维普资讯 http://www.cqvip.com

第19卷 第4期 重庆医科大学学报 Vol. 19 No. 4
1994 ACTA UNIVERSITATIS SCIENTIAE MEDICINAE CHONGQING 1994

298-300
11

一种用于超声波生物学效应实验研究的聚能器

R312
O426.4

第二医院妇产科 王智彪 顾美礼 凌萝达
重庆市矿山机械公司 王芷龙
南京大学声学研究所 冯 若

提 要 本研究自制了超声聚能器，并对其聚能效果进行理论计算值与实际校正值比较，结果表明其吻合程度较好。该聚能器缩小了原平面探头的输出端面积，增强了辐射声强，达到了扩展超声生物学实验范围、简化实验过程的目的。

关键词 超声波；聚能器
中图分类号 O426.4

随着超声医学的迅猛发展，研究超声波的生物学效应显得越来越重要。在超声波的实验研究中，首先遇到的难题是对超声波仪的要求较高。昂贵和复杂的机器，不但购买困难，而且在维修上也有诸多不便。本文从超声波生物学效应基础研究出发，对现有超声发生仪的探头进行改造，提高了输了声强，满足了研究超声波生物学效应所需的声强变化范围，并简化了实验过程。

超声波生物学效应基础

超声波属于非电离辐射(Non－Ionizing Radiation－NIR)波，既不同于电离辐射(Ionizing Radiation－IR)波，如x线射、γ射线，又有别于其它的非电离辐射波，如射频、微波和可见光等[1]。超声波在所传播的媒质中引起质点的振动，质点的振动是声波传播的基础。因此，超声波不可能在真空中传播，而水则是其良好的传播媒质。超声波是一种机械波，具有良好的定向性和聚焦性[2]。

当超声波在生物组织中传播时，生物组织首先受到机械作用。部份机械能又可转化成热能。此外，当声强足够强时，还可能产生空化效应。因此，超声波生物学效应的产生机制来自于超声波的机械效应、温热效应和空化效应[3]。热效应使部分超声能量转变为媒质的热能。产生热量的大小决定于媒质的吸收系数、超声强度和作用时间。超声理疗、超声治疗美尼埃尔氏综合征及各类肿瘤等都主要利用超声波热效应。在较高声强作用下，非线性引起的单向力导致细胞的严重损伤归于机械效应；而空化效应则是指超声作用使媒质中形成气泡以及随之发生的动力学行为在媒质中产生的效应。在医学超声中，超声强度的表达方式有多种。Isptp为空间峰值时间峰值强度；Isatp为空间平均时间峰值强度；Ispta为空间峰值时间平均强度；Isptp为空间平均时间平均强度。本课题采用的是最后一种声强表达方式。

维普资讯 http://www.cqvip.com

聚能器的设计、理论计算和实测值比较

1. 聚能器设计的要求及声功率测试

CSL—1 型超声波治疗仪，探头输出的频率为 0.8MHz 声强为 0—3W/cm²，连续波。探头的有效输出面积 7cm²。为满足本实验的要求，探头必须具备：(1)输出端表面积要小，能做到只辐照实验部位；(2)实验对象不浸在水中；(3)输出的平均声强需增加。本文设计并制造出的聚能器加在原探头上使其输出端面积减少为 0.5cm²、声强范围为 0—20W/cm²，保证了上述的实验要求。

利用测量辐射压可换算成声功率的原理[4]对探头加聚能器前、后输出的声强进行测量。测量仪为东风 75—1 型标准超声功率计。测量结果如表 1。

2. 聚能器的聚能原理、理论计算及与实测值的比较

聚能器用不锈钢制成(如图 1 示)

