

MODELO TERMODINÂMICO PARA APLICAÇÕES CLÍNICAS DE RESFRIAMENTO CRANIANO EM RECÉM-NASCIDOS: “COOL CAP” (BONÉ FRIO)

André Nozomu Sadoyama Barrios, andrenozomu@gmail.com¹

Fabiano Pagliosa Branco, pagliosa@gmail.com¹

Vitor César Fernandes, vitorfernandes77@hotmail.com¹

Mauro Conti Pereira, maurocp@gmail.com¹

Durval Batista Palhares, durbapa@terra.com.br²

Marco Hiroshi Naka, marco.naka@ucdb.br¹

¹UCDB - Universidade Católica Dom Bosco, Av. Tamandaré, 6000. Jardim Seminário, CEP 79117-900. Campo Grande – MS.

²UFMS – Universidade Federal de Mato Grosso do Sul, Cidade Universitária. Bairro Universitário, CEP 79070-900. Campo Grande – MS.

Resumo: *O cool cap (boné frio) é um equipamento utilizado em hipotermia localizada em recém-nascidos. O uso deste tipo de equipamento é recente e ainda requer estudos e pesquisas que comprovem a sua eficácia na redução de seqüelas em asfixia perinatal. O princípio de funcionamento baseia-se na redução do metabolismo cerebral devido ao resfriamento da cabeça do recém-nascido, diminuindo a necessidade de oxigenação, e conseqüentemente, reduzindo os danos cerebrais decorrentes da asfixia. O desenvolvimento de um dispositivo que permita o resfriamento craniano em recém-nascidos com problemas de asfixia possibilitaria a avaliação dessa técnica como instrumento clínico. Para este fim, a modelagem termodinâmica da caixa craniana de recém-nascidos torna-se fundamental para o projeto de sistemas de resfriamento cerebral. Com a carga térmica determinada para deixar a temperatura cerebral em torno de 34 a 35° C (faixa de temperatura ideal para se obter algum resultado eficaz segundo alguns autores), seria possível o correto dimensionamento do sistema de resfriamento do cool cap. Um método desenvolvido por Sukstanskii e Yablonskiy foi adotado neste trabalho. Este método considera que a distribuição da temperatura do cérebro é uma função de parâmetros internos e externos, como a temperatura do sangue arterial de entrada, fluxo de sangue, taxa de consumo de oxigênio, temperatura ambiente e calor trocado com o ambiente. O sistema de tecidos adotado para a representação da cabeça humana é dividido em camadas: cérebro, líquido cefalorraquidiano, crânio e o couro cabeludo. O método foi adaptado para aplicações em recém-nascidos, visto que a estrutura e as dimensões do crânio são totalmente diferentes da de um adulto, que foi considerado no modelo de Sukstanskii e Yablonskiy. Os resultados obtidos permitiram um correto dimensionamento do sistema de resfriamento a ser projetado e adotado no cool cap e uma discussão dos parâmetros adotados, bem como dos resultados, é feita neste trabalho.*

Palavras-chave: *cool cap, modelagem termodinâmica, resfriamento cerebral, asfixia perinatal.*

1. INTRODUÇÃO

Os *cool caps* (do inglês, bonés frios) são utilizados para o resfriamento da caixa craniana, com o intuito de reduzir o metabolismo cerebral em casos de falta de oxigenação do paciente. O princípio básico de aplicação desses equipamentos reside no fato de que danos ou sequelas cerebrais, devido à falta de oxigenação, poderiam ser minimizados com a redução do metabolismo cerebral. Em alguns países, como nos Estados Unidos, já existem *cool caps* disponíveis comercialmente. Grande parte dos modelos de *cool caps* é de dimensões reduzidas, mas são conectados a equipamentos de grande porte, que tem a finalidade de realizar o resfriamento do sistema, geralmente, baseado na circulação de um fluido refrigerante.

O alvo de aplicação do *cool cap* é em recém-nascidos que sofreram asfixia perinatal durante o trabalho de parto, visto que foram observadas algumas significativas melhoras em alguns casos com a aplicação da hipotermia localizada (Eicher et al, 2005; Pearlman, 2005). Ou seja, o *cool cap* funciona como se fosse um instrumento de primeiro socorro em uma situação de emergência durante o trabalho de parto. Outras evidências têm sugerido que a aplicação da hipotermia localizada depende do grau de severidade dos danos já presentes no recém-nascido (Gluckman et al, 2005), sendo que em casos mais severos, as melhorias e a eficácia da hipotermia são reduzidas.

