

大功率超声功率计的研制 及高强度聚焦超声肿瘤治疗头功率检测

霍彦明 齐红 宋文章¹ 王智彪¹

(河北科技大学电气信息学院 石家庄 050054)

(1 重庆医科大学超声医学工程研究所 重庆 400041)

2003 年 4 月 14 日收到

2003 年 12 月 9 日定稿

摘要 研制一种将机械天平、辐射压力法和智能控制结合在一起的大功率超声功率计, 该功率计可以安装不同种类的反射靶面或吸收靶面对多种超声换能器进行功率测量; 用砝码对该功率计进行校准和误差分析, 结果显示该功率计具有稳定性好、精度高、测量范围大的特点。用锥面反射靶和吸收靶对高强度聚焦超声肿瘤治疗头的输出功率进行测量, 实验结果表明: 一方面该功率计可以满足大功率、高精度测量要求, 另一方面被测量的临床治疗用高强度聚焦超声肿瘤治疗头的驱动电压在 600~2200 V 之间, 其功率输出稳定、可靠, 在此范围之外功率输出误差变大, 超过 5%。

PACS 数: 43.85, 43.35

Development of high power ultrasound power meter and the output measurement of high intensity focused ultrasound transducer

HUO Yanming QI Hong SONG Wenzhang¹ WANG Zhibiao¹

(College of Electrical Engineering and Information Science, Hebei University of Science and Technology Shijiazhuang 050054)

(1 Ultrasound Engineering Insititute, Chongqing University of Medical Science Chongqing 400041)

Received Apr. 14, 2003

Revised Dec. 9, 2003

Abstract A kind of ultrasound power meter to measure high ultrasound power is developed. It is based on the radiation pressure method, mechanical balance and intelligent controlling techniques in the design. With different kinds of targets, include reflector or absorbing target, the output power of many kinds of ultrasound transducer can be measured by it. It is calibrated by weights and the error analysis shows that it has high resolution and high stability. With cone reflector and absorbing target, the power of a high intensity focused ultrasound treatment transducer driven at voltage in clinical application is measured by it. The results show that the ultrasound power meter can be used to measure high ultrasound power and it has high precision. Also the results show that the power output of high intensity focused ultrasound transducer has high stability when the driven voltage is from 600 V to 2200 V, which is usually applied by doctor. When the driven voltage is less than 600 V or higher than 2200 V, the output of the transducer will has error more than 5%.

引言

超声功率计是一种常用的超声功率测量装置^[1], 其在超声清洗^[2]、超声诊断^[3,4]、超声治疗^[4-6]等设备检测中非常重要。另外, 超声功率的测量对于组织超声剂量学的研究非常重要。目前在医学超声应用领域, 超声功率测量装置主要集中于较小功率测

量^[1,3,4], 这些装置的设计一般侧重于高分辨率和高精度要求, 测量对象主要面向超声诊断仪器、理疗超声和热疗超声等, 其功率测量上限一般不超过 50 W。高强度聚焦超声 (High Intensity Focused Ultrasound, HIFU) 治疗肿瘤技术在医学临床上的应用日益重要^[5-8], 其临床使用的超声功率超过了 30 W, 甚至达到 100 W 以上, 目前的超声功率计难以满足

大功率、高精度的测量要求。Y.M. Huo^[9] 等从理论上分析了聚焦超声换能器和反射靶之间的关系, 但是缺乏实验支持。钱梦骅^[10] 等利用激光干涉技术对声场中各点声压进行绝对测量, 然后再通过积分方法得到声功率, 该方法虽可以达到较高测量精度, 但是测量过程比较复杂。基于以上考虑, 研制适合于大功率测量的超声功率计, 用其对高强度聚焦超声治疗头使用的临床输出功率进行测量非常重要, 不仅影响临床医生对治疗效果的估计, 也影响治疗方案的设计。

