

Laser acupuncture で生体組織内に生ずる熱応力の計算

藤原 修・石川昌広・加藤一夫・阿座上 孝

電気情報工学科

(1987年9月5日受理)

Calculation of Thermal Stress inside Tissue produced by Laser Acupuncture

Osamu FUJIWARA・Masahiro ISHIKAWA
Kazuo KATOH and Takashi AZAKAMI

Department of Electrical and Computer Engineering

(Received September 5, 1987)

Recently, the laser acupuncture has been getting the focus of attention. Although the clinical investigation is being actively performed, the mechanism has not been clear. In order to find out the effective therapeutic conditions from the engineering standpoint, we pay attention to the thermal stress inside the tissue produced by the laser acupuncture and are examining the characteristics. This paper presents a new method for analyzing the 3-dimensional distribution of the thermal stress. The numerical results are also given.

1. ま え が き

レーザーの医学応用は、眼底光凝固治療から始まり、CO₂ レーザを用いた外科手術用メス、YAG や Ar レーザによる内視鏡レーザー治療などの新しい治療法をもたらした。これらの治療法はレーザー光の熱エネルギーを利用するものであるが、近年、低出力のレーザー治療が注目を浴びている¹⁾。1973年カナダの Plog は、皮膚組織の刺入針に低周波電流を通電して治療する侵襲的な電針療法に対してレーザー光を用いる無侵襲療法を初めて提案した²⁾。この療法は「laser acupuncture」(以下 LA と略す)と呼ばれ、従来の針治療に較べて無痛で、しかも感染の可能性がないとされている。LA の臨床的研究については、1975年西独の MBB 社によって出力数 mW の He-Ne レーザ治療器が開発されて以来、近年の半導体技術の発達・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³⁾。我が国では、神川(明治鍼灸大学)らによって腰痛・神経痛の各種の疼痛除去、運動障害、末梢循環障害の改善などに関する数多くの臨床報告がなされている^{4),5)}。一般に、LA は神経刺激療法の一つとされ、いわゆる東洋医学の「鍼灸療法」に類似するといわれるが、治療効果の発現機序は未だ明らかでない^{6),7)}。筆者らは、レーザー光照射による刺激因子の一つとして皮膚組織内の発生熱応力を取り上げ、これの解析を通して工学面から見た LA の効果的治療条件を探索・検討している⁸⁾⁻¹⁰⁾。本

論文は、LA で皮膚組織内に生ずる熱応力の 3 次元解析法を提案し、併せて代表的治療条件での数値結果を示す。

2. 理 論

2.1 レーザ光照射と温度上昇

LA で発生す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。これを解析するには皮膚組織でのレーザー光の吸収電力分布とそれによる過渡的な上昇温度を知る必要がある。まず、皮膚組織

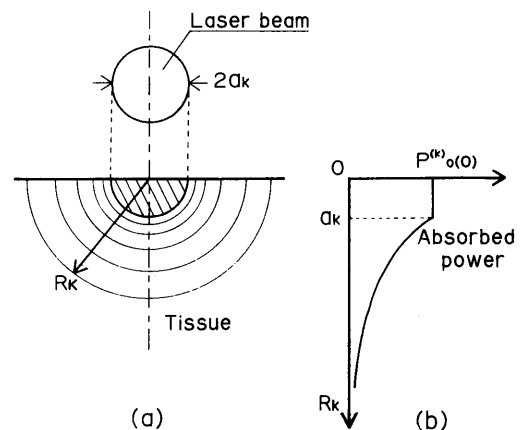


Fig. 1 Hu's model of laser beam irradiation and absorbed power distribution.

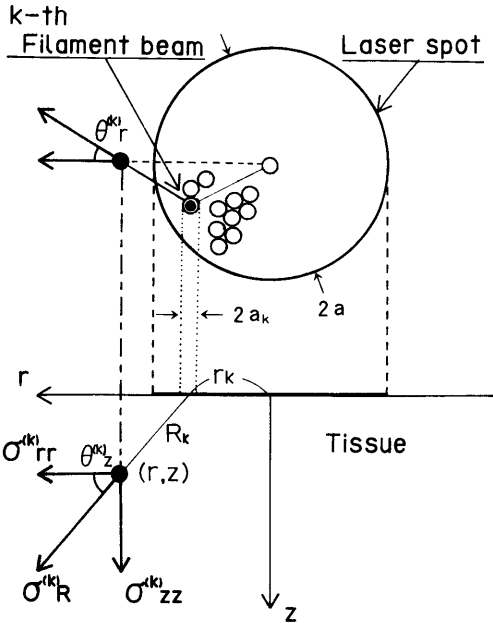


Fig. 2 Proposed model for analyzing 3-dimensional thermal stress and its coordinate system.

