

低エネルギー生体融着デバイスの開発-圧力測定機構の付加-

Development of adhesion device using low-level energy -pressure measurement unit-

- 丸岡寛明 (茨城大学) 増澤 徹 (茨城大学) 橋本英子 (茨城大学)
- 青代敏行 (松江工業高等専門学校) 岸田晶夫 (東京医科歯科大学)
- 船本誠一 (札幌医科大学) 樋上哲哉 (札幌医科大学)

Hiroaki MARUOKA, Ibaraki University
 Toru MASUZAWA, Eiko HASHIMOTO, Ibaraki University
 Toshiyuki AODAI, Matsue College of Technology
 Akio KISHIDA, Tokyo Medical and Dental University
 Seiichi Funamoto, Tetsuya HIGAMI, Sapporo Medical University

Abstract: We have developed an adhesion forceps using integrated low-level energies of heat and pressure. In this study, forceps pressure measurement unit is developed using force measurement sensors. A force sensitive resistor and a strain gauge are evaluated as the force measurement sensor. The force sensitive resistor has unstable and non-linear characteristic. The strain gauge has stable and linear characteristics and is good to measure the forceps pressure in the range of 0-12 MPa.

Key Words: Adhesion, Surgical device, Force Sensitive Resistor, Strain gauge

1. 緒言

我々は、低エネルギーの熱・圧力を複合して生体組織に与えることで、低損傷で高強度な血管止血を実現する新しい鉗子型融着デバイスの開発を行っている⁽¹⁾。これまでのデバイスでは、接合時に試料にかかる圧力は施術者の握力により、その調整が困難であることが課題であった。そこで本研究では接合時に試料にかかる圧力を計測するため、デバイス把持部にセンサを取り付けた。センサとして感圧センサとひずみゲージを比較検討した。

2. 装置概要

2.1. 鉗子型接合実験装置概要

図 1 に鉗子型融着デバイスとヒータ構造の概略図を示す。本デバイスは全長 238 mm の鉗子型である。デバイス先端にヒータを配置して、生体組織を挟むことで熱と圧力を与える。ヒータは断面積が幅 1 mm、長さ 10 mm のアルミニウム片に長さ 35 mm、抵抗 33.78 Ω/m のニクロム線を巻いたものを用いた。またヒータ周囲に断熱材の PTFE を配置した。温度制御システム構成を図 2 に示す。温度制御はデジタル PID 制御器、専用 PWM アンプと熱電対を用いて行う。ヒータで生体組織を挟むまでの温度を予熱温度、挟んでいるとき生体組織が熱電対に触れるためこの温度を生体組織温度と定義する。デジタル PID 制御器は熱電対によって計測された温度と目標温度の差より操作量を生成する。操作量は専用 PWM アンプに入力され PWM 信号に変換される。PWM 信号を PWM アンプ内の FET で増幅し、ヒータに流す電流をスイッチング制御することで、予熱温度と生体組織温度を制御する。目標温度を予熱温度とするか生体組織温度とするか手元のスイッチにより切り替える。

2.2. センサ概要

先端にかかる圧力計測方法として、以下の 2 種類の方法を検討した。

- ① 把持部圧力を INTERLINK ELECTRONICS 社製感圧センサで計測する方法
- ② 鉗子部のひずみから KFG 汎用箱ひずみゲージで計測する方法

2.2.1. 感圧センサ概要

図 3 に感圧センサの構造概略図を示す。非操作時は電極とカーボンシートに隙間があり導通しないため抵抗が無限になる。センサに力が加わると電極とカーボンシートが接触し導通を始め、さらに強く力が加わると接触面積が増加、抵抗値が力に反比例するように減少する。

2.2.2. ひずみゲージ概要

ゲージに力が加わりせん断ひずみが発生した際のせん断ひずみ γ と抵抗 R の関係式は以下のようになる。ここで R は抵抗、 K は使用ゲージのひずみ感度 (≈ 2)、 γ はせん断ひずみである。

フックの法則 ($\tau = G\gamma$) よりせん断ひずみから把持部にかかる応力を推定することができる。

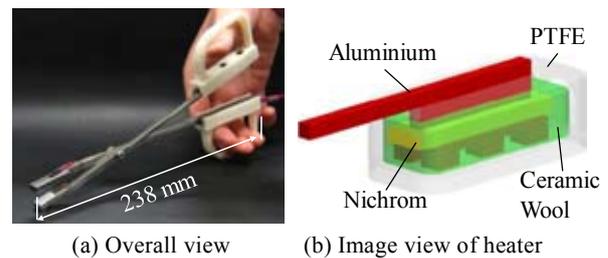


Fig.1 Forceps type adhesion device

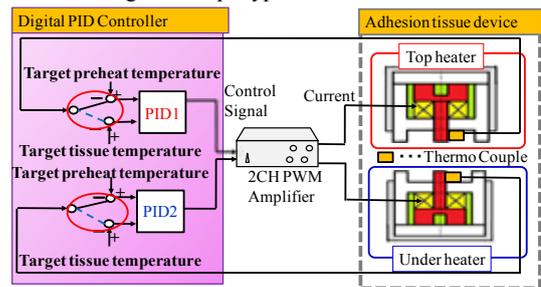


Fig.2 Temperature control system

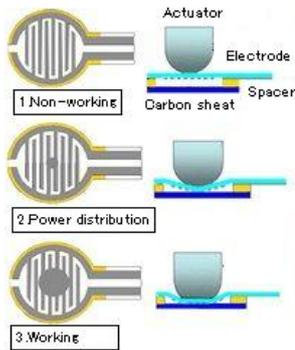


Fig.3 Principle of force sensitive resistor (FSR)

