

200813003A

厚生労働科学研究費補助金

医療機器開発推進研究事業

国産技術に基づく不整脈治療用衝撃波アブレーションシステムの
開発に関する研究

平成 20 年度 総括研究報告書

研究代表者 下川 宏明

平成 21 年（2009 年） 3 月

目 次

I. 総括研究報告 国産技術に基づく不整脈治療用衝撃波アブレーションシステムの開発に関する研究 下川 宏明	1
II. 研究成果の刊行に関する一覧表	6
III. 研究成果の刊行物・別刷	7

厚生労働科学研究費補助金（医療機器開発推進研究事業）
総括研究報告書

国産技術に基づく不整脈治療用衝撃波アブレーションシステムの開発に
関する研究

研究代表者 下川 宏明 東北大学大学院医学系研究科循環器病態学・教授

研究要旨

心臓病は我が国の死因の中で第2位を占める。また突然死の原因として心臓性急死が9割を占めるとされ、その中でも頻脈性不整脈は虚血性心疾患とともに主要な死因の一つである。この頻脈性不整脈の治療法として急速に拡大し主流となりつつあるのが、心腔内に留置したカテーテル先端から不整脈の原因と考えられる部位に対して電流を流し、原因となる心筋組織を焼灼する高周波カテーテルアブレーションである。現在ほぼあらゆる頻脈性不整脈に応用されるようになってきている。しかし、高周波カテーテルアブレーションには原理的に不可避な2つの大きな問題点がある。1つは深達度に限界があり心筋深層（心外膜側）起源の不整脈が治療できない点、もう1つは心内膜側への通電に伴う血栓塞栓症である。これらの問題点を克服するためには、任意の部位にのみ治療効果を及ぼしうるアブレーションシステムの開発が必要である。我々は、結石破碎に臨床応用されている衝撃波に注目をした。衝撃波は、任意の部位に任意の強度の衝撃を与えることができ、これがアブレーションカテーテルシステムに応用できれば、焦点深度を変えることにより、あらゆる深度の起源の不整脈を治療することが可能となる。さらに、現行の高周波アブレーションと異なり、心内膜側表面ではなく、内部心筋への作用のため従来の方法の主要な合併症である血栓塞栓症を大幅に減らすことが期待される。本研究では、こうした着想に基づき、全く新しい概念による頻脈性不整脈に対する世界初の衝撃波アブレーションの開発を目指している。

我々は、低出力体外衝撃波を慢性心筋虚血に対する血管新生に応用する研究を既に行っており、循環器領域における衝撃波の臨床応用のパイオニアである。本研究では、これまで蓄積された基礎的・臨床的経験を生かし、先端から衝撃波を発生させるアブレーション用カテーテルの開発を目指す。加えて、共同研究者である東北大学流体科学研究所は衝撃波発生・制御に関する研究において世界的にも最先端の技術を要し、既に衝撃波発生機構の小型化に成功している。今後は、これを組み込むカテーテルの開発が進めば、臨床応用の可能性は非常に高いと考えている。

本研究で開発を目指す不整脈治療用の国産の衝撃波アブレーションシステムは、高周波アブレーション治療が無効な患者の治療に有用なだけでなく、現行の高周波アブレーションシステムそのものにとって代わる可能性がある。日本を含む全世界で高周波アブレーションが普及している現状を考えると、その医学的・経済的波及効果は極めて大きいと考えられる。

研究分担者氏名・所属研究機関名及び所属研究機関における職名

安田 聡・東北大学大学院医学系研究科・准教授

伊藤 健太・東北大学大学院医学系研究科・准教授

福田 浩二・東北大学大学院医学系研究科・助教

若山 裕司・東北大学大学院医学系研究科・助教

広瀬 尚徳・東北大学大学院医学系研究科・助教

山口 展寛・東北大学大学院医学系研究科・医員

近藤 正輝・東北大学大学院医学系研究科・大学院

高山 和喜・東北大学流体科学研究所・客員教授

山本 裕朗・東北大学流体科学研究所・リサーチレジデント

A. 研究目的

現代社会問題となっている突然死・急死の原因として心臓性急死が9割を占めると考えられ、その中でも頻脈性不整脈は虚血性心疾患とともに主要な死因の一つである。頻脈性不整脈の治療は従来の薬物療法に加え、非薬物療法として原因となる心筋組織を焼灼する高周波カテーテルアブレーションによる根治術の開発が進んできた。一方、高周波カテーテルアブレーションには原理的に不可避な2つの大きな問題点がある。1つは心筋深層（心外膜側）起源の不整脈が治療できない点、もう1つは心内膜側への通電に伴う血栓・塞栓症である（図1）。これらの問題点を克服するためには、任意の部位にのみ治療効果を及ぼしうるアブレーションシステムの開発が必要である。

