

# 複合低エネルギーを利用した組織融着技術に関する研究

## Tissue adhesion method with low level energy integration

08NM413Y 河野 貴宏

指導教官：増澤 徹 教授

### 1. 緒言

血管吻合や止血に利用されている糸と針に替わる生体接合技術として、医療用接着剤や高エネルギーを使用した超音波メスや電気メス、レーザーの応用が検討されている。しかし、医療用接着剤は接着強度が問題となり、高エネルギー組織融着は、生体組織の損傷が問題となる。そこで本研究では、振動、熱、圧力の3種類の低エネルギーを複合して与えることにより、低損傷で生体組織を融着する新しい技術の開発を目的とした。融着実験装置と引張試験機を製作し、種々の条件における生体組織の融着を行い、融着に必要な基本条件の検討を行った。

### 2. 方法

〔融着実験装置概要〕融着実験装置の概略図を Fig.1 に示す。本装置は試料に対して、熱と振動、圧力を同時に与える構造とした。ヒータをリニアスライダに取り付けて直動運動させることで、試料の上側から垂直に一定荷重と熱を与えるようにした。Fig.1(a)の両側加熱融着システムでは下側にヒータを固定することで、上下から熱を与える。Fig.1(b)の振動付加融着システムでは下側に振動子を固定することで、上側から熱を与え、下側から振動を与える。このとき、振動によって振動子が発熱するため、下側からも熱を与えることになる。また、振動付加融着システムの振動を発生させない状態で使用することで、片側加熱融着システムとして利用した。振動子には積層圧電アクチュエータを振動源としたものを使用し、ヒータには熱源をセラミックヒータとし、上側ヒータの先端形状を1×4mmの長方形断面とし、下側ヒータは3×6mmの長方形断面とした。ヒータ先端の温度と、融着中の試料の温度の計測には、K型熱電対を用いた。

〔温度制御機構〕融着中の試料の温度を、Fig.2のシステムによって制御した。ヒータ先端の温度と融着中の試料の温度を制御用ソフト Lab VIEW によってデジタル PID 制御する。融着前はヒータ先端の温度を制御対象とし、ヒータの予熱温度を制御する。融着中は制御対象を組織温度に切り替えて、組織温度を制御する。

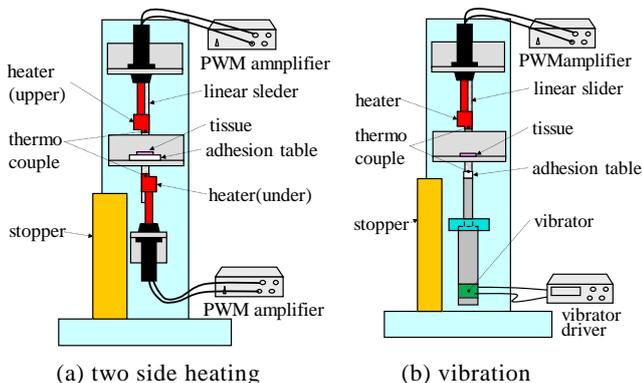


Fig.1 Adhesion system

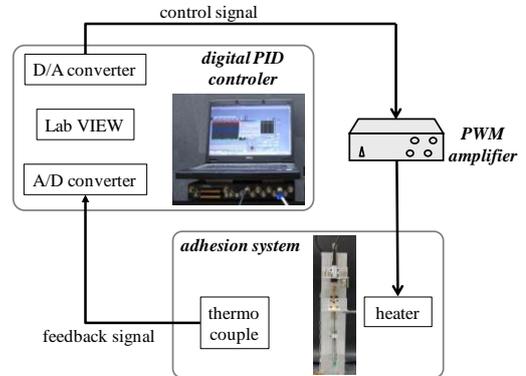


Fig.2 Adhesion system and PID controller

〔血管融着実験〕試料にはブタの大動脈を用い、形状は、幅 8mm、長さ 20mm、厚さ 0.3~0.7mm の短冊形とした。実験は血管内膜側を合わせた状態で融着した。ヒータ先端が1×4mmの長方形断面となっていることから、融着面積は 4mm<sup>2</sup>になる。温度制御のための PID ゲインは、限界感度法によって Table1 の値に決定した。