を半無限平面の様な弾性体とみなし、組織内部の位置を $O-R\theta\phi$ の球座標系で表す。図1は Hu の提案¹¹⁾ 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、ビーム径が $2a_k$ のレーザー光の吸収電力は直径 $2a_k$ の半球領域においては一定で距離 $R_k \geq a_k$ の範囲ではスポットを中心として放射状に指数減衰するとしている。しかしながら、皮膚組織に対しては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の皮膚組織における吸収電力は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、レーザー光を微小なフィラメントビームの集合体からなると考え、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。図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 $2a$ とし、レーザー光を N 個のフィラメントビームの集合体と考える。そのとき、 k 番目のフィラメントビームの出力電力を $E^{(k)}$ 、スポット径を $2a_k$ 、座標 (R_k, θ_k, ϕ_k) における単位体積当たりの吸収電力を $P^{(k)}(R_k)$ とすれば、同一場所 (r, θ_k, z) でのレーザー光の吸収電力 $P(r, z)$ は

$$P(r, z) = \sum_{k=1}^N P^{(k)}(R_k) \\ = \sum_{k=1}^N \frac{3E^{(k)}\alpha^2 \exp\{-\alpha_k(R_k - a_k)u(R_k - a_k)\}}{2\pi(A_k^3 + 3A_k^2 + 6A_k + 6)} \quad (1)$$

で与えられる¹¹⁾。ここで、

$$E_0 = \sum_{k=1}^N E^{(k)} \\ \pi a^2 = \sum_{k=1}^N \pi a_k^2 \\ R_k = \sqrt{(r - r_k)^2 + z^2} \\ A_k = \alpha a_k \quad (2)$$

であり、 α はレーザー光の皮膚組織における吸収係数、 $u(\cdot)$ は単位ステップ関数である。

つぎに、フィラメントビームの $P^{(k)}(R_k)$ による上昇温度を求める。レーザー光のパルス照射を対象とするときは皮膚表面での熱放散、内部の熱伝導および血流による冷却効果が無視できるので、パルス幅 T_0 のフィラメントビームによる上昇温度 $\tau^{(k)}(R_k, t)$ は

$$\tau^{(k)}(R_k, t) = \frac{P^{(k)}(R_k) \{t - (T_0 + t)u(t - T_0)\}}{\rho C} \quad (3)$$

となる。ここで、 ρ 、 C はそれぞれ皮膚組織の密度、比熱である。

2.2 熱応力の導出

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熱応力を導出し、そ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(3)から R_k 方向だけに依存するので、変位を u_k 、熱応力を σ_k とすれば、球座標系の熱弾性方程式は、

$$\rho \frac{\partial^2 u_k}{\partial t^2} = \frac{B}{R_k^2 \sin \theta_k} \left(\frac{\partial}{\partial R_k} \left(R_k^2 \sin \theta_k \frac{\partial u_k}{\partial R_k} \right) + \frac{\partial}{\partial \theta_k} \left(\sin \theta_k \frac{\partial u_k}{\partial \theta_k} \right) + \frac{\partial}{\partial \phi_k} \left(\sin \theta_k \frac{\partial u_k}{\partial \phi_k} \right) \right) + \frac{B\beta}{R_k^2} \frac{\partial}{\partial R_k} (R_k^2 \tau^{(k)}) \quad (4)$$

$$\sigma(k) = -B \left[\frac{1}{R_k^2} \frac{\partial}{\partial R_k} (R_k^2 u_{kR}) + \frac{1}{R_k \sin \theta_k} \frac{\partial u_{k\phi}}{\partial \phi_k} + \frac{1}{R_k \sin \theta_k} \frac{\partial}{\partial \theta_k} (\sin \theta_k u_{k\theta}) \right] \quad (5)$$

