

## 体外冲击波碎石技术的力学机理的研究\*

陈景秋<sup>†</sup> 韦春霞 邓 艇 田祖安 张晓艳

重庆大学工程力学系, 重庆 400044

**摘 要** 体外冲击波粉碎结石术 (extracorporeal shock wave lithotripsy, ESWL) 是冲击波和聚焦原理在医疗领域的最成功的应用, 因其无手术介入, 使用方便, 碎石率高, 治疗费用低, 已成为尿路结石的首选治疗方法. 但是这种技术也有尚待完善之处, 例如: 对于大结石 ESWL 的治疗效率较低; 对人体组织有短期或长期的副作用, 甚至可能造成器官功能的不可逆性丧失等. ESWL 通过一系列作用力粉碎结石和损伤人体组织的过程颇为复杂. 从 ESWL 技术诞生之时起, 人们就同步开展了关于 ESWL 的实验室的和临床的基础研究, 以期达到最好的碎石效果和最小的副作用. 至今 ESWL 的破坏机制逐渐被人们所认识, 但仍然存在争论. 冲击波直接的破坏机制已经比较清楚, 而它诱发的空化破坏机制是当前 ESWL 研究的一个具有挑战性的热点. 评定碎石机冲击波以及碎石效率的标准还在不断的完善之中.

**关键词** 体外冲击波碎石术, 层裂, 疲劳, 空化, 准静态挤压

体外冲击波碎石术 (extracorporeal shock wave lithotripsy, ESWL) 与断层扫描 CT、核磁共振成像 MRI 并列, 被誉为当代三大医疗新技术. 20 多年来相关的研究和临床实践说明, ESWL 正面的碎石作用和致伤的副作用都与冲击波聚焦在焦区内时汇聚的高能量强度和冲击波诱发的空化有关.

### 1 碎石术的历史发展

人体罹患结石的病例至少可上溯 5000 年, 1901 年即发现有埃及木乃伊身上的尿路结石. 我国最古老的医药著作《黄帝内经》也有尿路结石的记载. 作为一种常见病, 据近年文献, 发达国家的肾结石发病率为 0.1%~1%, 而且呈逐年上升的趋势. 1999 年国内深圳普查中发现 4.87% 的人患有泌尿系统结石. 胆石发病率在发达国家为 10%; 我国 1987 年 37 万人普查报告为 1.7%~6%. 近年来由于饮食结构的改变发病率呈上升趋势, 胆石病成为发病率居第 2 位的急腹症, 仅次于阑尾炎.

人类最早的膀胱结石外科切除手术是 16 世纪中叶 Pierre Franco 发明的外科切石术 (lithotomy), 手

术致死率是 1/7<sup>[1]</sup>. 1813 年 Gruithuisen 发明碎石术 (lithotripsy), 用器械通过尿道进入膀胱粉碎结石, 避免了外科手术. 其后几十年, 有 5/6 的病例由碎石术取代了切石术, 致死率降到 7%. 现代外科手术诞生后, 又重新采用切石术. 1882 年 Langenbuch 的胆囊切除术至今还是胆囊结石治疗的主要方法, 但是肾结石切石术却一直是一种困难的外科手术.

1971 年对动物活体完成体外冲击波碎石<sup>[1]</sup>. 1980 年 2 月 7 日 Chaussy 等使用 Donier 公司的碎石机原型 Donier HM1(Human Mode 1) 在慕尼黑大学泌尿外科完成了人类第 1 例人体体外冲击波肾结石粉碎术<sup>[2]</sup>. 不久后 HM2 和 HM3 机型相继问世. 20 世纪 90 年代中期, 体外冲击波技术进一步发展, 开始用于临床治疗网球肘和肩骨质增生、止痛和血管再生等, 称为体外冲击波治疗术 (extracorporeal shock wave therapy, ESWT). 在国内, 1970 年代后期重庆大学和第三军医大学合作完成多次冲击波粉碎结石的体外实验和动物活体实验. 我国自 1983 年起步发展 ESWL 技术至今, 冲击波碎石机的生产和临床应用都具有了很大的规模.

ESWL 从人体外发出的冲击波进入人体, 聚焦在

收稿日期: 2006-10-08, 修回日期: 2007-06-25

\* 国家自然科学基金 (10472136) 和 2005~2006 年重庆市自然科学基金资助项目

<sup>†</sup> E-mail: jqchen@cqu.edu.cn

肾结石上, 将肾结石击成足够小的碎片, 术后数周内可从尿道中自然排出<sup>[3]</sup>. 由于有了这项技术, 80% 以上的病人去除结石不再需要腔内泌尿外科手术, 且并发症和病人死亡率比外科切石术要低两个数量级; 患者只需短期住院或不住院, 只需很少的麻醉或不麻醉, 没有通常的外科手术创伤, 高效、简便而费用较低. 因而 ESWL 问世不久即迅速取代外科手术, 成为世界范围内临床治疗肾结石的首选方法<sup>[4,5]</sup>.

然而临床和研究均发现 ESWL 有不同形式的副作用, 例如血尿、慢性出血、多重肾软组织内的水肿、以及肾水肿等, 其主要特征是血管损伤和内皮细胞损伤等. 在 ESWL 中, 毛细血管和小血管比大血管更易受损破裂. 对年轻健康的成年患者, ESWL 的血管损伤只影响其 2% 的肾功能块, 绝大多数治疗恢复后无明显后遗症. 然而对于某些小患者群, 例如原发性高血压患者、小儿和老年患者等具有慢性伤害和高风险<sup>[6~10]</sup>. 尽管 ESWL 几乎可粉碎所有的肾结石, 但大结石或大的结石碎片仍需要 2 次、甚至 3 次治疗. 另外, 至少 25% 的结石病人在第 1 次治疗后再生结石. 如果结石的尺寸大于 20 mm, 或者结石位于人体内难于达到的部位, 或者结石是脆性低而断裂韧性高的一水草酸钙结石或韧性材料胱氨酸结石, ESWL 碎石率都很低, 甚至失败. 总之, 从临床和基础研究来说都非常需要进一步改进 ESWL 碎石技术, 以期提高碎石效率和组织损伤最小化.

## 2 ESWL 的冲击波聚焦原理

目前临床使用的主流 ESWL 机型就其冲击波源可分为 3 种: 液电式, 电磁式和压电式. 此外尚有激光式和微爆炸式等. 它们在人体外分别以各自不同的方式产生水下会聚冲击波, 经过水的传导后进入人体内聚焦, 因冲击波聚焦及其诱发的空化作用而粉碎体内结石.

图 1 所示的液电式 (例如 DonierHM3), 是第 1 代机型, 反射面为椭圆面的一个对称的片断, 实用机型往往采用半个旋转椭圆面. 它的基本力学原理是: 在水下由旋转椭圆面的一个几何焦点  $F_1$  处放电释放的能量, 以球面冲击波形式外向传播. 该球面波的一部分遇到反射面后形成的反射波的收敛段, 趋向第二几何焦点  $F_2$  附近形成焦区, 置于焦区内的结石经多次冲击波轰击后被击碎. 已发表的有关 ESWL 的大量文献, 以有关液电式研究的为最多. 电磁式利用声透镜或者抛物面来聚焦高频线圈产生的冲击波. 球面压电陶瓷型 ESWL, 则是在水下一个球冠面内侧安放多个压电陶瓷, 在同一时刻因相同的逆压电效应产生冲

击波趋向球心附近聚焦.

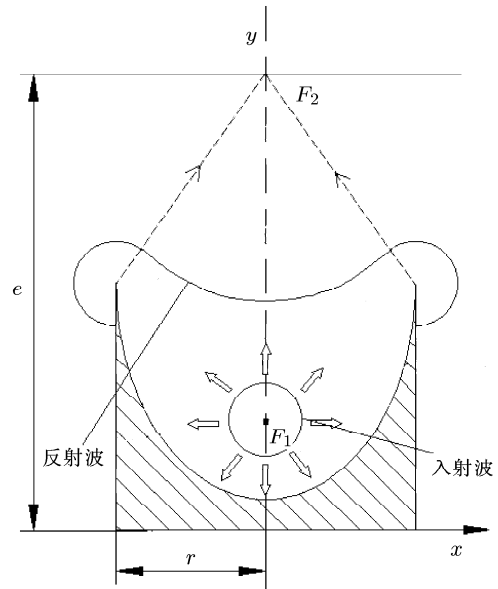


图 1 ESWL 冲击波聚焦实验原理

除非另有说明, 本文讨论主要以液电式 ESWL 为例.

