

## REPORT TESI

### Titolo: "Human body thermodynamics model"

## INTRODUZIONE

La presente tesi si inserisce all'interno del più ampio lavoro di ricerca "Attività sportiva in soggetti diabetici: analisi funzionale e parametri termodinamici e biomedici". L'obiettivo dello studio è stato una modellazione termodinamica del corpo umano, confrontando i risultati con i dati presenti in letteratura. Il presente modello si basa principalmente sul lavoro di ricerca svolto da Wissler (1) e integrato con quello più recente svolto da Mady et al. (2). Per svolgere la simulazione è stato utilizzato il software EES (Engeneering Equation Solver).

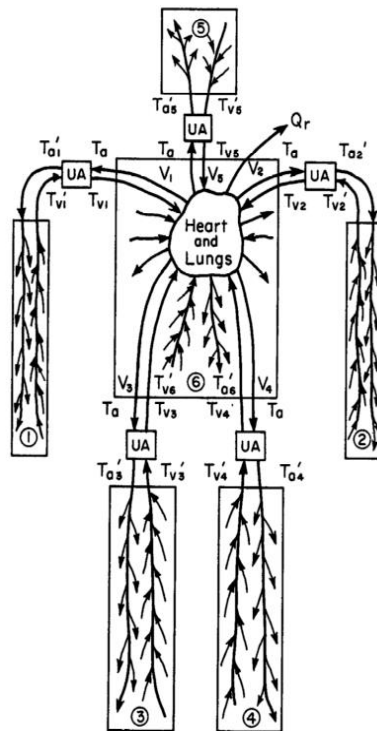
## NOMENCLATURA

Simbolo	Descrizione	Unità
$T$	Temperatura	[K]
$P$	Pressione	[kPa]
$C_p$	Calore specifico a pressione costante	[J/kg K]
$M$	Metabolismo	[W]
$A$	Area	[m <sup>2</sup> ]
$V$	Volume	[m <sup>3</sup> ]
$U$	Energia interna	[J]
$H$	Flusso entalpico	[W]
$W$	Lavoro	[W]
$Q$	Potenza termico	[M]
$h_c$	Coefficiente di scambio termico convettivo	[W/m <sup>2</sup> K]
$h_{ev}$	Coefficiente di scambio termico evaporativo	[W/m <sup>2</sup> Pa]
$w_{sk}$	Skin wettedness	
$f_{cl}$	Rapporto tra la superficie coperta dai vestiti e superficie nuda	
$R_{e,cl}$	Resistenza termica all'evaporazione imposta dai vestiti	[m <sup>2</sup> pa/W]
$r[i]$	Raggio dell'i-esimo cilindro	[m]
$h[i]$	Altezza dell'i-esimo cilindro	[m]
$K[i]$	Coefficiente di conduzione	[W/m K]
$\Phi$	Umidità relativa	
$\eta$	Efficienza di scambio termico	

## PEDICI

Simbolo	Descrizione
$c$	Convezione
$r$	Irraggiamento
$e$	Evaporazione
$bl$	Sangue
$ve$	Venoso
$ar$	Arterioso
$ex$	Espirazione
$as$	Aspirazione
$amb$	Ambiente
$cl$	Vestiti
$a$	Aria
$w$	Acqua
$int$	Interna
$sk$	Pelle
$tot$	Corpo intero

## MODELLO



Il modello termodinamico umano trattato include la conduzione interna, gli scambi energetici con l'ambiente e il sistema termoregolatore del trasporto sanguigno. Il soggetto in esame si trova a riposo ( $W=0$ ), nudo alle condizioni ambientali variabili. All'interno del codice EES è stato utilizzato il Kelvin come unità di misura della temperatura, ma in questa sede verranno utilizzati i gradi

Celsius per comodità espositiva. Il corpo è stato schematizzato e suddiviso in sei cilindri dello stesso volume dell'ellissoide utilizzato da Wissler (1) e ripreso poi come base negli studi successivi. L'altro riferimento preso è stato il modello realizzato da due studenti Rocca e Badaoui, che era corretto, ma presentava due problemi principali il primo è che era riferito solo al tronco, mentre invece c'era bisogno di studiare l'intero corpo, mentre il secondo è che alcuni parametri come il metabolismo non erano più attendibili per condizioni al contorno differenti dalle loro.

