

体外冲击波碎石焦点附近声压分布的 时域有限差分法数值解析

菅喜岐¹, 森田长吉², 史启铎³, 谭中³

(1. 天津医科大学生物医学工程系, 天津 300070; 2. 千叶工业大学电气电子情报工学科, 日本习志野 2750016;
3. 天津医科大学第二医院, 天津 300211)

摘要: 泌尿系统结石症是一种多发病。体外冲击波碎石 (Extracorporeal shock wave lithotripsy, ESWL) 法是应用人体外发射的高强度脉冲超声波在人体内的焦点附近形成的冲击波破碎结石, 被破碎的结石碎片随尿液排出体外的治疗泌尿系统结石症方法。由于这种治疗方法具有非创伤等优点而被广泛地应用于泌尿系统结石症的治疗。但是, ESWL 治疗过程中有时会引发尿血、肾血肿等并发症, 影响其治疗效果的主要因素之一为 ESWL 焦点附近形成的声压分布。在这里, 利用作者等以前提出的时域有限差分 (finite difference time domain, FDTD) 超声波非线性传播的仿真方法, 数值仿真 ESWL 超声波非线性传播过程, 研究 ESWL 焦点附近声压的分布、焦点区域 (焦区) 的大小形状、高强度超声波形成的实际焦点位置。

关键词: 体外冲击波碎石; 超声波非线性传播; FDTD 解析; 实际焦点位置

中图分类号: Q681

0 引言

目前, 4 mm 以上的泌尿系统结石临床治疗的首选治疗方法是 ESWL。ESWL 装置是超声波振动器发出的脉冲超声波在聚焦装置的作用下通过水囊传入人体软组织, 再传入位于 ESWL 装置焦点处的结石内, 用焦区内形成的脉冲冲击波破碎人体内结石的装置。用现在的 ESWL 装置对结石症进行治疗时, 会引发尿血、肾血肿等并发症^[1,2], 重者甚至会出现肾破裂等^[3]。实际上, ESWL 装置在焦点周围形成一个高强度声压的焦区, 引起并发症的主要原因是焦区的大小、形状以及焦点的位置与人体内结石的大小、形状、位置不吻合。通过实验测定其焦区的声压分布的研究方法, 存在人体内声压不易检测以及高强度声压感知器价格昂贵、易破坏、几次实验测定之后测量精度不能保证等问题^[4]。因此, 有必要用理论或者数值解析的方法分析焦区声压的分布。但是到目前为止, 几乎没有分析 ESWL 焦区的理论或者数值解析方法^[5,6]。作者^[7,8]曾提出了超声波非线性传播的 FDTD 仿真方法, 并以 Reichenberger 等^[9,10]的 ESWL 水中实验为例, 数值仿真了焦点附近 4 个点的声压波形, 得到与 Reichenberger 的实验波形完全一致的仿真波形^[8]。本研究仍以 Reichenberger 的实验为例, 将该超声波非线性解析的 FDTD 方法用于 ESWL 焦区

的数值解析, 研究 ESWL 焦区声压的分布, 分析焦区的形状、大小以及高强度聚焦超声波形成的实际焦点位置。

1 基本方程式与仿真建模

1.1 基本方程式

当不考虑吸收衰减、声能密度 (lagrangian density) 时, 声波非线性传播的方程式为^[11]:

$$\frac{\partial P}{\partial t} + \rho C^2 \nabla \cdot \mathbf{V} = \frac{\varepsilon}{\rho C^2} \frac{\partial P^2}{\partial t} \quad (1)$$

$$\nabla P + \frac{\partial \mathbf{V}}{\partial t} = 0 \quad (2)$$

其中: P 为声压; t 为时间; \mathbf{V} 为质子速度; ρ 为介质密度; C 为声速; ε 为非线性系数。当马赫 (Mach) 数远远小于 1 时, (1) 式近似为^[12]

