温水マットによる火傷発生要因の検討*

(温水マットにより人体を加温した場合の熱移動の理論解析)

田中 忠良^{*1}, 山田 幸生^{*2}, 石黒 博^{*3}
竹内 正顕^{*4}, 山下 衛^{*5}, 小竹 進^{*6}

A Consideration of Thermal Burns Caused by a Mat with Hot-water Circulation (Analysis of Heat Transfer in a Body Contacting a Mat with Hot-water Circulation)

Tadayoshi TANAKA, Yukio YAMADA, Hiroshi ISHIGURO,
Masaaki TAKEUCHI, Mamoru YAMASHITA, and Susumu KOTAKE

The body temperatures of anesthetized patients under going operations decrease gradually because control of the body temperature is suppressed and the temperature of the operating room is kept lower than the body temperature. In order to prevent a patient's body temperature from lowering during an operation, a mat with hot-water circulation is often used. However, it has been reported that burn injuries occasionally occur in such cases, even when no defect in temperature setting and control of the mat is found. The mechanism causing this burn injury has not been determined. This report analyzes the heat transfer of a body-mat system simulated by a simplified model to examine the possibility and mechanism of such burn injuries. The analysis discusses the effects of hot-water flow rates, hot-water temperature and metabolic heat generation on body temperature. It is found that burn injury can occur, particularly in the high metabolic state, when heat transfer by the blood flow is negligible and the rate of water flowing into the mat is reduced considerably.

Key Words: Heat Conduction Analysis, Heat Transfer in a Body, Thermal Burns, Thermal Blanket

1. はじめに

手術のために麻酔された患者は、麻酔による体温調節機構の抑制⁽¹⁾、手術室温度が体温より低く空気調和されていることなどにより低体温になることがしばしばある⁽²⁾⁽³⁾。特に、単位体積あたりの体表面積が広く、高い代謝により体温を維持している小児では体温低下が著しく、呼吸抑制や循環不全などが発生する⁽⁴⁾。そのため手術中の患者の体温低下を防ぐのに手術室の室温を上げたり、温水マットで患者を加温するなどさまざまな予防策が図られている⁽⁵⁾⁽⁶⁾。その中で手術室の室温を上げる方法は、手術室内で働く術者にとって良好な環境でなくなるため手術台と患者の間に温水マットを使用する場合が多い。通常使用されている温水マットは図1に示したような構造のもので、温水ポンプ

を内蔵した温水タンクとマットから成っている。マットは柔らかい合成樹脂製で、人体の肩からでん部まで加温できる程度の大きさである。温水はタンク内で一定温度に調節され、ポンプでマットの流路内を流れ、再びタンクに戻る。図1に示したようにマットの一部が局所的に閉そくされても温水が流れるように所々に分流路が設けられている。このような温水マットにおいて温水の温度設定や温度調節に欠陥がないにもかかわらず、温水マットの使用により患者に火傷が発生することがしばしば報告されている⁽⁷⁾⁽⁸⁾。しかし、このように発生した火傷の発生機序や予防法についての研究

図1 温水マットの構造

* 平成元年4月5日 第66期通常総会講演会において講演、原稿受付 昭和63年9月26日。

^{*1} 正員、電子技術総合研究所エネルギー部(〒305 つくば市梅園1-1-4)。

^{*2} 正員、機械技術研究所エネルギー機械部(〒305 つくば市並木1-2)。

^{*3} 正員、筑波大学構造工学系(〒305 つくば市天王台1-1-1)。

^{*4} 正員、桐蔭学園横浜大学制御システム工学部(〒227 横浜市緑区鉄町1614)。

^{*5} 筑波大学臨床医学系(〒305 つくば市天王台1-1-1)。

^{*6} 正員、東京大学工学部(〒113 東京都文京区本郷7-3-1)。

報告は見あたらない。そこで、本報では、この火傷発生機序を解明するための基礎的検討として、温水マットを使用した場合の人体との熱移動について理論解析を行い、見通しの良い解析解を得て、火傷発生要因について検討を行ったので報告する。

