レーザーオリジナル

レーザー鍼で引き起こされる人体皮膚組織内の
熱応力分布

石川昌広*・藤原 修*・加藤一夫*・阿座上 孝*

(1988年 3 月30日 受理)

Spatial Distribution of Thermal Stress inside Human
Skin Tissue caused by Laser AcupunctureMasahiro ISHIKAWA*, Osamu FUJIWARA*, Kazuo KATOH*,
and Takashi AZAKAMI*

(Received March 30, 1988)

Laser acupuncture is recognized as the biostimulation therapy with a low energy laser, while the mechanism has not been clear. However, in the pulsed laser acupuncture, the thermal stress caused by the photo-acoustic effect is thought to be the dominant factor of the biostimulation.

This paper proposes a method of calculating the spatial distribution of the thermal stress inside a human skin tissue using Hu's model for analyzing the photo-acoustic wave in the liquid. Numerical calculations show that the shape of the thermal stress depends on the absorption coefficient of the laser, that is, the stress due to the CO₂ laser occurs sharply compared with the case of the YAG laser.

Key Words: Laser acupuncture, Biostimulation, Thermal stress analysis, Calculation.

1. まえがき

「レーザー鍼」とは、Plog の提案になる 低エネルギーレーザー光を用いた無侵襲鍼療法をいう¹⁾。この療法は、東洋医学の「鍼灸療法」に類似する神経刺激療法の一種とされ、従来のいわゆる鍼治療に比して無痛であり、しかも感染の可能性も全くないので、近年の半導体レーザーの発達・普及と相まって世界各国で盛んに行われるようになった²⁾。我が国では、神川(明治鍼灸大学)らがレーザー鍼を用いた腰痛・神経痛の疼痛除去、運動障害・末梢循環障害の

改善などの臨床例を数多く報告している^{3,4)}。

レーザー鍼の治療効果には目を見張るものがあるが、発現機序は未だ明らかでない^{5,6)}。

一般に、レーザー光照射による生体刺激効果は定性的には ①光作用 ②電磁界作用 ③熱作用 ④圧力作用とに分けて説明されてはいるものの、いずれが支配的であるかは現時点においては不明である。しかしながら、レーザー鍼のように照射ビームの平均出力が数百 μ W から数十 mW の低エネルギーレーザー光では②③は考えにくく、①④が有力となろう。レーザー鍼をパルスモードで使用する際には尖頭出力は数 W にも達するが(中国の獣医鍼灸では尖頭出力 5 W の

*名古屋工業大学工学部電気情報工学科(〒466 名古屋市昭和区御器所町)

*Department of Electrical and Computer Engineering, Faculty of Engineering, Nagoya Institute of Technology (Gokiso-cho, Showa-ku, Nagoya 466).

CO₂ レーザーが実際に使用されている²⁾), この程度でも②の影響は小さいとしてよく, また, その場合の臨床例によれば照射部位には熱感を伴わずに機械的刺激感覚を生ずるという¹⁾(パルスレーザー鍼では数百 ns から数 μ s の短時間照射を数百 Hz の周波数で繰り返すので平均出力は高々数 mW 程度が普通である)。このことは, パルスモードのレーザー鍼では④が優勢に働いているように思わせる。したがって, レーザー鍼による治療効果の発現機序を工学的見地から検討するには, 第一段階として, レーザー光照射による圧力作用の刺激因子を分析し, これを定量的に把握しておくことが必要不可欠であろうと筆者らは考える。この観点から, 本論文では, パルスモードのレーザー鍼で人体皮膚組織内に引き起こされる圧力刺激のうち最も強く発現するであろう熱応力⁷⁾を考察の対象に選び⁸⁻¹³⁾, これの空間分布の計算法を提案し, 併せて治療条件が発生熱応力に及ぼす影響を定量的に明らかにする。