Dornier HM3 是第 1 代碎石机的典范之作. 后来出现的第 2 代和第 3 代液电式碎石机, 均力求多功能和更加便利舒适, 降低治疗成本, 提高效率, 但其基本力学原理仍然与第 1 代相同. 医疗临床和 Teichman<sup>[11]</sup> 对包括 Dornier HM3 在内的 7 种碎石机的碎石能力在实验室条件下 2000 个脉冲过后的结石碎片和 FDA 进行的比较结果都显示, 后来的几代碎石机的碎石能力都不比 Dornier HM3 碎石机更好. 所以 DornierHM3 型碎石机至今仍是 ESWL 的“金标准”.

## 3 ESWL 的非线性聚焦

对于空气中弱冲击波反射后的聚焦, Sturtevant<sup>[12]</sup> 完成了系统完整的实验研究, 他将弱冲击波经椭球面或抛物面反射后的动力学聚焦行为分为 3 种类型: 精确聚焦 (perfect focus), 山脊形聚焦 (arête) 和集散线 (caustics). 但是对于水下弱冲击波反射后的聚焦, 迄今尚未见到公开发表的类似完整成果.

几种与碎石有关的物质的声特性阻抗如下: 人体软组织 (平均) 为  $1.63 \times 10^{-6}$  Pa·s/m, 肾为  $1.62 \times 10^{-6}$  Pa·s/m, 生理盐水为  $1.53 \times 10^{-6}$  Pa·s/m, 水为  $1.48 \times 10^{-6}$  Pa·s/m, 空气为  $4.11 \times 10^{-10}$  Pa·s/m. 可见水和人体软组织的声特性阻抗很相近. 正因如此, ESWL 中选用水作为传压介质; 有关研究也可将冲

击波由水入射人体后聚焦的过程简化为在均匀的水中相应的过程。水的状态方程采用 Tait 方程, 可将熟知的空气动力学方法用于研究 ESWL 水下冲击波的动力学问题 [13~16]。ESWL 体外 (in vitro) 实验研究也是在水下进行的。另一方面, 由于水与空气的声特性阻抗相差几个数量级, 含气体多的脏器 (例如肺) 须避免 ESWL 的照射, 以免发生伤害。

ESWL 早期研究的重点之一是研究汇聚冲击波的压力场和正确地定义实际焦点 (即聚焦过程中正压力值最大的点 [17]), 习惯上也称实际焦点为动力学焦点。过去曾经有把第二几何焦点  $F_2$  等同实际焦点的误解。

液电式 ESWL 的一个关键部件是水下的会聚冲击波发生器 (图 1)。几何焦点的概念基于线性声波的反射定律 (入射角  $\alpha$  等于反射角  $\beta$ ) 和椭圆的几何性质 (椭圆上各点到两焦点距离之和相等)。由椭球面的一个几何焦点  $F_1$  发出的球面波所有的波射线, 经过椭球面反射后必然同时通过第二几何焦点  $F_2$ , 即发生聚焦。但是 ESWL 水下放电产生的是一种非线性

的球面冲击波, 对于 Snell 反射定律不再成立。

假设反射面上无马赫反射, 而仅只考虑正常反射, 可证明入射角小于反射角, 即  $\alpha < \beta$ , 见图 2, 可见即使反射波射线是直线传播的 (实则不然), 反射冲击波射线一般不再通过 ESWL 中的几何焦点  $F_2$ , 即几何焦点  $F_2$  不再是实际的焦点。文献 [18] 模拟反射面的对称轴上几种压力聚焦的演进过程, 其数值模拟结果见表 1。

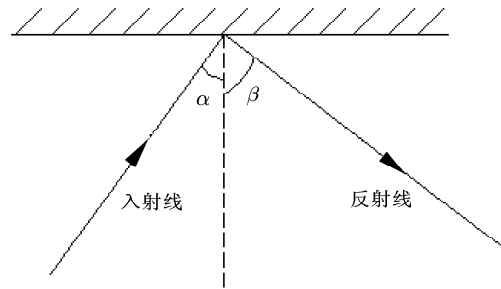


图 2 入射角与反射角

表 1 计算结果 (表中各参数定义见图 3)

	$b/a$	$f/a$	$D/a$	初始马赫数 $M_0$	静水声速 $C$ (m/s)	初始波速 $V_0$ (m/s)	斯特劳哈尔数 $St$	动力学焦点位置
反射器 1	0.60	0.20	0.2733	1.0027	1471.98	1475.88	203.27	$F_2$ 前 $2f$ 处
反射器 2	0.60	0.20	0.5200	1.0027	1471.98	1475.88	203.27	与 $F_2$ 重合
反射器 3	0.60	0.20	1.0000	1.0027	1471.98	1475.88	203.27	$F_2$ 后 $0.8f$ 处

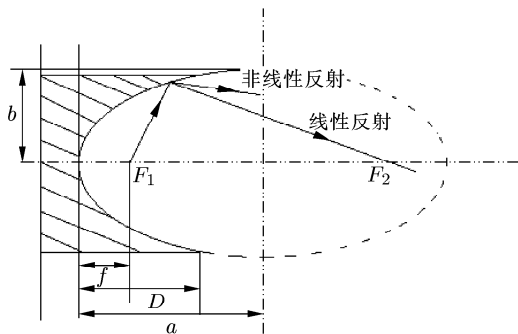


图 3 非线性反射的入射角小于反射角

表 1 中初始球面冲击波强度均相同 ( $M_0=1.0027$ ), 反射器 1, 2, 3 的动力学焦点分别在对称轴上几何焦点  $F_2$  前  $2f$  处, 几何焦点  $F_2$  上和几何焦点  $F_2$  后  $0.8f$  处。大量的数值实验指出: (1) 对于同样形状的旋转椭圆面冲击波反射聚焦器, 在放电产生的同样的初始压力下, 随着反射器深度的增加, 实际焦点由几何焦点  $F_2$  前方向后方漂移, 对于适当深度尺寸的反射器实际焦点与几何焦点  $F_2$  重合, 但是当反射器大于半个椭圆面, 实际焦点可能又转向几何

焦点  $F_2$  飘移。(2) 对于同样形状和深度的旋转椭圆面冲击波反射聚焦器, 初始压力越大, 实际焦点越向几何焦点  $F_2$  以远飘移。可见对于同一个反射面, 实际焦点作为聚焦后压力场中正压力达到峰值的点, 其位置依赖于初始波的强度。

联邦德国研究计划“冲击波聚焦 (Stosswellenfokussierung)”(SFB27, 1982~1987 年) 以 ESWL 为主要研究背景之一, 其中 Chen [15] 以理想不可压流体的 Euler 方程为出发点, 用双特征方法与 Whitham 方法结合所作的对水下冲击波反射和聚焦过程压力场演变的数值模拟, 其负压力的演变和聚焦过程的数值模拟结果与实验 [19] 相符。负压力在焦点处高达  $-4\text{MPa}$ , 这意味着空化的出现, 而在此前 ESWL 理论研究似乎常常忽略空化现象。

后来出现以 Euler 方程的近似形式为出发点的研究, 例如: 利用几何声学方法使球形波传播到反射体的壁上并利用 Kirchoff 积分方法系统的计算反射及相应的衍射 [20]; 利用非平面运算法则计算 HM3 的压力场 [21]; 以 KZK (Khokhlov-Zabolotkaya-Kuznetsov) 方程 [22,23] 为基础建立模型并证实数学模型

与实验结果的一致性<sup>[24]</sup>, 以及基于几何冲击动力学的工作等<sup>[25]</sup>. 但这些工作未能给出波的所有重要特性和空化的影响.

