水中微小爆発による衝撃波フォーカシング医療応用への基礎研究*

高山和喜^{*1}, 小野寺収^{*1}, 小原哲郎^{*2}
桑原正明^{*3}, 北山修^{*4}

Underwater Shock Wave Focusing by Microexplosions, a Medical Application

Kazuyoshi TAKAYAMA, Osamu ONODERA, Tetsuro OBARA,
Masaaki KUWAHARA, and Osamu KITAYAMA

This is a preliminary report of an application of underwater shock wave focusing to the so-called extracorporeal shock wave lithotripsy, ESWL. Underwater spherical shock waves were initiated by microexplosions at one of two focus points of an ellipsoidal cavity. Consequently, the reflected shock waves were focused at the second focus point outside the ellipsoidal reflector, and high pressure was generated for a few microseconds. To the shock wave propagation, human tissue has a character very similar to that of water, and we can generate high pressure inside the human body by shock wave focusing sufficient to disintegrate human calculi.

This paper reports an experimental and numerical approach of determining the most effective shape of ellipsoidal reflector for the lithotripter and clarifying the mechanism of focused high-pressure generation by microexplosions. It was found that a half-ellipsoidal shape having a major and minor axis ratio of about 1.4~1.5 was very suitable for the lithotripter.

Key Words: Underwater Shock Wave, Focusing, Holographic Interferometry, Numerical Simulation, Extracorporeal Shock Wave Lithotripsy.

1. ま え が き

気体・液体・固体および混相媒体中の衝撃波現象の解明は流体科学の基礎研究課題であるばかりでなく多くの重要な応用につながる。液体中の衝撃波現象は、気体中の衝撃波現象の研究に比較し、なお多くの研究課題が残されている。また、水中衝撃波を容易に発生するために、水中爆発が有効であることが知られており⁽¹⁾、水中衝撃波を制御することにより様々な目的に応用できる。既に、水中微小爆薬を膀胱結石に接触させて爆発させ、結石を直接破碎するという衝撃波工学と医療を結ぶ非常に興味ある医療法が開発されている⁽²⁾。また、Heustlerは水中衝撃波をフォーカスさせ、腎臓結石を破碎除去するという画期的な医療法を提唱した⁽³⁾。生体組織は衝撃波の伝ばに関し水に近い特性を有するので、衝撃波は生体中を伝ばしてフォーカスし高圧を発生する。Chausseyはこの考えを受け継ぎ、水中高圧放電で衝撃波を発生し、これをフォー

カスさせ結石を破碎する装置を開発した。この装置は医療に応用され、画期的成功を修めている⁽⁴⁾。衝撃波とその類似現象はいたるところに現れ、我々の日常の暮らしに様々な影響を与えていることが知られ⁽⁵⁾、中でもここで論ずる衝撃波の医療応用は平和利用の成功例である。著者らは水中衝撃波を利用した非観血的腎臓結石破碎術の開発に対し、泌尿器科学、および装置開発の立場から報告を行った^(6,7)。しかし、水中微小爆発と衝撃波フォーカシング過程、さらにその医療応用に伴う流体工学的研究はまだ完成したと言うには遠く、多くの未解決問題が残されている。

本報は、水中衝撃波のフォーカシング過程を実験ならびに数値解析的に解明し、その結果を医療応用に結びつけようとする一連の研究の第1報である。まず、水中衝撃波をフォーカスさせ高圧を発生させる種々の方法についてホログラフィ干渉計法および圧力測定により観察した。衝撃波フォーカシングによる高圧を医療に利用する時、回転楕円体を用いる方式が最も有効であることを示し、回転楕円体の最適形状について考察を行った。その結果、最適形状は長短径比が1.4~1.5となることを明らかにした。また、水中衝撃波フォ

* 原稿受付 平成2年7月13日。

*¹ 正員、東北大学流体科学研究所(〒980 仙台市青葉区片平2-1-1)。*² 准員、東北大学大学院。*³ 東北大学泌尿器科(〒980 仙台市青葉区星陵町1-1)。*⁴ 東北大学第一外科。

ーカッシング過程の非線形効果について考察を行った。

2. 実験

2・1 実験装置 図1は実験装置および光学系の概略を示す。実験に用いた容器は、500mm×500mm×500mmのステンレス鋼製で、水中微小爆発の実験を行うに十分な構造・強度を持つ。容器には直径約400mmの亚克力・ガラス製観測窓および回転楕円体に取り付けられている。

