

平成 14 年度

高知工科大学 工学部 知能機械システム工学科

卒業論文

マイクロ電気メスの製作と評価

学籍番号 :1030163

氏名 :山本 明

指導教員 :河田耕一

- 目 次 -

第 1 章 緒言	
1.1 本研究の目的	2
第 2 章 本研究に関連する技術の現状	
2.1 電気メス	3
2.2 微細放電加工	6
2.3 マイクロサージュー	10
第 3 章 マイクロ電気メスの試作	
3.1 バイポーラ型電気メス	13
3.2 マイクロ電気メスの加工法	13
第 4 章 マイクロ電気メスの切除・凝固実験	
4.1 実験装置	15
4.2 実験方法	16
4.3 実験結果	19
4.3.1 各対象物に対する各入力での温度と時間の関係	19
4.3.2 各対象物に対する各入力での切除・凝固結果	19
4.3.3 各対象物に対する各入力での切除 , 凝固実験後 のマイクロ電気メス先端の状態	19
4.3.4 各対象物に対する出力と最高温度の関係	19
第 5 章 結言	36
謝辞	37
参考文献	38

第1章 緒言

1.1 本研究の目的

マイクロマシンテクノロジー、超微細放電加工技術は今後必要不可欠な技術として注目されている。超精密な機構を持った様々なデバイスが作製可能になることにより、医療、情報通信機器、計測、自動車、メンテナンス、環境など多種多様な分野において需要がある所似である。マイクロマシンテクノロジー、超微細精密技術は今後必要不可欠な技術として注目されている。超精密な機構・機能を持ったデバイスを作成することが可能になることにより、情報・通信関係、自動車関係、産業機械関係、医学・バイオ関係、環境監視関係など多種多様な分野において需要がある¹⁾ 所以である。

その一例として医療応用分野での場合をあげる。日本の国民医療費は現在年間 30 兆円を超えており今後の高齢化の急速な進展を考えると、近い将来に予測される医療費の高騰は大きな社会問題になってくる。以前は大きな傷をつくる外科医ほどいい外科医であるという考え方が一般的だったのに対し、近年の手術手技や器具の発達により身体に負担の少ない低侵襲手術という考え方が一般的になってきた。低侵襲手術は手術後の入院期間が短縮され医療費の低減につながるとともに早期社会復帰が可能となりQOLの向上につながる。さらにダビンチやゼウスなどロボットによる手術、微細なチップで迅速に血液診断から診断できる μ TAS²⁾、薬物の体内での働きを精密にコントロールし、必要な場所にのみ必要な量だけを作用させて、その効果を最大限に発揮させることを目指すDDS³⁾など実用化に向けて様々な研究が世界的に行われており、医療機器と医療技術が飛躍的に進歩している。

現在、内視鏡、腹腔鏡などの下で行われる手術が次第に多くなっているが、さらに微細な血管、尿管内などでの治療を目指し、管内で動作することの出来る低侵襲手術用マイクロ手術器具の製作について微細放電加工を用い研究を行った。微細放電加工は導電性のある材料ならば硬度に関係なく高精度に3次元形状や長い軸などの作製が可能でありマイクロマシンを製作するための重要な技術の一つである。

本研究では微細な低侵襲手術器具の製作を目指し、血管・尿管内などの微細な組織切除・凝固するためのマイクロ電気メスを微細放電加工により試作し、その評価を行った。

第2章 本研究に関連する技術の現状

2.1 電気メス⁴⁾

電気メス(電気手術器、electro surgical unit)は、生体に高周波電流を流して、このとき発生する熱によって組織を切開、凝固する手術用の ME 機器である。この考え方は今世紀初頭に考案され、出血させずに切開するという大きな利点が評価され、50年以上の臨床応用が行われている。一般に、生体に電流を流すと、生体組織では能動的、受動的な様々な反応が生ずる。電気メスは有害な生体反応をできるだけ発生させないように、特定の部分のみを熱的に切開できるようにしたものである。

(1) 電気メスの原理

300 kHz ~ 5MHz の高周波電流を生体に通電させる。このとき電極の一方を広い面積で皮膚に張り付け、もう一方の電極の先端を尖らせて切開部、あるいは凝固したい部分に近づける。電極間に高い電圧が加わっていると、尖った電極(メス先)の先端部からは、高周波電流が集中して生体に流れる。通常の用途では通電される電流は0.5A程度に達する。このような大きな電流が生体に流れ込んでも、心臓の停止や神経、筋の興奮が生じないのは、用いられる電流が高い周波数をもつことによる。これは、人体の興奮性細胞は周波数が高くなるにつれ興奮閾値が上昇するので、熱エネルギーとして生体に作用する。メス先となる電極を能動電極といい、他方の広がって流れ、一部分に集中しないので熱作用が起こらない。

メス先部分では、高周波電流は火花柱となって生体へ流れる(図 2.1)。接触部分は極めて小さな面(直径1mm以下)となるので、接触部の抵抗は200~1,000 と大きな値となる。接触抵抗を200 Ω 、流れ込む電流を0.5Aとすると、ジュールの法則にしたがい、1秒間に $I^2R=50$ [J]の熱量が発生する。直径1mm、深さ1mmの円筒状の生体表面積部分の容積のめにこの熱が作用すると仮定する。この部分の体積は 8×10^{-4} cm³となるので、100 Ω 以上に加熱するのに必要な熱量は0.3Jとなる。また、気化に要する熱量は2263J/cm³なので、結果として、0.5Aの通電を行ったとき、0.04sの時間でこの部分を蒸発させることができる。細胞内の水が蒸発すれば、その部分は空間となる。水の蒸発は急激に起こり、細胞膜もろとも爆発的に壊れるので、組織は切開される。

実際の切開に際しては、熱は周辺の組織にも作用し、この部分は熱によって凝固する。組織の凝固に伴って、組織は縮むので、この部分の毛細血管や微小血管はつぶれてしまい、このため出血がおさえられる。

電流を連続的に流さず、短い時間で断続的に加えると、蒸気爆発による組織切開は起こらず、熱によるタンパクや血液の凝固のみが生ずる。このように、電気メスでは通電電流を加減すること

によってメス先部分の組織を切開したり、凝固させたりすることが可能である。図 2.2 は切開および凝固のための通電電流波形である。凝固時の電流波形はバースト波と呼ばれる。切開と凝固の中間の電流を加えると、混合作用が生じ、切開しながら凝固させることもできる。

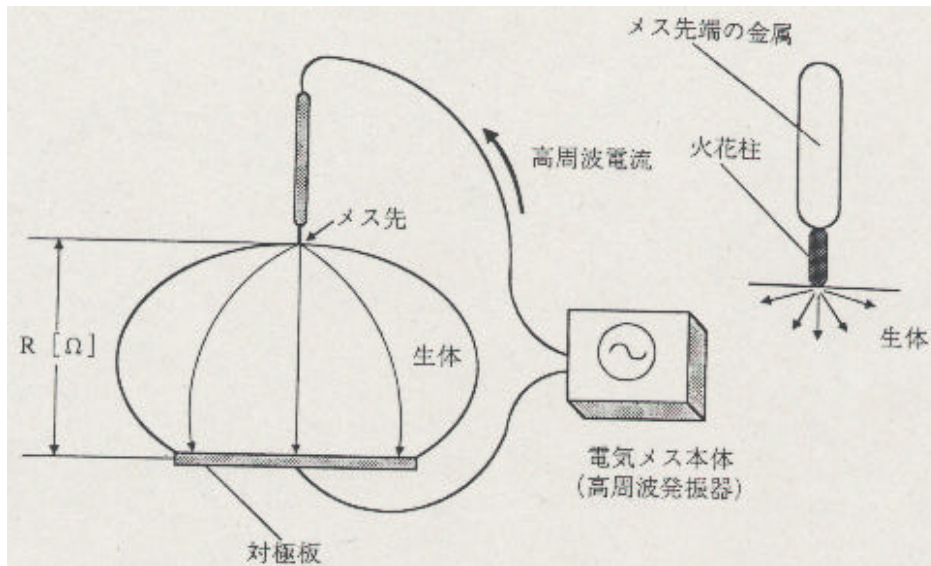


図 2.1 電気メスの電流回路

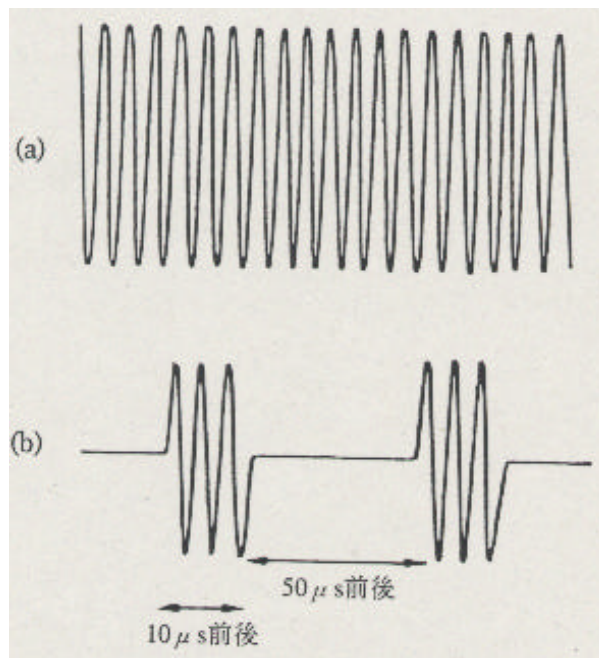


図 2.2 切開用連続正弦波(a)と凝固用バースト波(b)

(2) 電気メスの構成

電気メスの本体には2つの電極端子があり、このうち一方がメス先に、他方が対極板に接続され

る．最大出力電力は切開用として 200～400W，凝固用として 100～200W であり，生体側はこれに対して 200～1,000 の抵抗でつながるものとして設計されている．**図 2.3** は電流の通過部分を模式的に示したものであるが，本体 コード メス先 生体 対極板 本体へとつながる．

メス - 対極板の組み合わせをとらず，2 つの電極をピンセット型にして，先端で挟んだ部分だけに電流を流すバイポーラ電極も考案されており，微小部分の凝固などの目的で，マイクロサージェリー（微細手術）に用いられる．

対極板はできるだけ広い面積で低い抵抗で生体と密着するよう，金属箔を用いたディスプレイ型のものが一般に用いられている．

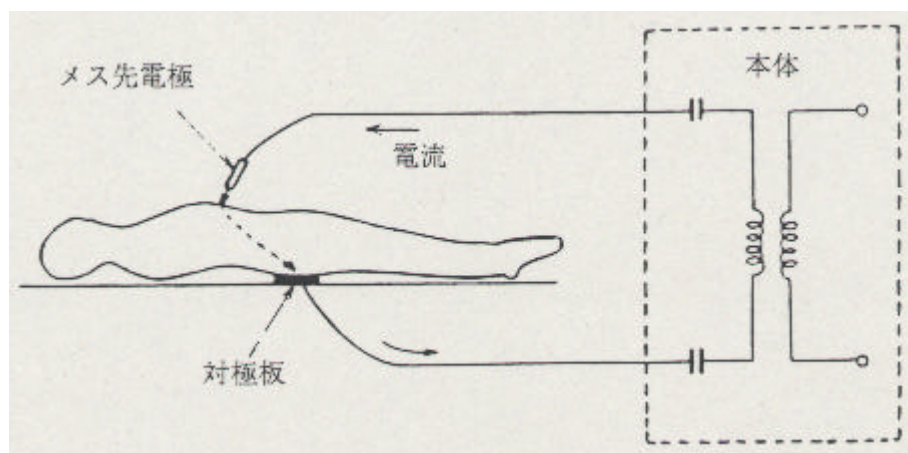


図 2.3 高周波電流回路

(3) 電気メスによる障害と対策

電気メスによって生ずる障害には，熱によるもの，すなわち，熱傷，感電，および他の機器に対する雑音源としての障害などがある．

電気メスはそもそも電流による熱作用を利用した装置であり，切開，凝固は熱傷の結果ともいえる．しかし一方，電流は対極板を経由して本体と接続されているので，対極板の部分で電流の集中が生ずると，その部分でも有害な熱作用が発生する．例えば対極板が凹凸になっていて，一部分しか接触していない場合，対極板の面積が小さい場合などがそれである．

