

血管シース抜去孔に対するレーザー照射時の温度分布シミュレーション

北里大学 医療衛生学部 医療工学科 臨床工学専攻 医療電子工学研究室

村田崇一郎

要旨

我々は、カテーテルインターベンションで使用されるシースの抜去孔の閉鎖方法として、レーザーシーリングを提案している。本研究は、レーザーシーリングに適した照射条件の導出を目的とした。シース抜去孔を模擬した熱伝導モデルを作成し、各照射条件における血管表面での温度履歴を計算した。コラーゲン変性温度である 42–60°C を保持する時間が長いほど溶着成功率が高くなり、レーザー照射条件の最適化をできる可能性が示唆された。

1. 背景

カテーテルインターベンションとは、カテーテルと呼ばれる細い管状の機器を血管内などに挿入して診断や治療を行う医療手法である¹⁾。この治療において欠かせない医療機器としてシースがある。シースはカテーテルを血管にアプローチするための経路となり、シースを抜去した後は血管壁にシース抜去孔が残存する。シースを抜去した後の止血には用手圧迫法や様々な止血器具が用いられている。しかし、用手圧迫法では 15–20 分の圧迫に加え、12 時間程度の絶対安静を要するため患者の QOL が著しく低下する。止血器具では手技の複雑さや異物留置による下肢の感染、虚血などの課題がある。そのため、より簡便で強度の高い止血方法が望まれている。

そこで新たな止血方法として、レーザーシーリングを提案する。レーザーシーリングは、止血部分を加圧しながらレーザーを照射することで、血管および周囲組織のコラーゲンを加熱して抜去孔を閉塞する。本実験では、レーザー照射による血管加温実験を模擬した熱伝導モデルを作成し、先行研究での実測データと比較することで作成したモデルの有用性を明らかにした。また、血管外膜溶着実験系を模擬する熱伝導モデルを作成し各照射条件における血管表面での温度履歴を計算した。

2. 方法

2.1 温度計測シミュレーション

摘出したブタ頸動脈に対するレーザー照射中の温度変化を調査した先行研究の系を模擬する熱伝導計算モデルを構築し、温度履歴シミュレーションを行い実測データと比較した。構築したモデルは先行研究の系を単純化し、血液、血管、シリコンゴムシートの 3 層構造とした (Fig. 1)。血液、血管、シリコンゴムシートの熱物性値は Table 1, 2 に示す値を使用した^{2)–6)}。レーザーの照射条件は放射照度 0.4 W/mm²、波長 1064 nm、ビーム径 2 mm、照射時間 60 sec とした。

レーザーはガウス分布にしたがっているため、測定箇所によって温度の差があること、熱電対で温度を測る際に照射範囲内で手技による測定箇所の人為的誤差が生じることが考えられる。そのため、ビーム中心である T_1 、中心から 0.5 mm 離れた T_2 、1 mm 離れた T_3 の 3 箇所温度を計算した。物体の初期温度は 25°C とした。

シミュレーションソフトは、Quick Therm (株式会社計算力学研究センター, 大阪, 日本) を使用した。

2.2 熱伝導計算によるレーザー照射条件の探索

血液存在下における波長 1064 nm のレーザー照射時のブタ頸動脈外膜溶着実験最適条件を調査した先行研

究の系を模擬する熱伝導計算モデルを構築し、熱伝導シミュレーションにより血管表面での温度を計算した。

先行研究ではシート状にした頸動脈 2 枚でファイバーを挟み込み、血管とファイバーをゴムシートで固定し、パワー (0.2, 0.4, 0.8 W) にてそれぞれ蓄積エネルギー密度が 15, 25 J/mm³ となるようにレーザーを照射しながら、ファイバーを 5 mm 抜去した⁷⁾。先行研究の照射条件における血管表面での温度分布を明らかにするために、Fig. 2 のような断面のモデルを作成した。血管壁の厚みは実測し、1.2 mm とした。また、血管の幅は 5 mm 引き抜いた時に影響が出ないように 10 mm、2 枚の血管の間隔はファイバーのコア径である 0.8 mm とした。軸は照射開始位置を 0 mm、照射終了位置を -5 mm とするようにとった。熱物性値は Table 1, 2 に示す値を使用した²⁾⁶⁾。物体の初期温度は 37°C とした。

