水中衝撃波のフォーカシングに関する研究：体外からの 腎、尿管結石破碎を目的として

	桑	原	正	明
	黒	須	清	一
東北大学医学部泌尿器科学教室 (主任：折笠精一教授)	神	部	広	一
	景	山	鎮	一
	折	笠	精	一
東北大学高速力学研究所	高	山	和	喜

STUDY ON FOCUSING OF UNDERWATER SHOCK WAVES FOR EXTRACORPOREAL STONE DISINTEGRATION

Masa-aki Kuwahara, Seiichi Kurosu, Koichi Kambe,
Shizuichi Kageyama and Seiichi Orikasa
Department of Urology, Tohoku University School of Medicine
(Director: Prof. S. Orikasa)
Kazuyoshi Takayama
Institute of High Speed Mechanics, Tohoku University

Focusing of underwater shock waves was studied for the purpose of its application to extracorporeal stone disintegration. Shock waves were observed by a holographic interferometry using a holographic ruby laser (single or double exposure). The focusing was conducted with pseudoellipsoidal reflector.

Two focusing methods were studied. One involved placing the lead azide pellet at the distal focus (E_1) with an object placed at the proximal focus (E_2) from the reflector (A-method). The other method (B-method) was vice versa. The lead azide pellet (4–10 mg) was exploded by radiating with a Q-switched ruby laser beam. The extracted human calculi (mixed calculus of calcium-oxalate and calcium phosphate) of 8 mm in diameter and model calculi (activated alumina) of 6 mm in diameter were easily disintegrated by both methods in one explosion. The pressure profile of the shock wave was composed of a single spike with almost vertical onset and a gradual decrease. Its half time was approximately $2.0 \mu\text{sec}$ (3 mm in width). The ideal focusing condition was obtained in the A-method, and pressure obtained at the focus in the A-method was 880 bar in the lead azide pellet of 4 mg. In the B-method, the explosion product gas bubbles inside the reflector prevented the ideal focusing, however, the maximum pressure evaluated at the focus attained 13 Kbar with a lead azide pellet of 10 mg. An experiment on the transmission of shock waves through a biological tissue was also performed, in which pig fatty tissue of 20 mm in thickness was interpolated between the reflector and the disintegrating object. It was shown that the transmission of shock waves did not affect the shock wave focusing and the object was disintegrated in one explosion.

The results indicate that the explosive materials seem to be applicable in the extracorporeal stone disintegration. Further investigation for the safety of this method is conducting now in animal experiments.

要旨：体外からの非接触的结合破碎を目的として水中衝撃波のフォーカシングについて検討した。衝撃波はルビーレーザーを光源とするホログラフィー干渉計（一回露光または二重露光）で観察した。

フォーカシング様式は二法について検討した。一法（A式）は疑似回転だ円体の遠位幾何学焦点（ E_1 ）

でアジ化鉛 (4~10mg) を爆発させて水中衝撃波を発生させ、破碎対象を近位の焦点 (E_2) に置く方式であり、もう一法 (B式) は逆の配置にしたものである。アジ化鉛の起爆はQスイッチ付きルビーレーザーによった。結石には手術的に摘出した尿酸カルシウムと磷酸カルシウムの混合結石、又は活性アルミナのモデル結石を使用した。その大きさはそれぞれ8mm大、6mm大である。これらの結石はいずれの方式によっても一回の爆発で破碎された。爆発による衝撃波形は急峻な立ち上りを持つ三角波であり圧力の半値幅は3mm (2.0μ sec) であった。二方式によるフォーカシング状態の検討ではA式の方が理想的なもので、4mgのアジ化鉛で焦点部の圧力は880barが得られた。B式では反射壁腔内で爆発させるため、爆発生成気体の干渉が避けられず、理想的なフォーカシングは得られなかった。しかし、爆発エネルギーの利用効率は高く、10mgのアジ化鉛の爆発では13k barが得られた。生体への応用を考慮し、豚脂肪 (厚さ20mm) を介在させた時のフォーカシング状態について検討したが、二方式ともフォーカシングには変化がなかった。

以上の結果は爆発によって発生する水中衝撃波をフォーカシングすることによって結石を破碎することができ、これを体外からの結石破碎へ応用することが可能であることを示すものであった。本法の安全性については現在、動物実験で検討中である。

