



## 体外衝撃波による結石の破碎

高山和喜\*

体外で水中衝撃波を発生させこれをフォーカスして、結石を破碎除去することは、流体力学の知識を直接医療に結び付けた画期的な治療技術である。ここでは、水中衝撃波の生成・伝播とフォーカシングについて述べ、東北大学高速力学研究所が東北大学医学部泌尿器科教室および第1外科教室と共同で進めている、水中衝撃波を利用した結石破碎除去に関する基礎研究について述べる。

### まえがき

近年、水中衝撃波のフォーカシングで非観血的に結石を破碎除去する方法が実用化され、画期的治療効果を挙げている<sup>1)</sup>。現在、水中衝撃波を発生させ、フォーカスさせるための様々の方法が提唱されているが<sup>2)</sup>、爆薬の水中微小爆発により衝撃波を発生させこれをフォーカスして、腎・尿路結石症あるいは胆石症の治療に役立てようとする試み<sup>3)</sup>は、爆発物の医療への応用という観点から興味深い。東北大学では、高速力学研究所と医学部泌尿器科教室および第1外科教室は、水中微小爆発による衝撃波フォーカシングを結石症の治療に利用しようとして、共同で基礎研究を進めている。ここでは、水中衝撃波の生成・伝播、フォーカシングとその計測法について述べ、東北大学における基礎研究の一部を紹介する。

### 水中衝撃波とは

よく知られているように、衝撃波とは音より速く伝わる圧力の波である。人が聞く音も弱い圧力波であるが、その振幅は非常に小さく、ジェット機の排気音を身近で聞いた時の可聴限界に近い140dBの音の音圧といっても、大気圧の2/1000に過ぎない。この音圧が増大すると音は音波としての性質からはなれ、音の速度を超えて伝わる非線形的な衝撃波の性質を示すようになる。一方、超音波は非常に速い繰り返しの可聴周波数範囲を超える高周波数の波であるが、音圧は低く本質的に音波の性質を保有する。衝撃波の非線形的な性質は連続媒体中であれば、基本的には空気中でも水中でも変わらない<sup>4)</sup>。また、人体は衝撃波の伝わり方に関し、水とほとんど同じ性質を持つので、衝撃波

を人体中に伝えフォーカスさせることもできる。

物体が音速を超えて動くとき、その周りには衝撃波が現れる。爆発や放電で瞬間的に大量のエネルギーが解放される時、そのエネルギー量と解放される時間に見合った強さの衝撃波が現れる。このとき、爆発生成気体や放電のプラズマは音の速さを超えて外側に膨張する。この時、例えば爆発生成気体は膨張するピストンとして作用し、丁度超音速で動く物体の周りに衝撃波が湧起されるように、衝撃波があらわれる。

### 球状衝撃波

アジ化鉛4mg(矢印A)に酢酸セルロース・アセトン溶液を塗って糸に貼りつけ、これにルビーレーザー光のパルスを照射して起爆して得た球状衝撃波の二重露光ホログラフィ干渉計写真を図1に示す。爆発生成気体(矢印B)は最初超音速で膨張し、外側の水を強く押し退け圧縮し、球状衝撃波(C)が発生する。干渉縞は衝撃波背後の三次元的な密度分布が積分されてあ

