

arrhythmia. However heat evolved by the electrode cause a blood clot to form. Furthermore, treatment is restricted in relatively shallow part from surface of cardiac muscle. Consequently, new method is required, which can eradicate arrhythmia source in deep part of cardiac muscle without heating blood. On the other hand, for a medical application of shock waves, Extracorporeal Shock Wave Lithotripter (ESWL) has been established [1]. It was demonstrated that the underwater shock focusing is one of most efficient method to obtain a controlled high pressure in a small region [2]. In this study, underwater spherical shock focusing was obtained in a truncated ellipsoidal shaped cavity by the Q-switch Holmium: Yttrium Aluminum Garnet (Ho:YAG) laser beam.

## EXPERIMENTAL METHOD

Underwater shock wave was generated by a Q-switched Ho:YAG laser (Sparkling Photon Inc.) with from 35 to 52 mJ/Pulse energy measured at the tip of 0.6 mm diameter glass optical fiber, pulse width of 70 ns, and wavelength of 2.1  $\mu$ m. The advantages of using Ho:YAG laser are 1) The laser beam can be transmitted through the optical fiber, 2) Optical absorption efficiency by water molecule is high enough to generated micro plasma induced spherical underwater shock wave [3]. The tip of optical fiber was set at the primary focus of truncated ellipsoidal cavity using precisely locating device. Laser beam irradiated, producing the micro shock waves at the primary focus, the reflected shock waves were focused at the secondary focus. Shaping optical fiber's edge surface into an aspheric lens or circular truncated cone contour, we achieved more effectively laser energy focusing and produced stronger underwater shock waves than with flat end shape one. Figure 1 shows a schematic diagram of the experimental set up for pressure measurement. The test section is composed of a stainless steel chamber (100mm in the inside diameter, 100mm in depth) and an acryl window (140mm $\times$ 140mm $\times$ 25mm). The small reflector and pressure transducer were positioned by a x-y-z adjustment. PVDF needle hydrophone with 0.5 mm sensitive diameter and 35 ns rise time (Dr. Müller Instruments Inc.) was used for pressure measurements. The signals are stored in a digital transient memory (TDS3014B, Tektronix Inc.). The sampling rate was 100MHz. Shadowgraph technique was used for visualization of shock wave motion. The image of phenomenon in the test section was taken with the high-speed camera (ImaCon 200, DRS Inc.). The inter-frame spacing, exposure time, and image resolution were 300 ns, 50 ns, 1360 $\times$ 1024 pixel, respectively.

Several Male Sprague-Dawley rats were anesthetized, and on one's back. Shock wave exposure was performed by opening the abdomen. The inside of reflector was filled with the degassed distilled water, and it was sealed up with a covering silicone rubber film. A clearance between the device and the rat organs was wet with a physiology solution of salt, and made to stick. Laser irradiation energy, frequency, and duration time were 52 mJ/Pulse, 3Hz, and 10 sec, respectively. At least two-dozen shock waves exposure were delivered in the vertical direction to the rat's organs surface.

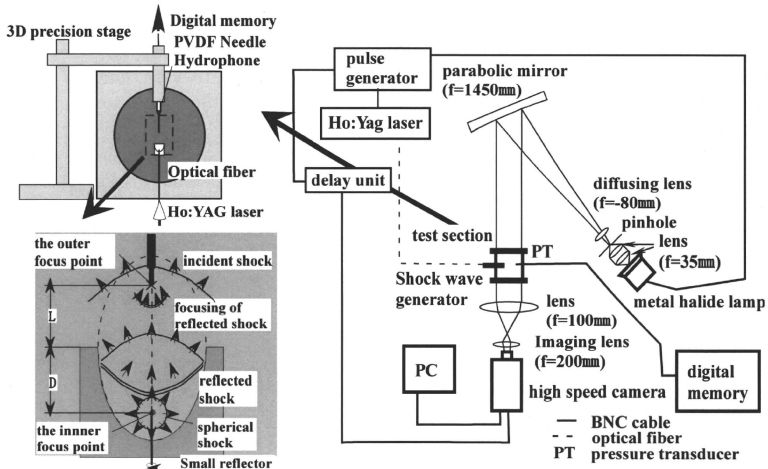


Fig. 1: Schematic diagram of experimental set-up.

## RESULTS AND DISCUSSION

Figure 2 shows sequential propagation of the underwater shock waves from the device. Initially direct shock wave from the tip of optical fiber passed through, after 0.78 s, reflected at the wall of reflector and focused shock wave arrived. Pressure histories along major axis of the ellipsoidal reflector were measured. Figure 3 shows pressure waves at 2.0 mm from reflector. The overpressures of reflected shock wave was amplified 15-fold at the focus point. In order to determine effective shape of the tip of optical fiber to induce high-intensity shock wave, different kind of surface finished optical fibers were examined. Figure 4 shows the maximum overpressures of reflected shock waves along major axes of the ellipsoidal reflector. By making the fiber end hyperboloidal or circular truncated cone contour, stronger underwater shock waves were produced than with flat end shape one. All the above investigations were aimed at the shock wave ablation and explanation of the mechanism of such ablation. After shock wave exposure, shock-wave-induced tissue damage were clearly visible as hemorrhage at the surface of lung, brain and liver, while in case of heart muscle no apparent changes were observable. In order to investigate inside tissue damage, histological specimens were examined. Figure 5 shows representative histological specimens of rat's lung and heart. In rat's lung, a trail of focusing shock wave was left as hematoma. In contrast, hematoma dotted the unbruised cell at focus area in rat's heart.

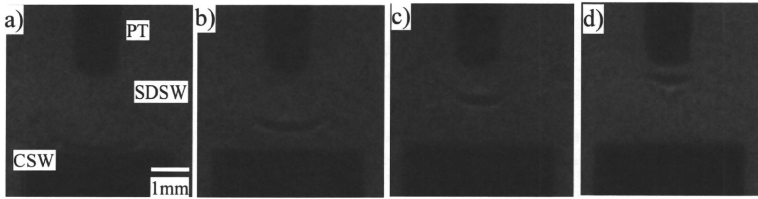


Fig. 2: Experimental set up for pressure measurement.

#### CONCLUDING REMARKES

Spherical underwater shock waves was generated by a Q-switch Ho:YAG laser irradiation and successively focused on specified minute area. The overpressures of focused shock waves were larger than the rupture strength of rat's organs.

