TESE
31

"MODELOS MATEMÁTICOS E SUAS APLICAÇÕES NA REGULAÇÃO TÉRMICA FISIOLÓGICA"

R. S. Cavalhieri

ESCOLA FEDERAL DE ENGENHARIA DE ITAJUBÁ

Tese de mestrado:

"Modelos matemáticos e suas aplicações na regulação térmica fisiológica".

Escola Federal de Engenharia de Itajubá
BIBLIOTECA

Roberto dos Santos Cavalhiéri

1974

Itajubá - MG

Class. ~~Fcol 74~~ 51-7:612.53(043.2)
Cutt. C 376mv
Tombo 31

AGRADECIMENTOS

Ao orientador, Fernando José Costanti, cujo despreendimento e dedicação demonstrados no decurso da realização deste trabalho, prestando-nos efetivo apoio e orientação, no afã de nos proporcionar os mais elevados subsídios para nossa formação profissional, eterna gratidão.

Aos professores Amadeu Casal Caminha, José Abel Royo dos Santos e Czeslau Lubomiro Barzack, o reconhecimento sincero, pelo clima de grande amizade e colaboração na execução deste trabalho.

A Escola Federal de Engenharia de Itajubá que tornou possível a apresentação da tese.

Ao Conselho de Aperfeiçoamento do Pessoal de Nivel Superior do qual fui bolsista durante dois anos.

Ao Instituto de Matemática e Física da Universidade Federal de Goiás, que permitiu minha vinda para a E.F.E.I.

Aos colegas e funcionários dos departamentos da E.F.E.I. pelo apoio recebido durante o tempo que passei entre eles.

A minha esposa,
pelo carinho
e compreensão.

SUMÁRIO

O presente trabalho trata de uma revisão concisa dos modelos matemáticos do sistema térmico humano.

Estudou-se no texto detalhadamente, o problema básico da fisiologia térmica, definindo-se o mecanismo, pelo qual o homem mantém uma temperatura central tolerável sobre as mais variadas condições do ambiente.

Introduz-se uma breve descrição matemática e fisiológica, antes de se desenvolver os modelos matemáticos, com o propósito de obter uma análise teórica de resultados experimentais e avaliação dos conceitos hipotéticos.

Ao final faz-se uma referencia acerca do sistema de controle automático termoregulador.

INTRODUÇÃO

A maior enfase na tecnologia moderna é o desenvolvimento de modelos matemáticos para situações físicas. Estes modelos são desenvolvidos na forma de equações, que são empregadas com o intuito de se obter relações detalhadas da regulação térmica. A solução dessas equações representa o desempenho do sistema, frequentemente essa solução é difícil e torna-se necessário certas suposições simplificadoras, que são feitas na descrição metemática, isto é, nestes modelos matemáticos estas aproximações e simplificações conduzem a modelos que são descritos por equações diferenciais ordinárias. Alem disso as técnicas para resolver essas equações estão bem documentadas na literatura da Matemática e Engenharia.

Nestes modelos matemáticos foi utilizado um dos mais importantes métodos, que é o da comparação de resultados, pois, devido as dificuldades em se efetuar medições fisiológicas, os modelos matemáticos tornam-se úteis fornecendo um método para calcular estas quantidades que não podem ser medidas diretamente.

Os sistemas de aproximação tem uma importante ligação com a fisiologia, pois ambas facilitam a compreensão do controle fisiológico e o desenvolvimento dos modelos matemáticos.

Dos modelos matemáticos biológicos, a modelagem do sistema térmico humano é uma das mais importantes.

Atualmente muito se tem publicado sobre o sistema térmico humano, como consequencia disto muitos modelos tem sido propostos para este sistema.

O trabalho baseou-se frontalmente na A Riview on Mathematical Modelsof the Human Thermal System.
Ampliamos convenientemente alguns tópicos do citado artigo e incluímos no final do trabalho uma pesquisa bibliográfica , para os interessados na área.

Capitulo 1

ASPECTOS FISIOLÓGICOS DA DISTRIBUIÇÃO DA TEMPERATURA NO CORPO HUMANO

1.1. INTRODUÇÃO

Nos organismos vivos continuamente está sendo gerado calor por reações metabólicas, este calor é então transferido para o ambiente devido a: condução convecção, irradiação, evaporação e sistema respiratório ou é estocado no corpo. Se a quantidade de calor armazenada no corpo aumenta, consequentemente a temperatura do corpo aumenta, ocasionando um aumento na transfencia de calor para o ambiente. O homem procura igualar a taxa de produção calórica e perda calórica afim de obter o equilíbrio térmico, isto é, conseguir um estado estacionário de troca térmica com o ambiente.

O ambiente neutro para o homem nú em repouso é de 30°C, mas ele pode sobreviver dentro de um dominio de temperatura que varia de 10°C a 50°C, dependendo de outros fatores tais como; velocidade do ar e umidade relativa.

Naturalmente, o homem pode permanecer confortavel nos mais variados ambientes pelo uso de roupas ou outros meios, tais que o ganhoe a perda de calor são equilíbrados e a sua temperatura interna seja mantida próxma de 36.6°C

1.2. TEMPERATURA NORMAL DO CORPO

O homotérmico mesmo possuindo mecanismos apropriados para estabilizar a temperatura interna do corpo, não podem evitar completamente a variação de temperatura em resposta a variação térmica interna e do meio ambiente.

As mensurações feitas em pessoas normais tem mostrado que nenhuma temperatura singular pode ser considerada normal. A temperatura normal do corpo depende então das condições específicas sob as quais as medidas são feitas.

O exercício exagerado produz calor no corpo, e é completamente normal que a temperatura retal atinja 40ºC, sendo portanto considerado uma faixa de temperaturas normais sob as mais variadas condições, conforme se ilustra na figura (1)

De acordo com mensurações feitas em diversas pessoas normais, a temperatura retal é commumente tomada como sendo de 37ºC, quando medida oralmente é aproximadamente 36,7ºC.

Experiências realizadas em 46 estudantes de medicina do sexo masculino, tendo se evitado exercícios pesados, alimentação, bebida e cigarro por duas horas, após o trigésimo minuto de repouso, a temperatura média retal e oral achada foi de 37.11ºC e 36.72ºC respectivamente (figuras 2a e 2b).

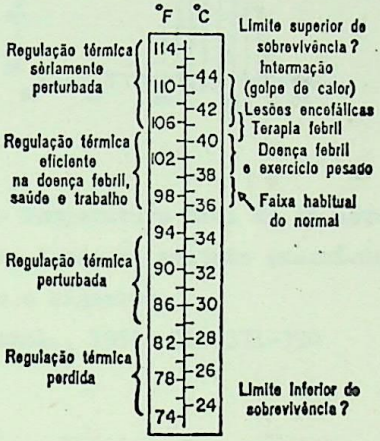


Fig.1- Faixa estimada da temperatura corporal em pessoas normais.
(De Du Bois e Charles C. Thomas)

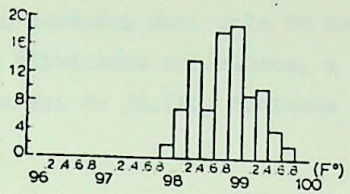


Fig.2a- Temperatura oral de 46 estudantes de medicina tendo-se evitado exercícios pesados, bebidas e cigarros.
F. Physiol., 1951, 115:371-390

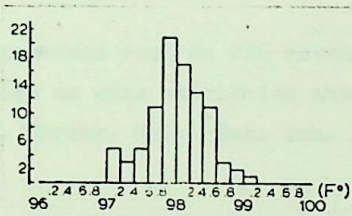


Fig.2b- Temperatura retal de 46 estudantes de medicina tendo-se evitado exercícios pesados, bebidas e cigarros.
F. Physiol., 1951, 115:371-390

O desvio padrão para ambas as medidas foi de 0.21ºC, nenhuma medição difere da média em mais que 0.5ºC.

Em outra experiência, realizada com 276 estudantes de medicina sentados numa sala de aula, sem nenhuma restrição as suas atividades anteriores, a temperatura média oral encontrada foi de 36.7ºC, conforme se ilustra na figura (2c).

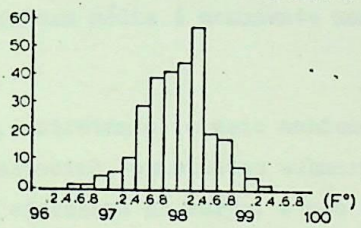


Fig.2c- Temperatura oral de 276 estudantes de medicina sem restrições as suas atividades anteriores.
Quart. Bull. Northw. Univ. Med. Sch. 1944,18:22-23

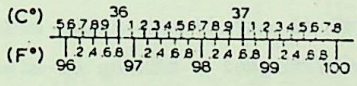


Fig.3- Relação entre as escalas centrigadas (Fahrenheit).

Então desvios de 0.5ºC para temperatura média pode ser esperado em indivíduos normais sob condições rigorosamente controladas.

Em muitas circunstancias típicas, uma variada quantidade de desvios são observados, e um desvio de mais ou menos 2.77ºC é tolerado por uma pessoa normal, embora isto lhe ocasione um desconforto perceptível e perigoso.

Se uma pessoa está muito exposta ao meio ambiente sua temperatura média é comumente mantida pelo uso de roupas.

Se, entretanto, o meio ambiente é muito hostil, (exploração espacial, atividades submarinas, etc), há produção de calor excessiva no corpo, o uso de roupas e a regulação térmica fisiológica não são suficientes para manter a temperatura do corpo dentro da faixa de tolerância, tornando-se então necessária uma regulação térmica externa.

Em busca de uma regulação térmica aperfeiçoada, roupas que se adaptam a mudanças de temperatura, é a mais nova invenção da industrial textil americana. O novo tecido, descoberto pelos cientistas da Empress J.P. Stevens and Co, dilata-se quando a temperatura abaixa, isolando termicamente paletós, casacos ou cobertores. O material contém fios ocos, cheios de uma solução especial, preparada com gases. Quando a temperatura abaixa, a nível de congelamento os gases escapam da solução dilatando as fibras, quando sobe, os gases dissolvem-se e se transformam nova

mente na solução, permitindo que o tecido volte ao seu tamanho original

1.3. CLASSIFICAÇÃO DA TEMPERATURA

A temperatura no homem pode ser expressa de tres maneiras diferentes:

a) Temperatura interna ou central;

b) Temperatura superficial;

c) Temperatura corpórea média.

No estudo da regulação da temperatura nos referimos a temperatura interna ou central como sendo a corporal e usamos a denominação de superficial sempre que quisermos expressar à capacidade da pele perder calor para o ambiente e temperatura corporal média como sendo a quantidade total de calor armazenada no corpo.

1.4. TEMPERATURA INTERNA OU CENTRAL

Diferentes temperaturas são caracteristicas da temperatura interna e da pele. A temperatura interna do corpo tem sido objeto de especulações e estudos, desde o tempo de Bernard, [11] é reconhecido que

elas sofrem variações locais, de um modo geral em função das: atividades, alterações na circulação local, temperaturas ambiente, níveis de equilíbrio térmico, etc

Itskof [124] através de seus trabalhos concluiu que a temperatura no estomago do homem é mais constante do que a das axilas, boca ou reto, sugerindo então esta temperatura como sendo mais conveniente e exata de ser examinada. Spealman [32] considerou estas temperaturas como sendo um índice mais dígno de confiança da temperatura interna do corpo, do que as medições feitas no reto. A temperatura no tutano do osso da tíbia do homem, tem sido tomada como sendo 4ºC mais baixa que a do reto .
Graf [78] através de experimentos efetuados em 10 pessoas em repouso e num ambiente neutro, observou que em qualquer instante a temperatura retal era ligeiramente mais alta que a temperatura do fígado. Carlsten e Grimley [57] determinaram que a temperatura retal é mais alta do que a temperatura do sangue no coração, para o homem em repouso, e que a mais baixa temperatura esofagal, é um bom índice da temperatura do sangue no coração, notaram também, que a temperatura esofagal sofre uma maior e mais rápida reação devido ao aquecimento e resfriamento externo, do que a temperatura retal. Igualmente, uma resposta rápida para a temperatura, tem sido observada na área do hipotálamo e do cérebro de cães por Hammel [97] Fusco e outros, verificaram que em várias partes do hipotálamo existem diferentes temperaturas compreendidas entre 0.2 e 0.4ºC. Crouston [67] determinou para o homem em repouso

uma considerável variedade de temperaturas no esôfago, a qual diminue progressivamente da cardia para a bôca.

A hiperventilação produz somente um pequeno decréscimo nas temperaturas r tal e sublingual e um maior decréscimo na temperatura esofagal. Cooper e outros, mediram as temperaturas do esofago, reto e paraaorta em pacientes submetidos a um resfriamento anterior, concluindo que, antes e durante o resfriamento do corpo a temperatura retal é maior do que a temperatura esofagal, sendo que a maior diferença encontrada foi para a temperatura esofagal próxima de 31ºC, e que a temperatura esofagal sofre uma mais rápida reação do que a temperatura retal, quando o corpo é submetido a um aquecimento ou resfriamento. Cooper e Kenyon [66], sugeriram a temperatura esofagal, como um índice mais real da temperatura para-aórtica, do que a temperatura retal. A temperatura dos órgãos internos ajustam-se um pouco mais rapidamente, ao aquecimento e resfriamento do que a temperatura retal.

A temperatura retal corretamente medida, tem sido tomada praticamente em todos os trabalhos, como um índice arbitrário da temperatura interna do corpo central, e é provável que assim continue devido a sua inércia térmica, pois esta temperatura é relativamente constante e não é tão reativa ao aquecimento ou resfriamento externo ou calor gerado por atividades musculares.

Iampreto e outros [120], estudaram os fatores que afetam o bem conhecido aumento cotidiano e queda da

temperatura retal no homem, A abstinencia e a não prática de exercícios, reduzem a elevação cotidiana da temperatura pela metade, enquanto perdurar esta situação não haverá nenhum aumento de temperatura. Concluiram, que a maior parte da variação da temperatura, ocorre entre as 8 e 20 horas, cujo período de variação está associado com a ingestão de alimentos. Nielsen 152 demonstrou claramente que a temperatura interna do corpo aumenta os exercícios e com o trabalho, independentemente da temperatura externa. O aumento da temperatura retal de 1 à 2 C é causado por uma taxa de trabalho de 900 a 1.000 Kg.m/min, sempre que o calor contido no corpo é dissipado, por mecanismos eficientes na eliminação do mesmo. É então provável que a maior parte, senão toda, desta variação da temperatura cotidiana é devido a ingestão de alimentos e exercícios.

1.5. DISTRIBUIÇÃO DA TEMPERATURA INTERNA OU CENTRAL

A produção de calor, circulação e gradientes de temperaturas, são os fatores que influenciam na distribuição da temperatura interna, sendo que esses fatores diferem em todo o corpo e variam com o tempo e a obtenção de um modelo detalhado da distribuição de temperatura no corpo é complexa.

No entanto é do nosso conhecimento que a maior

parte do calor metabólico do corpo é produzido pelos órgãos internos tais como: cabeça, vísceras, cérebro, etc, exceto durante vigorosos exercícios.

Os órgãos internos em geral estão a uma temperatura mais elevada, que o fluido sanguíneo ou tecido em seu redor havendo então uma perda de calor do interior para o exterior.

Analogamente, em geral os tecidos centrais são mais aquecidos do que os tecidos superficiais, conforme ilustra a figura 4.

Um conceito útil é aquele que considera o corpo como um núcleo central a uma temperatura uniforme, rodeado por uma camada isolante. Estes tecidos possuem uma temperatura de alguns décimos de grau acima da temperatura oral, isto é, a temperatura retal e são considerados como sendo o corpo central. Então, o centro compreende quase o corpo inteiro quando a vaso dilatação é máxima, e a camada superficial é reduzida a espessura da epiderme.

Quando o calor pode ser conservado, a vasoconstrição reduz a circulação para a periferia, o núcleo central se contrae, e a espessura da camada superficial aumenta. A vasoconstrição diretamente reduz a facilidade de transporte de calor para a superfície, e indiretamente reduz a perda de calor para o meio ambiente pelo abaixamento da temperatura da superfície. Então, em um frio extremo, a temperatura dos órgãos internos é mantida a expensa dos tecidos mais

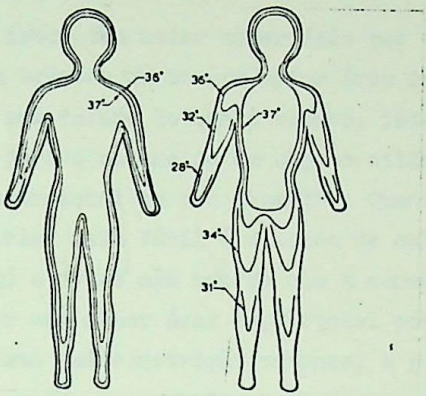


Fig. 4- Isotérmas (superfícies que possuem pontos de igual temperatura) no corpo. Esquerda, isotérmas em um meio ambiente aquecido; direita, em um meio ambiente refrigerado. A mais interior isotérma pode ser considerada como contorno do corpo central; a central inclue a maior parte de em um meio ambiente aquecido. Quando o calor pode ser conservado, a central adquire as proporções indicadas na esquerda, em uma rigorosa exposição ao frio, o efeito da vasoconstrição e troca de calor pela contracorrente resulta no modelo de isotérmas mostrado nos membros.

(After Aschoff and Wever, Naturwissenschaften, 1958, 45:477-485)

periféricos, particularmente as extremidades.

Os dedos tem maior superfície por unidade de volume do que os braços, os braços maior área superficial relativa para o seu volume do que o tronco, isto é, a taxa da superfície para o volume de um objeto cilindrico é inversamente proporcional ao seu diametro. Quanto maior for a área superficial mais fácil é a troca de calor com o meio ambiente, já o mesmo não ocorre com a conservação do calor, que requer uma menor área superficial possível. A despeito da completa vasoconstrição cutanea, a pura isolação dos tecidos ao redor das grandes veias centrais dos membros não são suficientes para prevenir o resfriamento do sangue, mas a troca de calor pela contracorrente permite o desenvolvimento de vários gradientes de temperatura longitudianl ao longo das veias e membros e a proção distante das extremidades torna-se parte da camada superficial. Então o calor é conservado, mas os dedos e analogamente os tecidos aí situados podem ser severamente resfriados no processo.

1.6. TEMPERATURA SUPERFICIAL

A temperatura superficial está compreendida entre a temperatura do corpo central (retal) e a do meio ambiente. A temperatura superficial média sofre uma variação acentuada sob a ação da temperatura central e do meio ambiente.

Se a transferencia de calor se propaga facilmente do corpo central para a superfície, a temperatura superficial aumenta no sentido do corpo central. Quando a condutancia do tecido é reduzida, a temperatura superficial diminue no sentido do meio ambiente. Existindo condições favoráveis para a evaporação superficial, a retirada de calor do corpo é bem acentuada, não sendo neste caso necessário que a temperatura superficial esteja localizada entre a temperatura central e a do meio ambiente, podendo ser menor que ambas. O calor pode mover-se do corpo central para a superfície como um gradiente de temperatura, sempre que a temperatura do meio ambiente excede a de 37ºC, então, a temperatura da pele para qualquer ponto é a resultante dos fatores que determinam a transferencia de calor do interior para o meio ambiente. Estes fatores variam sobre a superfície do corpo, portanto, variam com a temperatura da pele. A medição da temperatura da pele é de grande utilidade no cálculo da temperatura superficial média. A medição da temperatura média da pele pode ser obtida com grande precisão através da divisão do corpo em 19 áreas [205]. Sob muitas condições, as temperaturas estudadas para um menor número de áreas, por exemplo, de 7 a 10 são suficientes para se obter com uma boa precisão a temperatura média da pele.

A figura 5 mostra a distribuição das temperaturas da pele e retal.

A temperatura média é comumente calculada pelo emprego da seguinte equação

$$T_s = 0.07T_{pés} + 0.32\ T_{pernas} + 0.18\ T_{tórax} + 0.17\ T_{abdomen} + 0.14\ T_{braços} + 0.05\ T_{mão} + 0.07\ T_{cabeça}$$

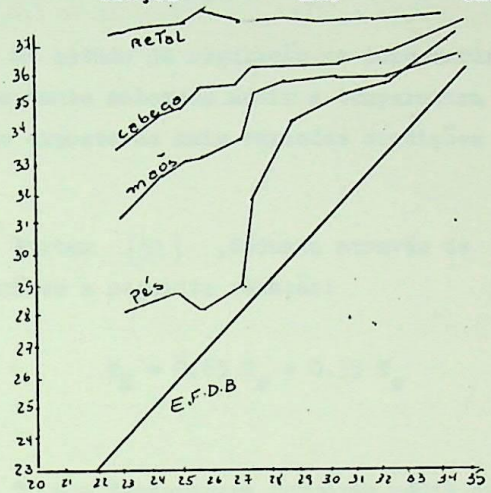


Fig. 5- Temperaturas da pele e retal de um homem nú em repouso com o ar parado.
(De Du Bois, Bull. NY Acad. Med. 1939, 15: 143-147

1.7. TEMPERATURA MÉDIA DO CORPO

Do ponto de vista da regulação da temperatura torna se de muito interesse efetuarmos um estudo da medida da temperatura média do corpo, quando exposto as mais vari-

adas condições de temperatura. Se a temperatura média do corpo pode ser medida, o calor contido no corpo pode ser determinado, sendo este um dos mais importantes fatores estudados na troca de energia.

No estudo da regulação da temperatura, torna-se muito importante sabermos medir a temperatura média do corpo, quando exposto as mais variadas condições de temperaturas.

Burton [51], deduziu através de experimentos calorimétricos a seguinte relação:

$$T_M = 0.65\ T_r + 0.35\ T_s \qquad (2)$$

onde

T_M = a temperatura corpórea média da pele;

T_r = a temperatura retal;

T_s = a temperatura média da pele.

A temperatura corpórea média foi tomada como sendo a soma da temperatura média superficial e da temperatura média retal.

Hardy e Du Bois [107] estabeleceram a seguinte relação:

$$T_M = 0.8\ T_r + 0.2\ T_s \qquad (3)$$

Neste caso a temperatura corpórea média tem uma maior precisão, se o corpo está sendo resfriado muito lentamente, isto é, estando o sujeito nú e em repouso numa sala a uma temperatura acima de 24ºC, já para um maior resfriamento, isto é, a uma temperatura abaixo de 24ºC a seguinte relação

$$T_M = 0.5\ T_r + 0.5\ T_s \qquad (4)$$

dá uma melhor aproximação.

Hammel e Hardy (estudos não publicados) em recentes estudos calorimétricos em cão, nos quais a produção e as perdas de calor são determinadas para a temperatura do meio ambiente variando de 8 a 35ºC, a temperatura corpórea média foi determinada como sendo a soma de 80% da temperatura retal e 20% da temperatura da pele, isto é,

$$T_M = 0.8\ T_r + 0.2\ T_s \qquad (3)$$

Irving [122], em seus trabalhos provou ser totalmente razoável, que esta relação possa ser aplicada para medidas da temperatura corpórea média, do homem quando exposto ao frio.

Sob condições normais a temperatura corpórea média pode ser calculada com acentuada precisão, através da média ponderada das temperaturas da pele e retal pela seguinte relação:

$$T_M = 0.7\ T_r + 0.3\ T_s \qquad (5)$$

Em um meio ambiente frio quando a espessura da camada superficial aumenta e a central diminue, o fator ponderado de T_s aumenta ao redor de 0.4 e T_r decresce ao redor de 0.6. Em um meio ambiente aquecido a camada central se expande e a superfície se contrae e os fatores ponderados são em torno de 0.2 e 0.8 para T_s e T_r respectivamente

O cálculo da temperatura média de um corpo torna-se um problema complexo, principalmente, se o corpo estiver exposto as mais variadas condições térmicas, pois nestes casos a troca de temperatura interna não é uniforme.

Capitulo 2

TROCA DE CALOR COM O MEIO AMBIENTE

2.1. INTRODUÇÃO

Se um homem é exposto a um meio ambiente variável, a perda de calor se dá por: convecção, evaporação, irradiação e condução.

2.2. CONVECÇÃO

É definida como sendo a transferencia de calor interna a um fluido, gás ou líquido e é usualmente causada por um fluxo de calor para alguns contorno, tal como a superfície de um sólido, por exemplo, a pele. Se a superficie do corpo está a uma temperatura mais elevada do que a temperatura do ar do meio ambiente, temos fluxos de calor do corpo para o ar.

O ar em contacto com a pele é então aquecido sofrendo um aumento de volume e consequentemente uma diminuição de densidade, tendo uma tendencia a subir, sendo então substituido por um ar mais denso, ar frio. Então, o ar frio se move continuadamente sobre a superficie do corpo , ele é aquecido pelo calor do corpo fluindo para fora, removendo o calor do corpo por correntes de ar convectivas. Esta transferencia de calor pelo movimento do fluido, é chamada de convecção térmica.

Se o movimento do ar é devido somente ao aquecimento local pelo corpo, a convecção é chamada natural, se o movimento do ar ocorre com auxílio de meios externos, temos a convecção térmica forçada.

A perda de calor pela convecção depende somente da existencia de um gradiente de temperatura, entre a superfície do corpo e o ar ambiente. Se a superfície do corpo e o ar estão a uma mesma temperatura, não haverá transferencia

de calor convectiva; se o gradiente é invertido, isto é, o ar está mais aquecido que a superfície, o corpo efetivamente ganha calor pela convecção. Então, o primeiro fator que determina a transferencia de calor pela convecção é ($T_s - T_a$), isto é, a diferença de temperatura entre a superficie do corpo e a do ar ambiente.

A taxa de troca de calor convectiva depende tambem da área da superficie exposta do corpo (A). A área exposta é sempre menor do que a área da superficie total do corpo, pois, algumas regiões como as axilas ou parte interna da coxa impedem a circulação do ar eliminando então a troca de calor pela convecção. A área exposta não é constante, pois depende da posição da pessoa: se a pessoa estiver encurvada sobre si mesma sua área exposta é reduzida e portanto conserva o calor, se pelo contrario a pessoa estiver com os membros extendidos irá maximizar a área do corpo exposta e portanto eliminará mais calor. Outra influencia é a taxa pela qual as correntes convectivas arrastam o ar para a superficie do corpo, fazendo com que a mesma participe da troca de calor. Este é o coeficiente de convecção térmica K_c; sendo que o mesmo é determinado por vários fatores, incluindo a velocidade do ar, densidade, viscosidade e a forma da superficie. A figura 6 mostra o valor de K_c como uma função da velocidade do ar, calculada sobre o corpo inteiro em um meio ambiente hormal.

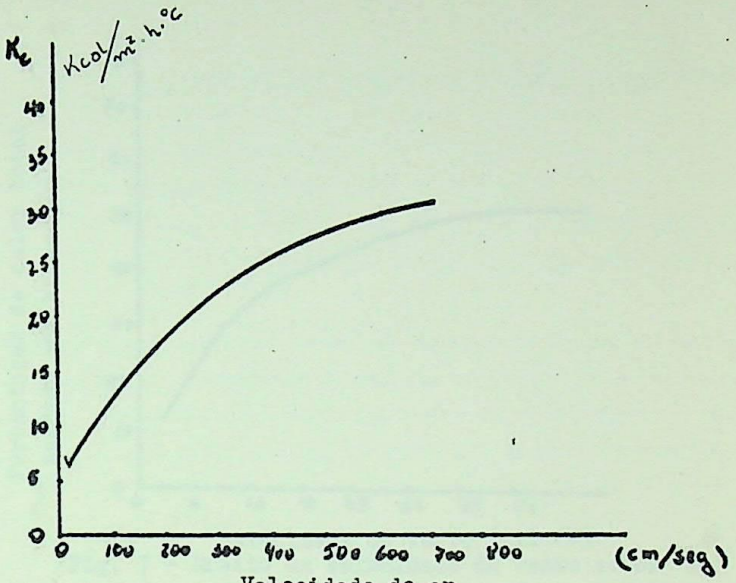


Fig. 6 - Dependencia do coeficiente de convecção com a velocidade do ar.

2.2.1. EFEITO RESFRIANTE DO VENTO

Se o corpo está exposto ao ar em movimento, a camada de ar imediatamente adjacente à pele é substituida por ar novo, muito mais rapidamente do que é normal e a perda calórica por convecção é aumentada, conforme ilustra a figura 7.

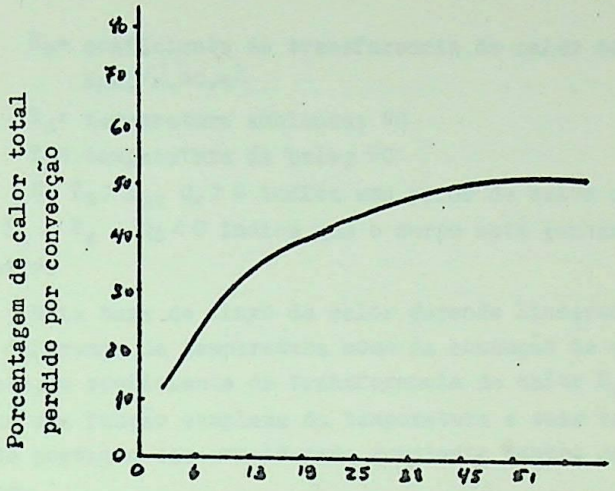


Fig. 7 - Efeito da velocidade do vento sobre a percentagem de perda calórica que ocorre por convecção.

O efeito resfriante do ar em movimento à baixas velocidades é aproximadamente proporcional à raiz quadrada da velocidade do ar. Por exemplo, um vento a 6 Km/h é duas vezes mais eficaz no resfriamento do que um vento de 1.5 Km/h. Se a velocidade do vento é aumentada até que a pele esteja resfriada à temperatura do próprio ar, não ocorrerá um resfriamento adicional em grande extensão, porque a perda calórica não aumentará mais, seja qual for a velocidade do vento. Essa taxa pela qual o calor pode fluir do centro do corpo para a pele, vem a ser o fator que determina a rapidez com que se pode perder calor.

A convencional relação entre esses fatores é a lei de Newton, que define a taxa de fluxo de calor convectivo para a superficie, isto é: $Q_c = K_c A_c (T_s - T_a)$ (6)
na qual:

K_c= coeficiente de transferencia de calor convectivo; Kcal/h.ºC.m^2

T_a= temperatura ambiente; ºC

T_s= temperatura da pele; ºC

Se $T_s > T_a$, $Q_c > 0$ indica uma perda de calor convectivo se $T_s < T_a$, $Q_c < 0$ indica que o corpo está ganhando calor convectivo

Esta taxa de fluxo de calor depende linearmente tanto da diferença de temperatura como da condução de calor. Portanto, o coeficiente de transferencia de calor K_c é na prática uma função complexa da temperatura e suas variáveis, podendo portanto ser considerada constante dentro de certos limites.

2.3. EVAPORAÇÃO

A evaporação envolve a transferencia de massa do fluido da pele para o ar e também uma mudança de estado líquido para gasoso. Quando a água se evapora do corpo, perde-se energia térmica. Esta energia térmica desenvolvida durante o processo para uma temperatura constante, é o calor latente térmico de vaporização, sendo que seu valor é aproximadamente de 0,58 Kcal/g. A quantidade de calor absorvida pela evaporação da água, influe consideravelmente sobre o equilibrio térmico. A água evapora-se da pele e dos pulmões a uma taxa de cerca de 600 ml por dia. Em média essa perda calórica contínua se efetua a uma velocidade de 12 a 18 Kcal/h.

A perda de água para o meio ambiente, se dá pela difusão contínua de moleculas hídricas, através da pele para a superfície do corpo. Como a epidérme é pouco permeável à agua, a taxa de exsudação, através deste mecanismo é relativamente pequeno, sendo da ordem de 10 ml/h em condições normais.

O ar expirado é quase completamente saturado com água e é uniforme para taxas de alta ventilação. Esta água é evaporada pelas paredes úmidas do trato respiratório, removendo o calor latente numa taxa de 9 Kcal/h para a taxa normal de ventilação, sendo proporcionalmente maior para altas taxas de ventilação. Este calor é suplido pelo sangue; a perfusão no trato respiratório é tão rica que uma pequena variação na temperatura é associada com a perda de calor.

No homem, a perda de calor respiratório é simplemente uma caracteristica acidental da troca de gás pulmonar. Os mamíferos peludos não tem glandulas sudoríparas, portanto, a sua capacidade para perder calor através da superfície externa é limitada pela isolação térmica do corpo e a perda de calor respiratório é um importante fator utilizado no mecanismo da regulação da temperatura, já no homem esse fator não é importante, devido a escasses de pelos.

Estes animais perdem grandes quantidades de calor pelo mecanismo do ofego. Durante o ofego, só pequenas quantidades de ar entram e saem dos pulmões a cada respiração, a qual aumenta com a ventilação total, sem aumentar proporcionalmente com a ventilação alveolar, desde que muito do adicional movimento do ar ventila somente os espaços anatomicos mortos, portanto, quantidades enormes de ar podem circular pelas superficies da lingua, boca e traquéia, sem hiperventilação. A evaporação por essas superfícies respiratórias, especialmente da saliva na lingua, é um importante fator no mecanismo da regulação da temperatura. Se um individuo se encontra em repouso em um meio ambiente térmico neutro ou refrigerado, a total perda de calor evaporativa pela difusão transcutaneas e ventilação respiratória é relativamente menor ao redor de 15 por cento da perda total de calor.

Entretanto, se a temperatura do meio ambiente for mais alta que a da pele, o corpo em vez de perder calor, irá ganhar calor do meio ambiente pela irradiação e condução. Se o corpo não puder eliminar esse calor pela evaporação sua temperatura corpórea será elevada, caso contrário se o mesmo o fizer em quantidade excessiva que role da pele sob forma de gotículas, essas gotículas não irão ocasionar um resfriamento evaporativo, portanto, representam desperdício de líquidos e eletrólitos corpóreos. Consequentemente em um meio ambiente aquecido, a evaporação é o principal fator na troca de calor, porque ela ativa a secreção do suor, aumentando grandemente a quantidade de água disponível para a evaporação na superfície da pele. Relativamente grandes quantidades de fluídos podem ser perdidos pelo suor.

Em um meio ambiente aquecido ou durante exercícios pesados, um individuo médio pode secretar em torno de um litro de suor por hora.

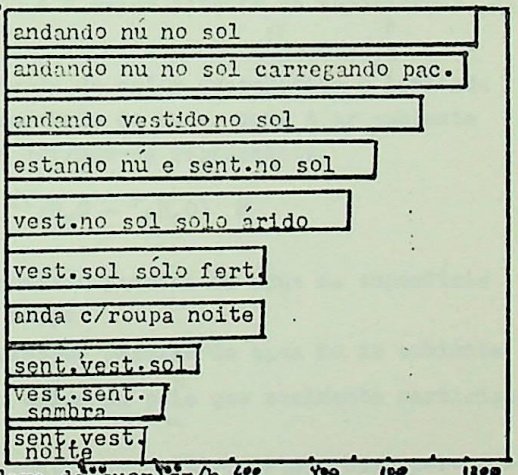


Fig. 8 - Taxa de suor gr/h

Taxas de suor sob 10 condições de exposição no deserto e para a temperatura do

ar de 10 ºF
Physiology of man in the desert. New York, Interscience Publishers, Inc., 1947.

A quantidade de calor perdida na superfície pela evaporação depende da taxa de secreção do fluido, da capacidade do meio ambiente em remover o vapor da água.

Baseado nestas condições temos então os seguintes casos:

a) $Q_e = 580 \ (R_{H_2O})$, 7 onde;

Qe = a taxa de perda de calor evaporativa. (Kcal/h)

R_{H_2O} = a taxa de secreção da água (l/h)

A constante 580 é o calor latente de vaporização da água (Kcal/l)

Neste caso a perda de calor evaporativa é limitada somente pela taxa de secreção do suor, pois o ar ambiente foi considerado seco e movendo-se rapidamente.

b) $Q_e = K_e \ Ae \ (P_{sH_2O} - P_{aH_2O})$ 8

na qual:

Ps_{H_2O} = a pressão parcial da água na superfície do corpo

P_{sH_2O} = a pressão parcial da água no ar ambiente

Ae = a área úmida da pele que realmente participa da troca evaporativa.

K_e = coeficiente evaporativo determinado pelo calor latente de vaporização da água e taxa do movimento do ar ambiente na pele, ele varia com a velocidade do vento de uma maneira analoga ao K_c.

Neste caso a perda de calor evaporativa é limitada somente pela capacidade, que o ar ambiente tem de remover a água da pele, pois o ar está úmido e parado.

Se Q_e na equação (7) é bem maior do que o calculado na equação (8), a perda de calor evaporativa é limitada pela taxa de suor.

Se Q_e na equação (8) é muito grande, o corpo está segregando mais água do que pode ser evaporada.

