

一种应用于射频热疗的新型功率电源设计

刘永谦,王祝盈,陈小林,谢 中

湖南大学物理与微电子科学学院,湖南 长沙 410082

【摘要】目的:目前大功率电容式射频热疗机在使用过程中经常需要根据患者的体质结构、环境温度变化等,通过调节电抗元件的参数去实现输出回路阻抗的匹配,从而获得最佳的加热效率。但这种调节既不灵便,又容易导致设备的可靠性下降。本文设计了一种新的基于单片机和直接数字频率合成(DDS)技术的射频功率电源。**方法:**射频信号来自DDS芯片,输出回路工作在谐振放大状态,单片机控制系统不断监测输出射频电压的幅度,当回路阻抗变化导致谐振电路失谐(或输出阻抗失配)时,射频输出电压幅度会大幅下降。单片机可控制DDS通过扫频的方式改变放大电路输入信号的频率,使电路在新的频率点上重新建立谐振,从而控制输出射频电压幅度的稳定。文中通过理论计算和电路仿真相结合的方式对设计进行了验证。**结果:**以初始谐振参数为参考值,当外电路电容参数变化在 ± 5 pF内时,输出电压幅度变化约为20%,而单独调节DDS输出信号的频率变化在 $(f_0-1.33)$ MHz~ $(f_0+1.17)$ MHz内,输出电压幅度变化也可以达到18%。通过实时调节DDS输出信号的频率能够修正由于外电路参数变化引起的输出电压波动,使热疗过程中输出电压的幅度变化不超过设定值的2%。**结论:**当射频热疗机的负载和电路参数变化时,可以通过单片机自动调节DDS输出的信号频率来维持输出射频电压幅度的稳定。

【关键词】射频热疗;直接数字频率合成技术;射频功率电源;谐振放大

【中图分类号】R318.03

【文献标识码】A

【文章编号】1005-202X(2015)06-0907-05

A new power supply design for radio-frequency hyperthermia

LIU Yong-qian, WANG Zhu-ying, CHEN Xiao-lin, XIE Zhong

School of Physics and Microelectronics Sciences, Hunan University, Changsha 410082, China

Abstract: Objective The current high-power capacitive radio-frequency (RF) hyperthermia apparatus needs to adjust the parameters of reactance element based on patient's physical structure and environmental temperature to realize output circuit impedance matching, achieving the best heating efficiency. The adjustment is inconvenient, easily decreasing the reliability of apparatus. A new RF power supply based on micro control unit (MCU) and direct digital frequency synthesis (DDS) technology is designed in this paper. **Methods** RF signals were generated by the DDS chip, and the output circuit was at resonance amplifying state. MCU system continuously monitored the amplitude of RF output voltage. When the changes of circuit impedance led to the detuning of resonant circuit or output impedance mismatch, the amplitude of RF output voltage would dramatically decreased. At this moment, MCU would control DDS to change the frequency of the input signal of amplification circuit by sweep frequency. And then, a new resonance would be established on another frequency to control the stability of output RF voltage amplitude. Finally, the theoretical calculation combined with circuit simulation was applied to verify the new design. **Results** With the reference value of initial resonance parameters, when the capacitance parameter of external circuit changed within 5 pF, the changes of output voltage was about 20%. However, if the frequency change of the DDS output signal was individually adjusted from $f_0-1.33$ MHz to $f_0+1.17$ MHz, the variation range of output voltage could be up to 18%. The output voltage fluctuations caused by the change of external circuit parameters could be eliminated by adjusting the frequency of DDS output signals in real time, and the amplitude variation of output voltage during the hyperthermia would not exceed 2% of its initial value. **Conclusion** When the load or circuit parameter of RF hyperthermia apparatus changes, MCU will automatically adjust the frequency of DDS output signal to keep the amplitude stability of RF output voltage.