初期条件: $u_k |_{t=0} = 0$

$$\frac{\partial u_k}{\partial t} \Big|_{t=0} = 0 \quad (6)$$

境界条件: $u_k |_{R_k=0} = u_k |_{R_k=\infty} = 0$ (7)

と表せる。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(4)、(5)を式(6)、(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求められ、

$$\sigma_R^{(k)} = (B\beta\tau / \alpha v T_0) (K(R_k, t) - K(R_k, t - T_0)) \\ i) a_k/v \leq t < (R_k - a_k)/v$$

$$K = \frac{\left\{ 1 - \alpha v \left(t - \frac{R_k}{v} \right) \right\} \exp \left\{ \alpha \left\{ a_k + v \left(t - \frac{R_k}{v} \right) \right\} \right\}}{2 \alpha R_k}$$

ii) $(R_k - a_k)/v \leq t < (R_k + a_k)/v$

$$K = \frac{\frac{1}{2} \left(A^2 - \left\{ \alpha v \left(t - \frac{R_k}{v} \right) \right\}^2 \right) + A + 1}{2 \alpha R_k}$$

iii) $(R_k + a_k)/v \leq t$

$$K = \frac{\left\{ 1 + \alpha v \left(t - \frac{R_k}{v} \right) \right\} \exp \left\{ \alpha \left\{ a_k + v \left(t - \frac{R_k}{v} \right) \right\} \right\}}{2 \alpha R_k}$$

(8)

となる。ここで、 v は熱弾性波の伝搬速度である。
 結局、レーザ光照射による発生熱応力は $\sigma_R^{(k)}$ を重ね合わせれば求められ、 z 成分を σ_{zz} 、 r 成分を σ_{rr} とするときは、図2に示すように、

$$\sigma_{zz}(r, z, t) = \sum_{k=1}^N \sigma_R^{(k)}(t) \sin \theta_z$$

$$\sigma_{rr}(r, z, t) = \sum_{k=1}^N \sigma_R^{(k)}(t) \cos \theta_z \cos \theta_r$$

(9)

で与えられる。

3. 数値計算例

実際に臨床で利用されているLAは波長600-1000 nm、出力数百 μW から数十mWのレーザ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るという¹²⁾。本論文では、代表例として、GaAlAs 半導体レーザ(波長: 930nm、出力電力 $E_0 = 1 W$ 、ビームスポット径 $2a = 3 mm$)を黄色人種の皮膚組織にパルス照射(パルス幅 $2 \mu s$)したときに発生する熱応力の数値結果を示す。但し、皮膚組織の熱弾性定数は表1に示す数値¹³⁾を用いる。レーザ光は $N = 130$ 個のフィラメントビームで構成し、各ビームの出力電力と径はすべて同じとする。そのとき、式(2)から $E_0^{(k)} = 7.14 mW$ 、 $a_k = 0.115 mm$ となる。

図3はレーザ光照射の皮膚組織における吸収電力分布の鳥かん図を示す。図は式(1)から計算したものであり、

Table 1 Numerical values of tissue properties for calculating thermal stress.

Coefficient of absorption	α	10/cm
Coefficient of thermal expansion	β	$4.1 \times 10^{-5}/^\circ C$
Specific heat	C	$3.35 J/g \cdot ^\circ C$
Sound velocity	V	$1.57 \times 10^5 cm/s$

これから吸収電力は吸収係数 α が大きいほど皮膚表面に集中する様子がわかる。図4はレーザ光を照射してから時刻 $t = 5 \mu s$ における σ_{zz} と σ_{rr} の鳥かん図を示す。図(a)によると、 σ_{zz} は圧縮波と膨張波が照射面を中心とし

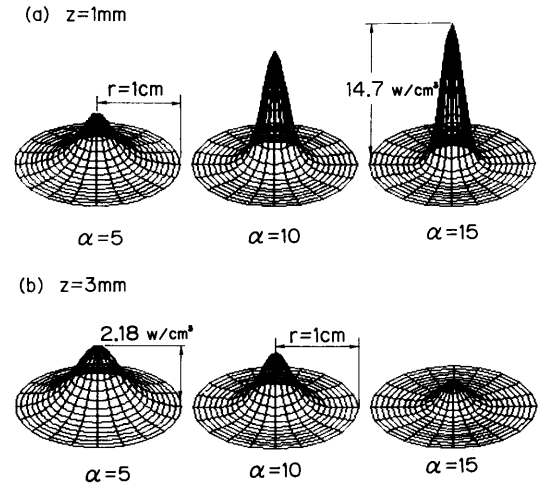


Fig. 3 Calculated absorbed power distributions inside tissue irradiated by 130 filament laser beams.