Il modello proposto come detto in precedenza è composto da sei cilindri, per [1] è stato inteso il tronco, mentre [2] è la testa, con [3] e [4] si sono indicate le braccia e [5] e [6] schematizzano le gambe.

Le variabili di input, oltre a quelle ambientali, sono principalmente le temperature, in particolare quella interna del tronco e le temperature della pelle delle altre componenti. Questa scelta è attendibile in quanto la temperatura interna del tronco si mantiene sempre intorno ai 37°C, come possiamo facilmente trovare da letteratura; infatti, il corpo umano è una macchina che ha come scopo quella di variare le varie temperature per mantenere la temperatura interna del tronco costante. Il vantaggio di prendere come input le temperature della pelle ( $T_{sk}[i]$ ) è legato alla semplicità di calcolo attraverso l'utilizzo di una termocamera. Questo modello ha come variabili di output le temperature interne di tutte le parti tranne quella del tronco e anche tutti i calori in gioco per ogni singolo componente.

Per simulare gli scambi termici all'interno del cilindro e la termoregolazione è stata utilizzata l'approssimazione di un cilindro pieno con generazione interna di calore, che in questo caso è dovuta al metabolismo e alla circolazione sanguigna.

$$T_{sk}[i] = T_{int}[i] - \frac{M_{vol}[i] * r[i]^2}{4 * K[i]} \quad (1)$$

Dove  $M_{vol}[i]$  nel nostro caso rappresenta la generazione di calore interna per unità di volume ed è un'incognita del problema,  $K[i]$  è un coefficiente di conduzione empirico che al momento abbiamo preso come valore fisso per ogni pezzo dallo studio svolto dai ragazzi sul tronco. Il K trovato dagli studenti era estrapolato imponendo  $T_{sk}$  uguale ai dati sperimentali (2).

$T_{int}[1]$  (tronco) è stata presa costante al valore di 37°C, uguale alla temperatura dell'ipotalamo, in quanto all'interno del range di temperature ambiente che vanno dalla temperatura critica inferiore (temperatura ambiente alla quale inizia il processo di ipotermia) alla temperatura critica superiore (temperatura ambiente alla quale inizia il processo di ipertermia) questa si mantiene pressoché costante in condizioni normali di salute (3).  $T_{int}[i]$  per gli altri cilindri diversi dal tronco è un'incognita che viene determinata. Quindi, una volta individuate le temperature interne e la temperatura della pelle del tronco si passa ai bilanci tra il corpo, l'ambiente esterno ed il resto del corpo.

## ANALISI ENERGETICA

Il principio fondamentale su cui si basa il modello è il secondo principio della termodinamica, come realizzato nell'art [2], che per ogni pezzo del sistema mette in relazione ogni calore scambiato.

$$\dot{U} = M - (Q_C + Q_r + H_e + H_{res}) - W + \Delta H_{bl} \quad (2)$$

Si è partiti imponendo l'energia interna uguale a zero, per poi proseguire studiando ogni singolo calore per tutte le parti del corpo.

Per quanto riguarda gli scambi convettivi e radiativi con l'esterno si sono utilizzate le seguenti formule:

$$Q_C = A * f_{cl} * h_c * (T_{sk} - T_{amb}) \quad (3)$$

Lo scambio convettivo preso in considerazione è una convezione naturale, inoltre si vede come dipenda dalle dimensioni del cilindro e dalla differenza di temperatura tra la pelle e l'ambiente. Infine, il coefficiente di scambio termico convettivo è stato calcolato da noi attraverso l'ausilio di EES, sapendo le dimensioni del cilindro.

$$Q_r = A * f_{cl} * \eta_{sk} * \sigma * (T_{sk}^4 - T_{amb}^4) \quad (4)$$

Il calore scambiato radiativamente dipende oltre che dalla geometria del cilindro anche dal prodotto di due costanti che sono  $\eta_{sk}$  e  $\sigma$ , rispettivamente l'efficienza di scambio termico della pelle e la costante di Boltzmann che nel nostro caso vale  $5,67 * 10^{-8} [\frac{W}{m^2 * K^4}]$ , ma il parametro più importante da cui dipende lo scambio radiativo è la differenza delle temperature alla quarta tra la pelle e l'ambiente.