As dimensões e a estrutura da caixa craniana são um obstáculo para um adequado resfriamento cerebral. A espessura dos tecidos que separam a superfície da cabeça até o cérebro tem uma importância fundamental na troca de calor para realizar a hipotermia localizada. No caso dos recém-nascidos, este problema é minimizado devido às dimensões reduzidas na espessura dos tecidos. Outra vantagem no caso dos recém-nascidos é a existência de lacunas na caixa craniana, também conhecida como moleira, a qual permitiria uma troca de calor mais eficiente entre a superfície da cabeça e o cérebro. Já no caso de adultos, devido a maiores dimensões e a ausência dessas lacunas, o processo de resfriamento requereria um temperatura muito baixa na superfície da cabeça para se atingir uma temperatura adequada para reduzir o metabolismo cerebral. De acordo com Geng et al (2006), a temperatura inferior limite que a pele humana pode suportar é de 15° C. Essas restrições dimensionais e estruturais justificam a aplicação apenas em recém-nascidos.

Entretanto, é importante ressaltar que a eficiência do resfriamento craniano como uma forma de tratamento clínico ainda não foi totalmente comprovada. Há muita controvérsia acerca da eficácia da hipotermia craniana como forma de tratamento clínico (Barks, 2008). Inclusive, baseado em evidências recentes, Hoehn et al (2008) tem sugerido uma revisão nas normas de aplicação da hipotermia localizada como forma de tratamento em recém-nascidos com encefalopatia. Desta forma, a hipotermia localizada ainda requer uma série de testes para validar sua eficiência clínica. É preciso também avaliar a utilidade dos *cool caps*, bem como avaliar melhor os parâmetros de resfriamento (taxa, tempo e intensidade).

O desenvolvimento e o estudo de *cool caps* é um campo ainda pouco explorado que merece uma atenção especial. Em vista disto, este trabalho propõe em um primeiro momento, o estudo e a elaboração de um modelo termodinâmico que permita dimensionar um *cool cap*. Próximos passos incluem a fabricação de um *cool cap* e testes clínicos para validação de sua eficácia.

Para a realização deste trabalho, formou-se uma equipe multidisciplinar, composta por pesquisadores e discentes do departamento de Engenharia Mecatrônica e Mecânica da Universidade Católica Dom Bosco (UCDB), e pesquisadores do Departamento de Medicina da Universidade Federal do Mato Grosso do Sul (UFMS).

2. MODELO TERMODINÂMICO

2.1. Equacionamento da distribuição de temperatura

A equação da biotransferência de calor formulada por Pennes é a mais comumente usada quando se trata da distribuição de temperatura em organismos vivos. Esta equação tem sido utilizada em diversos estudos, que vão desde a variação da temperatura na língua (Kai et al, 2004) e em várias partes do corpo humano (Ferreira e Yanagihara, 2009).

No próprio trabalho de Ferreira e Yanagihara (2009), pode-se encontrar um estudo sobre a distribuição de temperatura na cabeça. Neste método, foram utilizados cilindros com seção transversal elíptica para representar de uma melhor forma a geometria do corpo humano. O estudo baseou-se na teoria de que o sistema térmico humano é composto da termorregulação e do sistema passivo. A termorregulação está relacionada com as respostas fisiológicas como, por exemplo, o suor. O sistema passivo inclui a condução de calor dentro do corpo, a transferência de calor por convecção devido ao fluxo de sangue, e a transferência de calor entre o corpo e o ambiente. Este método por utilizar um sistema da cabeça com seção transversal elíptica e por ser um estudo que considerou tecidos de uma forma mais completa de um modelo craniano, representou uma resolução matemática pesada, dificultando assim a reprodução desse sistema.

Outro trabalho, de Van Leeuwen et al (2000), também faz o uso da equação de Pennes e o escopo é o mesmo do presente trabalho, ou seja, analisar a temperatura no cérebro de recém-nascidos com técnicas de hipotermia localizada. Os resultados foram apresentados sem uma descrição detalhada na parte dos cálculos e os mesmos serão discutidos juntamente com os resultados obtidos neste trabalho mais adiante.

O método desenvolvido no trabalho de Sukstanskii e Yablonskiy (2004) também é baseado na equação do biocalor proposto por Pennes. Sua abordagem considera a distribuição da temperatura do cérebro como uma função de parâmetros internos e externos, como a temperatura do sangue arterial de entrada, fluxo de sangue, taxa de consumo de oxigênio, temperatura ambiente e calor trocado com o ambiente. Uma das vantagens deste método é que ele permite a avaliação das mudanças de temperatura do cérebro sob a influência de parâmetros de entrada mensuráveis, o que não ocorre, por exemplo, em um trabalho semelhante, o de Nelson e Nunneley (1998).

