. Nel dettaglio, il segnale di errore $error(n)$ è calcolato mediante l'equazione (38), praticamente identica a quella utilizzata da Stolwijk (Stolwijk, 1970):

$$error(n) = [t(n) - t_{set}(n)] \quad (88)$$

dove:

$t_{set}(n)$ = temperatura della pelle di set-point del compartimento n-esimo, °C;
 $t(n)$ = temperatura della pelle prevista dal modello per il compartimento n-esimo, °C.

I segnali di caldo, $warms(n)$, e di freddo, $colds(n)$, corrispondenti ai recetto-

ri cutanei di caldo e freddo rispettivamente, sono definiti¹² con le seguenti equazioni, a seconda del segno di $error(n)$:

$$\text{if } error(n) > 0 \text{ then } \begin{cases} \text{warms}(n) = error(n) \\ \text{colds}(n) = 0 \end{cases} \quad (89)$$

$$\text{if } error(n) < 0 \text{ then } \begin{cases} \text{colds}(n) = -error(n) \\ \text{warms}(n) = 0 \end{cases} \quad (90)$$

Il segnale integrato di caldo, $warms$, e quello di freddo, $colds$, sono definiti mediante le seguenti equazioni:

$$\text{warms} = \sum_{i=1}^{48} [\text{skinr}(i) \cdot \text{warms}(4 \cdot i)] \quad (91)$$

$$\text{colds} = \sum_{i=1}^{48} [\text{skinr}(i) \cdot \text{colds}(4 \cdot i)] \quad (92)$$

dove:

$\text{skinr}(i)$ = coefficiente di peso per l'integrazione, adim.

Innanzitutto occorre precisare che da un'analisi del THERMODE 129 è emerso che i valori di $\text{skinr}(i)$ di riferimento non coincidono con quelli riportati da Stolwijk nel 1970 e nel 1971. Il problema non consiste tanto nel fatto che i valori sono diversi (lo stesso Stolwijk spesso parla della possibilità di un aggiustamento), ma nel fatto che, visto che essi sono legati alla frazione di area corporea che compete al segmento i -esimo, la loro somma estesa al numero di compartimenti dovrebbe essere unitaria, cosa che non è, come si evince dalla tabella 4.1 dove sono inoltre riportati altri valori di letteratura (nelle figure 4.3÷4.7 la distribuzione di Tabella 4.1 è presentata anche mediante dei diagrammi a torta in modo da agevolare i confronti).

¹² Per quanto riguarda la pelle, vale la relazione $n = 4i$, dove n è il generico dei 192 compartimenti del modello ed i il generico dei 48 segmenti della partizione su cui il THERMODE 193 è basato.

Tabella 4.1 -Valori di $skinr(i)$ usati in letteratura e nel THERMODE 129 e frazioni di area di ciascun segmento corporeo.

Segmento	THER-MODE 129	Stol-wijk, 1970	Stolwijk, 1971	Fiala	Tana-be	Fra-zione di area
Testa	0,210	0,0827	0,0695	0,1670	0,070	0,070
Tronco	0,420	0,587	0,4935	0,2800	0,539	0,360
Braccia-avambracci	0,100	0,0822	0,0686	0,1800	0,024	0,134
Mani	0,010	0,2215	0,1845	0,0900	0,184	0,050
Gambe-cosce	0,100	0,186	0,1505	0,208	0,150	0,317
Piedi	0,010	0,0399	0,0334	0,0750	0,034	0,069
Totale	0,850	1,014	1,000	1,0000	1,001	1,000

Questa scelta fu dovuta al fatto che (d'Ambrosio et al., 1993), considerato che i risultati relativi alle mani e ai piedi erano poco attendibili, si decise di ridurre l'errore proveniente da questi segmenti, anche se a discapito della congruenza fisico-matematica.

L'analisi dei dati riportati in tabella 4.1 e nelle figure 4.3÷4.8 evidenzia non solo la trattazione scorretta dei valori di $skinr(i)$ da parte del THERMODE 129 ma anche una certa eterogeneità della letteratura nella scelta dei valori dei coefficienti di peso. In particolare:

- testa: il peso ad essa attribuito rispetto al modello originale è più del doppio nel caso del modello di Fiala è più del triplo nel THERMODE 129;
- tronco: per questo segmento solo il modello di Fiala attribuisce un peso in linea con la percentuale di area superficiale, mentre gli altri gli assegnano un peso che è quasi doppio;
- braccia ed avambracci: i modelli di Stolwijk e Tanabe assegnano a tali segmenti pesi rispettivamente pari al 3% e all'1%, nettamente inferiori a fronte dell'effettiva frazione di area da essi occupata (7%);
- mani: in questo caso si nota una drastica discordanza tra i valori proposti dai vari modelli; infatti, nonostante ad esse competa il 5% dell'area superficiale, Fiala assegna loro un peso del 9%, Tanabe e Stolwijk uno circa 4 volte superiore, mentre nel caso del THERMODE 129 si riduce ad 1/5;

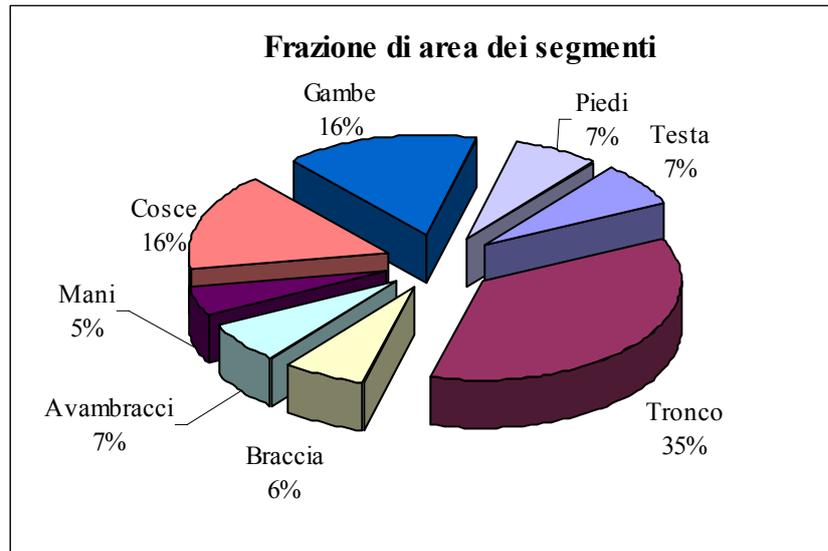


Figura 4.3 - Diagramma rappresentante la frazione di area occupata da ciascun segmento corporeo.

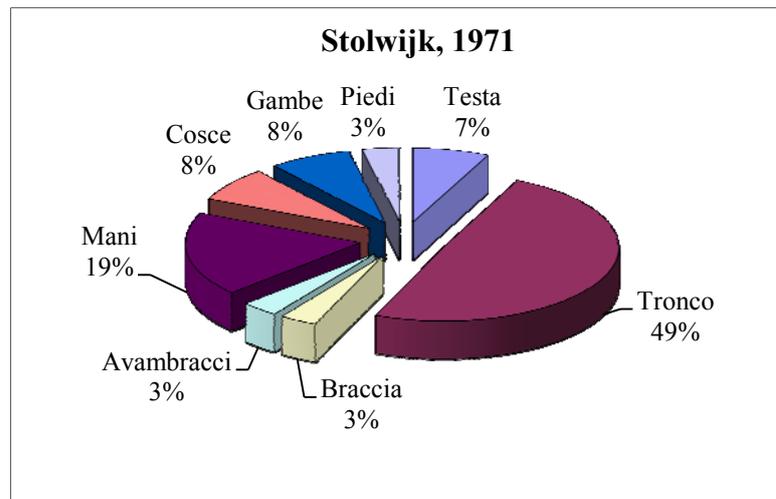


Figura 4.4 - Distribuzione dei coefficienti di peso *sknr(i)* secondo Stolwijk (1971).

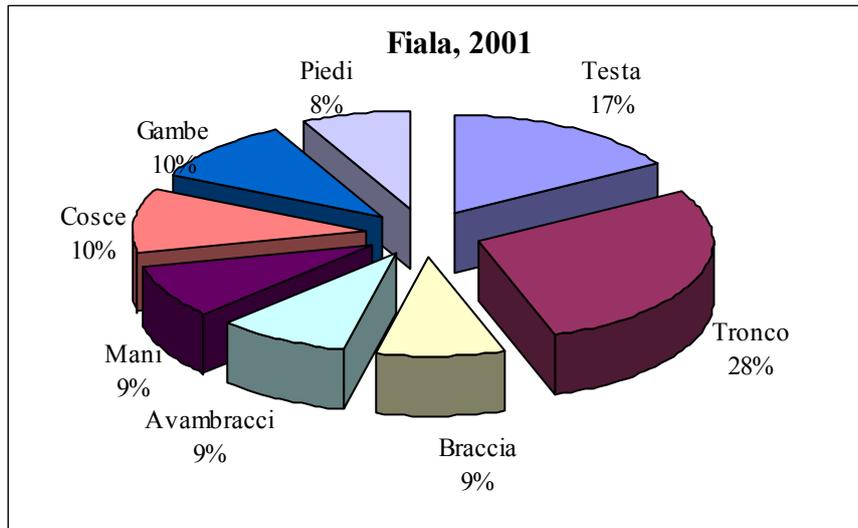


Figura 4.5 - Distribuzione dei coefficienti di peso *skinr(i)* secondo Fiala et al., (2001).

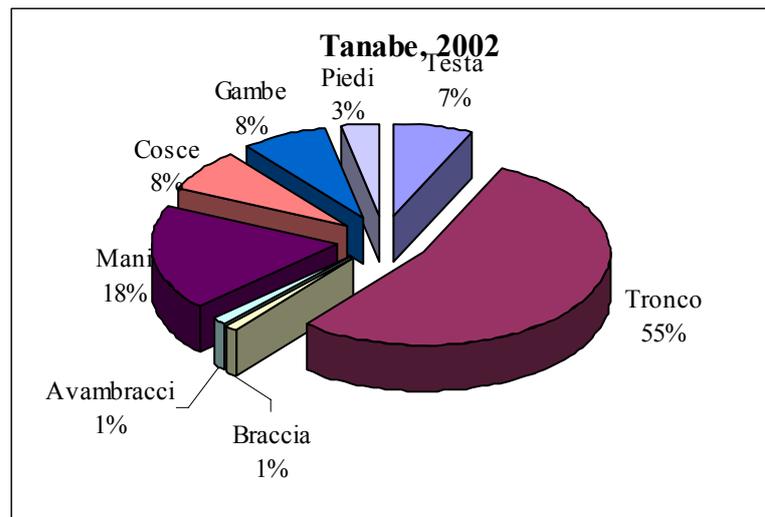


Figura 4.6 - Distribuzione dei coefficienti di peso *skinr(i)* secondo Tanabe et al., (2001).

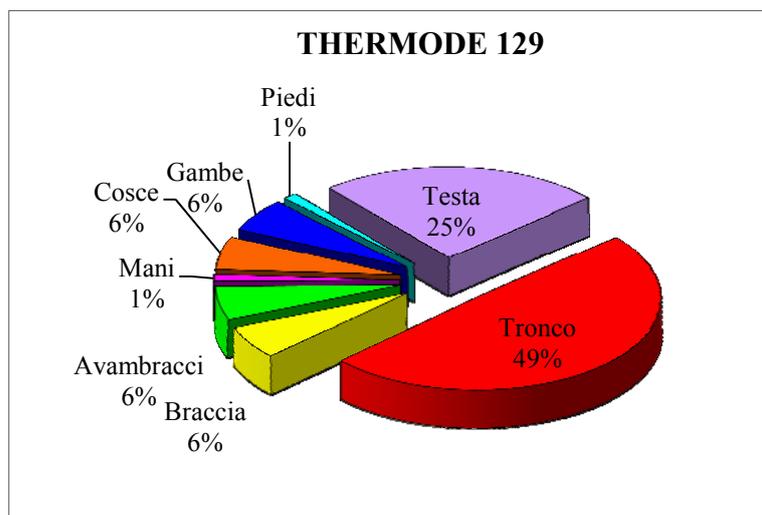


Figura 4.7 - Distribuzione dei coefficienti di peso $skinr(i)$ prevista dal modello THERMODE 129 (d'Ambrosio e Riccio, 2001).

- cosce e gambe: per questi segmenti tutti i modelli assegnano un peso inferiore alla reale frazione di area occupata (31,7%); in particolare Stolwijk e Tanabe si riferiscono ad un valore dell'ordine del 15% mentre il THERMODE 129 ad un 10%;
- piedi: in questo caso l'unico modello in linea con la ripartizione delle frazioni di area superficiale è quello di Fiala mentre Stolwijk e Tanabe assegnano a tale segmento un peso pari alla metà dell'area e il THERMODE 129 un valore addirittura 7 volte più piccolo.

La consistente eterogeneità di valori ha obbligato ad effettuare un'analisi di sensibilità rispetto a ciascuno dei coefficienti $skinr(i)$ coinvolti, che ha portato ad individuare il set di valori riportato in tabella 4.3; questo aspetto sarà discusso nel capitolo 5.

4.4.2. DISTRIBUZIONE DEI COMANDI EFFETTORI

Un'altra componente fondamentale del sistema attivo alla base del THERMODE è quella legata alla distribuzione dei comandi di termoregolazione. In altri termini, i valori delle grandezze *sweat*, *dilat*, *stric* e *chill* calcolati mediante le equazioni (39) costituiscono in un certo qual modo i segnali di comando "totali"

che vengono poi ripartiti tra i singoli segmenti del modello, mediante i coefficienti $skinc(i)$, $skinv(i)$, $chilm(i)$, $skins(i)$, $workm(i)$, che tengono conto non solo della frazione di area del segmento ma anche, ad esempio, del numero di recettori termosensibili o della percentuale di muscolo presenti nel segmento.

Tabella 4.3 - Valori di $skinv(i)$ usati per la formulazione del modello THERMODE 193.

Segmento	$skinv(i)$
Testa	0,210
Tronco	0,315
Braccio	0,050
Avambraccio	0,050
Mano	0,080
Coscia	0,110
Gamba	0,110
Piede	0,075
Totale	1,000

Calcolati i comandi, li si “trasforma” in variazioni locali del metabolismo energetico, del flusso sanguigno e del flusso termico evaporativo come appare evidente dalle seguenti equazioni:

$$M(n+1) = M_b(n+1) + workm(i) \cdot work + chilm(i) \cdot chill \quad (93)$$

$$bf(n+3) = \frac{bf_b(n+3) + skinv(i) \cdot dilat}{(1 + skinc(i) \cdot stric)} \cdot 2^{\frac{1}{3}[T(n+3) - T_{set}(n+3)]} \quad (94)$$

$$E(n+3) = E_b(n+3) + skins(i) \cdot sweat \cdot 2^{\frac{1}{3}[T(n+3) - T_{set}(n+3)]} \quad (95)$$

E' opportuno chiarire alcuni aspetti riguardanti queste equazioni:

1. la produzione metabolica nei muscoli, oltre che dal metabolismo basale, dipende anche da un'aliquota dovuta al lavoro (poi ripartita tra i vari segmenti in funzione dei coefficienti $workm(i)$) e da una dovuta all'eventuale presenza

- di brivido (ripartita tra i segmenti in funzione dei valori di $chilm(i)$, proporzionali alla percentuale di muscoli di ciascun segmento);
2. il flusso sanguigno nello strato di pelle è dipendente da entrambi i meccanismi di controllo della termoregolazione (vasocostrizione e vasodilatazione) e di conseguenza dipende in maniera “accoppiata” anche dalle percentuali, riferite ai singoli segmenti, di tali comandi ($skinv(i)$ e $skinc(i)$);
 3. la potenza termica ceduta per sudorazione è direttamente legata ai soli valori di $skins(i)$.

In generale, i comandi effettori sono grandezze molto complesse da trattare e necessitano di una sperimentazione di tipo fisiologico estremamente accurata anche se, in linea di massima, alcune di esse non possono essere legate alla configurazione anatomica del corpo umano (Stolwijk, 1970; Fiala et al., 2001; Munir et al., 2009). In ogni caso, una trattazione scorretta di questi parametri potrebbe inficiare fortemente le prestazioni offerte dal modello. Da questo punto di vista, analizzando nel dettaglio i valori numerici dei coefficienti di distribuzione usati nel THERMODE 129 (coincidenti con quelli proposti da d'Ambrosio et al. nel 1993), ci si è accorti che, in molti casi, essi non coincidono con quelli proposti da Stolwijk nel 1970 e nel 1971, come si evince dalla Tabella 4.4.

Come già illustrato nel paragrafo precedente, quello che sorprende di più non è il valore numerico di alcuni coefficienti (lo stesso Stolwijk spesso parla della possibilità di un aggiustamento), quanto il fatto che, tenendo presente le loro definizioni, la loro somma estesa al numero di segmenti spesso non è unitaria. Ancora una volta, la motivazione di questa scelta è nel tentativo di ridurre l'influenza dei compartimenti più critici sull'errore, riducendo l'azione della vasodilatazione (delle gambe in particolare) e promuovendo la vasocostrizione (soprattutto delle mani), anche a discapito di una incongruenza fisico-matematica, pur di “raffreddare” forzatamente la superficie cutanea, spesso sovrastimata rispetto alla realtà (d'Ambrosio Alfano et al., 2008).

Per ovviare a questa problematica, è stato realizzato un confronto bibliografico fra i vari valori proposti in letteratura (Fiala et al., 2001; Tanabe et al., 2002; Stolwijk, 1971) ed è stata criticamente analizzata l'influenza che ciascuno di essi esercita sulla risposta del modello, con lo scopo di determinare un nuovo set di coefficienti compatibile con esigenze di normalizzazione nel rispetto di una maggiore affidabilità del modello.

I coefficienti su cui è stato realizzato il confronto sono: $workm(i)$, $chilm(i)$, nonché $skinv(i)$ e $skinc(i)$ in maniera “accoppiata”, per quanto sopra detto al punto 2. Si è preferito invece non operare sui valori di $skins(i)$, perché quelli proposti in letteratura risultano simili tra loro, eccezion fatta per il valore relativo alla testa.

In virtù dei risultati e delle osservazioni su cui si discuterà ampiamente nel capitolo 5, è stato determinato un nuovo set di parametri, riportato in Tabella 4.5, del tutto indipendente da quello proposto inizialmente da d'Ambrosio.

Tabella 4.4 - Valori dei coefficienti di distribuzione degli effettori nei vari segmenti del modello di Stolwijk 1971 e del THERMODE 129 (d'Ambrosio, 1993).

segmento	modello	skins(i)	skinc(i)	skinv(i)	workm(i)	chilm(i)
Testa	d'Ambrosio	0,081	0,000	0,030	0,011	0,100
	Stolwijk	0,081	0,050	0,132	0,000	0,0233
Tronco	d'Ambrosio	0,481	0,030	0,322	0,560	1,500
	Stolwijk	0,482	0,150	0,322	0,300	0,548
Braccia- avambracci	d'Ambrosio	0,154	0,120	0,095	0,105	0,100
	Stolwijk	0,154	0,050	0,095	0,080	0,1053
Mani	d'Ambrosio	0,031	1,000	0,200	0,001	0,010
	Stolwijk	0,031	0,350	0,122	0,010	0,00233
Gambe/cosce	d'Ambrosio	0,218	0,100	0,000	0,318	1,500
	Stolwijk	0,219	0,050	0,230	0,600	0,3190
Piedi	d'Ambrosio	0,035	0,400	0,025	0,003	0,100
	Stolwijk	0,035	0,350	0,100	0,010	0,00233
Totale	d'Ambrosio	1,000	1,650	0,672	0,998	3,310
	Stolwijk	1,000	1,000	1,001	1,000	1,000

Tabella 4.5 - Valori dei coefficienti di distribuzione degli effettori nei vari segmenti alla base del THERMODE 193.

Segmento	coefficienti				
	skins(i)	skinc(i)	skinv(i)	workm(i)	chilm(i)
Testa	0,081	0,000	0,100	0,000	0,004
Tronco	0,481	0,015	0,570	0,460	0,386
Braccia- avambracci	0,154	0,040	0,160	0,040	0,110
Mani	0,031	0,550	0,110	0,000	0,000
Gambe-cosce	0,218	0,060	0,040	0,500	0,500
Piedi	0,035	0,335	0,020	0,000	0,000
Totale	1,000	1,000	1,000	1,000	1,000

5. II MODELLO THERMODE 193: OTTIMIZZAZIONE E RISULTATI

5.1. INTRODUZIONE

In questo capitolo sono riportati i risultati ottenuti dalle modifiche effettuate sul THERMODE 129, in termini di ulteriore segmentazione, e quelli relativi agli interventi fatti sul THERMODE193 per affinare la risposta termoregolatoria del modello.

Per quanto riguarda la segmentazione, con il passaggio da 129 a 193 nodi, la validazione del modello è stata effettuata sulla base dei risultati sperimentali ottenuti presso le strutture dell'LPPE di Strasburgo (Grivel et al., 1992). Una volta verificato che la sola segmentazione non aveva portato ad errori nella risposta del modello, si è passati alle fasi successive, che hanno interessato essenzialmente il sistema passivo, in particolare i valori dei coefficienti di integrazione dei segnali di errore.

I risultati sono illustrati qui di seguito, in tre fasi distinte:

- 1 discussione delle prestazioni del THERMODE 193 prima dell'intervento sul sistema attivo (paragrafo 5.2);
- 2 discussione delle prestazioni del THERMODE 193 a seguito dell'analisi di sensibilità condotta rispetto ai coefficienti di integrazione dei segnali di errore e di distribuzione degli effettori (paragrafo 5.3);
- 3 discussione delle tecniche di fitting impiegate per la stima dei coefficienti alla base delle equazioni errore comando con analisi dei risultati relativi (paragrafo 5.4).

5.2. CONFRONTO TRA I RISULTATI DEL THERMODE 193 E I DATI SPERIMENTALI

In questa fase del lavoro sono stati considerati soltanto ambienti termicamente omogenei, riservando ad approfondimenti successivi l'indagine in situazioni differenti, quali quelle dovute alla presenza di superfici a temperatura diversa da quella dell'aria, o di gradienti spazio-temporali dei parametri termometrici, che trovano riscontro, per esempio, nel caso di sistemi radianti o di microambienti quali gli autoveicoli.

Il modello, come detto al Capitolo 4, fornisce i 193 profili temporali delle temperatura dei 4 strati di ciascuno dei 48 segmenti in cui il corpo umano viene suddiviso, oltre che di quella del sangue. Considerato che però i valori sperimentali della temperatura sono disponibili solo per la pelle e per il nucleo di alcuni segmenti, tipo l'addome, qui di seguito sono riportati i confronti tra i valori delle temperature della pelle previsti dal modello (dopo 3h e 50 min di simulazione) con quelli sperimentali ottenuti in camera climatica nelle 9 diverse condizioni sperimentali precedentemente riportate (Grivel et al., 1992), come schematicamente riportato in Tabella 5.1. In Tabella compaiono soltanto 8 parti del corpo. E' ovvio, infatti, che in ambiente uniforme ognuna delle parti in cui gli otto segmenti sono stati suddivisi si comporti allo stesso modo (per i 4 segmenti del tronco si ottengono le stesse temperature, così come per i 4 segmenti dell'avambraccio e così via). Le osservazioni da fare per la Tabella 5.1 sono le seguenti:

- 1 si fa riferimento ai segmenti posteriori della testa (segmenti 2, 4, 6, 8) dal momento che solo per essi si conoscono i risultati sperimentali.
- 2 la misura sperimentale è stata rilevata sull'avambraccio per cui la previsione del modello considera solo tale blocco.
- 3 i dati sperimentali per le gambe sono stati rilevati all'altezza del polpaccio, per cui si esclude dal confronto la coscia.

Poiché lo scarto tipico della temperatura media cutanea dell'uomo è di 0,5 °C (Alfano et al., 1997), si ritiene il modello soddisfacente in tutti quei casi in cui il ΔT è minore o uguale a $\pm 0,5$ °C.

Come appare evidente dall'analisi dei dati riportati in Tabella 5.1, eccezion

fatta per i segmenti della testa e, talvolta del tronco e delle gambe, il THERMODE 193 fornisce una previsione delle temperature cutanee spesso inaccettabile (scarti maggiori di 0,5 °C). Le differenze più accentuate sono quelle relative alle mani e ai piedi (con scarti anche fino 3,2 °C), specialmente in condizioni di freddo leggero ($PMV = -1$), che risultano essere sistematicamente positive. Questo fenomeno potrebbe essere legato ad una trattazione degli scambi termici convettivi sulla superficie delle mani non sufficientemente descrivibile da un solo valore del coefficiente di scambio termico, calcolato con la (34). Questa circostanza potrebbe essere ulteriormente accentuata dal fatto che, attualmente, il modello non tiene conto degli scambi convettivi tra sangue arterioso e sangue venoso, estremamente probabili in segmenti che, come le mani ed i piedi, esibiscono una struttura e configurazione estremamente singolari.

In condizioni di comfort ($PMV = 0$) e di caldo leggero ($PMV = +1$), la situazione appare più rosea visto che i valori degli scarti solo raramente raggiungono o superano il grado. Tuttavia, anche in queste condizioni, la risposta termica dell'uomo prevista dal modello si allontana dalla realtà nel caso di mani e piedi.

Tabella 5.1 - Differenze di temperatura $\Delta T(^{\circ}C)$, tra i valori locali previsti dal THERMODE 193 in condizioni di regime permanente ed i valori sperimentali ricavati per soggetti quasi nudi, con abbigliamento leggero e con abbigliamento pesante nelle condizioni $PMV = -1$, $PMV = 0$, $PMV = +1$. In giallo sono evidenziate le situazioni non accettabili ($\Delta T > 0,5^{\circ}C$)

I_{cl} (clo)	PMV	Testa	Tronco	Avamb.	Mani	Gambe	Piedi
0,10	-1	+0,4	+1,3	+1,6	+3,2	-0,2	+2,2
	0	+0,3	+1,1	+0,8	+1,1	-0,2	+0,9
	1	-0,3	+0,4	0,0	+1,3	-1,0	+0,2
0,60	-1	+0,4	+0,5	+0,6	+2,6	+1,0	+2,5
	0	+0,6	+0,6	+0,7	+2,0	+0,4	+1,1
	1	-0,2	+0,1	-0,4	+1,2	0,0	+0,8
0,85	-1	+0,3	-0,4	+0,6	+1,5	+1,8	+3,2
	0	+0,2	-0,3	-0,2	+0,4	+1,1	+0,8
	1	0,0	-0,3	-0,3	+1,3	+0,1	-0,6

L'analisi delle prestazioni offerte dal THERMODE 193 è stata estesa anche ai profili temporali, previsti e misurati, delle principali variabili di interesse. In particolare, nelle Figure da 5.1 a 5.4 sono riportati i confronti tra la temperatura della pelle dei vari segmenti prevista e quella misurata, che confermano il buon accordo con i dati sperimentali in condizione di leggero caldo e le criticità già discusse in ambiente leggermente freddo.

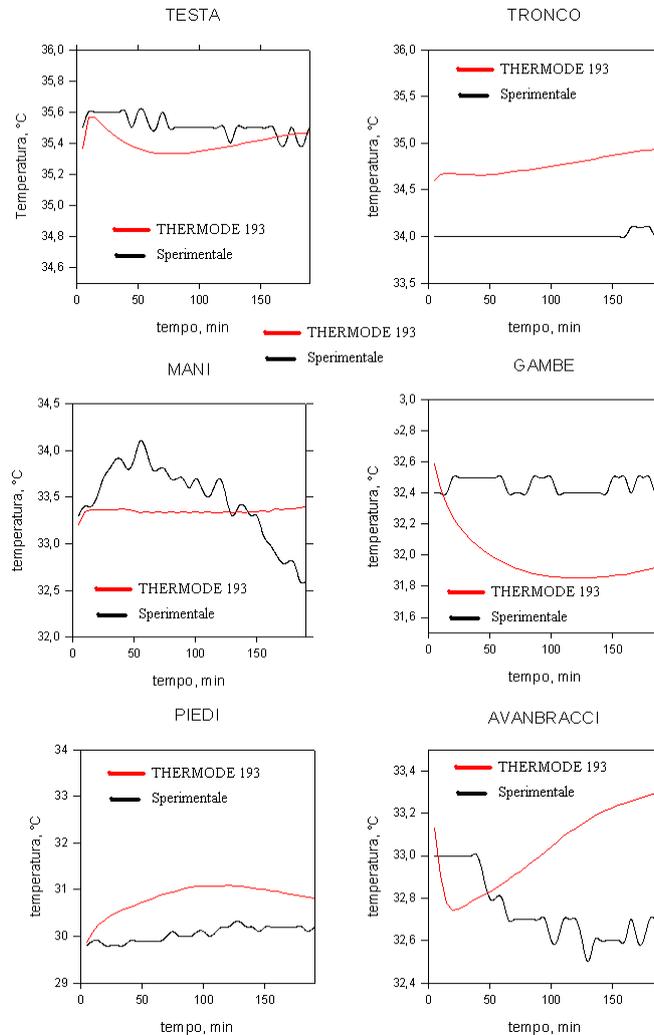


Figura 5.1 - Confronto tra dati sperimentali e risposta del THERMODE 193 in condizioni di $PMV=0$ e $I_{cl}=0,1$ clo.

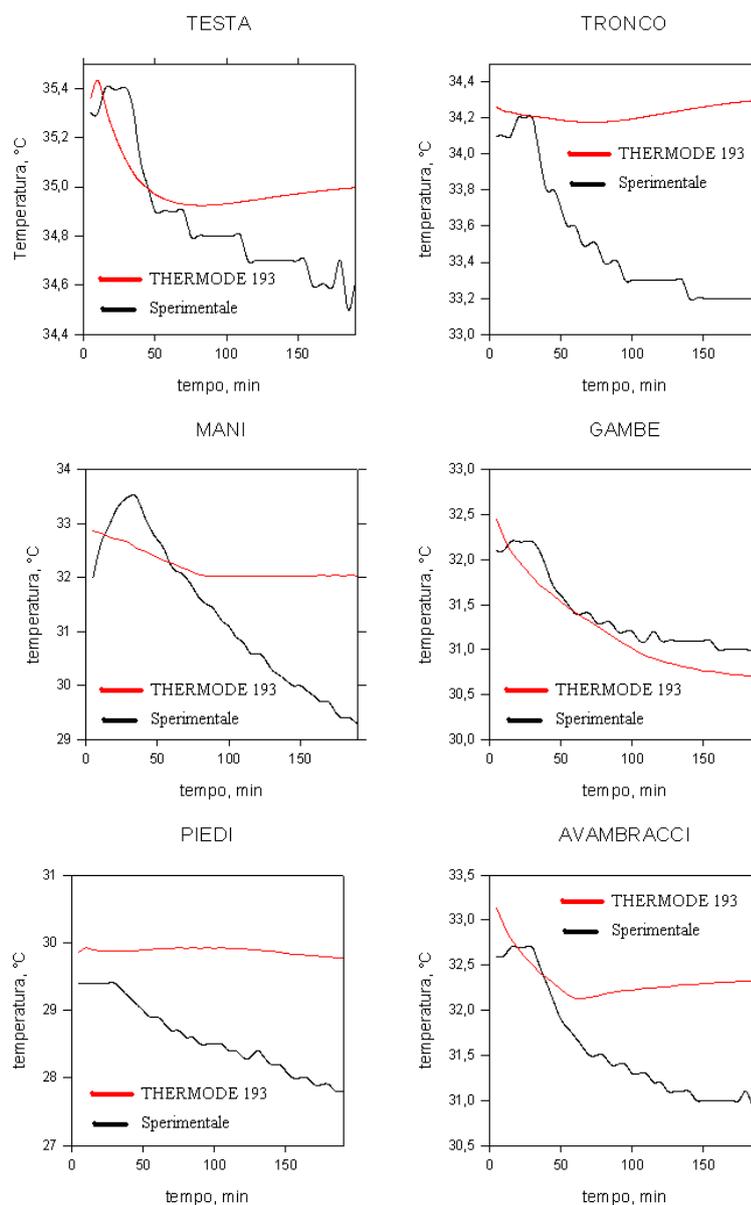


Figura 5.2 - Confronto tra dati sperimentali e risposta del THERMODE 193 in condizioni di $PMV = -1$ e $I_{cl} = 0,1$ clo.

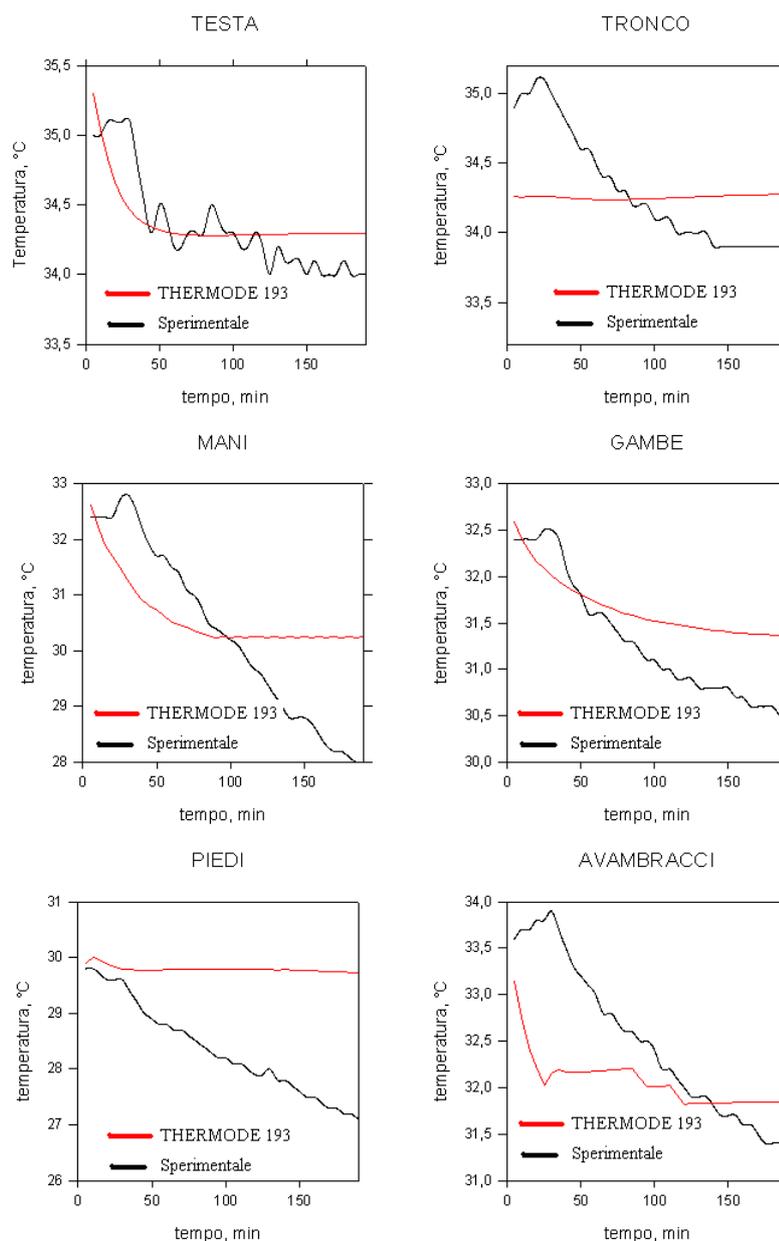


Figura 3.3 - Confronto tra dati sperimentali e risposta del THERMODE 193 in condizioni di $PMV = -1$ e $I_{cl} = 0,6$ clo.

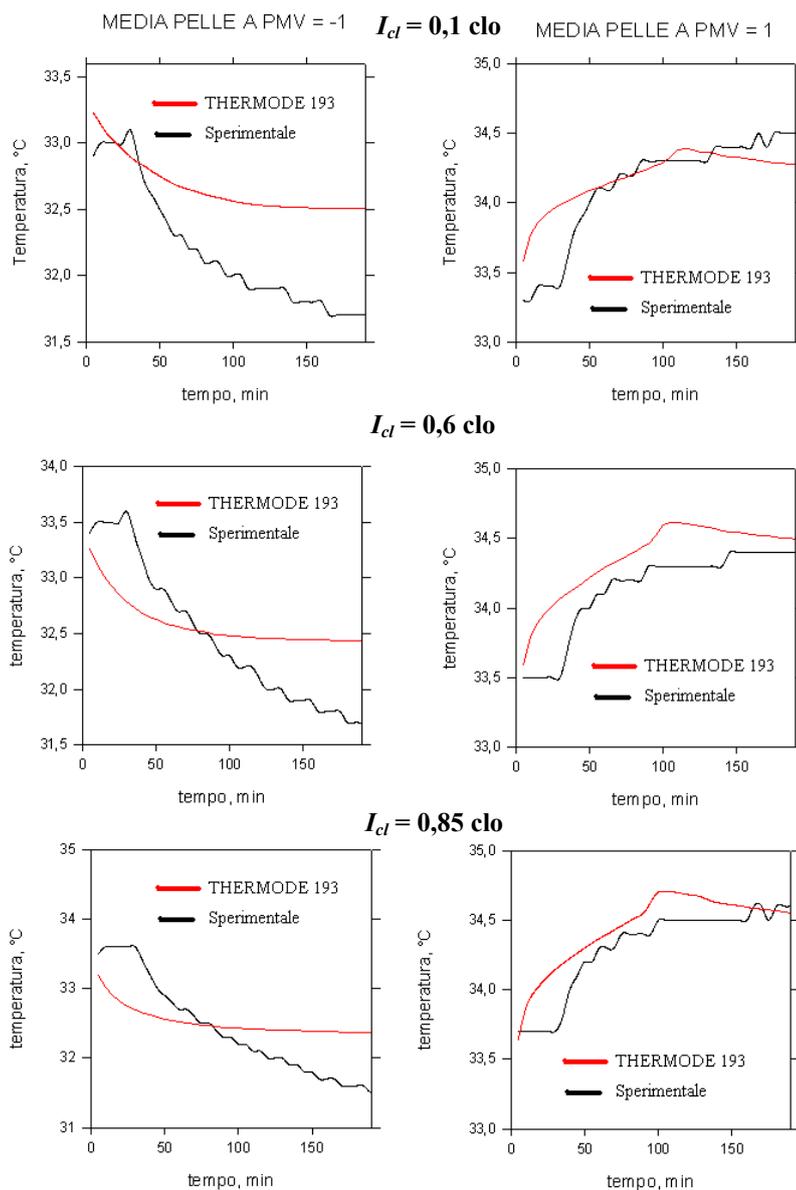


Figura 5.4 - Confronto tra dati sperimentali e risposta del THERMODE 193 della temperatura media della pelle in condizioni di $PMV = 1$ e $PMV = -1$ per tre valori di I_{cl} .

Al fine di verificare l'affidabilità del THERMODE 193, è stata effettuata un'analisi comparativa anche con altri dati di letteratura, sia sperimentali che ricavati da modelli, in modo da ottenere significative informazioni utili in previsione di ulteriori sviluppi e migliorie (d'Ambrosio Alfano et al., 2008; Lopardo et al., 2009). A tale scopo, è stata approfonditamente analizzata la letteratura del settore selezionando solo quelle sperimentazioni caratterizzate da esposizioni dei soggetti con il maggior numero di informazioni sia sulle condizioni al contorno, in termini di parametri microclimatici, che sulle grandezze di interesse fisiologico, quali temperatura rettale, temperatura superficiale di una o più parti del corpo, attività metabolica, ammontare di sudore prodotto (Fiala et al., 2001; Havenith et al., 2001; Huizenga 2001).

5.2.1. CONFRONTO TRA LE PRESTAZIONI DEL THERMODE 193 E QUELLE DEL MODELLO DI FIALA

I set di dati oggetto di questo confronto sono stati scelti in modo tale da considerare condizioni microclimatiche di comfort e di stress, da caldo e da freddo, sia in condizioni di regime stazionario, che al variare di una o più variabili (soggettive o fisiche).

In Tabella 5.2 è riportato il quadro sintetico relativo alle condizioni sperimentali considerate (Fiala et al., 2001). Dal confronto tra i risultati sperimentali, quelli ottenuti con il modello di Fiala e quelli forniti dal modello THERMODE 193, risulta che in condizioni di freddo intenso quest'ultimo fornisce risultati abbastanza diversi da quelli riportati in letteratura; in particolare, si considerino le Figure da 5.5 a 5.8. La Figura 5.5 fa riferimento alla temperatura media della pelle (caso 1 di Tabella 5.2): quella prevista dal THERMODE 193 differisce fino a 4÷5 °C rispetto a quella sperimentale; la 5.6 alla temperatura della pelle del torace (caso 2, fase 2 di Tabella 5.2): quella prevista del THERMODE 193 appare molto prossima a quella sperimentale. Le Figure 5.7 e 5.8 si riferiscono al caso 3 di Tabella 5.2, che considera condizioni di freddo non intenso e riportano gli andamenti della temperatura media rispettivamente dell'avambraccio e della gamba: nel secondo caso l'andamento è simile, ma non soddisfacente. Va tenuto presente che le condizioni sperimentali di riferimento sono relative a valori di metabolismo energetico inferiori a 1 met, mentre il THERMODE 193 lavora con un valore minimo del metabolismo energetico pari a 1,2 met; quindi, le differenze

riscontrate potrebbero essere legate semplicemente al fatto che questo modello non è stato formulato per considerare condizioni di così bassa attività metabolica. In corrispondenza di livelli di temperatura più elevati, seppur in condizioni di freddo intenso (numero 3 Tabella 5.2, Figure 5.7 e 5.8), il disaccordo sussiste per gli arti superiori, ma scompare in tutte le altre parti con un accordo pressoché totale.