はじめに

最近の尿路結石治療の進歩には眼を見張るものがあり、その中でもっとも注目を集めているのは無侵襲で尿路結石を自然排石される大きさまで破碎する非接触的結石破碎法 (Contact-free or Extracorporeal stone disintegration)^{1)~3)}の出現であろう。この結石破碎原理は体外で水中衝撃波を発生させ、これを体内の結石にフォーカシングして破碎することにある。衝撃波の発生源としてはもっぱら高電圧スパークが使用されているが、その電圧は最低12~15KVが必要とされている。しかし、これまでの報告をみると高電圧を使用すること自体の副作用やデメリットについては触れられていない。ところで水中衝撃波発生源としては高電圧スパーク以外にも手段がある。その中でもっとも単純なものは爆薬による爆発であろう。爆薬による尿路結石の破碎については渡辺⁴⁾の先駆的な業績があり、彼等は独自に開発した微小発破をもちいて膀胱結石の破碎に成功している。このことは爆薬による爆発力を生体に安全な程度に充分制御できることを示している。したがって爆薬による爆発も水中衝撃波の発生源として非接触的結石破碎法に応用できるのではないかと考えられる。こうした研究のためには水中衝撃波の挙動、特にフォーカシングについての詳細な観察が必要であるが衝撃波そのものの観察が困難であるためこれまで満足できる報告をみない。

今回われわれは水中衝撃波をルビーレーザーを光源とするホログラフィー干渉計により可視化して観察した。さらに爆発による水中衝撃波のフォーカシングによって体外から結石を破碎する可能性について検討

し、その結果、改良を加えれば実用化できると思われるので報告する。

実験方法

爆発には、アジ化鉛 (アジ化鉛98%, ポリビニールアルコール2%) を生沼らの方法⁵⁾により作製し、表面を酢酸セルロースで防水処理した。一個の薬量は4~10mgであり、大きさは約1×1×1mmである。起爆にはQスイッチ付ルビーレーザーを使用した。水中衝撃波の可視化にはルビーレーザーを光源とするホログラフィー干渉計により、適宜、一回露光あるいは二重露光法を用いた。二重露光の場合は第1回目の露光は爆発前に行い、第2回目の露光は爆発後の任意設定時刻に行った。このようにして撮影すると衝撃波による水の屈折率変化に対応した干渉縞模様を得られる。この干渉縞は写真フィルム上で細部まで識別できる。屈折率変化は密度変化に対応していることから水の状態方程式によって水中での圧力分布を求めることができる。実測結果と数値解が良く一致することはすでに発表した⁶⁾。装置の配置をFig. 1に示す。水中衝撃波のフォーカシングにはFig. 2, A, Bに示す2方法によった。以下この二式をA式、B式と区別する。実験は幅250mm、直径250mmの観察窓を有するステンレス製水槽中で行った。フォーカシングには長径63.6mm、短径45mmのだ円について行った。テストはこの形状を一部とする疑似回転だ円体の反射壁を有する入口直径90mm、外側直径120mm、長さ120mm真ちゅう製円筒 (B式) および入口直径60mmの反射壁、長さ30mmの真ちゅう (A式) をもちいた (Fig. 2参照)。爆薬をA式では疑似だ円体の第1焦点 (E_1) においた (Fig. 2,

Fig. 1 Schema of experimental setup.

BS; beam splitter, M; mirror, L; lens, 1; double pulse holographic ruby laser, 2; He-Ne laser for optical alignment, 3; Q-switched ruby laser for igniting a lead azide, 4; He-Ne laser for alignment, 5, 6; paraboloidal schlieren mirror ($D=300$ mm, $f=3,000$ mm), 7; holographic film holder, 8; test chamber 250mm in diameter and 250mm in width, 9; ellipsoidal cavity, 10; lead azide pellet ($4\sim 10$ mg), 11; test calculus.