O sistema de tecidos adotado para a representação da cabeça humana na abordagem de Sukstanskii e Yablonskiy (2004) foi: cérebro, líquido cefalorraquidiano (LCR), crânio e o couro cabeludo, conforme observado na Fig. (1).

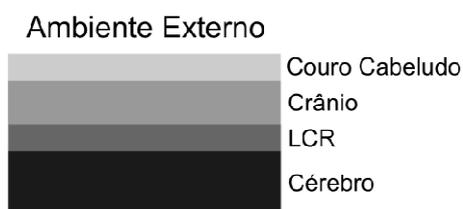


Figura 1. Camadas entre o cérebro e o ambiente externo.

A distribuição da temperatura nestas regiões, $T_j(r)$ ($j=0,1,2,3$ corresponde ao cérebro, líquido cefalorraquidiano, crânio e couro cabeludo, respectivamente) pode ser encontrada como uma solução de um conjunto de equações estáticas de biocalor (Eq. 1.a a 1.d):

$$\alpha_0 \nabla^2 T_0 - \rho_s c_s w_0 (T_0 - T_{a0}) + q_0 = 0 \quad (1.a)$$

$$\nabla^2 T_1 = 0 \quad (1.b)$$

$$\nabla^2 T_2 = 0 \quad (1.c)$$

$$\alpha_3 \nabla^2 T_3 - \rho_s c_s w_3 (T_3 - T_{a3}) + q_3 = 0 \quad (1.d)$$

Onde α_j , w_j , T_{aj} , q_j (para $j = 0, 1, 2$ ou 3) são a condutividade térmica, o fluxo de sangue, a temperatura do sangue arterial e a taxa de produção de calor metabólico na região j correspondente, respectivamente; ρ_s e c_s são a densidade e o calor específico do sangue.

No LCR, o fluxo de sangue e a produção do calor metabólico são obviamente ausentes. Semelhantemente, essas quantidades são muito pequenas e pode ser desprezadas para o crânio. Também, assumiu-se que a temperatura do sangue arterial é constante através do cérebro.

Conforme é mostrado por Yablonskiy et al. (2000), se os efeitos superficiais são ignorados, a distribuição de temperatura no cérebro é uniforme com temperatura cerebral como mostra a Eq. (2.a) e (2.b):

$$T_s = T_{a0} - T_{m0} \quad (2.a)$$

$$T_{m0} = \frac{q_{m0}}{\rho_s c_s w_0} = 0,9 \zeta_0 [^\circ\text{C}] \quad (2.b)$$

Onde T_{m0} é o aumento da temperatura devido à produção de calor metabólico e ζ_0 é a fração de extração de oxigênio (FEO).

Para a resolução das equações da distribuição de temperatura, condições de contorno são dadas para as soluções das Eqs. (1.a a 1.d) nas interfaces cérebro/LCR (Eq 3.a), LCR/crânio (Eq 3.b), crânio/couro cabeludo (Eq 3.c) e na superfície da cabeça (couro cabeludo/ar ou equipamento de resfriamento) (Eq 3.d):

$$T_0(0) = T_1(0), \quad \alpha_0 T'_0(0) = \alpha_1 T'_1(0) \quad (3.a)$$

$$T_1(d_1) = T_2(d_1), \quad \alpha_1 T'_1(d_1) = \alpha_2 T'_2(d_1) \quad (3.b)$$

$$T_2(d_1 + d_2) = T_3(d_1 + d_2), \quad \alpha_2 T'_2(d_1 + d_2) = \alpha_3 T'_3(d_1 + d_2) \quad (3.c)$$

$$-\alpha_3 T'_3(d) = h(T_3(d) - T_e) + q_{ev} \quad (3.d)$$

Onde h é o coeficiente de transferência de calor e q_{ev} é o termo evaporativo.

A Eq. (3.d) foi modificada e o termo evaporativo foi eliminado, tendo em vista que a superfície do couro cabeludo não ficará em contato com ar, mas sim, com o equipamento de resfriamento craniano, o *cool cap*. Ou seja, a evaporação e a condução de calor por convecção são substituídos pela carga térmica do *cool cap*, em regime estacionário, de forma a manter constante a temperatura na superfície do couro cabeludo. Portanto, busca-se neste trabalho, apenas o cálculo do valor da temperatura do couro cabeludo para alcançar a temperatura desejada na superfície do cérebro (34 a 35°C).