2. 理論

レーザー鍼による熱応力はレーザー光を照射した皮膚組織内での急激な熱膨張に起因して発生する。これを求めるには皮膚組織内部でのレーザー光の吸収電力分布から過渡的な上昇温度を知り, つぎに組織変位に関する熱弾性方程式を解かねばならない。この場合の熱応力を解析的に導出することは一般には困難である。本論文では, Hu の提案になるレーザー光照射での急速加熱による液体内の音響波計算モデル¹⁴⁾を応用し, これからパルス照射で人体皮膚内部に生ずる熱応力の計算式を導出して示す。

2.1 レーザー光照射と温度上昇

熱応力の解析に際しては, 皮膚組織を均一な半無限弾性体とみなし, 組織内部の位置はレーザースポットの中心を $R=0$ とした $O-R\theta\phi$ の球座標系で表す。Fig. 1 は液体を対象とした Hu の提案¹⁴⁾ になるレーザー光の照射モデル (a) と吸収電力分布 (b) を示す。図のモデルでは, ビ

Fig. 1 Hu's model of (a) configuration of laser beam irradiation and (b) absorbed power distribution.

ーム径が $2a_k$ のレーザー光の単位体積あたりの吸収電力 $P^{(k)}(R_k)$ は $0 \leq R_k \leq a_k$ の半球領域においては一定値 $P^{(k)}(0)$ で, 距離 $R_k \geq a_k$ の範囲ではスポットを中心とした放射状に指数減衰するとしている。しかしながら, 人体皮膚組織に照射したレーザー光はビームスポットの直下で照射方向に大部分浸透・減衰するので, この場合の吸収電力分布は Hu のそれとは大きく異なる。本論文では, レーザー光を照射した皮膚組織における吸収電力は照射方向に対して軸対称に分布するものと考え, これを Hu のモデルで合成する。即ち, レーザー光を多数の微小なフィラメントビームで合成し, 各微小ビームの吸収電力分布に Hu のモデルを適用するのである。Fig. 2 は筆者らの解析モデルと座標系を示す。但し, レーザースポットの中心を $r=0$ とした $O-r\theta z$ の円柱座標系で組織内部の位置を表す。レーザー光の出力電力を E_0 , ビーム径を $2a$, 座標 (r, θ, z) における単位体積あたりの吸収電力を $P(r, z)$ として, この場合のレーザー光を N 個のフィラメントビームで合成する。そのとき, k 番目 ($k=1, 2, 3, \dots, N$) のフィラメントビームの出力電力を $E^{(k)}_0$, スポット径を $2a_k$ とするとき, これらと $E_0, 2a$ との間には

$$\left. \begin{aligned} E_0 &= \sum_{k=1}^N E^{(k)}_0 \\ \pi a^2 &= \sum_{k=1}^N \pi a_k^2 \end{aligned} \right\} \quad (1)$$

という関係式が得られる。次に、座標 (R_k, θ_k, ϕ_k) における単位体積当りの吸収電力を $P^{(k)}(R_k)$ とすれば、これは文献14)で解析的に求められているので、結局、座標 (r, θ, z) でのレーザー光の吸収電力 $P(r, z)$ と座標 (R_k, θ_k, ϕ_k) でのフィラメントビームの吸収電力 $P^{(k)}(R_k)$ との間には、

$$\begin{aligned} P(r, z) &= \sum_{k=1}^N P^{(k)}(R_k) \\ &= \sum_{k=1}^N \frac{3E^{(k)}_0 \alpha_k^2}{2\pi(A_k^3 + 3A_k^2 + 6A_k + 6)} \\ &\quad \cdot \exp[-\alpha_k(R_k - a_k)U(R_k - a_k)] \end{aligned} \quad (2)$$

という関係式が成り立つ、ここで、

$$\left. \begin{aligned} R_k &= \sqrt{(r - r_k)^2 + z^2} \\ A_k &= \alpha_k a_k \end{aligned} \right\} \quad (3)$$