#### REFERENCES

- [1] Takayama, K., 1987, Non-invasive Disintegration of Human Caliculi by Underwater Shock Wave Focusing. *Transactions of the Japan Society of Mechanical Engineers*, **822**, 571-576.
- [2] Takayama, K., Obara, T., Saito, K. and Kameshima, N., 1990, Focusing of Underwater Shock Waves and the Mechanism of High Pressure Generation. *Transactions of the Japan Society of Mechanical Engineers*.**526**, 1579-1582.
- [3] Hosseini, S.H.R., Hirano, T., Takayama, K., 2002, Study of micro-underwater shock waves induced by Q-switched Ho:YAG laser focusing. *Proceedings, ... meeting of Japan Society of Fluid Mechanics* 444-445.

# 水中衝撃波フォーカシングと生体損傷に関する研究 : Q スイッチ Ho:YAG レーザーを利用した衝撃波アブレーションカテーテルの開発

○山本裕朗 (医療機器センター)

高山和喜 (東北大学流体科学研究所)

近藤 正輝、福田浩二、下川 宏明 (東北大学附属病院)

## Experimental study of shock focusing by small reflector and body tissue damage for medical application: Q-switch Ho:YAG laser shock abrasion catheter

Yamamoto Hiroaki, Takayama Kazuyoshi, Kondo Masateru, Shimokawa Hiroaki

Japan Association for the Advancement of Medical Equipment, 3-42-6 Hongo, Bunkyo-ku, Tokyo, 113-0033 JAPAN

Paper reports the recent result of tissue damage tests by focusing underwater micro-shock waves on animal tissues. Shock waves were focused by irradiations of Q-switched Ho : YAG laser beams at a focal point of a 4 mm exit diameter of a truncated ellipsoidal cavity of major to minor radii ratio of 1.41 so as to create high pressures at another focal point outside the cavity. A piezoelectric needle probe was used for pressure measurements. Shaping optical fiber's edge surface into a hyperboloidal or spherical contour, we achieved more effectively laser energy focusing and produced stronger underwater shock waves than with flat end shape one. Resulting focused shock waves were applied to animal tissue tests and we found that it successfully damaged soft tissues revealing the potential for its extension to arrhythmia treatment.

Key Words: underwater micro-shock waves, Q-switched Ho : YAG laser

### 1. はじめに

頻脈性不整脈に対する非薬物療法として高周波アブレーション治療が採用され、広く普及している。しかし、治療部位を電極により焼灼するため、深部の不整脈源の治療が困難なことで、発生する熱により重篤な血栓閉塞症を併発するという問題点がある。

一方、水中衝撃波収束により、限局した空間に瞬間的に高圧を発生させ、尿路・腎臓結石を破砕除去する体外結石破砕術 (Extracorporeal Shock Wave Lithotripsy ESWL) が確立されている [1]。我々は、衝撃波収束法をカテーテルに組み込み可能な大きさにまで小型化し、頻脈性不整脈を治療可能な損傷効果を発現するカテーテル治療を開発している。

本報告は頻脈性不整脈治療に対する新しい治療用カテーテルシステム開発を目的に、Q スイッチ Ho:YAG レーザー [2] を利用した衝撃波アブレーションシステムを評価した。ラット臓器の損傷評価を行い、軟組織について出血等の損傷を確認できた。

### 2. 実験方法

#### 2-1 衝撃波発生法

図 1 に衝撃波発生装置の外観を示す。装置は反射体、光ファイバー、遮蔽膜、支持金具からなる。

反射体の開口端は厚さ 0.1 mm のシリコンゴム製の遮蔽膜で密封され、内部は脱気した精製水で満たされる。レーザー光は光ファイバーを通して水中に収束し、発生した水中衝撃波を外径 4 mm の半切り回転楕円体形状の反射体で反射し、収束させた。光ファイバーの先端は反射体の第一焦点に固定され、反射衝撃波は、取り付け精度の範囲で、第二焦点に収束する (図 2)。

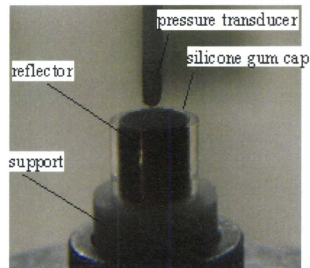


Fig. 1 Shock wave generator.

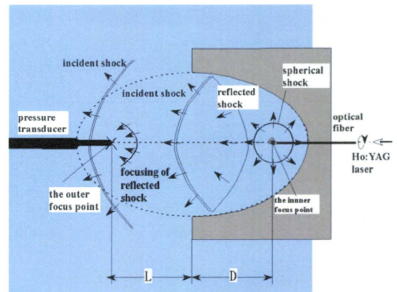


Fig. 2 Schematic diagram of underwater shock wave generation and focusing using ellipsoidal reflector.

水中でレーザー光の集光効率を高めるために、光ファイバーの端面を成形し研磨した。図3にその結果を示し、非球形状と台形と円錐形状の2種類を比較する。研磨は小型旋盤を用いて精密やすりで整形した後、粒度#1500番と#2000番の紙やすりの順に研磨し、最後に粒度#4000番の研磨フィルムで仕上げた。

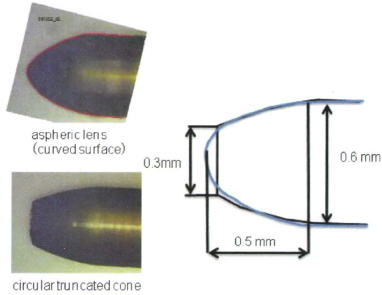


Fig. 3 Shaping of fiber end surface.

### 2-3 衝撃波の可視化と圧力計測

実験光学系を図4に示す。影写真光学系で可視化し、画像を高速カメラ (IMACON 200, DRS) で、コマ間隔300ns、露光時間50ns、解像度1360×1024ピクセルで記録し、PC上に出出力した。同時に、PVDF ニードルハイドロフォン (Müller-platte、立ち上がり時間:50ns、受圧部最大直径0.5mm) で、圧力履歴を測定した。

収束衝撃波の過剰圧のインパルスの2次元分布を、感圧紙 (プレスケール:感度 0.2 MPa~0.6 MPa、富士フィルム) で計測した。図5のように水を満たした水槽内に感圧紙を固定し衝撃波伝播方向に垂直に、発生装置の開口端面との距離Lを変化させ、衝撃波照射をくり返した。

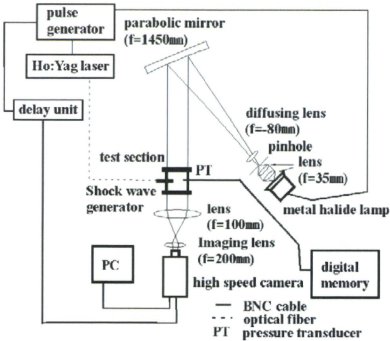


Fig. 4 Experimental setup for optical visualization and dynamic pressure measurement.