A). これを起爆すると反射衝撃波は第2焦点 (E_2) にフォーカシングすることが予想される。B式では E_2 で起爆すれば E_1 にフォーカシングする (Fig. 2, B). 結石には手術的に摘出した直径8mm 大のヒト腎結石(層状構造を有しない蔞酸カルシウムと磷酸カルシウムの混合結石)をもちいた。モデル結石には直径6mm 大の活性アルミナ (Neobead, SA-6, 水沢工業) をもちいた。これらの結石は蒸溜水中に48時間浸水させた後に使用した。さらに体内結石を仮定して結石と直ちゅう製円筒の間に厚さ20mm の豚脂肪を置いた実験も行った。なおモデル結石の硬度は浸水状態でビッカース硬度 Hv15 (wet) であり、圧縮強度は $230 \pm 80 \text{ kg/cm}^2$ であった。ヒト蔞酸カルシウムと磷酸カルシウムの混合結石硬度は Hv10 (wet) であった。

Fig. 2 Methods for focusing of underwater shock wave.

A-method (upper figure) involves placing the lead azide at the distal focus (E_1) with an object placed at the proximal focus (E_2) from the reflector. B-method is vice versa.

結 果

1. 爆発による水中衝撃波の圧力分布

爆薬を水中で爆発させると衝撃波は爆心近くでは音速を越えて伝播し、その後減衰してほぼ音速と同じ速度で周囲に伝播する。この時、衝撃波先端を衝撃波面 (shock front) と呼び未だ衝撃波が到達していない側を衝撃波前方 (ahead of shock wave)、すでに衝撃波が及んでいるところを衝撃波背後 (behind shock wave) と定義する。アジ化鉛4mg の爆発による衝撃波背後の圧力分布を Fig. 3に示す。図は起爆後 $44 \mu\text{sec}$ のもので衝撃波面は爆心より65mm の位置にある。その波形は急峻な立ち上りをもつ単発の三角波であり、半値幅は約3mm であった。白丸は実測値、黒丸はランダムチョイス法による数値シミュレーションの結果であり両者の値は良く一致していた。

2. 爆発による水中衝撃波のフォーカシング

二重露光ホログラフィー干渉計で観察した爆発による水中衝撃波のフォーカシング状態 (A式) を Fig. 4に示す。Aは焦点形成直前の状態でBはAより $4 \mu\text{sec}$

Fig. 3 Pressure distribution of shock wave. The condition of $44\mu\text{sec}$ after the laser ignition of 4mg lead azide is shown. Open circles show measured pressure and closed circles are the calculated values by Random Choice analysis with the same condition. A good correlation can be seen.

後で焦点形成直後の像である。Aでは焦点部 (E_2) に縞模様が高密度に集中している。ここで二次元現象では縞の1本1本はそれぞれの圧力に対応する等圧部を示しており、地図の等高線と同じように等圧線と考えて良い。図では縞模様が集中している中心部の圧力が高かった。BではAに示した高圧領域が瞬時に消滅し、膨張波によるキャビテーションが発生しようとしている瞬間を示す。Aと同様のフォーカシング直前の干渉縞写真から圧力分布を作製した結果を Fig. 5 に示す。幾何学的焦点はだ円長径端より $X=17.8\text{mm}$ であるが、実際の最高圧力点は $x=15.8\text{mm}$ と反射壁側に近づいていることが分る。 4mg のアジ化鉛の爆発では焦点部の最高圧力は 880bar に達していたが高圧領域は 0.5mm の球状領域内に限向しており、この点から 2mm 離れた部位では 100bar 以下に減少していた。一方、B式では二重露光法による縞模様はその細部の観察は1回露光法による観察程は明瞭ではなかった。このことはB式では爆発生成気泡が反射壁腔内に止るため衝撃波の伝播が乱された結果であった。次の Fig. 6, B に示すように、この爆発生成気泡は爆発後 2.3

Fig. 4 Focusing condition of A-method observed by a double exposure holographic interferometry. An upper figure (A) shows the condition of focusing. Fringes are concentrated at the focusing point (E_2) and their shifts can be distinguished to determine the pressure. A lower figure (B) is the condition of $4\mu\text{sec}$ after A. The high pressure area at the focusing point disappears in a moment and is changing to an expansive wave.

