高强度聚焦超声换能器的宽带阻抗匹配

谭坚文 1,2,3 廖瑞金 2 邓思建 3 曾德平 3

(1. 重庆通信学院特种电源重点实验室 重庆 400035 2. 重庆大学输配电装备及系统安全与新技术国家重点实验室 重庆 400030 3. 重庆医科大学生物医学工程学院 重庆 400016)

摘要 高强度聚焦超声(HIFU)治疗系统为实现从功率源到超声换能器的最大电功率传输, 需在功率源与超声换能器之间设计阻抗匹配网络。无源器件匹配可实现超声换能器电阻抗的精确 匹配,但其宽带匹配的解析设计理论较复杂。本文利用简化实频法对 HIFU 换能器进行了宽带 匹配网络设计,采用 Levenberg-Marquardt 法对传输功率增益进行了优化,优化后的功率传输增 益在 200kHz 的通带内为 0.9 左右,且较为平滑;针对 HIFU 换能器进行的宽带阻抗匹配和声功 率测试表明,采用传输功率增益优化设计出的宽带匹配网络能有效拓宽换能器的工作频带。

关键词:超声换能器 高强度聚焦超声 宽带阻抗匹配 简化实频法 Levenberg-Marquardt 算法

中图分类号: TM133

Broadband Impedance Matching for High Intensity Focused Ultrasound Transducer

Tan Jianwen^{1,2,3} Liao Ruijin² Deng Sijian³ Zeng Deping³

(1. Key Lab of Special Power Supply Chongqing Communication Institute Chongqing 400035 China 2. State Key Laboratory of Power Transmission Equipment & System Security and New Technology Chongqing University Chongqing 400030 China 3. Chongqing University of Medical Sciences Chongqing 400016 China)

Abstract In high intensity focused ultrasound(HIFU) therapy system, the impedance matching network should be designed between power supply and ultrasound transducer in order to realize maximum electrical power transmission. Impedance matching network based on passive components can realize exact matching, but the analytical design theory is quite complicated. In this paper, a broadband impedance matching network for the HIFU transducer is designed using simplified real frequency method. The transmission power gain(TPG) is optimized by Levenberg-Marquiardt algorithm to remain as 0.9 smoothly in the frequency band of 200kHz. The acoustic power measurement for HIFU transducer suggests that the broadband impedance matching with TPG optimization can broaden the transducer's working frequency band effectively.

Keywords: Ultrasound transducer, high intensity focused ultrasound, broadband impedance matching, simplified real frequency method, Levenberg-Marquardt algorithm

1 引言

高强度聚焦超声(High Intensity Focused Ultrasound, HIFU)治疗是近年来兴起的一种无创治疗新技术,由于其无创、无害、安全和有效等优点而受到国内外的重视和关注,并已成功应用于子宫、肝脏、乳腺和前列腺等的肿瘤临床治疗中^[1]。HIFU治疗的工作原理是通过聚焦超声换能器实现电

-声转换,在体外产生聚焦于体内病灶组织的高强度 超声波,经过细胞与超声的相互作用,使病灶组织 产生凝固性坏死,从而达到治疗目的。

高强度的声功率输出是实现有效治疗的保障, 为实现从功率源到超声换能器的最大电功率传输, 需在功率源与超声换能器之间设计阻抗匹配网络, 使匹配后的超声换能器等效阻抗与传输线特性阻抗 或功率源输出阻抗形成共轭匹配 ^[2-5]。随着 20 世纪 工业功率超声和医学超声的广泛应用,国内外学者 对超声换能器电阻抗匹配展开了深入的研究。 Suzuki^[6]、杨哲^[7]和朱昌平^[8]等人研究了基于传输线 变压器的超声换能器电阻抗匹配模型、特性和设计 方法。变压器匹配方式可有效拓宽超声换能器的工 作频带,提高功率传输效率,但难以进行精确的阻 抗匹配^[9]。无源器件匹配网络则可根据负载阻抗确 定元件参数,实现对超声换能器电阻抗的精确匹配。 Garcia-Rodriguez^[10]、Gottlieb^[11]和林书玉^[12]等人对 超声换能器无源器件匹配特性和设计方法进行了深 入研究。