Tanguay<sup>[26]</sup> 的数学模型主要基于对可压缩流体两相流模型的平均, 建立为描述空泡的存在而作了适当修正的 Euler 方程, 使用加权实质无振荡方法 (weighted essentially non-oscillatory, WENO) 数值求解. Tanguay 分析了自由流场, 研究了焦点处的人造结石在双脉冲和单脉冲冲击 3 种不同条件下的碎石过程以及初始冲击波的强度和脉冲频率等参数对碎石率的影响, 并基于能量观点介绍了关于碎石效率的结论.

## 4 ESWL 粉碎结石和损伤组织的力学机制

### 4.1 结石的机械性能

Zhong 等<sup>[27]</sup> 在临床 ESWL 碎石条件下, 对 6 种不同成分的肾结石 (一水草酸钙结石、磷酸铵镁结石、磷灰石钙结石、尿酸结石、透钙磷石结石、胱氨酸结石), 利用超声和微刻 (microindentation) 技术测定结石的声学 and 机械性能, 结果显示这几种结石具有明显不同的声学 and 机械性能. 测得其相应的波速、杨氏模量和断裂韧性等值, 一水草酸钙结石与胱氨酸结石最高, 透钙磷石结石和尿酸结石次之, 磷灰石钙结石与磷酸铵镁结石为最低. 发现多重同心层结构的结石具有多重的反射界面, 显示出对冲击波碎石的敏感. 除胱氨酸结石外, 其余 5 种结石都是脆性材料. 临床上观察到碎石效果的差别, 可能与结石不同的脆性有关. 胱氨酸结石比较罕见. 临床表明, 胱氨酸结石的 ESWL 疗效最低.

### 4.2 ESWL 的结石粉碎和组织损伤的力学机制

不同的 ESWL 机型的自由流场焦点处测得的冲击波形, 前半部为峰值约 20~200 MPa 压力波段, 后半部则是负压峰值约 -7~-15 MPa 的拉力波段, 延续时间约 4~5  $\mu\text{s}$ <sup>[19,26]</sup>. 先压力后拉力且正负峰值都很大——这样的波形结构, 正是引起结石层裂、疲劳和空化的主因, 见图 4.

图 5 中 ESWL 实验击断的短圆柱形人工结石, 其轴线尺寸及端面直径分别为 10 mm 和 12 mm. 结石端面可见密布的空蚀斑, 结石断裂面垂直于冲击波传播方向. 这与 Tanguay<sup>[26]</sup> 列举的实验结果是一致的, 他据此说明两种粉碎结石的机制: 层裂 (spallation) 和空化.

在这个实验中, 由于在焦区冲击波出现垂直于对称轴的马赫杆, 可以近似认为是一个平行于圆柱端面

的平面冲击波入射结石<sup>[28]</sup>. 平面冲击波在前端面正入射, 在圆柱内产生的拉压应力脉冲在结石远端与水或软组织的界面发生反射, 其前部压力波段反相变成拉力波段. 由于脉冲压力波段波宽比结石的轴向尺寸小得多, 反射波的拉力波段与该压力脉冲后部拉力波段叠加, 产生一个足够大的拉应力, 一旦满足动态断裂准则即导致该圆柱在尾端面附近断裂. 这种层裂发生后即又形成新的反射界面. 后续入射的拉压脉冲又将在此界面反射而可能引起其附近新的层裂. 在压应力波段向两个自由表面前进的情况, 如果两自由表面反射形成的拉力波相遇在结石角部则可能导致角裂, 相遇在心部则可能形成心裂. 层裂、角裂和心裂都与应力波反射有关, 是所谓反射断裂. 一般地, 冲击波斜入射到形状任意的结石后, 在其内部形成拉压应力波和剪切应力波分开转播. 它们各自在结石-水 (或软组织) 界面产生的反射波一般又分成拉压应力波和剪切应力波, 这样复杂的波系在结石的内部相遇而叠加, 在入射波及其反射波多次反复交替作用下, 结石发生明显的 Hopkinson 效应<sup>[27,29,30]</sup> 而破坏.

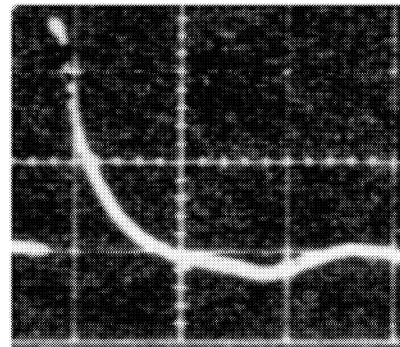


图 4 ESWL 自由流场焦点处的冲击波形示意图, 横轴 2  $\mu\text{s}$ / 格, 纵轴 16 MPa/ 格

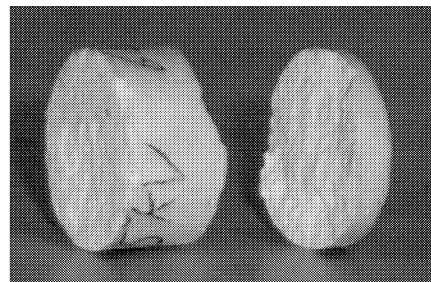


图 5 圆柱形人工结石样本 (柱高 12 mm, 端面直径 10 mm)

Lokhandwalla 等<sup>[28]</sup> 认为层裂 (spalling) 只发生在结石的内部一小部分区域, 提出疲劳是 ESWL 碎石和组织损伤的另一种机制. 临床使用最多的脉冲重复频率 PRF (pulse repetition frequency) 通常是 1 Hz, 甚至 2 Hz. 在冲击波往往上千次的轰击下结石最终瓦解的过程, 如同其他脆性材料一样, 是结石内

部瑕疵(原有的,或入射波产生的拉压应力或剪切应力引发的)在外力驱动下,成核、生长、传播、最后逐渐彼此连接而产生宏观裂纹而导致破坏的过程。这种破坏的外在驱动力是反复击发的每一个原发冲击波,及其诱发的空化效应产生的二次冲击波。这种理论将结石的断裂韧性、声速、密度、空隙度等力学性能与冲击波的压力峰值、波宽、波形和击发次数等参数联系起来。

2001年 Eisenmenger<sup>[29]</sup>的准静态挤压(quasi-static squeezing)理论提出(图6),大量实验证明决定碎石效率的不仅是冲击波的最大压力和上升期,更重要的是其能量,是与准静态周期性压缩有关的现象。假设焦区的直径大于结石直径,由于冲击波在水中(或软组织中)的行进速度明显低于它在尿路结石内产生的入射波(应力波)波速,在结石周围水中行进的落后了的冲击波的压力波段对球形结石产生准静态挤压作用,如图6所示的压力 $P$ ,结石在挤压下发生破裂。结石的第1个破裂面垂直或者平行于波的传播方向。这样的破裂总是一分为二的。挤压破坏过程中的下一个破裂面将垂直于第1个破裂面。这种理论建议:为了提高ESWL的碎石率,焦区的尺寸要比结石平均尺寸要大,应当为20mm;只需 $2\mu\text{s}$ 的脉冲延续时间,而不要求陡峭的冲击波前沿;焦区的正压力可以减低至 $10\sim 30\text{MPa}$ ,因为这已经超过破坏人体结石或人工结石的阈值 $2\text{MPa}$ 。这种理论要求较大尺寸焦区和较低压力,定性地符合Donier HM3“金标准”。但是还存在争论:文献[30,31]的实验结果并不支持准静态挤压理论,他们用Hopkinson效应来解释自己的实验结果。

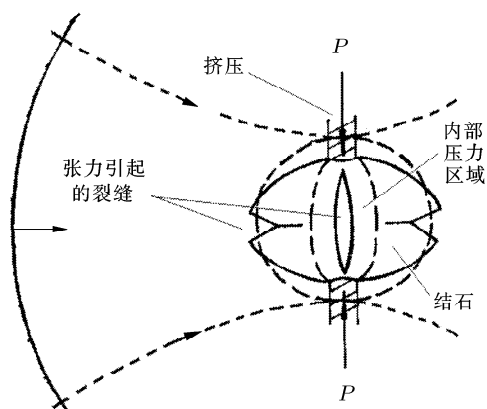


图6 准静态挤压作用

图5和图7所示的ESWL实验结石试样,入射端面上均清晰可见空蚀斑,这应归因于会聚冲击波诱发的空化云在该端面邻近发生坍塌。空蚀斑是由空泡坍塌时发生的高速微射流或空泡剧烈的坍塌过程生成