であり、 $U(\cdot)$ は単位ステップ関数である。また、 a_k は皮膚組織内部のレーザー光の吸収電力分布 $P(r, z)$ の形状を決定する係数である。

つぎに、フィラメントビームの吸収電力 $P^{(k)}(R_k)$ による上昇温度を求める。本論文ではレーザー光のパルス照射で生ずる熱応力を解析の対象とするので、皮膚表面での熱放散・組織内部の熱伝導および血流による冷却効果は無視できるものとする。そのとき、パルス幅 t_0 のフィラメントビーム照射による上昇温度 $\tau^{(k)}(R_k, t)$ は

$$\begin{aligned} \tau^{(k)}(R_k, t) &= P^{(k)}(R_k) / \rho C \\ &\quad \times [t - (t_0 + t) \cdot U(t - t_0)] \end{aligned} \quad (4)$$

で与えられる。ここで、 ρ, C はそれぞれ人体皮膚組織の密度、比熱である。

2.2 熱応力の計算式

レーザー光照射による発生熱応力は、各フィラメントビームで生ずるそれを導出し、これらを重ね合わせれば求まる。まず、 k 番目のフィラメントビームによって発生する熱応力を導出する。上昇温度 $\tau^{(k)}$ は式(4)から R_k 方向だけに

Fig. 2 Proposed model for calculating spatial distribution of thermal stress and its coordinate system.

依存するので、変位を u_k 、熱応力を $\sigma^{(k)}_R$ とすれば、球座標系の熱弾性方程式は、

$$\begin{aligned} \rho \frac{\partial^2 u_k}{\partial t^2} &= \frac{B}{R_k^2 \sin \theta_k} \left[\frac{\partial}{\partial R_k} (R_k^2 \sin \theta_k \frac{\partial u_k}{\partial R_k}) \right. \\ &\quad \left. + \frac{\partial}{\partial \theta_k} (\sin \theta_k \frac{\partial u_k}{\partial \theta_k}) + \frac{\partial}{\partial \phi_k} (\sin \theta_k \frac{\partial u_k}{\partial \phi_k}) \right] \\ &\quad + \frac{B\beta}{R_k^2} \frac{\partial}{\partial R_k} (R_k^2 \tau^{(k)}) \end{aligned} \quad (5)$$

$$\begin{aligned} \sigma^{(k)}_R &= -B \left[\frac{1}{R_k^2} \frac{\partial}{\partial R_k} (R_k^2 u_{kR}) \right. \\ &\quad \left. + \frac{1}{R_k \sin \theta_k} \frac{\partial u_{k\theta}}{\partial \phi_k} \right. \\ &\quad \left. + \frac{1}{R_k \sin \theta_k} \frac{\partial}{\partial \theta_k} (\sin \theta_k u_{k\theta}) \right] \end{aligned} \quad (6)$$

$$\left. \begin{aligned} \text{初期条件: } u_k|_{t=0} &= 0 \\ \frac{\partial u_k}{\partial t}|_{t=0} &= 0 \\ \text{境界条件: } \sigma^{(k)}_R|_{R_k=0} &= \sigma^{(k)}_R|_{R_k=\infty} = 0 \end{aligned} \right\} \quad (7)$$

と表わされる。ここで、 B は弾性モジュラス、 β は熱膨張係数であり、 u_{kR} , $u_{k\theta}$, $u_{k\phi}$ は u_k の R , θ , ϕ 成分である。式(5), (6)を式(7)の条件で解くと、熱応力は距離 R_k だけの関数で解析的に導出でき¹⁴⁾,

$$\sigma^{(k)}_R(t) = \frac{B\beta\tau}{\alpha v t_0} \left\{ \frac{f[\alpha v(t - R_k/v)]}{2\alpha R_k} - \frac{f[\alpha v(t - t_0 - R_k/v)]}{2\alpha R_k} \right\}$$