Tabella 5.2 - Quadro riepilogativo dei set di dati sperimentali reperibili in letteratura con i quali il modello THERMODE a 193 compartimenti è stato confrontato. Da (Fiala et al., 2001).

Numero	Condizioni sperimentali	Variabili fisiologiche misurate
1	$t_a=t_r=5^{\circ}\text{C}$; $\phi=0,30$; $I_{cl}=0,1$ clo; $M=0,8$ met, aria stagnante.	$t_{sk,m}$ t_{re}
2	FASE 1: 30 minuti a $t_a=t_r=28^{\circ}\text{C}$; $\phi=0,45$; $I_{cl}=0,1$ clo; $M=0,8$ met; aria stagnante. FASE 2: 120 minuti a $t_a=t_r=5^{\circ}\text{C}$; $\phi=0,70$; $I_{cl}=0,1$ clo; $M=0,8$ met; aria stagnante.	$t_{sk,m}$ $t_{sk,torace}$ $t_{sk,gambe}$ $t_{sk,braccio}$ $t_{sk,fronte}$
3	$t_a=t_r=10^{\circ}\text{C}$; $\phi=0,30$; $I_{cl}=0,1$ clo; $M=0,9$ met; $v_a=0,1$ m/s.	$t_{sk,m}$ $t_{sk,torace}$ $t_{sk,gambe}$ $t_{sk,braccia}$ $t_{sk,avambracci}$
4	FASE 1: 60 minuti con $t_a=t_r=29^{\circ}\text{C}$. FASE 2: 120 minuti con $t_a=t_r=22^{\circ}\text{C}$. FASE 3: 60 minuti con $t_a=t_r=22^{\circ}\text{C}$. In ogni caso $I_{cl}=0,1$ clo; $M=1$ met; $\phi=0,40$; $v_a=0,1$ m/s.	$t_{sk,m}$ t_{re}
5	$t_a=43,3^{\circ}\text{C}$; $t_r=42,8^{\circ}\text{C}$; $v_a=0,12$ m/s; $I_{cl}=0,1$ clo; $M=1,2$ met per 120 minuti.	$t_{sk,m}$ t_{re} $t_{sk,testa}$ $t_{sk,tronco}$ $t_{sk,gambe}$ $t_{sk,braccio}$ flusso evaporativo
6	FASE 1: 60 minuti con $t_a=t_r=28^{\circ}\text{C}$; $\phi=0,30$. FASE 2: 120 minuti con $t_a=t_r=48^{\circ}\text{C}$. FASE 3: 60 minuti con $t_a=t_r=48^{\circ}\text{C}$. In ogni caso $I_{cl}=0,1$ clo; $M=1$ met; aria stagnante; $\phi=0,30$.	$t_{sk,m}$ t_{re} flusso evaporativo

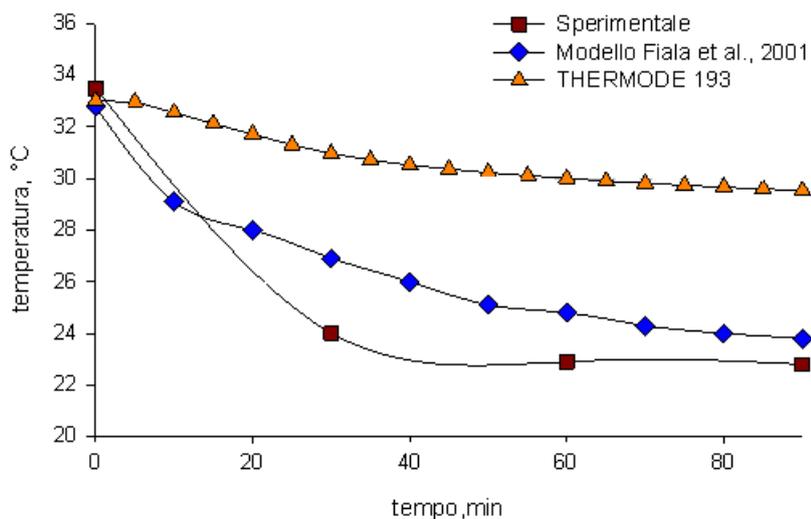


Figura 5.5 - Temperatura media della pelle nelle condizione 1 di Tabella 5.2.

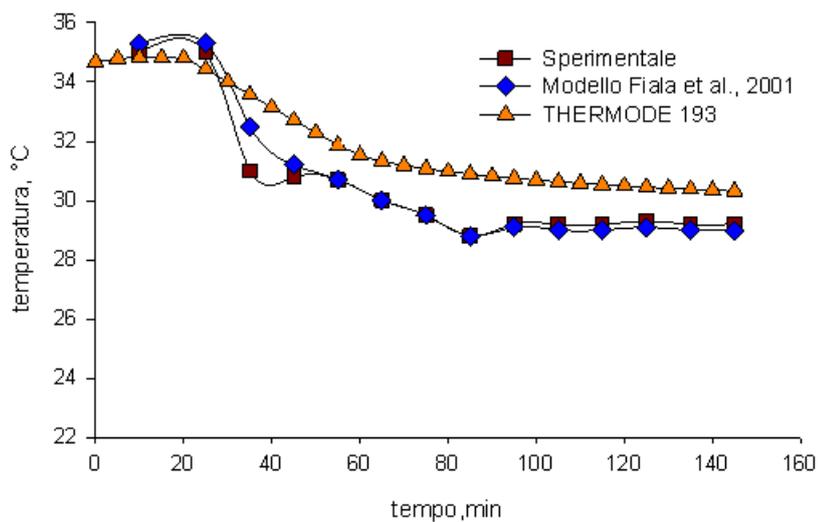


Figura 5.6 - Temperatura della pelle del torace nella condizione 2, fase 2 di Tabella 5.2.

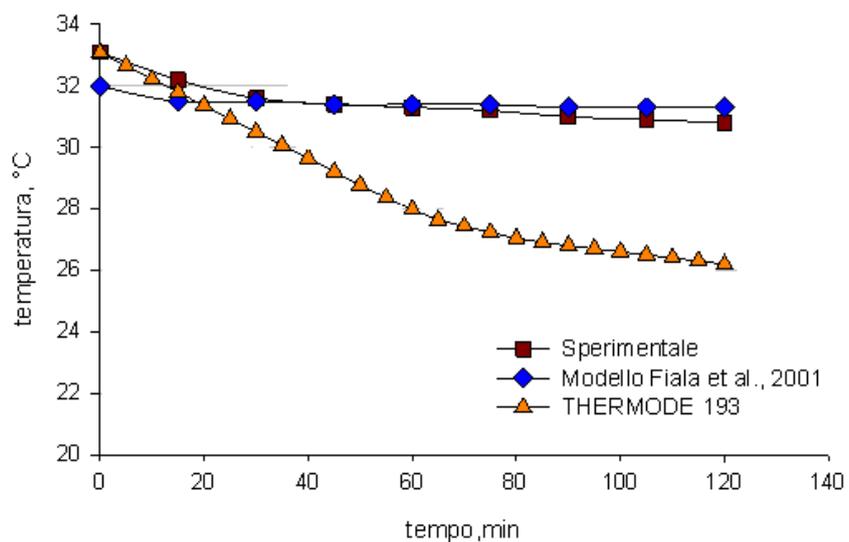


Figura 5.7 - Temperatura della pelle dell'avambraccio nelle condizioni 3 di Tabella 5.2.

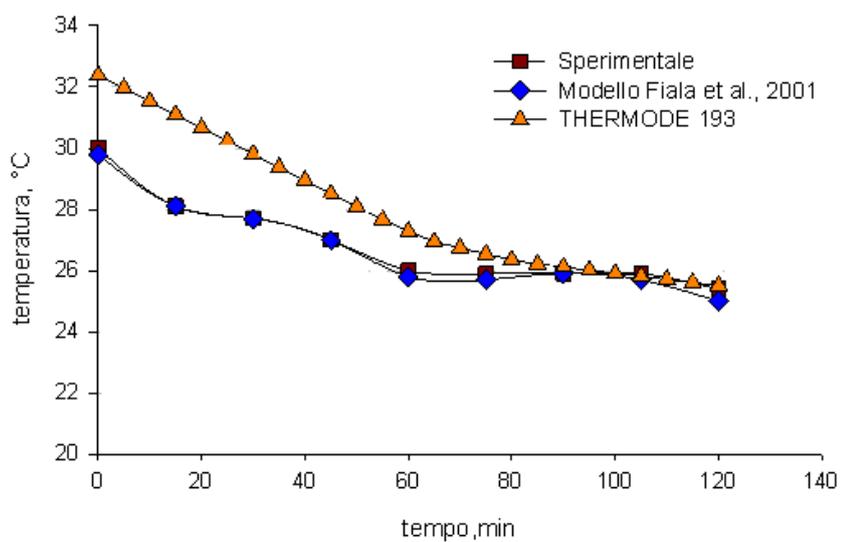


Figura 5.8 - Temperatura della pelle della gamba nelle condizioni 3 di Tabella 5.2.

In condizioni tipiche per gli ambienti moderati il modello fornisce risultati sostanzialmente in linea con quelli sperimentali riportati in letteratura con differenze di temperatura frequentemente al di sotto di 0,3-0,4 °C. Inoltre esso appare sostanzialmente in accordo con il modello di Fiala, risultando i profili delle variabili di interesse spesso coincidenti nei campi di condizioni sperimentali investigati (Figura 5.9).

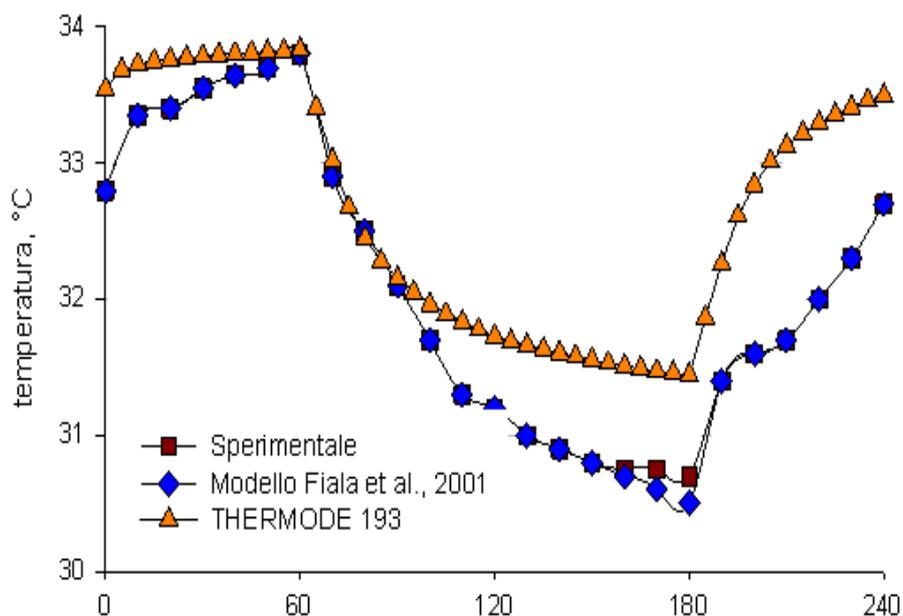


Figura 5.9 - Temperatura media della pelle nelle condizioni 4 di Tabella 5.2.

In condizioni tipiche per gli ambienti caldi, il THERMODE 193 fornisce una risposta abbastanza in linea con quelle sperimentale, specialmente per quanto riguarda l'andamento della temperatura media del corpo (Figure 5.10 e 5.11); differenze sussistono, anche se più contenute degli altri casi, in termini di flusso evaporativo e di temperatura del nucleo.

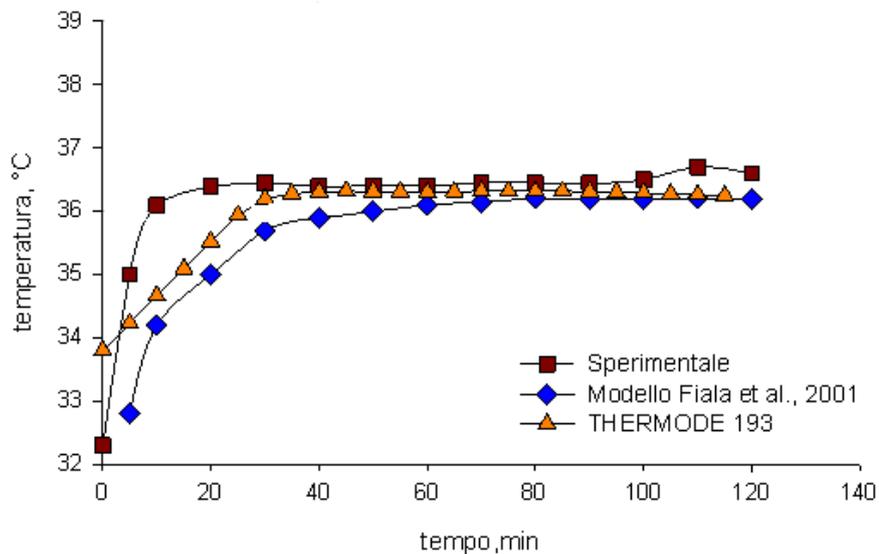


Figura 5.10 - Temperatura media della pelle nelle condizioni 5 di Tabella 5.2.

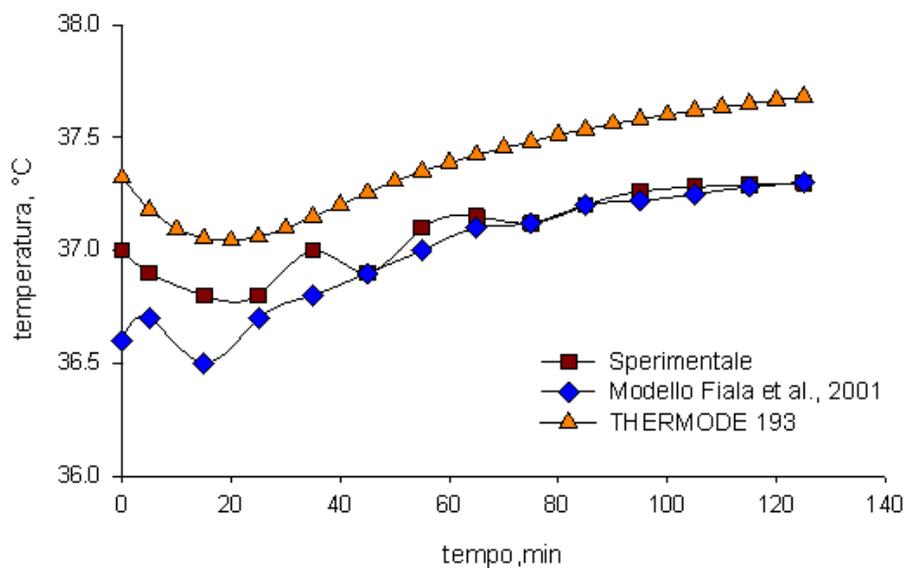


Figura 5.11 - Temperatura del nucleo nelle condizioni 5 di Tabella 5.2.

5.2.2. CONFRONTO TRA LE PRESTAZIONI DEL THERMODE 193 E QUELLE DEL MODELLO DI TANABE

Il confronto dei risultati ottenuti dal THERMODE 193 con quelli mutuabili da modelli più avanzati, come quello di Fiala (Fiala et al., 1999, 2001) ha portato a chiedersi se sia possibile migliorarne le prestazioni sia nel campo di valori in cui è stato validato (sempre all'interno della regione di comfort termico, o di una lieve insoddisfazione), sia, auspicabilmente, per utilizzarlo in applicazioni tipiche di ambienti severi, il che potrebbe costituire un validissimo supporto alla valutazione degli ambienti termici.

Questo obiettivo è stato perseguito mediante un intervento sul sistema attivo, ritenendo quello passivo non ulteriormente suscettibile di modifiche di rilievo. In sostanza, visto che le zone più critiche ai fini della previsione della risposta termica appaiono comunque solo zone molto limitate del corpo come mani e piedi (segmenti estremamente complessi da trattare, in ragione dell'elevata superficie specifica), un'ulteriore segmentazione del sistema passivo snaturerebbe l'assunzione di considerare questi segmenti come sistemi a geometria cilindrica. In tal senso, una descrizione degli arti più adeguata, magari descrivendo ciascuna mano come un sistema a 6 cilindri (5 dita e palmo e dorso) richiederebbe una delicatissima e complessa riformulazione della ripartizione dei parametri corporei, tra l'altro di difficile validazione a causa della indisponibilità di dati di laboratorio o di letteratura relativi alle temperature superficiali delle dita e, in ogni caso, con risultati ingegneristicamente poco significativi.

Una volta deciso di intervenire sul sistema attivo modificandone i parametri, ci si è trovati di fronte ad un problema di non facile soluzione, in quanto l'aggiustamento dei parametri, seppur costituisca in teoria un problema di semplice trattazione, nei fatti rappresenta una questione di non semplice realizzazione. In altre parole si potrebbe procedere in due modi distinti:

- sfruttare un software commerciale che automaticamente stimi i parametri a partire da un set di primo tentativo, che potrebbe essere costituito dal set originario di Stolwijk;
- effettuare una stima try and error, sfruttando set di parametri già disponibili in letteratura (Tanabe et al., 2002) ed effettuando un'analisi di sensibilità parametrica del modello volta ad individuare quali parametri siano più decisivi nell'avvicinare le simulazioni ai dati sperimentali.

La prima tecnica rappresenta la strada più veloce da percorrere, tuttavia essa soffre di numerose limitazioni tra le quali la difficoltà di definire una funzione obiettivo sufficientemente affidabile da consentire un fitting significativo (quale temperatura adottare? quella superficiale media, quella dei segmenti più critici?), e la difficoltà di adattare il codice di calcolo Fortran su cui il THERMODE 193 è basato alle banche dati di algoritmi di ottimizzazione disponibili in ambiente Fortran (NAG, Numerical Recipes, IMSL ecc).

È stato deciso di adottare la seconda tecnica (Lopardo e Palella, 2010), strada certamente più difficile per l'elevatissimo numero di simulazioni da effettuare, ma sicuramente in grado di far intuire se il set di primo tentativo da utilizzare con un software commerciale è quello di Stolwijk oppure se convenga utilizzarne un altro. In sintesi, si può procedere sostituendo nel sistema attivo del THERMODE 193 il set di parametri proposto da Stolwijk con quello previsto dal modello di Tanabe (Tanabe et al., 2002), eseguire le simulazioni e confrontare i risultati con i dati sperimentali. I valori dei parametri sono riportati in Tabella 5.3.

Tabella 5.3 - Parametri del sistema attivo relativi ai modelli di Stolwijk – THERMODE 193 (Stolwijk, 1970) e di Tanabe (Tanabe et al., 2002).

Tipologia controllo	Unità	Stolwijk – THERMODE 193		
Sudorazione	W/°C	csw = 372,2	ssw = 32,8	psw = 0,0
Brivido	W/°C	cchil = 12,7	schil = 0,381	pchil = 0,381
Vasodilatazione	l/h	cdil = 136	sdil = 17,0	pdil = 0,0
Vasocostrizione	1/°C	ccon = 0,100	scon = 10,8	pcon = 0,0
Tanabe				
Sudorazione	W/°C	csw = 371,2	ssw = 33,6	psw = 0,0
Brivido	W/°C	cchil = 0,0	schil = 0,0	pchil = 24,4
Vasodilatazione	l/h	cdil = 117	sdil = 7,5	pdil = 0,0
Vasocostrizione	1/°C	ccon = 11,5	scon = 11,5	pcon = 0,0

È bene ricordare che già i valori dei dodici parametri alla base del sistema attivo del THERMODE 193 secondo la (39), non solo coincidono con quelli proposti originariamente da Stolwijk (Stolwijk, 1970) ma, come quest'ultimo già

evidenziava a suo tempo, sono dotati di un certo margine di aggiustamento. Infatti, l'autore stesso sottolineava come i valori attribuiti ai coefficienti di peso percentuale di ciascun segnale di errore (*sdil*, *pdil*, *cdil* ecc.), pur essendo proporzionali alle masse o alle superfici del segmento cui erano riferiti, potessero essere variati per migliorare la risposta del modello.

Come appare evidente dall'analisi della Tabella 5.3, il set di parametri proposto da Tanabe mostra alcune analogie con quello su cui si basa il THERMODE 193, ma anche alcune sostanziali differenze che, per poter meglio essere chiarite, necessitano il richiamo delle equazioni alla base dei segnali di comando degli effettori: *sweat* per la sudorazione, *dilat* per la vasodilatazione, *stric* per la vasocostrizione e *chill* per il brivido, qui di seguito riportate.

$$\begin{aligned}
 sweat &= csw \cdot warm(1) + ssw \cdot warms + psw \cdot warm(1) \cdot warms \\
 dilat &= cdil \cdot warm(1) + sdil \cdot warms + pdil \cdot warm(1) \cdot warms \\
 stric &= ccon \cdot cold(1) + scon \cdot colds + pcon \cdot cold(1) \cdot colds \\
 chill &= cchil \cdot cold(1) + schil \cdot colds + pchil \cdot cold(1) \cdot colds
 \end{aligned} \tag{96}$$

Nella sudorazione: i parametri *csw* e *ssw*, che esprimono l'integrazione per addizione dei segnali provenienti dai recettori periferici ed ipotalamici, sono praticamente identici. Per il brivido sussistono profonde differenze fra i parametri usati da Tanabe e quelli alla base del THERMODE 193; infatti Tanabe, assumendo $cchil = schil = 0$, di fatto non lega il segnale di attivazione del brivido alla somma dei singoli contributi legati agli errori letti dall'ipotalamo e dai sensori periferici, ma soltanto al loro prodotto. Nella vasodilatazione i valori di *cdil* appaiono sostanzialmente simili (con uno scarto all'incirca pari al 15%), mentre Tanabe attua un controllo molto meno sensibile al segnale di errore proveniente dalla pelle. Viceversa, nella vasocostrizione Tanabe preferisce conferire una sensibilità maggiore al segnale proveniente dai recettori periferici rispetto a quanto previsto dal THERMODE 193.

I risultati ottenuti inserendo i valori dei parametri usati da Tanabe nel THERMODE 193 sono riportati nella Tabella 5.4. Nelle Figure 5.12 e 5.13 sono riportati alcuni confronti.

In conclusione, si può affermare che il THERMODE 193 modificato con i parametri di Tanabe non migliora la situazione complessiva; in compenso però, si nota un lieve miglioramento nelle mani e nei piedi.

Tabella 5.4 - ΔT (°C) in regime stazionario tra i dati sperimentali e il THERMODE 193 modificato con i parametri di Tanabe e non. In evidenza gli scarti maggiori di 0,5 °C.

I_{cls} clo	PMV	Testa	Tronco	Avamb.	Mani	Gambe	Piedi
THERMODE 193							
0.10	-1	+0,4	+1,3	+1,6	+3,2	-0,2	+2,2
	0	+0,3	+1,1	+0,8	+1,1	-0,2	+0,9
	1	-0,3	+0,4	0,0	+1,3	-1,0	+0,2
0.60	-1	+0,4	+0,5	+0,6	+2,6	+1,0	+2,5
	0	+0,6	+0,6	+0,7	+2,0	+0,4	+1,1
	1	-0,2	+0,1	-0,4	+1,2	0,0	+0,8
0.85	-1	+0,3	-0,4	+0,6	+1,5	+1,8	+3,2
	0	+0,2	-0,3	-0,2	+0,4	+1,1	+0,8
	1	0,0	-0,3	-0,3	+1,3	+0,1	-0,6
THERMODE 193 con parametri di Tanabe							
0.10	-1	+0,4	+1,2	+1,5	+2,5	-0,3	+1,5
	0	+0,2	+1,1	+0,8	+1,1	-0,2	+0,8
	1	-0,4	+0,2	-0,3	+0,9	-1,1	-0,2
0.60	-1	+0,4	+0,5	+0,6	+2,3	+0,9	+2,2
	0	+0,6	+0,6	+0,7	+2,0	+0,4	+0,9
	1	-0,4	-0,1	-0,6	+0,8	0,0	+0,3
0.85	-1	+0,4	-0,4	+0,6	+1,2	+1,8	+2,9
	0	+0,2	-0,4	-0,2	+0,4	+1,1	+0,6
	1	-0,1	-0,5	-0,5	+0,8	0,0	-1,1

Probabilmente, la scelta di modulare l'azione del brivido attraverso il solo prodotto dei segnali di errore provenienti dall'ipotalamo e dai recettori periferici ne smorza l'azione, determinando valori delle temperature della pelle più bassi; inoltre, il valore di *ccon* proposto da Tanabe è due ordini di grandezza maggiore di quello proposto da Stolwijk (11,5 contro 0,100): ne consegue un minor flusso ematico, artefice del raffreddamento dei segmenti cutanei.

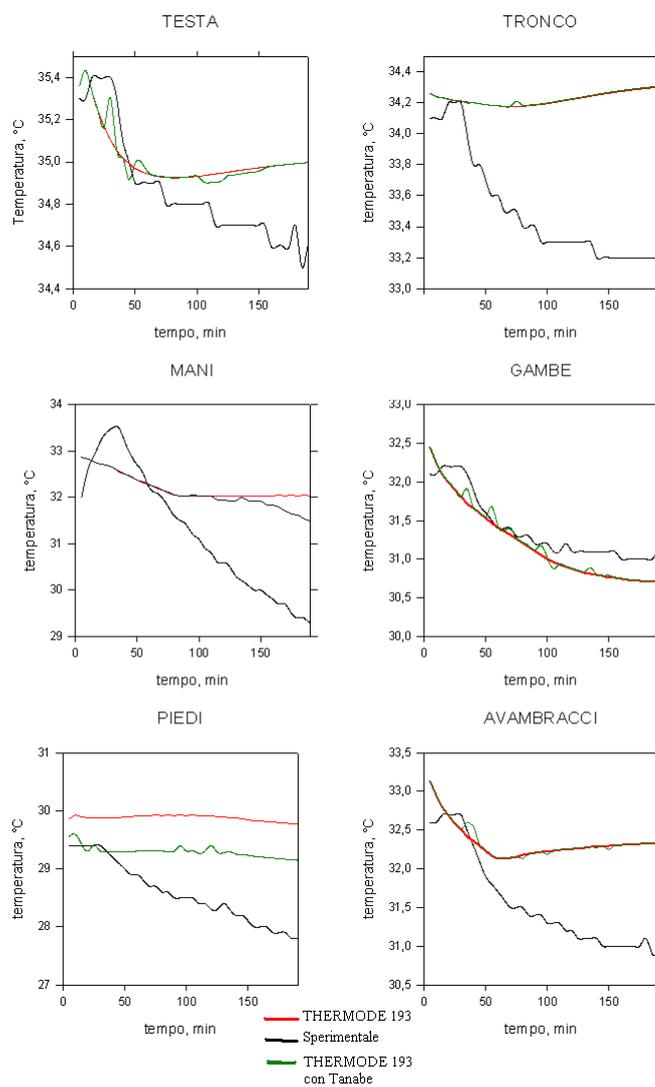


Figura 5.12 - Confronto tra il THERMODE 193, quello modificato con i parametri di Tanabe e i dati sperimentali a $PMV = -1, I_{cl} = 0,1$ clo.

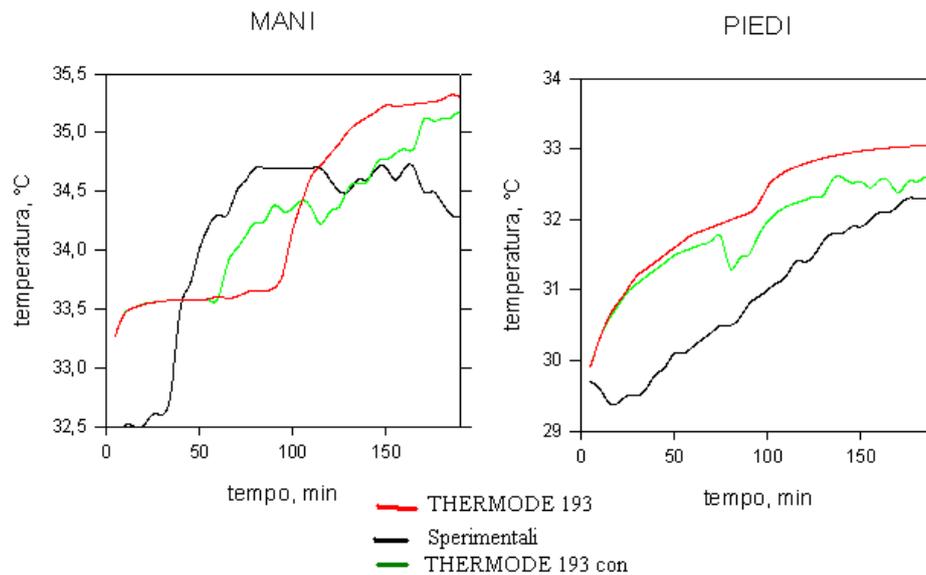


Figura 5.13 - Profili di temperatura dei segmenti mani e piedi a $PMV = 1$ e $I_{cl} = 0,6$ clo.

Visti i lievi miglioramenti per i segmenti più critici del THERMODE 193, il set di parametri proposto da Tanabe può essere considerato una buona base di partenza per eseguire una stima parametrica, in modo da ottenere i parametri che migliorino la risposta del modello.

5.3. OTTIMIZZAZIONE DEL SISTEMA ATTIVO: SEGNALE DI ERRORE E DISTRIBUZIONE DEI COMANDI EFFETTORI

Per l'ottimizzazione del sistema attivo, inizialmente sono stati analizzati e modificati il segnale di errore e la distribuzione dei comandi effettori, secondo quanto illustrato nel seguito.

5.3.1. VALUTAZIONE DEI COEFFICIENTI DI INTEGRAZIONE DEL SEGNALE DI ERRORE

In questo paragrafo si presentano i risultati di un'analisi di sensibilità del modello a 193 nodi al variare del set di coefficienti $skinr(i)$ utilizzati per il calcolo dei segnali di errore cutanei. A tal scopo la letteratura della termoregolazione degli ultimi anni è stata approfonditamente scandagliata in modo tale da individuare valori dei coefficienti di peso alternativi a quelli su cui il THERMODE 193 stesso è basato.

5.3.1.1. RISULTATI IN CONDIZIONI DI REGIME PERMANENTE

I risultati dell'analisi di sensibilità parametrica vengono presentati e discussi in condizioni di regime permanente, sulla base dei valori delle differenze di temperatura della pelle misurati e previsti a fine prova in ciascuna delle condizioni sperimentali in cui il THERMODE 193 è stato formulato (Grivel et al., 1992). I valori degli scarti ottenuti sulla base delle simulazioni con il THERMODE 193 al variare dei coefficienti di peso $skinr(i)$ sono presentati in forma tabellare in Tabella 5.5 e graficamente nelle Figure 5.14÷5.20.

Tabella 5.5 - Differenze di temperatura della pelle in condizioni di regime stazionario al variare dei coefficienti di peso $skinr(i)$. In giallo sono evidenziate le situazioni corrispondenti a scarti superiori a 0,5 °C tra valore previsto e misurato.

I_{cl} (clo)	PMV	Testa	Tronco	Braccia	Mani	Gambe	Piedi	Media
THERMODE 193 basato su d'Ambrosio et al., 1993								
0,10	-1	+0,4	+1,2	+1,4	+2,8	-0,4	+2,1	+0,8
	0	+0,2	+1,0	+0,6	+0,9	-0,5	+0,7	+0,3
	+1	-0,2	+0,4	-0,1	+1,0	-1,1	-0,1	-0,2
0,60	-1	+0,4	+0,5	-0,1	+2,5	+1,0	+2,6	+0,8
	0	+0,6	+0,6	+0,1	+1,8	+0,3	+1,0	+0,6
	+1	-0,2	+0,1	-0,7	+1,0	+0,1	+0,7	+0,1
0,85	-1	+0,3	-0,4	+0,6	+1,5	+1,8	+3,3	+0,9
	0	+0,1	-0,4	-0,3	+0,3	+1,0	+0,7	+0,2
	+1	0,0	-0,2	-0,2	+1,0	+0,1	-0,7	-0,1

(continua)

Tabella 5.5 - (segue).

I_{cl} (clo)	PMV	Testa	Tronco	Braccia	Mani	Gambe	Piedi	Media
Stolwijk, 1971								
0,10	-1	+0,4	+1,2	+1,4	+2,6	-0,4	+1,8	+0,8
	0	+0,6	+1,0	+0,6	+0,9	-0,5	+0,7	+0,3
	+1	-1,3	+0,3	-1,1	-1,3	-1,3	-2,5	-0,8
0,60	-1	+0,4	+0,5	-0,1	+2,3	+0,9	+2,4	+0,8
	0	+1,1	+0,5	+0,1	+2,8	-0,5	+0,7	+0,4
	+1	-1,3	+0,1	-2,0	-1,9	-0,1	-3,9	-0,7
0,85	-1	-0,9	-0,4	+0,5	+1,2	+1,7	+3,1	+0,8
	0	+0,1	-0,4	-0,3	+0,3	+1,0	+0,7	+0,2
	+1	-1,1	-0,3	-2,1	-1,7	-0,1	-5,5	-0,9
Fiala et al., 2001								
0,10	-1	+0,4	+1,2	+1,4	+2,5	-0,4	+1,8	+0,8
	0	+0,2	+1,0	+0,6	+0,9	-0,5	+0,7	+0,3
	+1	-0,2	+0,4	-0,1	+1,1	-1,1	-0,1	-0,2
0,60	-1	+0,4	+0,4	+0,1	+2,3	+0,9	+2,4	+0,8
	0	+0,6	+0,6	-0,7	+1,8	+0,3	+1,0	+0,6
	+1	-0,3	+0,1	-0,1	+1,1	0,0	+0,7	+0,1
0,85	-1	+0,3	-0,4	+0,5	+1,2	+1,8	+3,1	+0,8
	0	+0,7	-0,4	-0,3	+0,3	+1,0	+0,7	+0,2
	+1	0,0	-0,2	-0,2	+1,2	+0,1	-0,6	0,0
Tanabe et al., 2002								
0,10	-1	+0,4	+1,2	+1,4	+2,6	-0,4	+1,9	+0,8
	0	+0,2	+1,0	+0,6	+0,9	-0,5	+0,7	+0,3
	+1	-0,2	+0,4	-0,1	+1,1	-1,1	0,0	-0,2
0,60	-1	+0,4	+0,5	-0,1	+2,3	+0,9	+2,5	+0,8
	0	+0,6	+0,6	+0,1	+1,8	+0,3	+1,0	+0,6
	+1	-0,3	+0,1	-0,7	+1,1	0,0	+0,8	+0,1

(continua)

Tabella 5.5 - (segue).

I_{cl} (clo)	<i>PMV</i>	Testa	Tronco	Braccia	Mani	Gambe	Piedi	Media
0,85	-1	+0,3	-0,4	+0,5	+1,2	+1,7	+3,1	+0,8
	0	+0,1	-0,4	-0,3	+0,3	+1,0	+0,7	+0,2
	+1	0,0	-0,2	-0,2	+1,2	+0,1	-0,6	0,0

I valori degli scarti che si hanno in condizioni di regime permanente riportati in Tabella 5.5 si prestano ad osservazioni spesso contrastanti, che vale la pena di approfondire con estrema cautela.

- 1 Innanzitutto, appare abbastanza palese come i valori proposti originariamente da Stolwijk determinino un peggioramento delle prestazioni globali del THERMODE 193 basato sui parametri di d'Ambrosio et al. et al. (1993), specialmente nel caso delle mani e dei piedi. In tal caso, infatti, i valori degli scarti sono costantemente dell'ordine dei 2 °C con picchi anche di 5,5 °C. Questa situazione è da ritenersi plausibile in quanto i valori di $skinr(i)$ proposti dall'autore non potevano che ispirarsi direttamente alla frazione di area del segmento in esame.
- 2 Le prestazioni offerte dal THERMODE 193 basato sugli $skinr(i)$ di d'Ambrosio et al. (1993) risultano essere sempre confrontabili con quelle ottenibili con i set di Tanabe e Fiala, il che giustifica il fatto che la somma degli $skinr(i)$ non sia pari a 1, come evidenziato al paragrafo 4.4.2.
- 3 Le prestazioni offerte dal THERMODE 193 basato sui valori di $skinr(i)$ proposti da Fiala e Tanabe sembrano essere sostanzialmente equivalenti, nonostante i singoli valori per il tronco, la testa, la mano ed il piede siano profondamente diversi tra loro.

5.3.1.2. RISULTATI IN TRANSITORIO

L'analisi di sensibilità al set di valori di $skinr(i)$ precedentemente discussa in condizioni di regime permanente è stata estesa anche al transitorio, analizzando i profili temporali delle temperature della pelle dei compartimenti soggetti a misura, della temperatura media della pelle e della temperatura del nucleo (Figure 5.21÷5.29). I grafici si prestano alle osservazioni qui di seguito riportate.

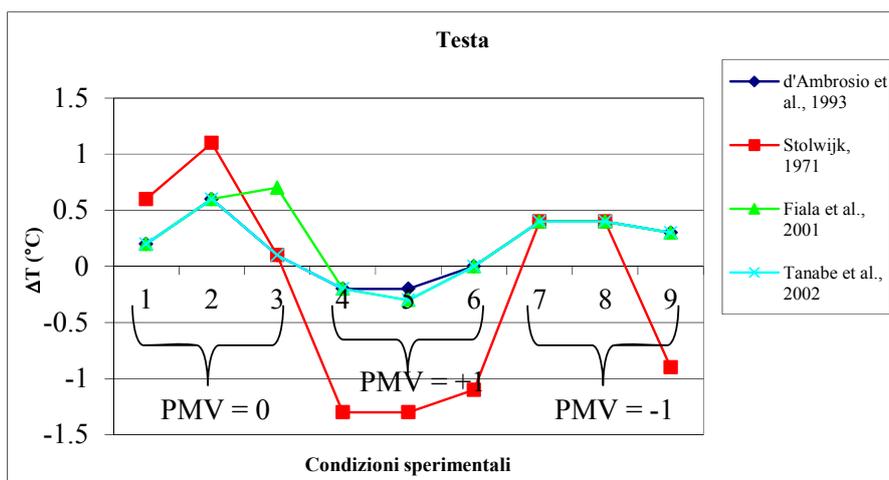


Figura 5.14 - Differenze di temperatura, ΔT , tra i valori misurati e quelli previsti dal THERMODE 193 al variare del set di parametri $skinr(i)$.

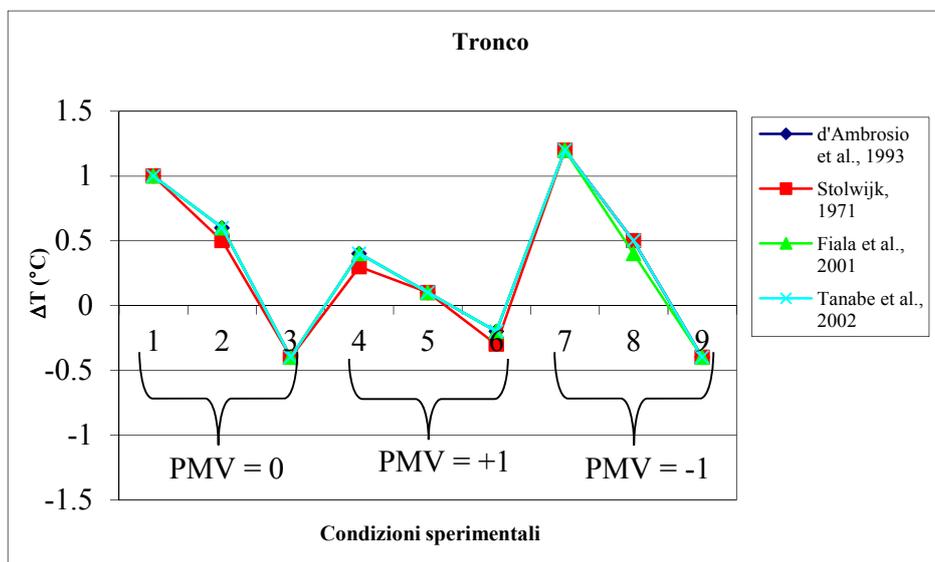


Figura 5.15 - Differenze di temperatura, ΔT , tra i valori misurati e quelli previsti dal THERMODE 193 al variare del set di parametri $skinr(i)$. $I_{cl}=0,1$ clo (1,4,7); $I_{cl}=0,6$ clo (2,5,8); $I_{cl}=0,85$ clo (3,6,9).