的二次冲击波引起的。大量的经验指出空化是非常重要的粉碎机制,冲击波在结石外表面和内部的充满液体大小裂纹和解理面中诱发的空化是碎石效应的支配性因素之一<sup>[32~35]</sup>。体外实验中人工结石前后端面都可见到空蚀斑<sup>[31,36~39]</sup>。空化可以破坏像胆固醇这样可抵抗剪切的材料。高黏性(例如胆汁中)和超静压可以抑制空化而明显地降低碎石效率<sup>[39]</sup>,在初始层裂发生之后的结石破碎过程中,空化贡献很大。文[40]的研究表明,在前一个冲击波产生的空泡坍塌的过程中,后续到来的第2个冲击波明显加强了碎石作用。这也表明空化是组织损伤的最重要的原因。在一定范围内,较大的焦区尺寸结合较低的压力峰值的ESWL,比小焦区尺寸结合较高的压力峰值的ESWL的碎石率更好,可见最重要的碎石参数是汇集的冲击波能量而不是高压峰值,引起组织损伤的原因主要是空化形成的高能量密度<sup>[41]</sup>。

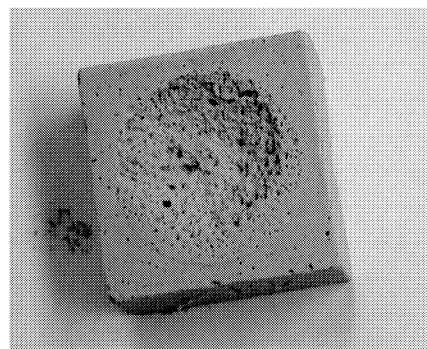


图7 液电式ESWL实验装置18kV,375次放电后试样的空蚀斑(端面正方形边长10mm)

层裂,疲劳和准静态挤压均可归类为冲击波的直接破坏机制。对于层裂和疲劳这两种常见破坏机制对于结石的破坏作用,研究者的认识也是一致的。而对于结石的挤压破坏理论则尚有争论。冲击波诱发的空化是冲击波的间接破坏机制,如同空化现象本身就是流体力学和物理学研究上极具挑战性的领域一样,20多年来ESWL研究中空化的碎石和组织损伤作用<sup>[42]</sup>也一直是一个极具挑战性的、非常有趣又相当困难的研究热点。

## 5 ESWL 诱发的空化现象

在船舶工程、海洋工程、水利工程、石油化工、水力机械等传统领域被广泛注意的空化现象,近年来随着医疗技术中广泛应用超声波和冲击波,声致空化现象在生物医学工程上也受到关注。ESWL中空化现象的早期研究集中关注焦区单个空泡的行为,最近关于空泡云的研究日益增多。

在 ESWL 中, 在冲击波后半段拉力的作用下, 原有的微小空泡迅速膨胀, 在冲击波脉冲过去之后, 空泡保持惯性膨胀. 大约在冲击波过去  $100\ \mu\text{s}$  后, 膨胀变慢直至停止. 这时的空泡尺寸可能几百倍于其初始尺寸. 空泡的最大尺寸、生长时间、坍塌周期及强度等都依赖于流体的密度和黏度等性质, 以及作用在空泡上的冲击波的强度和波形. 空泡内部的气体或蒸汽压力可延缓空泡的坍塌<sup>[43]</sup>. 惯性坍塌通常是猛烈的, 其足够大的能量产生巨大的压力脉冲<sup>[44,45]</sup>和流动, 这个流动在邻近的固体上作用有惯性力和黏性力<sup>[46]</sup>, 甚至会产生自由基<sup>[47]</sup>. 发生在固体表面附近空泡坍塌是非对称的. 非对称坍塌产生一股可达每秒数百米的高速液体微射流冲向固体表面<sup>[48~52]</sup>, 足以损坏铜、铝等金属.

室温下纯水理论上的抗拉强度大于  $100\ \text{MPa}$ , 比 ESWL 所用冲击波的强度 ( $\sim 10\ \text{MPa}$ ) 高一个数量级. 但是大量的观察说明, 实际上  $0.1\ \text{MPa}$  拉力下水即出现空化, 这是因为水中空化核的存在. 实验用水通常都含有有机物杂质和带电粒子, 这些带电粒子附着在空泡壁上可以抵抗对于微小空泡的破坏而使得其稳定, 形成空化核<sup>[49,53,54]</sup>.

Leighton 等<sup>[55~58]</sup> 叙述了怎样利用流体中的固体微粒 (即尘埃) 稳定空化. 这些尘埃本身的尺寸必须小于  $10\ \mu\text{m}$  才不至于从液体中沉淀出来. 液体中结石的表面缺陷也可能俘获气泡. 当环境压力减小时, 这些被俘获的气泡可成为液体中自由悬浮的微小气泡而形成空化核. 液体中的结石表面也可能作为空泡非对称坍塌的界面. 在结石周围的液体中、结石本身表面的缺陷中以及结石内部充满液体的裂缝中, 都可能存在空化核. 对于真实结石或人造结石, 一些研究者提出 ESWL 中微射流对于粉碎结石有重要作用<sup>[32,34,59]</sup>. 结石表面或其邻近的空泡坍塌产生的高压波幅值, 对结石内部产生导致断裂的裂纹可能有贡献<sup>[60]</sup>.

ESWL 空化现象的实验研究有不同的方法. ESWL 的很多重要参数——压力、空泡数目密度、空泡最大半径、空泡的坍塌时间等, 都可通过实验方法得到. 用高速摄影可获得空泡的影像及其空泡尺寸. 光散射法可准确测量单个空泡的半径-时间曲线<sup>[61]</sup>. 声发射的检测可测量空泡寿命<sup>[62~64]</sup>. 铝箔可记录空泡非对称坍塌时造成的空蚀坑<sup>[65~68]</sup>. 声致发光可检测空泡的对称坍塌<sup>[63]</sup>, 光化学用于测量对称空泡的活性<sup>[69]</sup>. 压力测量可采用聚偏二氟化烯 (PVDF) 探针和光纤传感器<sup>[70]</sup>等.

## 6 影响 ESWL 中空化的因素

放电电压和放电频率 (PRF) 是控制空化碎石效率的两个重要物理参数.

放电电压增加则产生的冲击波的强度增大, 从而提高碎石效率. Tanguay<sup>[26]</sup> 的结果表明随着冲击波强度的增加, 空泡云溃灭释放的能量也增加, 同时也增加了云中空泡的最大尺寸和持续时间. 需要适当地降低脉冲重复频率以保证焦区中的空化核尺寸不至于增加, 但这样治疗时间就会延长. 而对于给定条件的空泡场, 难以确定空化核尺寸和空泡数目密度之间的明显趋势变化. 可见, 并非碎石器功率越大碎石效果越好, 应当在脉冲强度和对应的重复频率中, 选择适当的值, 在保持最佳结石粉碎率的同时使得组织破坏最小.

Delius 等在动物试验中发现增大 PRF 会使组织损伤更严重<sup>[71]</sup>. Cwik 等<sup>[72]</sup> 发现不同的 PRF 下空化现象的定性差别: 频率低于  $0.05\ \text{Hz}$  时, 第 2 次冲击波不会影响到第 1 次冲击波引起的空泡溃灭, 而且声致发光在频率较高时没有较低频率时明显. McAteer 证明<sup>[73]</sup>, 在体外实验和体内实验中,  $0.5\ \text{Hz}$  的放电频率比临床常用的  $1\sim 2\ \text{Hz}$  更有效. 在水中可以观察到空泡密度随着 PRF 的增加而增加, 但是这些空泡更细小, 寿命更长. Sapozhnikov 等<sup>[74]</sup> 计算和测量出水中空泡生存时间大于  $2\ \text{s}$ . 而 Sokolov<sup>[75]</sup> 观察到固体表面上的空泡寿命更长. 在  $2\ \text{Hz}$  的频率下, 结石表面上那些依然很大的空泡形成的浓厚的空泡云在下一轮冲击波随后到来时屏蔽了空泡和结石本身. 临床经验表明,  $0.5\ \text{Hz}$  的脉冲频率不仅使得结石粉碎效率更高, 而且也降低了组织的损伤. 然而为了减少治疗时间, 临床使用最多的 PRF 通常是  $1\ \text{Hz}$ , 甚至  $2\ \text{Hz}$ .