Obs: A diferença entre as duas pressões da equação (7) é uma força dirigida no movimento do vapor de água e é analoga a diferença de temperatura controladora da perda de calor evaporativa e irradiante.

2.4. IRRADIAÇÃO

Irradiação é a perda calórica sob a forma de raios caloricos infravermelhos, i.é., a superfície do corpo emite energias eletromagnéticas em forma de pacotes discretos chamados fótons. Estes fótons, normalmente são absorvidos pelas superfícies sólidas ou líquidas do meio ambiente, sua velocidade é a mesma da luz e os seus comprimentos de ondas são de 10 a 30 vezes maiores que o dos raios luminosos. Estes fótons são emitidos em todas as direções, por qualquer massa do universo, que não esteja a temperatura do zero absoluto, portanto, quanto maior for a temperatura da superfície, maior será a energia media destes fótons e de sua taxa de emissão.

O corpo emite fótons e de maneira analoga os objetos do meio ambiente tambem o fazem, sendo que alguns destes últimos são absorvidos pela superfície do corpo. Se o corpo está a uma temperatura mais elevada do que a temperatura ambiente, ele emite mais fótons do que recebe, em caso contrá-

rio uma maior quantidade de fótons se transmite ao corpo. Quanto mais for a diferença térmica entre a temperatura da superfície corporal e a temperatura média do ambiente, maior será a perda calórica por irradiação.

A sensação de desconforto, em uma sala cuja temperatura do ar é de 21ºC, mas cuja temperatura do recinto é mais baixa, é então explicada com base na grande perda de calor irradiante das áreas da pele exposta.

Estes processos, de troca de energia entre o corpo e seu meio ambiente é conhecido como irradiação. A equação que descreve a taxa de troca térmica pela irradiação é expressa pela lei de Stefan-Boltzmann:

$$Q_r = \sigma A_r (T_s^4 - T_w^4) \qquad (9)$$

onde:

Q_r = a taxa de energia irradiante trocada (Kcal/h);

T_s = temperatura da pele superficial (ºK)

T_w = temperatura do meio irradiante, i.é., a temperatura de todos os objetos do meio ambiente, com os quais a troca de calor irradiante está ocorrendo;

A_r = área irradiante efetiva, a qual normalmente é menor do que a área total, devido a forma e posição do corpo;

σ = constante de Stefan-Boltznann para a irradiação de um corpo escuro (valor aproximado para o corpo humano) = $0,49 \times 10^{-7}$ ($Kcal/m^2 . h . K^4$)

A troca de calor irradiante é diretamente proporcional, a diferença entre a quarta potencia da temperatura superficial e temperatura irradiante do meio ambiente, onde ambas as temperaturas são absolutas ou em graus Kelvin.

Fatorando a expressão de Stefan - Soltzmann em dois termos, temos, $(T_s^3 - T_s^2 T_w + T_s T_w^2 + T_w^3) (T_s - T_w)$ (10) A variação do primeiro termo é relativamente pequena dentro dos domínios da fisiologia, uma vez que ele é avaliado em termos de temperatura absoluta, sua variação é menor do que 20 por cento para uma variação de temperatura de 0 a 50°C (273°Ka 323°K); então ele pode ser associado em um coeficiente Kr juntamente com a constante de Boltzmann. O segundo termo, $(T_s - T_w)$, como é uma diferença pode ser expresso em graus centrigrados ou Kelvin, o tamanho da escala do grau é o mesmo em ambos os sistemas, diferindo somente nos valores dos pontos fixos.

A equação que descreve a taxa de troca térmica pela irradiação pode ser dada por:

$$Qr = K_r A_r e_s (T_s - T_w) \quad (11)$$

na qual:

K_r = o coeficiente de irradiação, que depende das constantes físicas básicas associados com a irradiação e da temperatura absoluta. O valor de K_r é relativamente constante dentro do usual dominio de temperaturas, valendo aproximadamente 7,0 Kcal/h.m^2°C

e_s = a emissividade da superfície do corpo, isto é, é a fração da energia incidente que é absorvida e é a fração da máxima energia irradiante possivel que está sendo emitida

A emissividade do meio ambiente é diferente da emissividade da superfície do corpo utilizado na equação. (11) A razão é que a área absorvente da superfície do meio ambiente é bem maior que a área da superfície irradiante do corpo. Uma vez que os fótons partem da superfície do corpo, a probabilidade de retornarem ao corpo é pequena, entretanto, eles podem serem refletidos na sua primeira interação e serão provavelmente absorvidos na interação subsequente, antes de re-

tornarem ao corpo. Então, o meio ambiente é um perfeito absorvedor, independentemente das caracteristicas refletoras de cada superfície do meio ambiente.

Todos os corpos que são eficientes emissores são tambem eficientes absorvedores. Se considerarmos o "corpo negro" ideal com emissividade igual a 1, ele irá absorver toda a energia incidente, portanto, irá emitir a máxima energia condizente com a sua temperatura. Se a emissividade da superfície for igual a zero, o corpo não absorve nenhuma energia (ele é perfeitamente refletor) e nem emite. A emissividade das superfícies de um modo geral estão compreendidas entre 0 e 1.

A emissividade é portanto a troca de energia irradiante é variável de uma pessoa para outra, devido a pigmentação cutanea. Entretanto, este não é o caso, uma vez que a emissividade da pele não é constante mas é diferente para fótons de diferentes energias. Os fótons cujas energias pertencem aos espectros visiveis, dependem da pigmentação da pele, pois não refletidos de maneira variável, sendo que para as trocas térmicas, os fótons mais importantes são os de baixas energias, pertencentes a região dos infravermelhos.

Nestas baixas energias, muitas superfícies são perfeitas obsorvedoras (emissividade muito próxima de 1), por exemplo, a superfície do corpo humano é uma perfeita absorvedora dos raios caloríficos infravermelhos, o corpo humano chega a absorver 97 por cento dos raios que nele batem. As diversas cores da pele, não tem efeito sobre a absorção devido ao comprimento dos raios infravermelhos, isto é, a absorção é aproximadamente a mesma para todos os seres humanos, quer seja de cor branca ou preta.

Exemplo sendo dado $T_s = 33°C$, $T_r = 29°C$ e $A_r = 1,5m^2$. Calcular a energia trocada devido a irradiação

Temos:

$$Q_r = K_r A_r \varepsilon_s (T_s - T_w) \qquad (11)$$

onde:

Q_r = taxa de energia irradiante trocada (Kcal/h)

K_r = coeficiente de irradiação (7.0 Kcal/h.m^2.x)

A_r = área irradiante efetiva (1.5 m^2)

ε_s = emissividade da superfície do corpo (1)

T_s = temperatura da pele (33°C)

T_w = temperatura do meio irradiante (29°C)

Portanto:

$Q_r = 7.0 \times 1.5 \times 1 (33-29) = 42$ Kcal/h ou 49 por cento do equilíbrio da troca de calor.

Se uma fonte puntual intensa de irradiação esta presente, um adicional fluxo de calor pode ser adicionado a aquele calculado pela formula(11).

Tomemos como exemplo a irradiação solar. Os fótons energéticos emitidos pelo sol, produzem um fluxo de energia sa superficie da terra de cerca de 1.150 Kcal/h.m^2, essa energia proveniente do sol transmite-se, principalmente, sob a forma de raios luminosos e não de raios infravermelhos, e neste caso' a pigmentação da pele tem algum significado. isto é, uma pele escura absorve cerca de 82 por cento da irradiação solar' incidente, enquanto, que a pele muito clara absorve cerca de 65 por cento, portanto, a luz do sol, a pele escura absorve mais calor que a pele branca. Roupas claras (brancas) servem de proteção parcial, para uma grande incidencia de fluxo solar, pois as mesmas chegam a refletir cerca de 60 por cento desta energia.

2.5. CONDUÇÃO

Apenas pequenas quantidades de calor, são trocadas entre o corpo e os objetos do meio ambiente pela condução direta, com os quais o corpo está em contacto físico, tais como uma cadeira ou cama. Quando o indivíduo está em contacto com o objeto, conduz-se calor do corpo para o objeto muito rapidamente, até que suas temperaturas se igualem, daí por diante o objeto funciona como um isolador, afim de impedir mais perda calórica, portanto, a perda de calor por condução representa uma pequena porcentagem da perda calórica total do corpo. Se alimentos aquecidos ou refrigerados são ingeridos por um indivíduo, haverá uma transferencia de calor ao corpo devido a condução. Normalmente essa transferência de calor é considerada desprezível, a não ser em casos especiais como: uma pessoa sentada nua numa cadeira de metal ou ingerindo grandes quantidades de gelo (sorvetes).

A perda calórica por condução para o ar, já representa uma perda calórica apreciável mesmo em condições normais. Essa perda calórica é no entanto auto limitada, isto é, desde que as temperaturas do ar adjacente à pele e a da pele se igualem, ocorrendo então pouca troca de calor do corpo para a pele.

Capitulo 3

TRANSFERENCIA DE CALOR INTERNA AO CORPO

3.1. INTRODUÇÃO

A transferencia de calor interna ao corpo, abrange o transporte de calor do local de produção para a superfície do corpo, isto é, calor gerado pelas reações metabólicas internas ao corpo é transportado para a superfície da pele. Este transporte se dá pela condução através dos ossos, tecidos, gordura, pele e pelasconvecção acompanhando a circulação do sangue.

3.2. SISTEMA ISOLANTE DO CORPO

O sistema isolante do corpo é constituido de pele, tecidos subcutaneos e gordura, uma vez que os elementos acima não são bons condutores de calor. As trocas de calor internas ao corpo se processam quase que exclusivamente pela condutividade, pois, grandes gradientes de temperaturas internas são necessários para realizarem essa transferencia de calor interna ao corpo.

Se o sangue não está fluindo dos órgãos internos aquecidos para a pele, as propriedades isolantes do corpo aumentam acentuadamente, pois, conforme foi visto o fluxo de sangue à pele é o principal mecanismo de transferencia calórica do centro do corpo à pele. O grau de isolamento varia de uma pessoa para outra e como a maior parte do calor corporal, é produzida nas partes mais centrais do corpo, esta isolação do corpo é que permite que as temperaturas internas se mantenham constantes, embora a temperatura da pele possa se aproximar da temperatura do ambiente.

3.3. FLUXO DE SANGUE

Os tecidos isolantes subcutâneos são percorridos pelos vasos sanguíneos, distribuindo-se profusamente pelas porções subpapilares da pele. Debaixo da pele está um plexo venoso contínuo, sendo que o volume do fluxo sanguíneo sofre

uma variação muito próxima de zero até 30 por cento do rendimento cardíaco total.

A eficiencia da transferencia de calor do interior do corpo à pele, está relacionada com o volume de fluxo sanguineo ao plexo venoso, i.é., quanto maior for o fluxo sanguineo maior será a transferencia de calor e vice-versa.

3.4. CORRENTE SANGUINEA

Disturbios fisiológicos do organismo resultam de um aumento de calor, contido no corpo com o concomitante aumento de temperatura e da operação do mecanismo homeostáticos da regulação da temperatura. Uma das mais importantes funções homeostática da corrente sanguinea, é o transporte de calor pela transferencia convectiva do interior para a superficie do corpo. A transferencia de calor pela corrente sanguinea, aumenta com a exposição do corpo em ambientes cujas temperaturas são mais altas do que a neutra e durante exercícios.

3.5. RELAÇÃO ENTRE FLUXO E TROCA TERMICA

Estudos tem sido desenvolvidos com a finalidade de se obter uma expressão, que relacione esta transferencia de calor em função da temperatura do meio ambiente, temperatura da pele e temperatura interna do corpo. [191]

No desenvolvimento destas equações, foi introduzido uma simplificação, i, é., a que considera a corrente de calor em uma só direção, ou seja, normal a superficie da pele. Recentemente Scholander [173], Aschoff [11] e Thron [184], ressaltaram a importancia da contracorrente na troca térmica dos tecidos de muitos animais de sangue quente (homotermico) e consideram uma corrente paralela à superficie da pele, na qual um trocador estabelece um relacionamento entre o fluxo sanguineo e a troca termica. Thauer [183] em seu trabalho

levou em conta a comparação dos dados do fluxo sanguineo, com os dados termicos, tendo considerado este problema como insoluvel na regulação da temperatura.

3.6. FLUXO DE CALOR E CONTRACORRENTE

O fluxo de valor está intimamente relacionado com a contracorrente, i.é., se a contracorrente for grande a troca de calor pode ter um fluxo relativamente maior, entre o interior aquecido do corpo e a pele refrigerada com menor transferencia de calor, enquanto, que com nenhuma contracorrente a troca de calor pelo fluxo pode ser pequena se a transferencia de calor for pequena.

Estes fatos da transferencia vasomotora de calor, tem sido reconhecido durante muitos anos e medições da condutividade termica, tem sido usadas principalmente como índices de fluxo sanguineo, de preferencia sobre medições absolutas do fluxo sanguineo. Du Bois [106] e Hardy [108], observaram em experimentos calorimetros no corpo inteiro, que o homem e a mulher, tem aumentada a condutancia termica de seus tecidos periféricos, em diferentes taxas, quando a temperatura do meio ambiente sofre uma elevação acima de 28ºC. Por exemplo, o aumento médio da condutancia para a mulher no intervalo de temperatura de 28 à 34ºC é de 6.5 para 27 $Kcal/m^2 \times h \times ºC$ e para o homem no mesmo intervalo é de 9.1 para 23 $Kcal/m^2 \times h \times ºC$.

Hellon e Lind [113] ; em seus trabalhos mostraram que a idade tem influencia na vasodilatação periférica. Outro fatores igualmente inportantes são: exercícios, raça e adaptação climática.

Vários trabalhos foram publicados sobre o aumento local da condutancia de calor, sendo que foi encontrado uma

mesma taxa para o corpo inteiro.

3.7. CONTROLE DA TRANSFERENCIA DE CALOR

O grau de vaso constrição das arteríolas, é que determinam a quantidade de fluxo sanguineo fornecida ao plexo venoso, portanto, controlam a transferencia de calor à pele. O sistema nervoso simpático quando ativo é o que controla quase que inteiramente essa vasoconstrição, i.é., ocasiona a constrição contínua das arteríolas que abastecem a pele. Se os centros simpáticos do hipotálamo posterior são estimulados, os vasos sanguineos se contraem mais e o fluxo sanguíneo a pele pode quase cessar, mas se pelo contrário, eles estiverem inibidos os vasos sanguineos se dilatam, havendo então um maior fluxo sanguineo, o sangue fica próximo da superfície, e a transferencia de calor do sangue para a superfície é realizada através de taxas adequadas, mesmo que a diferença de temperaturas entre estes dois elementos seja de poucos décimos de grau. Com a vasoconstrição o sangue fica um pouco mais distante da superficie e a transferencia de calor pela condução, exige uma maior diferença de temperaturas. Para um estado vasomotor intermediário a transferencia de calor para a superfície resulta de uma combinada condução e convecção, i. é., o calor tem que ser primeiro conduzido, para depois então ser transportado, pelas correntes convectivas. Concluimos então, que a variação vaso motora cutanea é que determina a quantidade de calor a ser transferida para a superficie do corpo, através de alterações realizadas na espessura isolante do corpo.

3.8. MINIMIZAÇÃO DAS DIFERENÇAS DE TEMPERATURAS INTERNAS AO CORPO

Devido a profusa distribuição dos capilares e as baixas diferenças de temperaturas, existentes entre os tecidos à

transferencia de calor pela condução é muito pequena.

Nos tecidos com altas taxas de metabolismo e perfusão, o calor metabólico é removido dos tecidos ocasionando somente um ligeiro acréscimo na temperatura do fluxo sanguíneo. Se os tecidos estão mais refrigerados do que o fluxo sanguíneo, o calor é então é removido do sangue para o tecido.

A circulação tem como uma de suas principais funções, manter a temperatura do corpo quase uniforme.

3.9. TROCA DE CALOR DEVIDO A CONTRACORRENTE ENTRE OS GRANDES VASOS SANGUINEOS

O sangue das extremidades é levado para o coração através do sistema arterial, perdendo então o calor. Nas superficies capilares, retornando então para refrigerar o corpo, misturando-se com o sangue venoso dos orgãos internos aquecidos. A perda de calor desta maneira pode ser reduzida se o sangue arterial e venoso fornecido aos membros trocam calor através das paredes dos vasos. Então, o sangue atingindo as regiões superficiais é prerefrigerado, o gradiente da capilaridade superficial é reduzido e menos calor é perdido pelo sangue, enquanto que o sangue venoso retornando ao coração é parcialmente reaquecido. Este processo tem como finalidade conservar o calor.

A extensão de variação da contracorrente é controlada pela relativa distribuição do retorno venoso das extremidades para os vasos centrais e superficiais. Se o sangue retorna para o coração através das veias superficiais, a transferencia condutiva para as arterias centrais é minimizada. Se as veias mais internas são utilizadas para o retorno venoso, a conservação de calor interna é facilitada.

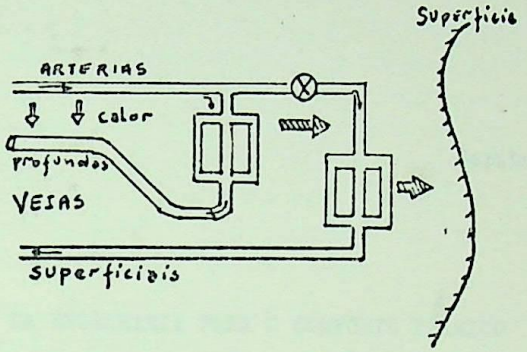


Fig. 9 - Troca de calor pela contra corrente nas extremidades. Quando a válvula está aberto (i. é., há vasodilatação cutanea), o fluxo sanguineo é dirigido através dos tubos, admitindo uma eficiente transferencia de calor para a superficie do corpo. O sangue retornando através das veias superficiais não troca quantidades significantes de calor com o sangue arterial central. Quando a válvula está fechada, (i. é., há vaso constrição cutanea) o fluxo sanguíneo superficial é reduzido e muito sangue retorna através das veias centrais.

Capitulo 4

DADOS DA ENGENHARIA PARA O CONFORTO TÉRMICO

4.1. INTRODUÇÃO

F. Houghton e C.P. Yaglou da American Society of Heating and Veutilating Engineers, realizaram o primeiro estudo sistemático do Conforto Humano no meio ambiente térmico. A Tabela empírica da "Escala de Temperatura Eficaz" (linhas de iguais sensações de temperatura) e a tabela psicométrica de Mollier [146] , deram origem pela sua superposição a primeira escala de conforto do meio ambiente, sendo que a mesma tem permanecido em uso nestes últimos 50 anos. Sua racionalização e obtenção de novos dados para o conforto térmico, tem sido um contínuo desafio para engenheiros, fisiologistas, físicos, meteorologistas e psicologistas.

Com o objetivo de obter uma racional explanação física e um conceito generalizado de "Temperatura Eficaz", o engenheiro francês Missenard [145] , foi o primeiro a propor que se usasse a "Temperatura Resultante" como uma derivação da "Temperatura Eficaz". Ele reconheceu que para um generalizado T_r, seria possível efetuar um estudo dos coeficientes de calor envolvidos com as variáveis do meio ambiente, quando há troca de calor devido o aquecimento uniforme do corpo a uma temperatura de 37°C. Missenard considerou T_r como sendo uma provável função do bulbo seco da temperatura irradiante média, umidade e do ar em movimento. Os estudos de Missenard na psicometria do T_r foram desenvolvidos para o clássico estudo da perda de calor do corpo humano pela evaporação [145] Juntamente com o meteorologista Buettner [144], reconheceu que a razão do coeficiente da transferência de calor pela evaporação da superfície do corpo e o coeficiente da transferência de calor pela convecção é sempre constante, fato este anteriormente determinado [133] para qualquer coexistencia de líquigás pelo engenheiro químico W. K. Lewis do Massachusetts Institute of Technology. Ultimamente esta razão tem

sido muito util na calorimetria particional com o nome de Relação de Lewis. É de interesse notar que os fisiologistas Woodcock [201] e Kerslake [42] conseguiram recentemente redescobrir a relação de Lewis.

Recentemente os engenheiros Ibamoto e Nishi [153] e Rapp [159], agindo de modo completamente independente, colocaram em evidencia a grande utilidade da Relação de Lewis na calorimetria e na determinação do Conforto Térmico.

A escala de "Temperatura Eficaz" despertou nos engenheiros de aquecimento ventilação e fisiologistas, uma série de interesses relacionados com a determinação de instrumentos que sirvam como índice de Confôrto Térmico.

4.2. INSTRUMENTOS DA ENGENHARIA PARA O CONFÔRTO TÉRMICO

O primeiro aparelho usado para medir o calor irradiante, foi o termômetro de Globo Escuro de Vernon [186], senso utilizado durante o inverno na determinação do indice de confôrto da casa inglesa sem aquecimento central. Com base na temperatura do Globo de Vernon, Bedford [26] corrigiu a temperatura do bulho seco da original escala de "Temperatura Eficaz", e determinou a temperatura média irradiante do meio ambiente.

A temperatura do úmido Globo de Vernon foi proposto' como um índice por Missenard [145].

Outros instrumentos sensíveis de medida da irradiação surgiram na mesma época, tais como o Eupateoscópio de Dufton [74] e o Termo Integrador de Winslow. De um modo geral o desenvolvimento da instrumentação do Confôrto alcançou seu ponto máximo com o Globo de Bulbo Úmido, e a consequente publicação do Índice de Temperatura de Yaglou e Minard [203]

(média ponderada; 70% T_u, 20% T_y, 10% T_w)
(T_u é a temperatura da umidade; T_y = temperatura do globo ; T_w = temperatura irradiente) cujo indice tem sido ótimamente usado para meio ambiente quente e umido em substituição ao original índice de "Temperatura Eficaz",

Surgiram outros instrumentos sofisticados para medir a temperatura média irradiante tais como: Panradiometro de Richard Stoll e Hardy [77] duas esferas radiométricas de Sutton e Mc Nall [141] e o R-Metter do Pierce Laboratory. Um interessante comentário de nossa moderna tecnologia, é que o único instrumento realmente útil para a avaliação da temperatura média irradiante é o nosso já conhecido Globo de Vernon.

O Katatermometro construido a 50 anos atrás por Hill, é até hoje muito usado sendo realmente útil na obtenção de leituras precisas, sendo que os cataventos anemometros são extremamente dificeis para uma boa leitura e são imprecisos na presença do ar turbulento. Esta instrumentação tem tentado desenvolver uma base física e fisiológica, na qual as quatro medições fundamentais do meio ambiente térmico (T_w, T_u, T_g e o ar em movimento) possa ser combinadas num simples índice de conforto.

Muitos estudos tem sido feito para resolver esta questão, usualmente todos se iniciam com a básica equação do equilíbrio térmico. As duas mais bem sucedidas aproximações de dados são: 1) Belding-Hatch 30 "Heat Stress Index"(1956)
2)"Equação do Confôrto" de Fanger [81] .
Neste caso a temperatura média da pele e a admissível perda do calor evaporativa para o Conforto são definidas experimentalmente em termos de metabolismos; quando estas relações são introduzidas em uma rigorosa dedução da equação do equilibrio térmico do homem, todas as variáveis fundamentais do meio ambiente

necessárias para o confôrto e equilíbrio térmico, são analiticamente determinadas para qualquer combinação dada de isolamento e atividade. Hardy e Du Bois [103] iniciavam em 1937 os estudos que relacionavam o Conforto e o processo dos efeitos (tremor, vaso constrição, vaso dilatação e sudação) concernente com a regulação térmica do corpo. Winslow e outros [191, 192, 193] na mesma época desenvolveram o estudo da calorimetria fracional.

4.3. CALORÍMETRIA FRACIONAL

A principal característica da calorimetria fracional é a de ser uma ferramenta analítica de grande exatidão nas medidas da área superficial total do corpo, da área radiante do corpo e do coeficiente de transferência da calor pela convecção.

MEDIDA DA ÁREA DO CORPO HUMANO

Du Bois [79] determinou um modo preciso de medir a área do corpo com a sua fórmula altura - peso, e convem ressaltar que até os nossos dias não se produziu uma maneira mais precisa de se efetuar essa medida. Todas as medidas da área de irradiação e dos coeficientes de transferência de calor pela convecção, foram realizadas no passado experimentalmente, pela variação dos parametros do meio ambiente na equação do equilíbrio calórico, preferivelmente durante o equilibrio térmico, com o sujeito em repouso e em movimento.

Recentemente tornou-se possível uma medida direta e precisa destes dois ultimos fatores, pelo método da área projetada de Fanger [81] e pelos estudos da sublimação de Nishi. [153].

4.4. CONCLUSÕES

Com os estudos iniciais de Hardy e Du Bois e o do grupo de Winslow inicia-se a dicotomia, assunto este desenvolvido no paper de Chatonnet e Cabanac [61] sobre a percepção do conforto e que se tem constituido num problema de difícil solução, por causa de sua variada terminologia em descrever as sensações térmicas. Problemas este que será resolvido somente quando pudermos compreender melhor a natureza da temperatura sensitiva, conforto térmico, processos fisiológicos correlatos. e finalmente obtermos melhores processos de cálculo das variáveis físicas do meio ambiente que causam estas percepções. De acordo com os Profs. Chatonnet e Cabanac, o homem tem desenvolvido um esforço experimental contínuo para descobrir quais os fatores mais importantes para se definir Conforto. A "Sensibilidade Superficial" dos receptores cutaneos ou a "Sensibilidade Central" dos receptores do cérebro? Ou é o Conforto uma função de ambos? A escola da "Temperatura Eficaz" pode ser classificada como sendo originária da Sensibilidade Superficial, desde que Confortável nesta escala seja definido como sendo uma sensação que não é levemente quente e nem levemente fria.

Já a American Society of Heating, Refrigerating and Air Conditioning-Engineers considera o Conforto como sendo o estado da mente, que expressa satisfação com o meio ambiente térmico. Independentemente da temperatura de percepção a importancia da Sensibilidade Central torna-se mais acentuada, especialmente durante exercícios e em meio ambientes aquecidos (Winslow e outros [193] Gage e outros [112], [113] Hardy e Stolwijk [177]

Reside nestas definições um esforço experimental e continuo de muito estudiosos em diferenciá-las e calcular as bases fisiológicas de cada homem vivendo em meio ambientes variados.

Capitulo 5

CONFORTO TÉRMICO

5.1. INTRODUÇÃO

Os seres vivos procuram, instintivamente, o ambiente que melhor lhes permite viver, isto é, aquele em que o organismo possa exercer suas funções, do melhor modo e o mais livremente possível.

O homem não foge a esta lei natural e no que diz respeito às condições térmicas do ambiente em que vive, possui apurada sensibilidade que lhe indica o modo pelo qual seu organismo reage ao calor exterior. A sensação térmica se estende de uma região de muito calor a uma de muito frio. Como esta sensação ela é relativa e variável segundo o indivíduo. Há, entretanto, na gama de sensações térmicas, uma que proporciona bem estar, vale dizer, conforto térmico e ocorre quando o meio exterior satisfaz a certas condições ambientes.

Tais condições dependem de várias circunstancias e variam com os indivíduos, mas é sempre possível conhece-las e marcá-las entre certos limites, que fixam para um grupo de pessoas, em determinadas condições, o que se chama Zona de conforto térmico.

5.2. ADAPTAÇÃO DO ORGANISMO HUMANO

O organismo humano possui um grande poder de adaptação, o que lhe permite viver fora da Zona de conforto térmico reagindo, neste caso, contra o meio exterior quando as condições térmicas lhe são desfavoráveis. Essa reação não se faz em geral, sem sacrifícios, quando não de certas condições organicas, pelo menos do bem estar que, de resto, só pode existir plenamente entre os limites daquela zona. É possível criar, artificialmente, em ambientes limitados, condições de conforto térmico ou pelo menos, que dele se aproximem. Realiza-se assim, um ambiente em que o organismo humano pode viver me

lhor, com menos esforço de adaptação e portanto realizar com melhor rendimento o trabalho a que se propõe.

As modernas instalações de climatização tem portanto, finalidades higiênicas, social e economica e os benefícios que delas se tem colhido, estatisticamente controlados, são muitos grandes.

Constitui elemento fundamental de qualquer estudo dessas instalações, o conhecimento das relações entre o homem e o meio, através da sensação térmica, sendo este um dos itens a serem desenvolvidos nos modelos matemáticos.

5.3. ZONA DE CONFORTO TÉRMICO

Chama-se Zona de Conforto térmico a zona de temperatura efetiva compreendida entre dois valores, tais que, limitem as condições de máximo conforto térmico para um grupo determinado de pessoas, especificamente vestidas.

É óbvio que a sensação de conforto é muito relativa, muito embora se consideram no mesmo grupo indivíduos na mesma atitude de repouso, ação ou trabalho, do mesmo lugar, habituados ao mesmo clima e igualmente vestidos. Daí a impossibilidade de haver uma única temperatura de conforto e sim uma zona de conforto limitada por duas temperaturas efetivas, próximas entre si.

Indivíduos de raças diferentes, nascidos em paises que se situam em latitudes diferentes não podem ter a mesma zona de conforto. Ter-se-á de fixar uma zona de conforto para cada região, ou melhor, tres zonas de conforto, conforme a atitude, seja de repouso, ação ou trabalho. A fixação dessas zonas é um trabalho experimental e estatístico, onde o fator psicológico tem de ser cuidadosamente atendido, para evitar erros, por vezes grosseiros. Os norte-americanos fixaram -na

para várias regiões do seu país. Nesse particular, nós no Brasil, apenas começamos, graças a trabalhos de valor, entre os quais cumpre assinalar os dos professores Paulo Sá e Carlos Chagas.

Como exemplo da fixação das zonas de conforto no Brasil, pode se citar o código de Obras de Distrito Federal, aprovado pela lei Municipal nº 6 000 de 1º de junho de 1937, em cujo artigo 440º são estabelecidos os limites de 21º a 23°C, no inverno, 23 a 25°C, no verão, para a temperatura efetiva nas salas de espetáculo, de diversões e conferencias, situadas em certas zonas da cidade, onde tambem é limitada em 1 m/seg a velocidade do ar.

5.4. CLIMATIZAÇÃO ARTIFICIAL

É possível obter, em recintos fechados, um clima artificial, condicionado à manutenção da zona de conforto ou a Zona que desta se aproxime. É esta a finalidade das instalações de condicionamento de ar para o conforto humano. Cumpre distinguí-los de outros com a finalidade industrial, onde o aspecto do conforto humano não é levado em consideração, mas sim o que se refere a certas condicionais exigidas para determinados fins industriais.

O homem sofre quando o clima o agride, seja pelo calor ou pelo frio excessivos. Assim como as instalações de aquecimento são indispensáveis nos climas frios, as de refrigeração são, pelo menos, recomendáveis nos climas quentes. A máquina humana tem seu funcionamento e sua eficiencia no trabalho muito afetados pelas condições térmicas do meio. Adaptá-las, artificialmente, ao que é exigido pelo organismo humano para seu ótimo funcionamento é obra de alto alcance higiênico, social e economico. A climatização artificial, ou

mais especificamente, o condicionamento de ar é um problema essencialmente brasileiro.

Capitulo 6

REGULAÇÃO TÉRMICA

6.1. INTRODUÇÃO

O homem é uma fonte de calor. Os combustíveis contidos nos alimentos que ingere queimam em seu organismo, em um tipo especial de combustão, em baixa temperatura por outro ' lado, tambem está sendo continuamente perdido calor para o ' ambiente, tornando-se então necessária uma regulação térmica

6.2. METABOLISMO BASAL

Todo ser humano produz, certa quantidade de calor ' que se avalia em calorias por hora e que, referido à unidade de superficie exterior do corpo constitui o que se chama metabolismo, medidos em calorias por hora, por metros quadra - dos.

O metabolismo apresenta um valor particular, de suma importancia fisiológica, denominado metabolismo basal. A quantidade de calor metabólico gerado tem seu valor mínimo a tingindo, quando o indíviduo está em repouso e em certas condições especificadas de jejum, sendo que varia consideravelmente, como resultado de diferentes tipos de atividades musculares.

O metabolismo basal representa a quantidade de calor por hora e por unidade de superfície do corpo, produzido em' uma pessoa para a manutenção das grandes funções fisiológi - cas. As funções fisiológicas. As funções fisiológicas são classificadas em: Involuntárias; circulação, respiração etc, e Voluntárias; as atividades musculares, etc.

O metabolismo basal é maior na infância do que na idade adulta, mantendo-se constante entre 20 e 40 anos, para' descrecer em seguida.

A quantidade de calor produzida no organismo humano

tem de ser emitida para o meio exterior, uma vez que não pode ficar armazenada no organismo.

6.3. EQUILIBRIO HOMOTÉRMICO

A emissão do calor do corpo humano para o exterior tem de ser feita na mesma proporção de sua produção. É o que se chama equilíbrio homotérmico e que se exprime por: Calor produzido = Calor emitido

$$Q_p = Q_e \qquad (12)$$

Em condições normais, isto é, quando o ambiente apresenta receptividade térmica adequada e o indivíduo se encontra, portanto, em situação de conforto térmico, o equilíbrio homotérmico se realiza naturalmente, sem exigir reações se realiza naturalmente, sem exigir reações de adaptações por parte do organismo. O indivíduo pode, então, emitir livremente o calor para a superfície da pele por condução através dos ossos, tecidos, gorduras, pele e convecção através da circulação do sangue.

Esta transferencia de calor também ocorre entre as vias arteriais venosas e tecidos devido a diferenças de temperaturas.

Sendo que o calor tambem é dissipado quando é transportado de uma parte para outra do corpo.

Pode acontecer que o meio exterior dificulte ou mesmo impeça aquele equilíbrio, retirando do indivíduo uma quantidade de calor maior ou menor do que a necessária. O organismo humano reagirá, então, para restabelecer o equilíbrio, o que, todavia somente poderá fazer entre certos limites. Seja como for essa reação, seguida de adaptação, representa um desconforto térmico. Se, apesar de todo esforço feito pelo organismo, o equilíbrio não for estabelecido, a vida se tornará im-

possível.

6.4. CALOR PRODUZIDO

A quantidade de calor produzido Q_p por hora, por um ser humano varia em função de muitas circunstâncias:

a) natureza, raça, constituição, sexo, idade, peso, altura;
b) habitat e especialmente o clima;
c) estado de saúde, tonus vital, estado de nutrição, capacidade de assimilação, estado de repouso, ação ou trabalho que o indivíduo possa apresentar.

Pode se admitir para um adulto normal, com saúde e em repouso, que o número de calorias produzido por hora é da ordem de grandeza do número de kilogramas de seu peso. Assim, um adulto que pese 80 Kg terá, quando em repouso uma produção horária de calor de cerca de 80 calorias. Toda a atividade física aumenta a quantidade de calor produzido. Por exemplo, atividades sedimentarias, envolve geração de calor de aproximadamente 100 à 120 Kcal/h, na industria pesada de 300 à 340 Kcal/h, sendo que em suas atividades máximas tais como: exploração espacial e atividades submarinas uma razão de 750 Kcal/h pode ser gerada.

Observe-se que se deve entender por trabalho o que envolva esforço físico, porque os fisiologistas estão de acôrdo em que o trabalho intelectual não tem nenhuma ação sobre a quantidade de calor produzido pelo organismo humano.

6.5. CALOR EMITIDO

O corpo humano realiza a emissão do calor por dois modos: sob a forma de calor sensível (Q_s) e de calor latente (Q_l) de modo que o calor total emitido (Q_r) é a soma

dessas duas parcelas:

$$Qr = Q_S + Q_L \qquad (13)$$

6.6. CALOR SENSÍVEL

O calor sensível é emitido por irradiação, convecção e condução.

Englobando estes tres processos, a quantidade de calor sensível emitida por hora pode ser admitida como sendo proporcional à diferença entre a temperatura do corpo (T_c) e a temperatura do ambiente (T_a) e também a um coeficiente de transmissão do calor sensível (A)

$$Q_S = A(T_c - T_a) \qquad (14)$$

O coeficiente (A) depende:

a) da natureza da vestimenta;
b) natureza da cor da superfície do corpo;
c) da velocidade do ar em relação ao corpo, tratando-se de pessoas despidas.

6.7. EFEITOS DA ROUPA SOBRE A TRANSMISSÃO DE CALOR SENSÍVEL

Para pessoas vestidas normalmente, as variações do coeficiente (A) com a velocidade do ar é despresível.

Para pessoas de pele branca, normalmente vestidas, o coeficiente (A), expresso em calorias por hora por grau , tem valores compreendidos entre 4 e 6. Para vestimentas de lã, pode se tomar o valor 4, para roupas mais leves o valor 5, e para roupas bem leve (brim) o valor 6. Para roupas folgadas, o valor de (A) é sempre maior do que para roupas justas, em igualdade de condições. Para pesadíssimos agasa-

lhos de peles, o coeficiente (A) poderá ser inferior a 1.

Exemplo 1 - Pessoa adulta normalmente vestida, em ambiente a 25°C. Qual o calor sensível emitido?