これとは別に，対極板以外の場所で熱傷をおこすケースも見られる．先に示した経路以外に高周波電流が流れる高周波分流と，電流が集中して流れた点に殺傷が発生する．対極板の接触抵抗が増大して，ベッドなどの金属部分へ電流が漏れたり，心電計などの他の ME 機器を介して電流が通ることもある．このような分流は，電気メスの対極板側がアースと接続されている場合に起こりやすい．したがって，電極がアースと電氣的に切り離されたフローティング型の設計により，高周

波分流の影響を小さくすることができる。

電気メスによる感電事故の多くは、高周波電流によるものではなく、他の ME 機器と同様、商用交流の漏れにより発生する。この対策は、接地など感電防止のための設計が十分行われていれば防ぐことができる。

電気メス使用上の問題点として雑音の発生が特徴である。電気メスの電流は生体に流れ込む際、火花により一部整流されるため、本来の周波数より低い周波数を含む複雑な電流波形となる。しかもこれが大電流で身体に流れるので、種々の ME 機器に雑音として障害を与える。特に手術中のモニタとして不可欠の、心電図、血圧などの計測器に、様々な経過で雑音信号として混入する。術中に使用する各種モニタ機器は、一般にこのような状況を想定して雑音除去回路を設けているが、雑音を完全に除去することは困難である。

また、すでに述べたように心臓ペースメーカを使用している患者では、外部からの電氣的雑音によりデマンド機能が働いてしまい、ペーシングの一時停止などが生ずるので、特に注意が必要である。

2.2 微細放電加工⁵⁾

放電加工は放電による加熱現象を利用した加工法で、金型など、強度の高い材料への複雑な形状加工に適した加工法として広く普及している。基本的な加工原理を図 2.4 に示す。工具である電極と工作物の間にパルス状の電圧を加え、これによりパルス状の放電を起こさせる。その際に放出されるエネルギーにより放電点の近くの材料は溶融し、除去される。電極と工作物の間である極間には通常絶縁性の液体が満たされており、これが放電時に瞬間的に気化し、その圧力が解けた材料を除去する原動力となっている。放電は電極と工作物が接近した部分でのみ発生するため、電極位置を工作物の方向に移動させていけば、工作物は電極に近い部分から逐次除去されて、電極形状と凹凸を反転した形状が工作物に写し込まれる。

上のような加工原理から、所望の形状の凹凸を反転した形状の電極を準備することができれば、複雑な形状であっても簡単な操作により加工することができる。また、電極表面上のどの位置でも放電、材料除去というプロセスは実現させ得るため、切削や研削のように工具の切刃部分のみで材料除去を行う多くの加工法とは異なり、工具(電極)形状や、工具(電極)の運動方向・状態などの制約が少ない。換言すれば、どんな形の工具で、どんな方向にでも加工が可能である。

この性質を利用して、上述のような電極形状を転写するタイプの、いわゆる形彫り放電加工機や、細線電極を用いて切り抜き加工を行うワイヤ放電加工機が、共に広く工作現場に導入されている。

通常の (マイクロでない)寸法の加工では ,工具の姿勢や ,形状 ,強度などで切削等でも容易に対応できる形状の加工でも ,寸法が小さくなると ,上述のように制約条件の少ない放電加工が有利であることがしばしばあり ,そのような用途に対して ,さらに多くのタイプの放電加工装置が用いられる .

マイクロ加工における放電加工の適用状況を ,加工形状 ,電極形状 ,電極運動 ,放電加工装置名により総合的に示したものが表 2.1 である .表中 ,加工形状欄と他欄を結ぶ線が適用可能な組合わせを示し ,線上の数字は電極の送り運動の次元数を ,RW は工作物を回転させることを示し ,(RE)は電極を回転させる場合もあることを示している .このように ,放電加工によれば ,ほとんどの実用的な凸形状 ,凹形状の加工が可能である .

このように ,広い適用範囲を有することに加え ,工具により加工する点で類似性のある切削と比較して次のような利点がある .

(1)電極が工作物材料により硬い必要がない .(熱による溶融除去だから)

例 :銅電極でも超硬合金を加工できる .

(2)細い電極でも加工中に曲がる心配がない .(加工時に切削力がかからないから)

例 :直径 50 μm ,長さ 1mm といった細長い電極も ,縦 ,横両方向に加工できる .

(3)切くず処理が簡単 .(除去された材料は微細な球状になるから)

(4)高速回転軸が不要 .(切刃が必要ないから)

(5)単純な形の工具 (電極)でも加工できる .(切刃が必要ないから)

例 :単純な丸棒電極で丸穴やスリットから三次元形状加工まで対応可能 .

一方 ,放電加工固有の煩雑さもある .

(1)加工部が絶縁液 (加工液と呼ぶ)で浸される必要がある .(加工液循環系が必要)

(2)放電用のパルス電源が必要 .

(3)ギャップ制御システムが必要 .(電極と工作物の間隙を ,短絡せず ,放電が多く発生する微小な距離に保たれなければならない.)

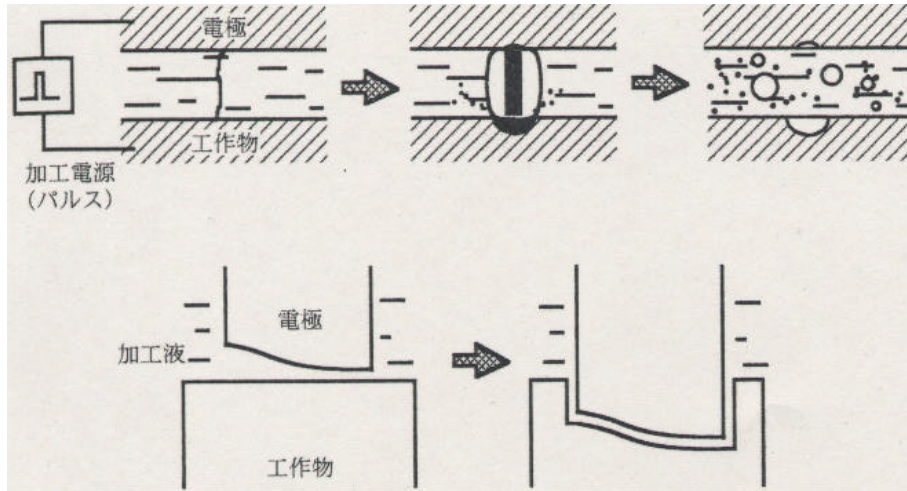


図 2.4 放電加工の原理

表 2.1 マイクロ EDM の対象となる加工形状

製品	適用性	電極	形式
穴 ○	1(RE)	円柱, パイプ	穴あけ, ミリング
穴 □	1, 2, 3(RE)	棒 (丸棒以外)	形彫り, ミリング
溝	2, 3, 1(RE)	円盤, 板	放電研削, 形彫り
3D凹形状	1	3D成形済み	形彫り
軸 ⊘	1RW	ブロック	放電研削
棒 ⊠	2	ワイヤ*	WEDG
3D凸形状	3	ワイヤ**	WEDM

*バックアップあり **バックアップなし

2.2.1 一般の放電加工との違い

a. 放電エネルギー

放電加工をマイクロ加工に適用する場合、一般的に必要なのは、一発の放電のパルスエネルギーを小さくして、生成されるクレータを十分小さくすることと、装置のテーブル等、製品寸法に関わる部分の位置決め精度を十分高くすることである。

パルスエネルギーとしては、通常の放電加工では仕上げ加工領域に用いられる $20 \mu\text{J}$ 程度のパルスが、マイクロ加工では荒加工領域となり、仕上げ加工では 50nJ ~ 程度の極めて微小なエネルギーのパルスが用いられる。小さなエネルギーの放電ではあるが、基本的にはアーク放電を用いるわけで、安定な放電を繰り返し起こさせるためにはパルス放電の電流ピーク値として

500mA 前後の高い値が必要である。換言すれば非常に短いパルスが必要で、このためにそのような短いパルスを容易に発生できる RC 回路と呼ばれる放電回路が広く用いられている。この回路では、一般の、直流電源をトランジスタ等でスイッチングすることでパルスを得る回路と異なり、コンデンサに蓄えられた電荷が絶縁破壊により自然に放電することでパルスを得るようになっている。コンデンサ容量を変えることで荒加工から仕上げ加工まで広範に対応可能であるが、連続的なアーク放電を防止するためコンデンサを充電する電流を大きくできないので、充電に時間がかかり、デューティファクタ (放電パルス幅と放電繰り返し周期の比) を大きくできない。従って、加工速度を大きくするのが主眼である荒加工にはあまり適してはいない。

b. 極性

通常の放電加工と異なるもう一つの点は電極の極性である。通常の放電加工では、銅電極を用い、パルスのピーク電流 / パルス幅を小さくし、電極側をプラスに接続すると、電極消耗率が非常に小さく (1% 以下、場合によっては 0% に) なる性質があることから、そのような極性で加工を行うことが多い。ところが、マイクロ放電加工ではパルス幅が小さいため、このような条件を満足させることが難しい。一方、パルス幅が非常に小さい放電ではプラス側の消耗量が異常に大きくなる現象が現れる。このため、マイクロ放電加工では一般的に電極をマイナス、工作物をプラスに接続して加工を行う。このような異常な消耗現象は、程度の差はあるものの材料の組合せによらず現れるため、極めて短パルスの放電では電子が主たるエネルギーの担体になっていると考えられている。一方、通常の放電加工の条件ではアークプラズマ中の電子とイオンが共に担体となり、プラス極、マイナス極の両方を加熱していると考えられており、材料の熱的性質の影響が支配的である。

なお、電極をマイナスに接続した場合でもマイクロ加工では電極消耗率 (電極の消耗体積 / 硬物除去体積) を 5% 以下にするのは難しい場合が多いので、注意が必要である。

c. 加工機

製品の寸法が小さくなるにつれて、許容誤差も小さくなるのが普通である。従って、マイクロ放電加工では通常の放電加工に比べ、より小さい誤差で加工することが必要である。

放電加工による寸法誤差は主として

- 1) 電極消耗
- 2) 極間距離の変動 (時間的, 空間的)
- 3) 極間の位置決め誤差 (工作物に対して相対的に)