事实上, 放电频率 PRF 是通过改变空泡的平衡半径来影响治疗效果的. Tanguay<sup>[26]</sup> 采用 Church<sup>[44]</sup> 压力波形对单个空泡进行数值计算, 得到空泡半径随 PRF 的变化曲线, 表明空泡尺寸在足够数量的脉冲之后会达到一个动态平衡, 即空泡平衡半径. PRF 越高, 空泡平衡半径就越大, 在空泡数目密度一定的情况下释放出越多的能量. Tanguay 通过改变空泡数目密度和平衡半径, 对焦点处的空泡场进行了数值计算, 结果与实验相吻合, 表明空泡云的持续时间是空泡平衡半径和空泡数目密度的函数. 对于空泡数目密度大的情形, 空泡云溃灭过程将释放出大量能量, 部分以球形膨胀的压力波形式释放, 而在溃灭不均匀时则以微射流形式释放, 导致固体表面出现蚀损斑. 但同时空泡云的存在也阻碍了冲击波的传播和聚焦,

使得焦点处的压力降低。

在黏性大的液体(例如甘油)中,空泡生长明显地受到限制.将石膏结石模型放入甘油中的实验观察到,除非结石直接接触水,结石不会被粉碎<sup>[76]</sup>.在这样的实验中冲击波波形本身在甘油薄层中没有明显的改变<sup>[77]</sup>.Church<sup>[44]</sup>建立甘油中空泡的力学模型,发现对于空泡生长和随后坍塌的明显阻尼.黄继汤<sup>[78]</sup>利用高速摄影技术观察到在不同的黏性液体中对电火花放电造成的空泡膨胀及压缩过程表明:受液体黏性影响,空泡膨胀及压缩过程明显减缓,空泡的生命周期随着黏滞系数的增大而增加.在研究应力波传播情况和空化现象时发现<sup>[79]</sup>,水中的结石被破坏成很小的颗粒时,而调味油中的结石颗粒尺寸还相当大.当轰击人造结石的冲击波次数从25次增加到500次时,两种液体中的结石粉碎率分别从3%增大到66%,从2%到11%.这表明液体的黏性大大抑制了其中的空化现象.

超静压处理也可使空化最小化甚至消除空化,例如:将胆结石试样预先作1MPa的超静压处理,得到了超静压压力值和碎石数目的反比关系<sup>[80]</sup>.实验和数值证明,适度的超静压力明显抑制空泡活性<sup>[73,81]</sup>.

文献[59,82~86]等论证了在细胞悬浮液和细胞培养液中空泡活性和细胞损伤的强依赖关系.在0.1MPa超静压下,稀释的血液中几乎可以消除冲击波造成的细胞溶血<sup>[80]</sup>.超静压对于溶血的影响比粉碎胆结石对于溶血的影响更大.PRf与溶血的关系,和PRf与结石粉碎率的关系相反,PRf频率为1Hz导致的溶血比为0.2Hz时增加<sup>[87]</sup>.如考虑细胞的细小的尺寸可能抑制了空化核的稳定化,这是不奇怪的<sup>[88]</sup>.换言之,在细胞悬浮液中,PRf可能反比于每次冲击波产生的空化核数.这些试验结果支持了空化是ESWL组织损伤的重要因素这一假设.然而空泡-细胞和空泡-组织的破坏性互动作用还有待阐明.

非对称空泡坍塌可以产生一股指向细胞表面的强力微射流.凝胶结石模型体内实验的结果<sup>[89]</sup>,说明空泡的作用与人体组织损伤相关,空泡的振荡和高速射流都可使组织受伤.非对称坍塌产生的冲击波、剪切流和自由基都可以直接或间接地损坏细胞或使细胞死亡.小血管中含有的空泡的膨胀实际导致了血管的破裂<sup>[90,91]</sup>,可能也是一种与空化有关的损伤机制.

设法调整冲击波波形以改善ESWL性能是另一种思路.用一个特殊的反射器掉换波形的正波和负波部分的先后顺序,并保持相同的压力峰值,产生的空泡明显比那些刚性反射体产生的气泡更小更弱,

结石粉碎和细胞损伤都相应地降低<sup>[92,93]</sup>.而Bailey等<sup>[94]</sup>利用两个轴线互成 $90^\circ$ 的共焦的碎石器,改变脉冲间的延迟时间能够影响焦区内的空化.而Sokolov<sup>[75]</sup>用两个互成 $180^\circ$ 的共焦碎石器可使空化场局部化并强化,从而提高碎石率和减少细胞损伤.以上是用两个冲击波源.Zhou<sup>[70]</sup>用一个尺寸略小的半椭球面,截去底端后嵌入并覆盖HM3半椭球面反射面上半部分,两反射面共有第1焦点 $F_1$ 而第2焦点 $F_2$ 有5mm偏差,同一次放电经过两个不同反射面产生复式的冲击波,体外实验表明这个装置保持了好的碎石效果而降低了血管损伤的潜在危险.相应地,出现了利用双冲击波源或嵌套的单冲击波源产生复式脉冲波源的ESWL新技术(dual cavitation),也有人称之为第4代ESWL.

Yu等<sup>[95]</sup>的ESWL体外实验的一组高速摄影照片,清楚显示冲击波和在圆柱状结石远端表面和周围水中所含空化核相互作用而形成一种浓密聚集的空泡形成的空泡云-空泡簇(a cluster of densely packed bubbles)的全过程:冲击波刚到达时结石远端面尚无空泡,大约 $70\mu\text{s}$ 后端面侧面出现大量单个空泡, $140\sim 210\mu\text{s}$ 后单个空泡变大并聚集成簇,端面中心的大空泡可见明显, $420\mu\text{s}$ 后坍塌.这簇空泡的集体行为强烈影响了空泡簇本身的几何形状、生存时间和坍塌力.圆柱状结石近端面和侧面的情况与此有不同.由于簇中空泡之间距离很小,因而其相互作用很重要.空泡云的坍塌有利于碎石,而空泡云本身对随后的冲击波又有屏蔽作用.这里表现出冲击波-空泡-空泡簇之间的相互作用.Evgenia等<sup>[96]</sup>为此提出一个ESWL空泡云中空泡-空泡相互作用的数学模型并进行了数值模拟,定性地重现上述在冲击波作用下在结石表面附近空泡簇中空泡生长-结合-坍塌(growth-coalescence-collapse)的过程.

## 7 附注

### 7.1 焦点和半峰值焦区的概念

不仅液电式ESWL发生实际焦点对于几何焦点 $F_2$ 的偏移,张永祥等<sup>[97]</sup>指出压电陶瓷型ESWL也可能发生实际焦点对于球心的偏移.Dornier HM<sub>3</sub>的压力测量显示出焦点 $F_2$ 附近有一个横向尺寸约15mm的6dB区域<sup>[98]</sup>.综合考虑非线性效应和制造误差、放电电压波动等偶然因素导致的焦点漂移、治疗效率、安全性和实用性,目前技术上常使用的“半峰值焦区”的概念,指的是流场中冲击波的正压力不小于正压力峰值1/2的区域,又称为“-6dB焦区”.

靶点应当定位于焦区的几何中心. 这样做满足了技术和临床的需要. 尽管如此, 准确确定 ESWL 压力场的分布规律, 依然是一个值得深入研究的理论问题.

## 7.2 体外实验 (in vitro) 和体内 (in vivo) 实验

研究 ESWL 损伤机制的实验可分为体外的和体内的. 体内实验结果主要来自动物活体试验. 一切体外实验均需体内实验证实.