$$\frac{\partial P}{\partial t} + K \nabla \cdot \mathbf{V} = 0 \quad (3)$$

其中体积弹性系数 K 为

收稿日期: 2005-05-26

基金项目: 教育部科学研究重点项目 (205006), 教育部留学回国人员科研启动基金资助项目

通讯作者: 菅喜岐, 电话: (022)23542813,

E-mail: jianxiqi@tjmu.edu.cn

$$K = \frac{\rho C^2}{1 \pm \frac{2\varepsilon |V|}{C}} \quad (4)$$

当声波为压缩时“±”取负，膨胀时取正。本文数以式(2)、(3)、(4)为基本方程式进行数值仿真计算。

1.2 实验与建模仿真

本研究以 Reichenberger 的 ESWL 水中实验为例进行分析讨论焦点附近的声压分布。图 1 为 Reichenberger 的实验装置的简化图^[10]。该装置由水槽、直径 120 mm 的振动器和凹型聚焦镜组合构成。当焦距为 120 mm 的凹型聚焦镜被摘除后，在 E 点测定的波形如图 2 的点线所示^[10]，实线是与测定波形相一致的仿真输入函数。根据图 1 的实验装

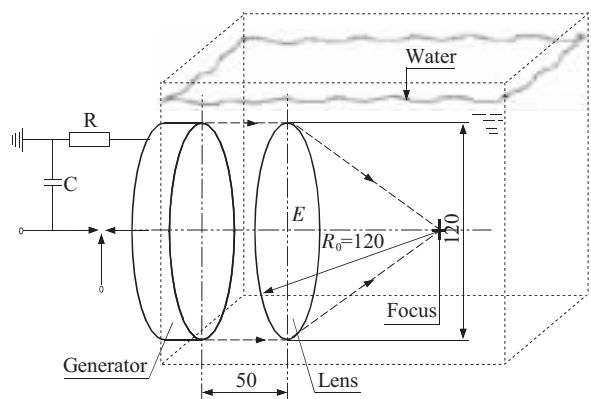


Fig.1 Experimental setup (unit:mm)

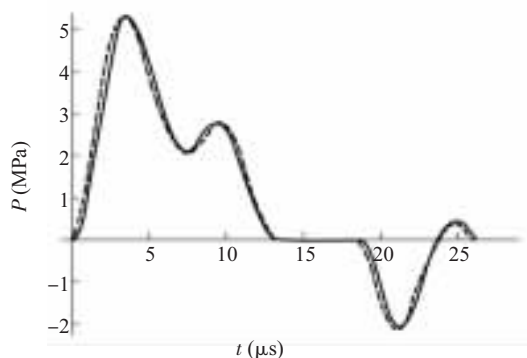


Fig.2 Excitation function at the lens position. ---: Measured wave form; —: Oscillation function

置建立了图 3 所示的仿真模型，该模型的计算领域为半径 125 mm、长 180 mm 的圆柱体。图 2 实线所示的随时间变化的压力振动函数加到图 3 所示的直径 MN=120 mm 的圆面上进行仿真计算。其中，聚焦镜的聚焦作用采用附加相位差的方法在仿真计算中得到实现^[8]。

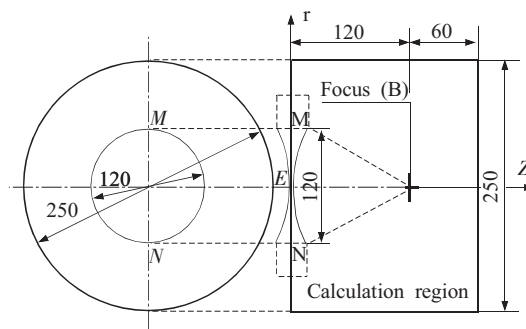


Fig.3 Simulation model (unit:mm)

2 结 果

2.1 脉冲超声波的传播

本研究选取水的密度 $\rho=1\ 000\ \text{kg/m}^3$ ，水中的声速 $C=1\ 540\ \text{m/s}$ ，水的非线性常数 $\varepsilon=3.5$ ，进行仿真计算。通过图 3 所示的圆柱体中心轴的某一断面，随时间变化的声压分布仿真结果如图 4 所示。