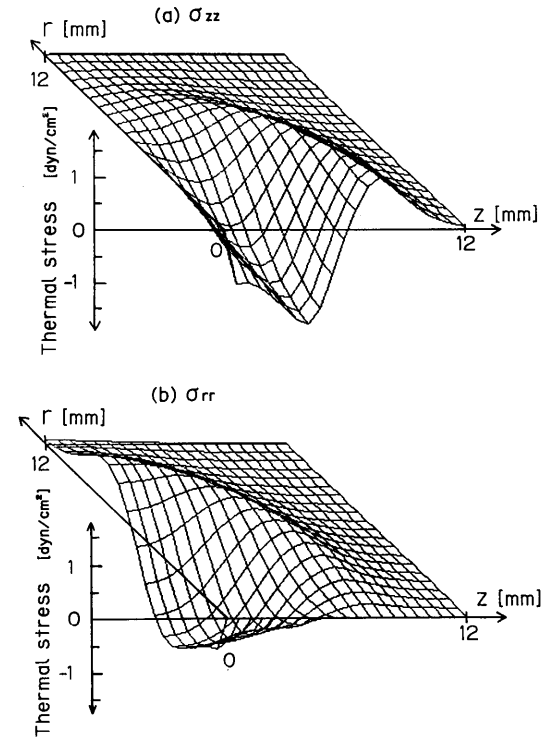


Fig. 4 Calculated bird's-eye views of thermal stress.

て放射状に発生していること、その大きさは $r = 0$ 付近で最大となり r に反比例して減衰していること、などが知られる。同図(b)から、 σ_{rr} も σ_{zz} と同じく膨張波と圧縮波とが生じているものの、大きさについては $r = 0$ 付近で逆に最小となり z に反比例して減衰していること、な

どがわかる。図5(a)は $r = 0$ における σ_{zz} の計算波形を示す。これから、例えば $z = 2\text{mm}$ における熱応力は最大 2.7dyn/cm^2 で、この値は一次元モデルによる同一条件での計算値(最大値 14dyn/cm^2)¹⁰⁾ と比べると著しく小さいこと、また最大値は z に反比例して減衰すること、などがわかる。同図(b)は $z = 1\text{mm}$ における σ_{rr} の計算波形で、例えば $r = 2\text{mm}$ では最大値が 1.9dyn/cm^2 になり、この場合も σ_{zz} と同じく r に反比例して減衰することがわかる。図6は吸収係数 α を変化したときの σ_{zz} と σ_{rr} の計算波形である。図によると、吸収係数が大きいほど熱応力波形は鋭くなり、ピーク値も増加することが知られる。この理由は、吸収係数が大のときはレーザー光の電力が皮膚表面でほとんど吸収され、そこで大きな熱膨張が生ずることによると考える。

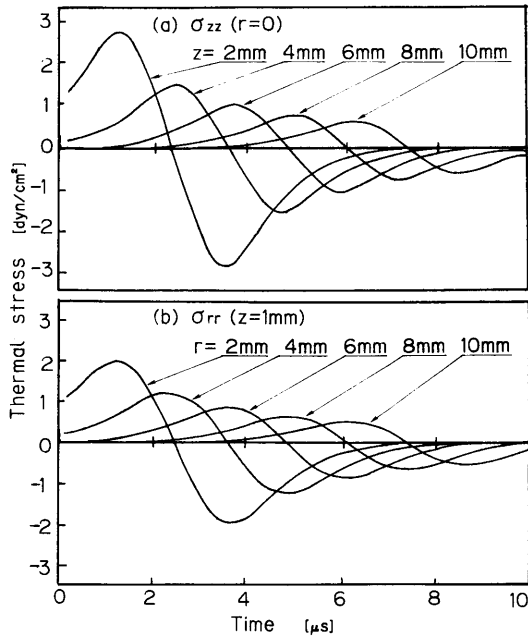


Fig. 5 Calculated waveforms of thermal stress (I).