2. 理論解析

・手術を受けようとする患者が手術台上に敷かれた温水マットで加温される場合、人体と温水マットの間の熱の授受が図2のように行われると考える。火傷発生部位近傍では、現象が人体皮膚内部に向かう一次元性の強い局所的なことを考慮して人体とマットの間で熱が一次的に授受されるものとし、さらに以下のような仮定を行った。

(1) 人体は代謝によって一定、かつ一様に産熱する半無限体とする。

(2) 温水マットに接触している部位での血流による熱の移動は無視できるほど小さいとする。

(3) 温水マットと皮膚は密着しており通気はほとんどないと考えられるため不感蒸散および発汗による体表面からの水分の蒸発に伴う熱の移動を無視する。

(4) 人体と温水マットとの接触熱抵抗、温水マット材の熱伝導を無視し、温水マット材の温度は後述の境界条件(3)を満足し時間とともに変化する。ただし、温水の混合平均温度は一定とする。

血流は組織に酸素を輸送し、代謝による熱が発生する。また、血流は組織との熱交換により組織の温度に影響を及ぼす。したがって、産熱量と熱移動量は依存しているが、現在、両者の定量的な依存性が明らかでないため仮定(1)、(2)のようにおのおの独立に与えて解析を行った。

人体から蒸発する水分は不感蒸散と発汗によるものの二者に大別される。このような皮膚における冷却効果は皮膚表面の湿潤度を表すぬれ面積比 ω で評価できる⁽⁹⁾。完全に乾燥した場合を $\omega=0$ 、完全に湿った場合を $\omega=1$ とすると、発汗がない場合、不感蒸散の ω は約 0.06 と非常に小さく、その効果は無視できる。ま

た、消毒液がマットと体の間にたまっている場合には $\omega=1$ となり、蒸発による熱の放散は局所的になくなる。一方、マットの材質が合成樹脂であることから接触部での水分の蒸発による熱移動は小さい。このような理由から(3)の仮定は麻酔をかけられて温度調節機能を失った患者⁽¹⁰⁾⁽¹¹⁾が手術台上に敷いたマットと密着している場合や消毒液がマットと患者の皮膚の間にたまっている場合に相当し、実際の状況に近い。

患者が温水マットを敷いた手術台上にある場合、皮膚はマットと密着し、その間に空間はなく、また、マットの材質は薄いことから、それらによる熱抵抗は小さいため(4)の仮定は妥当と考えられる。

以上の仮定により麻酔された患者が温水マットで加温される場合の体内温度は図2の座標系のもとで次式のように表すことができる。

$$\rho C_p \frac{\partial T}{\partial t} = \lambda \frac{\partial^2 T}{\partial x^2} + Q \quad \dots\dots\dots (1)$$

ここで、 T は体温、 t は時間、 ρ , C_p , λ は組織の密度、比熱、熱伝導率、 Q は単位時間単位体積あたりの産熱量である。

人体がマットで加温される前は一樣な温度 T_0 にあるものとし、その後は温水との熱伝達により熱が移動すると考えると、式(1)の初期条件と境界条件は次式となる。

$$\text{初期条件 } T = T_0, t = 0, x > 0 \quad \dots\dots\dots (2)$$

$$\left. \begin{aligned} \text{境界条件 } \lambda \frac{\partial T}{\partial x} &= h(T - T_f), t > 0, x = 0 \\ T &\rightarrow \infty, \\ t &\rightarrow \infty, x \rightarrow \infty \end{aligned} \right\} \quad \dots\dots\dots (3)$$

ここで、 T_f は温水温度であり、 h はマット内の温水流路の熱伝達率であるが、仮定(4)より人体皮膚表面温度と T_f の差に基づく熱伝達率となる。

式(1)～(3)を解析するにあたり、 $T = v + T_0 - qx^2/2$ を導入すると与式は次式となる。

$$\frac{1}{x} \frac{\partial v}{\partial t} = \frac{\partial^2 v}{\partial x^2} \quad \dots\dots\dots (4)$$

$$v = \frac{q}{2} x^2, t = 0, x > 0 \quad \dots\dots\dots (5)$$

$$\left. \begin{aligned} \frac{\partial v}{\partial x} &= p(v + T_0 - T_f), t > 0, x = 0 \\ v &= \infty, \\ t &\rightarrow \infty, x \rightarrow \infty \end{aligned} \right\} \quad \dots\dots\dots (6)$$

