

平成 14 年度
修士学位論文

体内手術用マイクロ刃物の研究

Study on micro surgical tool

高知工科大学大学院 工学研究科 基盤工学専攻

知能機械システムコース 知能精密機構研究室

1055071 山岡 正和

(Masakazu Yamaoka)

指導教員 河田 耕一教授

目次

第1章 諸論

1.1 緒言	3
1.2 マイクロマシンの現状	3
1.3 マイクロマシンの加工	4
1.4 低侵襲手術の現状	5
1.4.1 リード抜去法の現状	7
1.4.2 冠動脈狭窄について	9
1.5 放電加工の現状	12
1.6 微細放電加工	14
1.7 本研究の目的と位置付け	14
1.7.1 生体適合金属材料の微細放電加工	14
1.7.2 刃先の加工と切れ味測定	15
1.7.3 マイクロ手術器具の試作	15
1.8 結言	15

第2章 生体適合金属材料の微細放電加工

2.1 緒言	16
2.2 実験装置	16
2.3 実験方法	20
2.3.1 実験試料	20
2.3.2 実験方法	20
2.4 実験手順	21
2.5 化学的に活性度の低い材料	21
2.5.1 加工時間	21
2.5.2 電極消耗量	23
2.5.3 放電ギャップ	24
2.5.4 SEM 写真	25
2.5.4.1 放電加工油 SEM 写真	25
2.5.4.2 純水 SEM 写真	29
2.5.5 考察	32
2.6 化学的に活性度の高い材料	32
2.6.1 加工時間	32
2.6.2 電極消耗量	34
2.6.3 放電ギャップ	35
2.6.4 SEM 写真	36
2.6.4.1 放電加工油 SEM 写真	36
2.6.4.2 純水 SEM 写真	40
2.6.5 考察	46

2.7 物性値との関係	46
2.7.1 融点との関係	46
2.7.2 熱伝導率との関係	50
2.7.3 融点、熱伝導率の積と加工時間との関係	54
2.8 結言	55
第3章 刃先の加工と切れ味測定	
3.1 緒言	56
3.2 マイクロ刃物の加工	56
3.2.1 斜めスリット加工	56
3.2.2 斜め PTP 加工	57
3.3 マイクロ刃物の SEM 写真	58
3.4 マイクロ刃物の先端粗さ	61
3.4.1 先端粗さ測定方法	61
3.4.2 測定結果	62
3.5 切れ味測定方法	62
3.6 マイクロ刃物による切れ味結果	64
3.7 結言	65
第4章 マイクロ体内手術器具の試作	
4.1 諸言	66
4.4 マイクロリングカッターの試作	66
4.4.1 マイクロリングカッターの加工法	66
4.4.2 マイクロリングカッターの SEM 写真	67
4.5 マイクロはさみの試作	69
4.5.1 マイクロはさみの加工法	69
4.5.2 マイクロはさみの写真	73
4.6 結言	74
第5章 結論	75
参考文献	77
本研究にかかわる講演	78
謝辞	79
付録 生体適合金属材料に関する付属資料	80
マイクロはさみによる洋紙切断付属資料	111

第1章 諸論

1.1 緒言

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、腹腔鏡などで行われる手術が次第に多くなってきているが、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。

本研究では体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開発を目指し、まず加工液として純水、放電加工油の両加工液を使い生体適合金属材料における微細放電加工特性を見出した。

次に選定した材料に対し、微細放電加工により刃物の製作を試みた。斜めスリットを微細放電加工で形成し、マイクロ刃物と市販かみそり刃との切れ味を測定した。

さらにマイクロ手術器具の原型としてマイクロリングカッターとマイクロはさみを試作した。前者は血管内の心臓ペースメーカーリード外周部に付着した周辺組織を切除する事を目的としている。後者は静脈採取、血管内で狭窄を起こしている部位を切開する事を目的としている。

1.2 マイクロマシンの現状

マイクロマシンとは、日本が作り出した言葉であり大きさが数ミクロンからサブミリのスケールにある技術あるいは機械、部品をさすこともあるが、一般的には、広い意味で数ミリ以下の機能部品からなる微小な機械としてナノオーダーのものを含める。アメリカなどでは MEMS (Micro Electro Mechanical Systems)、NEMS、ドイツなどを中心としたヨーロッパでは MST という言葉でマイクロマシンを表している。

現在のマイクロマシン技術は、3次元のマイクロ加工、厚さのあるマイクロ加工、シリコン板を組み上げた立体構造のほか、自己構成した 3次元マイクロ構造も実現している。これらの技術を応

用して、マイクロ光スイッチ、マイクロモーター、スクラッチ・ドライブ・アクチュエータ、化学燃料を用いる Power MEMS としてマイクロエンジン・マイクロガスタービン・マイクロリアクタ・マイクロ燃料電池・マイクロ燃焼器・マイクロスラスタ、超電導運搬システム、 μ TAS、DNA 分析などが研究されている^{4),5)}。また、人工織毛システムのような、センサ電子回路、アクチュエータを集積したサブシステムをマイクロマシーニングで多数同時につくり、協調運動によって一つの仕事をするような自立分散型のマイクロマシンも研究されている。

米国の Roger Grace Associate の調査⁶⁾によると、2000 年に大量に使われている MEMS 製品としては、薄膜磁気ヘッド(11 億個/年)、インクジェットプリンターヘッド(3.5 億個/年)、エアバッグ用加速度センサ(7500 万個/年)、エンジン制御用圧力センサ(2500 万個/年)、使い捨て血圧センサ(1800 万個/年)である。また 2000 年の売上高と年成長率の分野別では IT 関係(1 兆円、11.5%)、医学バイオ関係(2900 億円、32.5%)、産業機械関係(1400 億円、11.6%)、通信関係(150 億円、128%)、自動車関係(1500 億円、16.9%)、環境監視関係(630 億円、35.4%)となっており、総売上は 2000 年で 1.6 兆円、2004 年には 3.6 兆円で年成長率 21%が見込まれる。これから通信関係、光通信や RFMEMS などの成長が大きく、環境やバイオ関係がこれに続く。自動車関係が定常状態で、光関係が主流になりつつあり、高周波やバイオ関係が今後と言える。

1.3 マイクロマシンの加工

マイクロマシンを作製するためには、個々のデバイスを非常に小さいサイズで加工しなければならない。マイクロマシンの作製に用いられる加工技術は数多くあるが、大別すると除去加工、付加工および複合加工に分類される。

除去加工とは、あらかじめ材料素材を作り、その素材を削り任意の形状を得るものであり、フォトリソグラフィ、異方性エッチング、マイクロ放電加工、マイクロビーム加工、機械加工などがある。

付加工とは、メッキのように材料そのものを形成させながら形状、機能素子を同時に作製する加工技術であり、スパッタリング、真空蒸着、CVD、酸化、光造形などがある。

複合加工とは除去加工と付加工を組み合わせることで単独では難しい形状を創る加工法であり、これには変形や改質など素材の増減なしに形状もしくは機能素子を作製する加工も含まれる。さらに、微小な部品を加工しながら同時に組み立てる手法も複合加工と呼ばれ、LIGA プロセス、マイクロ電解加工、犠牲層エッチング、円筒形状固定子加工、シェルボディ加工などがある。

これらの加工方法は半導体技術を利用したもの、もう一つは従来の加工技術を微細加工に対応させたものである。

近年、情報端末などの電子機器の小型化、高性能化に伴い、マイクロ部品を製作する技術は日々進化し、要求される精度もより厳しいものとなっている。現在、マイクロ部品の微細加工技術、製作には主に半導体プロセス技術が応用されている。これは、高精度な形状をつくとともにデバイスとしての機能を付加することができ、かつ大量に製作することができるためである。

半導体プロセスを用いたシリコンの加工は、微細なものが作れるし、量産向きであるので、マイクロマシンのような微細なものを作る上で大変有用な方法である。しかし、これがマイクロマシンの加工法として万能かと言うと必ずしもそうではない、問題の一つとして、立法的な形を作るのが難しいことである。つまりシリコンの微細加工は層を重ねて形を作るので複雑な立体形状は難しく、

起伏の少ない平面的な構造に限られてしまうことがある。もう一つの問題は材料がシリコンに限られてしまうことである。シリコンは一般の鉄よりも硬いがもろい。上手に使うと鉄よりもずっと強力であるが、表面に小さな傷が残っていたり鋭い角があったりすると、桁違いに小さい力でも簡単に壊れてしまう。この方法は、2次元形状の微細加工は可能である反面、アスペクト比の大きい3次元形状の創成は困難である。

一方、従来の加工方法を微細化したものに微細放電加工がある。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作製するための重要な技術の一つである。

今後、半導体プロセスと放電加工をはじめ従来の切削、研削加工のマイクロ化の融合により個々の加工法の欠点を補え、高精度で機械強度、信頼性の高いデバイスが出来るものとする。

1.4 低侵襲手術の現状

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。空気や酸素よりも炭酸ガスの方が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1.1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。

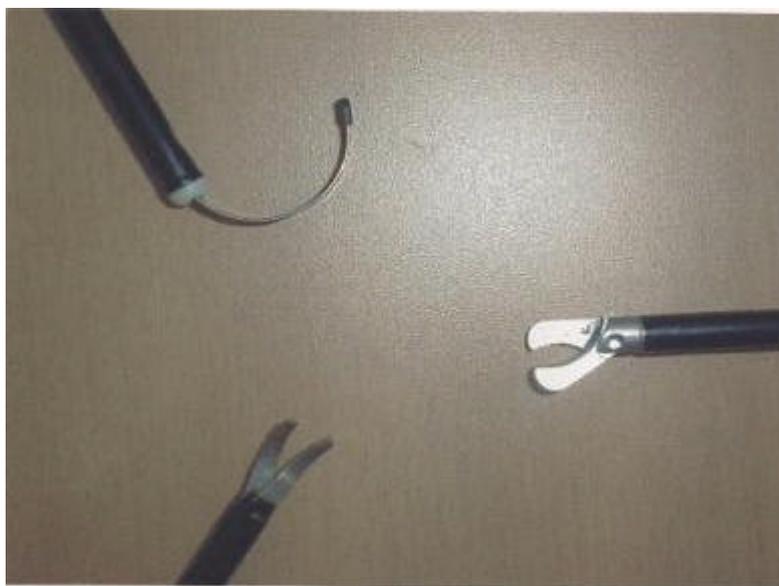


図 1.1 腹腔鏡下手術器具の先端 (長さ 10mm)

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。

1.4.1 リード拔去法⁷⁾の現状

心臓ペースメーカーのリード拔去が容易かどうかは、リード挿入からの時間が大きく関係している。挿入から1ヶ月以内であれば容易に、3ヶ月以内であれば比較的容易に拔去が可能である。1年以上経過していると、外周に周辺組織が付着し拔去はかなり困難になる。リードの先端は筋膜に固定するために錨状になっておりリード先端と線維組織が付着している状態を図1.2に示す。現在、リード外周部に付着した周辺組織を切除する方法として以下の2つがある。

- 1 レーザーによる拔去
- 2 開胸による拔去

前者は装置が大型で高価であり現状は厳しい。後者は術者の技量に頼る部分が多く、患者への負担も大きく、十分なツールがないのが現状である。

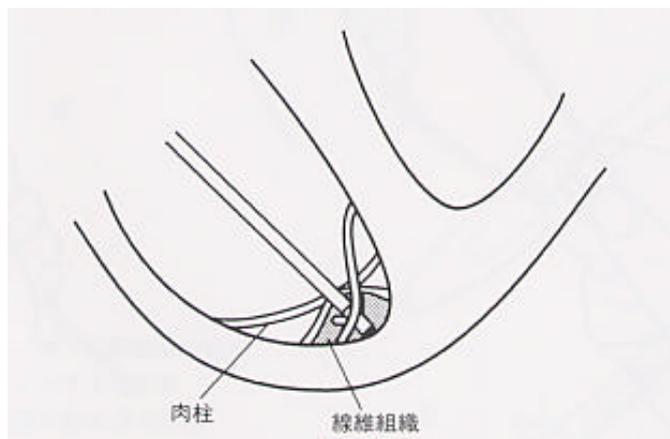


図 1.2 リード先端部と線維組織、肉柱との付着

一般的な拔去法として図1.3に用手牽引法を示す。 のようにリード挿入部に近いところを一方の手で保持し、他方の手の指にリードを巻くか、 のように近いほうの手指にリードを巻いて心拍動を強く感じる程度の力で持続的に牽引する方法である。

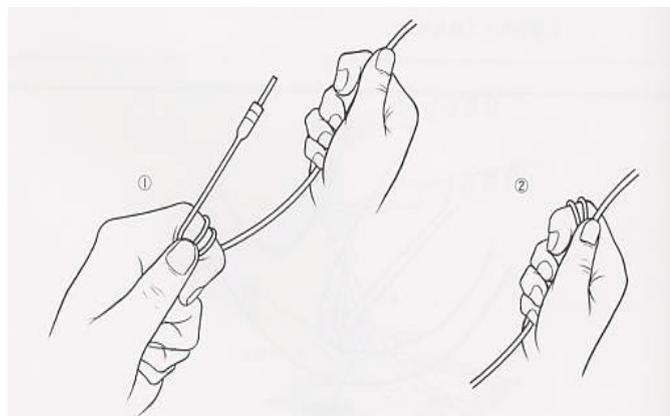
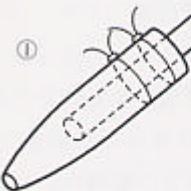


図 1.3 用手牽引法

用手牽引法で抜去できない場合は、鉗子による牽引法を図 1.4 に示す。導線コイル自体を把持するために、のようにリードの挿入部に近い所を鉗子で挟むか、のようにリードを切断して導線コイル断端を鉗子で直接挟むかして、牽引を行う。心拍動でリードが強く引っ張られる程度の強い力で持続的に牽引する必要がある。数回この操作を繰り返して抜去できない場合には、リード抜去システムを用いるなど他の方法に切り替えることが必要である。リード断端部の処理を図 1.5 に示す。抜去を諦めるのであれば、のようにリードを切断し、断端にキャップをかぶせるか、のように被覆部を導線コイルより長めに残しておいて被覆部の断端を結紮し、そのまま留置する。

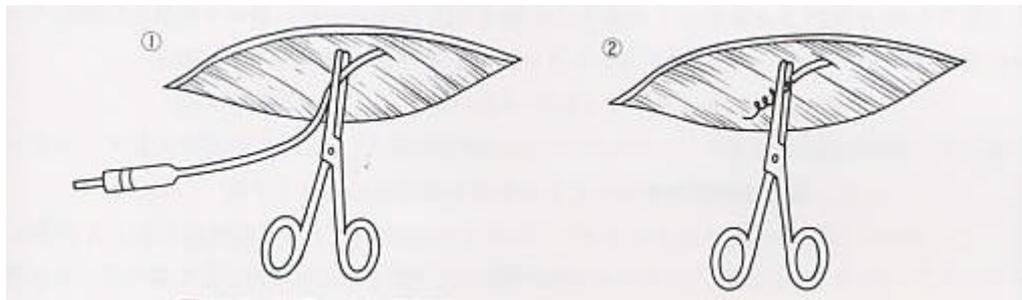


図 1.4 鉗子による牽引法

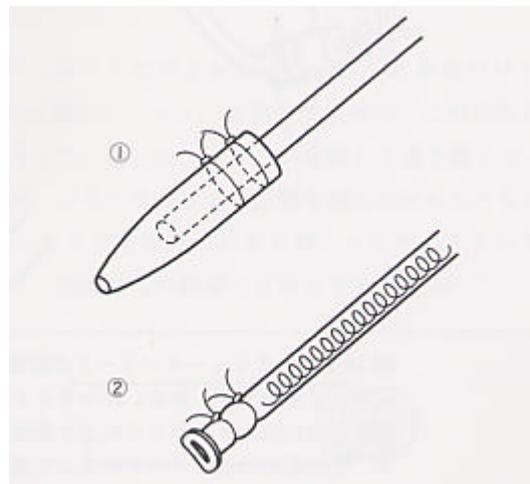


図 1.5 リード断端部の処理

1.4.2 冠動脈狭窄⁸⁾について

冠動脈(約 3~5mm)とは心臓の筋肉に血液を送り心臓から大動脈のすぐのところから心臓に巻きつくように存在している血管である。心筋梗塞、狭心症などの虚血性心疾患は心臓を養っている冠動脈が動脈硬化で狭くなっていることが原因である。そのため狭窄部を拡張・切除する必要がある。狭窄部を拡張・切除する代表的な方法として以下の4つをあげる。

- ・PTCA(Percutaneous Transluminal Coronary Angioplasty)
- ・ステント
- ・ロータブレーター
- ・DCA(Directional Coronary Atherectomy)

PTCAとは、冠動脈の細いところに風船を挿入し圧力を加え冠動脈を拡張させる方法である。1977年に最初の報告が発表されてからもう20年以上たっている。PTCAといえば風船療法を意味していたが、ここ数年でPTCAに用いられるデバイスはどんどん増加してPTCAイコール風船療法という図式は成り立たなくなってきた。そこで従来使われてきた風船療法のことを他のデバイスと区別する意味でもPOBA(Primary Old Balloon Angioplasty)と呼ぶようになった。

ステントとは、冠動脈を内腔側から支持するものである。ステントはバルーンの上に縮んだ状態で装着されていて、このバルーンを膨らませることでステントを膨らませる。金属製ステントの形状はコイル、メッシュ、ケージタイプがあり図1.6にステント形状を示す。ステント留置について図1.7にイメージ図を示す。ステント内部にはバルーンが入っておりバルーンを膨らませた状態でステントが拡張していることが分かる。冠動脈ステントはPOBAに次いで最も多く行われている冠動脈形成術の一つである。その理由としては再狭窄が少ないということが挙げられる。POBAのみを行った場合では再狭窄率は一般的に40~30%であるが、ステントを設置することによりその再狭窄率を10%程度に抑えることができる。手技的にもPOBAと共通な部分が多く、特別な装置を必要としない。しかし、一度ステントを拡張して固定した後は位置の変更ができず、回収も困難であり、体内に異物を設置することから、ステントに血栓が生じて血管を詰まらせてしまう可能性がある。またステントの網目をくぐって血管内膜が増殖して再狭窄することが稀にある。

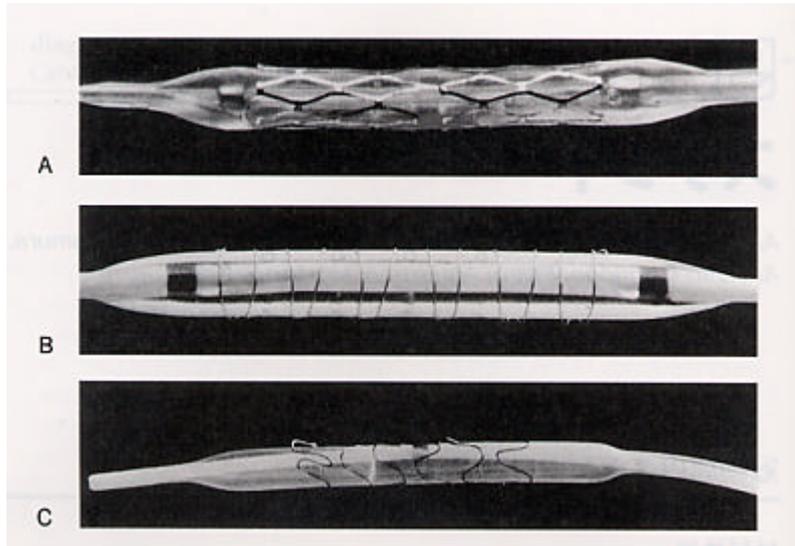


図 1.6 冠動脈ステント

A: Palmaz-Schatz 筒型多スロット状

B: Gianturco-Roubin コイルワイヤステント

C: Wiktor コイルワイヤステント

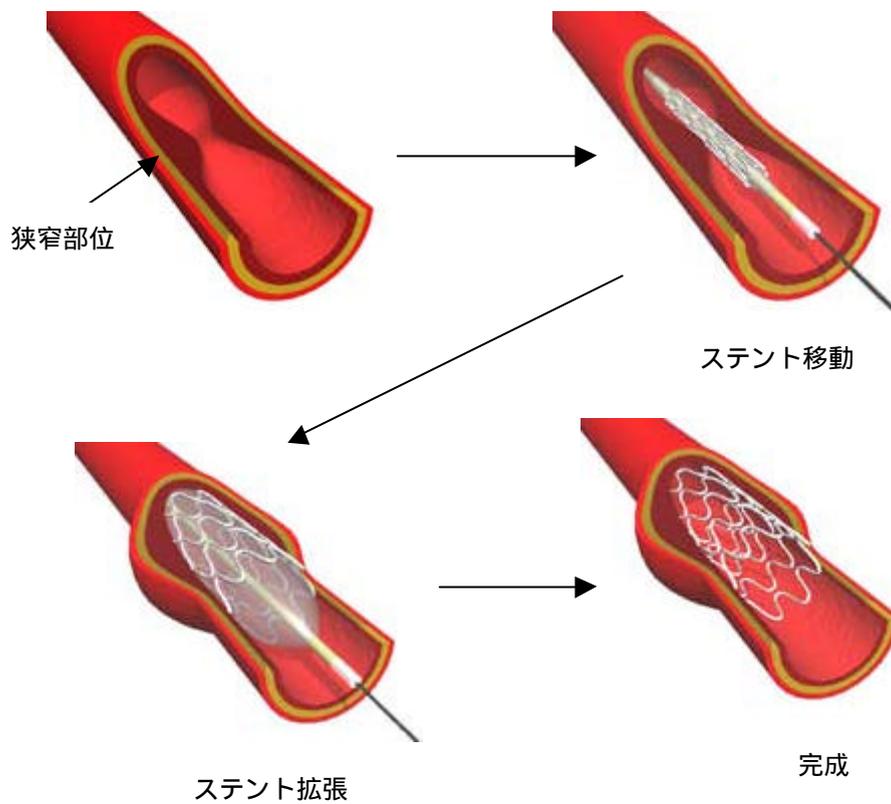


図 1.7 ステント留置法

ロータブレーターとは、表面に細かいダイヤモンドチップをコーティングしたラグビーボール状のデバイスが超高速回転することによりプラークを粉砕し動脈硬化組織をやすりのように削り取っていく方法である。ロータブレーターを図 1.8 に示す。この先端部分は正常血管壁には損傷を与えず硬い病変部のみを削るようにできており、バルーン拡張を含めた多くの方法が石灰化を伴う硬い病変に対しては効果がないのに対して、ロータブレーターは高度に石灰化した病変に対しても有効であるのが最大の特徴である。また、ガスタービン使用による毎分約 20 万回転もの超高速回転とダイヤモンドコーティングの効果で粉砕されたプラークの破片は赤血球よりも小さな微粒子となって末梢血管を通過する。ステント内の再狭窄などにも適応し、ステントの金属部ごと削ることも可能である。しかし、柔らかい病変部は削りにくい構造のため、そういった狭窄には適さないことやロータブレーターはやや再狭窄率が高いという問題点もある。

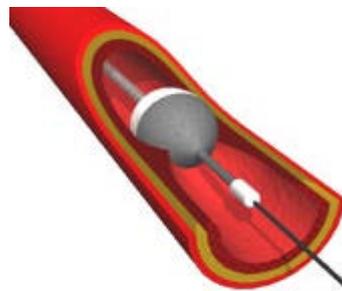


図 1.8 ロータブレーター

DCAとは急速回転する筒状の金属製カッターを内蔵した円柱状の金属製カッピングチャンバを備えた、特別デザインのカテーテルを用いて行う。図 1.9 に DCA の構造を示す。カッピングチャンバは 5~10mm の長さで、その開口部の背面に位置する支持バルーンによって冠血管病変に押しつけられる。カッターは携帯用のモーターによって毎分 2000 回転でカッピングチャンバの中を進んでいく。術者は削ったプラークをカテーテル先端のノーズコーンにためていく。狭窄部位の除去過程を図 1.10 に示す。太い血管の病変や血管が分岐している部位の病変などには有効であるが、硬いので曲がった血管や細い血管には入れることができないので、この治療法の対象になる患者さんは限られる。

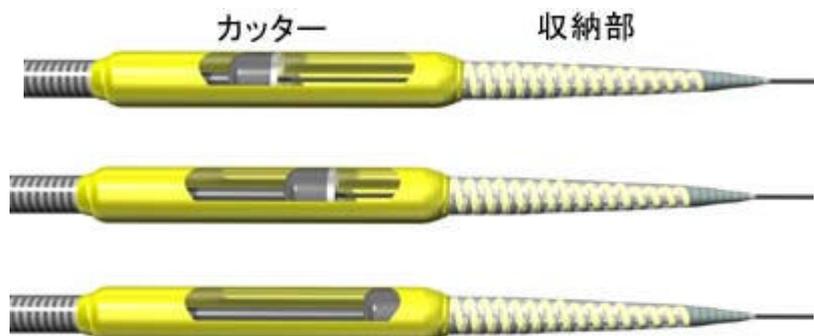


図 1.9 DCA の構造

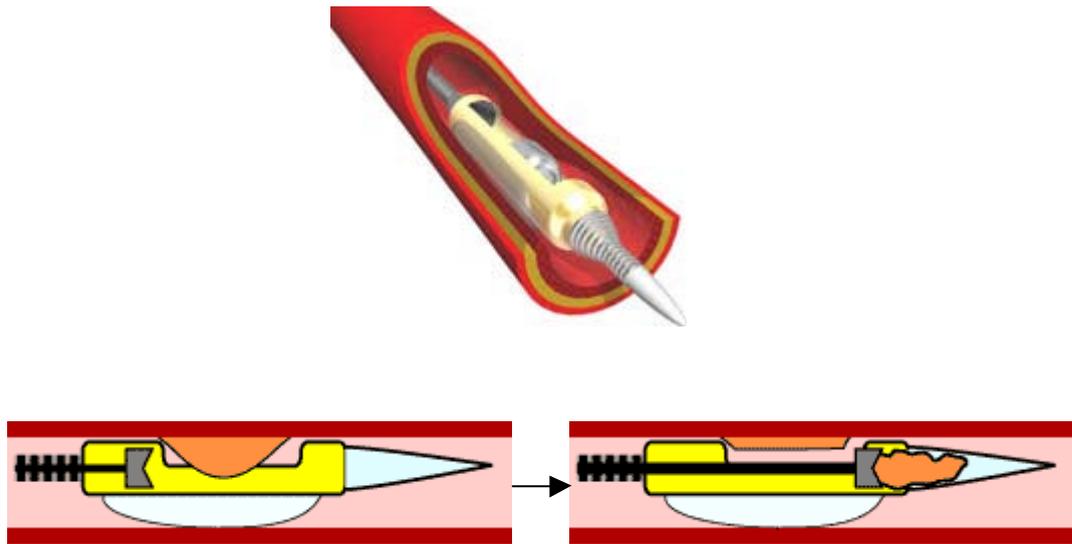


図 1.10 DCA による狭窄部位除去過程

1.5 放電加工の現状

放電加工は金型の加工を主目的として広く用いられているが、大別すれば次の2つの種類になる。

ワイヤカット放電加工

型彫り放電加工

(1) ワイヤカット放電加工

ワイヤカット放電加工は電極として走行ワイヤ黄銅、銅、タングステン、モリブデンなどの細いワイヤ(0.2~0.35mm)を用い、糸ノコ状に被加工材を切りぬいていくもので、ワイヤが細ければかなり微細な加工が可能であり、またワイヤが連続してくり出されるため、電極の消耗の影響がなく加工精度も高いが、ワイヤ方向に形状の変化しているものは加工できない。加工液としては比抵抗を管理した水を用いるため火災の心配がなく無人化運転が可能であるなどの利点があげられる。

(2) 型彫り放電加工

型彫り放電加工は総型電極を使っての型彫り(転写)が最初に開発、実用化(1948年)され、これを放電加工機と呼称していたが、その後NC機能をもった形彫り放電加工機が出現して、必ずしも総型電極での加工のみでなく、エンドミル加工のように、単純形状電極での複雑3次元形状の加工(創成加工、輪郭加工)や、揺動機構(装置)の開発によるテーパ加工、ヘリカル加工、ねじ加工、球面加工などが可能になってきて、その利用・応用分野は拡大されている。三次元形状を加工することができるが、加工形状の大きさや精度は用意できる電極製作如何にかかわってくる。

放電加工においては、機械加工におけるバイトとか砥石に相当するものが、工具電極または加工電極であるが、通常、これを電極といい、加工素材である工作物と対極して使用する。電極は固定されているので、その消耗は加工精度に影響する。

電源・加工回路では極間において繰り返し放電とこれに伴う放電現象を発生させるためには、放

電エネルギーを断続的に極間に供給しなければならない。放電加工で一般に使用されているエネルギー供給方式には大きくわけて蓄勢式と非蓄勢式とがある。優れた半導体素子が出現するにつれて、順次トランジスタによる非蓄勢式加工回路が主流を占めるようになってきたが、きわめて短いパルス幅で、比較的放電電流ピーク値の大きいパルスを得ることが必要な微細加工の分野ではトランジスタにスイッチング特性などの関係もあって、現在でもコンデンサ加工回路が使用されている。

加工電源として $10^{-7} \sim 10^{-3}$ s のオーダのパルス電圧を供給するものを用いるため、アーク放電は短時間に消滅する。パワー密度がごく限られた面積に集中するため、放電の起こった部分が溶融あるいは蒸発して微小なくぼみ（クレータ）を生じる。この過程を繰り返して多数の放電を起こさせれば、電極の端面の形に対応した被加工物部分にクレータが生じ、さらに電極を送り込んでいくと電極形状が被加工物に転写される。これと似た現象は電極側にも生じて電極消耗が起きるが、加工条件の選択により、被加工物の除去量より電極消耗の方を十分小さくすることができる。

電極が陰極に、工作物が陽極に接続された状態で加工を行なう場合を正極性または正極性加工、逆に、電極が陽極に工作物が陰極に接続された場合を逆極性または逆極性加工と呼称している。

実際の加工において、電源及び加工回路、電極と工作物の材質の組み合わせ、放電エネルギーの供給形態などによって、加工特性（加工速度、電極消耗量、放電ギャップ、テーパ、加工面粗さ、加工拡大代）の極性効果があるので、加工目的に適合する極性加工を選択する必要がある。

放電加工では、加工を安定に行なうために加工ギャップ長を常に適正に制御する必要があり、そのためにいろいろの方法が実用されており、最近是最適加工状態に近づけるための適応制御方式が多く用いられている。

型彫り放電加工での電極の役割はきわめて重要であるが、特に、総型電極利用の場合は電極の材質的選定、設計・制作の点に不具合があれば、加工の目的達成は不可能になる。

電極材料としては、放電加工特性が良好であることが第1条件であるが、特に、電極消耗率が低いこと、放電の安定性が確保できること、電極製作上での加工性が良いことが必要であり、沸点・融点が高く、熱伝導が良好で電気抵抗が低く、機械的強度が大きく、安価であるものが適材となる。電極の材質としては、銅あるいはグラファイトが最も多く用いられている。超鋼合金の加工や微細加工においては、AgW または CuW 焼結合金が用いられることがある。電極形状は加工物形状を反転したものをを用いるのが一般的であるが、最近では、エンドミル加工のように、単純な形状の電極を揺動させて形状を創成していく揺動加工法も広く用いられている。

加工液は、絶縁、消イオン、冷却特性、加工屑の排除など加工の促進に大きな影響を持つのでその役割は無視できない。放電エネルギーの利用効率からみると、放電が発生する電極間隙は小さいほうが極間でのエネルギー損失は小さくなる。そこで絶縁耐力の大きい液を用いればこの要求を満たすことになる。

加工液中に飛散されて混在する加工屑の排出も考慮して、油の中でも比較的さらさらさらした灯油が加工液としては好都合になる。通常灯油をベースとして、引火点を上たり、臭気やかぶれの防止、酸化防止のなどのために種々の添加物を混入したものが加工液として用いられている。

加工液は高温状態になった加工部の冷却、溶融状態で飛散されて材料を冷却して微細な固体粒子にし、加工部からの除去・排出を容易にするとともに、放電柱を冷却することによって、加工部へのエネルギー供給密度を高くして、加工能率をあげることに役立つ。この効果は冷却性の大きい液

ほど高く、水加工液の場合は通常の放電加工油に比較して電流密度が1.5倍になるといわれている。

加工速度は、パルス電流値が大きいほど、またパルス幅が長いほど速くなり0.01~50g/min程度が通常であるが、加工液に導体粉を混入することによって100~200g/minという値が得られている。加工面は通常方向性の梨地面となるが加工条件によっては1 μ m以下の仕上げ面あらかおよび鏡面が得られる。寸法精度は普通 $\pm 10\sim 20\mu$ m、高精度の場合 $\pm 5\mu$ m以内となる。

放電加工は1回の放電(単発放電)における除去現象の繰り返し、すなわち累積であり、単発放電の除去結果が加工特性のベースとなる。単位時間当たり加工量が加工速度であり、加工量は除去重量(g)で表示するほかに、体積(mm^3)や面積(mm^2)で表示する場合もあるが、型彫り放電加工では、重量加工速度(g/min)で表示するが多い。

また、加工速度に対し電極消耗速度(g/min)が問題になるが、両者の比(電極消耗速度/加工速度 $\cdot 100$)が電極消耗率(%)であり、この値が小さいほど良好な加工ということになる^{9),10)}。

1.6 微細放電加工

微細放電加工は、放電エネルギーを微小することによって微細形状を高い寸法精度で加工することが可能で微細加工に適した特徴を有している。また、工具と工作物が非接触であることから被加工物に作用する加工力が非常に小さいため、微細な工作物、工具を変形させることがない。また、導電体もしくは半導体ならば、硬度に関係なく加工できるので、従来の機械的加工法では加工困難な材料に対しても、微細加工が可能である。欠点として絶縁体の材料は加工が困難であるという点、条件によるが加工時間が長いという点、そして被加工材料である電極の消耗が大きいという点、加工精度の信頼性の不安という点などがあげられる。

3次元形状加工を実現するためのキーテクノロジーである微細穴加工技術は、インクジェットプリンタノズル、光通信部品、マイクロコネクタ、流用制御用オリフィス、ワイヤードットプリンターのガイド穴金型加工、X線測定用ピンホール、電子顕微鏡電子銃アパーチャー、機械的センサ可動部加工などへ広く応用され、より高精度、高品質が求められている。

複雑な3次元形状のマイクロマシンなど実現する有効な加工法の一つとして微細放電加工が挙げられる。

1.7 本研究の目的と位置付け

1.7.1 生体適合金属材料の微細放電加工

低侵襲の診断、手術など体内で動作するマイクロマシンの実現が望まれている。その実現のためには、体内で動作するマイクロマシン材料の生体適合性と共に加工性を考慮する必要がある。ここで使われている生体適合性とは狭義の意味であり以下の3つについてである。

1. 生体材料と直接接触する生体とのなじみ
2. 長期間生体内という特殊環境に置かれても生体内劣化を起こさず安定
3. 生体にとって安全

である。

以上の観点から生体内で動作することの出来る材料を選定する必要があり、電気化学特性の異なる金属について微細放電加工特性の研究を行い、微細放電加工特性を明らかにした。

1.7.2 刃先の加工と切れ味測定

マイクロ刃物を作成するためには微細放電加工により刃部となる形状を作製する必要がある。コンデンサ容量の小さい領域では $R_{max}0.1 \mu\text{m}$ が得られている事から本研究では斜めスリット微細放電加工法、斜め Point To Point 微細放電加工法を用いて刃部となる形状を作製する。製作したマイクロ刃物で市販カミソリ刃と切れ味の測定を行った。

1.7.3 マイクロ手術器具の試作

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。今後の医療技術の方向はこのような社会的欲求を満足するものでなければならないが、これに対する回答の一つが低侵襲手術である。

本研究では微細放電加工により以下の2つのマイクロ手術器具試作を行った。

1. 心臓ペースメーカーリード外周部に付着した周辺組織を切除する事を目的としたリングカッター
2. 静脈採取、血管内で狭窄を起こしている部位を切開する事を目的としたマイクロハサミ

1.8 結言

以上より、生体金属材料の微細放電加工の研究を行う。まず、金属材料における生体適合材料の微細放電加工特性を第2章に記す。次に第1章の結果を受け微細放電加工特性のよい金属材料、生体適合性のある金属材料に対しマイクロ刃物を試作しその切れ味測定した結果を第3章に記す。次にマイクロ手術器具の応用例を第4章に記す。

第2章 生体適合性のある金属材料の微細放電加工

2.1 緒言

マイクロマシンの用途として医療分野に寄与するところがある。そのため、体内で動作するマイクロマシン作成のためには材料の選定に注意を払わなければならない。そのため体内に存在してもなから影響の出ない生体適合性のある材料でマイクロマシン加工をする必要がある。またマイクロマシン作成のためには微細3次元形状加工が必要とされており、その加工法の一つには微細放電加工が適していると考えられる。微細放電加工は加工材料が表面に導電性を持たないと加工ができないために一般的に金属材料が用いられる。そこで微細放電加工に適し、医療用マイクロマシンに適する金属材料を選定するために生体適合性のある金属材料の微細放電加工特性を求めた。

2.2 実験装置

本研究において加工装置は松下電器製 MG-ED82W を使用した。装置の外観を図 2.1 に示す。加工回路は図 2.2 に示す RC 回路である。単発放電あたりのエネルギーを微小化し、かつ放電のくり返し周波数を高くすることができる。放電電圧は 1V 単位でデジタル設定ができる。設定できる範囲は 0 ~ ±110V で、極性は+が通常の穴加工、-が電極加工である。コンデンサ C は、コンデンサ切り替え回路に取り付けられた4個のコンデンサをリレーによって切り替え選択が出来る。RC 回路を放電回路とした場合には、単発放電エネルギー E (J) は、絶縁破壊電圧が低い場合の近似として下式で与えられる。

$$E=1/2 \cdot CV^2$$

ここで、C：コンデンサ容量、V：極間の印加電圧

C あるいは V によって放電エネルギーは変化するが、電圧 V が高すぎると電極消耗が極端に大きくなり、逆に小さすぎると放電が不安定となるため範囲は限られる。また、放電電圧は放電を発生するために 40V 以上にする必要があり、一方最大でも 110V が設定範囲となっている。このため、主として容量 C によりエネルギーの調整を行なう必要があるが、実際には図 2.3 に示すように、放電回路中のコンデンサ容量 C 以外に各構成部品間に浮遊容量 C'_{1} 、 C'_{2} 、 C'_{3} 、 C'_{4} などが存在し、これらの合成容量を加えた $(C+C')$ が加工を行なう上で実際の容量となる。微細加工領域では、使用するエネルギー E を $10^{-6} \sim 10^{-7}$ J 程度まで小さくする必要があり、容量は数～数百 pF の範囲となる。従って、浮遊容量をどれだけ低減できるかが放電エネルギーの微小限度を決定する。

