

微波前列腺治疗仪的研制

葛 霁

(中国科学院电子学研究所 北京 100080)

摘要 本文阐述了微波前列腺治疗仪的原理和设计,采用频率为 915MHz 的微波对前列腺进行热疗。特殊设计的固态微波源和表面冷却技术,使加热区仅局限在前列腺上。特制的治疗导管和辐射器,可以实现经尿道或经直肠进行治疗。所用的热敏传感器的测温精度可达 $\pm 0.1^{\circ}\text{C}$,运用微型计算机对治疗的全过程进行自动测温、控温,并实时记录、显示、打印治疗参数和病例资料管理。

关键词 微波热疗,前列腺治疗,导管,测温

1 前言

微波热疗前列腺疾病,是 80 年代末国际先进治疗术,已成为泌尿外科必备的设备。微波前列腺治疗仪是集微波技术、导管技术、传感器技术、循环致冷技术、自控技术、微机技术和系统工程等为一体的高科技治疗系统。在我国 50 岁以上的男性患前列腺增生的约占 50%,80 岁以上的约占 80%,患前列腺炎占泌尿外科就诊人数的 25~30%,因此,微波前列腺热疗仪的研制和开发是非常迫切需要的^[1,2]。

微波前列腺热疗是利用微波对生物体的热效应。其加热特点是利用微波辐射器的近场区的感应场或远场区的辐射场进行非接触式加热,因此不存在电灼伤的问题;被加热物体的表面和内部温升是同时发生的;温升与微波功率成正比;并具有一定的透热深度,因此它是透热疗法理想的手段。适当的微波频率和相应的辐射器尺寸,可使加热区限制在一定的范围内,对被加热的组织和热疗透热深度具有一定的选择性^[3,4]。这些特点是射频、激光和红外技术所不具备的。

2 微波前列腺治疗仪

微波前列腺热疗与一般的体外微波热疗一样,虽都属于温度不超过 60 度的热疗范畴,但有所不同,主要表现为以下几点:治疗是通过人体腔尿道或直肠进行的,留给微波辐射器的空间非常有限;要测温准确;恒温时间长;加热区精确等。作为治疗仪还要求安全可靠。由于尿道和周围组织和器官不会被破坏,因此使治疗变得简便,不需住院,门诊即可。

