

# 体外超声震波治疗冠心病的能量传递过程及声场分布

张 晔, 尹 亮, 祁 欣

北京化工大学理学院物理系, 北京 100029

**【摘要】目的:**研究体外超声震波治疗冠心病的能量传递过程及超声波声场的分布。**方法:**体外超声震波系统通过产生超声震波并把能量从电能转化为机械能来治疗冠心病。LC振荡能量把电能转化为机械能,然后通过超声辐射出去。利用惠更斯原理计算出超声辐射声场的分布,并使用Matlab仿真软件对其进行仿真。**结果:**体外超声震波治疗冠心病所需能量为2 J~7 J,高压脉冲值 $U$ 为3.0 kV~5.5 kV。换能器声场中焦斑呈椭圆状分布,冲击波压力幅值在焦斑中心及反射杯焦点处最大,达到兆帕级。**结论:**根据换能器能量传递过程及声场分布大小,控制体外震波治疗的发射能量能够保证治疗冠心病的安全。

**【关键词】**冠心病;超声波;能量;声场

**【中图分类号】**R319;R541.4

**【文献标识码】**A

**【文章编号】**1005-202X(2015)06-0826-04

## Energy transfer and sound field distribution of extracorporeal ultrasonic wave for coronary heart disease

ZHANG Ye, YIN Liang, QI Xin

Faculty of Physics, College of Science, Beijing University of Chemical Technology, Beijing 100029, China

**Abstract: Objective** To study on the energy transfer and sound field distribution of extracorporeal ultrasonic wave for coronary heart disease. **Methods** The extracorporeal ultrasonic wave system treated the coronary heart disease by producing ultrasonic waves and converting the electric energy to mechanical energy. LC oscillation energy transferred the electric energy to mechanical energy which was radiated by ultrasound. The sound field distribution was calculated by Huygens principle and simulated by Matlab simulation software. **Results** Extracorporeal ultrasonic wave energy needed for coronary heart disease ranged 2 J to 7 J, and the high voltage pulse value was 3.0 kV-5.5 kV. The focal spot in the sound field of transducer was elliptical distribution and the pressure amplitude was the largest in the focal spot and reflection cup focus, achieving MPa. **Conclusion** According to the energy transfer and sound field distribution, the safety of the treatment can be ensured by controlling the emitted energy of extracorporeal ultrasonic wave treatment.

**Key words:** coronary heart disease; ultrasonic wave; energy; sound field

### 前言

近年来冠心病的发病率不断攀升,严重影响人们的生命安全。冠心病治疗方法一般有药物法、经皮冠状动脉介入治疗和冠状旁路移植术,但这些治疗方法都对人体有较大的副作用<sup>[1-2]</sup>。Nishida等<sup>[3]</sup>报道的低能量体外超声震波疗法为冠心病治疗开辟一种新方向。体外震波治疗冠心病是通过产生一种低

能量、高压强的脉冲超声波来冲击病变部位,利用其机械剪切力和空化作用,促进血管内皮细胞的增生,改善心肌缺血症状<sup>[4-6]</sup>。

超声震波治疗是一种无创治疗方法,为达到最佳的治疗效果,同时减少对人体其他组织的损伤,必须严格控制发射的超声波的能量。本文主要在自主设计研发的体外震波治疗系统的基础上,分析换能器的能量传递过程,利用惠更斯原理推导超声波声场的分布,使用计算仿真软件Matlab对声场进行模拟,从而获得焦斑区域及声波压力变化。基于理论计算的结果,可以更好地调节震波治疗系统的各参数,以保证治疗的安全。

**【收稿日期】**2015-07-09

**【基金项目】**国家自然科学基金(21376014)

**【作者简介】**张 晔,女,硕士,研究方向:超声波治疗。Tel:15101180926;  
E-mail: 2012200914@grad.buct.edu.cn。

**【通信作者】**祁 欣,男,博士,教授,研究方向:超声检测及水质监测。  
Tel:13041057506;E-mail: qixin@mail.buct.edu.cn。

## 1 震波治疗源的设计

本文设计的超声波源换能器为电磁圆筒式,产生焦斑小、能量聚集,对病人其他组织的伤害小。换能器中心为高频电磁线圈,外部包裹着一层金属膜,如图1所示。当对高频线圈通入高压脉冲,由于电磁感应现象,金属膜中会产生反向的感应电流,产生排斥力使得金属膜迅速膨胀,推动外部的水介质,产生超声波,经抛物面反射杯反射后聚焦在治疗靶区。