振動振幅、融着温度、融着時間と融着強度の関係を調べるため、次の(1)~(3)の実験を、Table3の実験条件に従って行った。

- (1) 片側加熱・両側加熱実験 片側加熱融着システムによって、上側からの加熱による融着の融着強度の評価と、両側加熱システムを用いて、上下からの加熱によって融着したときの融着強度の評価を行った。
- (2) 振動付加実験 振動付加融着システムを用いて、上側からの加熱と下側から振動によって融着したときの融着強度の評価を行った。
- (3) 融着時間変化実験 振動付加融着システムを用いて、融着時間を変化させたときの影響を評価した。実験は、①条件一定で時間を変化させた場合②時間変化に合わせて予熱を変化させた場合について行った。

〔引張試験〕融着した血管の融着強度の評価には、Fig.3の引張試験機を使用し、せん断引張試験を行った。引張試験機は、荷重変換器に固定したチャックで試験片を把持し、高精度直動パルスモータによって引張速度 4mm/min で引っ張ることにより、試験片の融着部に引張荷重をかける構造とした。融着強度は破断時の引張荷重を融着面積 4mm<sup>2</sup>で除した値とした。

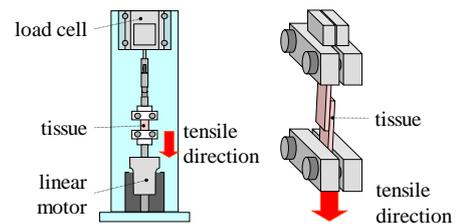


Fig.3 Tensile test equipment

Table1 PID control parameter

target	P gain [A/°C]	I gain [A/°C·sec]	D gain [A·sec/°C]
tissue	0.020	$1.2 \times 10^{-4}$	$7.5 \times 10^{-3}$
heater	0.014	$2.1 \times 10^{-4}$	$7.5 \times 10^{-3}$

Table2 Experiment condition

case	pre-heat (upper) [°C]	pre-heat (under) [°C]	target value [°C]	freq- uency [kHz]	amp- litude [μm]	press- ure [MPa]	time [sec]	the number of experi- ments
(1)	87	—	60	—	—	1.25	60	10
		47						
	110	—	70					
		55						
	125	—	80					
155	—	90						
	73							
(2)	125	50	80	11.84	0~20	1.25	60	10
(3)-1	125	60	100	11.76	20	1.25	10~60	20
(3)-2	170	80	100	11.84	20	1.25	10	19
	165						20	20
	140						30	18
	140						40	20
	125	60	100				11.76	60

### 3. 結果及び考察

〔片側加熱・両側加熱実験〕 温度変化の例として、両側加熱実験での目標温度 80°C における温度変化を Fig.4 に示す。組織温度が目標温度に対して漸近的に集束していくように制御した。片側加熱および両側加熱実験の結果を Fig.5 に示す。片側加熱と両側加熱の融着強度を組織温度ごとに比較すると、融着強度の差は最大 0.02MPa であり顕著な差がなかった。片面・両面加熱に関係なく、融着強度は組織温度に比例すると考える。このことから、短時間で多くの熱量を与えることによって、融着時間を短縮できると考える。