无源器件匹配针对超声换能器单频阻抗匹配的 应用较广泛,但其宽带匹配的设计过程和理论较复 杂。高天赋^[13]从宽带匹配网络的解析理论出发,提 出了压电陶瓷超声换能器的 Butterworth 宽带匹配 定理,但推导过程十分复杂。随着计算机辅助设计 (CAD)技术的发展,基于实频法和简化实频法^[14, 15]的宽带阻抗匹配设计方法在射频和微波领域应用 已较普遍。本文利用简化实频法设计了 HIFU 换能 器的宽带匹配网络,并采用 Levenberg-Marquardt 法对传输功率增益进行了优化,在提高功

率传输效率的同时有效拓宽了换能器的工作频带。

2 简化实频法的宽带匹配理论

宽带阻抗匹配网络的作用是使信号源到负载的 功率传输在整个给定的频带内为最大,其设计方法 大体可分为两类:解析设计法和计算机辅助设计 (CAD)法。解析设计法要求给出负载的解析表达 式,根据 Youla 增益-带宽理论进行解析设计,但存 在着设计过程繁琐等不足; CAD 法只要求给出负 载在某频带范围内实际频率点上的阻抗数据就能进 行设计,所需阻抗数据可通过实验测量得到。

宽带匹配网络 CAD 法主要包括实频技术法以 及在此基础上发展而来的简化实频技术法。实频法 的设计过程中包括直线段计算、直线段拟合及希尔 伯特变换等繁琐费时的过程^[16],当频率断点个数较 多时,计算复杂度和优化难度将大大增加,且网络 综合结果往往含有理想变压器,给实际制作带来困 难。简化实频方法则避免了实频法中策动点函数实 部的折线表示和相应的希尔伯特变换处理,设计流 程简便,程序计算简单快速。 简化实频法也称为散射参量法^[17],其理论基础 是采用单位归一化反射系数(即散射参量 *E*₂₂)来 描述待设计的匹配网络[E](图 1),并将其写成 Belevitch 形式^[14]

$$E_{22}(s) = \frac{h(s)}{g(s)}$$
 (1)

其中, $h(s)=h_0+h_1s+h_2s^2+...+h_ns^n$,

 $g(s)=g_0+g_1s+g_2s^2+...+g_ns^n$

匹配网络[E]的其余散射参量的 Belevitch 形式为

$$\begin{cases} E_{11}(s) = -\mu \frac{h^*(s)}{g(s)} \\ E_{12}(s) = E_{21}(s) = \frac{f(s)}{g(s)} \end{cases}$$
(2)

式中, $F(s^2)=f(s)f(-s)=g(s)g(-s)-h(s)h(-s);$ f(s)为偶函数时 $\mu=1$, f(s)为奇函数时 $\mu=-1$ 。



图1 简化实频法的单匹配问题

Fig.1 Single matching problem using simplified real frequency technique

图 1中达林顿等效网络 [L]的散射参量 [*L_{ij}; i*, *j*=1, 2]为单位归一化散射参量,由双端口网络的互 连特性^[14],可得匹配网络的传输功率增益为

$$T(\omega) = \frac{\left|E_{21}\right|^2 \left|L_{21}\right|^2}{\left|1 - E_{22}L_{11}\right|^2}$$
(3)

由于网络[E]和[L]为无耗网络,有

$$|E_{21}|^{2} = 1 - |E_{22}|^{2} = \frac{|f(j\omega)|^{2}}{g(j\omega)g(-j\omega)}$$
(4)

负载阻抗 Z₁的达林顿等效网络 [L]的散射参量

$$L_{11} = \frac{Z_1 - 1}{Z_1 + 1} \tag{5}$$

$$\left|L_{21}\right|^2 = 1 - \left|L_{11}\right|^2 \tag{6}$$

由式(3)可得

$$T(\omega) = \frac{f(j\omega)f(-j\omega)\left(1 - |L_{11}|^2\right)}{h(j\omega)h(-j\omega)\left(1 + |L_{11}|^2\right) + f(j\omega)f(-j\omega) - 2\operatorname{Re}\left[L_{11}h(j\omega)g(-j\omega)\right]}$$
(7)

为

式(7)中的 *f*(jω)由匹配网络 [E]的传输零点 构建而成,对于低通 LC 梯形网络而言,可使 *f*(*s*)=1,同时也可采取带通形式,即 *f*(*s*)=*s^k*; *g*(*s*)为严格赫尔维茨多项式,且由下式确定

$$G(-s^{2}) = g(s)g(-s) = h(s)h(-s) + f(s)f(-s)$$
(8)