2・2 ホログラフィ干渉計 水中衝撃波現象の定量的な可視化には、二重露光ホログラフィ干渉計法が特に有効である^(8,9)。図1には同時にホログラフィ干渉計の光学系を示す。光源はホログラフィ用のルビー・レーザ（アポロレーザ社製22DH、最大出力：2J/パルス、パルス幅：25ns）である。このレーザ光線はビーム・スプリッタで物体光と参照光とに6:4に分割される。

物体光の光学系の基本構成は影写真法と同様で、直径300mmの一对のシュリーレン級凹面鏡と平面鏡および補助レンズ系からなる。物体光は凹レンズで拡大され、ガウス分布を示すレーザ光束の強度分布のうち比較的強度が様な中心部分のみが凹面鏡に入射する。従って、現象を観察するために実質的に使われるレーザ光のエネルギーは100mJ程度と推定される。凹面鏡で作られる平行光線は観測部を通過し、影写真の光学系を経てフィルム上に現象を結像するので、用いた可視化法はイメージ・ホログラムと呼ばれる⁽¹⁰⁾。

参照光は平面鏡を組み合わせて、その光路長が物体光の光路長とほぼ等しくなるように設定され、また物

体光と参照光がフィルム面で交わる角度は約20度である。参照光はフィルム面に入射する直前で、フィルム上で様な光強度となるように凹レンズで拡大された。このレンズによる参照光強度の調整に加え、物体光と参照光との強度の比が2:1～3:1となるように、参照光の光路にNDフィルタを挿入した。使用したフィルムはAGFA 10E75（100mm×125mm、ホログラフィ用シート・フィルム）で、空間解像は3,800本/mmである。

二重露光ホログラフィ干渉計では、二回の露光間に位相変化した部分の情報が干渉縞となって現れる⁽¹⁰⁾。第一回目の露光は現象に先立って、第二回目の露光は現象と同期して行われる。その結果、干渉縞分布にはレンズ、鏡、観測窓等、光学素子の精度は比較的影響しない。この方法を用いることにより、僅かに温度が非一様な液体中の衝撃波現象を観察できる等、マッハ・ツェンダ干渉計では難しかった現象の可視化が容易になった。また、亚克力を観測窓に使用できる利点は大きい。

2・3 アジ化化合物ペレットの爆発 アジ化鉛の水中微小爆発の特性については既に報告されている⁽⁸⁾。予備実験では、アジ化鉛ペレットを生沼の方法で自作し、これを木綿糸に吊してルビー・レーザ光を当て起爆した⁽⁸⁾。その後の実験では、直径1.5mm、長さ2mmの円筒形状のアジ化銀ペレット（AgN₃:10mg、密度：約2g/cm³）を用いた。この時、アジ化銀ペレットのエネルギーは約1.5J/gで、同様密度のアジ化鉛とはほぼ同じである。生体に衝撃波が作用するとき、衝撃波背後で高圧が長時間持続すること、大きな粒子速度が誘起されることは有害であるとされ、最適な水中衝撃波の圧力上昇の半値幅は2～3μsであるとされている⁽⁴⁾。なお、この点についての議論は第2報で行う。

二重露光ホログラフィ干渉計を用いて水中衝撃波を捉えた無限干渉縞写真を図2に示す。アジ化銀10mgの爆発生成気体（矢印DP）、駆動される球状衝撃波（矢印SS）がよく分かる。二重露光ホログラフィ干渉計では、第一回目の露光は起爆前に行われるので、起爆前のアジ化銀ペレット（矢印AG）の影が現象に重なって認められる。二次元現象のホログラフィ干渉計写真では、干渉縞は等密度線に対応するが、このような軸対称現象では干渉縞は等密度線を表さない。しかし、球状衝撃波直後のように密度・圧力の変化が大ききところでは、縞の間隔が非常に密接していて急峻な状態量の跳びを表す。また、軸対称流れでは干渉縞次数は光路に沿う局所的な屈折率の積分となるので、干渉縞写真の縞次数を決定し、その分布を計測して屈折率と縞次数の関係を差分近似し、屈折率の積分方程式として

Fig.1 Experimental setup and optical arrangement.

Fig.2 Holographic interferogram of underwater shock wave.