采用一般的体外微波热疗仪的通用技术是达不到前列腺热疗要求的,因此我们采用新技术和方法,研制了微波前列腺治疗仪。这种治疗仪的方框图如图 1 所示。

2.1 微波辐射器 由于尿道和直肠的空间很小,微波辐射器(即天线)只能采用振

1993-08-02 收到,1994-01-04 定稿

葛 霁 男,1939 年生,高级工程师。现从事微波、激光等高新技术医疗系统和电光源的研制和开发。

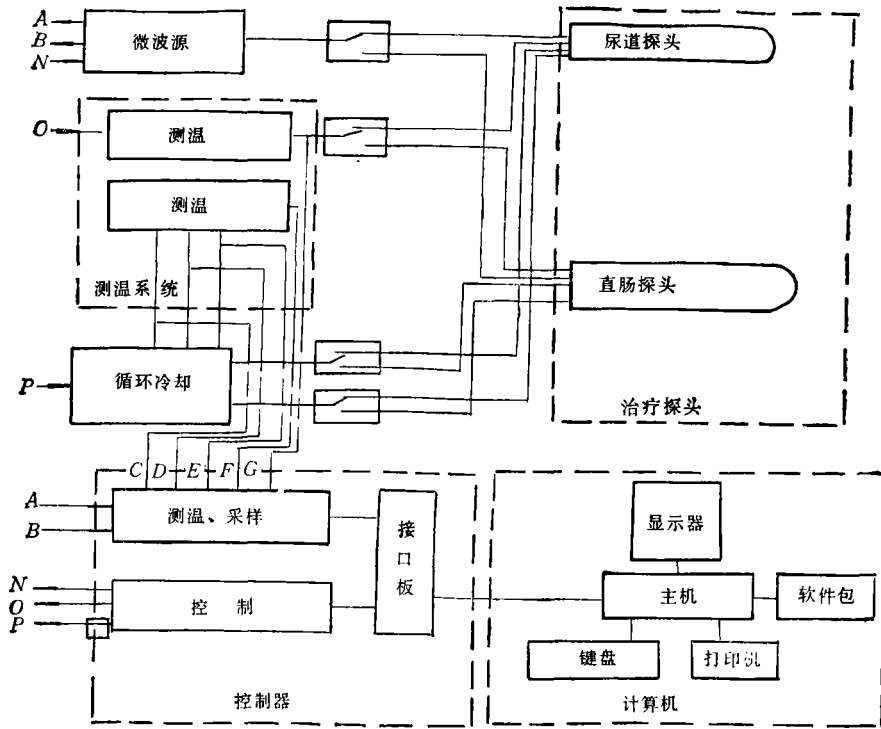


图 1 治疗仪方框图

子天线,它的辐射场近似为球形,大小与前列腺的几何尺寸近似,可以实现对前列腺进行有效的、均匀的、非接触式加热。

振子天线的尺寸是由微波频率和被加热物质的介电参数所决定的。微波频率不同,在人体内的穿透深度也不同。在几何尺寸近似为直径 $3\sim 4\text{cm}$ 球体的前列腺腺体范围内,其加热深度为 $1\sim 1.5\text{cm}$ 时,考虑其介电常数确定适用的微波频率。实验结果表明,用 1000MHz 合适,但根据 ISM 的指定频段,具体选用 915MHz 。在此频率下,振子天线的尺寸还取决于微波辐射途径中各种介质的种类和状态,如同轴电缆的中间绝缘介质,浸没天线的蒸馏水,治疗导管以及被加热的前列腺等等。应当计算出这些介质构成的等效介电常数,来确定振子天线的尺寸。但是这种计算相当复杂,因此我们通过模拟实验的热场图来确定。实验结果表明,此时振子天线的等效半波长约为 7.4cm 。

经尿道治疗时的微波辐射器由上述一节振子天线组成。经直肠治疗时的微波辐射器需具有方向性,它的方向应指向前列腺,它的工作环境与经尿道治疗一样,所以也只能通过模拟实验加热场来确定天线的尺寸。实验结果表明,此时微波辐射器需由上述两节振子天线和一个反射器组成。

2.2 微波源 微波频率太低会误伤前列腺的周围组织和器官,如造成阳痿,早泄,不孕,尿失禁和直肠穿孔等。频率过高会造成加热区浅,温度过高,而使治疗无效,因此对微波源的频率稳定性有一定的要求。要解决微波源频率稳定性,不宜像一般微波热疗仪使用磁控管,因为磁控管的功率改变通常是通过改变它的工作电压来实现的,当工作电压

偏离设计工作点较大时,会造成工作模式改变,使频率偏移,有时可达 400~500MHz. 这样在治疗时会造成前列腺以外器官的误伤,因此,在使用磁控管时要十分谨慎,最好使用固态微波源.

固态微波源有两种形式,功率合成和单路振放. 功率合成技术对于频率处在集中参数和分布参数之间的 915MHz 不太合适. 因为会造成合成功率不稳定和衰减,调试也困难,需要用复杂昂贵的仪器. 此外也难以维修和批量生产. 我们首先成功地研制和开发了单路振放的 MWG-0906 型医用固态微波源. 为了适应治疗仪的微型计算机控制和操作,还配有两个计算机接口:一是微波功率信号输出接口,供计算机屏幕显示用;一是微波功率调节信号的输入接口,供控制系统设置功率用.