より生ずる。

- 1) の電極消耗については、予想される消耗量をオフセットとして見込んだり、貫通穴加工では

電極を余分に送り込んで未消耗部分で精度を出すなどの方法で対処されている。

2), 3) については加工機の性能に依存する部分が多い。

極間距離の変動は主に極間における加工液の汚れ具合が影響する。このため、加工液のフラッシングを十分に行い、加工屑(除去された工作物材料、電極材料および加工液の分解のよじりたカーボンなど)が均一に分散し、かつあまり高濃度にならないようにする必要がある。このような配慮は通常の放電加工でも必要であるが、マイクロ放電加工では加工部分の電極と工作物の対抗面積(以下加工面積とする)が小さいため、自然のパイプ作用が発揮されにくいので、意識的に付加されるフラッシングに負うところが大きい。パイプ電極を用いた噴流によるフラッシングは最も効果的であるが、パイプそのものの径に限度があり、また、内径が小さくなるにつれて高圧をかけての噴流になるため、比較的大きめの寸法にのみ適用可能である。200 μm 以下といった小寸法電極の場合には、側面からの噴流、電極に切り欠きを設ける、急速なジャンプ(電極を一時的に引き戻す操作)、などによってフラッシングを行う。また、極間距離を制御するサーボ系の機械的応答を高速化することにより、通常の放電加工の際と同様、自然のフラッシングを促進する形で対処するのも効果的である。

一般に、極間距離の絶対値は加工面積が小さくなるに従い小さくなる傾向があり、マイクロ放電加工では通常の放電加工より極間距離が小さくなる。特に、良好なフラッシングが行われている場合には1 μm 以下になることも多い。このような小さい極間距離では容易に短絡が発生するので、極間距離の制御系は、高い分解能と早い応答が要求される。

一方、特に微細な加工と滑らかな仕上げ面を必要とする加工機の場合は、加工機そのものの電極取付部と工作物取付部との間の静電容量を小さくする配慮が必要となる。この静電容量は放電用のコンデンサと並列に接続された形となるので、放電パルスエネルギーの直接的増大を招くからである。

マイクロ放電加工で精度低下を招くもう一つの要因は電極の取付けである。電極が細いと十分な参照面をとれなくなるので、取付け時に傾いたり、偏心しやすい。理想的な方法は、放電加工機上で電極素材から電極へと成形を行うことで、この場合は電極取付けの問題は解消する。次善の策としては、電極を成形した後はチャックから取り外さず、チャックの軸または電極成形装置のスピンドルごと放電加工機上の主軸または軸受に移動する方法がとられる。

2.3 マイクロサーージェリー

高齢化社会を目前に控え、近年の医療技術の高度化に伴い身体を開腹せず、侵襲度の低い低侵襲手術が求められている。低侵襲手術とは腹部に小さな穴を数箇所あけ、炭酸ガス(CO₂)に

より腹部を膨張させ内視鏡、鉗子、ハサミなどを挿入し TV モニターを見ながら病巣を切除し内視鏡を挿入していた穴から腹腔外へ摘出するというものである。空気や酸素より炭酸ガスの方では発火性がなく体内に吸収されても肺から対外に出て行くので安全性に優れている。

現在、腹腔鏡下手術に用いられている手術機器を図 2.5 に示す。血管内外で動作できる手術機器はより微細で操作性の良い手術機器が望まれており十分なツールがないのが現状である。

腹腔鏡下手術には以下のようなメリットがある。

- ・手術後の痛みが少ない
- ・感染の危険性が少ない
- ・癒着が少ない
- ・腹壁の機能障害が少ない
- ・美容的に優れている
- ・入院期間の短縮による医療費の低減
- ・精神的ダメージの低減
- ・社会生活への早期復帰
- ・QOL の向上

などが上げられる一方、デメリットとして以下のようなものがある。

- ・指で触った感覚がない
- ・止血法に限られる
- ・手技的に難しい
- ・手術機器、手術材料が高価
- ・見える範囲が限られ狭く平面的しか見えない
- ・手術するところも狭い

などが上げられ、外科医の技量に頼る部分が多いのが現状であり、患者さんにとってやさしい手術ではあるが、外科医にとってはストレスの大きいのが現状である。また腹腔鏡下手術の手術技術は熟練を要するため、現時点で病院施設によっての手術手技の技術格差がある。どのような手術が腹腔鏡下手術でできるかの手術の適応も病院によってかなり異なっている。

現在、外科で行われている腹腔鏡下手術として以下のものをあげる。

- ・胆石症、胆のうポリープの手術(胆嚢摘出術)
- ・総胆管結石症の手術
- ・そけい部ヘルニアの手術

- ・虫垂炎の手術 (虫垂切除術、腹膜炎手術)
 - ・十二指腸潰瘍 , 胃潰瘍穿孔性腹膜炎の手術
 - ・早期胃ガンに対する手術 (胃切除術 , 胃全摘出術 , 胃部分切除術 , リンパ節郭清)
 - ・胃の粘膜下腫瘍の手術 (胃切除術 , 胃全摘出術 , 胃部分切除術)
 - ・逆流性食道炎の手術
 - ・早期大腸、直腸癌に対する手術 (大腸切除術 , リンパ節郭清)
 - ・良性の食道疾患に対する手術
 - ・小腸腫瘍に対する手術 (小腸切除術)
 - ・脾臓摘出術
 - ・腸閉塞に対する手術
 - ・肝臓腫瘍に対する肝臓切除術
 - ・良性疾患に対するすい臓切除術
- などがある .

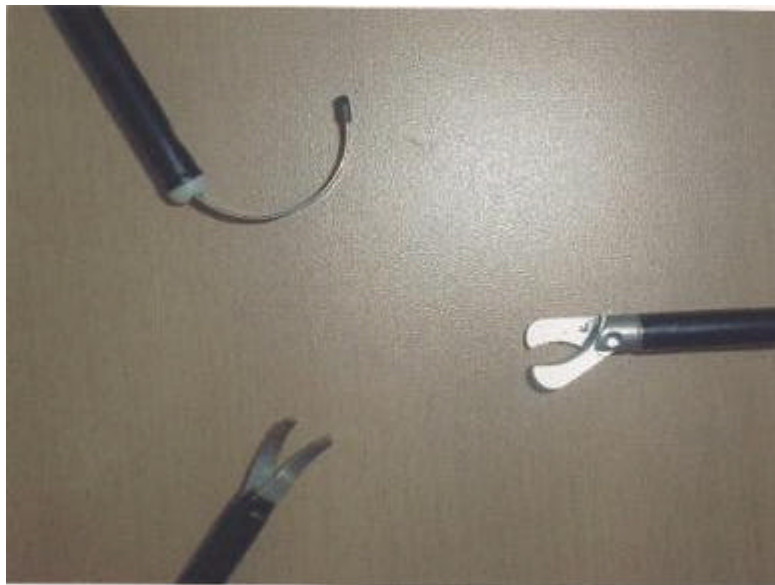


図 2.5 腹腔鏡下手術器具の先端 (長さ10mm)

第3章 マイクロ電気メスの試作

3.1 バイポーラ型マイクロ電気メス

電気メスには、メス先電極が1本で、これから生体に電流が流れ込んで電気メス作用を起こし、作用を終えた電流を別の部分に貼り付けた大きな対極板から回収するのが普通の電気メスであるモノポーラ型と、メス先電極が2本一対となっており、一方から他方に電極が流れ、その間で電気メス作用を起こすバイポーラ型があり、ここではバイポーラ型を用いた⁶⁾。

3.2 マイクロ電気メスの加工法

マイクロ電気メス先端を試作する加工装置は松下電器製 ED82W を用いた。装置の外観を図 3.1 に示す。マイクロ電気メス先端の材料は生体に適合し、かつ微細放電加工性のよいものとして純 Ti を用いた。加工条件を表 3.1 に示す。

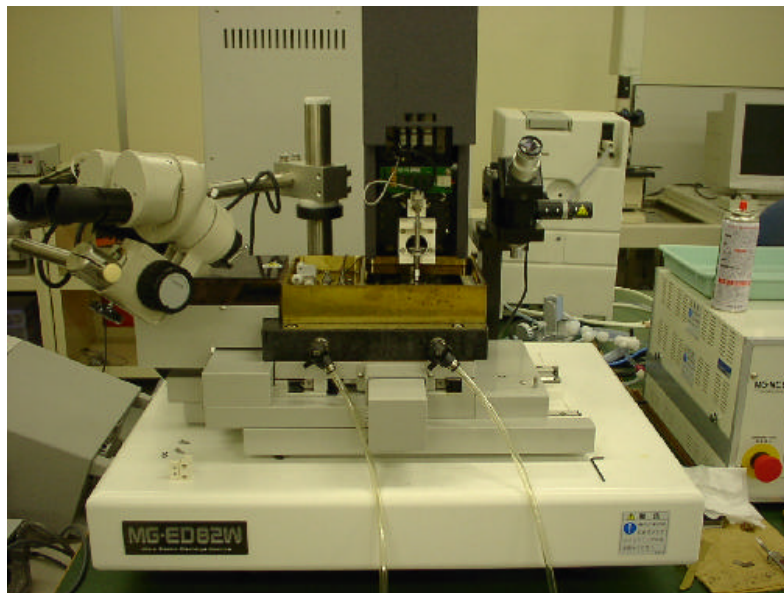


図 3.1 微細放電加工機 ED82W

表 3.1 加工条件

加工液	三井スペースカット
放電回路	RC回路(1k)
加工電圧	110V
コンデンサ	3300pF
加工送り速度	2 μ m/sec
電極	純タンゲステン線
電極径	150 μ m
加工材料	純Ti
板厚	300 μ m

微細放電加工によりPoint To Point 微細放電加工法を用いて純 Ti 板をU字型に切り抜き，根元を絶縁体で固定し，両刃を切り離してリード線を固定する．試作したマイクロ電気メス先端を 図 3.2 に示す．先端の両刃の間隔は $300\ \mu\text{m}$ である．

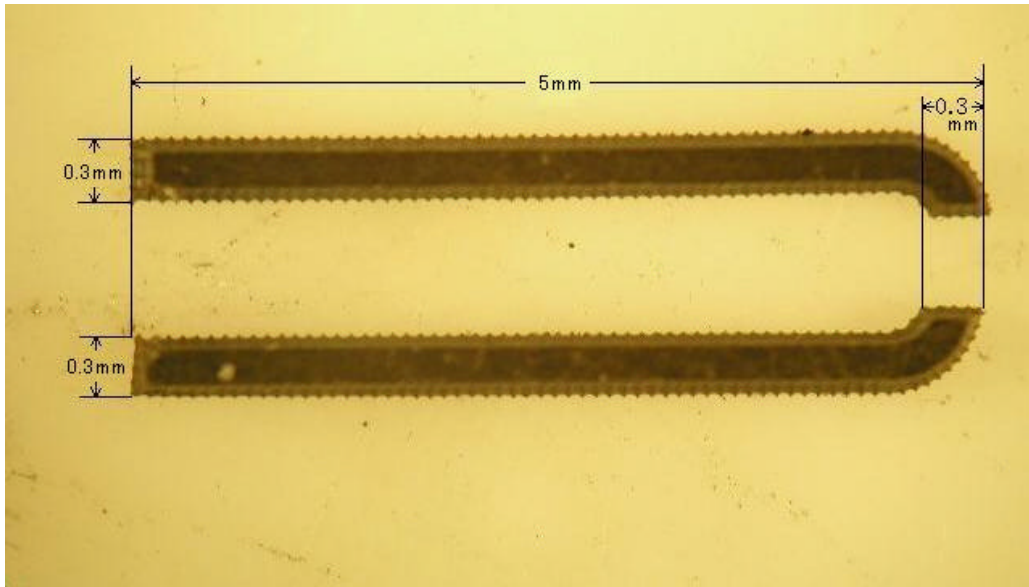


図 3.2 マイクロ電気メス先端部

第4章 マイクロ電気メスの切除・凝固実験

4.1 実験装置

図 4.1 はハナゾノ製 No.8501-F セラミックピンセットの先端部にメス先端を取り付け、リード線をメス先端部に接触させて試作したバイポーラ型マイクロ電気メスである。実験では板厚 $150\ \mu\text{m}$ の純 Ti から幅 $300\ \mu\text{m}$ 、長さ 5mm の長円形のメス先端を第 3 章の微細放電加工条件と同様に試作し用いた。実験用バイポーラ型マイクロ電気メス先端部を図 4.2 に示す。