解けば、屈折率分布、すなわち密度分布が求められる^(8,11)。縞分布から急峻な圧力上昇部分の半値幅は3~4mmで、これは衝撃波背後の高圧の持続時間2~3μsに対応する。このことは、アジ化化合物の水中爆発が結石破碎の医療応用に非常に適していることを示す⁽¹²⁾。また、水中微小爆発で膀胱結石を破碎した先駆的医療応用⁽²⁾が成功した要因でもある。

2・4 圧力測定 圧力変換器を用いて、アジ化銀ペレットからある距離での球状衝撃波の過剰圧を計測する。圧力変換器はPVDF膜（ビエゾ膜、Solvey社製、Polyvinylidene difluoride、厚さ:24μm）を素子として、東北大学流体科学研究所附属工場で作し、その特性については既報⁽¹³⁾に示した。この圧力変換器は市販の圧力変換器（Kistler-601H）を用いて校正されている。また、この校正値はビエゾ膜の圧電常数を用いて校正した値にほぼ一致する。自作圧力変換器は市販のどの圧力変換器にもまさる広い周波数応答特性を持つため、水中衝撃波の圧力計測には適当である。アジ化銀10mgペレットを水中爆発した時の過剰圧を自作の圧力変換器を用いて計測した結果を図3に示す。縦軸に圧力P(MPa)、横軸に爆心からの距離r(mm)をとる。データ点から、経験的に

$$P = 1.54 \times 10^3 r^{-1.06} \quad (1)$$

Fig.3 Pressure vs. distance, empirical formula for AgN_3 10mg pellet.

Fig.4 Schematic diagram of shock wave focusing.

を得る。その後、自作圧力変換器はこの経験式を用いて校正された。

2・5 水中衝撃波のフォーカシング方式

水中衝撃波をフォーカスさせ、高圧を得るには種々の方式があり、その概略を図4に示す。すなわち、回転楕円体外部の焦点で衝撃波を発生させ内部の焦点にフォーカスさせる方式（A方式）、球状容器を用いる方式（B方式）、回転楕円体内部の焦点で衝撃波を発生させ外部の焦点にフォーカスさせる方式（C方式）である。

2・5・1 A方式 球状衝撃波を回転楕円体の外部の焦点で発生させて、回転楕円体に近い第二の焦点にフォーカスさせる方式について可視化を行った（図5(a)~(d)）。この干渉計写真は、予備実験としてアジ化鉛4mgについて撮影され、用いた回転楕円体形状は短径90mm、長径127.28mm、長短径比1.41である。反射壁の直径は60mmである。図より、球状衝撃波は回転楕円体の一部で反射して、ほぼ焦点位置にフォーカスすることがわかる。この方式を医療に応用しようとすると、人体は二つの焦点の間に位置し、球状衝撃波は一度患者の体を通じた後、反射して体内にフォーカスすることになる。そのためには、非常に大きな直径の楕円体が必要でこれは実用上不可能である。また、一度人体を通じた衝撃波は減衰するので、結石破碎に必要な高圧を得るにはより強い衝撃波が必要となるため不利である。なお、この時現れるフォーカス点の高圧を干渉縞分布より推定すれば、約100MPaとなる。衝撃波がフォーカスし、最高圧が発生するのは高々数μs間で、この高圧は直ちに大気圧に減少する。約100MPaの高圧が2~3μsの短時間内に消滅するので、長軸に沿う第一焦点近くの水の微小部分には水の抗張力を大きく上回る力が作用し、水は引きちぎられてキャビテーション気泡が発生する（図5(d)矢印）。

Fig.5 Underwater shock wave focusing from an ellipsoidal reflector (Case A).

Fig.6 Spherical shock reflection from a spherical wall, (a),(b) head reflection and (c),(d) oblique reflection (Case B).

2・5・2 B方式 図6に半径75mmの球面を用いて球状衝撃波を反射・収束させた場合のホログラフィ干渉計写真を示す。図6(a),(b)は球の中心で点爆発させた場合である。明らかに球状衝撃波は球状容器で反射し、爆発生成気体がけてフォーカスする。また、図6(c),(d)は爆心が球の中心から離れた場合で、衝撃波は斜め反射して、進行経路は包絡面を作り緩やかに収束する。この結果、有効とは言えないが高圧が発生する。この方式でも人体は強い直接波の影響にさらされ、また反射壁の寸法は大きくなるため実用には遠い。

Fig.7 Spherical shock reflection from an ellipsoidal reflector (Case C).