本研究で開発を目指す衝撃波アブレーションシステムは、現行の高周波カテーテル治療では難治性とされる心外膜側に起源を

持つ頻脈性不整脈（主に心室頻拍）の根治に大きな期待がかかる（図2）。心臓性突然死の重要な原因の一つと考えられる器質的心疾患（拡張型心筋症・心筋梗塞後など）を有する心室性頻拍は、心外膜側に不整脈起源を持つことが多いとされている。これらの心室頻拍コントロール目的の抗不整脈薬療は、その陰性変力作用により、逆に患者の予後を悪化させる可能性もある。本治療システムにて薬物を使用せず頻脈性不整脈のコントロールが可能となれば、不整脈治療に革新的な進歩をもたらすことが期待される。また、現行のカテーテル治療の合併症である血栓塞栓症を減少させ、より安全性が高い治療であることが確認できれば、更に薬物療法からカテーテル治療へ移行する症例が増え、市場が拡大するとともに国民生活の向上に大きく貢献することが期待される。

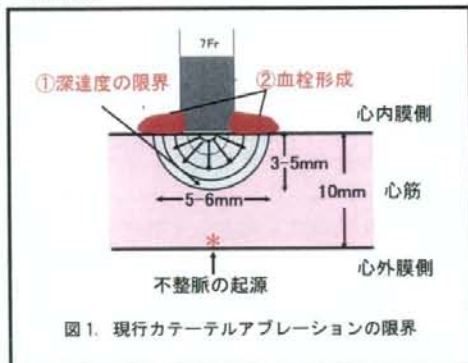


図1. 現行カテーテルアブレーションの限界

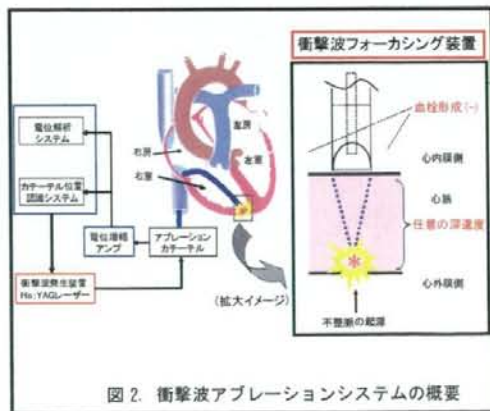
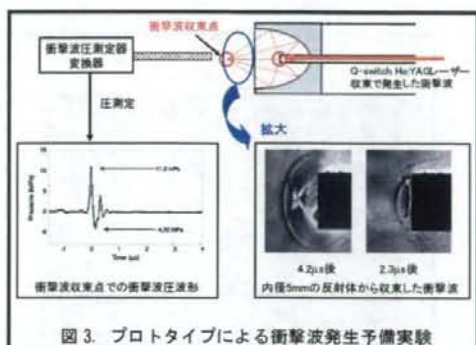


図2. 衝撃波アブレーションシステムの概要

B. 研究方法

(1) 衝撃波アブレーションシステムの工学的基礎研究開発

- 1) カテーテル先端から発生する衝撃波の発生と収束する距離に関する研究 (図3)
現行の高周波アブレーションシステムの深達度は心内膜側から5mmの深さである。我々はより深層の5-10mmの部位への、衝撃波の発生と収束を目標とする。



- 2) 心筋細胞損傷に最適な圧力波形の研究
我々は現段階で衝撃波フォーカシング装置の小型化に成功しており、今後治療応用可能な衝撃波の強度を追求する。
- 3) 先端部の機能性と熱設計研究
衝撃波焦点距離を可変化する装置の開発に加え、衝撃波発生時の熱発生組織への影響を検討する。
- 4) 小動物実験での確認研究
大型動物の in vivo 実験の前に、小動物における衝撃波の深層への影響を確認する。