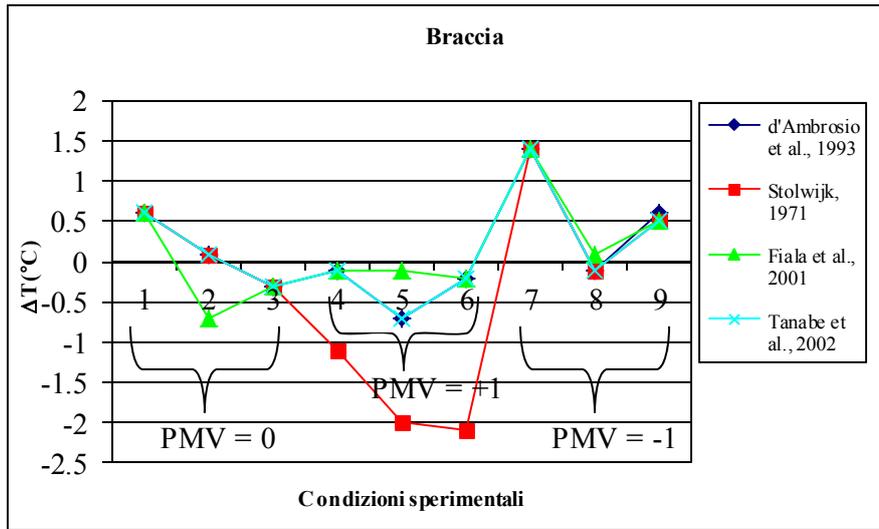


Figura 5.16 - Differenze di temperatura, ΔT , tra i valori misurati e quelli previsti dal THERMODE 193 al variare del set di parametri $skinr(i)$. $I_{cl}=0,1$ clo (1,4,7); $I_{cl}=0,6$ clo (2,5,8); $I_{cl}=0,85$ clo (3,6,9).

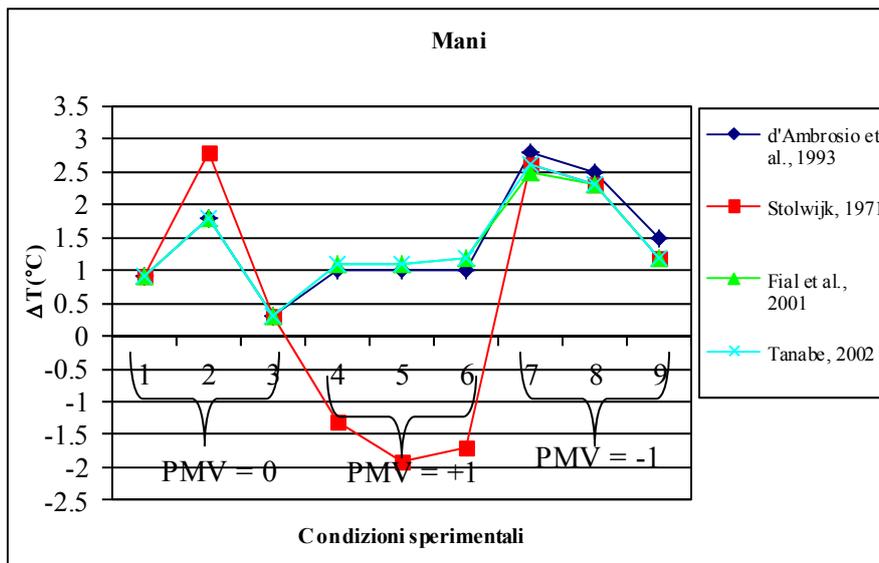


Figura 5.17 - Differenze di temperatura, ΔT , tra i valori misurati e quelli previsti dal THERMODE 193 al variare del set di parametri $skinr(i)$. $I_{cl}=0,1$ clo (1,4,7); $I_{cl}=0,6$ clo (2,5,8); $I_{cl}=0,85$ clo (3,6,9).

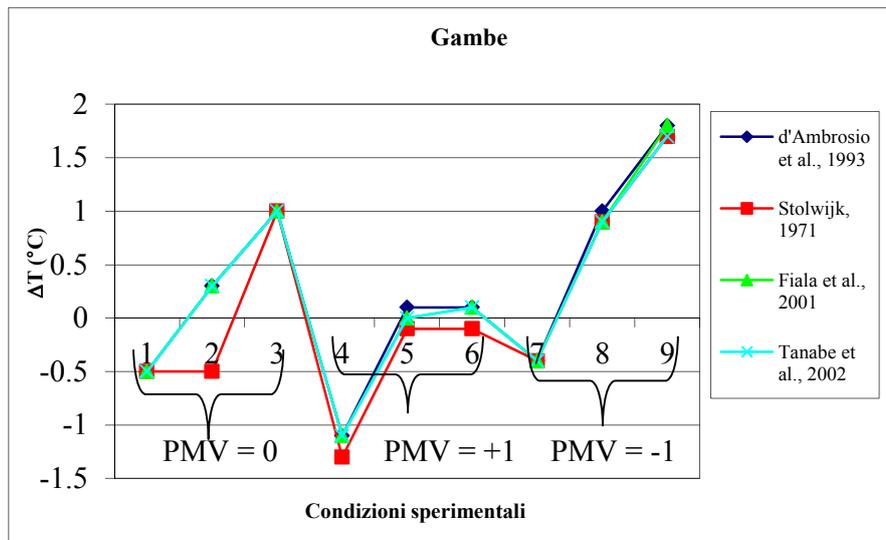


Figura 5.18 - Differenze di temperatura, ΔT , tra i valori misurati e quelli previsti dal THERMODE 193 al variare del set di parametri $skinr(i)$. $I_{cl}=0,1$ clo (1,4,7); $I_{cl}=0,6$ clo (2,5,8); $I_{cl}=0,85$ clo (3,6,9).

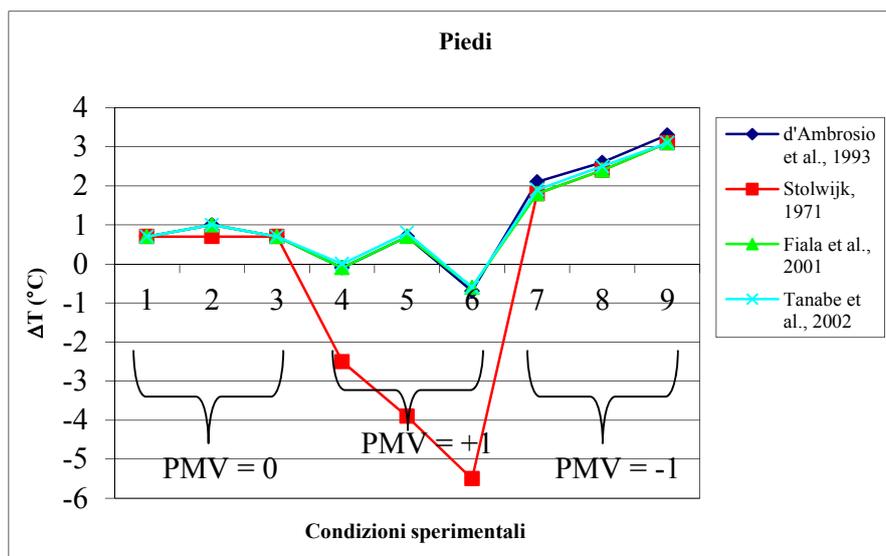


Figura 5.19 - Differenze di temperatura, ΔT , tra i valori misurati e quelli previsti dal THERMODE 193 al variare del set di parametri $skinr(i)$. $I_{cl}=0,1$ clo (1,4,7); $I_{cl}=0,6$ clo (2,5,8); $I_{cl}=0,85$ clo (3,6,9).

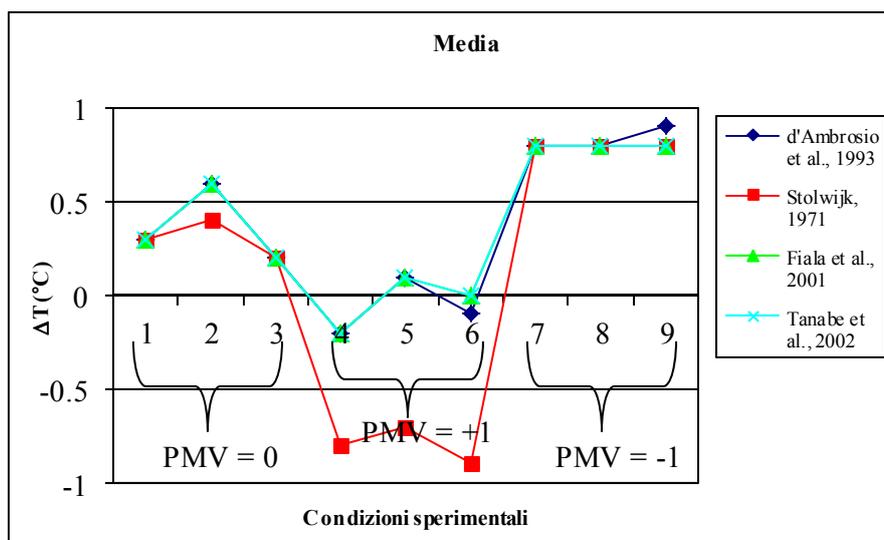


Figura 5.20 - Differenze di temperatura, ΔT , tra i valori misurati e quelli previsti dal THERMODE 193 al variare del set di parametri $skinr(i)$. $I_{cl}=0,1$ clo (1,4,7); $I_{cl}=0,6$ clo (2,5,8); $I_{cl}=0,85$ clo (3,6,9).

- 1 In condizioni di comfort termico ($PMV=0$):
 - l'impiego del set originario di Stolwijk peggiora la simulazione dinamica della testa in tutte le condizioni investigate. Solo nel caso di abbigliamento estivo esso migliora la previsione del tronco, e quindi, in ragione del peso dell'area superficiale del tronco, anche della temperatura medi; peggiora nelle gambe e soprattutto nelle mani;
 - i set proposti da Tanabe e da Fiala forniscono profili temporali quasi sovrapponibili (eccezion fatta per $I_{cl}=0,85$ clo dove Fiala esibisce prestazioni peggiori nel caso della testa) e del tutto in linea con quelli di d'Ambrosio.
- 2 In condizioni di caldo leggero ($PMV=+1$), i set di letteratura forniscono profili temporali quasi sovrapponibili in tutte le condizioni investigate, eccezion fatta per Stolwijk che peggiora al punto da indurre problemi di instabilità numerica;
- 3 In condizioni di freddo leggero ($PMV=-1$), i profili temporali, dei vari set esaminati si sovrappongono quasi del tutto, tranne nel caso $I_{cl}=0,60$ clo dove quello di d'Ambrosio si discosta leggermente dagli altri per quanto riguarda mani, braccia e piedi. Nel caso $I_{cl}=0,85$ clo, Stolwijk determina un peggioro-

ramento della risposta della testa.

5.3.1.3. AGGIUSTAMENTO FINALE

Alla luce dei risultati discussi nei precedenti paragrafi, le distribuzioni dei coefficienti $skinr(i)$ proposte da Fiala e da Tanabe offrono dei risultati qualitativamente molto simili tra loro. In ogni caso, visto che i valori di $skinr(i)$ proposti da questi Autori comunque si discostano dai valori di frazione di area relativi al singolo segmento, si è reso necessario, sulla base anche dei valori di ΔT a regime stazionario precedentemente riportati, procedere ad un ulteriore “aggiustamento”. I valori sono riportati in Tabella 5.6 e si riferiscono alle sole condizioni di regime permanente.

Dato che l’analisi di sensibilità parametrica risulta essere vincolata alla necessità di ottenere una sommatoria unitaria, piuttosto che variare lo $skinr(i)$ di ciascun segmento (esaminandolo singolarmente) nell’intervallo 0÷1 si sono sfruttati i set di letteratura tenendo conto, anche, della frazione di area occupata da ciascun segmento. In particolare, i motivi che hanno condotto alla scelta di tali valori di $skinr(i)$ sono di seguito riportati:

- testa: si è notata una migliore previsione delle temperature utilizzando i valori di d'Ambrosio et al. (1993);
- tronco: per valori di $skinr(i)$ nell’intervallo 0,280÷0,490 si ottengono pressoché uguali ΔT ;
- braccio ed avambraccio: il THERMODE con l’utilizzo degli $skinr(i)$ di Fiala risulta, per certi aspetti, il modello capace di prevedere temperature più vicine a quelle sperimentali ma d’altra parte i ΔT previsti da esso sono molto simili a quelli di d'Ambrosio e Tanabe i quali, però, forniscono risultati peggiori nel caso di $PMV= +1$ e $I_{cl}= 0,60$ clo;
- mani: i ΔT maggiori sono quelli di Stolwijk; quelli di d'Ambrosio, Fiala e Tanabe sono quasi simili. La differenza sostanziale per gli ultimi tre sta nel fatto che con i valori di d'Ambrosio si ottengono previsioni di temperatura più aderenti a quelle sperimentali nel caso di caldo leggero ($PMV= +1$) mentre tale risultato, con gli $skinr(i)$ di Fiala e Tanabe, lo si ottiene in caso di $PMV= -1$. Si è quindi scelto il valore di $skinr(i)$ pari a 0,078 per ottenere ΔT più incoraggianti in caso di freddo leggero;

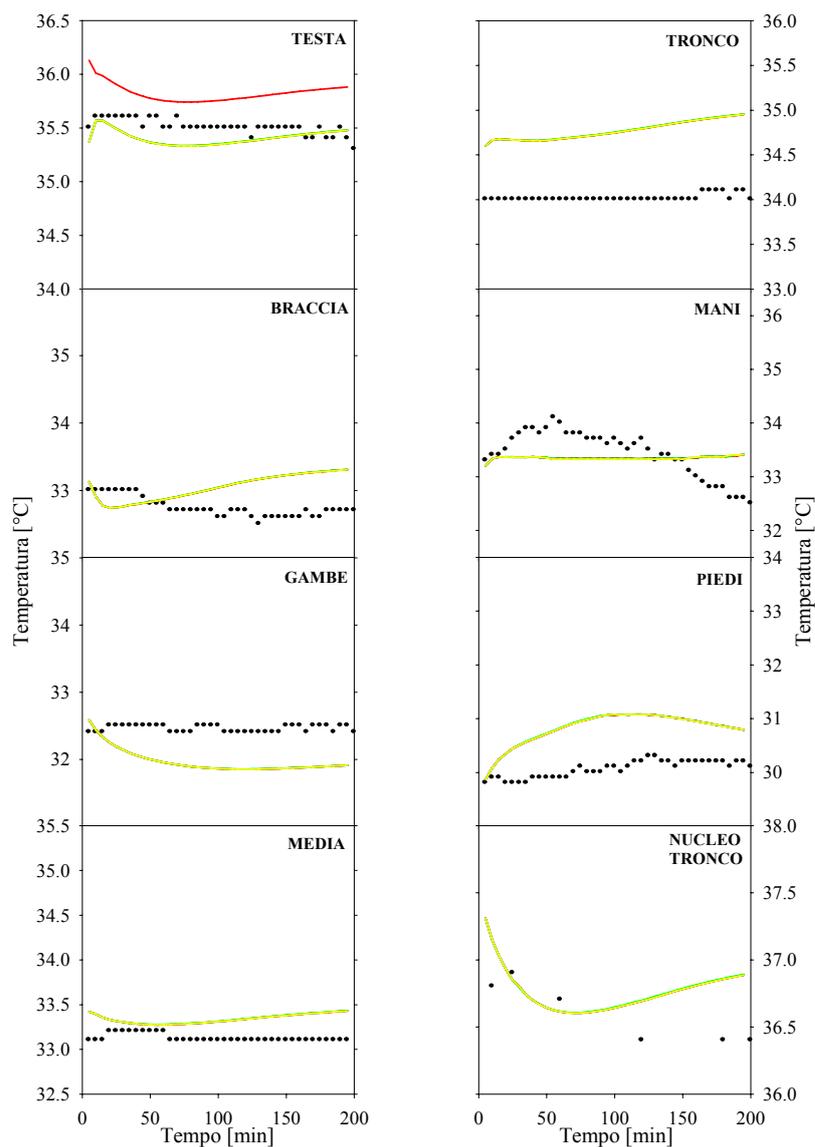


Figura 5.21 - Confronto tra i valori istantanei di temperatura della pelle misurati (●), quelli previsti dal THERMODE 193 basato sui valori di $skinnr(i)$ proposti da d'Ambrosio et al., 1993 (—), Stolwijk, 1971(—), Fiala et al., 2001 (—) e da Tanabe et al., 2002(—). Condizioni: $PMV=0$; $I_{cl}=0,10$ clo.

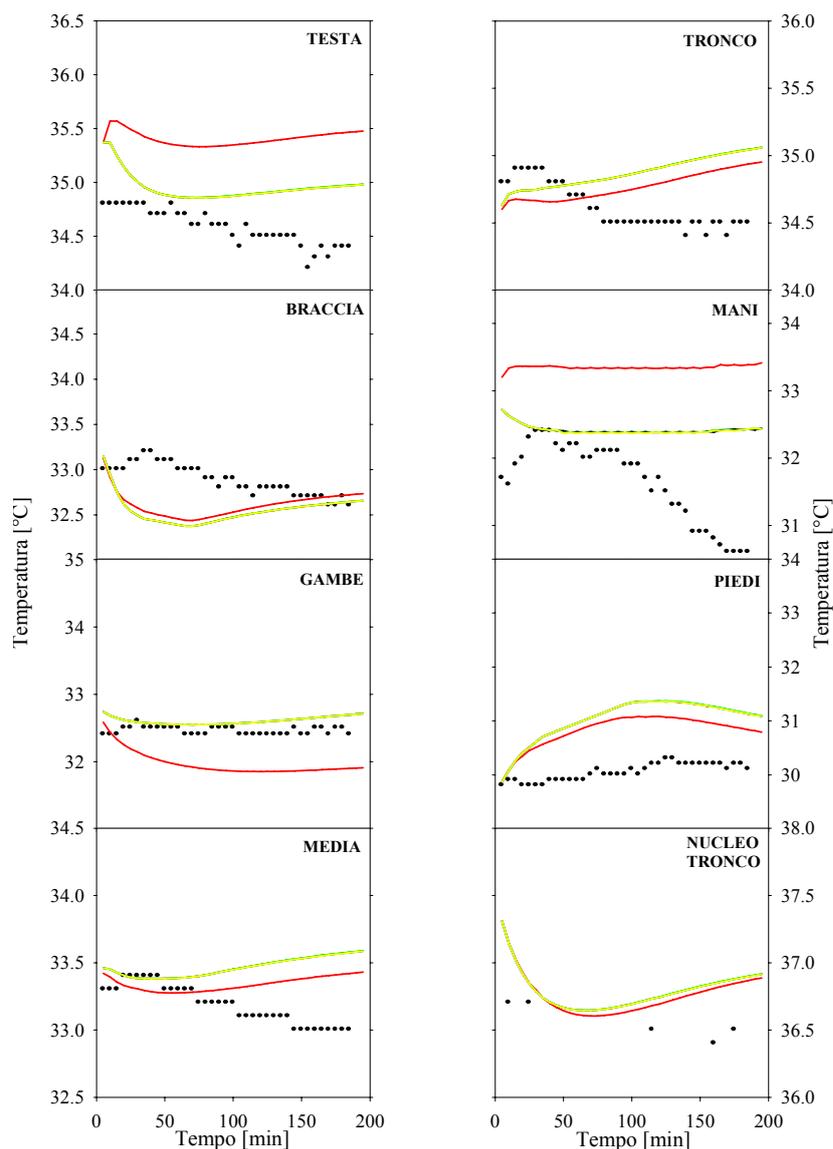


Figura 5.22 - Confronto tra i valori istantanei di temperatura della pelle misurati (●), quelli previsti dal THERMODE 193 basato sui valori di *sknr(i)* proposti da d'Ambrosio et al., 1993 (—), Stolwijk, 1971(—), Fiala et al., 2001 (—) e da Tanabe et al., 2002(—). Condizioni: $PMV = 0$; $I_{cl} = 0,60$ clo.

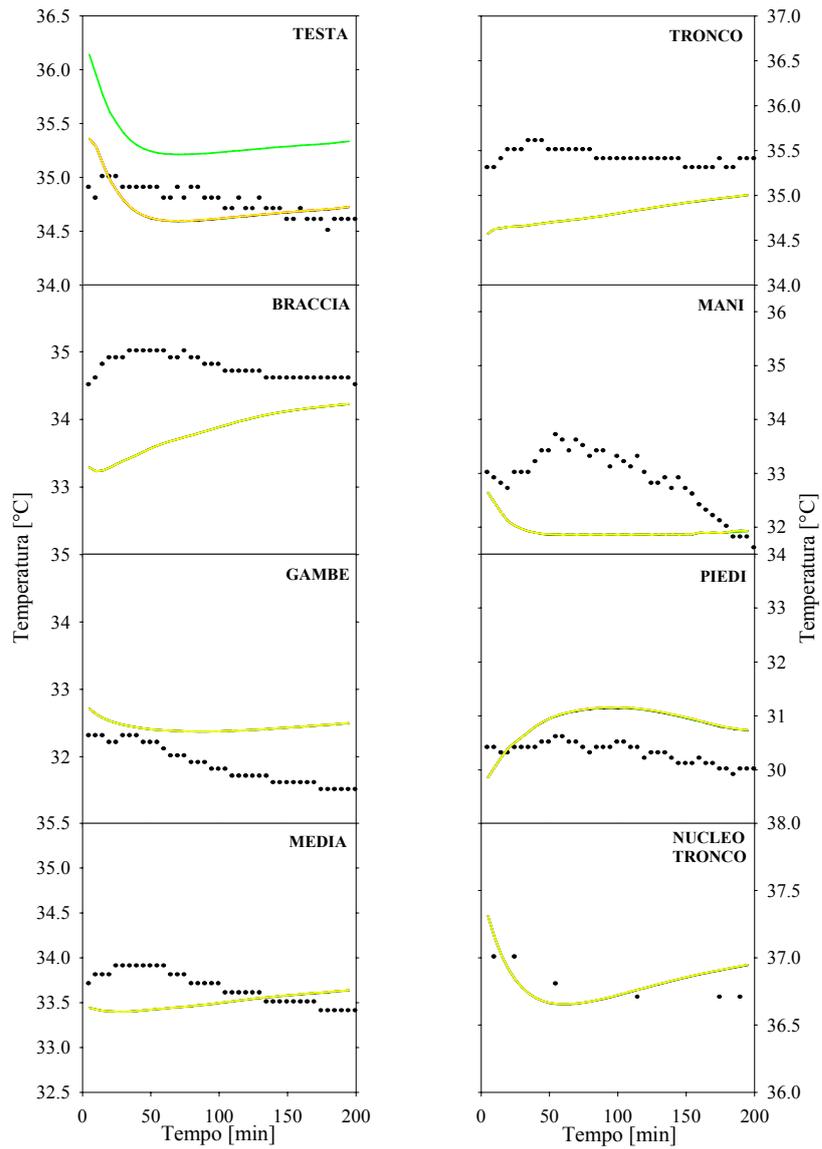


Figura 5.23 - Confronto tra i valori istantanei di temperatura della pelle misurati (●), quelli previsti dal THERMODE 193 basato sui valori di $skinr(i)$ proposti da d'Ambrosio et al., 1993 (—), Stolwijk, 1971(—), Fiala et al., 2001 (—) e da Tanabe et al., 2002(—). Condizioni: $PMV=0$; $I_{cl}=0,85$ clo.

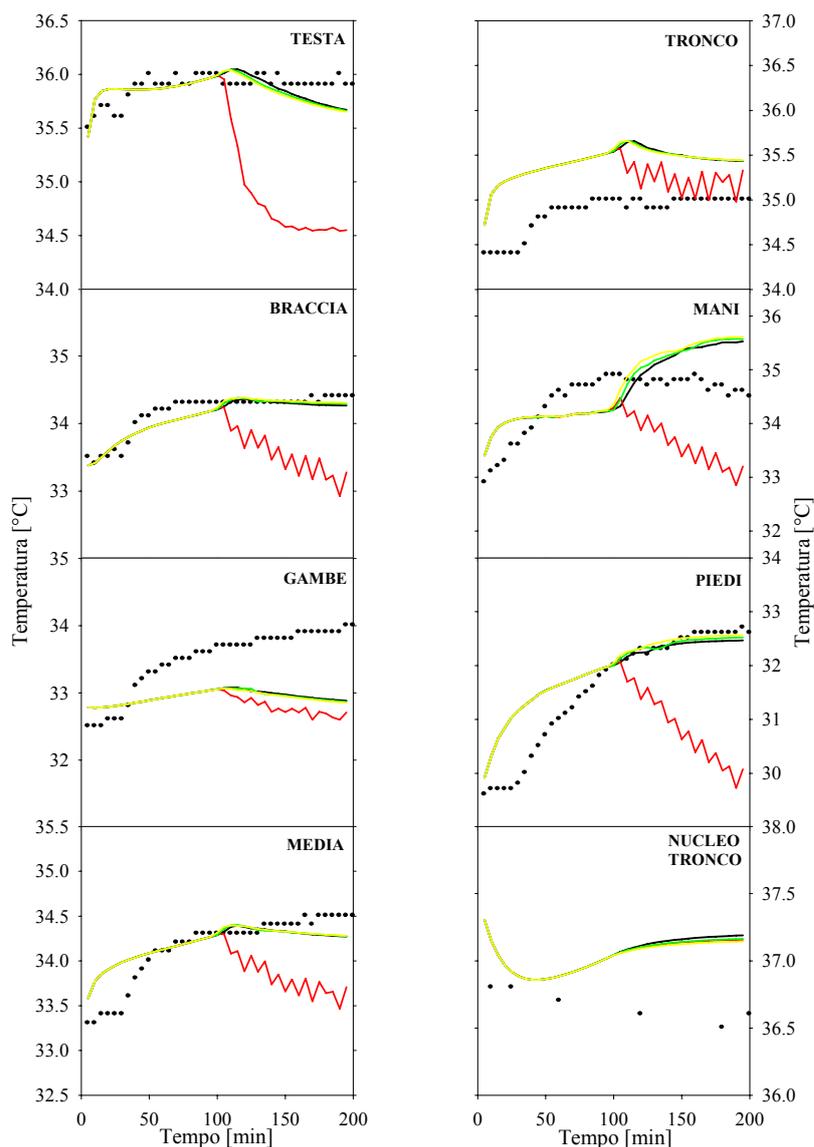


Figura 5.24 - Confronto tra i valori istantanei di temperatura della pelle misurati (●), quelli previsti dal THERMODE 193 basato sui valori di $skin_r(i)$ proposti da d'Ambrosio et al., 1993 (—), Stolwijk, 1971(—), Fiala et al., 2001 (—) e da Tanabe et al., 2002(—). Condizioni: $PMV=+1$; $I_{cl}=0,10$ clo.

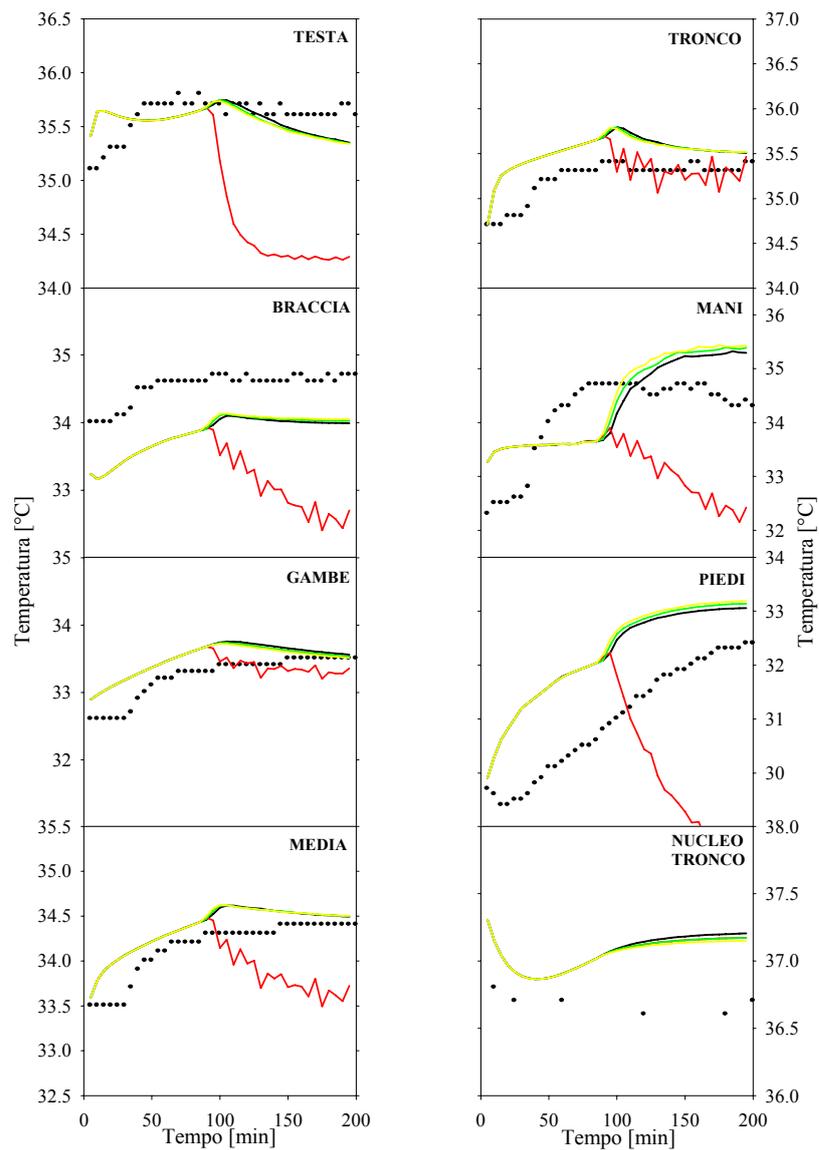


Figura 5.25 - Confronto tra i valori istantanei di temperatura della pelle misurati (●), quelli previsti dal THERMODE 193 basato sui valori di skin(i) proposti da d'Ambrosio et al., 1993 (—), Stolwijk, 1971(—), Fiala et al., 2001 (—) e da Tanabe et al., 2002(—). Condizioni: $PMV = +1$; $I_{cl} = 0,60$ clo.

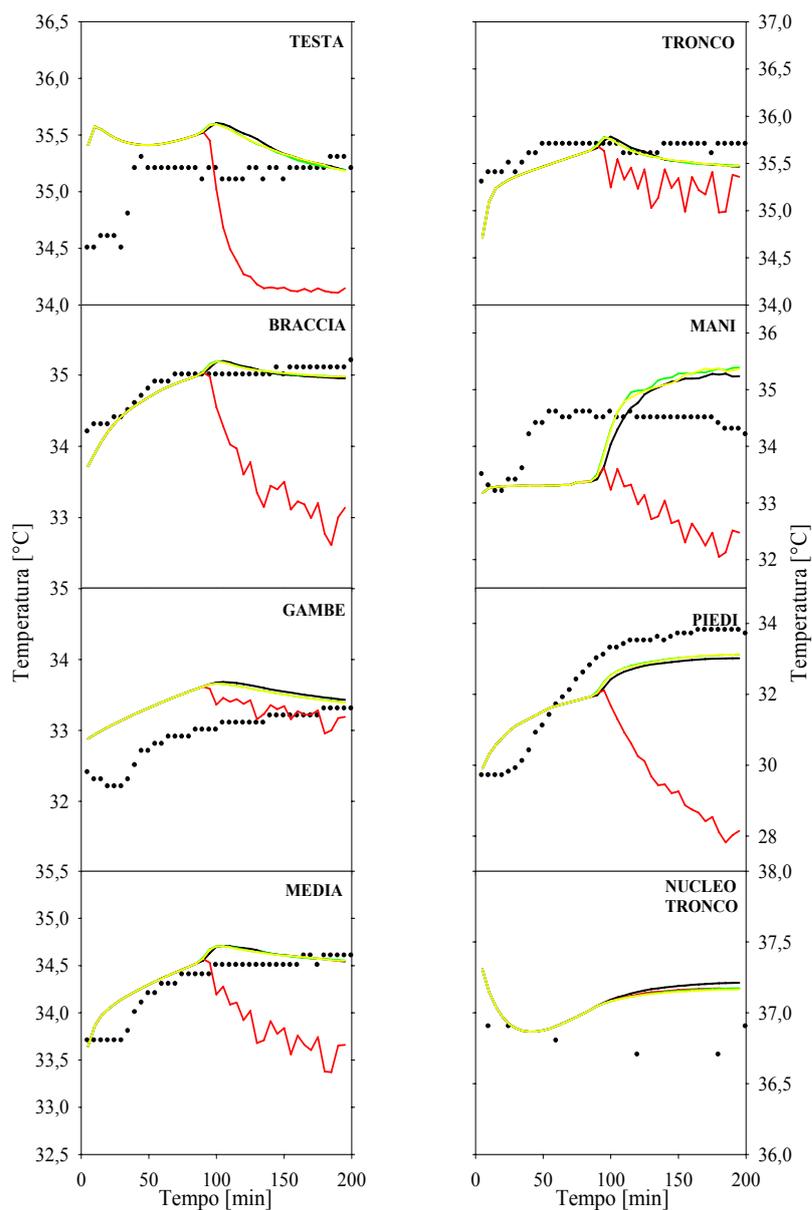


Figura 5.26 - Confronto tra i valori istantanei di temperatura della pelle misurati (●), quelli previsti dal THERMODE 193 basato sui valori di skinr(i) proposti da d'Ambrosio et al., 1993 (—), Stolwijk, 1971(—), Fiala et al., 2001 (—) e da Tanabe et al., 2002(—). Condizioni: $PMV= +1$; $I_{cl} = 0,85$ clo.

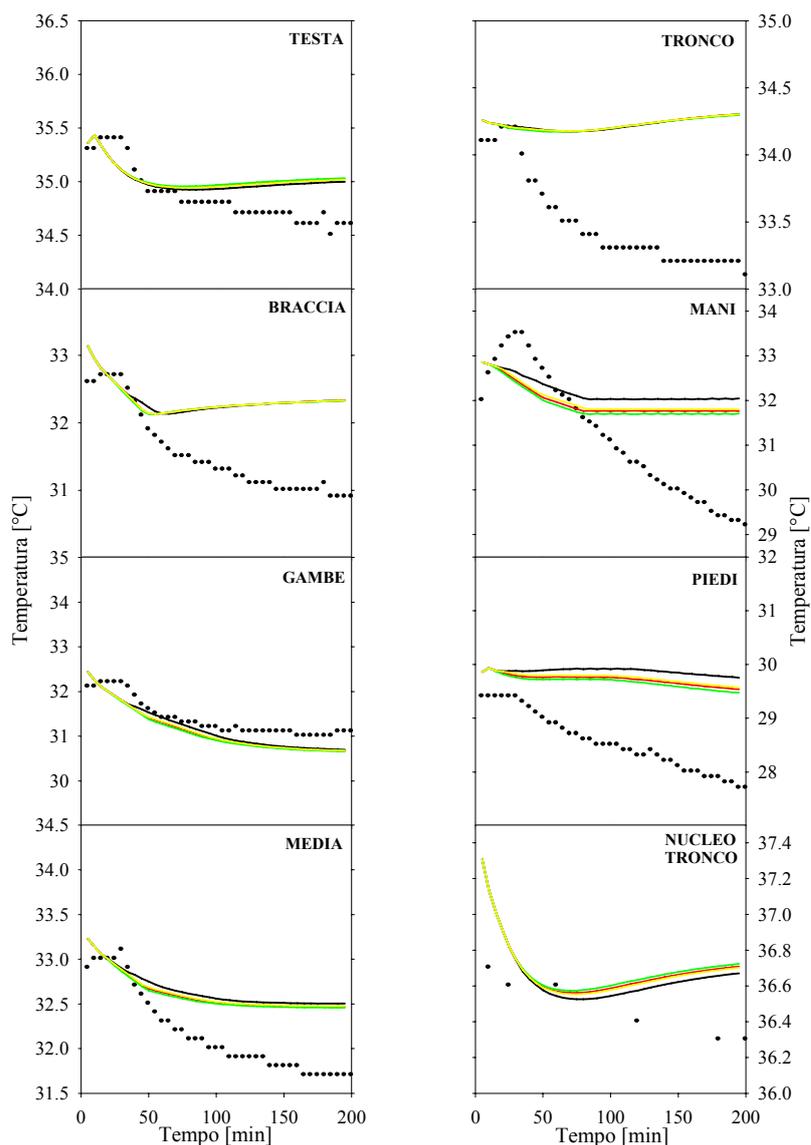


Figura 5.27 - Confronto tra i valori istantanei di temperatura della pelle misurati (●), quelli previsti dal THERMODE 193 basato sui valori di skinr(i) proposti da d'Ambrosio et al., 1993 (—), Stolwijk, 1971(—), Fiala et al., 2001 (—) e da Tanabe et al., 2002(—). Condizioni: $PMV = -1$; $I_{cl} = 0,10$ clo.

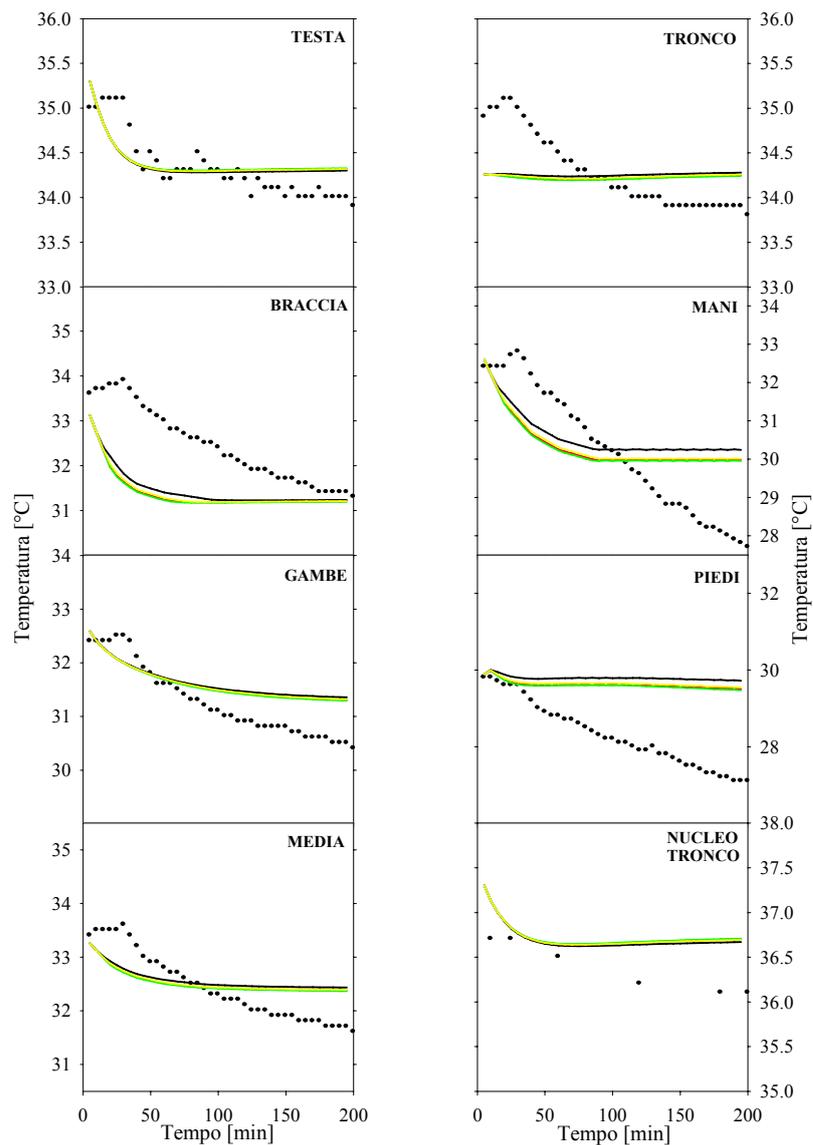


Figura 5.28 - Confronto tra i valori istantanei di temperatura della pelle misurati (●), quelli previsti dal THERMODE 193 basato sui valori di $skinr(i)$ proposti da d'Ambrosio et al., 1993 (—), Stolwijk, 1971(—), Fiala et al., 2001 (—) e da Tanabe et al., 2002(—). Condizioni: $PMV = -1$; $I_{cl} = 0,60$ clo.

