

同軸電極を用いた水中放電で発生する 気泡と衝撃波の挙動

小 松 真*

(受付 2006年11月6日)

Behavior of bubble and shock wave generated
by underwater electric discharge with coaxial electrodes

Makoto KOMATSU

本研究では放電駆動ジェットカテーテルの開発の基礎研究として、水中ならびに水面近傍での放電時に誘起される気泡・衝撃波と放電電流について可視化と計測を行った。電極には同軸電極を用い、コンデンサーの充電電圧をパラメータとし、各実験条件下で5回ずつ実験を行った。水中放電の結果として、レーザー誘起気泡と類似した単一気泡が形成され、放電直後の衝撃波の発生も確認された。ただし、気泡の大きさや衝撃波の伝播速度については、コンデンサー充電電圧との関連が見られなかった。放電電流については充電電圧との関連が少し見られたが、充電電圧の上昇に伴いエネルギーの損失が大きくなり、完全に理論どおりのエネルギーが気泡形成と衝撃波形成に使われることはないと思われた。そのため、ジェットを形成する要因として、コンデンサーの充電電圧との関係は不明であった。ただし、気泡の状態について、レーザー気泡との関連をさらに調べるため、コンデンサーと電源の関連は必須となる。同時に行った水面近傍での放電の結果からは、複数回かつピーク電流値の大きな放電が見られ、しかもその際にはジェットに類似した大きな飛沫が水面にて発生した。ただしこれを制御する要因の特定はできなかった。

1. 背 景

血栓治療法には、発症後比較的短時間内で用いるt-PAの静注^[1]を初めとしていくつかあるが、現在開発中のものも含め機械的な破碎効果

に注目しているものもいくつかある。そのうち高速水噴流を用いるもの^[2-4]があり、その場合は噴流の発生駆動源が必要となる。現段階ではエネルギーの効率と安定性を重視し、レーザー

* 岩手医科大学教養部・物理

* D. Eng., School of Liberal Arts and Science, Iwate Medical University

光をカテーテル内に導入して噴流駆動源にしているものが多いが、内部に冷却系や破損防止措置を設ける必要があり、ディスプレイ使用が普通であるカテーテルの単価が高くなりがちである。またレーザーも高価であり、さらに体内に噴流駆動源を持つという危険も伴うため、扱いにくい側面を持つ。この問題を解決するには、安価で噴流を体外駆動できる装置を開発することが効果的である。安価で高エネルギーを発生できる方法として、放電が挙げられる。放電は漏れ電流を初めとし、体外駆動を前提にしてもいくつかの問題を解決しなくてはならない。しかしそれがうまく出来れば、比較的簡便でどの医療機関でも使用できる装置の導入が期待できる。これを実現するにあたり、明らかにしておかなくてはならない問題についての実験を遂行中である。過去の実験では、印加電圧3～4kVの放電により300mm、5Frカテーテル内の精製水を水噴流として発生できることを確認したが、その際さらに長いカテーテルでも状況により噴流が発生しうることがわかった^[5]。ただし、その条件の特定にまではいたっておらず、確認されている事項は電極が完全水没していない状態で、放電が複数回起こるときに強い噴流が起こることだけであった。条件等が明らかになれば、長いカテーテルでも噴流を発生できる放電駆動源の開発が可能となる可能性が非常に高くなる。本研究ではその研究テーマのひとつである、気泡の成長・崩壊を中心とした放電電極周りの現象に注目し、可視化実験を行った結果について報告する。

2. 実験方法・手法

2.1 実験装置

図1は本研究で使用した電極である。これは針状電極や平板電極を用いると、電界や電極間距離の変動がおきやすくなり、それを防ぐために同軸電極とした。電極のサイズはYコネクタあるいはそれに準ずる形状を持った装置内に設置できることを想定し、外円筒(外径4.0mm、肉厚0.2mm)を負極、内円筒(外径2.0mm、