(2) 衝撃波アブレーションシステムの実用化研究開発

- 1) カテーテル先端の衝撃波発生機構細径化
カテーテル先端の先端部を半球楕円体にし、YAGレーザーから発生した衝撃波を高率よく、目標の焦点に収束させるための機構を開発する。
- 2) カテーテル曲げ機構の開発
カテーテル先端を心腔内で任意の場所に設置するための曲げ機構を開発する。開

発されたフォーカシング装置を持つ衝撃波カテーテル装置の操作性を高めるため、衝撃波発生機構の細径化に取り組む。またカテーテルに個体内での位置決め機構の開発・診断機能の併設を試みる。

- 3) 電位診断機能・位置検出機構の併設
現行の高周波カテーテルアブレーションシステムは、すでに不整脈起源を電位的に同定しうる。またその任意の場所を3次元マップに描出し、治療用カテーテルをその部位に誘導することが可能となっている。今回我々は、先端部へ心筋興奮の電位を検出する電位診断機構の開発、発生した衝撃波が確実に不整脈起源に到達可能とするために、衝撃波が目標部へ垂直に向かうように、先端部の心筋表面に対して垂直に接していることを確認する位置確認機構を開発する。

(3) 衝撃波アブレーションの臨床的基礎研究

- 1) 先進医工学研究による心筋細胞損傷実験の評価
工学的基礎研究における心筋細胞損傷実験に関して組織学的手法を用い、衝撃波の深達度・損傷の程度を評価する。
- 2) 工業的に設計されたカテーテルの操作性・位置決め技術の臨床的検証
カテーテルの操作性の検証・電位・抵抗によるカテーテルの位置決め装置を検証する。
- 3) 実用カテーテルの組織標本における衝撃波の強度・深達度の検証
ミニマム還流組織標本を用い、可視下にカテーテルを組織に密着させた状態で衝撃波を発生し、その組織標本から衝撃波の強度・深達度を検証する。
- 4) 実用カテーテルの大型標本(ブタ)における機能性・効果の検証
透視下でのカテーテルの操作性の確認を行う。また組織との密着性・カテ先端の方向性を電位・抵抗を確認し、位置決め装置の有効性を評価する。

衝撃波を発生し、その組織標本より深達度・強度を確認する。

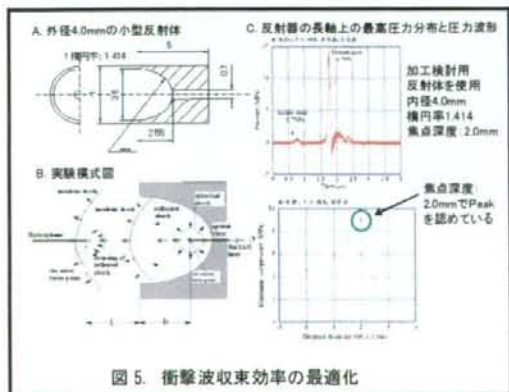
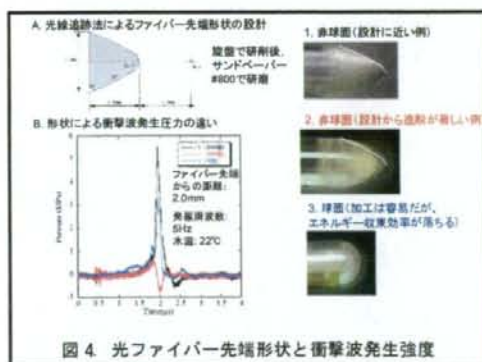
(倫理面への配慮)

動物実験では、動物愛護に十分配慮し、東北大学動物実験審査委員会の審査を受けて行う。

C. 研究結果

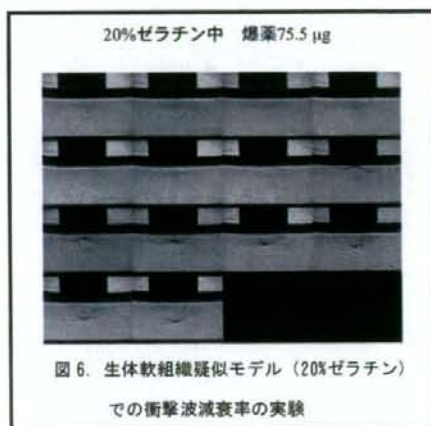
(1) 衝撃波発生法の最適化と収束法研究について

光ファイバーの先端形状の工学設計と研磨法の実験研究を行い、レーザー出射端の損傷を防ぎつつ、レーザーエネルギー収束効率を高めた(図4)。カテーテルに組み込み可能なサイズの短径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(図5)。