As soluções para o conjunto de Eqs. (1) são expressas nas Eqs. (4), que podem ser substituídas pelas condições de contorno, com o intuito de definir as equações de distribuição de temperatura.

$$T_0(x) = T_{a0} + T_{m0} + A_0 \exp(\kappa_0 x) \quad (4.a)$$

$$T_1(x) = A_1 x + B_1 \quad (4.b)$$

$$T_2(x) = A_2 x + B_2 \quad (4.c)$$

$$T_3(x) = T_{a3} + T_{m3} + A_3 \exp(\kappa_3 x) + B_3 \exp(-\kappa_3 x) \quad (4.d)$$

Onde κ_j ($j = 0$ a 3) é determinado pela Eq. (5):

$$\kappa_j = (\rho_s c_s w_j / \alpha_j)^{1/2} \quad (5)$$

A variável x corresponde à espessura de cada camada correspondente e as constantes A_0 , A_1 , A_2 , A_3 , B_1 , B_2 e B_3 são as incógnitas que devem ser encontradas para a determinação das equações da distribuição de calor em cada camada

2.2. Parâmetros antropométricos e térmicos

No método de Sukstanskii e Yablonskiy (2004), foi considerada a cabeça de um adulto normal nas simulações. Neste presente trabalho, é necessário considerar a cabeça de um recém-nascido. Isto implica em uma série de mudanças nos parâmetros dimensionais (antropométricos) e térmicos.

Primeiramente, na Tab. (1) são listados os parâmetros de simulação associados às propriedades térmicas dos tecidos que envolvem o cérebro, inclusive este último. Além disto, a presença da fontanela, conhecida popularmente como moleira, gera uma diferença estrutural relevante a ser considerada, pois ela altera a área superficial da cartilagem.

Tabela 1. Parâmetros para simulação, respectivamente: densidade (ρ), calor específico (c), condutividade térmica (k), metabolismo basal (q) e perfusão (w_s). As propriedades térmicas foram obtidas de Van Leeuwen et al (2000), com exceção as do sangue que foram obtidas de Ferreira e Yanagihara, 2009.

Tecido (Material)	ρ (kg/m ³)	c (J/kg K)	k (W/m K)	q (W/m ³)	w_s (kg/m ³ s)
Pele	1070	3662	0,34	1800	1,80
Ossos (Crânio)	1520	1590	0,65	0	0,06
LCR	1000	3800	0,50	0	0,00
Cérebro	1030	3643	0,54	5370	5,37
Sangue	1059	3850	-	-	-

De acordo com o trabalho de Siegfried (1998), a espessura da pele de um recém-nascido é, em média, igual a 40 a 60% da espessura da pele de um adulto. Considerando que a espessura média da pele do couro cabeludo de um adulto é de 3,0 mm (Sukstanskiy e Yablonskiy, 2004), tem-se que a espessura da pele do couro cabeludo de um recém-nascido é de aproximadamente 1,5 mm. Assumindo o mesmo raciocínio para o LCR, tem-se que a espessura do LCR para um recém-nascido é de aproximadamente 1,0 mm (2,0 mm em um adulto). Já a espessura do crânio foi dada por ser em torno de 1,3 mm (Wang et al, 2008).

Para a definição da área superficial da cartilagem, foram usadas as dimensões cranianas mencionadas no trabalho de Mota et al (2004). Na Fig. (2) são representados os parâmetros dimensionais, enquanto que na Tab. (2) são listados os valores de cada parâmetro em milímetros. De posse desses dados, foi construído um modelo tridimensional com o software AutoCAD 2007, e com o mesmo programa, calculou-se a área superficial da parte da cabeça em contato com o *cool cap*.

