

生体組織融着技術を用いた血管吻合装置の開発

—ステントの加熱と融着強度の評価—

Development of Blood Vessel Anastomosis Device using Tissue Adhesion Method

—Evaluation of Heat Characteristics and Adhesive Strength—

○ 橋本一生(東京理科大学大学院) 田代翔子(東京理科大学大学院) 柴建次(東京理科大学)

岸田晶夫(東京医科歯科大学) 尾関和秀(茨城大学) 増澤徹(茨城大学)

Issei HASHIMOTO, Graduate school of Tokyo university of science

Shoko TASHIRO, Graduate school of Tokyo university of science

Kenji SHIBA, Tokyo university of science

Akio KISHIDA, Tokyo medical and dental university

Kazuhide OZEKI, Ibaraki university

Toru MASUZAWA, Ibaraki university

Abstract: Today suturing is main technique for blood vessel anastomosis. But more easily and speedy possible technique is demanded because suturing needed a complicated maneuver. The aim of our study was to develop a suture-less anastomosis technique that uses a tissue adhesion method. We inserted a stent into a blood vessel and adhered it to the inner tissue of the blood vessel wall by using an induction heating coil. In this study, the heat characteristics and adhesive strength of the stent inside a porcine artery were measured. In the results, a maximum adhesive strength of 0.02 MPa was obtained.

Key Words: Tissue adhesion, Stent, Sutureless anastomosis

1. 緒言

血管吻合術はこれまで縫合を用いた方法が主流であった。しかし、より簡易的な方法で手術時間を短縮させ成功率を高めることが求められている。無吻合血管吻合法として止血用クリップを用いた端々吻合法やレーザー血管吻合、マイクロサージェリー用の自動吻など様々な手法が研究されている。¹⁻⁴⁾本研究は生体組織融着技術^{5,6)}を用いた新たな無縫合血管吻合法を提案している。生体組織融着技術は生体組織と材料を接合する技術であるが、レーザーや電気メスとは異なり、生体組織に対して熱、圧力、振動を低レベルで複合して与えるため生体組織の損傷が少ないという特徴を持つ。

2. 実験方法

2-1 ステントの加熱

誘導加熱を用いたステントの加熱実験を行った。実験機器の構成を Fig. 1 に示す。磁場印加のためのコイルは 80 回巻きのソレノイドコイルを用いた。このコイルは 40 回巻きのコイルを 2 直列につないだ構造をしており、コイル同士の間隔を 4 mm とした (Fig.2)。コイルの内径は 30 mm で高さは 18 mm (一段あたり) である。線材にはリッツ線 (2UEW 線, 素線径 0.05 mm - 120 本束) を用いた。コイルは外径 30 mm のアクリル製のパイプに巻きつけて作製した。コイルは電気ワニス (信越シリコーン, KR114A) でコーティングし、水分が付着した場合のショートを防止した。このコイルはステントを固定するための支柱を作製し、これに取り付けた。固定のための支柱はアクリルで作製した。ステントと支柱の接触部にはアクリルが熱で変形しないように、パテ (セメダイン, エポキシ樹脂) を用いて直接ステンレスとアクリルが触れないようにした。温度測定には熱電対温度計 (佐藤商事, 47SD) に J 型熱電対を用い

て行った。温度はステント、コイル表面、雰囲気温度を測定した。熱電対先端は絶縁及び防水のためにポリイミドテープ (hi-band 社, HB 830) を三重に覆い処理した。

電源構成はファンクションジェネレータ (IWATSU, SG-4105) と高速絶縁アンプ (NF ELECTRONIC INSTRUMENTS, 4025) を用いた。これに、加熱用コイル及び共振用キャパシタを直列接続した。回路に印加される電圧及び電圧プローブ (TEKTRONIX, P6021), 電流は電流プローブ (TEKTRONIX, P3010) を使用し、オシロスコープ (TEKTRONIX, TDS 3014B) で測定した。熱電対温度計で測定した温度情報をコンパレータ (佐藤商事, PRS-2321) に入力し、ファンクションジェネレータの GATE INPUT に TTL レベルの信号を入力することで温度制御を行った。コンパレータの閾値は、下が 82 °C, 上が 88 °C として、ステントの測定温度が 82 °C 以下の場合にはファンクションジェネレータの出力は ON, 88 °C より高い場合は OFF となる。