Key words: radio-frequency hyperthermia; direct digital frequency synthesis technology; radio-frequency power supply; resonant amplification

【收稿日期】2015-06-20

【作者简介】刘永谦(1988-),研究生,研究方向为无线电物理。Tel: 15273192249; E-mail: lyq198814@163.com。

【通信作者】王祝盈(1959-),副教授,主要研究方向:无线电物理。E-mail: wangzhuying@hnu.edu.cn。

前言

电容式射频热疗是指从外部施加电磁能量使肿瘤组织达到有效治疗温度并导致癌细胞灭活的治疗手段^[1-2]。它是建立在热效应基础上的物理治疗,近年来与放疗、化疗相结合,在肿瘤的临床治疗中得到了广泛的应用^[3-4]。射频功率电源是电容式射频热疗机的核心。采用电容式射频加热治疗时,常采用一对射频极板(在电路上近似于一个平行平板电容器)^[5]。患者治疗部位位于射频极板之间,身体组织相当于极板间的电介质,射频极板与患者共同构成射频电源中输出功放电路的电容式负载。当功率放大电路工作在谐振状态,且其输出阻抗与该负载阻抗匹配时,可以获得对患者的最佳加热效果^[6]。由于不同患者的身体尺寸、身体组织的介电常数、电导率等有很大的差异,功放电路中的电子元器件一般都有一定的温度系数,当它们改变时,会破坏射频功放电路的谐振条件和阻抗匹配。目前几乎所有的大功率电容式射频热疗机在使用时经常需要通过人工调节输出功放回路中的电抗元件的参数去维持电路谐振或输出阻抗的匹配,以获得最佳的加热效率。但这种调节既不灵便,又容易导致设备的可靠性下降。本文设计了一种全新的基于单片机和直接数字频率合成(DDS)技术的射频功率电源^[7]。当负载和电路参数发生变化导致电路失谐或阻抗失配时,通过单片机控制 DDS 芯片自动调节功放电路输入信号频率,使电路在新的频率点重新达到谐振和阻抗匹配,维持输出射频电压幅度的稳定,从而智能化的解决以上提到的问题。

1 工作原理及电路设计

1.1 实验原理

图1是该设计的工作原理框图。由单片机电路、DDS 电路、滤波选频电路、射频功率放大电路、电容式射频极板、电压幅度检测电路、A/D 转换电路、液晶显示器和键盘模块组成。单片机和 DDS 芯片分别采用 Analog Device 公司的 ADUC832 和 AD9851。功率放大电路的射频信号来自 DDS 芯片^[8],输出回路工作在谐振放大状态。单片机控制系统不断监测输出射频电压 U_o 的幅度值,当回路阻抗变化导致谐振电路失谐或输出阻抗失配时,射频输出电压幅度会大幅下降。此时,单片机可根据输出电压幅度的变化,控制 DDS 通过扫频的方式改变功放电路输入信号的频率,使电路在新的频率点上重新建立谐振和阻抗匹配,从而控制输出射频电压幅度的稳定。

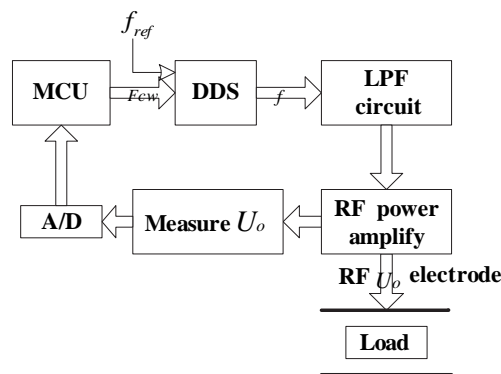


图1 工作原理图

Fig.1 Schematic diagram

Note: MCU: Micro control unit; DDS: Direct digital frequency synthesis; LPF: Low passed filter; RF: Radio-frequency

程序设计流程如图2所示。其中 F_{cw} 为 DDS 芯片的频率控制字,它与参考时钟频率 f_{ref} 共同决定 DDS 输出信号的频率 f ,它们之间满足关系式为:

$$f = \frac{F_{cw}}{2^A} f_{ref} \quad (1)$$

式中 A 为相位累加器的位数。初始频率控制字为 F_{cw_0} ,对应的 AD9851 的输出频率 f 为一种常用的射频热疗频率 40.68 MHz。

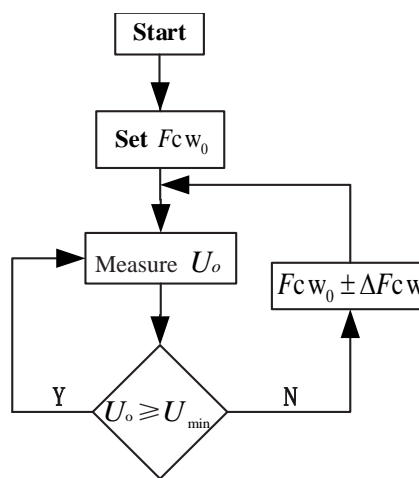


图2 工作流程图

Fig.2 Work flow chart

单片机控制系统不断监测输出射频电压的幅度 U_o ,如果电压幅度在设定范围以内,DDS 芯片的频率控制字 F_{cw} 保持不变,即功放电路的输入频率不变;而当电路失谐或输出阻抗失配导致输出射频电压幅度下降超出设定范围时,单片机按照固定的步长 ΔF_{cw} 连续改变 DDS 芯片的频率控制字 F_{cw} ,对功放电路的输入射频信号进行扫频,同时检测输出射频

电压的幅度,直到信号频率等于变化后的电路固有谐振频率时,电路将在新的频率点上重新建立谐振,而输出射频电压幅度将回复到设定范围以内。

1.2 射频功率放大电路设计

射频电源的核心是射频功率放大电路,如图3所示。图中以恒流信号源代替了DDS射频信号源, C_1 为隔直电容, L_4 为电源回路的扼流电感,接12 V的直流功率电源;电位器 R 和 L_3 为偏置电路中的元器件,接5 V的偏置电源。 L_2 与射频场效应功放管栅源极结电容 $C_{gs}^{[9]}$ (等效米勒电容 $CM^{[10]}$)等组成的前级带通滤波选频网络; C_4 是射频极板和患者构成的等效电容,也是输出功放电路的负载。 C_4 与 C_3 、 L_5 组成放大电路输出部分的LC谐振网络。经过简化,前、后两级网络均可等效成如图4所示的一般的LC串联电路,只是两者电路有载品质因数 Q 不同,图中 r 是电路的等效电阻。为了使射频功率有效地注入到负载中,需要使功放电路工作在谐振放大状态,设计要求负载与信号源阻抗匹配,即从滤波选频网络传输来的信号能在负载网络中产生谐振,且放大电路的输出阻抗应该与负载阻抗相匹配。

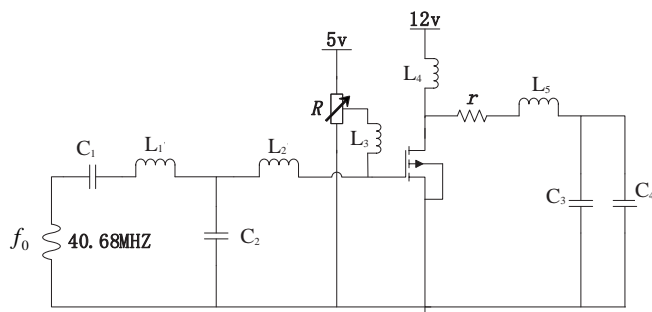


图3 射频功率放大电路

Fig.3 RF power amplifying circuit

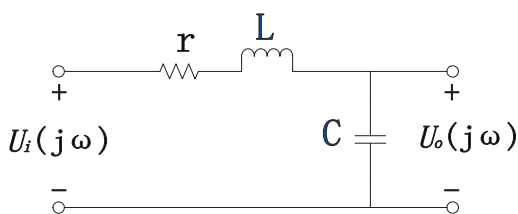


图4 rLC串联电路

Fig.4 Series circuit of rLC

图4所示rLC串联电路,其固有谐振频率为

$$f_0 = \frac{1}{2\pi\sqrt{LC}} \quad (2)$$

根据(2)式,选取 L 、 C 参数使两级网络谐振频率

f_0 都为40.68 MHz,此时电路阻抗可近似看作匹配的。选频网络的参数,可根据(2)式合理选取。负载网络需结合实际情况而定。对于等效电容 C_4 ,根据以下计算:

$$C = \frac{\epsilon S}{d} \quad (3)$$

取电容式射频极板的直径约为30 cm,电容式射频加热治疗时,患者治疗部位位于射频极板之间,间距 d 取50 cm,身体组织相当于极板间的电介质,介电常数 $\epsilon = \epsilon_0 \epsilon_r$, ϵ_0 是真空中的介电常数,其值为 $\epsilon_0 = 8.85 \times 10^{-12}$ (F/m), ϵ_r 为介质的相对介电常数。不同的人体组织相对介电常数有很大的差别,而且它们还是频率的函数。在频率为40.68 MHz附近时,人体脂肪的相对介电常数为14.6,肌肉的相对介电常数为97.3^[11]。治疗时,患者身体并没有完全占据整个极板之间的空间,综合考虑后可取 $\epsilon_r = 44.0$,代入(3)式计算得 C_4 约为55 pF。通过选取 C_3 和 L_5 的值,可以初步设定电路的谐振频率。如负载网络中令 $C_3 = 10$ pF、 $L_5 = 235.5$ nH,那么其谐振频率计算如下:

$$f_0 = \frac{1}{2 \times 3.14 \times \sqrt{235.5 \text{ nH} \times (10 + 55) \text{ pF}}} \approx 40.68 \text{ MHz} \quad (4)$$

2 仿真方法及结果

2.1 仿真方法

目前电容式射频热疗机最常用的频率为13.56 MHz、27.12 MHz、40.68 MHz 3种。在本文的设计中,信号源频率初值设为40.68 MHz。采用NI公司的Multisim10软件对图3所示电路进行了仿真。信号幅度设为2 V,取 $C_3 = 10$ pF、 $L_5 = 235.5$ nH固定不变,负载电容 C_4 的初值按照前面的计算结果取 $C_{40} = 55$ pF;然后用波特仪观察选频和负载两级网络的幅频特性;再通过改变负载电容 C_4 的取值,来模拟实际治疗过程中患者或环境因数引起的电路参数的变化,并测量、记录负载端输出电压的幅度随电容参数变化的关系,绘制成 $U_o - C_4$ 图,以观测其影响。然后对 C_4 取不同的值时,分别调节输入信号的频率使负载网络再次达到谐振状态,记录负载端输出电压,并与初始状态进行比较,绘制 $\Delta f - \Delta C_4$ 变化关系图,其中 $C_4 = 55$ pF, $f_0 = 40.68$ MHz, $\Delta f = f - f_0$, $\Delta C_4 = C_4 - C_{40}$ 。

2.2 仿真结果

(1)前级带通滤波选频网络幅频特性仿真曲线如图5a曲线所示。从图中可以看出,该带通滤波选

频网络可以让较宽频率的信号通过。负载谐振网络仿真得出的幅频特性谐振曲线如图 5b 曲线所示。在 40.68 MHz 谐振频率下, 射频输出电压幅度最大; 随着频率偏离谐振频率, 电压幅度大幅下降。与前置选频网络相比, 其谐振峰明显高很多, 是负载网络品质因数大的缘故; (2) 当输入信号频率为 40.68 MHz 时, 输出电压随负载端电容 C_4 取值的变化关系曲线, 如图 6 所示。从图中可以看出: 当负载电容值为 55 pF 时, 输出电压幅度最大, 此时电路处于谐振状态; 当负载电容值大于或小于 55 pF 时, 输出电压会急剧下降, 此时电路失谐; (3) 在仿真中, 设定负载电容 C_4 从中心值 55 pF 开始, 分别取不同的值, 并一一调节输入信号的频率使负载网络再次达到谐振状态, 分别记录每次变化前后输出电压值 U_o 、新的谐振频率值 f 、负载电容 C_4 的改变量 ΔC_4 以及谐振频率改变量 Δf_0 。仿真结果如表 1 所示。

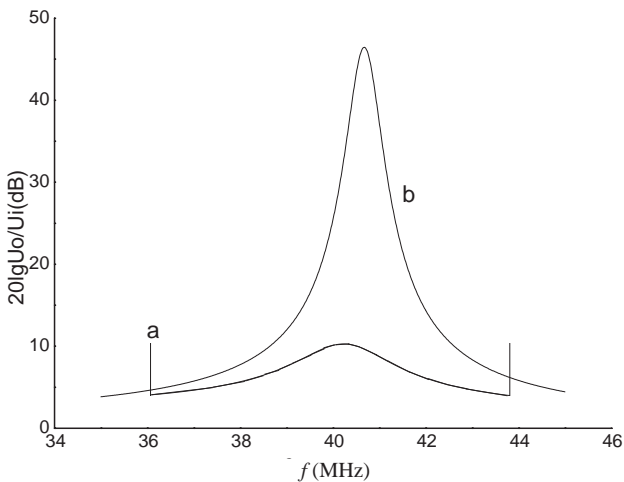


图 5 两级 rLC 网络幅频特性仿真曲线
Fig.5 Two levels rLC circuit amplitude-frequency characteristic simulation curves