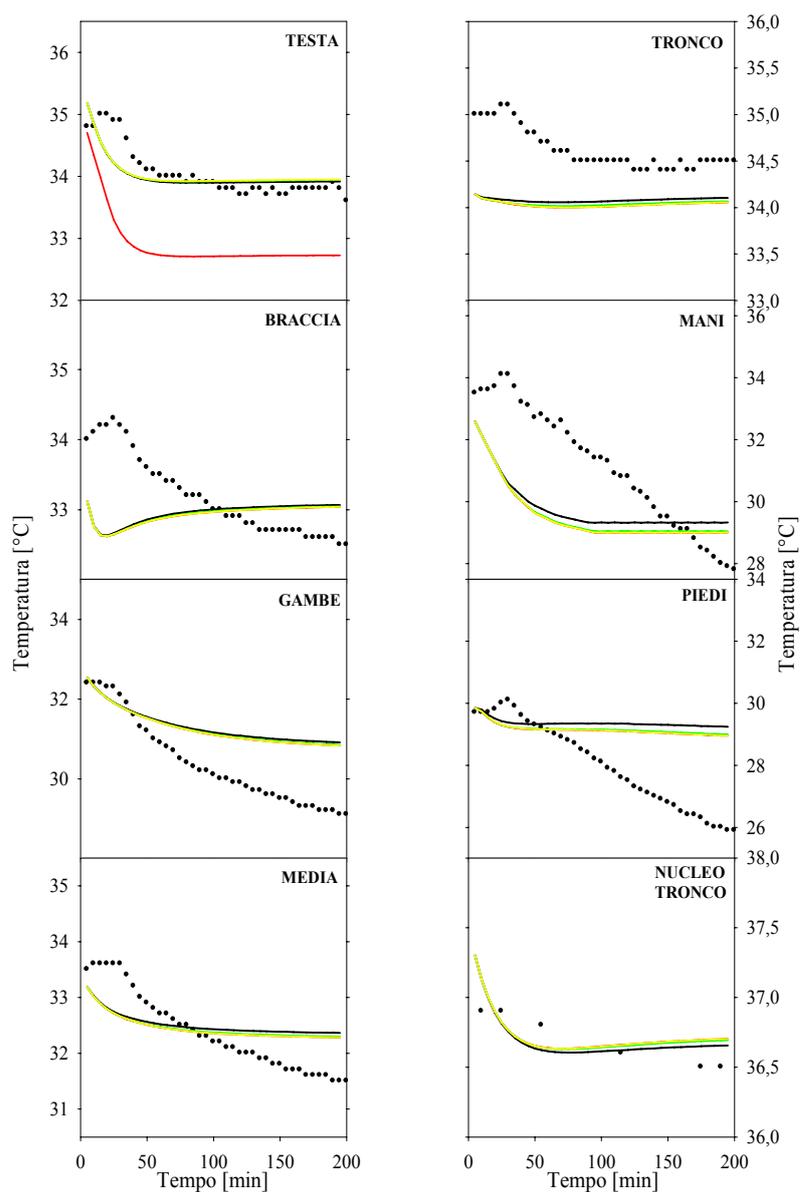


Figura 5.29 - Confronto tra i valori istantanei di temperatura della pelle misurati (●), quelli previsti dal THERMODE 193 basato sui valori di $skinr(i)$ proposti da d'Ambrosio et al., 1993 (—), Stolwijk, 1971 (—), Fiala et al., 2001 (—) e da Tanabe et al., 2002 (—). Condizioni: $PMV = -1$; $I_{cl} = 0,85$ clo.

- coscia e gamba: in questo caso il THERMODE 193 al variare dei valori di $skinr(i)$ di letteratura fornisce risultati grosso modo simili. Per tale segmentazione si è pensato quindi di scegliere un valore appartenente all'intervallo $0,100 \div 0,208$;
- piedi: l'utilizzo degli $skinr(i)$ di Stolwijk, 1971 produce ΔT in linea con gli altri modelli di letteratura tranne che per il caldo dove, in particolare, è presente un picco di $-5,5$ °C ($PMV = +1$ e $I_{cl} = 0,85$ clo). È stato scelto, per tale segmentazione, il valore di $skinr(i)$ pari a $0,076$ perché il modello di Fiala è quello capace di prevedere temperature più aderenti a quelle misurate.

Tabella 5.6 - Valori di $skinr(i)$ usati per la formulazione del modello THERMODE 193. Per praticità questo set è stato etichettato con la sigla RS10.

Segmento	Valore $skinr(i)$
Testa	0,210
Tronco	0,330
Braccio	0,050
Avambraccio	0,050
Mano	0,078
Coscia	0,150
Gamba	0,150
Piede	0,076
Totale	1,000

Senza dilungarsi troppo con ulteriori discussioni che approfondirebbero la trattazione, appare evidente come il nuovo set consenta di ottenere ΔT di mani e piedi anche dell'ordine di $0,2 \div 0,3$ °C, senza alterare la risposta dinamica del modello. In ogni caso, seppur il guadagno in termini di prestazioni non sia così “clamorosamente” netto c'è da tener conto del fatto che il set di valori di $skinr(i)$ da cui si è partiti non aveva un reale significato fisico, e che quello attuale può comunque costituire una valida base di partenza per ulteriori affinamenti del modello che interesseranno, come vedremo tra breve, la componente riguardante i segnali effettori del controllore.

5.3.2. VALUTAZIONE DEI COEFFICIENTI DI DISTRIBUZIONE DEI COMANDI EFFETTORI

Come già discusso nel capitolo precedente, alcuni dei coefficienti di distribuzione dei comandi effettori alla base del THERMODE 129, in particolare quelli legati alla vasocostrizione, alla vasodilatazione ed al brivido ($skinc(i)$, $skinv(i)$ e $chilm(i)$) non solo non coincidono con quelli originari proposti da Stolwijk (Stolwijk et al., 1970) ma spesso non sono normalizzati. Allo scopo di ovviare a questo problema, è stato realizzato un confronto bibliografico fra i vari valori proposti in letteratura (Fiala et al., 2001; Tanabe et al., 2002; Stolwijk, 1971) ed analizzata in maniera critica l'influenza che ciascuno di essi esercita sulla risposta del modello.

I coefficienti su cui è stato realizzato il confronto sono: $workm(i)$, $chilm(i)$, nonché $skinv(i)$ e $skinc(i)$ in maniera "accoppiata" visto che, alla luce dell'equazione (44) essi determinano il flusso ematico superficiale in maniera combinata.

Si è preferito invece non operare sui valori di $skins(i)$, perché quelli proposti in letteratura risultano simili tra loro, eccezion fatta per il valore relativo alla testa. La sperimentazione numerica oggetto del presente lavoro di tesi può essere schematizzata in veste tabellare (cfr. Tabella 5.7). In ogni caso l'analisi è stata condotta sulla base dei valori di $skinr(i)$ riportati in Tabella 5.6.

Nelle Tabelle da 5.8 a 5.11 sono riportati in veste compatta i valori dei coefficienti di distribuzione investigati.

5.3.3. EFFETTO DI $skinc(i)$ E $skinv(i)$

In Tabella 5.12 sono riportati i valori degli scarti a regime calcolati sulla base del set di valori di $skinv(i)$ e $skinc(i)$ proposto da d'Ambrosio e quelli relativi ai set di Stolwijk, Fiala e Tanabe.

In base ai valori di Tabella 5.12 è possibile fare le seguenti osservazioni:

- 1 appare evidente come i valori degli scarti termici esibiti dal THERMODE 193, basato sui valori di $skinc(i)$ e $skinv(i)$ di d'Ambrosio, risultino più incoraggianti di quelli ottenibili usando gli altri set di valori di letteratura. Ad esempio, per le mani lo scarto massimo in condizioni di freddo leggero nel caso del set di d'Ambrosio non supera i 2,6°C contro i 3,2°C di Tanabe. Al contrario, nel caso dei piedi le differenze risultano meno marcate.

Tabella 5.7 - Combinazione dei valori dei coefficienti di distribuzione dei segnali di comando impiegati per la formulazione del set definitivo di valori dei coefficienti di distribuzione dei segnali di comando.

Set	skinc(i), skinv(i)	workm(i)	chilm(i)
M9	Stolwijk 1971	d'Ambrosio et al., 1993	d'Ambrosio et al., 1993
M10	Fiala et al., 2001	d'Ambrosio et al., 1993	d'Ambrosio et al., 1993
M11	Tanabe et al., 2002	d'Ambrosio et al., 1993	d'Ambrosio et al., 1993
M12	d'Ambrosio et al., 1993	d'Ambrosio et al., 1993	Stolwijk 1971
M13	d'Ambrosio et al., 1993	d'Ambrosio et al., 1993	Fiala et al., 2001
M14	d'Ambrosio et al., 1993	d'Ambrosio et al., 1993	Tanabe et al., 2002
M15	d'Ambrosio et al., 1993	Stolwijk 1971	d'Ambrosio et al., 1993
M16	d'Ambrosio et al., 1993	Tanabe et al., 2002	d'Ambrosio et al., 1993

Tabella 5.8 - Valori di *skinv(i)* proposti in letteratura.

Segmento	d'Ambrosio et al., 1993	Stolwijk 1970/1971	Fiala et al, 2001	Tanabe et al., 2002
Testa	0,030	0,132	0,132	0,320
Tronco	0,322	0,322	0,322	0,382
Braccio/avambraccio	0,095	0,095	0,095	0,032
Mano	0,200	0,122	0,121	0,122
Coscia/gamba	0,000	0,230	0,230	0,230
Piede	0,025	0,100	0,100	0,100
Totale	0,672	1,001	1,000	1,186

Tabella 5.9 - Valori di *skinc(i)* proposti in letteratura.

Segmento	d'Ambrosio et al., 1993	Stolwijk 1970/1971	Fiala et al., 2001	Tanabe et al., 2002
Testa	0,000	0,050	0,0880	0,022
Tronco	0,030	0,150	0,0310	0,239
Braccio/avambraccio	0,120	0,050	0,1945	0,044
Mano	1,000	0,350	0,1100	0,304
Coscia/gamba	0,100	0,050	0,2000	0,088
Piede	0,400	0,350	0,3765	0,304
Totale	1,650	1,000	1,0000	1,001

Tabella 5.10 - Valori di *workm(i)* proposti in letteratura.

Segmento	d'Ambrosio et al., 1993	Stolwijk 1970/1971	Fiala et al., 2001	Tanabe et al., 2002
Testa	0,011	0,00	-	0,000
Tronco	0,560	0,30	-	0,352
Braccio/avambraccio	0,105	0,08	-	0,028
Mano	0,001	0,01	-	0,010
Coscia/gamba	0,318	0,60	-	0,600
Piede	0,003	0,01	-	0,010
Totale	0,998	1,00	-	1,000

Tabella 5.11 - Valori di *chilm(i)* proposti in letteratura.

Segmento	d'Ambrosio et al., 1993	Stolwijk 1970/1971	Fiala et al., 2001	Tanabe et al., 2002
Testa	0,100	0,0233	0,0040	0,020
Tronco	1,500	0,548	0,8707	0,858
Braccio/avambraccio	0,100	0,1053	0,0400	0,052
Mano	0,010	0,00233	0,0020	0,000
Coscia/gamba	1,500	0,3190	0,0813	0,070
Piede	0,100	0,00233	0,0020	0,000
Totale	3,310	1,000	1,0000	1,000

Tabella 5.12 - Differenze di temperatura della pelle in condizioni stazionarie tra i valori sperimentali e quelli previsti dal THERMODE 193 agendo sui coefficienti di distribuzione $skinv(i)$ e $skinc(i)$ di letteratura (d'Ambrosio, M9, M10 e M11). In giallo sono evidenziate le situazioni corrispondenti a scarti superiori a 0,5 °C tra valore previsto e misurato.

Set di d'Ambrosio et al., 1993								
I_{cls} clo	PMV	Testa	Tronco	Braccia	Mani	Gambe	Piedi	Media
0,10	-1	+0,4	+1,2	+1,4	+2,6	-0,4	+1,8	+0,8
	0	+0,2	+1,0	+0,6	+0,9	-0,5	+0,7	+0,3
	+1	-0,2	+0,4	-0,1	+1,1	-1,1	-0,1	-0,2
0,60	-1	+0,4	+0,5	-0,1	+2,3	+0,9	+2,4	+0,8
	0	+0,6	+0,6	+0,1	+1,8	+0,3	+1,0	+0,6
	+1	-0,3	+0,1	-0,7	+1,1	0,0	+0,7	+0,1
0,85	-1	+0,3	-0,4	+0,5	+1,2	+1,8	+3,1	+0,8
	0	+0,1	-0,4	-0,3	+0,3	+1,0	+0,7	+0,2
	+1	0,0	-0,2	-0,2	+1,2	+0,1	-0,6	0,0
M9								
0,10	-1	+0,4	+1,2	+1,4	+2,9	-0,4	+1,9	+0,8
	0	+0,2	+1,0	+0,6	+0,9	-0,5	+0,7	+0,3
	+1	+0,2	+0,5	0,0	+0,6	-0,3	+1,3	+0,2
0,60	-1	+0,4	+0,5	0,0	+2,7	+1,0	+2,5	+0,8
	0	+0,6	+0,6	+0,1	+1,8	+0,3	+1,0	+0,6
	+1	+0,4	+0,2	-0,6	+0,6	+1,1	+2,4	+0,6
0,85	-1	+0,3	-0,4	+0,6	+1,7	+1,8	+3,2	+0,9
	0	+0,1	-0,4	-0,3	+0,3	+1,0	+0,7	+0,2
	+1	+0,7	-0,2	-0,1	+0,6	+1,2	+1,2	+0,5
M10								
0,10	-1	+0,4	+1,2	+1,4	+3,2	-0,5	+1,9	+0,8
	0	+0,2	+1,0	+0,6	+0,9	-0,5	+0,7	+0,3
	+1	+0,2	+0,5	0,0	+0,6	-0,3	+1,3	+0,2

(continua)

Tabella 5.12 - (segue)

I_{cls} clo	PMV	Testa	Tronco	Braccia	Mani	Gambe	Piedi	Media
0,60	-1	+0,4	+0,4	-0,1	+3,1	+0,8	+2,5	+0,8
	0	+0,6	+0,6	+0,1	+1,8	+0,3	+1,0	+0,6
	+1	+0,4	+0,2	-0,6	+0,6	+1,1	+2,4	+0,6
0,85	-1	+0,3	-0,4	+0,5	+2,1	+1,6	+3,1	+0,8
	0	+0,1	-0,4	-0,3	+0,3	+1,0	+0,7	+0,2
	+1	+0,7	-0,2	-0,1	+0,6	+1,2	+1,2	+0,5
M11								
0,10	-1	+0,4	+0,8	+1,5	+2,9	-0,4	+1,8	+0,6
	0	+0,2	+1,0	+0,6	+0,9	-0,5	+0,7	+0,3
	+1	+0,5	+0,6	-0,3	+0,6	-0,3	+1,3	+0,2
0,60	-1	+0,4	-0,2	0,0	+2,7	+0,9	+2,4	+0,6
	0	+0,6	+0,6	+0,1	+1,8	+0,3	+1,0	+0,6
	+1	+0,7	+0,2	-1,0	+0,6	+1,1	+2,4	+0,6
0,85	-1	+0,3	-1,3	+0,6	+1,6	+1,8	+3,0	+0,5
	0	+0,1	-0,4	-0,3	+0,3	+1,0	+0,7	+0,2
	+1	+1,1	-0,1	-0,4	+0,6	+1,3	+1,2	+0,5

2 dal punto di vista della sensibilità del THERMODE ai vari coefficienti vasodilatativi e vasocostrittivi si può notare che:

- i coefficienti di distribuzione $skinv(i)$ relativi a mani e piedi sono abbastanza simili nei tre casi (cfr. Tabella 5.7) mentre le sole differenze di rilievo sono quelle relative alla vasocostrizione della mano, che nel caso di Fiala è caratterizzata da un valore $skinc(i)$ pari a circa 1/3 di quello proposto dagli altri Autori (cfr. Tabella 5.7);
- per la testa, in ogni caso si ottengono prestazioni accettabili; perciò, visto che $skinc(i)$ e $skinv(i)$ possono essere comunque “aggiustati”, nel rispetto del concetto di media pesata, è possibile giocare in un intervallo di valori relativamente ampio senza grosse variazioni delle prestazioni del modello;

- per il tronco il modello sembra abbastanza poco sensibile a $skinc(i)$; al contrario nulla si può dire su $skinv(i)$ in quanto i tre Autori adottano allo stesso valore;
- per le braccia i set M9, M10, M11 e quello di d'Ambrosio si comportano molto similmente a $PMV=-1$: ciò significa che valori di $skinc(i)$ variabili nell'intervallo $0,044\div 0,1945$ non provocano effetti; viceversa dalle Tabelle appare chiaro che passare da $skinv(i) = 0,032$ (Tanabe) a $0,095$ (Stolwijk, Fiala e d'Ambrosio) determina un aumento dei ΔT di circa $0,3^{\circ}\text{C}$;
- per le gambe uno $skinc$ compreso fra $0,050$ e $0,100$ offre gli stessi risultati anche se un ulteriore aumento ($0,200$ in Fiala), permette di ridurre di $0,1^{\circ}\text{C}$ i ΔT . E' bene osservare che, in condizioni di caldo leggero e basso isolamento i set M9, M10 e M11 forniscono scarti termici maggiori di circa 1°C rispetto a quelli calcolati con il set di d'Ambrosio e la ragione è molto semplice: d'Ambrosio pone per le gambe uno $skinv(i)$ nullo, il che impedisce al sangue "caldo" di fluire in superficie. Pertanto nell'ottica di un aggiustamento definitivo, si deve quindi cercare di adottare valori di $skinv(i)$ non troppo bassi per le gambe.

5.3.4. EFFETTO DI $chilm(i)$ SULLA RISPOSTA AL FREDDO

Dalle analisi condotte (riportate in Tabella 5.13, e per il solo freddo nelle Figure 5.30-5.32) risulta che aver variato i valori di $chilm(i)$ in base a quelli proposti dai vari Autori non ha influito sulla risposta del modello in condizioni di leggero freddo e di comfort termico; ciò significa che adottare i parametri di Fiala, Tanabe o Stolwijk è del tutto indifferente. A titolo di esempio, vuol dire che adottare un valore di $chilm$ del tronco da $0,548$ a $0,871$, o delle gambe da $0,070$ (quello di Tanabe) a $0,319$ (quello di Stolwijk), non ha alcuna ripercussione sulle prestazioni offerte dal THERMODE.

5.3.5. EFFETTO DI $chilm(i)$ SULLA RISPOSTA AL FREDDO

Dalle analisi condotte (riportate in Tabella 5.13, e per il solo freddo nelle Figure 5.30-5.32) risulta che aver variato i valori di $chilm(i)$ in base a quelli proposti dai vari Autori non ha influito sulla risposta del modello in condizioni di leggero freddo e di comfort termico; ciò significa che adottare i parametri di Fiala, Tanabe o Stolwijk è del tutto indifferente. A titolo di esempio, vuol dire

che adottare un valore di $chilm$ del tronco da 0,548 a 0,871, o delle gambe da 0,070 (quello di Tanabe) a 0,319 (quello di Stolwijk), non ha alcuna ripercussione sulle prestazioni offerte dal THERMODE.

Dai grafici delle Figure 5.30-5.32 e dalla Tabella 5.13 è invece possibile verificare come la riduzione dei coefficienti $chilm(i)$, proposti dagli Autori sopracitati, rispetto a quelli di d'Ambrosio implichi un miglioramento delle prestazioni del modello stesso, sia in termini di profili temporali delle temperature sia in termini di ΔT : questo è vero in particolar modo per i piedi, dove si assiste ad un decremento dei valori di ΔT anche maggiori di 1,5°C; d'altronde poiché $chilm(i)$, come detto, è proporzionale alla percentuale di muscoli in ciascun segmento, sembra ragionevole pensare che sia i piedi quanto le mani non siano di fatto interessati dall'innescò del brivido rispetto, ad esempio, al tronco che contiene circa il 50% dei muscoli presenti in tutto il corpo umano.

Tabella 5.13 - Differenze di temperatura della pelle in condizioni stazionarie tra i valori sperimentali e quelli previsti dal THERMODE 193 agendo sui coefficienti di distribuzione $chilm(i)$ di letteratura (M12, M13 e M14). In giallo sono evidenziate le situazioni corrispondenti a scarti superiori a 0,5 °C tra valore previsto e misurato.

$I_{cl, clo}$	PMV	Testa	Tronco	Braccia	Mani	Gambe	Piedi	Media
M12/M13/M14								
0,10	-1	+0,2	+1,1	+1,3	+2,4	-0,5	+1,0	+0,6
	0	+0,1	+0,9	+0,6	+0,9	-0,5	+0,5	+0,3
	+1	-0,2	+0,4	-0,1	+1,1	-1,1	-0,1	-0,2
0,60	-1	+0,2	+0,3	-0,2	+2,1	+0,8	+1,1	+0,5
	0	+0,5	+0,5	0,0	+1,8	+0,3	+0,8	+0,5
	+1	-0,3	+0,1	-0,7	+1,1	0,0	+0,7	+0,1
0,85	-1	+0,1	-0,7	+0,4	+1,0	+1,6	+1,6	+0,5
	0	+0,1	-0,4	-0,3	+0,3	+1,0	+0,5	+0,2
	+1	0,0	-0,2	-0,2	+1,2	+0,1	-0,6	0,0

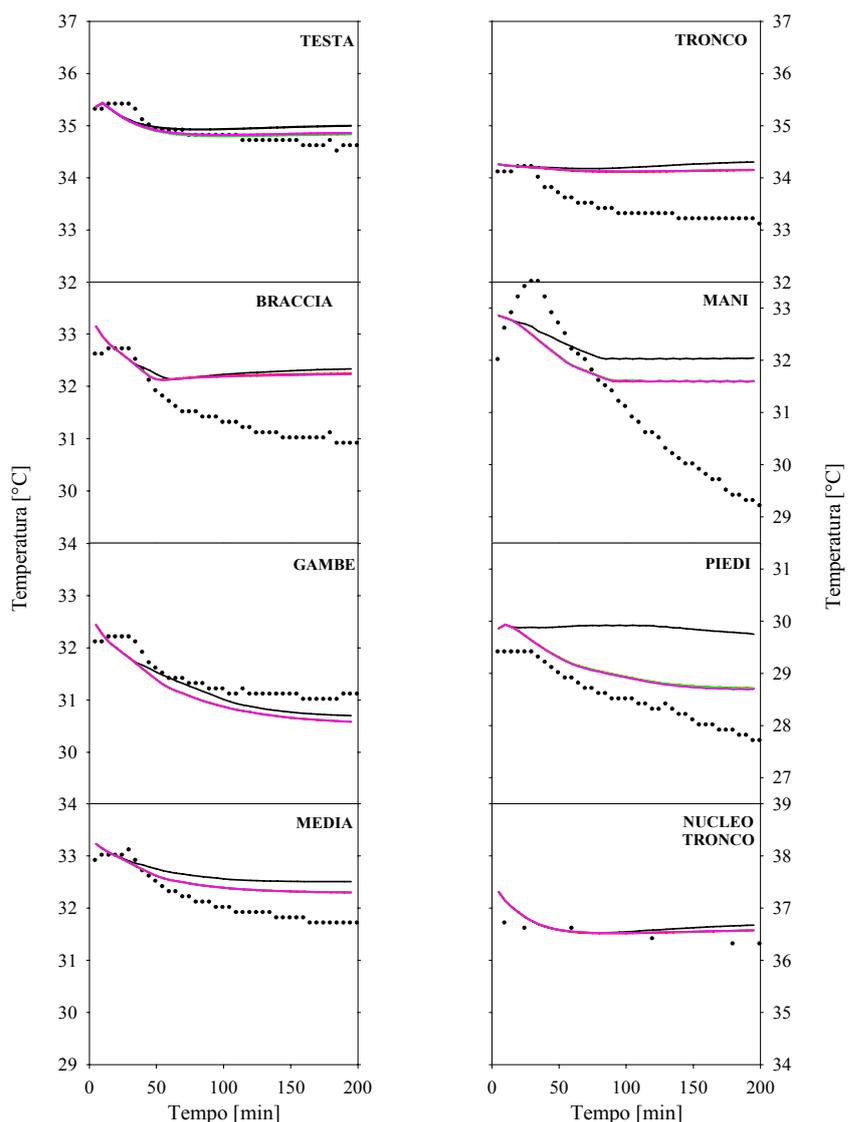


Figura 5.30 - Confronto tra i valori istantanei di temperatura della pelle misurati (●) e previsti dal THERMODE 193 con la distribuzione di $chilm(i)$ di d'Ambrosio (—), di Stolwijk (—), di Fiala (—) e di Tanabe (—). Condizioni: $PMV = -1$; $I_{cl} = 0,10$ clo. N.B. Nel caso del tronco si fa riferimento alla temperatura del nucleo.

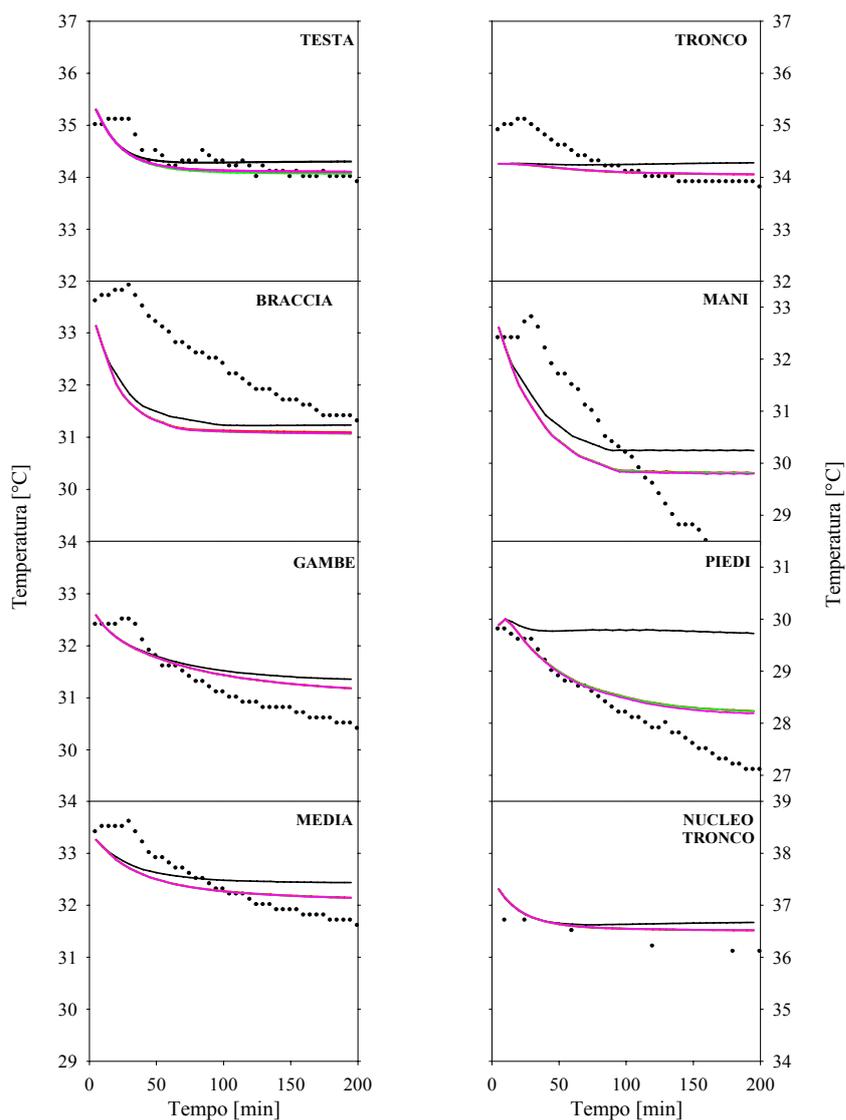


Figura 5.31 - Confronto tra i valori istantanei di temperatura della pelle misurati (●) e previsti dal THERMODE 193 con la distribuzione di $chilm(i)$ di d'Ambrosio (—), di Stolwijk (—), di Fiala (—) e di Tanabe (—). Condizioni: $PMV = -1$; $I_{cl} = 0,60$ clo. N.B. Nel caso del tronco si fa riferimento alla temperatura del nucleo.

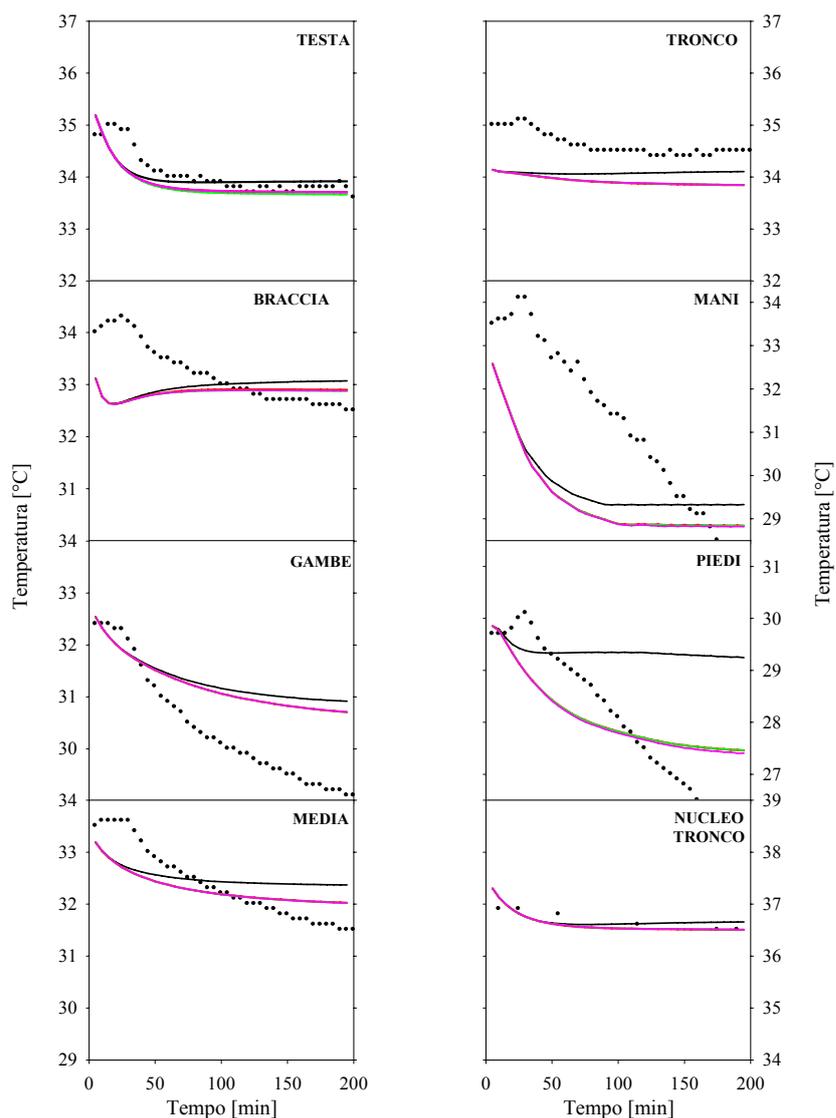


Figura 5.32 - Confronto tra i valori istantanei di temperatura della pelle misurati (●) e previsti dal THERMODE 193 con la distribuzione di $chilm(i)$ di d'Ambrosio (—), di Stolwijk (—), di Fiala (—) e di Tanabe (—). Condizioni: $PMV = -1$; $I_{cl} = 0,85$ clo. N.B. Nel caso del tronco si fa riferimento alla temperatura del nucleo.

5.3.6. EFFETTO DI *WORKM(I)*

L'energia scambiata nei muscoli per effetto del lavoro è ripartita tra i vari segmenti in funzione di un coefficiente, *workm*, che tiene conto della distribuzione del lavoro tra i muscoli volontari.

In questo caso si osserva come i valori utilizzati da Stolwijk e Tanabe siano praticamente uguali, eccezion fatta per le braccia, per le quali Tanabe riduce di circa 3 volte il valore di *workm* assunto da Stolwijk (0,040); da ciò deriva il fatto che i casi M15 e M16 risultano del tutto equivalenti tranne che per le braccia, dove l'aver utilizzato il valore di Tanabe (0,014) permette di ottenere diminuzioni di temperatura di circa 0,1°C a tutte le condizioni microclimatiche. Nell'ottica di individuare un set di valori definitivo è utile osservare che:

- nel tronco il valore di *workm* può essere selezionato in un vasto range che va da 0,560 (d'Ambrosio) a 0,350 (Stolwijk), giacché entrambi forniscono gli stessi risultati;
- per le mani e i piedi l'aver utilizzato nei modelli M15 e M16 i *workm* di Stolwijk/Tanabe pari a 0,010 ha provocato un'involuzione rispetto a d'Ambrosio (0,001 per le mani, 0,003 per i piedi) tale da far aumentare, in molti casi, di 0,3°C i corrispondenti scarti termici; tuttavia, per ciò che si è già detto riguardo al *chilm*, appare ragionevole anche in questo caso fissare dei valori bassi di *workm*;
- per le gambe i ΔT calcolati a partire da un valore di *workm* pari a 0,318 (d'Ambrosio) o di 0,600 (Stolwijk, Tanabe) sono più o meno simili. Di conseguenza è possibile "giocare" a proprio piacimento in questo range pur tenendo conto di inevitabili fattori fisico-anatomici (ad esempio è stato ipotizzato che il 60% del lavoro sia svolto dalle gambe);
- per la testa, usando i valori di *workm* di Stolwijk e Tanabe (0,000), nei modelli M15 e M16, gli scarti vengono abbassati di 0,1°C rispetto a quello di d'Ambrosio (frazione di lavoro che compete alla testa uguale a 0,011).

La Tabella 5.14 e le Figure 5.33 – 5.35, nelle quali ancora una volta vengono rappresentati i profili temporali delle temperature alle sole condizioni $PMV=-1$, mostrano quanto precedentemente sintetizzato.

Tabella 5.14 - Differenze di temperatura della pelle in condizioni stazionarie tra i valori sperimentali e quelli previsti dal THERMODE 193 agendo sui coefficienti di distribuzione *workm(i)* di letteratura (M15 e M16). In giallo sono evidenziate le situazioni corrispondenti a scarti superiori a 0,5 °C tra valore previsto e misurato.

I_{cls} clo	PMV	Testa	Tronco	Braccia	Mani	Gambe	Piedi	Media
M15								
0,10	-1	+0,4	+1,2	+1,4	+2,8	-0,4	+2,2	+0,8
	0	+0,1	+1,0	+0,6	+1,1	-0,5	+1,0	+0,4
	+1	-0,3	+0,4	-0,1	+1,1	-1,1	+0,1	-0,2
0,60	-1	+0,3	+0,4	-0,1	+2,6	+0,9	+2,9	+0,8
	0	+0,5	+0,6	0,0	+2,0	+0,3	+1,4	+0,6
	+1	-0,3	+0,1	-0,7	+1,1	0,0	+1,0	+0,1
0,85	-1	+0,2	-0,4	+0,5	+1,6	+1,8	+3,6	+0,8
	0	0,0	-0,4	-0,3	+0,5	+1,0	+1,2	+0,3
	+1	-0,1	-0,2	-0,3	+1,2	+0,1	-0,3	0,0
M16								
0,10	-1	+0,4	+1,2	+1,3	+2,8	-0,4	+2,2	+0,8
	0	+0,1	+1,0	+0,5	+1,1	-0,5	+1,0	+0,4
	+1	-0,3	+0,4	-0,2	+1,1	-1,1	+0,1	-0,2
0,60	-1	+0,3	+0,5	-0,3	+2,6	+0,9	+2,9	+0,8
	0	+0,5	+0,6	-0,1	+2,1	+0,4	+1,4	+0,6
	+1	-0,3	+0,1	-0,8	+1,1	0,0	+1,0	+0,1
0,85	-1	+0,2	-0,4	+0,4	+1,6	+1,8	+3,6	+0,8
	0	0,0	-0,4	-0,4	+0,6	+1,0	+1,2	+0,3
	+1	-0,1	-0,2	-0,3	+1,2	+0,1	-0,3	+0,1

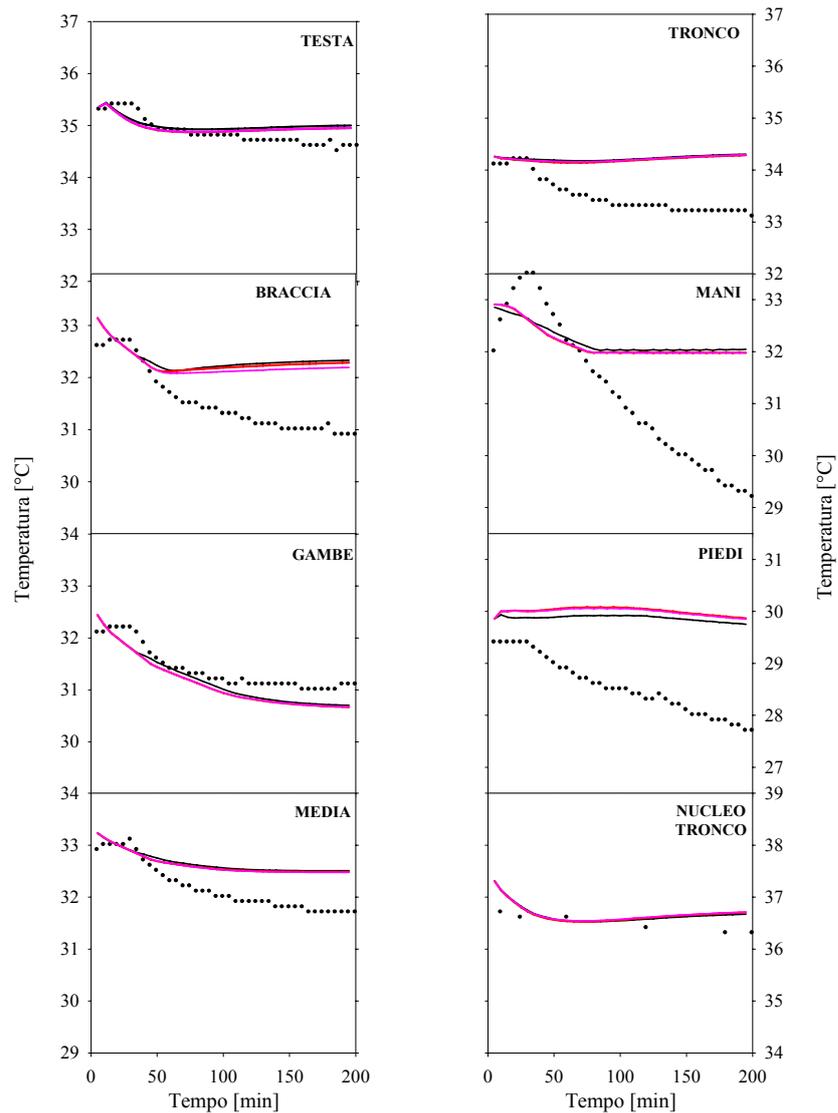


Figura 5.33 - Confronto tra i valori istantanei di temperatura della pelle misurati (●) e previsti dal THERMODE 193 con la distribuzione di $workm(i)$ di d'Ambrosio (—), di Stolwijk (—), di Fiala (—) e di Tanabe (—). Condizioni: $PMV = -1$; $I_{cl} = 0,10$ clo. N.B. Nel caso del tronco si fa riferimento alla temperatura del nucleo.

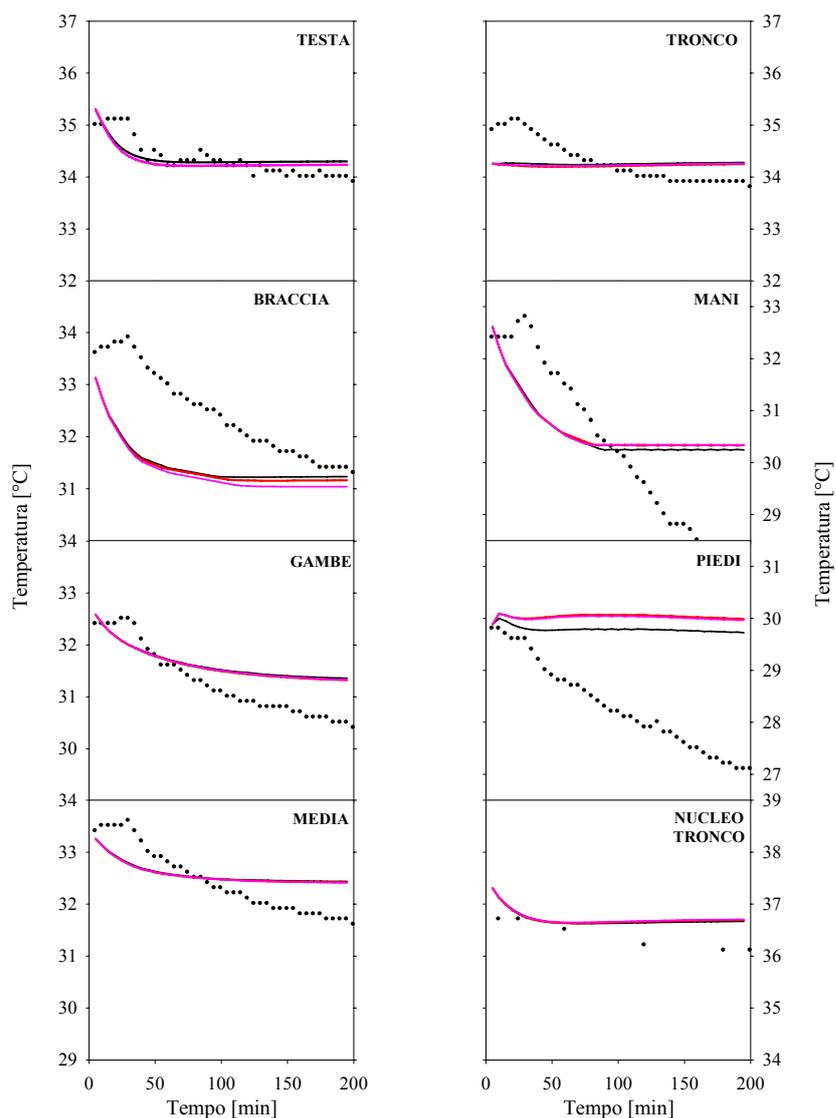


Figura 5.34 - Confronto tra i valori istantanei di temperatura della pelle misurati (●) e previsti dal THERMODE 193 con la distribuzione di $workm(i)$ di d'Ambrosio (—), di Stolwijk (—), di Fiala (—) e di Tanabe (—). Condizioni: $PMV = -1$; $I_{cl} = 0,60$ clo. N.B. Nel caso del tronco si fa riferimento alla temperatura del nucleo.

