

# 高强度聚焦超声在医学超声领域中的发展与应用

孙福成<sup>1, †</sup> 汤建明<sup>2</sup>

(1 上海交通大学生物医学工程系 上海 200030 )

(2 同济大学声学研究所 上海 200092 )

**摘要** 高强度聚焦超声( high intensity focused ultrasound, 简称 HIFU )作为一种非侵入性、无毒副作用、具有巨大潜力的治疗肿瘤的手段, 近年来已经越来越受到国内外学者的广泛关注。HIFU 技术能将超声能量聚焦到人体组织的肿瘤内, 产生高温, 使肿瘤组织温度迅速上升至 65℃ 以上, 而发生不可逆转的凝固性坏死, 从而达到消融肿瘤组织的目的。目前中国的 HIFU 肿瘤治疗技术和临床居国际领先。文章对 HIFU 在医学超声领域中的发展历史、现状和前景进行了探讨。

**关键词** 高强度聚焦超声, 发展

## The development and application of high intensity focused ultrasound in biomedical ultrasonics

SUN Fu-Cheng<sup>1, †</sup> TANG Jian-Ming<sup>2</sup>

(1 Department of Biomedical Engineering, Shanghai jiaotong University, Shanghai 200030, China )

(2 Institute of Acoustics, Tongji University, Shanghai 200092, China )

**Abstract** High intensity focused ultrasound as a nondestructive method without side-effects for tumor therapy has attracted wide interest. The theory is based on the focusing of low-energy ultrasound onto the desired region in the body in order to raise the tumor temperature to above 65℃, thereby inducing ablation. China is among the foremost in thisfield, including clinical application. The history and development of high intensity focused ultrasonics is reviewed.

**Keywords** high intensity focused ultrasound, development

### 1 超声肿瘤热疗技术的研究概况

热疗( hyperthermia ) ( 42.5℃—45℃ ) 是一种肿瘤治疗的手段, 早在 18 世纪已有肿瘤病人因高热后肿瘤消退的报道, 由于当时放射治疗、化疗发展较快, 而且疗效明显, 因而热疗长期不为人们重视<sup>[1]</sup>。近年来由于加热生物学、热剂量学、温度监控、加热方法( 超声、射频等 )、医用图像等技术的发展, 促使热疗技术和临床有了极大的发展。

临床中发现热疗能补充放疗不能解决的方面, 如对缺氧细胞的杀灭, 以及对细胞周期中 S 期细胞的杀灭和增敏。热疗没有像放疗和化疗那样产生副

作用, 是一种绿色的肿瘤治疗技术。早在上世纪 70 年代末, 我国已有许多单位开始研制超声肿瘤热疗机, 上海交通大学完成了全国首台单探头超声肿瘤热疗机, 不久又在国内率先研制成功九元阵超声肿瘤热疗机。

### 2 高强度聚焦超声( HIFU )研制

治疗温度在 42.5℃—45℃ 范围的热疗一般称为常规热疗, 而治疗温度达到 65℃ 以上的热疗称为高强度聚焦超声( high intensity focused ultrasound,

2007-06-06 收到

† 通讯联系人, Email: fchsun@163.com

简称 HIFU) 疗法。HIFU 是在常规热疗的基础上发展起来的。1942 年, Lynn 首先提出了超声外科(ultrasound surgery)的概念, 他采用凹球面石英晶体产生高强度声束, 将其作为神经外科研究的辅助手段。后来, Fry 作了发展, 主要仍应用于神经外科, 他尝试采用聚苯乙烯透镜对平面声波聚焦, 通过将高能量的声束 B 在距声源一定距离上聚焦, 可以将焦域内的肿瘤组织全部杀死, 而焦域外则不受伤害, 其工作原理如图 1 所示<sup>[2]</sup>。1956 年, Burov 首次提出: 治疗肿瘤时, 短时间的高强度聚焦超声辐照比长时间的低强度辐照效果更好。