Temos:

$t_c = 37°C$

$T_a = 25°C$

$A = 5$ (valor admitido)

Então:

$Q_s = 60$ Kcal/h

Admitindo ser de 80 Kcal/h a quantidade de calor produzida, teremos de acordo com a equação (13):

$Q_L = 80 - 60 = 20$ Kcal/h

Isto significa que o calor produzido não poderá ser emitido somente sob a forma de calor sensível e sim parte sob essa forma (60 Kcal/h) e a parte restante (20 Kcal/h) sob a forma de calor latente.

6.8. RELAÇÃO ENTRE CALOR SENSÍVEL E CALOR PRODUZIDO

No caso de haver uma grande emissão de calor sensível, ocasionado pelas condições do ambiente e insuficiência da vestimenta, isto é, a emissão de calor total (Q_s) é maior que a quantidade de calor produzida.

Exemplo 2 - Adulto normalmente vestido, produzindo 80 Kcal/h, em ambiente a 0°C. Qual o calor sensível emitido?

De acordo com a equação (14) temos:

$Q_s = 185$ Kcal/h

A pessoa sentirá sensação de frio, estará portanto

fora de zona de conforto térmico. Se tais condições persistirem, o organismo terá que aumentar a quantidade de calor produzida, afim de estabelecer o equilibrio térmico e isto é feito a custa de grande dispendio organico colocando em risco a saúde. A pessoa, avisada pela sensação exagerada de frio que experimenta procurará agasalhar-se, isto é, adotará roupas para as quais o coeficiente (A) terá valor compatível com a quantidade de calor a emitir. Por exemplo, considerando A =2 temos:

Q_s = 74 Kcal/h

Este valor é perfeitamente razoável e capaz de restabelecer o equilíbrio homotérmico, sendo que os restantes 6 Kcal/h terá de ser emitida sob forma de calor latente.

O aumento da quantidade de calor produzido pelo organismo, com o fim de equilibrar o calor produzido com o calor emitido, está de acordo com a capacidade de absorção do meio ambiente, portanto, exigirá maior combustão interna. Por outro lado, o organismo, assim exposto ao frio, sentirá necessidade de exercer atividades físicas, mais ou menos intensas, capazes de concorrerem para aumentar o calor produzido.

6.9. ELEVAÇÃO DA TEMPERATURA

Exemplo 3 - O adulto normalmente vestido em ambiente de 40°C.

O calor sensível emitido é igual a:

Q_s = - 15 Kcal/h

O sinal negativo indica que os 15 Kcal/h não são emitidos do corpo e sim por ele recebidos do ambiente, em temperatura mais alta do que ele. A emissão de calor latente ficará sobrecarregada com mais esta quantidade de calor que se

somará ao calor produzido pelo corpo.

Quando por, incapacidade de absorção do ambiente, o corpo não conseguir eliminar, sob ambas as formas, sensível e latente, a quantidade de calor produzida, a imediata reação do organismo se manifestará por uma elevação de temperatura interna (febre), em uma tentativa para aumentar a emissão térmica, pelo aumento da diferença ($T_c - T_a$). Por outro lado, a sensação de calor advertirá o indivíduo da conveniencia de reduzir ao mínimo a produção de trabalho físico e pela inapentecia, a reduzir a alimentação.

6.10. CALOR LATENTE

O calor emitido sob forma de calor latente corresponde ao calor de vaporização da água eliminada pelo organismo, pelos pulmões e pele. O calor latente pode ser expresso pela formula:

$$Q_L = M_a L \qquad (15)$$

na qual:

Ma = a massa da água eliminada pelo organismo, nas condições acima referida.

L = o calor latente de vaporização da água, na temperatura do corpo humano (37°C).

Quanto mais água for evaporada, maior será a quantidade de calor latente eliminara do corpo, o qual será capaz de eliminar toda a água, que for necessária à emissão do calor latente, muito embora tal eliminação tenha, além de certos limites, de se fazer com muito desconforto e possíveis desordens organicas.

6.11. INFLUENCIA DA CAPACIDADE EVAPORATIVA NA EMISSÃO DE CALOR LATENTE

É de suma importancia saber se o ambiente á capaz de permitir a evaporação de toda a água eliminada, evaporação ' que terá de se fazer em contato com o corpo, para que este a proveite a oportunidade de fornecer o necessário calor latente de vaporização. O suor que escorre e que não se evapora' em contato com o corpo é perdido para os efeitos da emissão' do calor latente.

A capacidade do ambiente de evaporar a água eliminada pelo corpo manifesta-se pela diferença entre a pressão do vapor d'água, que ele pode conter (P, pressão de saturação) e a pressão do vapor que ele efetivamente contém, aquela relativa à temperatura do corpo e esta à do ambiente. Aliás, a pressão de vapor efetivamente contido na atmosfera depende , por seu turno, da umidade relativa (também chamada estado higrométrico) representada pelo simbolo φ .

Quando o ambiente está saturado, isto é, quando a umidade relativa é 100% (ou 1,0), a água eliminada pela pele não pode ser evaporada e não concorre, assim, para a dissipação do calor latente. Ao contrário, quando a umidade relativa do ambiente é baixa, a água eliminada pela pele é rapidamente evaporada e a quantidade de calor latente eliminada' ao corpo é elevada.

O calor latente dissipado pelo corpo humano pode ser expresso pela formula:

$$Q_L = B \left(P - p_e \right) \qquad (16)$$

na qual:

B = coeficiente de transmissão do calor latente
P = 47,13 mm de altura manometrica da coluna de ' mercurio;
p = a pressão máxima de valor d'agua que o ambiente pode conter na temperatura em que se encontrar;
e = a umidade relativa do ar ambiente

Os valores de p são dados na tabela 1.

O valor de e é medido instrumentalmente (higrome - tria), utilizando-se os vários tipos de higrômetros e muito especialmente o Psicrometro.

TABELA 1

Pressão de vapor d'agua saturante
(mm de altura de mercúrio)

Temp	Pressão	Temp	Pressão
0	4,58	20	17,55
1	4,92	21	18,66
2	5,29	22	19,84
3	5,68	23	21,09
4	6,10	24	22,40
5	6,54	25	23,78
6	7,01	26	25,24
7	7,51	27	26,77
8	8,04	28	28,38
9	8,61	29	30,08
10	9,21	30	31,86
11	9,85	31	33,74
12	10,25	32	35,70
13	11,24	33	37,78
14	11,29	34	39,95
15	12,79	35	42,23
16	13,64	36	44,62
17	14,54	37	47,13
18	15,49	38	49,76
19	16,49	39	52,51

6.12. COMPARAÇÃO DOS COEFICIENTES DE TRANSMISSÃO DE CALOR LATENTE E SENSÍVEL

O coeficiente (B) não é constante e varia principalmente com a velocidade do ar em contato com corpo. O coeficiente (B) permite verificar as condições do ambiente, em face do conforto térmico.

Obs: O coeficiente (A), de transmissão de calor sensível está sujeito ao nosso controle: uma roupa mais leve ou mais pesada dá lugar a um valor mais alto ou mais baixo dessa grandeza.

Podemos, portanto, controlar a quantidade de calor sensível, para determinado valor da temperatura exterior, até o valor máximo que o coeficiente (A) pode adquirir.

O coeficiente (B) ao contrário não está sob nosso controle, porque seu valor nos é, em cada caso imposto pela obrigação de emitir determinada quantidade de calor latente, independentemente de nossa vontade ou de qualquer ação que podemos ter sobre ela.

6.13. CONSIDERAÇÕES SOBRE O COEFICIENTE DE TRANSMISSÃO DE CALOR LATENTE (B)

Exemplo 4 - Retorne-se o exemplo 1. As 20 calorias que terão de ser emitidos à custa do calor latente exigirão uma quantidade de água a ser evaporada e calculada de acordo com a equação (16), na qual

Q_L = 20 Kcal/h

λ = 0,617 Kcal/g

resulta:

$m_a = 32$ g/h

A quantidade de água a ser evaporada é de 32 gramas por hora.

Admitindo que o ambiente exterior esteja saturado ' de umidade (e = 1.00) e que, como no exemplo 1, sua temperatura seja de 25°C, o coeficiente (B) de transmissão de calor latente será calculado assim:

$Q_L = 20$ Kcal/h

$P = 47,13$

$p = 23,78$ (pressão máxima do vapor d'água na tempe de 25°C, dada na tabela 1.)

Da equação (16) tiramos:

$$B = \frac{20}{47,13 - 23,78 \times 100} = 0,86$$

Exemplo 5 - Adulto normalmente vestido, em ação ($Q_p = 105$ Kcal/h)

Ambiente exterior a 37°C, umidade relativa 0.80. Qual o valor do coeficiente (B) ?

calor produzido: $Q_p = 105$ Kcal/h

Calor sensível : $Q_s = 5 \times (37-37) = 0$

Calor latente : $Q_L = 105 - 0 = 105$ Kcal/h

P = 47,13 mm de altura manometrica da coluna de mercurio

p = 47,13 (da tabela 1, para T = 37°C)

e = 1.0

então:

$$B = \frac{105}{47,13 - 47,13 \times 0,80} = 11.1$$

Comparando os exemplos 4 e 5, verifica-se que o coeficiente (B) tem valor muito menor no primeiro (0,86) do que no segundo (11.1). Igualmente se observa que a pessoa considerada no exemplo 4 está em melhores condições térmicas do que a considerada no exemplo 5 com efeito, a primeira emite o calor produzido, em grande parte sob forma de calor sensível (75%) e uma pequena parte sob a forma de calor latente (25%) o que não lhe obrigará a um grande esforço de adaptação, como é imposto a segunda. Isto mostra que um valor elevado do coeficiente (B) indica que o organismo humano está em situação de desconforto, obrigado a exagerada eliminação de água, seja pelos pulmões, seja pela pele. O excessivo trabalho imposto aos pulmões para eliminar grande quantidade de água produz a clássica sensação de opressão. Ademais, sempre que a relação Q_i / Q_s ultrapassa certo limite o organismo humano sofre grande desconforto.

Capitulo 7

SENSAÇÃO TÉRMICA

7.1. INTRODUÇÃO

As sensações térmicas resultam do modo pelo qual o organismo humano emite, para o meio exterior, o calor por ele produzido e nessas condições depende da temperatura umidade relativa e velocidade do ar que o cerca.

7.2. INFLUENCIA DA UMIDADE SOBRE A SENSAÇÃO TÉRMICA

Retomando o exemplo 5 do capítulo 6 iremos calcular o valor de (B), admitindo se que a umidade relativa seja 0.40 em lugar de 0.80

Temos

$$B = \frac{105}{47,13 - 47,13 \times 0.40} = 3,71$$

A simples redução da umidade relativa, faz baixar o valor do coeficiente (B) de 11,1 para 3,71, concorrendo para melhorar a situação térmica do ambiente e diminuir o desconforto do indivíduo nele situado. Por exemplo, é comum em dias de verão, suportar-se bem temperaturas elevadas, da ordem de 35°C, desde que a umidade relativa esteja baixa em redor de 0.35, enquanto que em outros dias, dificilmente se suportam temperaturas menores, 28°a 30°C, se a umidade relativa foi alta, isto é, em torno de 0,91.

7.3. ENTERMAÇÃO

Enternação é o estado que se manifesta no organismo humano quando persiste o desequilibrio térmico no sentido

$Q_p > Q_e$.

Exemplo 1

Ambiente a 37°C, umidade relativa 1,00 (saturação). Trata-se de um caso limite. O calor sensível é nulo $(T_c - T_a) = 0$. O calor latente também é, porque ($P - p^e = 0$).

O corpo não terá meios de emitir o calor produzido , nem sob forma de calor latente nem sob forma de calor sensível. Nestas condições a vida seria impossível. É verdade que o organismo humano, usando o seu enorme poder de adaptação ao meio exterior, poderia reagir pela enternação, isto é,elevando sua temperatura interna de modo a criar uma diferença e forçar a emissão do calor produzido. Esta capacidade de adaptação pode estar, em cada pessoa, desenvolvida ou estiolada, tais sejam seus antecedentes e o seu modo de viver, capazes ou não de manter em forma os aparelhos reguladores.

7.4. INFLUENCIA DA AGITAÇÃO DO AR NA SENSAÇÃO TÉRMICA

Além da temperatura e da umidade relativa do ar ambiente, outra circunstancia influi sobre a sensação térmica experimentada pelo organismo humano: o estado de agitação do ar, caracterizado pela sua velocidade em relação ao corpo.

A influencia da velocidade do ar em contacto com o corpo não é importante, no que se refere a emissão do calor sensível, nas pessoas vestidas, porem tem grande influencia nas pessoas despidas, bem como na emissão do calor latente. Compreende-se bem que assim seja; a movimentação do ar diretamente de encontro à pele aumentará a emissão do calor sensível pelo aumento da convecção. O coeficiente (A) crescerá com a velocidade do ar, embora não proporcionalmente a essa veloci-

dade. Já nas pessoas vestidas, não podendo o ar movimentar-se diretamente de encontro à pele, na maior parte da superfície do corpo, sua influência sobre a emissão do calor sensível não é muito grande, tudo deper endo da circunstancia de ser a roupa folgada ou justa no corpo.

A influencia da movimentação do ar sobre a emissão do calor latente é importante porque ajuda a renovação de ar em torno do indivíduo, substituindo mais facilmente a camada que tende a se saturar e se aquecer em contacto com o corpo, pelo ar menos úmido do restante do ambiente. Até um certo limite, quanto maior fôr essa velocidade, tanto maior será essa renovação. A partir desse limite, o aumento da velocidade do ar de nada udianta.

Observe-se que na equação (16)

$$Q_L = B (P - pe) \quad (16)$$

não leva, explicitamente, em conta a influência da velocidade do ar sobre a quantidade de calor latente emitida. Para corrigir essa falha, achamos conveniente substituir o coeficiente (B) pelo produto $b_1 b_2$ de dois outros coeficientes. A fórmula ficará assim:

$$Q_L = b_1 b_2 (P - pe) \quad (17)$$

O coeficiente b_1 varia com a velocidade do ar e o coeficiente b_2 faz as vezes do coeficiente (B) na comparação das situações térmicas, indicando os seus valores, baixos ou altos, se o indivíduo está ou não em situação de conforto térmico. Os valores do coeficiente b_1 foram por nós calculados experimentalmente.

Os resultados estão concentrados na tabela 2.

TABELA 2

Velocidade do ar (m/s)	Coeficiente b_1
0	1.00
0.5	1.01
1.0	1.16
1.5	1.26
2.0	1.44
3.0	1.76

Exemplo 2 -

Retomemos o exemplo 5 do capitulo anterior. Se considerarmos o ar em movimento, com uma velocidade de 2.0 m/s, o coeficiente b_1 terá o valor 1.44 (tabela 2) e o coeficiente B cujo valor foi naquele exemplo calculado e achado ser 11.1, será decomposto em $b_1 = 1.44$ e $b_2 = 7.7$, tais que $b_1 b_2 =$ 11.1. É claro que não havendo agitação de ar, b_1 será igual a 1 e b_2 será igual a(B) A agitação do ar com a velocidade de 2m/s diminui o desconforto térmico porque o coeficiente b_2 passou de 11.1 a 7.7, valor ainda muito alto.

Exemplo 3 -

Retomemos o caso do exemplo 4 do capitulo anterior , supondo que o ar se agite com a velocidade de 2 m/s, o coeficiente b_2 passará de 0.86 a 0.60, melhorando, portanto, as condições de conforto térmico.

Exemplo 4 -

Ainda retomando o caso do exemplo 4 do capitulo anterior e supondo ser a umidade relativa de 0.58 e estar o ar em repouso, se terá:

$$Q_s = 60 \text{ Hcal/h}$$
$$Q_L = 20 \text{ Kcal/h}$$
$$P = 47,13$$
$$p = 23,78$$
$$e = 0,58$$
$$b_1 = 1.0$$

então:

$$B = \frac{20}{47,13 - 23,78 \times 0,58} = 0.60$$

e, como $b_1 = 1 \therefore b_2 = 0,60$

7.5. EQUIVALENCIA DE SENSAÇÃO TÉRMICA

Os valores de b_2 achados nos exemplos 3 e 4 são iguais (0.60). Essa igualdade nos permite admitir a equivalencia das sensações térmicas nos dois casos. Assim, uma pessoa normalmente vestida terá, aproximadamente, a mesma sensação térmica, seja em um ambiente a 25°C saturado de umidade e com o ar se movimentando com a velocidade de 2m/s, seja em um ambiente na mesma temperatura, porém em repouso e com uma umidade relativa de 0.58.

7.6. TEMPERATURA EFETIVA

As observações precedentes conduzem à consideração da

temperatura efetiva de um ambiente, a qual se define como a temperatura de um ambiente saturado de umidade e sem agitação que proporcione equivalente sensação térmica que a produzida pelo ambiente considerado. E, como equivalencia de sensação térmica deve conduzir a valores iguais ou aproximadamente iguais do coeficiente b_2 .

O diagrama indicado na figura 10 permite determinar a temperatura efetiva, quando se conhecem a temperatura do ambiente, a umidade relativa e a velocidade de agitação do ar.

Nesse diagrama, a umidade relativa não figura explicitamente, mas é representada pela temperatura do termometro molhado do psicometro, em que é medida.

O psicometro, como é sabido, é um higrômetro constituido por dois termometros, um mantido seco (o que marca a temperatura do ambiente) e outro cujo bulbo é mantido molhado à custa de uma camisa de tecido de algodão que o veste e que fica em parte dentro d'água.

Os dois termometros indicam a mesma temperatura quando o ambiente está saturado de umidade (umidade relativa 1,0). A diferença entre as temperaturas indicadas por esses termometros é tanto maior quanto menor for a umidade relativa do ambiente.

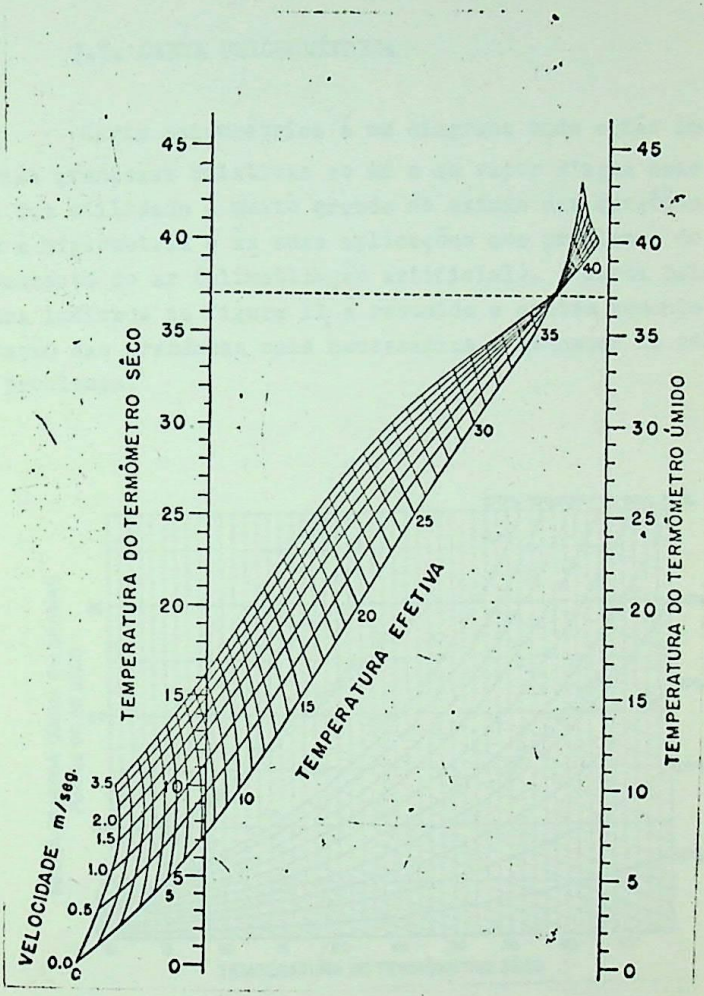


Fig. 10 - Gráfico termométrico para pessoas em repouso, normalmente vestidas

7.7. CARTA PSICROMÉTRICA

Carta psicométrica é um diagrama onde estão indicadas várias grandezas relativas ao ar e ao vapor d'água nele contido. Sua utilidade é muito grande no estudo das questões ligadas à higrometria e às suas aplicações aos problemas do condicionamento do ar (climatização artificial). A carta psicrométrica indicada na figura 11 é resumida e contém somente a indicação das grandezas mais necessárias a conhecer na solução de problemas.

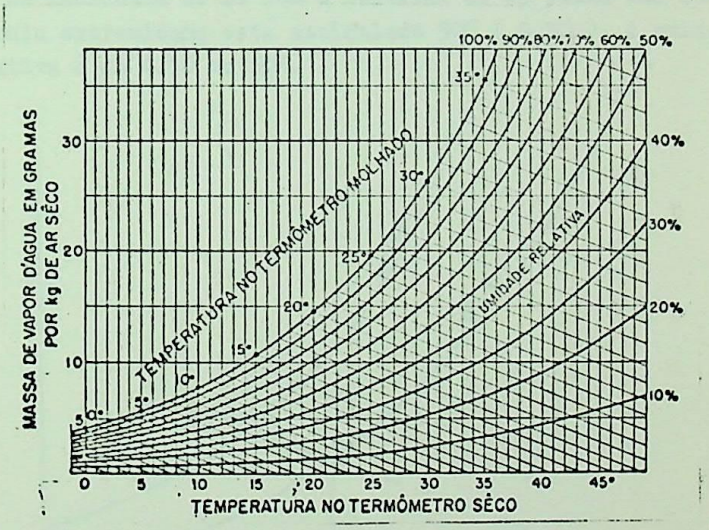


Fig. 11 - Carta psicométrica para o ar à pressão atmosférica normal.

7.8. UTILIZAÇÃO DA TEMPERATURA EFETIVA E CARTA PSICROMÉTRICA

Exemplo 5 -

Termometro seco a 25°C, termometro molhado a 18°C. Qual a umidade relativa.

No eixo horizontal, onde se lê temperatura do termometro seco, marque-se 25°C (figura 12). Na curva superior, onde se le temperatura do termometro molhado marque-se 18°C. Desça-se de 18 pela reta inclinada que por aí passa, até encontrar a vertical que sobe a partir de 25°C. No ponto de encontro da inclinada de 18 com a vertical de 25 passa uma curva em cuja extremidade está assinalado 50% (0.50). A umidade relativa é de 0.50 ou 50%.

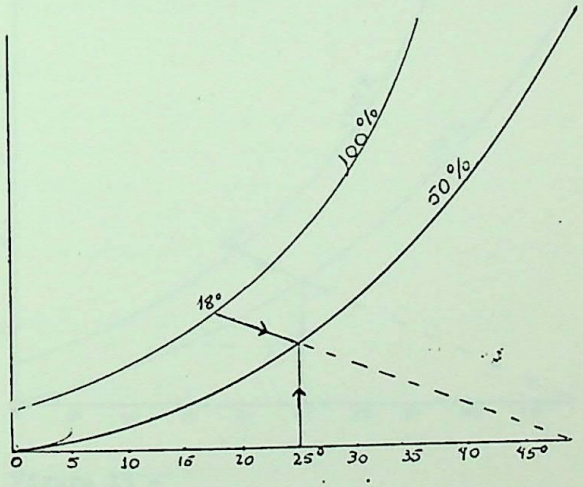


Figura 12

É claro que quando a interseção da linha inclinada com a vertical não se dá sobre uma curva traçada, traça-se uma curva intermediária passando pelo ponto de interseção, cujo valor se determinará aproximadamente.

Exemplo 6 -

Ambiente a 25°C com umidade relativa a 050. Qual a temperatura do termômetro molhado?

Marque-se 25°C no eixo correspondente à temperatura do termômetro seco (Figura 13). Suba se pela vertical até encontrar a curva de 50%. A partir do ponto de interseção, suba-se pela reta inclinada até atingir a ultima curva, na qual está assinalada a temperatura do termometro molhado.

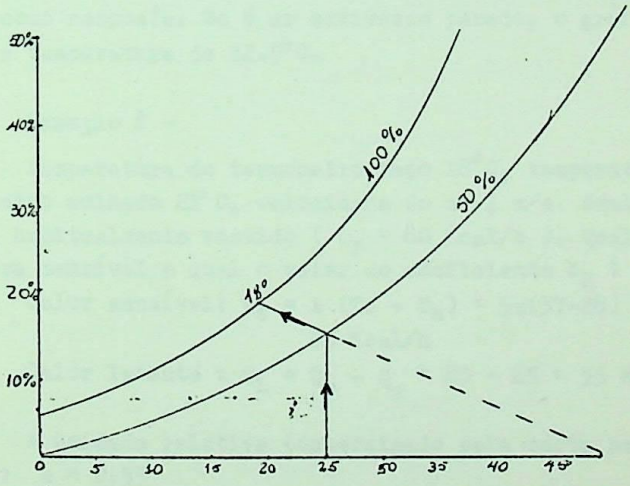


Figura 13 -

O gráfico da figura 10 pode agora ser usado facilmente, desde que sejam conhecidas as temperaturas do termometro seco e do termometro molhado, bem como a velocidade do ar. Liga se com uma régua o ponto que assinala a temperatura do termometro seco, no eixo vertical a esquerda, com o ponto que indica a temperatura do termometro molhado, no eixo vertical a direita. A reta traçada por meio da régua cortará as linhas curvas correspondentes às diversas velocidades do ar. Nos pontos de interseção ler-se-ão as temperaturas efetivas respectivas.

Exemplo 7 -

Termometro seco a 25°C, termometro molhado a 19°C, velocidade do ar 1,5 m/s. Qual a temperatura efetiva.

Do gráfico (10) se tira facilmente a temperatura de 20°C, como resposta. Se o ar estivesse parado, o gráfico indicaria a temperatura de 22.5°C.

Exemplo 8 -

Temperatura do termometro seco 28°C, temperatura do termometro molhado 21° C, velocidade do ar 1 m/s. Adulto em repouso, habitualmente vestido (Q_p = 80 Kcal/h). Qual é a temperatura sensível e qual o valor do coeficiente b_2 ?

Calor sensível: $Q_s = A\ (Tc - T_a) = 5x(37-28) = 45$

45 Kcal/h

Calor latente : $Q_L = Q_p - Q_s = 80 - 45 = 35$ Kcal/h

A umidade relativa (determinado pela carta psicométrica): e = 0.55

Calculo do coeficiente (B)

P = 47.13

p = 28.38 (para 28°C, achado na tabela 1)

$$B = \frac{25}{47,13 - 28.38 \times 0.55} = 1,12$$

Cálculo de b_2

$b_2 = 1.12 + 1.16 = 0.97$

Temperatura efetiva (achada no gráfico, figura 10) 24.8°C.

7.9. INDICE DE SENSAÇÃO TÉRMICA (CONFORTO TÉRMICO)

Agora uma verificação interesaante se retornarmos os exemplos 1 e 2 e pesquisarmos, por meio do gráfico da figura 10, a temperatura efetiva nos dois casos, encontraremos, respectivamente, 21.5° C e 22.1° C. Os dois exemplos, como se viu oportunamente, referem se a situações que conduzem ao mesmo valor de b_2, o que equivale a dizer correspondem à mesma sensação de conforto térmico. As duas temperaturas efetivas são aproximadamente iguais e dentro do grau de precisão das medidas, confirmam a igualdade de sensação, o que reafirma a vantagem da consideração do coeficiente b_2, ao qual chamaremos ' de sensação térmico (conforto térmico)

O exame das curvas contidas no gráfico da Figura 10 mostra que elas se interceptam num ponto situado na reta que liga as temperaturas de 37°C no termometro seco e molhado, Em temperaturas superiores essas curvas se invertem em posição ' relativa. Isto nos faz concluir o seguinte:

a) Sendo de 37°C a temperatura efetiva do ambiente, agitação térmica do ar é inútil.

b) Em temperaturas efetivas superiores a 37°C, a agitação do ar é contraproducente

7.10. CONCLUSÕES DO CAPITULO 6 e 7

1. - A quantidade de calor produzido pelos seres humanos, entre outras circunstâncias, varia com a atitude de repouso, ação ou trabalho.

2. - A vida exige a equivalencia entre a quantidade de calor produzida e a de calor emitida pelo homem. É o equilibrio homeotérmico.

3. - A emissão do calor é feita sob forma de calor sensível e de calor latente, aquela dependendo principalmente da temperatura do ambiente e da natureza da vestimenta e esta da temperatura, umidade relativa e velocidade do ar.

4. - A temperatura efetiva, função da temperatura úmida de relativa e velocidade do ar, define o ambiente em face da sensação térmica que este pode determinar. A temperatura efetiva pode ser facilmente obtida por meio de um gráfico.

5. - Entre dois limites de temperatura efetiva caracteriza-se uma zona de conforto térmico, na qual o organismo humano funciona nas melhores condições térmicas, vale dizer, pode livremente emitir o calor produzido, independentemente, portanto, de quaisquer restrições ou reações de adaptação.

6. - Quando, pelas condições térmicas do meio, não for possível ao organismo humano emitir todo o calor produzido, a vida deixa de ser possível, apesar do esforço de adaptação que o organismo realizará. Haverá entermação. A vida não será, igualmente possível quando o meio exterior forçar uma emissão de calor maior do que a produzida pelo organismo humano, embora seja, neste caso, restabelecido o equilíbrio homeo

térmico, forçando se a maior produção de calor e adotando-se agasalhos adequados.

7. - A influencia da agitação do ar é nula quando a temperatura efetiva atinge 37°C e é contraproducente para valores mais altos daquela temperatura.

Capitulo 8

MODELO MATEMÁTICO DO ESTADO ESTACIONÁRIO PARA UM ELEMENTO SIMPLES DO CORPO

8.1. INTRODUÇÃO

Modelo de Pennes [157]

O modelo do sistema térmico humano proposto por Pennes, foi aplicado ao antebraço humano. Embora o antebraço tenha a forma eliptica, pois, os seus eixos diferem de 0.5 a 1.0 cm, ele representou o antebraço por um cilindro, portanto, a equação diferencial geral do fluxo de calor será usada em coordenadas cilíndricas. O uso de coordenadas elipticas tornaria a analise do problema mais complexa, o que não é provavelmente justificado em face das complicações fisiológicas que irão surgir.

8.2. CONDIÇÕES DE MODELO

No modelo de Pennes foi considerado os seguintes fatores:

a) condução de calor na direção radial do cilindro

b) calor metabólico gerado nos tecidos

c) transferencia de calor realizado pela convecção através do sangue circulatório

d) perda de calor pela superfície da pele devido a convecção, irradiação e evaporação

8.3. EQUAÇÃO DE EQUILIBRIO TÉRMICO

A equação diferencial geral da condução de calor em coordenadas cilíndricas é dada por:

$$C_p \frac{\partial \theta}{\partial t} = -K \left[\frac{\partial^2 \theta}{\partial r^2} + \frac{1}{r} \frac{\partial \theta}{\partial r} + \frac{1}{r^2} \frac{\partial \theta}{\partial \phi} + \frac{\partial^2 \theta}{\partial z^2} \right] + h_m + h_b \qquad (18)$$

Como o modelo proposto é para o estado estacionário,

o membro do lado esquerdo é igual a zero. O gradiente ao longo do eixo do antebraço é despresível, eliminamos então $\frac{\partial^2 \Theta}{\partial \tilde{z}^2}$ (para simplificar a análise; o gradiente angular $\frac{\partial \Theta}{\partial \phi}$ pode também ser tomado igal a zero em vista da aproximada simetria circular.

A equação a ser resolvida torna-se

$$- K \left[\frac{d^2 T}{dr^2} + \frac{1}{r} \frac{dT}{dr} \right] = h_m + h_b \qquad (19)$$

na qual

T = temperatura do tecido do antebraço;

h_m = taxa de produção de calor local dos tecidos;

h_b = taxa de transferencia de calor do sangue para o tecido;

K = condutividade térmica do tecido;

r = distancia radial do centro do cilindro.

O modelo de Pennes através da equação (19) estabelece uma relação entre á temperatura do tecido, taxa de produção de calor dos tecidos e transferencia de calor do sangue para o tecido. Esta relação é uma representação da primeira lei da termodinamica, isto é, a taxa de condução de calor é igual a soma da taxa de calor gerado (reações metabólicas) e taxa de transferencia de calor (sangue para os tecidos). [140]

8.4. CONDIÇÕES DE CONTORNO

As condições de contorno da equação (19) é dada por:

$$- K \left[\frac{dT}{dr} \right]_{r=a} = h (T_s - T_a) \qquad (20)$$

Onde: h = coeficiente de transferencia de calor (pe-

le para o ar);

T_s = temperatura média da pele (superfície do cilindro)

T_a = temperatura do meio ambiente

A equação respresenta uma igualdade entre a taxa de transferencia de calor, do tecido para a superfície da pele e a taxa de perda de calor da superfície da pele para o meio ambiente.

Considerando h_m e h_b uniformes a equação (19) juntamente com as condições de contorno (20) foi resolvida por Pennes dando,

$$T = \left[T_s - \frac{(h_m + h_b)\, a^2}{4K} \right] - \frac{(h_m + h_b)\, r^2}{4K} \qquad (21)$$

Fazendo

$$T_{ex} = T_s - \frac{(h_m + h_b)}{4K}\, a^2 \qquad (22)$$

onde T_{ex} = a temperatura dos eixos.

Obtemos então

$$T = T_{ex} - \frac{(h_m + h_b)}{4K}\, r^2 \qquad (23)$$

8.5. TAXA DE TRANSFERENCIA DE CALOR DO SANGUE PARA OS TECIDOS

O volume do fluxo sanguineo será considerado uniforme no entebraço. A taxa de transferencia de calor do sangue para o tecido obviamente não será considerada uniforme.

Pelo principio de Fick temos:

$$h_b = V_l \, C_p \, (T_e - T_v) \qquad (24)$$

onde: V_l = taxa volumétrica do fluxo sanguineo atraves dos tubos capilares (g/cm^3 . S)

C_p = calor específico do sangue;

T_v = temperatura do sangue venoso (não é constante, varia de ponto à ponto do tecido);

T_e = temperatura do sangue na arteria.

Introduzindo uma constante de equilibrio K, a qual é assumida constante através do tecido temos:

$$T_v = T + K \, (T_e - T) \qquad (25)$$

$$0.0 \leq K \leq 1.0$$

Substituindo na equação (24) obtemos:

$$h_b = V_l C_p \, (K - 1) \, (T - T_e) \qquad (26)$$

Esta equação estabelece que a taxa de transferencia de calor do sangue para o tecido em qualquer ponto é proporcional a diferença de temperatura entre o sangue arterial e o tecido, pois $V_l . C_p \, (K - 1)$ é constante no estado estacionário. T_e é considerado uniforme através dos tecidos; a introdução de uma temperatura sanguinea capilar média tornaria a análise incapaz de ser testada com os dados experimentais.

Portanto para K muito proximo de 1.0 (valor limite) obtem-se o mais completo equilíbrio entre o sangue capilar e tecido, neste caso então a expressão (26) se reduz para a seguinte expressão:

$$h_b = V_l \, C_p \, (T_e - T) \qquad (27)$$

8.6. RESOLUÇÃO DA EQUAÇÃO DO EQUILIBRIO TERMICO

Nesta equação h_b é função de T então a equação (19) se torna igual a:

$$\frac{d^2T}{d\,r^2} + \frac{1}{r}\frac{dT}{dr} + a_1\,T = b_1 \qquad (28)$$

A equação (28) é uma equação de Bessel de ordem zero na equação de Bessel de ordem zero na qual:

$$a_1 = \frac{V_1 \cdot C_p\,(K - 1)}{K}$$

$$b_1 = \frac{V_1 \cdot C_p (K - 1)\,T_a - h_m}{K}$$

e ambas a e b são constantes negativas.

A solução da equação (28) é dada por:

$$T = \frac{(T_s - \frac{b_1}{a_1})\;J_o(i\sqrt{a_1}\,r) + \frac{b_1}{a_1}}{Jo\,(i\sqrt{a_1}\,a)} \qquad (29)$$

na qual Jo é uma função de Bessel de uma variavel imaginária de ordem zero e primeira especie.

A expressão que relaciona a temperatura da pele T_s (superficie do cilindro) e a temperatura efetiva do meio ambiente T_a, foi obtida por Pennes pela substituição das condições de conforto (20) em (29)

$$T_s = \frac{\frac{b_1}{K\sqrt{a_1}}\left[-i\,J_1\,(i\sqrt{a_1}\,a)\right] + 1{,}21\,h\,J_o\,(i\sqrt{a_1}\,a)\,Ta}{K\sqrt{a_1}\left[-i\,J_1\,(i\sqrt{a_1}\,a)\right] + 1{,}21\,h\,J_o\,(i\sqrt{a_1}\,a)} \qquad (30)$$

Onde J_1 é uma função de Bessel de uma variavel imaginaria de 1ª ordem e 1ª especie.