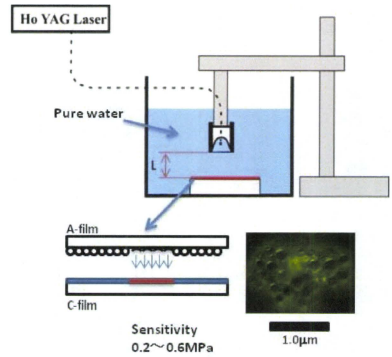


Fig. 5 Experimental setup for measurement planer distribution of maximum overpressure .

### 2-4 生体損傷実験

図6に示すように、ラットの臓器に衝撃波を照射し、その場で出血等の損傷の有無を目視で確認した。装置の開口端面と生体組織の間の気泡混入を避けるように、外部からスポイトで生理食塩水を供給し続けた。

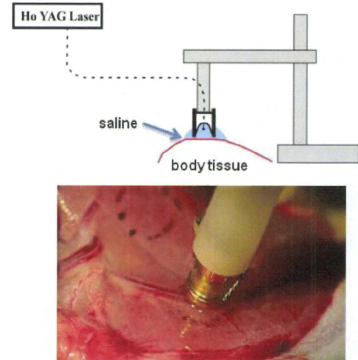


Fig. 6 Experimental setup for animal experiment.

### 3. 実験結果

#### 3-1 可視化と圧力測定

可視化結果を図7に示す。レーザー光照射により光ファイバー先端で発生した球状の直接波が、まず、開口端から放出され、その後0.78µs遅れて、反射衝撃波が収束する。

図8に焦点での圧力履歴を示す。2つの極値が認められ、図4との時間関係から、過剰圧0.3 MPaの直接波通過後、反射波が収束して、収束圧46 MPaを形成したことがわかる。さらに、図2に示した開口端からの距離(L)を変化させ圧力測定した結果、図9に示すように、回転楕円体形状の反射体の第2焦点を中心に直径1mm程度の範囲で40MPa以上の過剰圧を得た。

感圧紙でインパルス分布の測定結果を図10に示す。発生装置の開口端に感圧紙を密着させた場合、開口端

の直径の範囲内はすべて変色したが、焦点距離に感光紙面を置いた場合は直径 1mm 程度の範囲でのみ変色した。

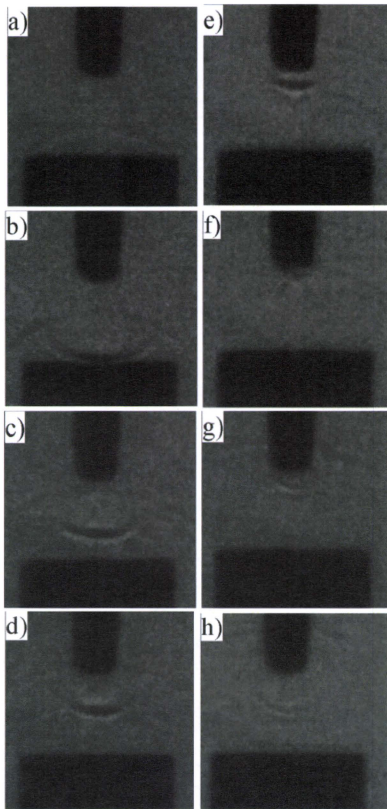


Fig. 7 Time-resolved high-speed shadowgraph of shock focusing, after laser irradiation: (a) 2.35 $\mu$ s; (b) 2.70 $\mu$ s; (c) 3.05 $\mu$ s; (d) 3.40 $\mu$ s; (e) 3.75 $\mu$ s; (f) 4.10 $\mu$ s; (g) 4.45 $\mu$ s; (h) 4.80 $\mu$ s. SDSW, spherical diverging shock wave; CSW, converging shock wave; PT, pressure transducer.

### 3-2 成形端末の性能比較

先端部をレンズ加工した場合、平坦端面に比べて、発生する過剰圧は、図 11 に示すように数倍以上であった。また、非球面形状から先端部を切り落とした台形型に変更した形状では、水中衝撃波の過剰圧は同程度であったが、先端部の寿命は 5 秒連続照射から、60 倍 300 秒まで著しく延長された。

### 3-3 衝撃波による生体損傷実験

□□0.6mm の台形型のファイバーと外径 4 mm の半切り回転楕円体形状の反射体を用いて、ラットの臓器に衝撃波を照射した。レーザーの発振周期は 3 Hz、ファイバーのレーザー射出端におけるエネルギーは 35 J/pulse、焦点における衝撃波過剰圧は 40 MPa から 50 MPa であった。

脳では 5 秒連続照射 1 回、肺、肝臓については 5 秒連続照射を 2 回繰り返す、直後に照射部位に出血が認められた。結果を図 12 に示す。一方、大腿部筋肉組織に 5 秒連続照射を 2 回繰り返したが、図 13 に示すように、変化を認めなかった。

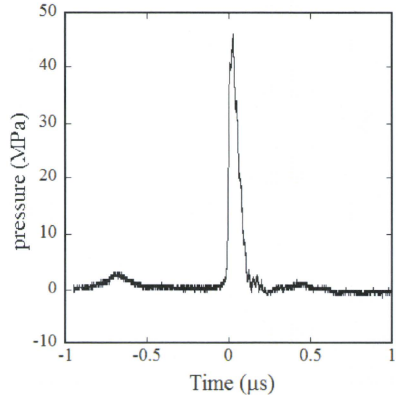


Fig. 8 Pressure waves at the focal spot.

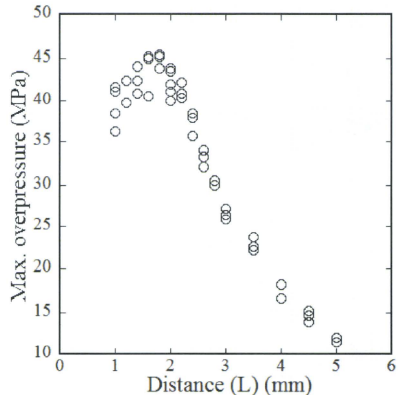


Fig. 9 Max. overpressure along the long axis.

