

誘導加熱を用いた手術用生体融着システムの検討

-Ti 箔の面積と厚さにおける温度特性-

Study on Tissue Adhesive System involving Induction Heating

- Dependence of the Heating Temperature on the Size and Thickness -

○ 秋山直矢 (東京理科大) 柴建次 (東京理科大) 岸田晶夫 (東京医科歯科大)

尾関和秀 (茨城大) 増澤徹 (茨城大)

Naoya AKIYAMA, 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: This paper proposes a method of induction heating for enabling adhesion of biological tissues. In conventional adhesion methods, the biological tissue situated beyond a certain depth cannot be heated. To address this issue, our method employs a local heating mechanism through the use of an induction coil and a conductive metal foil. In our experiments, a Ti foil was embedded between two slices of ham (thickness: 1.5 mm). In this study, the size and thickness of the Ti foil were varied. It was found that Ti foil of large size and thickness was easy to heat. When the distance between the Ti foil and the coil was 5 mm, the temperature increase in the Ti foil (20 × 20 × 0.02 mm) between the two slices of ham was 95.5 °C. This temperature was confirmed to be sufficient to cause the Ti foil to adhere to the biological tissue.

Key Words: Induction heating, Tissue adhesion, Biological tissue, Ti

1. はじめに

生体組織と生体組織をつなげる生体組織融着技術として、生体接着剤、電気メス、レーザーによるものが開発されている。生体接着剤によるものでは接合強度に問題があり、また電気メスやレーザーでは融着部以外に与えられる局所的なエネルギーによって生体の損傷を引き起こす恐れがある等の問題点があげられる。そこで本研究では、誘導加熱による方法を検討する。生体組織間の融着部に生体組織と相性のよい金属を挿入し、磁場の変化により発生する渦電流のジュール熱を利用して融着を試みる方法で、融着対象以外の生体組織に損傷を与えるほどの熱を加えることなく、融着部の導体のみを加熱できる。従来研究より、チタン (Ti)箔と生体組織による融着においては、80 - 100 °C の熱量を与えると適当な融着強度を得られることがわかっている¹⁾。融着部がこの温度に達することを目標として、金属と生体組織の間の温度特性を測定した。前回までは箔の大きさや厚さを固定して周波数依存性について研究を行ったが、今回は箔の大きさや厚さ、コイルから生体組織までの距離による温度特性について検証を行った。

2. 方法

2-1 融着用金属

実験で使用した厚さ、面積の異なる 8 種類の Ti 箔について Table 1 に示した。Ti 箔の厚さ 0.02 mm で Fig. 1 (a) に示したような 1 辺 x mm (x = 3, 5, 10, 20, 25) の正方形の形にした Ti 箔を S₃, S₅, S₁₀, S₂₀, S₂₅ とし、面積による温度の違いを測定した。また厚さによる違いを測定する実験では、1 辺 25 mm (x = 25) の正方形の形で、厚さ (0.005, 0.02, 0.04 mm) に加工した Ti 箔 S₂₅₋₅, S₂₅, S₂₅₋₄₀ を使用した。また Fig. 1 (b) に示したような S₂₀ から 10 × 10 mm の正方形をくり抜いた形の Ti 箔を S'₂₀ とした。S'₂₀ は融着後のさらなる結合度をはかるため、細胞の入り込む隙間を想定し、くり抜いた。

Table 1 Ti using in this experiment and model name

		Thickness of Ti foil [mm]		
		0.005	0.02	0.04
Area of Ti [mm ²]	3×3		S ₃	
	5×5		S ₅	
	10×10		S ₁₀	
	20×20		S ₂₀	
	25×25	S ₂₅₋₅	S ₂₅	S ₂₅₋₄₀
	20×20-10×10		S' ₂₀	

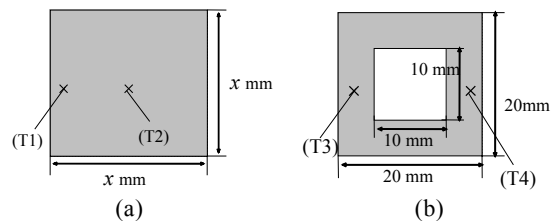


Fig. 1 Ti foil shape ((a) Square, (b) Doughnut-shaped Square)