由传输零点确定 f(s),且由式(8)确定 $g(s)后,传输功率增益 T(\omega) 仅与未知数 <math>h(s)$ 有关。 $h(s)确定后,可由下式确定匹配网络[E]的输入阻抗 <math>Z_{\text{LE}}$ 。

$$Z_{\rm lE} = \frac{1 - E_{22}}{1 + E_{22}} \tag{9}$$

根据输入阻抗 Z_{IE}即可综合出匹配网络 [E]所对 应的物理网络结构。

3 超声换能器的宽带匹配

3.1 基于传输功率增益优化的设计流程

由简化实频法的原理可知,在匹配网络设计过 程中,传输功率增益(TPG) $T(\omega)$ 为负载阻抗数据 Z_1 和矢量 $h=(h_0, h_1, \cdots, h_n)^T$ 的函数,因此可将 TPG 表示为 $T(\omega, Z_l, h)$,宽带匹配网络设计的实质 是寻求未知量 $h=(h_0, h_1, \cdots, h_n)^T$,使得 TPG 在设定 的频率范围内满足设计要求。而对于功率或信号的 传输而言,一般希望负载端的反射尽可能小,即在 通频带范围内的 TPG 尽可能大,因此宽带匹配网络 的设计转化为最优化问题,可采取最优化方法来求 解宽带匹配问题。

设理想传输功率增益为 $T_0(\omega)$,则最优化的目标函数为

$$\varepsilon = \left[T(\omega, Z_l, \boldsymbol{h}) - T_0(\omega) \right] \tag{7}$$

传输功率增益优化的目的是确定估计值 \hat{h} ,使 得传输功率增益函数 $T(\omega, Z_l, \hat{h})$ 为最优,即与 $T_0(\omega)$ 之间的误差 ε 最小,可根据 图 2 所示的优化 流程,通过计算机程序实现基于传输功率增益优化 的宽带匹配网络简化实频法设计。

3.2 HIFU 换能器的宽带阻抗匹配

本文采用基于传输功率增益优化的简化实频法 对直径 *d* 为 2cm,厚度 *t* 为 1mm 的压电陶瓷球面 自聚焦 HIFU 换能器进行了宽带阻抗匹配网络的设 计,由阻抗分析仪 HP4294A 测得的换能器水中阻 抗特性如图 3 所示。



图 2 传输功率增益优化的设计流程







Fig.3 Impedance characteristic of HIFU transducer

设定无源匹配网络阶数为 4 阶,理想传输功率 增益 *T*₀(*ω*) 为 0.9,变量 *h* 的初始值设为[0 -1 1 -1 1],根据图 2 所示的算法流程,在 Matlab 环境中建 立式(10)的最小二乘目标函数,并采用 Levenberg- Marquardt 法进行求解^[18],得到的宽带 阻抗匹配网络参数如 图 4 所示,图 5 给出了该宽带 匹配网络的功率传输增益。为进行对比,图 5 中同 时给出了该 HIFU 换能器的单频 T 形阻抗匹配网络 (匹配频率为换能器谐振频率 1.99MHz,品质因数 $Q_0=1$,元件参数为: $L_1=1.93\mu$ H, $L_2=2.26\mu$ H, C=2 595.4pF)的传输功率增益曲线。由图 5 可见, 在 1.9~2.1MHz 的 200kHz 通带范围内,采用最小 二乘法优化的宽带匹配网络均能获得 0.9 左右的传 输功率增益,且在通带内较平滑,从功率传输方面 有效拓宽了 HIFU 换能器的工作频带。宽带匹配网 络在超声换能器谐振频率点的传输功率增益比 T 型单频匹配网络小,这是由匹配网络的增益 -带 宽限制所决定的。