(2) 心筋細胞損傷に最適圧力波形研究

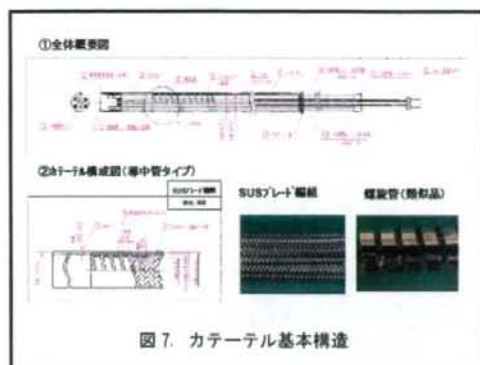
生体軟組織の擬似モデル試料として濃度20wt.%のゼラチンを用いて、衝撃波過剰圧の減衰率を定量化した(生体の軟組織の多くは約80%の水と約20%のタンパク質で構成されている)(図6)。衝撃波収束点を水中に置き換えた場合、生体損傷に30MPa程度の圧力が必要ながことが判った。



(3) アブレーションシステム実用化研究

衝撃波発生装置を組み込む基本構造の設計を行い(図7)、内部構造の特定化に成功した。外径は4mm、内径3.1mmで設計し、内部構造にはスプリング、ステンレス編組を使用。曲げ曲率15R、圧縮剛性中間部20N、先端部15Nを得た。

衝撃波発生先端部の反射器内の水分充填機構を検討し、充填チューブ径・充填時間を確認した。



D. 考察

衝撃波を用いた不整脈治療システムは、国内外においてその報告はなく、臨床応用可能となれば、世界初の装置となる。今回我々はカテーテル先端からの衝撃波発生装置において、衝撃波発生、その収束による衝撃波の強度が確認し、また臨床応用可能なカテーテルの基本設計を得た。臨床応用の可能性を高めた。

E. 結論

不整脈治療用衝撃波アブレーションシステムは、任意の点に衝撃波を収束させることが可能であり、あらゆる深度の起源をもつ不整脈に対して有効な治療法となりうる。衝撃波の収束距離の精度・強度の向上を進め、組み込みカテーテルの開発を更に進め、て臨床応用につなげていく。

F. 健康危険情報

特になし。

G. 研究発表 論文発表

なし

2. 学会発表

(国内発表)

- ①各種液体の状態方程式の計測. 山本裕朗, 大谷清伸, 下川宏明, 高山和喜(平成20年度衝撃波シンポジウム, 名古屋, 平成21年3月17日-19日)

(海外論文発表)

- ①An experimental study on focusing of underwater micro shock waves induced by Q-switched Ho:YAG laser. Yamamoto H, Takayama K, Shimokawa H, Hashimoto T. (27th International Symposium on Shock Waves, St. Petersburg, Russia July 19-24, 2009)

H. 知的財産権の出願・登録状況(予定を含む)

1. 特許取得

特許名: 衝撃波アブレーションシステム、
 発明者: 下川 宏明、高山 和喜、
 嶋 實出願人: (株)ハイレックスコーポレーション、
 出願日: 平成19年9月6日「登録済」、出願番号: 特願2007-2231214

研究成果の刊行に関する一覧表

書籍

著者氏名	論文タイトル名	書籍全体の 編集者名	書 籍 名	出版社名	出版地	出版年	ページ

雑誌

発表者氏名	論文タイトル名	発表誌名	巻号	ページ	出版年

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、超高压下での液体の状態方程式 EOS は、医療応用で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度カメラ、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 AgN_3 10 ± 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。光ファイバーの另一端から Nd:YAG Laser (Laser photonics 製, 25 mJ/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 (FOPH2000, RP Acoustics 製) により測定し、出力信号はデジタルメモリー (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、時系列画像を高速度カメラ (IMACON200, DRS Technologies 製) で、コマ間隔 2 Ons、露光時間 5 ns、解像度 1360×1024 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（VO1-B型、清水利化学機器製作所）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 ± 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 ± 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。実験直後に温度測定し、 293 ± 0.1 Kを確認した。