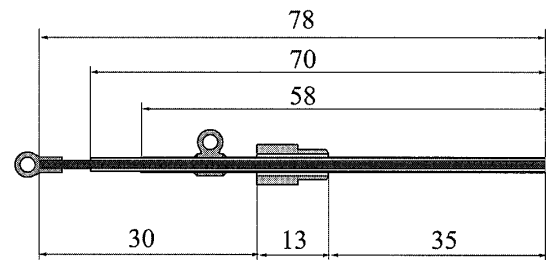


Fig. 1. Longitudinal description of coaxial electrodes. Cathode and anode was internal and external copper pipe, respectively. Insulator was inserted between of the pipes

肉厚0.2mm)を正極とした。円筒間には絶縁体として熱収縮チューブ(絶縁性能50kVまで)を充填し、固定には化学反応系接着剤を用いた。放電電源(株スパークリングフォトン)は2～5kVの範囲で充電電圧を変化させることが可能であり、コンデンサーの容量は0.2 μ Fであった。放電の周波数も1～10Hzの範囲で可変であったが、本研究では単パルス使用のみとし、1Hz以外は使用していない。

計測は放電電流のほか、高速度可視化計測も行った。電流計測にはカレントトランス(ドーナツ型0.1V/A)を用い、高速度可視化には東北大学・学際衝撃波研究実験棟のHPV-1(Shimadzu Co. Ltd)を借用した。HPV-1は最速で1秒間に100万コマのフレームレートで約100枚の連続画像を得ることが可能である。カメラのトリガーはカレントトランスの出力をパルスジェネレータ(NF Co. Ltd.:WF1945A)に入力して、そこから300ns後に発生するTTL信号出力とした。

高速度可視化の手法は、前方からの白色連続光照射を用いた拡大撮影とHe-Neレーザー(NEC Co. Ltd., 30mW)を用いた影写真法の2通りである。影写真法の光学系構成図を図2に示す。カメラの前のバンドパスフィルター(Edmund Co. Ltd.)は、放電直後の発光を避けるために設置した。この光学系設置では、トリガーと発光強度の問題で放電直後の数 μ 秒は可視化が出来ないということに注意する必要がある。

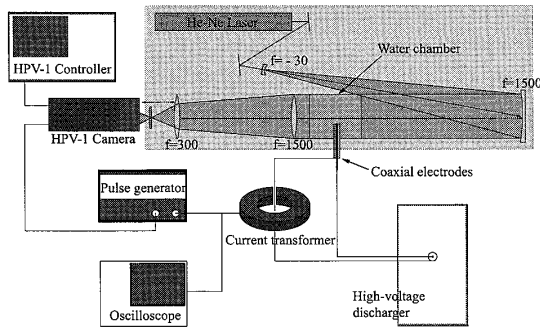


Fig. 2. Optics for shadowgraphs with HPV-1. Trigger of the camera was output of current transformer equipped on the way of high-voltage electric line to the discharge electrodes.

2.2 実験内容・実験方法

2.2.1 同軸電極を用いた水中放電現象の可視化

電極周りの実験装置の配置を図3に示す。水槽に図1の同軸電極を取り付け放電した。同軸電極周りは精製水で満たし、コンデンサー充電電圧は3.0kV, 3.5kV, 4.0kVとした。放電直後には衝撃波と気泡が発生するが、両者のタイミングは異なるので、気泡の挙動については拡大撮影法を、衝撃波の可視化については影写真法を用いた。気泡の挙動の撮影ではHPV-1のフレームレートは64 $\mu\text{s}/\text{frame}$ とし、衝撃波の可視化の際は1 $\mu\text{s}/\text{frame}$ とした。露光時間はいずれの場合も1フレームの1/4であった。可視化