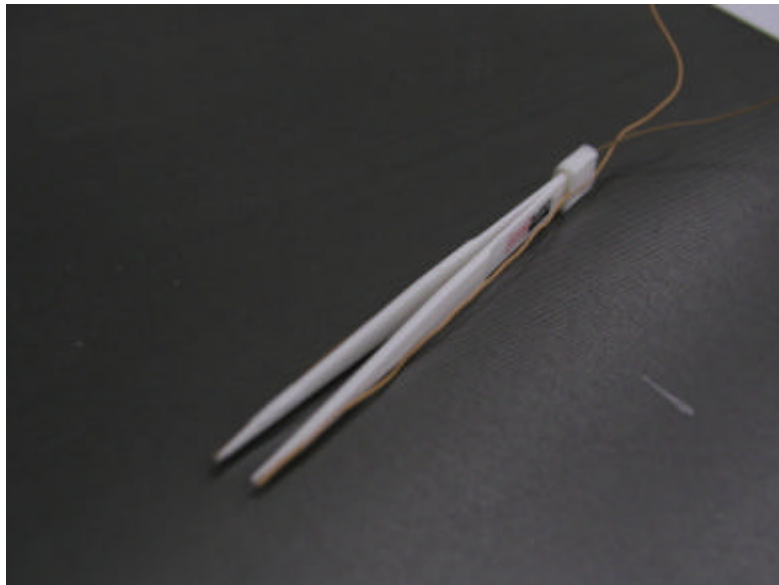


図 4.1 実験用バイポーラ型マイクロ電気メス

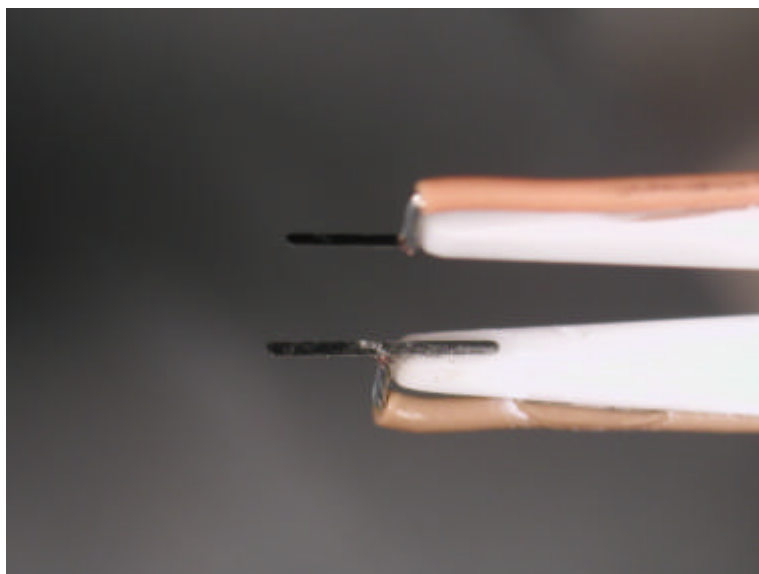


図 4.2 実験用バイポーラ型マイクロ電気メス先端部

4.2 実験方法

切除・凝固実験の状況を図 4.3 に示す。マイクロ電気メスの回路部分であるコアギュレータは瑞穂医工電機製 Micro-3F 型を用い,出力は 0.5 ~ 25W の範囲で可変できる。電気メスのコアギュレータの外観図を図 4.4 に示す。実験対象物は生体を擬似するものとしてソーセージ,糸こんにゃく,マグロ赤身,鶏肉を用いて,コアギュレータの入力を変化させ,電気メス作用部分の温度を測定するとともに切除,凝固部分を観察した。メスの刃を押さえる力を一定にするため,丁度両刃が軽く接触するように重りを吊り下げた。なお,重りの質量はメスの設置状況によって変化する。温度測定はキーエンス社製 IT-02 サーマパイル赤外放射温度計を用いた。温度計の外観図を図 4.5,仕様を表 4.1,測定視野と距離の関係を図 4.6 に示す。

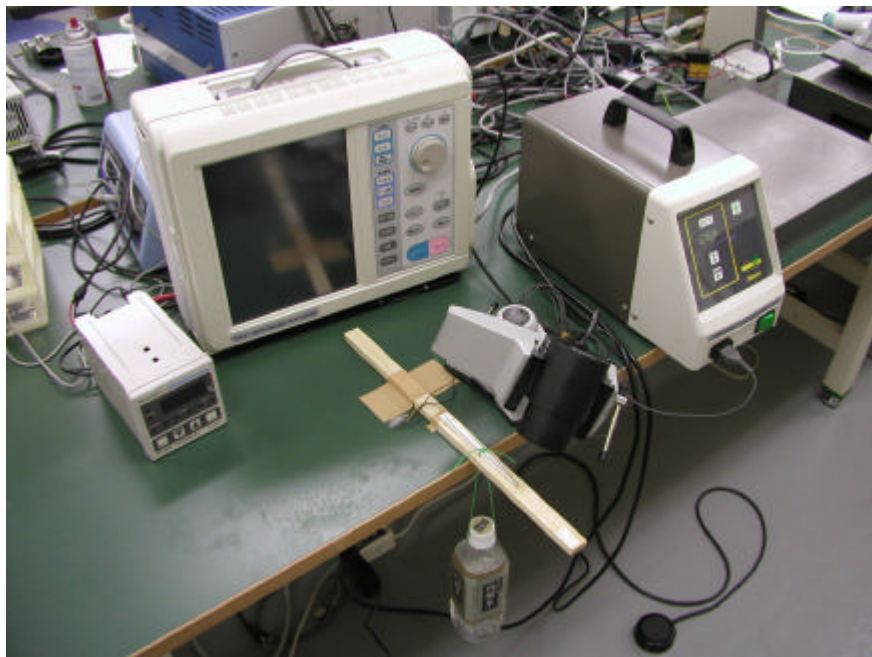


図 4.3 切除・凝固実験状況



図 4.4 バイポーラ・コアギュレータ Micro-3F

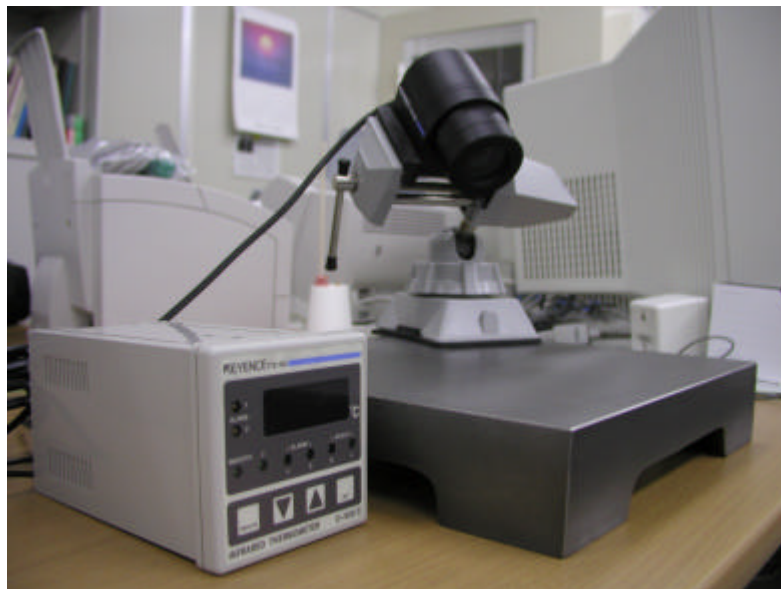


図 4.5 サーモパイル赤外放射温度計 IT-02

表 4.1 サーマピイル赤外放射温度計 IT-02 の仕様

測定温度範囲	0 ~ 500
最小スポット径*1	1.2mm
測定距離*1	54mm ± 4mm
検出素子	サーモパイル
検知波長	6 ~ 12 μm
表示分解能	0.1
測定精度*2	± 1% of F.S.
再現性	± 0.5 以内
放射率補正範囲	0.10 ~ 1.00 (0.01ステップ)
応答時間 表示, 制御出力	0.5秒以内
アナログ電圧出力	0.7秒以内 (95%応答にて)

*1 図の測定視野 / 距離を参照

*2 放射率1.0, 周囲温度23, 周囲湿度55% RHにて

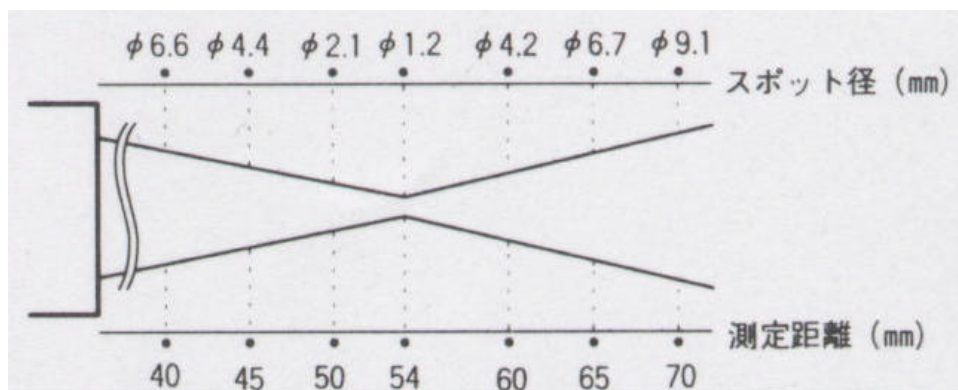


図 4.6 サーマピイル赤外放射温度計 IT-02 の測定視野と距離の関係

4.3 実験結果

マイクロ電気メスについてソーセージ，糸こんにゃく，マグロ赤身，鶏肉に対する電気メス特性を求めた。

4.3.1 各対象物に対する各入力での温度と時間の関係

各対象物に対する各入力での温度と時間の関係をそれぞれ図 4.3.1 に示す。

ソーセージや糸こんにゃくでは温度にピークが存在し，両者共約 1.5 s でピークに達した。一方，マグロ赤身や鶏肉ではピークが存在しないが，温度上昇は前者とほぼ等しい。ピークは第 2 章の電気メスの原理による水分の蒸発で急激に温度上昇し，水分が失うと同時に温度は急激に温度下降する現象と考えられる。しかし，生体物であるマグロ赤身や鶏肉はその現象がみられないことから両者に何らかの原因，またはマイクロ電気メスの構造による原因があるとして今後検討を行っていきたい。