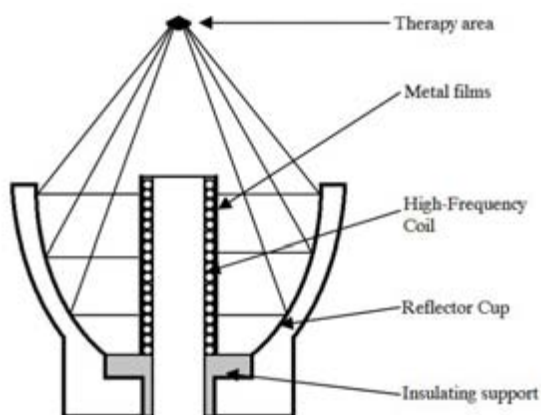


图1 超声震波源换能器结构设计图

Fig.1 Structure of the ultrasonic wave transducer

超声触发系统采用高压电容为高频线圈提供能量,电容和线圈组成LC振荡电路,将电能转换为磁能释放出来。激励源触发系统主要包括高压升压模块、储能电容阵列、充电控制模块、充电计数模块、高压开关模块、混合信号处理模块等几部分。总体框图如图2所示。

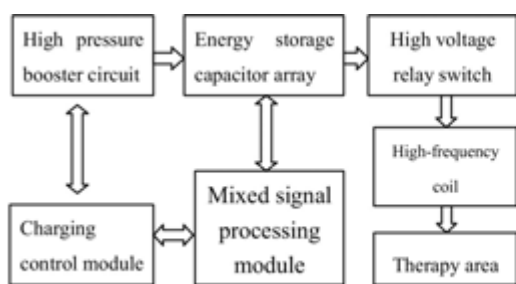


图2 触发电路系统总体框图

Fig.2 Block diagram of high voltage circuit system

## 2 超声波换能器的能量传递

换能器利用LC振荡电路将电能转化为机械能。LC振荡系统中电容电流超前电容电压 $90^\circ$ ,超前电感电流 $180^\circ$ ,振荡回路电能与磁能有 $90^\circ$ 相位差<sup>[7]</sup>。

当高压储能电容加高压充满后,储能电容与换

能器中的电感线圈产生电磁振荡,其振荡过程为阻尼振荡,此时回路振荡频率可通过公式(1)得到:

$$f = \frac{1}{2\pi\sqrt{LC}} \quad (1)$$

其中, $C$ 为电容值,单位为F; $L$ 为线圈电感,单位H。 $L$ 大小由公式(2)可得:

$$L = k\mu_0\mu_r N^2 s / l \quad (2)$$

其中, $k$ 为系数; $\mu_0$ 为真空磁导率; $\mu_r$ 为空气中相对磁导率; $N$ 为线圈匝数; $s$ 为线圈截面积; $l$ 为线圈长度。

回路在理想状态即简谐振荡时,电路总能量 $E$ 无损耗,而在实际应用中,回路中能量有较大损耗,能量转化效率一般只有30%~50%。假设能量转化效率为50%,则能量传递过程为:

$$E = \frac{1}{2}CU_m^2 = \frac{1}{2}LI_m^2 \times 2 \quad (3)$$

故当电能完全转换为磁能时,电感线圈中通过最大电流 $I_m$ 可通过公式(4)获得:

$$I_m = \sqrt{CU^2/2L} \quad (4)$$

电磁感应在金属膜附近产生的冲击波是一种声学波,能量通过声波的传递到达治疗靶区,金属膜表面压力幅值的大小可由公式(5)求得<sup>[8]</sup>,当电感线圈中电流为 $i_L$ ,最大能达到 $I_m$ 时,金属膜压力幅值的变化为 $P$ :

$$P = \mu \frac{Ni_L}{D} \quad (5)$$

其中, $D$ 为线圈半径,单位为m; $i_L$ 为LC回路脉冲电流,单位为A; $N$ 为电感线圈圈数。

声波所带的能量大小与声波的压力幅值有关,故由公式(1)到(5)可以看出,在确定电容与电感的情况下只需控制调节电容电压 $U_m$ 即可控制焦点能量大小。

体外震波治疗冠心病所需能量仅为体外震波碎石的1/10,在2 J~7 J的范围之内。本文的高压储能电容的容量为 $1 \mu\text{F}$ ,电感大小为 $3.96 \times 10^{-4} \text{ H}$ 。忽略能量在介质中的损耗,由公式(3)可得高压脉冲值 $U_m$ 为3.0 kV~5.5 kV。