8.7 - CONCLUSÃO

A geometria cilíndrica foi empregada pela primeira vez no modelo do sistema termico humano por Pennes quando ele considerou o antebraço humano como sendo um cilíndro.

O modelo de Pennes embora tenha sido desenvolvido para o antebraço e tendo sido satisfaróriamente testado por numerosos dados experimentais, pode ser perfeitamente aplicado a qualquer parte cilíndrica do corpo humano.

Pennes demonstrou a utilidade do método da comparação de medidas e temperaturas calculadas, na construção de seu modelo que pode então ser utilizado para avaliar alguns fatores importantes da fisiologia térmica tais como; fluxo sanguíneo local e taxa local de calor gerado por reações metabólicas.

A transferencia de calor entre as grandes arterias e veias para os tecidos não é considerada neste modelo consequentemente, nas vizinhanças das grandes artérias e veias o modelo não é válido.

Escola Federal de Engenharia de Itajubá
BIBLIOTECA

Capitulo 9

MODELO MATEMÁTICO DO ESTADO ESTACIONÁRIO PARA O CORPO HUMANO INTEIRO

9.1. INTRODUÇÃO

Modelo de Wissler [194]

Wissler através de uma extensão do trabalho de Pennes no antebraço humano, constitui um modelo que dá informações sobre a distribuição de temperatura no estado estacionário para o corpo humano. Este modelo inclui os seguintes fatores:

a) distribuição do calor metabólico gerado;

b) condução de calor nos tecidos;

c) convecção do calor através da circulação do sangue;

d) perda de calor da superfície do corpo pela irradiação convecção e evaporação;

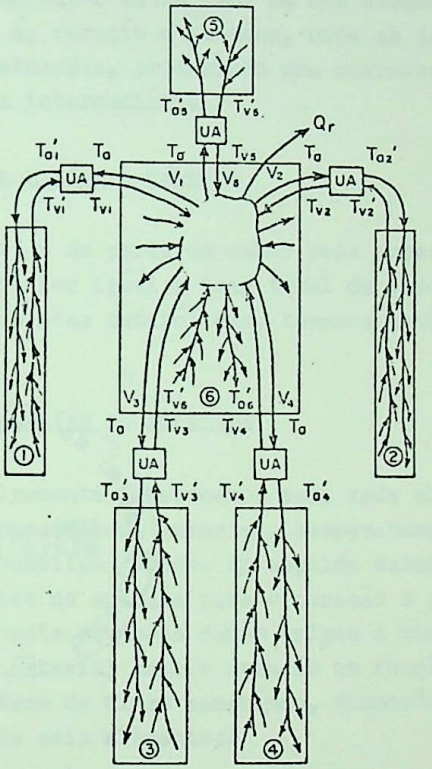
e) perda de calor pelo sistema respiratório;

f) troca de calor entre os grandes artérias e veias devido a contracorrente.

De acordo com os fatores incluidos por Wissler neste modelo, dois deles foram a icionados ao modelo de Pennes. Os fatores adicionados são perda de calor pelo sistema respiratório e troca de calor entre as grandes artérias e veias devido a contracorrente.

O transporte intracorporal do calor pelo sangue circulatório, constitui um dos mais importantes fatores da fisiologia térmica e embora isto aconteça os estudos feitos nesta área são insuficientes, em parte, isto se explica pela extrema dificuldade em se obter medicações experimentais da taxa de fluxo sanguíneo local e da taxa de geração de calor local devido as reações metabólicas.

O corpo humano foi subdividido em seis elementos como ilustra a figura abaixo



– Fig. 14 - Componentes usados no sistema térmico dos seis elementos do corpo humano.

Wissler dividiu o corpo humano em seis elementos, isto é, cabeça, tronco, dois braços e duas pernas. Cada elemento do corpo humano está interrelacionado por uma equação de transferencia de calor entre cada um dos elementos e o centro do corpo, isto é, coração e pulmões, onde as seis correntes venosas são misturadas, produzindo uma corrente arterial a uma temperatura intermediária

9.2. EQUILIBRIO TÉRMICO

Se a taxa de perda de calor pela superfície e sistema respiratório, for igual a taxa total de produção de calor causada pelas reações metabólicas, teremos então o equilibrio térmico.

9.3. ANÁLISE DO PROBLEMA

Primeiramente estebecemos para cada elemento uma relação entre a temperatura arterial, temperatura venosa e a taxa de calor metabólico gerado. Em seguida estabelecemos o equilibrio térmico de energia para o coração e pulmões. A combinação dessas sete equações darão origem a uma única equação da temperatura arterial para o coração em função da taxa de calor gerado, taxa de fluxo sanguíneo, dimensões e condições superficiais dos seis elementos.

Os resultados obtidos pelo modelo quando comparados com os resultados experimentais são satisfatórios.

9.4. CONDIÇÕES DO MODELO

Cada elemento possui:

a) uma distribuição uniforme da taxa de calor gerado devido as reações metabolicas;

b) uma distribuição uniforme de sangue fornecido;

c) são homogeneos cilíndricos isotrópicos e nos quais somente a condução radial de calor ocorre.

9.5. EQUAÇÃO DO EQUILÍBRIO DE CALOR

A equação da condução de calor sob estas condições é equivalente a equação (18) do modelo de Pennes para o iésimo elemento do corpo e pode ser escrita como :

$$K_i \left[\frac{d^2 T_1}{d_r^2} + \frac{1}{r} \frac{d\, T_1}{d_r} \right] + h_{mi} + (V_1 \rho\, C_p)_i \, (T_{ei} - T_i) = 0 \qquad (31)$$

onde

T_i = temperatura a uma distancia r do eixo para o iésimo elemento;

h_{mi} = taxa de calor gerado devido as reações metabolicas para o iésimo elemento;

V_1 = taxa de fluxo volumétrico do sangue nos tubos capilares;

ρ = densidade de fluxo;

Cp = calor específico do sangue;

K = condutividade termica dos tecidos;

T_e = temperatura do sanguo na arteria.

A equação é uma aplicação da primeira lei da termodinamica, na qual o primeiro termo é a taxa de condução de ca-

lor em um volume unitário; o segundo termo é a taxa de calor gerado devido ao metabolismo por volume unitário e o terceiro termo é a taxa de transferencia de calor do sangue para o tecido por volume unitário.

A equação (30) pode ser resolvida sujeita a seguinte condição de contorno.

$$- K_i \left[\frac{d\,T_i}{dr} \right]_{r=ai} = H_i \, (T_i - T_{ai}) \qquad (32)$$

na qual

H_{ri} = coeficiente de transferencia de calor efetiva ' para a superfície do iésimo elemento;

T_{ai} = temperatura efetiva do meio ambiente para a superficie do iésimo elemento;

a_i = raio do iésimo elemento.

A equação (31) estabelece que a taxa de transferencia de calor para a superficie através dos tecidos é igual a taxa na qual o calor é transferido da superficie da pele para o meio ambiente.

9.6. COEFICIENTE DE TROCA DE CALOR

O calor é transferido para a superfície da pele, pela condução, irradiação, convecção e evaporação. A transferencia de calor pela condução pode ser desprezada devido o fato de ser inespressiva.

O efetivo coeficiente de transferencia de calor para a superficie do iésimo elemento H_i é a soma dos efetivos coeficientes de transferencia de calor pela irradiação H_r, convecção H_c e evaporação H_e dando então:

$$H = H_r + H_c + H_e \qquad (33)$$

9.7. COEFICIENTE DE IRRADIAÇÃO

O coeficiente de transferencia irradiante é facilmente determinado, considerando que a emissividade da pele humana seja unitária e que a razão da área das paredes para a área superficial do individuo seja maior. A taxa da perda de calor pela área unitaria é dada por:

$$Q_r = 1.356 \times 10^{-12} (\bar{T}_s^4 - \bar{T}_w^4) \ (cal/cm^2.seg) \quad (34)$$

na qual:

$\bar{T}_s$ = temperatura absoluta irradiante media da superficie do corpo (^oK);

$\bar{T}_w$ = temperatura absoluta irradiante media das paredes ao redor (^oK);

Definindo o coeficiente de transferência de calor pela irradiação como sendo:

$$Q_r / (T_s - T_w) \quad (35)$$

obtemos:

$$H_r = 1.356 \times 10^{-12} (\bar{T}_s^3 + \bar{T}_s^2 \bar{T}_w + \bar{T}_s \bar{T}_w^2 + \bar{T}_w^3) \ (cal/cm^2.seg.^oC) \quad (36)$$

isto é, o coeficiente de transferencia de calor pela irradiação. H_r pode ser obtido de um modo aproximado pelo uso das temperaturas absolutas irradiantes médias da pele $\bar{T}_s$ e das paredes do meio ambiente $\bar{T}_w$ [194]

Para uma variação de 10°C para 40°C, H_r aumenta de 0.000 145 para 0.000 1663 ($cal/cm^2.seg.^oC$)

Embora o coeficiente de transferencia de calor pela irradiação seja aproximadamente constante, ele varia de maneira apreciável de um individuo para outro, devido a complexida

de da postura humana de cada indivíduo e várias áreas de transferencia de calor.

9.8. COEFICIENTE DE CONVECÇÃO

O coeficiente de transferencia de calor pela convecção, não é mesmo para todas as áreas do corpo ele depende da dimensão do elemento, da dimensão e posição relativa dos elementos adjacentes e da natureza do deslocamento do fluido. Se o individuo está parado e não existe corrente de ar, então existirá somente um deslocamento de fluido adjacente a pele ' ocasionado pela convecção natural.

No caso do cilindro estar na posição horizontal o valor de H_1 é de determinado pela seguinte expressão:

$$\frac{H_1 D}{K_f} = 0{,}53 \left[\left(\frac{D^3 \rho^2 \beta g \Delta t}{\mu_f^2} \right) \left(\frac{C_p \mu_f}{K_f} \right) \right]^{0.25} \quad (37)$$

na qual

D = diametro do cilind o;
g = aceleração da grav.dade;
C_p = calor específico do fluido;
ρ = densidade do fluido;
μ = viscosidade do fluido;
K_f = coeficiente volumétrico de expansão do fluido;
β = subscrito indicando que as propriedades do fluido são calculados pela temperatura superficial média e temperaturas do ar sem movimento;

Para cilindros verticais H_e é calculada pela seguinte expressão:

$$\frac{H_c L}{K_f} = 0.59 \left[\left(\frac{L^3 \rho_f^2 g \beta \Delta t}{\mu_f^2} \right) \left(\frac{C_p \mu_f}{K_f} \right) \right]^{0.25} \quad (38)$$

na qual

L = o comprimento da superfície

As equações (37) e (38) são aplicadas a situação nas quais o fluxo de fluido sobre a superfície é laminar.

Quando o valor de:

$$\left(\frac{L^3 \rho_f^2 g \beta \Delta t}{\mu_f^2}\right)\left(\frac{C_p \mu_f}{K_f}\right) \qquad (39)$$

for maior que 10^9, o fluxo torna-se turbulento e o coeficiente de temperatura de transferencia de calor aumenta, podemos então usar a seguinte equação para calcular H_c:

$$\frac{H_c L}{K_f} = 0.12\left[\left(\frac{L^3 \rho_f^2 \beta g \Delta t}{\mu_f^2}\right)\left(\frac{C_p \mu_f}{K_f}\right)\right]^{1/3} \qquad (40)$$

A forma empregada para o caso da velocidade do fluxo ser maior do que a produzida pela convecção natural somente ' (neste caso há probabilidade do deslocamento ser turbulento) é dado por:

$$\frac{H_c D}{K_f} = 0.26\left(\frac{DV\rho}{\mu_f}\right)^{0.6}\left(\frac{C_p \mu_f}{K_f}\right)^{0.3} \qquad (41)$$

na qual

D = diametro do cilindro

V = velocidade com a qual o fluido se aproxima do cilindro

A equação (41) é aplicada para um cilindro simples quando o fluido se aproxima na direção normal ao eixo do cilindro.

O coeficiente de transferencia de calor é proporcional a potencia de 0,6 da velocidade e inversamente proporcio-

nal a potencia de 0.4 do diametro.

Para um cilindro que tem 8 cm de diametro temos:

$$H_c = 1.8 \times 10^{-4} V^{0.6} \quad (cal/cm^2 \times seg \times {}^{o}C) \qquad (42)$$

Para um cilindro que tem 26 cm de diametro.

$$Hc = 0.95 \times 10^{-5} V^{0.6} \qquad (43)$$

Como o corpo humano é composto de diversos elementos de diferentes diametros o que dificulta a determinação dos valores de H_c, cujos valores médios para o corpo inteiro são determinados pelo uso da equação. (40)

Wissler [194] apresentou os valores obtidos por: (40), (41) e (42) como sendo ligeiramente melhor do que os valores determinados pela equação.

$$H_c = 0.23 \quad V^{0.62} \qquad (44)$$

usado por Clifford, Kerslake , Waddell [63]

9.9. COEFICIENTE DE EVAPORAÇÃO

O calor do corpo humano é tambem perdido devido a evaporação da água pela superfície da pele.

Através de recentes medições verificou-se que a taxa de perda de água é aproximadamente 0.8 ($p_s - p_a$), na qual p_s e p_a são pressões do vapor de água saturada para a temperatura da pele e pressão parcial ambiente da água, sendo estas pressões medidas em mm de marcúrio.

Na ausencia de suor e assumindo que a pressão do vapor de água varia aproximadamente de 2.2 mm/Hg°C, e que o ca-

lor latente de vaporização da água à 30°C é 580 cal/g, a taxa da perda de calor pela evaporação é:

$$Q_e = 0.16 \times 10^{-4} \left[T_s - \left(T_a - \frac{(1 - R_h)\, VP_a}{2.2} \right) \right] \quad (45)$$

na qual

Rh = a umidade relativa do ar ambiente

VP_a = pressão parcial da mistura no ar.

O coeficiente de transferencia de calor pela evaporação H_e é dado por:

$$H_e = 0.16 \times 10^{-4} \ (cal/cm^2 \times seg.x\ C) \quad (46)$$

No caso do indivíduo estar secretando suor, a área parcial úmida deve ser conhecida, antes de se calcular a taxa de evaporação. Infelismente esta área é muito variável e não pode ser determinada com precisão. No caso limite de completa umidade superficial e convecção forçada, o coeficiente de evaporação H_e, é obtido multiplicando-se o coeficiente de condução H_e por 4.4 . Esta relação tem sido confirmada experimentalmente sendo tambem válida quando aplicada no resfriamento dos membros humanos.

9.10. PERDA DE CALOR PELO SISTEMA RESPIRATÓRIO

A taxa de perda de calor pelo sistema respiratório pode ser calculada desde que a taxa respiratória, temperatura ambiente e umidade relativa sejam conhecidos.

A taxa da perda de calor Q_v pode ser dada por:

$$Q_v = 4.2 \times 10^{-4} \ R \left\{ T_s - \left[T_a - 0.370\ (1 - R_h) VP_a \right] \right\} \quad (cal/seg) \quad (47)$$

na qual:

R = taxa respiratória ;

T_e= temperatura arterial para o coração

9.11. CONSIDERAÇÕES SOBRE O EQUILÍBRIO TÉRMICO

A interpendencia entre os elementos é estabelecida através do coração e pulmões, onde as seis correntes venosas são misturados, dando origem a uma corrente arterial de temperatura intermediária. Se a taxa de calor transportada pelo sangue venoso para o coração, for igual a taxa de calor transportado pelo sangue arterial para fora do coração, mais a taxa da perda de calor pelo sistema respiratório, temos então o equilíbrio de energia para o coração e pulmões. Esta relação pode ser representada por:

$$\sum_{i=1}^{6} \pi a_i^2 L_i \left(V \rho C_p\right)\left(T_{ha} - T_{vi}\right) = - Q_n \qquad (48)$$

na qual:

ai = raio do iésimo elemento

Li = comprimento do iésimo elemento

T_{ha}= temperatura do sangue arterial no coração

T_{vi}= temperatura do sangue venoso no iésimo elemento

onde

$$\sum_{i=1}^{6} \pi a_i^2 L_i \left(V \rho C_p\right)_i T_{ha} \qquad (49)$$

A equação acima representa o total do calor transportado pelo sangue arterial para fora do coração.

O total do sangue transportado pelo sangue venoso para o coração é dada por:

$$\sum_{i=1}^{6} \pi a_i^2 L_i \left(V \rho C_p\right)_i T_{vi} \qquad (50)$$

Atroca de calor efetuada pela contracorrente entre as grandes arterias e veias é dada por:

(51)

$$T_{ha} - T_{ei} = \frac{(UA)_i}{\pi a_i^2 L_i (V\rho c_p)_i} (T_{ha} - T_{vi})$$

na qual

T_{ei} = temperatura do sangue arterial no iésimo elemento;

U = coeficiente de transferencia de calor;

A = área efetiva do trocador de calor.

As trocas de calor neste modelos entre cada elemento e o coração é realizada através de um trocador de calor, que é a contracorrente sanguínea localizada entre o elemento e o coração. Na realidade a troca de calor pela contracorrente é distribuida através do elemento

9.12. SOLUÇÃO DAS EQUAÇÕES

Na solução dessas equações, consideraremos que a temperatura do ambiente é a mesma para todos os elementos do corpo. A diferença entre as temperaturas do corpo e do ambiente é dada por:

$$\Theta_i = T_i - T_a$$

$$\Theta_e = T_e - T_a$$

$$\Theta_{ei} = T_{ei} - T_a$$

$$y = \frac{r}{a_i}$$

Substituindo os valores acima na equação (30) e (31) temos:

$$\frac{K_i}{a_i^2}\left(\frac{d^2\theta_i}{dy^2} + \frac{1}{y}\,\frac{d\theta_i}{y\,dy}\right) + h_{mi} + (VS)_i\,(\theta'_{ai} - \theta_i) = 0 \qquad (52)$$

$$\frac{d\theta_i}{dy} + \frac{H_i\,a_i}{K_i}\theta_i = 0 \qquad \text{para } y = 1 \qquad (53)$$

Considerando que a temperatura permanece finita para o centro, as solução dessas equações é dada por:

$$\theta_i = \left[\theta_{a_i} + \frac{h_{mi}}{(VS)_i}\right]\left[\,1 - G(y)\,\right] \qquad (54)$$

$$G(y) = \frac{\left(\frac{H_i\,a_i}{K_i}\right) I_o\left(\sqrt{\frac{(VS)_i}{K_i}}\;a_i y\right)}{a_i\sqrt{\frac{(VS)_i}{K_i}}\;I_i\left(\sqrt{\frac{(VS)_i}{K_i}}\;a_i\right) + \left(\frac{H_i a_i}{K_i}\right) I_o\left(\sqrt{\frac{(VS)_i}{K_i}}\;a_i\right)} \qquad (55)$$

na qual I_o e I_1 são funções de Bessel de argumento imaginário Considerando $y = 1$ as equações precedentes darão as temperaturas para a superfície,

$$e_i = e_i + \frac{h_{mi}}{(VS)_i}\;G_i \qquad (56)$$

na qual

$$\frac{e_i\sqrt{\frac{(VS)_i}{K_i}}\;I_1\left(\sqrt{\frac{(VS)_i}{K_i}}\;e_i\right)}{e_i\sqrt{\frac{(VS)_i}{K_i}}\;I_1\left(\sqrt{\frac{(VS)_i}{K_i}}\;e_i\right) + \left(\frac{H_i e_i}{K_i}\right) I_o\left(\sqrt{\frac{(VS)_i}{K_i}}\;e_i\right)} \qquad (57)$$

é a relação entre a temperatura do sangue arterial entrando no tubo capilar de um elemento e a temperatura do sangue venoso deixando o tubo. Temos que a taxa de transporte de calor para um elemento mais a taxa de calor gerado pelas reações metabólicos é igual a taxa da perda de calor para a superfície:

$$\theta_{ai} - \theta'_{vi} = \frac{2H_i\ \theta_{si}}{a_i (VS)_i} - \frac{h_{mi}}{(VS)_i} \qquad (58)$$

A temperatura do sangue entrando no tubo capilar não é a mesma em todas as partes do elemento, devido a troca de calor da contracorrente entre o sangue venoso e arterial, o calor é então distribuido nos elementos. Sendo que neste modelo as trocas de calor devido a contracorrente serão realizadas por um trocador localizado entre o elemento e o coração. A capacidade para a troca de calor é medida pelo produto de todos os coeficientes de transferencia de calor, U_i; e a área efetiva do trocador de calor, A_i. Multiplicando este produto por todas as forças térmicas dirigidas a taxa de transferencia do sangue arterial para o venoso

$$\frac{\theta_e + \theta'_{ei}}{2} - \frac{\theta_{vi} + \theta_{vi}}{2} \qquad (59)$$

As seguintes relações são facilmente obtidas pelo equilibrio de energia:

$$\theta_e - \theta'_{ei} = \theta_{vi} - \theta'_{vi} \qquad (60)$$

$$\theta_e - \theta'_{ei} = \frac{(UA)_i}{\pi a_i^2 L_i (VS)_i} (\theta_e - \theta_{vi}) \qquad (61)$$

Escrevendo o equilibrio de energia para o coração e pulmões, isto é, a taxa para a qual o calor é transportado para o coração pela corrente venosa, é igual a taxa pela qual o calor é transportado para fora do coração pela corrente arterial, mais a taxa da perda de calor através do sistema respiratório.

$$\sum_{i=1}^{6} \pi a_i^2 L_i (VS)_i (\theta_e - \theta_{vi}) = - Q_r = -H_r \theta_e \qquad (62)$$

Combinando as equações (55), (57), (60) e (61) uma única equação é obtida para θ_a.

$$\theta_a = \frac{\sum_{i=1}^{6} \frac{a_i^2 L_i h_{mi} - 2a_i \frac{L_i G_i h_{mi}/(VS)_i}{1 + \frac{2(UA)}{\pi a_i^3 (VS)_i^2 L_i}}}{\frac{H_r}{\pi} + \sum_{i=1}^{6} \frac{2a_i L_i H_i G_i}{1 + \frac{2(UA)_i H_i G_i}{\pi a_i^3 (VS)_i^2 L_i}}} \qquad (63)$$

Uma vez calculado θ_a, nós podemos calcular a temperatura para qualquer outro ponto do corpo usando as outras equações acima.

9.13. CONCLUSÃO

Wissler através de uma extensão do modelo de Pennes, no qual introduziu a perda de calor pelo sistema respiratório e a troca de calor entre as grandes artérias e veias devido a contracorrente, obteve um modelo do sistema térmico humano , modelo fornece informações sobre a distribuição de temperatura no corpo humano para o estado estacionário, quando são conhecidas as condições do meio ambiente, distribuição de calor metabólico gerado, distribuição do fluxo sanguíneo e forma do corpo.

Os elementos do corpo possuem taxas metabólicas próprias (individuais) e devido a esta variação do parametro de um elemento para outro do corpo, o modelo apresentado se aproxima muito do sistema térmico humano.

Capitulo 10

MODELO MATEMÁTICO DO ESTADO VARIÁVEL PARA UM ÚNICO ELEMENTO DO CORPO

10.1. Introdução

Por causa da complexidade do sistema térmico humano, a intuição é frequentemente inadequada como uma base de interpretação de dados experimentais. Como alternativa do uso da intuição, pode se sintetizar um modelo matemático tendo muito das caracteristicas do sistema real.

O modelo de Machle e Hatch [179] foi o primeiro a utilizar o conceito de "central e superficial", utilizando a temperatura retal e a temperatura média da pele como medições da temperatura central e superficial dos tecidos. Como a quantidade de informações contida nestes modelos é relativamente pequena, as formulas deduzidas são simples e de fácil aplicações; mas elas falham em muitos casos.

10.2. CONSIDERAÇÕES MATEMÁTICAS

As leis físicas de transferencia de calor são usualmente empregadas na análise das relações térmicas entre o homem e seu meio ambiente.

O Pierce Laboratory, através de sistematicas investigações tem muitos trabalhos nesta area. E é evidente, portanto, que a complexa variabilidade do corpo humano evita a possibilidade da formulação de rígidas equações as quais descrevam esse relacionamento sob as mais variadas condições. Então, qualquer equação desenvolvida pela análise matemática, pode ser considerada como uma forma simplificada a qual pode falhar na determinação do procedimento de casos individuais, não que as leis físicas sejam inaplicaveis, mas pelo fato de que todas as variáveis não estejam próprimente incluidas. As dificuldades neste sentido são vencidas através de extensos traba

lhos experimentais e por uma aproximação estatística, trabalhando com um grande número de observações em muitos sujeitos Deste modo, linhas direcionais são estabelecidas a despeito das esparsas observações individuais, para as quais as constantes físicas usadas são demonstradas.

Levando em conta estas limitações, uma compreensão da aproximação matemática é essencial para uma completa análise do problema.

10.3. EQUAÇÃO DO EQUILIBRIO TÉRMICO

A análise matemática do equilibrio de calor, foi desenvolvida oelo Pierce Laboratory e é dada pela seguinte equação básica:

$$M + D - V = R + C + E \qquad (64)$$

onde

M = taxa metabólica

D = taxa de variação de calor contido no corpo

R, C e E = taxas de trocas de calor com o meio ambiente pela irradiação, convecção e evaporação, respectivamente.

V = taxa de troca de calor pela respiração

De acordo com as leis da transmissão de calor temos:

$$R = K_r A (T_s - T_w) \qquad (65)$$

$$C = K_c A (T_s - T_a) \qquad (66)$$

$$E = K_e A (VP_s - VP_a) \qquad (67)$$

Substituindo em (64) temos:

$$M + D - V = K_r A(T_s - T_w) + K_c A(T_s - T_a) + K_e A(VP_s - VP_a) \qquad (68)$$

na qual:

A = área superficial do corpo;

T_s = temperatura média da pele;

T_w = temperatura média irradiante do ambiente;

T_a = temperatura do meio ambiente;

VP_s = pressão parcial do vapor de água para a temperatura T_s;

VP_a = pressão parcial da mistura no ar;

K_r, K_c e K_e = coeficientes da troca de calor pela irradiação, convecção e evaporação respectivamente.

A temperatura e o gradiente de pressão de vapor são determinados por medições diretas, o mesmo não acontecendo com os coeficientes que são determinados experimentalmente.

Obs: D, R e C são positivos ou negativos.
D é positivo quando o corpo está sendo refrigerado, R e C são positivos quando a temperatura do ambiente é menos do que a da pele.

10.4. COEFICIENTES DE TROCA DE CALOR

10.4.1. IRRADIAÇÃO

A equação (9) de Stefan Boltzman para a troca de calor pela irradiação aplica-se ao homem tão bem como aos corpos físicos, temos então:

$$Q_r = KA_r (T_s^4 - T_w^4) \qquad (69)$$

ou pela equação (Ito) temos:

$$Q_r = KA_r(T_s^3 + T_s^2 T_w + T_s T_w^2 + T_w^3)(T_s - T_w) \qquad (70)$$

De acordo com a equação (11) a equação (70) pode ser simplificada dando:

$$Q_r = K_r A\ (T_s - T_w) \qquad (71)$$

onde $$K_r = K(A_r/A)\left(T_s^3 + T_s^2 T_w + T_s T_w^2 + T_w^3\right) \qquad (72)$$

A_r/A = taxa da área de irradiação efetiva para a superfície total do corpo.

A taxa A_r/A tem sido determinada experimentalmente pelo Pierce Laboratory [189, 190] e pelo Armored Medical Research Laboratory (77), e os valores encontrados são:

Pessoa assentada, nua e ligeiramente vestida....0.71-0.75
Pessoa em pé, nua e levemante vestida 0.93

A transferencia de calor pela irradiação é independente do ar em movimento e para propósitos práticos não é influenciada pela umidade contida no ar. Por outro lado, para um grande comprimento de onda, a absorção é igual para os seres humanos, de cor branca ou preta, porque, a esses comprimentos de ondas, as diversas cores da pele não tem efeito sobre a absorção, o mesmo acontecendo com o vestuário. Dos tres coeficientes de troca de calor pelo homem K_r é o mais estável

10.4.2 - CONVECÇÃO

Troca de calor pela convecção varia com o movimento do ar. Se o ar estiver parado, a convecção natural é estabelecida ao redor do corpo, se o ar estiver em movimento a troca de calor será estabelecida pela convecção forçada.

Na convecção natural quanto maior for a diferença de temperatura $(T_s - T_a)$ maior é a quantidade de ar em movimento.

O efeito do ar em movimento é então sobreposto em adição ao efeito da velocidade o qual, baixas velocidades, excede a influencia da convecção natural, desta maneira na equação que expressa a relação entre k_c e v , a componente da convecção natural pode ser desprezada. Então, a simples expressão:

$$K_c = K_c^1 \sqrt{v} \qquad (73)$$

tem sido eficiente para descrever este relacionamento sobre um extenso domínio de velocidades. Se fizermos v=0 nesta equação, $K_c = 0$; a velocidade, portanto, esta em valor absoluto e inclue a convecção natural, sendo que na prática não há velocidade zero e a troca de calor pela convecção não está ausente, excepto quando $(T_s - T_a) = 0$. Determinações experimentais de K_c tem mostrado que ele é muito variável; ele varia com a constituição do corpo, posição do corpo e para uma mesma velocidade ele pode assumir diferentes valores dependendo da direção e complexidade do ar em movimento. Mesmo em condições de ar sem movimento K_c pode ter diferentes valores por causa do movimento do sujeito e variabilidade das correntes de convecção natural.

O Pierce Laboratory [90] , levou em conta o movimento do ar na vertical ao redor de um sujeito assentado, e esta beleceu a seguinte relação:

$$K = 1.04 \sqrt{v} \qquad (74)$$

A velocidade, neste caso, foi tomada em uma sala vazia, pois valores inconsistentes são obtidos, quando as leituras são realizadas em salas ocupadas. Para Fort Knox, em um tunel de ar com correntes linear horizontal., e com sujeitos nus e assentados, a relação passa a ser:

$$K = 0,74 \sqrt{v} \qquad (75)$$

O coeficiente de convecção para o ar sem movimento, foi estabelecido pelo Pierce Laboratory como sendo 2.0. Isto está ao redor da metade do valor do coeficiente de irradiação [193].

Exemplo:

Sob condições de conforto com 25% de perda de calor pela evaporação, as perdas pela irradiação e convecção serão de 50% e 25% respectivamente. Para eltas velocidades do ar , as proporções são diferentes. Para uma velocidade do ar de 30 m/s, K_c é aproximadamente 5,0 e as partes da perda de calor são assim destribuidas: Q_e = 25%; Q_r = 32%; Q_c = 43%.

Comparando com K_r, o valor de K_c é bem menos estavel, desde que a forma matemática desta relação possa ser aplicada para a velocidade do ar.

10.4.3. EVAPORAÇÃO

Físicamente, a taxa de evaporação de uma superfície úmida varia com a área e forma da superfície, com o gradiente da pressão do vapor e com a velocidade do ar. Várias equações empíricas e semiteóricas teem sido desenvolvidas e são úteis na consideração da evaporação humana, mas somente para um dominio limitado. Estas equações físicas são aplicadas para superfícies que estão completamente e continuamente úmidas, situação está que aparentemente nunca ocorre na prática. Como uma consequencia, o termo K_e contém um fator variável da área umedecida tão bem como os outros própriamente incluidos no coeficiente. O grau de umidade varia o mínimo sob as condições normais de conforto, quando não há ativação local de transpiração, e possue um máximo valor para um calor extremo, que ocasiona uma taxa de transpiração muito elevada, a qual exce-

de a capacidade evaporativa.

10.5. MAXIMA CAPACIDADE EVAPORATIVA

O significado matemático do mecanismo da evaporação foi desenvolvido por Gagge [90], que determinou experimentalmente um aparente valor máximo de aproximação $K_e = 3.0$ para uma única velocidade do ar, (8.5 cm/s, vertical), para sujeitos nús em um meio ambiente moderadamente variado. Muitos dados extensivos obtidos por A.M.R.L., Fort Knox [150] para um homem nú em pé, em uma corrente de ar horizontal linear dá a seguinte relação entre K_e e v para as condições de máxima evaporação:

$$K_e = 1.84\ v^{0.37} \qquad (76)$$

Para velocidade de 8.5 cm/s, o Pierce Laboratiry, determinou o valor de $K_e = 4.05$, ou seja 30% maior do que o valor calculado por Gagge.

A forma exponencial da equação está de acordo com as relações desenvolvidas para corpos físicos, tais como esferas e cilindros. E é de interesse que o coeficiente para o homem seja consideravelmente abaixo dos valores para simples corpos físicos, sugerindo que sob determinadas condições de máxima transpiração, somente uma fração da área do corpo é utilizada na evaporação.

10.6. MENOS DO QUE A MÁXIMA EVAPORAÇÃO

Em meios ambientes não suficientemente severos para produzir a máxima evaporação, a taxa de transpiração é ajustada fisiológicamente para uma quantidade que satisfaça a equação de equilibrio de calor.

A perda de calor pela evaporação é então dada pela equação:

$$E = K_e^1 A \ (VP_s - VP_a) \qquad (77)$$

onde $K_e^1 = K_e A_e/A$ (78)

A_e/A = superfície de evaporação, relativa a um máximo;

VP_s = pressão parcial da água para a temperatura T_s;

VP_a = pressão parcial da mistura no ar.

O processo de ajuste é complexo e não proporciona por si só uma direta descrição matemática. Um aumento na temperatura da pele ocasiona um aumento na taxa de transpiração, a qual por seu turno, diminue a requerida evaporação. Este ajuste mútuo continua até que uma espécie de equilíbrio fisiológico seja obtido. Sob condições de equilíbrio, nós podemos escrever:

$$A_e/A = \frac{M' - R - C}{E_{max}} = \frac{M' - K_r A\,(T_s - T_w) - K_c A\,(T_s - T_e)}{K_e A\,(VP_s - VP_a)} \qquad (79)$$

Empiracamente $VP_s = 2.5\ T_s - 45$ (80)

Está simples equação linear admite um pequeno erro sobre o limitado dominio de temperatura, tal como o dominio de variabilidade da temperatura da pele considerado aqui.

Então temos:

$$A_e/A = \frac{M' - K_r A\,(T_s - T_w) - K_c A\,(T_s - T_e)}{K_e A\,(2.5\ T_s - VP_a - 45)} \qquad (81)$$

É é evidente nesta equação que A_e/A é uma função da temperatura da pele e das condições do meio ambiente. Como consequencia, o valor de A_e/A não pode ser calculado por esta relação para um dado meio ambiente, sem um meio independente de determinação de T_s. E é verdadeiro que T_s não varia grandemente, mas para uma diferença de 1°C nos valores assumidos por T_s, ocasionará uma considerável mudança na taxa.

Por exemplo:

Assumindo que $T_a = T_w = 40°C$; $VP_a = 13$;mm v = 10cm/s $K_r = 5.7$; $K_c 2.3$; $K_e = 4.3$.

Para $T_s = 34°C$, $A_e/A = 0.85$, variando T_s, isto é, dando lhe um acrescimo de 1°C, temos $T_s = 35°C$, portanto, A_e/A decresce para 0,71 (conforme equação acima)

10.7. LIMITES SUPERIORES DA CAPACIDADE EVAPORATIVA

Em vista do máximo valor de K_e, tem sido sugerido limitadas combinações de temperaturas e umidades (para qualquer velocidade do ar) para o controle evaporativo, quando ocorre excessivo aquecimento do corpo.

Usando um coeficiente evaporativo igual a 3.0 e considerendo uma temperatura constante da pele igual a 35.6°C , tais valores limitados da temperatura do bulbo seco e úmido são calculados [85] . E tem sido estabelecido, contudo, que a temperatura da pele não é constante sob todas as combinações de tensão térmica nas quais é obtida a máxima evaporação.

Fazendo $T_a = T_w = 49°C$ e $v = 15$ cm/s, $K = 8.0$;

$K_e = 5.4$,

por exemplo, nós determinamos para $T_s = 35.6°C$ o valor limitado de VP_a para 16.9 mm. Então, considerando somente um pequ

no aquecimento da temperatura da pele, a aceitavel úmidade contida no ar tem um acrescimo de 50%. E é evidente que até meios independentes de determinação de T_s são desenvolvidos, tais cálculos são de valores limitados.

10.8. CONSIDERAÇÕES SOBRE O EQUILÍBRIO TÉRMICO

Previsões são feitas baseadas nas equações de equilibrio do calor, para qualquer variação que ocorre no calor contido no corpo, só que a equação é aplicada de uma maneira geral, quer o sujeito esteja no estado estacionario térmico ou variável.

Quando um homem passa de um ambiente normal para um mais aquecido, ele sofrerá um aquecimento. Por causa de sua consideravel capacidade calorífica e do seu mecanismo de transpiração altamente flexível, o aumento resultante na temperatura do corpo não é comumente grande e pode ser desprezado. Todavia, há um aumento na temperatura do corpo que é contínuo até que um novo equilíbrio seja estabelecido.