3. 実験方法

3.1. 感圧センサ特性評価

実験装置を図4に示す。図左側より X 軸ステージで図右方向に一定の力を感圧センサに加えたときの電圧を計測した。印加力は荷重変換機で計測し 0~20 N まで 5 N 刻みとした。計測時間は 30 sec, 計測回数は 1 つの条件につき 5 回とし, 30 sec の平均値をとり, さらに 5 回の平均をとった。

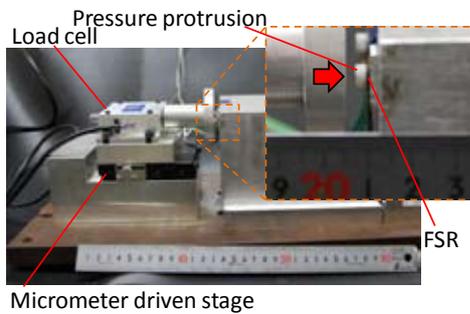


Fig.4 Force sensitive experiment system

3.2. ひずみゲージ測定

図5に実験装置を示す。融着デバイスの把持部付近にひずみゲージを取り付け、把持部に一定の力を加えたときの電圧を計測した。把持部中央に重りをつるし、印加力とした。印加力は 0~140 N まで 10 N 刻みとし、計測時間は 30 sec, 計測回数は 1 つの条件につき 5 回とし、30 sec の平均値をとり、さらに 5 回の平均をとった。また得られた測定電圧と印加力の関係式より補正をかけたひずみゲージを用いて実際に手で把持し、3 段階の強さで把持した際の印加力を計測した。

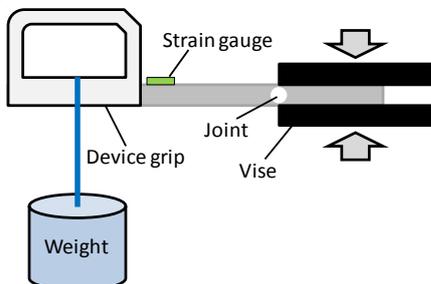


Fig.5 Strain gauge experiment system

4. 結果

4.1. 感圧センサ個別特性評価結果

感圧センサに印加力 10 N を加えたときの測定電圧の一例を図6に示す。センサに力を加えていると電圧が徐々に増加していることがわかる。力の大きさと測定電圧の関係を図7に示す。加える力が大きくなるにつれ、対数関数的に測定電圧の大きさが大きくなる。また低印加力ほど測定電圧のばらつきが大きい。

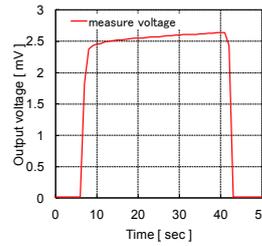


Fig.6 Output voltage of FSR with a load of 10 N

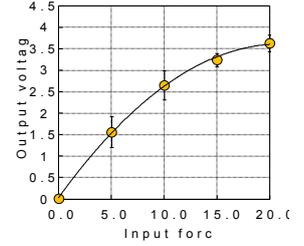


Fig.7 Relationship between FSR output and input force

4.2. ひずみゲージ測定結果

ひずみゲージを取り付けた鉗子の把持部に印加力 10 N を加えたときの測定電圧の一例を図8に、印加力と測定電圧の関係を図9に、図9の関係をj使用して実際に把持したときに把持部にかかる力及び先端圧を計測した例を図10に示す。測定電圧に若干のノイズは見られるが一定の値付近に留まっている。印加力に対して測定電圧は比例関係にあり、測定毎のばらつきも小さい。手で把持すると把持部に約 50 N~90 N ほどの力が加わっており、先端のヒータにかかる圧力を算出すると約 4.5 MPa~8.0 MPa 加わっていることになる。これは先行研究の必要圧力 1.25 MPa を十分に満たしている。

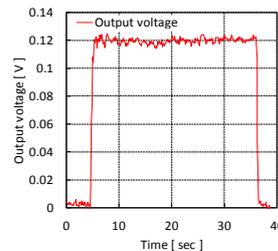


Fig.8 Output voltage of strain gauge with a load of 10N

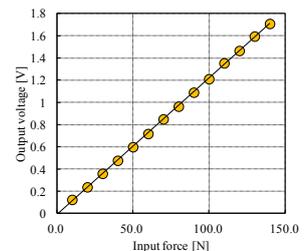


Fig.9 Relationship between strain gauge output and input force

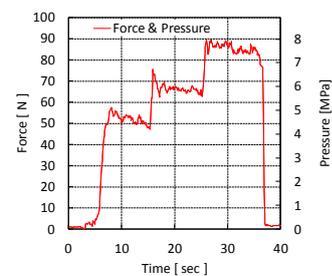


Fig.10 Measured force and forceps pressure with strain gauge

5. 結言

本研究は鉗子型融着デバイス接合時に試料にかかる圧力を計測するため、デバイス把持部にかかる力を計測するセンサの検討を行った。感圧センサは一定の力が加わっていると常に測定電圧が上昇してしまう、測定毎の振幅が大きいといった問題があった。これに対してひずみゲージは測定電圧の変動が小さく、測定毎の振幅も小さいことがわかった。以上のことよりひずみセンサを用いて接合時に試料にかかる圧力測定が可能となった。

6. 参考文献

- (1) 猪野学, 増澤徹, 青代敏行, 加藤綾子, 岸田晶夫, 樋上哲哉, 「低エネルギー生体融着デバイスの発熱機構の開発」, 日本生体医工学会関東支部若手研究者発表会 2010 予稿集, B-3-2