2・5・3 C方式 医療応用に最も適するのは、回転楕円体内部の第一焦点で発生させた球状衝撃波を楕円体外部の第二焦点にフォーカスさせる方式である。図7(a),(b)は、二重露光ホログラフィ干渉計法および影写真法による可視化写真を示し、同じ初期条件の下に異なる遅延時間で撮影した組写真である。この際、用いた回転楕円体形状は図5と同様である。また、直径約5mmの焼結アルミナ製モデル結石を糸で吊し、回転楕円体外部の第二焦点に置いた。反射衝撃波は第二焦点にフォーカスし、モデル結石の周りでは干涉縞は密に集積し、圧力・密度の著しい上昇を示す。高圧発生後、時間の経過と共に結石には亀裂が発生・成長する。高速映画の観測では、衝撃波が作用すると結石はまず収縮した後膨張し、結石内部には亀裂が成長する。その後二度目の収縮の際、結石は破碎されることが明かにされている⁽⁷⁾が、このことについては第2報に詳しく述べる。明らかにこの方法では、微小爆発で発生した直接波は減衰して人体中を通過する。その後、反射衝撃波が徐々に圧力を高め人体中の第二焦点にフォーカスすることになる。従って、この方法では結石の周りにのみ高圧が発生するので、結石を選択的に破碎する医療目的には適当である。

Table 1 Configuration of ellipsoids, R_1 : major axis, R_2 : minor axis.

	R_1 (mm)	R_2 (mm)	$f=R_1/R_2$
a	108.0	90.0	1.20
b	117.0	-	1.30
c	127.3	-	1.41
d	135.0	-	1.50
e	144.0	-	1.60
f	153.0	-	1.70
g	162.0	-	1.80
h	180.0	-	2.00

2・6 最適楕円体形状 図7に示したC方式は医療応用の目的には適当であり、ここでは回転楕円体の形状について検討する。すなわち、結石破碎に必要な高圧を発生させる目的に最適な長短径比を持つ回転楕円体形状が存在するのか、またあるとすれば回転楕円体の長短径比はどのような範囲にあるかを検討する。短径を90mmに固定し、長径を変化させた8種類の半割の回転楕円体形状を表1に示す。これらの回転楕円体の適否を評価するために、数値シミュレーションならびに長軸に沿う最高圧分布の計測を行った。

3. 数 値 計 算

水中衝撃波のフォーカシング過程を数値シミュレーションによって予測することは重要である。ここでは半割の回転楕円体容器内部の第一焦点で衝撃波を発生させ、その反射衝撃波を外部の第二焦点にフォーカスさせる方式(C方式)について計算を行った。爆薬の爆発による生成気体の運動を正確に計算することは容易ではなく、水中爆発過程をモデル化し近似的に取り扱う必要がある。ここでは、アジ化鉛の爆発により高圧の球状水塊が突然解放され、球状のピストンとして作用し、その前方に球状衝撃波を駆動すると仮定した。初期値は直径5mm、圧力620MPaの高圧が解放されるとし、衝撃波管問題を水中に設定した。この初期値は、(1)式で表される球状衝撃波背後の過剰圧と爆心からの距離との経験式を満足するように定められた。球状衝撃波は回転楕円体壁面で反射するが、回転楕円体は無限に大きなヤング率をもつため、衝撃波背後の高圧によって変形せず、また衝撃波が回転楕円体で反射することによるエネルギー損失はないと仮定する。現実には、回転楕円体容器は金属でできているので、非常に僅かではあるが変形する。また有限速さの音速を持つので水中に先行する縦波あるいは横波が現れる⁽⁷⁾。しかしこれらによるエネルギー損失は無視できる程度である。また、局所的な負圧の発生は無視され、キャビテーション気泡の生成も無視されている。以上の物理を無視しても、数値計算の全過程に重大な影響は及ぼさないと考えられる。

二次元非定常軸対称流れに対する基礎式をベクトル表示で表せば、

$$U_t + F_x + G_y + W = 0 \quad (2)$$

$$U = \begin{bmatrix} \rho \\ \rho u \\ \rho v \end{bmatrix}, \quad F = \begin{bmatrix} \rho u \\ \rho u^2 + p \\ \rho uv \end{bmatrix},$$

$$G = \begin{bmatrix} \rho v \\ \rho uv \\ \rho v^2 + p \end{bmatrix}, \quad W = \frac{1}{y} \begin{bmatrix} \rho v \\ \rho uv \\ \rho v^2 \end{bmatrix}$$