A variação de calor contido no corpo pode ser escrita como:

$$D = C_p W \left(a \Delta T_r - b \Delta T_s \right) \qquad (82)$$

onde

C_p = calor específico do corpo

W = peso do corpo

ΔT_r e ΔT_s = taxas de variação da temperatura interna e da pele

a e b = fatores ponderados que proporcionam uma relação entre o calor contido no corpo e as temperaturas internas e da pele.

Substituindo (68) e (82) em (64) e usando a formula empirica VP = 2.5 T - 45 e tomando o limite de $\Delta T \to 0$, a seguinte equação diferencial é obtida

$$-C_pW/A(adT_r + bdT_s) = \left[(M-V)/A + K_rT_w + K_eT_e + K_eA_e/A\ (45+VP_a) + - (K_r + K_c + 2.5\ K_eA_e/A\ )\ T_s \right] dt \qquad (83)$$

onde dT_r, dT_s= variação diferencial da temperatura do corpo e da pele

dt= intervalo de tempo diferencial

As temperaturas do corpo e da pele são mutuamente dependentes e sobre um domínio limitado nós podemos escrever: $T_r = m + nT_s$ para a qual $dT_r = ndT_s$, onde m é uma constante n é o coeficiente angular desta relação.

Para uma determinada situação, os termos:

$\frac{M-V}{A} + K_rT_w + K_cT_e + \frac{K_eA_e}{A}(45 + VP_a)$ e $(K_r + K_c + 2.5\ \frac{K_eA_e}{A})$ são constantes. Chamando então C · C^1, respectivamente, nós podemos escrever:

$$-C_pW/A(an - b)\int_{to}^{te} dts/C - C'dts = \int^{00} dt \qquad (84)$$

$$T_{eq} - T_{st}/T_{eg} - T_o = \exp\left[(AC'/C_pW\ (an + b))^t \right] \qquad (85)$$

onde:

T_o = temperatura inicial da pele

T_{eq}= nova temperatura de equilibrio da pele

T_{st}= temperatura da pela para o tempo t

Esta equação tem a forma da comum lei de equilibrio e com ele, o tempo necessário para alcançar qualquer porcentagem do equilibrio pode ser calculado, desde que os valores dos vários fatores sejam conhecidos, isto é, ela relaciona a

temperatura de equilibrio da pele t_{eq} para o tempo t e é independente da temperatura do meio ambiente. O valor de 2.5 na expressão de C' em (85) tem sido deduzido para uma equação linear entre a pressão de capor e temperatura [5].

A taxa de produção de calor do corpo também não tem influencia direta neste modelo matemático.

Por outro lado, os fatores significativos são:

1) pertence ao meio ambiente: os coeficientes de transferencia de calor, K_r, K_c e K_e;

2) pertencente ao homem: capacidade calorífica por unidade de área, C_pW/A e indices de circulação, a, b e n.

10.9 DESENVOLVIMENTO DO MODELO DE MACHLE E HATCH.

A equação básica do modelo é a equação do equilíbrio de calor.

$$M + D - V = R + C + E \qquad (86)$$

O membro do lado esquerdo é igual a soma da taxa metabólica (M) e taxa de troca de calor (D), subtraindo da taxa da perda de calor pela respiração (V), que é igual a soma das taxas da troca de calor com o meio ambiente pela irradiação (R), convecção (C) e evaporação (E)

Substituindo em (1) os coeficientes de troca de calor temos:

$$R + C + E = K_rA(T_s - T_w) + K_cA(T_s - T_a) + K_eA_e(VP_s - VP_a) \qquad (87)$$

De acordo com a equação (82) temos:

$$D = C_pW\,(a\,\Delta T_r + b\,\Delta T_s) \qquad (88)$$

Substituindo (87) e (88) em (86) e usando a forma empírica da equação (80) $VP_s = 2.5\ T_s - 45$ e considerando $\Delta T \to 0$ obtemos.

$$- \frac{C_p W}{A} (a dT_r + b dT_s) = \left[\frac{M - V}{A} + K_r T_w + K_c T_a + K_e \frac{A_e}{A} (45 - VP_e) - (K_r + K_c + 2.5\ K_e \frac{A_e}{A}) T_s \right] dt \qquad (89)$$

A temperatura retal e da pele estão relacionadas linearmente pela seguinte expressão:

$$T_r = m + n\ T_s \quad \text{ou} \quad dT_r = n dT_s \qquad (90)$$

onde m é uma constante e n é o coeficiente angular desta relação linear.

Machle e Hatch resolveram a equação (89) para uma situação específica na qual

$$C = \left[\frac{M - V}{A} + K_r T_w + K_c T_e + K \frac{A_e}{A} (45 + VP_e) \right] \qquad (91)$$

e

$$C' = (K_r + K_c + 2,5\ K_e \frac{Ae}{A}) \qquad (92)$$

são consideradas constantes e obteram então a:

$$\frac{Teg - Tst}{Teg - To} = \exp \left[- \frac{AC'}{C_p W (an+b)} t \right] \qquad (93)$$

10.10.CONCLUSÃO

O modelo de Willard Machle e T.F. Hatch, através das aplicações das leis físicas da transferencia de calor, analisa as relações térmicas entre o homem e seu meio ambiente.

A utilização das leis da transferencia de calor aplicadas neste modelo, é dedicada mais aos efeitos do que as causas.

Este modelo foi o primeiro a considerar a forma em seus calculos, sendo então introduzido o conceito de central e superficial, cujas medições são feitas através das temperaturas retal e superficial respectivamente.

A quantidade de informações fisiológicas deste modelo é relativamente pequena, e a taxa de variação de calor contido é uma função do aumento da temperatura retal e média da pele.

Embora este modelo seja de facil manuseio matemático contém uma desvantagem pois a umidade parcial da pele é considerada, ocasionando então uma falha acentuada, uma vez que este é um fator de difícil determinação.

Capitulo II

MODELO MATEMÁTICO DO ESTADO TRANSITÓRIO PARA O CORPO INTEIRO

11.1. INTRODUÇÃO

Este modelo matemático da termoregulação no homem foi apresentado com o propósito de se obter uma analise teórica de resultados experimentais e avaliações de conceitos hipotéticos.

O modelo proposto é baseado numa configuração simplificada do corpo humano, que é representado por tres cilindros: a cabeça, o tronco e as extremidades. Cada cilindro é dividido em duas ou mais camadas concentricas, para representar as diferenças funcionais e anatérmicas da termoregulação. O fluxo de calor entre camadas adjacentes é realizado pela condução, isto é, a transmissão de calor entre a cabeça central (HC) e a cabeça superficial (HS) é feita pela condução , sendo que as demais camadas trocam calor pela convecção com o compartimento sanguíneo central (HC).

A troca de calor entre a pele e o meio ambiente é feita pela condução, convecção, irradiação e evaporação. Sinais, que são proporcionais as variações da temperatura do cérebro e da temperatura média da pele, são supli dos pelo regulador térmico fisiológico, o qual então ajusta os valores da perda de calor pela evaporação, taxa do fluxo sanguíneo local e taxas apropriados do corpo. O modelo pode ser usado para comparar dados quantitativos resultantes do modelo proposto, com os dados obtidos por medições.

11.2. SISTEMA PASSIVO (Descrição grosseira do modelo)

O modelo apresentado é baseado num homem padrão 71 kg de peso e área superficial de 1.83m^2, na qual a complexa forma humana é representada por tres cilindros (cabeça, tron

co e extremidades) de acordo com a Figura 15.

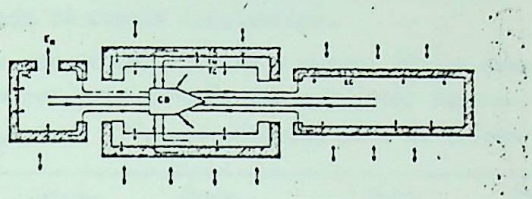


Figura 15 - Diagrama de bloco do modelo térmico humano.

Na figura 15, a cabeça central (HC) é considerada como sendo o tecido cerebral, a extremidade central (EC) tecido muscular e para o tranco, o musculo esquelético (TM) é considerado como sendo um cilindro concentríco no interior da pele (TS) e ao redor da viscera (TC).

O sangue executa também uma importante função, que é a troca de calor média, que está separadamente representada (CB) como o volume do sangue no coração e nas grandes veias, as quais somente trocam calor por convecção com os outros compartimentos do corpo.

11.3. VOLUME, ÁREA SUPERFICIAL, RAIO E COMPRIMENTO DO CORPO HUMANO

Nos itens que se segue iremos considerar uma descrição detalhada do modelo (anatomica).

De acordo com Gardner e outros [97] a área superficial do corpo está destribuida nas seguintes partes: cabeça e pescoço 9%, tronco 37%, extremidades 54%, de acordo com a tabela 3.

	Volume lt	Área Superficial m^2	Raio cm	Comprimento cm
cabeça	5.18	0.165	6.28	41.7
tronco	38.30	0.677	11.30	95.0
extremidades	27.46	0.989	5.55	284.0

Tabela 3

Volume, área superficial, raio e comprimento para os tres cilindros no modelo da termoregulação do homem.

De acordo com Schaefer [171] a massa total do corpo humano é distribuida como se segue: A cabeça 7.3%, o tronco 54%, e as extremidades 38.7%. Aplicando estes valores para o homem padrão de 71 kg, o peso da cabeça é de 5.18 kg, do tronco 38.3 kg e das extremidades 27.46 kg.

Como o volume do cilindro é igual $\pi r^2 L$ e sua área é $2\pi rl$, nós determinamos por substituição que $r = \frac{2V}{s}$ e $l = \frac{s^2}{4\pi V}$ onde r é o raio, l é o comprimento, v o volume e s é a área. Pela aplicação dos valores anatomicos para o volume e área superficial, nós determinamos que as dimensões dos cilindros usadas no modelo são dadas como tabela 3.

11.4. MASSAS E DIMENSÕES DOS COMPARTIMENTOS DO CORPO HUMANO

A camada exterior de espessura de 2mm de cada cilindro é a camada que representa a pele, portanto, a massa da pele de cada cilindro pode ser determinada e menos de um pequeno erro pela multiplicação desta espessura de 2mm pela área superficial, isto é, a pele da cabeça é igual a 2Xo.165= 0,33 kg) a do tronco 1.35 kg, e extremidades 198 kg. A massa resultante é de 3.66 kg, o que está de acordo com Schaeffer [171].

	massa kg	área sup. m^2	comp. cm	raio int. cm	raio ext.
Cabeça Superf.	0.33	0.165	41.7	6.08	6.28
Cabeça Central	4.85		41.7		6.08
Tronco Superf.	1.35	0.677	95	11.1	11.3
Tronco Muscular	11.70		95	8.63	11.1
Tronco Central	25.25		95		8.63
Extremidade Superf.	1.96	0.989	284	5.35	5.55
Extremidade Central	25.48		284		5.35
Total	70.94	1.771			

Tabela 4
Massa e dimensões dos compartimentos do corpo.

Wilmer [187] calculou que o peso total do músculo no homem é 43% do seu peso, sendo no caso igual a 30,5 kg.

Cooper e outros [65] determinaram que tecido muscular constitui 64% do seu peso total. O antebraço e a barriga da perna provavelmente possuem a mesma proporção. O braço e a coxa provavelmente contém uma maior proporção de musculo, enquanto que na mão e dedo esta proporção é menor. Consequentemente, 64% do peso pode ser aceito como uma estimativa da massa dos musculos nas extremidades, e portanto, como a massa total das extremidades é 27.46 kg, a massa do musculo será 17.6 kg.

Para a cabeça não há publicações de medições da massa muscular, mas desde que o cérebro pesa ao redor de 1.4 kg, o craneo ao redor de 1.0 kg e as glandulas ao redor de 0.15 kg de acordo com Schaeffer [171] , da massa restante de 2.5kg pode se estimar em torna da metade a massa muscular ou seja, a massa muscular é igual a 1.25 kg. Como a massa muscular do corpo inteiro é de 30.5 kg, a massa restante 11.7 kg é a do músculo do tronco. Como a massa total do tronco é de 38.3 kg e a soma das massas da pele do tronco e do músculo do tronco é igual a 23.05 kg, a diferença entre as duas massas irá dar a massa central do tronco que é igual a 25.25 kg.

11.4.1 CONSIDERAÇÕES SOBRE A TRANSFERENCIA DE CALOR

Quando consideramos a transferencia de calor nos tres cilindros nós consideramos que a transferencia de calor axial não é um fator importante, isto é, para uma dada distancia do centro nós consideramos que ali não há fluxo de calor paralelo ao eixo do cilindro. Então a transferencia de todo calor convectivo será radial. A transferencia de calor entre os cilindros é convectivo, sendo transportada pelo sangue. A trans

ferencia de calor nos tres cilindros consiste de duas componentes: um convectivo que depende do fluxo sanguineo e da diferença de temperaturas entre o tecido e o sangue e o condutivo, limitado internamente em cada cilindro e somente ocorrendo na direção radial.

11.5. CONDUTANCIA DOS COMPARTIMENTOS

Internamente aos vários compartimentos ou camadas, nós consideramos que a temperatura é uniforme, então calculamos uma condutancia equivalente entre as várias camadas de uma mesma maneira como para um sistema distribuido. Para cada camada determinamos uma superfície concentrica que divide a massa da camada ao meio. A resistencia para o fluxo de calor pode ser considerada como concentrada no ponto médio entre os dois centros concentricos de massas mencionados acima. A condutividade específica do tecido é considerada como sendo de 36 $\frac{Kcal.cm}{m^2.h.°C}$. Este termo pode ser multiplicado pela área da superfície concentrica do ponto médio e dividida pela diferença dos raios nos centros das duas camadas, dando uma condutancia em Kcal/°C.h entre as duas camadas específicas. As condutancias entre as camadas assim calculadas são dadas na tabela 5.

Simbolo	tronco	camada 1	camada 2	condutancia Kcal/ C.h
K_{TCTM}	tronco	centro	músculo	4.85
K_{TMTS}	tronco	musculo	pele	23.0
K_{HCHS}	cabeça	centro	pele	2.63
K_{ECES}	extremidade	centro	pele	17.7

Tabela 5

Condutancia térmica equivalente entre camadas adjacentes nos tres cilindros do modelo térmo regulatório

11.6. MASSA EFETIVA E CAPACITANCIA TERMICA DOS COMPARTIMENTOS

O compartimento sanguineo central, CB, não tem claramente definida sua função anatômica e a razão da separação em outros compartimentos está baseada na suposição de que o sangue central se move tão rapidamente, que ele troca calor diretamente com seu meio ambiente somente para uma limitada superficie, quando comparada com a quantidade de calor trocado com os vários compartimentos, pela transferencia do calor convectivo nas pequenas veias do centro, músculo e pele. Um razoável calculo do tamanho e posição do sangue central é que todo sangue no coração e nas veias com um diâmetro maior do que 1 cm pertencem ao reservatório central, o qual então tem um volume aproximadamente 1.350 ml: 300 ml para o coração, 375 ml para a veia cava e 100 ml em cada arterias carótidas e veias jugulares, arterias braquiais e veias e mais arterias femurais. Para se criar este reservatório, massas apropriadas tem que ser subtraidas dos vários compartimentos: 1.05 kg para o centro do tronco, 0.1 kg para o centro da cabeça e 0.2kg para o centro da extremidade. A capacitancia térmica dos compartimentos pode agora ser calculada com base no calor especifico de 0.83 Kcal/ C.kg para os tecidos e 0.92 Kcal/ C.kg para o sangue. Atzler [12] .

Os resultados anatomicos e fisiológicos das massas efetivas com suas capacitâncias térmicas são dadas na tabela 6

compartimento	massa anatomica kg	massa efet. fisiológic.kg	capacitancia termica kcal/ C
cabeça superf.	0.33	0.33	0.27
" central	4.85	4.75	3.94
tronco superf.	1.35	1.35	1.12
" muscular	11.70	11.70	9.70
" central	25.25	24.20	20.10
Extre. superf.	1.98	1.98	1.64
" central	25.48	25.48	21.00
Sangue central		1.35	1.12

Tabela 6

Massa efetiva, anatomica e fisiológica e capacitancia termica dos compartimentos

11.7. TRANSPORTE DE CALOR CONVECTIVA

O transporte de calor convectivo é o mais importante método de transporte de calor no sistema passivo como visualizado acima. Como resultado, uma cuidadosa análise deste importante fluxo de calor é necessária; ambas em relação a distribuição de fluxo sanguineo nas diversas regiões, quantidade e dominio de variação do fluxo sanguineo e a sua eficácia na troca de calor convectivo. (efeitos de contracorrente).

Infelismente, poucos dados são uteis e levam em conta o fluxo sanguineo em mais do que uma região para o mesmo tempo. Os principais tecidos que exibem uma grande variabilidade no seu fluxo sanguineo são a pele e o tecido muscular, sendo que os mesmos são de especial importancia na termoregução. O fluxo sanguineo da pele tem sido calculado por muitos méto-

dos [6, 127, 77, 189] . Com o propósito de caracterizar o modelo termoregulatorio, é suficiente que estes dados selecionados possam ser usados para o conjunto de limites de fluxo sanguineo da pele e musculatura no estado de repouso, durante exercícios e durante a exposição em várias temperaturas do meio ambiente. Os dados fisiológicos no fluxo sanguineo representam a máxima transferencia de calor e devido aos efeitos da contracorrente a atual transferencia poderá ser menor do que este valor. Schroder e Voridis [174] observaram o aumento na condutancia térmica da mão quando exposta ao calor, enquanto, Allwood e Burry [9] determinaram um aumento no fluxo sanguineo das extremidades em condições análogas. Correções tem sido aplicadas para o fluxo sanguineo regional no modelo, só que a transferencia de calor no estado estacionário assumi os valores indicados pela calorimetria direta. O total fluxo sanguineo da pele no homem em repouso foi determinado para uma temperatura de 35°C por Behnke e Willmon [28] como sendo ao redor de 240 ml/m^2.min usando medições da difusão cutânea hélio no estado basal como um indice Hardy e Soderstrom [110] usar a condutancia térmica da pele para avaliar o total fluxo sanguineo efetivo da pele e determinaram um valor médio de 165 ml/m^2.min para dois homens nús espostos por muitas horas à 34.8 C, Também Stolwijl e Hardy [177] usaram a condutancia térmica do corpo como um todo e determinaram o fluxo sanguineo e com uma correção de 0.69 para variações da contracorrente, o total do fluxo sanguineo efetivo é 300ml/min. O total fluxo sanguineo efetivo da pele para outras temperaturas do meio ambiente foi ajustado no modelo, é que a transferencia de calor para a pele no estado estacionário está de acordo com os dados experimentais das temepraturas internas da pele e condutancia térmica de Stolwijk e Hardy [177] .

11.8. DISTRIBUIÇÃO TOTAL DO FLUXO SANGUINEO

A distribuição do total fluxo sanguineo da pele para a cabeça, tronco e extremidade; foi determinado para diversas temperaturas por Hertzman e outros [115] , e para 34.8°C estes valores são; cabeça 280 ml/m^2.min, tronco 380 ml/m^2.min, extremidades 130 ml/m^2.min . Esta distribuição foi usada no presente modelo por conter todas as temperaturas, de uma maneira aproximada com os estudos de Hertzman, com exceção das mãos e dedos. Portanto, o presente modelo não representa as mãos e dedos separadamente e excepto durante exposição ao frio está simplificação introduz um pequeno erro.

O fluxo sanguineo restante do tecido muscular do antebraço humano à varias temperaturas do meio ambiente foi estudado por Edholm e outros [76] , Roddie e outros [165]. Estes autores consideram muito pequeno ou nenhum efeito da temperatura do meio ambiente ou da temperatura interna do corpo sobre o fluxo sanguineo muscular e para estes dados um valor para o minimo fluxo de 2 ml/min. Neste modelo foi adotado 100 ml, então, para 30.5kg do tecido muscular, 710 ml/min do total débito débito cardíaco é requerido no estado de repouso; este tecido forma a camada abaixo da superficie da pele para os compartimentos da cabeça e tronco, e o centro das extremidades.

O fluxo sanguineo destinado para as visceras e orgãos do troco central, podem ser calculados pelos dados de Bradley [41] para o fluxo hepático no homem em repouso como sendo de 1.530 ml/min, Selkurt [170] para o fluxo renal de 1,200 ml/min e 850 ml/min para o estomago e intestinos e cerca de 230 ml/min para o fluxo sanguineo coronário de acordo com Rushmer [168].

mente, para os coeficientes de transferencia de calor convectivo

Compartimento	fluxo de sangue em repouso ml/min	fluxo de sangue em movimento ml/min
cabeça superficial	43	86
cabeça central	800	1,34
tronco superficial	69	138
tronco muscular	234	4,63
tronco central	3,87	2,925
extremidade superficial	129	258
extremidade central	352	6,962

Tabela 7 -

Taxas de fluxo para o homem em exercício e repouso a 35°C .

A transferencia de calor para as extremidades ou qualquer parte da pele, é feita pela transferencia convectiva devido a taxa de fluxo sanguíneo. Se multiplicarmos as diferenças de temperaturas entre o sangue central e o tecido da pele,pela capacitância térmica do volume de sangue, que flui em um tempo unitário, entre esses dois compartimentos obtemos a máxima transferencia de calor.

Nesta transferencia de calor nós consideramos q.osangue penetra no tecido, estando a uma temperatura igual a do sangue central, e deixa o tecido na temperatura do tecido. A suas suposições feitas não levam em conta a transferencia de calor devido a contracorrente e para compensar isto multiplicamos a máxima taxa de transferencia de calor convectivo, por um valor que expressa uma combinação da incompleta transferencia de calor e troca de calor pela contracorrente.

No presente modelo os efeitos da contracorrente no estado de repouso podem ser ajustados para valores conhecidos da condutancia térmica. Aschoff [11]. Os dados não são avaliados para exercícios.

Rushmer [167] forneceu dados nos quais admitiu um nível de exercícios para o débito cardíaco. O debito cardíaco pode ser expresso como a soma do débito cardíaco basal (5.200 ml/min) e de um adicional de 9.25 ml/min para Kcal/h de exercício.

Aschoff [11] relacionou o consumo de oxigenio com a taxa metabólica e com a produção de calor, obtendo então taxas de produção de calor nos vários compartimentos de acordo com a tabela 8 .

	% da area superf. total	% do peso musc. total	% do tecido "outros"	Metabolismo Kcal/h	Metabolismo aparente	Perda de calor s.	% de total perda de cal. evap.
Cabeça superficial	9			0.12	0.12	0.18	9
Cabeça central				11.40			
Cabeça muscular		4		0.45			
outros			8	0.57			
Cabeça central					12.42	4.5	
tronco superficial	37			0.48	0.48	3,3	37
tronco muscular		38		4.30	4.3		
tronco central				40.00			
outros			66	4.70			
tronco central					44.7	4.5	
extremidade sup.	54			0.69	0.69	4.86	54
extremidade musc.		58		6.6			
outros			2.6	1.9			
extremidade central					8.5		

Tabela 8

Taxa metabolica basal e taxa de perda de calor para os vários compartimentos do modelo matemático

O diagrama de bloco na figura 16 sumariza o relacionamento entre os vários compartimentos do modelo, cujas relações são expressas através de oito equações diferenciais simultaneas e de um número de expressões algébricas e condições

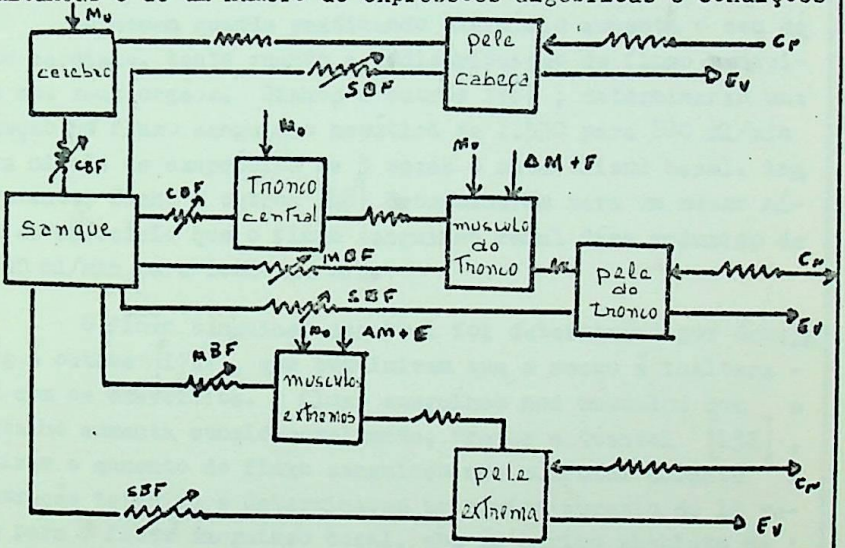


Figura 16 - diagrama de bloco relacionando os raios compartimentos do modelo térmico do homem.

O bloco representando a pele da cabeça (HS) troca calor com o meio ambiente pela convecção, condução, irradiação, evaporação E_v e com o cerebro pela condução. O comparti

O fluxo sanguineo para o cerebro, cabeça central no modelo, é calculado por Scheinberg [172] como sendo cerca de 800 ml/min no homem e então, o total fluxo sanguíneo para a cabeça mais o tronco central é de 4.581/min. Coleman e outros [62], determinaram que o índice cardíaco aumenta acerca de 20% a 45°C devido ao aumento da circulação superficial para esta temperatura.

11.9. FATORES QUE INFLUENCIAM O FLUXO SANGUINEO

O homem quando praticando exercício aumenta o seu débito cardiaco, tanto quanto a redistribuição de fluxo sanguineo nos seus orgãos. Bishop e outros [38], determinaram uma redução no fluxo sanguineo hepático de 1.530 para 880 ml/min para niveis de exercícios de 3 vezes o metabolismo basal. Analogamente, Bucht e outros [48] determinaram para um mesmo nível de exercício que o fluxo sanguineo renal fica reduzido de 1.300 ml/min para 1.040 ml/min.

O fluxo sanguineo cerebral foi determinado por Scheinberg e outros [172], que concluiram que o mesmo é inalterável com os exercícios. O fluxo sanguíneo nos músculos com o trabalho aumenta consideravelmente, Kramer e Quensel [132], mediram o aumento do fluxo sanguíneo nos músculos durante a contração tetanica e determinaram um maximo aumento de 10 vezes para o fluxo sanguíneo basal, com um máximo absoluto de 60 ml/100ml/min.

As variações quantitativa no fluxo sanguineo da pele durante exercícios não são muito conhecidas.

A tabela 7 dá os fluxos sanguíneos dos vários compartimentos do modelo termoregulatório. Os valores dados são puros fluxos sanguíneos e não podem serem transferidos imediata

mento sanguineo troca calor com os demais compartimento pela convecção (S.BF). A cabeça central (cerébro) troca calor com o compartimento sanguíneo pela convecção (CBF) e com (HS) pela condução. Um fenomeno analoga ocorre entre os vários blocos do tronco e extremidades.

11.10. EQUAÇÕES DO EQUILIBRIO TÉRMICO

Iremos agora estabelecer as equações que descrevem a produção de calor e transferencia de calor nos compartimentos do modelo térmico.

Os fatores atuantes tais como: evaporação (E_v), tiritar (tremor) (ΔM), fluxo sanguíneo da pele (SBF) e fluxo sanguineo muscular (MBF) são introduzidos nas equações sem levar em consideração suas origens.

11.11. EQUAÇÃO DE EQUILÍBRIO TÉRMICO DO CÉREBRO

Pela figura 16 e tabelas acimas uma equação que descreve o equilíbrio térmico do cérebro pode ser escrita com todos os valores numéricos. As entradas de calor M, ΔM + E e E_v são variáveis independentes, já a troca de calor condutivo para a pele da cabeça e o fluxo de calor convectivo para o compartimento sanguíneo central depende no mínimo em parte da temperatura do compartimento onde eles são descritos.

A equação de equilíbrio térmico do cérebro pode ser escrita como

$$C_{HC} \frac{d\,T_{HC}}{dt} = \alpha_{HC}\, \rho\, C_p \times 48\, (T_{CB} - T_{HC}) + M_{oHC} + 0.04\,\Delta M - K_{HCHS}\,(T_{HC} - T_{HS}) - E_{VR} - E_v \qquad (94)$$

na qual

C_{HC} = capacitancia térmica da cabeça central: 3.94 Kcal/ C ;

T_{HC} = temperatura da cab ça central ;

t = tempo (horas);

α_{HC} = fração adimencional considerada devido ao efeito da troca de calor pela contracorrente;

C_p = produto da densidade e calor específico do sangue 0.92 Kcal/ C;

4.80 = fluxo sanguíneo do centro da cabeça: l/h;

T_{cB} = temperatura central do compartimento;

0.04 ΔM = fração total do metabolismo da cabeça central : (l/h);

K_{HCHS} = condutancia térmica entre a cabeça central e a cabeça superficial: 263 Kcal/h C ;

M_{HC} = produção de calor metabólico basal assinalada para a cabeça central: 12.42 Kcal/h ;

T_{HS} = temperatura da cabeça superficial;

E_{VR} = perda de calor respiratório assinalada para a cabeça central.

A equação (94) estabelece que a taxa térmica de energia acumulada na cabeça central, é igual a taxa do transporte de calor da cabeça central para o compartimento sanguíneo, mais a taxa de calor metabólico gerado menos a perda de calor devido a condução efetuada pela cabeça superficial e ménos a perda de calor respiratória.

11.12. EQUAÇÃO DE EQUILIBRIO TÉRMICO DA CABEÇA SUPERFICIAL

A cabeça superficial (pele) troca calor com o meio ambiente através da convecção, condução, irradiação e evapora

ção.

A equação tambem contem o fluxo de calor condutivo do centro para a pele e calor convectivo do compartimento central para a pele.

A transferencia de calor total é dada por

$$C_{HS}\frac{d\,T_{HS}}{dt} = K_{HCHS}\,(T_{HC}-T_{HS}) + M_{oHS} - 0.09\,Ev_{oHS} - 0.09\,Ev + \\ + d_{HS}\,\rho\,c_p \times 0.138\,SBF\,(T_{CB}-T_{HS}) - A_{HS}\,h_o\,(T_{HS}-T_A) \qquad (95)$$

na qual

C_{HS} = capacitancia térmica da cabeça superficial: 0.27 Kcal/°C ;

0.09 Ev_o = a uma determinada fração da insensível perda de calor evaporativo 0.8 Kcal/h ;

0.09 Ev = a uma determinada fração da perda de calor evaporativo térmico, Kcal/h

0.138 SBF = a uma determinada fração do total fluxo sanguineo da pele: 1/h ;

α_{HS} = fator da troca de calor devido a contracorrente;

$A_{HS} \cdot h_o$ = produto da área da cabeça superficial e coeficiente de transferencia de calor do meio ambiente (Stolwijk e Hardy [177] : 0.165 x 6.0 Kcal/h °C

11.13. EQUAÇÃO DE EQUILÍBRIO TÉRMICO DO CENTRO DAS EXTREMIDADES

O compartimento representando o centro das extremidades tem um calor de entrada, que é uma determinada fração do metabolismo basal e exercícios, tem tambem um fluxo de ca-

lor convectivo dirigido para o compartimento sanguíneo central e um fluxo de calor condutivo dirigido para as extremidades da pele.

A equação para este compartimento é dada por:

$$C_{EC}\frac{d\,T_{EC}}{dt} = \alpha_{EC}\rho C_p \times 0.58\ MBF\ (T_{CB}-T_{EC}) - K_{ECES}(T_{EC}-T_{ES}) + 0.58\Delta M + 0.58 \qquad (96)$$

na qual

C_{EC} = capacitancia térmica do centro das extremidades = 21 Kcal/°C

T_{EC} = temperatura do centro da extremidade

T_{ES} = temperatura da extremidade da pele

α_{EC} = fator contracorrente

0.58 MBF = fração do fluxo sanguineo muscular designada para o centro da extremidade (l/h);

K_{ECES} = condutancia térmica entre as extremidades do centro e as extremidades da pele, 17.7 Kcal/h°C;

0.58 ΔM = metabolismo ocasionado pelo movimento para o centro da extremidade;

0.58 E = metabolismo determinado por exercício para o centro das extremidades

11.14. EQUAÇÃO DO EQUILÍBRIO TÉRMICO PARA AS EXTREMIDADES DA PELE

O compartimento das extremidades da pele possue um metabolismo basal de entrada, um fluxo de calor convectivo dirigido para o compartimento sanguíneo e um fluxo de calor condutivo dirigido para os musculos do tronco. A equação para este compartimento é dada por:

$$C_{ES}\frac{d\,T_{ES}}{dt} = K_{ECES}\,(T_{EC} - T_{ES}) + M_{OES} - \beta_{ES}\,E_{vo} - \beta_{ES}\,E_{V} + \\ + \alpha_{ES}\,\rho\,C_p \times 0.535\ SBF\ (T_{CB} - T_{ES}) \\ - A_{ES}\,h_o\ (T_{ES} - T_S)$$

(97)

na qual

C_{ES} = capacitancia térmica das extremidades da pele: 1.64 Kcal/ C;

M_{OES}= metabolismo basal das extremidades da pele: 0.69 Kcal/h;

$\beta_{ES}\,E_{vo}$ = fração da insensível perda de calor evaporativo: 4.86 Kcal/h;

$\beta_{ES}\,E_{v}$ = fração da perda térmica de calor evaporativo: 0.54 E_v Kcal/h;

α_{ES} = fator da contracorrente;

0.535 SBF = fluxo sanguineo da pele: l/h ;

$A_{ES} \cdot h_o$= perda de calor para o meio ambiente: 0.989x6.0 Kcal/h.°C

11.15. EQUAÇÃO DE EQUILÍBRIO TÉRMICO DO CENTRO DO TRONCO

O centro do tronco possue uma entrada de calor(independente) devido ao metabolismo basal, um fluxo de calor convectivo dirigido para o compartimento sanguíneo central e um fluxo de calor condutivo dirigido para os musculos do tronco.

A equação para este compartimento é dada por:

$$C_{TG}\frac{d\,T_{TC}}{dt} = M_{OTC} + \alpha_{TC}\,\rho\,C_p \times 210\,(T_{CB} - T_{TC}) - K_{TCTM}\,(T_{TC} - T_{TM}) \\ - E_{VTC}$$

(98)

na qual

C_{TC} = capacitancia de calor do centro do tronco: 20.10 Kcal/ C

M_{OTC} = metabolismo basal do centro do tronco: 44.1 Kcal/h ;

α_{TC} = fator da contracorrente;

210 = fluxo sanguíneo para o centro do tronco: l/h ;

K_{TCTM} = condutancia térmica entre o músculo e o centro do tronco: 4.85 Kcal/h. C;

E_{VTC} = perda de vapor de água do centro do tronco devido ao sistema respiratório

11.16. EQUAÇÃO DO EQUILIBRIO TÉRMICO DOS MÚSCULOS DO TRONCO

O compartimento muscular do tronco tem um fluxo de calor condutivo dirigido para o centro e superfície do tronco (pele), um fluxo de calor convectivo dirigido para o compartimento sanguíneo central e entradas de calor devido do metabolismo basal e exercício.

A expressão para este compartimento é dada por:

$$C_{TM}\frac{d\,T_{TC}}{dt} = M_{OTM} + 0.38\Delta M + 0.38\ E - K_{TMTS}\,(T_{TM} - T_{TS}) + \alpha_{TM}\,\rho\,C \times 0.38\ MBF(T_{CB} - T_{TM}) + K_{TCTM}(T_{TC} - T_{TM})$$

(99)

na qual

C_{TM}= capacitancia térmica dos músculos do tronco:9.70 Kcal/ C;

M_{OTM} = metabolismo basal do musculo do tronco: 4.3 Kcal/h ;

$0.38\Delta M$ e 0.38 E = frações de exercícios e tremor: Kcal/h;

K_{TMTS}= condutancia térmica entre o musculo e pele do tronco: 23.0 Kcal/h C;

α_{TM} = fator da contracorrente;
0.38 MBF = fração do toral fluxo sanguineo muscular: l/h;

11.17. EQUAÇÃO DO EQUILIBRIO TÉRMICO PARA A PELE DO TRONCO

O compartimento que representa a pele do tronco, tem troca de calor condutivo com os musculos do tronco e com o meio ambiente, um fluxo de calor convectivo dirigido para o compartimento sanguineo central, um metabolismo basal e uma perda de calor evaporativo.