Infine, per calcolare lo scambio termico dovuto all'evaporazione del sudore si è ricorsi alla formula:

$$H_e = A * w_{sk} * \left[ \frac{P_{w.sk} - \Phi_a * P_{w.a}}{R_{e.cl} + \frac{1}{f_{cl} * h_{ev}}} \right] \quad (5)$$

Dove  $P_{w.sk}$  e  $P_{w.a}$  sono le pressioni di saturazione dell'acqua rispettivamente a  $T_{sk}$  e  $T_{amb}$ ,  $h_{ev}$  è un coefficiente di scambio termico evaporativo (4) e  $\Phi_a$  è l'umidità relativa dell'aria ambiente. Il coefficiente  $R_{e.cl}$  indica invece una resistenza termica all'evaporazione data dai vestiti.

Il parametro più caratteristico da cui dipende  $H_e$  è  $w_{sk}$ , descritto come skin wettedness, ovvero un fattore che esprime la frazione superficiale della pelle bagnata dal sudore, che può idealmente variare tra 0 e 1 (2). Per questo è stata introdotta prendendo spunto dai ragazzi (5- come li cito?) la seguente funzione all'interno del programma:

Function w\_sk(T\_amb)

If T\_amb < 30.4 Then w\_sk := 0.009 [1/K] \* T\_amb - 2.577 Else w\_sk := 0.122 [1/K] \* T\_amb - 36.816  
End

La funzione è stata scelta supponendo due andamenti lineari con coefficienti angolari diversi, il primo tratto da 20°C a 30°C in cui sono fissati  $w_{sk}=0,06$  per  $T_{amb}=20^\circ\text{C}$  e  $w_{sk}=0,15$  per  $T_{amb}=30^\circ\text{C}$ , il secondo tratto parte da quest'ultimo punto e termina a  $w_{sk}=0,76$  per  $T_{amb}=35^\circ\text{C}$ .

Mentre per quanto riguarda lo scambio termico dovuto alla respirazione a differenza degli altri è stato considerato solo per i cilindri del tronco e della testa con una divisione rispettivamente di 42,5% e 57,5%, valori trovati in letteratura. La formula usata è la seguente:

$$H_{res} = \dot{m}_{res} * C_{p.a} * (T_{ex} - T_{amb}) + \dot{m}_{res} * (w_{ex} * h_{w.ex} - w_a * h_{w.a}) \quad (6)$$

In cui  $\dot{m}_{res}$  è dato dalla formula empirica:

$$\dot{m}_{res} = 1,433 * 10^{-6} * A_{tot} * M_{tot} \quad (7)$$

Questa è direttamente correlata al metabolismo dell'interno corpo  $M_{tot}$  e con  $C_{p.a}$  calore specifico dell'aria a pressione costante,  $h_{w.ex}$  e  $h_{w.a}$  entalpie specifiche del vapore a  $T_{ex}$  e  $T_{amb}$  rispettivamente, mentre  $w_{ex}$  e  $w_a$  umidità assoluta dell'aria uscente e dell'aria aspirata. Per calcolare queste ultime proprietà termodinamiche si è assunto un'umidità relativa dell'aria uscente pari a 0,9.

Si passa adesso ad analizzare gli scambi energetici relativi alla generazione interna di calore, cioè il metabolismo e il flusso sanguigno. Con metabolismo basale si intende il minimo dispendio energetico necessario a mantenere le funzioni vitali e lo stato di veglia (5), cioè mantenere la temperatura interna del tronco a 37°C. Il metabolismo è una variabile di uscita, mentre per quanto concerne il flusso sanguigno si vede come è stato schematizzato.