4.3.2 各対象物に対する各入力での切除，凝固結果

各対象物に対する各入力での切除，凝固結果をそれぞれ図 4.3.2 に示す。

5W ~ 10W までは各対象物とも凝固作用が働いている。ソーセージは一部が炭化し凝固されている。

15W ~ 20W ではソーセージ，糸こんにゃくに切除の兆候がみられ，25W で切除することができた。しかし，マグロ赤身や鶏肉は切除に至らず凝固作用のみが働き，25W ではマグロ赤身がケロイド状になって引きちぎられた。これは生体物のある両者に何らかの原因，またはマイクロ電気メスの構造による原因があるとして今後検討を行っていきたい。

4.3.3 各対象物に対する各入力での切除，凝固実験後のマイクロ電気メス先端の状態

各対象物に対する各入力での切除，凝固実験後のマイクロ電気メス先端の状態を図 4.3.3 に示す。

ソーセージ以外はメス先端に目立った炭化物は見られない。ソーセージの炭化物は電気メスの出力が大きいほど頻度が大きくなっている。これはソーセージが他の対象物に比べて水分が少ない，もしくは脂肪が含まれているからと推測される。この炭化物が温度と時間の関係や出力と最高温度の関係の測定結果に影響が出ている原因の 1 つと考えられる。

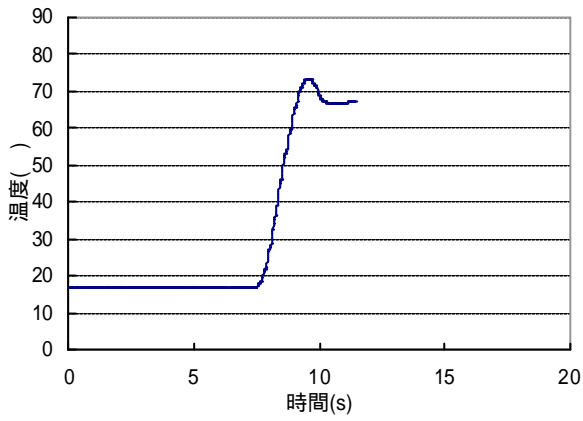
4.3.4 各対象物に対する出力と最高温度の関係

各対象物に対する出力と最高温度の関係を図 4.3.4 に示す。

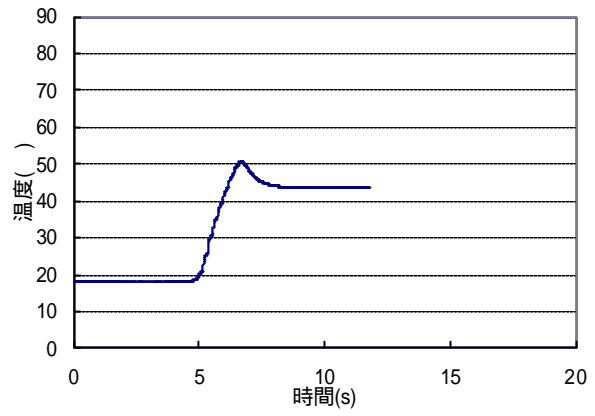
糸こんにゃく以外は最高温度と出力の間には関係がなく，マグロ赤身や糸こんにゃくのように水分が多いものほど温度が高く，近似曲線の傾きが大きい。前者の原因として，糸こんにゃく以外の