2-2 温度実測装置

電源装置を Fig. 2 に示す。発振器 (IWATSU, SG-4125) を用いて電流を発生させ、高速絶縁アンプ (NF, 4025) で増幅したものをコイル入力電流とした。パワーアナライザ (YOKOGAWA, PZ2400) を用いて電流、電圧を測定し、最大許容電流以下を使用条件とした。コイルは外径 80 mm, 内径 20 mm, 導線半径 0.51 mm の 3 層 60 回巻き扁平コイルを用いた。

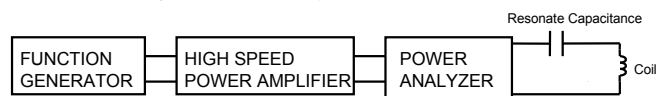


Fig. 2 Measurement system

コイルからの対象物への距離を 5 mm に固定するため、Fig. 3 に示したように厚さ 1 mm のアクリル板と発砲スチロールを用い、高さを調整した。アクリル板の上に直径 9 mm, 厚さ 1.5 mm の

ハムを2枚置き、その間に各種Ti箔を挿入した。各実験での温度上昇は、ハムとTi箔の間の融着部にJ型熱電対を挿入し測定した。熱電対の位置は正方形ではFig. 1 (a)に示したTi箔の左端から1 mmの位置 (T1), 中心 (T2)に、またFig. 1 (b)の形ではTi箔の両端から2.5 mmの位置にそれぞれ設置した。

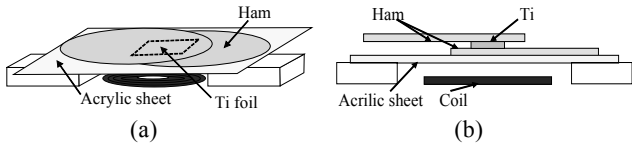


Fig. 3 Ti foil between two hums ((a) Overview, (b) Frontview)

3. 結果

3-1 Ti箔の面積による温度特性

周波数と電流の条件は 600 kHz, 1.5 A で固定し、測定温度は電流を流し始めてから 60 秒後のものを記録した。温度上昇とTi箔の面積との関係を Fig. 4 に示す。Ti箔の面積が一番大きな S_{25} の (T1)での温度上昇は 72.1 °C、一番小さな S_3 の (T1)では 7.3 °C となった。 S_{25} の (T2)での温度上昇は 61.9 °C, S_{10} の (T2)では 23.1 °C となった。(T1), (T2)の両測定点での結果からTi箔の面積を大きくすると温度上昇が大きくなることがわかった。また測定点 (T1)と (T2)を比較すると、中心に位置する (T1)よりも端に位置する (T2)での温度上昇のほうが大きいことがわかった。また、Fig. 4 から面積が大きくなるにつれて温度上昇の傾きが小さくなっていることもわかった。 S'_{20} の (T3), (T4)での温度上昇は、 S_{20} の (T2)での温度上昇の± 2.5 °C で近い値となった。

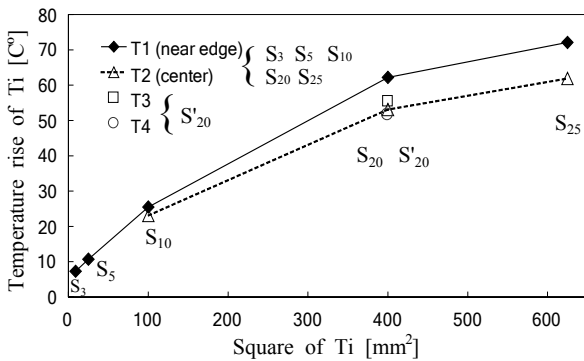


Fig. 4 Relation of Square of Ti and Temperature rise

3-2 Ti箔の厚さによる温度特性

ハムの間に Fig. 5 に示した 25 × 25 mm の正方形で、厚さ (h mm)の異なる3つのTi箔 ($S_{25-5}, S_{25}, S_{25-40}$)を、Fig. 3 (a), (b)に示したように、ハムとTi箔の間に1枚ずつ挿入してTi箔の温度上昇を測定した。温度測定は3.1と同様 (T1), (T2)の測定点で行った。周波数と電流の条件は 600 kHz, 1.5 A で固定し、測定温度は電流を流し始めてから 60 秒後のものを記録した。厚さ 0.02 mm ($h = 0.02$)の S_{25} では初期温度 33.2 °C から 67.1 °C 上昇して 100.3 °C となり 80 °C を超えた。Ti箔の厚さとTi箔の温度上昇の関係を Fig. 5 に示す。 S_{25} の厚さ2倍の S_{25-40} を挿入すると温度上昇が 109.2 °C となり、1.63 倍の温度上昇を示した。 S_{25} の0.5倍の厚さの S_{25-5} を挿入した場合は温度上昇は、 S_{25} の温度上昇と比べ 0.48 倍の 32.2 °C となった。このことからTi箔の厚さにより温度上昇は変化し、厚さを大きくするほど温度上昇は大きくなることがわかった。