本加工機では最良の加工条件では最小穴径 $5 \mu\text{m}$ が可能であり表面粗さは $R_{\text{max}}0.1 \mu\text{m}$ の超微細加工が出来る。また導電性材料(比抵抗値 1 cm)以下なら高度材質を選ばずに加工を行なう事ができ、高アスペクト比加工は 5～10 倍程度になる。

純水製造装置はヤマト化学の WG200 を使用し Millipore 社製 RQ500 を用いた。装置の外観をそれぞれ図 2.4(a), (b) に示す。WG200 の動作原理は原水から給水口で 2 方向に分けられ、一方は前処理カートリッジ、イオン交換樹脂カートリッジを経てイオン交換水となる。RQ500 の動作原理は WG200 からイオン分解されたものを使用し、イオン交換水の粒子やある程度の有機物、微生物を除去するため UF カートリッジを使用し Q-PAK カートリッジ内を循環させて純水化させる。Q-PAK カートリッジの構成を図 2.5 に示す。



図 2.1 微細放電加工機 MG-ED82W

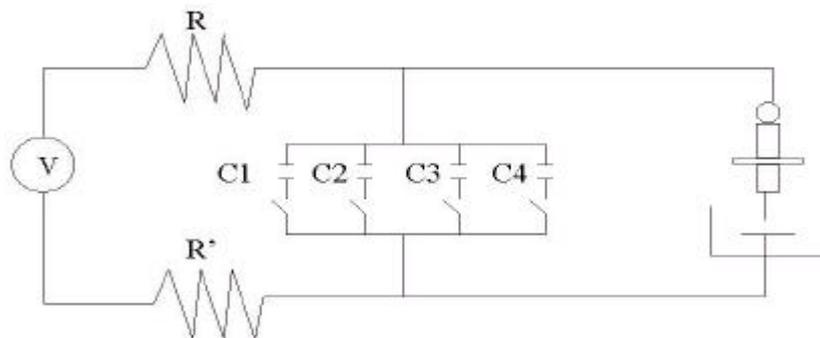


図 2.2 放電回路図

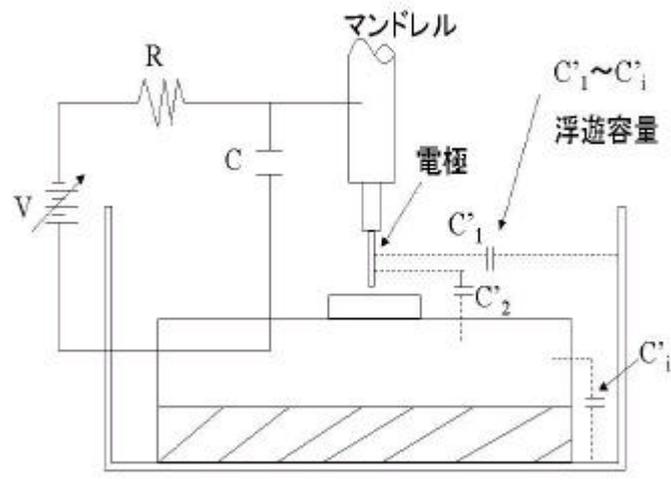


図 2.3 放電回路図 (浮遊容量)



図 2.4(a) 純水製造装置 WG200



図 2.4(b) 純水製造装置 RQ500

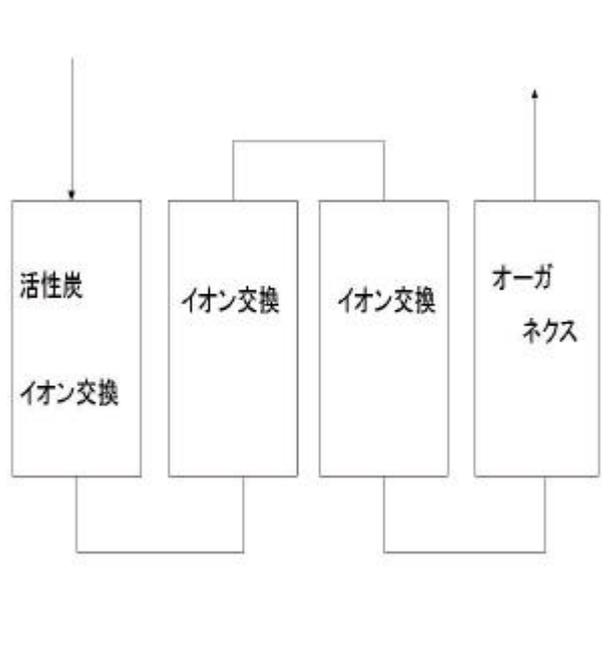


図 2.5 Q-PAK 構成図

2.3 実験方法

2.3.1 実験試料

まず SUS304、Au、W、純 Ti と生体に適合した材料を選定した。また加工液は放電加工油と純水の 2 種類の場合を使い分けて実験を行った。純水での放電加工では電界加工が起きていると考えられるために、Ti 合金、Cu、Ni、純 Fe と生体には不適合ではあるが電気的活性度の高い材料でも加工実験を行い、電気的活性度の低い生体適合材料との比較を行った。

生体的適合性があり電気的活性度の低い材料

SUS304、Au (純度 99.95%) W (純度 99.95%) 純 Ti (純度 99.9%)

生体的に不適合であり電気的に活性度の高い材料

Ti 合金、Cu (純度 99.99%) Ni (純度 99.7%) 純 Fe (純度 99.95%)

板厚は一律 50 μm である。

2.3.2 実験方法

微細放電加工を行なうためには希望の寸法の電極となる軸の加工が必要になる。前述したように型彫り放電加工において加工形状の大きさや精度は用意できる電極の製作如何に決まってくる。そのためには電極の組み立ても重要になってくる。電極材料としては純タングステン線が用いられている。タングステンを挿入する穴と外周の同心度を正確に加工したセラミクス製ワイヤガイドをアライニングスリーブに介してマンドレルの先端に取り付ける。

微細軸加工を行なう方法の一つとして WEDG (Wire Electro-discharge Grinding) がある。WEDG は 2 次電極となるワイヤを被加工軸と対向して配置したワイヤガイド上に走行させ、被加工軸に回転と送り運動を与えつつ、ワイヤ、被加工軸間に放電を行なわせ、目的の形状、寸法に軸加工を行なうため、見かけ上電極消費量を無視できる。したがって高精度の軸加工が可能である。本研究では直径 300 μm の純タングステン線を WEDG によって 100 μm 誤差 $\pm 3 \mu\text{m}$ の電極に製作し実験に用いた。

一般に加工液は油が使用されているが、純水を用いての放電加工では油に比べ加工時間が短縮され、場合によっては加工面粗さが低くなると言われている。そこで本研究では加工液を従来の加工油と純水の場合と変化させ実験を行った。しかしながら、純水は放置しておくとは比抵抗が低下し純粋な放電加工から電界加工に近づき加工時の形状精度が悪くなる。このため純水製造装置から電極、被加工材料付近に常時流下することにより比抵抗を一定に保たせた。電極の送り込み量は板厚の 2 倍 100 μm とした。実験条件を以下に示す。

表 2.1 . 実験条件

加工機	松下電器製 MG-ED82W	
加工	直径 100 μm の貫通穴加工	
加工液	放電加工油	純水
	三井スペースカット	18M -cm
放電回路	RC回路 (1k)	
加工電圧	100V	
コンデンサ	10pF, 110pF, 220pF, 3300pF	
電極	純タングステン線	
加工材料	SUS304, Au, W, 純 Ti	
	Ni, Cu, 純 Fe, Ti 合金 (DAT51)	
電極送り速度	5 $\mu\text{m}/\text{sec}$	
板厚	50 μm	

2.4 実験の手順

放電加工機を使い放電加工油、純水を使い各材料に対して連続 20～30 貫通穴加工を行い、加工時間、電極消耗長さ、放電ギャップを比較した。加工時間、電極消耗長さ、放電ギャップの測定方法を下記に示す。なお、加工穴総数は 10pF, 100pF, 220pF, 3300pF のコンデンサ容量でそれぞれ 100 穴加工をした。

加工時間は 100 μm 送り込み電極が引き上げるまでの時間をストップウォッチによって測定した。

電極消耗長さは n 個目の加工開始での電極の絶対位置を $n-1$ 個目の加工開始絶対位置と比較することで求めた。

放電ギャップは WEDG によって製作された加工前の電極径 100 μm と電極入り口側の加工穴径をレーザー顕微鏡によって測定しその差より求めた。

また穴加工を行なった材料を超音波洗浄器にかけ洗浄を行い、SEM の試料台にカーボンテープを貼り付けその上に材料のをせ加工壁面状が分かるように斜めから SEM 写真を撮った。また連続穴加工を行なった電極先端を SEM の試料台に乗る程度に切り写真を撮った。

2.5 化学的に活性度の低い金属材料

まず体内で利用できる生体適合性のある材料 Au、W、SUS304、純 Ti について微細放電加工特性を求めた。

2.5.1 加工時間

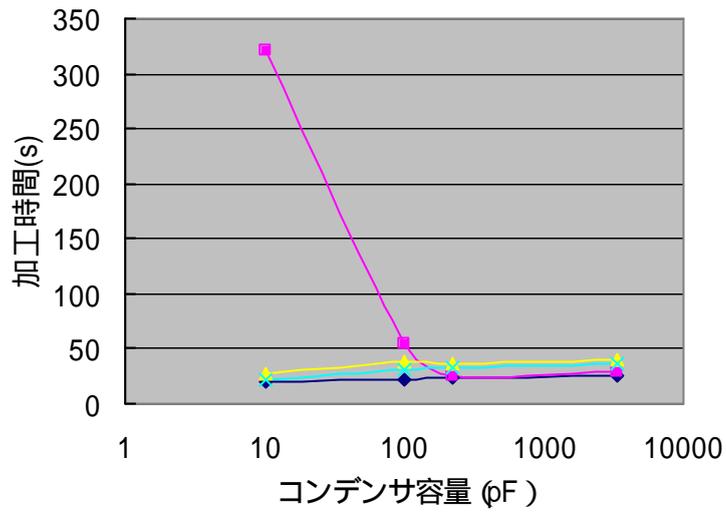
両加工液と加工時間の関係を図 2.6 に示す。

高放電エネルギー領域では両加工液とも加工時間は 30 秒前後となっているが、低放電エネルギー領域において放電加工油では 40～300 秒加工時間がかかっているのに対して純水では 20 秒前後に短縮される。純水では低沸点のため気泡が発生しやすく、加工屑の除去効率もよく二次放電の影響も少ないためと推測される。

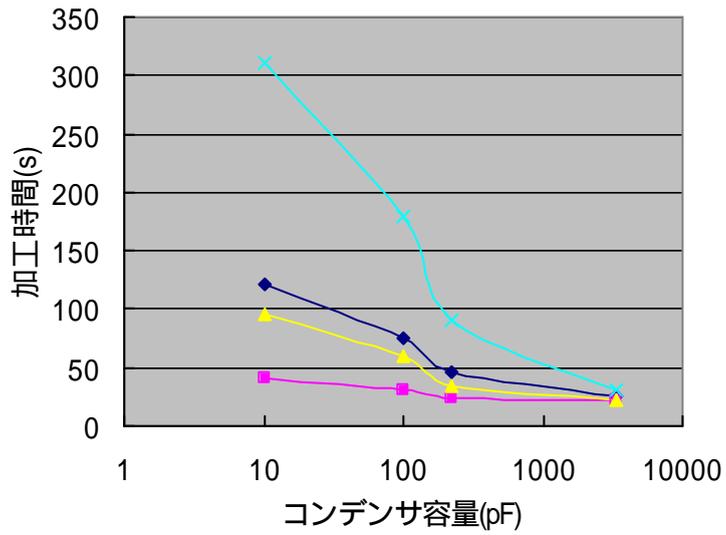
放電加工油を使つての Au の加工は安定した加工は行なえた。しかし、純水を使つての Au はアークが発生しやすいものと考えられ放電が不安定になり安定した加工は出来なかった。

放電加工油では Au, 純 Ti にやや加工時間が短い傾向がみられた。

純水では放電エネルギー、材料における差が認められにくい、実験条件下で電極送り込み量が板厚にたいして大きく相対的な差が出にくいことが起因していると考えられる。



純水



放電加工油

図 2.6 加工液の違いによる加工時間比較

2.5.2 電極消耗長さ

両加工液と電極消耗長さの関係を図 2.7 に示す。

両加工液とも高放電エネルギー領域において電極消耗長さは大きな差はないが、低放電エネルギー領域の領域では消耗が少ない。

放電加工油では W, SUS304, 純 Ti はほぼ加工時間に関係するが、Au は高放電エネルギー領域で逆に消耗が大きい。

放電加工油で高放電エネルギー領域では加工時間低下の効果が大きい。

純水では低放電エネルギーの領域で消耗が少ない。

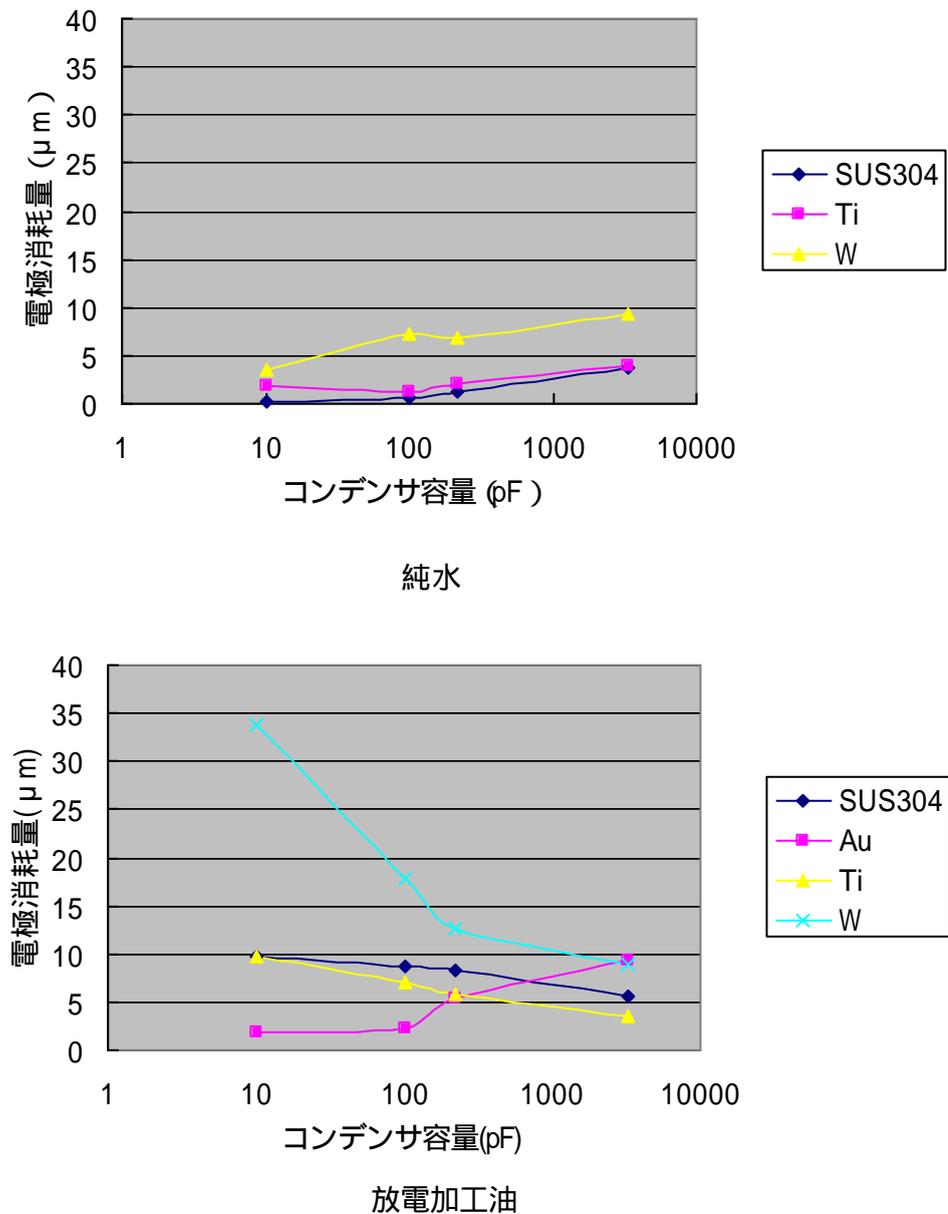


図 2.7 加工液の違いによる電極消耗量比較

2.5.3 放電ギャップ

両加工液と放電ギャップの関係を図 2.8 に示す。

両加工液とも高放電エネルギー領域において放電ギャップは大きくなる。

純水で Au はあまり変化はない。W は低放電エネルギー領域から高放電エネルギー領域にかけて減少している。

また、純水では放電加工油に比べて放電ギャップが 1.5~3 倍に大きくなっている。

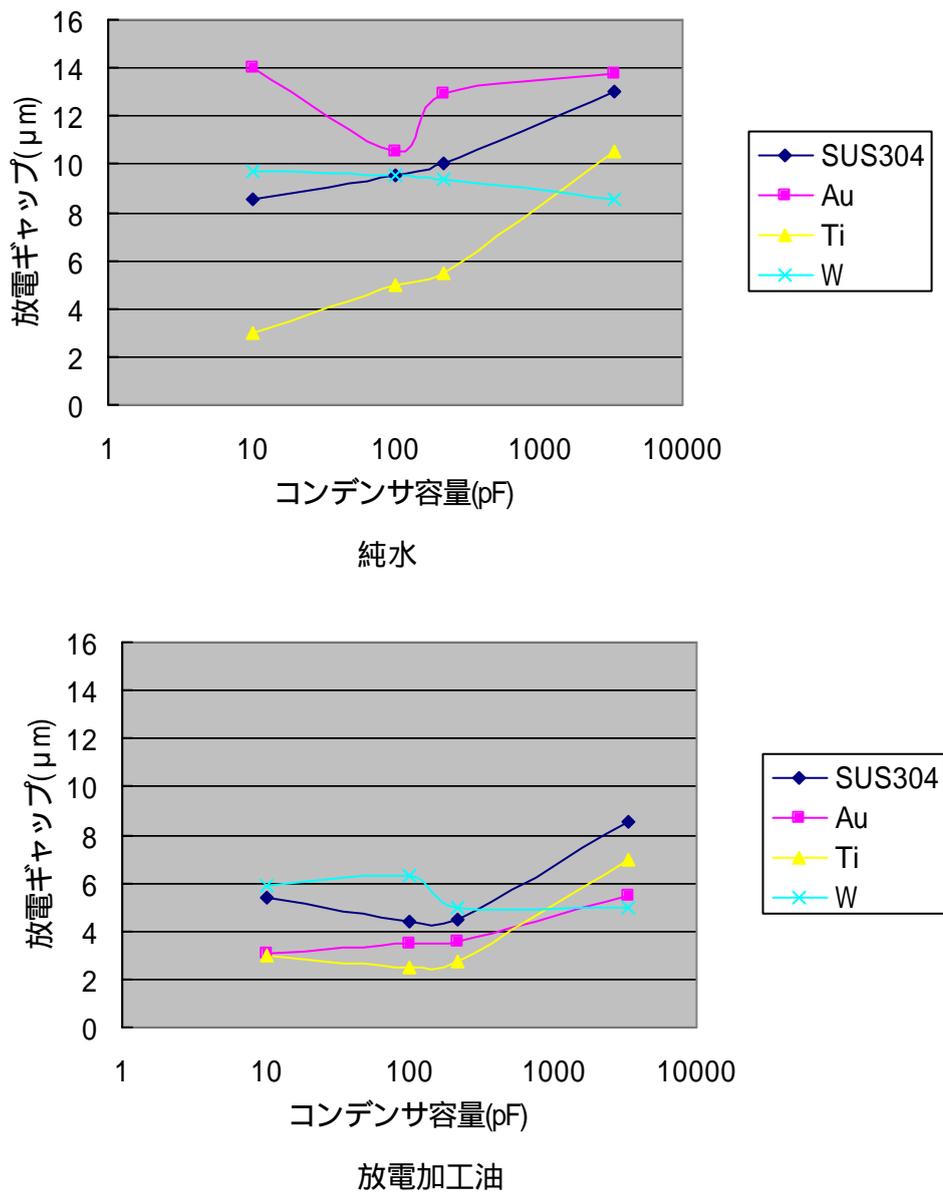


図 2.8 加工液の違いによる放電ギャップ比較

2.5.4 SEM 写真

2.5.4.1 放電加工油

SUS304 のそれぞれ 100,3300pF での加工穴、電極を図 2.9、2.10 に示す。

純 Ti のそれぞれ 100,3300pF での加工穴、電極を図 2.11、2.12 に示す。

W のそれぞれ 100,3300pF での加工穴、電極を図 2.13、2.14 に示す。

Au のそれぞれ 100,3300pF での加工穴、電極を図 2.15、2.16 に示す。

また他のコンデンサ容量での加工穴電極図は付録として添付する。

放電エネルギーの大きい 3300pF の場合加工面にダレがあることが確認できる。特に Au にそのダレが大きく見られた。Au は比較的融点が高い材料であるために放電プラズマによって加工面が溶け出しダレが大きくなる。また電極は軸中心に比べ周囲の消耗が激しいことがわかる。しかし、3300pF に比べ放電エネルギーが小さい 100pF の場合、加工面のダレが小さくエッジがシャープに感じられる。加工面は 100pF の方が良好に感じられる。また電極は軸中心がくぼんでいる。これは加工屑が逃げ場を失い、遠心力の影響の無い軸中央部分に溜まるためと考えられる。

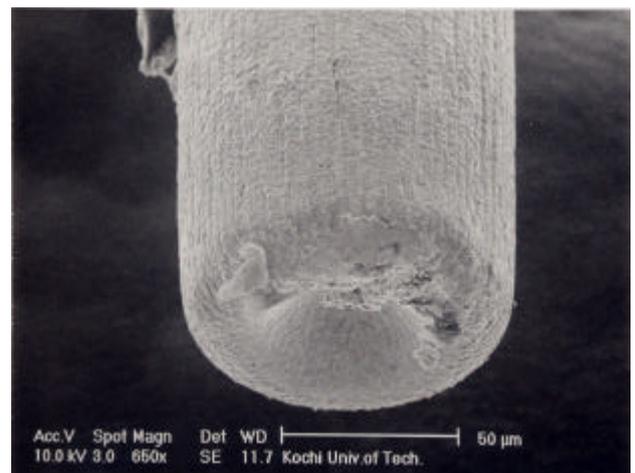
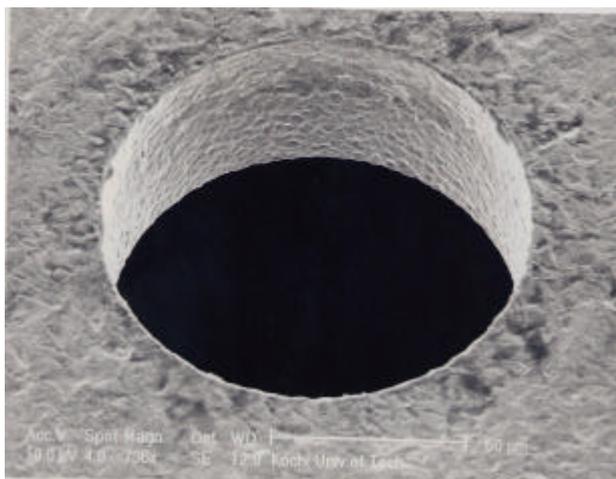


図 2.9 SUS304 放電加工油 C=100pF 加工穴と電極

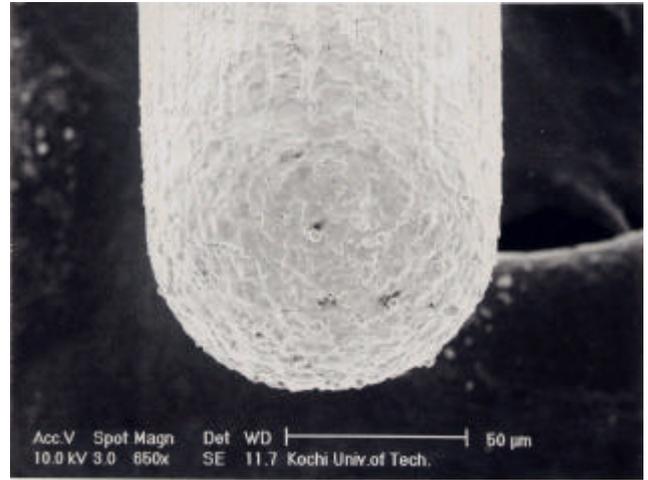
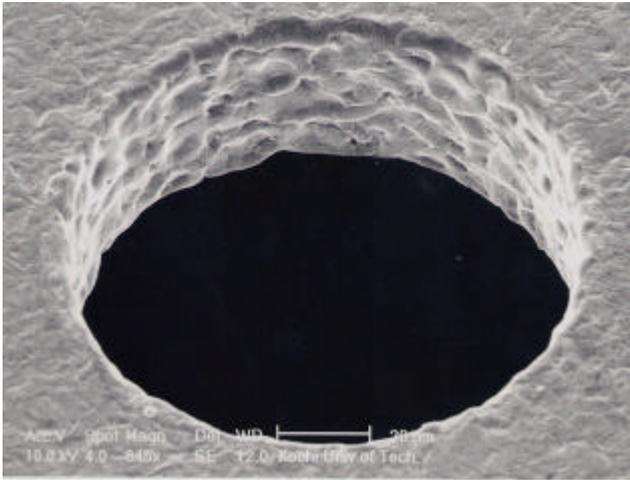


図 2.10 SUS304 放電加工油 C=3300pF 加工穴と電極

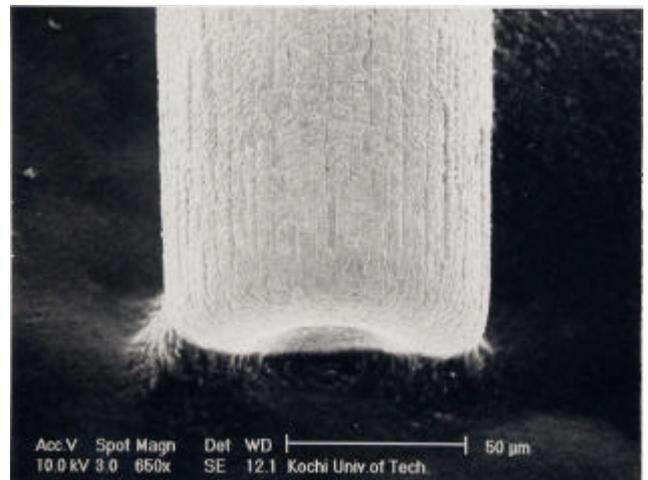


図 2.11 純Ti 放電加工油 C=100pF 加工穴と電極

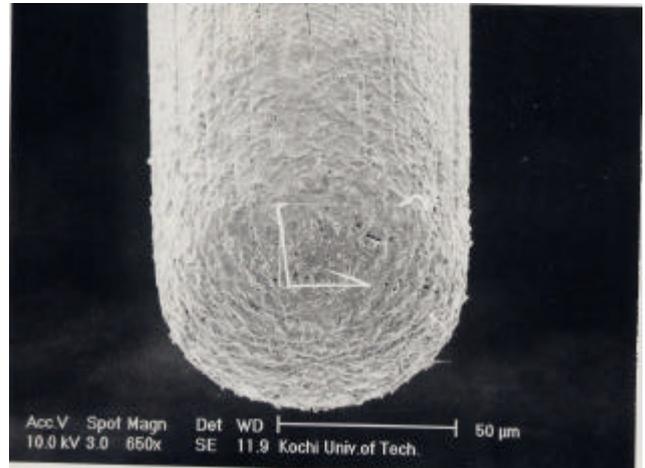
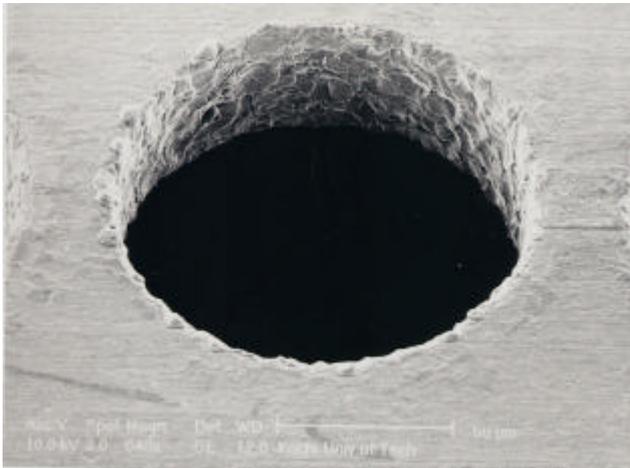


図 2.12 純Ti 放電加工油 C=3300pF 加工穴と電極

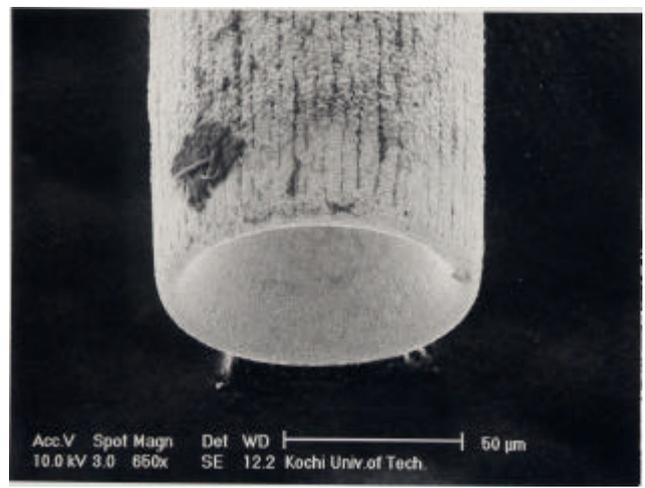
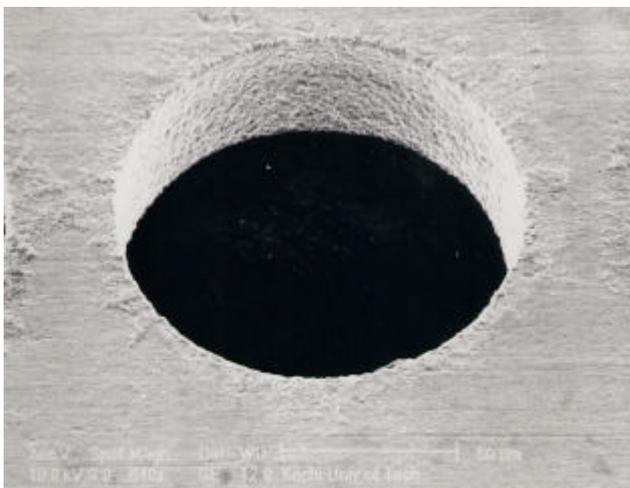


図 2.13 W 放電加工油 C=100pF 加工穴と電極

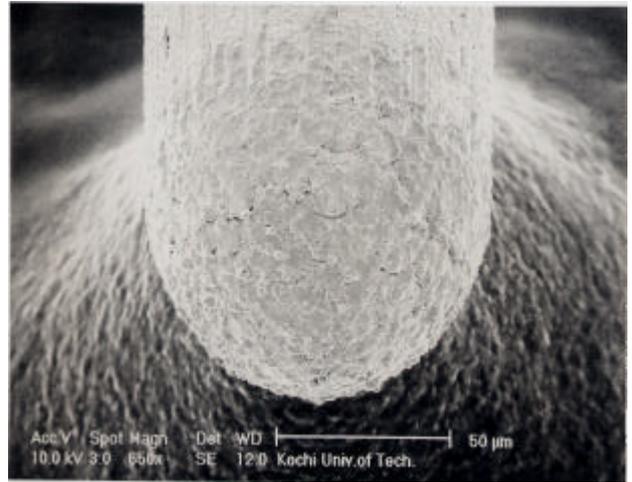
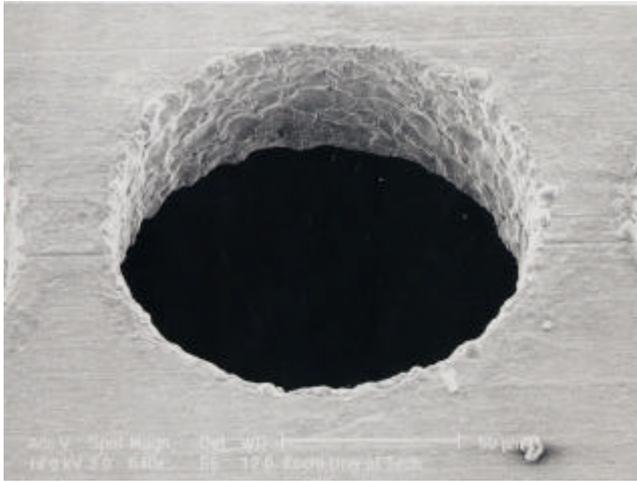


図 2.14 W 放電加工油 C=3300pF 加工穴と電極

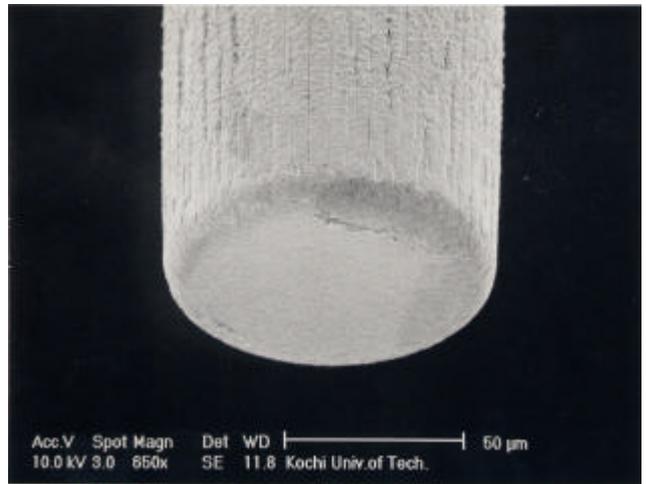
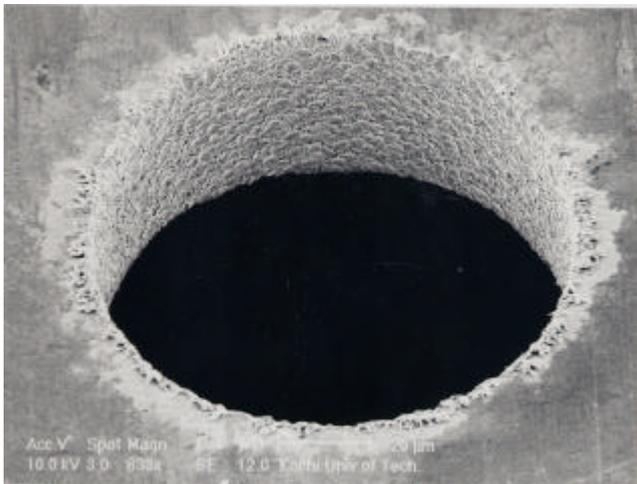


図 2.15 Au 放電加工油 C=100pF 加工穴と電極

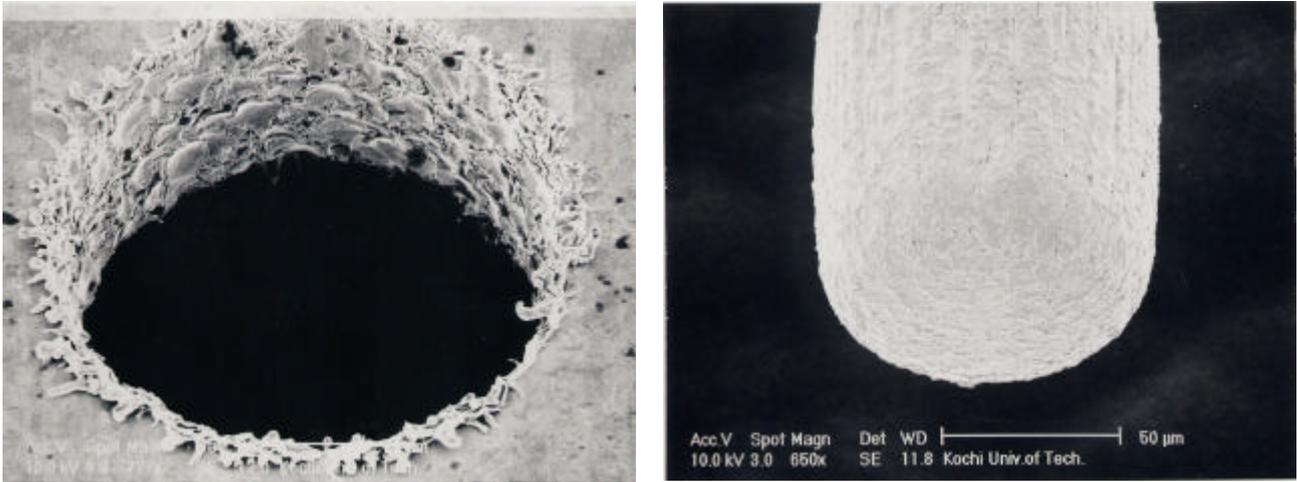


図 2.16 Au 放電加工油 C=3300pF 加工穴と電極

2.5.4.2 純水

SUS304 のそれぞれ 100, 3300pF での加工穴を図 2.17 に示す。

純 Ti のそれぞれ 100, 3300pF での加工穴を図 2.18 に示す。

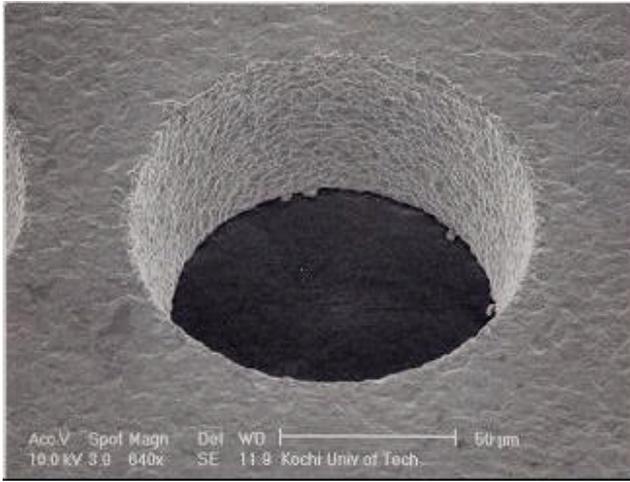
W のそれぞれ 100, 3300pF での加工穴を図 2.19 に示す。

Au のそれぞれ 220, 3300pF での加工穴を図 2.20 に示す。

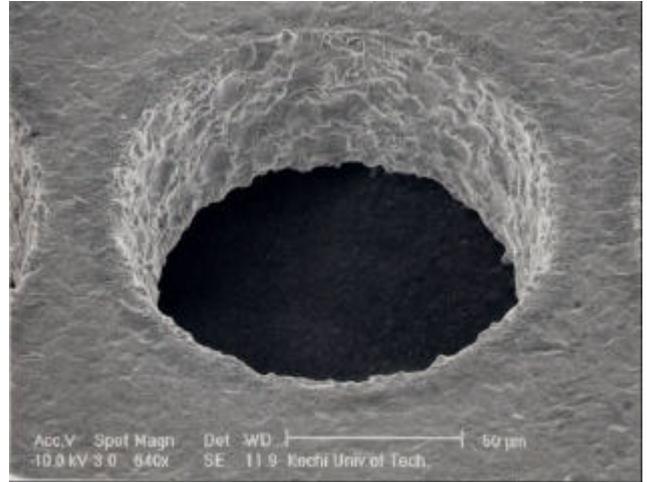
また他のコンデンサ容量での加工穴電極図は付録として添付する。

Au はコンデンサ容量が小さい場合、純水での微細放電加工を行うことが困難であった。そのため、220pF と 3300pF で比較してある。Au は純水の場合、放電エネルギーが小さいと放電が短絡を起こしてしまい低エネルギー領域での加工は難しいことがわかった。