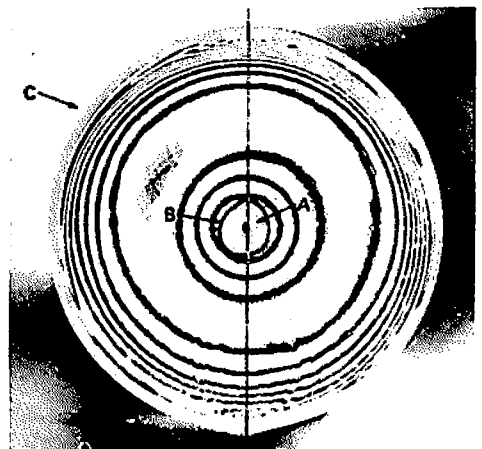


図1 アジ化鉛4mgの爆発による球状衝撃波、二重露光ホログラフィ干渉計写真

昭和63年12月14日受理

\*東北大学高速力学研究所

〒980 仙台市片平 2-1-1

TEL 022-227-6200 内線3343

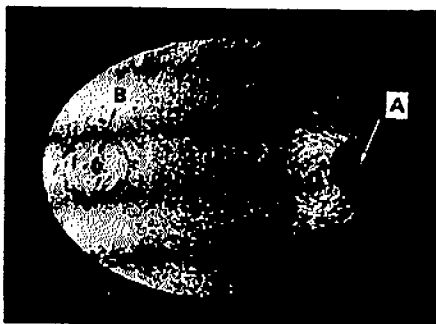
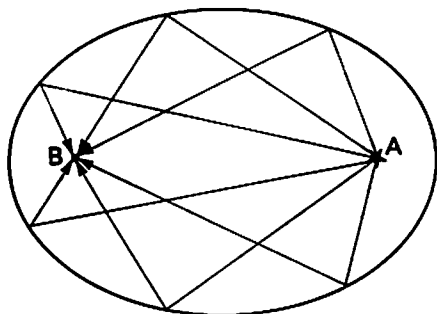


図 2 楕円形空洞中の衝撃波のフォーカシング  
(a) スケッチ (b) 二次元容器内での衝撃波

られる情報を示す。縞の密な分布は密度の急峻な変化をあらわす。

このとき、衝撃波は完全に球状で糸の影響は無視できる。干渉縞の分布を測定しその本数を数え、点対称場の密度分布を想定すると衝撃波背後の密度分布を求めることができる<sup>5)</sup>。また、水の状態方程式にTait式<sup>6)</sup>などを用いれば、密度分布から圧力分布が決定される。

$$\frac{P+B}{P_0+B} = \left(\frac{\rho}{\rho_0}\right)^n \quad (1)$$

ここに、 $p$ ,  $\rho$ は圧力および密度、添え字0は基準状態を示す。また、 $B$ は約3千気圧 $n$ は7.14となる。図1は、起爆後34 $\mu$ sec、衝撃波の位置は爆心から約65mm、の状態に対応する。この時、衝撃波背後の圧力の跳びは約50気圧に相当する。また、音速に対する衝撃波速度の比、マッハ数は1.005で、衝撃波背後に誘起される水の速度は約4m/sとなる。一般に、圧力変動 $dp$ と誘起される流速 $du$ は

$$dp = \pm \rho a du \quad (2)$$

で与えられる。ここに $a$ は音響インピーダンスであたえられた媒体の縮みにくさの程度、圧力変化に対する誘起される速度の変動をあらわす。水の音響インピーダンスは空気の約6,000倍なので、(2)式から明らかのように水は空気に比べ圧縮されにくく、爆発のエネルギーは、圧力を上昇させるが、気体のように媒体の運動には変換されにくい。ちなみに、大気圧下で空気中を伝わる平面衝撃波を用いて圧力上昇50気圧を得ようとするれば、衝撃波マッハ数は6.5となり、衝撃波背後の気流の速度は1.8km/sec、温度は2,500Kとなる。この値は非常に強い爆風背後の状態に等価で、勿論医療応用にはつながらない。

#### 衝撃波のフォーカシング

水中衝撃波をフォーカスするためには、いろいろな方法が考えられるが<sup>2)</sup>、回転楕円体形状の空洞を用い、その二つの焦点のうちの一つで水中微小爆発によって