A equação do equilíbrio térmico para a pele do tronco é dada por:

$$C_{TS}\frac{d\,T_{TS}}{dt} = M_{0TS} + K_{TMTS}(T_{TM} - T_{TS}) - \beta_{TS}E_{v0} - \beta_{TS}E_{v} + \alpha_{TS}\rho\, C_p \times 0.286\ SBF\ (T_{CB} - T_{TS}) - A_{TS}\cdot h_o\,(T_{TS} - T_A) \qquad (100)$$

na qual

C_{TS} = capacitancia térmica da pele do tronco: Kcal/°C ;
$\beta_{TS}E_{vo}$ = evaporação insensível : 3.3 Kcal/h ;
$\beta_{TS}E_{v}$ = transpiração térmica : 0.37 E_v , Kcal/h ;
α_{TS} = fator da contracorrente
$A_{TS}\cdot h_o$ = troca de calor com o meio ambiente: 0.677x6.0 Kcal/h°C

11.18. EQUAÇÃO DE EQUILÍBRIO TÉRMICO PARA O COMPARTIMENTO SANGUINEO

As trocas de calor entre estes compartimentos e os demais é feita pela transferencia de calor convectiva.

$$C_{CB}\frac{d\,T_{CB}}{dt} = -\alpha_{HC}\rho C_p \times 51.3\,(T_{CB}-T_{HC}) - \alpha_{HS}\rho C_p \times 0.138\ SBF \times (T_{EB}-T_{HS}) - \alpha_{EC}\rho C_p \times 0.60\ MBF\ (T_{CB}-T_{EC}) - \alpha_{ES}\rho C_p \times 0.535\ SBF \times (T_{CB}-T_{ES}) - \alpha_{TC}\ C_p \times 210\,(T_{CB}-T_{TC}) - \alpha_{TM}\rho C_p \times 0.40\ MBF\ (T_{CB}-T_{TM}) - \alpha_{TS}\rho C_p \times 0.286\ SBF\ (T_{CB}-T_{TS}) \qquad (101)$$

na qual

C_{CB} = capacitancia térmica do corpartimento sanguíneo

As variáveis MBF, SBF e M_O usadas nas equações de 94 a 101 podem ser expressas como se segue:

$$MBF = 35\ l/h \pm f\,(\Delta M + E)\ ;\ SBF = 12\ l/h \text{ e } M = 71.21 \times \left[1 + 0.13\,(T_{CB}-37)\right] \qquad (102)$$

Os termos de α utilizados no modelo, são considerados como sendo igual a 1, que é o máximo valor que pode assumir, isto é, valor este muito próximo da realidade para taxas de alto fluxo sanguíneo.

As equações de 94 a 101 tornam-se bem simplificadas quando introduzimos os valores numéricos das constantes no modelo físico.

Os valores fornecidos na tabela 9 tornam as equações adequadas para uma programação em um computador analógico

Variável	Mínimo	Máxima	Magnitude Volt	Quantidade escalada
ΔM	0	350Kcal/h	100Kcal/h v2t	$\left[\frac{\Delta M + E}{100}\right]$
E	0	1000Kcal/h	100Kcal/h	
E_v	0	1000Kcal/h	100Kcal/h	$\left[\frac{Ev}{100}\right]$
T_A	0	60°C	2°C	$\left[T_{A/z}\right]$
T_{HS}	20	40°C	1°C	$\left[T_{HS}\right]$
T_{HC}	30	45°C	1°C	$\left[T_{HC}\right]$
T_{ES}	10	40°C	1°C	$\left[T_{ES}\right]$
T_{EC}	25	45°C	1°C	$\left[T_{EC}\right]$
T_{TS}	20	40°C	1°C	$\left[T_{TS}\right]$
T_{TM}	25	45°C	1°C	$\left[T_{TM}\right]$
T_{TC}	20	45°C	1°C	$\left[T_{TC}\right]$
T_{CB}	30	45°C	1°C	$\left[T_{CB}\right]$
SBF	0	150 l/h	10 l/h	$\left[\frac{SBF}{10}\right]$
MBF	0	600 l/h	50 l/h	$\left[\frac{MBF}{50}\right]$
tempo	0	6 hs	1 h/10seg.	

Tabela 9

Reescrevendo as equações de 1 a 8

$$3.94 \frac{d T_{HC}}{dt} = 0.92 \times 51.3 (T_{CB} - T_{HC}) + 12,42 - 4.5 - 2.63 \times (T_{HC} - T_{HS}) + 0.04 \Delta M \qquad (94a)$$

$$0.27 \frac{d T_{HS}}{dt} = 2,63 (T_{HC} - T_{HS}) + 0.12 - 0.8 - 0.09 E_v + 0.92 \times 0.138 SBF(T_{CB} - T_{HS}) - 0.165 \times 6.0(T_{HS} - T_1)$$

(95a)

$$21.0 \frac{d T_{EC}}{dt} = 0.92 \times 0.58 MBF(T_{CB} - T_{EC}) - 17.7(T_{EC} - T_{ES}) + 8.5 + + 0.58 (M + E)$$

(96a)

$$1.64 \frac{d T_{ES}}{dt} = 17.7(T_{EC} - T_{ES}) + 0.69 - 0.54 \times 9 - 0.54 E_v + 0.92 \times 0.535 SBF(T_{CB} - T_{ES}) - 0.989 x6 (T_{ES} - T_A)$$

(97a)

$$20.10 \frac{d T_{TC}}{dt} = 44.7 + 0.92 x 210 (T_{CB} - T_{TC}) - 4.85 (T_{TC} - T_{TM}) - 4.5$$

(98a)

$$9.10 \frac{d T_{TM}}{dt} = 4.3 + 0.38(M+E) - 23(T_{TM} - T_{TS}) + 4.85(T_{TC} - T_{TM}) + 0.92 x 0.38 MBF(T_{CB} - T_{TM})$$

(99a)

$$1.12 \frac{d T_{TS}}{dt} = 0.48 + 23(T_{TH} - T_{TS}) - 0.37 x 9 - 0.37 \times E_v + 0.92 \times 0.286 SBF(T_{CB} - T_{TS}) - 0.677 x 6 (T_{TS} - T_A)$$

(100a)

$$1.12 \frac{d T_{CB}}{dt} = -0.92 x 51.3 (T_{CB} - T_{HC}) - 0.92 x 0.138 SBF (T_{CB} - T_{HS}) - 0.92 x 0.60 MBF(T_{CB} - T_{EC}) - 0.92 x 0.535 SBF \times (T_{CB} - T_{ES}) - 0.92 x 210 MBF(T_{CB} - T_{TG}) - 0.92 x 0.40 MBF (T_{CB} - T_{TM}) - 0.92 x 0.286 SBF (T_{CB} - T_{TS})$$

(101a)

O calculo da perda de calor evaporativa E_v, fluxo sanguíneo local SBF e calor metabológico gerado pelo tiritar

ΔM são regulados através das variações da temperatura da cabeça central T_{HC}, temperatura média da pele $\bar{T}_s$ e temperatura média do musculo $\bar{T}_M$.

$$E_v = (T_{HC} - 36.6)(\bar{T}_S - 34.1)\ 68 + (\bar{T}_M - 35.88)(T_{HC} - 36.6) \times 200 \quad \text{(Kcal/h)} \qquad (102)$$

$$SBF = 10.6 + 36(T_{HC} - 36.6)(\bar{T}_S - 34.1) + 0.93\ (\bar{T}_S - 34.1)\ (1/h) \qquad (103)$$

$$MBF = \alpha \int_{t_1}^{t_2} (\Delta M + E - \beta MBF)\ dt \qquad (104)$$

$$\Delta M = 60\ (T_{HC} - 36.6)\ (\bar{T}_S - 34.1) \qquad (105)$$

A taxa do fluxo sanguíneo muscular representada por (104) é em grande parte controlada pelas atividades musculares e em pequena extensão pela temperatura média da pele.

Podemos dizer que o fluxo sanguineo muscular é controlado tambem pela necessidade metabólica dos tecidos, de uma maneira quase que independente dos sinais da termoregulação' da vasoconstrição. Não existe dados precisos para a avaliação dos coeficientes(104)o modelo usa uma constante de aumento de 50 l/h do fluxo sanguíneo muscular para cada aumento ' na taxa metabólica de 100 Kcal/h.

Stolmjk e Hardy [93] através de um computador analógico simularam o modelo.

Os resultados obtidos desta simulação foram comparados com os resultados experimentais, tendo sido considerados satisfatórios.

II-19 CONCLUSÕES

J. A. J. Stolwijk e J.D. Hardy propuseram um modelo matemático da termoregulação, com o intuito de se obter uma análise teórica dos resultados experimentais e avaliar muitos conceitos hipotéticos. Como uma forma aproximada do corpo humano o modelo por eles proposto utilizou o conceito de central e Superficial. Neste modelo foi considerado a taxa local do fluxo sanguineo, taxa metabólica e taxa da perda de calor pela evaporação como sendo uma função da temperatura do cérebro, temperatura do músculo e temperatura superficial. O regulador térmico fisiológico foi bem desenvolvido por Stolwijk e Hardy.

O modelo é utilizado na comparação de respostas quantitativas com as respostas obtidas pelas medições. O modelo porem tem uma deficiencia pois não considera a troca de calor entre as grandes veias e artérias.

CAPITULO 12

OUTROS MODELOS MATEMÁTICOS

12.1. MODELO DE KERSLAKE E WADDELL

Machle e Hatch fizeram um estudo teórico do efeito da temperatura da pele e umidade da pele na troca de calor em ambiente equecido. Uma das desvantagens do modelo é que ele considera a umidade da pele, fator este dificil de ser determinado.

Kerslake e Waddel extenderam o modelo de Machle e Hatch para incluir o caso da completa umidade, com o fim de obter uma medida direta desta aproximação.

A equação de Machle e Hatch foi modificada para

$$\frac{T_{eq} - T_{st}}{T_{eq} - T_o} = \exp\left[-\frac{AC'}{C_p W}\, t\right] \qquad (106)$$

A equação (106) dá a variação da temperatura T_{st} em relação ao tempo

O valor de 2.5 na expressão de C' dado por Machle e Hatch, é derivado da relação linear utilizada para a pressão do vapor de água saturada em termos da temperatura, sendo que nesta modelagem o valor 2.6 representa uma melhor aproximação.

Sob o dominio de temperaturas examinado por Kerslake e Waddell, n é aproximadamente igual a unidade e como a e b são fatores ponderados cuja soma é a unidade, concluimos que (an + b) também é unitário.

A equação (106) revelou ser satisfatória, quando comparada com os resultados experimentais .

12.2. MODELO DE CROSBIE E OUTROS [69]

12.2.1. INTRODUÇÃO

Na regulação da temperatura em ambientes diversificados, o homem é considerado como sendo um modelo físico cilíndricos, sendo comum o uso do computador analógico.

Neste modelo físico unidimensional, as propriedades ' térmicas e fontes de calor internas, variam como uma função ' de sua temperatura.

A forma empregada na configuração do modelo foi a de uma superfície plana infinita, sendo que a forma cilíndrica ' seria uma melhor representação, mas devido ao tipo de dados ' fisiológicos avaliados tal refinamento não será utilizado.

A temperatura média da pele do corpo todo foi utilizada no relacionamento da temperatura do corpo e sua perda de calor, obtemdo-se então uma maior compreensão física e fisiológica da regulação térmica humana.

12.2.2. EQUAÇÃO DO FLUXO DE CALOR UNIDIMENSIONAL

$$C_p \frac{\partial T}{\partial t} = K \frac{\partial^2 T}{\partial x^2} + M' - R' - V'_e \qquad (107)$$

na qual:

C_p = calor específico;

M' = taxa metabólica por unidade de volume;

R' = perda de calor devido ao efeito da irradiação e convecção por unidade de volume;

V'_e = perda de calor devido a evaporação por unidade ' de volume.

A equação (107) estabelece que a taxa do energia térmica acumulada por umidade de volume é igual a taxa de condução de calor, mais a taxa de calor gerado por reações metabólicas M', menos a taxa da perda de calor pela irradiação e evaporação R', menos a taxa da perda de calor pela evaporação V'_e.

A equação (107), tem duas variáveis independentes x e t e não pode ser resolvida diretamente pelo computador analógico. Torna-se necessário dividir o modelo superficial em tres camadas, sendo que cada camada tem como temperatura um único valor.

O modelo pode então ser representado por tres equações diferenciais de primeira ordem as quais representam as camadas externa (superficial), média muscular interna (central) dos tecidos. A figura (107) fornece uma descrição geométrica do modelo.

Cada camada irá ganhar ou perder calor para a camada adjacente na proporção da diferença de temperaturas entre elas. Consideremos um gradiente de temperatura linear entre as camadas. Isto na realidade somente é verdadeiro dentro de certos limites quando a espessura da camada se aproxima de zero.

As camadas consideradas possuem propriedades térmicas uniformes e o calor metabólico basal é considerado como sendo gerado na camada interna.

A camada interna possue uma temperatura T_2 que é comparada com a temperatura central ou retal e tem um valor basal mais alto do que as demais temperaturas superficiais do corpo. O calor adicional, causado pelo tremor ou exercícios, é considerado como sendo gerado na camada média a qual é comparada a musculatura do corpo. A expessura do modelo foi escolhida com base nos dados fisiológicos do estado estacionário

para uma dada diferença de temperatura entre a camada central e superficial para manter um gradiente de temperatura linear.

A transferencia de calor para a camada superficial é dada pela equação (108).

$$\rho C_p 1X \frac{d T_s}{dt} = \frac{K}{\Delta X_{S1}} (T_1 - T_s) - h (T_s - T_a) - V_e \qquad (108)$$

na qual:

K = condutividade térmica

X_s = espessura da camada superficial

X_{s1} = espessura da camada central

$X_{s1} = \frac{1}{2} (\Delta X_s + \Delta X_1)$

T_1 = temperatura da camada média

V_e = perda de calor devido a evaporação por unidade de área.

A transferencia de calor para a camada média (muscular) é dada pela equação (109)

$$\rho C_p \Delta X_1 \frac{d T_1}{dt} = \frac{K}{\Delta X_{12}} (T_2 - T_1) - \frac{K}{\Delta X_{s1}} (T_1 - T_s) - \Delta M \qquad (109)$$

na qual:

ΔX_2 = espessura da camada interna

$\Delta X_{12} = \frac{1}{2} (X_1 + X_2)$

ΔM = calor metabólico gerado por tremos e exercícios.

A transferencia de calor para a camada central é dada pela equação (110)

$$\rho C_p \Delta X_2 \frac{d T_2}{dt} = M_0 - \frac{K}{\Delta X_{12}} (T_2 - T_1) \qquad (110)$$

na qual:

M_o = taxa de metabolismo basal

A perda de calor pela irradiação e convecção $K_{rc} \times (T_s - T_a)$ e pela evaporação E ocorre somente na camada superficial, isto é, na equação (108), o calor metabólico adicional ΔM gerado por tremor e exercícios, ocorre na camada muscular, isto é, na equação (109) e na camada interna (central) temos somente a taxa de metabolismo basal M_o e a condução de calor.

A temperatura média do corpo é calculada pela equação (111)

$$T_B = \frac{\Delta X_s T_s + \Delta X_1 T_1 + \Delta X_2 T_2}{\Delta X_s + \Delta X_1 + \Delta X_2} \qquad (111)$$

A temperatura media do corpo é calculada em bases ponderada 63 podendo ser considerado uma variável regulada.

As propriedades físicas do corpo tais como; K, ΔM e V_e são consideradas como funções de T_b e podem ser representadas pelas seguintes relações

Se T_B é maior do que o basal

$$K = K_o\left\{1 + \alpha_k + \Delta T_B + \gamma_k \frac{d T_B}{dt}\right\} \leqslant 1.7\, K_o$$

$$\Delta M = EX \text{ (exercícios Kcal/h.m}^2\text{)}$$

$$V_e = V_{eo} + \int EX(\alpha_v \Delta T_B + \lambda_v \Delta T_B^4) \leqslant 50 V_{eo}$$

Se T_B é menor do que o basal

$$K = K_o\left\{1 + \alpha_k - \Delta T_B + \gamma_k \frac{d T_B}{dt}\right\} \geqslant 0.56\, K_o$$

$$\Delta M = -\alpha_m \Delta T_B + EX$$

$$V_e = V_{eo}$$

(112) e (113)

O efeito da temperatura do ambiente em individuos e reações transitorias para um homem nú são apresentados no seu trabalho.

12.3. MODELO DE WYNDHAN e ATKINS

O modelo transitório para um único elemento do corpo foi provavelmente introduzido pela primeira vez por Wyndhan e Atkins [129].

Neste modelo cada um dos elementos do corpo e o centro do corpo (coração e pulmões), estão interrelacionados por uma equação de transferencia de calor. A forma cilindrica foi empregada por Wyndhan e Atkins, eles tambem consideram a condutividade térmica efetiva como uma função da temperatura, portanto, o efeito da circulação periférica é implicitamente considerado. Este modelo matemático deixou de considerar a variação regional dos complexos parametros fisiológicos, da taxa de fluxo sanguineo local e a taxa de calor gerado pelas reações metabólicas. A utilidade deste modelo é a de fornecer informações do sistema regulatório.

A equação da condução de calor (transitória) no cilindro é dada por

$$\rho c_p \frac{\partial T}{\partial t} = \frac{1}{r}\left[\frac{\partial}{\partial r}\left(K_r \frac{\partial T}{\partial r}\right)\right] + hm \qquad (114)$$

Nesta equação a taxa de energia térmica armazenada é igual a soma da taxa de condução de calor mais a taxa de calor gerado por reações metabólicas.

Wyndhan e Atkins consideram qua a taxa de transferencia de calor entre duas camadas adjacentes quaisquer, é proporcional a diferença de temperatura entre elas, e obtiveram com isto um conjunto de equações diferenciais de primeira ordem,

as quais podem ser resolvidas por um computador analógico.

Duas condições de contorno são utilizadas neste modelo:

1º- No centro do cilindro o gradiente de temperatura é zero

2º- A taxa da perda de calor pela superfície do cilindro Q_T é igual a soma da perda de calor devido a convecção Q_c, ir radiação Q_r e evaporação Q_e.

Wyndhan e Atkins compararam os resultados obtidos com uma variedade de dados publicados, tendo sido satisfatório os resultados obtidos.

12.4. PRIMEIRO MODELO DE WISSLER PARA O ESTADO TRANSITÓRIO

A principal caracteristica deste modelo matemático é a de simular as caracteristicas do sistema térmico humano no estado transitorio.

O modelo desenvolvido por Wissler 197 é uma extensão do modelo de Wyndham e Atkins e considera as seguintes fatores: 1) geração de calor local devido as reações metabólicas,
2) condição de calor devido aos gradientes térmicos,
3) convecção de calor pela circulação do sangue,
4) a geometria do corpo,
5) a existencia de uma camada isolante de gordura e pele,
6) troca de calor pela contracorrente entre as grandes artéri as e veias,
7) perda de calor através do sistema respiratório,
8) tremor, 9) transpiração, 10) calor armazenado e 11) condição do meio ambiente, incluindo sua temperatura, velocidade do ar e umidade relativa.

Alguns destes fatores, por exemplo o último, pode ser

medido com relativa facilidade, por outro lado, alguns fatores tais como a taxa de calor gerado pode somente ser medido em vivo com grandes dificuldades e seus valores podem ser deduzidos por medições indiretas.

Nesta modelagem procurou-se obter equações com um bom grau de flexibilidade, embora este modelo não tenha sido proposto com a finalidade de se obter uma solução final para todos os problemas propostos pelos fisiologistas térmicos.

O corpo humano foi considerado como sendo constituido de seis elementos representando o tronco, a cabeça, dois braços e duas pernas. Cada elemento é considerado como sendo um cilindro homogeneo constituido de ossos e tecidos o qual é coberto com uma camada de gordura e pele. Reações metabólicas são consideradas como sendo geradas uniformente em cada seção do cilindro, mas as taxas não são necessáriamente iguais. Analogamente, os tubos capilares de cada seção são uniformente suplidos com sangue arterial a uma temperatura T'_{ei}

O sistema físico no qual as equações estão baseadas está mostrado na figura (17).

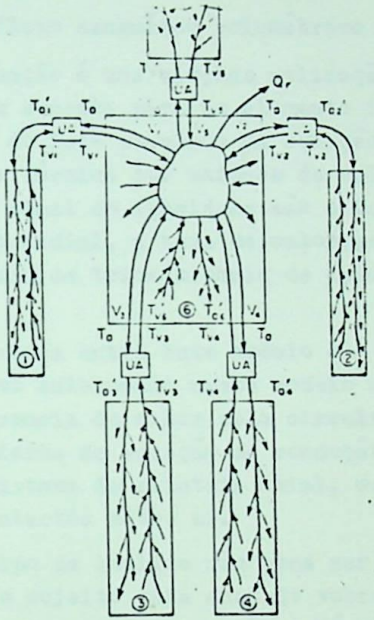


Figura 17 - Representação esquemática dos seis elementos do homem

A condução do calor no estado transitório, despre - sando-se a condução de calor longitudinal é dada pela equação (115) para o iésimo elemento

$$\rho c_p \frac{\partial T_i}{\partial t} = K\left(\frac{\partial^2 T_i}{\partial r^2} + \frac{1}{r}\frac{\partial T_i}{\partial r}\right) + h_{mi} + (V_i \rho c_p)_i (T'_{ei} - T_i)$$

na qual:

h_{mi} = taxa de calor gerado nos tecidos por reações metabóli

cas (iésimo elemento)

V_i = taxa do fluxo sanguíneo volumétrico nos tubos capilares

Esta equação é uma simples aplicação da primeira lei da termodinamica excrita para um elemento infinite sinal[illegible] do tecido. O termo do lado esquerdo da equação é a taxa de acumulação da energia térmica por unidade de volume. Os termos do lado direito do sinal de igualdade são a taxa de condução de calor na direção radial, a taxa de calor gerado por reações metabólicas a taxa de transferencia de calor pela circulação do sangue.

A diferença entre este modelo e o modelo anterior de Wissler é que foi adicionado neste modelo um termo representando a transferencia de calor pela circulação sanguínea local. Como esta forma de equação de condução de calor é válida somente no sistema de simetria axial, os seis elementos não estão em contactos entre si.

Este tipo de análise não pode ser aplicada em situações nas quais o sujeito está curvado sobre si para conservar calor. Se o sujeito está se movendo e há um fluxo de ar uniforme ao redor de cada um dos elementos, a análise poderá ser aplicada.

A equação (115) sujeita a certas condições iniciais e de contorno foi resolvida por Wissler.

Uma condição inicial específica é a distribuição inicial da temperatura em cada ponto, isto é,

$$T_i\ (r, o) = f(r) \qquad (116)$$

As condiçoes de contorno relaciona o sujeito com o seu ambiente, ela estebelece que a taxa de condução de calor para a superfície da pele através dos tecidos, é igual a taxa da transferencia de calor da superficie para o ambiente.

na qual

H_i = coeficiente de transferencia de calor
T_{ai} = temperatura efetiva do ambiente

O coeficiente de transferencia de calor depende das propriedades físicas do fluido ao redor do elemento, da velocidade do fluido, da umidade da superficie e da umidade relativa do ambiente. Se a transferencia de calor pela evaporação é importante, a temperatura efetiva do meio ambiente será menor do que a temperatura do bulbo seco.

Os valores para o coeficiente de transferencia de calor podem ser calculados para uma variedades de situações.

A equação (115) é válida somente para a condução de calor radial para um elemento simples do corpo, o balanço de energia térmica entre cada um dos elementos e o coração é considerado neste modelo como se segue:

$$T_{vi} L_i \int_o^{ai} 2\pi r (V_i \rho C_p)_i dr = L_i \int_o^{ai} 2\pi r (V_i \rho C_p)_i T_i dr$$

na qual:

T_{vi} = temperatura do sangue na veia;
ρ = densidade do sangue;
L_i = comprimento do iésimo elemento;
r = distancia do eixo do iésimo elemento

Nesta equação a temperatura do sangue venoso saindo do tubo capilar é igual a temperatura dos tecidos adjacentes ao tubo.

As equações do balanço energético entre o sangue arterial, sangue venoso e sangue no coração é dada pelas seguin -

tes equações:

$$T_{he} - T'_{ei} = T_{hvi} - T_{vi} \qquad (119)$$

na qual:

T_{he} = temperatura do sangue arterial para o coração

T'_{ei} = temperatura do sangue arterial entrando nos tubos capilares do iésimo elemento.

T_{hvi} = temperatura do sangue venoso fluindo dentro do coração para o iésimo elemento.

$$T_{ha} - T_{hvi} = \frac{\pi i^2 L_i (V_l \rho c_p)_i (T_{ha} - T_{vi})}{(UA)_i + \pi i^2 L_i (V_l \rho c_p)_i} \qquad (120)$$

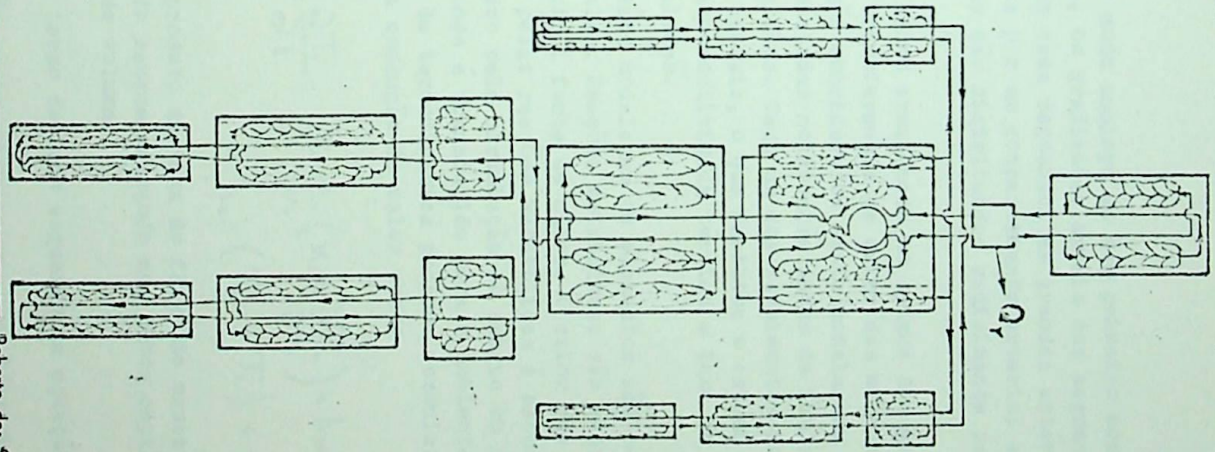
$$T_{ha} - T'_{ai} = \frac{(UA)_i (T_{ha} - T_{hvi})}{\pi i^2 L_i (V_l c_p)_i} \qquad (121)$$

Wissler apresenta em seu trabalho a temperatura em cada elemento sob as mais variadas condições do ambiente. Os resultados obtidos através desta modelagem são satisfatórios quando comparados com os resultados experimentais.

12.5. SEGUNDO MODELO DE WISSLER PARA O ESTADO TRANSITÓRIO

Neste modelo Wissler [196] considerou explicitamente a variabilidade dos parametros fisiológicos tais como taxas de calor metabólico gerado, taxas de fluxo sanguíneo local e taxas de suor. O modelo pode ser resolvido através da técnica da diferença finita.

Fig. 18 O corpo foi dividido em 15 regiões geométricas, que são cabeça, tórax, abdomen e os segmentos próximo , médio e distante.



Do modo analogo ao seu primeiro modelo do estado transitorio, os gradientes axiais dos segmentos não são considerados. Em cada segmento, as grandes artérias e veias são representadas por um compartimento arterial e um compartimento venoso, que são distribuidos radialmente para fora do segmento.

O calor armazenado no sangue das grandes artérias e veias e a transferencia de calor das mesmas para os tecidos ao redor são considerados nesta modelagem. As correntes venosas são coletadas no coração antes de fluirem para os capilares dos pulmões. Cada um dos seguimentos foi subdividido em 15 seções radiais, o que facilita o estudo das propriedades físicas da condutividade térmica e taxa de fluxo sanguíneo para os capilares.

Nesta modelagem os elementos são conectados pelo sistema vascular. Reações metabólicas são consideradas como sendo a principal fonte de calor. O calor que é então gerado nos elementos pelas reações metabólicas é estocado no elemento, transportado pela circulação do sangue ou conduzido para a superfície onde é transferido para o ambiente. Aplicando a primeira lei da termodinamica podemos formular matematicamente a equação da condução de calor como:

$$(\rho C_p)\frac{\partial T_i}{\partial t} = \frac{1}{r}\frac{\partial}{\partial r}\left(K_i r \frac{\partial T_i}{\partial r}\right) + h_{mi} + q'_{ci}\left(T_{ei} - T_i\right) + h_{ei}\left(T_{ei} - T_i\right) + h_{vi}\left(T_{vi} - T_i\right) \qquad (122)$$

na qual:

q'_{ci} = produto da taxa do fluxo de massa e calor especifico do sangue entrando nos tubos capilares por unidade de volume.

O termo do lado esquerdo da equação (122) é a taxa de

armazenamento da energia térmica por unidade de volume devido as variações de temperatura e volume do sangue capilar. Ela é igual a soma dos cinco termos da direita, os quais representam, em ordem, a taxa de condução de calor por volume unitário, a taxa de calor gerado por reações metabólicas e a taxa na qual o calor é transportado pelo volume de sangue capilar, a taxa pela qual o calor é transferido do sangue arterial para o tecido e a taxa pela qual o calor é transferido do sangue venoso para o tecido. Uma aproximação considerada nesta análise é que a taxa de transferencia de calor pelo sangue dos grandes vasos para os tecidos vizinhos é proporcional a diferença de temperatura entre o sangue e o tecido. O fator de proporcionalidade será representado por H_e para as artérias e H_v para as veias. Desde que a temperatura do sangue nos grandes vasos variam com o tempo é necessário estabelecermos mais duas equações de balanço de energia térmica. Na formulação da equação para as artérias, nós consideramos que as artérias do iésimo elemento formam um reservatório com uma temperatura uniforme T_{ei}. Temos então as equações:

$$(M'C_p)_{ai}\frac{\partial T_{ei}}{\partial t} = Q_{ai}\,(T_{em}-T_{ei}) + 2\pi L_i \int_0^{a_i} h_{ai}(T_i - T_{ei})\,r\,dr + H_{avi}\,(T_{vi}-T_{ei}) \qquad (123)$$

$$(M'C_p)_{vi}\frac{\partial T_{vi}}{\partial t} = Q_{vi}(T_{vn}-T_{vi}) + 2L_i\pi\int_0^{a_i}(Q_i+h_{vi})(T_i-T_{vi})\,r\,dr + H_{avi}\,(T_{ei}-T_{vi}) \qquad (124)$$

Q_{ai} = produto da taxa do fluxo de massa e calor específico do sangue entretanto no reservatório arterial do iésimo elemento para o iésimo elemento adjacente.

M' = taxa metabólica por unidade de volume

T_{em} = temperatura de sangue entrando no reservatório arterial pelo iésimo elemento

H_{avi} = coeficiente de transferencia de calor pela direta transferencia entre as grandes artérias e veias.

Q_{vi} = produto da taxa do fluxo de massa e calor específico para o sangue venoso fluindo para o reservatório venoso do iésimo elemento para o iésimo elemento adjacente.

T_{vn} = temperatura do sangue venoso no iésimo elemento

Q_{ci} = perda de calor pela convecção pelo iésimo elemento

A equação (123) estabelece que a taxa para a qual a energia térmica é acumulada no reservatório arterial é igual a soma da taxa para a qual o calor esta fluindo do reservatório para o elemento adjacente, mais a taxa pela qual o calor é transferido do reservatório para o tecido, mais a taxa pela qual o calor é transferido diretamente do reservatório venoso para o reservatório arterial. A equação (124) representa o mesmo fenomeno para o reservatório venoso. Na equação (123) a integral é necessária porque a temperatura do tecido é uma função de r, e na equação (124) o termo da integral representa o calor fluindo do reservatório venoso para o tecido.

As equações para a seção toráxica são modificadas ligeiramente devido ao fato que as correntes venosas terminam e as correntes arteriais começam nesta seção. Isto conduz a um conjunto de tres equações diferenciais parciais

$$(\rho c_p)\frac{\partial T}{\partial t} = \frac{1}{r}\frac{\partial}{\partial r}\left(K_r \frac{\partial T}{\partial r}\right) + h_m + Q_{ca}(T_e - T) + Q_{cv}(T_v - T) + h_a(T_e - T) + h_v(T_v - T) \qquad (125)$$

$$(M'c_p)_a \frac{\partial T_e}{\partial t} = 2\pi L \int_0^a Q_{cv}(T - T_e)\, r\,dr + 2\pi L \int_0^a h_a (T - T_e)\, r\,dr + H_{av}(T_v - T_e) \qquad (126)$$

$$(M'C_p)_v \frac{\partial T_v}{\partial t} = \sum_i Q_{vi} (T_{vi} - T_v) + 2\pi L \int_o^a h_v (T - T_v)\, r\, dr + H_{av} \chi (T_e - T_v) + Q_{rv} \qquad (127)$$

nas quais:

Q_{ca} = produto da taxa do fluxo de massa e calor específico para o sangue arterial fluindo para os capilares.

Q_{cv} = o produto da taxa do fluxo de massa e calor específico para o sangue venoso fluindo para os capilares.

Q_{rv} = taxa pela qual o calor é transferido pelo sangue no torax para o ar no sistema respiratório

As condições iniciais para as equações (122) e (127) são

$$T_i (0,r) = T_i^o (r)$$

$$tei(0) = Tei^o$$

$$T_{vi}(0) = t_{vi}^o$$

Estas condições de contorno relaciona o sujeito e o sujeito e o seu ambiente e são baseadas de um modo geral na suposição de que a taxa local de condução do calor para a superfície através dos tecidos é igual a taxa da transferencia de calor da superfície para o ambiente, isto é,

$$-K_i \left[\frac{\partial T_i}{\partial r}\right]_{r=ai} = H\left[T_i\ (t, ai) - T_{ai}\right] \qquad (128)$$

Devido a simetria geométrica de cada elemento

$$\left(\frac{\partial T_i}{\partial r}\right)_{r=0} = 0 \qquad (129)$$

é tambem considerada como uma condição de contorno.

O coeficiente de transferencia de calor depende das propriedades físicas do fluido ao redor do elemento, da velocidade do fluido, da umidade da superfície e da umidade relativa do ambiente.

Neste modelo, o coeficiente de transferencia de calor para o indivíduo no ar parado é calculado pelo uso da seguinte equação

$$H = H_{ei} + H_{ri} + \lambda \left(\frac{d\,P}{dt} \right) (K_i\, F_i + K_{Di}) \qquad (130)$$

na qual

$\frac{d\,P}{dT}$ = é a taxa de variação da pressão parcial da água com a temperatura T

H_i = coeficiente de transferencia de calor efetivo para a superfície do iésimo elemento.

Wissler resolveu estas equações pelo método da diferença finita. Em cada elemento a distancia radial foi dividida em 15 pontos e as equações simultaneas de cada elemento foi resolvida pelo método de eliminação de Gauss.

Este modelo permite chegar mais facilmente a validade de várias hipóteses relativas as variaveis controladas da temperatura dos receptores localizados em várias áreas do corpo.

Capitulo 13

COI SIDERAÇÕES GERAIS ACERCA DO SISTEMA TERMOREGULADOR

13.1. INTRODUÇÃO

Desde 1884 que neurofisiologistas desenvolveram investigações sobre as reações do homem sob o efeito do frio e do calor.

Essas investigações iniciaram-se com Ott na América 154 e Richet na França 162 os quais fizeram lesões na base do cérebro do cão e observaram a subsequente hyperpyrexia.

Faremos agora uma revisão mais recente, tornando claros os conceitos de controle de temperatura e regulação da temperatura do corpo.

13.2. REGULAÇÃO DE TEMPERATURA

Regulação de temperatura é a concervação da temperatura dentro de uma faixa pré-determinada, sofrendo variação das cargas térmicas ou seja a concervação do calor sem armazenamento.

A equação para o calor contido no corpo é expressa:

$$Q = MCT$$

onde: Q = é o calor contido no corpo.

M = massa.

C = calor específico médio.

T = temperatura média.

O desenvolvimento do homeotérmico ocasiona um aumento de massa ocorrendo calor. Uma temperatura constante T, não é suficiente para manter constante o calor de Q, pois, na regulação da temperatura existe um ponto de referência, no qual o sistema de controle tenta manter-se.

Chamaremos de desvio ou erro de carga a diferença

entre estas temperaturas (pontos fixos) e a temperatura do sistema [209] , o que indica a existência de algumas cargas térmicas, fazendo com que a temperatura do corpo se localize fora da faixa temperaturas, sendo então a principal função do sistema regulador minizar esta diferença.

Fisiologicamente, a regulação da temperatura implica na existência de temperaturas para as células sensitivas, que reagem com a variação da temperatura mantendo sempre o corpo dentro da faixa prescrita de equilíbrio.

A partir de 1940 inúmeros textos sobre o assunto foram publicados [208, 209, 210, 211] e atualmente estão sendo reexaminados sob o ponto de vista de controle (sistemas de controle); isto é, os componentes físicos estão conectados ou relacionados de maneira a comandar, derigir ou regular a si mesmos ou a outros sistemas.