放電加工油の場合と同様、放電エネルギーが高いほど加工面のダレが大きい。しかしながら、同エネルギーの放電加工油での加工面と比べるとクレータが小さく、ダレが少ないように見受けられる。加工面は純水の方が若干だが良いように感じられる。

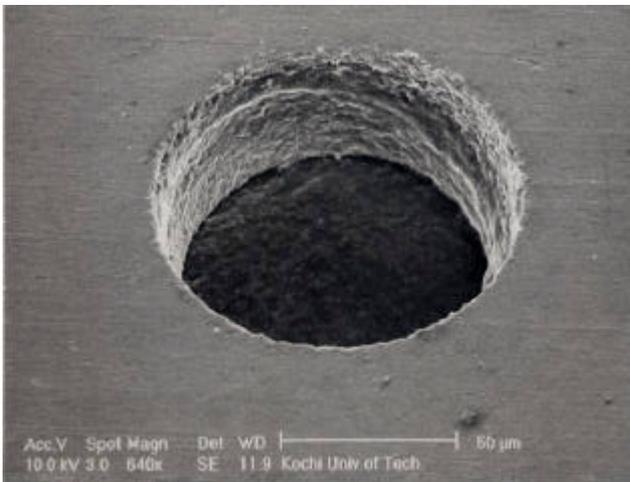


C=100pF

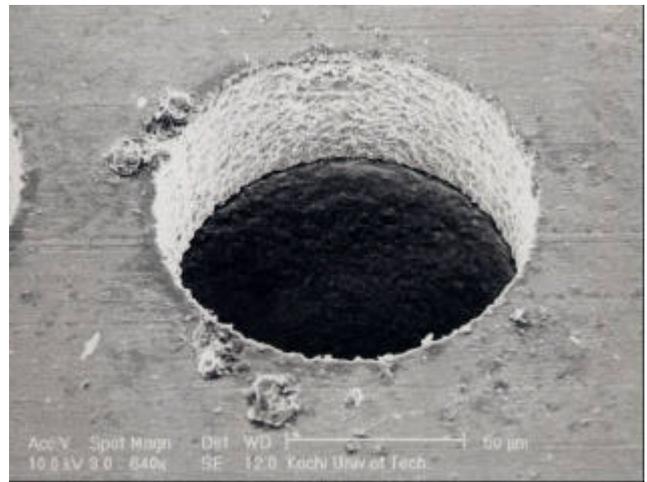


C=3300pF

図 2.17 SUS304 純水 加工穴

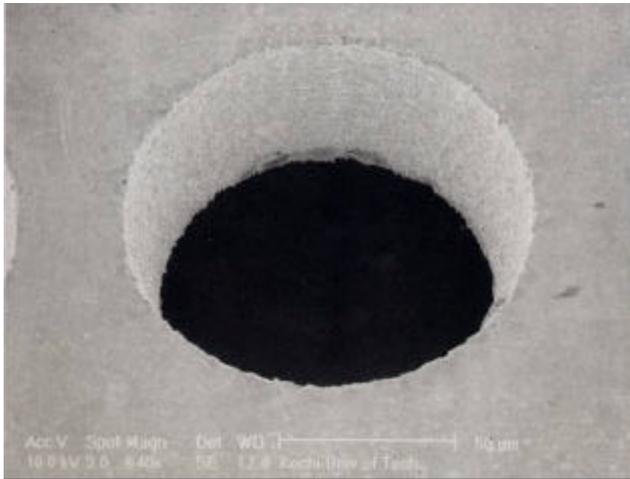


C=100pF

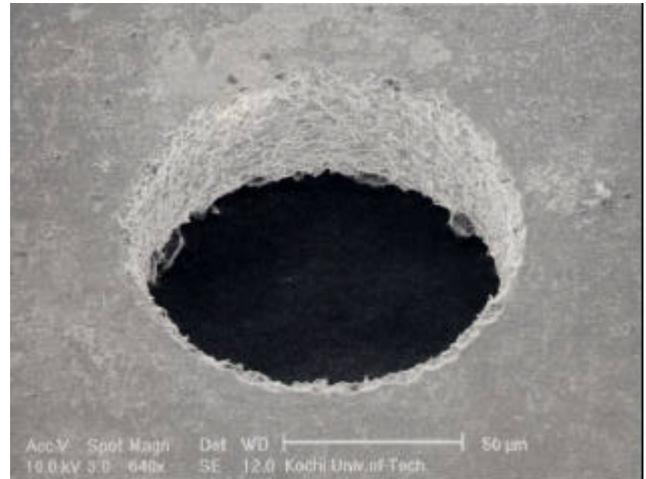


C=3300pF

図 2.18 Ti 純水 加工穴



C=100pF



C=3300pF

図 2.19 W 純水 加工穴



C=100pF



C=3300pF

図 2.20 Au 純水 加工穴

2.5.5 考察

加工時間は、純水では放電加工油に比べ著しく短縮される。特に W のような難加工材料で効果が大きい。ただし Au のような低融点材料では放電が不安定になりやすい。

電極消耗長さは、純水の場合放電加工油に比べ低放電エネルギー領域で少なくなる。特に W のような難加工材料に影響が大きい。

純水では低沸点のため気泡が発生しやすく、加工屑の除去効率、二次放電の発生頻度に影響していると推測される。

放電ギャップは、純水では放電加工油と比べて 1.5 ~ 3 倍大きくなる。比抵抗が小さくなると放電ギャップは増大し、穴側面のテーパも大きくなる。

純水によって高精度の加工を行なうには、放電ギャップをより小さく、また安定にする条件を求める必要がある。

純 Ti、加工液純水を用いた微細放電加工が最も良い加工が施せると確認した。

2.6 化学的活性度の高い金属材料

次に加工液に純水を用いた場合電界加工が起こると考えられているため、加工液を純水と放電加工油の場合の比較で大きく影響が出ると考えた。そこで化学的活性度の高い Cu、Ni、Ti 合金、純 Fe について微細放電加工特性を求めた。

2.6.1 加工時間

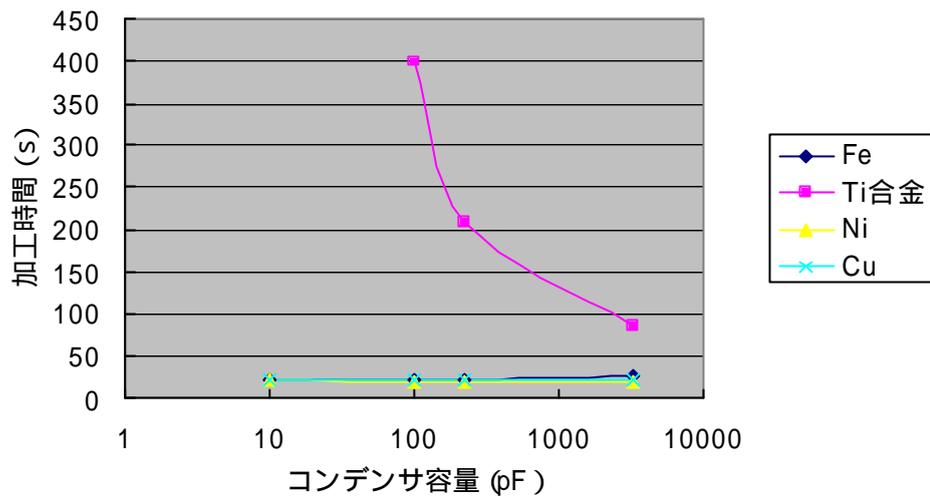
両加工液と加工時間の関係を図 2.21 に示す。

高放電エネルギー領域では両加工液とも 20 秒前後の加工時間となるが低放電エネルギー領域において、放電加工油では 70 ~ 170 秒加工時間がかかっているのにたいして純水での加工では 20 秒前後に短縮される。

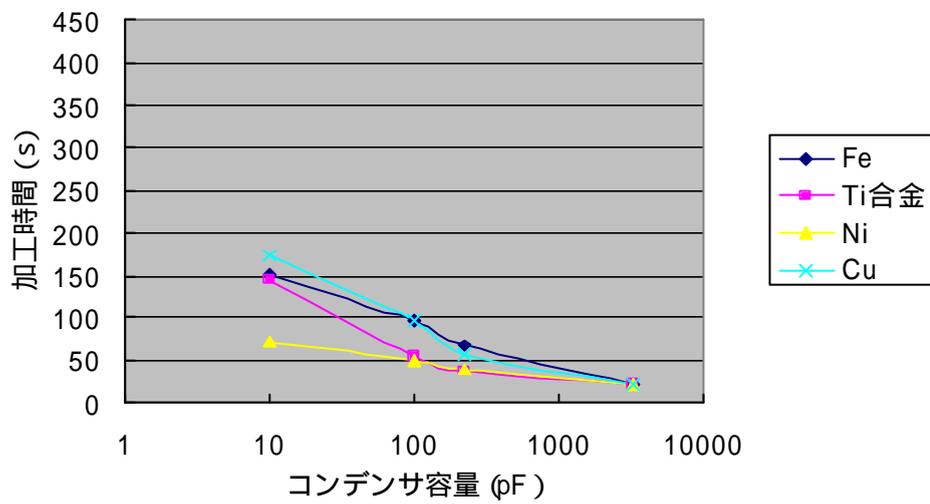
純水では低沸点のため気泡が発生しやすく、加工屑の除去効率もよく二次放電の影響も少ないためと推測される。しかし純水で Ti 合金を加工した場合、他材料と比べ加工時間が 4 ~ 20 倍かかっている。これは Ti 合金表面に形成される酸化チタンの不動態皮膜が強固であり、破壊されても酸化性環境では再生が容易である事、電解作用の影響があると考えられる。不動態皮膜の影響を考慮し Au を重ねる事により若干、加工時間が短縮された。

放電加工油では Ni、Ti 合金にやや加工時間の短い傾向が見られる。

純水では放電エネルギー、材料における差が認められにくい、実験条件下で電極送り込み量が板厚にたいして大きく相対的な差が出にくいことが起因していると考えられるため、電極送り速度、電極送り込み量を変化させたものを図 2.22 に示す。電極送り速度を $2 \mu\text{m}/\text{sec}$ 、電極送り込み量を $60 \mu\text{m}$ とした。材料およびコンデンサ容量における加工時間の変化は少なく電極送り込み量を電極送り速度で割った機械的な時間で加工時間が決まり、コンデンサ容量をさらに小さくしても加工時間は変わらないと推測される。



純水



放電加工油

図 2.21 各種金属材料の純水、放電加工油の加工時間の関係

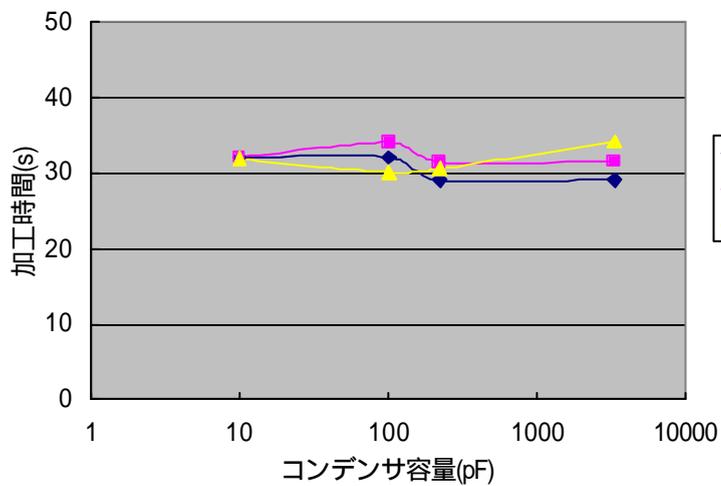


図 2.22 電極送り速度、電極送り込み量変化による加工時間の関係

2.6.2 電極消耗長さ

両加工液と電極消耗長さの関係を図 2.23 に示す。

純水と放電加工油では逆の傾向が見られる。純水では高放電エネルギー領域で消耗が大きく、放電加工油では逆に消耗は小さい。純水では低放電エネルギー領域を放電加工油と比較すると 1/3 ~ 1/10 の消耗となる。

高放電エネルギー領域での両加工液の差は少ない。

放電加工油の場合 Cu、Ni が全体的に小さい。

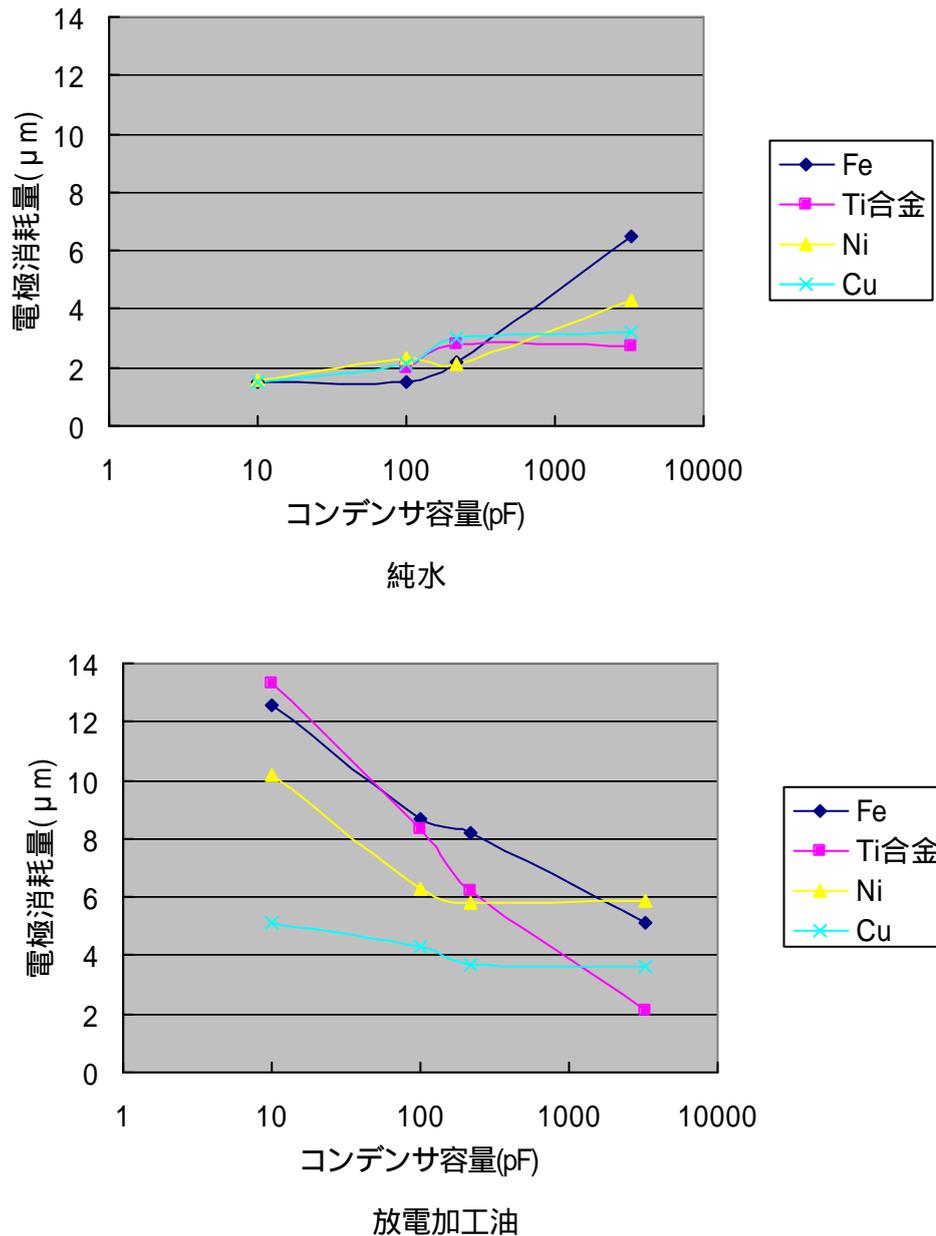


図 2.23 各種材料の純水、放電加工油の電極消耗量の関係

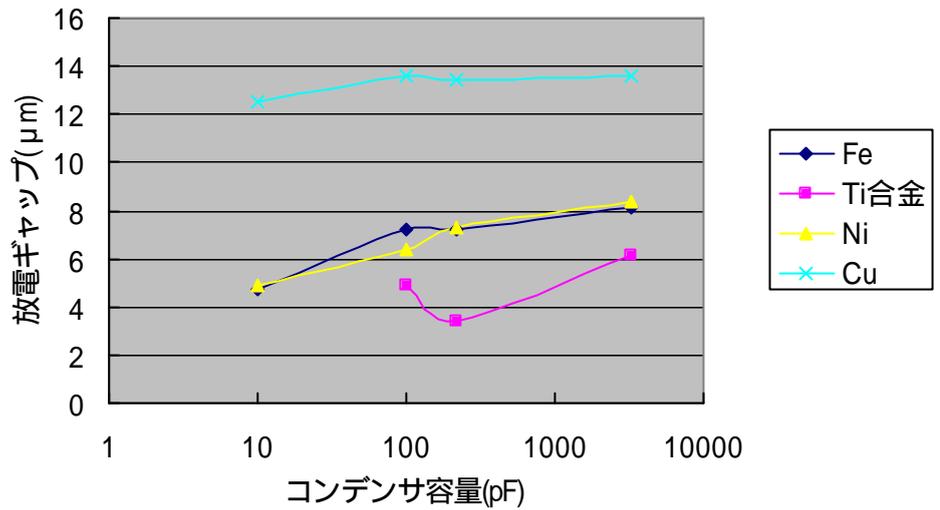
2.6.3 放電ギャップ

両加工液と放電ギャップの関係を図 2.24 に示す。

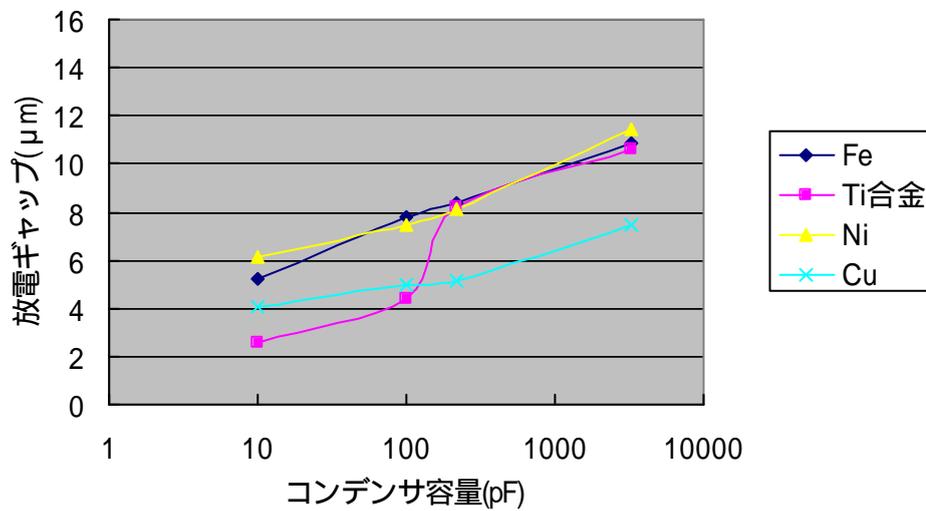
純水、放電加工油での著しい差はない。

Cu の場合、純水では他材料と比べて約 2 倍に大きくなっている。これは電解作用の影響があると推測される。

Ti 合金がやや小さい傾向が見られる。



純水



放電加工油

図 2.24 各種材料の純水、放電加工油の放電ギャップの関係

2.6.4 SEM 写真

2.6.4.1 放電加工油

純 Fe のそれぞれ 100,3300pF での加工穴、電極を図 2.25、2.26 に示す。

Cu のそれぞれ 100,3300pF での加工穴、電極を図 2.27、2.28 に示す。

Ni のそれぞれ 100,3300pF での加工穴、電極を図 2.29、2.30 に示す。

Ti 合金のそれぞれ 100,3300pF での加工穴、電極を図 2.31、2.32 に示す。

また他のコンデンサ容量での加工穴電極図は付録として添付する。

生体適合性のある化学的に活性度の低い材料と同様、高放電エネルギーなほど加工面のクレータは大きく、ダレが目立った。また電極の消耗具合も同じであった。

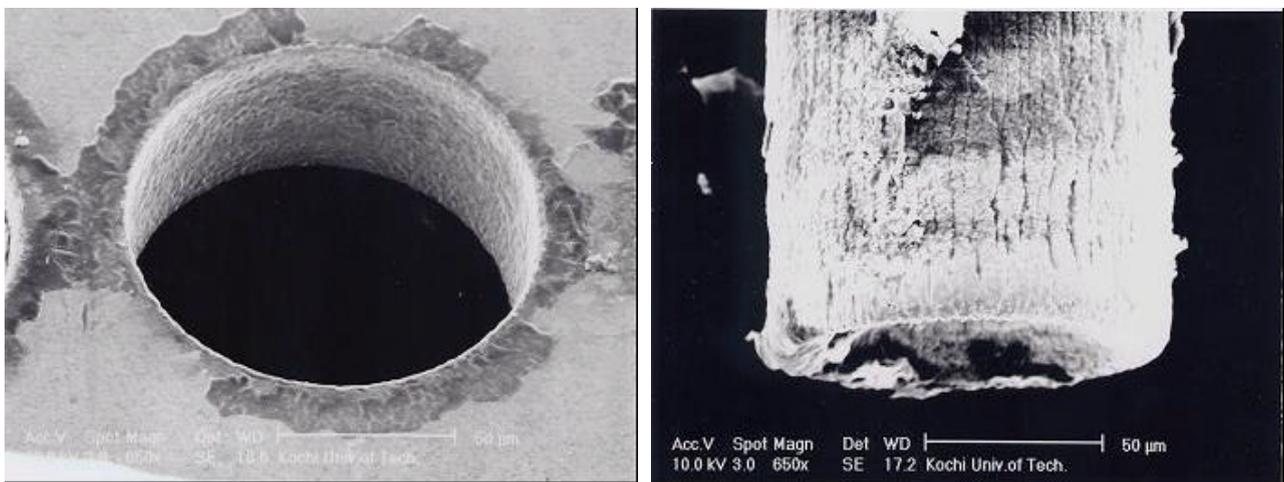


図 2.25 純 Fe 放電加工油 C=100pF 加工穴と電極

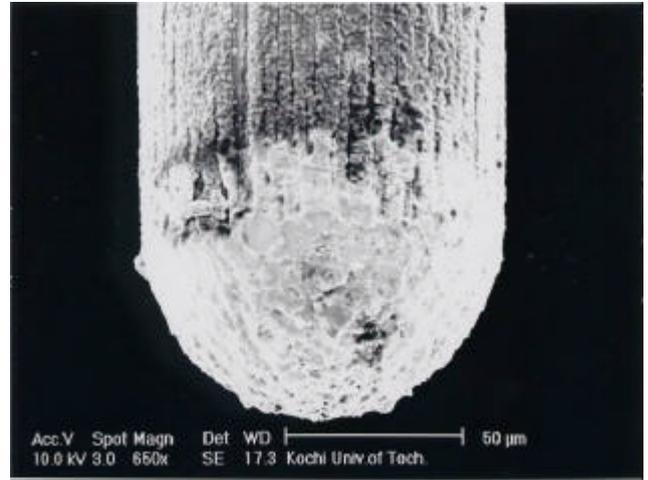


図 2.26 純Fe 電加工油 C=3300pF 加工穴と電極

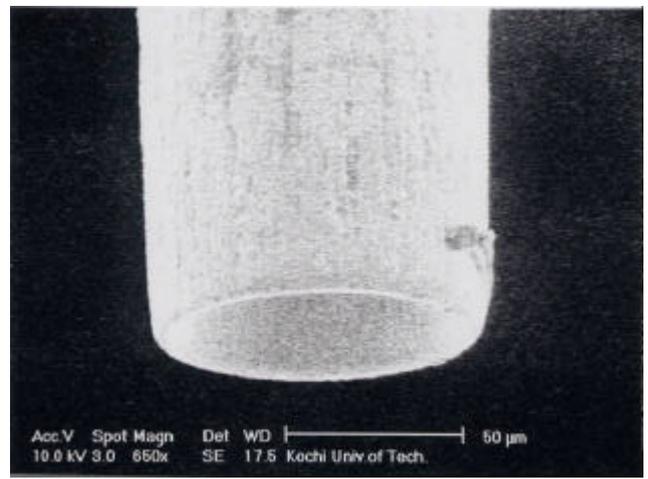
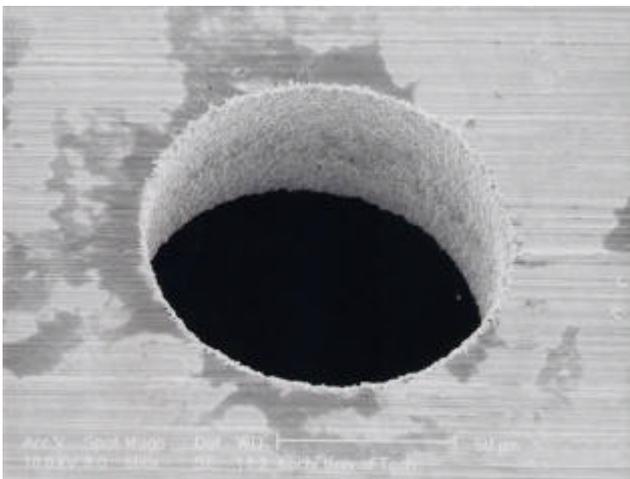


図 2.27 Cu 放電加工油 C=100pF 加工穴と電極

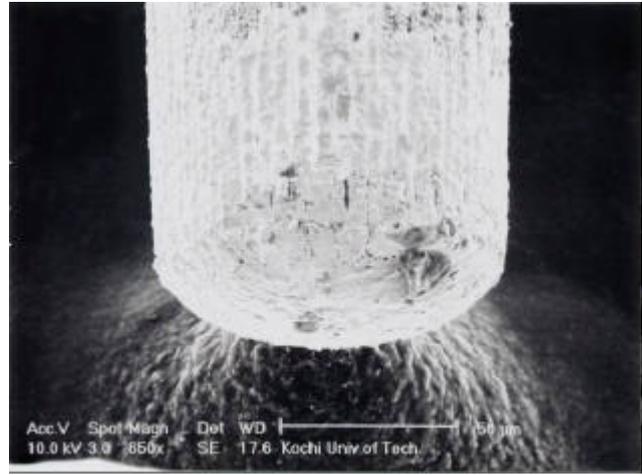


図 2.28 Cu 放電加工油 C=3300pF 加工穴と電極

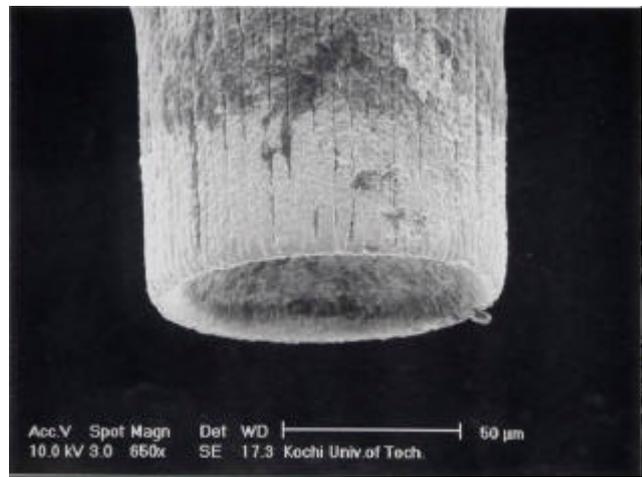
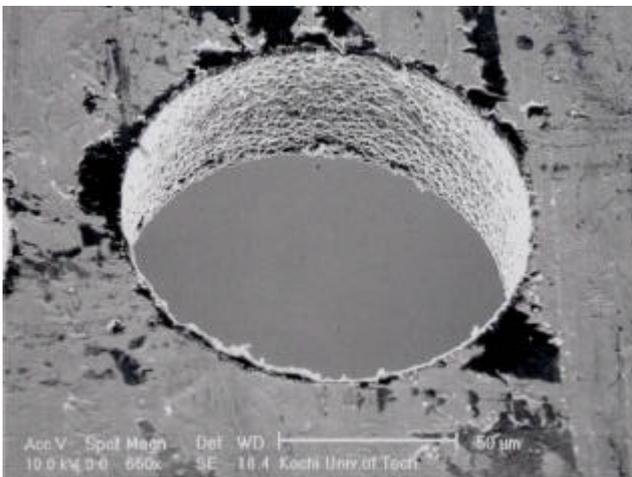


図 2.29 Ni 放電加工油 C=100pF 加工穴と電極

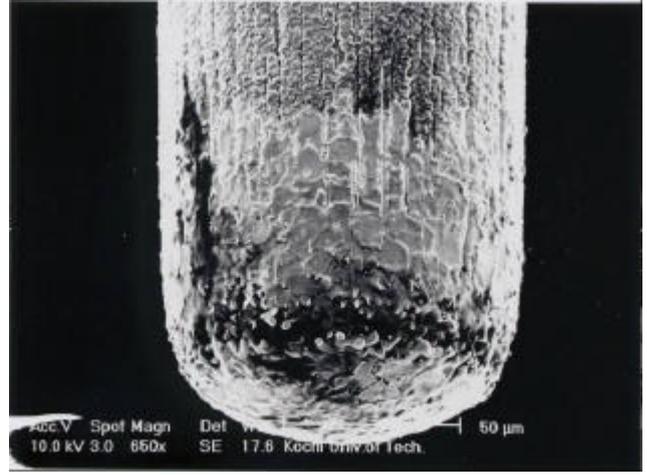
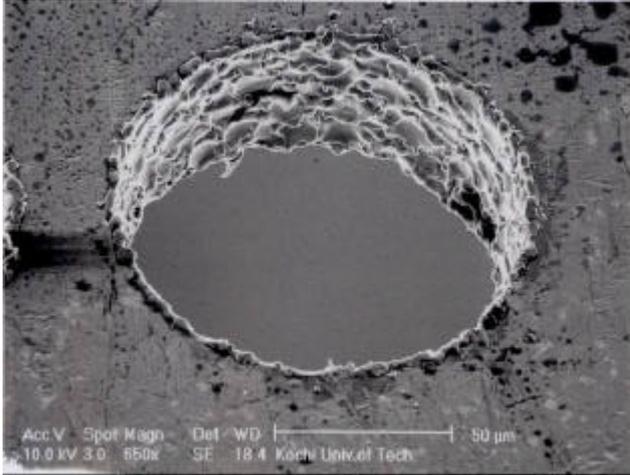


図 2.30 Ni 放電加工油 C=3300pF 加工穴と電極

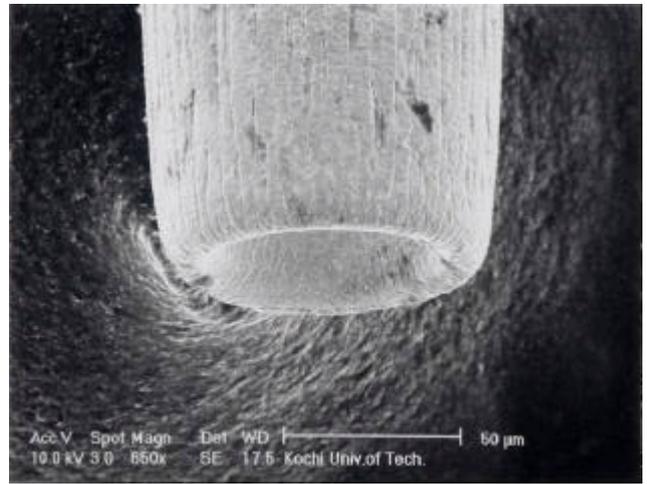
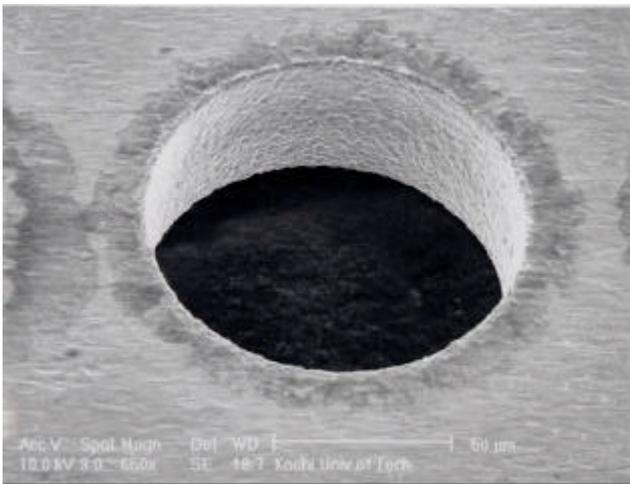


図 2.31 Ti 合金 放電加工油 C=100pF 加工穴と電極

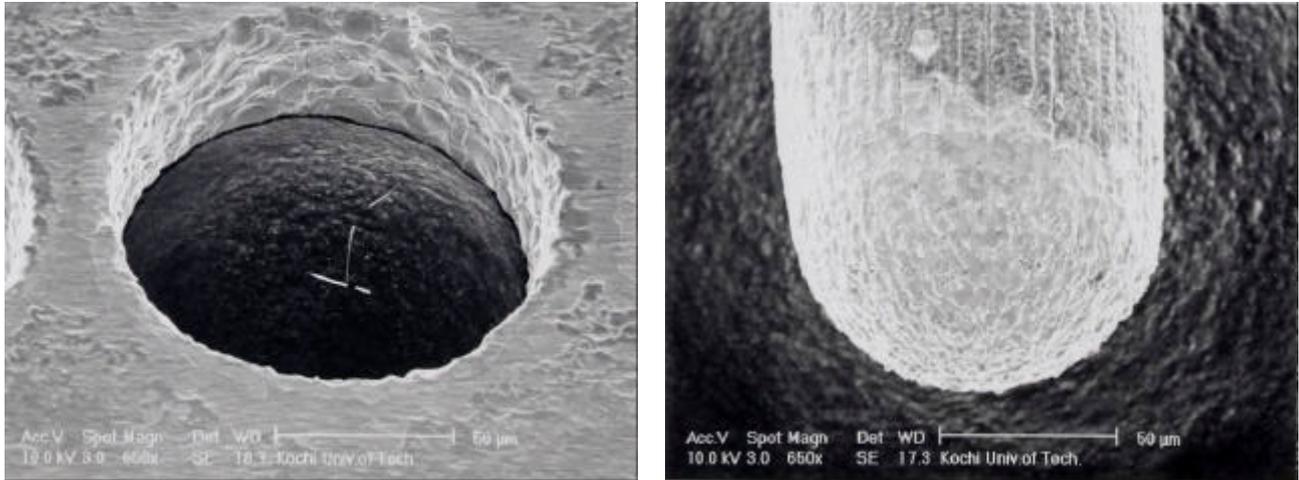


図 2.32 Ti 合金 放電加工油 C=3300pF 電極と加工穴

2.6.4.2 純 水

純 Fe のそれぞれ 100,3300pF での加工穴、電極を図 2.33、2.34 に示す。

Cu のそれぞれ 100,3300pF での加工穴、電極を図 2.35、2.36 に示す。

Ni のそれぞれ 100,3300pF での加工穴、電極を図 2.37、2.38 に示す。

Ti 合金のそれぞれ 100,3300pF での加工穴、電極を図 2.39、2.40 に示す。

また他のコンデンサ容量での加工穴電極図は付録として添付する。

高放電エネルギーほどクレータが大きく、ダレが大きい。しかしながら、放電加工油にくらべ若干クレータが小さいように見受けられる。また Ti 合金の 1 番目と 20 番目の加工穴を比較すると加工を重ねるほど電極が消耗のため変形し、明らかに加工精度が落ちることが確認できた。加工精度の落ちる状況は放電エネルギーが大きいほど大きい。

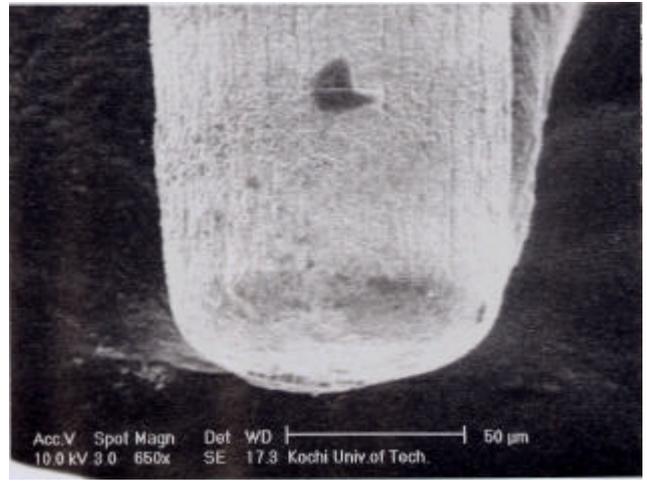
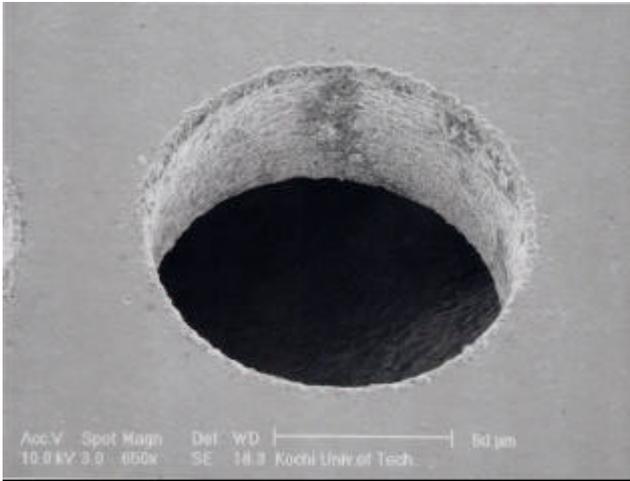