球状衝撃波を発生させ、これを曲面で反射させてもう一つの焦点にフォーカスさせる方法が最も簡単である。光や音波のような線形の波動では、図2aのように、A点で発した波動は反射して、B点にフォーカスする。一方A点で発生した水中衝撃波も音波としての特性をもつので、同様にB点近傍にフォーカスする。図2bは、図2aを説明するモデル実験である。厚さ10mmの楕円形の空洞を2板の亚克力板で挟んだ空間に水を満たし、第1焦点Aでアジ化銀10mg起爆して得た衝撃波を第2焦点Bにフォーカスさせた時の様子をホログラフィ法で観測した。B点には反射した衝撃波が円形にフォーカスする様子がよくわかる。同様に、半割りの回転楕円体形状の容器の内部の焦点Aで球状衝撃波を発生させ、これを反射させて外部の焦点Bにフォーカスする例を図3に示す。容器は直径110mmの亚克力樹脂円筒に、長・短径それぞれ127.2mm、90mmの回転楕円体形状の空洞を加工した。回転楕円体形状の容器の内部を伝播する衝撃波の動きをよく理解するために、実時間ホログラフィ法を用い可視化した。水中の透明媒体中の衝撃波などの三次元現象を可視化するには、このホログラフィ干渉計法は特に有効である。焦点Aで生成した衝撃波は曲面で反射して進行方向に凹となり(図3a)、外部の焦点Bにフォーカスする(図3b)。矢印の線は衝撃波をあらわし、この線が密集したところは密度、すなわち圧力が急激に上昇したところをあらわす。一方、衝撃波の一部は固体壁内部を縦波あるいは横波となって伝わり、通り抜けて水中に縦波(D)あるいは横波(E)に相当する波があらわれる。また、回転楕円体出口から膨張波が生じフォーカスする衝撃波と干渉する。このように、実際の回転楕円体形状の容器内部の波動は単純ではない。特に、衝撃波フォーカスによって限局された空間に高圧が発生した直後に、出口からの膨張波によって急速に圧力が減少する。この圧力の急減少に伴

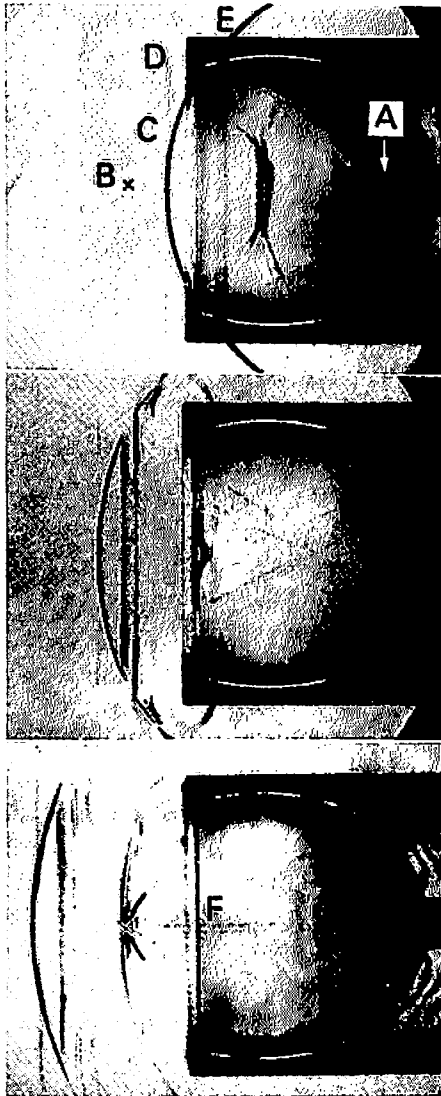


図3 回転楕円体容器での衝撃波フォーカシング  
 実時間ホログラフィ写真

って水には抗張力を超える力が発生する。その結果、水は引きちぎられて、いわゆる室温で沸騰し水蒸気泡(F)を作る、キャビテーション現象があらわれる

衝撃波が固体壁で斜めに反射するとき、衝撃波の非線形性の代表的なあらわれとして、波面の入射角と反射角とは一致しないことが知られている。さらに、波面の入射角と衝撃波の強さの組合せによっては、マッハ反射の形態があらわれる。その結果、第1焦点で得る衝撃波が強くなれば、第2焦点に鋭くフォーカスさせることは次第に難しくなる。水中衝撃波を特に鋭く一点にフォーカスさせる必要がある時には、反射体の形は僅かであるが、楕円形からずれることになる。こ

こでは、回転楕円体形状についてその長・短径比を種々変えて、可視化計測と圧力分布計測を行い、その結果、臨床応用に最も適当な楕円の形状を求めた。経験的医療目的に有効な長・短径の比は1.3~1.5になることを得た。尿路結石あるいは胆石の破碎実験に用いた楕円体形状は、出口直径:180mm、出口より第2焦点までの距離135mmである。