利用辐射压力法, 结合机械天平及智能控制技术, 笔者设计了大功率超声功率计, 用砝码对该功率计进行校准和误差估计, 结果显示该功率计有较高的测量精度和稳定性。然后用其对高强度聚焦超声肿瘤治疗仪的聚焦治疗头的功率输出进行测量, 结果显示: (1) 该超声功率计具有较高的精度和稳定性, 可以用来测量大功率超声输出, (2) 所测聚焦治疗头的驱动电压在 600~2200 V (该范围为临床使用范围) 之间的功率输出稳定, 误差小于 5%, 没有超过该治疗头输出功率误差标称值 (为 $\pm 10\%$)。而在驱动电压大于 2200 V 或小于 600 V 时功率输出误差增大, 超过 5%, 有可能超过输出功率误差标称值。

本文设计的功率计为笔者自行研制, 高强度聚焦超声肿瘤治疗头和功率源均由重庆海扶技术有限公司提供, 为临床使用设备, 临床使用中, 治疗头驱动电压范围一般为 600~2200 V, 具有较高可靠性。

1 功率计设计基本原理

如图 1 所示, 反射靶及其支架悬挂在一个平衡支点上, 该支点设计的阻力非常小, 忽略为零, 通过调整, 可以使反射靶及支架处于平衡位置, 反射靶、支架及支点构成一单臂天平。当天平处于平衡位置时, 位移传感器输出平衡位置位移, 数据处理电路将该位移作为初始位移记录下来。当超声换能器发出的声波辐射于反射靶上, 反射靶受到超声压力的推动而偏离平衡位置, 位移传感器检测到支架的偏移信号后, 将位移信号送往数据处理电路, 数据处理电路经过与初始位移比较、分析后输出一正比于偏移位置大小的电流信号, 流过线圈的电流在永磁体作用下产生反向电磁推力, 该电磁推力将支架推回平衡位置, 这样就使天平装置始终处于自动控制的动平衡状态之中, 只要辐射于反射靶的超声压力稳定, 流过线圈的电流就处于稳定状态。电磁力大小正比于线圈中的电流, 所以根据测量线圈中的电流大小即可算出辐射力大小。

上述功率测量原理将机械天平、辐射压力法和自动控制结合起来, 使反射靶及支架始终处于动平衡之中, 可以达到较高的测量精度。上述测量原理是以反射靶为例来介绍的, 将反射靶替换为吸收靶同样可行, 同时反射靶也可以是不同种类的反射靶, 因此具有很强的灵活性, 可以根据需要用来测量多种超声换能器的发射功率。当然, 对于精度要求非常高的功率测量, 若采用上述原理进行设计, 需要对靶的设计以及支架设计进行综合设计才能获得较高精度。

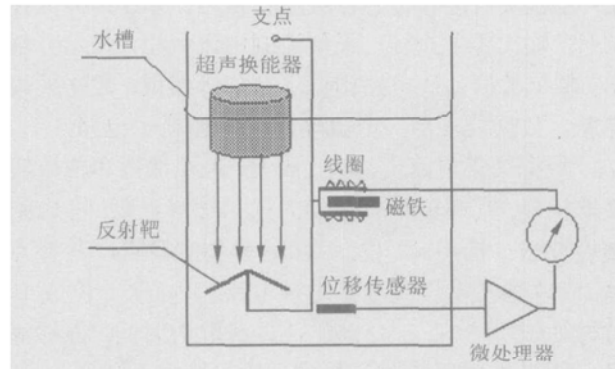


图 1 功率测量示意图

2 系统设计

根据上述原理设计的大功率超声功率计主要由以下几部分组成: 吸声水槽、单臂天平、靶面、位移传感器、数据处理器、电磁传感器、控制软件等。中心控制和信号处理运算单元为单片机 89C51。

2.1 吸声水槽

吸声水槽是周围贴有吸声材料的水槽, 其作用是装水和吸收由反射靶反射的超声波。测量时, 水槽中的水一般采用脱气水, 这主要是避免产生气泡, 对超声波产生散射影响测量的准确性。