前列腺的热疗温度要求为 43~49°C, 此时治疗仪的照射强度可选择中等状态,即微波功率约为 0.5W/cm² 左右. 经尿道治疗时,前列腺的最高温度区可近似地视为半径为 H (即前列腺的加热深度),高为 L (即前列腺的纵向长度)的圆柱面,其微波功率 P 大致可以这样计算,即

$$P = 0.5 \times 2\pi H \times L \times (1 + S)^2 / 4S,$$

式中 S 为驻波比. 当 H 取 1.5cm, L 取 3.0cm, S 取 3 时, P 为 20W. 由于插入治疗导管的细小同轴线具有将近 3dB 的损耗,加上人体器官的不一致性,微波源一般可设计为 60W 左右. 这样即使满功率输出时,也达不到高强的功率密度,可保证热疗的安全.

经直肠治疗时,要求加热深度增加一倍,并具有一定的方向性,此时的微波功率计算很复杂,经过实验得到的数值大致为 100~120W.

2.3 表面降温 为了将加热区限制在前列腺腺体的指定深度,而其它周围组织和器官不致过热,被加热的表面必需采取降温措施. 微波功率与加热体的温升和加热深度的关系见图 2. 深度 d 的坐标的零点是尿道壁. 在尿道壁表面无降温时,尿道壁表面温度是最高的,如图 2(a) 所示. 这样组织深部的温度未达到热疗的要求时,表面组织就可能损伤. 在尿道壁表面采取降温措施时,出现具有峰值温度的分布曲线,如图 2(b) 所示. 此时当组织深部的温度达到热疗的要求后,表面组织可以不被损伤. 适当的改变表面降温的温度和相应的微波功率,可以改变加热深度. 这样可以实现前列腺热疗的特殊要求. 因此我们采用压缩机致冷的封闭自循环系统,冷却剂选择用蒸馏水,恒温在 18~22°C 范围内.

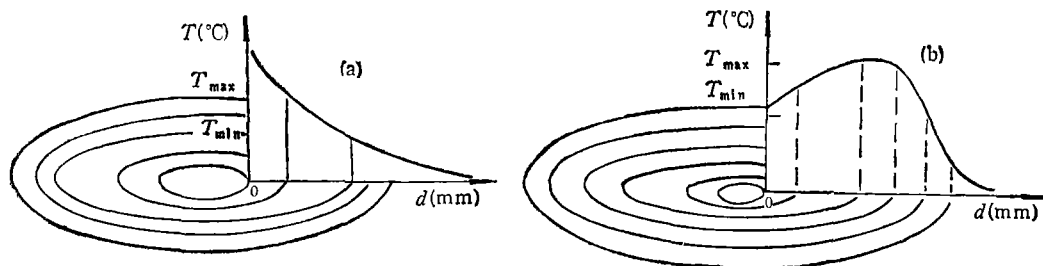


图 2 微波加热温度分布
(a) 无表面冷却 (b) 有表面冷却

2.4 治疗探头 经尿道或经直肠治疗探头(又称导管)是治疗仪的很重要部件。它应具有这样的功能: 装有加热功能的微波辐射器; 装有具有测温功能的温度传感器; 起定位作用的气囊; 冷却尿道粘膜和直肠壁的循环水。为此, 我们研制了独特的尿道治疗导管。其外壁由硅橡胶或医用聚氯乙烯制成的导管, 其外径一般为 18F。($F = \pi D$, D 为直径, 单位为 mm)。导管截面的五腔呈梅花状分布, 可以均匀地冷却尿道粘膜。这些腔分别可放置微波辐射器, 温度传感器, 注入气囊中气体或液体和冷却尿道粘膜的循环水的通道。