μsec 後には反射壁腔面に沿って外部に排出される。この時間遅れは繰り返し爆発を行うときの目安となる。B式では発生した衝撃波の大部分が反射されるため焦点部の圧力はかなり高く、 10mg の火薬による爆発では 13kbar に達していた。

3. フォーカシングによる結石の破碎

B式による第1焦点部位 (E_1) に結石あるいはモデル結石を置き、第2焦点 (E_2) で起爆した時の状態を Fig. 6に示すAは結石に衝撃波がフォーカシングしている状態である。この直後にBのように破碎された。この時の破碎は勢い良く破裂するというのではなく、グズッと自壊するような壊れ方であった。すでに述べ

Fig. 5 The pressure distribution of focused shock wave in A-method.
The pressures were evaluated from Fig. 4, A. The highest pressure of 880 bar occurs at $x=15.8\text{mm}$ which deviates 2mm from the geometrical focus. The region at pressure over 300 bar is confined within $5.8\pm 0.5\text{mm}$. Abscissa; distance (mm) from the front of the reflector. Vertical; pressure (bar).

たようにB式の方がA式よりも高压が得られるが破碎実験ではいずれの方法によっても結石は一回の爆發で破碎された。

4. 豚脂肪介在時のフォーカシング

真ちゅう製円筒の直前に厚さ20mmの豚脂肪を置いた時のフォーカシング状態をFig. 7に示す。AはA式による二重露光法による写真でありBはB式による一回露光法による写真である。いずれもフォーカシングは明らかであり、衝撃波の伝播は豚脂肪の介在によってほとんど影響をうけないことが判明した。焦点形成部に結石あるいはモデル結石をおいた実験ではA式、B式のいずれによっても1回の爆發で結石は破碎された。

考 案

水中衝撃波が結石を破碎する効果については非接触的破碎法の先駆者である Chaussy, Ch.²⁾がその著書で触れているので、ここでは水中衝撃波の性質とそのフォーカシングによる結石破碎への応用について述べる。

一般に空気を密閉した容器は圧縮することができるが、水を密閉した容器を圧縮することは容易ではない。これは水の圧縮性が空気のそれに比較して著しく小さいことに起因する。その結果、水中と空气中を伝わる圧力波の伝播の様相も著しく異なったものとなる。空气中では圧力波は容易に音速を越える速度で伝播するが水中では水の音速をわずかに越える速度で伝播す

Fig. 6 Disintegration of model calculus (activated alumina) by the focusing of shock wave (B-method).

The shock wave generated by 4mg of lead azide pellet focuses at the calculus (A). This figure was observed by a single exposure holographic interferometry. The calculus was disintegrated 2.4 msec after A and explosive product gas was exhausted to outside along the lower surface of reflector.

Fig. 7 The effect of interpolation of pig fatty tissue (2cm in thickness) on the focusing.

The focusing condition was scarcely influenced by the interpolation of the fatty tissue. A; the focusing in A-method observed by a double exposure holographic interferometry. B; the focusing in B-method observed by a single exposure holographic interferometry.

る。圧力振幅比約100の圧力波を例にあげれば、圧力波が媒体中に伝わる速度とその媒体中の音速の比、マッハ数Mを定義する時、空気ではこの圧力波はマッハ9

を越えるが水中では高々1.01となるにすぎない。従って水中を伝播する衝撃波はその圧力振幅が大きくても特別の場合を除きその伝播速度は音速に近く、ほとんど音波としてあつかうことができる。

結石の破碎に有効な水中衝撃波は大きな圧力振幅と急峻な立ち上りをもつ単発の三角波形である。アジ化鉛の爆発による衝撃波の圧力分布はFig. 3に示すような単一の三角波であったが、このようなくり返しを伴わない大振幅圧力波型は低周波成分の寄与が卓越し、非線形性を示す。超音波も水中では同じく音波の性質を有するが、この場合は高周波数の微小圧力振幅のくり返しである。一方、生体における音波の挙動を考えると低周波の音波は容易に通過するが高周波成分の高波は通過性が著しく劣ることが知られている。したがって生体内の伝播についてみると低周波成分の寄与が大きい衝撃波の方が超音波にくらべ透過性が大きく生体への影響が少ない。

音波の伝播については

$$dp = a\rho du \dots\dots\dots (1)$$

なる関係が成立する。ここでdpは媒体の微小部分の微小圧力変動、duはこれに対応する微小部分の速度変動、aは音速、 ρ は密度を示し、 $a\rho$ は音響インピーダンスに対応する。(1)式より、音速と密度がそれぞれ異なる2つの媒体が境界面で接している時で、もし相互の音響インピーダンス $a\rho$ が等しい場合には、この2つの媒体は音響学的に同一媒体とみなすことができる。音響インピーダンスの異なる媒体の界面における音波の正面反射についてはRayleighの関係⁷⁾が知られている。入射波と反射波の強さをそれぞれ I_i, I_r とすれば、