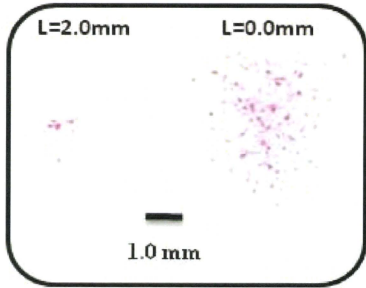


Fig. 10 Planer distributions of Max. overpressure of shock waves.

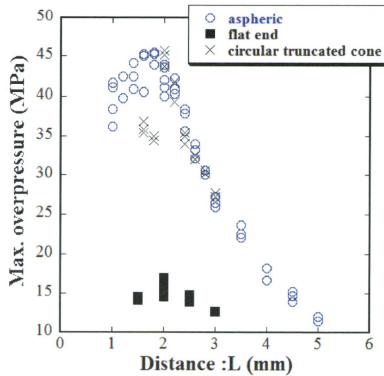


Fig. 11 Comparison between three types of fiber about max. overpressure along the long axis.

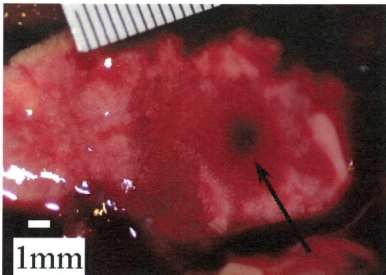


Fig. 12 Hemorrhage in rat's lung by shock wave irradiation.



Fig. 13 Muscles of rat's leg immediately after shock wave irradiation.

#### 4. まとめ

光ファイバーの先端形状の光学設計と研磨法を吟味し、レーザー出射端の損傷を制御すると共に、エネルギー収束効率を高めた。

カテーテルに組み込み可能な短径4mmの半切楕円体形状の反射体を製作し、衝撃波収束効率を実験的に確認した。

ラット臓器に過剰圧40 MPaから50MPaを負荷し、軟組織肺、肝臓、脳について、肉眼で出血等の損傷を確認した。一方、大腿部の筋肉組織には、目視観察の限りでは、変化が認められなかった。

今後、より高出力の収束衝撃波の発生を目指し、装置の改良に取り組む予定である。

#### 5. 謝辞

Qスイッチ Ho:YAG レーザーの使用と光ファイバーのレーザー入射端の加工など諸般にわたり、スパークリングフォトン(株)の金田 道寛氏に、衷心より謝意を表します。反射体加工に関して、ハイレックスコーポレーション(株)の嶋 實氏の協力を得た。実験装置の製作では流体科学研究所の赤間利男氏、早坂庄吉氏、菊田清氏、本名正孝氏の献身的な協力を得たことを記し、謝意を表する。

参考文献：(1) 高山和喜, 水中衝撃波フォーカシングによる非観血的結石破碎について, 日本機械学会誌, **90**, 571-576 (1987).

(2) Hosseini SHR et al., Study of micro-underwater shock waves induced by Q-switched Ho:YAG laser focusing. 日本流体力学会年會講演論文集, 444-445, (2002)

# An experimental study on focusing of underwater micro shock waves induced by Q-switched Ho : YAG laser

**H.Yamamoto, K.Takayama** Institute of Fluid Science, Tohoku University, 2-1-1 Katahira, Aoba-ku, Sendai, Miyagi, 980-8577 JAPAN

**H.Shimokawa**

Department of Cardiovascular Medicine Tohoku University Hospital, 2-1, Seiry-machi, Aoba-ku, Sendai 980-8575

**T.Hashimoto**

Saga University, 1 Honjo-machi, Saga-city, Saga 840-8502

Paper reports a quantitative study of focusing of underwater micro-shock waves induced by direct irradiation of pulse laser beam. Energy source was a Q-switched Ho : YAG laser. Piezoelectric needle probe was used for dynamic pressure measurements.

The laser beam was focused and transmitted through an optical fiber. The laser interaction with water produced micro plasma, which drove spherical shock wave in water and followed by formation of a vapor cavity. By shaping the optical fiber's surface to a hyperboloidal or spherical contour, an effective laser focusing and stronger underwater shock waves were achieved than that of flat end. The micro shock waves were generated at the inner focus of the spheroidal small reflector, reflected shock waves were focused at the outer focus point.

The overpressures of reflected shock waves along major axes of the spheroidal small reflector, increases at an accelerated pace near the outer focus point and 19 times from incident shock wave at the point. The micro shock waves produced by this method have potential to be applied for shock induced tissue damage for a treatment of arrhythmia.