Lokhandwalla<sup>[46]</sup> 根据自己所作的 ESWL 冲击波照射下红血细胞 (RBC)、高分子薄膜和铝箔的损伤的体外实验, 认为观察到损伤的性质可以归因于空化. 体外实验的空化声发射测量表明了与相应于所观察到的损伤的明显空泡活性. 但是同等条件下猪和鼠的动物实验并未检测到类似的声发射, 因而并不清楚, 是否在实验动物体内发生了空化, 是否空化损伤效应与体外实验观察到的空化损伤效应具有可比性. 他的一系列体外实验还证明了在 ESWL 照射并抑制空化的条件下, 剪切是主导的损伤机制. 但 Lokhandwalla 指出, 这并未提供在体内剪切也是主导的损伤机制的直接证据.

## 7.3 ESWL 冲击波在人体组织中的传播行为研究有待深入

与空气中和水下的冲击波的动力学理论系统相比, 人体各种组织器官内的冲击波传播规律的研究有待深入. 王建民等<sup>[99]</sup> 在 6 例狗的动物实验中, 采用压力测试方法, 研究爆炸冲击波在肝、肺、血管及皮下组织内的传播特征, 并与空气中的传播特征进行比较. 爆炸冲击波在不同介质中的衰减速度依次为: 空气, 皮下组织, 血液; 不同部位对爆炸冲击波的敏感度依次为: 颅脑, 胸腔, 肝脏.

该文献结果与 ESWL 中观察到的冲击波在软组织中的传播行为<sup>[100]</sup> 定性相符: 冲击波进入软组织后波形变钝, 冲击波前沿上升期显然增大. 这些研究结果为 ESWL 研究提供了实验依据. 这是 ESWL 研究一个值得深入发展的方向.

## 参 考 文 献

- 1 Delius M. Lithotripsy. *Ultrasound Med Biol*, 2000, 26 Suppl 1: S55~S58
- 2 Chaussy C, Brendel W, Schmiedt E. Extracorporeally induced destruction of kidney stones by shock waves. *Lancet*, 1980, 2(8207): 1265~1268
- 3 Chaussy C, Schmiedt E, Jocham D V, et al. First clinical experience with extracorporeally induced destruction of stones by shock waves. *J Urol*, 1982, 27: 417~420
- 4 Chaussy C, Fuchs G J. Current state and future developments of noninvasive treatment of human urinary stones with extracorporeal shock wave lithotripsy. *J Urol*, 1989, 141: 782~792

- 5 Gavestein D. Extracorporeal shock wave lithotripsy and percutaneous nephrolithotomy. *Anesthesiol Clin North America*, 2000, 18(4): 953~971
- 6 Delius M. Medical applications and bioeffects of extracorporeal shock waves. *Shock Waves*, 1994, 4: 55~72
- 7 Evan A P, McAteer J A. Q-effects of shock wave lithotripsy. In: Coe F L, Favus M J, Pak C Y C, et al, eds. *Kidney Stones: Medical and Surgical Management*. Philadelphia: Lippincott-Raven Press, 1996. 549~570
- 8 Delius M, Enders G, Xuan Z, Liebich H, et al. Biological effects of shock waves: Kidney damage by shock waves in dogs-dose dependence. *Ultrasound in Med & Biol*, 1988, 14: 117~122
- 9 Blomgren P, Connors B A, Lingeman J E, et al. Quantitation of shock wave lithotripsy-induced lesion in small and large pig kidneys. *Anatomical Rec*, 1997, 249: 341~348
- 10 Evan A, Willis I R, Lingeman J E, et al. Renal trauma and the risk of long-term complications in shock wave lithotripsy. *Nephron*, 1998, 78: 1~8
- 11 Teichman J M H, Portis A J, Cecconi P P, et al. In vitro comparison of shock wave lithotripsy machines. *J Urol*, 2000, 164: 1259~1264
- 12 Sturtevant B, Kulkarny V A. The focusing of weak waves. *J Fluid Mech*, 1976, 73: 651~671
- 13 Cole R H. *Underwater Explosions*. Princeton University Press, 1948
- 14 Sommerfeld M, Mueller M. Experimental and numerical studies of shock wave focusing in water. *Experiments in Fluids*, 1988, 6: 209~216
- 15 Chen J Q. Ein Bicharakteristikenverfahren zur berechnung der druckwellenfocussierung in kompressiblen fluiden: [dissertation]. Germany, der RWTH Aachen, 1988
- 16 Courant R, Friedrichs R. *Supersonic Flow and Shock Waves*. New York: Springer Verlag, 1948. 327~331
- 17 中华人民共和国行业标准 YY0001-90 体外冲击波碎石机通用技术条件. 国家医药管理局发布, 1990. 1~2
- 18 陈景秋, 赵万星, 曾忠. ESWL 实际焦点位置的理论和数值分析. *中国生物医学工程学报*, 2004, 23(3): 247~251
- 19 Mueller M. Stosswellenfokussierung in wasser. [dissertation]. Germany, der RWTH Aachen, 1988
- 20 Hamilton M. Transient axial solution for the reflection of a spherical wave from a concave ellipsoidal mirror. *Journal of the Acoustical Society of America*, 1993, 93(3): 1256~1266
- 21 Christopher T. Modeling the Dornier HM3 lithotripter. *Journal of the Acoustical Society of America*, 1994, 96(5): 3088~3095
- 22 Zabolotskaya E, R Khokhlov. Quasi-plane waves in the nonlinear acoustics of confined beams. *Soviet Physics Acoustics*, 1969, 5: 35~39
- 23 Kuznetsov V. Equation of nonlinear acoustics. *Soviet Physics Acoustics*, 1970, 16: 467~470
- 24 Averkiou M, Cleveland R. Modeling of an electrohydraulic lithotripter with the KZK equation. *Journal of the Acoustical Society of America*, 1999, 6(1): 102~112
- 25 Cates J, Sturtevant B. Shock wave focusing using geometrical shock dynamics. *Physics of Fluids*, 1997, 10: 3058~3068
- 26 Tanguay M. Computation of bubbly cavitating flow in shock wave lithotripsy: [dissertation]. California: California Institute of Technology, 2004
- 27 Zhong P, Preminger G M. Mechanisms of differing stone