3. 結果

3.1 温度計測シミュレーション

レーザー照射後 10 sec では、 T_1 と T_2 の温度差は 3.94°C、 T_1 と T_3 の温度差は 12.6°C であった。20 sec では、 T_1 と T_2 の温度差は 4.31°C、 T_1 と T_3 の温度差は 14.0°C であった。30 sec では、 T_1 と T_2 の温度差は 4.46°C、 T_1 と T_3 の温度差は 14.6°C であった。40 sec では、 T_1 と T_2 の温度差は 4.54°C、 T_1 と T_3 の温度差は 14.9°C であった。50 sec では、 T_1 と T_2 の温度差は 4.58°C、 T_1 と T_3 の温度差は 15.0°C であった。60 sec では、 T_1 と T_2 の温度差は 4.61°C、 T_1 と T_3 の温度差は 15.1°C であった。Figure 3 にシミュレーションと実測の照射時間における温度の関係を示す。シミュレーションの結果は、温度計測箇所 3 点の平均をした。シミュレーションと実測の誤差の平均は 3.53°C となった。

3.2 熱伝導計算によるレーザー照射条件の探索

レーザー照射範囲内である -5-0 mm で各温度範囲に保持された平均時間を Fig. 4 に示す。パワー 0.2, 0.4, 0.8 W において、コラーゲン変性温度である 42-60°C に保持された時間はそれぞれ 85, 32, 14 sec であり、0.2 W のとき最も長くなった。また、100°C 以上に保持された時間はパワー 0.2, 0.4, 0.8 W においてそれぞれ 47, 146, 109 sec であり、0.4 W のとき最も長くなった。

Figure 5 にパワー 0.2 W における蓄積エネルギー密度 15 および 25 J/mm³ において各測定点で各温度範囲に保持された平均時間を示す。照射時間は 15 J/mm³ で 375s、25 J/mm³ で 625sec であり、コラーゲン変性温度である 42-60°C に保持された時間は蓄積エネルギー密度 15, 25 J/mm³ でそれぞれ 85, 63 sec であった。

4. 考察

4.1 温度計測シミュレーション

T_1 から T_3 の温度のばらつきは 10, 60 sec でそれぞれ 6.44, 7.44°C であり、シミュレーションと実測の誤差平均は 3.53°C と手技の誤差を考慮した温度のばらつきの範囲内にあるため、モデルは妥当であると考えられる。

レーザーは上層である血液に照射しているため、血液の下層にある血管の比熱温度依存性を考慮しても血液表面で計測した T_1 - T_3 への影響は小さいと考えられる。そのため、血液の比熱温度依存性を実測し、モデルを構築することでさらに正確性の高いシミュレーションができると考えられる。

4.2 熱伝導計算によるレーザー照射条件の探索

蓄積エネルギー密度 25 J/mm³ においてパワーが 0.2, 0.4, 0.8 W のとき溶着成功率はそれぞれ 75, 20, 0% となった⁷⁾。コラーゲン変性温度である 42-60°C に保持された時間が長いほど、溶着成功率上昇した。パワー 0.8 W では、10 sec の照射で 100°C に到達し、100°C 以上の高温に曝された時間が長くなることで組織が不可逆的な変性を起こしたと考えられる。また、コラーゲンによる生体溶着は温度だけでなく圧迫による影響も受ける。しかし、先行研究ではゴムシート 2 枚で挟み血管を接触、圧迫させているが、具体的な数値は明らかになって