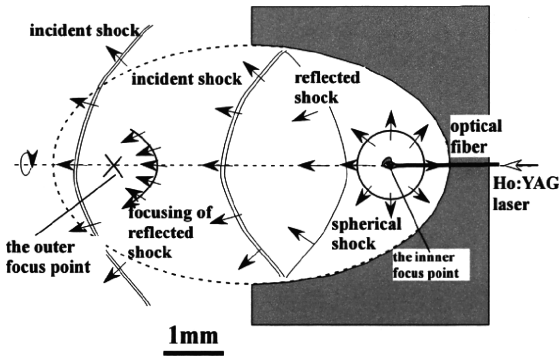


Figure 1. Schematic illustration of shock focusing using spheroidal reflector

Table 1. Laser specification

wavelength	pulse frequency	output energy
2100 nm	5 Hz	30mJ/pulse

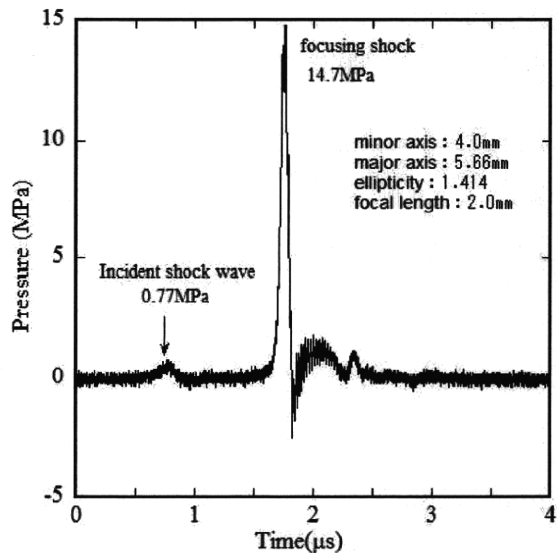


Figure 2. Pressure history

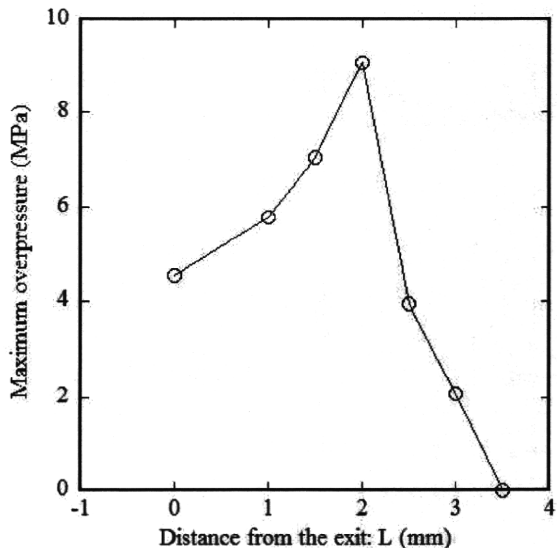


Figure 3. The overpressures of reflected shock waves along major axes of the spheroidal small reflector



# 各種液体の状態方程式の計測

○山本 裕朗（医療機器センター）、大谷 清伸、下川 宏明、高山 和喜（東北大学）

## Determination of EOS in various liquids

YAMAMOTO Hiroaki, OHTANI Kiyonobu, SHIMOKAWA Hiroaki and TAKAYAMA Kazuyoshi

Japan Association for the Advancement of Medical Equipment, 3-42-6 Hongo, Bunkyo-ku, Tokyo, 113-0033  
JAPAN

### Abstract

This paper reports a result of experiments for the determination of equations of state (EOS) of various liquids at the pressure range, which are primarily needed to perform numerical simulation uniquely predicting behaviors of shock waves used for therapeutic purposes. Taking advantage of experimental setup and instrumentations: ImaCon 200; and PVDF pressure transducers, we succeeded to precisely visualize shock wave motion at its earlier stage and to measure shock wave over-pressures. Underwater shock waves were generated at higher degree of reproducibility by explosion of 10mg silver azide pellets ignited at Nd: YAG laser irradiation. The Tait type EOS of saline water and gelatin/ water mixtures at various concentrations, tissue model substitutes, was determined.

Key Words : Shock Wave, Tait EOS, Hugoniot curve, Gelatin mixture, NaCl solution

### 1. はじめに

衝撃波医療など衝撃波学際応用 [1] では、生体組織内を伝播する衝撃波の挙動を正確に予知することは重要である。従来の体外衝撃波結石破碎術 ESWL では、収束過程の特定や収束高圧の発生には、特別の精度は要求されなかったが、より精緻な衝撃波の医療応用では、これらの要件の精度と制御は必須である。

そのために、数値模擬を援用して、生体中の衝撃波現象を予知することは、重要な基礎研究課題である。一般に、生体組織は水に近い音響特性を持つ。従来、生体を水とみなした研究が多い。しかし、生体内の衝撃波は、臓器界面で反射・回折・屈折など、僅かではあるが非線形波動の効果を発現する。従って、精密な治療効果を期待するときには、非一様媒体中の非線形波動現象を正確に予測するために、比較的低い圧力条件下での、各種媒体の圧力—密度の関係、ユゴニオ曲線を求め、この曲線から媒体の医療応用に有意義な状態方程式を経験的に決定することが重要な課題となる [2]。なお、超高圧下での液体の状態方程式 EOS は、医療応用に有効な圧力の範囲を遙かに超え、この外挿は大きな誤差を含み、適用できないことを注意する。

従って、本研究では、医療応用を視野に入れた、濃度の異なるゼラチンと塩水など各種液体中で、微小爆薬の制御した起爆で得た衝撃波の発生初期過程を高速カメラ、イメコン 200 で撮影し、伝播速度の時間変化を測定した。また、同時にピエゾ型圧力変換器と光ファイバー圧力変換器で爆発点近傍 2 点での圧力の時間変化を測定し、計測結果から、Tait 型の表示に従う各種媒体の EOS を

求めた。これらの関係を土台に、将来数値模擬を準備中である。

### 2. 実験方法

#### 2-1 衝撃波発生法と圧力・衝撃波伝播速度の計測

図 1 に試験槽の略図を示す。試験槽はステンレス鋼製、内径 100 mm、長さ 100 mm の円筒の両端に厚さ 10 mm のアクリル製窓を取り付けている。また、側面には圧力変換器と光ファイバーの挿入口を設けている。

図 2 に、実験系の概略を示す。衝撃波は微小爆薬（円筒形のアジ化銀  $\text{AgN}_3$   $10 \pm 0.1$  mg, 昭和金属工業）の爆発 [3] で発生させた。アジ化銀は瞬間接着剤で光ファイバーの先端に接着し、実験槽の中央に配置する。光ファイバーのもう一端から Nd:YAG Laser (Laser photonics 製, 25mJ/pulse) を照射して図 1 のように起爆させた。衝撃波の圧力履歴は、ピエゾ型圧力変換器 (PVDF Needle Hydrophone) (Muller-Platte Needle Probe for -10 to 150 MPa, Dr. Müller Instruments) または光ファイバー圧力変換器 (FOPH200, RP Acoustics 製) により測定し、出力信号はデジタルモリヤー (TDS7254, Tektronix 製) に記録した。

球状衝撃波は図 2 の影写真光学系で可視化し、時系列画像を高速カメラ (IMACON200, DRS Technologies 製) で、コマ間隔 20 ns、露光時間 5 ns、解像度  $1360 \times 1024$  ピクセルで PC 上に記録した。

#### 2-2 試験媒体

試験媒体は、まず、純水、NaCl水溶液（10、20wt%）、ゼラチン20wt%水溶液である。

純水(日本薬局方)は真空乾燥炉（VOI-B型、清水理化学機器製作所）内で脱気処理した。NaCl水溶液は純度99.5%以上の塩化ナトリウム粉末（和光純薬工業）を上述の脱気処理した純水に加え、約313 Kから323 Kの湯煎により完全に溶解させた。ゼラチンも同様に湯煎で完全溶解させたあと、約323 Kに予熱した図1の試験槽に注入し、爆薬を固定して密閉した。その後、約292 Kの室内に20時間程度放置して徐冷し、完全にゲル化させた。

実験前後の試験媒体の温度は純水とNaCl水溶液では、サーミスタセンサ付デジタル温度計（SK-1250、佐藤計量器製作所製）で計測し、 $293 \pm 0.3$  Kを確認した。また、ゼラチンでは、実験2、3時間前より、水温を $293 \pm 0.1$  Kに調節した恒温槽に試験槽全体を浸し、試片温度を均一にした。実験後に温度測定し、 $293 \pm 0.1$  Kを確認した。

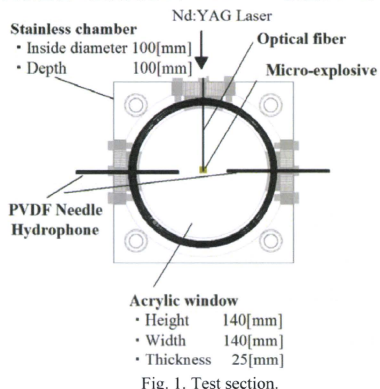


Fig. 1. Test section.