直肠治疗导管可以做得比较粗些, 直径一般为 19mm 左右。其它功能与尿道治疗导管一样。

2.5 温度的测量和控制 在临床上直接测量前列腺腺体深部的温升, 目前还是个尚未解决的难题。我们采用的方法是, 直接测定尿道壁的温度和直肠壁的温度, 加一个修正值来表示前列腺腺体深部的温度。这修正值是根据实验, 在不同的微波功率和冷却水温度下得到的, 我们通过与人体组织的物化特性相近的琼脂实验, 采用了尿道壁的温度从 38℃ 升到 49℃ 时, 加个修正值方法, 此值大约为 3° 到 7°, 我们经过实验选用了经过特殊加工和处理的热敏电阻, 在经过特定的电路采样, 借助于微型计算机处理, 获得了具有实用价值的测温方法, 测温精度可达 $\pm 0.1^\circ\text{C}$ 。

2.6 控制和操作 为了治疗的安全、有效, 采用微型计算机实现全自动控制和操作。在前列腺热疗过程中, 要求在 30~150min 内, 保持设定的温度, 我们采用了微型计算机或单片机对前列腺的温度信号采样, 通过 PID 调节, 控制微波功率来完成。软件系统分为三个: 一是治疗运行和治疗仪系统自检软件; 二是信号采样、处理、记录、显示、存储软件; 三是病例资料管理, 打印软件。采用通用性强的 C-语言进行编程, 人机对话, 菜单操作, 用数字和曲线对治疗参数实行实时显示。还有故障自检和安保系统。采用 286 微机来支持这些软件系统。

2.7 微波前列腺治疗仪的主要技术性能

微波源: $915 \pm 5\text{MHz}$ 的固态源, 功率为 $0 \sim 60\text{W} \times 2$ 连续可调。

测温精度: $\pm 0.2^\circ\text{C}$ 。

控温精度: 在治疗设定的温度 43~49℃ 范围内, 为 $\pm 0.5^\circ\text{C}$ 。

治疗方式: 经尿道; 经直肠; 同时经尿道经直肠。

冷却系统: 蒸馏水(或去离子水)循环, 水温可调。

连续工作时间: $> 8\text{h}$ 。

操作和配置: 根据用户要求配置 286、386、486 微机、单片机和各类打印机。

3 结束语

我们设计制作的两代微波前列腺热疗仪, 已形成批量生产。在协和医院, 同仁医院, 中日友谊医院, 海军总医院等数十家医院的临床中, 历时一年多运行稳定可靠, 在治疗前列腺增生和前列腺炎的数千病例中, 治疗效率都在 70% 左右。而且, 我们的方案和结构已被国内生产微波前列腺治疗仪的厂家广泛采用, 取得了很好的经济效益和社会效益。

致谢 感谢吴阶平教授、郭应禄教授、胡汉泉教授、吴鸿适教授、郭开周研究员、张大幕教

授、吴尔生研究员、洪文洁副研究员、罗积润工程师等给予的指导、合作和帮助。

参 考 文 献

- [1] 郭应禄. 腔内泌尿外科. 北京: 人民军医出版社, 1992, 90—98.
- [2] 郭应禄, 葛 霁. 前列腺热疗及其相关疗法. 北京: 学苑出版社, 1993, 第三篇, 第一章.
- [3] 陈代珠. 医用微波技术. 北京: 国防工业出版社, 1987, 第四章.
- [4] 刘普和, 等. 医学物理学. 北京: 人民卫生出版社, 1980, 504.

DEVELOPMENT OF MICROWAVE PROSTATE THERAPY

Ge Ji

(*Institute of Electronics, Academia Sinica, Beijing 100080*)

Abstract The therapy principle and design of microwave prostate hyperthermia are described. This apparatus uses 915MHz microwave treatment for the prostate. The solid state microwave source and surface cooling system of special design only heats the prostate. The specially designed Foley duct and microwave radiator can be used for treatment by transurethral or transrectal. The temperature is measured and monitored automatically, and the measured data are recorded, displayed and printed in real-time by a microcomputer. The accuracy of thermosensor measurements is $\pm 0.1^{\circ}\text{C}$.

Key words Microwave hyperthermia, Prostate therapy, Foley duct, Temperature measurement