おらず、手技による圧力の強弱が溶着成功率に大きく影響していることが考えられる。

パワー0.2 Wにおける蓄積エネルギー密度 15, 25 J/mm³の溶着成功率はそれぞれ 20, 75%であった⁷⁾。Figure 5 からコラーゲン変性温度である 42–60°C を含めた 70°C までは 2 つの条件において各温度範囲に保持された時間に大きな違いは見られないが、70°C 以上では大きな差が見られる。このことから、コラーゲン溶着には 42–60°C よりも高い温度が必要である可能性が考えられる。

5. 結語

本研究は、熱伝導シミュレーションによりレーザーシーリングにおける血管内温度分布を明らかにし、先行研究の溶着効果の実測と比較することで、組織温度と溶着効果の関係を検討することを目的とした。摘出ブタ頸動脈に対するレーザー照射時の表面温度の経時変化を計測した実験系を模擬する熱伝導モデルを作成し、実測データと比較することで構築したモデルの有用性を明らかにした。また、摘出ブタ頸動脈外膜のコラーゲン溶着実験を模擬する熱伝導計算モデルを構築し、各照射条件における血管表面での温度履歴を計算した。コラーゲン変性温度である 42–60°C を保持する時間が長いほど溶着成功率は高くなった。構築した熱伝導モデルを使用し、パワー、照射時間など様々な照射条件でのシミュレーションを行い、コラーゲン変性温度をより長い時間保持した場合や他の温度範囲を保持する時間とのバランスを変えることで、短時間で溶着効果を得るレーザー照射条件の最適化をできる可能性があると考えられる。シミュレーションにより評価したため生体と同じ条件ではないが、血管溶着の際に血液の凝固が生じ、血栓による血流障害が考えられる。今後は血液凝固の影響についても検討する必要がある。

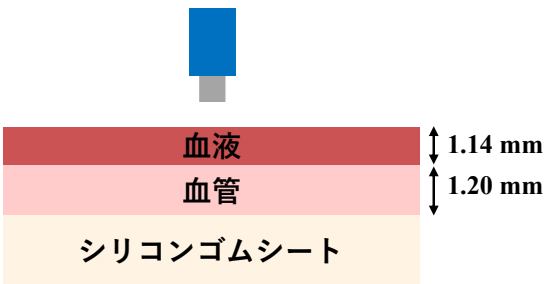


Fig. 1 温度計測実験系の単純化

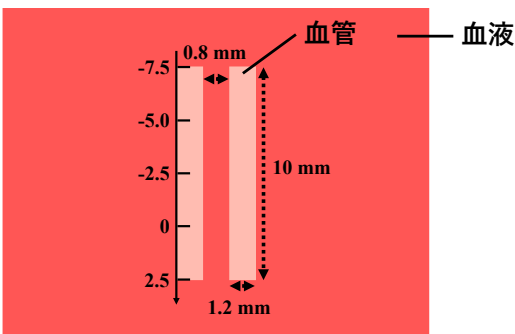


Fig. 2 溶着実験系の単純化

Table 1 温度計測シミュレーションで使用了した熱物性値

	吸収係数 mm ⁻¹	比熱 J/(kg°C)	熱伝導率 W/(mm°C)
血液	1.05×10^{-6}	3.83×10^3	5.20×10^{-4}
血管	1.08×10^{-6}	調整値	4.90×10^{-4}
シリコンゴム	1.20×10^{-6}	1.34×10^3	2.00×10^{-4}

Table 2 血管の比熱の温度依存性

温度 [°C]	比熱 [J/(kg°C)]
T < 40	5.00×10^3
40 ≤ T < 50	5.60×10^3
50 ≤ T < 60	6.70×10^3
60 ≤ T < 70	8.20×10^3
70 ≤ T < 80	1.10×10^4
80 ≤ T	1.40×10^4