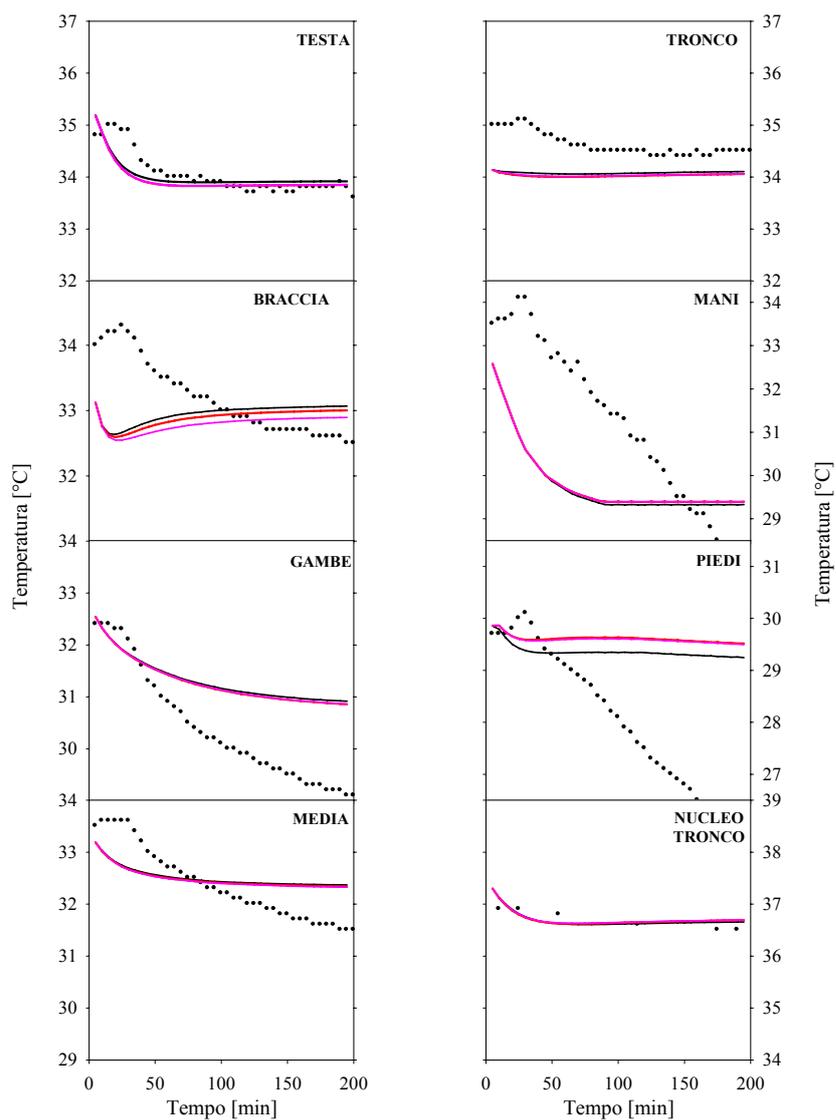


Figura 5.35 - Confronto tra i valori istantanei di temperatura della pelle misurati (●) e previsti dal THERMODE 193 con la distribuzione di $workm(i)$ di d'Ambrosio (—), di Stolwijk (—), di Fiala (—) e di Tanabe (—). Condizioni: $PMV = -1$; $I_{cl} = 0,85$ clo. N.B. Nel caso del tronco si fa riferimento alla temperatura del nucleo.

5.3.7. AGGIUSTAMENTO FINALE

In virtù dei risultati e delle osservazioni sviluppate nei paragrafi precedenti si è determinato un nuovo set di parametri RS10B (cfr. Tabella 5.15) del tutto indipendente da quello proposto inizialmente da d'Ambrosio, pur tuttavia, conservandone gli aspetti positivi e nel rispetto del concetto di media ponderale cui probabilmente d'Ambrosio non aveva tenuto conto.

In Tabella 5.16 si riportano i valori degli scarti di regime mentre gli andamenti non stazionari dei profili di temperatura superficiale sono rappresentati nelle Figure 5.36÷5.44 relative al modello ottimizzato (RS10B).

Tabella 5.15 - Valori di $skins(i)$, $skinc(i)$, $skinv(i)$, $workm(i)$ e $chilm(i)$ usati in RS10B.

Segmento	RS10B				
	$skins(i)$	$skinc(i)$	$skinv(i)$	$workm(i)$	$chilm(i)$
Testa	0,074	0,000	0,100	0,000	0,004
Tronco	0,483	0,012	0,571	0,460	0,386
Braccio Avambraccio	0,152	0,040	0,159	0,040	0,110
Mano	0,031	0,550	0,110	0,000	0,000
Coscia Gamba	0,218	0,063	0,040	0,500	0,500
Piede	0,035	0,335	0,020	0,000	0,000
Totale	1,000	1,000	1,000	1,000	1,000

Senza appesantire la descrizione dei risultati ottenuti, gli aspetti che più sono da mettere in risalto sono:

- 1 clamoroso miglioramento della previsione della temperatura superficiale offerta dai piedi, soprattutto a $PMV = -1$, sia in termini di scarti termici che in condizioni non stazionarie;
- 2 incremento del numero di condizioni in cui lo scarto termico è accettabile (minore o uguale di $0,5^{\circ}C$), poiché si passa ad un numero di condizioni favorevoli pari a 37 contro le 26 ottenute nel THERMODE 193 attuale.

Il tutto può essere sintetizzato nella sequenza di diagrammi radar di seguito

riportati per ogni segmento in tutte le situazioni investigate (cfr. Figure 5.45÷5.51).

Tabella 5.16 - Differenze di temperatura della pelle in condizioni di regime stazionario tra i valori previsti da RS10B e quelli sperimentali. In giallo sono evidenziate le situazioni corrispondenti a scarti superiori a 0,5 °C tra valore previsto e misurato.

Situazione iniziale (d'Ambrosio et al., 1993)								
I_{cb} clo	PMV	Testa	Tronco	Braccia	Mani	Gambe	Piedi	Media
0,10	-1	+0,4	+1,2	+1,4	+2,6	-0,4	+1,8	+0,8
	0	+0,2	+1,0	+0,6	+0,9	-0,5	+0,7	+0,3
	+1	-0,2	+0,4	-0,1	+1,1	-1,1	-0,1	-0,2
0,60	-1	+0,4	+0,5	-0,1	+2,3	+0,9	+2,4	+0,8
	0	+0,6	+0,6	+0,1	+1,8	+0,3	+1,0	+0,6
	+1	-0,3	+0,1	-0,7	+1,1	0,0	+0,7	+0,1
0,85	-1	+0,3	-0,4	+0,5	+1,2	+1,8	+3,1	+0,8
	0	+0,1	-0,4	-0,3	+0,3	+1,0	+0,7	+0,2
	+1	0,0	-0,2	-0,2	+1,2	+0,1	-0,6	0,0
RS10B								
0,10	-1	+0,1	+1,1	+1,3	+2,5	-0,5	+0,8	+0,6
	0	0,0	+0,9	+0,5	+0,8	-0,5	+0,3	+0,2
	+1	+0,1	+0,7	+0,1	+0,5	-0,9	-0,3	-0,1
0,60	-1	+0,1	+0,3	-0,3	+2,2	+0,9	+0,8	+0,6
	0	+0,5	+0,5	-0,1	+1,8	+0,3	+0,5	+0,5
	+1	+0,2	+0,3	-0,4	+0,5	+0,3	+0,4	+0,3
0,85	-1	0,0	-0,6	+0,4	+1,1	+1,7	+1,2	+0,5
	0	0,0	-0,4	-0,4	+0,3	+1,0	+0,3	+0,2
	+1	+0,5	0,0	0,0	+0,5	+0,4	-0,9	+0,1

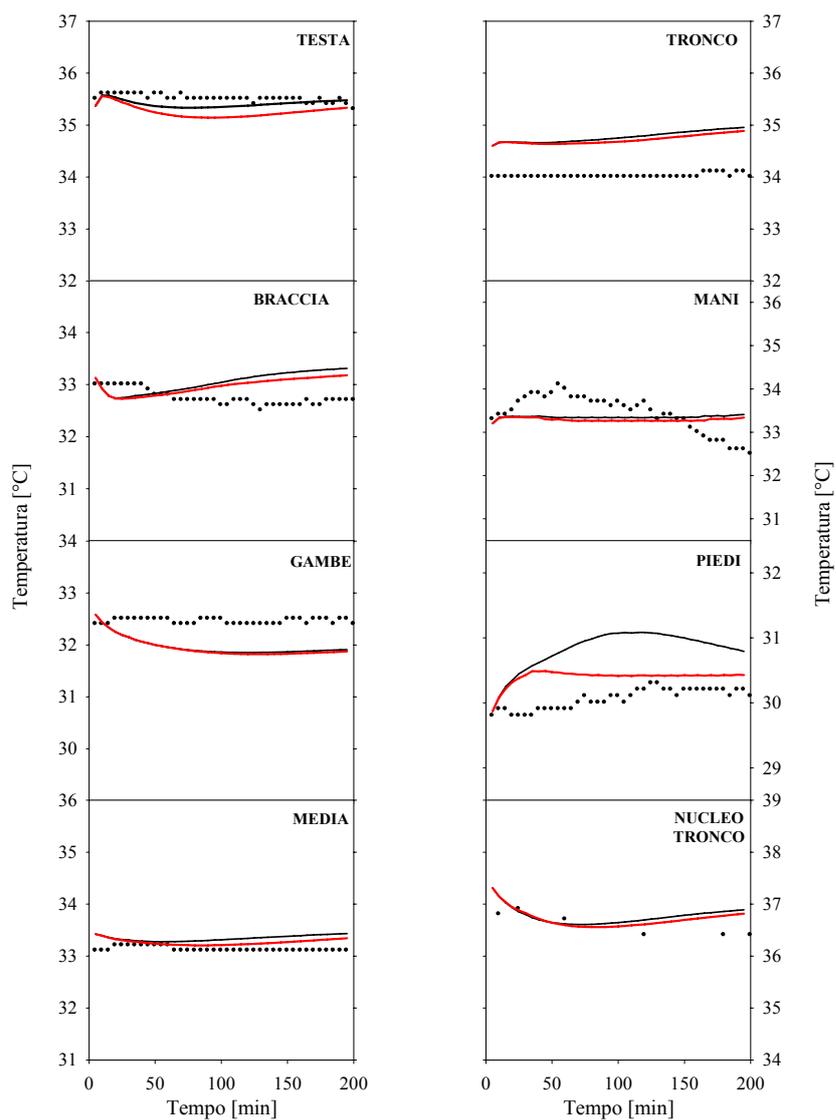


Figura 5.36 - Confronto tra i valori istantanei di temperatura della pelle misurati (●), previste dal THERMODE 193 (—) e previste da RS10B (—). Condizioni: $PMV=0$; $I_{cl}=0,10$ clo. N.B. Nel caso del tronco si fa riferimento alla temperatura del nucleo.

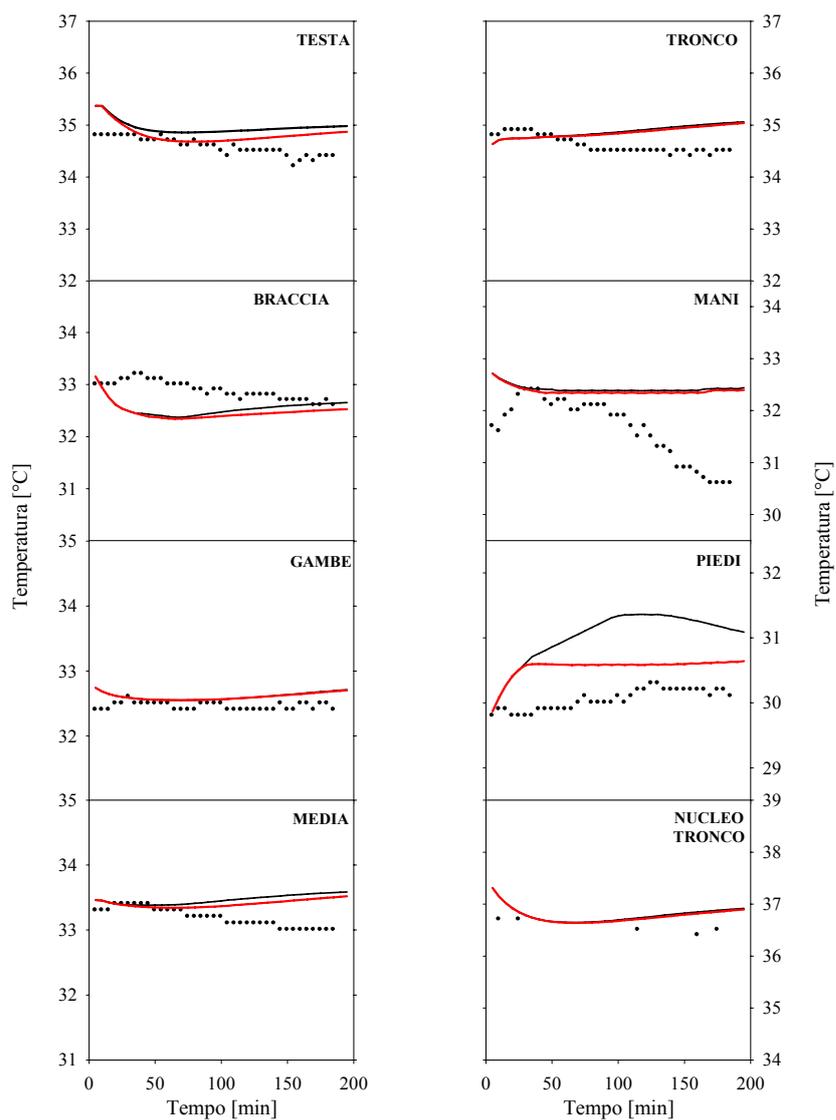


Figura 5.37 - Confronto tra i valori istantanei di temperatura della pelle misurati (●), previste dal THERMODE 193 (—) e previste da RS10B (—). Condizioni: $PMV=0$; $I_{cl}=0,60$ clo. N.B. Nel caso del tronco si fa riferimento alla temperatura del nucleo.

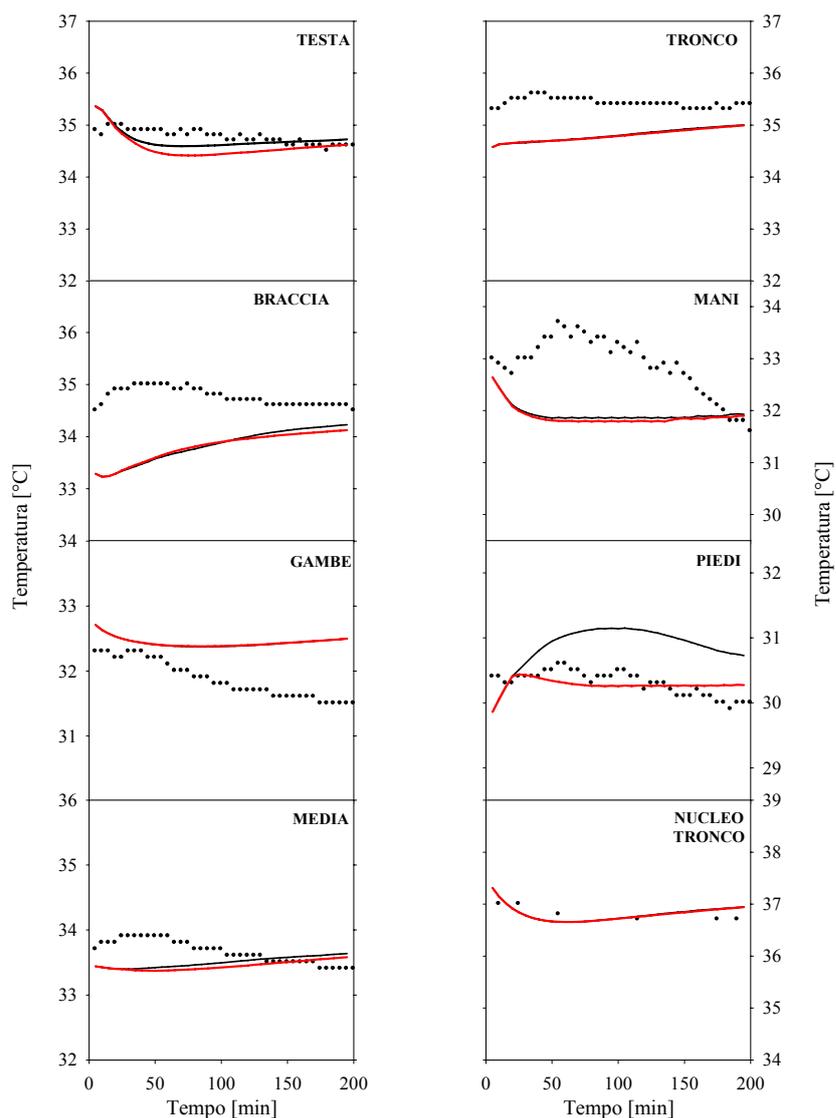


Figura 5.38 - Confronto tra i valori istantanei di temperatura della pelle misurati (●), previste dal THERMODE 193 (—) e previste da RS10B (—). Condizioni: $PMV=0$; $I_{cl}=0,85$ clo. N.B. Nel caso del tronco si fa riferimento alla temperatura del nucleo.

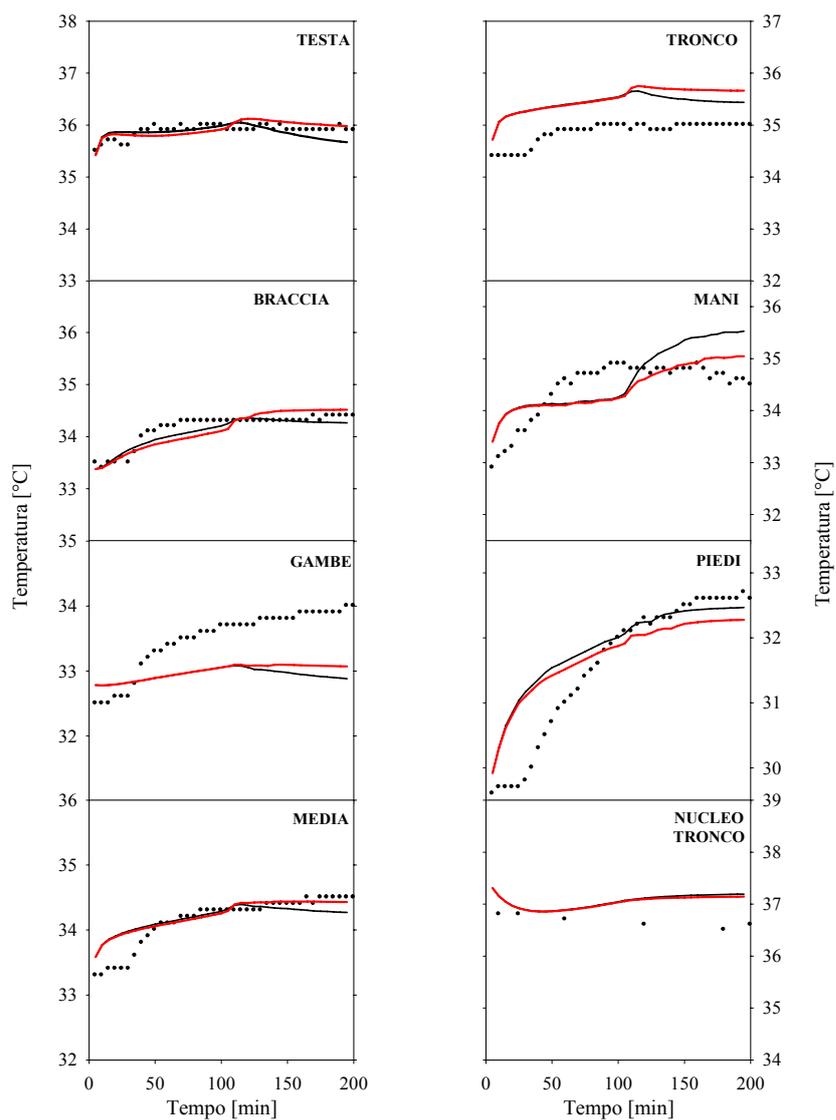


Figura 5.39 - Confronto tra i valori istantanei di temperatura della pelle misurati (●), previste dal THERMODE 193 (—) e previste da RS10B (—). Condizioni: $PMV= +1$; $Icl = 0,10$ clo. N.B. Nel caso del tronco si fa riferimento alla temperatura del nucleo.

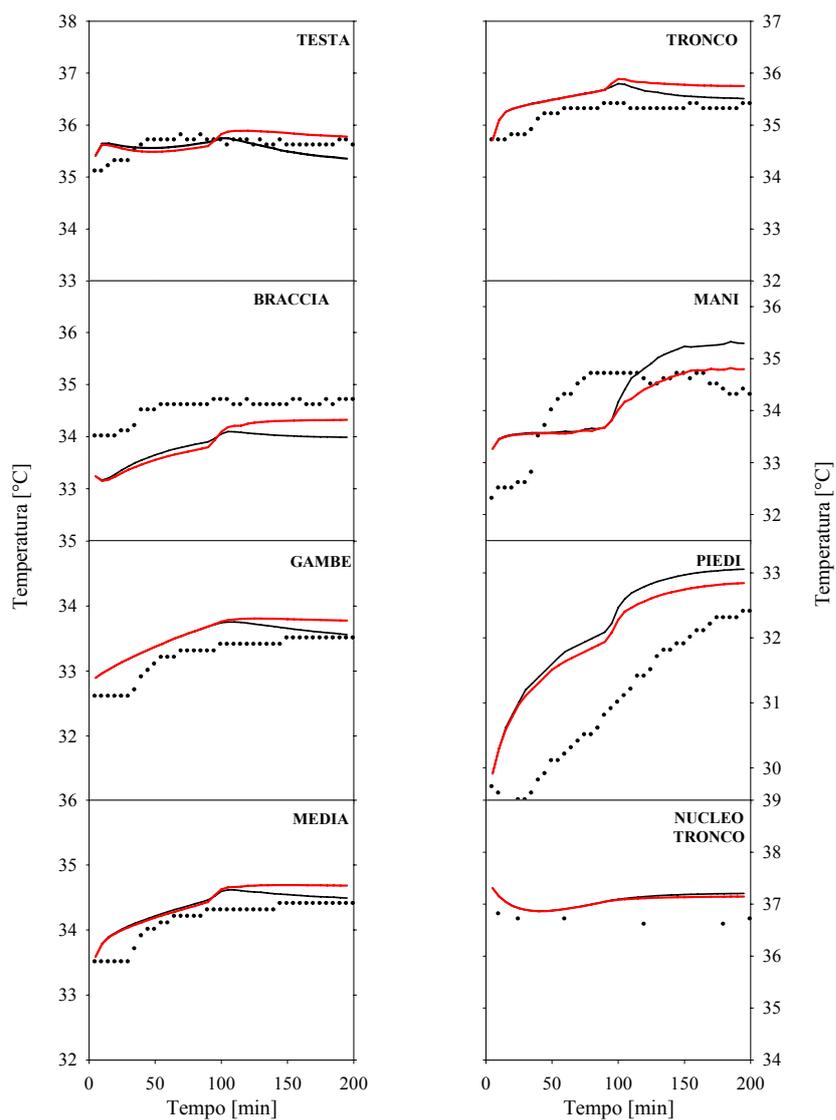


Figura 5.40 - Confronto tra i valori istantanei di temperatura della pelle misurati (●), previste dal THERMODE 193 (—) e previste da RS10B (—). Condizioni: $PMV= +1$; $Icl = 0,60$ clo. N.B. Nel caso del tronco si fa riferimento alla temperatura del nucleo.

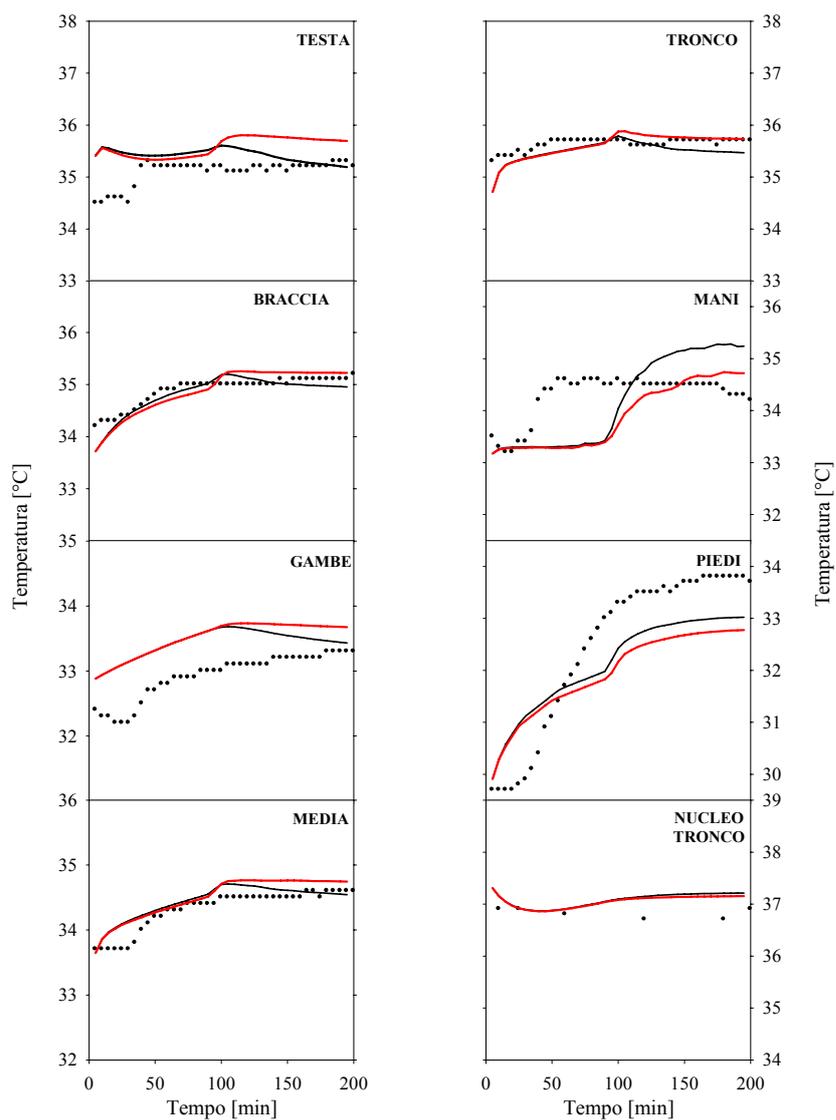


Figura 5.41 - Confronto tra i valori istantanei di temperatura della pelle misurati (●), previste dal THERMODE 193 (—) e previste da RS10B (—). Condizioni: $PMV=+1$; $Icl=0,85$ clo. N.B. Nel caso del tronco si fa riferimento alla temperatura del nucleo.

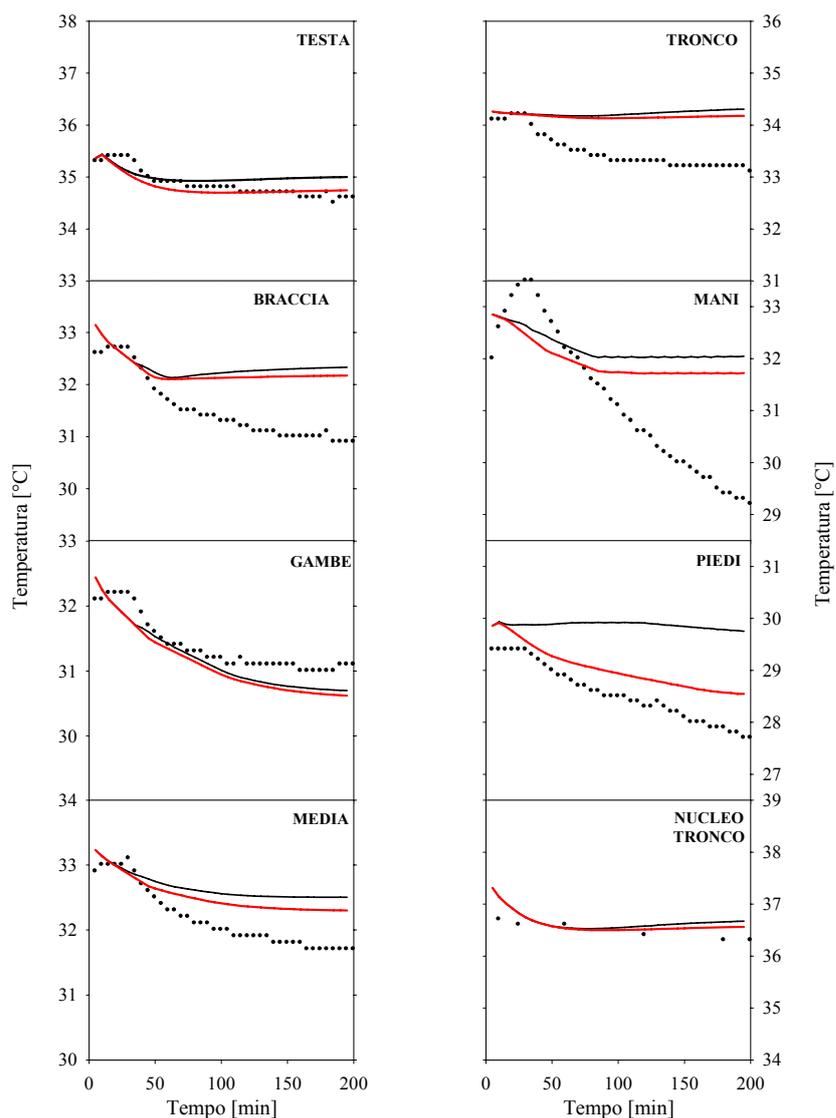


Figura 5.42 - Confronto tra i valori istantanei di temperatura della pelle misurati (●), previste dal THERMODE 193 (—) e previste da RS10B (—). Condizioni: $PMV = -1$; $I_{cl} = 0,10$ clo. N.B. Nel caso del tronco si fa riferimento alla temperatura del nucleo.

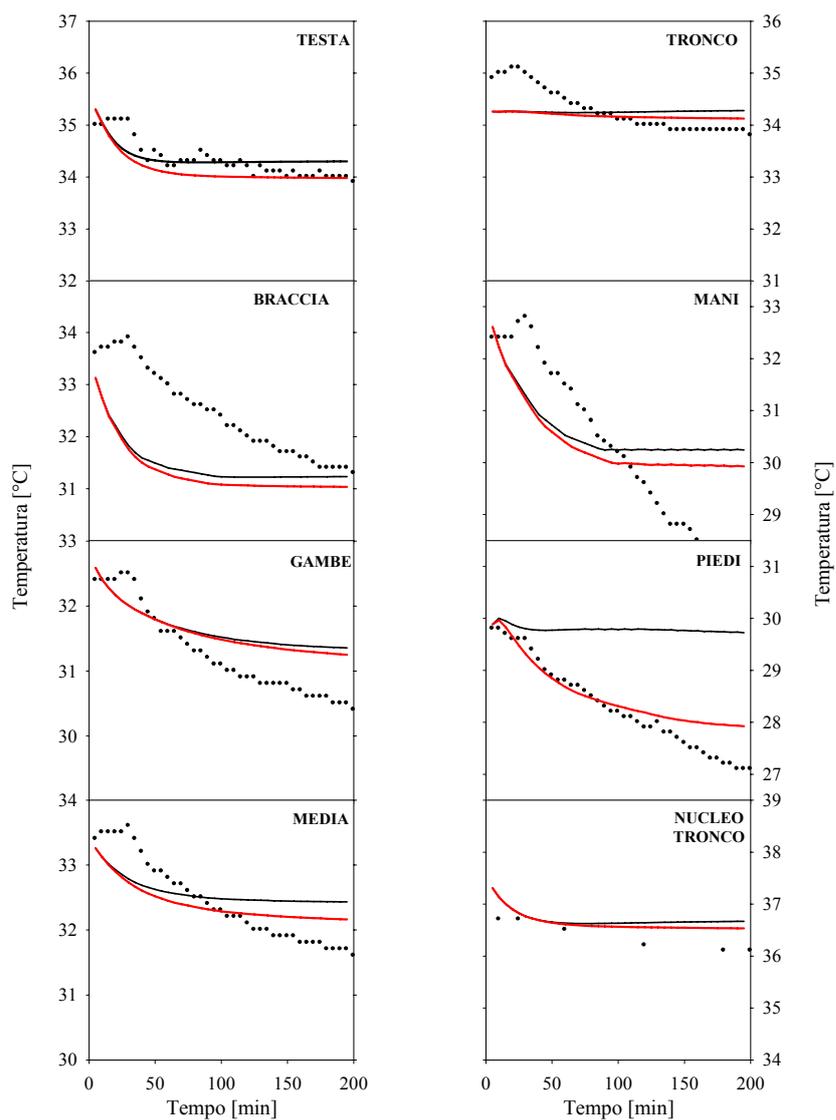


Figura 5.43 - Confronto tra i valori istantanei di temperatura della pelle misurati (●), previste dal THERMODE 193 (—) e previste da RS10B (—). Condizioni: $PMV = -1$; $I_{cl} = 0,60$ clo. N.B. Nel caso del tronco si fa riferimento alla temperatura del nucleo.

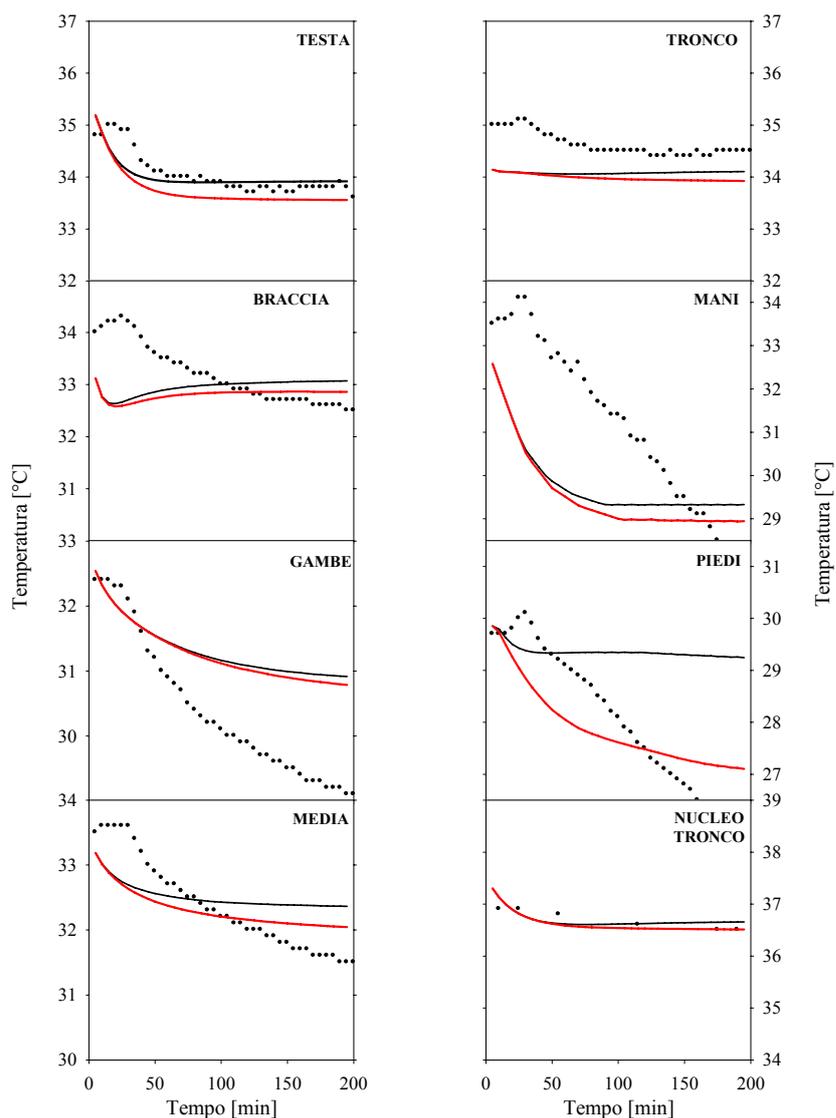


Figura 5.44 - Confronto tra i valori istantanei di temperatura della pelle misurati (●), previste dal THERMODE 193 (—) e previste da RS10B (—). Condizioni: $PMV = -1$; $I_{cl} = 0,85$ clo. N.B. Nel caso del tronco si fa riferimento alla temperatura del nucleo.

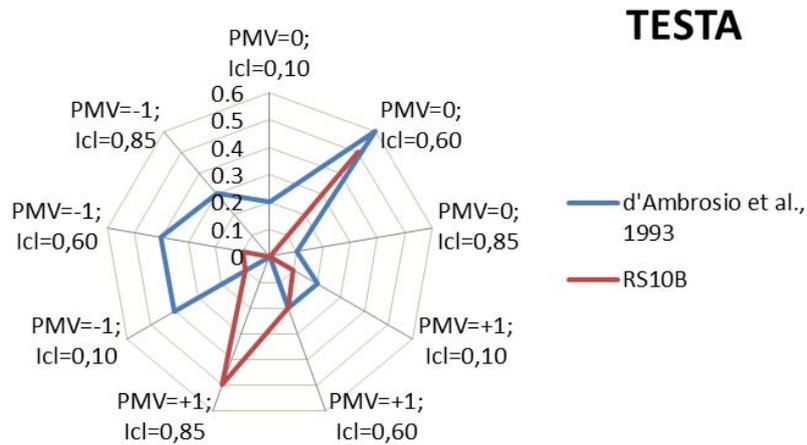


Figura 5.45 - Confronto fra le prestazioni finali offerte dal THERMODE 193 basato sul set di d'Ambrosio et al. (1993) e quelle relative al set RS10B in termini di moduli degli scarti termici esibiti dalla testa.

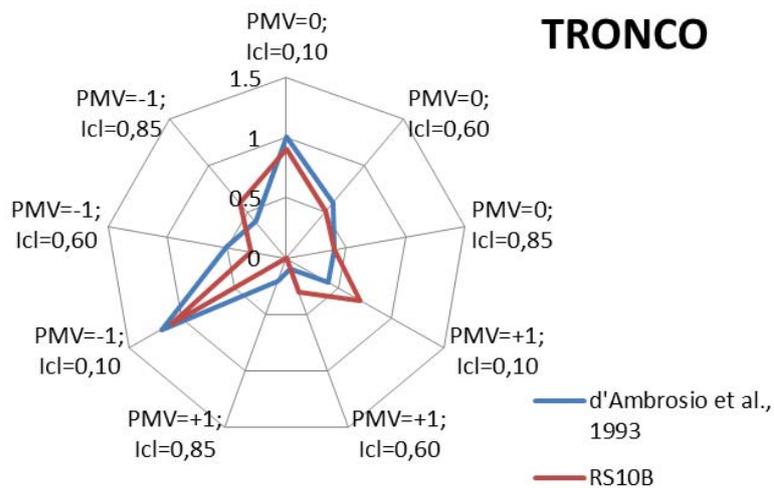


Figura 5.46 - Confronto fra le prestazioni finali offerte dal THERMODE basato sul set di d'Ambrosio et al. (1993) e quelle relative al set RS10B in termini di moduli degli scarti termici esibiti dal tronco.

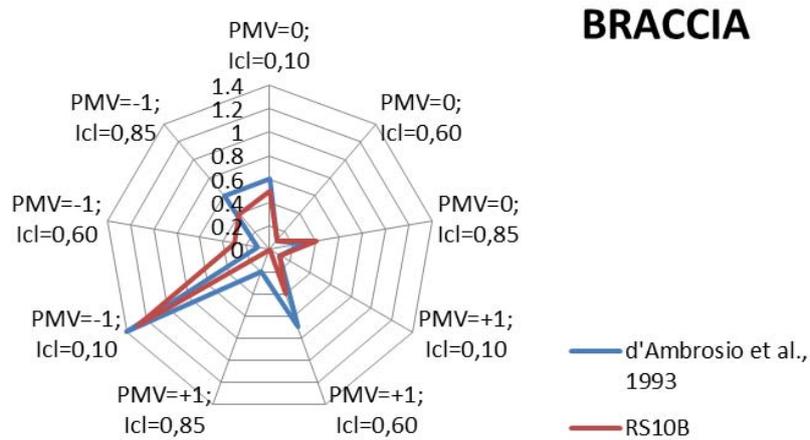


Figura 5.47 - Confronto fra le prestazioni finali offerte dal THERMODE basato sul set di d'Ambrosio et al. (1993) e quelle relative al set RS10B in termini di moduli degli scarti termici esibiti dalle braccia.