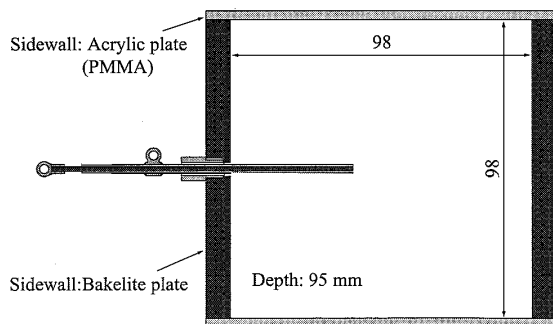


Fig. 3. Water chamber and the equipped coaxial electrodes. Two face sidewalls of the chamber were transparent PMMA plate for visualization.

と同時に、放電電流計測とカメラトリガーのため、カレントトランスによる電流測定を行った。計測の際にはカレントトランスの出力波形を20 dBのアッテネータで減衰させて、ストレージスコープに入力した。

2.2.2 同軸電極に接する水の面積が異なる放電現象

同軸電極近傍の水位を変化させることにより、電極先端断面において水と空気の接する比率が変化する。これを利用し、電極断面に接する水の面積を変化させた上での検証を行うため、水位を電極近傍で変えて2.2.1と同様の実験を行った。ただし、水位を変化させる場合でも表面張力の関係で電極に水面が張り付くため、正確な水位調整と再現性の確立には至っていないことに注意する必要がある。水位の基準は精製水を静かに注入し、電極断面最下部に表面張力で水面が張り付き始める位置とした。そこから20ml, 40ml, 60mlの精製水をさらに加えることで水位を変化させることとした。

3. 実験結果

3.1 同軸電極を用いた水中放電現象

図4は拡大撮影で捉えた、放電後電極周りに形成される気泡の高速連続写真の1例であ

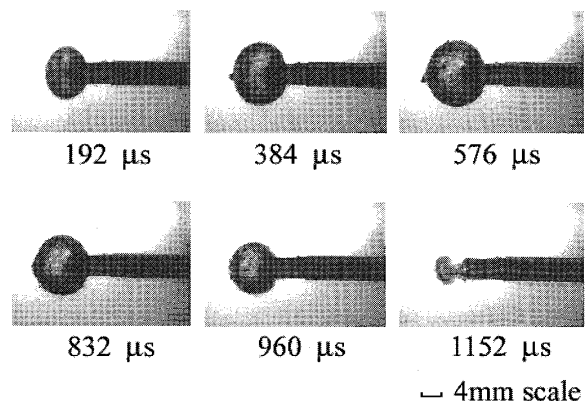


Fig. 4. Sequential magnified photographs of bubble produced by underwater discharge with the coaxial electrodes. Lapse after discharge is noted under the each photograph. Charge voltage is 3.0 kV.

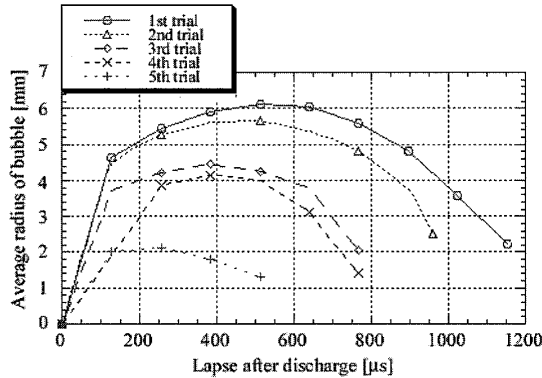


Fig. 5. Sequential variation of average radius of bubble. Charge voltage is 3.0 kV. Though lifetime of bubble is difference in each trial, growing speed of bubble is faster than collapse in any case.