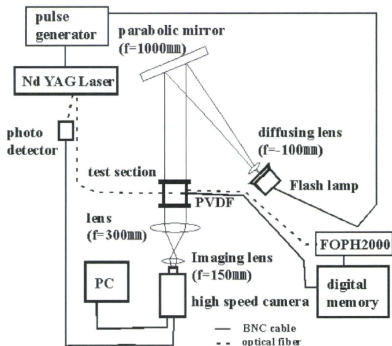


Fig. 2. Schematic diagram of experimental setup

### 3. 実験結果

#### 3-1 衝撃波伝播速度

アジ化銀10mgの起爆により発生する衝撃波の圧力履歴を図3に示す。圧力計測のデジタルメモリのサンプリング周波数はすべて100 MHzである。媒体中の衝撃波過剰圧は急激な立ち上がりした後、衝撃波背後の負圧なしに大気圧へと指数関数的に減衰する。

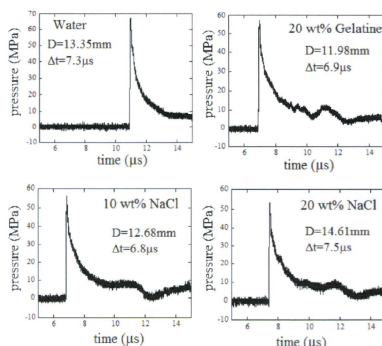


Fig. 3. Pressure waves in distilled water, water gel of 20 wt% gelatin, 10 wt% and 20 wt% NaCl solution.

図4に濃度20 wt.%のゼラチン内で発生させた球状衝撃波の影写真を示す。このようなPC上に記録された影写真を画像解析することにより、衝撃波面の爆心からの距離を時系列的に求めた。

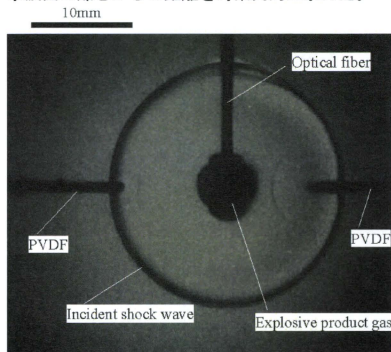


Fig. 4. Shadowgram visualization of the explosion of a 10 mg  $\text{AgN}_3$  charge,  $7.2 \mu\text{s}$  after ignition in the water gel of 20 wt% gelatin.

図5に衝撃波面の爆心からの距離と到達時間の関係を示す。衝撃波伝播速度は以下の手順で求めた。各媒体について、距離と時間の関係を(1)式

[5, 6]で近似し、それぞれ回帰曲線の変数を求め、表 1 に示した。

$$R_s = m_1(1 + m_4 t_s) + m_2 \ln(1 + m_4 t_s) + m_3 \sqrt{\ln(1 + m_4 t_s)} \quad (1)$$

ここに、 $R_s$  は球場衝撃波の半径、 $t_s$  は時間を示す。

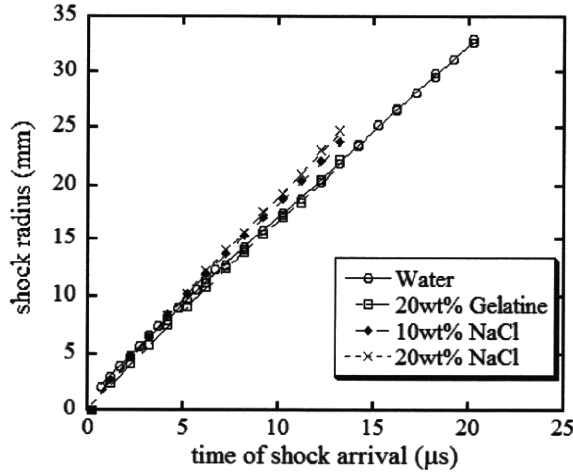


Fig. 5 Measured shock radii versus time arrival for 10 mg charge of silver azide, measured from time-resolved shadowgraph images.

(1) 式を時間微分すると (2) 式を得る。

$$u_s = m_1 m_4 + \frac{m_2 m_4}{1 + m_4 t_s} + \frac{m_3 m_4}{2(1 + m_4 t_s) \sqrt{\ln(1 + m_4 t_s)}} \quad (2)$$

これに表 1 の変数を代入して、衝撃波伝播速度  $U_s$  を得た。

Table. 1 The value of coefficients for plot data in Fig. 3

	Water	20%Gelatine	10%NaCl	20%NaCl
m1	1.09	1.10	1.16	1.15
m2	0.67	1.15	1.48	1.96
m3	-0.35	-1.89	-1.88	-2.38
m4	1.36	1.42	1.40	1.43
sound speed (km/s)	1.482	1.560	1.626	1.651

### 3-2 最大過剰圧と衝撃波伝播速度の関係

衝撃波伝播速度  $U_s$  とその背後の粒子速度  $U_p$  の関係式を以下のように仮定すれば、

$$U_s = C_0 + \beta U_p \quad (3)$$

運動量保存則より、

$$p = \rho_0 U_s U_p \quad (4)$$

質量保存則より、

$$\rho = \rho_0 \frac{U_s - U_p}{U_s} \quad (5)$$

式 3, 4 から  $U_p$  を消去して、圧力  $p$  と衝撃波伝播速度  $U_s$  の関係式(6)を得る。

$$p = \rho_0 U_s \frac{U_s - C_0}{\beta} \quad (6)$$

図 6 に圧力測定結果と 3-1 節で得た衝撃波伝播速度の関係を示す。各媒体について、式 6 で近似し、それぞれ回帰曲線の  $\beta$  を求めた (Table. 2)。