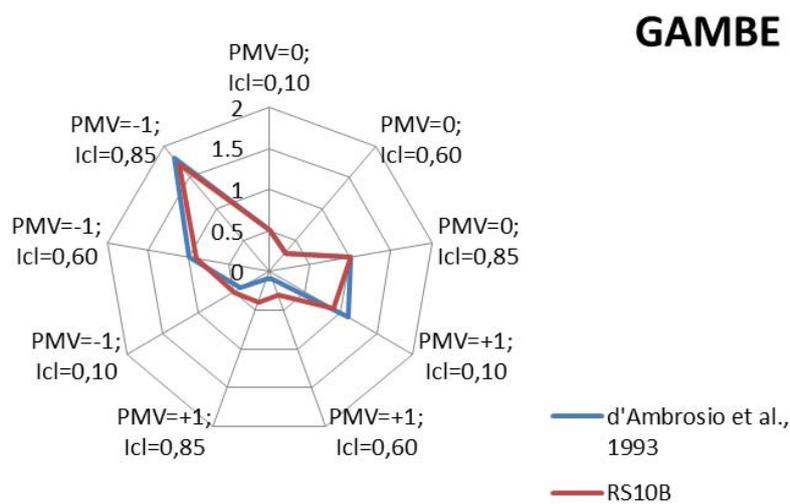


Figura 5.48 - Confronto fra le prestazioni finali offerte dal THERMODE basato sul set di d'Ambrosio et al. (1993) e quelle relative al set RS10B in termini di moduli degli scarti termici esibiti dalle gambe.

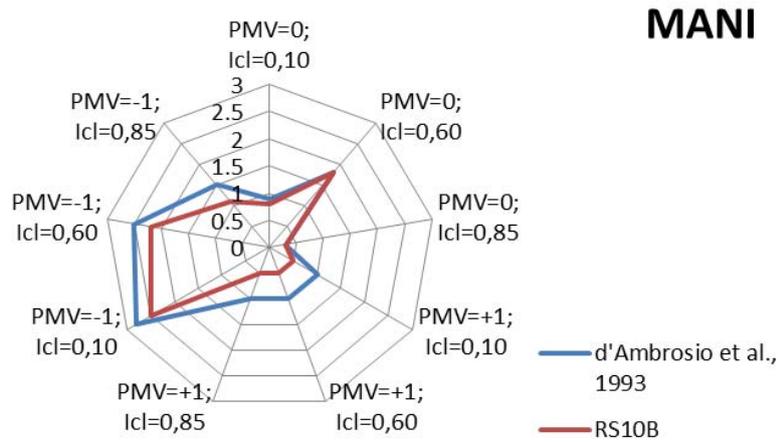


Figura 5.49 - Confronto fra le prestazioni finali offerte dal THERMODE basato sul set di d'Ambrosio et al. (1993) e quelle relative al set RS10B in termini di moduli degli scarti termici esibiti dalle mani.

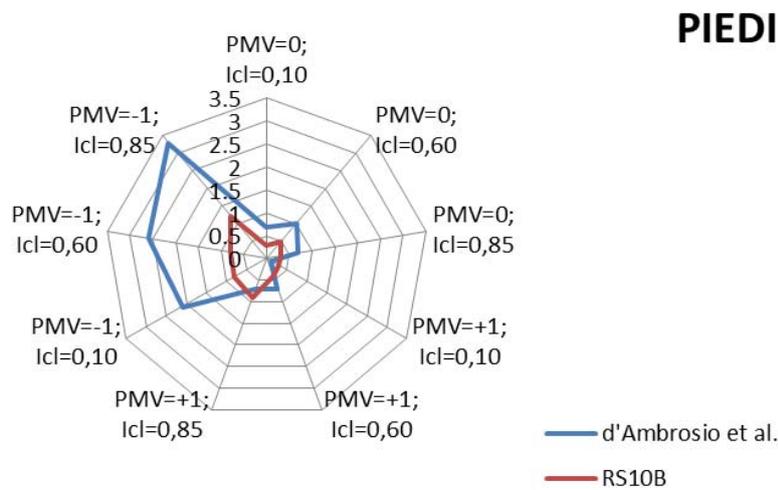


Figura 5.50 - Confronto fra le prestazioni finali offerte dal THERMODE basato sul set di d'Ambrosio et al. (1993) e quelle relative al set RS10B in termini di moduli degli scarti termici esibiti dai piedi.

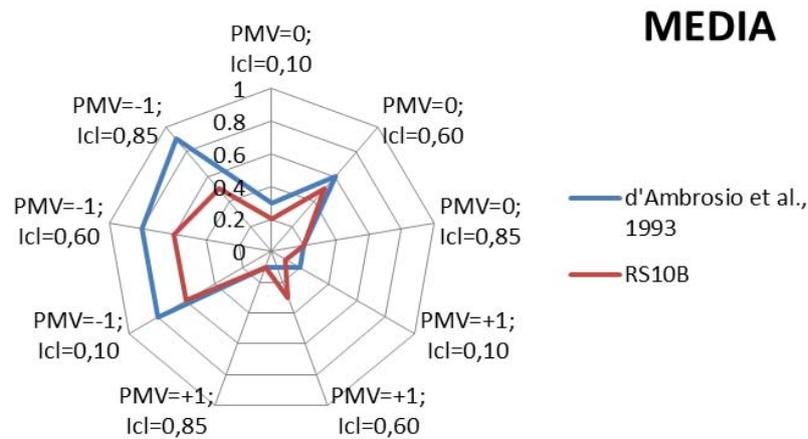


Figura 5.51 - Confronto fra le prestazioni finali offerte dal THERMODE basato sul set di d'Ambrosio et al. (1993) e quelle relative al set RS10B in termini di moduli degli scarti termici esibiti dalla media.

5.4. OTTIMIZZAZIONE DEL SISTEMA ATTIVO: FITTING DEI PARAMETRI DELLE EQUAZIONI ERRORE COMANDO.

Il fitting dei dati sperimentali rappresenta la tecnica di ottimizzazione più adeguata ed affidabile in quanto, sfruttando le condizioni di minimo di una funzione obiettivo, consentirebbe anche la stima degli intervalli di confidenza (Comincioli, 1990; Edgar and Himmelblau, 2001) di ciascuno dei parametri del sistema termoregolatorio (cfr. equazioni (39) e (40)). Tuttavia, la natura del problema e la necessità di una previsione della risposta fisiologica che non si limiti alle sole condizioni di regime permanente pone numerose limitazioni che è bene chiarire prima di discutere i metodi impiegati:

- essendo il THERMODE 193 un sistema MIMO (Multiple Input-Multiple Output), la scelta della funzione obiettivo non è una questione banale, in

quanto la risposta offerta dal modello non è rappresentata dal valore di una singola variabile, ma da un insieme di 193 profili temporali, dei quali non tutti sono oggetto di misura, se non quelli relativi alla temperatura del nucleo ed alla temperatura superficiale degli arti, del tronco e della testa;

- una volta scelta la variabile da sottoporre a fitting, visto che ciascun profilo da ottimizzare è relativo a ben 9 condizioni sperimentali, non è a priori semplice stabilire se sia opportuno procedere ad un fitting singolo in ciascuna delle 9 condizioni su citate, o ad un fitting complessivo;
- il codice di calcolo ereditato dal modello THERMODE 193 è implementato in linguaggio Fortran 77 e, nell'arco degli ultimi anni, è stato soggetto a numerose modifiche che ne hanno appesantito la struttura al punto tale da far superare le 3000 linee di programma. Questa occorrenza ha reso il programma praticamente non suscettibile di ulteriori modifiche, al punto da impedire la codifica dell'algoritmo di ottimizzazione nel linguaggio nativo;
- occorre ricordare che, qualsivoglia algoritmo di ottimizzazione si intenda impiegare, ciascuno di essi si basa su una scelta di primo tentativo la cui bontà determina sia i tempi di ricerca (che, nel caso di questo lavoro, spesso hanno superato la decina di ore su un calcolatore convenzionale) che l'affidabilità finale (Edgar and Himmelblau, 2001).

5.4.1. IDENTIFICAZIONE PARAMETRICA

Per ottimizzare il sistema attivo del THERMODE 193 si sono sviluppate le seguenti fasi:

- 1 ricerca preliminare tra i codici commerciali e le biblioteche di calcolo numerico più avanzate (NAG, IMSLA, Numerical Recipes in Fortran/Pascal) volta ad individuare sia l'ambiente che l'algoritmo più adeguato alle esigenze specifiche del problema oggetto di questo lavoro. Questa fase ha altresì richiesto l'analisi approfondita per la formulazione della funzione obiettivo;
- 2 modifica del codice di simulazione del sistema termoregolatorio, che da ora in poi indicheremo con la sigla *193IP.exe*, in modo tale da renderlo compatibile con una operazione di chiamata da un ambiente/ programma esterno;
- 3 costruzione del programma di identificazione parametrica; per quanto descritto nel paragrafo 5.2 insieme ai parametri del THERMODE 193 (Tabella 5.3) si è utilizzato anche il set di parametri di Tanabe come primo tentativo.

5.4.2. SCELTA DELLA FUNZIONE OBIETTIVO

L'ottimizzazione di un modello matematico, semplice o complesso che sia, trae origine sempre da una funzione obiettivo; una volta minimizzata tale funzione, viene garantita la migliore aderenza tra il valore previsto e quello misurabile. Nei sistemi fisici in condizioni di regime permanente, la sua costruzione risulta estremamente semplice in quanto si tratta sempre di una somma di scarti quadratici (pesati o meno) tra valori misurati e valori di modello (Edgar and Himmelblau, 2001). Nel caso di sistemi fisici caratterizzati da una risposta dinamica, o, peggio, nel caso di sistemi a parametri distribuiti (dove sono presenti anche variazioni spaziali delle grandezze), la situazione è estremamente più complessa in quanto il fine del fitting non è più quello di avvicinare un singolo valore di modello ad un valore sperimentale in una determinata condizione sperimentale, ma, addirittura quello di avvicinare un intero profilo di valori sperimentali al profilo di modello.

Questa è proprio la situazione del caso in esame, in cui l'obiettivo principale è quello di migliorare l'accordo tra i valori di temperatura della pelle misurati e quelli previsti dal THERMODE 193, non solo in termini di valori medi a regime, ma, soprattutto, in termini di andamento temporale. Tuttavia, occorre precisare una ulteriore questione: il THERMODE 193 è un modello in cui le variabili di uscita sono costituite da 192 profili temporali, non tutti confrontabili con misure sperimentali (se non, come detto, quelli relativi alla temperatura superficiale degli arti, delle estremità, del tronco e della testa ed alla temperatura interna del tronco). Per questa ragione, la scelta della funzione obiettivo da minimizzare deve essere condotta con estrema prudenza, in modo da ottenere non solo una stima dei parametri affidabile, ma anche tempi di calcolo ragionevoli. Si è optato per la somma degli scarti quadratici istantanei tra la temperatura media della pelle prevista dal modello e quella misurata, estesa a tutte le condizioni sperimentali investigate, secondo la relazione (best fit ai minimi quadrati):

$$\phi_m = \sum_{i=1}^{n_p} \sum_{j=1}^{n_t} [T_{sp,m}(i,j) - T_{mod,m}(i,j)]^2 \quad (97)$$

dove:

ϕ_m = somma degli scarti quadratici di temperatura media istantanea;

- n_p = numero di prove sperimentali oggetto di indagine;
 n_t = numero totale di misure di temperatura effettuate nell'ambito di una stessa prova sperimentale;
 $T_{sp,m}(i,j)$ = valore sperimentale della temperatura media della pelle nella i -esima prova sperimentale al tempo j ;
 $T_{mod,m}(i,j)$ = valore di modello della temperatura media della pelle nella i -esima prova sperimentale al tempo j .

Questa scelta è sembrata essere la più ragionevole per due ragioni essenziali:

- 1 operare sui valori della temperatura della pelle delle sole mani o dei soli piedi (affetti da maggiori criticità secondo quanto riportato in Tabella 5.1) potrebbe privilegiare parti corporee la cui superficie rappresenta una frazione molto limitata rispetto al totale (4,8% e 6,6% per le mani e per i piedi, rispettivamente);
- 2 estendere il fitting a tutte le condizioni sperimentali investigate consente da un lato di preservare le buone prestazioni esibite dal modello in condizioni di comfort e di caldo leggero, dall'altro di migliorarne l'affidabilità in tutte le altre condizioni.

E' evidente che questo approccio presenta lo svantaggio di spalmare gli effetti delle quattro componenti termoregolarie (vasomotoria e comportamentale) su tutte le parti del corpo; inoltre, poiché il fitting è stato eseguito su tutte le misure sperimentali, avendo assunto costanti i dodici coefficienti che compaiono nelle equazioni (89), viene limitata la capacità di ciascuna componente del controllore (la vasomotoria e/o la comportamentale) di adattarsi alla particolare situazione ambientale (p.e. uno stesso valore di csw o $cchil$ potrebbe essere più adatto in condizioni di freddo che non di caldo e così via). Tuttavia, in ragione della flessibilità del codice di calcolo, è comunque possibile anche operare sul valore di temperatura della pelle del singolo segmento/blocco e non sulla temperatura media e/o limitare la somma degli scarti quadratici ad un gruppo omogeneo di condizioni sperimentali (ad esempio, a quelle relative ad un fissato valore di PMV), in modo tale da calcolare valori più adatti alle differenti condizioni ambientali e quindi risalire alla dipendenza funzionale dei coefficienti che compaiono nelle equazioni. (96) dall'ampiezza e dal tipo di segnale di errore.

5.4.3. ALGORITMO DI OTTIMIZZAZIONE

Tutte le tecniche di minimizzazione numerica di una funzione prevedono la scelta di un valore iniziale della variabile indipendente \underline{k} a partire dal quale viene individuato il punto di estremo. La scelta dell'algoritmo ottimale potrebbe passare attraverso uno dei metodi basati sull'uso del vettore gradiente della funzione rispetto ai parametri. In questo caso, tuttavia, essendo impossibile risalire ad una scrittura esplicita delle derivate di Φ , si è ritenuto più opportuno scegliere algoritmi cosiddetti *derivative free* e cioè gli *algoritmi di ricerca diretta* (Edgar and Himmelblau, 2001). Questi metodi, pur essendo *lentamente convergenti*, sono di più semplice implementazione e richiedono soltanto la valutazione della funzione obiettivo e non delle sue derivate. La scelta è pertanto caduta sul metodo del *Simplesso non lineare* che sarà illustrato ampiamente qui di seguito.

Per individuare un set di m parametri (\underline{k}) per cui la funzione $\Phi(\underline{k})$ assuma un minimo, si indichi con \underline{k}_i un insieme di valori di primo tentativo e sia Φ_i il valore assunto dalla funzione obiettivo in corrispondenza di \underline{k}_i . Da questo set iniziale, è possibile costruire nello spazio dei parametri, una sorta di poliedro detto *simplesso*, costituito da $m+1$ vertici.

La costruzione del *simplesso* a partire dal set di primo tentativo può essere condotta in due modi distinti:

- 1 Fissando un 'passo' più o meno arbitrario tra i valori dei parametri.
Ad esempio, se $m = 2$ fissando quale set di primo tentativo $k_1=10, k_2=20$ scelto un passo unitario pari ad 1, resta individuato un segmento di estremi $(10,20), (11,21)$ e così via.
- 2 Determinare le coordinate di primo tentativo dei vertici del *simplesso* nello spazio dei parametri come da Tabella 5.18 (Edgar and Himmelblau, 2001).
dove:

$$\pi_1 = \frac{a}{m\sqrt{2}} \left[\sqrt{m+1} + m - 1 \right] \qquad \pi = \frac{a}{m\sqrt{2}} \left[\sqrt{m+1} - 1 \right] \qquad (98)$$

con:

a = lunghezza del passo tra due vertici.

Per semplicità è stata scelta la prima tecnica, molto versatile soprattutto nel caso in cui i valori degli m parametri incogniti abbiano ordini di grandezza mol-

to diversi tra loro.

Ponendo:

$$\Phi_u = \max \{ \Phi_i \} \text{ con } \Phi_i = \Phi(\underline{k}_i) \text{ e } i = u$$

$$\Phi_l = \min \{ \Phi_i \} \text{ con } \Phi_i = \Phi(\underline{k}_i) \text{ e } i = l$$

Φ_u e Φ_l rappresentano i valori massimo e minimo assunti dalla funzione obiettivo in corrispondenza dei punti del semplice; indichiamo con \underline{c} le coordinate del centroide di tutti i punti del semplice tranne il punto $i = u$ in cui la Φ assume massimo.

Tabella 5.18 Determinazione delle coordinate di primo tentativo dei vertici del semplice nello spazio dei parametri (Edgar and Himmelblau, 2001).

Coordinate dei vertici del semplice					
Vertice	$k_{1,i}$	$k_{2,i}$...	$k_{m-1,i}$	$k_{m,i}$
1	0	0	...	0	0
2	π_1	π	...	π	π
3	π	π_1	...	π	π
...
m	π	π	...	π_1	π
m+1	π	π	...	π	π_1

La tecnica di ricerca consiste in una sostituzione sequenziale del vertice \underline{k}_u con un nuovo vertice che, alla fine dello schema iterativo, avrà le coordinate del punto di minimo ricercato.

La fase di sostituzione del vertice \underline{k}_u avviene innanzitutto con il ribaltamento del centroide, in modo da individuare la direzione in cui la funzione obiettivo tende ad avere un andamento decrescente; si ottiene così un vertice \underline{k}^* con coordinate:

$$\underline{k}^* = (1+\gamma_r) \times \underline{c} - \gamma_r \times \underline{k}_u \quad (99)$$

dove γ_r è un coefficiente di riflessione determinato dall'utente e che può essere unitario.

Indicato con Φ^* il valore assunto dalla Φ in corrispondenza di \underline{k}^* , dopo il ribaltamento di \underline{k}_u esistono tre possibilità:

- 1 Se $\Phi_l < \Phi^* < \Phi_u$, si procederà con la sostituzione del vertice \underline{k}_u con il vertice \underline{k}^* . Il semplice risultante sarà nuovamente sottoposto all'operazione di ribaltamento, previa determinazione del nuovo centroide.
- 2 Se $\Phi^* < \Phi_l$, procederemo con l'espansione di \underline{k}^* in \underline{k}^{**} secondo la relazione:

$$\underline{k}^{**} = \gamma_e \times \underline{k}^* + (1-\gamma_e) \times \underline{c} \tag{100}$$

in cui γ_e è un coefficiente di espansione (ad esempio pari a 2).

A questo punto:

- Se $\Phi^{**} < \Phi_l$, sostituiranno \underline{k}_u con \underline{k}^{**} ed eseguiranno il ribaltamento.
 - Se $\Phi^{**} > \Phi_l$, la fase di espansione può ritenersi fallita, per cui, sostituito \underline{k}_u con \underline{k}^* si procederà al ribaltamento.
- 3 Se $\Phi^* > \Phi_l \forall i > u$ ¹³, si sostituirà il vertice \underline{k}_u con \underline{k}^* . Compiuta tale assegnazione, si effettuerà una contrazione di tale vertice secondo la relazione:

$$\underline{k}^{**} = \gamma_c \times \underline{k}^* + (1-\gamma_c) \times \underline{c} \tag{101}$$

in cui γ_c è un coefficiente di contrazione tipicamente compreso tra 0 ed 1 fissato convenzionalmente uguale a 0,5

Una volta valutata la funzione obiettivo in \underline{k}^{**} :

- Se $\Phi^{**} > \Phi_u$ si sostituiranno tutti i vertici del semplice secondo la relazione:

$$\underline{k}_i = 0,5(\underline{k}_i + \underline{k}_1) \tag{101}$$

- Se $\Phi^{**} < \Phi_u$ si sostituirà \underline{k}_u con \underline{k}^{**} .

Alla fine di questi test, rivolti ad individuare una direzione dello spazio per cui la funzione obiettivo risulti monotona decrescente, si effettuerà un test di convergenza.

Fissato quindi un ε piccolo ed arbitrario, il processo di calcolo terminerà

¹³ Cioè se il valore assunto da Φ in corrispondenza di k_u pur non essendo il massimo è tuttavia il valore più alto dopo il massimo.

quando sarà verificata la seguente disuguaglianza:

$$\sqrt{\frac{\sum_{i=1}^n (\Phi_i - \bar{\Phi})^2}{m}} < \varepsilon \quad (102)$$

in cui $\bar{\Phi}$ rappresenta il valor medio della funzione obiettivo valutato in corrispondenza di tutti i punti del semplice.

Nella Figura 5.52 è rappresentato il diagramma a blocchi dell'algoritmo.

5.4.4. DETERMINAZIONE DEGLI INTERVALLI DI FIDUCIA

Nel caso di non linearità del modello di partenza è particolarmente complicato eseguire dei test statistici rigorosi basati sull'uso della matrice di varianza e covarianza, che, comunque, è di difficile determinazione. Si è dunque costretti a ricorrere ad alcune approssimazioni che consentono, almeno localmente, di ottenere delle informazioni di carattere qualitativo sulla bontà del modello rispetto all'esigenza del fitting dei dati sperimentali a disposizione. Un'approssimazione indispensabile risulta quella di linearizzare il modello iniziale. L'operazione di linearizzazione del modello rispetto al valore dei parametri non è un'operazione di semplice attuazione, in quanto ciò che varia al variare dei parametri non è una grandezza semplice, ma un intero profilo temporale.

Se si osserva che un profilo di temperatura, può essere espresso come un vettore di dimensione pari al numero di istanti in cui la grandezza è misurata, si può ricondurre il problema alla linearizzazione del vettore norma della soluzione, secondo quanto di seguito riportato. Detto infatti $T_{mod,m}$ il vettore soluzione relativo alla temperatura media della pelle ponendo:

$$|T_{mod,m}| = \sqrt{\sum_{i=1}^{n_t} T_{mod,m}^2(i)} = j(\underline{x}_i, \underline{k}) \quad (103)$$

dove:

\underline{x}_i = vettore delle condizioni sperimentali ($i = 1..n_p$)

\underline{k} = vettore dei parametri di dimensione p (12 in questo caso)

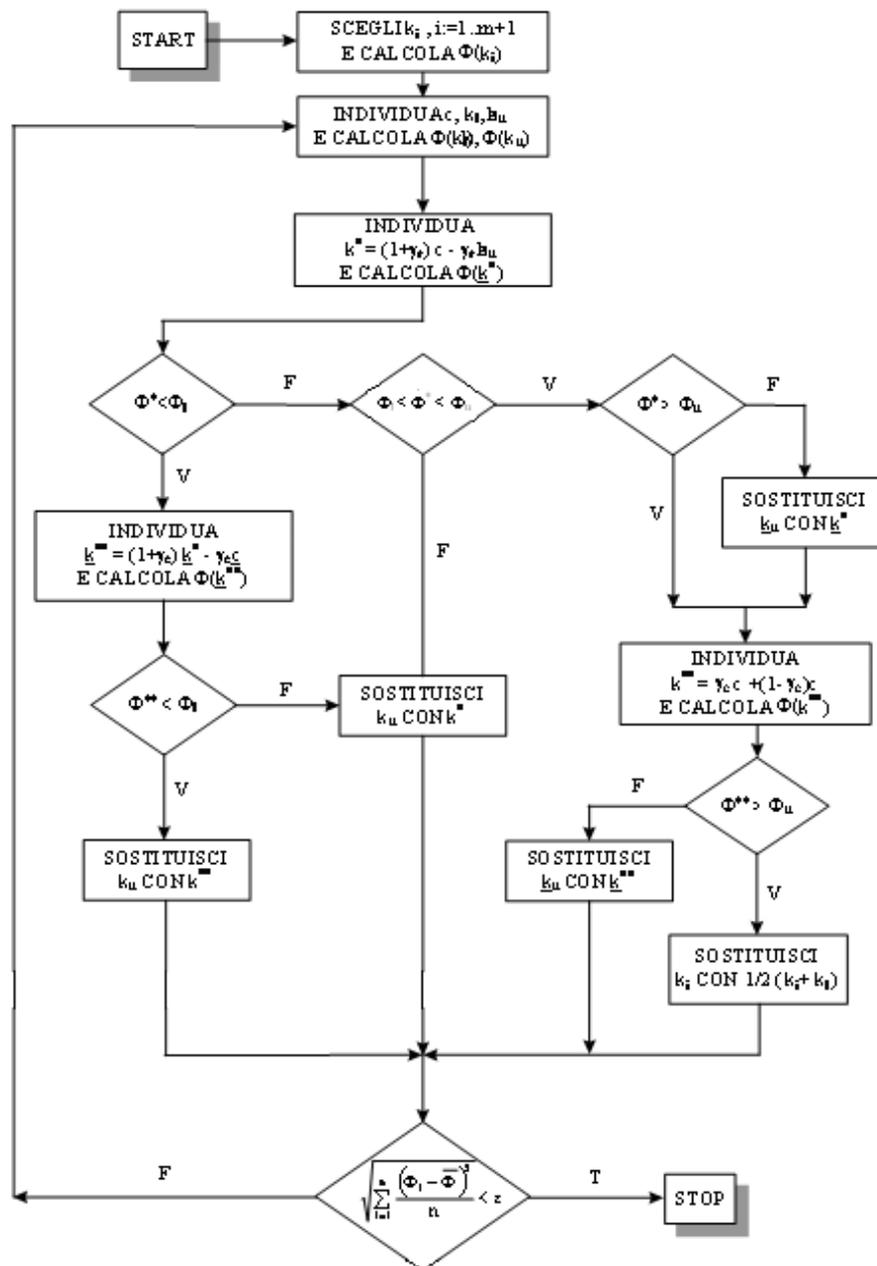


Figura 5.52 - Metodo del semplice non lineare - flow chart dell' algoritmo.

e indicando con \underline{k}^* il set di parametri per cui la funzione Φ , somma degli scarti quadratici, assume valore minimo, l'applicazione della formula di Taylor con troncamento al primo termine conduce alla seguente relazione:

$$\left| T_{\text{mod},m} \right| = \left| T_{\text{mod},m}(\underline{x}_i, \underline{k}^*) \right| + \sum_{j=1}^p \left. \frac{\partial \varphi}{\partial k_j} \right|_{\underline{x}_i, \underline{k}^*} \times (k_j - k_j^*) \quad j:=1 \dots p \tag{104}$$

ponendo:

$$y = \left| T_{\text{mod},m} \right| - T_{\text{mod},m}(\underline{x}_i, \underline{k}^*) \quad i:=1 \dots n$$

$$g_j = \left. \frac{\partial \varphi}{\partial k_j}(\underline{x}_i, \underline{k}^*) \right|_{\underline{x}_i, \underline{k}^*} \quad j:=1 \dots p$$

si arriva al seguente modello lineare:

$$y = \Delta k_1 \times g_1(\underline{x}_i) + \Delta k_2 \times g_2(\underline{x}_i) + \dots \Delta k_p \times g_p(\underline{x}_i) \tag{105}$$

indicando con G la matrice di n righe e p colonne definita come:

$$\underline{\underline{G}} = \begin{bmatrix} \left. \frac{\partial \varphi}{\partial k_1} \right|_{\underline{x}_1} & \left. \frac{\partial \varphi}{\partial k_2} \right|_{\underline{x}_1} & \dots & \left. \frac{\partial \varphi}{\partial k_p} \right|_{\underline{x}_1} \\ \left. \frac{\partial \varphi}{\partial k_1} \right|_{\underline{x}_2} & \left. \frac{\partial \varphi}{\partial k_2} \right|_{\underline{x}_2} & \dots & \left. \frac{\partial \varphi}{\partial k_p} \right|_{\underline{x}_2} \\ \dots & \dots & \dots & \dots \\ \left. \frac{\partial \varphi}{\partial k_1} \right|_{\underline{x}_n} & \left. \frac{\partial \varphi}{\partial k_2} \right|_{\underline{x}_n} & \dots & \left. \frac{\partial \varphi}{\partial k_p} \right|_{\underline{x}_n} \end{bmatrix} \tag{106}$$

la matrice di varianza e di covarianza dei parametri viene così definita:

$$\underline{V} = (\underline{G}^T \times \underline{G})^{-1} \times \hat{\sigma}^2 \qquad \hat{\sigma}^2 = \frac{\Phi_{\min}}{n - p} \qquad (107)$$

Gli intervalli di fiducia per i parametri, con una probabilità pari a 100·(1-α)% resteranno dunque individuati dalla seguente relazione:

$$k_j^* - t(NS, 1 - \alpha) \leq k_j \leq k_j^* + t(NS, 1 - \alpha) \qquad (108)$$

con NS = n-p, che per il caso in esame si è sempre mostrato compreso tra 40 e 360, il che comporta un valore di t nell'intervallo [1,68÷1,81] (Perry, 1985).

5.4.5. SCELTA DELL'AMBIENTE DI LAVORO E MODIFICHE AL THERMODE 193

L'impossibilità di poter scrivere un codice di ottimizzazione nel linguaggio di programmazione in cui il THERMODE 193 è redatto, ossia il Fortran, ha reso necessaria:

- la scelta di un opportuno ambiente di lavoro in cui effettuare l'ottimizzazione;
- l'implementazione di modifiche tali da rendere richiamabile il programma di simulazione da un ambiente esterno.

Per quanto riguarda il primo punto è stata effettuata una indagine mirata tra alcuni degli ambienti commerciali più diffusi (Matlab e SPSS®) finalizzata all'individuazione dello strumento per il fitting di dati sperimentali più adeguato alle esigenze poste dal problema. Sfortunatamente, la natura del programma di simulazione del THERMODE 193, che a tutti gli effetti è un file eseguibile, ne rende praticamente impossibile l'utilizzo.

Si è preferito lavorare sfruttando parzialmente un codice già a disposizione del gruppo di ricerca in cui questo lavoro di tesi è stato sviluppato, originariamente impiegato per il calcolo di parametri cinetici di reazioni solido-catalizzate, redatto in Pascal/Delphi ed ampiamente collaudato.

Per quanto attiene il punto b), il programma di simulazione del THERMODE 193, battezzato con la sigla *193IP.exe*, è stato trasformato in una sorta di simulatore costituito da un programma la cui esecuzione richiede tre diversi file di testo strutturati alla stregua di vettori colonna:

1 *subj.txt*: in cui sono riportati i valori dei parametri soggettivi (metabolismo

- energetico ed isolamento termico dell'abbigliamento);
- 2 *env.txt*: in cui sono riportati i valori delle grandezze microclimatiche (temperatura dell'aria, temperatura media radiante, temperatura del pavimento, velocità dell'aria e grado igrometrico);
 - 3 *para.txt*: in cui sono riportati i valori dei parametri del sistema attivo. In questo caso specifico, data la necessità di trattare con un array monodimensionale, l'associazione tra i parametri del sistema termoregolatorio e gli elementi dell'array è stata condotta a norma di quanto segue:

$$\begin{array}{ll}
 csw \rightarrow k[1] & ccon \rightarrow k[7] \\
 ssw \rightarrow k[2] & scon \rightarrow k[8] \\
 psw \rightarrow k[3] & pcon \rightarrow k[9] \\
 cdil \rightarrow k[4] & cchil \rightarrow k[10] \\
 sdil \rightarrow k[5] & schil \rightarrow k[11] \\
 pdil \rightarrow k[6] & pchil \rightarrow k[12]
 \end{array} \quad (109)$$

Per quanto riguarda la gestione dei dati d'uscita, il programma fornisce 15 file di testo contenenti i profili di temperatura di ciascun segmento in cui è suddiviso il corpo umano. Questi possono essere letti da qualsiasi altro codice in modo tale da essere successivamente manipolati.

In ultima analisi il simulatore del sistema termoregolatorio può essere schematizzato mediante il processo schematizzato nella Figura 5.53.

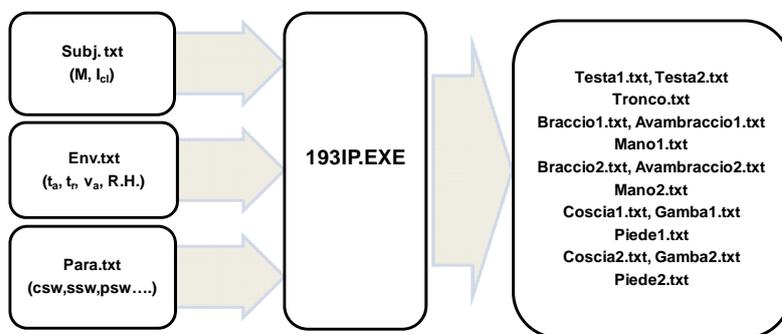


Figura 5.53 - Schema di principio del codice 193IP.EXE per la simulazione termoregolatoria.

5.4.6. CALCOLO DELLA SOMMA DEGLI SCARTI QUADRATICI

Una volta modificato il simulatore, si è passati alla costruzione del blocco istruzioni dedicato al calcolo della funzione obiettivo (indicata con SSQ), che, secondo quanto precedentemente riportato, è rappresentata dalla somma degli scarti quadratici tra valori di temperatura media misurati e quelli previsti dal THERMODE 193.

Allo scopo di consentire il caricamento del set di 9 condizioni sperimentali (parametri ambientali e soggettivi) e dei $9 \times 8 = 72$ profili di temperatura misurati sono state costruite due subroutine:

1. *Read_exp_input*;
2. *Read_exp_output*

La prima legge i valori di metabolismo energetico, isolamento termico dell'abbigliamento, temperatura dell'aria, temperatura media radiante, temperatura del pavimento, velocità dell'aria e grado igrometrico da un file di testo (*in.txt*) avente la struttura di un array di 9 righe (tante quante sono le condizioni sperimentali) e 7 colonne (tante quante sono le variabili ambientali e soggettive) restituendo una matrice 9×7 . La seconda legge i profili temporali di temperatura media in corrispondenza delle 9 condizioni di prova da un insieme di 15 file (il cui accesso è realizzato mediante un'opportuna struttura di tipo case of) e restituisce una matrice 40×9 (40 rappresenta il numero di misure di temperatura effettuate durante la singola misura in camera climatica).

Una volta provveduto alla lettura di queste due matrici, occorre predisporre il programma *193ip.exe* a caricare i set di variabili microclimatiche e soggettive, in modo che, al variare del valore dei parametri, l'algoritmo di ottimizzazione possa valutare la funzione obiettivo a sua volta legata ai profili di temperatura di modello. A tal scopo è stata realizzata la subroutine *MAKE193filein* che preleva dalla matrice generata dalla procedura *Read_exp_input* in ciascuna delle 9 condizioni sperimentali investigate il set di valori di variabili soggettive e microclimatiche, generando, a seconda del valore della variabile intera *exp* (variabile tra 1 e 9), la coppia di file di testo *subj.txt* ed *env.txt* che rappresentano i file di ingresso del programma *193ip.exe*.

A questo punto si sono costruite altre due subroutine preposte alla lettura

dei valori misurati (*Read_Exp_Output*) e quelli di modello *Read_Mod_Output*, comandate attraverso una variabile intera, *segmento*, che variando da 1 a 15 consente di selezionare uno dei vari profili oggetto di interesse.

5.5. PRESTAZIONI DEL THERMODE 193 DOPO L'OTTIMIZZAZIONE

Nel precedente paragrafo sono stati messi in evidenza gli aspetti cruciali relativi alla realizzazione di un codice di calcolo sufficientemente flessibile per la stima dei parametri del sistema attivo sui cui è basato il THERMODE 193. Occorre tuttavia precisare che il codice, una volta realizzato, non può costituire una sorta di panacea alla risoluzione del problema fornendo i risultati desiderati in maniera automatica, in quanto, data la complessità dell'algoritmo di ottimizzazione e del modello matematico in gioco, l'azione ponderata dell'operatore è di fondamentale importanza.

In altre parole, anche se la scelta della funzione obiettivo è stata condotta in maniera molto oculata (pur potendo in generale modificarla in ragione di specifiche esigenze), restano comunque aperte alcune questioni relative alle condizioni sperimentali in corrispondenza delle quali effettuare il fitting e la scelta dei valori di primo tentativo dei parametri del sistema attivo

Il fitting è stato eseguito effettuando due strade, la prima utilizzando come parametri di primo tentativo quelli del modello di Tanabe e la seconda con i parametri di primo tentativo che il THERMODE 193 ha ereditato da Stolwijk.

A valle del fitting si sono ottenuti due nuovi set di parametri per il sistema attivo, come mostrato nella Tabella 5.18, nella quale sono anche riportati i valori della somma degli scarti quadratici di temperatura media della pelle, valutati prima (Φ_0) e dopo il fitting (Φ_{min}).

Innanzitutto, si osserva la drastica riduzione della somma degli scarti quadratici, che, indipendentemente dal tipo di sistema attivo (THERMODE 193 o Tanabe), risulta praticamente dimezzata rispetto al valore iniziale; tuttavia l'aspetto più significativo è che, da un punto di vista fisiologico, i risultati ottenuti sono congruenti con le variazioni dei valori dei parametri rispetto ai valori

iniziali. Infatti, per garantire una riduzione degli scarti di temperatura della pelle di mani e piedi, quasi sistematicamente in eccesso rispetto ai valori misurati (cfr. Tabella 5.4) specialmente in condizioni di freddo leggero e di soggetto svestito, l’algoritmo di ottimizzazione ha cercato di smorzare l’effetto di quelle componenti termoregolatrici tali da indurre valori di temperatura della pelle eccessivi.

Tabella 5.18 - Valori finali dei parametri per il sistema attivo del THERMODE 193 a valle del fitting operato sui valori istantanei di temperatura media della pelle.

Grandezza	Stolwijk – THERMODE 193		Tanabe	
	Iniziale	Finale	Iniziale	Finale
csw	372,2	0,210	371,2	0,659
ssw	32,8	48,3	33,6	45,6
psw	0	0	0	0
cdil	136	258	117	200
sdil	17,0	68,0	7,5	13,1
pdil	0	0	0	0
ccon	0,100	0,0710	11,5	4,41
scon	10,8	16,0	11,5	5,04
pcon	0	0	0	0
cchil	12,7	1,63	0	0
schil	0,381	0,205	0	0
pchil	0,381	0,253	24,4	5,11
Φ_0	-	65,1	-	56,2
Φ_{\min}	-	35,5	-	37,1
σ^2	-	0,102	-	0,107

A conferma di ciò è sufficiente osservare la significativa riduzione dei coefficienti di controllo del brivido (*cchil*, *pchil* e *schil* nel caso di Stolwijk – THERMODE 193 diminuiscono rispettivamente del 79%, 50% e 43%) e l’aumento dei coefficienti di controllo della vasocostrizione (l’incremento del 67% di *scon* è accompagnato solo da una flessione di *ccon* del 29%); ambedue questi effetti, sia per il limitato sviluppo di energia legato al brivido e sia per il ridotto

apporto ematico in superficie, tendono ad abbassare la temperatura della pelle. Per quanto riguarda le componenti di controllo vasodilatatorio e sudoratorio del sistema attivo, si osserva un significativo aumento delle prime a discapito delle seconde. Infatti, da un lato si rileva una drastica riduzione di csw (fino a 4 ordini di grandezza con un modesto aumento di ssw , coefficiente la cui azione è legata ai recettori periferici, maggiormente sensibili), dall'altro i coefficienti di controllo della vasodilatazione, $cdil$ e $pdil$, crescono dal 100% al 500%.

Questi risultati non sono da ritenersi in contrasto con le condizioni ambientali cui è esposto il soggetto infatti:

- la vasodilatazione e la sudorazione sono meccanismi efficaci nella regolazione termica dell'organismo al caldo (dove il THERMODE 193 già offre buone prestazioni);
- le condizioni sperimentali investigate sono caratteristiche di ambienti caratterizzati da situazioni di caldo leggero, dove la sudorazione contribuisce alla omeotermia in maniera meno significativa rispetto alla vasodilatazione.

In Tabella 5.19 sono riportate le differenze tra le temperature della pelle dei diversi blocchi misurate e quelle previste dal THERMODE 193 a valle del fitting eseguito a partire dal set di primo tentativo proposto da Tanabe. I risultati sembrano incoraggianti, dal momento che, rispetto alla situazione di partenza, l'accordo tra i valori sperimentali e quelli previsti dal modello coinvolge un maggior numero di blocchi (dai 25 iniziali ai 29 attuali, con un significativo miglioramento della previsione della risposta degli avambracci) ed i blocchi più critici (mani e piedi) presentano scarti più contenuti, con situazioni che, specialmente per i piedi, sono spesso prossime all'accettabilità.