実験対象物をマイクロ電気メスに挟めるよう適用に切り取ったため、毎回異なった形状で測定したためと考えられる。

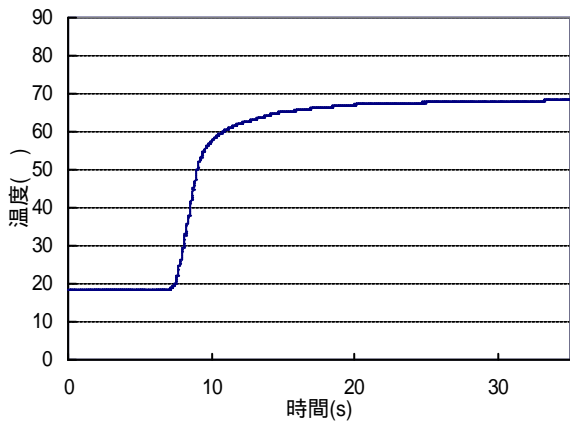
生物物のあるマグロ赤身と鶏肉には最高温度と出力の間に同じ傾向がみられる。



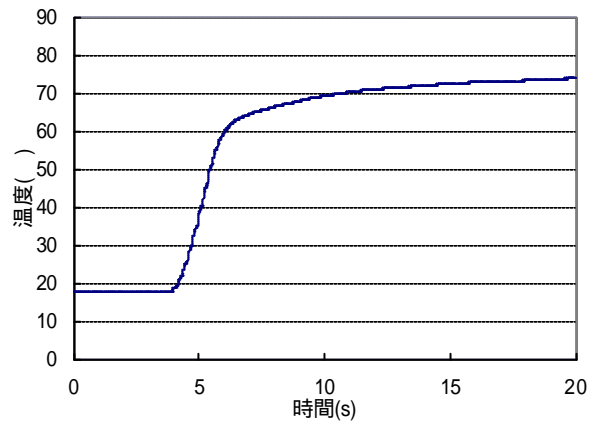
(a) ソーセージ



(b) 糸こんにゃく

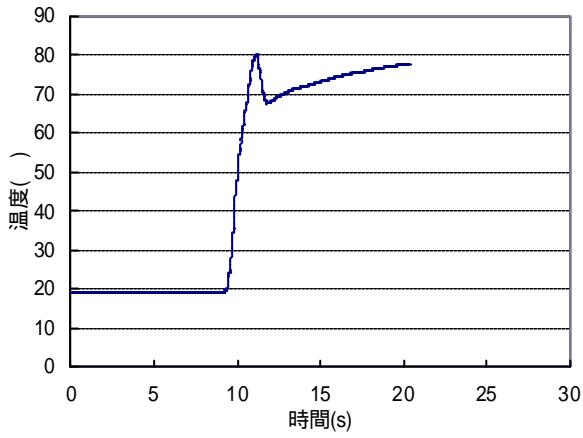


(c) マグロ赤身

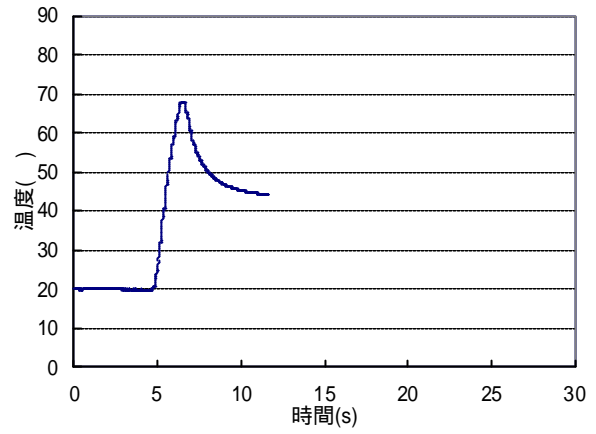


(d) 鶏肉

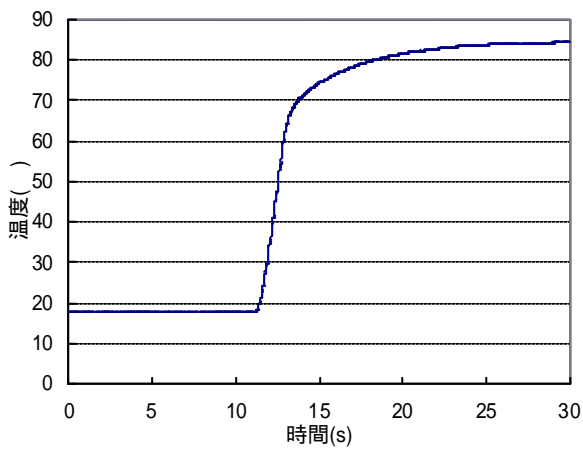
図 4.3.1 (1) 各対象物に対する入力 5W での温度と時間の関係



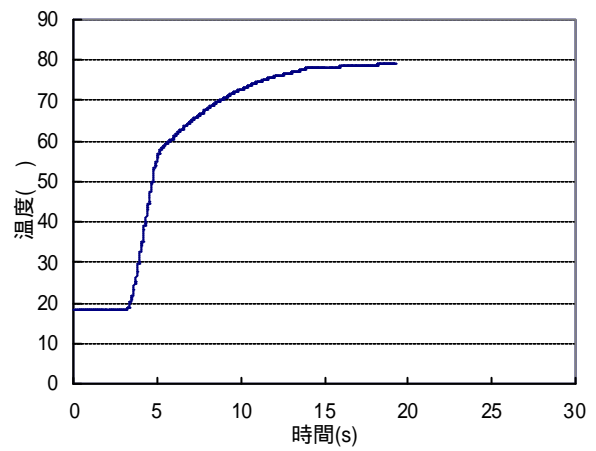
(a) ソーセージ



(b) 糸こんにゃく

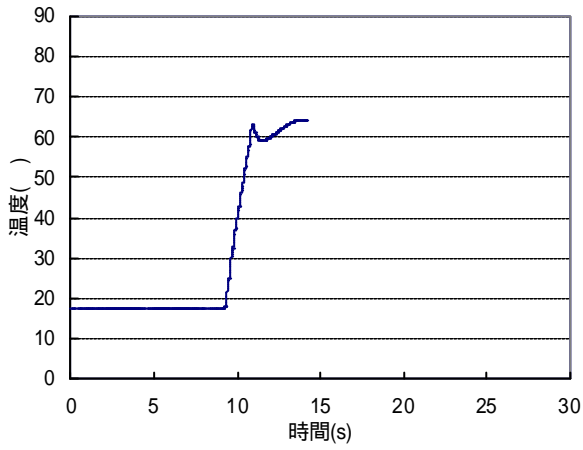


(c) マグロ赤身

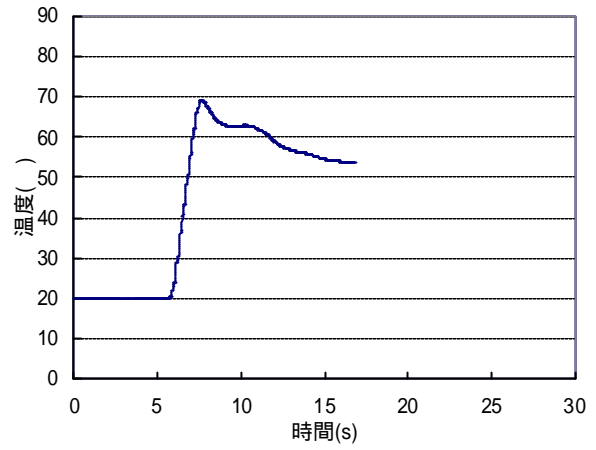


(d) 鶏肉

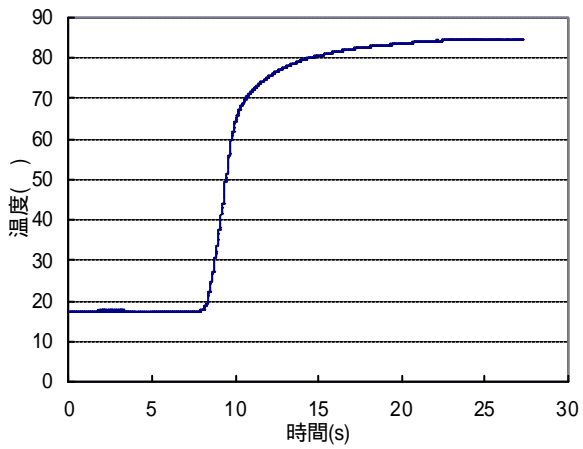
図 4.3.1 (2) 各対象物に対する入力 10W での温度と時間の関係



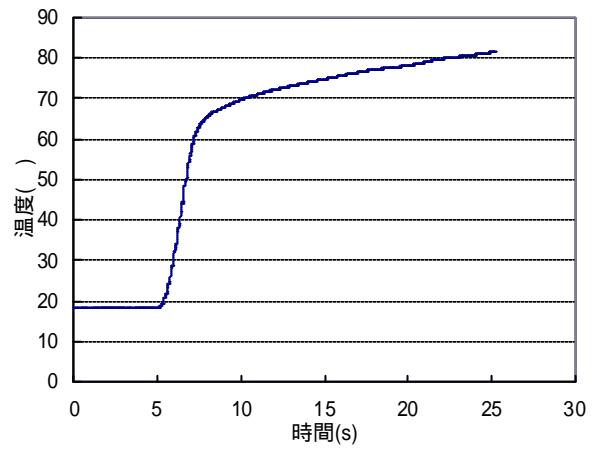
(a) ソーセージ



(b) 糸こんにゃく

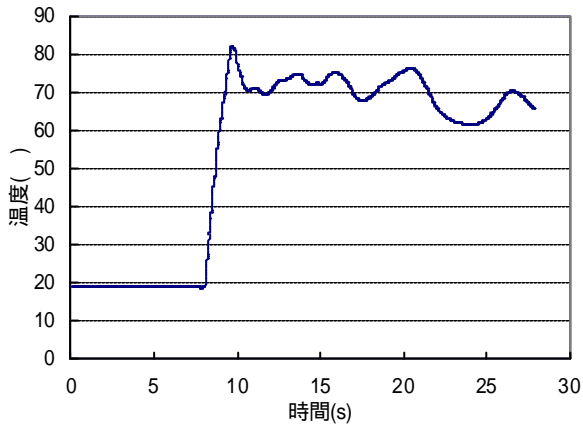


(c) マグロ赤身

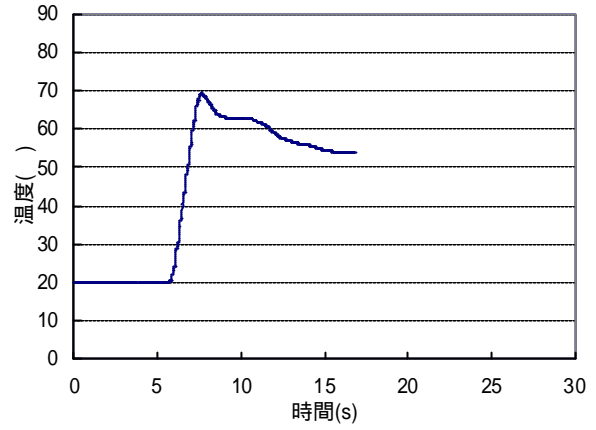


(d) 鶏肉

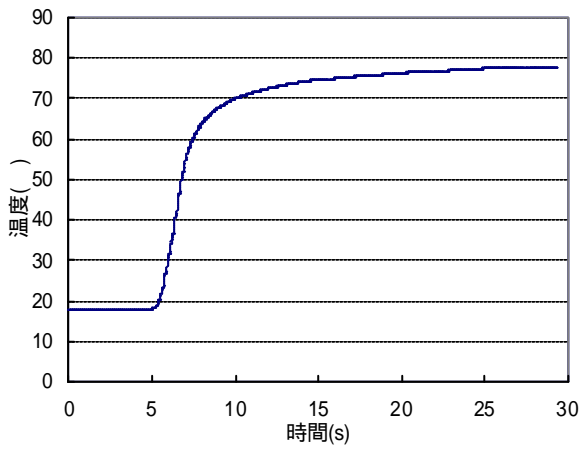
図 4.3.1 (3) 各対象物に対する入力 15W での温度と時間の関係



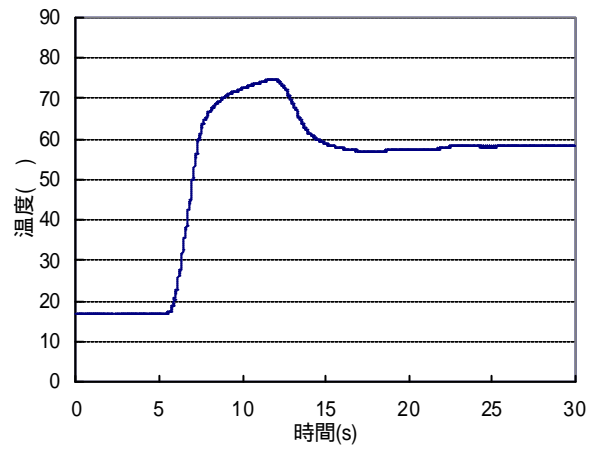
(a) ソーセージ



(b) 糸こんにゃく

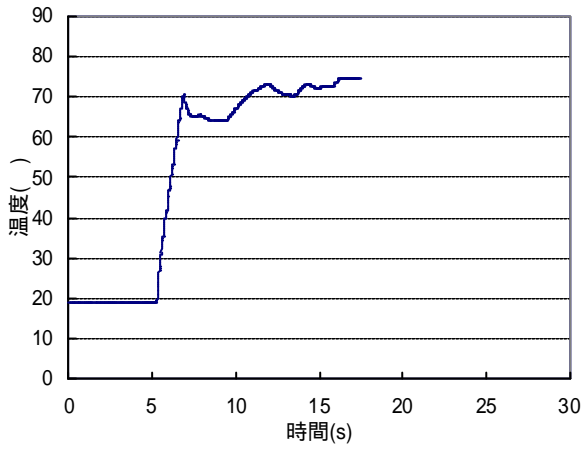


(c) マグロ赤身

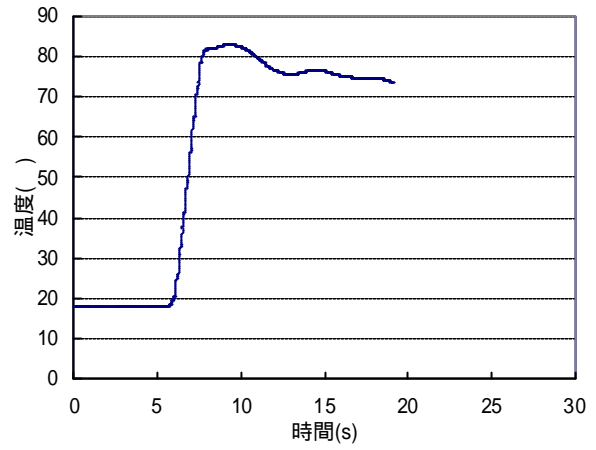


(d) 鶏肉

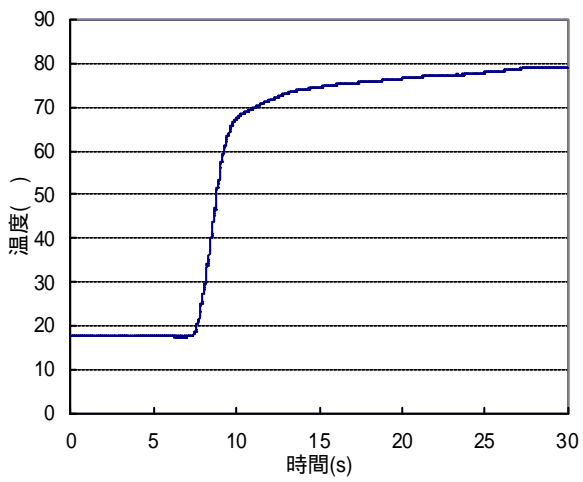
図 4.3.1 (4) 各対象物に対する入力 20W での温度と時間の関係



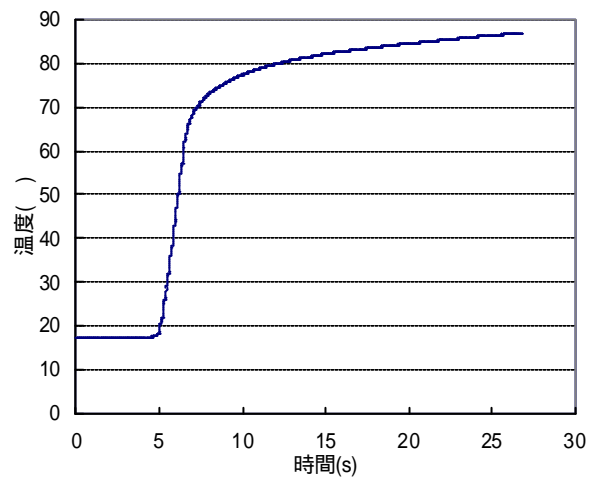
(a) ソーセージ



(b) 糸こんにゃく

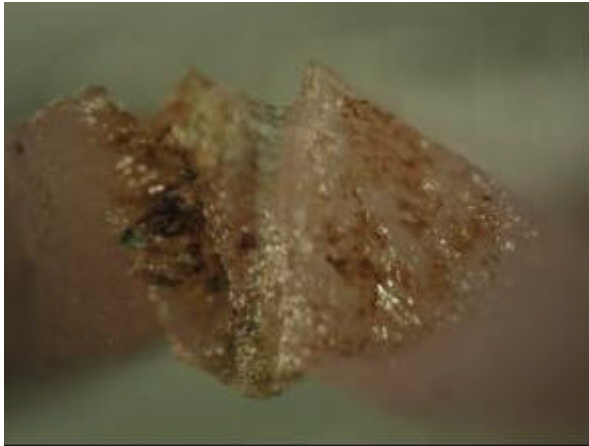


(c) マグロ赤身



(d) 鶏肉

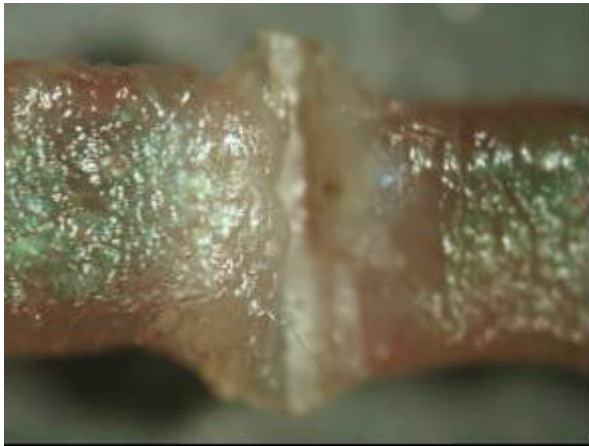
図 4.3.1 (5) 各対象物に対する入力 25W での温度と時間の関係



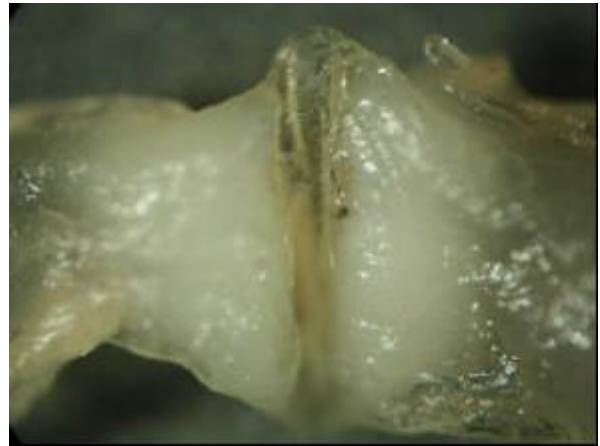
(a) ソーセージ



(b) 糸こんにゃく

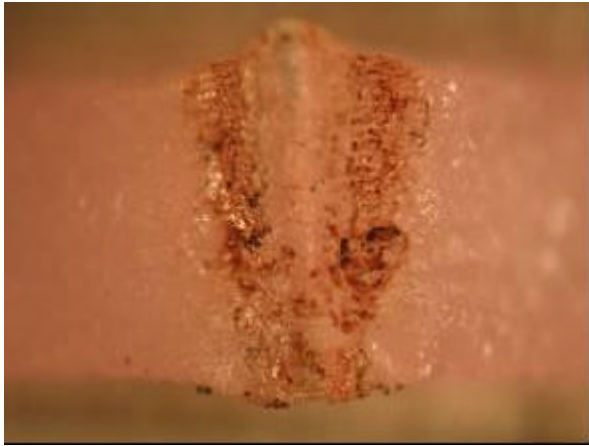