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

ここで $m = (a\rho)_2 / (a\rho)_1$ 、添字1, 2は2つの媒体を示し、添字1の媒体から入射した波は添字2の媒体中を伝播すると考える。音響インピーダンスが等しい時 $(a\rho_1 = a\rho_2)$ $m=1$ となり(2)式より $I_r=0$ となる。この場合は全透過となり反射損失はない。 $m \gg 1$ では反射損失が著しくなる。しかし音響インピーダンスの異なる媒体の界面でも圧力は互いに等しいことに注意を要する。生体の音響インピーダンスはTable 1に示すように骨や歯を除いては水に対して高々10%程度の差にすぎず、その反射損失は無視して良いであろう。したがって生体中では衝撃波はほぼ水中と同じように伝播すると考えて良い。なおこの表における骨の音響

Table 1. The ratio of acoustic impedance of mammalian tissues to that of water (m).

tissue	ratio of acoustics impedance (m)
human blood	1.06—1.10
human bone	
ivory table	3.0 —3.8
skull	2.3 —2.6
tibial cortex	3.8 —4.4
human cerebrospinal fluid	1.01
pig fat	—0.9
pig kidney	—1.08
pig liver	—1.1
dog lung	0.16—0.2
pig muscle	—1.1
pig spleen	1.07
dog teeth	4.0 —9.0
human gallstone	0.8 —1.6

The velocity of sound 1,500m/sec and the density of 1.0g/ml. (Goss, S.A., Johnston, R.L. and Dunn, F.: L. Acoustic Soc. Am. 64, 423—457, 1978)

インピーダンスについては、どのような状態の骨をもちいたのか不明であり、さらに検討を要すると思われる。衝撃波は音響インピーダンスの大きな媒体から小さな媒体へ通過する時、その界面で衝撃波は圧力振幅の符号を変え逆向きとなって反射するため膨張波として作用する。

すでに述べたように水中衝撃波はほとんど音波として挙動するため反射衝撃波をフォーカスさせることができる。生体の音響インピーダンスが水のそれとほぼ等しいことから生体を水中におけば体外で発生させた衝撃波を生体中にフォーカシングすることできる訳である。Chaussy, Ch.²⁾は回転だ円体が2つの焦点を持つ特性を利用し、生体中の結石にフォーカシングを試みた。これは本報のB式に対応する方式である。この方法では回転だ円体内側で衝撃波を発生させるため放電により生じる気泡、あるいは爆発生気体の気泡と反射波との干渉を避けることができない。その結果、第二焦点での衝撃波の理想的なフォーカシングは得られない。衝撃波をフォーカスさせる凹面壁形状にはその目的に対応し、種々の形状が考えられる。衝撃波はフォーカス近傍では著しく強さを増すため、音波としての取り扱いが困難になる。こうした場合には回転だ円体では最大圧力点は幾何学的な焦点とは一致しなくなる。このような衝撃波のもつ音波とは異なる性質、いわゆる非線形性と先に述べたエネルギー源の不完全性のた

めに回転だ円体が衝撃波フォーカシングの最良形状であると断定することは困難である。厳密なフォーカシングが必要となる場合にはこうした点を解明することが必要となろう。

衝撃波の結石破碎機構について考える時、発破における引張り主応力破壊理論及び衝撃波破壊理論⁹⁾が適用できよう。前者は爆発によって衝撃波が岩石中を伝播する時、その衝撃波背後において進行方向に圧縮力が、進行方向の垂直方向に主応力による引張り力が存在し、この引張り力が破壊の駆動力となるとするものである。一方、後者では前述したように、衝撃波は音響インピーダンスの大きな媒体から小さな媒体へ通過する時は膨張波となって反射する。これが引張り力となり、この力が岩石の引張り強度限界を越えた時に破壊の駆動力となるとするものである。岩石あるいは結石でも、その引張り強度は圧縮強度に比して著しく低いことが知られており²⁾。引張り力が破碎の主な駆動力になると考えられる。ここに述べた2つの考え方はそれぞれ独立の完結した理論というよりは、むしろそれぞれの理論の不備を補い合った1つの理論と考えられよう。衝撃波破壊理論によれば結石に作用する衝撃波背後の圧力波形と結石形状、大きさとの関係は重要である。破碎のためには衝撃波背後の圧力半値幅が狭い方が有利であると考えられる。Fig. 3に示したようにアジ化鉛の爆発による高圧の半値幅は通常破碎対象となる結石径が6mm以上とすれば十分に狭い。