Dall'esame della Figura 5.54, nella quale sono riportati i profili delle temperature istantanee per uno dei casi più critici ($PMV = -1$), risulta evidente il lieve miglioramento che si è avuto facendo le simulazioni con i parametri ottenuti dopo l'operazione di fitting.

La Tabella 5.20 riporta le differenze di temperature della pelle tra i dati sperimentali e quelle previste dal THERMODE 193 dopo aver eseguito il fitting a partire dal set di primo tentativo alla base del THERMODE 193 stesso. I risultati sembrano ottimi, dal momento che, rispetto alla situazione di partenza, l'accordo tra i valori sperimentali e quelli previsti è migliorato in modo deciso, difatti si è passati da 33 condizioni sfavorevoli a 19. Al vistoso miglioramento degli avam-

bracci si accompagna un clamoroso perfezionamento dell'affidabilità del modello per i piedi ed un più contenuto miglioramento anche per le mani.

Tabella 5.19 Differenze tra i valori sperimentali delle temperature della pelle e quelli previsti in condizioni di regime stazionario dal THERMODE 193 a valle del fitting eseguito con i parametri di primo tentativo del set proposto da Tanabe In evidenza, le situazioni caratterizzate da uno scarto tra valore previsto e misurato di $\pm 0,5$ °C.

I_{cl} (clo)	<i>PMV</i>	Testa	Tronco	Avamb.	Mani	Gambe	Piedi
THERMODE 193 con parametri di Tanabe							
0,10	-1	+0,4	+1,2	+1,5	+2,5	-0,3	+1,5
	0	+0,2	+1,1	+0,8	+1,1	-0,2	+0,8
	1	-0,4	+0,2	-0,3	+0,9	-1,1	-0,2
0,60	-1	+0,4	+0,5	+0,6	+2,3	+0,9	+2,2
	0	+0,6	+0,6	+0,7	+2,0	+0,4	+0,9
	1	-0,4	-0,1	-0,6	+0,8	0,0	+0,3
0,85	-1	+0,4	-0,4	+0,6	+1,2	+1,8	+2,9
	0	+0,2	-0,4	-0,2	+0,4	+1,1	+0,6
	1	-0,1	-0,5	-0,5	+0,8	0,0	-1,1
THERMODE 193 con parametri di Tanabe dopo il fitting							
0,10	-1	+0,2	+1,1	+1,4	+2,7	-0,4	+1,3
	0	0,0	+0,9	+0,6	+0,8	-0,5	+0,6
	1	-0,2	+0,4	0,0	+1,2	-1,0	+0,2
0,60	-1	+0,1	+0,2	+0,4	+2,3	+0,8	+1,3
	0	+0,5	+0,5	+0,5	+1,9	+0,3	+0,8
	1	-0,2	+0,1	-0,3	+1,2	+0,1	+0,8
0,85	-1	-0,1	-0,7	+0,3	+1,2	+1,6	+1,7
	0	+0,2	-0,4	-0,2	+0,4	+1,1	+0,6
	1	-0,1	-0,5	-0,5	+0,8	0,0	-1,1

Il segmento testa risulta accettabile in tutte le condizioni di *PMV*; le differenze di temperatura ritenute non accettabili offrono comunque dei valori deci-

samente migliori rispetto alla previsione del modello a monte del fitting.

Visti i risultati si deduce che il set di primo tentativo alla base del THERMODE 193 porta ad un'operazione di fitting con i dati sperimentali molto più accurata che non il set offerto dal modello di Tanabe. Quindi, il sistema attivo è estremamente sensibile alla distribuzione dei comandi di brivido, per cui la versione iniziale del modello esibiva modeste prestazioni al freddo e la scelta di Tanabe di modulare l'azione del brivido solo con l'integrazione per prodotto non porta a buoni risultati a valle del fitting (Tabella 5.19).

Per quanto riguarda i profili temporali riportati da Figura 5.55 a Figura 5.57, per ambiente neutro e soggetto quasi nudo, è possibile osservare il sostanziale miglioramento della temperatura media della pelle e di quella dei piedi ed un lieve perfezionamento anche per la temperatura superficiale delle mani. La risposta del modello per la temperatura media e dei piedi migliora man mano che aumenta la resistenza termica dell'abbigliamento. Per gli altri segmenti del corpo in linea di massima non ci si allontana molto dalla situazione di accordo che si presentava prima del fitting.

In condizioni di leggero caldo e a regime (Figure da 5.58 a 5.60) si ritrova ancora il deciso ravvicinamento alle condizioni sperimentali per quanto riguarda i piedi, per il tronco, con $I_{cl} = 0,6$ clo la situazione è peggiorata lievemente dopo il fitting, in compenso però, per soggetto vestito leggero e pesante le differenze sono inferiori a $\pm 0,5$ °C. In queste condizioni ambientali il modello offriva dei buoni risultati anche prima del fitting, tranne che per i piedi e le mani; il nuovo set di parametri però, porta ad un deciso accordo con i valori sperimentali oltre che per la temperatura dei piedi anche per quella delle mani.

Le condizioni più critiche offerte dal THERMODE 193 si presentavano in situazioni di leggero freddo, con scarti che arrivavano fino a 3,2 °C sia per le mani che per i piedi; critica era anche la situazione di avambracci e temperatura media. Il set di parametri messo a punto con l'operazione di fitting ha contribuito ad un ottimo risultato complessivo: tutti i profili di temperatura hanno subito un miglioramento e, in particolare, la temperatura della pelle di mani e piedi è molto vicina a quella misurata (Figure da 5.61 a 5.63).

Appare estremamente significativo il fatto che, nonostante il fitting sia stato condotto sui valori sperimentali di temperatura media della pelle, perdendo quindi in specificità rispetto all'esigenza di migliorare la previsione delle situa-

zioni più critiche (mani e piedi, che, tra l'altro pesano a malapena il 12% rispetto alla superficie corporea), i risultati migliori sono proprio quelli relativi ai compartimenti che prima della ottimizzazione esibivano gli scarti di temperatura maggiori.

Tabella 5.20 - Differenze tra i valori sperimentali delle temperature della pelle e quelli previsti in condizioni di regime stazionario dal THERMODE 193 a valle del fitting eseguito con i parametri di primo tentativo del set proposto da Stolwijk – THERMODE 193. In giallo le situazioni caratterizzate da uno scarto tra valore previsto e misurato di ± 0.5 °C.

I_{cl} (clo)	PMV	Testa	Tronco	Avamb.	Mani	Gambe	Piedi	Media
THERMODE 193 con parametri originali								
0.10	-1	+0.4	+1.3	+1.6	+3.2	-0.2	+2.2	+0,8
	0	+0.3	+1.1	+0.8	+1.1	-0.2	+0.9	+0,3
	1	-0.3	+0.4	0.0	+1.3	-1.0	+0.2	-0,2
0.60	-1	+0.4	+0.5	+0.6	+2.6	+1.0	+2.5	+0,8
	0	+0.6	+0.6	+0.7	+2.0	+0.4	+1.1	+0,6
	1	-0.2	+0.1	-0.4	+1.2	0.0	+0.8	+0,1
0.85	-1	+0.3	-0.4	+0.6	+1.5	+1.8	+3.2	+0,8
	0	+0.2	-0.3	-0.2	+0.4	+1.1	+0.8	+0,2
	1	0.0	-0.3	-0.3	+1.3	+0.1	-0.6	0,0
THERMODE 193 con parametri originali dopo il fitting								
0,10	-1	+0,1	+1,1	+1,3	+2,5	-0,5	+0,8	+0,6
	0	0,0	+0,9	+0,5	+0,8	-0,5	+0,3	+0,2
	+1	+0,1	+0,7	+0,1	+0,5	-0,9	-0,3	-0,1
0,60	-1	+0,1	+0,3	-0,3	+2,2	+0,9	+0,8	+0,6
	0	+0,5	+0,5	-0,1	+1,8	+0,3	+0,5	+0,5
	+1	+0,2	+0,3	-0,4	+0,5	+0,3	+0,4	+0,3
0,85	-1	0,0	-0,6	+0,4	+1,1	+1,7	+1,2	+0,5
	0	0,0	-0,4	-0,4	+0,3	+1,0	+0,3	+0,2
	+1	+0,5	0,0	0,0	+0,5	+0,4	-0,9	+0,1

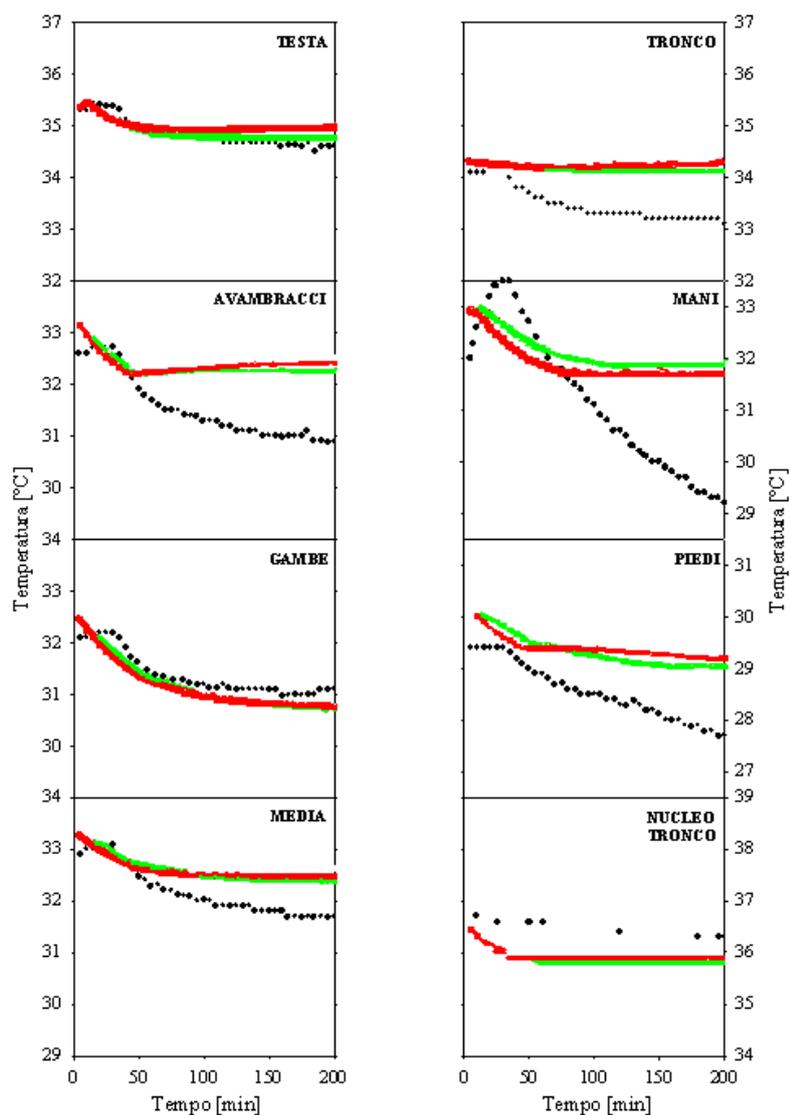


Figura 5.54 - Confronto tra i valori istantanei di temperatura della pelle misurati (●) e previsti dal THERMODE 193 a valle del fitting (—) In rosso sono riportati i profili prima del fitting. Sistema attivo con parametri di Tanabe e condizioni: $PMV=-1$; $I_{cl}=0.10$ clo. N.B. Nel caso del tronco si fa riferimento alla temperatura del nucleo.

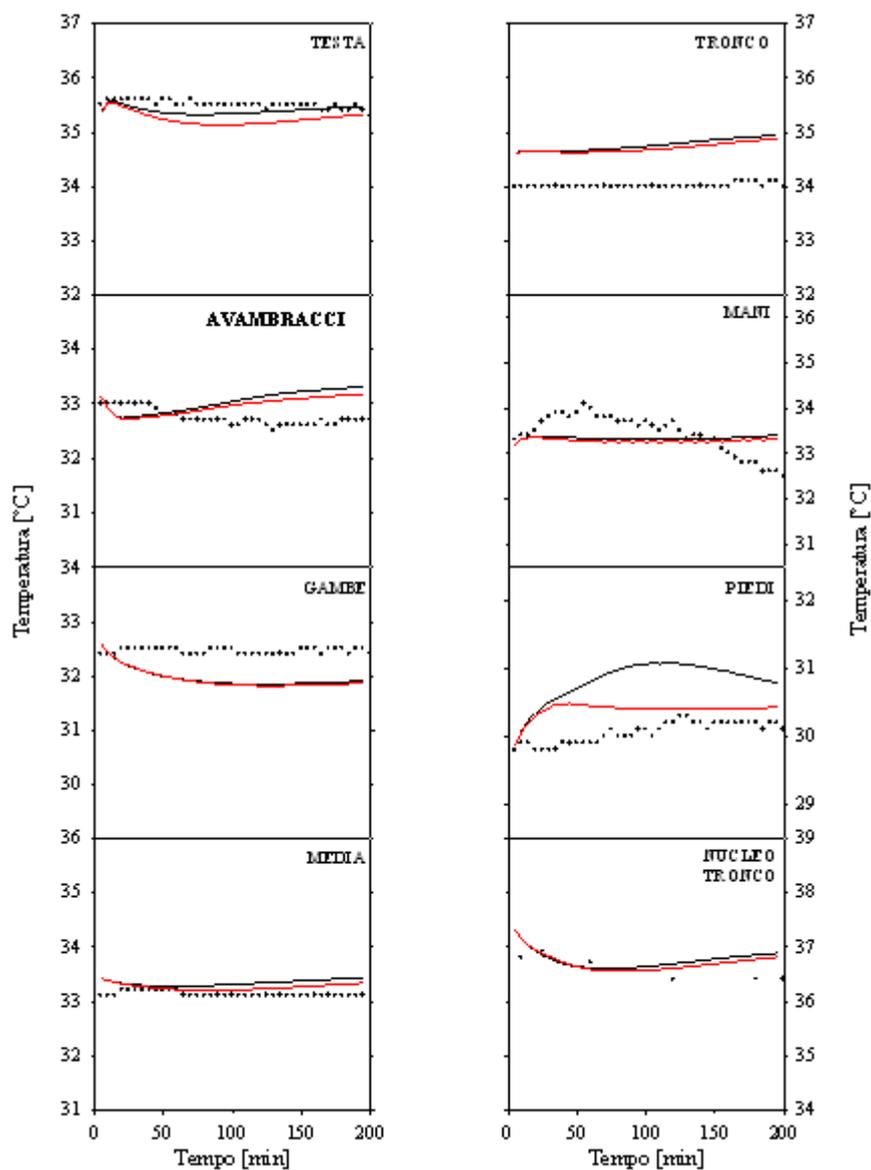


Figura 5.55 - Confronto tra i valori istantanei di temperatura della pelle misurati (●), previste dal THERMODE 193 (—) e previste dal THERMODE 193 a valle del fitting (---). Condizioni: $PMV=0$; $I_{cl}=0,10$ clo. N.B. Nel caso del tronco si fa riferimento alla temperatura del nucleo.

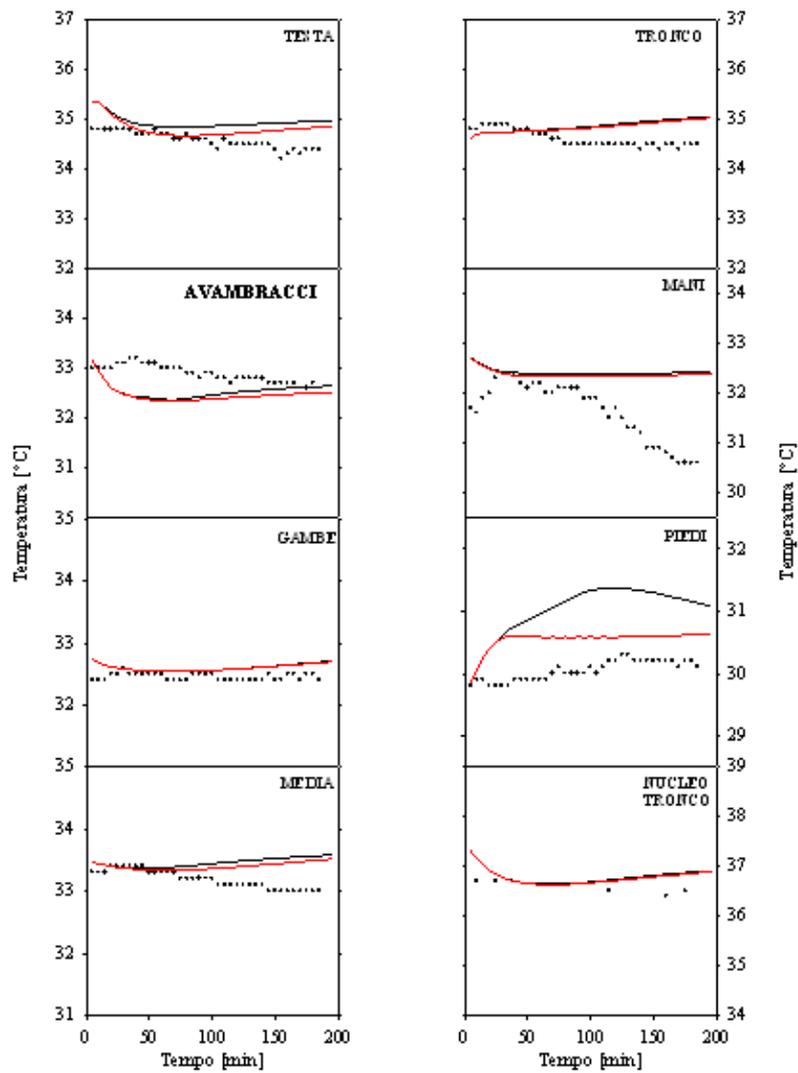


Figura 5.56 - Confronto tra i valori istantanei di temperatura della pelle misurati (●), previste dal THERMODE 193 (—) e previste dal THERMODE 193 a valle del fitting (---). Condizioni: $PMV=0$; $I_{cl}=0,60$ clo. N.B. Nel caso del tronco si fa riferimento alla temperatura del nucleo.

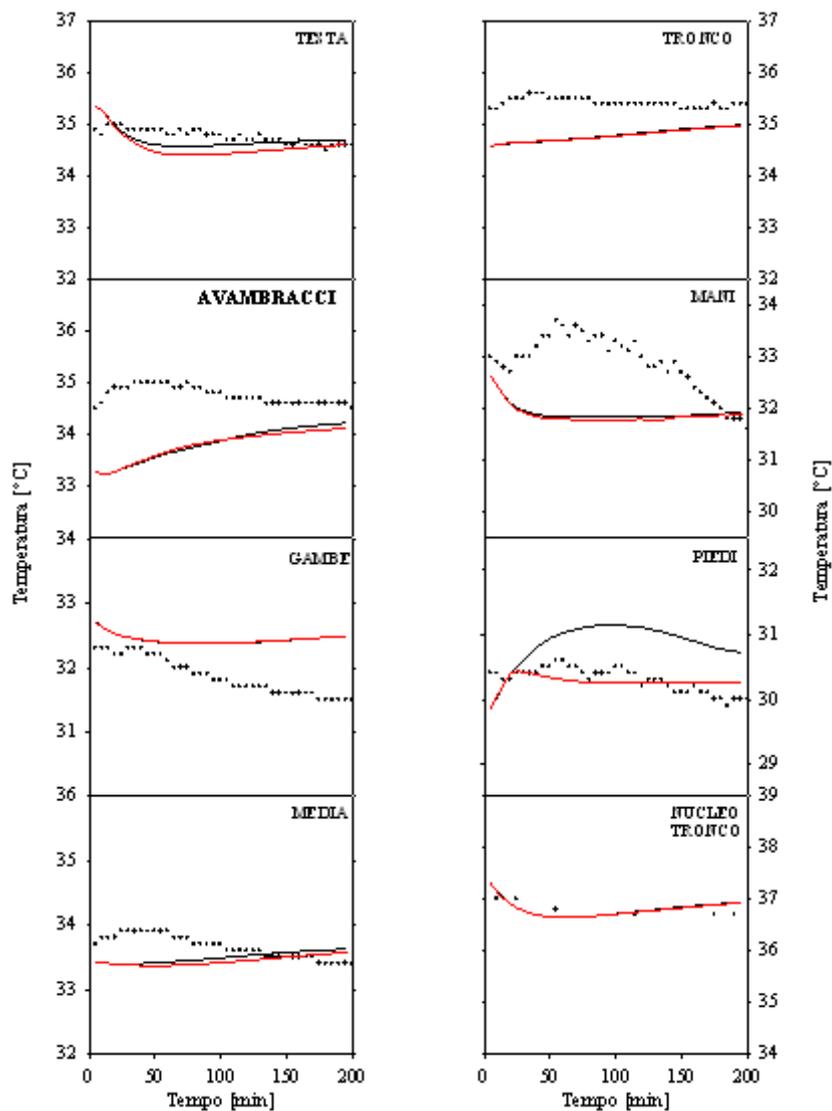


Figura 5.57 - Confronto tra i valori istantanei di temperatura della pelle misurati (●), previste dal THERMODE 193 (—) e previste dal THERMODE 193 a valle del fitting (—). Condizioni: Condizioni: $PMV=0$; $I_{cl}=0,85$ clo. N.B. Nel caso del tronco si fa riferimento alla temperatura del nucleo.

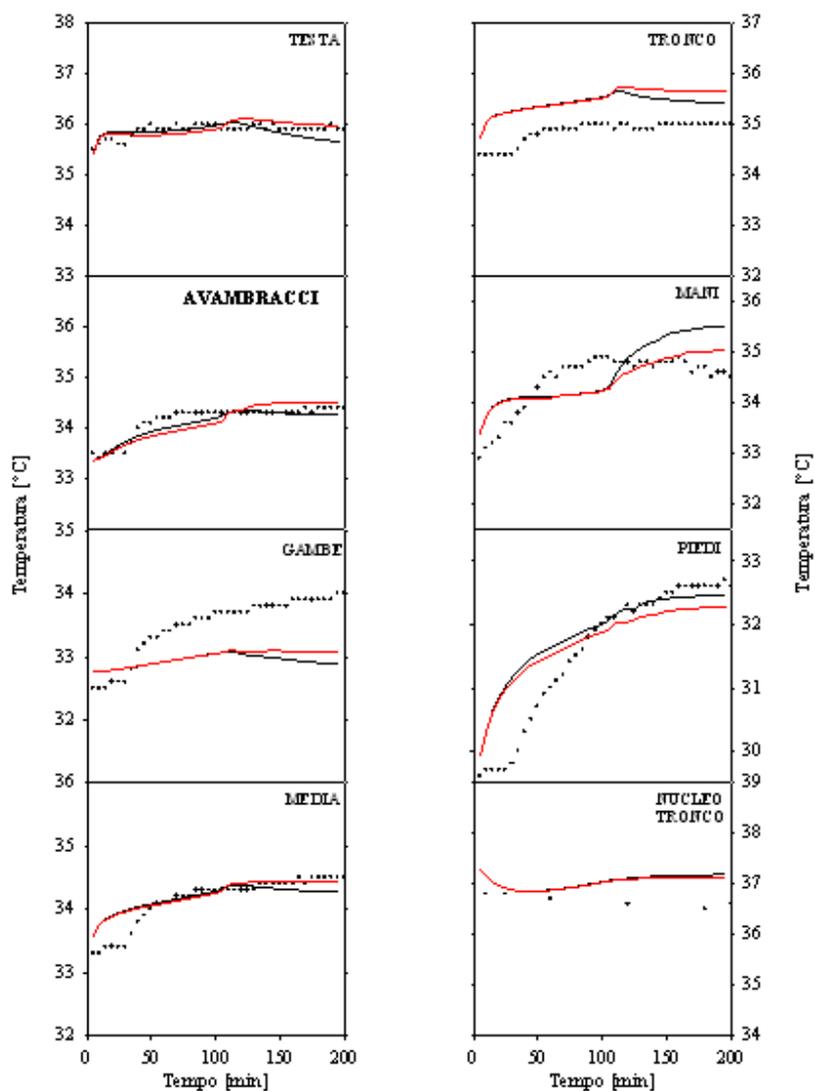


Figura 5.58 -4 Confronto tra i valori istantanei di temperatura della pelle misurati (●), previste dal THERMODE 193 (—) e previste dal THERMODE 193 a valori del fitting (—). Condizioni: Condizioni: $PMV=1$; $I_{cl}=0,10$ clo. N.B. Nel caso del tronco si fa riferimento alla temperatura del nucleo.

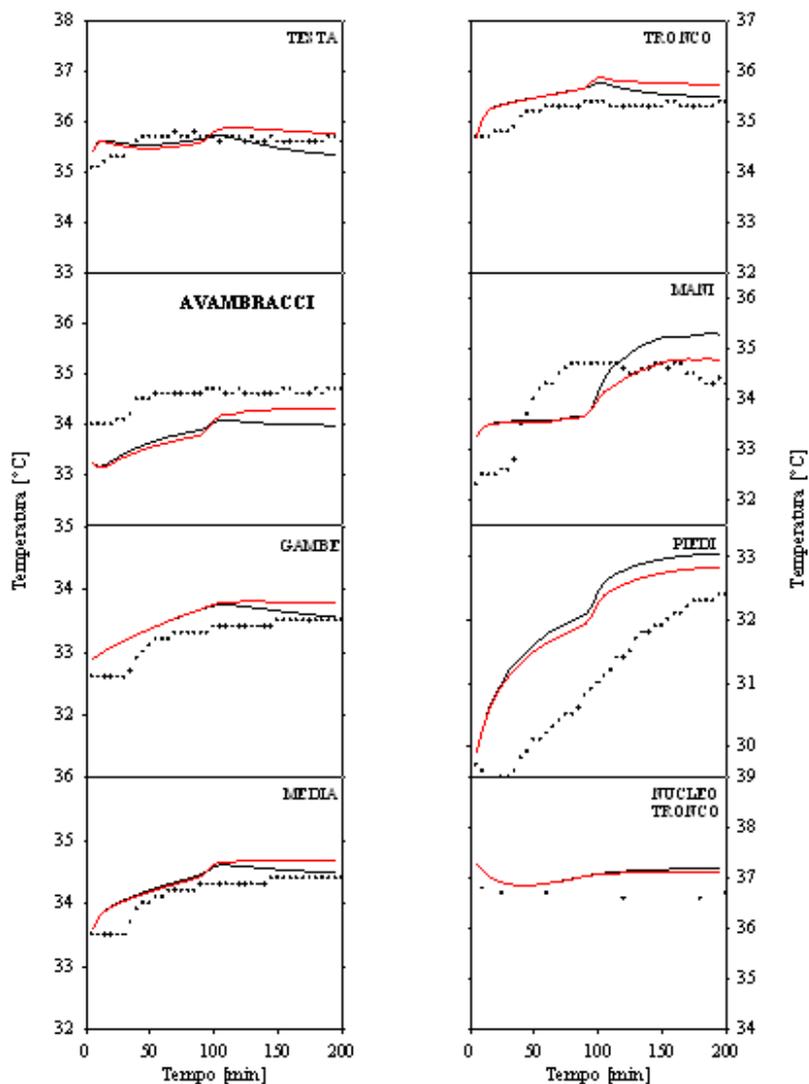


Figura 5.59 - Confronto tra i valori istantanei di temperatura della pelle misurati (●), previste dal THERMODE 193 (—) e previste dal THERMODE 193 a valle del fitting (---). Condizioni: $PMV=1$; $I_{cl}=0,60$ clo. N.B. Nel caso del tronco si fa riferimento alla temperatura del nucleo.

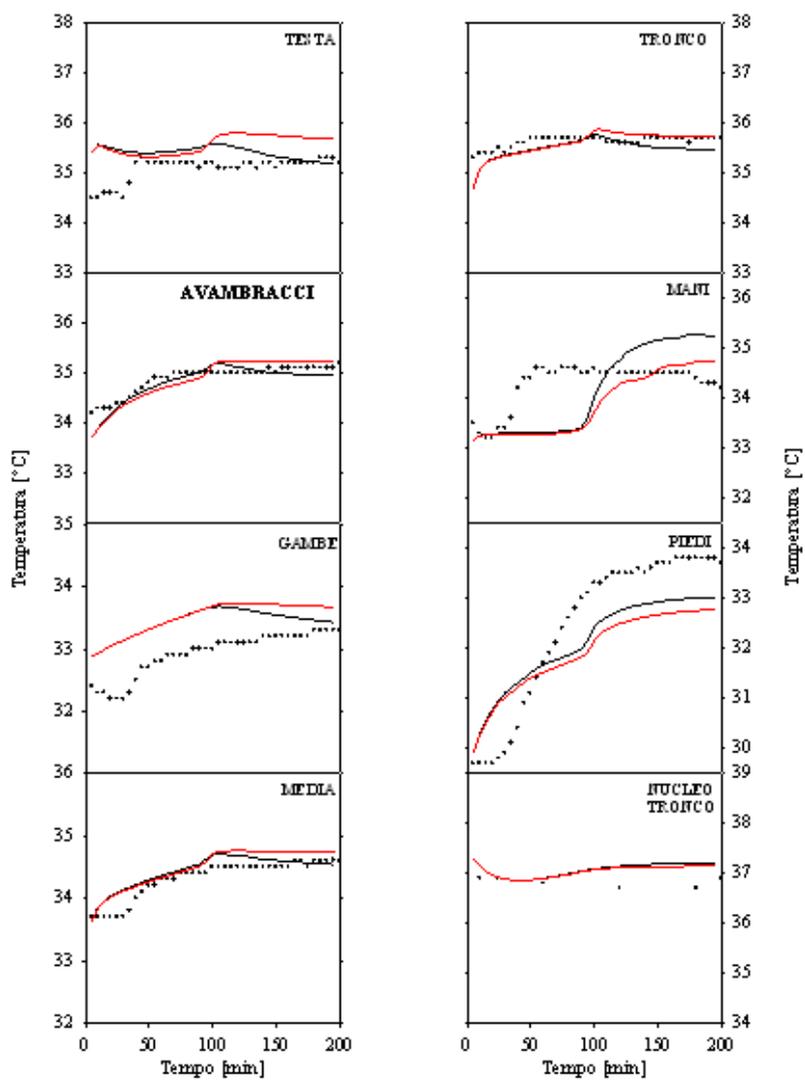


Figura 5.60 - Confronto tra i valori istantanei di temperatura della pelle misurati (●), previste dal THERMODE 193 (—) e previste dal THERMODE 193 a valle del fitting (—). Condizioni: Condizioni: $PMV=1$; $I_{cl}=0,85$ clo. N.B. Nel caso del tronco si fa riferimento alla temperatura del nucleo.

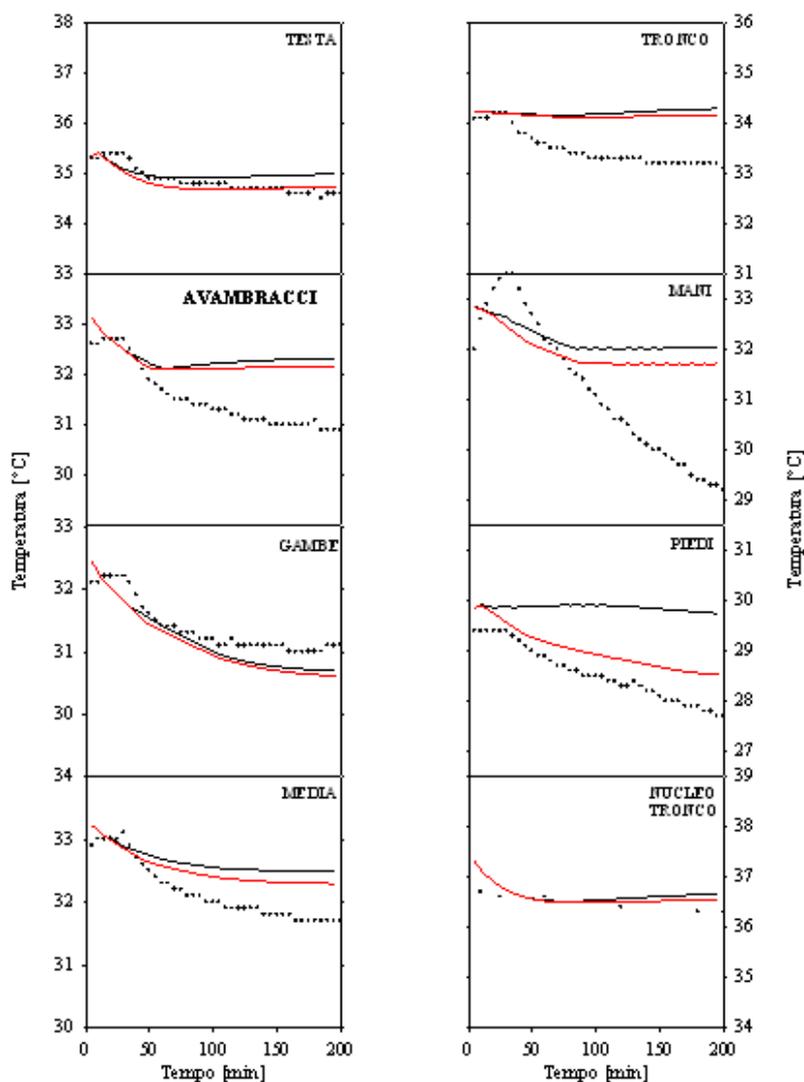


Figura 5.61 - Confronto tra i valori istantanei di temperatura della pelle misurati (●), previste dal THERMODE 193 (—) e previste dal THERMODE 193 a valle del fitting (—). Condizioni: $PMV = -1$; $I_{cl} = 0,10$ clo. N.B. Nel caso del tronco si fa riferimento alla temperatura del nucleo.

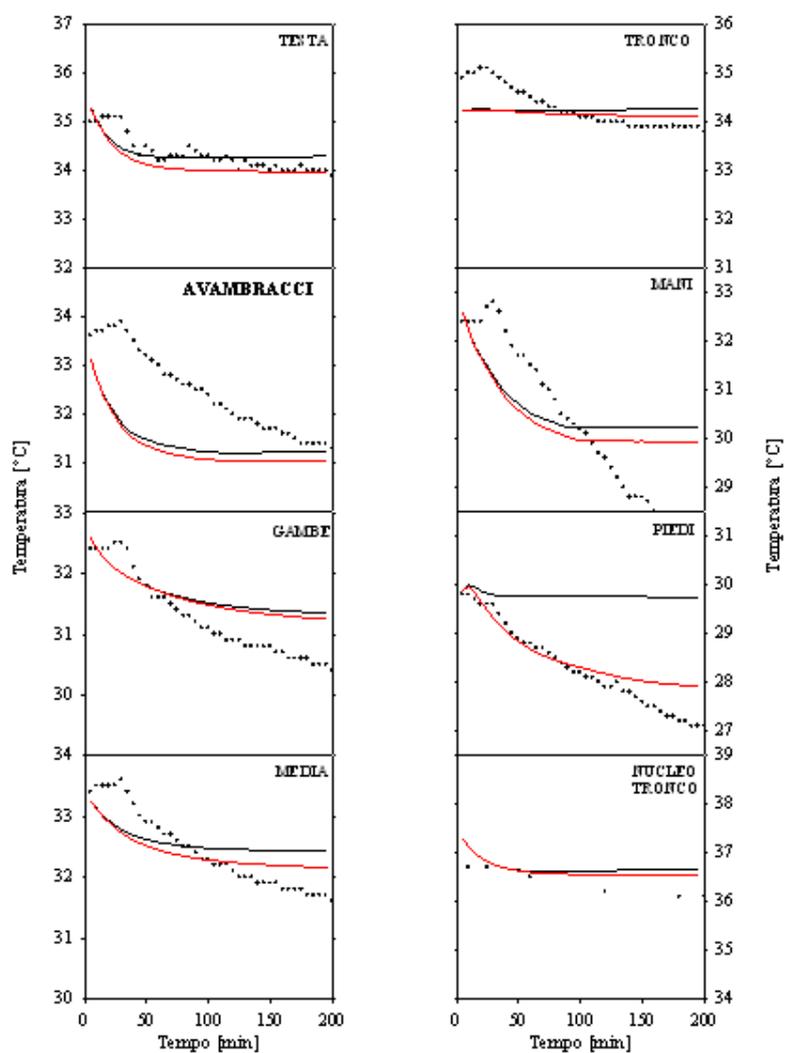


Figura 5.62 - Confronto tra i valori istantanei di temperatura della pelle misurati (\bullet), previste dal THERMODE 193 ($-$) e previste dal THERMODE 193 a valle del fitting ($-$). Condizioni: $PMV = -1$; $I_{cl} = 0,60$ clo. N.B. Nel caso del tronco si fa riferimento alla temperatura del nucleo.

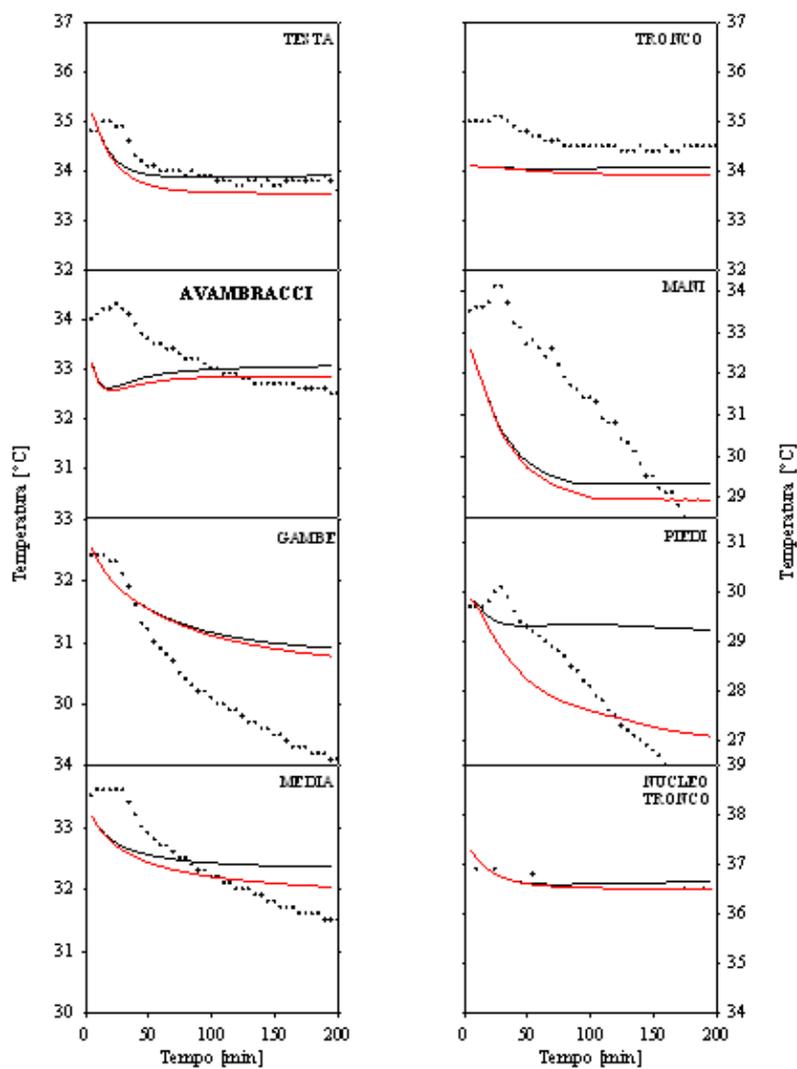


Figura 5.63 - Confronto tra i valori istantanei di temperatura della pelle misurati (●), previste dal THERMODE 193 (—) e previste dal THERMODE 193 a valle del fitting (---). Condizioni: Condizioni: $PMV = -1$; $I_{cl} = 0,85$ clo. N.B. Nel caso del tronco si fa riferimento alla temperatura del nucleo.

6. CONCLUSIONI

Il presente studio ha avuto come oggetto l'implementazione e l'ottimizzazione di un modello matematico di termoregolazione del corpo umano sviluppato agli inizi degli anni '90 da alcuni ricercatori del DETEC dell'Università di Napoli Federico II, del DIMEC dell'Università degli Studi di Salerno, inizialmente in collaborazione con l'LPPE del CNRS di Strasburgo. Il modello originale, denominato THERMODE 129, è costituito da un sistema passivo, che rappresenta processi relativi a scambi termici nel corpo e tra il corpo e l'ambiente, e da un sistema attivo, che rappresenta i meccanismi attraverso i quali il corpo controlla gli scambi termici al fine di mantenere la sua temperatura in un preciso e fisiologico range di valori.

Lo studio ha previsto una prima fase di indagine sui diversi modelli di termoregolazione che si sono succeduti negli anni, a partire dal 1800 ai giorni nostri.

Quindi, si è entrati nel vivo della verifica del THERMODE 129. In una prima fase, si è operato sul sistema passivo, che è stato profondamente rivisitato, realizzando una maggiore segmentazione del corpo umano, allo scopo di simulare la reale variazione delle grandezze microclimatiche nella zona occupata dal soggetto. In tal modo, è possibile prevedere la risposta termica di soggetti che assumono posture diverse, esposti ad ambienti con elevati gradi di disuniformità termica. Si è così giunti al THERMODE 193 che fornisce risultati soddisfacenti in ambienti omogenei caldi, caratterizzati da $PMV = +1$, mentre pone dei problemi in ambienti neutri e leggermente freddi, nei quali prevede temperature diverse da quelle misurate in camera climatica, in maniera limitata per le

gambe e le braccia, in maniera sostanziale per le mani e i piedi.