- fragility in extracorporeal shock wave lithotripsy. *J Endourol*, 1994, 8: 163~168
- 28 Lokhandwall M, Sturtevant B. Fracture mechanics model of stone comminution in ESWL and implications for tissue damage. *Phys Med Biol*, 2000, 45: 1923~1940
- 29 Wolfgang Eisenmenger. The mechanisms of stone fragmentation in ESWL. *Ultrasound in Medicine & Biology*, 2001, 27: 683~693
- 30 Zhong P, Xi XF, Zhu SL, et al. Recent developments in SWL physics research. *J Endourol*, 1999, 13: 611~617
- 31 Rassweiler J, Saltzman B, Taily G, et al. Shock wave lithripsy technology. In: Segura J, Conort P, Khoury S, et al, eds. 1st International Consulatation on Stone Disease, Paris, 2003. Paris, Health Publications, 2003. 289~356
- 32 Crum, L. Cavitation microjets as a contributory mechanism for renal calculi disintegration in ESWL. *Journal of Urology*, 1988, 40: 1587~1590
- 33 Sass W, Braunlich M, Dreyer H, et al. The mechanisms of stone disintegration by shock waves. *Ultrasound in Medicine and Biology*, 1991, 17: 239~243
- 34 Coleman A, Choi M, Saunders J. Theoretical predictions of the acoustic pressure generated by a shock wave lithotripter. *Ultrasound in Medicine and Biology*, 1991, 17(3): 245~255
- 35 Bailey M, Crum L, Sapozhnikov O, et al. Cavitation in shock wave lithotripsy. In: Proceedings of the 5<sup>th</sup> International Symposium on Cavitation, Osaka, Japan. <http://iridium.Me.es.Osaka-u.ac.jp/cav2003/index.html:paper OS-2-1-006>
- 36 Eisenmenger W. The mechanisms of stone fragmentation in ESWL. *Ultrasound Med Biol*, 2001, 27: 683~693
- 37 Crum L A. Cavitation microjets as a contributory mechanism for renal calculi disintegration in ESWL. *J Urol*, 1988, 140: 1587~1590
- 38 Sass W, Dreyer H P, Kettermann S, et al. The role of cavitation activity in fragmentation processes by lithotripters. *J Stone Dis*, 1992, 4: 193~198
- 39 Delius M, Brendel W. A mechanism of gallstone destruction by extracorporeal shock waves. *Naturwissenschaften*, 1988, 75: 200~201
- 40 Zhou Y, Cocks F H, Preminger G M, et al. Innovations in shock wave technology: updates in experimental studies. *J Urol*, 2004, 172: 1892~1898
- 41 Rassweiler J, Geert G, Chaussy C. Progress in lithotripter technology. *Eau Update Series*, 2005, 3(1): 17~36
- 42 Fischer N, Muller H M, et al. Cavitation effects: Possible cause of tissue injury during extracorporeal shock wave lithotripsy. *J Endourol*, 1988, 2: 215~220
- 43 Matula T, Hilmo P, Storey B, et al. Radial response of individual bubbles subjected to shock wave lithotripsy pulses in vitro. *Physics of Fluids*, 2002, 14(3): 913~921
- 44 Church C. A theoretical study of cavitation generated by an extracorporeal shock wave lithotripter. *Journal of the Acoustical Society of America*, 1989, 86(1): 215~227
- 45 Vogel A, Lauterborn W. Acoustic transient generation by laser-produced cavitation bubbles near solid boundaries. *J Acoust Soc Am*, 1988, 84(2): 719~731
- 46 Lokhandwalla M. Damage mechanisms in shock wave lithotripsy: [dissertation]. California Institute of Technology, 2001
- 47 Morgan T R, Laudone V P, Heston W D, et al. Free radical production by high energy shock waves: comparison with ionizing radiation. *J Urol*, 1988, 139: 186~189
- 48 Benjamin T B, Ellis A T. The collapse of cavitation bubbles and the pressures there by produced against solid boundaries. *Phil Trans Roy Soc Series A*, 1966, 260: 221~240
- 49 Crum L A. Nucleation and stabilization of microbubbles in liquids. *Appl Sci Res*, 1982, 38: 101~115
- 50 Naude C F, Ellis A T. On the mechanism of cavitation damage by nonspherical cavities collapsing in contact with a solid boundary. *Trans ASME D: J Basic Eng*, 1961, 83: 648~656
- 51 Walters J K, Davidson J F. The initial motion of a gas bubble formed in an inviscid liquid, Part 1: The two-dimensional bubble. *J Fluid Mech*, 1962, 12: 408~416
- 52 Walters J K, Davidson J F. The initial motion of a gas bubble formed in an inviscid liquid, Part 2: The three-dimensional bubble and the toroidal bubble. *J Fluid Mech*, 1963, 17: 321~336
- 53 Sirotiuk M. Elasticity and strength of stable gas bubbles in water. *Sov Phys Acoustics*, 1971, 16: 484
- 54 Yount D E. Skons of variable permeability: a stabilization mechanism for gas cavitation nuclei. *J Acoust Scoust Soc Am*, 1979, 65: 1429~1439
- 55 Leighton T G. The Acoustic Bubble. London: Academic Press, 1994
- 56 Apfel R E. The role of impurities in cavitation-threshold dynamics. *J Acoust Soc Am*, 1970, 48: 1179~1186
- 57 Atchley A A, Prosperetti A. The crevice model of bubble nucleation. *J Acoust Soc Am*, 1989, 86: 1056~1084
- 58 Crum L A. Tensile strength of water. *Nature*, 1979, 278(5700): 148~149
- 59 Coleman A, Saunders J. A review of the physical-properties and biological effects of the high amplitude acoustic fields used in extracorporeal lithotripsy. *Ultrasonics*, 1993, 31(2): 75~89
- 60 Xi X, Zhong P. Dynamic photoelastic study of transient stress field in solids during shock wave lithotripsy. *J Acoust Soc Am*, 2001, 109(3): 1226~1239
- 61 Matula T, Hilmo P, Storey B, et al. Radial response of individual bubbles subjected to shock wave lithotripsy pulses in vitro. *Physics of Fluids*, 2002, 14(3): 913~921
- 62 Cleveland R, Bailey M, Fineberg N, et al. Design and characterization of a electrohydraulic lithotripter patterned after the Dornier HM3. *Review of Scientific Instruments*, 2000, 71: 2514~2525
- 63 Coleman A J, Choi M J, Sauders J E, et al. Acoustic emission and sonoluminescence due to cavitation at the beam focus of an electrohydraulic shock wave lithotripter. *Ultrasound Med Biol*, 1992, 18: 267~281
- 64 Zhong P, Cioanta I, Cocks F H, et al. Inertial cavitation and associated acoustic emission produced during electrohydraulic shock wave lithotripsy. *J Acoust Soc Am*, 1997, 101(5): 2940~2950
- 65 Bailey M R, Blackstock D T, Cleveland R O, et al. Comparison of electrohydraulic lithotripters with rigid and pressure-release ellipsoidal reflectors. II. Acoustic fields. *J Acoust Soc Am*, 1999, 104: 2517~2524
- 66 Coleman A, Saunders J, Preston R, et al. Pressure waveforms generated by a Dornier extra-corporeal shock-wave lithotripter. *Ultrasound in Medicine and Biology*, 1987, 13: 651~657