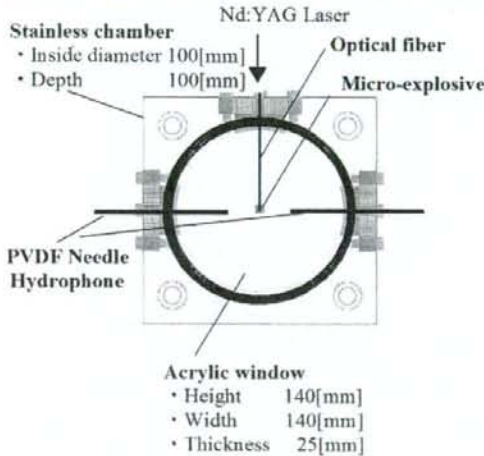


Fig. 1. Test section.

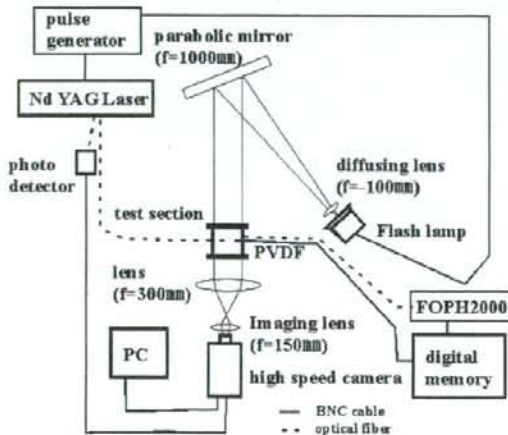


Fig. 2 Schematic diagram of experimental setup

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。

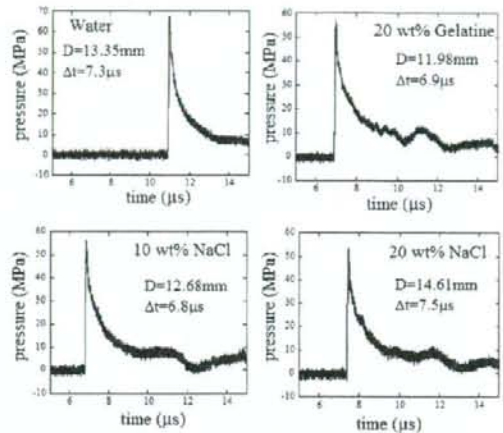


Fig. 3. Pressure waves in distilled water, water gel of 20 wt% gelatin, 10 wt% and 20 wt% NaCl solution.

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。

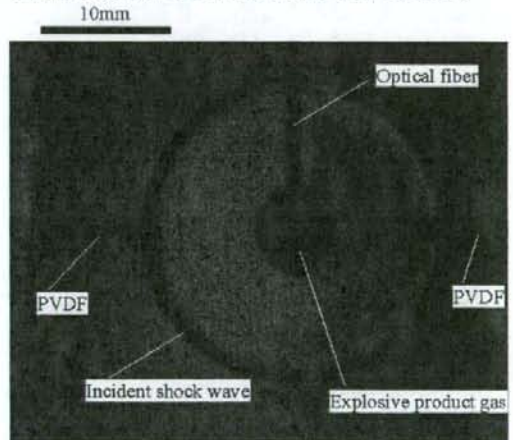


Fig. 4 Shadowgram visualization of the explosion of a 10 mg AgN_3 charge, $7.2 \mu s$ after ignition in the water gel of 20 wt% gelatin.

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。

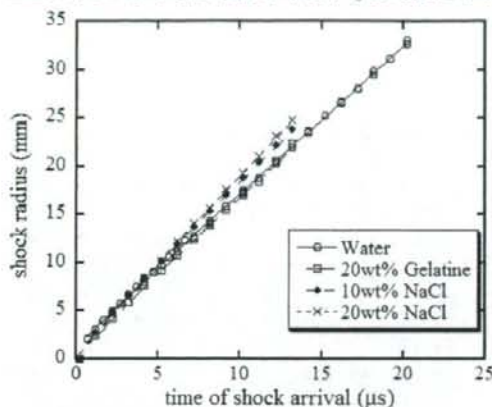


Fig. 5 Measured shock radii versus time arrival for 10 mg charge of silver azide, measured from time-resolved shadowgraph images.