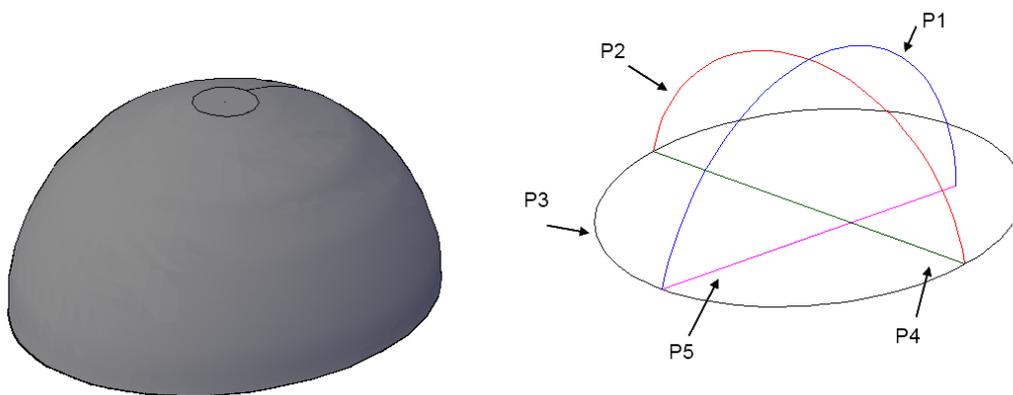


Figura 2. Modelo tridimensional da caixa craniana em contato com o *cool cap*.

Tabela 2. Valores dimensionais das variáveis representadas na Fig. (2). Os dados foram baseados nos trabalhos de Mota et al (2004) e Pereira et al (2008).

Parâmetro	Perímetro ou comprimento (mm)
P1	201,53
P2	200,00
P3	409,02
P4	119,00
P5	139,00

O valor calculado da área de contato foi de aproximadamente 40560 mm². Este parâmetro é fundamental para o cálculo posterior da carga térmica necessária para realizar o resfriamento cerebral baseado na terapia com *cool cap*. Aproximando este valor para a área superficial do crânio e considerando que a fontanela (moleira) tem uma área de aproximadamente 540 mm² (Davis et al, 1975), pode-se estimar que a região superficial do crânio é formada em torno de 13,3 % de fontanela e o restante de cartilagem. Este dado é muito importante no modelo termodinâmico e será usado na comparação da simulação com a presença ou não da fontanela.

2.3. Simulação Computacional

Para a simulação foi usado o programa computacional *Matlab* (Mathworks®). As Eqs. (4) foram substituídas nas condições de contorno (Eqs. 3), onde obteve-se um sistema linear de sete equações e sete incógnitas ($A_0, A_1, A_2, A_3, B_1, B_2$ e B_3). Com isso teve-se a solução das equações de distribuição, pela determinação das incógnitas. Então a temperatura em cada camada da cabeça foi determinada e a carga térmica que será necessária pode ser estimada para um processo de resfriamento através do *cool cap*.

Foram feitas simulações para diferentes temperaturas na superfície do cérebro até alcançar o valor entre 34 a 35°C, que corresponde a uma temperatura suave (*mild*) em termos de aplicação da hipotermia localizada (Gluckman et al, 2005; Battin et al, 2003). Os parâmetros térmicos são aqueles discutidos na seção anterior e apresentados na Tab. (1).

A forma de solucionar o sistema de equações é bem simples, apesar de ser trabalhosa devido ao grande número de incógnitas e equações (sete). Foi feita uma simulação dos resultados em função de cada camada e para a presença ou ausência da fontanela (moleira). A carga térmica necessária a ser aplicada na superfície da cabeça de um recém-nascido para o resfriamento cerebral foi também estimada.

3. RESULTADOS

Os gráficos apresentados na Fig. (3) e Fig. (4) representam a distribuição de temperatura ao longo do cérebro até a superfície, isto é, o couro cabeludo, em um recém-nascido e um adulto, respectivamente.

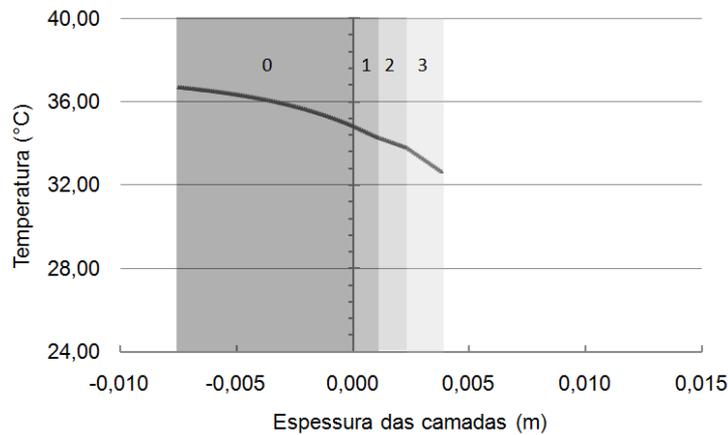


Figura 3. Distribuição da temperatura na cabeça de um recém-nascido, onde 0 a 3 são, respectivamente, cérebro, LCR, crânio e couro cabeludo.