Antes de prosseguirmos iremos introduzir algumas características básicas dos sistemas de regulação e controle' com maiores detalhes do que os fornecidos por Burton [54] .

Nos sistemas de controle por nos utilizados, dois ' termos são importantissimos: entrada e saida, que ajudarão na identificação e definição dos sistemas de controle.

A entrada e o estímulo ou excitação aplicados a um sistema de controle por meio de uma fonte de energia externa, geralmente de modo a produzir uma resposta especifica ' do sistema de controle.

A saída é a resposta presente, obtida de um sistema de controle. Ela pode ser ou não igual à resposta especifica inferida da entrada. A finalidade do sistema de controle geralmente identifica ou define a saida ou entrada.

Se a saída e a entrada são dadas, é possível identificar ou definir a natureza dos componentes do sistema.

Os sistema de controle são classificados em três ' tipos básicos;

1) Sistemas de controle artificiais

2) Sistemas de controle naturais que serão estudados por nós; isto é, os sistemas biológicos.

3) Sistemas de controle cujos componentes são artificiais e naturais.

Os sistemas de controles são classificados em duas categorias gerais:

a) Sistemas de malha aberta

b) Sistemas de malha fechada.

O sistema de controle de malha aberta é aquele no ' qual a ação de controle é independente da saída.

O sistema de controle de malha fechada e aquele no' qual a ação de controle depende, de algum modo da saída.

Daremos abaixo a representação de um sistema de controle de malha aberta por um diagrama de bloco, conforme ilustra a figura 19.

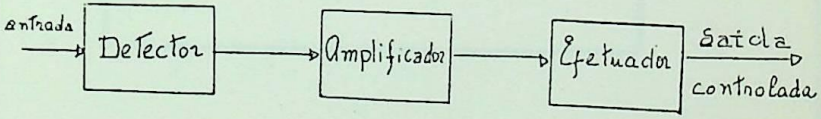


Fig. 19 - Diagrama indicando amplificação de alta potência.

Algumas das principais aplicações deste sistemasão:

a) registrador remoto de temperatura, pressão etc;

b) controle manual remoto: por exemplo, uma potencia dirigida.

O sistema de malha aberta, biológicamente pode ser concebido como um efeito de estímulo — resposta por exemplo, o abaixamento de temperatura da pele é associado com o estímulo nervoso enviado para o receptor de frio. Nos sistemas biológicos por mais simples que sejam e dificil excluir os efeitos da realimentação ("feedback"), pois o mais preciso controle de todos os sistemas de malha aberta emprega o princípio da realimentação.

Estes sistemas com realimentação são conhecidos como sistemas de regulação o qual é muito análogo ao servos controle, representados através de diagrama de blocos de acordo com as figuras 20.a e 20.b.

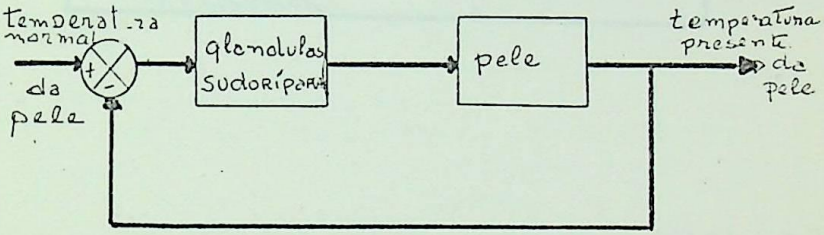


Fig. 20.a Servo mecanismo de um sistema de perspiração.

O sinal de saída é medido e um sinal correspondente a esta medida realimenta a entrada, onde é comparado com a entrada.

Esta comparação e efetuada num esquema o qual produz um sinal proporcional a diferença entre os dois sinais. Este sinal diferança é chamado "erro de carga" ou "desvio". Portanto, é produzido por um disturbio e minimizado

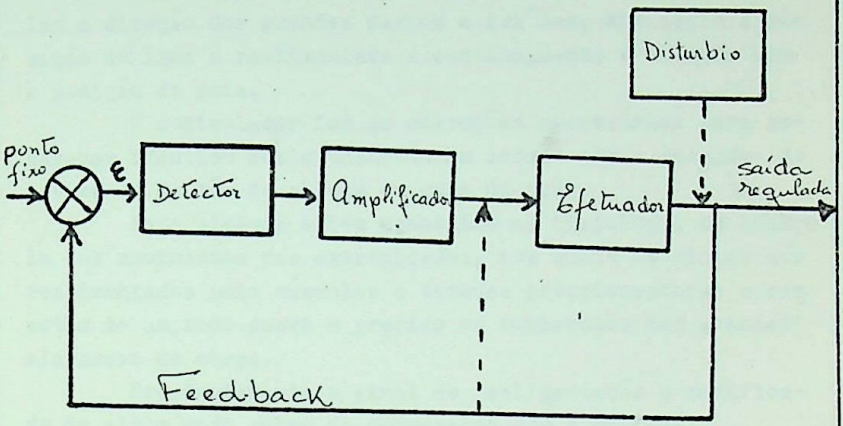


Fig. 20.b. Diagrama indicando a regulação com dois estágios de reealimentação.
Obs. As realimentações podem ocorrer ao longo de toda a linha do sistema de controle, com a finalidade de dar uma maior precisão ao controle.

pelo sistema de controle.

Como exemplo podemos citar os sistemas que controlam a direção dos grandes navios e aviões, nos quais a posição do leme é realimentada e continuamente é checada com a posição do guia.

O controlador faz as correções necessárias para assegurar idêntico posicionamento de acordo com a demanda do movimento da mão do piloto na guia da roda.

Este sistema é bem conhecido na fisiologia do controle dos movimentos das extremidades, nos quais os sinais são realimentados pelo músculos e tendões proprioceptores e executam de um modo suave e preciso os movimentos das grandes alavancas do corpo.

Freqüentemente o sinal de realimentação é modificado de algum modo antes da comparação com a entrada.

O sinal então determinado é usado para movimentar o sistema e é chamado "sinal atuante".

Os sistemas de malha fechada são classificados de acordo com o sinal de referência ou entrada, o qual é utilizado para controlar a potência de saída.

Há quatro tipos básicos de controle os quais podem ser utilizados individualmente ou em forma combinada.

1º) Controladores aberto-fechado,
2º) Controladores proporcionais contínuos.
3º) Controladores integrais.
4º) Controladores diferenciais.

13.3. CONTROLADORES ABERTO-FECHADO (On-off)

Este regulador é um dos mais simples e é um dos mais intensamente usados. Neste tipo de sistema de controle automático a função do erro (diferença entre a entrada e a saída) retorna a potência aberto-fechado.

É comum seu uso como controle termostático de temperatura de salas, ou de um refrigerador elétrico.

Neste caso o detector de erro (termostato) mede a saída (temperatura) continuamente. Nenhum sinal é mandado para a potência unitária até a saída alcamçar o presente valor; então toda a potência á aplicada para recuperar a saída desejada de temperatura.

No caso de controle de temperatura de uma sala, a chave abre-se quando a temperatura está muito baixa e fecha depois da temperatura desejada ser alcançada, enquanto que no refrigerador o controle da chave é aberto quando a temperatura está muito alta e facha-se quando a temperatura cai para o valor presente.

Sua característica é:

$T_t < T_o$ $\qquad Y_t = Ymax$

$T_t \geqslant T_o$ $\qquad Y_t = 0$

Nestas equações:

T_t = temperatura do corpo para qualquer tempo

T_o = temperatura do ponto de referência

Y_t = ação do controlador

Y_{max} = saída máxima do controlador

Por exemplo um cão exposto ao frio terá suas reações fisiológicas análogas ao regulador aberto-fechado, começa a tremer e a contração rítmica dos músculos em todo o corpo aumenta a produção de calor até que altos valores, para as taxas metabólicas, sejam alcançados retornando logo a seguir no nível basal (faixa de equilíbrio térmico).

Esta reação tudo ou nada acima descrita é característica em muitas reações fisiológicas para o calor e frio como foi exposto nos capítulos anteriores.

Fisiológicamente a capacidade do sistema de regula-

ção pode ser aumentada pela climatização para o frio e ca-' lor como já foi visto no 5 - 4.

No estudo da regulação da temperatura o termostato tudo ou nada [54] .

13. 4. CONTROLADORES PROPORCIONAIS CONTÍNUOS

O defeito dos controladores aberto-fechado é que o sistema apresenta grandes atrasos térmicos, grandes oscilações na temperatura o que nos leva à utilizar um controla-' dor proporcional, o qual apresenta uma relação linear entre o erro controlador.

Estes sistemas de malha fechada não só medem a saída e comparam com a referência, mas também usam o erro (ou alguma função do erro) para controlar o módulo e/ou a direção da potência aplicada para a saída. Todos estes sistemas são sistemas de controle com realimentação e usualmente são ' subclassificados como reguladores e servo mecanismos.

Isto pode ser expresso por:

$$\xi = T_t - T_o = - (Y_t - Y_o) \quad (133)$$

no qual:

ξ = erro de carga

T_t = temperatura para qualquer instante

T_o = Temperatura do ponto referência

Y_t = controlador da saída

Y_o = condição do controlador da saída para o conjunto de pontos

α = fator de proporcionalidade

Então o valor de α é dado por:

$$-\alpha = \frac{T_t - T_o}{Y_t - Y_o} \quad (134)$$

A figura (21) representa um detector bimetálico imerso na água que atua num reostato que controla a quantidade de energia elétrica do aquecedor.

Sob um pequeno domínio de temperatura a variação na entrada para o aquecimento será proporcional ao deslocamento de temperatura (feixa de temperatura).

Uma caracteristica deste sistema é o "off set" ou erro de carga, isto é, sob uma carga a temperatura controlada pode variar dentro da faixa de temperaturas antes do sistema ser ativado.

As reações do sistema devido a um repentino e constante aumento na perda de calor esta esquematizado graficamente a direita. As reações estão representadas com oscilações devido aos atrasos térmicos. O off.set será proporcional a carga, portanto, neste tipo de regulador a temperatura é regulada na faixa de temperaturas somente quando a perda de calor for igual a Y_o. Os fisiologistas atualmente consideram esta forma de regulação como sendo a que mais se aproxima da regulação da temperatura fisiológica.

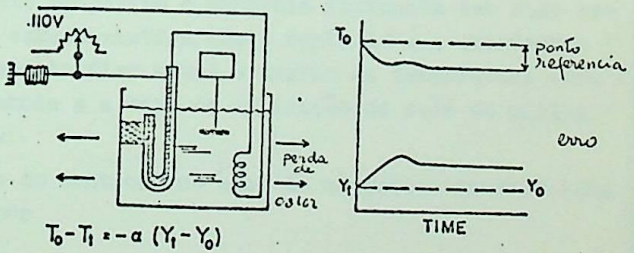


Figura 21 - Diagrama de regulação de temperatura com controle proporcional.

Nielson 152 apresentou uma série de razões para a utilização do controle proporcional e que foram depois confirmados por Robinson [163 , 164]

Por meio de observações e confirmações calorimétricas [98] constatou . que a temperatura interna do corpo aumenta, durante suaveis exposições ao frio e que no mesmo tempo o controlador de temperatura fisiológico esta sendo vigorosamente estimulado por decrescimo de perda de calor pela vasoconstrição e para aumentar a produção de calor. Então, o provável regulador de temperatura tem um tipo de controle proporcional, mas tambem provavelmente consiste de mais do que este sozinho.

13.5. CONTROLE INTEGRAL

Os dois controles anteriormente vistos mantem a temperatura próxima da faixa de temperaturas mas raramente nela. Durante a exposição para cargas térmicas é desejavel muitas vezes ter o controlador conduzindo a temperatura de volta para a faixa de temperaturas.

Com este propósito o controle flutuante tem sido esquematizado. A caracteristica deste controle é a existencia de um relacionamento fixo entre o desvio da temperatura para o ponto de referencia e a taxa de aplicação da ação do efetuador restaurado.

A ação do controle no caso de um relacionamento linear é expresso por

$$- \frac{dy}{dt} = \beta (T_t - T_o) = \beta E \qquad (135)$$

O controlador considerado não há uma relação fixa no erro de carga e a quantidade de ação do efetuador para qual -

quer tempo.

Integrando a equação (135) obtemos

$$Y_t - Y_o = -\beta \int_{to}^{ti} \mathcal{E} \; dt \qquad (136)$$

Por este motivo esta ação do controlador é as vezes referida como controle de integral e o valor de Y_t depende do modulo da carga de erro e do tempo T_e para ser deslocado para o conjunto de pontos.

A figura (22) é uma representação gráfica do controle integral

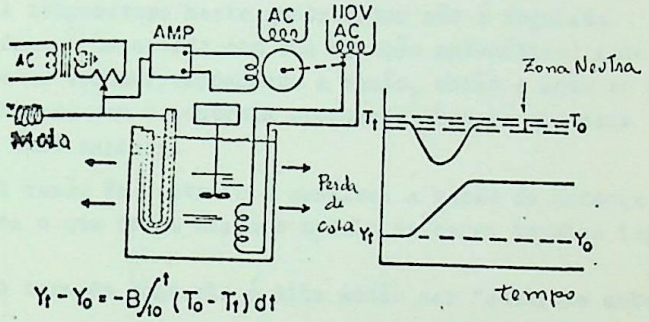


Figura 22 - Diagrama da regulação da temperatura com controle integral

13.6. CONTROLE DIFERENCIAL

Neste controlador a ação do efetor é proporcional a razão da mudança de temperatura.

Matematicamente, temos:

$$Y_t - Y_o = \gamma \frac{dT}{dt}$$

$Y_t - Y_o$ = resposta do efetor

γ = fator de proporcionalidade

$\frac{dT}{dt}$ = razão da mudança da temperatura regulada.

A ação do controlador diferencial é o inverso da ação do controle integral, no qual a razão do efetor é proporcional aos desvios de tempo.

A temperatura neste controlador não é regulada para um nível fixo (de acordo com sua equação matemática) isto devido o efetor ser correspondente a razão, então a ação do efetor é combinada com o controle proporcional para sistemas de respostas mais rapidas.

A razão de controle é sensível a razão de mudança de temperatura o que torna claro o modulo da carga termica imposta.

A taxa de controle é dita então ser "controle antecipador".

O sistema é representado na figura(23)

A medida que formos diminuindo a temperatura do banho, o regulador bimetálico poderá mover-se no cilindro cheio de óleo uma quantidade proporcional ao tamanho do mergulhador, viscosidade do óleo e a taxa de movimento do braço do regulador.

O tempo de demora com o qual este movimento aumenta a energia de entrada, é igual ao tempo que o cilindro estiver deslocado.

Ao cessar o movimento do regulador e do mergulhador, as molas restauram o cilindro na sua posição neutra de acordo com o banho de óleo, conforme a fig. 23

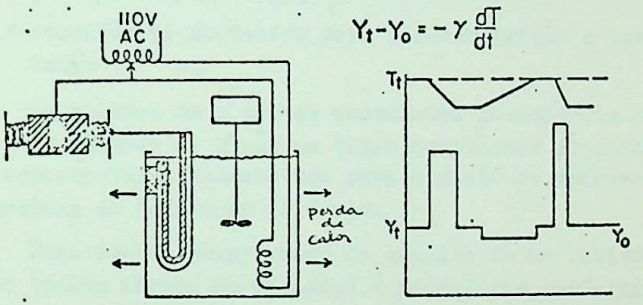


Figura 23. Diagrama indicando o controle diferencial.

13.7. RELAÇÃO ENTRADA - SAÍDA

Para a sudação ou palpitação, ação vasomotora e taxa metabólica, precisamos pelo menos tres equações para regulação da temperatura fisiológica, que podem ser escritas como segue:

$$M - M_o = -\alpha_m (T - T_o) - \gamma_m \frac{dT}{dt} \qquad (138)$$

$$S - S_o = \alpha_s (T - T_o) + \gamma_s \frac{dT}{dt} \qquad (139)$$

$$K - K_o = \alpha_k (T - T_o) + \gamma_k \frac{dT}{dt} \qquad (140)$$

M_o e M = taxa metabolica elevada e basal

S_o e S = taxa de sudação sensivel e insensivel

K_o e K = condutancia do tecido para vasoconstrição e vasodilatação

Os valores de α são as constantes do controle proporcional e os valores de γ são as taxas constantes do controle ; T_o e T representam a temperatura para o ponto de referencia e a temperatura de regulação do corpo.

Para melhor compreensão da análise de um sistema de controle (malha aberta ou fechada) é necessário analisarmos elemento por elemento do sistema e determinarmos a relação entrada - saida para ambas frequencias e amplitudes de cada elemento.

A analise física e matemática pela qual isto pode ser realizado não será considerada porquanto que o principal ponto de interesse é extendido para tais métodos, que podem servir para entender o problema fisiológico.

Os sistemas biológicos são complexos e há grandes dificuldades em estabelecer todas as entradas e saídas, sendo que ultimamente progressos significativos tem sido realizados

nesta área.

O sistema regulador possue tres saídas principais:

1) aumento de metabolismo (produto de calor com tremor e não tremor) na resposta ao frio.

2) resposta vasomotora para o calor

3) sudação (palpitação) respostas para o calor.

Algumas das entradas são identificadas como:

1) nível e taxa de variação na temperatura do hipotálamo

2) nível e taxa de variação na temperatura da pele e possivelmente nível e taxa de variação da temperatura subdernal interna.

Os dados acima referidos foram descritos detalhadamente nos capitulos anteriores.

13.8. REGULAÇÃO DA TEMPERATURA CORPÓREA

De acordo com a opinião de estudiosos da regulação da temperatura, esta localizado no corpo uma temperatura central relativamente constante (reguladora) mesmo que este esteja exposto as mais severas cargas térmicas.

Para suprir estas dificuldades o corpo humano foi dividido em duas regiões: central e camada superficial, ou seja o corpo é considerado como sendo revestido de uma camada isolante.

13.9. OS SENSORES QUE ENTRAM NO PROCESSO DOS TERMORECEPTORES

Os receptores de temperatura estão distribuidos na superfície do corpo (termoreceptores cutaneos) e na parte inter

na central do cerébro (neuronios do hipotálamo anterior), são capazes de responder diretamente do local de variação da temperatura.

Os receptores cutaneos dividem-se em duas categorias; de frio e de calor. Sua caracteristica principal é a de possuirem uma rapida adaptação à variação de temperatura, mas não de maneira identica, isto é, eles são particularmente sensitivos para a taxa de variação de temperatura.

Estimulos periféricos de frio e calor estão associados com a vasoconstrição e a vasodilatação respectivamente as quais aumentam e diminuem a taxa metabólica.

Se o cérebro sofre variação de tenperatura seus termo receeptores ocasionam reações termoregulatórias.

Existe no hipotálamo anterior um centro termostático, que é uma pequena área localizada nos músculos pré opticos a adjacentes de hipotálamo anterior.

Se a temperatura do tecido hipotalamica sobe acima do normal alguns neuronios do centro termostático se excitam e emitem sinais, que aumentam a perda calórica, diminuindo ao mesmo tempo a produção calórica.

Se a temperatura diminuir as células termo sensíveis tornam-se menos excitadas, diminuindo a taxa da perda calórica e aumentando a taxa de produção calórica.

O hipotálamo é então considerado como sendo um controlador de temperatura, isto é, conserva o calor situado no hipotálamo posterior e eliminam o calor situado no hipotálamo anterior, por exemplo aumento na temperatura do cerebro causa um aumento da perda de calor evaporativo e uma vasodilatação suficiente irá ocasionar uma vasoconstrição e tremor.

A figura (23) mostra a precisão com que o termostato

hipotalamico controla a perda calórica e a produção de calor.

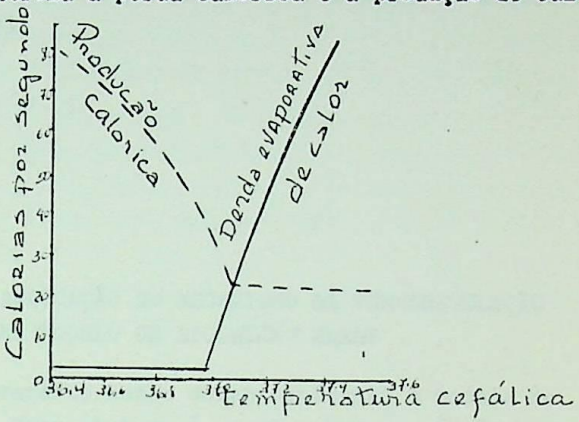


Fig.(23.a) Efeito da temperatura hipotalamica sobre a perda evaporativa de calor pelo corpo e produção calórica causada, primeiramente, pela atividade muscular e pelo tremor. Esta figura demonstra o nivel térmico extremamente crítico em que começa o aumento da perda calórica e se detem o aumento da produção calórica.

Desenhado de dados in Berzinger, Kitzinger e Pratt: Temperature, Part 3 Ed. Hardy p. 637 Reinhold Publish

A figura (23.a) demonstra a extrema precisão com que o termostato hipotalamico pode controlar a perda calórica e a produção calórica.

Pela curva cheia vemos que quase a 37°C começa a tra transpiração, aumentando rapidamente logo a seguir com a temperatura, cessando a qualquer temperatura abaixo desse nível crítico.

A taxa de produção calórica tambem é controlada pelo termostato, curva tracejada. Acima da temperatura de 37.1°C a produção calórica permanece quase constante, sendo que abaixo desse nível, os mecanismos se tornam ativados aumentando a

produção calórica, principalmente com o aumento da atividade muscular (tremor)

13.10. APLICAÇÃO DO MECANISMO DA TERMOREGULAÇÃO NO MODELO DE STOLWIJK - HARDY

Consideraremos neste desenvolvimento o modelo de Stolwyk e Hardy. Como sistema é passivo por si só não exibirá caracteristicas de controle, sendo que representa somente uma função de transferencia complexa entre o regulador e os distúrbios.

O modelo é baseado numa simplificada configuração do corpo humano, o qual é representado por tres cilindros:cabeça, tronco e extremidades. Cada cilindro foi dividido em duas ou mais camadas concentricas, para caracterizar as diferenças anatomicas e funcionais na sua termoregulação de acordo com a figura (24).

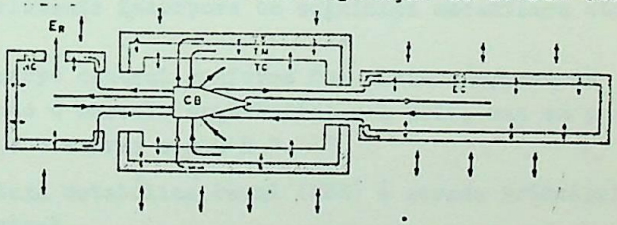


Figura 24 - Diagrama de blocos, do modelo termico humana

Stolwek e Hardy usaram o modelo central e superficial como uma forma aproximada do corpo humano.

Obs: No caso de organismo homeotérmos a camada central tem uma temperatura homeotérma ao redor de 37°C e a camada superficial é hetereotérmica pois sofre influencia do meio ambiente.

O fluxo de calor entre as camadas adjacentes é feito pela condução e todas as camadas trocam calor pela convecção com o compartimento sanguineo central. As tres camadas da pele trocam calor com o ambiente pela condução, convecção, irradiação e evaporação.

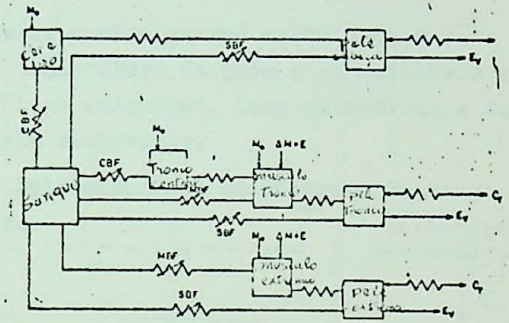


Figura 25

No modelo termoregulatório proposto são considerados tres regiões do precesso controlador que são: temperatura no cerebro, temperatura muscular e temperatura da pele e isto então necessáriamente incorpora os seguintes mecanismos atuantes:

1. O corpo central conforme foi visto comppreende todo o corpo exceto o musculo esquelético e a pele, mas em perticular inclue as visceras e o C N S.

A taxa metabólica basal (MBR) é gerada principalmente no corpo central.

2. O músculo esquelético está situado ao redor do corpo central. Se o corpo é submetido a um resfriamento a pessoa começa a tremer, a contração rítmica dos musculos em todo o corpo aumenta a produção de calor.

3. A pele é a camada externa que cobre os músculo e o centro do corpo. A pele é um isolador térmico para o sistema de controle de temperatura. A capacidade isolante da pele esta relacionada com a vasodilatação e vasoconstrição. A pele elimina o calor pela sudação, evaporação convecção e irradiação.

Obs: A troca de calor entre as grandes artérias e veias e tecidos ao redor não foi considerada neste modelo

As variáveis controladoras neste modelo são: temperatura no cérebro, temperatura da pele e as variáveis controladas são taxa de fluxo sanguineo, taxa metabólica e taxa da perda do calor pela evaporação.

A seguir introduziremos um diagrama de bloco de um regulador automático.

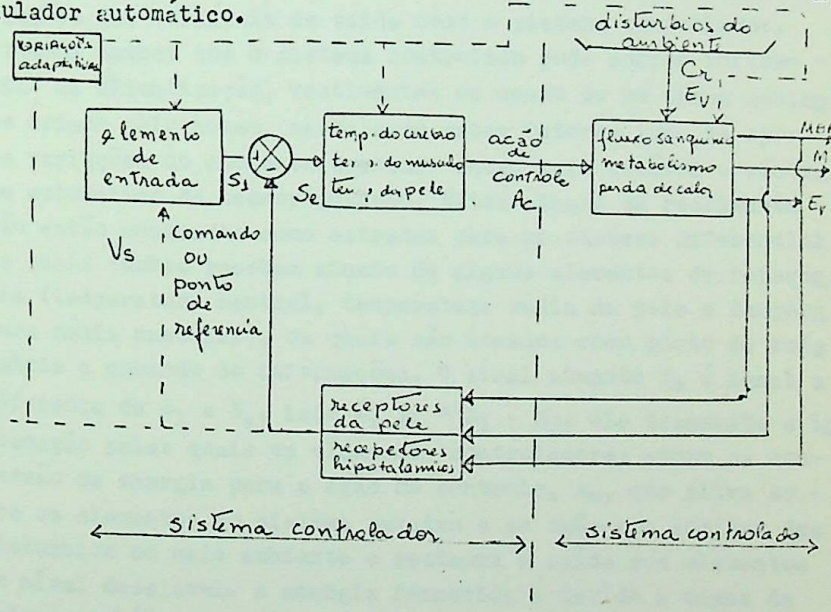


Figura 26

Figura 26 - Diagrama de bloco de um regulador automático indicando um sistema possivo controlado e o sistema regulador controlador.

A figura (26) mostra um diagrama de blocos com os elementos (controlados e controladores) do modelo matemático de Stolwijk e Hardy.

Neste controle automatico as variáveis: taxa de fluxo sanguíneo local, taxa metabólica e taxa de perda de calor pela evaporação são internas ao sistema controlado. O sistema controlado esta sujeito a disturbios provenientes do meio ambiente (temperatura ambiente, umidade, velocidade do ar) os quais tendem a deslocar as saídas do nível desejado e transmitem estas informações para os transdutores (receptores da pele e receptores hipotalamicos) os quais respondem a essas variações das variáveis de saida como o sistema controlador. Notamos tambem que o sistema controlado pode sofrer influencia: da climatização, vestimentas ou mesmo de um micro ambiente criado pelo homem, neste caso estes fatores irão se opor às variações do ambiente tornando então mais estável o controle automatico da temmoregulação. Estes sinais de realimentação estão mostrados como estradas para um sistema diferencial os quais tambem recebem sinais de alguns elementos de referencia (temperatura central, temperatura média da pele e temperatura média muscular), os quais são tomados como ponto de referencia e comando de informações. O sinal atuante S_e é igual a diferença de S_1 e S_e, isto é, $S_e = S_1 - S_2$, ele transmite a informação pelas quais os elementos controladores atuam na conversão da energia para a ação do controle, A_c, que ativa sobre os elementos do sistema passivo e se opõe aos efeitos dos disturbios do meio ambiente e restaura a saída dos elementos no nível desejavel. A energia fornecida é devido a taxas de calor metabólico gerado em locais apropriados do corpo

A principal utilidade da figura (26) na termoragulação é a de estabelecer uma linha de ataque ao problema e indicar as limitações desta particular aproximação. Por exemplo , neste modelo matemático consideramos que o fluxo de energia ' dos elementos controladores é avaliado dentro de limitados conhecimentos fisiológicos. As previsões deste modelo são limitados para um curto tempo (algumas horas) de exposição ao frio, calor e exercícios.

O proposto mecanismo da termoragulação estabelece um' relacionamento entre os sinais de entrada e saída (respostas resultantes) o que possibilita comparar respostas quantitativas resultantes do mecanismo proposto com as respostas obtidas por medições.

13.11. CONSIDERAÇÕES GERAIS SOBRE OS ELEMENTOS BÁSICOS DA TERMOREGULAÇÃO

Daremos a seguir como exemplo um processo global do mecanismo da termoregulação de Gunther [212].

A termogénesis (TG) e a termólisis (TL) estão localizadas no hipotálamo e são responsaveis pela termoregulação, sendo que se inibem reciprocamente.

Os termoreceptores da pele emitem impulsos nervosos, que estimulam a termogénesis que por sua vez estimulam o sistema reticular mesencefálico que irá ativar a medulaespinhal (motoneuronas), que controlam a atividade muscular esquelética responsável pela produção de calor (tremor).

A termólisis (TL) é ativada pela elevação da temperatura do sangue (T°_{s}) e que pela via simpática controla:

a) irrigação cutánea (perda de calor: irradiação)
b) glandulas sudoríparas (perda de calor: evaporação)

Através da figura (27) teremos uma representação esquemática dos elementos acima citados.

13.12. MECANISMOS DA TERMOREGULAÇÃO

1) Em cada instante o balanço calórico do organismo depende da soma algébrica do fluxo de calor ($\dot{e}$) enviado pela termogenésis (TG) e do fluxo de calor ($\dot{q}$) eliminado através das superfícies de contacto com o ambiente, pelos diversos mecanismos da termólisis (TL).

2) Atemperatura do sangue arterial (T°_{s}) resulta da inte-

gração das variações de calor em função do tempo e do quociente da quantidade total de calor(Kcal) e da capacidade calórica do organismo.

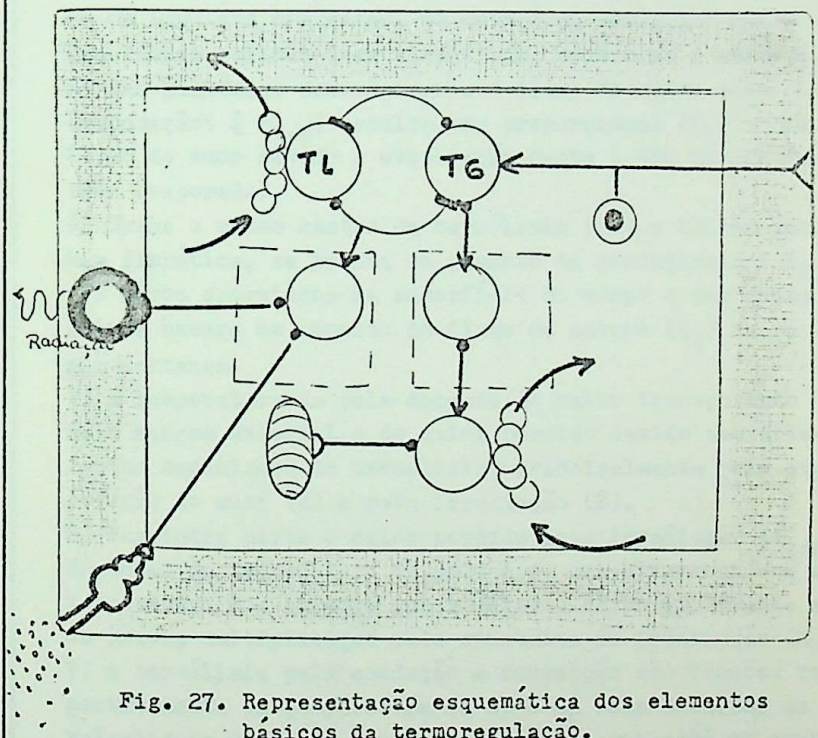


Fig. 27. Representação esquemática dos elementos básicos da termoregulação.

3) A temperatura do sangue que chega na região hipotalamica é função da temperatura do sangur arterial. Ha evidencias experimentais que tanto o aumento como o decrescimo da temperatura no hipotálamo anterior dão lugar a liberação de neurotransmissores específicos serotonina (Ser) e catecolaminas (Cat), que por sua vez determinam a resposta das neuronas efetoras uma vez e outra da termólisis.

4) O centro da termólisis (hipotálamo) é ativado pela concentração de catecolaminas liberadas pelas células termosensíveis do hipotálamo anterior.

5) Os impulsos eferentes, do centro da (TL), por meio das fibras colinérgicas simpáticas, controlam a atividade das glandulas sudoríparas e o fluxo de calor pela evaporação($\dot{q}\ E_{vap}$) resulta ser proporcional (K_E) ao fluxo de suor devido a evaporação deste (580 Kcal/l de suor evaporado).

6) Desde o mesmo centro da termólisis (TL) e também por via simpática, se produz um aumento da condutancia (F_K) dos vasos sanguineos na superfície do corpo e por conseguinte haverá um aumento do fluxo de sangue ($\dot{q}_s$) na região cutanea.

7) A temperatura da pele depende do calor transportado pelo sangue arterial e do calor perdido devido aos diferentes mecanismos de termólisis, principalmente pela evaporação do suor (E) e pela irradiação (R).

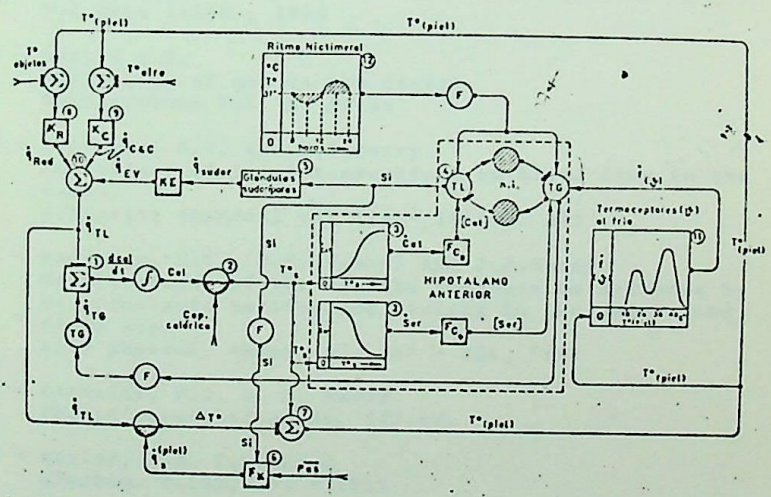
8) Por outra parte o calor perdido pela irradiação ($\dot{q}_{rad}$) dependem da temperatura da pele e de sua diferença com a temperatura dos objetos que rodeiam o corpo irradiante e da prévia multiplicação pela constante de irradiação (K_R)

9) A termólisis pela condução e convecção são funções respectivamente da temperatura do ar e da raiz quadrada da velociadade do vento, que mobiliza o ar que está em contato com a pele.

10) A termólisis total (TL) equivale a soma algébrica de calor perdido pela evaporação (E), pela irradiação (R) e condução e convecção (C e C).

11) O centro da Termogénesis é ativado pelos potenciais de ação dos termorecepto-es cutaneos, cuja resposta varia de uma maneira muito peculiar em função da temperatura da pele. Ademais este centro (TG) é estimulado por via neurohumoral, pela serotonina (Ser), que se libera no hipotálamo anterior (3), quando diminue a temperatura do corpo e do sangue (T^{o}_{s}).

12) Finalmente, a atividade dos centros (TG e TL) dependem de outras influencias, de caracter cíclico e possuem um rítmo de quase 24 horas, que se conhece como rítmo nictimeral de que resulta uma remperatura mínima as 6 horas e uma temperatura máxima as 18 horas, sendo portanto o domínio de flutuação diário igual a 1° C nos seres humanos.