$$f(x) = \begin{cases} (1-x)\exp(x + \alpha a_k) & -\alpha(R_k - a_k) \leq x < -\alpha a_k \\ 1 + A + (A^2/2) - (x^2/2) & -\alpha a_k \leq x < \alpha a_k \\ (1+x)\exp(-x + \alpha a_k) & \alpha a_k \leq x \end{cases}$$

$$x = \alpha v(t - R_k/v)$$

$$\tau = P^{(k)}(a_k)/(\rho C) \quad (8)$$

と表わされる。ここで、 v は熱応力の伝搬速度である。結局、レーザー光照射による発生熱応力は $\sigma^{(k)}_R$ を重ね合わせれば求められ、 z 成分を σ_{zz} , r 成分を σ_{rr} とするとときは、これらはFig. 2で示すように、

$$\left. \begin{aligned} \sigma_{zz}(r, z, t) &= \sum_{k=1}^N \sigma^{(k)}_R(t) \sin \theta_z \\ \sigma_{rr}(r, z, t) &= \sum_{k=1}^N \sigma^{(k)}_R(t) \cos \theta_z \cos \theta_r \end{aligned} \right\} \quad (9)$$

で与えられる。

3. 数値計算例

実際に臨床で使用されているレーザー鍼は波長600~10,000nm, 出力数百 μ Wから数十mWのレーザー光を患部に数十秒から数十分間、連続照射またはパルス照射して行われているという¹⁵⁾。本章では、代表的なレーザー光の単発パルス照射で人体皮膚組織内に引き起こされる熱応力の空間分布を数値的に示し、ついで照射条件の影響を調べる。

3.1 計算諸量と方法

レーザー鍼を実施する対象は黄色人種の皮膚組織とする。計算諸量は皮膚組織の比熱として $C=3.35\text{J/g}\cdot^\circ\text{C}$, 熱膨張係数として $\beta=4.1\times 10^{-5}/^\circ\text{C}$, 熱応力波の伝搬速度として $v=1.57\times 10^5\text{cm/s}$ の数値を文献(7)から引用した。レーザー光の吸収係数(波長と生体組織とに依存)・パルス幅・ビームスポット径の発生熱応力に及ぼす影響を調べるために、臨床使用のレーザーのうち皮膚組織に対する光吸収の度合いが両極端である CO_2 レーザーとYAGレーザーを計算の対象に選ぶ。即ち、 CO_2 レーザー光(波長 $\lambda=10,600\text{nm}$, 黄色人種に対する吸収係数 $\alpha=200/\text{cm}$)は皮膚組織の表面で大部分吸収されるのに対してYAGレーザー(波長 $\lambda=1,060\text{nm}$, 黄色人種に対する吸収係数 $\alpha=10/\text{cm}$)では皮膚組織に深く浸透する¹⁶⁾ので、これらのレーザー光照射による熱応力発生相違を調べれば十分であろう。レーザー光の照射条件は尖頭出力電力を $E_0=1\text{W}$ とし、スポット径は $2a=1\sim 7\text{mm}$, パルス幅は $t_0=1\text{ns}\sim 10\mu\text{s}$ とする。Fig. 3は CO_2 とYAGレーザー光のスポット径を共に3mmとした照射で単位体積あたりの皮膚組織内

Fig. 3 Absorbed power distributions inside human skin tissue irradiated by CO_2 and YAG laser beams.