(c) マグロ赤身



(d) 鶏肉

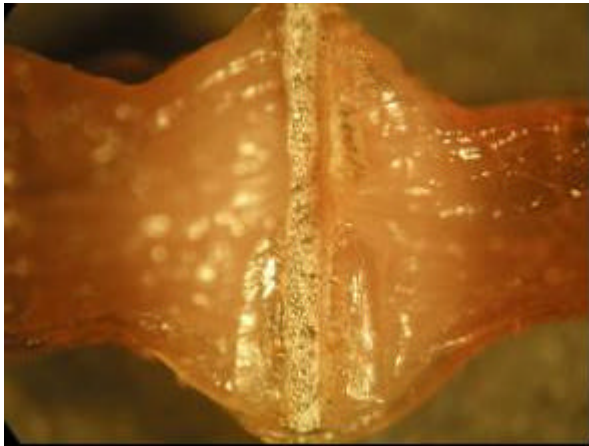
図 4.3.2 (1) 各対象物に対する入力 5W での切除,凝固結果



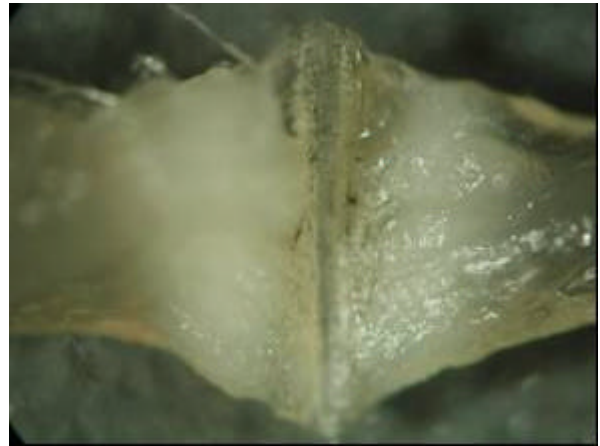
(a) ソーセージ



(b) 糸こんにゃく



(c) マグロ赤身



(d) 鶏肉

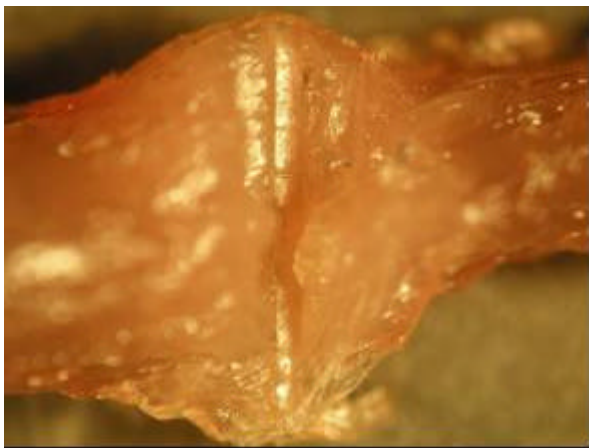
図 4.3.2 (2) 各対象物に対する入力 10W での切除, 凝固結果



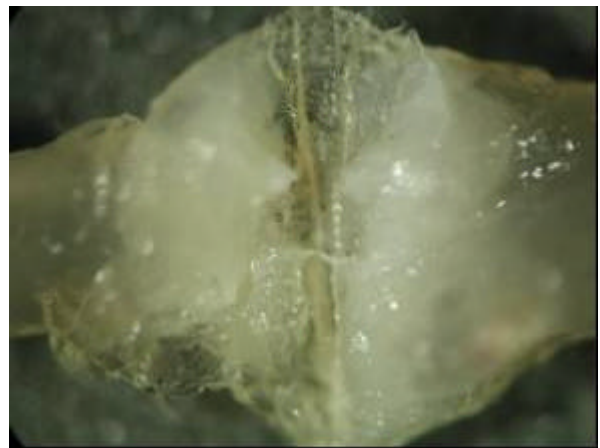
(a) ソーセージ



(b) 糸こんにゃく



(c) マグロ赤身



(d) 鶏肉

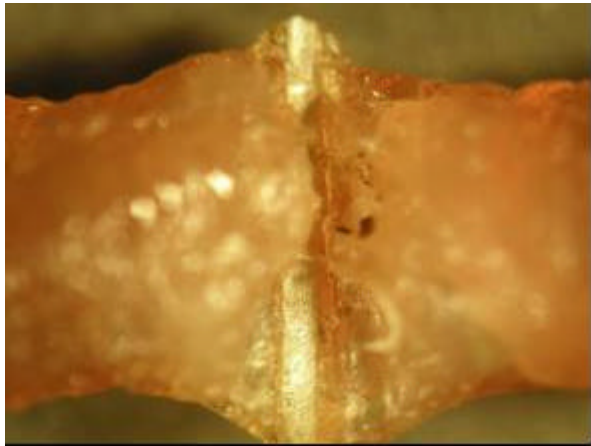
図 4.3.2 (3) 各対象物に対する入力 15W での切除、凝固結果



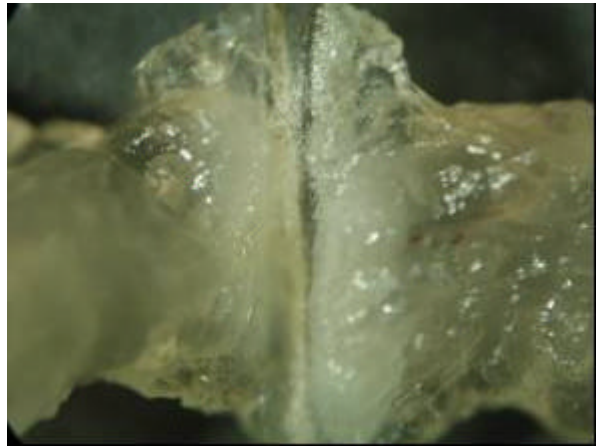
(a) ソーセージ



(b) 糸こんにゃく

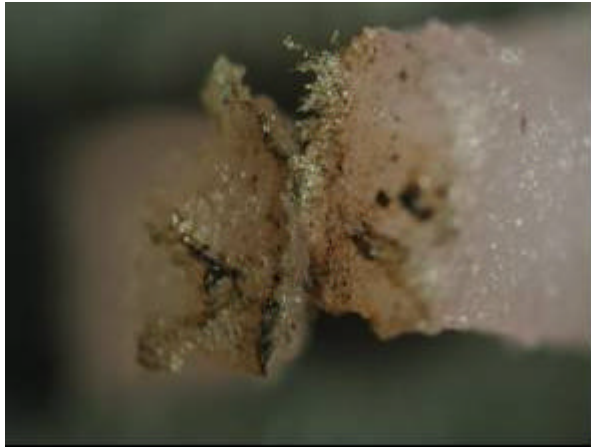


(c) マグロ赤身



(d) 鶏肉

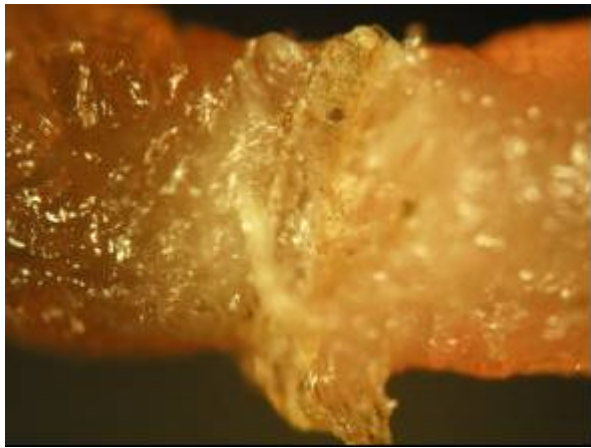
図 4.3.2 (4) 各対象物に対する入力 20W での切除, 凝固結果



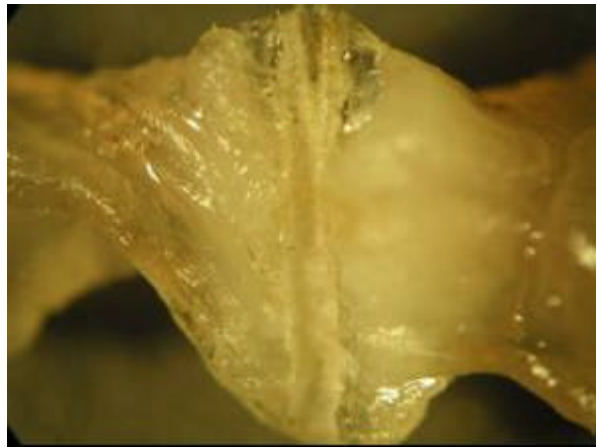
(a) ソーセージ



(b) 糸こんにゃく

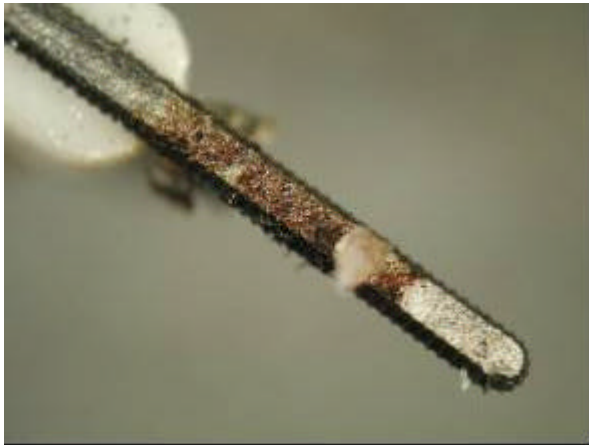


(c) マグロ赤身



(d) 鶏肉

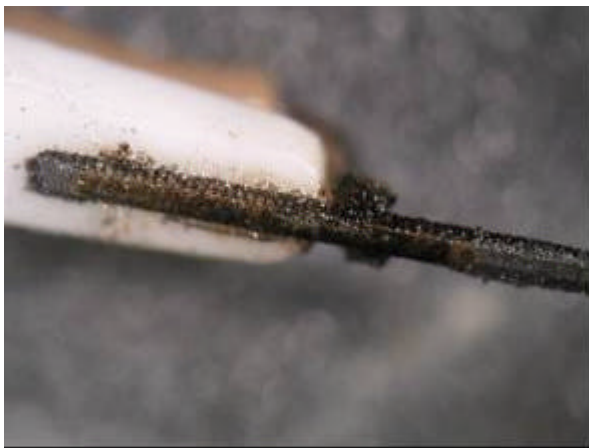
図 4.3.2 (5) 各対象物に対する入力 25W での切除, 凝固実験結果



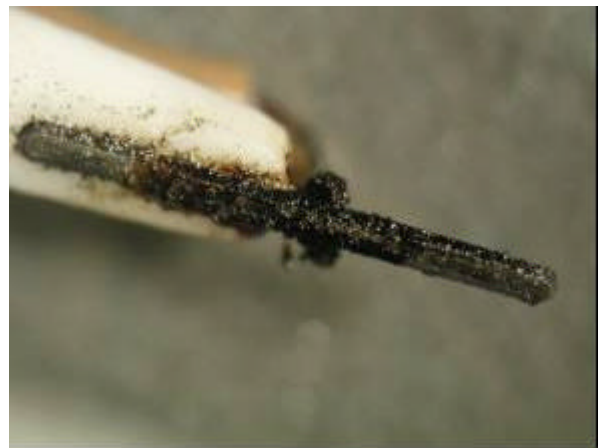
(a) 5W



(b) 10W



(c) 15W



(d) 20W

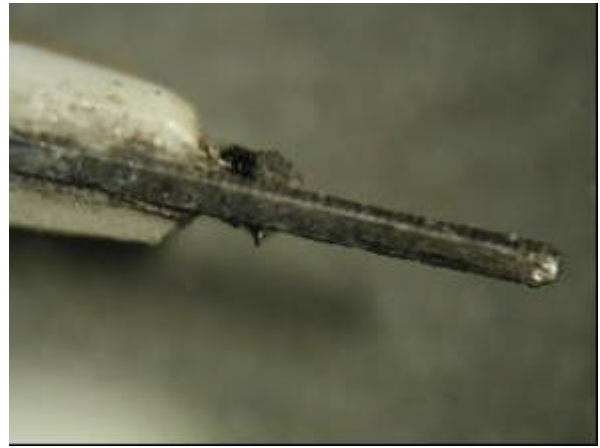


(e) 25W

図 4.3.3 (1)ソーセージに対する各入力での切除，凝固実験後のマイクロ電気メス先端状況



(a) 5W



(b) 10W



(c) 15W



(d) 20W

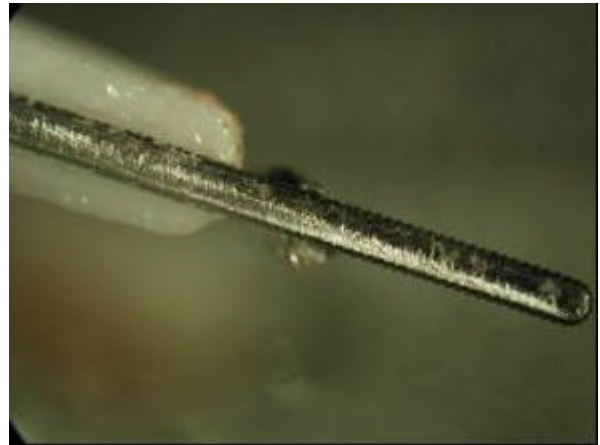


(e) 25W

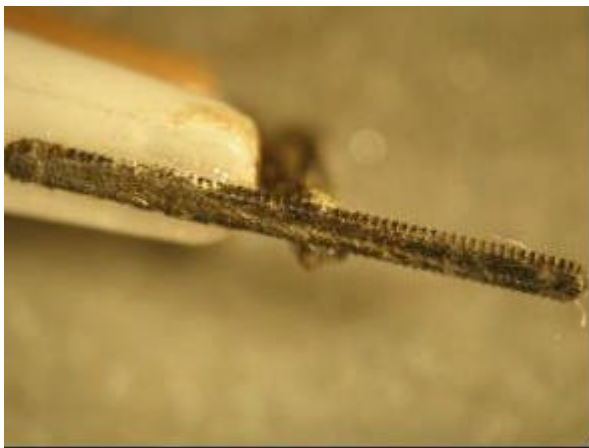
図 4.3.3 (2) 糸こんにゃくに対する各入力での切除, 凝固実験後のマイクロ電気メス先端状況



(a) 5W



(b) 10W



(c) 15W



(d) 20W



(e) 25W

図 4.3.3 (3) マグロ赤身に対する各入力での切除，凝固実験後のマイクロ電気メス先端状況



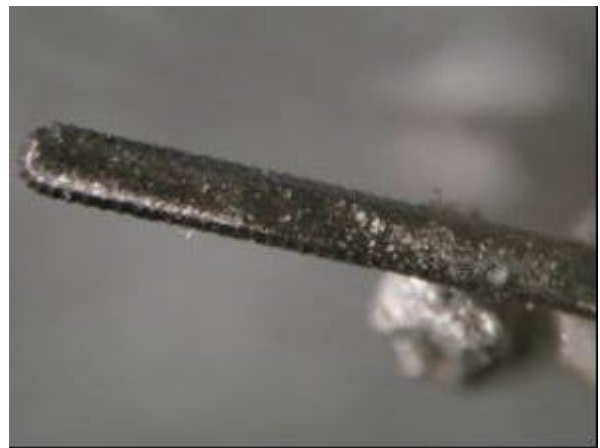
(a) 5W



(b) 10W



(c) 15W



(d) 20W



(e) 25W

図 4.3.3 (4) 鶏肉に対する各入力での切除 ,凝固実験後のマイクロ電気メス先端状況