2.2 靶面设计

超声功率测量中靶面的选择是整个系统设计的重点之一, 其作用是接收来自超声换能器的辐射压力, 它直接关系到超声功率计的测量精度。目前, 采用辐射压力法设计的超声功率计的靶面选择主要有反射式靶面和吸收式靶面两种。

反射式靶面的设计根据需要又有各种样式, 例如锥面反射靶, 凹锥面反射靶等, 在这些靶面的设计中, 最重要的一点是: 既要保证尽可能多的超声能量辐射到靶面上, 又要避免超声换能器和靶面之间产生来回反射。因为多次反射会对靶面产生附加压力, 所以在测量时, 要注意换能器与靶面的距离关系。通常考虑到测量精度的要求, 反射靶面的设计还应注意材料的选择、采用空心设计等方法尽量减小系统误差。

吸收靶的设计比较简单,只要找到比较合适的吸声材料即可以,一般要求吸声材料的吸声效率应超过 98%。

2.3 单臂天平

在本设计中,靶面连接在单臂天平上,采用单臂天平的主要目的是增加系统的灵敏度和提高精度。

2.4 数据处理器

数据处理电路是整个系统的核心,其主要功能是:接收来自位移传感器的位移信号;通过分析位移信号,输出控制电流;采集控制电流大小,显示并输出。整个数据处理电路由以下几部分组成:数据采集电路、数据处理器、电流输出电路和显示电路。

数据采集电路由滤波、放大、采样保持和模数转换器构成,其中模数转换器的选择非常重要,考虑到精度要求,选用 12 位 A/D 转换器 AD574,其特点是:(1)参考电压基准和时钟电路,(2)全 8 位或 16 位微处理器接口,(3)250 ns 总线取数时间,能够满足一般微处理器的时序要求,(4)高转换速率,12 位时 25 μ s,8 位时 16 μ s,(5)在 $-55 \sim +125^{\circ}\text{C}$ 温度范围内满足线性要求,在恶劣环境下亦能稳定工作。

数据处理器是控制、显示的核心部分,其程序设计的好坏直接影响功率计的效率和精度。本装置中采用 89C51 处理器,其主要功能是调零、输出控制及显示。

显示电路采用一般的液晶显示电路,由处理器控制。

电流输出电路采用数/模转换芯片,同样采用 12 位 D/A(此处选择 MAX508),转换为电压输出,然后经电压跟随器输出到线圈上。电压跟随器采用集成运放构成。本超声功率计分为三个量程:分别是:0~40 W,40~350 W,350~1000 W。由于三个量程跨度较大,要求较大的电流范围,所以设计中采用两种集成运放和高精密电阻控制,集成运放分别采用 OP27 和 OPA551,在 0~40 W 量程时,采用 OP27 可以保证足够的精度;在 40~350 W 和 350~1000 W 量程时采用 OPA551,这主要是因为该运放可以提供高达 200 mA 的电流输出,加上三个量程分别采用高精密电阻控制,这样就保证了既能达到稳定性要求,又能达到不同量程的精度要求。

3 校准结果及误差分析

笔者根据上述原理设计的超声功率计测量范围为 0~1000 W,分为三个量程,三个量程分别为:0~40 W,40~350 W 和 350~1000 W。该功率计具有

上、下、左三个测量方向,且有多种靶面(包括反射靶面和吸收靶面)用来匹配不同种类的超声换能器,可以根据需要进行替换。为减小误差,其中反射靶面均采用空心靶设计,具有较高灵敏度。