4 声功率测试实验及分析

采用设计出的图 4 所示宽带阻抗匹配网络对 HIFU 换能器进行匹配,并进行了辐射力声功率测试。 辐射力声功率测量法是 GB/T 19890-2005《高强 度聚焦超声(HIFU)声功率和声场特性的测量》 中规定的基于辐射力天平的标准测量方法,其测量 原理如图 6 所示。吸收靶与换能器中心的距离为焦 距的 0.7 倍,利用超声换能器发射的辐射压力作用 于全吸收靶上的轴向辐射力 F,若媒介的声速为 c,则可测量换能器的输出声功率。半孔径为 a_m的 球面聚焦声束垂直入射到全吸收靶时,其声功率 P 可由下式计算。



Fig.6 Radiation force balance system with absorbing target

测试时使用的功率源为美国 T&C Power Conversion 公司的 AG1024,其最高输出功率 1kW,工作频率在 40kHz~5MHz 间可连续调整,能 实时检测输出电功率。调整功率源的工作频率,测 量得到的随频率变化的声功率如 图 7 所示。为进行 对比,图 7 同样给出了采用品质因数 Q₀=1 的 T 型 网络匹配后的声功率测试值。由该图可见,宽带阻 抗匹配网络有效提高了 HIFU 换能器的工作频带。



图 7 单频匹配和宽带匹配下的 HIFU 换能器输出声功 [∞]

Fig.7 Output acoustic power of HIFU transducer with different impedance matching networks

5 结论

本文介绍了简化实频法宽带阻抗匹配网络设计 理论,提出了基于传输功率增益优化的简化实频法 宽带阻抗匹配设计流程,并对高强度聚焦超声换能 器进行了宽带阻抗匹配网络设计,采用 Levenberg-Marquardt 法对传输功率增益进行了优化,优化后的 功率传输增益在 200kHz 的通带内为 0.9 左右,且 较为平滑;针对 HIFU 换能器进行的宽带阻抗匹配 和声功率测试表明,采用传输功率增益优化设计出 的宽带匹配网络能有效拓宽换能器的工作频带。

参考文献

- Kennedy J E. High-intensity focused ultrasound in the treatment of solid tumours[J]. Nat Rev Cancer, 2005, 5(4): 321-327.
- [2] Liao R J, Tan J W, Wang H. Q-based design method for impedance matching network considering load variation and frequency drift[J]. Microelectronics Journal, 2011, 42(2): 403-408.
- [3] 曾建斌,白保东,曾庚鑫,等.考虑压力变化的超磁 致伸缩超声换能器动态模型 [J]. 电工技术学报, 2012,27(10):215-219.

Zeng Jianbin, Bai Baodong, Zeng Gengxin, et al. Dynamic models of giant magnetostrictive ultrasonic transducer taking account into variable pressure[J]. Transactions of China Electrotechnical Society, 27(10): 215-219.

- [4] 魏守水. 压电驱动中的串联电感匹配技术 [J]. 电工 技术学报, 2006, 21(10): 71-75.
 Wei Shoushui. Matching inductance technique of piezoelectric driving[J]. Transactions of China Electrotechnical Society, 2006, 21(10): 71-75.
- [5] 吴靖,王正仕,赵荣祥,等. 倍频式高频感应加热电源工作模式[J]. 电工技术学报,2007,22(2):153-158.
 Wu Jing, Wang Zhengshi, Zhao Rongxiang, et al. Working method of double-frequency mode high frequency induction-heating power supply[J]. Transactions of China Electrotechnical Society, 2007, 22(2): 153-158.
- [6] Suzuki T, Ikeda H, Yoshida H, et al. Megasonic transducer drive utilizing MOSFET DC-to-RF inverter with output power of 600W at 1MHz[J]. IEEE Transactions on Industrial Electronics, 1999, 46(6): 1159-1173.
- [7] 杨哲,鞠晓东. 压电换能器阻抗匹配研究 [J]. 高电压技术, 2007, 33(1): 70-73.
 Yang Zhe, Ju Xiaodong. Impedance matching of acoustic transducer[J]. High Voltage Engineering, 2007, 33(1): 70-73.
- [8] 朱昌平,范新南,陈小刚,等. 宽带阻抗匹配变压器的研究[J]. 仪器仪表学报,2003,24(4):619-620.
 Zhu Changping, Fan Xinnan, Chen Xiaogang, et al.
 Study on the impedance match transformer of broad

band [J]. Chinese Journal of Scientific Instrument, 2003, 24(4): 619-620.