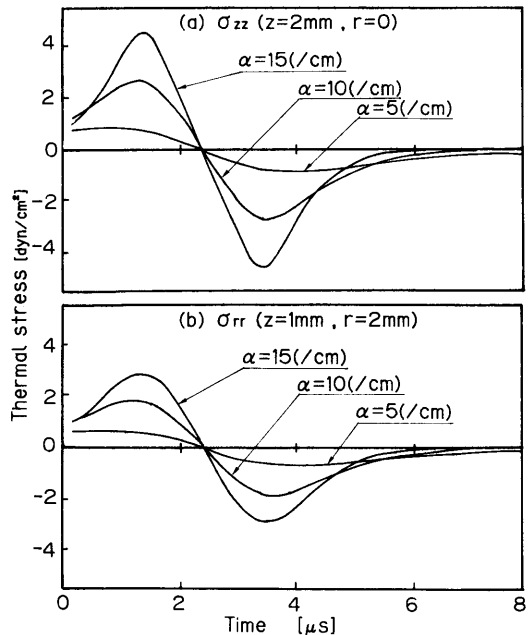


Fig. 6 Calculated waveforms of thermal stress (II).

4. む す び

本論文は、Laser acupuncture の効果的治療条件を探索することを目的として、レーザー光照射の皮膚組織内で発生する熱応力の計算式を解析的に導出し、代表的な治療条件での熱応力の数値例を示した。今回はレーザー光をフィラメントビームの集合体とみなし、各微小ビームの照射で生ずる熱応力を Hu のモデルから導出して重ね合わせる手法を用いた。計算の結果、人体皮膚内部で発生する熱応力は照射面を中心として放射状に伝播・減衰すること、発生熱応力のピーク値は一次元解析のそれに比べてかなり小さくなること(約5分の1)、ピーク値の吸収係数 α の依存性が一次元解析に比して意外に大きいこと、例えば α が大のほど(レーザー光の波長が長いほど)ピーク値は増加すること、などが新たに判明した。

文 献

- 1) 田口, 黒川, 稲場, 大原: “低出力レーザーの医学応用”, BME, 1, 7, pp. 518-522 (昭62-7).
- 2) 神川, 田和, 香山, 一見, 中村: “低出力レーザー治療”, レーザー研究, 14, 3, pp. 202-207(昭60-3).
- 3) “低エネルギーレーザー医学国際シンポジウム”(昭60-07).
- 4) 神川: “レーザー刺激による血行変動に関する研究”, 厚生省特定疾患スモン調査研究班研究業績集(昭58年度).
- 5) 神川, 田和, 香山: “低出力レーザーによる痛みの治療”, 日本レーザー医学会誌, 5, 3, pp. 215-220 (1985-1).
- 6) 藤原, 岡田, 加藤, 阿座上: “低エネルギーレーザー光による生体効果の実験的考察”, 名古屋工業大学学

- 報, 38, pp. 171-176 (1986).
- 7) 岡田, 藤原, 加藤, 阿座上: “低エネルギーレーザー光の蛋白質の構造ゆらぎに及ぼす影響”, レーザー研究, 15, 1, pp. 38-43 (昭62-01).
 - 8) 石川, 藤原, 加藤, 阿座上: 昭和61年東海連大, No.361, 362.
 - 9) 石川, 藤原, 加藤, 阿座上: 昭和62年東海連大, No.,
 - 10) 石川, 藤原, 加藤, 阿座上: 信学技報, EMCJ 86-61.
 - 11) C. L. Hu: J. Acoust. Soc. Amer, 46, 3, pp. 728-736 (Oct. 1969).
 - 12) 大西, 神川: “レーザー針装置の開発とその臨床応用”, 124, 5, pp. 589-594 (昭58-1).
 - 13) 柴田, 藤原, 加藤, 阿座上: 信学論(B), J 69-B, 10, pp. 1144-1146 (昭和61-10).