血管に挿入するステントは、外径 16 mm, 高さ 20 mm のものを作製した。ステントの材質は SUS304 で、メッシュ間隔は 1 mm である。

使用した血管はブタ動脈で内径が約 2 mm, 高さ約 20 mm に切りそろえ (Fig. 3a), 平均重量は 2.2 g (2 回の平均) であった。この血管に試作したステントを挿入し (Fig. 3b), 作製したコイル内に設置した (Fig. 3c)。

誘導加熱は周波数 500 kHz, 電流 700 mA の条件で行った。加熱は 3 分間行い、10 秒毎に温度を記録した。

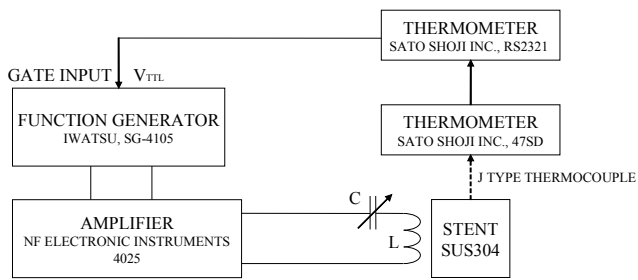


Fig. 1 Experimental circuit

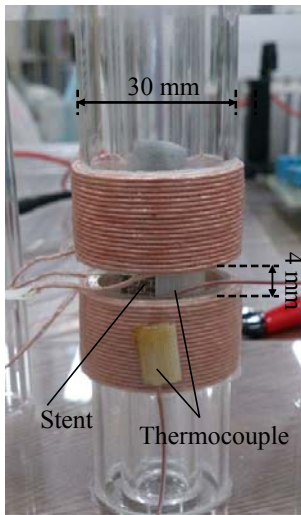


Fig. 2 Induction heating coil

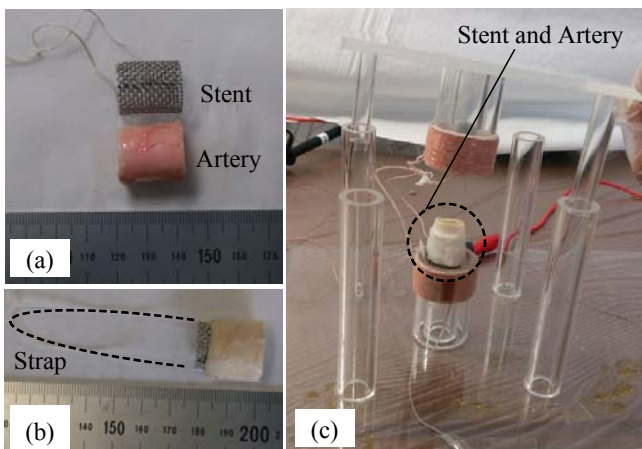


Fig. 3 Stent setup in heating system

2-2 引張試験

ステントの温度が 40 °C 以下になった後に引張試験を行った。引張強度の測定にはデジタルフォースゲージ (AD-4932A, AND)を用いた。血管を手で固定し、ステントにストラップを取り付け、フォースゲージのフックにかけた。この状態でステントと血管がせん断方向に力がかかるように試験を行った(Fig. 4)。測定にはピークホールド機能を用いて、引張を行い血管とステントが乖離するまでの最大の強さを融着強度とした。評価する際に、血管とステントが接していた面積で除することで単位面積あたりの強度を算出した。ステントは格子状なので、実際の面積はステントが格子状でないとときの約 44.1 %であることを計算より求め、これより実効的な融着面積を算出し、単位面積当たりの融着強度を求めた。



Fig. 4 Measurement adhesive strength

3. 結果

3-1 ステントの加熱

加熱実験を行った際のステントの温度変化を Fig. 5 に示す。過熱開始から 20 秒で 80 °C に達した。制御により 80 - 90 °C の間で安定していることが確認できた。