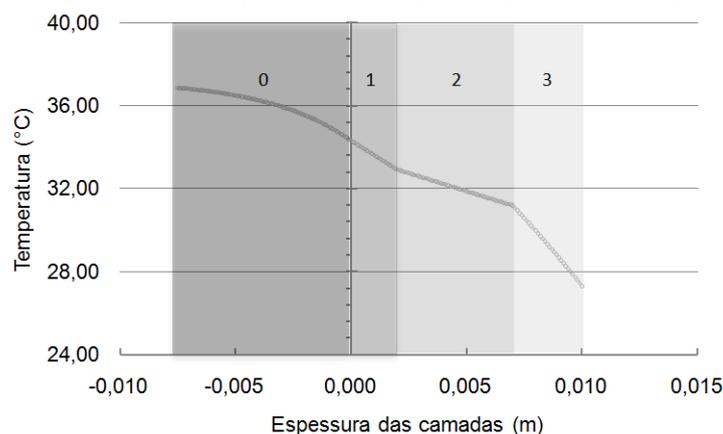


Figura 4. Distribuição da temperatura na cabeça de um adulto, onde 0 a 3 são, respectivamente, cérebro, LCR, crânio e couro cabeludo.

Em ambos os casos, foram desconsiderados a presença da moleira. Todavia, foi feita uma simulação onde a moleira ocupava 13,3% da área superficial do crânio, mas observou-se que a maior variação foi de $-0,1^{\circ}\text{C}$ em relação ao modelo sem moleira, o que demonstrou ser irrelevante tal consideração. É válido ressaltar que a diferença de escala na espessura das camadas deve-se tão somente ao fato das diferenças dimensionais das cabeças de um recém-nascido e de

um adulto. Para a simulação da distribuição de temperatura da cabeça de um adulto foram utilizados os parâmetros do trabalho de Sukstanskii e Yablonskiy (2004).

4. DISCUSSÃO E CONCLUSÃO

Os resultados obtidos neste trabalho demonstram que é possível atingir-se a temperatura necessária para um tratamento suave de hipotermia localizada craniana (entre 34 a 35°C) em um recém-nascido. Uma temperatura na pele do couro cabeludo de 32,68°C resulta numa temperatura na superfície cerebral de 34,86°C (nos gráficos das Fig. (3) e Fig (4), a superfície cerebral é a interface entre as regiões 0 e 1, ou a linha do eixo y quando x é igual a zero). No caso de um adulto, para uma temperatura na superfície cerebral de 34,06°C, obteve-se uma temperatura no couro cabeludo de 27,30°C.

Observa-se uma grande diferença nos resultados entre os modelos de uma cabeça de um adulto e de um recém-nascido. Metabolismo basal, condutividade térmica dos tecidos e as dimensões das camadas influenciaram significativamente essas diferenças, o que demonstra a dificuldade em se obter resultados clínicos de hipotermia localizada mais efetivos em adultos.

Entretanto, é válido ressaltar que a temperatura no centro do cérebro gira em torno de 37°C devido ao metabolismo basal e a componente de perfusão do sangue. Sukstanskii e Yablonskiy (2004) sugeriram que a única forma de se reduzir efetivamente a temperatura no centro do cérebro seria alterar o fluxo sanguíneo ou a temperatura do sangue. Este fato tem motivado uma ênfase maior no desenvolvimento de técnicas que envolvam o resfriamento de todo o corpo (Shankaran et al, 2009), visto que ele gera uma redução significativa na temperatura do sangue arterial.

Outro importante aspecto que deve ser considerado é o fato de que foi desprezada a interação do couro cabeludo com o ambiente externo neste trabalho. Esta interação dependerá do sistema de resfriamento craniano a ser aplicado sobre a cabeça do recém-nascido. Mas como o valor da temperatura na pele do couro cabeludo para atingir a temperatura desejada na superfície cerebral já foi estimado, pode-se determinar a carga térmica em função da área superficial da cabeça (dado já obtido neste trabalho) e dos dados do sistema de resfriamento.

No trabalho de Van Leeuwen et al (2000) é destacado o fato de que a temperatura nas regiões mais profundas do cérebro não sofrem alterações significativas, o que implica na necessidade de um resfriamento mais abrupto, ou seja, o resfriamento de todo corpo do recém-nascido. Em suas simulações baseadas em parâmetros dimensionais obtidos por imagens de ressonâncias magnéticas, foram alteradas algumas variáveis, como redução da perfusão e do metabolismo. Entretanto, os resultados demonstraram poucas alterações nas regiões mais profundas dos cérebros.