結石破碎実験に使用する結石は臨床的に摘出した結石について実験することが理想的である。しかし実際の結石はたとえ分析上同一成分であっても内部構造まで加味して考えれば千変万化である。また結石を変型して使用すればその物理的性状も変化してしまう。したがって物理的性状が同一のヒト結石を得ることは困難であり、破碎条件の検討にはモデル結石を使用する方が賢明である。今回われわれはモデル結石として活性アルミナを使用した。その理由はビッカース硬度が腎結石の中で極めて固い、乳酸カルシウムと磷酸カルシウムの混合結石に近似していること、及び球状に成型した各種サイズのアルミナが市販されており、あつかい易いことにある。実際のビッカース硬度は混合結石よりやや高い値であり、圧縮強度もこれまでの報告⁹⁾よりかなり大きな値であったが、このモデル結石が破碎される条件であれば特殊な結石を除き生体の結石も破碎されるとして良いと思われる。

次に実際の結石破碎への応用について述べる。回転

だ円体あるいは回転だ円体類似の反射面を利用した衝撃波のフォーカシングは原理的には今回われわれが行ったA式、B式の2法が考えられる。A式では爆発による衝撃波は E_1 から同心円状に全方位に伝播し、反射面に達した衝撃波のみが E_2 にフォーカシングすることになる。この方法では爆発生成気泡は E_1 部で水中に拡散するので衝撃波の伝播が気泡によって干渉されることはほとんどない。このため二重露光ホログラフィー干渉計による観察でも E_2 部の縞模様が明瞭である。このことは衝撃波がほぼ理想的な状態でフォーカシングしていることを意味する。ただし、爆発エネルギー利用率を考えると発生した衝撃波の極く一部しか反射面に達しないので効率はかなり悪いものになる。しかし実験ではこの方法でも結石は破碎されており、衝撃波による破碎に際してフォーカシングすることがいかに有力な手段であるかが理解されよう。一方、A式による実用化の可能性を考えた場合には衝撃波発生源と反射面の間に身体を置かねばならず、衝撃波は一度、身体を通過することになるため、この点問題が残る。これに対してB式では爆発生成気泡が反射壁腔内に充満するため衝撃波伝播が乱され理想的なフォーカシングを得ることは困難である。とりわけ繰り返し爆発の場合には気泡の除去が問題になろう。しかし爆発エネルギーの利用率からみると発生した衝撃波の大半がフォーカシングすることになるため極めて効率は良い。また衝撃波発生源を反射壁側に置くことになるので実用化しやすいという長所がある。結局、B式におけるフォーカシングの程度が問題となるであろう。しかし、現在実用化されている装置がB式によっていることから、これまでの臨床応用例で問題がないとすれば実際の結石破碎にはA式程には厳密なフォーカシングでなくとも良いのかも知れない。

結石が破碎される圧力についてはChaussy, Ch.²⁾は結石の引張り強度はかなり低いものであり80bar前後の圧力で破碎されると述べている。したがってこの程度の圧力が得られれば良いことになるが高電圧スパークの場合には衝撃波発生に最低12~15kvが必要であり、この最低条件でも第二焦点部の圧力は300barに達してしまうとしている。また衝撃波の反射面と結石との間に介在する組織の影響、すなわち衝撃波のフォーカシングにおける組織の影響については6mm厚さの組織の介在によって10~20%の減衰が起るがフォーカシングそのものは影響をうけないとしている。今回の実験結果も衝撃波のフォーカシングは介在する組織に

影響されないことを支持するものであったが、生体と水とのわずかな音響インピーダンス差の影響や焦点位置についてはなお検討を要する。焦点部位の圧力については今回のA式によるフォーカシングでも4mgのアジ化鉛で880barが得られ、またB式では10mgのアジ化鉛で13kbarが得られたことから爆発による結石破碎は充分可能である。この圧力はこれまでの報告からみると高圧にすぎないが爆発力は火薬量で制御できるので問題はない。ただ強力な圧力によって爆発頻度を減らして破碎する方法と、圧力を下げて頻度を増やして破碎する方法のいずれが生体にとって安全であるかに関しての問題が残る。一般的には後者の方が良いと思われるので、さしあたり連続的な爆発装置を考えている。