数値シミュレーション

実験的な手法だけでフォーカスする衝撃波の振舞いをよく理解することは難しい。ここでは、数値計算による水中衝撃波の生成・伝播とフォーカシング過程のシミュレーションを試みた<sup>7)</sup>。

流体の運動を記述する基礎方程式、

$$\frac{\partial \rho}{\partial t} + \frac{\partial \rho u}{\partial x} + \frac{\partial \rho v}{\partial y} + \frac{\rho v}{y} = 0$$

$$\frac{\partial \rho u}{\partial t} + \frac{\partial (\rho u^2 + p)}{\partial x} + \frac{\partial \rho uv}{\partial y} + \frac{\rho uv}{y} = 0 \quad (3)$$

$$\frac{\partial \rho v}{\partial t} + \frac{\partial \rho uv}{\partial x} + \frac{\partial (\rho v^2 + p)}{\partial y} + \frac{\rho v^2}{y} = 0$$

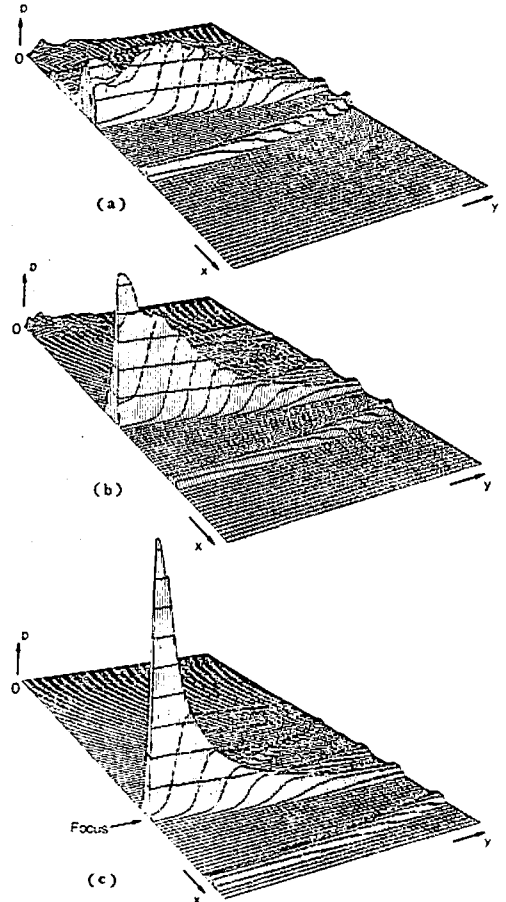


図4 数値シミュレーション、各瞬間での圧力分布図  
 (c) 衝撃波フォーカスの瞬間

直接にTVD差分法で数値解析する。但し、水中微小爆発の過程は、アジ化銀10mg相当するエネルギーをもつ高圧の水塊が、回転楕円体の第1焦点で瞬間的に解放されるものとした。また、図3で見たキャビテーション現象はあらわれないものと仮定した。ただし、またエネルギー式に代わって、衝撃波背後で等エントロピー流れの条件を用い、水の状態方程式Tait式を用いる。

図4は起爆後の衝撃波背後の圧力分布を示す。x軸を回転楕円体の中心に沿う方向、y軸を半径方向にとる。x軸上の圧力分布は各瞬間の中心軸上の圧力波形を示す。第2焦点の方向に圧力波が次第に切り立って、フォーカスした瞬間にはスパイク状の圧力分布になる。圧力測定及び可視化計測の結果から、高圧が持続する時間は高々2~3 $\mu$ secで、高圧部の半値巾は高々

5mmである。以上の値はここで得た数値シミュレーションの結果と完全に一致する。また、各瞬間の最高圧力の分布を重ね合わせると図5を得る。x軸方向に比較的緩やかな分布を、しかし、y軸方向には切り立った分布を持つ。すなわち高圧は三次元的に紡錘型の分布になることがわかる。この結果より、結石を効果的に破碎するためには標的の結石の位置はx軸方向に多少のずれでも良いが、y軸方向へのずれは許されないことがわかる。人体は水中と異なり非一様な構造をもつ。従って、衝撃波は屈折・分散して減衰し焦点での最高圧は低くなる。しかし、全体の現象は水中実験の傾向からは大きく離れることはなく数値シミュレーションの結果は医療応用について、多くの有効な示唆を与えている。