## 3 换能器辐射声场分布

基于 Huygens 原理的 Helmholtz-Kirchhoff 积分定理可以计算超声波辐射声场<sup>[9-10]</sup>。换能器发射超声波采用调制正弦波,发射周期远小于调制周期,可用连续波的理论进行分析。赖溥祥等<sup>[11]</sup>提出了计算各种换能器辐射声场中声压的基本公式为:

$$P = i f \rho \iint_S u(R_0) \frac{e^{-jkr}}{r} dS \quad (6)$$

式中,  $f$  为辐射震波频率;  $\rho$  为传播介质的密度;  $u(R_0)$  为换能器反射杯辐射面上法相振动速度的分布;  $k$  为角波数, 等于  $2\pi/C$ ,  $C$  为介质声速;  $R_0$  为坐标原点至辐射面上任一点  $Q(R_0)$  的矢径;  $\gamma$  (圆公式6) 为辐射面上点  $Q(R_0)$  至声场中某点  $Q(R)$  的矢径;  $S$  为换能器的辐射面<sup>[10]</sup>。

超声波换能器为抛物面反射杯, 另外换能器中心设计安装了B超探头, 相当于切去球冠的环形凹球壳形, 如图3所示。

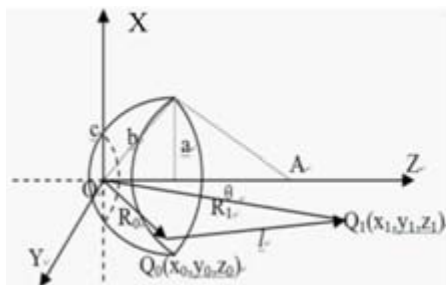


图3 换能器反射杯的声波辐射

Fig.3 Acoustic radiation of transducer reflection cup

利用球、柱及直角坐标三者之间的变换, 可将公式(6)演变为公式(7)进行简化计算:

$$P(r_0, \theta) = i f \rho \int_0^{2\pi} \int_c^b u(R_0) \frac{e^{-jkl}}{l} R_0 dR_0 d\varphi \quad (7)$$

其中,  $u(R_0)$  为换能器反射杯辐射面上相振动速度的分布。而本文换能器辐射面振速分布具有轴对称形式, 所以可将  $u(R_0)$  归一化, 则:

$$u_0(R_0) = u_0 q(R_0)$$

其中,  $u_0$  为震波辐射面振速最大值, 通常处于中心处;  $q(R_0)$  为归一化系数。当辐射振波做均匀振动时  $q(R_0)=1$ 。设  $P_0 = i f \rho u_0$ , 公式(7)可简化为:

$$P(r_0, \theta) = P_0 \int_0^{2\pi} \int_c^b \frac{e^{-jkl}}{l} R_0 dR_0 d\varphi \quad (8)$$

反射杯面上任一点  $Q(R_0)$  到场内任一点  $Q(R)$  的距离为  $l$ , 计算公式为:

$$\begin{aligned} l &= \sqrt{(x_1 - x_0)^2 + (y_1 - y_0)^2 + (z_1 - z_0)^2} \\ &= \sqrt{(x_1 - x_0)^2 + (\rho_1 \cos \varphi_1 - \rho_0 \cos \varphi_0)^2 + (z_1 - z_0)^2} \\ &= \sqrt{R_1^2 + R_0^2 - 2x_1 x_0 - 2\rho_1 \rho_0 \cos(\varphi_1 - \varphi_0)} \end{aligned}$$

由坐标变换可知:

$$\begin{aligned} R_0^2 - 2x_1 x_0 &= R_0^2 - 2x_1 \times \frac{R_0}{2A} = R_0^2 \left(1 - \frac{x}{A}\right) \\ \rho_1 &= R_1 \sin \theta \\ \rho_0 &= R_0 \sqrt{1 - R_0^2 / 4A^2} \\ x_1 &= R_1 \cos \theta \\ \varphi &= \varphi_1 - \varphi_0 \end{aligned}$$

所以, 代换计算可得:

$$l = \left[ R_1^2 + R_0^2 (1 + R_0 \cos \theta / A) - \frac{R_0^2}{4A^2} \sin^2 \theta \cos^2 \varphi \right]^{1/2} \quad (9)$$

此时公式(8)有解析解, 对焦域附近即在  $Z=A$  的焦平面上, 声压分布为:

$$\begin{aligned} P(r) &= P_0 \left( \frac{2\pi^2 a^2}{A\lambda} \right) \times \frac{2J_1(kla/A)}{kla/A} - \\ &P_0 \left( \frac{2\pi^2 c^2}{A\lambda} \right) \times \frac{2J_1(kla/A)}{kla/A} \end{aligned} \quad (10)$$