Per prima cosa sono state definite due temperature del sangue di riferimento una per le arterie e una per le vene. La  $T_{ar.out}$  è stata assunta uguale alla temperatura interna del tronco, infatti l'ipotesi è quella che la temperatura di uscita dal cuore è uguale a 37°C, quindi per il momento in questo modello è fissa; mentre la temperatura delle vene dipende sempre dalla temperatura interna, però di ogni singolo cilindro, in sintesi si ha:

$$T_{ar.out} = T_{int}[1] \quad (8)$$

$$T_{ve.in} = T_{int}[i] \quad (9)$$

Dopo aver definito questi due parametri possiamo adesso spiegare come abbiamo modellato lo scambio di calore del flusso sanguigno. La formula usata è:

$$\Delta H_{bl} = - \left( 0,001 * \frac{\dot{v}_{bl}[i]}{60} \right) * \rho_{bl} * c_{p.ve} * (T_{ve,in} - T_{ar.out}) * (1 - \varepsilon) \quad (10)$$

Con  $\dot{v}_{bl}[i]$  si è indicato la portata volumetrica del sangue per ogni singolo arto presa dalla letteratura, in questo studio è stata presa costante, ma realisticamente questo parametro dovrebbe essere legato alla temperatura ambiente, perché a seconda della temperatura noi possiamo avere vasodilatazione e vasocostrizione che mi fanno variare la portata.  $\rho_{bl}$  e  $c_{p,ve}$  sono rispettivamente la densità del sangue e il calore specifico a pressione costante del sangue venoso, il quale varia di poco rispetto a quello arterioso e quindi ragionevolmente sono stati supposti uguali, presi dall'art (2). Si nota come la differenza di temperatura è sempre negativa in quanto la temperatura del sangue arterioso è sempre maggiore di quella del sangue venoso.

Infine, è stato scelto un ulteriore parametro  $\varepsilon$ , il quale rappresenta l'efficienza di uno scambiatore ideale. Si è deciso di utilizzare questa schematizzazione in quanto non tutto il calore generato dal flusso sanguigno va al pezzo adiacente, infatti parte del calore resta nel tronco. Al momento è stato preso l'  $\varepsilon$  costante per ogni scambiatore, invece per fare un modello più attendibile dal punto di vista sperimentale, questo valore cambia a seconda del pezzo che stiamo trattando, cioè lo scambiatore tra tronco e testa opera diversamente da quello tra tronco e gambe.

## **RISULTATI**

**(l'idea qui è metterci i grafici legati alla variazione della temperatura ambiente e come cambiano gli altri parametri, magari provando a mantenere costante il metabolismo)**

## **CONCLUSIONI**

**(qui pensavo di metterci un po' il punto finale, per esempio collegamenti di alcuni parametri alla temperatura ambiente così da trattare anche i fenomeni di vasodilatazione e vasocostrizione, un altro passo che migliorerebbe ulteriormente il modello è quello di trovare un legame con il tipo di tessuti, infatti per esempio si potrebbe modellare il K, coefficiente di conduzione con il tessuto che attraverso il materiale).**

## BIBLIOGRAFIA E SITOGRAFIA

- [1] Wissler, E. H. (1961). Steady-state temperature distribution. *Journal of Applied Physiology*.
- [2] Keutenedjian Mady, C. E., Silva Ferreira, M., Itizo Yanagihara, J., Hilário Nascimento Saldiva, P., & de Oliveira Junior, S. (2012). Modeling the exergy behavior of human body. *Energy*, 45(1), 546–553. <https://doi.org/10.1016/j.energy.2012.02.064>
- [3] . 2017. «Assessment of Thermal Comfort Conditions during Physical Exercise by Means of Exergy Analysis». *Energy* 128 (giugno): 609–17. <https://doi.org/10.1016/j.energy.2017.04.033>.
- [4] Wang, F. (2011). *Clothing Evaporative Resistance: Its Measurements and Application in Prediction of Heat Strain* (Issue June). <https://doi.org/10.13140/RG.2.1.3677.5522>
- [5] [https://www.my-personaltrainer.it/metabolismo\\_basale.htm](https://www.my-personaltrainer.it/metabolismo_basale.htm)