る。充電電圧に関わらず、気泡の断面形状は球のそれに非常に近く、単一気泡であった。気泡の立体形状は球または楕円体にかなり近い形状をしていると予想される。ただし、気泡の形状はこのような場合だけではなく、電極先端部に小さい気泡が発生するだけの場合もあった。この場合の気泡の形状は球や楕円体に近いものではなく不定であった。また単一気泡とは限らなかった。

これらの連続写真から、気泡の寿命を推定することが出来る。図5は気泡の断面積を画像から計測結果からソフトウェア (NIH Image : ImageJ) 計測し、時系列にまとめた一例である。形状が完全な球ではないためこの結果から体積を直接求めることは出来ないが、気泡の成長・崩壊過程の確認と寿命についての検証は可能である。気泡の成長と崩壊の時間はほぼ同じであり、図5のグラフの形状より、放電による気泡の平均半径変化は、気泡生成過程が速く崩壊過程が比較的緩やかである。この結果から気泡の寿命を計測した。図6は気泡寿命の平均を充電電圧ごとにまとめたものである。この結果については、全体の寿命に対し $64 \mu\text{s}$ 以内の誤差が生じることに注意すべきである。これより、充電電圧による気泡寿命の変化は認められなかった。

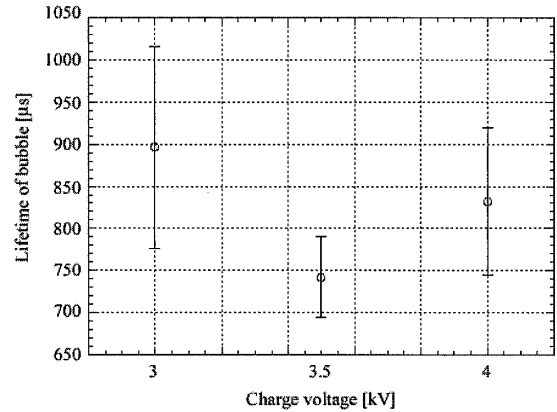


Fig. 6. Average radius of bubble in five trials at each charge voltage. Bar in this graph indicate \pm SD. Clear relation does not appear.

図7は影写真で捉えた、放電直後に発生する衝撃波の写真である。衝撃波の速度が $2,000\text{m/s}$ 以上と速いため、シャープな影線としてではなく帯状の線となって現れた。衝撃波の形状は円であり、立体構造は球状であると予想される。帯の最外郭をソフトウェアでトレースし、気泡の寿命と同様の計測を行い、そこから衝撃波最外郭の平均半径を求めることが出来る。充電電圧の下での平均半径の変化の一例を図8に示す。なおすべての条件において、放電後 $8 \mu\text{s}$ までは放電の発光が強く、衝撃波の位置を確認できなかったため、放電直後の速度については求

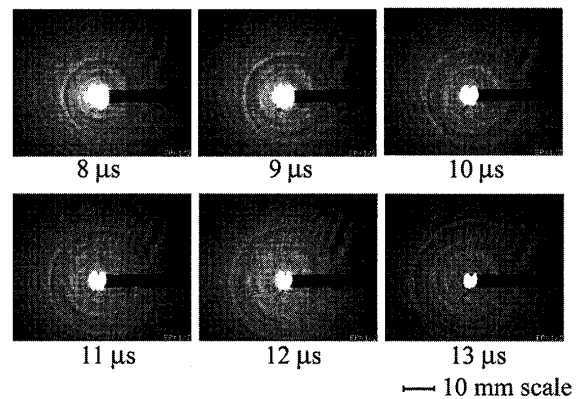


Fig. 7. Sequential magnified shadowgraphs of bubble produced at immediate after discharge. Charge voltage is 3.0 kV. Behind precursor spherical strong shock wave, several shock waves are observed.