其中,  $J_1$  为一阶贝塞尔函数;  $k$  为谐波数。而在中心轴  $Z$  轴上 (此时  $\theta=0$ ) 的声压分布为:

$$\begin{aligned} P(Z) &= P_0 \left( \frac{2\pi^2 a^2}{A\lambda} \right) \text{sinc} \left[ \frac{a^2}{2Z\lambda} \left( \frac{Z}{A} - 1 \right) \right] - \\ &P_0 \left( \frac{2\pi^2 c^2}{A\lambda} \right) \text{sinc} \left[ \frac{c^2}{2Z\lambda} \left( \frac{Z}{A} - 1 \right) \right] \end{aligned} \quad (11)$$

其中  $\text{sinc}$  为辛格函数, 定义式为:

$$\text{sinc}(x) = \frac{\sin(\pi x)}{\pi x} \quad (12)$$

利用仿真软件 Matlab 可以对上式解得的声场进行仿真研究。在实际应用中, 压力峰值下降 3 dB 定义为焦斑边界。发射声波频率  $f=1$  MHz;  $a=87$  mm;  $b=140$  mm;  $c=45$  mm;  $A=150$  mm;  $\rho=1 \times 10^3$  kg/m<sup>3</sup>,  $C$  水 = 1500 m/s。因此得出焦斑的纵向  $\Delta Z$  与横向  $\Delta r$  的相应范围。

首先, 在  $Z=A$  平面, 声压随焦斑半径  $r$  变化, 如图4所示。

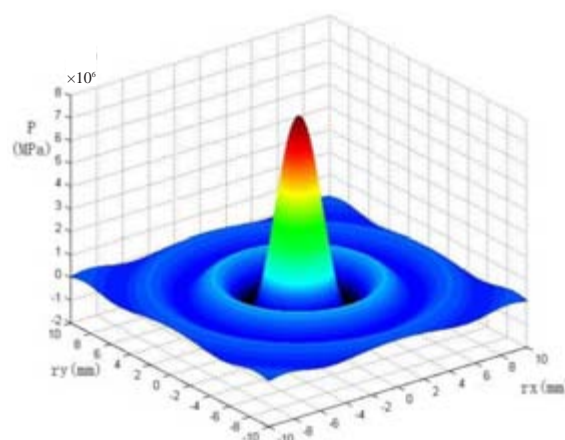


图4  $Z=A$  焦平面声压分布图

Fig.4 Sound pressure distribution at  $Z=A$  focal plane

在图4中的  $Z=A$  焦平面, 随着  $r$  的增加会产生环状波阵面, 在中心位置即坐标  $(0, 0, A)$  形成焦斑, 声压达到最大值, 在 MPa 级别焦斑横向范围为  $-3.2$  mm ~  $3.2$  mm。

沿  $Z$  轴方向平面, 声压焦斑变化如图5所示。由



图5可知,沿Z轴方向,当 $Z=A$ 时,声压达到最大值,在MPa级别焦斑纵向范围为-7.8 mm~7.8 mm。在 $Z=A$ 处最大声压位置与换能器反射杯中心点的距离相等,即其几何焦距相等。

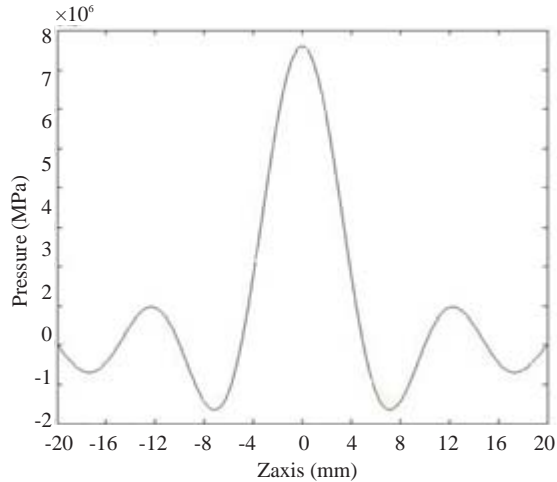


图5 沿Z轴声压横向分布图

Fig.5 Sound pressure transverse distribution along Z axis

超声频率和反射杯开口范围变化同样会引起焦斑及声压大小的变化。当其余参数不变,发射声波频率由0.6 MHz增加到2.2 MHz时,声压及焦斑位置的变化如表1所示

当频率 $f=1$  MHz,反射杯开口即 $a$ 的大小变化时,声压及焦斑位置的变化如表2所示。

表1 当发生声波频率变化时压力峰值的变化

Tab.1 Pressure peak of different sound frequency

$f$ (MHz)	0.6	1.0	1.4	1.8	2.2
$P_{\max}$ (MPa)	4.33	7.59	10.67	13.42	16.81

表2  $a$ 对声场压力峰值与焦斑范围的影响

Tab.2 Influence of  $a$  on sound field pressure peak and scope of focal spot

$a$ (mm)	67	77	87	97	107
$P_{\max}$ (MPa)	4.51	5.95	7.59	9.44	11.49
$\Delta r$ (mm)	4.6	5.6	6.4	7.2	8.6