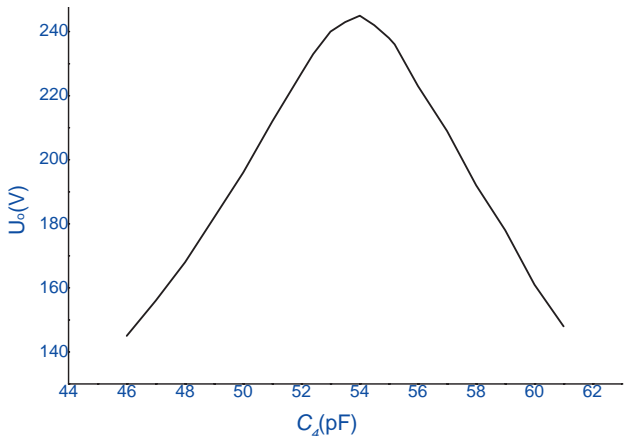


图 6 输出电压与射频电容参数的变化关系
Fig.6 Relationship between output voltage with RF capacitance parameters

表 1 仿真参数对应表
Tab.1 Simulation parameters

C_4 (pF)	U_o (V)	U_{max} (V)	f (MHz)	ΔC_4 (pF)	Δf (MHz)
50	252	312	41.85	-5	1.17
51	269	312	41.80	-4	1.12
52	285	315	41.40	-3	0.72
53	298	310	41.02	-2	0.34
54	307	308	40.80	-1	0.12
55	311	311	40.68	0	0.00
56	307	313	40.25	1	-0.43
57	298	313	40.05	2	-0.63
58	284	313	39.85	3	-0.83
59	267	309	39.60	4	-1.08
60	249	305	39.35	5	-1.33

Δf - ΔC_4 变化关系曲线如图 7 所示。当负载电容值减小时, 应该通过单片机控制 DDS, 使功放电路输入信号频率增大, 即可使电路在新的频率点重新建立起谐振, 此时输出电压恢复到最大值; 反之亦然。以初始谐振参数为参考值, 当外电路电容参数变化在 ± 5 pF 内时, 引起的输出电压幅度变化约为 20%, 而单独调节 DDS 输出信号的频率变化在 $(f_0-1.33)$ MHz \sim $(f_0+1.17)$ MHz 内, 输出电压幅度变化也可以达到 18%。这样通过实时调节 DDS 输出信号的频率能够修正由于外电路参数变化引起的输出电压波动, 使热疗过程中输出电压的幅度变化不超过初始值的 2%。如仿真中 C_4 的电容量由 55 pF 变成 60 pF 时, 输出电压幅度会从 311 V 下降至 249 V; 若将输出信号从 40.68 MHz 下调至 39.35 MHz, 输出功放电路会再次进入谐振状态, 输出电压则会再次回到最大值 305 V。如果设定 300 V 为下限, 则完全可以通过单片机自动调节 DDS 输出的信号频率来维持输出射频电压幅度的稳定。