に吸収される電力分布の式(2)による計算結果を示す。ここで、レーザー光は均一のフィラメントビームでつぎのように合成した。即ち、 CO_2 とYAGレーザー光照射による吸収電力 $P(r, z)$ を文献 16) のそれと一致させるようにフィラメントビームの個数を $N=130$ とし、これと式(1)とから各ビームの出力電力およびスポット径はそれぞれ $E^{(k)}_0=7.14 \text{ mW}$, $2a_k=0.23 \text{ mm}$ とした。但し、各フィラメントビームの形状係数 α_k は、YAGレーザー光については径方向で変化させ、 CO_2 レーザー光ではすべて同じとした。なお、数値例で取り扱うレーザー電力1 Wは比較的大出力であるが、本論文では1 ns から $10 \mu\text{s}$ 程度の短時間の単発パルス照射を対象とするので、例えば、レーザー光のパルス幅を $10 \mu\text{s}$ 、繰り返し周波数を500 Hz とすれば平均電力としては $1 \text{ W} \times 10 \mu\text{s} \times 500 \text{ Hz} = 5 \text{ mW}$ で極めて低出力となる。

3.2 計算結果と考察

Fig. 4 はスポット径が3 mm でパルス幅が $2 \mu\text{s}$ の CO_2 とYAGレーザー光の単発照射によ

Fig. 4 Calculated waveforms of thermal stresses.

て皮膚組織内に発生する熱応力波形の式(9)による計算結果を示す。図から、単発パルス照射による熱応力は正方向にピークをもつ膨張波と負方向にピークをもつ圧縮波とからなる、 CO_2 レーザー光照射による熱応力はYAGの場合よりもインパルス状に発生しており、その最大値(負のピーク)は 31.4 dyn/cm^2 に達し、同一電力のYAGレーザーのそれより16倍程度大きいこと、などが知られる。Fig. 5 はFig. 4のレーザー光照射後 $t=5 \mu\text{s}$ における熱応力 σ_{zz} の空間分布を、Fig. 6 は同条件での熱応力 σ_{rr} の空間分布をそれぞれ等高線で示す。但し、図中の数値は等高線値であり、熱応力の大きさの最大値を9段階に分けて表している。これらの図から、 CO_2 レーザー光照射による熱応力は局所的に発生していること、その尖頭値はレーザー光照射面直下で生じていること、などがわかる。Fig. 7 は熱応力尖頭値の照射パルス幅の依存性を示す。図によると、応力尖頭値はパルス幅が長いほど増大し、あるパルス幅を越えると飽和していること、そのパルス幅は CO_2 レーザ

Fig. 5 Spatial distribution of thermal stress σ_{zz} .

Fig.6 Spatial distribution of thermal stress σ_{rr} .

の場合は数百ns程度でYAGでは数 μ s程度であることなどが知られる。この理由はつぎのとおりである。パルス幅が短い場合は膨張波と圧縮波が重なり合うので応力尖頭値は小さいが、パルス幅が長くなると膨張波と圧縮波とが分離するので応力尖頭値が飽和するのである。そのパルス幅は、熱応力波形が鋭いほど短くなるので、吸収係数の大きいCO₂レーザーのほうがYAGの場合より短くなるのである。また、図から、応力尖頭値はスポット径が大きいほど減少すること、その程度はレーザー光の吸収係数が大のほど大きく、例えば、CO₂レーザー光による応力尖頭値はスポット径を7倍（電力密度は約50分の1）にすると応力尖頭値は10分の1に激減するのに対し、YAGレーザー光では半分程度に減少することなどがわかる。

以上、臨床使用で代表的なCO₂とYAGレーザーについてパルスモードの照射条件が発生熱応力に及ぼす影響を定量的に調べた。連続モー

Fig.7 Dependences of pulse width on peak values of thermal stresses.