〔振動付加実験〕 各振動振幅における融着強度を Fig.6(a) に示す。振動振幅が大きくなるほど融着強度は大きくなり、0μm と 20μm では 0.03MPa の差が生じた。ここで、融着中の各時間におけるヒータ温度と組織温度を積分した値を“温度積分値”と定義し、Fig.6(b) に温度積分値と融着強度の関係を示す。Fig.6(b) における各振動振幅の温度積分値の差は、0μm と 20μm では  $5.0 \times 10^3$  °C、10μm と 20μm では  $1.7 \times 10^3$  °C であり、振動振幅の大きさによる差より、振動の有無における差の方が大きい。これは、振動子の発熱によって、振動を与えた方が組織温度の立ち上がりが速くなるためである。温度積分値と融着強度の変化をみると、温度積分値と融着強度との間に関係性が見られなかった。このことから、振動を加えることで融着強度が強くなり、振動振幅が大きいかほど融着強度が高くなると考える。

〔融着時間変化実験〕 Fig.7(a) より、融着条件を変えなかったときは、融着時間を短くするほど、融着強度が 0.11MPa から 0.06MPa までに徐々に低下した。一方、融着条件を変えて融着時間を短くした場合は、20~60sec において融着強度を 0.11MPa 以上に保っていたが、10sec では 0.09MPa

に下がった。Fig.7(b) に示した融着強度と温度積分値との関係において、融着条件を変えた場合での温度積分値  $49 \times 10^3$  °C 付近から融着強度が一定になった。このことから、融着中に一定以上の熱量を与えることで、融着時間を短くしても融着強度を一定以上に保つことができると考える。

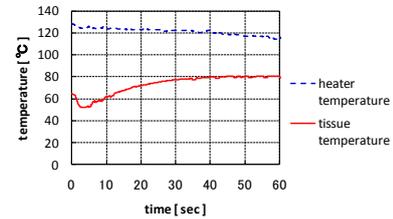


Fig.4 Example of temperature change

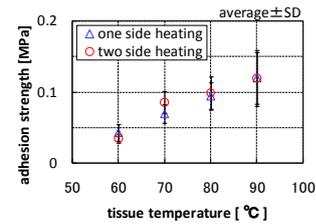
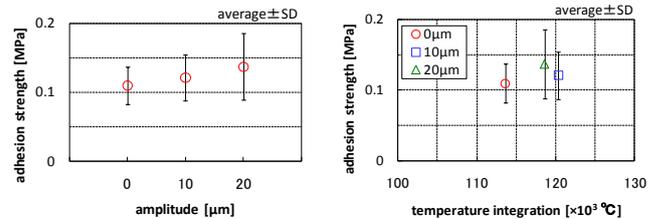
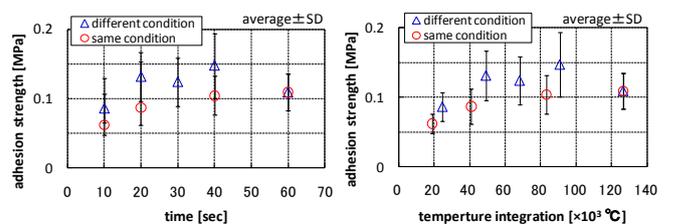


Fig.5 Relationship between adhesion strength and tissue temperature



(a) Relationship between adhesion strength and amplitude  
(b) Relationship between adhesion strength and temperature integration

Fig.6 Results of vibration experiment



(a) Relationship between adhesion strength and adhesion time  
(b) Relationship between adhesion strength and temperature integration

Fig.7 Results of time changing experiment

### 4. 結言

本研究では、低エネルギー複合による生体組織融着技術の開発を行った。種々の融着条件での融着強度を評価することで、次のことを明らかにした。

- ・融着強度は入力された熱エネルギーに比例する。
- ・振動振幅が大きいかほど融着強度が高くなり、振動振幅 20μm の振動によって融着強度が 0.03MPa 向上した。
- ・融着強度を 0.11MPa 以上に保ったまま、融着時間を 20sec まで短縮できる。

以上のことから、生体血管吻合や止血のための生体組織への融着を、短時間で確実に行うことが可能な生体組織融着技術の確立を図ることができた。