Fig. 6 に加熱後の血管の様子を示す。Fig. 6a より熱により変性していることが見て取れるが、Fig. 6b より顕著な炭化などが起きていないことがわかる。

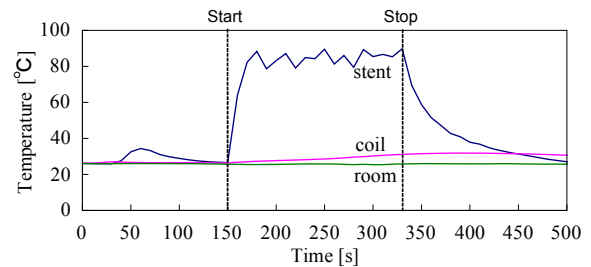


Fig. 5 Measurement temperature as a function of elapsed time

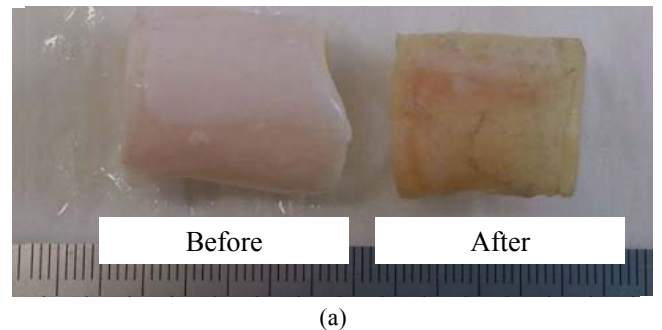


Fig. 6 Artery after heating

(a) Before heating and after, (b) Inside of artery after heating

3-2 引張試験

ステントと血管のせん断方向の融着強度を Table 1 に示す。2 回の測定の平均融着強度は 0.02 MPa であった。また、引張試験後に血管内壁を確認したところ炭化など局所的な変化は見られなかった。

Table 1 Adhesive strength between stent and porcine artery

Adhesive strength [MPa]	
1	0.02
2	0.02
average	0.02

4. まとめと考察

平均融着強度は0.02 MPaであったが、これは先行研究^{5,6)}と比較して一桁程度低い値である。これは、今回の実験では、血管径がステント径より若干小さいことで径方向の圧力が生じていたことが考えられるが、意図的に加圧するのに比べて十分な圧力が加わっていなかったことと、微小振動を加えなかったことが融着強度低下の原因であると考えられる。今後は加圧システムの開発に加えて、血管吻合に必要な圧力の定量的な評価方法についても検討していく。また、温度上昇の速さと加温時間によって血管に与える損傷に違いが出るのが考えられるので、検証を行う。

参考文献

- (1) 三浦禎司, 佐藤成, 渡辺徹雄, その他, 止血用クリップを用いた人工血管端々吻合, THE JOURNAL of JAPANESE COLLEGE of ANGIOLOGY, vol. 51, no. 2, pp. 191-196, 2011.
- (2) Francesca Rossi, G. Esposito, G. Rossi, et al., Experimental study on laser assisted vascular repair and anastomosis with ICG-infused chitosan films, 2011.
- (3) C.J.Zeebregts, R.H.Heijmen, J.J.van den Dungen, R.van Schilfgaarde, Non-suture methods of vascular anastomosis, British Journal of Surgery, vol. 90, pp. 261-271, 2003
- (4) 高田秀路司, 佐藤成, 橋爪英二, その他, 新しい血管吻合 - 臨床応用に向けての動物実験における検討, THE JOURNAL of JAPANESE COLLEGE of ANGIOLOGY, vol. 44, no. 12, pp. 787-791, 2004.
- (5) Ayako Katoh, Toru Masuzawa, Kazuhide Ozeki, et al., Development of tissue adhesion method using integrated low-level energies, Medical Engineering & Physics, vol. 32, pp. 304-311, 2010.
- (6) Toshiyuki Aodai, Toru Masuzawa, Kazuhide Ozeki, et al., Effect of metal surface characteristics on the adhesion performance of the integrated low-level energies method of adhesion, J Artif Organs. vol. 15, pp. 386-394, 2012.