ここで、 $x = \lambda / \rho C_p$, $p = h / \lambda$, $q = Q / \lambda$ である。 x は人体の温度伝達率であり、 p , q は人体の熱伝導量に対する加温熱伝達量および産熱量の比を表すパラメータである。さらに、次の変数を導入する。

$$\phi = p(v + T_0 - T_f) - \frac{\partial v}{\partial x} \quad \dots\dots\dots (7)$$

図2 人体と温水マットの熱移動の解析モデル

式(7)を式(4)~(6)に代入すると次式となる。

$$\frac{1}{x} \frac{\partial \phi}{\partial t} = \frac{\partial^2 \phi}{\partial x^2} \dots\dots\dots (8)$$

$$\phi = f(x) = \frac{1}{2} p q x^2 - q x + p(T_0 - T_f),$$

$$t=0, x>0 \dots\dots\dots (9)$$

$$\left. \begin{aligned} \phi &= 0, \quad t > 0, \quad x = 0 \\ \phi &\rightarrow \infty, \quad t \rightarrow \infty, \quad x \rightarrow \infty \end{aligned} \right\} \dots\dots\dots (10)$$

式(9), (10)を条件とした式(8)の解 $\phi(t, x)$ は $k = 2\sqrt{x t}$ とすると次式となる⁽¹²⁾。

$$\phi(t, x) = \frac{1}{2\sqrt{\pi}} \int_0^\infty f(x') \{ e^{-(x-x')^2/k^2} - e^{-(x+x')^2/k^2} \} dx' \dots\dots\dots (11)$$

式(11)に式(9)を代入して積分すると、

$$\phi(t, x) = p \left(\frac{1}{4} q k^2 + \frac{1}{2} q x^2 + T_0 - T_f \right) \operatorname{erf} \left(\frac{x}{k} \right) + \frac{p q k x}{2\sqrt{\pi}} e^{-\frac{x^2}{k^2}} - q x \dots\dots\dots (12)$$

となり、さらに式(12)を式(7)に代入し、式(6)を満足するように定数を決め、 $x^* = x/2\sqrt{x t}$, $t^* = p\sqrt{x t}$ とおくと、体温 T は次のようになる。

$$T - T_f = (T_0 - T_f) \{ \operatorname{erf} x^* + e^{(2x^*+t^*)t^*} \times \operatorname{erf} c(x^*+t^*) \} + \frac{q}{p^2} \times \left[(2x^{*2}t^{*2} + 2x^*t^* + 1 + t^{*2}) \operatorname{erf} x^* + e^{(2x^*+t^*)t^*} \operatorname{erf} c(x^*+t^*) - \frac{2}{\sqrt{\pi}} t^* \times (x^*t^* + 1) e^{-x^{*2}} - (2x^{*2}t^{*2} + 2x^*t^* + 1) \right] \dots\dots\dots (13)$$

上式で右辺第1項は温水マットによる加温の寄与を表し、第2項は産熱による寄与を表す。体表面温度 T_s は上式で $x^*=0$ として、

$$T_s - T_f = (T_0 - T_f) e^{t^{*2}} \operatorname{erfc} t^* + \frac{q}{p^2} \left(e^{t^{*2}} \operatorname{erfc} t^* - \frac{2}{\sqrt{\pi}} t^* - 1 \right) \dots\dots\dots (14)$$

となる。 $t^* \ll 1$ のときは、

$$T_s - T_0 = \frac{2}{\sqrt{\pi}} \left(T_f - T_0 - \frac{2q}{p^2} \right) t^* \dots\dots\dots (15)$$