#### 圧力測定

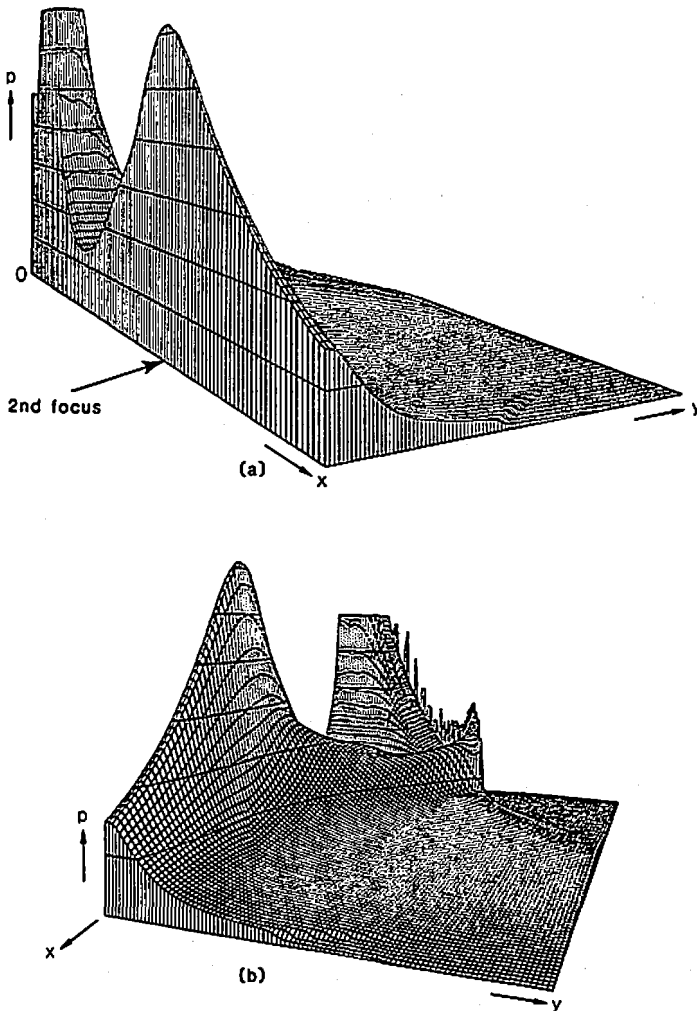


図5 数値シミュレーション、最大圧力分布

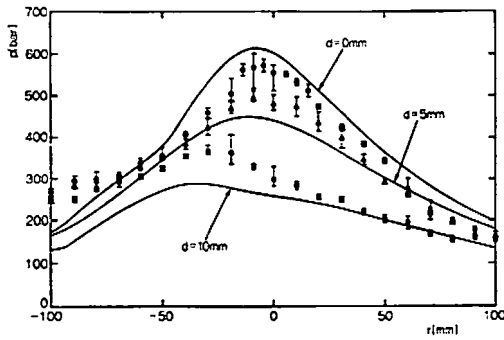


図 6 最大圧力分布, 実験と数値シミュレーションとの比較

水中衝撃波の速度は約 1.5km/sec を超えるので、その圧力を正確に測定するには、測定に用いる圧力計の応答周波数は高くなければならない。そのため周波数応答特性が数 MHz のピエゾ膜圧力計<sup>9)</sup>を試作し、焦点近傍の圧力分布を測定した、(図 6)。ここに、縦軸は各点での最高圧力、横軸は中心軸に沿う距離、原点は幾何学的第 2 焦点の位置を示す。また、回転楕円体形状の容器出口より離れる方向を正とした。実線は前述の数値シミュレーションの予測値で、中心軸上、中心軸より 5mm および 10mm 離れた位置での軸方向距離の圧力分布を比較した。実験結果とシミュレーション結果は概ね一致する。