由表1可以看出发射声波频率升高时,焦点压力峰值随之变大;而由表2可知随着开口的 $a$ 增大,聚焦区域的相对声压增大,同时焦斑范围增大。这是由于在 $A$ 不变的情况下, $a$ 越大,换能器辐射声波面积增大,故在焦点声压增强,但同时减弱换能器聚焦性能。而声压的分布等同于能量场在空间中的分布。在利用震波治疗冠心病时,焦点范围及能量大小极其关键,因此在设计换能器结构时,要同时考虑焦点声压

的大小和焦斑的范围,确保其在安全治疗的范围内。

## 4 结论

本文主要研究体外震波治疗冠心病的能量传递及声场的分布。利用震波换能器及高压储能电路把电能转换为机械能,产生冲击波,进行聚焦治疗冠心病,震波治疗能量为2 J~7 J,高压脉冲达3.0 kV~5.5 kV;同时分析了震波辐射过程中声场的分布,利用仿真软件,模拟焦点声场变化,通过理论验证治疗焦斑与反射杯焦点一致,辐射声场的治疗靶区沿反射杯中轴成椭圆形分布,横向范围为6.4 mm,纵向范围为15.6 mm,焦点声压达到兆帕级。

## 【参考文献】

- [1] Lyu YN, Jiang XJ, Da W. The roles of a novel inflammatory neopterin in subjects with coronary atherosclerotic heart disease[J]. Int Immunopharmacol, 2015, 24(2): 169-172.
- [2] Siribaddana S. Cardiac dysfunction in the CABG patient[J]. Curr Opin Pharmacol, 2012, 12(2): 166-171.
- [3] Nishida T, Shimokawa H, Oi K, et al. Extracorporeal cardiac shock wave therapy markedly ameliorates ischemia-induced myocardial dysfunction in pigs *in vivo*[J]. Circulation, 2004, 110(19): 3055-3061.
- [4] Kikuchi Y, Ito K, Ito Y, et al. Double-blind and placebo-controlled study of the effectiveness and safety of extracorporeal cardiac shock wave therapy for severe angina pectoris[J]. Circ J, 2010, 74(3): 589-591.
- [5] 陶四明, 郭涛, 王钰, 等. 体外心脏震波重建猪急性心肌梗死后早期心肌微循环的实验研究[J]. 四川大学学报(医学版), 2011, 42(2): 222-226.  
Tao SM, Guo T, Wang Y, et al. Extracorporeal cardiac shock wave therapy improved myocardial micro vascular circulation after acute myocardial infarction at early stage in pigs[J]. Journal of Sichuan University (Medical Science Edition), 2011, 42(2): 222-226.
- [6] Leibowitz D, Weiss AT, Rott D, et al. The efficacy of cardiac shock wave therapy in the treatment of refractory angina: A pilot prospective, randomized, double-blind trial[J]. Int J Cardiol, 2013, 167(6): 3033-3034.
- [7] Nazer B, Gerstenfeld EP, Hata A, et al. Cardiovascular applications of therapeutic ultrasound[J]. J Interv Card Electr, 2014, 39(3): 287-294.
- [8] Hill CR, Haar GR. High intensity focused ultrasound potential for cancer treatment[J]. Br J Radiol, 1995, 15(4): 1296-1303.
- [9] 毛彦欣, 程建政, 张德俊. 凹球面HIFU换能器声焦域的位置和形状[J]. 中国超声医学杂志, 2004, 20(7): 558-560.  
Mao YX, Cheng JZ, Zhang DJ. Site and shape of sound focal region of a concave spherical HIFU transducer[J]. Chinese Journal of Ultrasound in Medicine, 2004, 20(7): 558-560.
- [10] Rao VD, Kumar AS, Rao KV, et al. Theoretical prediction of pressure and temperature of an aluminized high explosive in underwater explosion[J]. Propell Explos Pyrot, 2014, 39(2): 224-229.
- [11] 赖薄祥, 张碧星, 汪承灏. 环形相控阵换能器辐射和反射声场[J]. 声学学报, 2007, 32(3): 212-220.  
Lai PX, Zhang BX, Wang CH. Radiation and reflection acoustical fields of an annular phased array[J]. Acta Acustica (Chinese Version), 2007, 32(3): 212-220.