超声功率计设计加工完成后,为验证其稳定性,分别用其测量 2 g,30 g 和 70 g 砝码,这三种砝码分别位于三个量程内,结果如图 2 所示。

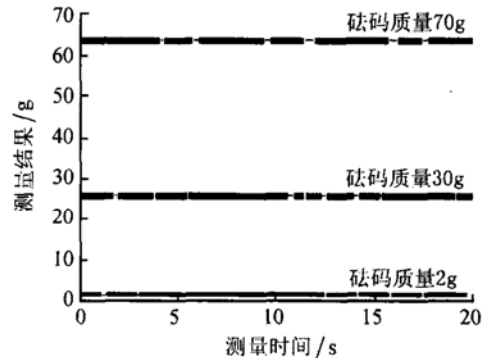


图 2 不同质量砝码测量结果(砝码分别为 2 g,30 g 和 70 g)

从图 2 可以看出,测量结果具有很高的时间稳定性,只要外界干扰不大,测量结果是相当稳定的。由于测量在水中进行的,所以图 2 中测量结果要比砝码质量小。

用砝码对该超声功率计进行校准,校准方法采用多点校准法,校准结果如图 3 所示。从图 3 可以看出该功率计在各量程内均具有很好的线性度。不同量程及误差分析见表 1。

从表 1 测量结果来看:第一量程相对误差较大,这主要是因为当反馈控制电流较小时,测量结果受

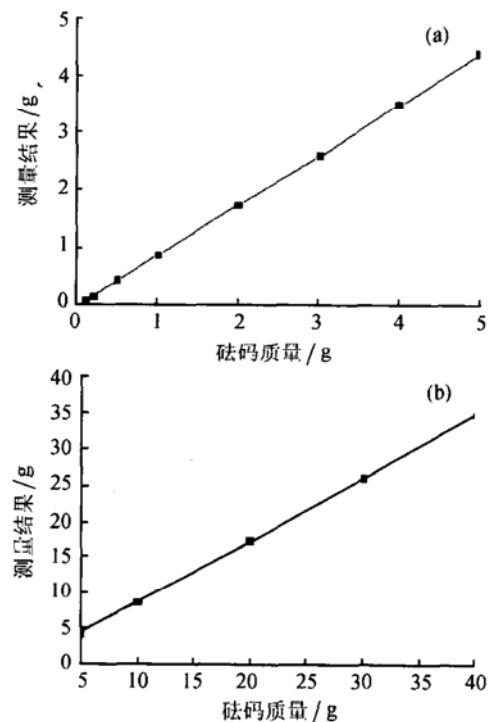


图 3

表 1 测量砝码误差分析

第一量程	最大绝对误差	满量程误差	砝码质量 /g	0.100	0.500	1.000	3.000	5.000
			砝码质量 减浮力 /g	0.087	0.436	0.873	2.619	4.365
			测量结果	0.090	0.432	0.882	2.612	4.359
+0.009	0.21%		绝对误差	+0.003	-0.004	+0.009	-0.007	-0.006
			相对误差	3.44%	-0.92%	1.03%	-0.27%	-0.14%
第二量程	最大绝对误差	满量程误差	砝码质量 /g	5.00	10.00	20.00	30.00	40.00
			砝码质量 减浮力 /g	4.37	8.73	17.46	26.19	34.92
			测量结果	4.40	8.70	17.43	26.13	35.00
+0.08	0.23%		绝对误差	+0.03	-0.03	-0.03	-0.06	+0.08
			相对误差	0.69%	-0.34%	-0.17%	-0.23%	0.23%
第三量程	最大绝对误差	满量程误差	砝码质量 /g	40.00	50.00	70.00	80.00	90.00
			砝码质量 减浮力 /g	34.92	43.65	61.11	69.84	78.57
			测量结果	34.51	43.27	61.35	70.29	78.42
-0.48	0.61%		绝对误差	-0.41	-0.48	+0.24	+0.45	-0.15
			相对误差	-1.17%	-1.10%	0.39%	0.65%	-0.19%