#### 高速度映画による観測

胆石破碎の全過程を毎秒 8,000 こまの撮影速度で、連続的に映画撮影した。この撮影速度は衝撃波を可視化するには遅すぎるが、胆石の破碎過程を観測するには適当である。純コレステロール結石、長径約 25mm を寒天の中に埋め込み、これに前述の回転楕円体形状の容器を用い 10mg アジ化銀の爆発で得た衝撃波を 40 回あてた。図 7 にその結果を示す。

寒天の音響インピーダンスは人体とはほぼ等しい。ここでは寒天層の厚さを約 40mm とし、生体を模擬させている。第 1 回目の衝撃波フォーカス、図 7a : 結石のはほぼ中心位置にフォーカス点を想定した。フォーカスの高圧が作用すると、結石は一瞬収縮後、キャビテーション気泡の出現と共に膨張する。結石の先端に衝撃波フォーカスして高圧が結石に作用すると、反射波の圧力は結石破壊強度を超える圧縮力となる。その結果、結石にはまずひび割れが生ずる。また、結石の中を衝撃波が伝播しもう一方の端から水中に通抜けると、水と結石の境界の自由端では、結石中を伝わる圧縮波はそこで反射し、圧力波の位相が逆転して引っ張り力があらわれる。その結果、結石の後端にもひび割れが現れる<sup>9)</sup>。一般に、結石のような固体では、圧

縮強度に比して、引っ張り強度は小さいので、衝撃波が通り抜ける後端で引っ張り力による破壊過程がおこりうる。

音響インピーダンスの異なる平面の境界での圧力波の透過と反射強度はそれぞれ

$$I_r = \left( \frac{m-1}{m+1} \right)^2 I_i \quad (4)$$

$$I_t = \frac{2m}{(m+1)^2} I_i$$

となる。ここに  $I_t$ ,  $I_r$ ,  $I_i$  は、透過、反射、入射波の強度  $m$  は界面での音響インピーダンスの比である。音響インピーダンスの比が 1 に近ければ、反射波及び透過波の強さは小さくなる。これは音波についての概念であるが弱い衝撃波に対しても同様に近似できる。

コレステロール結石の音響インピーダンスは対水比で 1.52<sup>10)</sup> である。これは腎結石の音響インピーダンスの対水比約 2.4~3.6 に比べて低い。従って、胆石では衝撃波フォーカスによる破碎効果は劣ると考えられる。しかし、1 回の衝撃波フォーカシングによって、この程度にひび割れを作ることが確認された。同じ結石に 40 回目の衝撃波フォーカシングを行った。図 7b : 胆石の先端は既に大変形し、膨張の際には大きなひび割れ(矢印)が確かめられる。腔口溶剤を併用し砕いた胆石を処置するときには、胆石に数多くひび割れを作ることが重要で、粉々に砕く必要はないという考え方もある。技術的には、いかに有効に胆石にひび割れを作るかということで、必ずしも衝撃波フォーカスを数多く繰り返す必要はないと考えられる。このように胆石の破碎と尿路結石の破碎では細部について違いがあり、胆石の破碎については今後基礎研究を続ける必要がある。

#### 生体損傷

高速度映画の観測より、衝撃波フォーカスの直後にキャビテーション気泡が現れることを見た。キャビテーション気泡は、それ自身膨張・収縮を繰り返す。特に、気泡が衝撃波と干渉すると、直ちに収縮してマイクロな尺度で衝撃波を発生することが知られている。また、現実の衝撃波フォーカス過程では、フォーカスする衝撃波背後にも二次的な衝撃波ないし圧力波を伴う。このような、衝撃波ないし圧力波は、干渉して気泡を収縮・膨張させる。気泡が収縮する極限では容易にマイクロな尺度で衝撃波が発生する。図 8 は水中衝撃波をモデル結石にフォーカスする実験で、衝撃波フォーカス約 100 $\mu$ sec 後に、二次的な衝撃波ないし圧力波と干渉して気泡がマイクロな衝撃波を作る実例である。生体組織近傍の気泡の動きについては良く分かっていない。しかし、衝撃波との干渉の結果、気泡は生体組織中に貫通する可能性も実験的に確認されており、ミ