ここに、 p, ρ, u, v はそれぞれ圧力、密度、 x, y 方向の速度である。 x, y 方向はそれぞれ長径および短径方向に対応する。最高圧力は高々100MPa程度なので等エントロピー流れを仮定し、水の状態方程式にTait方程式⁽¹⁴⁾を用いた。Tait方程式は次式で与えられ、

$$\frac{p+B}{p_0+B} = \left(\frac{\rho}{\rho_0} \right)^n \quad (3)$$

ここで $n=7.41$ 、 $B=296.3\text{MPa}$ である。基礎式を二次精度風上型TVD差分法⁽¹⁵⁾を用いて次元分割法により解いた。このスキームは衝撃波あるいは接触面の捕獲に優れ、衝撃波を伴う流れの数値シミュレーションに特に有効である。計算格子はデカルト座標(501×151)を用いた。

4. 結 果 と 考 察

4・1 数値シミュレーション 図8(a)～(f)に、長短径比1.41の半割の回転楕円体容器の第一焦点で10mgのアジ化鉛ベレットを起爆した場合の等密度線分布を時間を追って示す。図には高圧水塊を解放してから経過時間が示されている。なお、等密度線一本の跳びは初期密度の0.1%である。高圧水塊の解放で球状衝撃波が発生する(a)。反射衝撃波が高圧水塊と干渉して減衰する。また、直接波は伝播と共に減衰する(b)。実際の現象でも、反射衝撃波は爆発生成気体と衝突して膨張波が反射する。反射衝撃波は進行方向に凹となって伝播し、その長軸部分は弱められる。一方、進行方向に凹の反射衝撃波は進行と共に強さを増す(c)。また、反射衝撃波が開口部の縁で回折すると膨張波が発生する。この膨張波はフォーカスする反射衝撃波に追いつき、反射衝撃波の周辺部から減衰させる。一方、反射衝撃波のフォーカス過程が優先し長軸で次第に高圧・高密度が現れる(d)。第二焦点近傍でフォーカスして最高圧を生ずる(e)。フォーカスした衝撃波の高圧は直ちに減衰する(f)。このように、衝撃波がフォーカスする過程は、衝撃波の進行経路が一点に集積して高圧が発生し非線形性が現れる過程、開口部からの膨張波がこれを妨げる効果、反射衝撃波と爆発生成気体の干渉過程の複合過程である。なお、高圧放電による衝撃波発生法でも、爆発生成気体に対応する放電のプラズマが現れるため本方式と同様の現象である。Tait式から、以上の密度分布に対応する圧力分布が容易に求められる。

Fig.8 Computational results, isobars for various time instants.

4・2 最適楕円体形状の決定 回転楕円体を用いた衝撃波フォーカシングの医療応用では、回転楕円体の開口部と標的となる結石までの距離を決定することが必要である。標準的な日本人の体格ではこの距離は130mm～140mmと言われ、ここでは135mmとした。また、腎臓結石の破壊強度は高々80kg/cm²程度⁽⁴⁾なので、これを破壊するには結石の破壊強度を上回る高圧が作用しなければならない。動物実験の結果によれば、衝撃波フォーカシングの高圧は生体中では、1/2～1/4に減衰することが知られている⁽⁶⁾。従って、この減衰効果に加えて衝撃波フォーカスの位置ずれの効果を考慮すれば、結石破碎に必要な最高圧は、反射衝撃波背後圧で100MPaを僅かに下回る程度で十分である。

回転楕円体の長短径比が小さい場合、回転楕円体内部の第一焦点で発生させた衝撃波をより有効に回転楕円体外部の第二焦点にフォーカスさせ、高圧を発生させることができるが、回転楕円体開口部と第二焦点との距離は短い。一方、回転楕円体の長短径比が大きい場合、回転楕円体の開口部と第二焦点との距離は、医療目的に適当な長さとなる。しかし、開口部から発生する膨張波の影響が支配的となるため、第二焦点に現れる高圧には限界がある。従って、医療目的に最も適当な長短径比が存在する⁽¹²⁾。