図 2.33 純Fe 純水 C=100pF 加工穴と電極

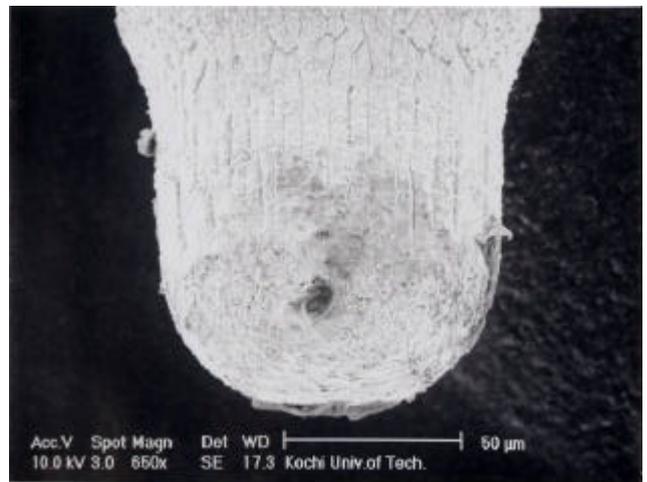
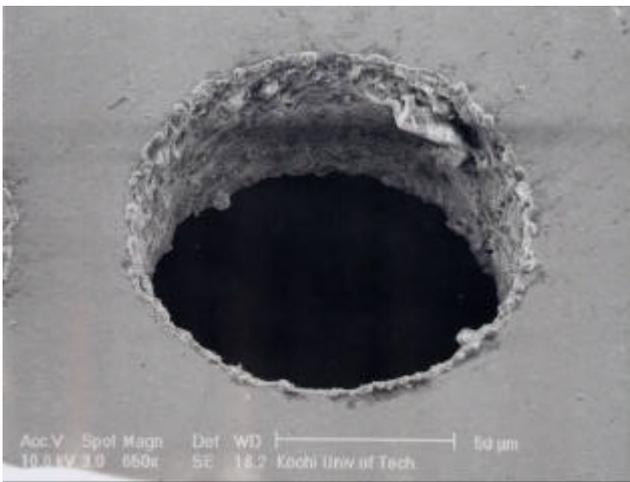


図 2.34 純Fe 純水 C=3300pF 加工穴と電極

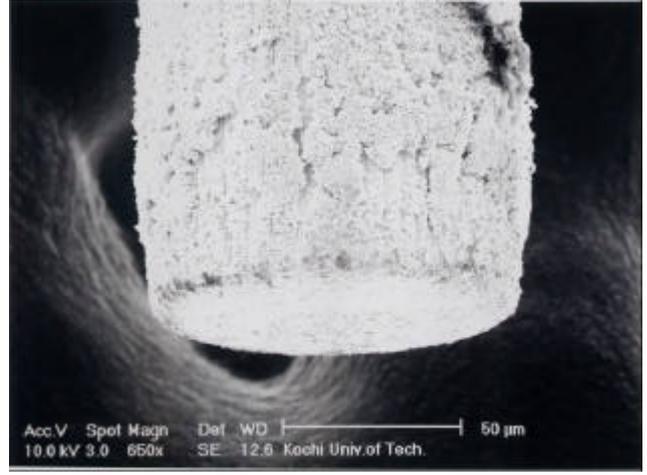
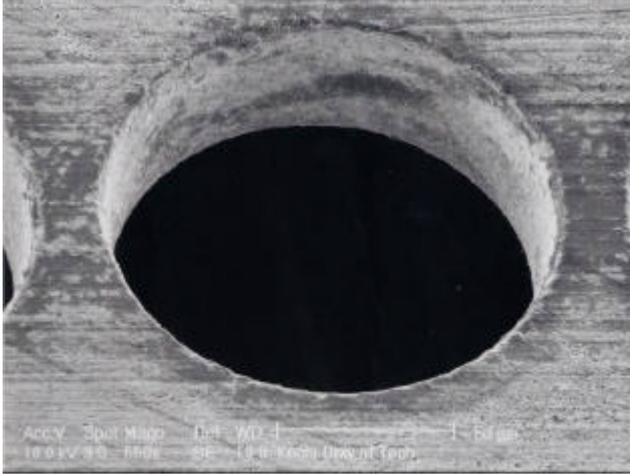


図 2.35 Cu 純水 C=100pF 加工穴と電極

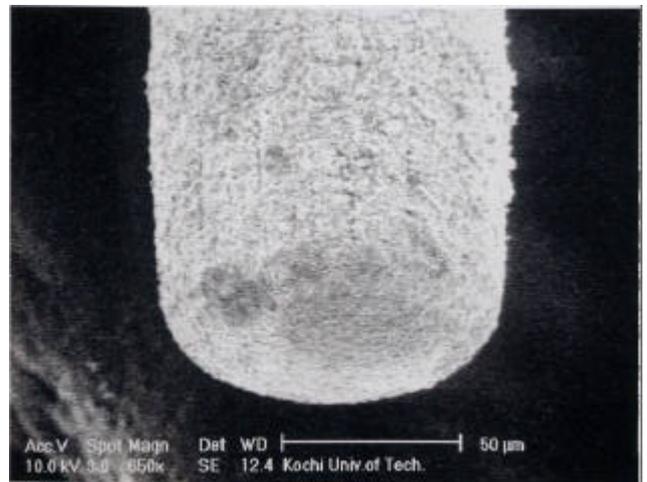
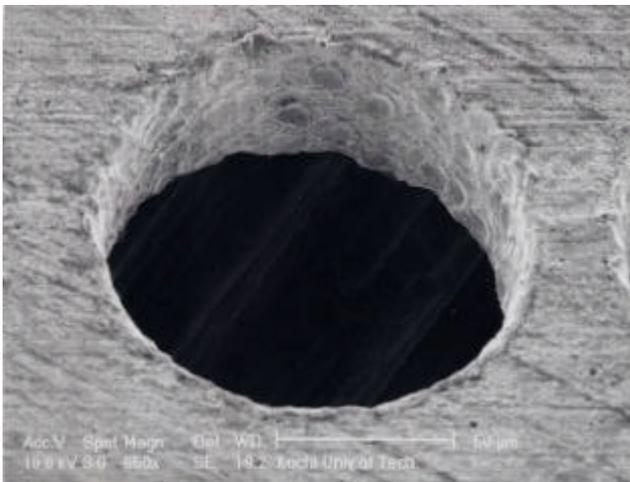


図 2.36 Cu 純水 C=3300pF 加工穴と電極

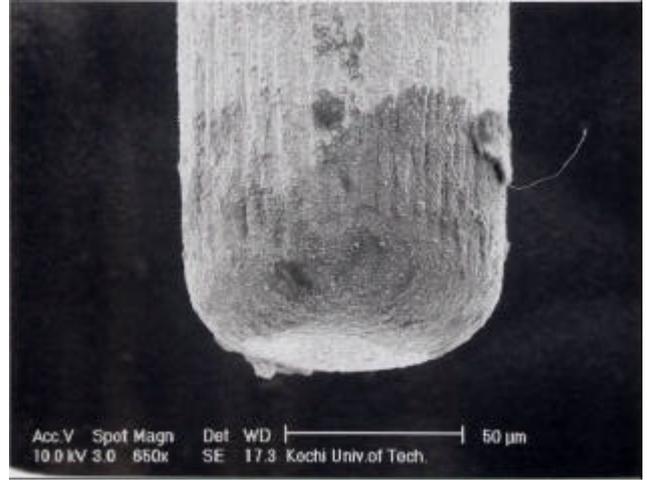
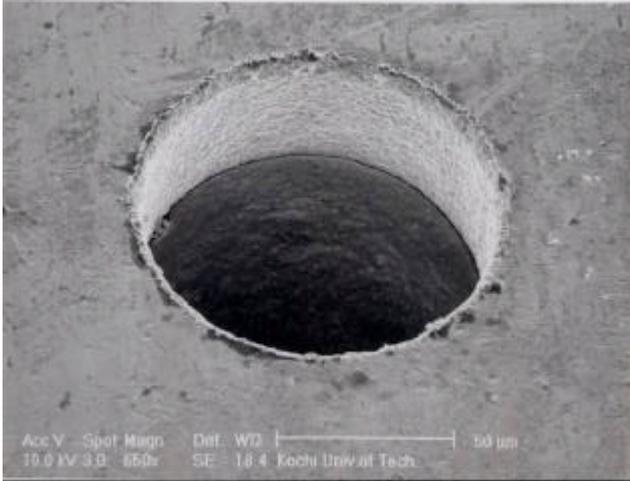


図 2.37 Ni 純水 C=100pF 加工穴と電極

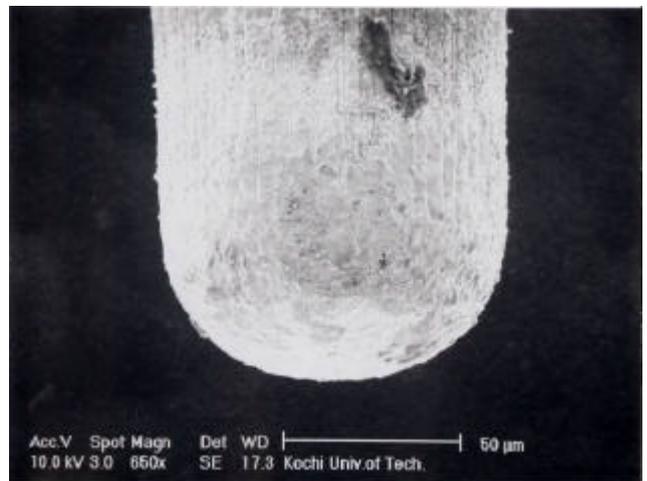
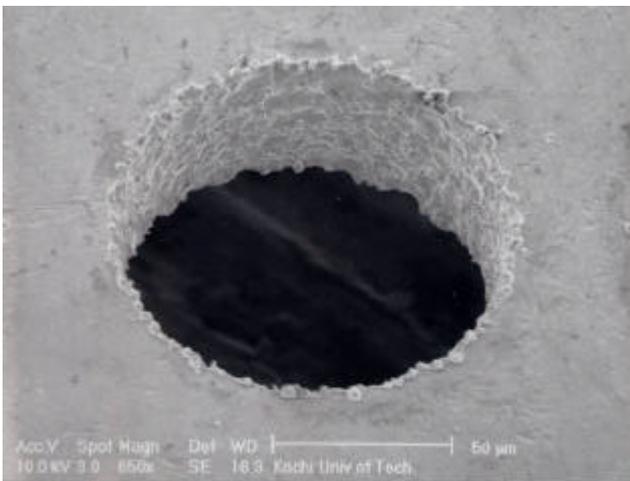
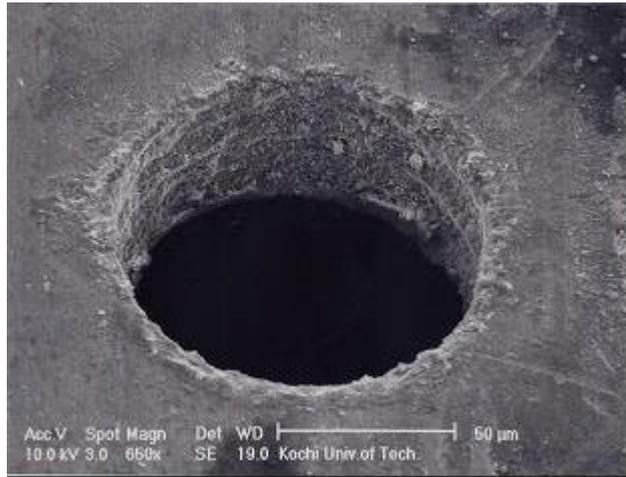
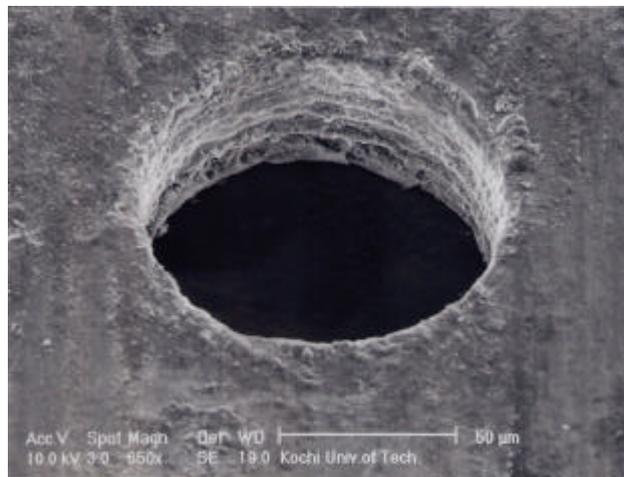


図 2.38 Ni 純水 C=3300pF 加工穴と電極



1 番目の加工穴



連続穴加工 20 番目の加工穴

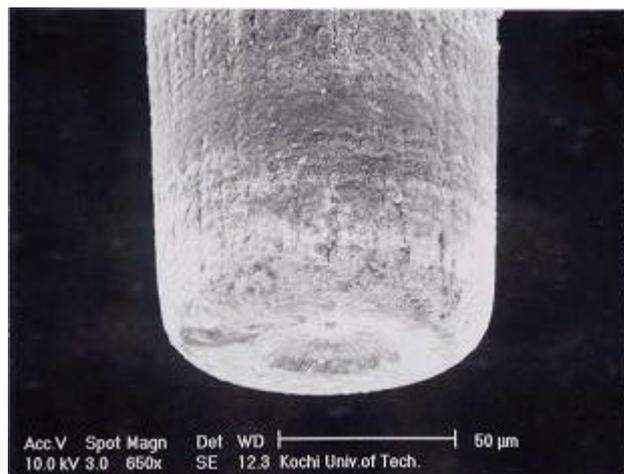
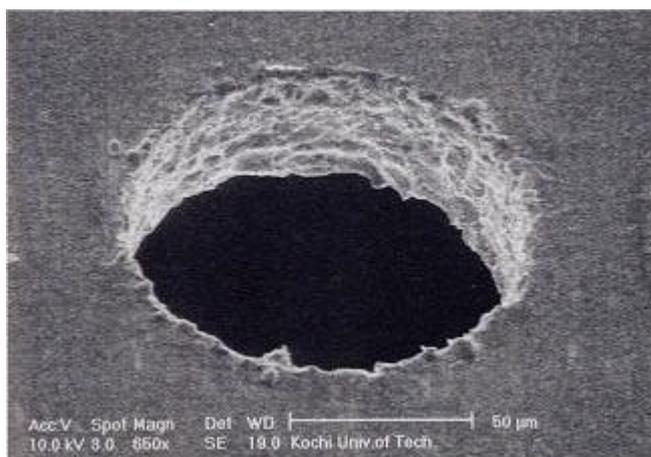
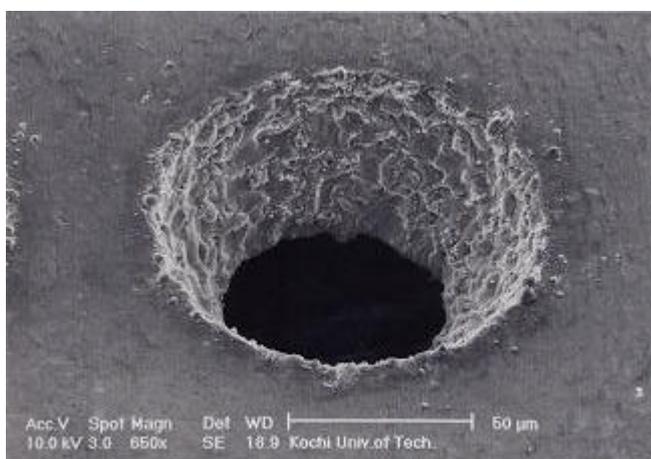


図 2.39 Ti 合金 純水 C=100pF 加工穴と電極



1 番目の加工穴



連続穴加工 20 番目の加工穴

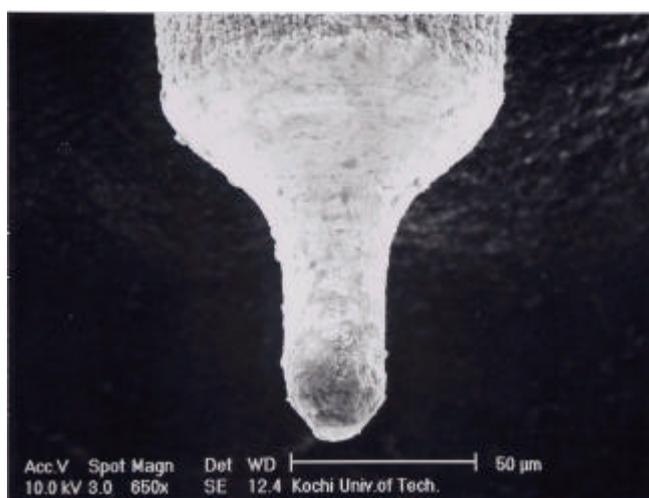


図 2.40 Ti 合金 純水 C=3300pF 加工穴と電極

2.6.5 考察

加工時間は Ti 合金の場合を除き、純水での加工の方が短時間だと言うことが確認できた。電極消耗長さでは純水はエネルギーが大きいほど大きく、加工油の場合放電エネルギーが小さいほど大きいことがわかった。しかしながら、純水の場合放電エネルギーによるその差は小さい。放電ギャップは放電エネルギーが大きい場合は純水での加工、小さい場合は放電加工油での加工がいいことが確認できた。生体的に不適合ではあるが、特に Ni を用いてのコンデンサ容量 100pF、220pF、加工液は純水を用いての微細放電加工が各パラメータ比較で最もバランスよく加工ができると確認した。

放電加工油では Ti 合金は安定した加工は出来たが、純水を用いた場合では安定した加工が出来なかった。これは不働態皮膜、電解作用の影響があると考えられる。

2.7 物性値との関係

2.7.1 融点との関係

微細放電加工はマイクロプラズマによる除去加工であり、加工面の SEM 像でもわかるように加工材をプラズマにより溶融させていることがわかる。したがって、各種被加工材の加工パラメータと材料の融点との関係があるのではないかと考え、融点との関係を求めた。各種材料の融点と加工時間の関係のグラフを図 2.41 に示す。

純水の場合、融点が高い材料では高放電エネルギー状態での加工時間が低放電エネルギー領域と比べるとやや短くなる傾向がある。

融点と電極消耗長さの関係のグラフを図 2.42 に示す。

純水の場合、融点の低い材料では電極消耗長さが少ない。3000 度を超える融点の高い材料では高放電エネルギー領域において電極消耗長さが大きい。しかしながら、融点が 2000 度付近放電加工油の場合や 1000 度付近と融点が高くなると低放電エネルギー領域で電極消耗長さが少なくなる。

融点と放電ギャップの関係を図 2.43 に示す。

純水の場合、低融点の材料では放電エネルギーの大小に関わらず放電ギャップが大きくなる。

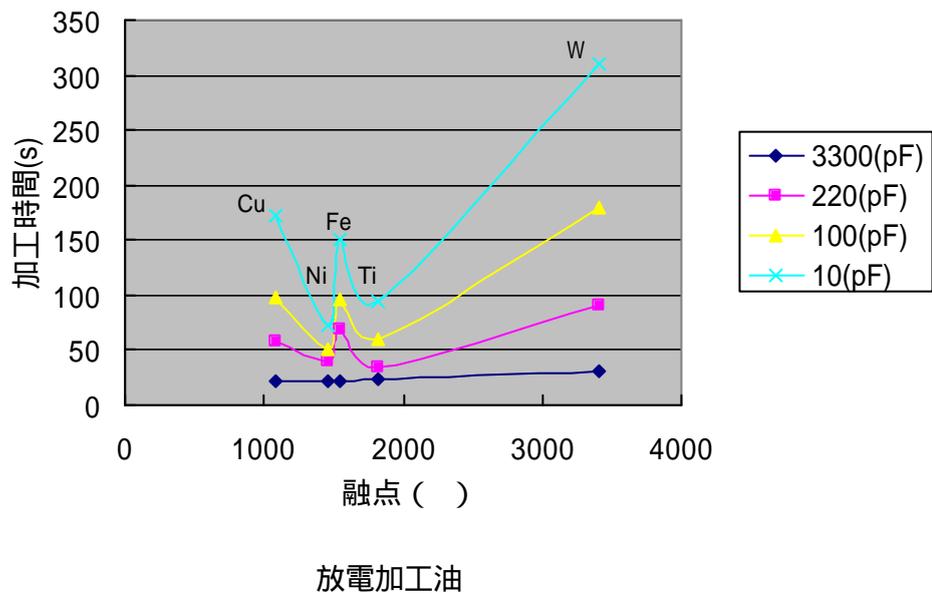
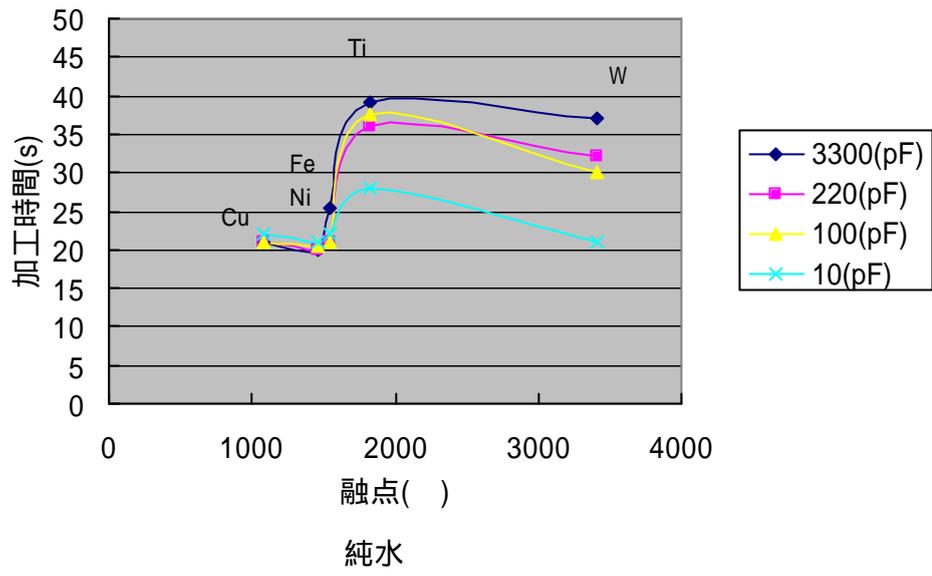


図 2.41 融点の違いによる純水、放電加工油の加工時間の関係

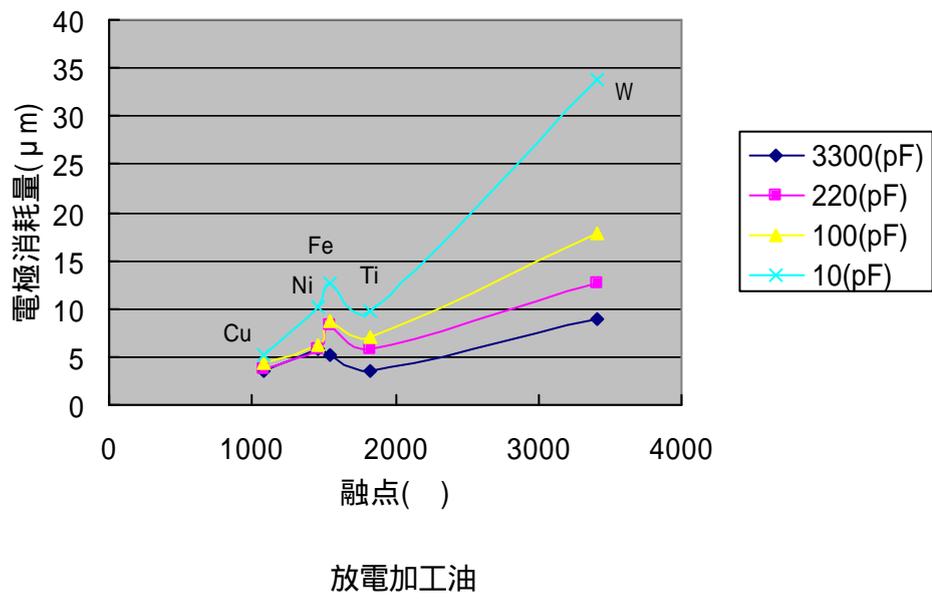
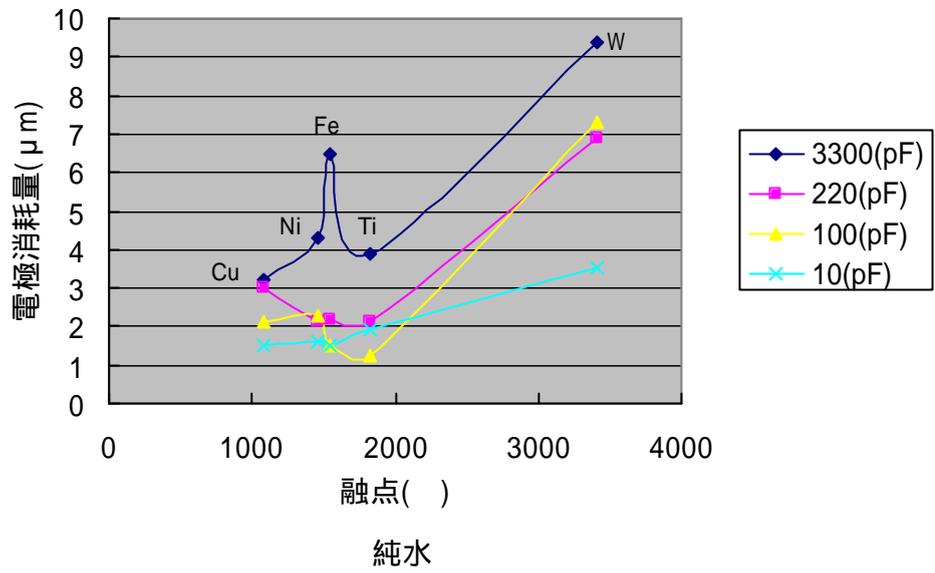


図 2.42 融点の違いによる純水、放電加工油の電極消費長さの関係

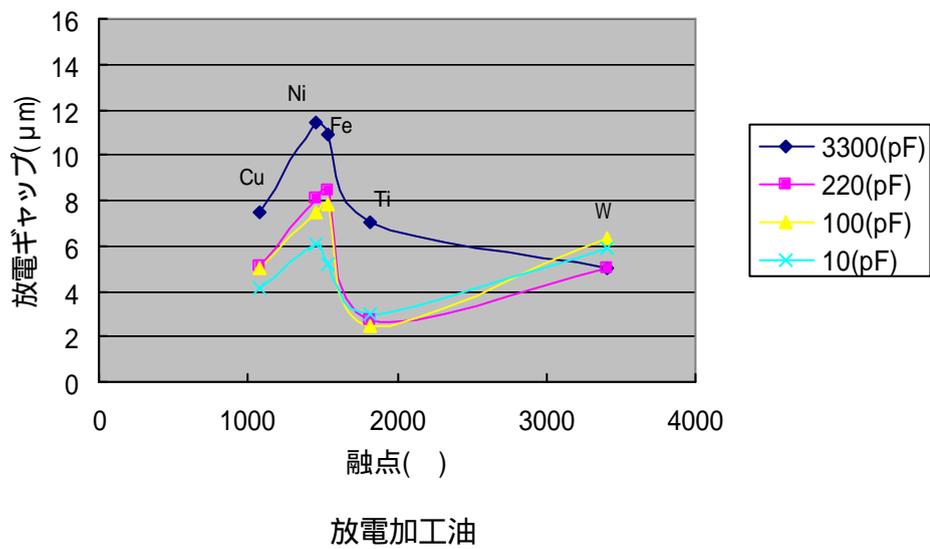
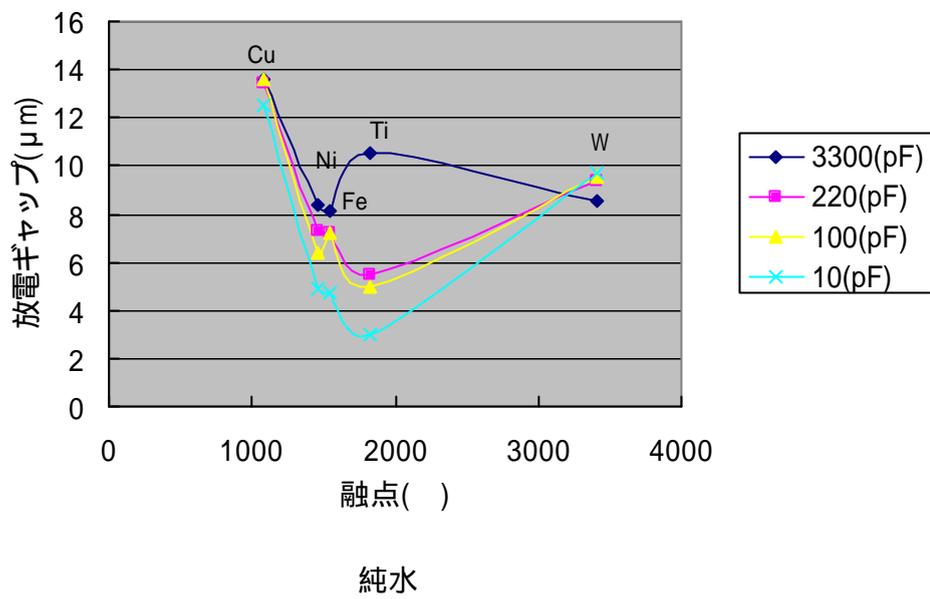


図 2.43 融点の違いによる純水、放電加工油の放電ギャップの関係

2.7.2 熱伝導率との関係

微細放電加工はプラズマの当たる一部分しか加工はなされていないが、熱伝導の高いものほど広範囲に熱が広がるために、熱が集中し難く放電加工が難しくなるのではないかと考える。そこで各種材料の熱伝導率と加工パラメータの関係を求めた。熱伝導率と加工時間の関係を図 2.44 に示す。

純水の場合、熱伝導率が $0.2 \text{ cal/cm} \cdot \text{sec}$ から $1.0 \text{ cal/cm} \cdot \text{sec}$ までの範囲では $0.5 \text{ cal/cm} \cdot \text{sec}$ 付近が最も加工時間が長く、またエネルギー領域の高低に影響を受けることがわかった。また、熱伝導率が低い、または高いほど加工時間が低いことが見受けられる。

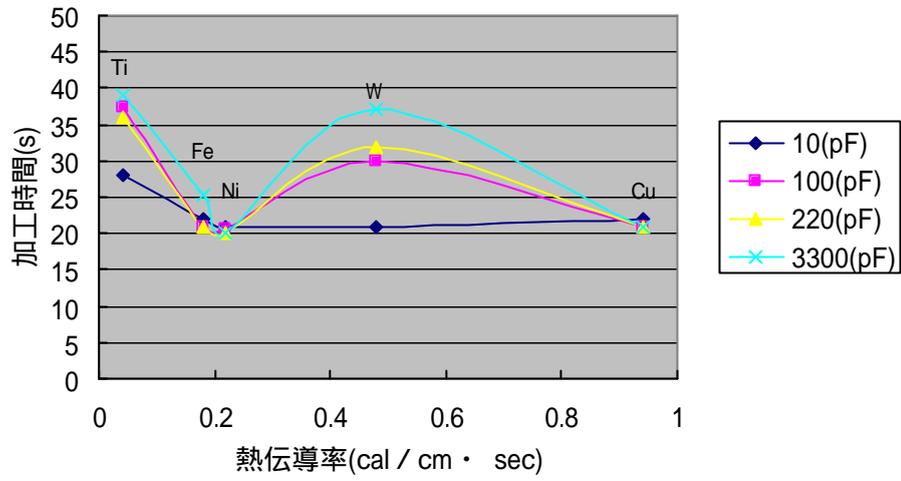
放電加工油の場合、熱伝導率が $0.5 \text{ cal/cm} \cdot \text{sec}$ 付近が最も加工時間が大きいことがわかった。熱伝導率と電極消耗長さの関係を図 2.45 に示す。

純水の場合、加工時間同様 $0.5 \text{ cal/cm} \cdot \text{sec}$ 付近が最も消耗長さが大きいことがわかった。しかしながら、加工時間では $0.5 \text{ cal/cm} \cdot \text{sec}$ 付近ではエネルギー量によりばらつきが見られたが、電極消耗長さではそれが見受けられなかった。逆に $0.2 \text{ cal/cm} \cdot \text{sec}$ 付近では加工時間ではばらつきが見られなかったが、電極消耗長さではばらつきが見られた。純水の場合、熱伝導率が低いほど、エネルギー量と電極消耗長さが比例することがわかった。

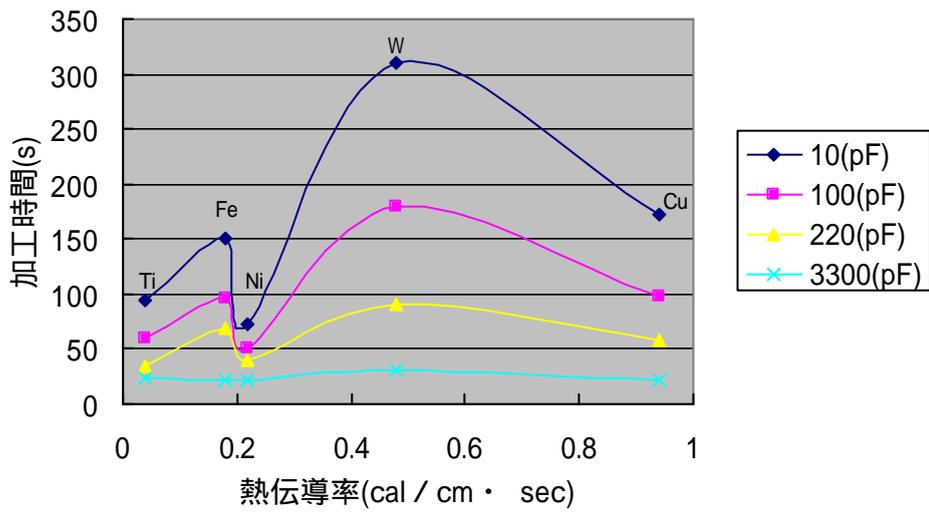
放電加工油の場合は、加工時間と同様の結果が現れた。

熱伝導率と放電ギャップの関係を図 2.46 に示す。

純水の場合、熱伝導率と放電ギャップが比例することがわかった。逆に放電加工油の場合、 $0.2 \text{ cal/cm} \cdot \text{sec}$ から $1.0 \text{ cal/cm} \cdot \text{sec}$ 付近までの範囲では $0.5 \text{ cal/cm} \cdot \text{sec}$ 付近で放電ギャップが最大だが $0.2 \text{ cal/cm} \cdot \text{sec}$ と大きい差は無いことがわかった。また $1.0 \text{ cal/cm} \cdot \text{sec}$ 付近で放電ギャップが最小であった。純水では熱伝導率が高いと放電ギャップも大きいのが、放電加工油では熱伝導率が高いと放電ギャップが小さくなることがわかった。