(1) 式を時間微分すると (2) 式を得る。

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

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 5 で近似し、それぞれ回帰曲線の β を求めた (Table. 2)。

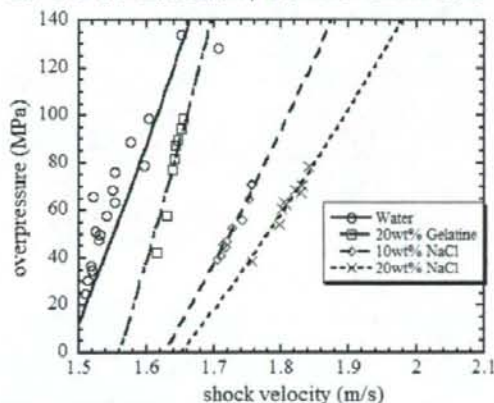


Fig. 6 Measured shock overpressure versus shock velocity.

3-3 各媒体の状態方程式

(4) と (5) 式から、

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

(4) と (5) 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 β 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) 式に示す。

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

ここに、 B と γ 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 γ を定め、表2に示す。

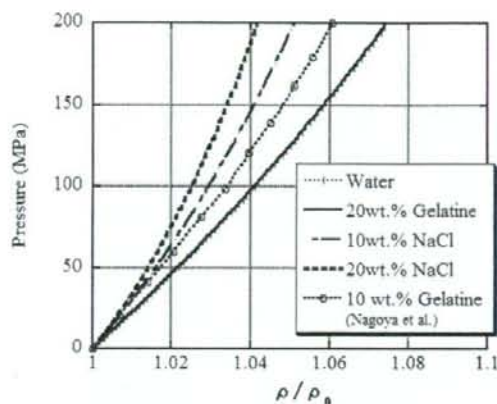


Fig. 7 Shock Hugoniot curves for tested materials. Velocity

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

Material	ρ_0 (Kg/m ³)	C_0 (m/s)	β	γ	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. 14th 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. Part IV 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

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, Seiryomachi, 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.

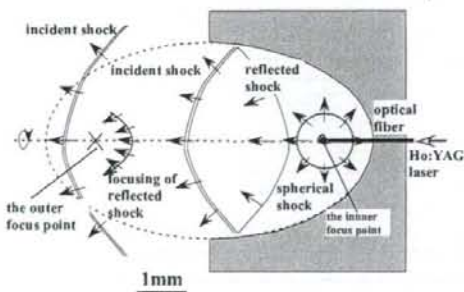


Figure 1. Schematic illustration of shock focusing using spheroidal reflector

Table 1. Laser specification

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

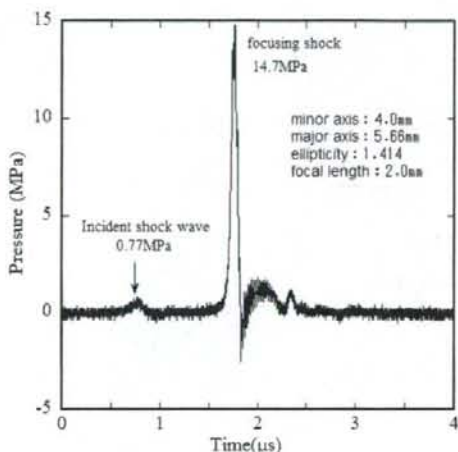


Figure 2. Pressure history

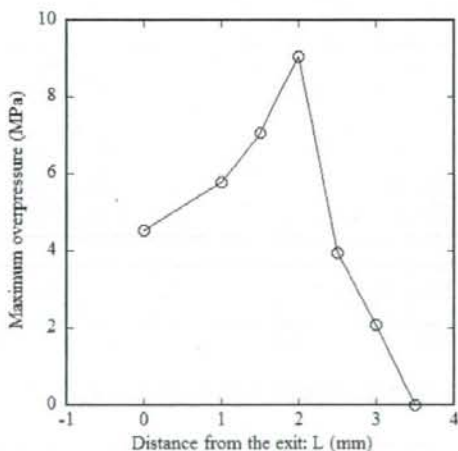


Figure 3. The overpressures of reflected shock waves along major axes of the spheroidal small reflector