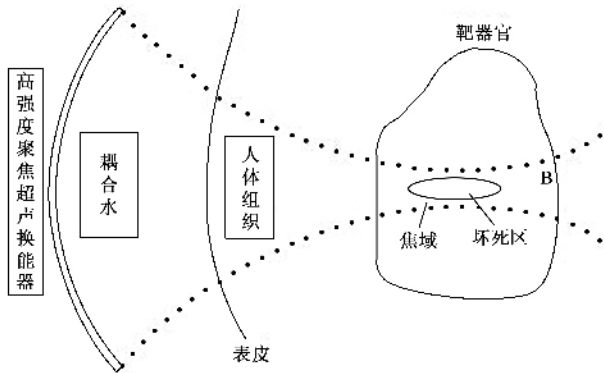


图 1 HIFU 治疗肿瘤的原理

在传统的温热疗法中, 大血管的存在会给治疗带来很大的麻烦, 因为靠近血管的组织会因血液的流动而冷却, 使温度低于治疗的有效温度, 肿瘤可以在这些地方继续生长。而高强度聚焦超声则避开了这一问题, 由于强度大、焦斑小, 可以使肿瘤组织极快地凝固坏死, 其温度分布几乎不受血流影响。

高强度聚焦超声已被当作肿瘤治疗的一种重要手段加以研究。大量的动物组织及商品化设备正在进行临床试验, 组织学机理的研究也广泛开展。

Frizzell 等人认为, 组织破坏的强度阈值与频率无关, 组织破坏的主要机制是热效应。假设在声束路径上没有空气隙, 表皮与耦合液之间匹配良好, 则组织消融的形状可以预测。虽然组织学研究表明, 组织破坏的机理主要是热效应, 但是当超声强度很高时, 空化效应也不容忽视, 如被高热杀死的损伤区组织中, 经常含有小孔和内爆囊。一般地讲, 空化效应应当避免, 因为它使得坏死的位置和程度都变得不可预测。所以, 在超声强度和辐照之间应当进行折中。辐照时间短可以减弱血流对组织温度的影响, 但要求辐照强度大, 有可能会超过空化阈值。

到上世纪 80 年代初, 高强度聚焦超声已经被当作肿瘤治疗的一种重要手段加以研究。上世纪 90

年代末至本世纪初, 国内外有好几家公司成功地研制出了 HIFU 肿瘤治疗机, 许多医院已经装备了 HIFU 肿瘤治疗机, 成功的用于临床, 取得了较好的疗效。由于 MRI(核磁共振)具有成像快、定位精确和可测温等优点, 现在国内外都在研究利用 MRI 引导的 HIFU 肿瘤治疗机。

90 年代初, 美国腔内聚焦超声前列腺治疗仪进入国际市场, 之后华盛顿大学 Crum 等进行高强度聚焦超声止血实验取得成功。英国 ter Haar GR 对 HIFU 也进行大量的物理、医疗等方面的研究。法国学者在 HIFU 的研究中也取得了很大成果: 前列腺治疗, 甲状腺腺瘤治疗。

### 3 几种 HIFU 换能器及其聚焦方式

自上世纪 70 年代以来, 人们对超声热疗的关键部件超声换能器进行了不断的改进和研究。为了提高声强  $I$ , 采用了多种聚焦方法。超声加热治疗肿瘤的最大特点是超声波可以聚焦, 它可以把声能聚焦到  $2\text{mm} \times 2\text{mm} \times 10\text{mm}$  的空间里, 其体积大大小于一般的常见肿瘤, 而此时的能量极大(声强  $I$  大于  $1000\text{W}/\text{cm}^2$ )。这是任何其他加热方法所不能做到的, 惟独超声聚焦方法可以做到, 因为高频超声波在人体中传播的波长可以小到毫米以下, 例如  $2\text{MHz}$  的超声波长  $\lambda$  仅为  $0.75\text{mm}$ 。对这样小的波长聚焦很方便。