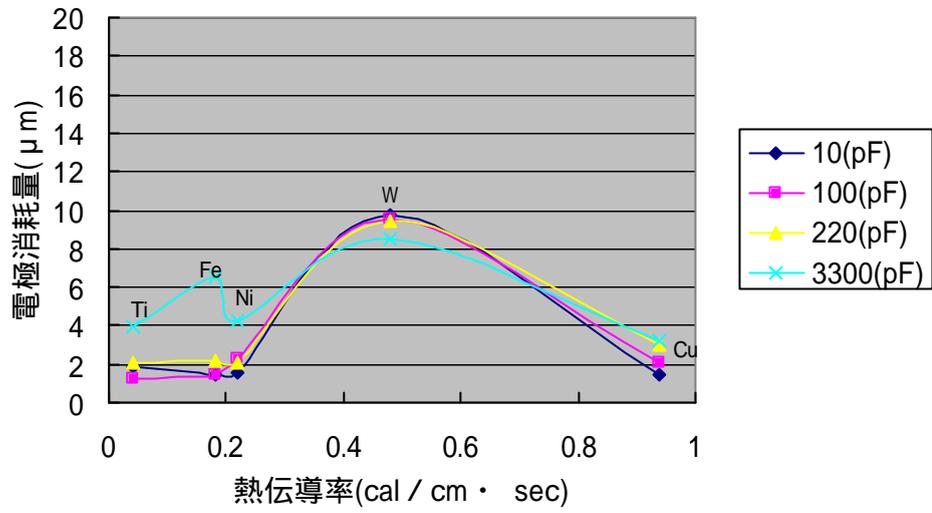


純水

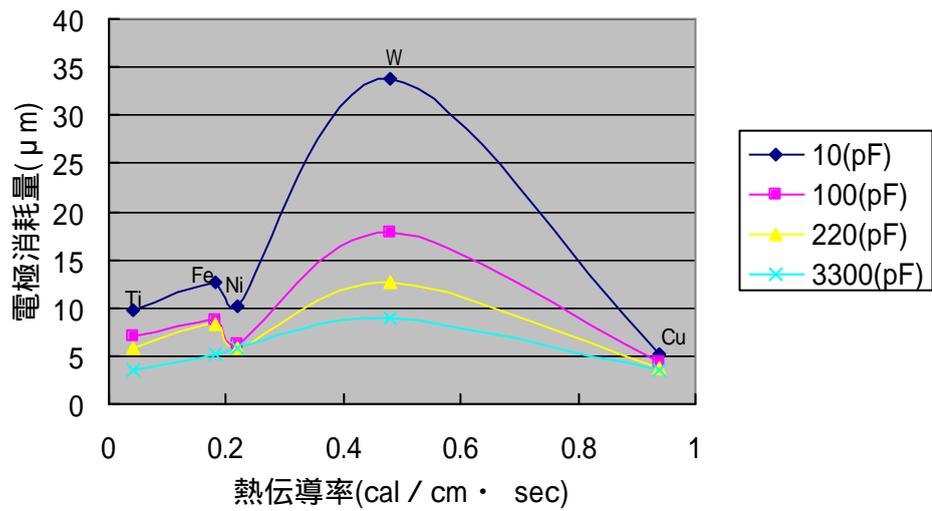


放電加工油

図 2.44 熱伝導率による純水、放電加工油の加工時間の関係

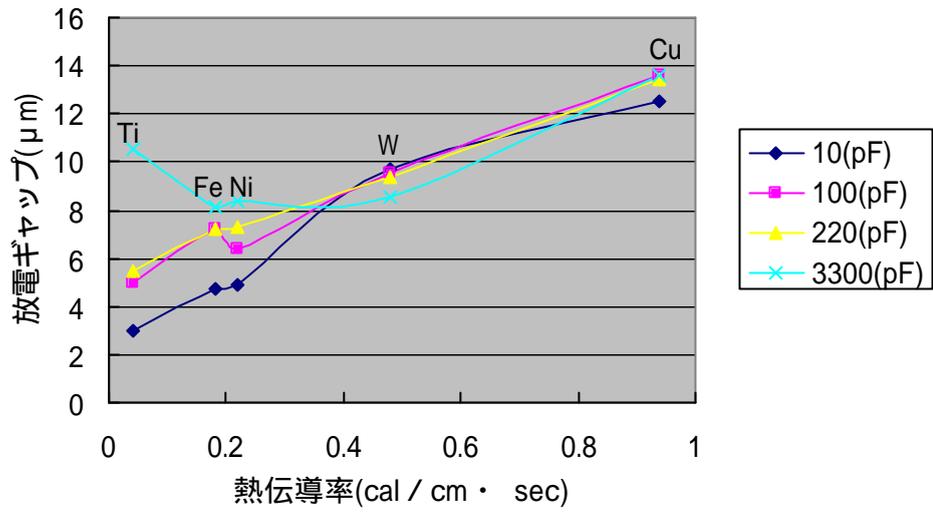


純水

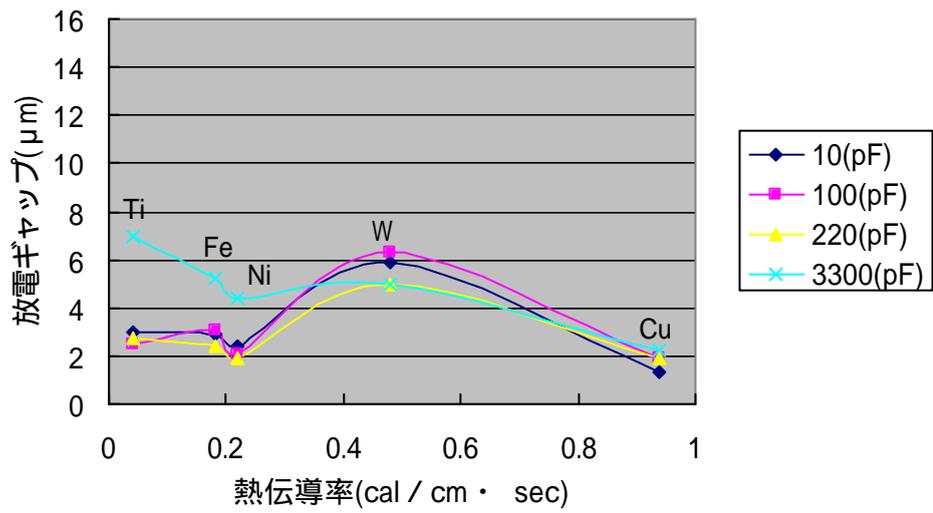


放電加工油

図 2.45 熱伝導率による純水、放電加工油の電極消耗長さの関係



純水



放電加工油

図 2.46 熱伝導率による純水、放電加工油の放電ギャップの関係

2.7.3 融点、熱伝導率の積と加工時間との関係

放電加工において熱伝導率と融点、もしくは昇華温度の積が加工時間に対応するという結果が得られている¹⁾事から、微細放電加工において融点、熱伝導率の積と加工時間との関係を求めたものを図2.47に示す。微細放電加工においても一定の関係が認められる。

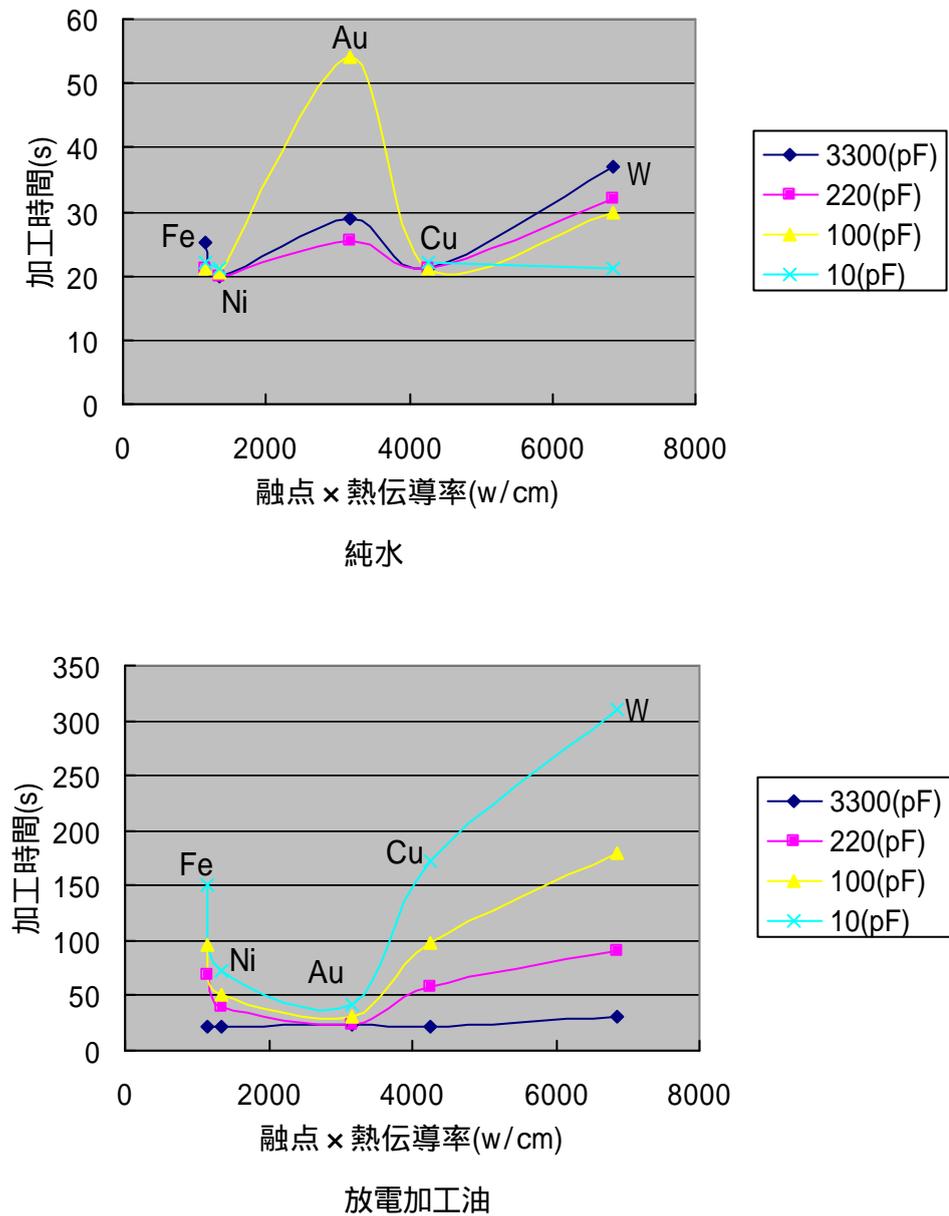


図 2.47 融点、熱伝導率の積と加工時間の関係

2.8 結言

- 1) 純水加工は、放電加工油と比べて特に融点が低い材料の場合加工精度に影響する放電ギャップが大きい。
- 2) 加工能率に影響する加工時間、電極消耗は純水の方が放電加工油よりも小さい。
- 3) Au、Ti 合金は純水を用いての加工では安定した加工は出来なかった、これは不動態、電界作用の影響があると考えられる。
- 4) 純水による加工では放電加工油と比べてエッジがシャープであった。
- 5) 単発放電エネルギーの差、水と油の比熱の違いによる溶融・凝固の速度差が関係してクレータが放電加工油と比べ細くなる。
- 6) 放電加工油を用いての加工では 3000 度を超える高融点材料が加工時間、電極消耗長さが大きい。
- 7) 純水加工では熱伝導率の小さい材料ほど放電ギャップが小さい。
- 8) 加工時間、電極消耗、放電ギャップと物性値を比較すると、放電加工油と純水のコンデンサ容量の位置がほぼ正反対となる。
- 9) 生体適合性のある金属材料では加工時間、電極消耗量、放電ギャップ、物性値の観点から総合的に純 Ti がやや優位である。
- 10) 加工液は加工能率重視する場合は加工時間、電極消耗の少ない純水を、加工精度重視の場合は放電ギャップの小さい放電加工油をそれぞれ用いるのが望ましい。

第3章 刃先の加工と切れ味測定

3.1 緒言

マイクロマシンの用途として医療分野に寄与するところがある。近年、医療の高度化に伴い侵襲度の低い、患者さんにとってやさしい手術が主流になってきた。低侵襲手術と言われるものである。

血管内外で動作できる事を目的とした手術機器には従来使われている機器よりより小さい機器が必要になる。マイクロマシン技術の一つである微細放電加工は導電性のある材料に対して3次元の加工が可能であり、微細形状を作製することができる。

本研究では微細放電加工を用いて斜めスリット加工、Point To Point (PTP)加工をする事で材料に対して傾斜のある刃部を形成する事を試みた。製作した刃物の切れ味を評価する必要があり、市販カミソリ刃と微細放電加工で製作したマイクロ刃物との切れ味の比較を切れ味実験装置で行った。

3.2 マイクロ刃物の加工

3.2.1 斜めスリット加工

第1章の結果をうけて、材料は生体に適合しかつ微細放電加工特性のよいものとして純Ti、および耐食性のある材料としてSUS304を選択した。

刃先の加工方法を図3.1に示す。ワーク取り付け台に斜めに厚さ50 μm のワークを置き、加工表面を繰り返しなぞるようにして電極をY方向に送ると同時にZ方向にも切り込みつつ、表面に対して傾斜したスリットを加工する。スリットのエッジが刃先となる。刃先の加工条件を表3.1に示す。

斜めスリット加工方法は放電開始点をゼロ点とするため、材料が歪んでいる状態や曲がっている状態の時などは所々貫通していない点が出てくる。電極の送り量を多くする事で貫通したスリット出来るが、加工時間は長くなる。

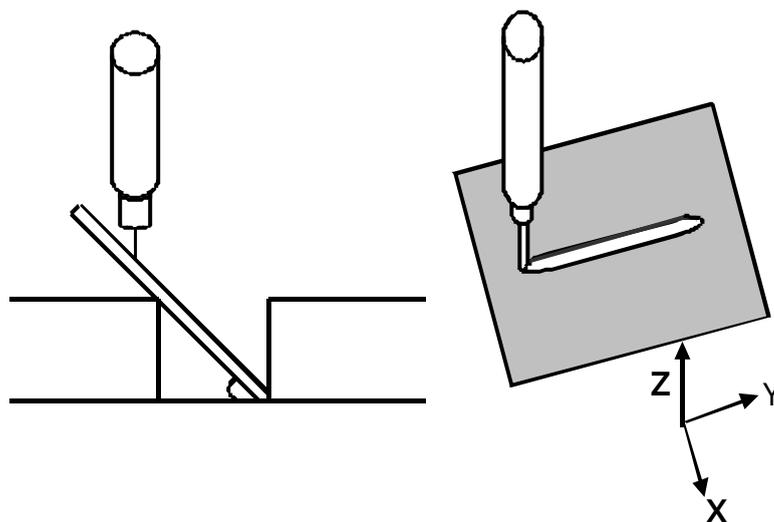


図 3.1 斜めスリット加工法

表 3.1 刃先の加工条件

電極径	150 μm
加工速度	Y方向 1 $\mu\text{m}/\text{sec}$
	Z方向 1 $\mu\text{m}/\text{sec}$
コンデンサ容量	10,330pF
加工材料	Ti, SUS304
加工	2mm長のスリット加工
刃先角	45°

3.2.2 斜め PTP 加工

斜め PTP 加工法を図 3.2 に示す。ワーク取り付け台に厚さ 150 μm のワークを斜めにセットする。斜めスリット加工との違いは、はじめにポイント、ポイント事に粗加工していく。各ポイント事に放電開始点はゼロ点になるため加工材料が歪んでいる状態や曲がっている状態でも各々の目標の加工深さまで加工できる。次に粗加工をしたところから X 方向に -30 μm の点で仕上げ加工を行うことで良好なスリットが得られ、エッジ先端が刃先となる。加工条件を表 3.2 に示す。

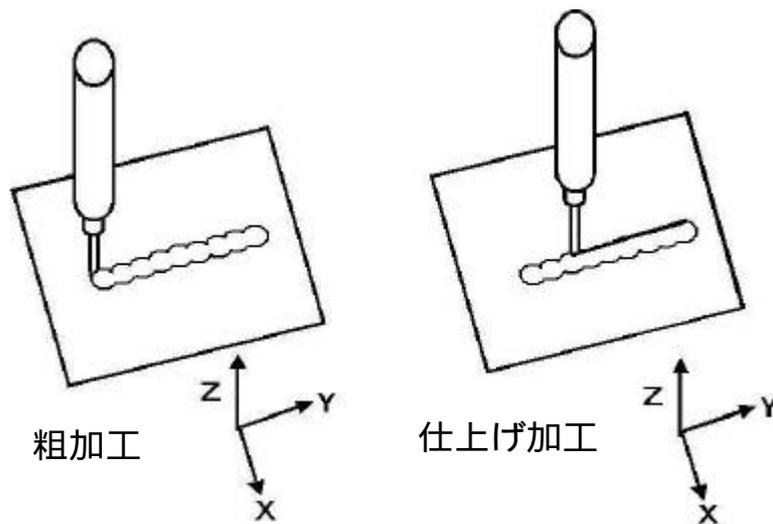


図 3.2 斜め PTP 加工法

表 3.2 刃先の加工条件

電極径	150 μm
加工速度	Y方向 5 $\mu\text{m}/\text{sec}$
	Z方向 5 $\mu\text{m}/\text{sec}$
コンデンサ容量	3300pF
加工材料	Ti
加工	2mm長のスリット加工
粗加工のピッチ幅	75 μm
仕上げ加工のピッチ幅	4 μm
刃先角	45°

粗加工時の刃先 SEM 写真を図 3.3 に示す。ポイント事に傾斜した加工がされている事が確認できる。仕上げ加工時の刃先 SEM 写真を図 3.4 に示す。仕上げ加工により粗加工時に形成してある凹凸はなくなりスリットを形成している事が確認できる。表面にクレーターの後が見られるが、これは放電エネルギーが大きいためであり放電エネルギーを小さくする事で改善できる。

斜め PTP 加工法は仕上げ加工を行うため、斜めスリット加工法と比べ加工時間が長くなる。

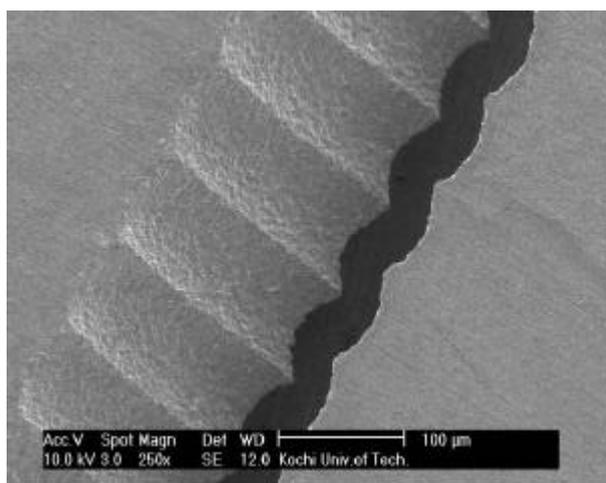


図 3.3 粗加工による刃先先端 SEM 写真

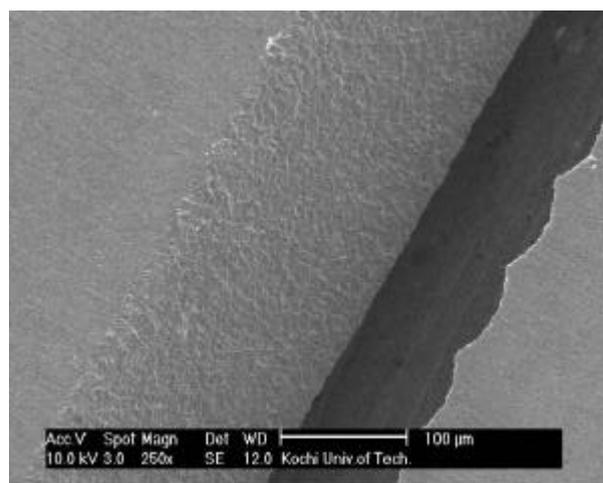
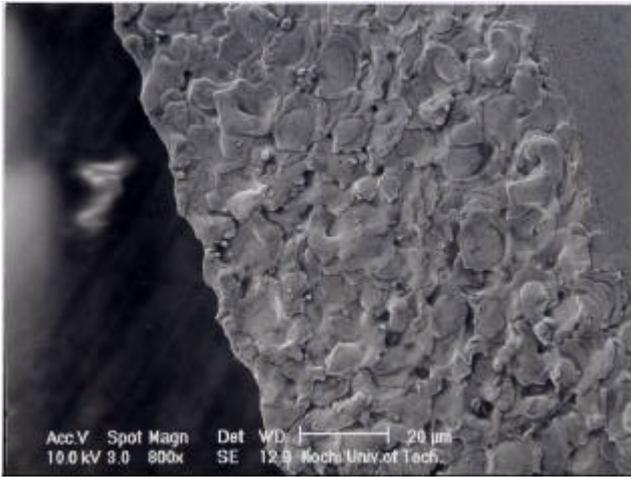


図 3.4 仕上げ加工による刃先先端 SEM 写真

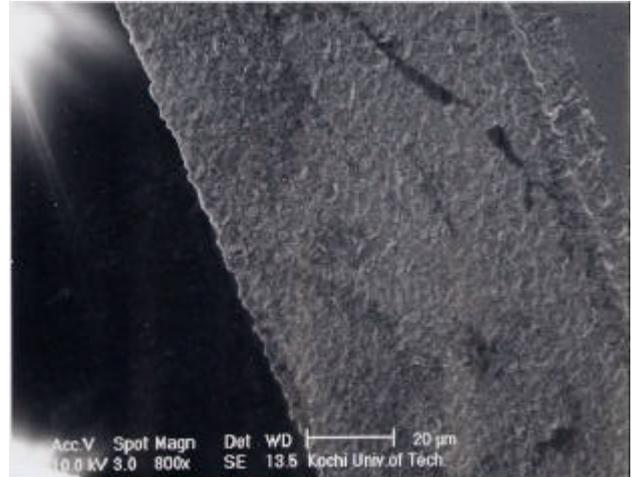
3.3 マイクロ刃物の SEM 写真

斜めスリット加工法により製作した刃先先端の SEM 写真を図 3.5、3.6 に示す。クレーターは高放電エネルギーで大きい、低放電エネルギーでは小さく、後者では良好な刃先が得られていることがわかる。

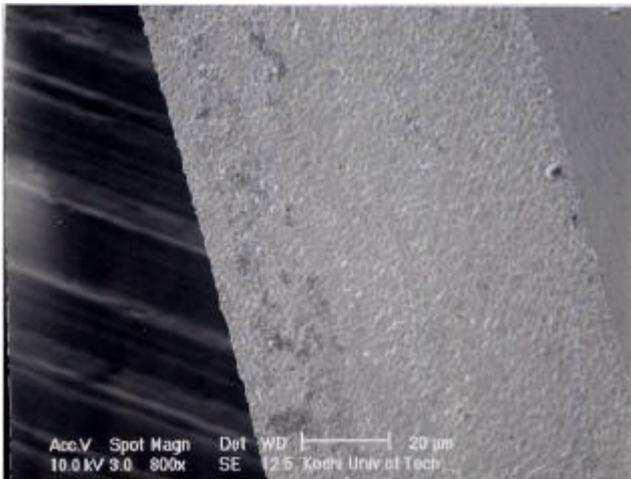
図 3.7 に市販かみそり刃と微細放電加工に形成した刃物を示す。斜めスリット微細放電加工により、市販かみそり刃と比較して同等の形状ができることが確認できた。ただかみそり刃では先端に丸みがあり、切れ味の長期保存のためにはこのような考慮が必要かもしれない。



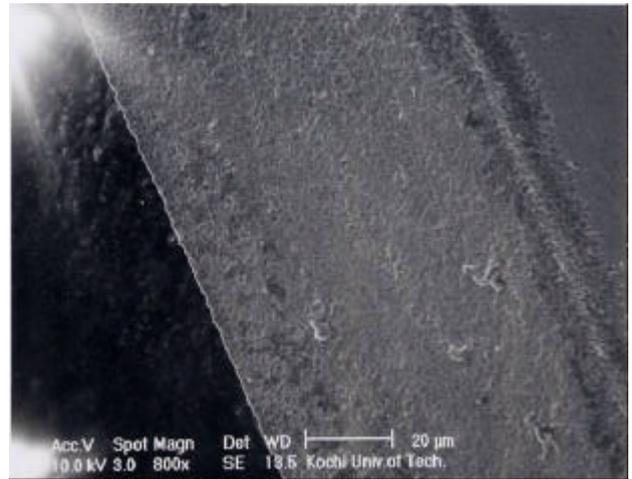
3300pF



110pF

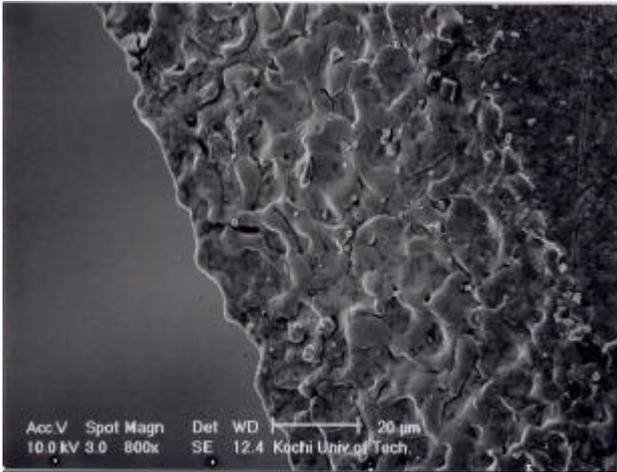


220pF

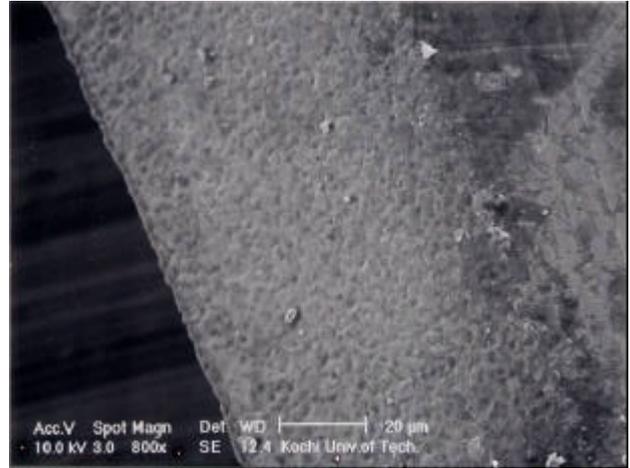


10pF

図 3.5 刃先角 30° の刃先先端 SEM 写真
加工材料：純 Ti



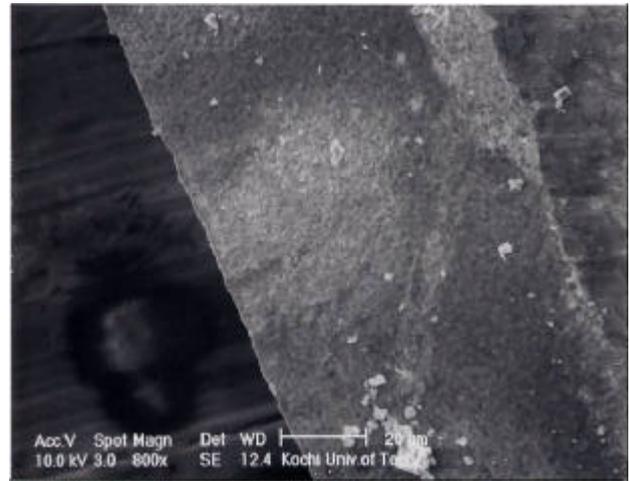
3300pF



110pF



220pF

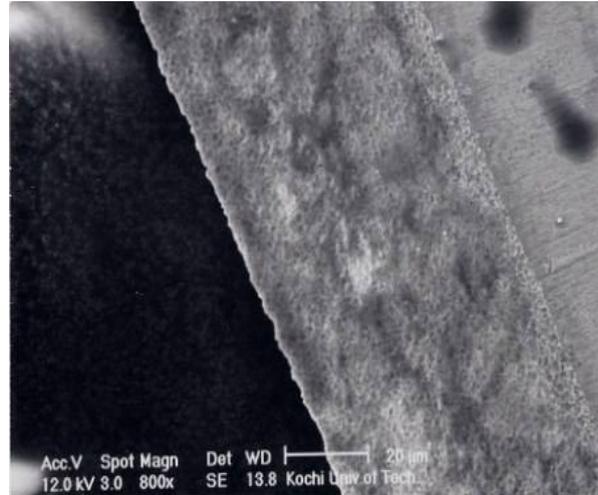


10pF

図 3.6 刃先角 30° の刃先先端 SEM 写真
加工材料：SUS304



市販かみそり刃
両刃 刃先角 30°



Ti コンデンサ容量:10pF
片刃 刃先角 30°

図 3.7 市販カミソリ刃と微細放電加工による刃物の比較

3.4 マイクロ刃物の先端粗さ

3.4.1 先端粗さ測定方法

スリット加工を行った刃先先端を SEM により倍率 3000 倍で写真撮影したものを図 3.8 に示す。30 μm 長さの範囲にある山と谷の最大差を写真から測定し、全長 2mm に対する各部の測定結果を平均したものを先端粗さとした。

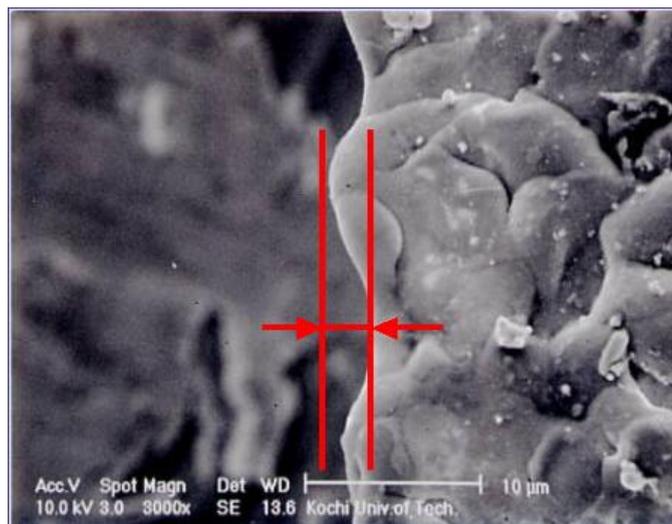


図 3.8 刃先先端 SEM 写真

3.4.2 測定結果

斜めスリット微細放電加工法により刃先の粗さを測定した結果を図 3.9 に示す。材料による差はほとんど見られないが低放電エネルギーのものでは先端粗さが $1\ \mu\text{m}$ 以下であることがわかった。

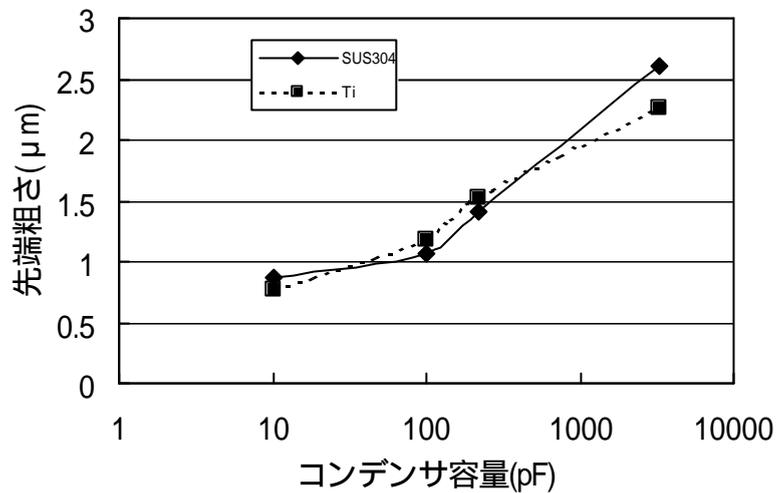


図 3.9 刃先先端の粗さ

3.5 切れ味測定方法

切れ味実験装置を図 3.10 に示す。切れ味実験装置の外観図を図 3.11 に示す。厚さ $50\ \mu\text{m}$ の SUS304 板にひずみゲージを貼り、微細放電加工機のワーク取り付け台に固定し、切れ味試験の対象物を取り付ける。刃物は加工機の電極保持のためのマンドレルに接着し、マンドレルを対象物に対して $20\ \mu\text{m}/\text{sec}$ の速度で送り込み、送り量とひずみ計の出力の関係性を求めた。

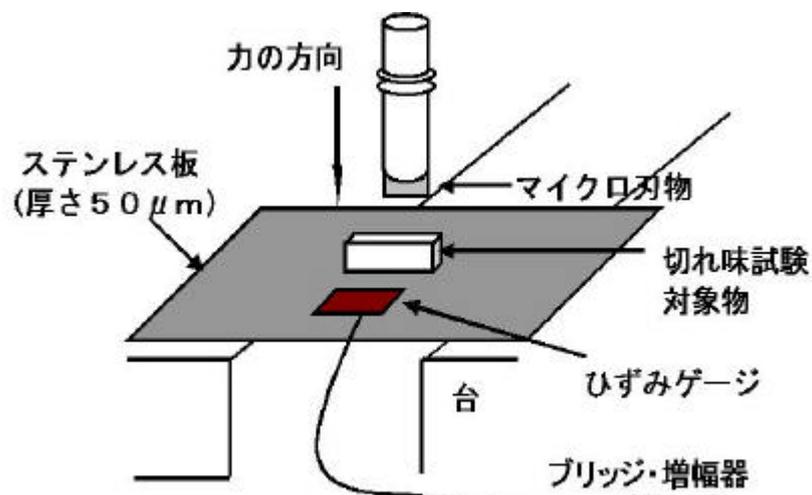


図 3.10 切れ味実験装置

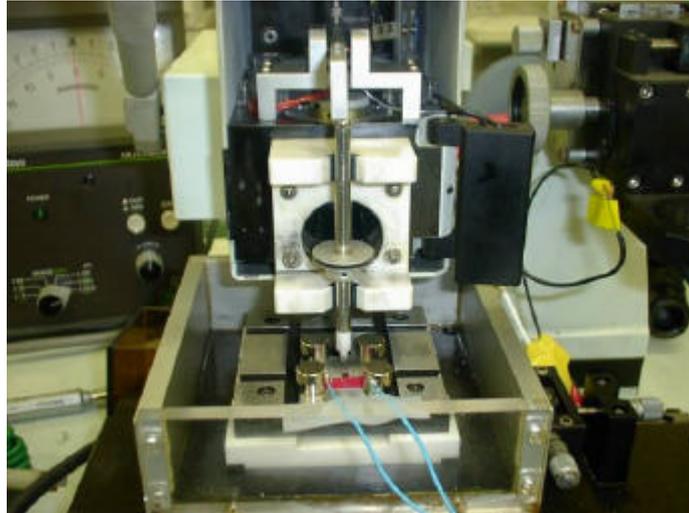


図 3.11 切れ味実験装置の外観図

刃物として Ti 素材を 10pF のコンデンサによって刃先角 30° に形成したものを、微細放電加工のマンドレル先端に接着した。市販かみそり刃も同様に接着し両者の切れ味を比較した。微細放電加工により成形し切り抜いた刃物を図 3.11 に示す。

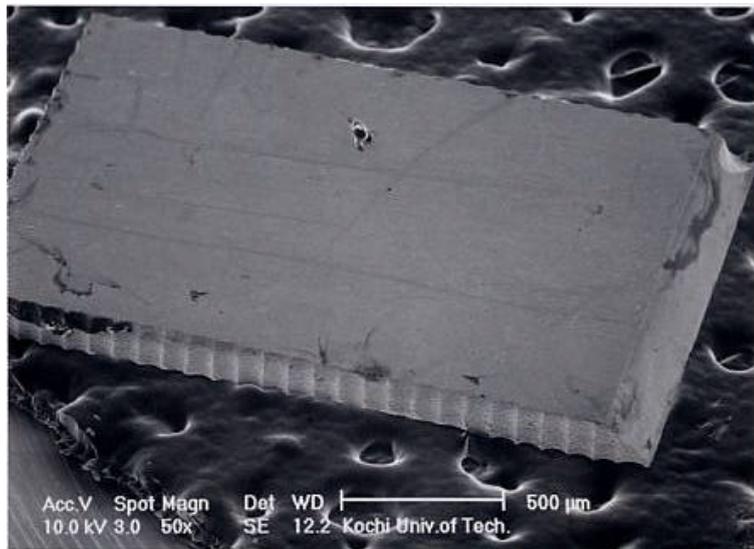


図 3.11 マイクロ刃物
材料:Ti 刃の長さ 1.5mm 全長 2mm

3.6 マイクロ刃物による切れ味結果

測定した結果を図 3.12 に示す。生体組織を擬似するものとして暑さ約 1mm の糸コンニャクを用いた。図中ひずみがステップ状に変化しているところが切断点である。切断点でのひずみ量が小さいことを切れ味が鋭いと仮定すると、微細放電加工を用いたマイクロ刃物の切れ味は、市販かみそり刃と比べてほぼ同等と考えられる。

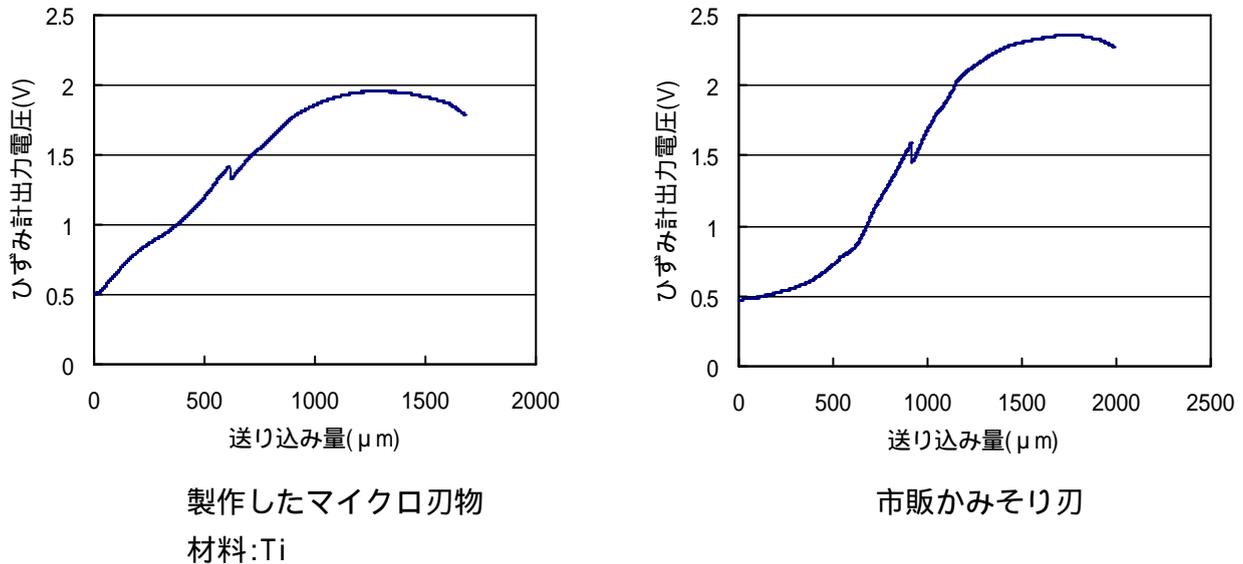


図 3.12 試作したマイクロ刃物と市販かみそり刃との切れ味比較

マイクロ刃物で押し切りを行った後の糸コンニャク（厚さ約 1mm）を図 3.13 に示す。a)のものは切れてはいないが、ひずんでいる事が確認できる。b)のものはサイドが切断されている事が確認できる。糸コンニャクのような軟材料では真中から押し切るのではなく、サイドから数回に分けて押し切ることで刃より大きい材料に対しても切断が可能である。

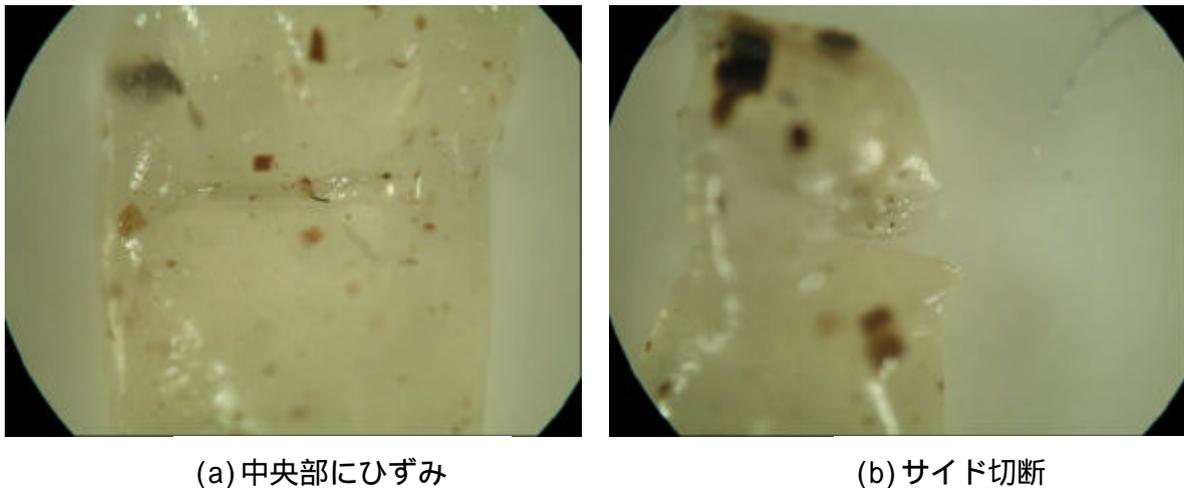
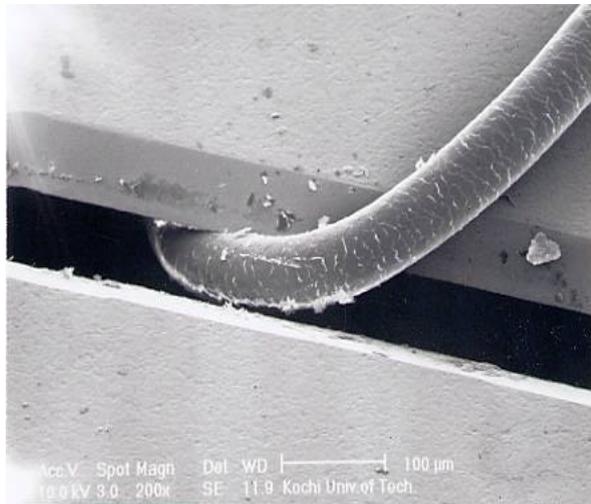
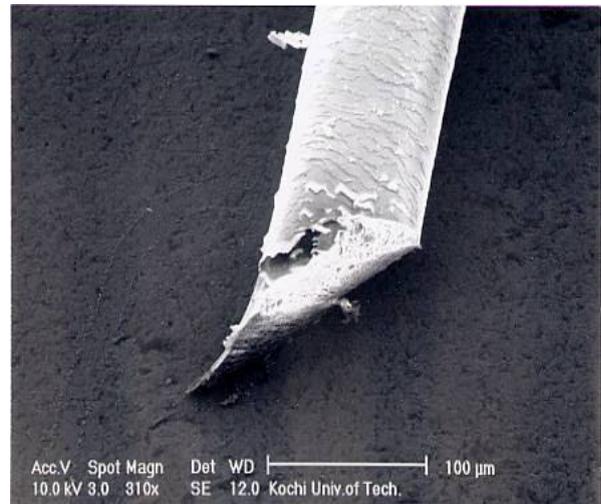