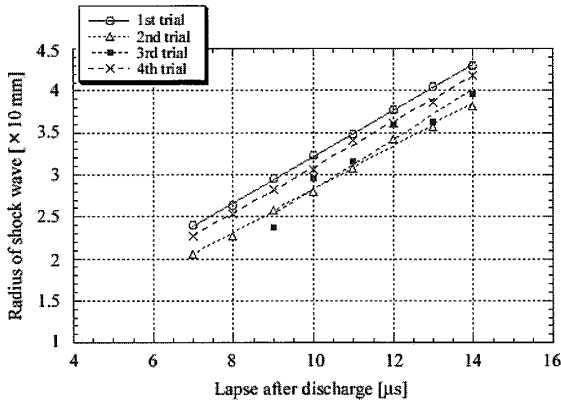


Fig. 8. Sequential variation of average radius of precursor spherical shock wave. Experimental condition is the same as Fig. 7. The radius is in proportion to the lapse immediate after discharge.

められなかった。また、放電の状態によってはそれ以降でも発光の残光が画像に影響を及ぼし、衝撃波の計測が困難な場合があった。それについては、衝撃波面の60%以上が確認できる場合に限り、画面上の3点より平均半径の推定を行い、それを計測値とした。その際に用いた幾何計算式は Appendix にて後述する。図8より、衝撃波の平均半径の変化は時間に対し比例関係に近く、その傾きが放電後8 μ s 以降の衝撃波の伝播速度となる。図9は衝撃波の速度を各充電電圧でまとめたものである。これより、充電電圧による衝撃波伝播速度の明確な変化も確認できなかった。

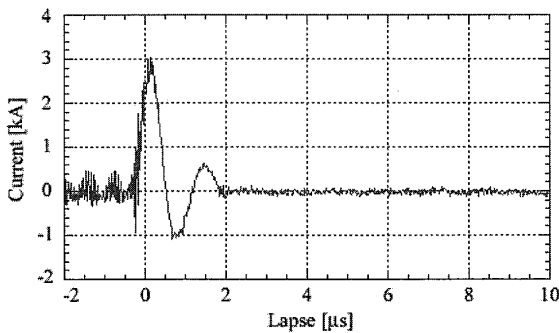


Fig. 10. A waveform of discharge current. Charge voltage was 3.0 kV. Number of peak is only one, and damping appears after the peak.

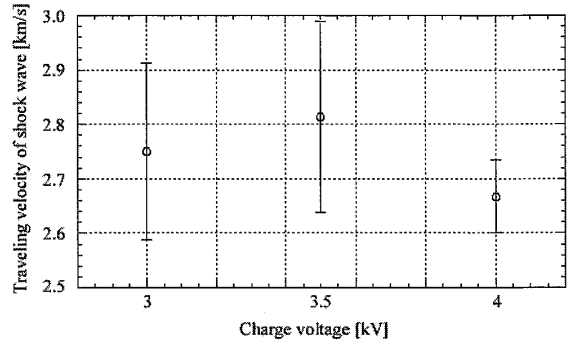


Fig. 9. Average radius of the precursor shock wave in five trials at each charge voltage. Bar in this graph indicate \pm SD. Clear relation does not appear as Fig. 6.

図10は計測した放電電流の1例である。電極が完全に水没している状態では電流のピークは単一であった。図11は電流のピーク値を充電電圧ごとにまとめたものである。電流のピーク値については気泡寿命や衝撃波速度と異なり、充電電圧とともに増加する傾向が見られた。

3. 2. 同軸電極に接する水の面積が異なる放電現象の比較

この場合は水面の形状変化が激しく、拡大撮影が採用できないので、影写真による可視化と電流計測のみとした。図12は既述の基準から40 ml 精製水を注入したときの電極周りの影写真である。この条件では水面が同軸電極の中心軸

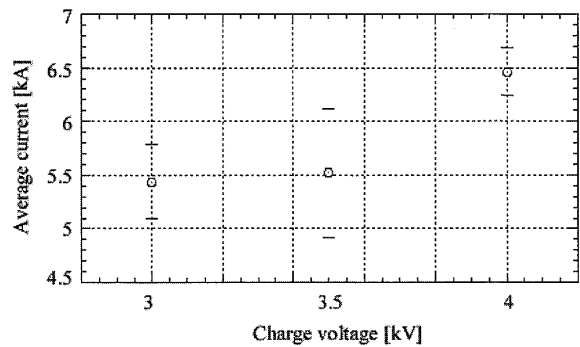


Fig. 11. Average peak current in five trials at each charge voltage. Bar in this graph indicate \pm SD. Current is increased monotonously with charge voltage.