已知，不锈钢声速　Cs＝5660m/s。

水声速　Cw＝1500m/s。

则发生全反射的临界入射角 θc 为：

$\sin\theta c = 1500/566 = 0.265$

$\theta c = 15°20'$

则不锈钢锥体内表面对由上垂直入射的声波皆满足全反射条件。

所以，反射损耗可略

用几何声学分析如下：

该锥体经分析可分为：

在 r_1 区域内超声波垂直到达出口

在 (r_2-r_1) 区域内超声波在锥体内表面有一次反射。

在 (r_3-r_2) 区域内超声波在锥体内表面有二次反射。

$r_1 = 4mm = 0.4cm$

$r_3 = 17mm = 1.7cm$

r_2 计算如下：

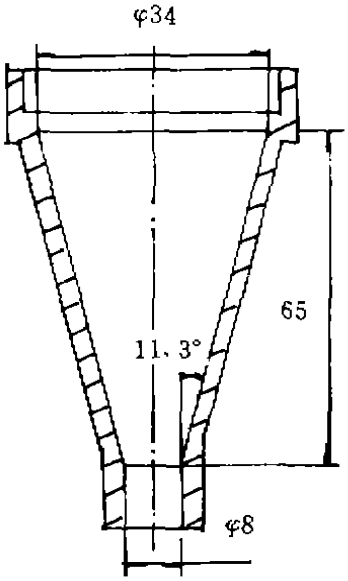


图 1　聚能器剖面图

$X \cdot tg22.6° = r_2 + 4$

$(65-X) \cdot tg11.3° = 17 - r_2$

得到：$r_2 = 11.41mm = 1.141cm$

$S_1 = r_1^2 \cdot \pi = 0.503cm^2$

$S_2 = (r_2^2 - r_1^2) \cdot \pi$

$= 3.59cm^2$

$S_3 = (r_3^2 - r_2^2) \cdot \pi$

$= 4.99cm^2$

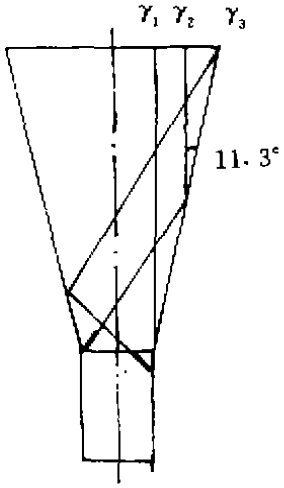


图 2　声学几何分析(一)

总面积：$S = r_3^2 \cdot \pi = 9.08cm^2$

$S_1/S = 0.055$

$S_2/S = 0.395$

$S_3/S = 0.550$

S_1 入射角为 0°

S_2 入射角为 45.2°

S_3 入射角为 67.8°

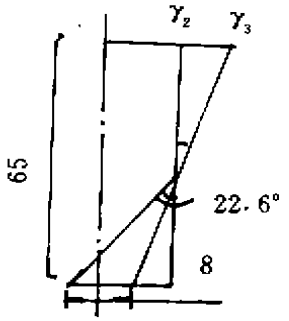


图 3 声学几何分析(二)

则贡献：S_1：0.055

S_2：0.395cos45.2°＝0.278

S_3：0.550cos67.8°＝0.208

转换因子：0.541

由原探头发射的总声功率及聚能器端面算得的声强值再乘以该因子即为聚能器输出声强的理论值。聚能器输出声强的实测值与理论值比较见表 2。

表 1 超声声强校正结果

超声波仪表头显示的声强值 W/cm²	由功率计显示测出的声强值	
	平面探头 W/cm²	聚能器 W/cm²
0.50	0.5	4.4
0.75	0.7	5.8
1.00	1.1	8.0
1.25	1.3	11.0
1.50	1.6	12.0
1.75	1.8	14.0
2.00	2.1	16.0
2.25	2.4	18.0
2.50	2.6	19.0
2.75	2.8	19.4
3.00	3.3	20.0

表 2 聚能器声强实测值与理论值比较

实测值 W/cm²	理论值 (W/cm²)
4.4	3.6
5.8	5.4
8.0	8.0
11.0	9.6
12.0	12.0
14.0	13.8
16.0	16.2
18.0	18.0
19.0	20.0
19.4	22.4
20.0	24.8

表 2 数据表明，理论与实验值吻合较好。即该聚能器可使原探头的输出声强约提高 7～8 倍以上。

参 考 文 献

1 Brent RL. Clinical Obstetrics and Gynecology 1983;26:484

2 Lele PP. physical aspects and clinical studies with ultrasonic hyperthermia. is Storm FK and Hall GK(eds): Hyperthermia in cancer Therapy, Medical Publishers Boston, Massachusetts. 1983;333

3 冯 若. 超声生物物理学 1984;13:65

4 Watmorgh DJ, et al. Ultrasound Med. Biol. 1977;3:205

(收稿日期 1994—06—06)

(下转第 311 页)