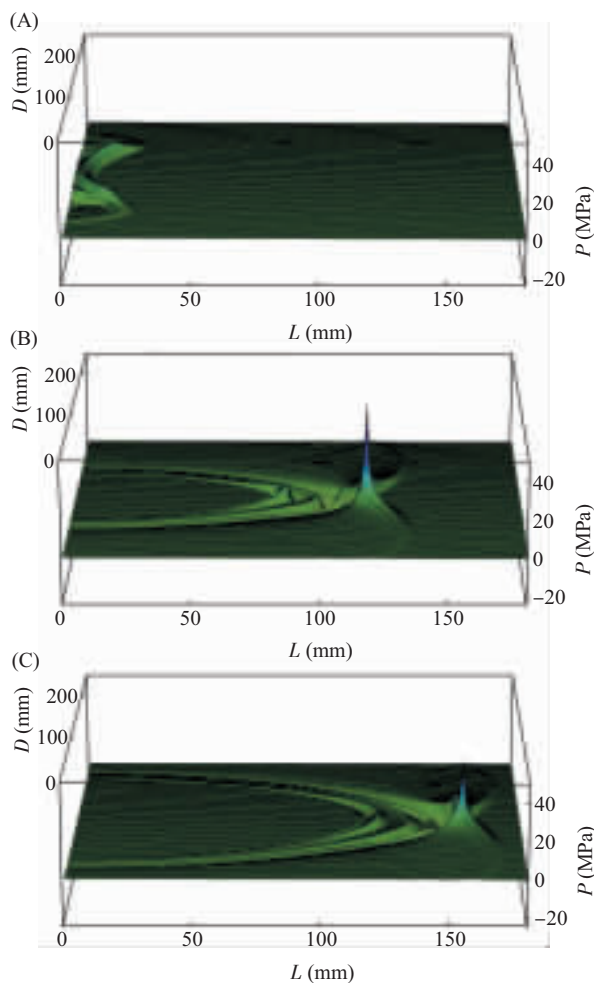


Fig.4 Sound pressure distribution in time to differ. (A) $t=7.18\ \mu\text{s}$; (B) $t=77.32\ \mu\text{s}$; (C) $t=101.26\ \mu\text{s}$

图 4 (A) 是 $t=7.18 \mu\text{s}$ 的声压分布图, 从图中可以看出在凹镜附近形成一个向焦点传播的弧形波面。当 $t=77.32 \mu\text{s}$ 时, 弧形波面在焦点附近变成一个如图 4 (B) 所示的声压很高、区域很小的波面。当 $t=101.26 \mu\text{s}$ 时, 如图 4 (C) 所示脉冲超声波穿过了焦点区域, 与焦点处相比高声压区域变大, 声压变小的波面。

2.2 ESWL 焦点位置

ESWL 的实际焦点是振动器发出的脉冲超声波在水体、人体内聚焦传播过程中形成的声压最高的点。数字仿真的声压最高点的波形如图 5 的实线所示。点线为聚焦镜几何焦点处最高声压时的波形图。从图 5 可以看出超声波聚焦传播形成的实际焦点与聚焦镜焦点相差大约 2 mm。也即, 如图 1 所示的焦距 120 mm 的聚焦镜在超声波聚焦传播过程