BIBLIOGRAFIA

1 - Adam, J.M. and H.M.Ferres
Observations ou oral and retal temperature in the humid tropics and in a temperature climate.
J.Physiol. 125:21P, 1954

2 - Adams, T. Jr. appl. Physiol
1963, 18:772 - 777

3 - Adam , T, J. appl. Physiol.
1964 - 19:338 - 340

4 - Adolph, E.F.
Tolerance of man toward hot atmosfere. Public Health Repts ('.S.) Suppl 192, 1946

5 - Adolph, E.F.
Tolerance to heat and heat and dehy dration in several species of mamals.
Am. J. Physiol 511-564 - 1947

6 - Adolph, E.F.
Physiological regulation
Jacques Cattell Press,
Lancaster 1943

7 - Adolph, E.F.
Fed Proc 2:158 , 1943

8 - Adolph E.F.
Physiology of man in the desert
Interscience Pub. in press

9 - All wood, M.J. and H.S.Burry
The effect of local temperature on blood flow in the human.
J.Physiol (hondon) vol 124 - 1954 p. 345

10 - Andersen, H.T., H.T. Hammel and J.D.Hardy:
Modifications of the febrile response to pyrogens by hy pothalamic heating and cooling in the unanes the tized dog.
Acta physiol. scand. 53, 247 - 254, 1961

11 - Aschoff, V.J. u. R. Wever
Naturnissenschaften 20, 477,19.

12 - Atzler, E.u. F.Richter
Biochem. Z.100, 193 - 1919

13 - Ashve
Report to the Bureau of Ships U.S.N., July 1941

14 - Baker, P.T, and F.Daniels Jr. Relation Ship between Skinfold thickness and body cooling
J.Appel Physiol. 8:400, 1956

15 - Baker, P.T., R.F.Byron
F.Daniels, R. and E.H.Munro
Relation ship between Skinfold thickness and body cooling at 59º F. U.S.Army Quartermaster. Research & Develop center, Natick, Mass. Tech. Rept EP-14 - July 1955

16 - Barbour, H.G.
Arch. exp. Path. Pharmak
70, 1(1912)

17 - Barcroft, H.,K.D.Bock, H.Hensel and A.H.Kitchin
Arch. ges. Physiol 261:199 - 1955

18 - Barltrop, D
The relation between body temperature and respiration
J.Physiol 125:19, 1954

19 - Bazet, H-C
Physiol Rev. 7:531, 1927

20 - Bazet, H.C.
The regulations of body temperature
Philadelfia: W.B Saunders Co, 1949 chap 4

21 - Bazett, H.C., and W.G.Penfield
A study of the Shesington decerebrate animal in the chronic as well as in the acute condition
Brain 45, 185 - 1922

22 - Bazett, H.C., B. Mc Glone, and R.J. Brockle hurst
The temperature in the tissuees which accompany temperature sensations
J.Physiol 49:88, 1930

23 - Bazett, H.C., B. McGlone, R.G. Williams and H.M.Lufkin
Studies in Sensation
Arch. Neurol
Psichiat 27:489 - 1932

24 - Bazett, H.C., B.J. Alpers and W.H.Erb.
Hipothalamus and temperature control
Arch.Neurol Psichiat - 30:728 - 1933

25 - Bean, W.B. and L.W.Eidina
Fed. Proc. 2:144 - 1943

26 - Bedford, T. and Warner, C.G.
The Globe Thermometry in Studies of heating and ventila ting
J. of Hygiene, 35:458 - 1935

27 - Behmann, F.W.
Arch expte. Pathl. Pharmakol
228: 126 - 1956

28 - Behnke, A.R., and C.P. Yaglow
Responses of human subjects to immersion in ice water and to slow and fast rewarming
NMRI Project X - 189, Rept nº 11, Bethesda, Md, Mar 1950

29 - Behnke, A.R. and T.L. Willman Cutaneons diffission of helium in relation to peripheral blood flow and absorp- tion of atmospheric nitrogen through the skin
Amer. J. Physiol 131,627 - 1959

30 - Belding, H.S., and T.F.Hatch
Index for evaluating heat stress in terms of resulting physiological strains.
Heating, Piping Air Conditioning
27:129 - 1955

31 - Benedict, F.G. and E.P. Cathcart
Muscular work carnegie
Inst. Wash Publ. nº 187 - 1913

32 - Benedict, F.G. and H.F. Root Insensible perspiration : its relation to human physiology and pathology
Arch Internal Med 38:1 - 1926

33 - Benzinger, T.H.
On physical heat regulation and the sense of temperature in man. Proc. Nat Acad. Sci. U.S. vol 45 - 1959 p.645

34 - Benzinger, T.H., and Kitzinger,
"The human thermostat", in temperature - Its measurement and control in science and industry vol. 3 - pt 3
New York
Reinhol - 1963
ch.56 , p. 637

35 - Benzinger, T.H. and Taylor, G.W.Chap. 10 in Temperature - Its measurement and control in science and industry
vol.3, part 3, J.D. Hardy ed.
New York, Reinhold Publishing Corp., 1963

36 - Benzinger, T.H.
On physical heat regulation and the sense of temperature in man - Proc. nat. Acad. Sci (wash) 45, 645 - 1959

37 - Benzinger, T.H.
The Human Thermostat
In: Temperature - Its measurement and Control in Science and Industry
Part III , chap 56, p. 37. New York Reinhold Publ. corp - 1963

38 - Bishop, T.M., K.W. Donald, S.H. Taylor, and P.N. Wormald: Changes in arterial - hepatic venous oxygen content differences during and after supine leg exercese J. Physiol (hond) 137, 309 - 1957

39 - Bligh, J.
Localization of the thermal stimulus to polypnoea J.Physiol (hond.) 135, 14 - 1956

40 - Bligh, J.
Acomparison of rectal bicarotid trunk and pulmonary artery temperatures in the calf under heat stress. J. Physiol. 130:46 , 1955

41 - Bradley, S.E.
The hepatic circulation
In: Handbook of physiology Circulation
Vol. II - Section 2
Washington: Am. Physiological Society - 1963

42 - Brebner, D.F., Kerslake, D.M. and waddell, J.L.
The relations between the coefficients and by evaporations in man.
J. Physiol (L0nd) 141:164 - 168

43 - Brehner, D., Mck. Kerslake and F.L. Waddell
The relation between the coefficients for heat exchange by convection and by evaporation in man
J. Physiol. Vol 141, 1958 pp 164 - 168

44 - Brengelmann, G.L. and Brown, A.C. Physiologist, 1963 - 6:146

45 - Brown, A.C.
Bull.math. Biophysics
27:67 - 78 , 1965

46 - Buchberg and C.B.Harrah Conductions cooling of human body a biothermal analysis in termal Problems in Biotechnology American Society of Mechanical Engineers, 1968

47 - Burch, G.E.
Digital plethysmography
New York. Grune and Shatton - 1954

Burch, G.E.
Am. J.Med. Sc. 211:181 (Feb) 1946

48 - Bucht, H.,T.E. Eliasch, A.
Holmgrew, B. Joseph son and h. wesko.
The effect of exercise in the recumbent position on the renal circulation and sodium excretion in normal individuals
Acta. physiol. scand. 28, 95-1953

49 - Burgh, G.E.
Am. J. med. Sc
211: 181 (Feb) 1946

50 - Burgh, G.E.
Digital plethy smography
New York: Grune and Shatton - 1954

51.- Burton, A.C.
The aplication of the theory of hear flow to the study of energy metabolism
J. nutr. vol 7 , 1934 p. 497

52 - Burton, A.C.
The average temperature of the tissues of the Body
J.Nutrition 9:261 - 1955

53 - Burton, A.C.
J.Nutrition 9:261 - 1935

54 - Burton, A.C.
The operating characteristics of the human thermoregulatory systems. Im temperature, its measurement and Control in Science and industry
Am. Inst Physics. New York
Reinhol Publ. Corp 1941

55 - Burton, A.C. and Bazet, H.C.
Amer. J.Physiol. 1936
117:36 - 54

56 - Burton A.C. and Edholm, M.B.
In: Man in a cold enviranment. L.E. Bayliss, W. Feldberg and A.L. Hodgkin
Eds. London, Edward Arnold Ltd., 1955

57 - Carlsten, A. and G. Grimby - Thermal gradients between rectum esophages and right heart blood im man
Acta Physiol. Scan 41:29 - 1957

58 - Chanoers, A.L.
Cand. M. J. 48:214 - 1943

59 - Carlson, L.D.
Man in cold environment
Fairbanks, Alaska, arctic
Aeromedical Laboratory, Ladd Air Force Base - 1954

60 - Carlson, L.D., Hsieh, A.C.L, Fullington, F. and Elsner, R.W.
J.Aviat Med. 1958
29:145 - 152

61 - Chatonnet, J. and Cabanac, M. 1965 - The perception of thermal comfort. Int'l J. of Biometor 2, 183 - 193

62 - Coleman, B., A.B. Hertzman
L.E. D'Agrosa and F.Flath.
Impedance measurements of cardial out put during modera te heat exposure. Report AMRL-TR-66-5
Aero-Space Medical Laboratories, Wright- Patterson Air Force Base, Ohio: 1966

63 - Coon J.M., and S.Rothman
Nature of Sweat response to drugs with nicotine, like actions Proc. Soc. Exptl. Biol. Med 42:231 - 1939

64 - Clifford, J.D., Mck Kerslave, and J.L. Waddell
J.Physiol. London vol 128 - 1955 p. 258

65 - Cooper, K.E., O.G. Edholm, and R.F. MoHram.
The blood flow in skin and muscke of the human forearm.
J.Physiol (hondon) vol. 128, 1955, p. 258

66 - Cooper, T., W.C. Randall and A.B. Hertzman.
Vascular convection of heat from active muscle to overlying skin.
J.appl. Physiol 14, 207 - 1959

67 - Crans ton, W.I., I. Gerbrandy and E.S. Snell
Oral, rectal and oesophageal temperature and some factors affecting them in man.
J.Physiol 126:347 , 1954

68 - Critchley, M.
Brit. M. J. 2:173 , 1945

69 - Crosbie, R.J., J.D.Hardy and E.Fessenden
Electrical analog simulation of temperature regulation im man. In: Temperature, Its - measurement and Control in Science and Industry
Part III , Chapter 55, p.627-New York:Reinhold Pub.Corp. 1963

70 - Day, R.
Am. J. Dis Child 61:734 - 1941

71 - Dubois, E.F.
Basal metabolism in Health and Disease
Philadelphia: Leca and Ferbiger
1936

72 - Dubois, E.F.
Fever and the regulation of body temperature
Springfield, Ill, Charles C. Thomas - 1948

73 - Dubois, D. and Dubois E.F.
A formula to estimate aproximate Surface area if height and Weight are Known.
Arch Inst Med. 17, 863 - 873

74 - Dufton, A.F.
The temperature of a warmed room: The Eupatheoscope
Dept of Sci
Res. of Great Britain Tech paper 13 - 1932

75 - Downey, J.A. Mothan, R.F. and Pickering; G.W.
J.Physiol 1964 - 170:415 - 441

76 - Edholm, O.G., Fox, R.H. and Mac Pherson, R.K.
The effect of body heating on the circulation in skin and muscle
J.Physiol (hondon) vol. 134
1956 - p. 612

77 - Eichna, L.W., W.F. Ashe, W.B.Bean and W.B.Shelhy
The upper limits of environmental heat and humidity tolerated by acclimatized men working in hot environment
J.Ind. Hyg Tecnicol Vol. 27 - 1945 p.59

78 - Eichna, L.W., R.H. Walpole
W.B. Shelhy and J.L. Whittenberger Armored Med. Res.Lab.
Fort Knox, Report on Projecto 35, spt 1944

79 - Von Euler, C.
Pharmacol. Rev. 1961
13:361 - 398

80 - Eurman, G.H. and M.Nendhowitz Relation ship between month, shin and arterial blood temperature
J.Appl. Physiol 5:579 - 1953

81 - Fanger, P.O.
Calculation of thermal Comfort
ASHRAE Trans. 73 (II) II 4-1-20 - 1967

82 - Fanger, P.O.
Thermal confort, book in press
1970

83 - Fusco, M.M, Hardy, J.D. and Hammel , H.T.
Amer. J. Physiol. 1961 -
200:572 - 580

84 - Gagge, A.P.
J.Physiol 120:277 - 193'

85 - Gagge, A.P., L.P. Herrington
C - E.A. Wimslow
Am. J.Hyg. 26:84 - 1937

86 - Gagge, A.P., Graighen, H.Stolwijk, J.A.J, Rapp,
G.M. and Hardy, J.D.
1968 - The R - Meter a Globe Shaped instrument for measurement of radient field, operative temperature and air movement
ASHRAE journal, 10, (6)
77 - 81

87 - Gagge, A.P., Stolwijk, J.A.J. and Hardy, J.P.
Comfort and thermal sensations and associated plysiological responses at varions ambient temperatures.
Environment Research, 1, 1-20-1967

88 - Gagge, A.P., Stolwigk, J.A.J. and Saltin, B. 1969
Comfort and thermal sensations and associated physiological responses during exercise at varions ambient temperatures.
Environmental Research 2, 209 - 229

89 - Gardner, E., D.J. Gray, and R.O'Rahilly
Anatomy
Philadelphia: W.B. Saunders Co. 1960

90 - Goetz, R.H.
Rate of Control of blood flow through the skin of lower extremities. Omer Heary J., 31., 146 - 1946

91 - Golenhofen, K.,H. Hensel and G. Hildebrandt
G.Thiene 1963

92 - Greenfield, A.D.M.
The circulation through the skin
In: Handbook of Physiology
Section 2, Vol. II - pp 1325-1351
Am. Physiol 1963

93 - Guyton , A.C:
Circulatory physiology: cardiac output and its regulati

on
Philadelphia: W.B. Saunders Co. 1963

94 - Hall, V.E., R.T. Grant and W.J. Whalen:
The influence of magnetium and Pyrogens ou temperature regulation WADC Tech Rept nº 6682:III-1951

95 - Haldane, J.S.
The influence of high air temperature
J.Hyg (Camb) 5,494 - 513 - 1922

96 - Hammouda, M.
The central and the reflex mechanism of panting
J.Physiol London, 77,319 - 1933

97 - Hammel, H.T.,M. Fusco and J.D.Hardy.
Responses to hypothalamic cooling in conciosn dogs
Federations Proc. 18:63 - 1959

98 - Hammel, H.T., Hardy J.D. and Fusco, M.M
Amer J. Physiol - 1960
198- 481 - 486

99 - Hammel, H.T., Jackson, D.C.
Stolwijk, J.A.J., Hardy, J.D. and Stromme, S.B.
J. appl Physiol 1963
18: 1146 - 1154

100 - Hannon, J.P. and Viereck, E.
Neural aspects of regulation temperature
Arctic Aeromedical laboratory - 1961

101 - Hardy, J.D.
Biology and medicine vol. 3 pte 3 of
Temperature - Its measurement and control in science and industry Reinhold publishing Corp - 1963

102 - Hardy, J.D.
Physiol Rev. 1961 - 41:521 - 606

103 - Hardy, J.D. and DuBois, E. F
J.Nutr. 1937, 15:461 - 475

104 - Hardy,J. D. and Dubois E.F.
J. Nutr.1937 15:477 - 497

105 - Hardy J.D. and Dubois E.F.
Proc Nat'l Acad. Sci 23, 624-631 - 1937

106 - Hardy J.D. and Dubois E.F.
J. Nutrition 15:461- 1938

107 - Hardy J.D. and Dubois E.F.
Proc. Nat. Acad. Sc: 26:389 - 1940

108 - Hardy, J.D. and A.T. Milhorat and E.F. Dubois
J.Nut. 21:383 - 1941

109 - Hardy, J.D. and Hammel, H.T. Reinhold, ed New York,
Publishing Corp. 1963

110 - Hardy, J.D. and Soders rom G.F.
J. Nuts. 1938 - 16: 493 - 509

111 - Hardy, J.D. and Stolwijk, J.A.J.-Partitional calorimetry studies of man during exposure to thermal transients - J. Appl. Physiol 21, 1799 - 1806 - 1966

112 - Hardy, J.D.
Control of heat loss and heat production in physiologic temperature regulation
Harvey Lec. Ser. XLIX, 242 (1953-1954)

113 - Hellon, R.F. and A.R. Lind
Th influence of age on peripheral vasodilatations in a hot environment. J. Physiol - 141: 262- 1958

114 - Hertzman, A.B. and W.C. Randal
Regional difference in the basal and maximal rates of blood flow in the skin.
J.Appl. Physiol. vol. 1 - 1948 - p 234

115 - Hertzman, A.B.
J.Appl. Physiol. 14:207 - 1959

116 - Henschel, A., H.L. Taylor and A.Keys
Am. J. Physiol. 140:321 - 1943

117 - Hemmingway, A.
Effects of heating hy pothalamus of dogs by diathermy
J.Neuro physiol 3,328 (1940)

118 - Hill, L.
Kata-Thermometry in Studies of body heat and efficiency Med. Res. Council 73, 48 - 1923

119 - Houghton, F.C. and Yageow C.P.
Determining lines of egual comfort - 1927
ASHVA Trans. 28 - 163 - 176 and 361 - 384

120 - Iampietro, P.F., E.R. Buskirk, D.E. Bass and B.E. Wech
Effect of food, climate and exercise on rectal temperature during the day
J.Appl. Physiol. 11.349 - 1957

121 - Ivy, A.C.
Quart. Bull. Northw. Univ. med.
Xch. 1944; 18:22 - 32

122 - Irving, L. and J. Krog
Temperature of skin in the arctic as a regulartor of heat
J. appl. physiol 7: 355 - 1955

123 - Irving, L. Noturnal decline in the temperatures of birds in cold we ather
The condor 57:362 - 1955

124 - Itskov, P.I.
Method of measuring temperature in the stomach
Sechenov. Physiol. J. U.S.S.R.
43: 549 - 1957

125 - Ibamoto, K. and Nishi, Y
Thermal Sensation analysis and its application to air conditioning
Bull. Fac. of Eng Hokkaido
Univ. 46, 74 - 121

126 - Jackson, D.C., J.A.J. Stolwijk, J.D. Hardy and S.B.Strom me
Temperature regulation by hypothalamic proporcional con trol with adjustable set points
J.appl. Physiol. 18, 1146-1154
1963

127 - Johnson, R.E.
Am. Rev. Physiol 8: 535 - 1946

128 - Johnson, R.E. and S.Robinson
Contract Cmr.
Report 16, (15 Feb) 1946

129 - Keller, A.D.
Chap. 49 in Temperature - Its measurement and control in science and industry, vol 3, pt 3.
J.D. Hardy, ed. New York, Reinhold Publishing corp.
1963

130 - Keller, A.D. and W.K.Hare
The hypothalamus and heat regulation
Proc.Soc. exp. Biol. (M.Y)
29, 1069 - 1932

131 - Keller and E.B. Mc Claskey
Am. J.Phys. Med 43, 181
1964

132 - Kramer, K. and W. Quen sel.
Pflugers Arch. ges. Physiol. 239, 620
1937

133 - Lewis, W.K.S
The evaporation of a liquid into a gas ASME trans.
44,325-340

134 - Lim, T.P.K. In:
Neural aspects of temperature regulation
Arctic Aeromedical Laboratory
1961

135 - Liebermeister, C.
Arch. Klin Med S 153 - 1871

136 - Machle, W.
Mil. Surg. 95: 98 - 1944

137 - Mckkerslake, D. and T.F. Hatch
Heat: man's exchanges and physiological response
Phvsiol. Rev. vol. 27, 1947
pp 200 - 227

138 - Maclean, K.S., J. Roy
Nav. Med serv 29:31 - 1943

139 - MacDonald, D.K.C. and Wyndham C.H.
Heat transfer in man
J. Appl. Physiol Vol. 3 - p. 352-360
1950

140 - Mc Adams, W.H.
Heat transmission
2nd ed. New York - 1942
Mac Graw-Hill

141 - Mc Nall, P.E., Jaasc, J.,
F.H. Rohles, R.H. Nevins and Springer
Thermal comfort conditions for three levels of activity
ASHRAE trans. vol. 73, pt I sec 3 - 1967

142 - Mendlowitz, M.
The digital circulation
New York: Greene and Stratton
1954

143 - Memo Report of Aero med. hab. Air tech. Serv.
Command - wright Field 3-695 - 49 A - 1945

144 - Missenard, A.
Temperature effective d'une atmosphere . Generalisation- Temperature resultante d'un milieu
Chaleur et industrie, 12 (137)
491 - 498 - 1931

145 - Missenard, A.
Theories et lois nouvelles de l'evaporation
Chaleur et industrie, 15 (170)
129 - 141 - 1934

146 - Mollier, R.
Z. ver. Deustsch Ing.
67, 869 - 872 - 1923

147 - Mon, E.P.
Arch. f. Schiffs. u. Inf. Hyg.
44: 182 - 1940

148 - Morton, T.C.
Trans Roy. Soc. Trop. Med. Hyg
37: 347 - 1944

149 - Nevins, R.G.,F.H. Rohles, W.E. Springer and A.M. Feyerherm
A Temperature - humidity chart for thermal comfort of seated persons.
ASHRAE. trans; vol. 72 - 1966
pt I p. 283

150 - Nelson, N., L.W. Eichna, H.M. Horvath, W.B. Shelley and T.F. Hatch.
J. Clin Investigation, im press

151 - Newburgh, L.H.
Physiology of heat regulation and the science of clothing
Philadelphia, W.B. Saunders Co.
1949

152 - Nielsen, M.
Arch Physiol. 79:193 - 1938

153 - Nishi, T. and Gagge, A.P.
Direct evaluation of convective heat transfer coeffi cient by naph thalene sublimation
In. Press. J. Appl. Physiol.

154 - Ott, T.
Heat center in the brain
J. nerv. ment. Dis.
14, 152 (1887)

155 - Park, C.R. and E.D. Palmes
The regulation of body temperature during fever.
U.S. Army Med. Research lab., Project nº 6-64-12-06
Fort Knox Ky - Oct. 1948

156 - Phronen, P. and E. Aikas
Temperature of the human Dody during rapid alterning
Heating and cooling
Tech Report nº AF-EOAI -63-113.
Inst. Occupational Health,
Helsinki, Finland - 1964

157 - Pennes, H.H
Analysis of tissue and arterial blood temperatures in
the resting human forearm.
J.Appl. Physiol. Vol. 1 - 1948
93 - 122

158 - Petrakis, M.L.
Temperature of human bone marron
J. Appl. Physiol.
4:549 - 1952

159 - Rapp, G.M. Convective mass transfer and the coefficient of evaporative heat loss from human skin.
Chapt 6 in Physiol. and Behavioral temperature regulation. Hardy, J.D. and all. Ed. Thomas, Pube.
Springfield III - 1970

160 - Rautenberg, W., Simon, E. and Thauer, R.
Pflugers Arch. ges. Physiol
1963, 278:337 - 349

161 - Richards, C.H., Stoll, A.M. and Hardy, J.D.
The panradiometer
Rev. Sci. instruments
22, 925 - 930 - 1951

162 - Richet, C:
Pflugers Arch. ges. Physiol.
37, 624 - 1885

163 - Robinson, A., H.L. Taylor and A.Keys.
Am. J. Physiol.
140:321 - 1943

164 - Robinson, S., F.R. Meyer, J.L.
Newton, C.H. Tsao and L.O
Hol Gersen
Relation tetween sweating, cutaneons blood flow, and
body temperature in work.
J. Appl. Physiol. vol 20 - 1965

165 - Rodie, J.C. and J.T. Shepherd
The blood flow through the hand during local heating release of sym pathetic vasomotor tone by indirect heating and a combination of both
J.Physiol. hond 131, 657 - 1956

166 - Rubner, M.
F.Deuticke 1902

167 - Rushmer, R.F.
Constancy of stroke volume in ventricular response to exertion Amer. J. Physiol 196, 745 - 1959

168 - Rushmer, R.F.
Postural effects on the baselines of ventricular performance
Circulation 20, 897 - 1959

169 - Selle, W.A.
Body temperature
Sprangfield, Ill, Charles C. Thomas
1952

170 - Selkurt, E.E.
The renal circulation - vol. II - sect II
Am. Physiol Society 1963

171 - Schaeffer, J.P. and Morris Shuman Anatomy
Philadelphia: The Blakiston Co. - 1942

172 - Scheinberg, P.L.I. Blackburn
M.Rich, and M. Shaw
Effecto of vigorouns physical exercise on cerebral circulation and metabolism
Am. J. Med 16 - 549 - 1954

173 - Scholander, P.F. and J. Krog
Counter conrrent heat exchange and Vascular bundles in sltts
J. Appl. Physiol. 10:405 - 1957

174 - Schroder, J. and E.Voridis
Arch. ges. Physiol 261 - 550
1955

175 - Smith, P.E. and E.W. James II
Human responses to heat stress
Arch environment Heth 9, 332
1964

176 - Stolwijk, J.A.J. and Cunninghan, D.
Nat. Acad. Sci, Nas. 9- 7140 - 1969

177 - Stolwijk, J.A.J and J.D. Ardey J. appl. Physiol
21, 3, 967 - 1966

178 - Sutton, D.J. and McNall, P.E.
Atwo Sphere Radiometer
ASHVE trans 60, 297 - 302
1954

179 - Sundstroem, E.S.
Physiol Rev. 7:320 - 1927

180 - Stenning, J.C.J.Roy Nav.
Med. Serv. 31:129 - 1945

181 - Tanner, J.M.
J.Physiol 115:371 - 390 - 1951

182 - Thauer, R.
Natur wissenschaften 51,73 - 1964

183 - Thaver, R. u. G. Peters
Pflugers Arch ges. Physiol. 239, 483 - 1937

184 - Thron, H.L.
Arch. ges. Physiol. 263 : 109 - 1954

185 - Teichner, W.H.
Assessment of mean body surface temperature
J. Appl. Physiol 12:169 - 1958

186 - Vernon, H.M.
The Globe thermometer Proc.
Inst. of Heating and ventilating engineers 39, p.100

187 - Villablanca, J. and R.D.Myess
Fever produced by micro injection of typhoid vaccine
into hypothalamus of cats
Amer J. Physiol. 208 - 703 - 1965

188 - Wilmer, H.A.
Changes in strutural components of human body fron
six lunar months to maturity
Proc. Soc exp. Biol (N.Y) 53,545 - 1940

189 - Winslow, C-E.A, L.P. Herrington and A.P.Gagge
Am. J. Physiol 116, 669 - 1936

190 - Winslow, C-E. A, A.P. Gagge and L.P. Herrington
Am.J.Physiol 127:505 - 1939

191 - Winslow, C-E.A, L.P. Herrington and A.P. Gagge
Am. J.Physiol 100:1 - 1937

192 - Winslow,C-E.A. and Greenberg, L.
The termo - integrator - a new instrument for the observation of thermal inter change
ASHVE trans. 41 - 149 - 155 - 1935

193 - Winslow, C-E.A: Herrington, L.P. and Gagge, A.P.
Am. J. Hygiene 26,103 - 115 - 1939

194 - Wissler, E.H.
Steady-state temperature distribution in man.
J.Appl. Physiol vol 19 - pp 734 - 740
1961

195 - Wissler, E.H.
In temperature - Its measurement and control in Science and Industry
N.Y. Reinhold 1963 - pp 603 - 612

196 - Wissler, E.H.
Bull. math. Biophys
vol. 26 - pp 147 - 166 - 1964

197 - Wissler , E.H.
Chap 53 p. 603 - N.Y: Reinhold Publ. Corp 1963

198 - Wissler, E.H
A mathematical model of the human thermal system
Chem. Eng. Progr. Symp. Ser. vol. 62 - 1966

199 - Wyndhan, C.H. and A.R. Atkins
An aproach to the solution of the human biothermal problem with the aid of an analog computer in Proc. 3rd Internat Conf. med. Electron. London - 1960

200 - Wydhan, C.H., W.R.D.M. Bourver M.B.Device, H.E.Paterson, and D.K.C.Mac Donald
J.Appl. Physiol vol 5p. 299 - 1952

201 - Wood cock, A.H., Powers J.J, and Breckenridge, J. B. QMR & Dcenter, U.S. Army natick, mass, Tech Report E.P - 30 - 1956

202 - W.V.D.M. Bouwer, M.G.Devine, H.E.Paterson and D.K. C. Mac Donald J. appl. Physiol 5, 299 - 1952

203 - Yaglow, C.P. and Minard, D Control of neat at military training centers - AMA Arch

204 - Yamamoto, H. , M. Masubuchi and Y. Kawashima
Human thermal regulation umpublished res. rep,
Yokahama Univ. Yokahama, Japan, 1968

205 - Yamamoto, H.T. Suzuki, Y. Kawashima and K. Ishikawa

An analog model of body temperature.
Unpublished res. rep,
Inst of Public Health Tokyo, Japan - 1969

BIBLIOGRAFIA DO CAPÍTULO 13

207 - Burton, A.C.
The operating characteristics of the human thermo-regulatory system - 1941
In tempreature its measurement and control in science and industry.
Am. Inst Physics - New York - Reinhold Publ. Corp

108 - Broida, V.
Heat inertia in problems of automatic control of temperature
Pittsburgh: Instruments Publ. Co., Inc., 1950

209 - Lajoy, M.H.
Industrial Automatic Constróls
(3 rd ed) Englewood, N.J.:
Printice - Hall - Inc., 1958

210 - Lawer, H.R., Lesnick, and L.E. Matson
Servo Mechanism Fundamentals
Charlottesville, Va,:
McGraw Hill Boo, Col, Inc, 1947

211 - Rhodes, T.J.
Industrial Instrument for Measurenment and Control
New York: McGraw-Hill Book Co., Inc., 1941

212 - Gunther G. Hodgson
Fisiologia integrativa
Ediciones de la Universidade de Chile - 1970

INDICE

	Página
Sumário	6
Introdução	7
Capítulo 1 - Aspectos Fisiológicos da Distribuição da Temperatura no Corpo Humano,.....	9
1.1 - Introdução	10
1.2 - Temperatura normal do corpo	11
1.3 - Classificação da temperatura	16
1.4 - Temperaura interna ou central	16
1.5 - Distribuição da temperatura interna ou central ...	19
1.6 - Temperatura Superficial	22
1.7 - Temperatura média do corpo	24
Capítulo 2 - Troca de Calor como o Meio Ambiente	28
2.1 - Introdução	29
2.2 - Convecção	29
2.2.1-Efeito resfriante do vento	31
2.3 - Evaporação	33
2.4 - Irradiação	37
2.5 - Condução	42
Capítulo 3 - Transferencia de Calor Interna ao Corpo....	43
3.1 - Introdução	44
3.2 - Sistema isolante do corpo	44
3.3 - Fluxo de sangue,.....	44
3.4 - Corrente sanguineo	45
3.5 - Relação entre fluxo e troca de calor	45
3.6 - Fluxo de calor contracorrente	46
3.7 - Controle de transferencia de calor	47
3.8 - Minimização das diferenças de temperaturas internas do corpo	47

Página

3.7 - Controle da Transferencia de calor 47
3.8 - Minimização das diferenças de temperaturas internas do corpo 47
3.9 - Troca de calor devido a contracorrente entre os grandes vasos Sanguíneos 48

Capítulo 4 - Dados da Engenharia para o Conforto Térmico 50

4.1 - Introdução 51
4.2 - Instrumentos da engenharia para o conforto termico 52
4.3 - Calorimetria fracional 54
4.4 - Conclusões 55

Capítulo 5 - Conforto Térmico 56

5.1 - Introdução 57
5.2 - Adaptação do organismo humano 57
5.3 - Zona do conforto térmico 58
5.4 - Climatização artificial 59

Capítulo 6 - Regulação Térmica 61

6.1 - Introdução 62
6.2 - Metabolismo basal 62
6.3 - Equilíbrio homeotermico 63
6.4 - Calor produzido 64
6.5 - Calor emitido 65
6.6 - Calor Sensível 65
6.7 - Efeito da roupa sobre a transmissão de calor 65
6.8 - Relação entre calor sensível e calor produzido .. 66
6.9 - Elevação da temperatura interna 67
6.10- Calor latente 68
6.11- Influencia da capacidade evaporativa na emissão de calor latente 69

Página

6.12 - Coeficiente de transmissão de calor latente e sensivel 72
6.13 - Considerações sobre o coeficiente de transmissão de calor latente (B) 72

Capítulo 7 - Sensação Térmica 75

7.1 - Introdução 76
7.2 - Influencia da umidade sobre a sensação térmica . 76
7.3 - Entermação 77
7.4 - Influencia da agitação do ar na sensação térmica 77
7.5 - Equivalencia de sensação térmica 80
7.6 - Temperatura efetiva 80
7.7 - Carta psicrométrica 83
7.8 - Utilização da temperatura efetiva e carta psicrométrica 84
7.9 - Indice de sensação térmica (conforto térmico) .. 87
7.10 - Conclusões do capítulo 6 e 7 88

Capítulo 8 - Modelo Matemático do Estado Estacionário para um Elemento Simples do Corpo 90

8.1 - Introdução 91
8.2 - Condições de modelo 91
8.3 - Equação de equilíbrio térmico 91
8.4 - Condições de contorno 92
8.5 - Taxa de transferencia de calor do sangue para os tecidos 93
8.6 - Resolução da equação do equilíbrio térmico 95
8.7 - Conclusão 96

Capítulo 9 - Modelo Matemático do Estado Estacionário para o Corpo Humano Inteiro 97

9.1 - Modelo de Wissler 98
9.2 - Equilíbrio termico 100

Página

9.3 - Analise do problema 100
9.4 - Condições de modelo 101
9.5 - Equação do equilíbrio de calor 101
9.6 - Coeficiente de troca de calor 102
9.7 - Coeficiente de irradiação 103
9.8 - Coeficiente de convecção 104
9.9 - Coeficiente de evaporação 106
9.10 - Perda de calor pelo sistema respiratório 107
9.11 - Considerações sobre equilíbrio térmico 108
9.12 - Solução das equações 109
9.13 - Conclusão 112

Capítulo 10 - Modelo Matemático do Estado Variável para um Único Elemento do Corpo 113

10.1 - Introdução 114
10.2 - Considerações matemáticas 114
10.3 - Equação de equilíbrio térmico 115
10.4 - Coeficientes de troca de calor 116
10.4.1- Irradiação 116
10.4.2- Convecção 117
10.4.3- Evaporação 119
10.5 - Máxima capacidade evaporativa 120
10.6 - Menos do que a maxima evaporação 120
10.7 - Limites superiores da capacidade evaporativa ... 122
10.8 - Considerações sobre equilíbrio térmico 123
10.9 - Desenvolvimento do modelo de Machle e Hatch 125
10.10 - Conclusão 127

Capítulo 11 - Modelo Matemático do Estado Transitório para o Corpo Inteiro 128

11.1 - Introdução 129
11.2 - Sistema Passivo (Descrição grosseira do modelo). 129

Página

11.3 - Volume, Área Superficial, Raio e Comprimento do corpo humano 131
11.4 - Massas e Dimensões dos Compartimentos do Corpo Humano 132
11.4.1- Considerações sobre a transferencia de calor .. 133
11.5 - Condutancia dos Compartimentos 134
11.6 - Massa Efetiva e Capacitancia térmica dos Compartimentos 135
11.7 - Transporte de calor convectivo 136
11.8 - Distribuição total do fluxo sanguíneo 138
11.9 - Fatores que Influenciam o Fluxo sanguíneo 142
11.10 - Equações do Equilíbrio térmico 143
11.11 - Equação do Equilíbrio Térmico do cérebro 143
11.12 - Equação do Equilíbrio Térmico da Cabeça Superficial 144
11.13 - Equação do Equilíbrio Térmico do Centro das Extremidades 145
11.14 - Equação do Equilibrio Térmico para as Extremidades da Pele 146
11.15 - Equação de Equilíbrio Térmico do Centro do Tronco 147
11.16 - Equação do Equilíbrio Térmico dos Musculos do Tronco 148
11.17 - Equação do Equilíbrio para a Pele do tronco ... 149
11.18 - Equação de Equilíbrio Térmico para o comparti - mento sanguíneo 149
11.19 - Conclusões 154
Capítulo 12 - Outros modelos matemáticos 155
12.1 - Modelo de Kerslake e Waddel 156
12.2 - Modelo de Crosbie e outros 157
12.3 - Modelo de Wyndhan e Atkins 157

Página

12.4 - Primeiro Modelo de Wissler para o Estado Transitório 162
12.5 - Segundo Modelo de Wissler para o Estado Transitório 167
Capítulo 13 - Considerações Gerais Acerca do Sistema Termoregulador 174
13.1 - Introdução 175
13.2 - Regulação de temperatura 175
13.3 - Controladores Aberto-fechado (on-off) 180
13.4 - Controladores proporcionais contínuos 182
13.5 - Controle integral 184
13.6 - Controle diferencial 185
13.7 - Relação entrada - saída 188
13.8 - Regulação da temperatura corpórea 189
13.9 - Os sensores que entram no processo dos termoreceptores 189
13.10 - Aplicação do mecanismo da termoregulação no modelo de Stolwyk e Hardy 192
13.11 - Considerações gerais sobre os elementos básicos da termoregulação 197
13.12 - Mecanismo da termoregulação 197

Bibliografia 201
Indice 219

EFEI - BIBLIOTECA MAUÁ
8200031
NÃO DANIFIQUE ESTA ETIQUETA