上式より産熱は体表面温度の上昇を遅らせる働きをする。これは産熱により体内温度こう配が弱くなるため温水マットからの熱流入が減少するためである。

T_s を基準にとると体内温度は、

$$T - T_s = (T_0 - T_f) \{ \operatorname{erf} x^* + e^{(2x^*+t^*)t^*} \times \operatorname{erfc}(x^*+t^*) - e^{t^{*2}} \operatorname{erfc} t^* \} + \frac{q}{p^2} \left[(2x^{*2}t^{*2} + 2x^*t^* + 1 + t^{*2}) \operatorname{erf} x^* + e^{(2x^*+t^*)t^*} \operatorname{erfc}(x^*+t^*) - e^{t^{*2}} \operatorname{erfc} t^* \right]$$

$$\left. \begin{aligned} & - \frac{2}{\sqrt{\pi}} t^* (x^*t^* + 1) e^{-x^{*2}} + \frac{2}{\sqrt{\pi}} t^* \\ & - 2x^*t^* (x^*t^* + 1) \end{aligned} \right] \dots\dots\dots (16)$$

と表せる。 $x^* \ll 1, t^* \ll 1$ の場合を考えると、

$$T - T_s \simeq \left\{ -2(T_f - T_0)t^* + \frac{2}{\sqrt{\pi}} \frac{q}{p^2} t^* x^* \right\} x^* \dots\dots\dots (17)$$

上式より、産熱がない場合、体内温度分布は体表面からの流入熱により負のこう配をもつ直線的な分布をするが、産熱はそのこう配を負から正にする働きをしていることがわかる。

3. 計算結果と考察

人体と温水マットとの熱移動を具体的に示すために必要な物性値と条件を表1⁽¹³⁾⁽¹⁴⁾に示す。初期体温 T_0 は36°Cで一様、温水温度 T_f は36, 39°Cとして代謝による産熱量は身長173 cm、体重68 kgの成人男性の基礎代謝量83.7 Wから得られた1320 W/m³を基準にして、その2倍、5倍とした。温水と体表面の間の熱伝達率 h は温水マット(ケイパット社製、形式64 N 020)を通常流れている流量から求めた180 W/(m²・k)を基準にして、0, 1/100, 1/10, 10倍の場合

表1 計算に用いた物性値と条件

Physical Properties and Conditions	Values
Thermal Conductivity λ (W/mK)	0.536
Thermal Diffusivity κ (m ² /s)	1.31×10^{-7}
Metabolic Heat Generation Q (W/m ³)	1320, 2640 6600
Heat Transfer Coefficient h (W/m ² K)	0, 1.8, 18 180, 1800
Initial Body Temperature T_0 (°C)	36
Hot Water Temperature T_f (°C)	37, 39

図3 体温分布(T_f が T_0 よりわずかに高い場合)

を考えた。

図3は最も標準的な場合の温水温度 $T_f=37^\circ\text{C}$ 、産熱量 $Q=1320\text{ W/m}^3$ 、熱伝達率 $h=180\text{ W/(m}^2\cdot\text{K)}$ のときの体表面から深さ 20 mm までの体温分布の変化を 0.5 h ごとに示したものである。図3中の T_{lim} はたん白質の変成温度 (42°C) であり、それ以上の温度で組織は火傷する。体表面は 37°C の温水に接しているため急速に 36°C から 37°C になるが、時間が経過しても体表面温度の上昇はわずかである。しかし、体表面から 20 mm 付近までは 37°C への上昇は遅いが、5 h 後には 39°C を超えている。これは代謝による産熱が温水に奪われている状況を示しており、保温あるいは加温を目的とした温水マットが 1 h 経過した後は初期の目的とは逆に体を冷却するように作用している。すなわち、患者の体表面温度が高くないため体表面温度を測定しても温水マットによる保温効果は明らかでない。そこで、図4は図3の条件のうち温水温度を 39°C に高くして患者の体温を維持しようとした場合である。体表面温度は図3のように体表面とマットとの間