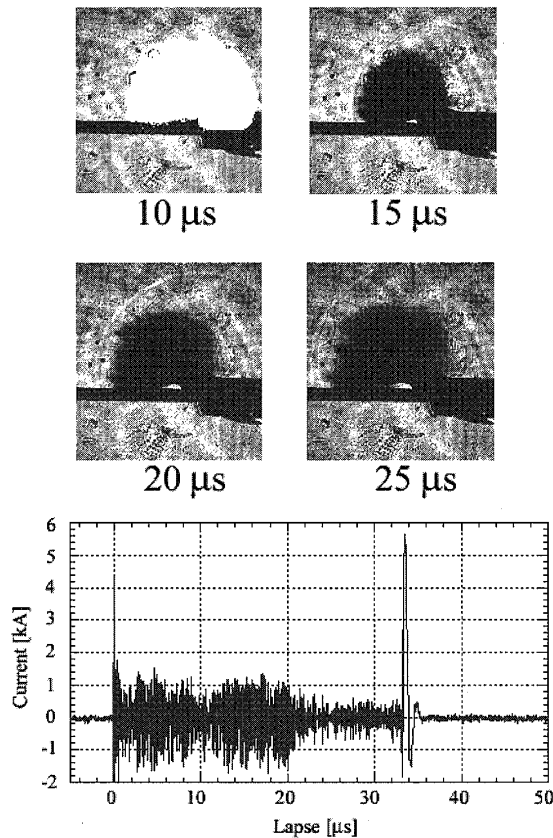


Fig. 12. (Photo)Sequential shadowgraphs of water splash and shock wave traveling in the air near to the water surface. (Waveform) waveform of the current measured at the same time. Charge voltage and water injection is 3.0 kV and 40 ml, respectively. The lapse after discharge is noted below each photograph. This waveform has two peaks.

近傍にある。また図12には撮影時に計測した電流波形も同時に示した。図12に代表されるように、同条件でも、大きな飛沫を生じる場合とそうではない場合の2通りに大分された。また、放電電流波形に注目すれば、電流のピーク値が比較的大きい場合に飛沫が発生していた。さらに、電流波形のピークが2回あるときは例外なく飛沫が発生していた。以上の条件において、飛沫の発生が大きいときには、放電時の破裂音も大きくなることも実験の現場で確認された。

図12の写真の空中部に注目すると、空気中では球状衝撃波が発生しているが、水中には衝撃波が発生しないことが確認された。

4. 考 察

レーザーを用いた血栓治療技術に関する基礎研究の論文に、気泡の形状と成長・崩壊過程を可視化したものがある。光ファイバーを通してレーザー光を導入し、その先端で気泡を発生させた場合、気泡はファイバー先端を中心とした球形であり、単一気泡である^[8]。気泡が球形になるのは、エネルギー源が一点に近い形で収束するからである。同軸電極を用いた放電の場合は、エネルギー源の位置が確定しないことが多く、広範囲に分散することもあるため、光ファイバーに比べ一点を中心とした球形にはなりにくいことが予想される。本研究結果で球形になった場合は、放電の範囲が小さく点源に近い状態であると現段階では考えている。球形の気泡を効率よく発生させるには、放電の領域を収束させる必要があり、しかもそれが安定して起こる必要がある。