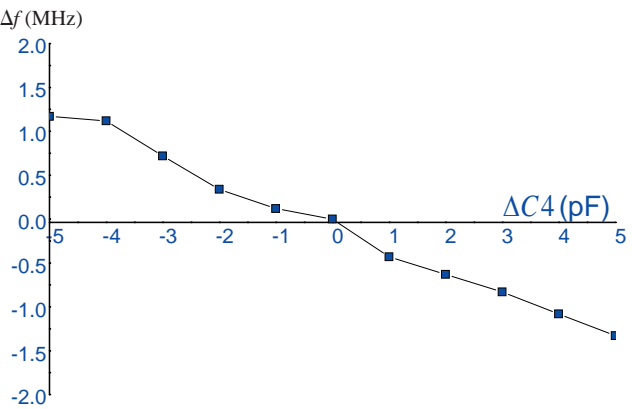


图 7 Δf - ΔC_4 变化关系曲线
Fig.7 Relationship between Δf and ΔC_4

3 结 论

本文提出了一种新的医用射频功率电源的设计,它适用于大功率电容式射频热疗机。通过理论分析以及采用Multisim10软件仿真模拟的方式对本文的设计进行了验证,结果表明在本文设计的射频电源中,当由于患者原因或环境温度因数导致输出谐振回路失谐或阻抗失配,导致输出电压幅度下降时,可以通过单片机自动控制DDS芯片调节功放电路输入信号频率,使输出电压幅度再次恢复到最大值。负载电容的变化量与应该调节的频率值的对应关系,如图7所示。在电容式射频热疗机中采用本文设计的射频功率电源,能够将目前的手动调谐、调阻抗匹配过程变为全自动化过程,这一方面提高了调节的响应速度和精确度,更重要的是由于无需手动调节大功率的电抗元件,去除了射频热疗机中的一个最常见的故障源,由此可以大大提高射频热疗机工作的可靠性。

【参考文献】

- [1] Mustafa R, Brandon TC, Stuart JC, et al. Tumor selective hyperthermia induced by short-wave capacitively-coupled RF electric-fields[J]. PLOS One, 2013, 8(7): 1-8.
- [2] Sergey R. The history of hyperthermia rise and decline[C]. Hindawi Publishing Corporation: Conference Papers in Medicine, 2013: 1.
- [3] 亓敬涛, 葛云龙, 武志超, 等. 射频热疗技术在脑胶质瘤治疗中的应用进展[J]. 现代生物医学进展, 2012, 12(22): 4393-4395.
Qi JT, Ge YL, Wu ZC, et al. Application of brain glioma treatment with RF hyperthermia[J]. Poggres in Modern Biomedicine, 2012, 12(22): 4393-4395.
- [4] 唐劲天, 郭 静, 阳 兵, 等. 热疗的发展历程与展望[J]. 科技导报, 2014, 32(30): 15-18.
Tang JT, Guo J, Yang B, et al. History and prospects of hyperthermia [J]. Science & Technology Review, 2014, 32(30): 15-18.
- [5] 赵镇南, 李丰彤, 王海磐, 等. 双频双对电极射频热疗比吸收率及温度场模拟[J]. 生物医学工程学杂志, 2006, 23(1): 16-20.
Zhao ZN, Li FT, Wang HP, et al. Simulation of SAR and temperature distribution for tumorRF thermotherapy with double-frequencies and double- plates[J]. Journal of Biomedical Engineering, 2006, 23(1): 16-20.
- [6] 王 亮. 射频电源与阻抗自动匹配技术研究[D]. 哈尔滨: 黑龙江大学, 2010.
Wang L. The reserch of radio frequency power source and automatic impedance matching control technology[D]. Harbin: Heilongjiang University, 2010.
- [7] 黄 蕾. 基于单片机的直接数字频率合成(DDS)技术的应用研究[D]. 长沙: 湖南大学, 2005.
Huang L. The application reserch of direct digital synthesis(DDS) technology based on MCU[D]. Changsha: Hunan University, 2005.
- [8] Chen SY, Han XL, Chen KR. The design of 40 MHz~160 MHz RF signal source[C]. Electric Information and Control Engineering (ICEICE), International Conference on, IEEE, 2011: 4598-4600.
- [9] 华成英, 童诗白. 模拟电子技术基础[M]. 北京: 高等教育出版社, 2006: 252-261.
Hua CY, Tong SB. Fundamentals of analog electronics[M]. Beijing: Higher Education Press, 2006: 252-261.
- [10] 胡利志, 乔 明. 共源共栅两级运放的三种补偿结构分析和比较[J]. 电子与封装, 2014, 14(7): 19-22.
Hu LZ, Qiao M. The analyse and comparison of three compensation structures used fortwo-stage cascode operational amplifier[J]. Electronics & Packaging, 2014, 14(7): 19-22.
- [11] 林世寅, 李瑞英. 现代肿瘤热疗学[M]. 北京: 学苑出版社, 1997: 120-137.
Lin SY, Li RY. Study of modem tumor hyperthermia[M]. Beijing: Academy Press, 1997: 120-137.