図 3.13 押し切り後の糸コンニャク

微細放電加工により形成したマイクロ刃物に毛髪(直径:約 100 μm)を通したもの(a)と切断後の毛髪(b)を図 3.14 に示す。マイクロ刃物により毛髪が鋭利に切れていることが確認できる。



(a) 切断前の毛髪



(b) 切断後の毛髪

図 3.14 マイクロ刃物による毛髪の切断写真

3.7 結言

- 1) 斜めスリットを微細放電加工で形成し、スリットのエッジを刃先とした。これにより、粗さ 1 μm 以下の良好な刃先を得ることが出来た。
- 2) 試作した切れ味試験装置による押し切りの比較では柔軟な材料に対して市販のかみそりとほぼ同等の性能が得られた。
- 3) 繊維状の生体材料の切断に対しては、引き切る動作を加えた評価が必要である。

第4章 マイクロ体内手術器具の試作

4.1 諸言

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。今後の医療技術の方向はこのような社会的欲求を満足するものでなければならないが、これに対する回答の一つが低侵襲手術である。

本研究ではマイクロ手術機器の原型としてマイクロリングカッターとマイクロはさみを試作を試みた。前者は血管内の心臓ペースメーカーリード外周部に付着した周辺組織を切除する事を目的としており、後者は静脈採取、血管内で狭窄を起こしている部位を切開する事を目的としている。

4.2 マイクロリングカッターの試作

4.2.1 マイクロリングカッターの加工法

マイクロリングカッターの実験条件を表 4.1 に示す。

マイクロリングカッターの加工方法を図 4.1 に示す。まず、ワイヤ上に電極の中心がくるようにする。WEDG 法により、X 方向に $3\mu\text{m}$ 電極を移動させ、次に Z 方向に $10\mu\text{m}$ 電極を移動させる。この動作を繰り返す事で被加工軸先端にテーパ形状のリングカッターを成形する。WEDG に用いたワイヤは直径 $100\mu\text{m}$ である。

表 4.1 実験

加工材料	SUS304パイプ
外形	0.88mm
肉厚	0.15mm
コンデンサ容量	10,3300pF
加工物送り速度	$2\mu\text{m}/\text{sec}$

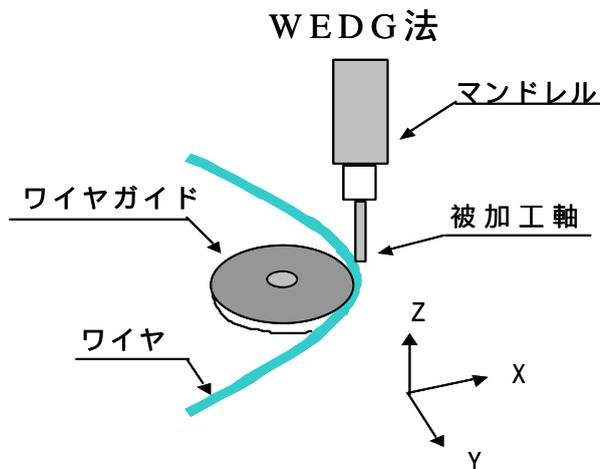
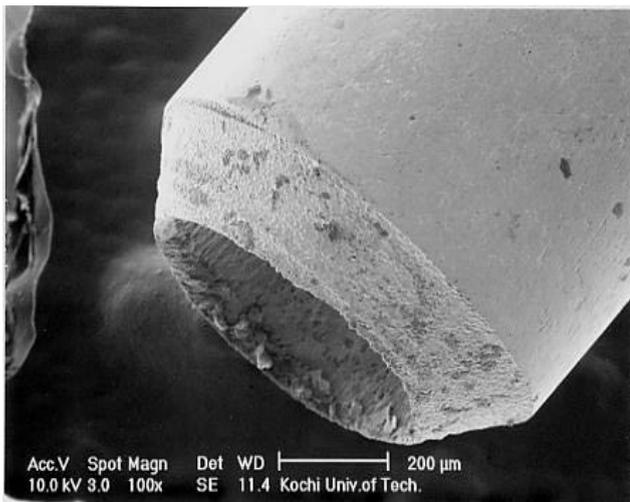


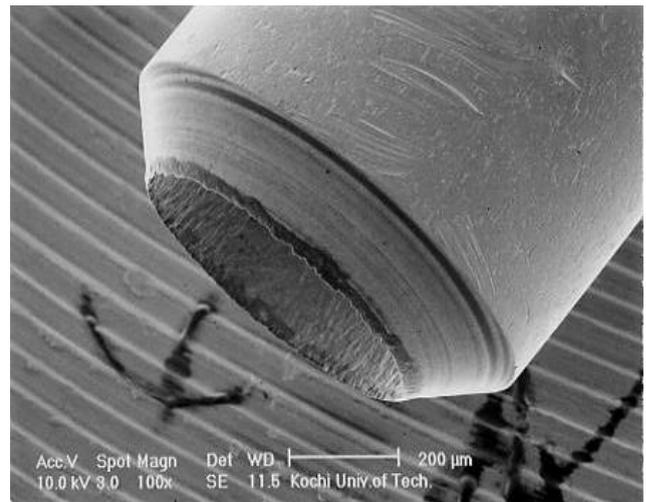
図 4.1 マイクロリングカッターの加工法

4.2.2 マイクロリングカッターの SEM 写真

WEDG 法により形成したマイクロリングカッターを図 4.2 に示す。斜めの部分にワイヤの後が見られるがこれは放電エネルギーが大きいためであり、放電エネルギーを小さくすることにより改善が可能である。マイクロリングカッターの先端を図 4.3 に示す。先端形状はコンデンサ容量に依存せず両者ともほぼ同等の形状である。表面形状はコンデンサ容量 3300pF のものは 10pF のものと比較してクレーターが大きい事が確認できる。

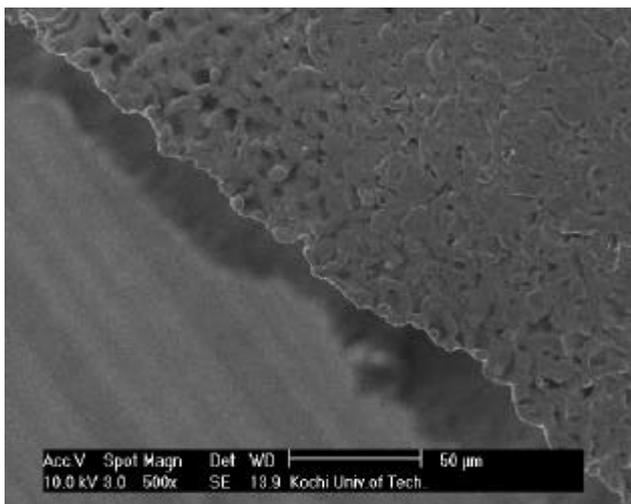


コンデンサ容量 : 3300 pF

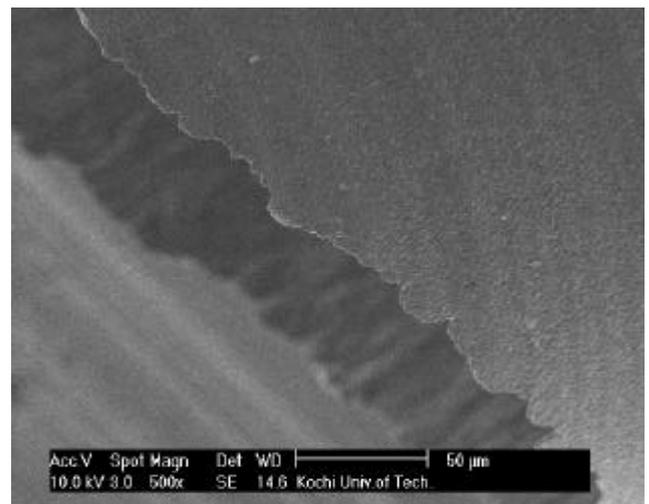


コンデンサ容量 : 10 pF

図 4.2 マイクロリングカッターSEM 写真



コンデンサ容量 : 3300 pF

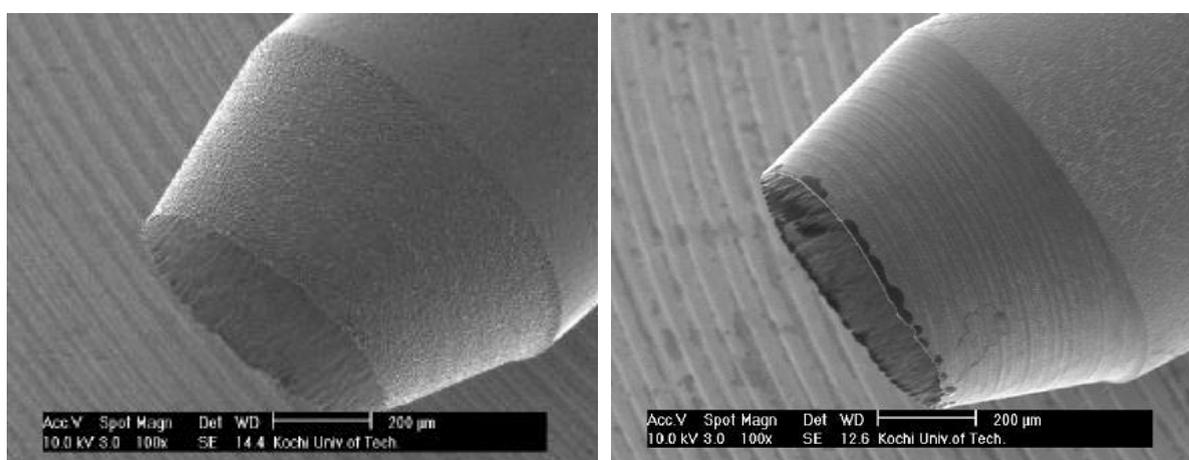


コンデンサ容量 : 10 pF

図 4.3 マイクロリングカッター先端

テーパ部分を長さ 500 μm に成形したマイクロリングカッターを図 4.4 に示す。偏心しているマイクロリングカッターを図 4.5 に示す。偏心している原因として今回、実験にもちいた電極は外形 0.88mm に対してマンドレルのシャック径が 1mm のものを用いたため電極をマンドレルの中心に精確に配置できず偏心しているマイクロリングカッターが成形されたと推測される。本研究はリード外周部に付着した周辺組織を切除する事が目的であり、リングカッターの形状に重きをおいていない。逆に偏心マイクロリングカッターは周辺組織を効率的にキャッチ出来るかもしれないが、今後検討しなければならない。

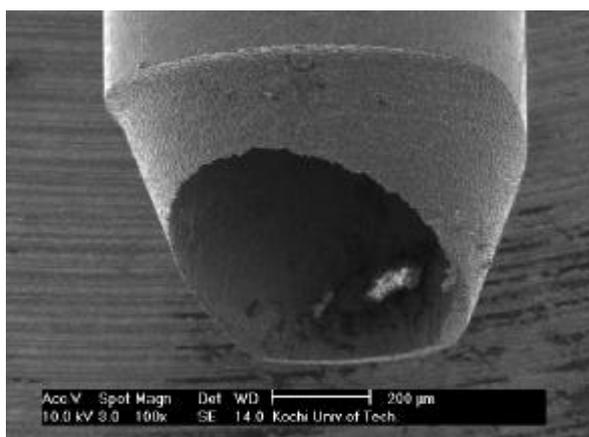
図 4.6 は付着した組織を模したコーキング用シリコン充てん材を硬化した材料にリングカッターを押し込み引き抜いて得た加工痕である。リングカッターにより鋭利に切り取られていることがわかる。



コンデンサ容量 : 3300pF

コンデンサ容量 : 10pF

図 4.4 マイクロリングカッター



コンデンサ容量 : 3300pF

図 4.5 偏心マイクロリングカッター

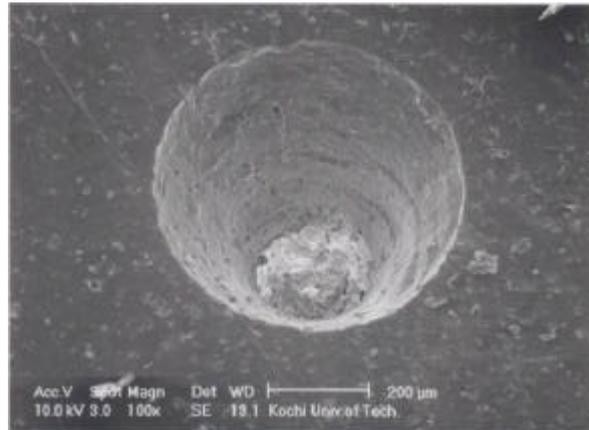


図 4.6 マイクロリングカッターによるシリコン充てん材の加工痕

実用に至るには安全面を確保する構造、周辺組織を効率的にキャッチする構造、刃こぼれを防止するためにリングカッター表面にコーティングをする構造などを考慮する必要性がある。今後、偏心しているマイクロリングカッターと正常に成形されたマイクロリングカッターの切れ味比較、テーパ部分の長さの違いにおける切れ味比較、コンデンサ容量に伴う表面粗さの違いによる切れ味比較を検討する必要がある。

4.5 マイクロはさみの試作

4.5.1 マイクロはさみの加工法

本研究で考案したマイクロハサミを製作する為には刃となるものが必要であり、刃と刃とを連結するピンが必要である。前章において斜めスリット微細放電加工および斜め PTP 加工法により板材に対し傾斜した加工が可能でありその傾斜した部分を刃物として用いることで、押し切り切れ味実験を行ったところ生体組織を擬似した材料が切れる事が確認できた。

微細放電加工により斜め PTP 加工を用い 2mm のスリットを成形し、はさみの外形形状に切り抜いたものを図 4.7 に示す。電極径 150 μm 、PTP 加工法によりコンデンサ容量 3300pF で刃部を成形した。刃部となる長さは 1.6mm であり、板厚は 150 μm である。さらに刃と刃とを重ね合わせるための穴が必要であり、刃部近くに約 600 μm の穴をあけ、末端部に操作用のための穴 (約 600 μm) をあけた。

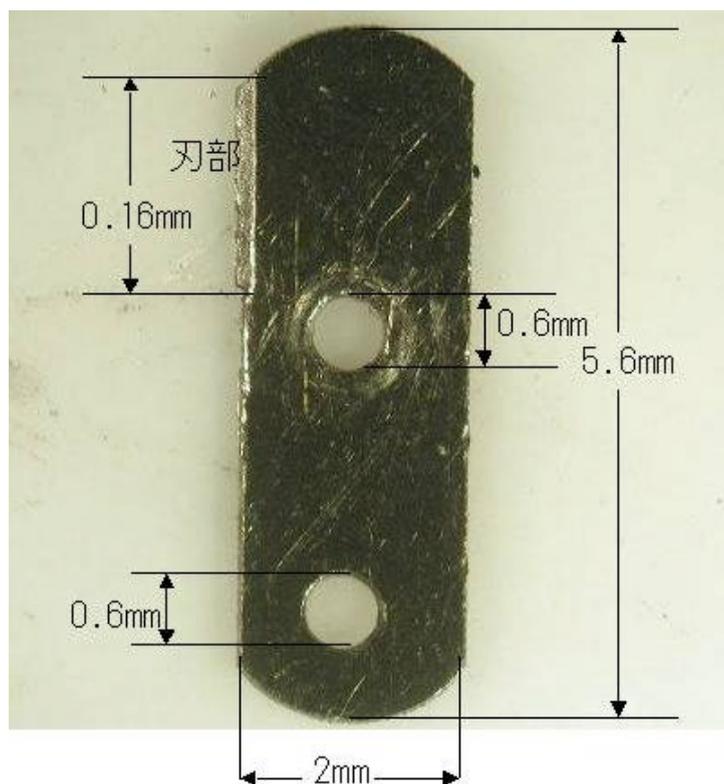


図 4.7 微細放電加工により切り抜いたマイクロ刃(片刃、刃先角 45°)

マイクロピン加工条件を表 4.2 に示す。

表 4.2 実験条件

加工材料	純Ti
板厚	600 μm
電極送り量	5 $\mu\text{m}/\text{sec}$
コンデンサ容量	3300pF
電極径	300 μm

マイクロピンの製作過程を図 4.8、4.9、4.10、4.11 に示す。

まず、はじめに雌側となる穴をあける。加工深さは 530 μm である。(Step1)次に穴を開けた中心から 700 μm のところで円弧状の粗加工を行う。(Step2)これは雌側となるピンを切り抜く際に電極を入れるスペースを確保するためのものである。加工深さは 350 μm である。次に step1 で穴をあけた中

心から 480 μm のところで円弧状に粗加工を行う。(Step3)。加工深さは 350 μm である。次に step1 で穴をあけた中心から 450 μm のところで円弧状に仕上げ加工を行う。(Step4)軸受部をつくるためである。次に step1 で穴をあけた中心から 500 μm のところで電極径 150 μm を用い粗加工により切り抜き作業を行う。これにより雌側のピンが完成する。次に電極径 1mm のタングステン電極ワイヤを WEDG により先端を直径 300 μm に成形し、雄側のピンとする。電極長さは 400 μm である。その後、電極ワイヤを切断して雄側のボスが完成する。切り抜いた雌側のピンと雄側のピンを図 4.12 に示す。

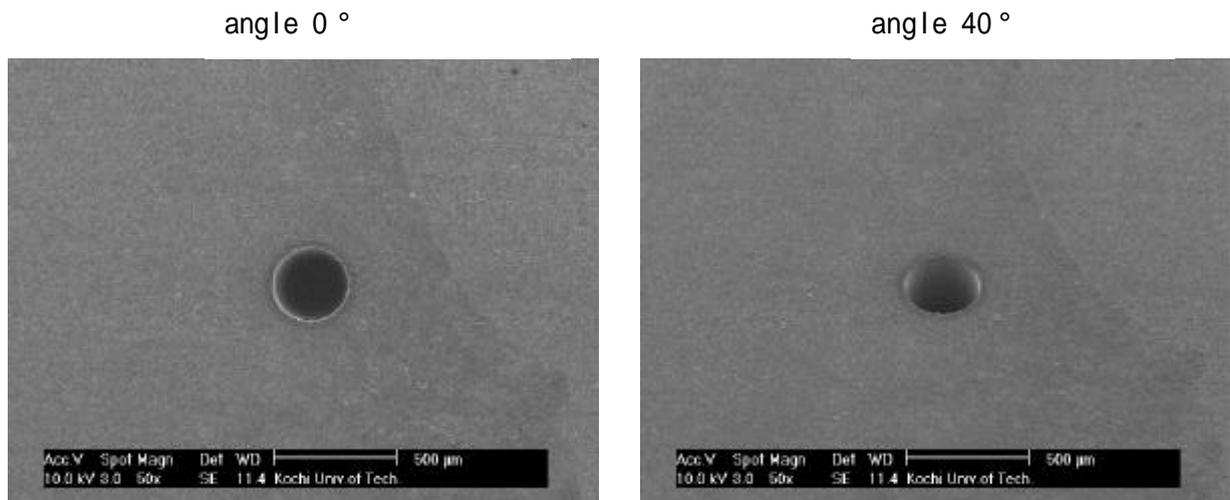


図 4.8 マイクロピンの加工法(Step1)

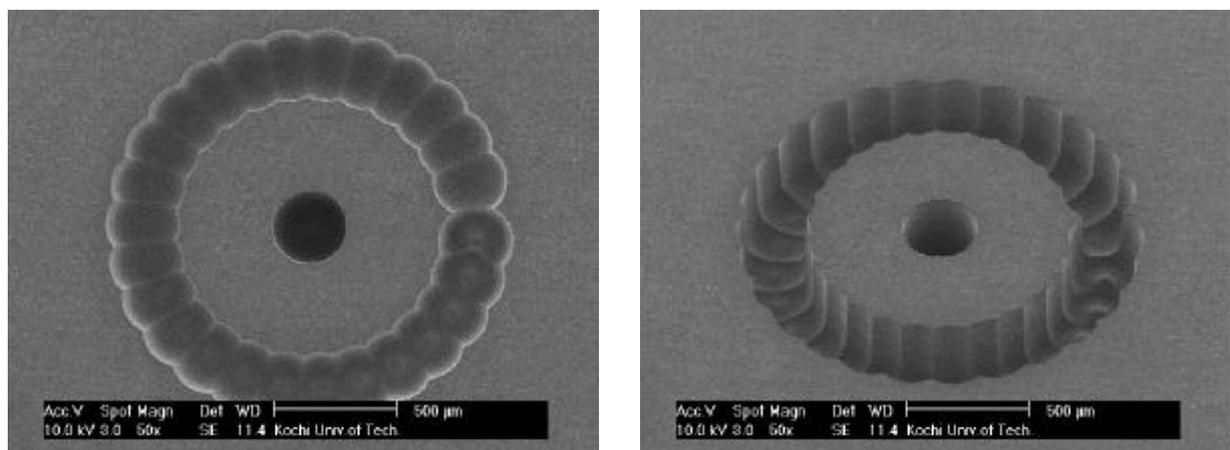
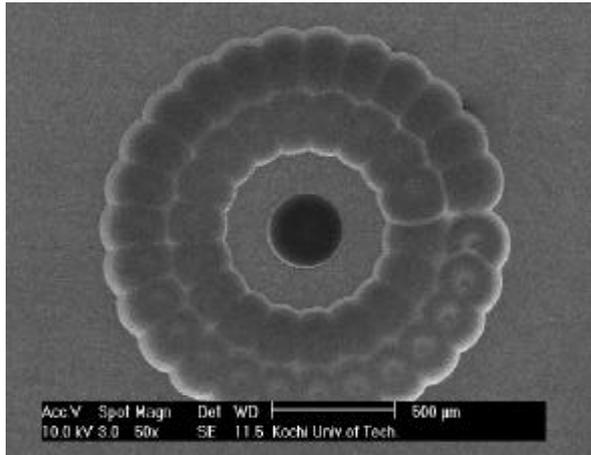


図 4.9 マイクロピンの加工法(Step2)

angle 0°



angle 40°

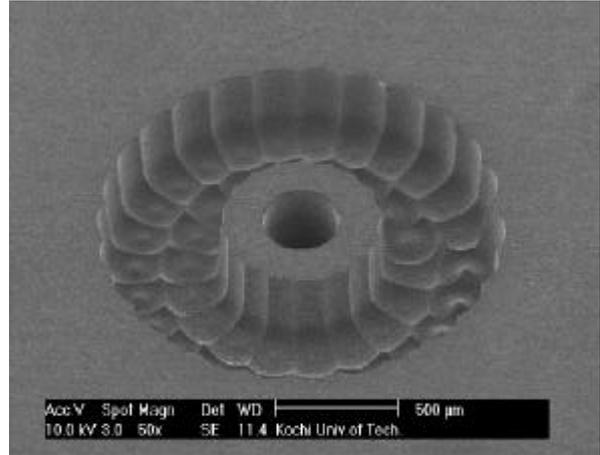


図 4.10 マイクロピンの加工法(Step3)

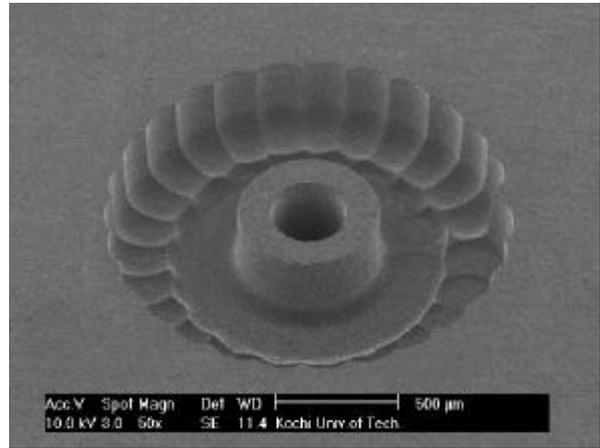
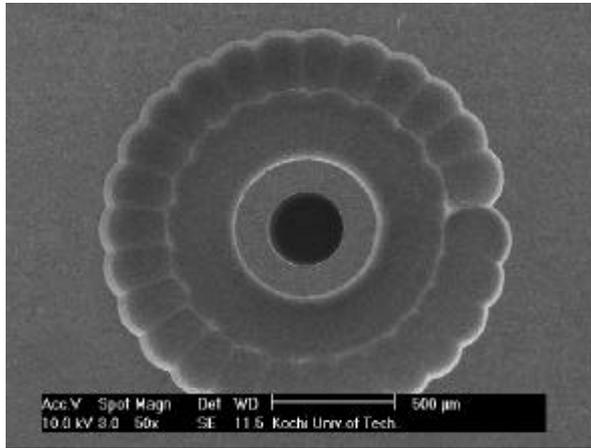
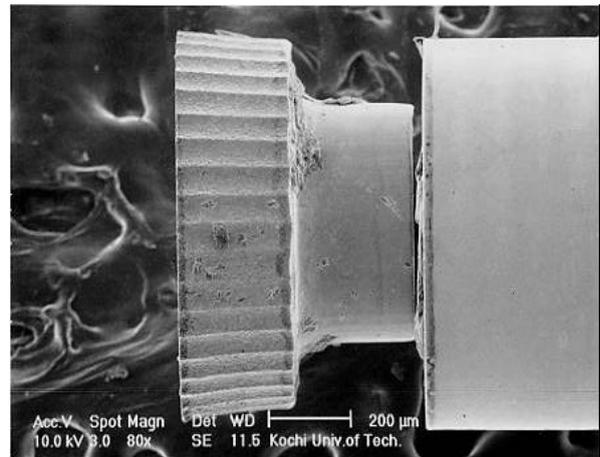
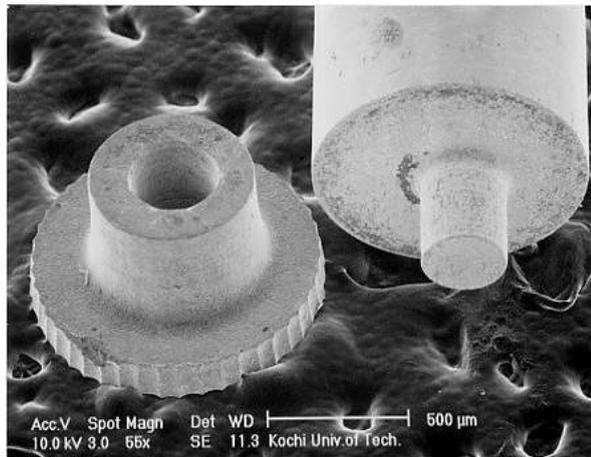


図 4.11 マイクロピンの加工法(Step4)



ピンと電極の連結

図 4.12 切り抜き後のマイクロピンと電極

4.5.2 マイクロはさみの写真

刃とピンを連結したものを図 4.13 に示す。雌側のピンの軸受部にはさみの外形形状に切り抜いた刃を 2 つ重ね雄側のピンをエポキシで接着したものである。刃と刃は接着されていないため可動部分となる。

マイクロはさみを用いて毛髪を切断した連続写真を図 4.14 に示す。またマイクロはさみにより切断した毛髪を図 4.15 に示す。操作の穴からワイヤを通し手動で毛髪を切断した。製作したマイクロハサミにより毛髪が切断されている事が分かる。厚さ 0.08mm の洋紙を切断した連続写真を付録として添付する。

実用に至るにはマイクロピンの装着方法、刃の移動する一点で切断するように刃のそり、ねじり、駆動方法などを今後、考慮する必要がある。駆動方法に関しては形状記憶合金をアクチュエーターとして使えるのではないかと検討中である。



図 4.13 マイクロはさみ

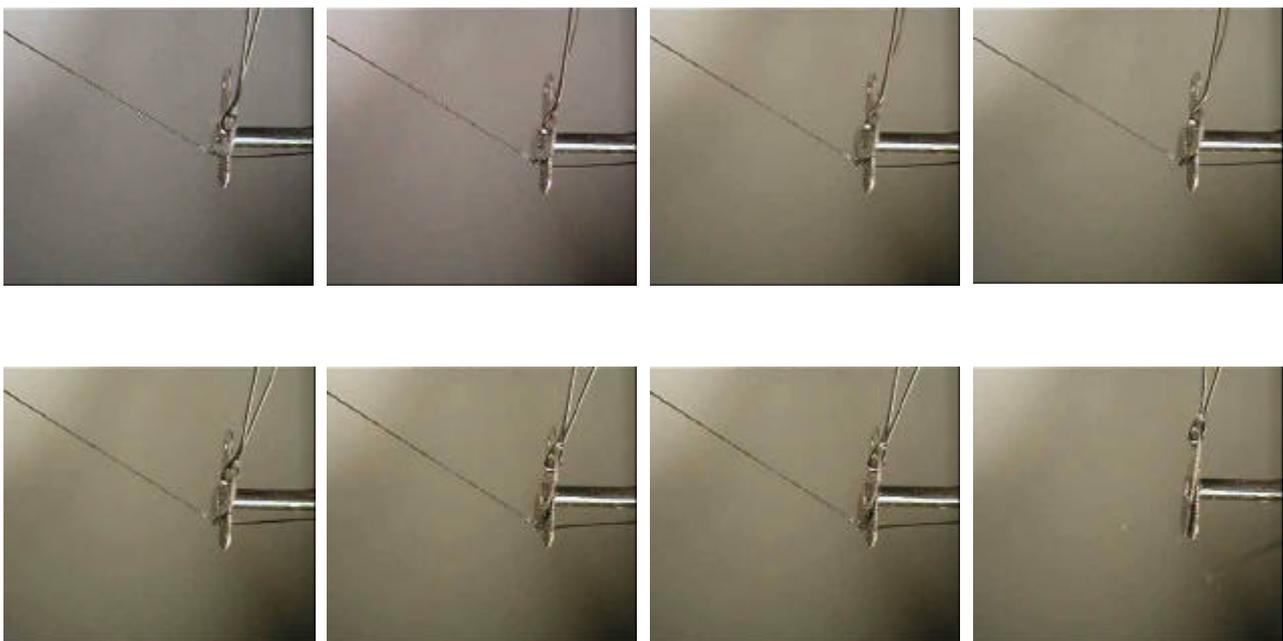


図 4.14 毛髪切断の連続写真

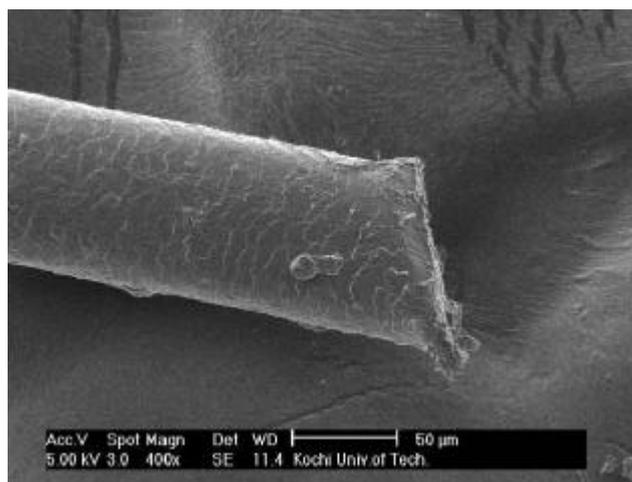


図 4.15 マイクロハサミによる切断後の毛髪

4.6 結言

- 1) 心臓ペースメーカーリード外周部に付着した周辺組織を切除する事を目的としたマイクロリングカッターを製作した。
- 2) マイクロリングカッターによりシリコン充てん材を硬化させたものが押し切りにより鋭利に切り取られている事が確認できた。
- 3) 脈採取、血管内で狭窄を起こしている部位を切開する事を目的としたマイクロはさみを製作した。
- 4) マイクロはさみにより毛髪、洋紙などの切断が可能である事が確認できた。
- 5) 血管内外での手術に必要な三次元マイクロ刃物の実現の可能性が得られた。

第5章 結論

本研究では体内でのマイクロ手術機器の開発を目指し、体内で動作できる生体に適合した材料について、微細な三次元形状の創成が可能な微細放電加工の加工特性を追究するとともに、血管内外で動作することの出来るマイクロ手術器具の研究を行った。

第2章では低侵襲の診断、手術など体内で動作するマイクロマシンの実現が望まれていることから、生体適合性のある金属材料の微細放電加工の特性を求めた。微細放電加工において加工材料及び加工条件を変化させ、従来の放電加工油と純水を比較することで、純水を用いた微細放電加工の特徴について研究を行い体内で動作できるマイクロマシン材料の放電加工特性を求めた。

第3章では第2章の結果をうけて生体に適合しかつ微細放電加工特性のよい選定した材料に対し微細放電加工により刃物の製作を試みた。斜めスリットを微細放電加工で形成し、スリットのエッジを刃先とした。生体組織を擬似した材料を用い試作した刃物と市販かみそり刃との切れ味を、押し切りにより比較測定した。

第4章ではマイクロ手術器具の原型としてマイクロリングカッターとマイクロはさみを試作した。前者は血管内の心臓ペースメーカーリード外周部に付着した周辺組織を切除する事を目的としている。後者は静脈採取、血管内で狭窄を起こしている部位を切開する事を目的としている。

本研究で得られた結果を以下に示す。

1. 生体適合性のある金属材料の微細放電加工

- 1)加工液が純水の場合、活性度に無関係なく放電加工油に比べ、加工効率に影響する加工時間、電極消耗の上で優れている。
- 2)加工精度に影響する放電ギャップは放電加工油の場合の方が優れており、加工液として純水を使用する場合は低ギャップ化するための何らかのコントロールが必要である。
- 3)単発放電エネルギーの差、水と油の比熱の違いによる溶融、凝固の速度差が関係して純水での加工面のクレータが放電加工油と比べ細くなる。
- 4)各材料の物性値との関係では 3000 度以上の高融点材料では加工効率に影響する加工時間、電極消耗が大きく低融点材料の方が小さい傾向がある。
- 5)純水の場合、熱伝導率が小さい材料の方が加工精度の影響する放電ギャップは小さい。
- 6)生体適合性のある金属材料では加工時間、電極消耗長さ、放電ギャップ、物性値の観点から純 Ti が微細放電加工の材料に適している。
- 7)加工能率を重視するのであれば純水を用い、加工精度を重視するのであれば放電加工油をそれぞれ加工液に用いるのが望ましい。

2. 刃先の加工と切れ味測定

- 1) 斜めスリットを微細放電加工で形成し、スリットのエッジを刃先とした。これにより、粗さ $1\ \mu\text{m}$ 以下の良好な刃先を得ることが出来た。
- 2) 試作した切れ味試験装置による押し切りの比較では柔軟な材料に対して市販のかみそりとほぼ同等の性能が得られた。
- 3) 繊維状の生体材料の切断に対しては、引き切る動作を加えた評価が必要である。

3. マイクロ体内手術器具の試作

- 1) 心臓ペースメーカーリード外周部に付着した周辺組織を切除する事を目的としたマイクロリングカッターを製作した。
- 2) マイクロリングカッターによりシリコン充てん材を硬化させたものが押し切りにより鋭利に切り取られている事が確認できた。
- 3) 静脈採取、血管内で狭窄を起こしている部位を切開する事を目的としたマイクロはさみを製作した。
- 4) マイクロはさみにより毛髪、洋紙などの切断が可能である事が確認できた。
- 5) 血管内などでの手術に必要なマイクロ手術器具の実現の可能性が得られた。

4. 今後の課題

- 1) 純水を用いた加工では、放電ギャップが放電加工油を用いた時と比べ大きくなる。純水の非抵抗をパラメータとして検討の必要がある。
- 2) マイクロ手術器具の駆動法を考慮しなければならない。駆動法の1つとして SMA、圧電素子をアクチュエーターとして検討する必要がある。

本研究により医療用マイクロマシンの製作に関し、微細放電加工特性について多くの知見を得るとともに、血管内などで必要なマイクロ手術機器の実現の可能性を見出した。本研究の成果をふまえて体内で動作可能なマイクロマシンがさらに進歩することを願っている。

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) Technical Digest of MEMS 2001 IEEE International Conference、IEEE(2001).
- 5) Technical Digest of MEMS 2002 IEEE International Conference、IEEE(2002).
- 6) www.rgrace.com
- 7) 山本豊、図解 心臓ペースング、中外医学社、(2000).
- 8) 芹澤剛、心臓インターベンションハンドブック、メディカル・サイエンス・インターナショナル、(1999).
- 9) 精密工作便覧, コロナ社, (1992).
- 10) 「マイクロマシン技術による製品小型化・知能化辞典」編集委員会, マイクロマシン技術による製品小型化・知能化辞典, 産業調査会 辞典出版センター, (1992).
- 11) 斎藤長男、毛利尚武、高鷲民生、古谷政典、放電加工技術、日刊工業新聞社、(1997).

本研究に関わる講演

- (1) 寺田研一郎、山岡正和、河田耕一、佐藤健夫：2000 年度精密工学会春季大会学術講演論文集、(2000).260.
- (2) 山岡正和、寺田研一郎、河田耕一、佐藤健夫：2001 年度精密工学会春季大会学術講演論文集、(2001).259.
- (3) 山岡正和、奥村亮、河田耕一、佐藤健夫：2001 年度精密工学会春季大会学術講演論文集、(2002).625.
- (4) 山岡正和、奥村亮、河田耕一、佐藤健夫：第 7 回知能メカトロニクスワークショップ講演論文集、(2002).39-44.
- (5) 山本明、中須賀元、山岡正和、河田耕一、奥村亮、佐藤健夫：2002 年度精密工学会徳島地方学術講演論文集、(2002).9-10.
- (6) 中須賀元、山本明、山岡正和、河田耕一、佐藤健夫：2003 年度精密工学会春季大会学術講演予定.