図9 (a)～(h)は表1に示した8種類の長短径比の回転楕円体について、長軸に沿う最高圧分布について計測値と数値シミュレーションを比較した結果である。

白丸は計測値、実線は数値シミュレーション結果を示す。縦軸は最高圧P(MPa)、横軸は長軸上の位置r(mm)で原点を回転楕円体の幾何学的第二焦点、開口部から離れる方向を正にとる。(a)f=1.2では、実測の最高圧は140MPa、数値シミュレーションでは190MPaである。最高圧が発生する位置は実測ではほぼ幾何学的第二焦点に、数値解では非常に僅かではあるが開口部から離れる方向にずれる。(b)f=1.3では最高圧の計測値120MPaと数値解160MPaとは異なるが、圧力分布の傾向は比較的良く一致する。(c)f=1.41、(d)f=1.5では、実測値と数値解は良く一致し、最高圧は100MPa程度である。長短径比が大きくなると、開口部からの膨張波の追いつきによる圧力減少が著しくなり、(e)f=1.6、(f)f=1.7では、最高圧は50～60MPa程度で、最高圧発生点は開口部方向に大きくずれる。さらに長短径比が大きくなると、(g)f=1.8、(h)f=2.0では、最高圧の分布からものはや衝撃波フォーカシング効果を特定することはできない。これらの結果より、開口端から発生する膨張波が長軸上に到達する時刻の違いは、長軸上で最高圧となる位置に著しい影響を及ぼすことがわかる。特に、長短径比が大きい場合、衝撃波がフォーカスし高圧となる以前に膨張波が追いつき高圧部分を減衰させるため、第二焦点では高圧が得られない。すなわち、開口部から追いつく膨張波の影響は、長短径比が大きくなるほど著しくなることがわかる。全体として数値シミュレーション結果は実験結果と定性的に良く一致する。

Fig.9 Comparison of peak pressure profile along the major axis of ellipsoids. Each case corresponds to that of table 1.

従って、医療応用に適した回転楕円体の形状を数値シミュレーションにより予測し、装置を設計することができる。以上の結果および結石の破壊強度から考え、結石破碎の医療目的に適当な回転楕円体の長短径比は1.4～1.5であることが分かる。

4・3 最適楕円体形状の長軸上での圧力分布

医療応用を目的として、長径268mm、短径186mm、長短径比1.44の半割楕円体から38.5mm短く切り込み、開口部の直径を178mmとする最適形状回転楕円体について圧力計測および数値シミュレーションを行った。図10は、長軸および長軸に平行に5mm、10mm離れた軸上の最高圧分布を示す。縦軸は最高圧P(MPa)、横軸は長軸上

Fig.10 Peak pressure profile along the major axis.

の位置 r (mm)、横軸の原点は幾何学的第二焦点である。極大値の現れる位置は、数値計算ではやや開口部にずれ、実測値は幾何学的第二焦点にはほぼ一致する。また、最高圧の半値を示す領域は長軸方向に延びた紡錘型の領域であることが分かる。このことは結石を高圧にさらす標的の位置が長軸方向に多少ずれることは許されるが、短軸方向に僅かずれても、結石は有効に破碎されないことを示す。

4・4 マッハ反射の影響

水中微小爆発で発生する衝撃波のマッハ数は1に近い。しかし、この様に弱い衝撃波でも、音響近似で取り扱うのは厳密には適当ではない。回転楕円体で衝撃波をフォーカスさせると僅かであるが非線形効果が現れる。ここでは、水中衝撃波が固体壁面で反射する過程の非線形性を評価する。水中の平面衝撃波の斜め反射では、マッハ数が1に近く入射角が小さいときには、ほとんど正常反射が起こる。図11(a)は正常反射である。アジ化銀10mgを起爆した時、爆心からの距離と過剰圧との関係は(1)式で与えられているので、図11(b)には爆心からの距離に対する衝撃波マッハ数の変化を示す。回転楕円体の第一焦点で球状衝撃波を発生させた場合、この図より第一焦点から楕円体までの距離とそこで反射する衝

Fig.11 Effect of Mach reflection, (a) oblique reflection, incident angle ϕ_0 , reflection angle ϕ , (b) variation of M_s from the explosion center, (c) variation of $\phi - \phi_0$ vs. angle θ .