中形成的实际焦距为 118 mm。

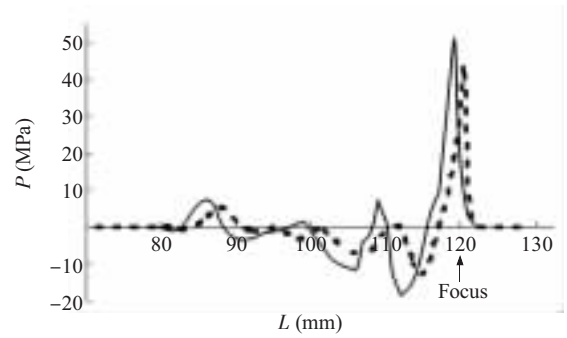


Fig.5 Maximum sound pressure at the focus and its nearby point

2.3 ESWL 焦区形状及其大小

实际焦点附近形成的一定声压的区域如图 6 所示, 图 6 (A)、(B)、(C)、(D) 黑色部分分别

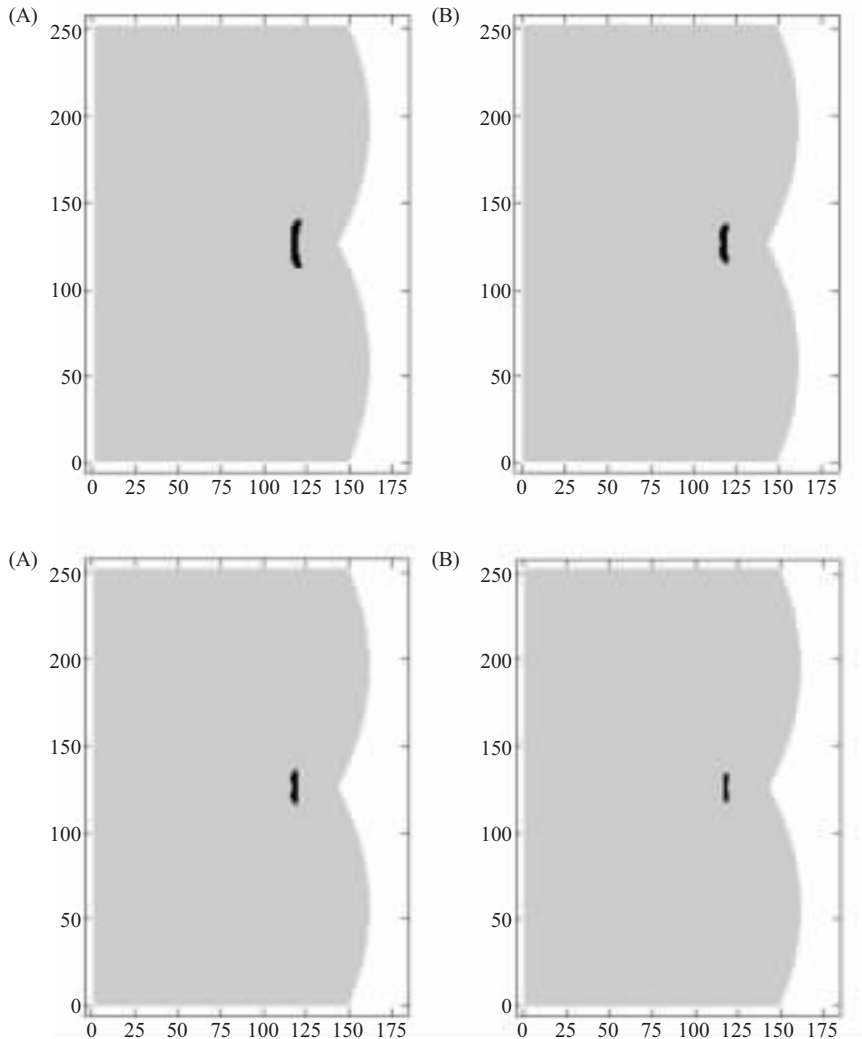


Fig.6 Shade figure of focal region. (A) $P \geq 15\% P_{\text{max}}$; (B) $P \geq 20\% P_{\text{max}}$; (C) $P \geq 25\% P_{\text{max}}$; (D) $P \geq 30\% P_{\text{max}}$. P_{max} : Maximum sound pressure in focal region; P : Sound pressure in focal region

表示焦点区域的声压在最高声压 $P_{\text{Max}} (=50.64 \text{ MPa})$ 的 15%、20%、25%、30% 以上的区域，灰色表示声波传过的区域。如图 6 (A)、(B)、(C)、(D) 所示的最高声压区域分别为直径×厚度约 26 mm×5 mm、22 mm×4 mm、18 mm×3 mm、14 mm×2 mm 的圆柱体。

3 讨论

本论文应用笔者等以前提出的 FDTD 仿真方法，以 Reichenberger 的实验为例对超声波在 ESWL 焦区声压的分布、焦区形状大小和实际焦点位置进行了分析讨论，其讨论结果：

1) ESWL 的几何焦点与超声波在水中传播形成的焦点位置不一致。有实际形成的焦距小于聚焦装置的几何焦距的情况发生。

2) ESWL 的焦区大约是一个厚度远远小于直径的圆柱体。

本文的计算结果仅用一个以水体为传播介质模型的仿真结果。现在，ESWL 治疗的实际人体模型仿真、考虑人体不均质性与人体组织内损失的超声波非线性传播数值解析方法，以及不同厚度的不同人体组织对 ESWL 实际焦点位置影响等问题的研究正在进行之中。

参考文献：

[1] 高山和喜(編). 衝撃波ハンドブック. 東京: シュプレnger?