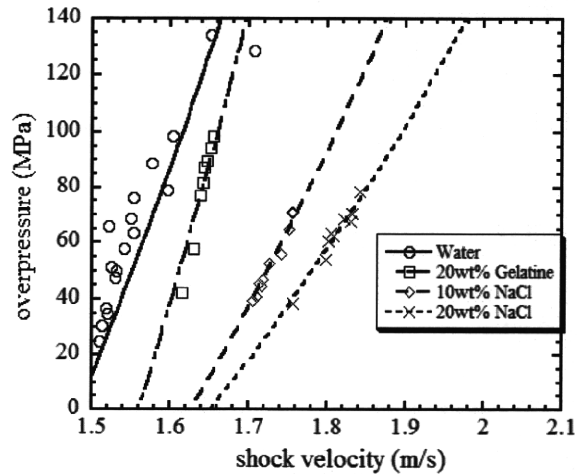


Fig. 6 Measured shock overpressure versus shock velocity.

### 3-3 各媒体の状態方程式

(4) と (5) 式から、

$$p = \rho_0 U_s^2 \left(1 - \frac{\rho}{\rho_0}\right) \quad (7)$$

(6) と (7) 式から  $U_s$  を消去して、

$$p = \rho_0 \left(1 - \frac{\rho}{\rho_0}\right) \frac{C_0^2}{\left(1 - \beta + \beta \frac{\rho_0}{\rho}\right)^2} \quad (8)$$

(8) 式に 3-1 と 3-2 節で得た音速  $C_0$  と  $\beta$  を代入して、圧力と密度の関係を図 5 に示し、Nagoya et al. (1992) による濃度 10 wt% のゼラチン [2] の結果と比較した。

医療応用で意味を持つ圧力領域では、経験的な EOS、液体中の衝撃波伝播の問題で良く用いられる、Tait 型状態方程式 [7, 8, 9] を (9) 式にしめす。

$$\frac{p+B}{\rho_0+B} = \left(\frac{\rho}{\rho_0}\right)^{\gamma} \quad (9)$$

ここに、 $B$ と $\gamma$ は媒体の物質定数である。図7に示した圧力と密度の関係を(9)式で近似して、 $B$ と $\gamma$ を定め、表2に示す。

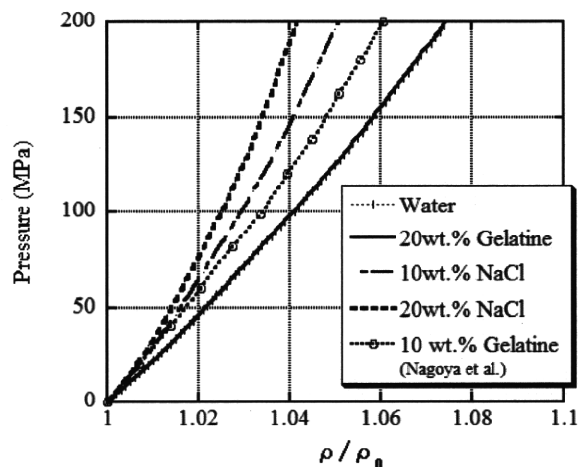


Fig. 7 Shock Hugoniot curves for tested materials.

Table. 2 Results of shock propagation measurements. Data for density are taken from [10].

Material	$\rho_0$ (Kg/m <sup>3</sup> )	$C_0$ (m/s)	$\beta$	$\gamma$	B (MPa)
Water	998	1.48	1.86	7.03	306.7
20 wt% Gelatine	1060	1.56	1.76	6.38	394.8
10 wt% NaCl	1071	1.63	3.59	15.00	187.1
20 wt% NaCl	1148	1.65	5.30	21.80	140.6

#### 4. まとめ

精緻な衝撃波医療応用を目指す数値模擬を支援するために、微小爆発で得た衝撃波伝播を可視化し、過剰圧力を計測し、純水、濃度 10 wt%と 20 wt% の NaCl 水溶液、濃度 20 wt% のゼラチンの 293 K における Tait 式類似の状態方程式を求めた。

濃度 20 wt% のゼラチンは、0 から 200 MPa の圧力範囲で純水ときわめて近いユゴニオ曲線を示した。濃度 10 wt% のゼラチン [2] と NaCl 水溶液は純水と濃度 20 wt% のゼラチンより圧縮されにくい傾向を示す。これらの結果を、さらに広い濃度範囲での NaCl、ゼラチン、グリセリン、ひまし油など、医療模擬物質に拡張し、実験手法を精緻にして、血液、種々の条件下での血栓の状態方程式を求める予定である。なお、不透明媒体については、露光時間 10ns のフラッシュ X 線の利用を視野に入れている。

#### 参考文献：

[1] 高山和喜ほか (1995) , 衝撃波ハンドブック, シュプリンガー・フェアラーク東京

[2] Nagoya H, Obara T, Kuwahara M, Takayama K (1992) A Study of Shock Wave Propagation in Human Tissue 第 6 回日本エム・イー学会秋季大会 衝撃波結石破碎研究会 98-102.

[3] Takayama K, Esashi H, Sanada N (1983) Propagation and focusing of spherical shock waves produced by underwater microexplosions, In: Archer RD and Milton BE (Eds.) Proc. 14<sup>th</sup> Int. Symp. on Shock Tubes and Waves 553-562.

[4] Takayama K, Abe A (1989) Interaction of underwater shock wave with air bubbles, In: Meier GEA and Thompson PA (Eds.) Adiabatic Waves in Liquid-Vapor Systems, IUTAM Symp., Göttingen, Germany 91-100.

[5] Dewey JM (1971) The properties of a blast wave obtained from an analysis of the particle trajectories. Proc Roy Soc A 324: 275-299

[6] Kleine, H, Dewey JM, Ohashi K, Mizukaki T, Takayama K. (2003) Studies of the YNT equivalence of silver azide charges. Shock Waves 13: 123-138.

[7] Tait PG (1888) Report on some of the physical properties of fresh water and of sea water. Phys. Chem. Chall. Exp. PartIV 1-78.

[8] Dymond JH, Malhotra R (1988) The Tait equation: 100 years on. Int. J. Thermophys. 9: 941-951.

[9] Heuckroth LE, Glass II (1968) Low-Energy Underwater Explosions. Phys. Fluids 11: 2095-2107.