Apesar de aparentemente parecer impossível obter o resfriamento do cérebro, alguns trabalhos que envolvem um resfriamento menos severo tem apresentados resultados positivos para tratamento de asfixia perinatal. No trabalho de Ancora et al (2008), foi avaliado o efeito de um *cool cap* no nível de oxigenação do cérebro e no fluxo de sangue, através de espectroscopia no infravermelho próximo. Os resultados foram favoráveis e demonstraram um efeito positivo no uso do *cool cap*.

Um dos próximos passos deste trabalho é o correto dimensionamento de um sistema de refrigeração a ser incorporado na construção de um *cool cap* para testes clínicos, visto que a eficácia da hipotermia localizada ainda precisa ser comprovada com uma maior quantidade de resultados clínicos.

5. AGRADECIMENTOS

Os autores agradecem ao CNPq pelo suporte financeiro em forma de bolsas de iniciação científica e ao PIBIC-UCDB, pelas bolsas acadêmicas e o suporte financeiro com materiais de custeio para este projeto.

6. REFERÊNCIAS

- Barks, J.D.E., 2008, "Current controversies in hypothermic neuroprotection", Seminars in Fetal & Neonatal Medicine, Vol. 13, pp. 30-34.
- Battin, M.R., Penrice, J., Gunn, T.R. and Gunn, A.J., 2003, "Treatment of term infants with head cooling and mild systemic hypothermia (35.0°C and 34.5°C) after perinatal asphyxia", Pediatrics, Vol. 111, pp. 244-251.
- Davis, D.P., Ansari, B.M. and Cooke T.J., 1975, "Anterior fontanelle size in the neonate", Archives of Diseases in Childhood: Fetal and Neonatal, Vol. 50(1), pp. 81-83.
- Eicher, D.J., Wagner, C.L., Katikaneni L.P., Hulsey T.C., Bass, W.T., Kaufman, D.A., Horgan, M.J., Languani, S., Bhatia, J.J., Givelichian, L.M., Sankaran, K. and Yager, J.Y., 2005, "Moderate Hypothermia in Neonatal Encephalopathy: Efficacy Outcomes", Pediatric Neurology, Vol. 32, no. 1, pp. 11-17.
- Ferreira, M.S. and Yanagihara, J.I., 2009, "A transient three-dimensional heat transfer model of the human body", International Communications in Heat and Mass Transfer, Vol. 36, pp. 718-724.
- Geng, Q., Holmer, I., Hartog, D.E.A., Havenith, G., Jay, O., Malchaire, J., Piette, A., Rintamaki, H. and Rissanen, S., 2006, "Temperature limit values for touching cold surfaces with the fingertip", The Annals of Occupational Hygiene, Vol. 50(8), pp. 851-862.
- Gluckman, P.D., Wyatt, J.S., Azzopardi, D., Ballard, R., Edwards, A.D., Ferriero, D.M., Polin, R.A., Robertson, C.M., Thoresen, M., Whitelaw A. and Gunn, A.J., 2005, "Selective head cooling with mild systemic hypothermia after neonatal encephalopathy: multicentre randomized trial", Lancet, Vol. 365, pp. 663-70.