の熱交換が良く行われているため 39°C 近くに上昇するが、体表面から 20 mm の部位でも徐々に温度が上昇し、5 h 後には 40°C を超える。すなわち、式(16)、(17)で示したように加熱初期においては、右辺第1項が効き、時間とともに第2項が支配的になっている。したがって、さらに長時間この状態が続くとすれば体温は上昇し、 42°C を超えることも考えられる。このことは特に長時間の手術において火傷の事例が多いことと定性的に一致し、火傷の発生は体表面の測温では感知できない。

次に、マットが局所的に圧迫されて温水の流れが悪くなって温水側の熱伝達率が低下した場合における体温分布を図5に示す。このときには体表面が断熱された状態となり代謝による産熱がすべて体温の上昇に費やされる。図5にみられるように体温分布は体表面から深部まで一様で、一定の速度で温度が上昇する。これは、式(1)の右辺第1項が省略された場合に相当し、体温は次式の関係で上昇する。

$$T = \frac{qt^{*2}}{p^2} + T_0 \dots\dots\dots (18)$$

また、式(13)において $x^* \rightarrow \infty$ として得られた解は式(18)と等しくなり、この場合、体表面から体内深部まで連続的に体温が上昇することとなる。

このように血流による熱の移動がなく、体表面からの熱の放散がなければ体温は時間に比例して上昇し、その昇温の割合は $qx(=Q/\rho C_p)$ である。図5の場合では、 $qx=3.2 \times 10^{-4}^\circ\text{C/s}=1.16^\circ\text{C/h}$ となり、1 h に約 1.2°C の割合で体温が上昇して約 5 h 後にはたん白質の変成温度である 42°C に達し、火傷が体表面から深部まで同時に発生することになる。

体内の単位体積あたりの産熱量 Q が 2 倍の 2640 W/m^3 の場合の結果が図6である。産熱量が大きくな

図4 体温分布 (T_f が T_0 より高い場合)

図5 体温分布 (温水が流れ難い場合)

図6 体温分布 (産熱量が2倍の場合)

っても温水が十分流れているため体表面近傍では温水マットによる冷却効果が効いている。体表面から 20 mm 以内の部位では 5 h 後でもわずかに 42°C 以下であるが、それ以上の深部では 42°C 以上になる可能性がある。

そこで、産熱量が 2 倍で、温水の流れが十分でなく

図 7 体温分布(産熱量が 2 倍で、温水流量が 1/10 の場合)

図 8 体温分布(産熱量が 5 倍の場合)

図 9 体表面から 10 mm の部位の体温上昇
($T_0=36^\circ\text{C}$, $T_f=38^\circ\text{C}$, $Q=1320\text{ W/m}^3$)

熱伝達率が通常の 1/10 になった場合を示したのが図 7 である。図 7 にみられるように温水マットへの熱の移動はみられるが、体温は上昇し、約 20 mm の深さの体温は約 3 h 後、体表面も 5 h 後には 42°C に達し、体表面から深部まで火傷する可能性がある。

産熱量 Q がさらに通常の大人の基礎代謝の 5 倍になった場合の結果が図 8 である。この場合、体表面近傍では温水マットによる冷却効果によって体温はあまり上昇しないが、産熱量が大きく体組織を通して熱が十分マットへ伝えられないため 5 h 後には 5 mm より深い部分で 42°C に達している。

図 7, 8 の結果から幼児のように基礎代謝が通常の大人より大きく、さらに発熱して産熱量が大きくなって、温水の流れが不十分になった場合、火傷発生の可能性が高くなることが予想される。この結果は幼児の火傷事例を定性的に明らかにしている。

図 9, 10 は体表面から深さ 10 mm の部位における体温変化を熱伝達率の相異で示した例である。熱伝達率 h は温水が十分流れている場合の $180\text{ W/(m}^2\cdot\text{K)}$ を基準にして、0, 1/10, 1/100, 10 倍とした。産熱量が 1320 W/m^3 の場合の図 9 では断熱状態($h=0$)で 5 h 後でもわずかに 42°C 以下となっているが、産熱量が