[10] Lide DR (2000) CRC Handbook of chemistry and physics. CRC Press, Florida

# Qスイッチ Ho:YAG レーザーによる水中衝撃波の発生と小型回転楕円体を用いた衝撃波収束法

○山本 裕朗（財団法人 医療機器センター）  
高山 和喜、下川 宏明（東北大学）

An experimental study on focusing of underwater micro shock waves induced by Q-switched Ho : YAG laser

Hiroaki YAMAMOTO (JAAME)

Kazuyoshi TAKAYAMA (Institute of Fluid Science, Tohoku University)

Hiroaki SHIMOKAWA (Department of Cardiovascular Medicine Tohoku University Hospital)

キーワード：イメージコンバーターカメラ，Qスイッチ Ho:YAG レーザー，水中衝撃波収束  
Keywords: IMACON, Q-switched Ho : YAG laser, underwater shock focusing

Paper reports a quantitative study of focusing of underwater micro-shock waves induced by direct irradiation of pulse laser beam. Energy source was a Q-switched Ho : YAG laser (2100nm, 100ns).

The laser beam was focused and transmitted through an optical fiber. The laser interaction with water produced micro plasma, which drove spherical shock wave in water and followed by formation of a vapor cavity. By shaping the optical fiber's surface to a hyperboloidal contour, an effective laser focusing and stronger underwater shock waves were achieved than that of flat end. The micro shock waves were generated at the inner focus of the ellipsoidal small reflector, reflected shock waves were focused at the outer focus point. The whole sequence of the shock wave generation and propagation were visualized by time-resolved high speed shadowgraph method. The overpressures of reflected shock waves along major axes of the ellipsoidal small reflector were measured by using piezoelectric needle probe. The micro shock waves produced by this method have potential to be applied for shock induced tissue damage for a treatment of arrhythmia.

## 1. はじめに

これまで、頻脈性不整脈に対する非薬物療法として高周波アブレーション治療が採用され、広く普及している。しかし、治療部位を電極により焼灼するため、深部の不整脈源の治療が困難なことから、発生する熱により重篤な血栓閉塞症という問題点がある。

これらの問題点を克服するために、われわれは東北大学循環器内科教室と共同で、比較的深部の限局した位置に衝撃波を収束させ、心筋組織を壊死させる、衝撃波アブレーション法 [1]の開発に取り組んでいる。

水中衝撃波収束により、限局した空間に瞬間的に高圧を発生させ、尿路・腎臓結石を破砕除去する体外結石破砕術（Extracorporeal Shock Wave Lithotripsy ESWL）が確立されているが[2]、これをカテーテルに組み込み可能なサイズまで小型化した。すなわち、Qスイッチ Ho:YAG レーザーの出力光

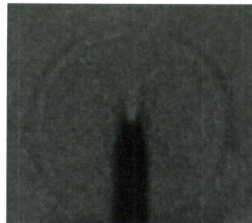


Figure 1. Underwater spherical shock wave generated at the tip of lensed optical fiber of 0.6 mm diameter.

をレンズドファイバーを通して水中にフォーカスさせ、発生した水中衝撃波 (Fig. 1) を直径 4mm の半切り回転楕円体形状の反射体で収束させた。

本研究は詳細な基礎データの取得を目的に、圧力測定と影写真法での可視化結果を取りまとめた。

## 2. 実験方法

### 2.1. 実験光学系

本研究で用いた実験光学系を Fig. 2 に示す。

衝撃波は影写真光学系で可視化し、時系列画像を高速度カメラ (IMACON 200, DRS 社) で、コマ間隔 300ns、露光時間 50ns、解像度 1360×1024 ピクセルで PC 上に記録した。同時に PVDF ニードルハイドロフォン (Müller 社、立ち上がり時間: 50ns, 受圧部直径: <0.5mm) で圧力履歴の測定を行った。

### 3. 実験結果

可視化した結果を Fig. 3 に示す。レーザー照射により光ファイバー先端で発生した球状衝撃波が、反射体の開口端から放出され、その後 0.8μs 遅れて、反射体内壁で反射した衝撃波が収束する様子が見られる。

圧力測定の結果、回転楕円体形状の反射体の第 2 焦点を中心に直径 1mm 程度の範囲で 40MPa 以上の衝撃波過剰圧が得られた (Fig. 4)。

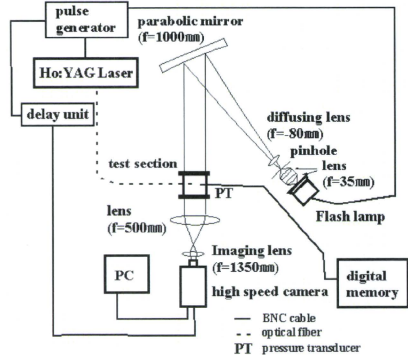


Figure 2. Experimental setup.

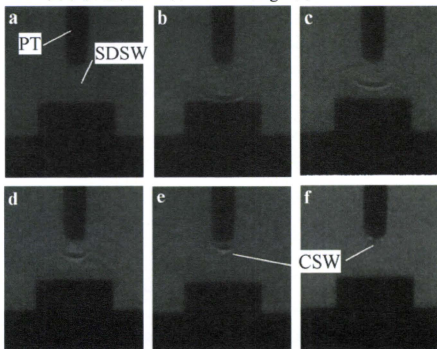


Figure 3. Time-resolved high-speed shadowgraph visualization of shock focusing, after laser irradiation: (a) 2.0μs; (b) 2.35μs; (c) 2.7μs; (d) 3.05μs; (e) 3.4μs; (f) 3.75μs. SDSW, spherical diverging shock wave; CSW, converging shock wave; PT, pressure transducer.

### 参考文献

- [1] Takahiro Nishida et al., Extracorporeal Cardiac Shock Wave Therapy Markedly Ameliorates Ischemia-Induced Myocardial Dysfunction in Pigs in Vivo, *Circulation*, **110**, pp. 3055-3061 (2004).
- [2] 高山和喜, 水中衝撃波フォーカシングによる非視血的結石破碎について, *日本機械学会誌*, **90**, pp.571-576 (1987).

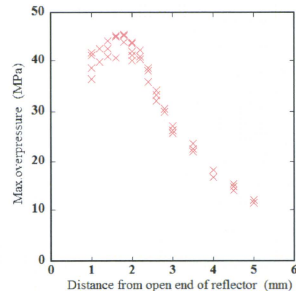


Figure 4. Max. overpressure along major axes of the ellipsoidal reflector.