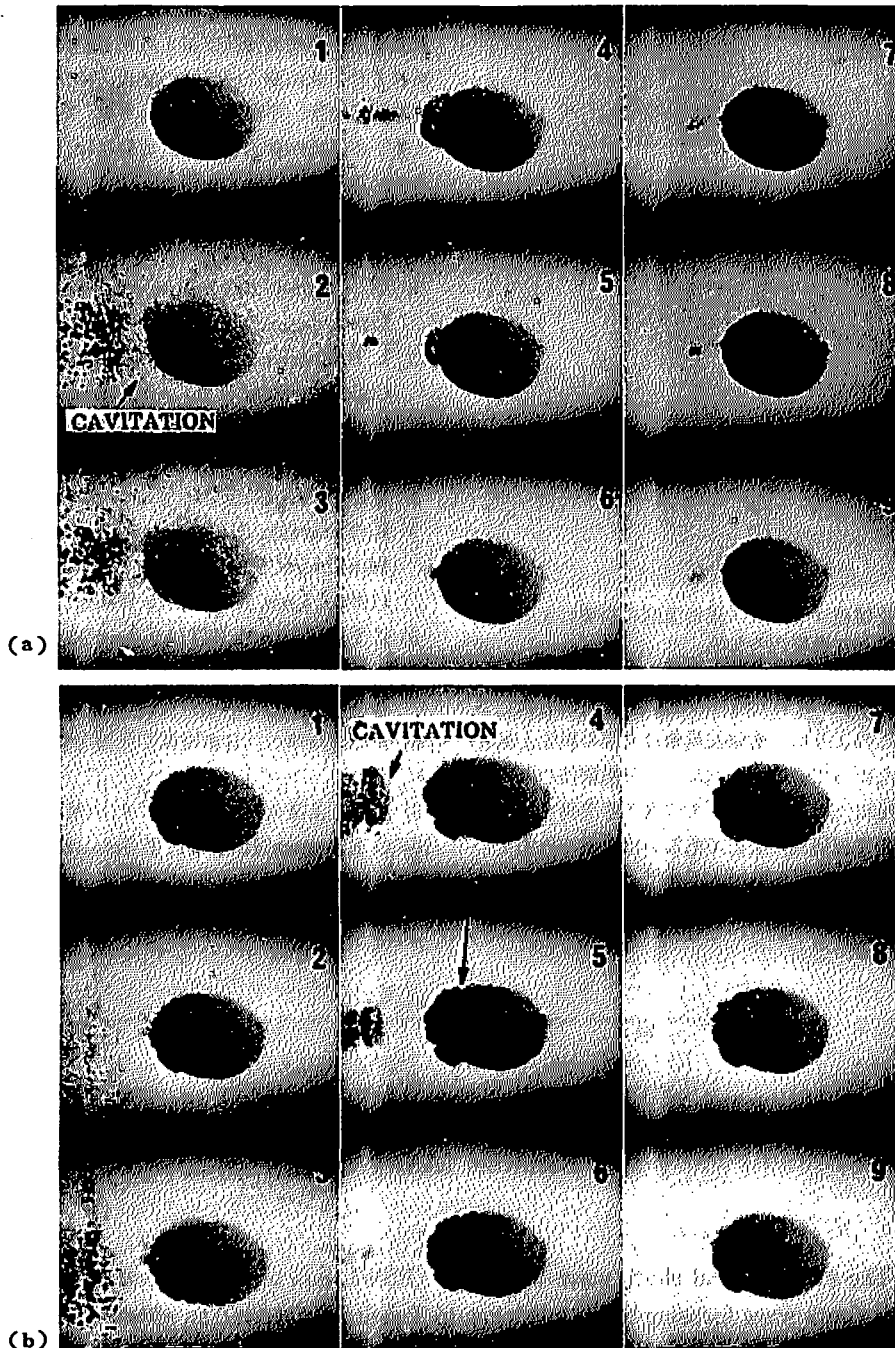


図 7 高速度映画によるコレステロール結石の破砕の観察、毎秒8,000コマ  
 (a) 第1回目の衝撃波フォーカス (b) 第40回目

クロナ衝撃波や気泡の挙動が生体損傷を助長する可能性は非常に高い。いずれにしても衝撃波フォーカスの度に以上の過程が現れるので、衝撃波繰り返し数を最小にして最大治療効果を得る努力が必要となる。