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大学院知能機械システムコース 河田 耕一 教授に謹んで感謝の意を表せて頂くとともに心から厚く御礼申し上げます。

本研究を進めるにあたり、ご協力して下さった京都大学大学院 寺田 研一郎君、日本紙管株式会社 奥村 亮君、松下通信工業株式会社 佐藤 健夫氏、高知工科大学 河田研究室一同、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。

最後に著者が大学入学以来、学生生活を6年間支えてくれた両親に対しこの場を借りて厚く御礼申し上げます。

2003年2月18日

山岡 正和

付属資料

図 1 ~ 52 金属材料の微細放電加工穴と電極

図 53 ~ 54 マイクロはさみによる洋紙切断

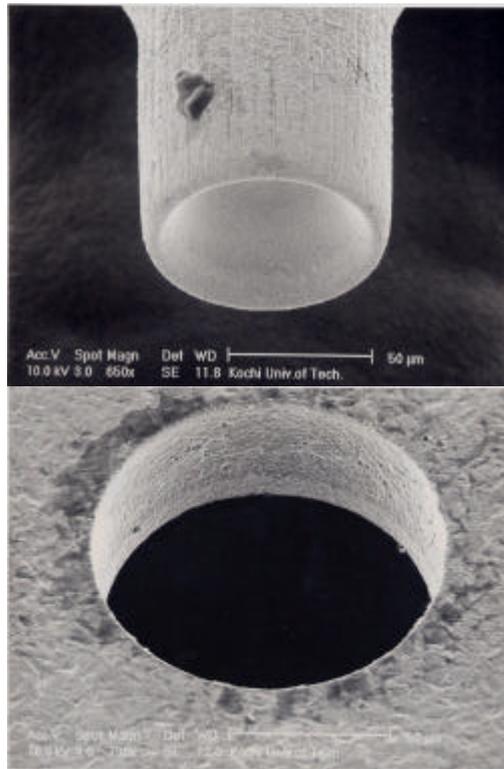


図 1 SUS304 放電加工油 C=10pF 電極と加工穴

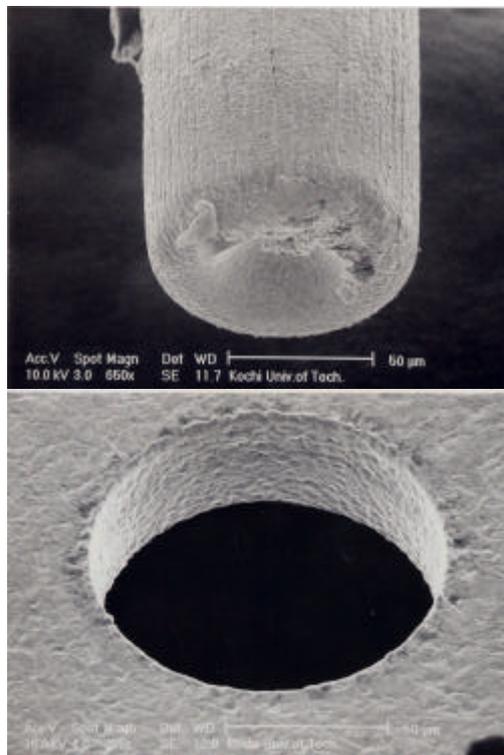


図 2. SUS304 放電加工油 C=100pF 電極と加工穴

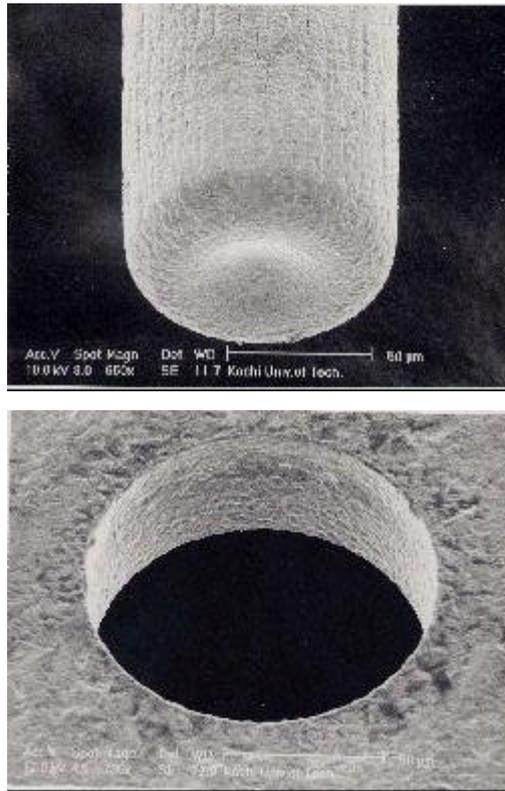


図3 SUS304 放電加工油 C=220pF 電極と加工穴

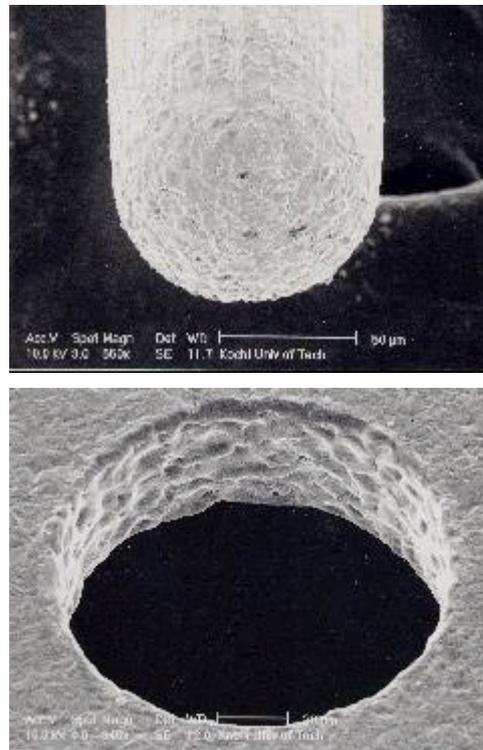


図4 SUS304 放電加工油 C=3300pF 電極と加工穴

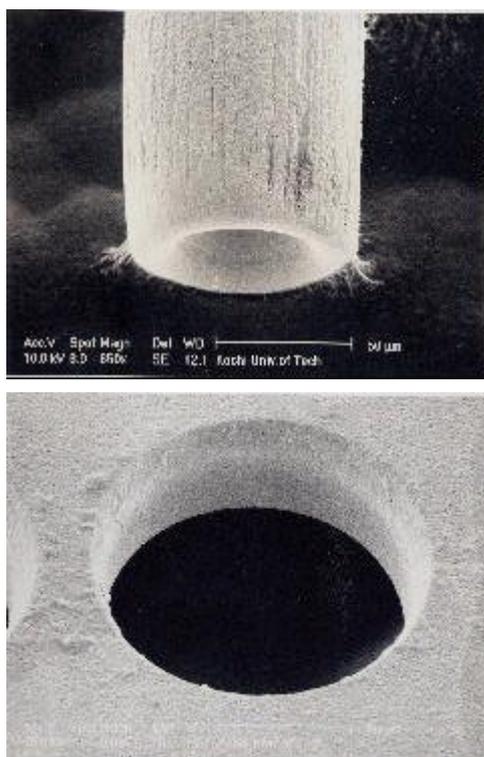


図5 純Ti 放電加工油 C=10pF 電極と加工穴

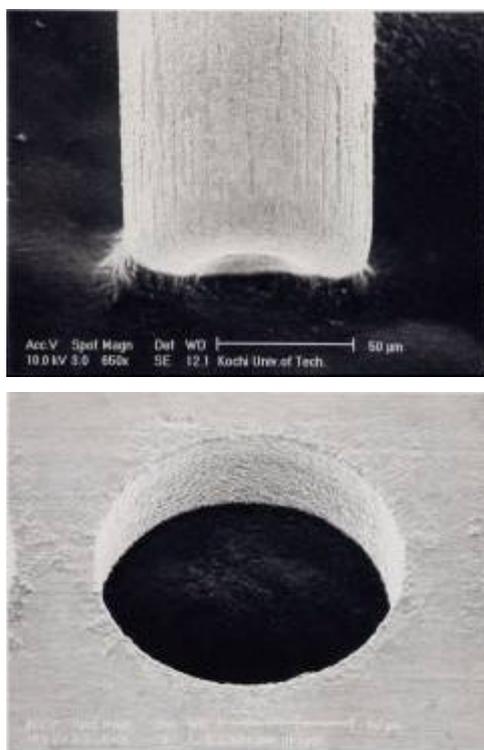


図6 純Ti 放電加工油 C=100pF 電極と加工穴

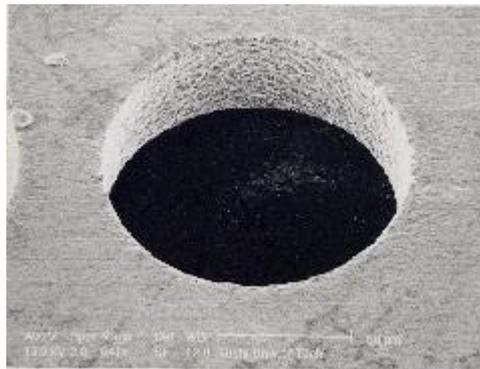
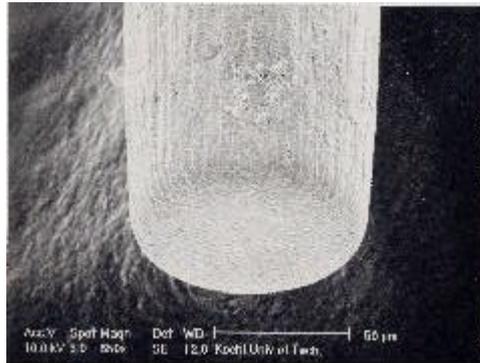


図7 純Ti 放電加工油 C=220pF 電極と加工穴

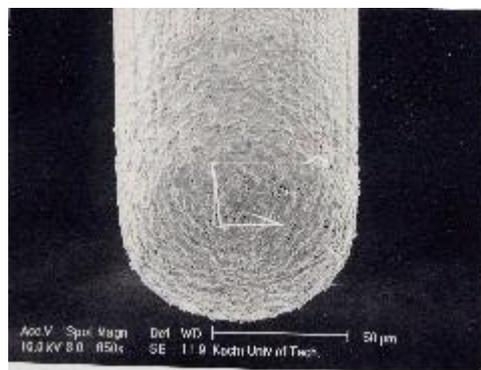


図8 純Ti 放電加工油 C=3300pF 電極と加工穴

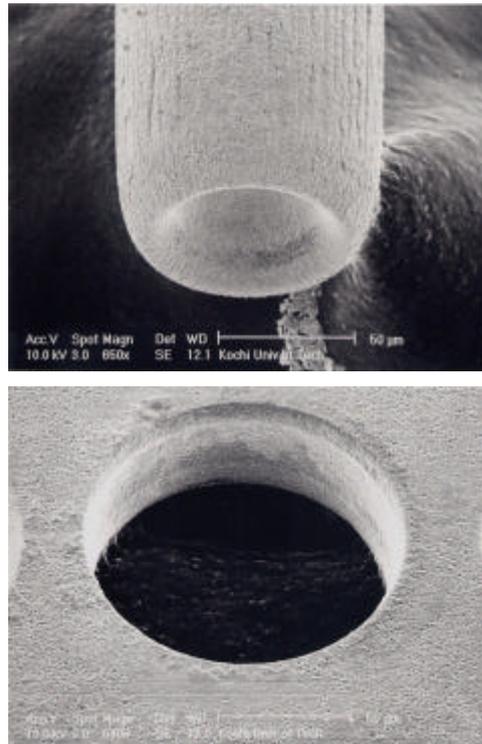


図9 W 放電加工油 C=10pF 電極と加工穴

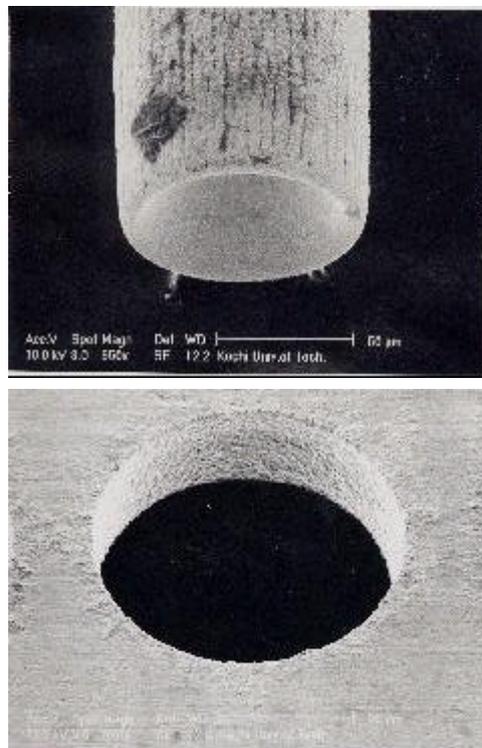


図10 W 放電加工油 C=100pF 電極と加工穴

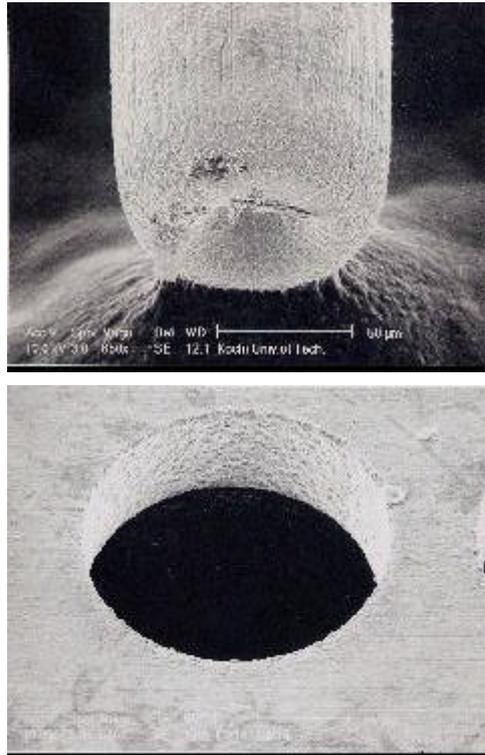


図 11 W 放電加工油 C=220pF 電極と加工穴

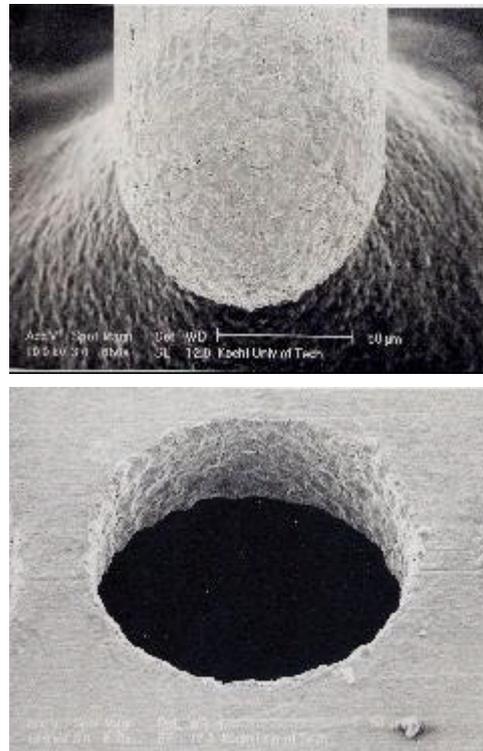


図 12 W 放電加工油 C=3300pF 電極と加工穴

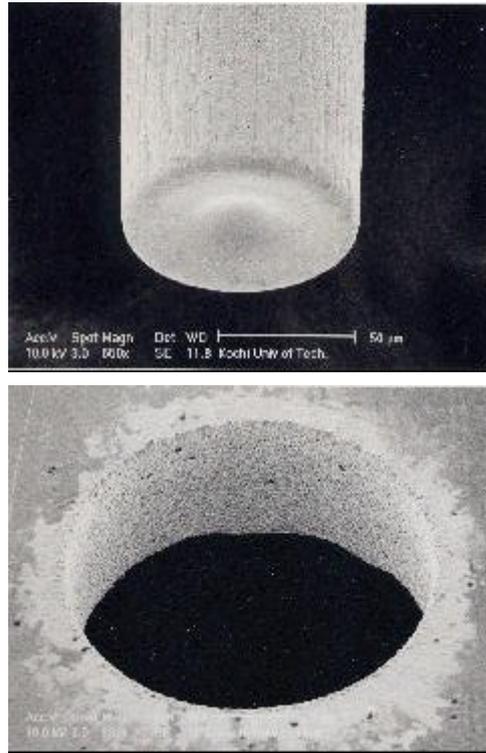


図 13 Au 放電加工油 C=10pF 電極と加工穴

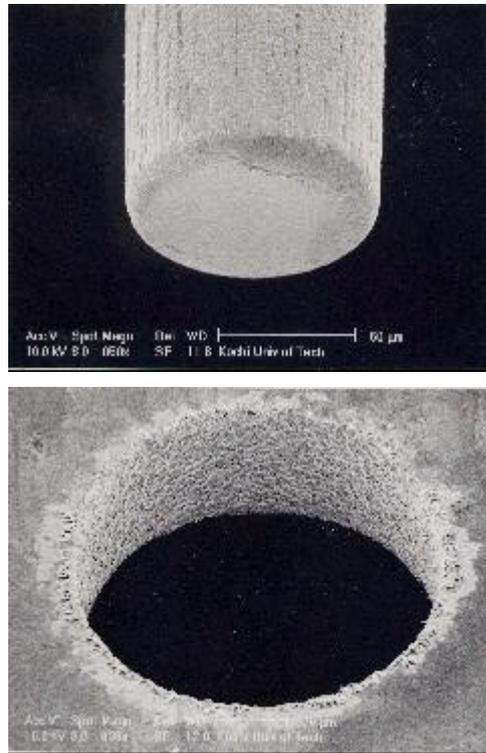


図 14 Au 放電加工油 C=100pF 電極と加工穴

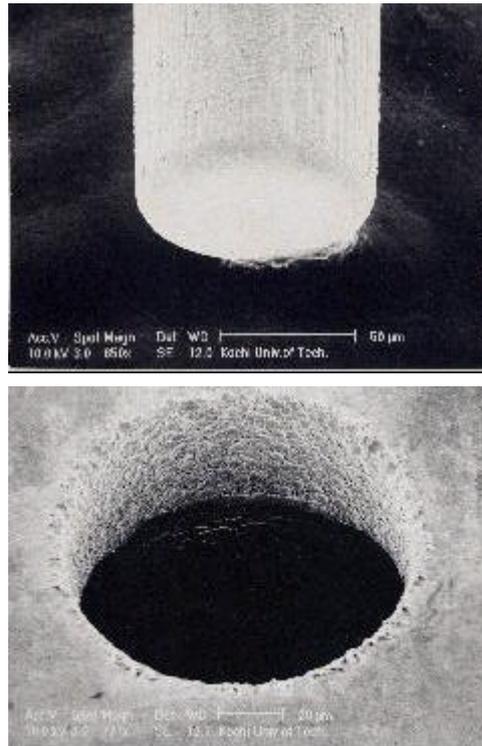


図 15 Au 放電加工油 C=220pF 電極と加工穴

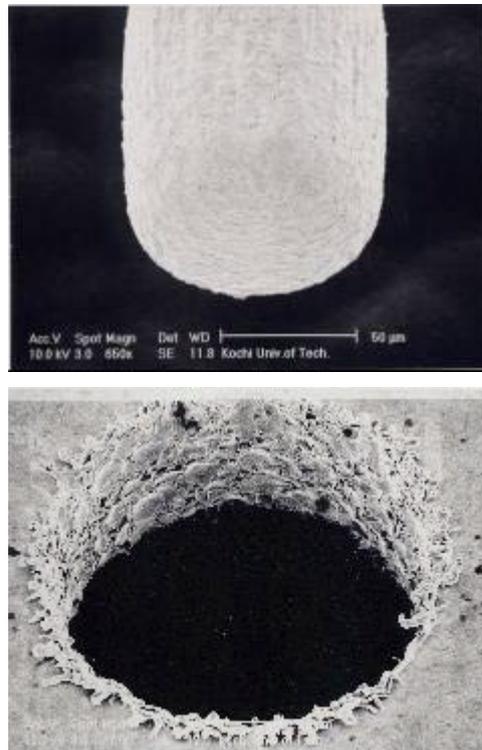
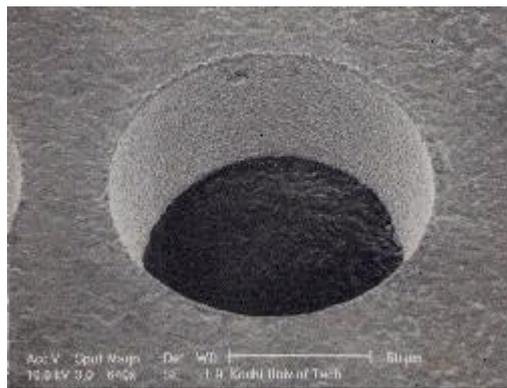
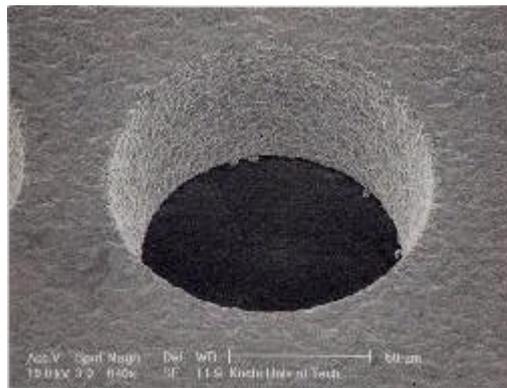