撃波の強さと入射角は与えられる。連続の式、運動方程式および水の状態方程式を与えられた衝撃波強さと入射角に対して解く。すなわち、水中衝撃波のランキン・ユゴニオの関係を解けば反射角は容易に求められる。図11(c)に第一焦点から楕円体を見込んだ角度に対する入射角と反射角との差を示す。音響理論では入射角と反射角とは常に等しい。しかし、図から明らかなように反射角は入射角より最大3度大きく、非線形効果の一つの目安となる⁽¹⁶⁾。単純に考えれば、非線形効果によって衝撃波面の伝播経路は第二焦点から僅かに開口部から遠ざかる部分に収束する。よって、第二焦点でより高圧を発生させるには回転楕円体形状をわずかに歪ませる必要がある。しかし、生体は非一様媒体なので、その中で衝撃波は屈折・反射・分散し鋭くフォーカスすることは期待できない。従って、長短径比1.4~1.5の半割の回転楕円体を用いて衝撃波をフォーカスさせることで、実用上十分である。

5. ま と め

水中微小爆発で生成した衝撃波をフォーカスさせ、限局した空間に瞬間的に高圧を発生させることができる。この高圧を利用し、人体中の結石を非観血的に破碎する方法の開発を目指し基礎研究を行った。得られた結果を以下に要約する。

(1) アジ化化合物の水中微小爆発は、結石の破碎に適切な圧力波形を持つ。

(2) 回転楕円体内部の焦点で発生した球状衝撃波を反射させ、回転楕円体外部の焦点にフォーカスさせることができ、この方式が医療応用には適当である。

(3) 楕円体形状の長短径比は1.4~1.5が最適である。衝撃波の非線形効果を考慮すれば、非常に僅かではあるが、最適形状は楕円体形状からずれる。しかし、そのずれは実用上無視できる程度である。

(4) ホログラフィ干渉計法による可視化法、ピエゾ膜を用いた圧力変換器は、本研究の計測法として有効で

ある。

(5) TVD 差分法による数値シミュレーションは水中衝撃波フォーカシングと高圧生成の予測に有効である。

今後、最適形状範囲の回転楕円体を用いて各種結石の破碎過程、破碎特性などを明らかにする。また、数値解析法の改善を試みる。

終わりに臨み、本研究の実験には、東北大学流体科学研究所衝撃波工学研究センター 小島英則、高橋喜久雄技官および本研究所付属工場 早坂庄吉技官の熱心な協力を得た。また、本研究の一部は元東北大学大学院生 伊藤勝宏博士、下森一夫、斉藤和男君、および八千代田工業(株)の協力を得た。また、自作した微小爆薬アジ化鉛の製造法は、工業技術院化学技術研究所 生沼仙三氏より教示された。アジ化銀ペレットは、中国化薬(株)江田島工場のご好意による提供である。ここに付記し、それぞれ謝意を表する。なお、本研究の実施には、文部省科学研究費一般研究(c) 58550111 および、実験には火薬工業技術奨励会の助成を受けた。

文 献

- (1) Cole H., Underwater Explosions(1948), Princeton Univ. Press.
- (2) Watanabe H. and Oinuma S., Jpn J. Urol., 68(1977), 243.
- (3) Heustler E., 2nd European Cong. on Ultrasonics and Medicine(1975).
- (4) Chaussy Ch., Extracorporeal Shock Wave Lithotripsy (1983), Karger.
- (5) Glass I. I., Shock Wave and Man(1975), Univ. Toronto Press.
- (6) 桑原・ほか3名, 日本泌尿器科学会雑誌(昭59), 76-2, 174.
- (7) 高山, 機誌(昭62), 90-822, 53.
- (8) Takayama K. et al., Proc. 14th ISST&W(1983), 533.
- (9) Takayama K., Proc. SPIE Industrial Application of Holographic Interferometry 398 (1985), 399.
- (10) Jones R. and Wykes C., Holographic and Speckle Interferometry, Cambridge Univ., Press (1983).
- (11) 阿部・高山, 機論(B編), 55-511(1989), 733.
- (12) 下森, 東北大学大学院工学研究科修士論文(1988).
- (13) 高山・ほか3名, 機論(B編), 56-526(1990), 1579.
- (14) Heukroth, E. L., UTIAS Rep. (1964).
- (15) Harten, A. J. Comp. Phys. 49(1983), 357.
- (16) 斉藤, 東北大学大学院工学研究科修士論文(1989).