衝撃波のフォーカシングによる結石破碎の研究は解明しなければならない問題も多く、本報はその第1歩をしるしたにすぎない。科学が多くの先達の研究成果をもとに進歩するものであるとすれば、われわれはさらにすぐれた方法や真理を追求する必要がある。先駆者の業績に敬意を表しつつ、本研究をさらに発展させたいと念願している。

結 語

腎、尿管結石の体外からの破碎を目的として水中衝撃波のフォーカシングについて検討した。衝撃波の発生源にはアジ化鉛を用い、これをQスイッチ付きルビーレーザーで起爆し、ルビーレーザーを光源とするホログラフィー干渉計で観察した。

1. アジ化鉛4mgの爆発による水中衝撃波形は急峻な立ち上りを持つ単発の三角形であり、その圧力振幅の半値幅は爆発後44 μ secでは約3mmであった。

2. フォーカシングには衝撃波発生源を疑似だ円体の一部から成る反射壁よりみて遠位の焦点におき、破碎対象を近位の焦点に置く方法(A式)とその逆の方法(B式)の2法について検討した。フォーカシングの状態からみるとA式の方が優れていたが実用化にはB式が有利であると考えられた。しかしいずれの方法でも結石は破碎可能であった。

3. 反射壁と破碎対象の間に豚脂肪を置いて実験したが、衝撃波のフォーカシングはほとんど影響をうけなかった。

4. 爆薬の爆発を体外からの尿路結石破碎のエネルギー源として利用する可能性について述べた。本法の安全性についてはさらに動物実験で検討中である。

本文の要旨は第23回日本ME学会で発表した。本研究の

一部は文部省科学研究補助金，試験研究（2），課題番号 59870052 によった。

本研究の端緒となる助言と御協力をいただいた東北大学工学部，鈴木睦教授に謝意を表します。実験は東北大学高速力学研究所，小野寺収助手，早坂庄吉技官，小島英則技官の協力によるところが大きい。附記して謝意を表します。

文 献

- 1) Chaussy, Ch., Schmiedt, E., Jocham, D., Brendel, W., Frossmann, B. and Walther, V.: First clinical experience with extracorporeally induced destruction of kidney stones by shock waves. *J. Urol.*, 127, 417—420, 1982.
- 2) Chaussy, Ch., Schmiedt, E., Jocham, D., Walther, V., Brendel, W., Frossmann, B. and Hepp, W.: Extracorporeal shock wave lithotripsy. New aspects in the treatment of kidney stone disease. 1st ed., p. 8—19, p. 75—86, Karger, Basel, München, Paris, London, New York, Tokyo, Sydney, 1982.
- 3) Chaussy, Ch. and Schmiedt, E.: Shock wave treatment for stones in the upper urinary tract.

- Urol. Clin. North. Amer.*, 10, 743—750, 1983.
- 4) Watanabe, H., Watanabe, K., Shiino, K. and Oinuma, S.: Microexplosion cystolithotripsy. *J. Urol.*, 129, 23—28, 1983.
 - 5) 生沼仙三，椎野和夫，田中一三：微小発破の生体利用に関する研究。（第4報）アジ化鉛の爆風圧。化学技術研究所報告，75，108—114，1980.
 - 6) Takayama, K.: Application of holographic interferometry to shock wave research. *Soc. Photo-Optical Instrumentation Engineers. (Proc.)*, 398, 174—180, 1983.
 - 7) Rayleigh, J.W.S.: *The Theory of Sound*, Vol. II, p. 78, Dover Publications, New York, 1945.
 - 8) 若園吉一：爆発による岩石破壊理論。工業火薬ハンドブック，p. 453—459，共立出版，1966.
 - 9) 金子 宏，渡辺 決，高橋 徹，渡辺康介，秋山喜久夫，近藤和彦，古沢浩美，生沼仙三：微小発破の生体応用に関する研究。第4報。湿状態および乾燥状態における尿路結石の強度。日泌尿会誌，70，61—66，1979.

（1984年5月15日受付，特別掲載）