本研究で同軸形状を選択した理由に、電極の耐久力の問題がある。電極は放電を重ねると劣化・変形していき、針状電極ではその度合いが特に激しい。変形に対しては、同軸形状は極めて強固であり、60回繰り返しても変形の度合いはそれほど大きくない。放電形態の経時劣化もさほど大きくは無く、破損を防ぐ意味では優秀な形状である。ただし、レーザーと同様に球状気泡の性質を利用することを考慮した場合には、形状と寸法の最適化が必要かもしれない。過去にHo:YAGレーザーで気泡を発生させた場合には、対称で十分な大きさを持った気泡が発生させるときには300~600mJ/Pulseのエネルギーを用いていた。今回の放電では、コンデンサーに蓄えられたエネルギーは40~160mJ/Pulseであり、エネルギーは比較して小さい値である。これは本実験で用いた機械の性能によるものであるが、それでも球形気泡が出来るのは興味深い。コンデンサーと電源装置を改良することで、気泡生成の再現性が向上すると考えている。現在、0.2μFのコンデンサーを用いて、充電電圧10kVまでの電源を設計中であり、実現すれば1J/Pulseまでの充電エネルギーを得る

ことが可能になる。この条件であれば、レーザー生成気泡との比較もさらに意味のあるものとなるだろう。

気泡の寿命および衝撃波の速度に関しては、充電電圧との相関は認められなかった。また放電電流のピーク値ごとにまとめてみたものの、ここにも相関は認められなかった。

これらの結果を考慮するに、放電が気泡等に与える影響はむしろ電極形状、電極表面の状態などの機械的な要因に左右される可能性が大きい。材質に関しても考慮の余地はあるかもしれないが、電極材料による放電形態の違いは少なく、表面の脱気や劣化の度合い等の電極表面状態は放電形態に大きな影響を与えるという結果も報告されている^[6]。今後は形状をパラメータとした検証も必要だと考えるが、医療用であることや不用意な大型化による破損の危険を考えると、それにも制約が生じるだろう。

一方、放電電流と充電電圧の間にはわずかに相関があった。電極の形状は一定であり、放電時のギャップ間抵抗は一定であるとみなすことが出来る。また放電電圧は放電時の媒体が同じであれば、充電電圧に比べ電極形状に依存する面が大きい^[7]。これを考慮すれば、充電電圧の上昇にともなう放電電流の上昇は、理想的には充電電圧の2乗と比例関係に近くなるはずである。これを今回の実験結果に適用し、充電電圧3.0kVと4.0kVについて、平均ピーク電流を比較してみる。理想的にはその比は0.56であるが、実験結果では0.84であった。これは充電電圧4.0kVの時の電流が理想値より小さいことを意味する。気泡生成や衝撃波のような、放電が誘起する現象以外にエネルギーが使われ、それがエネルギー損失となっている可能性が高い。これより放電時のエネルギーは、充電電圧の上昇に伴い上昇するが、その分損失も大きくなるという結果となった。

Ho:YAG レーザーなどの場合は、そのフォトンエネルギーが水の吸収波長帯近傍に存在するため、単純に照射エネルギーを上昇させれば、気泡をより大きく成長させることが出来た。し

かし、放電の場合は生成されるエネルギー源が必ずしも水の吸収効率がよい領域にあるとは限らないため、損失が生じやすい。これは水以外の別の物質あるいは要因がエネルギーを吸収する可能性があることを示しており、充電電圧が高いときはエネルギーの無駄が多く、その分電極周辺の温度上昇や装置の破損に注意しなくてはならないということである。

以上より、放電状態の最適化や噴流生成時の放電性能向上については、充電電圧などの電気的なパラメータを変化させるよりも、電極形状や電極表面状態に注目したほうが適切且つ容易であると考ええる。だが電極の形状は装置の小型化や、コスト削減を目指し現在の装置を一部流用することを考えると、制約が非常に大きい。また表面状態を使用後逐一確認するのは、現実的に不可能である。そこで過去の実験で認められた、二回放電時の強いジェットの生成に注目したわけである。