[9] 韩谷静,殷小贡,林涛.面向配电自动化的中压电力线高速数据通信终端设计 [J]. 电工技术学报,2007,22(3):128-132.
Han Gujing, Yin Xiaogong, Lin Tao. Design of medium values never line high rate data communica.

medium voltage power-line high rate data communication terminal for power distribution automation[J]. Transactions of China Electrotechnical Society, 2007, 22(3): 128-132.

- [10] M Garcia-rodriguez, J Garcia-alvarez, Ya Ez Y, et al. Low cost matching network for ultrasonic transducers
 [J]. Physics Procedia, 2010, 3(1): 1025-1031.
- [11] Gottlieb E J, Cannata J M, Hu C H, et al. Development of a high-frequency (>50MHz) copolymer annular- array, ultrasound transducer[J].
 IEEE Transactions on Ultrasonics, Ferroelectrics and Frequency Control, 2006, 53(5): 1037-1045.
- [12] 林书玉,张福成. 压电超声换能器的电端匹配电路及其分析[J]. 压电与声光,1992,14(4):29-38.
 Lin Shuyu, Zhang Fucheng. Analysis of matching circuits of piezoelectric[J]. Piezoelectrics & Acoustoptics, 1992, 14(4): 29-38.
- [13] 高天赋,曾娟,李海峰,等. 压电陶瓷发射换能器的 Butterworth 匹配定理[J]. 声学学报,2006,31(4): 297-304.
 Gao Tianfu, Zeng Juan Li Haifeng, et al. A theorem on butterworth matching for piezoelectric ceramic emission transducer[J]. Acta Acustica, 2006, 31(4): 297-304.
- [14] Yarman B S. Design of ultra wideband antenna matching networks: via simplified real frequency technique[M]. Springer, 2008.
- [15] 武军伟,龚子平,万显荣,等. 基于简化实频方法的 宽带天线阻抗匹配网络设计 [J]. 电波科学学报, 2011,26(2):382-387.
 Wu Junwei, Gong Ziping, Wan Xianrong, et al. Design of broadband antenna impedance matching network based on simplified real frequency technique [J]. Chinese Journal of Radio Science, 2011, 26(2): 382-387.
- [16] 吴泳诗. 宽带匹配网络设计的一种新方法 ——简化 实频技术 [J]. 天津大学学报, 1982, 15(3): 11-21.
 Wu Yongshi. A new design method of wideband

impedance network-simplified real frequency technique [J]. Journal of Tianjin University, 1982, 15(3): 11-21.

[17] 吴泳诗,林杞楠. 微波固态宽带放大器机助设计方法的研究与进展[J]. 固体电子学研究与进展, 1988, 8(1):44-52.

Wu Yongshi, Lin Jinan. Research and progress of microwave solid state broadband amplifiers CAD[J]. Research & Progress of SSE, 1988, 8(1): 44-52.

- [18] 冯志华,刘强,刘永斌.基于锁相环的变频器同步 跟踪实验[J]. 电工技术学报,2006,21(11):96-100.
 Feng Zhihua, Liu Qiang, Liu Yongbin. Experimental study on synchronized tracing control of variable frequency devices based on phase locked loop[J].
 Transactions of China Electrotechnical Society, 2006, 21(11): 96-100.
- [19] Yarman B. A simplified real frequency technique for broadband matching complex generator to complex

loads[J]. RCA Review, 1982, 43(9): 529-541.

[20] 廖瑞金,汪可,周天春,等.采用局部放电因子向量 评估油纸绝缘热老化状态的一种方法 [J].电工技术 学报,2010,25(09):28-34.
Liao Ruijin, Wang Ke, Zhou Tianchun, et al. An assessment method for identifying thermal aging condition of oil-paper insulation utilizing factor vectors of partial discharge[J]. Transactions of China Electrotechnical Society, 2010, 25(09): 28-34.

作者简介: 谭坚文 男, 1980 年生, 博士, 讲师, 研究方向为电力 电子、电磁防护与电磁兼容和电工理论与新技术。 廖瑞金 男, 1963 年生, 博士, 教授, 研究方向为电气设备状态监测与故障智能 诊断技术、高电压测试技术和变压器老化与诊断技术。 基金: 国家重大科研仪器设备研制专项(81127901)和重庆市基础 与前沿研究计划(cstc2013jcyjA10081)资助项目。 收稿日期 2013-05-15 改稿日期 2013-06-08