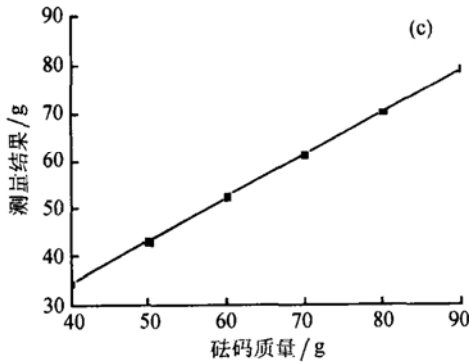


图 3 超声功率计校准结果

((a), (b), (c) 分别为第一量程、第二量程和第三量程)

环境影响较大, 小的扰动即可对测量结果有较大影响, 另外由于采用单臂天平, 而且靶与支架之间采用刚性连接, 所以砝码放置位置会产生较大误差, 这种误差对第一量程影响较大。

4 实验结果

根据 (10) 式, 利用前面描述的辐射压力测量装置, 对 HIFU 治疗头的三种输出声功率进行测量, 结果如图 4 所示。

测量中所用 HIFU 治疗头以及锥面反射靶参数为: HIFU 治疗头采用透镜聚焦方式, HIFU 治疗头中央有一直径为 4.5 cm 的孔, 临床治疗时该孔用来放置 B 超探头, 以便对病灶进行观察和治疗过程监控。该治疗头标称频率为 0.839 MHz, 辐射面有效半

径为 6 cm, 焦距是 10 cm, $\alpha=74^\circ$, 该治疗头的功率输出误差标称值为: $\pm 10\%$; 反射靶面的半径为 7.5 cm, 张角 $\beta=105^\circ$, 反射靶面采用不锈钢和空心设计。

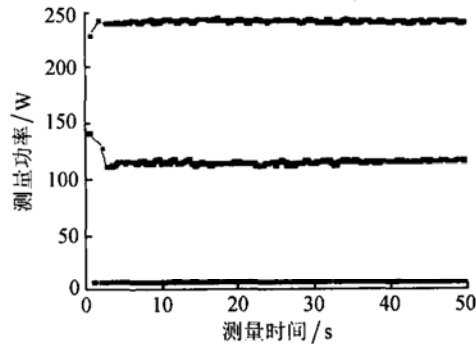


图 4 超声功率计测量 HIFU 治疗头功率结果

测量环境及条件: 测量时, 治疗头采用从上向下辐射方式, 治疗头顶点与反射靶面顶点之间的距离为 8 cm, 水槽周围粘贴有吸声材料对靶面反射声束进行吸收, 水槽中的水采用脱气水, 环境温度 22°C , 水温为 17°C 。

表 2 是用笔者设计的功率计测量不同电压驱动下的 HIFU 治疗头的输出声功率, HIFU 治疗头、反射靶面参数及测量环境同本节第二段和第三段。从表 2 结果看出, 当驱动电压小于 600 V 和大于 2200 V 时, 测量误差较大, 其原因是: 在这两种电压驱动下, 换能器输出功率不太稳定。从表 2 测量结果说明笔者设计的超声功率计是可以满足大功率测量要求的, 且测量精度较高。

表 2 超声功率计测量 HIFU 治疗头结果

驱动电压 /V	平均值 /W	最大显示值 /W	最小显示值 /W	最大绝对误差 /W	最大相对误差 /%
600	10.55	10.86	10.03	-0.52	-4.93
800	32.26	33.85	31.73	0.69	2.14
1000	53.43	54.00	52.50	-0.93	-1.74
1200	81.45	83.25	79.80	1.80	2.21
1400	109.0	111.7	107.6	1.7	1.56
1600	143.4	144.4	142.1	-1.3	-0.91
1800	187.5	189.0	185.6	2.5	1.33
2000	234.6	236.0	233.1	-1.5	-0.64
2200	293.8	304.8	285.6	11.0	3.74
2400	368.1	382.2	348.3	-19.8	5.38