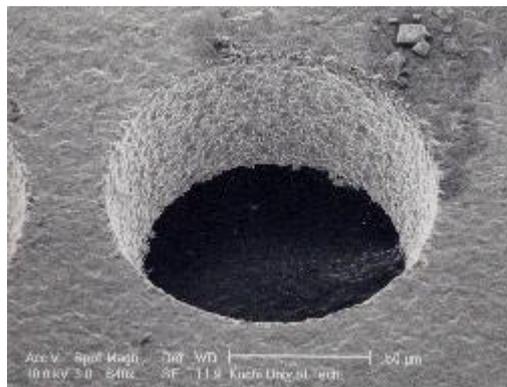
図 16 Au 放電加工油 C=3300pF 電極と加工穴



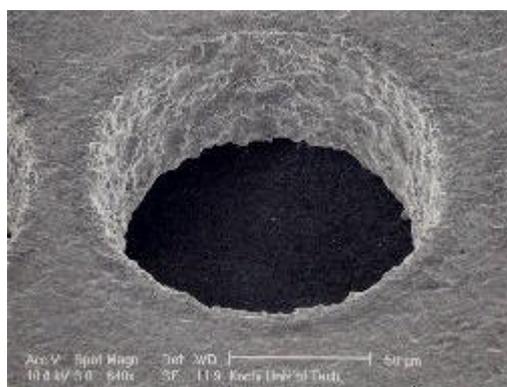
C=10pF



C=100pF

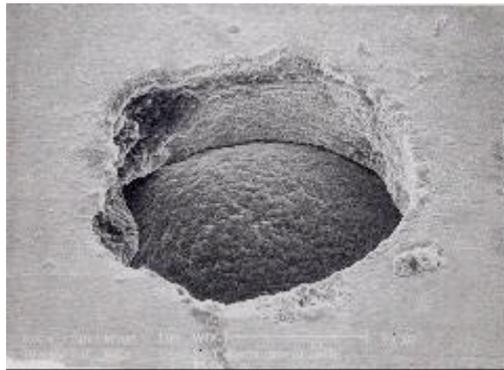


C=220pF

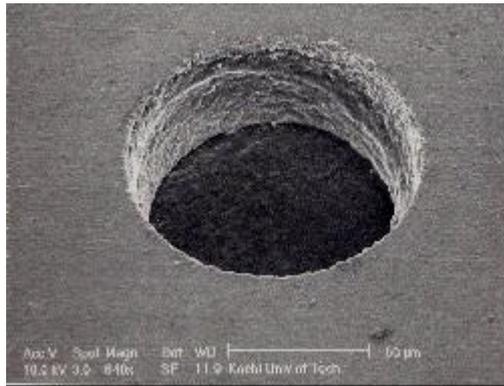


C=3300pF

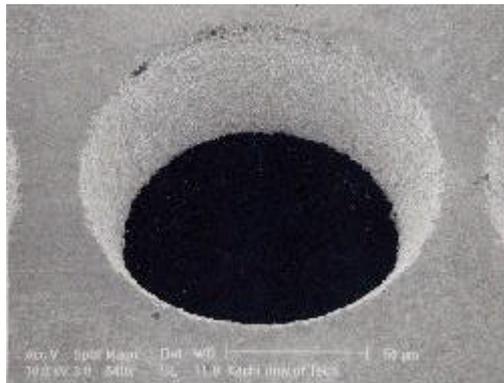
图 17 SUS304 純水 加工穴



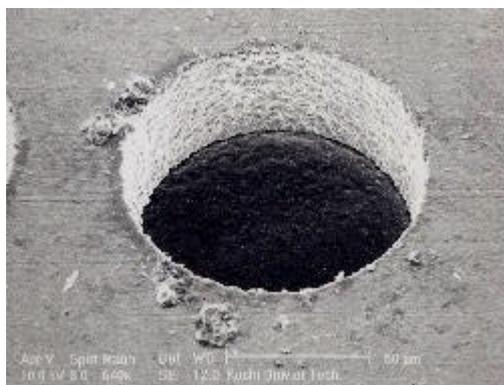
C=10pF



C=100pF

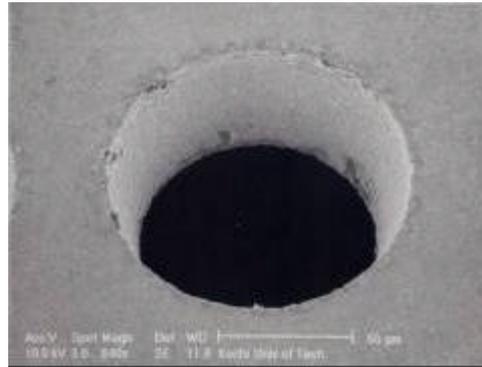


C=220pF

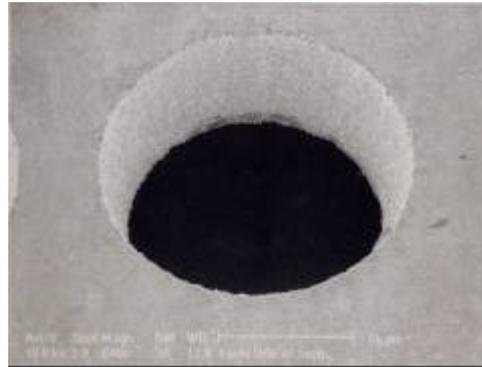


C=3300pF

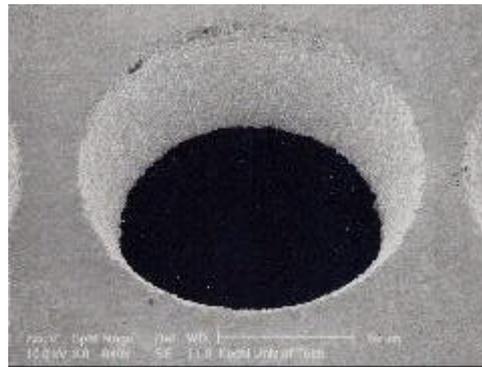
图 18 純Ti 純水 加工穴



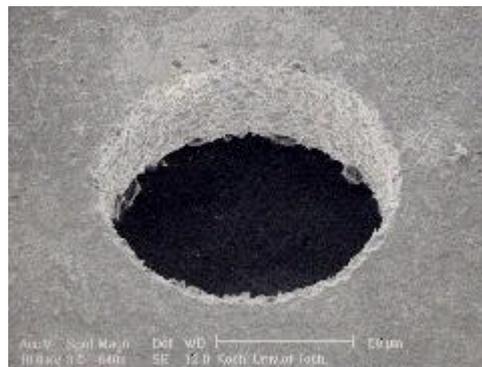
C=10pF



C=100pF

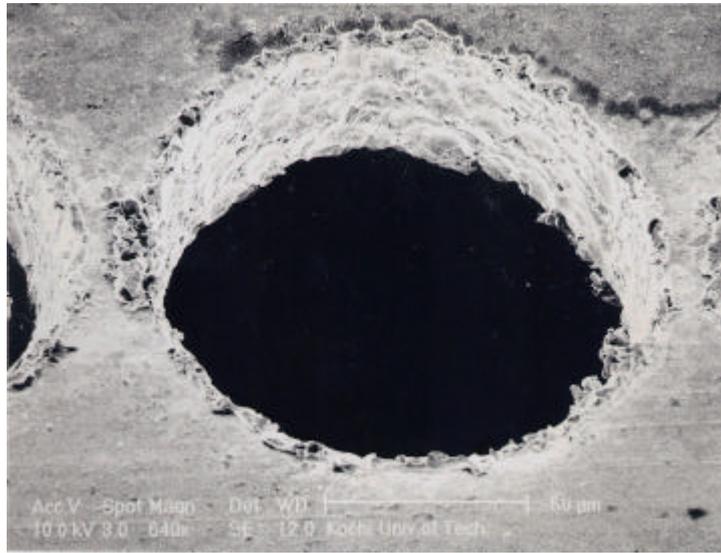


C=220pF

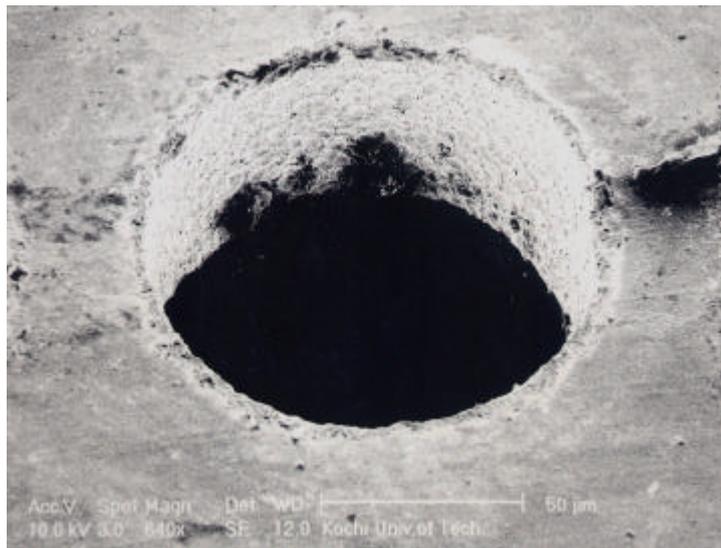


C=3300pF

图 19 W 純水 加工穴



C=3300pF



C=220pF

図 20 Au 純水 加工穴

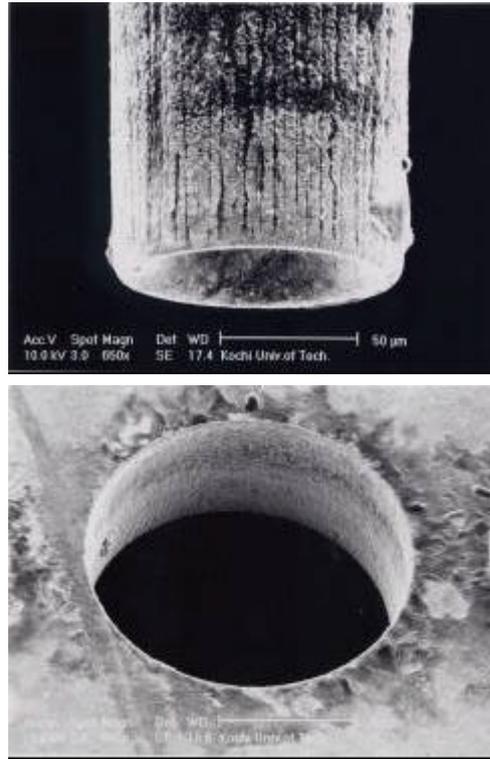


图 21 Fe 放电加工油 10pF 电极、加工穴

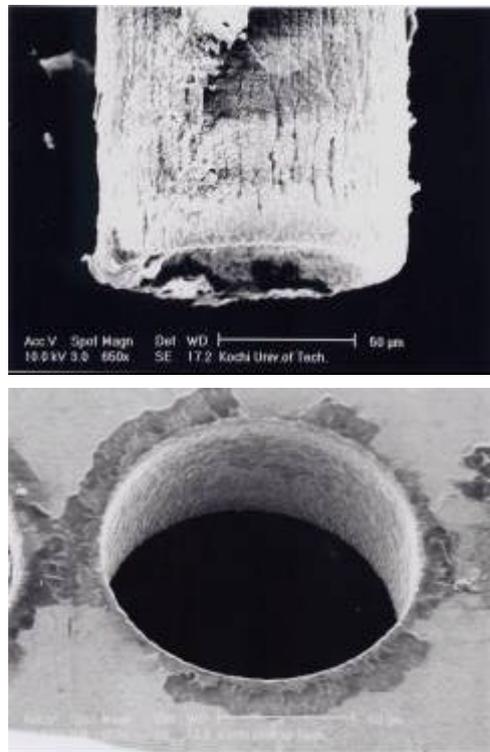


图 22 Fe 放电加工油 100pF 电极、加工穴

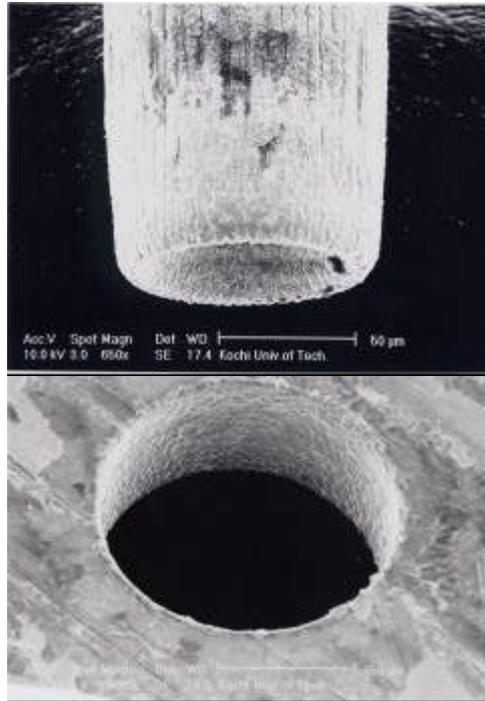


图 23 Fe 放电加工油 220pF 电极、加工穴

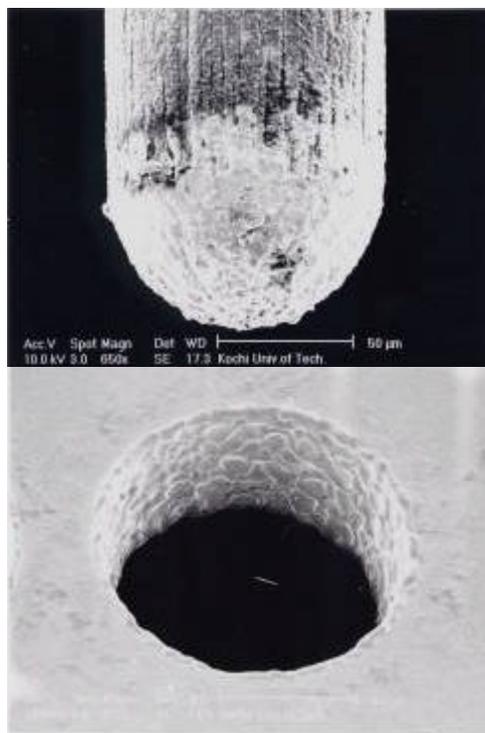


图 24 Fe 放电加工油 3300pF 电极、加工穴

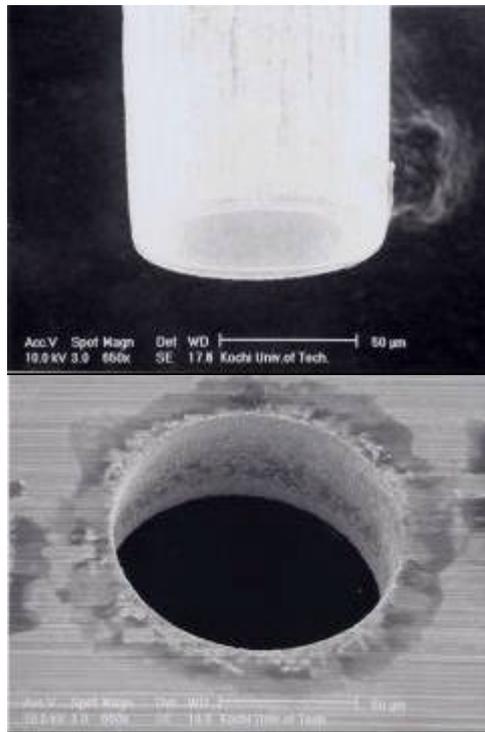


図 25 Cu 放電加工油 10pF 電極、加工穴

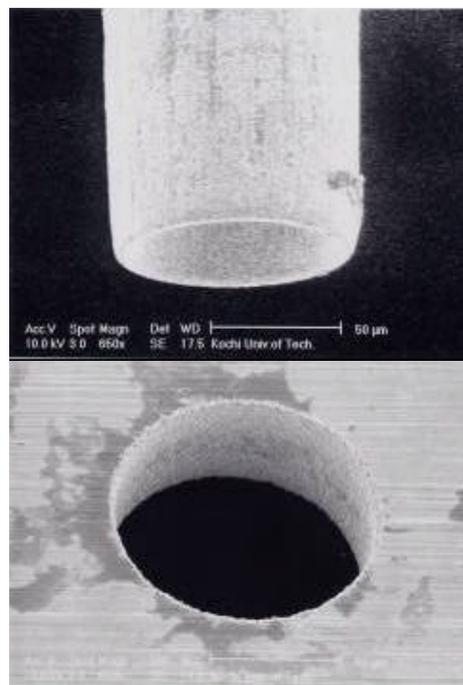


図 26 Cu 放電加工油 100pF 電極、加工穴

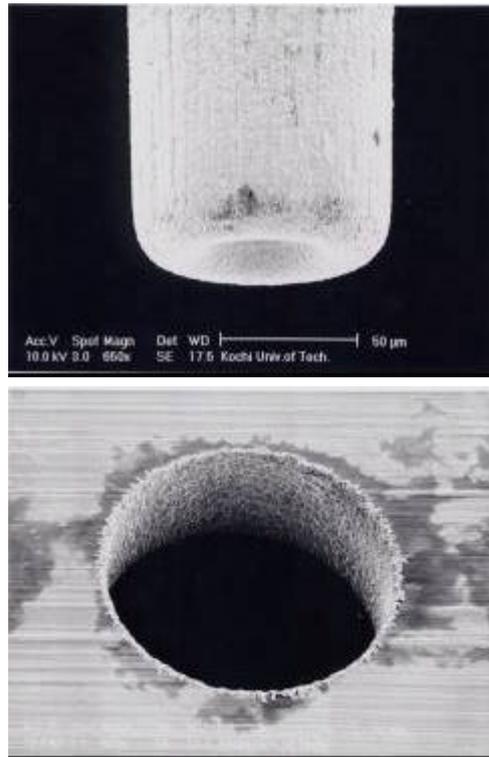


図 27 Cu 放電加工油 220pF 電極、加工穴

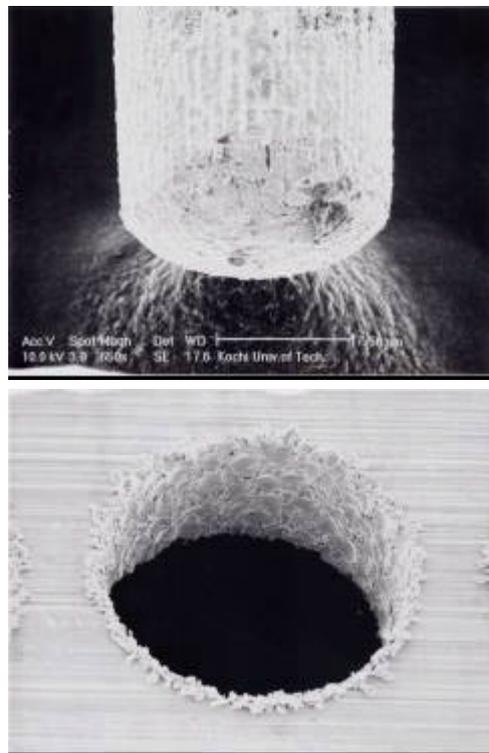


図 28 Cu 放電加工油 3300pF 電極、加工穴

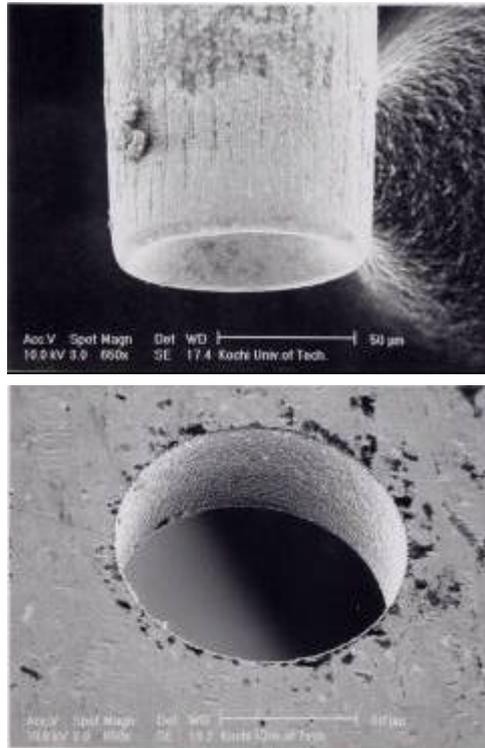


図 29 Ni 放電加工油 10pF 電極、加工穴

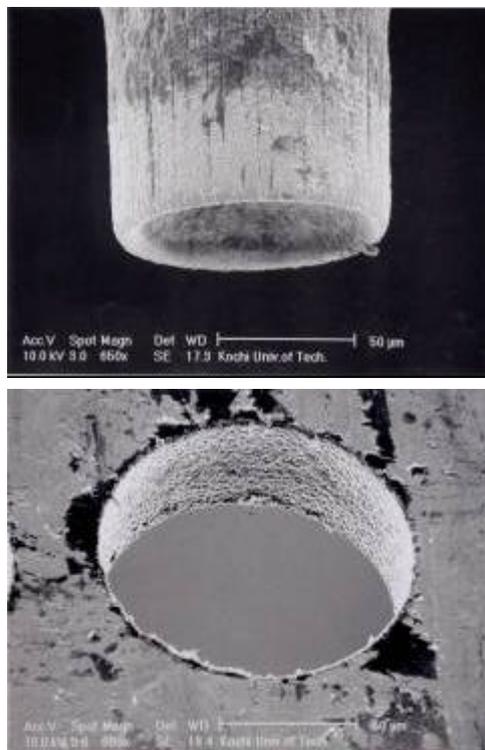


図 30 Ni 放電加工油 100pF 電極、加工穴

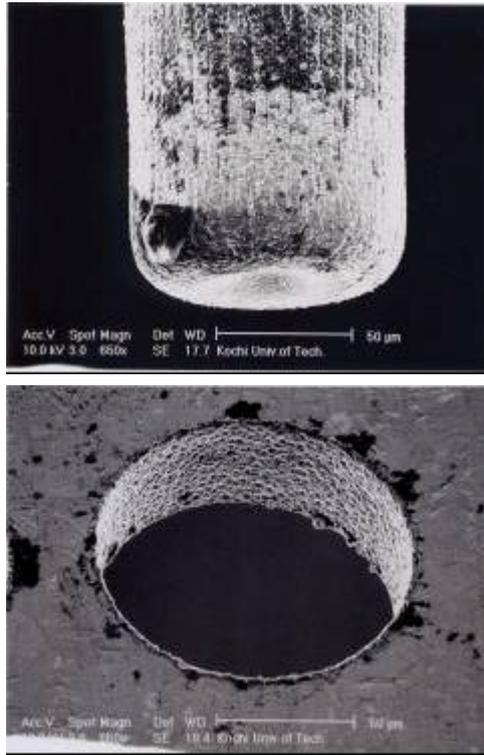


图 31 Ni 放电加工油 220pF 电极、加工穴

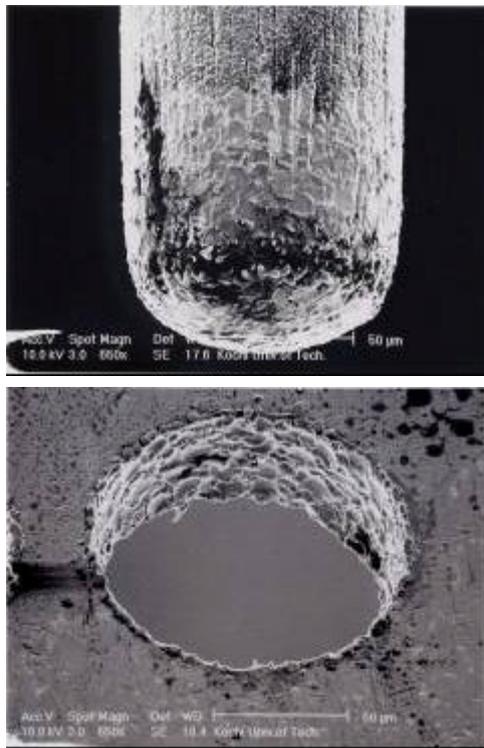


图 32 Ni 放电加工油 3300pF 电极、加工穴

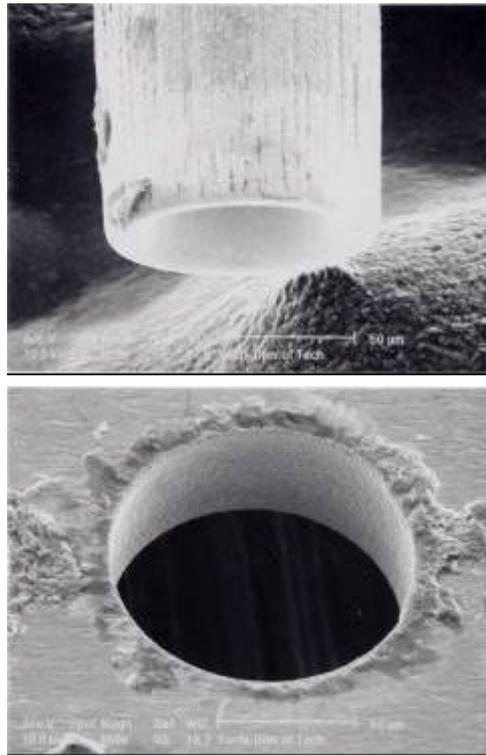


图 33 Ti 合金 放电加工油 10pF 電極、加工穴

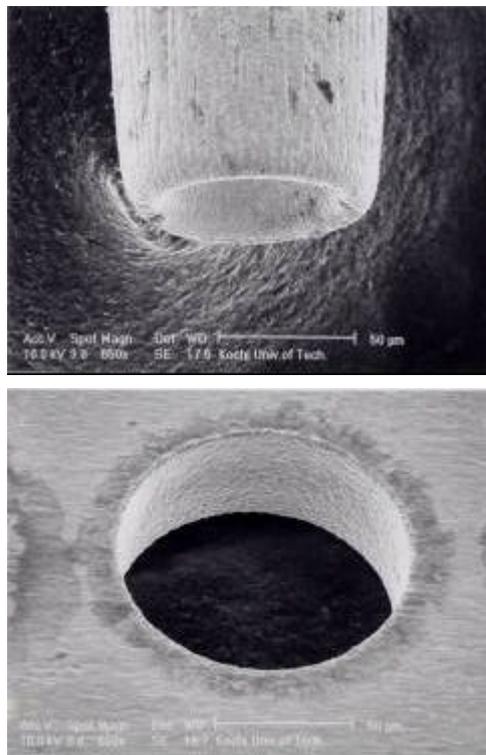


图 34 Ti 合金 放电加工油 100pF 電極、加工穴

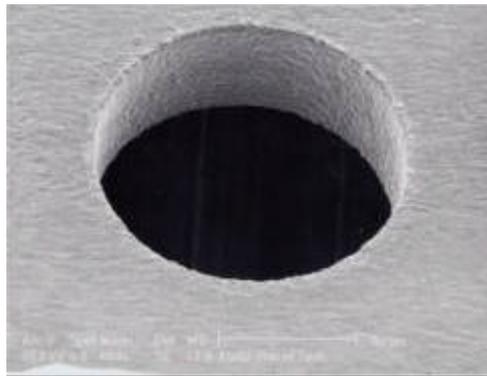
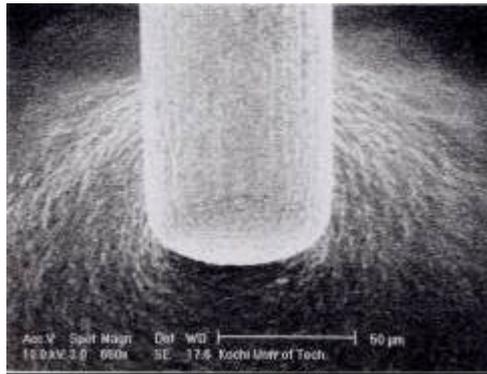


图 35 Ti 合金 放电加工油 220pF 电极、加工穴

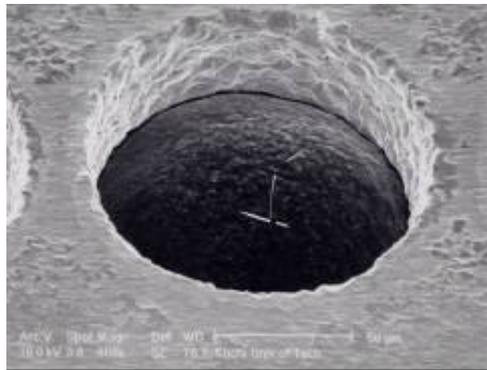
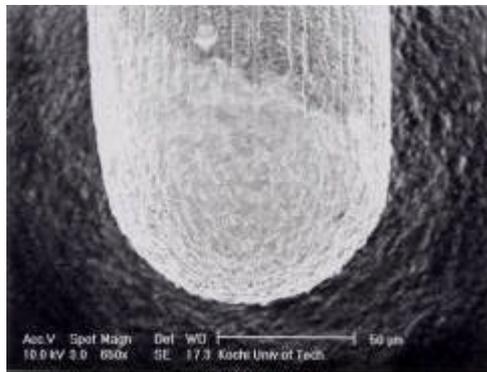


图 36 Ti 合金 放电加工油 3300pF 电极、加工穴

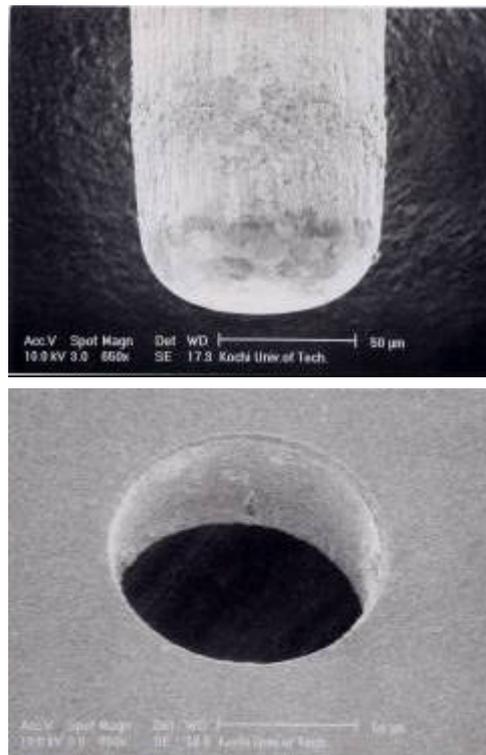


图 37 Fe 純水 10pF 電極、加工穴

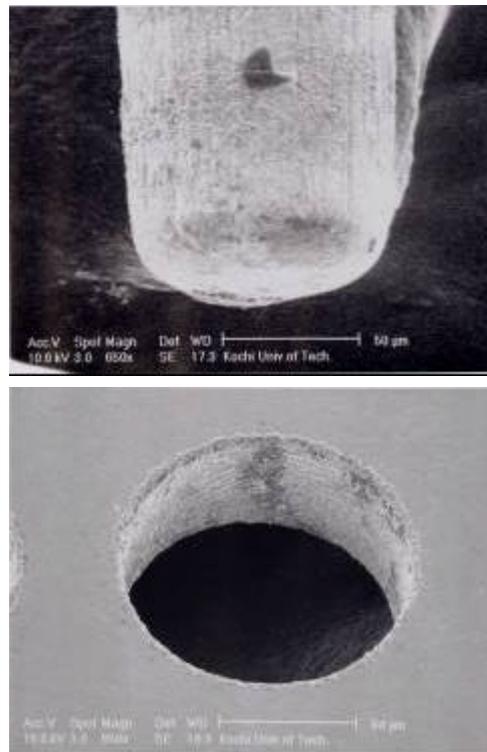


图 38 Fe 純水 100pF 電極、加工穴

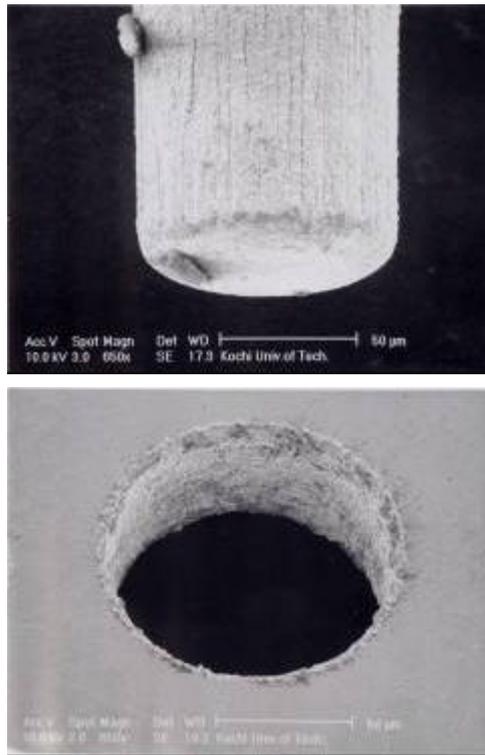


図 39 Fe 純水 220pF 電極、加工穴

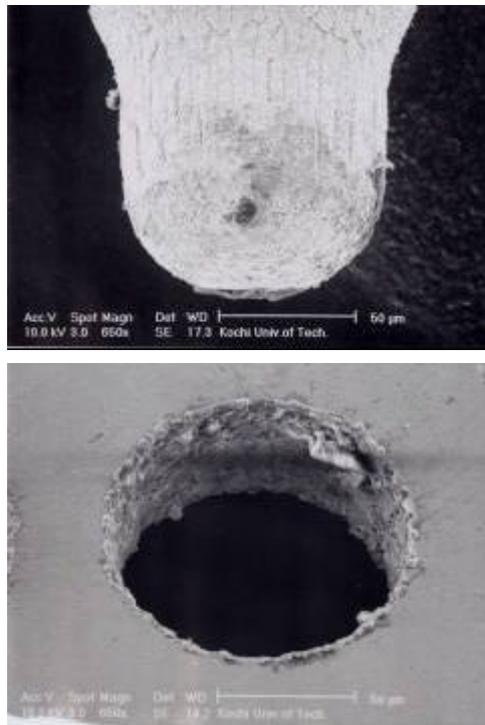


図 40 Fe 純水 3300pF 電極、加工穴

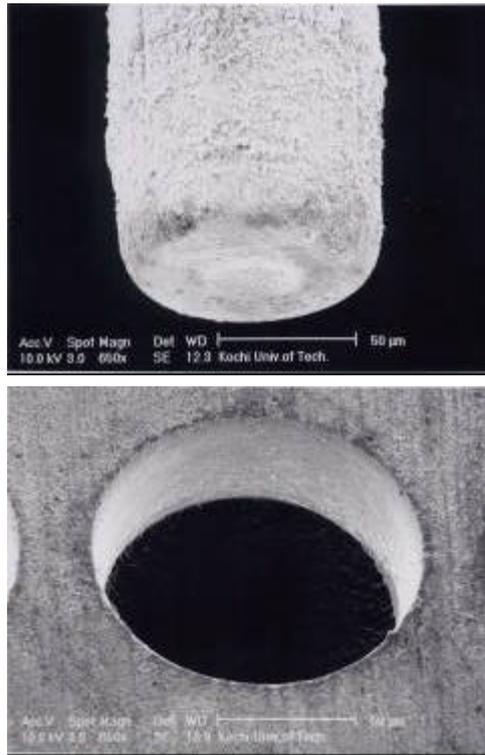


图 41 Cu 純水 10pF 電極、加工穴

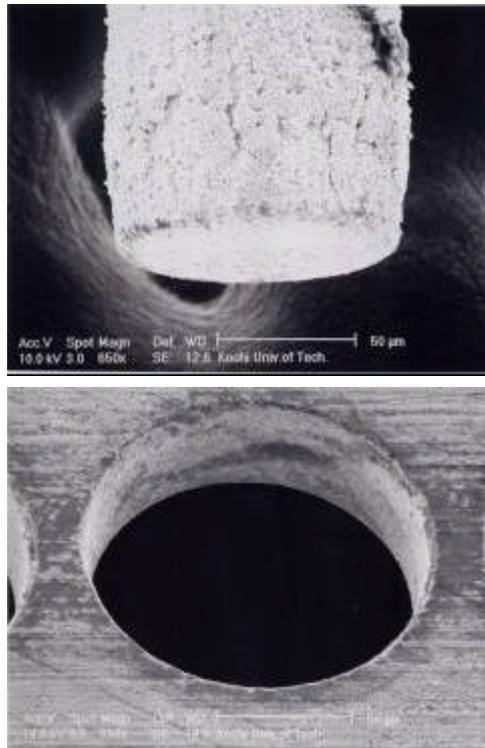


图 42 Cu 純水 100pF 電極、加工穴

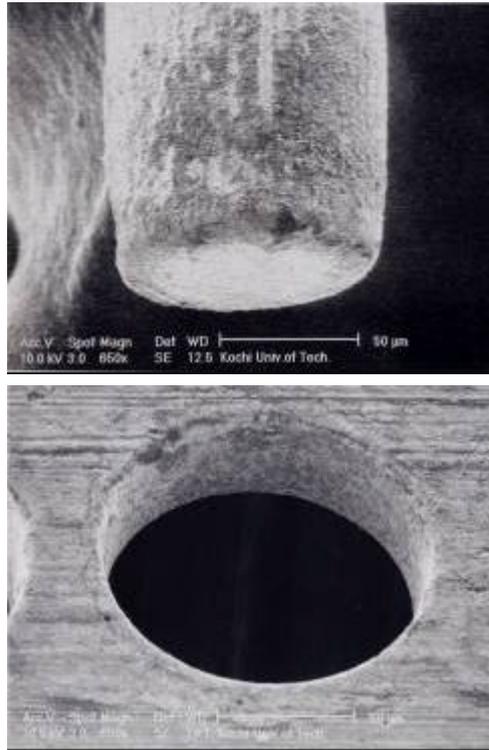


图 43 Cu 純水 220pF 電極、加工穴

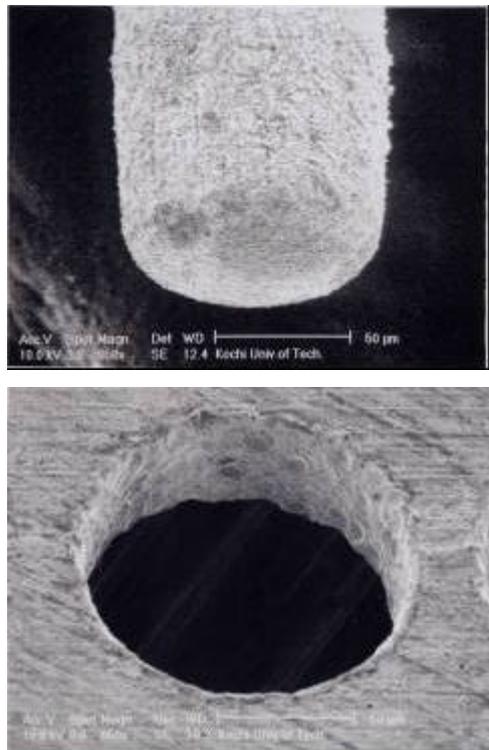


图 44 Cu 純水 3300pF 電極、加工穴

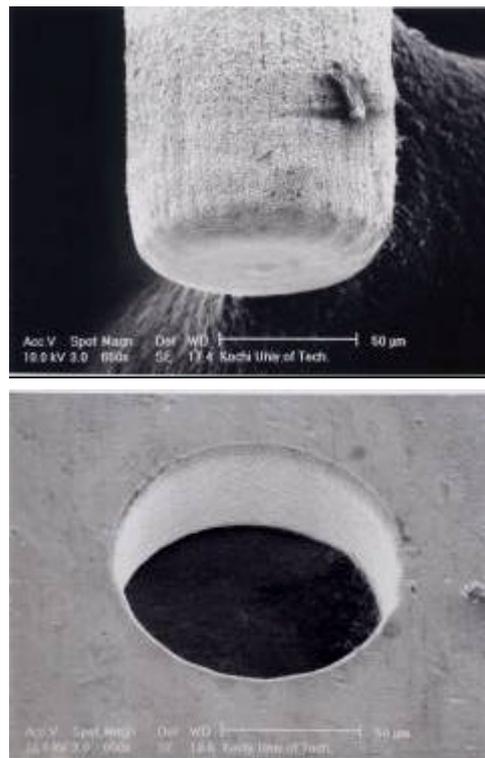


図 45 Ni 純水 10pF 電極、加工穴

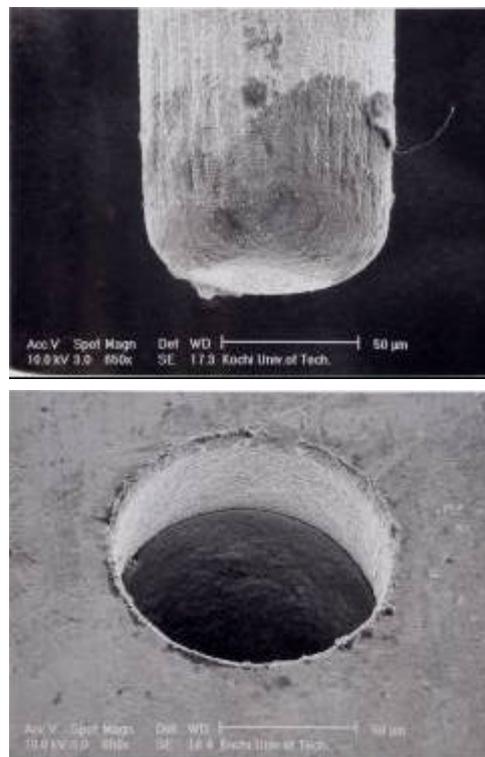


図 46 Ni 純水 100pF 電極、加工穴

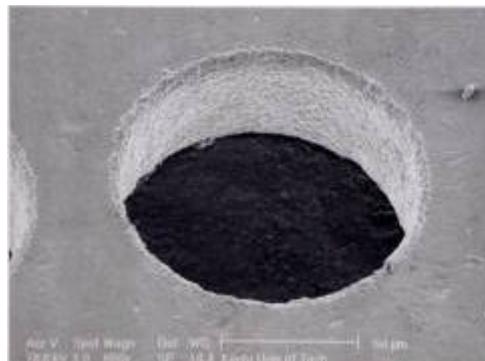
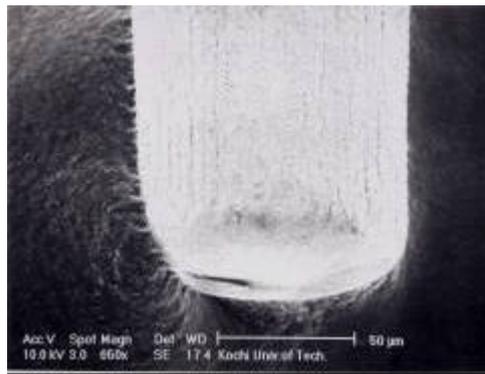


図 47 Ni 純水 220pF 電極、加工穴

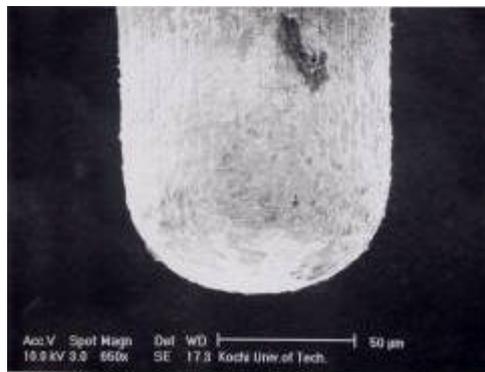


図 48 Ni 純水 3300pF 電極、加工穴

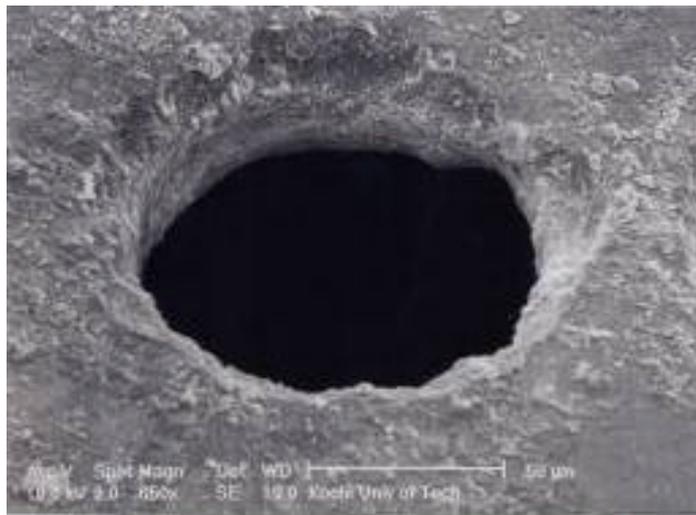
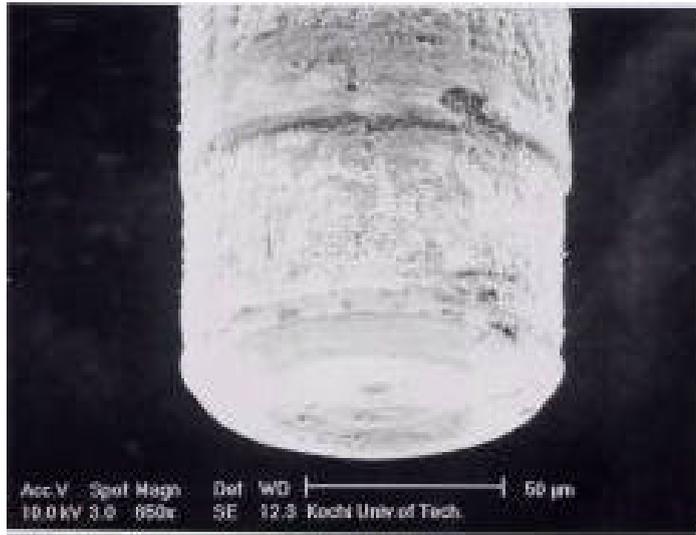
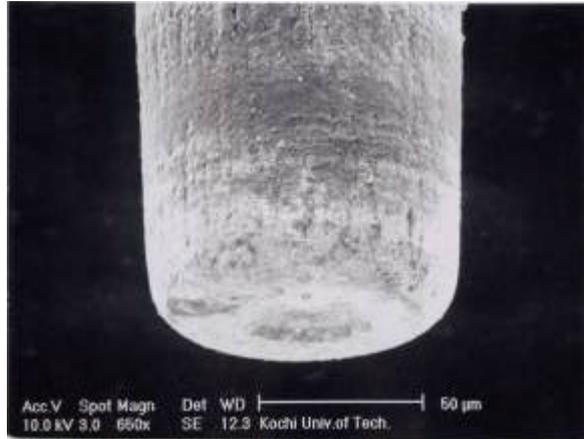
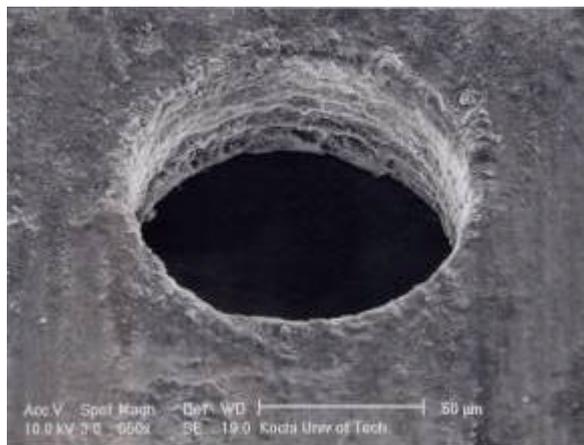


図49 Ti合金 純水 10pF 電極、加工穴

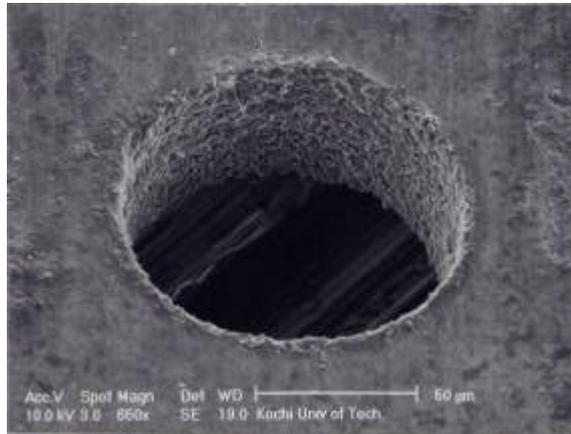


1 番目の加工穴

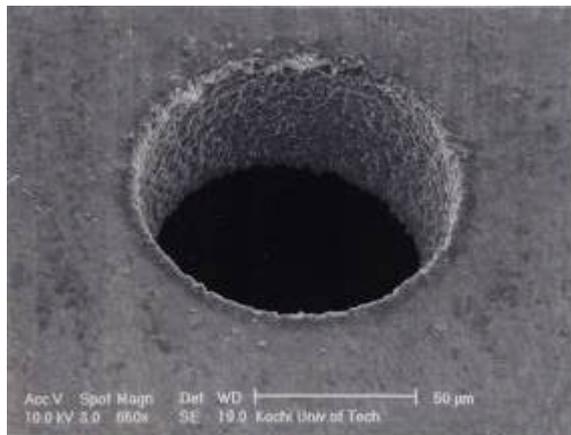


連続穴加工の
20 番目の加工穴

図 50 Ti 合金 純水 100pF 電 極、加工穴

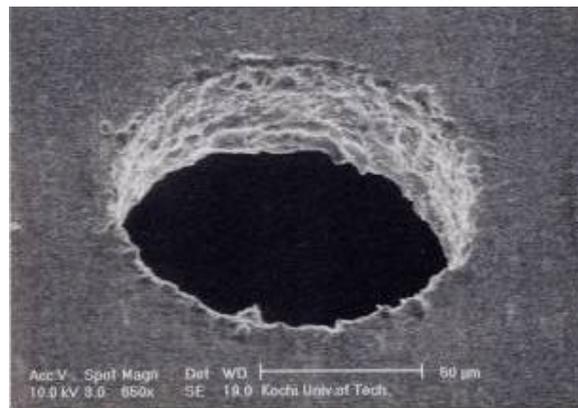
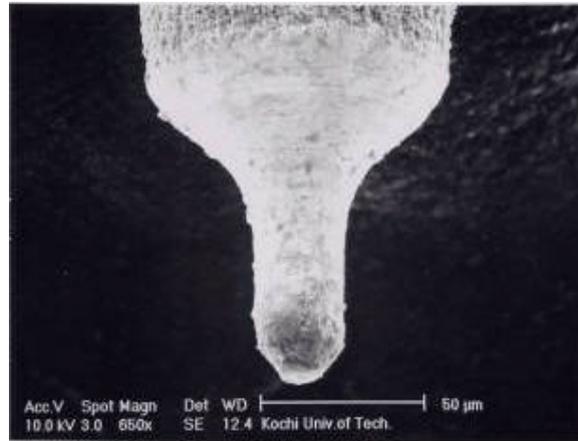


1 番目の加工穴

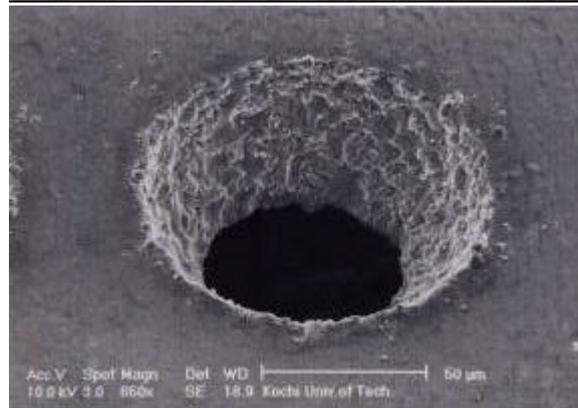


連続穴加工の
20 番目の加工穴

図 51 Ti 合金 純水 220pF 電極、加工穴



1 番目の加工穴



連続穴加工の
20 番目の加工穴

図 52 Ti 合金 純水 3300pF 電極、加工穴

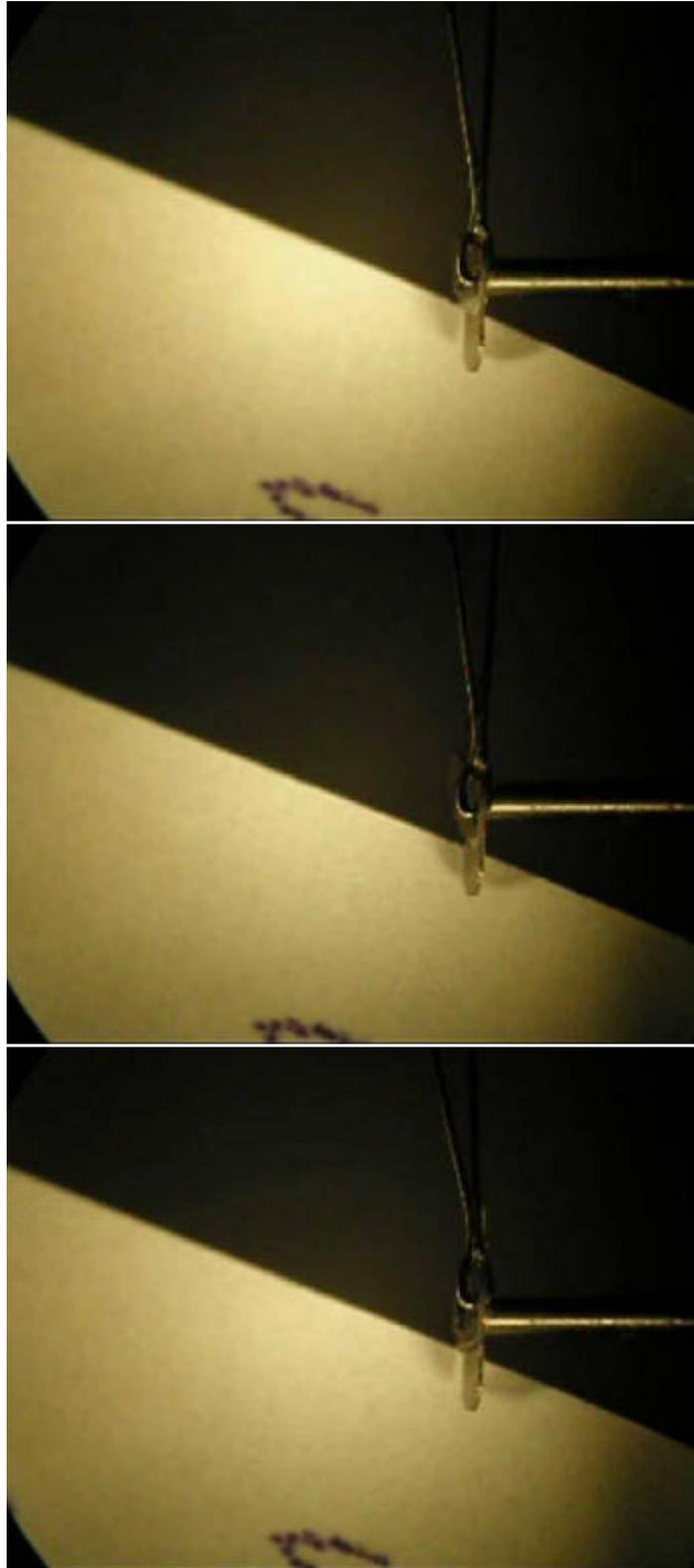


図 53 マイクロはさみによる洋紙切断連続写真 1



図 54 マイクロはさみによる洋紙切断連続写真 2