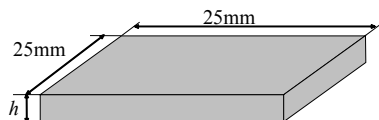


Fig. 5 Ti foil which has different thickness

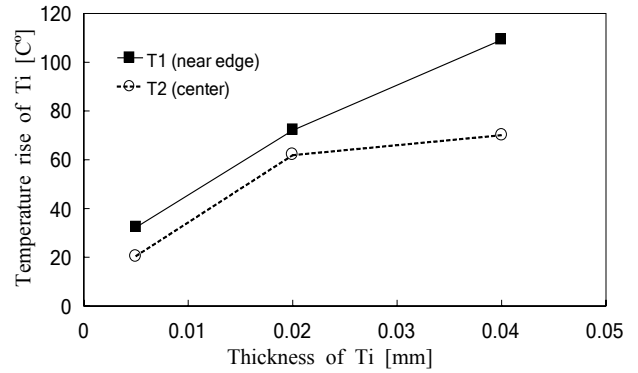


Fig. 6 Relation of Thickness of Ti foil and Temperature rise

3-3 コイルと融着対象物の距離による温度上昇

ここまでコイルとハムとの距離を 5 mm で固定して実験を行ったが、ここで挿入するTi箔は S_{10} に統一して、距離による温度の特性について測定した。Table 2 に結果を示す。距離が 5 mm のときでは温度上昇 25.2 °C で温度は 61.2 °C までしか達さなかったが、近づけて距離を 0 mm にすると初期温度 34 °C から 67.7 °C 上昇し、101.7 °C となった。距離を近づけることで必要な温度 80 °C に十分到達できることがわかった。

Table 2 Distance of coil-Ti and Temperature rise of Ti

Distance of coil-Ti [mm]	0	1	5
Temperature rise of Ti [C°]	67.7	39.2	25.2

4. まとめ

正方形の形をしたTi箔では、面積を大きくするほどTi箔とハムの間の温度上昇が大きくなることがわかった。Ti箔の面積が大きいと、箔に流れる渦電流の面積もおおきくなるため、温度が大きくなったと考えられる。また箔の中央と端に近い部分では温度が異なり、面積が大きくなるほどその差は顕著となることがわかった。また、中央部分がくりぬかれた形でも、くりぬかれる前の状態で測定した温度上昇に近い値を示すことがわかった。同じ面積で厚さを変化させると、厚くなるほど温度上昇は大きくなり、薄くなるほど温度上昇は小さくなることがわかった。コイルと融着対象物との距離を小さくすると温度上昇は大きくなることわかった。特に距離 1 mm から 0 mm の温度上昇変化率は 5 mm から 1 mm のときと比べて非常に大きくなった。Ti箔の薄さや面積が小さいと温度上昇は小さくなるが、コイルと融着対象物との距離によって温度上昇の拡大が可能であることがわかった。

参考文献

- (1) 青代敏行, 増澤徹, 尾関和秀, 加藤綾子, 岸田晶夫, 樋上哲哉, 複合低エネルギーによる心筋組織接合技術の開発, pp.23-26, 電気学会リニアドライブ研究会資料, 2010.
- (2) Ayako Katoh, Toru Masuzawa, Kazuhide Ozeki, Akio Kishida, Tsuyoshi Kimura, Tetsuya Higami, Development of Tissue adhesion method using integrated low-level energies, pp. 304-311, Medical Engineering & Physics, no. 32, 2010.
- (3) 秋山直矢, 柴建次, 尾関和秀, 増澤徹, 誘導加熱を用いた手術用生体融着システム, P. 106, ライフサポート学会フロンティア講演会, 2011.
- (4) 笠原康佑, 南広祐, 木村剛, 清水繁, 青代敏行, 増澤徹, 岸田晶夫, 微小振動を用いた小型組織融着装置の開発, P. 107, ライフサポート学会フロンティア講演会, 2011.