为了进行测量对比,采用吸收靶对同样治疗头声功率进行测量,也取得了很好的测量结果,吸收靶面的吸声材料由中科院声学所牛风歧教授提供,吸收系数大于 98%。

图 5 是锥面反射靶和吸收靶测量结果比较。从图 5 可以看出,两种靶面的测量结果相当吻合。

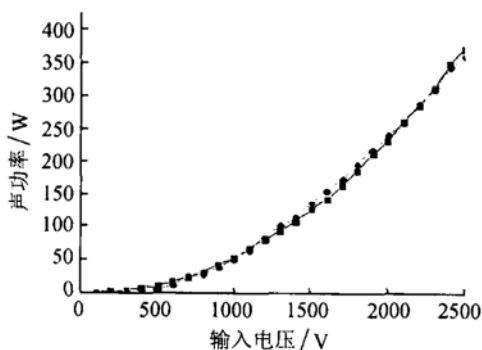


图 5 锥面反射靶和吸收靶测量结果比较

5 结论

本文介绍了大功率超声功率计的设计,并用砝码对功率计进行校准测量,校准实验结果显示该设计达到了大功率、高精度、高稳定性测量的要求,测量误差对于砝码来说小于 0.5%;根据需要,该功率计可以安装不同种类的反射靶面或吸收靶面,从而达到测量多种换能器的目的。

将锥面空心反射靶和吸收靶分别装在功率计上测量了高强度聚焦超声治疗头声功率输出。测量结果显示:(1)该功率计用来测量大功率超声输出具有较高的稳定性和精度,测量误差不大于 5%,(2)所测聚焦治疗头的驱动电压在临床使用的 600~2200 V 之间的功率输出稳定,误差小于 5%,而在驱动电压大于 2200 V 或小于 600 V 时功率输出误差增大,超过 5%,此时误差不是功率计产生,而是由功率源与

治疗头不稳造成。

本文误差分析中没有将声反射误差、反射靶面或吸收靶面与治疗头共轴误差、治疗头与靶面距离等误差来源进行深入分析,这些工作将在后续工作中逐步开展。

参 考 文 献

- Hodnett M, Zeqiri B. A strategy for the development and standardization of measurement methods for high power/cavitating ultrasonic fields: review of high power field measurement techniques. *Ultrasonics Sonochemistry*. 1997; 4(2): 273—288
- 任金莲, 牛勇, 张明铎. 复合频率超声波清洗声场均匀性研究. *声学学报*, 2003; 28(2): 127—129
- 陈曦, 章东, 龚秀芬. 非线性声参量 B/A 的参量阵成象. *声学学报*, 1999; 24(5): 470—477
- 丁楚雄, 白净. 二维超声应变重建的有限元仿真与组织实验. *声学学报*, 2000; 27(4): 345—350
- 霍彦明, 陈亚珠. 几类旋转圆弧式自聚焦换能器的声场特性分析. *声学学报*, 2001; 26(1): 13—18
- 李国伟, 陈亚珠. 不等间距排列的球面高强度聚焦超声相控阵列. *声学学报*, 2001; 26(2): 117—120
- WU Feng, CHEN Wenzhi, JIN Bai *et al.* Tumor vessel destruction from high-intensity focused ultrasound in patients with solid malignancies. *Ultrasound in Med. & Bio.* 2002; 28(4): 535—542
- WU Feng, CHEN Wenzhi, JIN Bai *et al.* Pathological changes in human malignant carcinoma treated with high-intensity focused ultrasound. *Ultrasound in Med. & Bio.* 2001; 28(4): 1099—1106
- Huo Y M, Ye Z X, Wang Z B *et al.* Reflector design in ultrasonic power measurement by radiation pressure methods. G.R. ter Haar and Feng Wu. *Proceedings. First international workshop on the application of high intensity focused ultrasound (HIFU) in medicine.* ChongQing, China. 2001, ChongQing, G.R. ter Haar, 2001: 2—5
- 钱梦录, 高文, 胡文祥. 低功率超声换能器辐射声场的激光干涉检测. *声学学报*, 2001; 26(2): 97—103