フエアラーク東京株式会社, 1995.871~954

- [2] 横山正夫, 藤田公生. EWSLハンドブック. 東京: 株式会社中外医学社, 1991. 192
- [3] 徐光辉. ESWL 致肾脏延迟性破裂出血 1 例. 临床泌尿外科杂志, 2002,17:152
- [4] 高木堅志郎(主査). 超音波便覧. 東京: 丸善株式会社, 1999. 467~473
- [5] Michalakis A Averkiou, Robin O Cleveland. Modeling of an electrohydraulic lithotripter with the KZK equation. *J Acoust Soc Am*, 1999,1:102~112
- [6] 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, 2004,23:247~251
- [7] 菅喜岐, 森田長吉, 中村修, 岡崎清. 体外衝撃波結石破碎療法に伴う衝撃波パルス人体内非線形伝搬——近似解析. 日本電気学会論文誌 C, 2000,120(C):428~433
- [8] 菅喜岐, 森田長吉, 中村修, 岡崎清. 体外衝撃波結石破碎療法に伴う超音波パルスの非線形伝搬に関する数値シミュレーション. 日本電子通信情報学会誌 A, 2002, J85(A):509~517
- [9] Reichenberger H. Lithotripter systems. *Proc IEEE*, 1988,76: 1236~1246
- [10] Reichenberger H, Naser G. Electromagnetic of acoustic for the extracorporeal generation of shock waves in lithotripsy. *Siemens Forsch.-u.Entwickl.-Ber.* 1986,15:187~194
- [11] Aanonsen S, Barkve T, Tjøtta JN, Tjøtta S. Distortion and harmonic generation in the nearfield of a finite amplitude sound beam. *J Acoust Soc Am*, 1984,75:749~768
- [12] 福原啓介, 菅喜岐, 森田長吉, 中村修, 岡崎清. 体外衝撃波結石破碎療法における超音波パルス伝搬の水槽実験と数値シミュレーション. 日本電子通信情報学会信学技報, 2002, 660:1~8

FDTD ANALYSIS OF ESWL FOCAL NEIGHBORHOOD SOUND PRESSURE DISTRIBUTION

JIAN Xi-qi¹, MORITA Nagayashi², SHI Qi-duo³, TAN Zhong³

(1. Department of Biomedical Engineering, Tianjin Medical University, Tianjin 300070, China; 2. Department of Electrical, Electronic and Computer Engineering, Chiba Institute of Technology, Narashino 275-0016, Japan;
3. Second Hospital, Tianjin Medical University, Tianjin 300211, China)

Abstract: Stone disease of the urinary system is a kind of frequently-occurring disease. The patient suffered from this disease is very painful. In extracorporeal shock wave lithotripsy (ESWL), high intensity ultrasonic pulse is generated outside the human body, and focused via water to human body. The kidney and ureter stones are crushed by the shock wave in focus, and discharged from human body by the urine. The ESWL has come into wide use due to its non-invasive advantage. However, when crushing stone in human body by ESWL, it often happens to complications, such as bloody urine and kidney hematoma. The medical treatment effect of ESWL was affected by the sound pressure distribution near an ESWL focus. This study analyzes ultrasonic pulse nonlinear propagation using ultrasonic nonlinear propagation simulation FDTD (finite difference time domain) method proposed by author before, and examines the sound pressure distribution near a focus, size and form of focal region and the focal position of the converged ultrasonic.

Key Words: Extracorporeal shock wave lithotripsy; Ultrasonic pulse nonlinear propagation; FDTD analysis; Factual focus location

This work was supported by The Key Project of Chinese Ministry of Education (205006) , and the Scientific Research Foundation for the Returned Overseas Chinese Scholars, State Education Ministry.

Received: May 26, 2005

Corresponding author: JIAN Xi-qi, Tel: +86(22)23542813, E-mail: jianxiqi@tjmu.edu.cn