- Hoehn, T., Hansmann G., Bühner C., Simbruner G., Gunn A.J., Yager J., Levene M., Hamrick S.E.G., Shankaran S. and Thoresen, M., 2008, "Therapeutic hypothermia in neonates. Review of current clinical data, ILCOR recommendations and suggestions for implementation in neonatal intensive care units", *Resuscitation*, Vol. 78, pp.7-12.
- Kai, Z., Yan, Z., Ruiqiu, C., Yufeng, Z., Zhihao, J., Boli, Z. and Yi, W., 2007, "Heat transfer modeling of the tongue", *Journal of Thermal Biology*, Vol 32 (2), pp. 97-101.
- Mota, M., Melo, A., Burak, C., Daltro, C., Rodrigues, B., Lucena, R., 2004, "Antropometria craniana de recém-nascidos normais", *Arquivos de Neuropsiquiatria*, Vol. 62(3-A), pp. 626-629.
- Nelson, D.A. and Nunneley, S.S., 1998, "Brain temperature and limits on transcranial cooling in humans: quantitative modeling results", *Eur. J. Appl. Physiol*, Vol. 78, pp. 353-359.
- Pereira, I.M.R.Barros Filho, A.A., Alvares, B.R. and Palomari, E.T. , 2008, "Radiological determination of cranial size and index by measurement of skull diameters in a population of children in Brazil", *Radiol Bras*, Vol.41 (4), pp. 229-234.
- Perlman, J., 2005, "Induced hypothermia: A novel neuroprotective treatment of neonatal encephalopathy after intrapartum hypoxia-ischemia", *Current Treatment Options in Neurology*, Vol. 7 (6), pp. 451-8.
- Shankaran, S., Lupton, A.R., Ehrenkranz, R.A., Tyson, J.E. , McDonald, S.A., Donovan, E.F., Fanaroff, A.A. , Poole, W.K., Wright, L.L., Higgins, R.D., Finer, N.N., Carlo, W.A., Duara, S., Oh, W., Cotten, C.M., Stevenson, D.K., Stoll, B.J., Lemons, J.A., Guillet, R. and Jobe, A.H., 2005, "Whole-body hypothermia for neonates with hypoxic-ischemic encephalopathy", *The New England Journal of Medicine*, Vol. 353, pp. 1574-1584.
- Siegfried, E.C., 1998, "Neonatal skin and skin care", *Pediatric Dermatology*, Vol. 16 (3), pp. 437-446.
- Sukstanskii, A.L. and Yablonskiy, D.A., 2004, "An analytical model of temperature regulation in human head", *Journal of Thermal Biology*, Vol. 29, pp. 583-587.
- Van Leeuwen, G.M.J., Hand, J.W., Lagenduk, J.J.W., Azzopardi, D.V. and Edwards, A.D., 2000, "Numerical modeling of temperature distribution within the natal head", *Pediatr. Res.*, Vol. 48, pp. 351-356.
- Wang, X., Chamberland, D.L. and Xi, G., 2008, "Noninvasive reflection mode photoacoustic imaging through infant skull toward imaging of neonatal brains", *Journal of Neuroscience Methods*, Vol. 168, pp. 412-421.
- Yablonskiy, D.A., Ackerman, J.J.H., Raichle, M.E., 2000, "Coupling between changes in human brain temperature and oxidative metabolism during prolonged visual stimulation", *PNAS*, Vol. 97, pp. 7603-7608.

7. DIREITOS AUTORAIS

Os autores são os únicos responsáveis pelo conteúdo do material impresso incluído no seu trabalho.

THERMODYNAMICAL MODEL FOR CLINICAL APPLICATION OF BRAIN COOLING IN NEWBORNS: COOL CAP

André Nozomu Sadoyama Barrios, e-mail¹

Fabiano Pagliosa Branco, e-mail¹

Vitor César Fernandes, e-mail¹

Mauro Conti Pereira, maurocp@gmail.com¹

Durval Batista Palhares, durbapa@terra.com.br²

Marco Hiroshi Naka, marco.naka@ucdb.br¹

¹UCDB- Universidade Católica Dom Bosco, Av. Tamandaré, 6000. Jardim Seminário, CEP

²UFMS – Universidade Federal de Mato Grosso do Sul, Cidade Universitária. Bairro Universitário, CEP 79070-900. Campo Grande – MS.

Abstract: *The cool cap is a device used in localized hypothermia in newborns. The use of this type of equipment is new and requires further studies and research that can prove its effectiveness in reducing sequelae in perinatal asphyxia. The principle of operation is based on the reduction of cerebral metabolism due to cooling the head of the newborn, reducing the need for oxygen, and thus reducing brain damage due to asphyxia. The development of a device that allows the cooling head in newborns with problems of asphyxia would enable the evaluation of this technique as a clinical tool. To this end, the thermodynamic model of the skull of infants is important for the design of the systems for the brain cooling. With the thermal load determined to leave the brain temperature at around 34 to 36 ° C (ideal temperature range to get some effective results according to some authors), it would be possible to correct sizing of the cooling system cool cap. A method developed by Yablonskiy was adopted in this work. This method considers the distribution of brain temperature is a function of internal and external parameters, such as temperature, blood pressure input, blood flow rate, oxygen consumption, temperature and heat exchanged with the environment. The system of tissues adopted to representing the human head is divided into layers: brain, cerebrospinal fluid, skull and scalp. The method was adapted for newborns, since the structure and dimensions of the skull are quite different from that of an adult, which was considered in the model Yablonskiy. The results allowed the correct design of the cooling system which will be designed and adopted in the cool cap and a discussion about the parameters and as well as the results are presented in this work.*

Palavras-chave: *cool cap, thermodynamic modelling, brain cooling, perinatal asphyxia.*