- 67 Lifshitz D, Williams J, Sturtevant B, et al. Quantitation of shock wave cavitation damage in vitro. *Ultrasound Medical Biology*, 1997, 23(3): 461~471
- 68 Philipp A, Delius M, Scheffczyk C, et al. Interaction of lithotripter-generated shock waves with air bubbles. *J Acoust Soc Am*, 1993, 93: 2496~2509
- 69 Debus J, spoo J, Jenne J, et al. Sonochemically induced radicals generated by pulsed high-energy ultrasound in vitro and in vivo. *Ultrasound Med Biol*, 1999, 25(2): 301~306
- 70 Zhou YF. Optimization of pressure waveform, distribution and sequence in shock wave lithotripsy: [dissertation]. Department of Mechanical Engineering and Materials Science Duke University, 2003
- 71 Williams A R, Delius M, Douglas L Miller, et al. Investigation of cavitation in flowing media by lithotripter shock waves both in vitro and in vivo. *Ultrasound in Medicine & Biology*, 1989, 15(1): 51~60
- 72 Cwik A, Richter T. An experimental study of cavitation effects due to shock waves. *Ultrasonics Symposium*, 1993, 31(3): 785~788
- 73 McAteer J A, Paterson R F, Lifshitz D A, et al. In vitro model of shock wave lithotripsy (SWL) produces stone breakage equivalent to that seen in vivo. In: 17<sup>th</sup> Int'l Cong Acoustics, Rome, Italy, 2001
- 74 Sapozhnikov O A, Khoklova V A, Bailey M R, et al. Effect of overpressure and pulse repetition frequency on cavitation in shock wave lithotripsy. *J Acoust Soc Am*, 2002, 112(3): 1183~1195
- 75 Sokolov D. Dual pulses for cavitation control in lithotripsy: shock wave—bubble interaction and bioeffects. Dept of Bioengineering, University of Washington, 2002
- 76 Vakil N, Gracewski S M, Everbach E C. Relationship of model stone properties to fragmentation mechanisms during lithotripsy. *J Lithotripsy & Stone Disease*, 1991, 3(4): 304~310
- 77 Delius M, Bredel W, Heine G. A mechanism of gallstone destruction by extracorporeal shock wave. *Naturwissenschaften*, 1988, 75(4): 200~201
- 78 黄继汤. 液体黏性对空泡生存过程的影响. 北京建筑工程学院学报, 1994, 10(2): 124~131
- 79 Songlin Zhu, Franklin H C. The role of stress waves and cavitation in stone comminution in shock wave lithotripsy. *Ultrasound in Med & Biol*, 2002, 28(5): 661~671
- 80 Delius M. Minimal static excess pressure minimises the effect of extracorporeal shock waves on cells and reduces it on gallstones. *Ultrasound Med and Biol*, 1997, 23(4): 611~617
- 81 Sapozhnikov O A, Khoklova V A, Bailey M R, et al. Effect of overpressure and pulse repetition frequency on cavitation in shock wave lithotripsy. *J Acoust Soc Am*, 2002, 112(3): 1183~1195
- 82 Jordan B, Bailey M R, Cleveland R O, et al. Detection and control of lithotripsy induced cavitation in blood. *The Journal of the Acoustical Society of America*, 1998, 103(5): 3072
- 83 Lifshitz D A, Williams J C, Jr Sturtevant B, et al. Quantitation of shock wave cavitation damage in vitro. *Ultrasound Med. and Biol*, 1997, 23(3): 461~471
- 84 Miller D L, Williams A R, Morris J E, et al. Sonoporation of erythrocytes by lithotripter shockwaves in vitro. *Ultrasonics*, 1998, 36(9): 947~952
- 85 Soubiran J, Sherwood J D. Bubble motion in a potential flow within a Venturi. *Int'l J Multiphase Flow*, 2000, 26(11): 1771~1796
- 86 Williams J C, Jr. Woodward J F, Stonehill M A, et al. Cell damage by lithotripter shock waves at high pressure to preclude cavitation. *Ultrasound Med Biol*, 1999, 25(9): 1445~1449
- 87 Delius M, Ueberle F, Eisenmenger W. Extracorporeal shock waves act by shock wave gas bubble interaction. *Ultrasound Med Biol*, 1998, 24(7): 1055~1059
- 88 McAteer J A, Williams J C, Evan A P, et al. Mechanisms of cell and tissue damage in shock wave lithotripsy. In: Andrew M A, Crum I A, Vaezy S, eds. Second International Symposium on Therapeutic Ultrasound. Seattle, University of Washington, Applied Physics Laboratory, Center for Industrial and Medical Ultrasound, 2003. 491~500
- 89 Kodama T, Tomita Y. Cavitation bubble behavior and bubble-shock wave interaction near a gelatin surface as a study of in vivo bubble dynamics. *Appl Phys B*, 2000, 70: 139~149
- 90 Zhong P, Zhou Y. Suppression of large intraluminal bubble expansion in shock wave lithotripsy without compromising stone comminution: methodology and in vitro experiments. *J Acoust Soc Am*, 2001, 110(6): 3283~3291
- 91 Zhong P, Zhou Y, Zhu S. Dynamics of bubble oscillation in constrained media and mechanisms of vessel rupture in SWL. *Ultrasound Med Biol*, 2001, 27(1): 119~134
- 92 Bailey M R, Blackstock D T, Cleveland R O, et al. Comparison of electrohydraulic lithotripters with rigid and pressure-release ellipsoidal reflectors. I. Acoustic fields. *J Acoust Soc Am*, 1998, 104(4): 2517~2524
- 93 Bailey M R, Blackstock D T, Cleveland R O, et al. Comparison of electrohydraulic lithotripters with rigid and pressure-release ellipsoidal reflectors. II. Cavitation fields. *J Acoust Soc Am*, 1999, 106(2): 1149~1160
- 94 Bailey M R. Control of acoustic cavitation with application in lithotripsy: [dissertation]. Austin: The Univ. of Texas at Austin, 1997
- 95 Yu, Pishchalnikov A, Sapozhnikov A, Bailey M R, et al. Cavitation bubble cluster activity in the breakage of kidney stones by lithotripter shockwaves. *J Endourol*, 2003, 17: 435~446
- 96 Evgenia A, Zabolotskaya, Yurii A. Ilinskii, et al. Bubble Interactions in clouds produced during shock wave lithotripsy. In: 2004 IEEE International Ultrasonics, Ferroelectrics, and Frequency Control Joint 50th Anniversary Conference. 2004. 890~893
- 97 张永祥, 陈景秋, 韦春霞. 球面压电陶瓷型 ESWL 的冲击波聚焦点对球心的偏移. 中国生物医学工程学报, 2007, 26(2): 177~181
- 98 Mueller M. Comparison of Dornier Lithotripters: measurement of shock wave fields and fragmentation effectiveness. *Biomed Tech*, 1990, 34: 250~262
- 99 王建民, 王正国, 朱佩芳. 爆炸冲击波在生物体内的传播特征. 医用生物力学, 2001, 16(4): 215~218
- 100 Cleveland R O, Lifshitz D A, Connors B A, et al. In vivo pressure measurements of lithotripsy shock waves in pigs. *Ultrasound Med Biol*, 1998, 24(2): 293~306

# STUDIES ON MECHANICAL MECHANISM ABOUT STONE COMMINUTION AND TISSUE TRAUMA IN EXTRA- CORPOREAL SHOCK WAVE LITHOTRIPSY\*

CHEN Jingqiu<sup>†</sup> WEI Chunxia DENG Ting TIAN Zuan ZHANG Xiaoyan

Department of Engineering Mechanics, Chongqing University, Chongqing 400044, China

**Abstract** Extracorporeal shock wave lithotripsy (ESWL) is a most successful application of shock wave and its focusing technique in clinical fields. Because of its non-invasive nature, high patient comfortableness and high lithotripsy efficiency with lower costs, this treatment has been at the forefront of treatment of kidney stones. But there are some shortcomings, such as lower lithotripsy efficiency for big stones, short- or long-term side effects, nonreversible loss of organ functions. The process of stone disintegration and concomitant tissue injury caused by actions in ESWL is very complicated. To maximize the effect of stone disintegration and minimize that of tissue damage, the theoretical study of ESWL, both laboratorial and clinical, has been carried out along with the invention and the improvement of ESWL. Today the mechanism of stone comminution and tissue damage is much better understood, but some important aspects remain to be cleared. While the direct mechanisms of stone comminution and tissue trauma of focusing shock waves are better understood now, its indirect mechanism, the cavitation induced by shock waves, is not very clear and is still a challenge and a hotspot of the researches on ESWL. The standard on the efficiency and the security of ESWL is in a process of improvement.

**Keywords** ESWL, spallation, fatigue, cavitation, quasistatic squeezing

---

\* The project supported by National Natural Science Foundation of China (10472136) and Natural Science Foundation of Chongqing from 2005 to 2006

<sup>†</sup> E-mail: jqchen@cqu.edu.cn

~~~~~



## “UNIFIED STRENGTH THEORY AND ITS APPLICATION” 评介

强度理论主要研究应力和应变的极限状态,以便与容许的应力和应变进行比较. 仅仅单轴实验及其结果是不充分的, 还需要双轴和三轴的研究. 因为不同的材料在复杂应力-应变状态下具有不同的力学性能, 所以屈服准则和破坏准则就会起到非常重要的作用. 采用这些理论进行研究的目的是确保土木结构和机械结构的安全性. 然而一般来说, 这些理论只能对有限的材料及其相关的应力-应变状态进行分析, 它们并不能解决产生所有问题的每个方面, 因此, 统一强度理论就在不断地探索中.

在俞茂宏著《统一强度理论及其应用(英文版)》(Berlin: Springer, 2004)中, 作者首先从双剪和双剪屈服准则的概念出发, 先后建立了双剪强度理论和统一强度理论. 统一强度理论的极限线覆盖了外凸极限线的全部区域, 并且可以扩展到非凸极限线的区域. 该书不仅是理论、实验、应用和

历史的论述, 而且是作者独特研究的专门著作. 书中的内容明显地反映出了这些特点. 书的各章目录分别为: 1 绪论; 2 单元体应力状态; 3 统一屈服准则; 4 屈服准则的验证; 5 统一屈服准则的扩展; 6 材料在复杂应力状态下的基本特性; 7 统一强度理论; 8 强度理论的实验验证; 9 统一屈服准则的应用; 10 结构分析的破坏准则效应; 11 历史评论; 12 参考文献和书目. 各章后面有一个小结和与重要内容有关的习题. 最后一章涵盖了历史评论和从 1638 年到 2002 年间超过 1000 种的完整的书目.

本书适用于广泛的读者, 它对强度理论及其应用领域有重要贡献.

(新加坡南洋理工大学 Li J C 译自 Peter P Teodorescu.  
*Zentralblatt MATH*, 2006, 1059. 74002)