過去の実験では気液二相状態において、電極周囲の水がコンデンサーの役目を果たすか、あるいは空気層が導線被覆中のバルクの役目を果たし、部分放電^[9]に近い現象を起こすため、複数回の放電を起こすと予想していた。今回はそれが事実かどうかの検証までは至っていない。しかし少なくとも複数回の放電は、強いジェットを発生する要因になりうるということが、写真内の飛沫の発生状況やその規模から見てとれる。ただし、複数回放電は今回の実験結果では確率事象である可能性が高く、制御して意図的に発生させることは現段階では困難である。

噴流生成により有利な条件を得るためには、形状や電極表面の状態について最適化することが本質的である。だがそれについては上記の理由で実現が困難な部分も存在するので、今後の方針としてはコンデンサーと電源の改良が第一歩になる。エネルギーの損失の問題は解決されないが、まずは気泡を効果的に発生させることがすぐにできることであると考ええる。そのほか、部分放電を意図的に起こしやすくする方法とし

ては、液体放電媒体中に気泡核をこれまでよりも多く混入することが考えられる。これにも人体の問題を考えると上限が存在するが、今回用いた精製水は脱気が無くても気泡核は多いとはいえないので、メイロンやレボビスト溶液などを用いて、放電時にキャビテーション気泡を発生しやすい条件を揃えることも試してみる必要があると考えている。

Appendix

研究内容への直接的関与は無いが、画像上の3点より円の半径 R を求める際には、以下の簡単な幾何学式を用いた。

$$R = \sqrt{(x_1 - a)^2 + (y_1 - b)^2}$$

$$a = \frac{B(y_1 - y_3) - C(y_1 - y_2)}{2A}, \quad b = \frac{-B(x_1 - x_3) + C(x_1 - x_2)}{2A}$$

$$A = (x_1 - x_2)(y_1 - y_2) - (x_1 - x_3)(y_1 - y_3)$$

$$B = (x_1^2 - x_2^2) + (y_1^2 - y_2^2), \quad C = (x_1^2 - x_3^2) + (y_1^2 - y_3^2)$$

ただし、 $(x_i, y_i)_{i=1,2,3}$ は画像上の点である。

謝 辞

この研究は、文部科学省科研費（若手研究 B：課題番号17780897）の補助があり遂行されたものである。

また、東北大学・高山和喜名誉教授と、東北大学流体研・学際衝撃波研究実験棟の御助力と御支援があつて実現したものである。ここに感謝の意を表する。

Reference

- [1] National Institute of Neurological Disorders and Stroke rt-PA Stroke Study Group, "Tissue plasminogen activator for acute ischemic stroke", *N Engl J Med* 333, 1581-1587, 1995.
- [2] Ansgar Berlis et al, "Mechanical Thrombolysis in Acute Ischemic Stroke With Endovascular Photoacoustic Recanalization", *Stroke*. 35, 1112, 2004.
- [3] T. Hirano et al, "Enhancement of fibrinolytics with a laser-induced liquid jet", *Lasers Surg. and Med.* 29, 360-368, 2001.
- [4] Topaz ON and George V, "Laser for optical thrombolysis and facilitation of balloon angioplasty in acute myocardial infarction following failed pharmacologic thrombolysis", *Cathet. Cardiovasc. Diagn.* 36, 38-42, 1995.
- [5] M. Komatsu, "Fundamental experiments of water jet released from micro-tube with micro-discharge" Annual Rep. of Iwate Medical University School of Liberal Arts and Science, 17-26, 2005.
- [6] 電気学会, "放電ハンドブック" 第8版, オーム社, 555-556, 1991
- [7] 電気学会, "放電ハンドブック" 第8版, オーム社, 559-561, 1991
- [8] M. Komatsu et al, "Basic research on laser-induced shock/bubble interaction and water flow for medical application", *Proc. 1st International Symp. on Advanced Fluid Information*, 567-572, 2001
- [9] 中野義映, "高電圧工学", オーム社, 173-176, 1991.