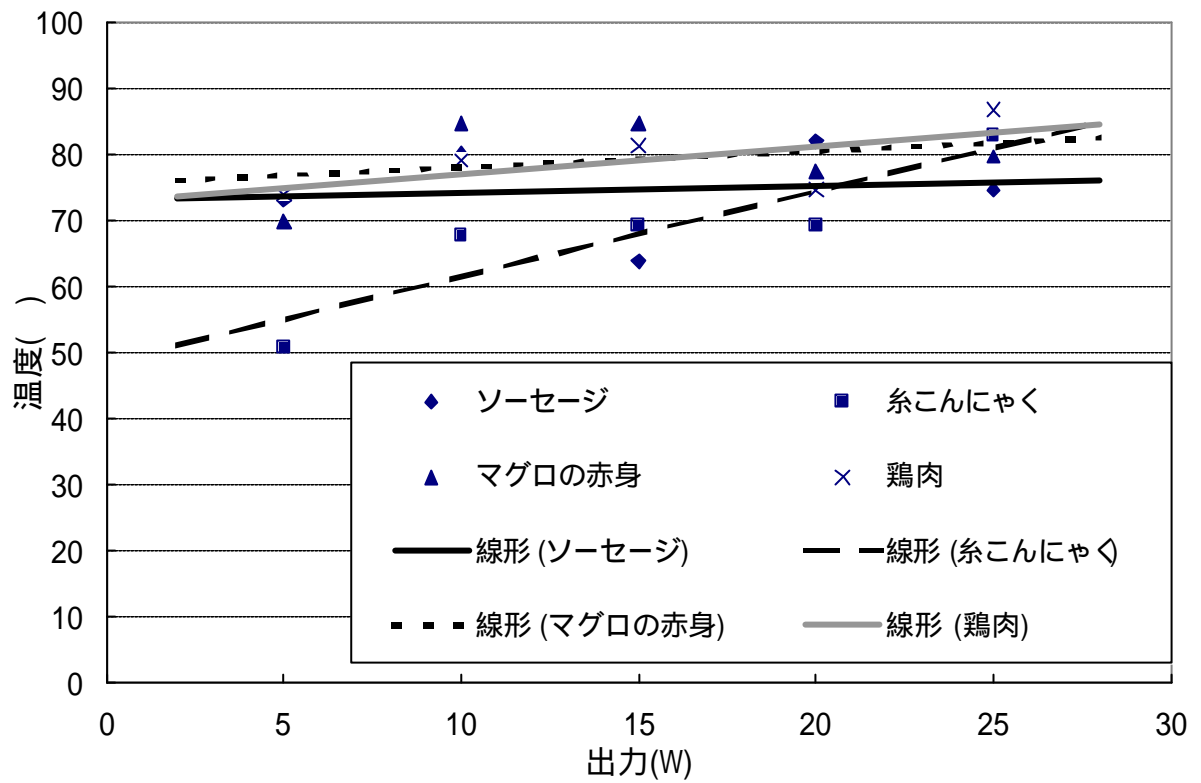


図 4.3.4 各対象物に対する出力と最高温度の関係

第5章 結論

血管・尿管内などの微細な組織を切除・凝固するためのバイポーラ型マイクロ電気メスの製作を目的として、微細放電加工機を用いて試作し、その評価を行った。

実験装置を製作し、生体を擬似した材料と生体材料を実験対象物として切除・凝固実験を行い、マイクロ電気メスの出力を変化させて切除、凝固部分を観察すると共に、温度と時間の関係、出力と最高温度の関係を求め、切除・凝固実験後のマイクロ電気メス先端の状態を調べた。

得られた結果は次の通りである。

- (1) 微細放電加工によりマイクロ電気メスを試作し、切除・凝固実験を行い、低出力では生体擬似材料と生体材料の両者に凝固作用がみられ、高出力では生体材料に関しては切除には至らなかったが、良好に動作できることを確認した。
- (2) 対象物により切除、凝固の状況とその際の温度および温度上昇が大きく異なった。主に生体擬似材料と生体材料の温度ピークの有無による2つの傾向がある原因として、生体擬似材料は人工的に作られたもので、粉碎などで比較的均一な材料になっているが、生体材料は生体組織があるため、それらの間から水分が流入するために切除が妨げられ、温度が上昇し続けるのだと推測した。また、最高温度に関しては電気メスの出力と対象物の水分の含有量の違いによるものと考えられる。
- (3) 今回の実験で用いた対象物は同じ対象物にしても大きさや形状が異なり、大きさにしても1mm以上と大きいので(2)のような影響を受けやすいなどの問題がある。また、実験で用いたマイクロ電気メス先端部は幅300 μ mの棒状であったが、さらに小さく極所に接触できる形状であれば、瞬間的に切除、凝固が行え(2)のような影響を受けにくいと考えられる。これらから、切除のためには対象物の大きさと電気メスの寸法形状の関係を検討する必要がある。
- (4) 今後はマイクロ電気メスを血管・尿管内などの微細な組織を切除・凝固することを仮定し、目的の組織を捉えるために形状記憶合金などを用いた駆動方法やその組織をキャッチするために鉤爪状にするなどの構造形状の検討および小動物による臨床実験などによる生体での試験評価を行いたい。

謝辞

本研究に対し終始ご親切にご指導賜りました高知工科大学知能機械システム工学科河田耕一教授に謹んで感謝の意を表させていただきます。

本研究を進めるにあたり、医学的な立場から適切な助言を頂いた高知医科大学第二外科 小田勝志先生に心から厚く御礼申し上げます。

参考文献

- 1) (財)マイクロマシンセンター, マイクロマシン革命, 日刊工業新聞, (1999).
- 2) マイクロ化学分析システム調査専門委員会、電気学会技術報告 第 812 号(2000).
- 3) The Seventh International Micromachine Symposium Proceedings、(2001).
- 4) 嶋津秀昭 :入門医用工学 ,采根出版 ,(2001) .
- 5) 増沢隆久 :マイクロ放電加工 ,2002 年度精密工学会誌 ,(2002) .
- 6) 小野哲明 :電気メスで事故をおこさないために ,Clinical Engineering, 秀潤社 ,(2001) .