図 10 体表面から 10 mm の部位の体温上昇
($T_0=36^\circ\text{C}$, $T_f=37^\circ\text{C}$, $Q=2640\text{ W/m}^3$)

図 11 火傷例(火傷が体表面近傍の場合)

図 12 火傷例(火傷が深部に及んでいる場合)

2 倍の図 10 の場合では、温水の流れが不十分で、熱伝達率が小さくなると数 h 後に 42°C を超える可能性が高くなる。

以上の人体と温水マットの間の熱移動の解析によってある条件のもとで火傷が起きることが推定できる。

図 11, 12 は手術後発見された火傷を示した例である。図 11 に示した例は、体表面近傍の皮膚層で発生した火傷で、比較的軽度のものである。この事例を本解析結果で適確に説明しえないが、図 4 の結果から推測すると、温水マットの流れが十分で、温水温度が 42°C 近くで経過時間がそれほど長くないときに生ずる火傷と思われる。一方、図 12 に示した事例は火傷が深部まで達したもので、移植を必要とする重度の火傷である。このような火傷は図 7, 8 に示したように火傷が最初深い部位で発生し、時間の経過とともに火傷が体表面まで進行した場合、あるいは図 5 のように体内の温度分布が時間とともに一様に上昇した場合に相当する。

図 11, 12 に示したような火傷が発生する場合を実験的に定量化することは極めて困難と思われる。しかし、本報告では、体表面の不感蒸散と発汗の影響および血流による熱の移動と産熱量との関係を見逃しているため、特に、現在、血流による熱移動と産熱量の関係が不明であるため、これらの現象を考慮した実験な

どを踏まえて火傷発生要因の詳細な検討を進める予定である。

4. 結 び

人体と温水マットとの熱の授受を産熱を伴う半無限体の非定常一次元熱伝導問題として解析し、温水マットによる火傷発生の可能性を明らかにした。この解析から本報告で用いた仮定のもとで温水の流れが極めて悪くなれば、マットと密着した部位の温度は上がり、温水温度が 39°C のとき、5 h 後に体表面から 20 mm の部位は 40°C を超える。また、代謝が通常の 2 倍で熱伝達率が $1/10$ になれば、約 5 h 後には体表面近傍を含めた体内温度がたん白質の変成温度に達して火傷の可能性があることなどが明らかとなった。

本研究は、日本機械学会「臨床医学における熱工学問題の調査研究分科会」(P-SC 138)の活動の一環として行ったものであり、討議下さいました当分科会の委員各位に感謝する。

文 献

- (1) Hemingway, A., *Am. J. Physiol.*, **134** (1941), 350.
- (2) Roe, C. F. and Santulli, T. V., *J. Pediatr. Surg.*, **1** (1966), 266.
- (3) North, W. C., *N. Carolina Med. J.*, **22** (1961), 59.
- (4) Bruck, K., *Biol. Neonate.*, **3** (1961), 65.
- (5) Smith, T., *Anesthesia for Infants and Children*, 4th ed., (1980), 209, ST. Louis Mosby.
- (6) Jaski, T. and Susskind, *Science*, **133** (1961), 443.
- (7) Crino, M. H. and Nagel, E., *Anesthesiology*, **29** (1968), 149.
- (8) Scott, S. M., *Arch. Surg.*, **94** (1967), 181.
- (9) 中山・入来福, エネルギー代謝・体温調節の生理学(新生理科学大系), **22** (1987), 94, 医学書院.
- (10) Ohmura, A. Wong, K. C. and Westenskow, B. R., *Anesthesiology*, **50** (1979), 293.
- (11) Michenfelder, J. D., *Anesthesiology*, **29** (1968), 1107.
- (12) Carslaw, H. S. and Jaeger, J. C., *Conduction of Heat in Solid*, 2nd ed., (1959), 59, Oxford.
- (13) Shitzer, A. and Kleiner, M. K., *Ball. Math. Biol.*, **38** (1976), 369.
- (14) Coonery, D. O. (権藤訳), 医工学, (1984), IPC.