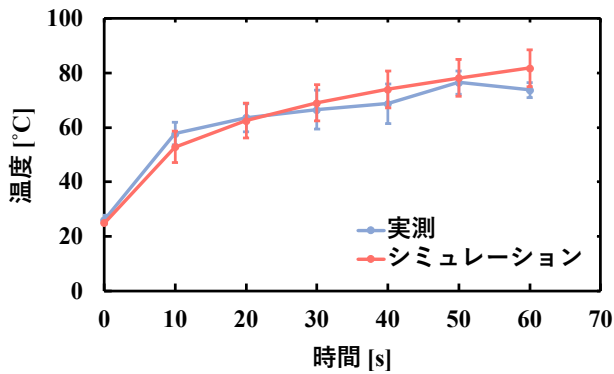


Fig. 3 血管の比熱温度依存性を考慮したときの照射時間における温度の関係
[Mean±SD (シミュレーション : T_1-T_3 , 実測 : N=6)]

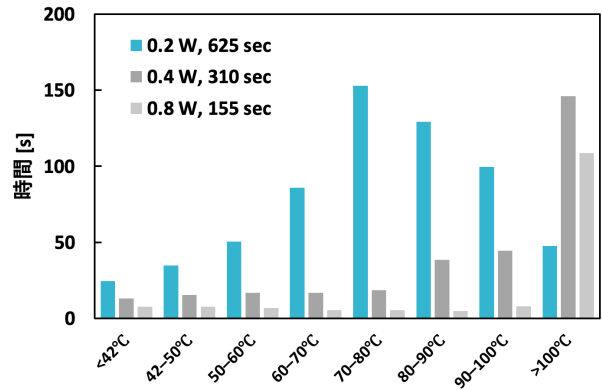


Fig. 4 蓄積エネルギー密度 25 J/mm^3 における各パワーでの照射範囲内で各温度範囲に保持された平均時間

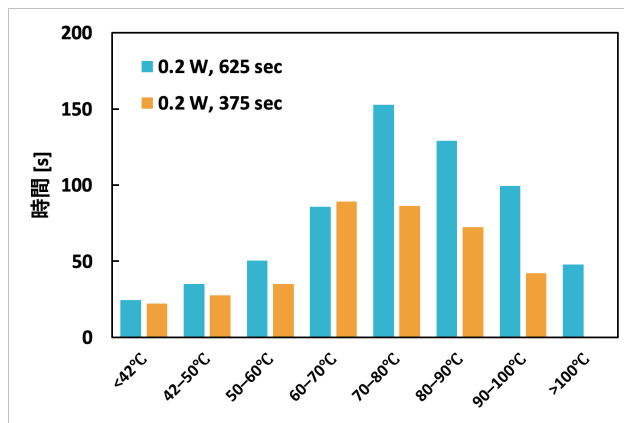


Fig. 5 パワー0.2 W における蓄積エネルギー密度 $15, 25 \text{ J/mm}^3$ での照射範囲内で各温度範囲に保持された平均時間

文献

- 1) 矢嶋純二: これから始める心臓カテーテル検査, pp. 2-10, 株式会社メジカルビュー社, 2019.
- 2) Volodymyr M, Nahirnyak, Suk Wang Yoon, et al.: Acousto-mechanical and thermal properties of clotted blood, The Journal of the Acoustical Society of America, 119(6), pp. 6-8, 2006.
- 3) Fiala, Dusan, et al.: UTCI-Fiala multi-node model of human heat transfer and temperature regulation, International journal of biometeorology, 56, p.431, 2012.
- 4) 佐藤隆幸: 有限要素解析に基づいた熱痛発生時の痛覚受容器温度の推定, 人間工学, 44(1), p.16, 2022.
- 5) 斉藤義明, 加藤和夫, 松田甚一: RF 誘電加温方式の加温特性, 日本ハイパーサーミア学会誌, 1(1), p. 22, 1985.
- 6) 加藤佑樹: 短時間加温型血管形成術: 血管熱伝導シミュレータの比熱調整, 慶應義塾大学理工学部物理情報工学科卒業論文, 2008.
- 7) 増田有矢, シース抜去孔レーザーシーリングにおける血液が及ぼす光照射への影響, 北里大学卒業論文, 2022.

指導教員

北里大学医療衛生学部医療工学科臨床工学専攻医療電子工学研究室

小川恵美悠