ドのレーザー鍼においては、Fig.4から照射直後に単発の熱応力波が生じること、Fig.7から応力尖頭値はレーザー光の出力電力とスポット径とで定まること、などがそれぞれ読み取れる。したがって、照射ビームの連続出力が数mW程度のレーザー鍼においては熱応力は照射直後にしか生じないこと、応力尖頭値は同一の平均電力・スポット径のパルスモードでのそれより数千分の一倍と極めて小さくなること、などがわかる。このことは連続モードでのレーザー光照射による刺激効果が圧力よりはむしろ光作用で生ずることを想像させるものであるが、同作用による刺激効果には不明な点が多く、今後の研究に期待される。

なお、最近のレーザー鍼で頻用されはじめた半導体レーザーについては、人体皮膚組織に対する吸収係数が今のところ明かではないが、組織内の吸収電力分布を知れば照射条件に応じた

発生熱応力を本文の計算式で求められることはいうまでもない。

4. むすび

レーザー鍼による刺激因子のうち圧力刺激となる熱応力を取り上げ、これの計算式をレーザー光諸量との関係において導出し、代表的な治療条件における発生熱応力の空間分布を明らかにした。計算式は、照射レーザー光を多数のフィラメントビームで合成し、各微小ビームの照射で発生する熱応力をHuのモデルから求め、これらを重ね合わせて導出した。CO₂とYAGレーザー光の単発パルス照射で発生する熱応力の数値計算の結果、人体皮膚組織内で発生する熱応力はレーザー光の吸収係数が大のほど時間的にも空間的にも鋭くなること、パルス幅が長いほど発生熱応力の尖頭値は増加して飽和すること、そのパルス幅は吸収係数が大のほど短いこと、スポット径が小さいほど熱応力の尖頭値は増加すること、その依存性は吸収係数が大のほど顕著に現れること、などの知見が得られた。

レーザー光照射による発生熱応力が神経系にどのような刺激を与えるかは現時点においては全く不明ではあるが、レーザー鍼で照射条件を考慮しながら治療を行い、その効果とレーザー光照射条件との関係を把握することが今後の課題である。

参 考 文 献

- 1) 神川, 田和, 香山, 一見, 中村: レーザー研究, **14** (1985), pp. 202-207.
- 2) "低エネルギーレーザー医学国際シンポジウム (International Symposium on Low Energy Laser in medicine and Surgery, Tokyo '85)" (1985) p. 22, 66.
- 3) 例えば, 神川喜代男: "レーザー刺激による血行変動に関する研究", 昭58厚生省特定疾患スモン調査研究班研究業績集抜刷, V-A3, **V-A3** (1983), pp. 473-475.
- 4) 神川, 田和, 香山: 日本レーザー医学会誌, **5** (1985), pp. 215-220.
- 5) 藤原, 岡田, 加藤, 阿座上: 名古屋工業大学学报, **38** (1986), pp. 171-176.
- 6) 岡田, 藤原, 加藤, 阿座上: レーザー研究, **15** (1987), pp. 38-43.
- 7) 柴田, 藤原, 加藤, 阿座上: 信学論(B), **J69-B** (1986), pp. 1144-1146.
- 8) 石川, 藤原, 加藤, 阿座上: "Laser acupuncture による熱座力の計算", 昭和61年東海連大, No. 361, 362.
- 9) 石川, 藤原, 加藤, 阿座上: 信学技報 (1986) EMCJ86-61.
- 10) 石川, 藤原, 加藤, 阿座上: "Laser acupuncture で発生する熱応力の3次元解析", 昭和62年東海連大, No. 332.
- 11) 石川, 藤原, 加藤, 阿座上: 信学技報(1987), EMCJ87-86.
- 12) 石川, 藤原, 加藤, 阿座上: "レーザー鍼で人体皮膚組織内に生ずる熱応力の計算", 信学総全予稿, B301.
- 13) M. Ishikawa, O. Fujiwara, K. Katoh, T. Azakami: "Calculation of Thermal Stress inside Skin Tissue produced by Laser acupuncture", Trans. IEICEJ, E71 (1988), pp. 369-371.
- 14) C. L. Hu: J. Acoust. Soc. Amer., **46**(1969), pp. 728-736.
- 15) 大西, 神川: 医学のあゆみ, **124** (1983), pp. 589-594.
- 16) 渥美和彦監修: "レーザーの臨床", (メディカルプランニング, 1981年) p. 239.