I limiti mostrati dal modello con il solo cambiamento del sistema passivo, hanno condotto ad una attenta rivisitazione del sistema attivo che, come quello del suo predecessore, il THERMODE 129, eredita in blocco l'impostazione del modello di Stolwijk, del 1970, che è stato il primo modello multinodo basato su una netta differenziazione su sistema attivo e passivo. Si è partiti con una attenta indagine bibliografica, passando in rassegna la letteratura dei modelli "Stolwijk like" degli ultimi quarant'anni, al fine di reperire valori dei coefficienti delle equazioni errore-comando maggiormente performanti. E' stato quindi individuato un set di valori alternativo a quello di Stolwijk (seppur molto simile), formulato da Tanabe nel 2002, che ha consentito di ottenere solo limitati miglioramenti delle prestazioni. Per questa ragione, si è deciso di affrontare il problema in maniera più diretta, procedendo con un'operazione di fitting dei dati sperimentali a disposizione, al variare dei parametri del sistema attivo.

Questa fase del lavoro ha richiesto una indagine preliminare tra gli ambienti commerciali più diffusi ed affidabili destinati al fitting di dati sperimentali. Data la natura del codice sorgente Fortran, ereditato dal predecessore del THERMODE 193, si è preferito perseguire una soluzione casalinga, che ha portato alla scrittura di un programma di identificazione parametrica in Delphi/Pascal e ad una modifica strutturale del codice di simulazione termoregolatoria. La scelta di operare in due ambienti così diversi è stata dettata da ragioni di convenienza, in quanto il gruppo di lavoro presso cui questa ricerca è stata sviluppata già disponeva di un codice per il calcolo di parametri cinetici di reazioni solido-catalizzate ampiamente collaudato. I valori dei parametri così ottenuti, da ritenersi ancora preliminari data la complessità del problema ed i tempi di calcolo richiesti, hanno consentito da un lato di ottenere informazioni molto utili ai fini di una conduzione efficace del processo di ottimizzazione (scelta dei valori di primo tentativo, modifica della funzione obiettivo, selezione delle misure da ottimizzare, stima a blocchi dei parametri relativi a ciascun meccanismo termoregolatorio), dall'altro di garantire una migliore affidabilità rispetto al passato. A testimonianza di questo è possibile invocare il migliorato accordo tra i valori di temperatura cutanea previsti e misurati per le mani e i piedi, i cui scarti relativi superavano in certe condizioni anche i 3 °C.

Poiché non è possibile escludere che le forti variazioni di alcuni dei parame-

tri a valle del fitting siano legate ad una loro dipendenza dall'ampiezza dei segnali di errore *warm, warms, cold, colds* (come già a suo tempo indicato da Fiala), in futuro si può procedere con un fitting parziale delle sole misure a *PMV* costante, in modo tale da stabilire, per ciascun parametro coinvolto, la miglior dipendenza funzionale ai fini dell'adattamento del sistema attivo ad un più ampio spettro di condizioni sperimentali (anche al di fuori del campo caratterizzato da: $-1 \leq PMV \leq +1$). In particolare si può testare il modello in condizioni di freddo o caldo estremo e ambiente termicamente non uniforme.

I risultati ottenuti, uniti alla filosofia modulare con cui il codice di identificazione parametrica è stato realizzato, potranno essere utilizzati in futuro come valida base di partenza anche per la sostanziale riformulazione del sistema attivo (e/o passivo) alla base del modello, consentendo il raggiungimento di una ancor maggiore affidabilità.

In ogni caso, qualunque conclusione definitiva rispetto alle considerazioni precedentemente riportate richiede una adeguata validazione sperimentale di implementazione estremamente complessa, data la natura di alcuni parametri fisiologici come la *perspiratio insensibilis*, i flussi ematici o l'energia termica sviluppata nel singolo blocco per effetto del brivido, dei quali è richiesta la misurazione.

SIMBOLOGIA

A_n	area della superficie del corpo umano nudo, m^2 ;
A_{eff}	area della superficie efficace del corpo umano, m^2 ;
A_v	area del corpo umano vestito;
C	potenza termica scambiata per convezione, W;
\underline{c}	coordinate del centroide del semplice;
c_{chil}	coefficiente di controllo centrale del brivido, $W \cdot K^{-1}$;
c_{con}	coefficiente di controllo centrale della vasocostrizione, $l \cdot K^{-1}$;
$chill$	segnale di comando del brivido, W;
$cdil$	coefficiente di controllo centrale della vasodilatazione, integrazione lineare, $l \cdot h^{-1} \cdot K^{-1}$;
$cold$	segnale di freddo del recettore ipotalamico, K;
$colds$	segnale di freddo integrato per la pelle, K;
csw	coefficiente di controllo centrale della sudorazione, integrazione lineare, $W \cdot K^{-1}$;
$dilat$	segnale di comando per la vasodilatazione, $l \cdot h^{-1}$;
c_p	calore specifico a pressione costante dell'aria, $J \cdot (kg \cdot K)^{-1}$;
C_{res}	potenza termica dispersa nella respirazione come calore sensibile, W;
E	potenza termica dispersa per evaporazione della pelle, W;
Ed	potenza termica dispersa per diffusione dalla pelle, W;

E_{re}	potenza termica dispersa nella respirazione come calore latente, W;
E_{sw}	potenza termica dispersa per sudorazione dalla pelle, W;
f_{cl}	rapporto tra l'area di un soggetto vestito e quella di un soggetto nudo, adim;
f_{eff}	coefficiente di area efficace
$F_{p,i-j}$	fattore di vista tra la generica superficie i-esima del corpo e la generica superficie j-ma dell'ambiente, adim;
G	matrice dei gradienti;
H	potenza termica secca, W
h	conduttanza termica convettiva unitaria aria-abiti, $W \cdot (m^2 \cdot K)^{-1}$;
h_{cl}	conduttanza termica dell'abbigliamento, $W \cdot (m^2 \cdot K)^{-1}$;
h_r	coefficiente di scambio termico radiativo, $W \cdot (m^2 \cdot K)^{-1}$;
$I_{a,st}$	isolamento termico statico dello strato limite, $(m^2 \cdot K) \cdot W^{-1}$ o clo;
$I_{a,dyn}$	isolamento termico dinamico dello strato limite, $(m^2 \cdot K) \cdot W^{-1}$ o clo;
$I_{cl,st}$	isolamento termico statico dell'abbigliamento, $(m^2 \cdot K) \cdot W^{-1}$ o clo;
$I_{cl,u}$	isolamento termico per un capo d'abbigliamento, $(m^2 \cdot K) \cdot W^{-1}$ o clo;
$IREQ$	Insulation REQuired, $(m^2 \cdot K) \cdot W^{-1}$ o clo;
$I_{T,st}$	isolamento termico statico totale, $(m^2 \cdot K) \cdot W^{-1}$ o clo;
$I_{T,dyn}$	isolamento termico dinamico total, $(m^2 \cdot K) \cdot W^{-1}$ o clo;
K	potenza termica scambiata per conduzione, W;
\underline{k}	vettore colonna contenente le coordinate dei vertici del simpleso
k_i	coefficiente di peso dell'i-esimo punto di misura, adim;
M	metabolismo energetico, $W \cdot m^{-2}$;
$m_{a,res}$	portata massica di aria respirata dall'individuo, $kg \cdot s^{-1}$;
n_p	numero di prove sperimentali oggetto di indagine
n_t	numero di misure di temperatura nell'ambito di una stessa prova sperimentale
p_a	pressione parziale del vapore d'acqua, kPa;

p_{as}	tensione di vapore dell'acqua alla temperatura dell'aria, Pa;
p_{chil}	coefficiente di controllo del brivido, integrazione non lineare, $W \cdot K^{-2}$;
p_{con}	coefficiente di controllo della vasocostrizione, integrazione non lineare, K^{-2} ;
p_{dil}	coefficiente di controllo della vasodilatazione, integrazione non lineare, $l \cdot h^{-1} \cdot K^{-2}$;
p_{ex}	pressione di vapore saturo dell'aria espirata, Pa;
PHS	Predicted Heat Strain, adim;
PMV	Predicted Mean Vote, adim,
PPD	Predicted Percentage Dissatisfied, adim;
P_{sk}	tensione di vapore dell'acqua alla temperatura della pelle, Pa;
p_{sw}	coefficiente di controllo della sudorazione, integrazione non lineare, $W \cdot K^{-2}$;
R	potenza termica scambiata per irraggiamento, W;
S	variazione dell'energia interna del corpo umano nell'unità di tempo, W;
$schil$	coefficiente di controllo del brivido, $W \cdot K^{-1}$;
$scon$	coefficiente di controllo della vasocostrizione, K^{-1} ;
$sdil$	coefficiente di controllo della vasodilatazione per la pelle, integrazione lineare, $l \cdot h^{-1} \cdot K^{-1}$;
ssw	coefficiente di controllo della sudorazione per la pelle, integrazione lineare, $W \cdot K^{-1}$;
$strict$	segnale di comando della vasocostrizione, adim.
$sweat$	segnale di comando della sudorazione, W;
t_a	temperatura dell'aria, °C;
t_{cl}	temperatura media della superficie esterna del corpo umano vestito, °C;
t_{cr}	temperatura critica, °C;
t_{ex}	temperatura dell'aria espirata, °C;
$T_{mod,m(i,j)}$	valore di modello della temperatura media della pelle nella i-ma pro-

	va sperimentale al tempo j, K;
t_o	temperatura operativa, °C;
t_{pr}	temperatura piana radiante, °C;
t_r	temperatura media radiante, °C;
t_{sk}	temperatura media della pelle, °C;
$T_{sp,m}(i,j)$	valore sperimentale della temperatura media della pelle nella i-ma prova sperimentale al tempo j, K;
$UTCI$	Universal Thermal Climate Index, adim;
\underline{V}	matrice di varianza;
v_a	velocità dell'aria, m·s ⁻¹ ;
v_{ar}	velocità relativa dell'aria rispetto al soggetto, m·s ⁻¹ ;
W	potenza meccanica ceduta all'ambiente, W;
<i>walk</i>	velocità di camminatura, m·s ⁻¹ ;
<i>warm</i>	segnale di caldo del recettore ipotalamico, K;
<i>warms</i>	segnale di caldo integrato per la pelle, K;
W_b	massa corporea, kg;
$WBGT$	Wet Bulb Globe Temperature, °C;
w_p	valore previsto della percentuale di pelle bagnata, adim;
W_a	titolo dell'aria ambiente, kg·kg ⁻¹ ;
W_{ex}	titolo dell'aria respirata, kg·kg ⁻¹ ;

SIMBOLI GRECI

Φ_m	somma degli scarti quadratici di temperatura media istantanea, K ² ;
Φ_0	somma degli scarti quadratici di temperatura media istantanea in corrispondenza dei valori di primo tentativo, K ² ;
Φ_{min}	somma degli scarti quadratici di temperatura media istantanea, a fine ottimizzazione K ² ;
σ^2	deviazione standard della funzione obiettivo in corrispondenza del

	valore minimo, K^2 .
σ	costante di Stefan-Boltzmann, $W \cdot m^{-2} K^{-4}$;
ϕ	grado igrometrico, adim;
μ	permeanza della pelle alla diffusione del vapor d'acqua, $kg \cdot (sm^2 Pa)^{-1}$;
η	rendimento meccanico, adim;
λ	calore latente di vaporizzazione dell'acqua alla temperatura del nucleo, $J \cdot kg^{-1}$;
ε	emittenza totale della superficie esterna della persona, adim;
γ_c	coefficiente di contrazione del centroide del simplesso
γ_e	coefficiente di espansione del centroide del simplesso
γ_r	coefficiente di ribaltamento del centroide del simplesso

BIBLIOGRAFIA

- Alfano G., d'Ambrosio F.R. 1986. La misura della resistenza termica conduttiva equivalente dell'abbigliamento. In: *L'isolamento termico dell'abbigliamento*, 7-10. Napoli: CUEN.
- Alfano G., d'Ambrosio F.R., Saporiti R. 1992. L'abbigliamento termicamente protettivo. *Folia medica*, 64(3), 107-121.
- Alfano G., Cicolecchia S., d'Ambrosio F.R. 1993a. The influence of the vapor permeability of clothing on thermal discomfort. *ASHRAE Transactions*, 95(2), 309-315.
- Alfano G., d'Ambrosio F.R. e Riccio G. 1993b. Un semplice modello di calcolo per la valutazione dell' I_{clu} di un capo di abbigliamento a partire dalla resistenza termica del tessuto. Atti 48° Congresso Nazionale Associazione Termotecnica Italiana, Taormina, 2, 937-945.
- Alfano G., d'Ambrosio F.R. Riccio G. 1997. *La valutazione delle condizioni termo igrometriche negli ambienti di lavoro: comfort e sicurezza*. Napoli: CUEN.
- Alfano G., d'Ambrosio F.R., Palella B.I., Riccio G. 2004a. Nuove normative nel settore del comfort termico. Atti Convegno Internazionale AiCARR, 155-174, Milano, marzo.

- Alfano G., d'Ambrosio F.R., Palella B.I., Riccio G. 2004b. Criteria for assessment of hot environments: WBGT index and PHS (predicted heat strain). *La Medicina del Lavoro*, Special Article, 95(4), 95-104.
- Alfano G., d'Ambrosio F.R., Liotti F., Peduto M., Perrotta A., Riccio G. 2006. La qualità dell'aria interna e i cancerogeni. In: *Oncologia dalla clinica alla medicina legale*, a cura di L. Palmieri. 253-273, Napoli: Giuffrè Editore.
- Alfano G., Betta V., d'Ambrosio F.R., Riccio G. 2008. *Lezioni di Fisica Tecnica*. Napoli: Liguori Editore.
- Armstrong L.E., Wyndham C.H., Mc Donald D.K.C. 1971. La membrana cellulare ed il trasporto biologico. In: *Fisiologia* di Selkurt E.E. , cap. 1, 1-48. Napoli: Liguori Editore
- Aschoff J., e Wever R. 1958. Kern und schale im warmehaushalt des menschen. *Die Naturwissenschaften*, 45, 477-485.
- ASHRAE. 2009. Physiological principles, comfort and health. In: *ASHRAE Fundamentals*, ch.8. Atlanta: American Society of Heating Refrigerating and Air Conditioning.
- ASHRAE. 2010. Thermal environmental conditions for human occupancy. ANSI/ASHRAE Standard 55-2010. Atlanta: American Society of Heating, Refrigerating, and Air-Conditioning Engineers, Inc.
- Atkins A. R., Wyndham C.H. 1969. A study of temperature regulation in the human body with the aid of an analogue computer. *Pflugers Arch.*, 307, 104-111.
- Baconnier P. 1978. Application de la modélisation à l'étude de la thermorégulation chez l'homme. Thèse pour l'obtention du Doctorat d'Etat en Sciences Physiques, Université de Grenoble.
- Benzinger T.H. 1979. The physiological basis for thermal comfort. In: Fanger PO and Valbjorn O. (eds) *Proceedings of Indoor climate*. 441-476, Copenhagen: Danish Building Research Institute.

- Benzinger T.H., Pratt A.W., Kitzinger C. 1961. The thermostatic control of human metabolic heat production. In: *Proceedings of National Academy of Science U.S.A.* 47, 730-739.
- Benzinger T.H., Kitzinger C. 1963. The human thermostat. In: *Temperature its measurement and control in science and industry*, 3, 637-665. New York: Reinhold Publishing Corporation.
- Bernard T.E. 1999. Heat stress and protective clothing: an emerging approach from the United States. *Annals of Occupational Hygiene*, 43(5), 321-327.
- Błaŝejczyk K., Broede P., Fiala D., Havenith G., Holmér I., Jendritzky G., Kampmann B., Kunert A. 2009. Principles of the new Universal Thermal Climate Index (UTCI) and its application to bioclimatic research in European scale. COST Report.
- Bullard R.W., 1971. Studies on human sweat gland duct filling and skin hydration. *Journal de Physiologie (Paris)*, 63(3), 218-221.
- Bullard R. W. 1975. Regolazione della temperatura. In: *Fisiologia* di Selkurt E. E., cap.28, 821-842. Napoli: Liguori Editore.
- F.R. d'Ambrosio, V. Candas, C. Herrmann. 1993. A Mathematical model of thermoregulation to evacuate thermal comfort. Capri. International Conference on "Energy and Environment towards the Year 2000". ATI Sezione Campania- 3,5 Giugno 1993.
- Cenni P., d'Ambrosio Alfano F.R.. 2010. L'evoluzione del percorso ergonomico in ingegneria. Atti del 3° Convegno Nazionale dell'Associazione Italiana di Storia dell'Ingegneria. 323-338. Napoli, aprile. Napoli: Cuzzolin Editore.
- Chato J. C. 1985. Selected thermophysical properties of biological materials. In: *Heat Transfer in Medicine and Biology-Analysis and Applications* (A. Shitzer and R. C. Eberhart eds.). 2, 413-418. New York: Plenum.
- Chatonnec J., Cabanac M. 1965. The perception of thermal comfort. *International Journal of Biometereology*. 9(2), 183-193.

- Comincioli V. 1990. *Analisi numerica: metodi, modelli e applicazioni*. New York, Mc Graw and Hill.
- D'Agostino V., d'Ambrosio Alfano F.R., Riccio G. 2007. Il microclima negli ambienti destinati alla conservazione di beni di interesse culturale. *Restauro archeologico*, 1, 11-15. Firenze: ALINEA Editrice.
- d'Ambrosio F.R. 1994. Metabolismo energetico; Resistenza termica e permeabilità al vapore dell'abbigliamento; Modelli di termoregolazione. In: *Manuale sulla qualità fisico-tecnica dell'ambiente costruito*, vol. 1: Principi, parte B.III: Comfort termico, § 2.2, 2.3, 3.2. CNR Progetto Finalizzato Edilizia.
- d'Ambrosio Alfano F.R. 2008. Evoluzione dei modelli di termoregolazione del corpo umano. *Atti del 20 Convegno Nazionale di Storia dell'Ingegneria*, 887-900. Napoli, aprile. Napoli: Cuzzolin Editore.
- d'Ambrosio F.R., Candas V., Herrmann C. 1993. A mathematical model of thermoregulation to evaluate thermal comfort. In: *Proc. International Conference "Energy and Environment: towards the year 2000"*, 2, 1031-1044. Napoli: De Costanzo Editori.
- d'Ambrosio F.R., Riccio G. 2001. Un modello per la valutazione degli strains termici dovuti all'abbigliamento protettivo, *Atti 56° Convegno Nazionale ATI – Napoli*, pp. 281-293.
- d'Ambrosio Alfano F.R., Riccio G. 2004a. La misurazione del comfort e del rischio: normative e valori di riferimento in ambienti severi freddi. (relazione ad invito). *Atti del Convegno Nazionale dBA Ambiente Lavoro*, Modena, ottobre.
- d'Ambrosio Alfano F.R., Palella B.I., Riccio G. 2004b. Criteria for assessment of hot environments: WBGT index and PHS (predicted heat strain). *La Medicina del Lavoro* 95(4), 255-280.
- d'Ambrosio Alfano F.R., Palella B.I., Riccio G. 2005a. Stato dell'arte della normativa per la valutazione dello stress termico. *Relazione a invito. Atti del Congresso Nazionale "La medicina del lavoro 2005:*

- nuove metodologie di controllo ambientale, sorveglianza sanitaria e prevenzione nei luoghi di lavoro”, Firenze, 16-18 novembre, 47-60.
- d’Ambrosio F.R., Palella B.I., Riccio G. 2005b. Sportswear- “Pumping effect” and Thermal Comfort. *Action and Wear* (2005), 1, pp. 78-80.
- d’Ambrosio Alfano F.R., Palella B.I., Riccio G. 2006. Thermal comfort design in indoor environments: a comparison between EU and USA approaches. *Proceedings of International Conference Healthy Buildings*, June 4-8.
- d’Ambrosio Alfano F.R., Palella B.I., Riccio G. 2008. THERMODE 193: an enhanced Stolwijk thermoregulation model of the human body. 7th International Thermal Manikin and Modelling Meeting, Coimbra Portugal, 2008 September 3th-7h.
- d’Ambrosio Alfano F. R., Palella B.I., Riccio G. 2011a. Thermal environment assessment reliability using temperature – humidity indices. *Industrial Health*, 49, 95-106.
- d’Ambrosio Alfano F.R., Palella B.I., Riccio G. 2011b. *Ambiente termico: comfort e sicurezza*. Milano: Editore Delfino. (in corso di stampa).
- Edgar T.F., Himmelblau D.M. 2001. *Optimization of Chemical Processes* (Second Edition). New York: McGraw Hill.
- DuBois D., DuBois E.F. 1916. A formula to estimate the approximate surface area if height and weight be known. *Archives of International Medicine*, 17, 863-871.
- Eberhardt E.C. 1995. Thermal models of single organs. In: *Heat transfer in medicine and biology - Analysis and application*, 1, 12, 279-302.
- Fan J., Chen Y.S. 2002. Measurement of clothing thermal insulation and moisture vapour resistance using a novel perspiring fabric thermal manikin. *Measurement Science Technology*. 13, 1115–1123.
- Fanger P.O. 1970. *Thermal Comfort*. New York: McGraw Hill.

- Fiala D., Lomas K., Stohrer M. 1999. A computer model of human thermoregulation for a wide range of environmental conditions: the passive system. *Journal of Applied Physiology*, 87(5), 1957-1972.
- Fiala D., Lomas K., Stohrer M. 2001. Computer prediction of human thermoregulatory and temperature responses to a wide range of environmental conditions. *International Journal of Biometereology*, 45, 143-159.
- Fiala D., Richards M.G. 2004. Modelling fire-fighter responses to exercise and asymmetric infrared radiation using a dynamic multi-mode model of human physiology and result from the Sweating Agile thermal Manikin. *Journal of Applied Physiology*. 92, 649-653.
- Fobelets A. P. R., Gagge A.P. 1988. Rationalization of the effective temperature, ET^* , as a measure of the entalpy of the human indoor environment. *ASHRAE Transactions*, 94(1), 12-31.
- Gagge A.P., Burton A.C., Bazett H.C. 1941. A practical system of units for the description of the heat exchange of man with his environment. *Science*, 428-430.
- Gagge A.P., Stolwijk J.A.J., Nishi Y. 1971. An effective temperature scale based in a simple model of human physiological regulatory response. *ASHRAE Transactions*, 71, 247-262.
- Gagge AP, Gonzalez RR, 1973. Physiological bases of warm discomfort for sedentary man. *Archives of Science Physiology*, 27, A409-A424.
- Gordon R. G., Boemer R. B., Howarth S. M. 1976. A mathematical model of the human temperature regulatory system: transient cold exposure response. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, BME-23(6), 434-444.
- Grivel F., Herrmann C., d'Ambrosio F.R., Candas V. 1992. Thermal comfort analysis: subjective data collection, methodology and reference condition, *Proceedings of 2nd International Conference on Vehicle Comfort: ergonomic, vibrational, noise and thermal aspects*, Bologna, Italy, 371-381.

- Hammel H. T. 1970. Concept of adjustable set temperature. In: *Physiological and behavioural Temperature Regulation*, 46, 676-683 (Hardy, Gagge and Stolwijk eds.). Springfield: Charles C. Thomas Publisher.
- Hardy J. D. 1961. Physiology of temperature regulation. *Physiological Review*, 41, 521-606.
- Hardy J. D. 1972. Models of temperature regulation-A review. In: *Essays on temperature regulation* (Bligh and Moore eds.), 163-186. Amsterdam: North Holland Publishing Company.
- Hardy J.D., e Bard P. 1977. Regolazione della temperatura corporea. In: *Trattato di Fisiologia di Mountcastle*, cap.2, 1527-1570. Padova: Piccin Editore.
- Harrison. 1992. Principi di medicina interna. I, 174-179 - II, 2914-2917. Milano: Mc Graw Hill Italia.
- Havenith G, 1985a. Individualized model of human thermoregulation for the simulation of heat stress response. *Journal of Applied Physiology*, 1943-1954.
- Havenith G. 1985b. Individual parameters in termoregulatory control: a review. In: Report n. Izf 1985-26 of Institute for Perception, Netherlands.
- Havenith G. 2001. Individualized model of human thermoregulation for the simulation of heat stress response. *Journal of Applied Physiology*, 90, 1943-1954.
- Havenith G., Holmér I., Den hartog E.A., Parsons K.C. 1999. Clothing evaporative heat resistance: proposal for improves representation in standards and models. *Annals of occupational Hygiene*, 43(5), 339-346.
- Holmér I. 1998. Protective clothing and heat transfer. Proc. Seminar on Heat Stress Indices, 373-411, Luxembourg.

- Holmér I. 1992. Prediction of protective requirements in cold: possibilities and limitations. Proceedings of NOKOBETEF IV, Fittila, Finland, February 5th-7th, 212-217.
- Holmér I., Nilsson H., Havenith G., Parsons K.C. 1999. Clothing convective heat exchange - proposal for improved prediction in standards and models. *Annals of Occupational Hygiene* 43(5), 329-337.
- Houdas Y. 1981. Modelling of heat transfer in man. In: *Bioengineering, thermal physiology and comfort*, (Cena and Clark eds.), 7, 111-121. Amsterdam: Elsevier Scientific Publishing Company.
- Huizenga C., Hui Z., Arens E. 2001. A model of human physiology and comfort for assessing complex thermal environments. *Building and Environment*, 36, 691-699.
- Ichihara M., Saitou M., Nishimura M., Tanabe S. 1997. Measurement of convective and radiative heat transfer coefficients of standing and sitting human body by using a thermal manikin. *Journal of Architectural Planning and Environmental Engineering (AIJ)*, 501, 45-51.
- ISB. 2009. Executive summary. COST Action 730. The Universal Thermal Climate Index UTCI for assessing the thermal environment of the human being. International Society of Biometeorology (<http://www.utciorg/cost/documents.php>)
- ISO. 2001. Ergonomics of the thermal environment - Methods for the assessment of human responses to contact with surfaces - Part 2: Human contact with surfaces at moderate temperature. ISO/TS 13732-2. Geneva: International Standardization Organization.
- Jendritzky G., Havenith G., Weihs P., Batchvarova E. Editors, 2009. Towards a Universal Thermal Climate Index UTCI for assessing the thermal environment of the human being. Final Report COST Action 730.
- Jones B.W. 2002. Capabilities and limitations of thermal models for use in thermal comfort standard. *Energy and Buildings*, 34, 653-659.

- Kampmann B., Piekarski C. 2000. The evaluation of workplaces subjected to heat stress: can ISO 7933 (1989) adequately describe heat strain in industrial workplaces? *Applied Ergonomics*, 31, 59-71.
- Keele A., Neil E. 1967. Regolazione della temperatura corporea nell'uomo. In: *Fisiologia applicata di S. Wright*, cap.37, 619-639. Roma: Società Editrice Universo.
- Lenzi P., Libert J.P., Franzini C., Cianci T., Guidalotti P.L. 1986. Short-term thermoregulatory adjustment involving apposite regional temperature changes. *Journal of Thermal Biology*, 11, 151-156.
- Lopardo G., Palella B.I., Riccio G. 2009. On the Heat Transfer Modelling for the Prediction of the Human Thermoregulatory Response to the Thermal Environment, *Proceedings of First International Conference on Computational Methods for Thermal Problems ThermaComp2009*, September 8-10, Naples, Italy, 269-272
- Lotens W. A. 1988. Comparison of thermal predictive models for clothed humans. *ASHRAE Transactions*, 94(1), 1321-1341.
- Mac Donald K. C., Wyndham C. H. 1950. Heat transfer in man. *Journal of Applied Physiology*, 3, 342-364.
- Malchaire J.B. 1997a. Discussion paper on the computation of C_{res} E_{res} - Research contract BMH4-CT96-0648. WP 11/2.
- Malchaire J.B. 1997b. Evaporative efficiency of sweating - Research contract BMH4-CT96-0648. WP 20/2.
- Malchaire J.B., Gerbhardt H.J., Piette A. 1999. Strategy for evaluation and prevention of risk due to work in thermal environments. *The Annals of occupational Hygiene*, 43: 367-376.
- Malchaire J.B., Kampmann B., Havenith G., Mehnert P., Gebhardt H.J. 2000a. Criteria for estimating acceptable exposure times in hot working environments: a review. *International Architecture Occupational Environmental Health*, 73, 215-220.

- Malchaire J.B., Piette A., Kampmann B., Havenith G., Menhert P., Holmer I., Gebhardt H.J., Griefahn B., Alfano G., Parsons K. 2000b. Development and validation of the predicted heat strain (PHS) model, 9th ICEE (International Conference on Environmental Ergonomics), Ruhr (Germany).
- Malchaire J.B., Piette A., Kampmann B., Menhert P., Gebhardt H.J., Havenith G., den Hartog E., Holmer I., Parsons K., Alfano G., Griefahn B. 2001. Development and validation of the predicted heat strain model, *The Annals of Occupational Hygiene*, 45(2), 123-135.
- Malchaire J.B., Kampmann B., Menhert P. et al. 2002a. Assessment of the risk of heat disorders encountered during work in hot conditions. *Int. Archives Occupational Environmental Health*, 75, 153-162.
- Masali M., Montinaro M., Masiero C., Pierlorenzi G., Lovisetto C., Micheletti M., Millevolte A., Riccio G. 1992. A survey on anthropometric characteristics of italian population aimed at an ergonomic design, *Proceedings of 2nd International Conference on Vehicle Comfort*, Bologna, 131-141.
- McCullough E.A., Jones B.W., e Tamura T. 1985. A comprehensive data base for estimating clothing insulation. *ASHRAE Transactions*, 92, 29-47.
- McDonald K.C., Wyndham C.H. 1950. Heat transfer in man. *Journal of Applied Physiology*, 3, 324-364.
- Menhert P., Malchaire J., Kampmann B. et al. 2002. Prediction of the average skin temperature in warm and hot environments. *European Journal of Applied Physiology*, 82, 52-60.
- Miller N.C., Seagrave R.C. 1974. A model of human thermoregulation during water immersion. *Computers in biology an medicine*, 4, 165-182.
- Montgomery L.D. 1974. A model of heat transfer in immersed man. *Annals of Biomedical Engineering*, 2, 19-46.

- Munir A., Takada S., Matsushita T., 2009. Re-evaluation of Stolwijk's 25-node human thermal model under thermal-transient conditions: Prediction of skin temperature in low-activity conditions, *Building Environment*, 44, 1777-1787.
- Murakami S. 2004. Analysis and design of micro-climate around the human body with respiration by CFD, *Indoor Air* 14(7), 144-156, 2004.
- Nadel E.R., Bullard R.W., Stolwijk J.A.J. 1971. Importance of skin temperature in the regulation of sweating. *Journal of Applied Physiology*, 31, 80-87.
- Nevins R.G. e Darwish M.A. 1970. Heat transfer through subcutaneous tissue as generating porous materials. In: *Physiological and behavioural temperature regulation*, 48, 281-301 (Hardy, Gagge, Stolwijk eds.). Springfield: Charles C. Thomas Publisher.
- Nishi Y., Gagge A.P. 1970. Moisture permeation of clothing. A factor governing thermal equilibrium and comfort. *ASHRAE Transactions*, 76(1), 137-145.
- Ochs S. 1975. Proprietà generali del nervo. In: *Fisiologia di Selkurt E. E.*, 2, 49-72. Napoli: Liguori editore.
- Olesen B.W., 1984. How many sites are necessary to estimate a mean skin temperature? In: *Thermal Physiology*, 33-37 (ed. Hales). New York: Raven Press.
- Olesen B.W., Bassing J.J., Fanger P.O. 1972. Physiological comfort conditions at sixteen combinations of activity, clothing, air velocity and ambient temperature. *ASHRAE Transactions*, 78, 199-206.
- Olesen B.W., Fanger P.O. 1973. The skin temperature distribution for resting man in comfort. *Archives of Science Physiology*, 27, A385-A393.
- Parsons K.C., Havenith G., Holmér I., Nilsson H., Malchaire J.B., 1999. The effect of wind and human movement on the heat and vapour

- transfer properties of clothing, *Annals of Occupational Hygiene*, 43(5), 347-352.
- Pennes H.H. 1948. Analysis of tissue and arterial blood temperatures in the resting human forearm. *Journal of Applied Physiology*, 1, 93-122.
- Rothe C.F., 1971. Regolazione delle funzioni viscerali: Il sistema nervoso autonomo. In: *Fisiologia di Selkurt E.E.*, cap.7A, 217-234. Napoli: Liguori Editore.
- Severens N.M.W., van Marken Lichtenbelt W.D., Frijns A.J.H., Kingma B.R.M., de Mol B.A.J.M., van Steenhoven A.A. 2010. Measurement of model coefficients of skin sympathetic vasoconstriction, *Physiological Measurements*, 31, 77-93.
- Smith P. E., James E. W. 1964. Human responses to heat stress. *Archives of Environmental Health*, 9, 332-342.
- Stolwijk J.A.J. 1970. Mathematical model of thermoregulation. In: *Physiological and behavioural Temperature Regulation*, 48, 703-721. Springfield: Charles C. Thomas Publisher.
- Stolwijk J.A.J. 1971. A mathematical model of physiological temperature regulation in man, Washington, DC: National Aeronautics and Space Administration (NASA contractor report, NASA CR-1855).
- Stolwijk J.A.J. 1982. Whole body heating-thermoregulation and modeling. *Medical Physics Monograph n. 8: Physical aspect of hyperthermia*, 565-586 (Nussbaum ed.). New York: American Institute of Physics Inc.
- Stolwijk J.A.J., Hardy J. D. 1966a. Temperature regulation in man- A theoretical study. *Pflugers Archives*, 291, 128-162.
- Stolwijk J.A.J., Hardy J. D. 1966b. Partitional calorimetric studies of responses of man to thermal transients. *Journal of Applied Physiology*, 21, 967-977.

- Szorek W., Kuklane K., Holmér I. 2007. Comparison of Fiala model predictions with experimental data for extreme cold conditions. Proceedings of ICEE XII, Piran, Slovenia, 517-520.
- Takada S., Kobayashi H., Matsushita T. 2009. Thermal model of human body fitted with individual characteristics of body temperature regulation Building and Environment, 44, 463-470.
- 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., Kobayashi K., Nakano J., Ozeki Y., Konishi M. 2002. Evaluation of thermal comfort using combined multi-node thermoregulation (65 MN) and radiation models and computational fluid dynamics (CFD). Energy and Buildings, 34, 637-646.
- Thellier F. 1989. Modélisation du comportement thermique de l'homme et de son habitat. Une approche de l'étude du confort. Thèse pour l'obtention du diplôme de docteur, Université Paul Sabatier de Toulouse (Sciences).
- UNI. 1996. Ambienti caldi. Valutazione dello stress termico per l'uomo negli ambienti di lavoro, basata sull'indice WBGT (temperatura a bulbo umido e del globotermometro). Norma UNI EN 27243. Milano: Ente Nazionale Italiano di Unificazione.
- UNI. 2001. Ergonomia degli ambienti termici - Principi e applicazioni delle relative norme internazionali. Norma UNI EN ISO 11399. Milano: Ente Nazionale Italiano di Unificazione.
- UNI. 2002a. Ergonomia degli ambienti termici - Valutazione dell'influenza dell'ambiente termico mediante scale di giudizio soggettivo. Norma UNI EN ISO 10551. Milano: Ente Nazionale Italiano di Unificazione.
- UNI. 2002b. Ergonomia degli ambienti termici - Temperatura delle superfici di contatto calde-Guida per stabilire nelle norme di prodotto i

- valori limite della temperatura delle superfici mediante la EN 563. Norma UNI EN 13202. Milano: Ente Nazionale Italiano di Unificazione.
- UNI. 2002c. Ergonomia degli ambienti termici - Supervisione medica per persone esposte ad ambienti molto caldi o molto freddi. Norma UNI EN ISO 12894. Milano: Ente Nazionale Italiano di Unificazione.
- UNI. 2004a. Ergonomia degli ambienti termici- Vocabolario e simboli. Norma UNI EN ISO 13731. Milano: Ente Nazionale Italiano di Unificazione.
- UNI. 2004b. Ergonomia - Valutazione degli effetti termici (thermal strain) mediante misurazioni fisiologiche. Norma UNI EN ISO 9886. Milano: Ente Nazionale Italiano di Unificazione.
- UNI. 2005a. Ergonomia dell'ambiente termico - Determinazione del metabolismo energetico. Norma UNI EN ISO 8996. Milano: Ente Nazionale Italiano di Unificazione.
- UNI. 2005b. Ergonomia dell'ambiente termico - Determinazione analitica ed interpretazione dello stress termico da calore mediante il calcolo della sollecitazione termica prevedibile. Norma UNI EN ISO 7933. Milano: Ente Nazionale Italiano di Unificazione.
- UNI. 2005c. Ergonomia dell'ambiente termico - Strategia di valutazione del rischio per la prevenzione dello stress o del disagio termico in condizioni di lavoro. Norma UNI EN ISO 15265. Milano: Ente Nazionale Italiano di Unificazione.
- UNI. 2006a. Ergonomia degli ambienti termici - Determinazione analitica e interpretazione del benessere termico mediante il calcolo degli indici *PMV* e *PPD* e dei criteri di benessere termico locale. Norma UNI EN ISO 7730. Milano: Ente Nazionale Italiano di Unificazione.
- UNI. 2008a. Ergonomia degli ambienti termici - Determinazione e interpretazione dello stress termico da freddo con l'utilizzo dell'isolamento termico dell'abbigliamento richiesto (IREQ) e degli effetti del raf-

- freddamento locale. Norma UNI EN ISO 11079. Milano: Ente Nazionale Italiano di Unificazione.
- UNI. 2008b. Criteri per la progettazione dell'ambiente interno e per la valutazione della prestazione energetica degli edifici, in relazione alla qualità dell'aria interna, all'ambiente termico, all'illuminazione e all'acustica. Norma UNI EN 15251. Milano: Ente Nazionale Italiano di Unificazione.
- UNI. 2008c. Ergonomia dell'ambiente termico - Posti di lavoro al freddo - Valutazione e gestione del rischio. Norma UNI EN ISO 15743. Milano: Ente Nazionale Italiano di Unificazione.
- UNI. 2009a. Ergonomia dell'ambiente termico - Valutazione dell'isolamento termico e della resistenza evaporativa dell'abbigliamento. Norma UNI EN ISO 9920. Milano: Ente Nazionale Italiano di Unificazione.
- UNI. 2009b. Ergonomia degli ambienti termici - Metodi per la valutazione della risposta dell'uomo al contatto con le superfici - Parte 3: Superfici fredde. Norma UNI EN ISO 13732-3. Milano: Ente Nazionale Italiano di Unificazione.
- Veyrat O., Gonord M. 1991. Amélioration du modèle de représentation thermique du corp humain. Rapport HE 12 W 3176. EDF, Direction des Etudes et Recherches.
- Vogt J.J., Candas V., Libert J.P., Daull F. 1981. Required sweat rate as an index of hermal strain in industry. In: *Bioengineering, Thermal Physiology and Comfort* (Cena e Clark eds.). 99-110. Amsterdam: Elsevier.
- Vogt J.J., Metz B. 1984. Ambiente termico. In: *Manuale di fisiologia del lavoro*. (Scherrer et coll. eds.). Milano: Masson Italia Editori.
- Wissler E.H. 1961. Steady-state temperature distribution in man. *Journal of Applied Physiology*, 16(4), 734-740.
- Wissler E.H. 1970. The use of finite difference techniques in simulating the human thermal system. In: *Physiological and behavioural tem-*

- perature regulation* (Hardy, Gagge, Stolwijk eds.), 27, 367-388. Springfield: Charles C. Thomas Publisher.
- Wissler E.H. 1988. A review of human thermal models. In: *Environmental Ergonomics*, (Mekjavic, Banister and Morrison eds.), part 4, 267-285. London: Taylor & Francis.
- Wyndham C.H., Atkins A.R. 1968. A physiological scheme and mathematical model of temperature regulation in man. *Pflugers Archives*, 303, 14-30.
- Yokoyama S., Tao M. and Kakuta N. 2007. Prediction Computer Program for Whole Body Temperatures and its Application under Various Working Level and Thermal Environmental Condition Combinations. *Industrial Health*, 45, 118-124.
- Yokoyama, S., Kakuta, N. and Ochifuji, K. 1997. Development of a New Algorithm for Heat Transfer Equation in the Human Body and its Applications, *Appl. Human Sci.*, 16, 153-159.
- Yokoyama, S., Kakuta, N., Togashi, T., Hamada, Y., Nakamura, M. and Ochifuji, K. 2000. Development of Prediction Computer Program of Whole Body Temperature Expressing Local Characteristics of Each Segment : Part 1 Bio-Heat Equations and Solving Method, *Trans. SHASE*, 77, 1-12