まとめ

以上の基礎研究を土台に、東北大学高速度力学研究と医学部泌尿器科教室、第一外科教室では、国産技術による水中微小爆発を用いた非観血的結石破砕装置の開発を進めている。

原始地球で衝撃波が生命の創造に寄与したという説

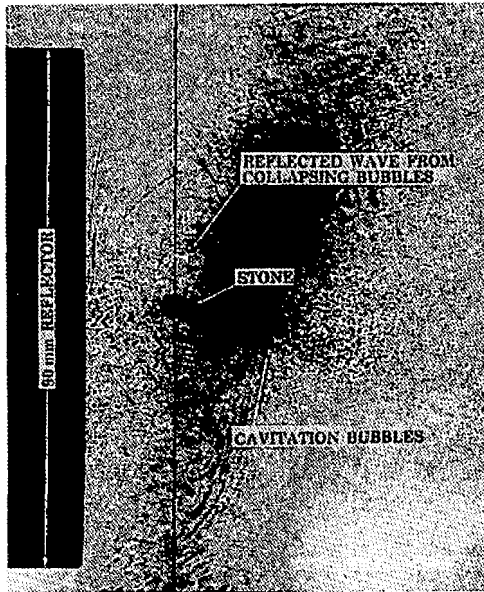


図 8 衝撃波フォーカス後の気泡の崩壊によるミクロな衝撃波の生成

がある。また、戦争で現れる衝撃波は人類を滅亡させ得る。このように、衝撃波現象は人類の創生と滅亡の鍵につながっている。さらに、今日衝撃波の制御が人類の福祉に、このような形でつながる実例を知った。これは、衝撃波研究の歴史であるいは火薬の技術史の上で最初の喜ばしい応用で、今後この種の知識がますます活用されることを願いとめとする。

本稿をまとめるに当たり、東北大学医学部泌尿器科教室桑原正明助教授及び第1外科教室伊勢秀雄講師、新谷芳行、北山修、阿部裕の諸氏、さらに東北大学高速力学研究所、小野寺収、小島英則、早坂庄吉、笹谷久美子の諸氏の助力を得た。実験には、中国化薬㈱、八千代田工業㈱の協力を得た。ここに附記し、それぞれ謝意を表する。

#### 文 献

- 1) Ch. Chaussy, Extracorporeal Shock Wave Lithotripsy, (1982) Karger.
- 2) L. B. Kandel, L. H. Harrison and D. L. McCullough, State of the Art Extracorporeal Shock Wave Lithotripsy, (1987) Futura, Pub. Co.
- 3) 高山和喜, 日本機械学会誌, 90巻, 822号(1987).
- 4) I. I. Glass, 高山訳, ショックウェーブ, (丸善).
- 5) K. Takayama, H. Esashi and N. Sanada, Proc. 14th Intern. Symp. Shock Tubes and Waves, (1983), Univ, New South Wales.
- 6) L. E. Henckroth, UTIAS Rep. 96, (1964).
- 7) 下森一夫, 東北大学大学院工学研究科, 修士論文(1988).
- 8) 真田徳雄ほか, 日本機械学会論文集B, 480(昭和61).
- 9) 若園, 工業火薬ハンドブック, (昭和41).
- 10) O. Kitayama, H. Ise and T. Sato, et al., Proc. 16th Intern. Symp. Shock Tubes and Waves, (1988), VCH.

## Extracorporeal Shock Wave Lithotripsy

by Kazuyoshi TAKAYAMA\*

The extracorporeal shock wave lithotripsy (ESWL) is a unique application of underwater shock wave focusing to the medicine. In Tohoku University, an effort was made of developing the lithotripter by using under water microexplosion with 10mg  $A_gN_3$  pellets. As a part of its basic research, their hydrodynamic aspects such as propagation of underwater spherical shock waves and their focusing process were discussed in detail.

(\*Institute of High Speed Mechanics, Tohoku University, Katahira, Sendai 980, Japan)