现有的 HIFU 聚焦换能器按聚焦原理主要可分为以下几种: 单元透镜聚焦换能器、多元小平面对称聚焦换能器、多元双重聚焦换能器、单个环形自聚焦换能器和相控阵换能器<sup>[3-6]</sup>。下面对这些换能器的聚焦原理进行介绍和比较。

#### 3.1 单元透镜聚焦换能器

单元透镜聚焦换能器是根据声透镜聚焦的原理, 将从平板换能器发射出来的超声束会聚于焦点位置。声透镜聚焦是常用的声聚焦方式之一, 其原理与光透镜聚焦类似, 利用声波在弯曲界面上的折射来达到汇聚声波的目的, 其原理如图 2 所示。单元透镜聚焦超声刀采取下探头方式(见图 2), 结构简单, 聚焦效果较好。

#### 3.2 多元小平面对称晶片几何聚焦超声换能器

多元小平面对称晶片几何聚焦超声换能器是将多个平板小换能器分布在同一曲面上而几何聚焦, 平板换能器发出的声束重叠的区域即为焦点, 其位置完

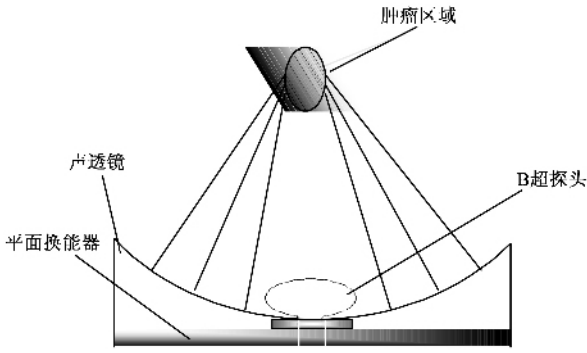


图2 单元透镜聚焦超声刀换能器原理示意图

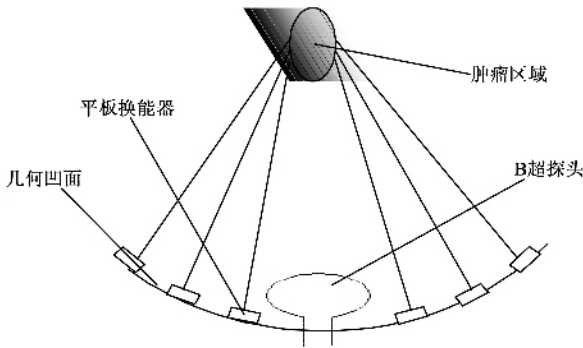


图3 多元小平面晶片几何聚焦超声换能器示意图

全由几何曲面的曲率半径决定,其原理如图3所示。

### 3.3 多元阵双重聚焦超声换能器

多元阵双重聚焦是将多个自聚焦换能器排列在几何凹面上而再次聚焦。这种设计有利于在焦点处获得更大的声功率。凹球面聚焦换能器是将铁电陶瓷磨成凹球面,然后经极化、镀银而制成。一般来说,凹球面聚焦换能器较声透镜聚焦更适于HIFU对肿瘤的治疗。这种超声换能器如图4所示。

### 3.4 单个环形自聚焦超声换能器

单个环形自聚焦超声换能器是将凹球面聚焦换能器在中间挖一小孔(中间放置一B超探头,用于检测和实时监控,可以上下运动和自由转动)。单个环形自聚焦换能器焦点无需调节,焦斑较小,能量比较集中,结构如图5所示。

### 3.5 相控阵换能器

相控阵换能器包含许多小的阵元,小阵元本身并不聚焦,通过适当调节各阵元的激励信号的时延(或相延),使声束偏转而实现聚焦,其原理如图6所示。相控阵换能器阵元比较简单,容易制作,单个阵元的损坏不影响换能器的使用,但每一个阵元都需要一路激励电路,控制成本比较高。

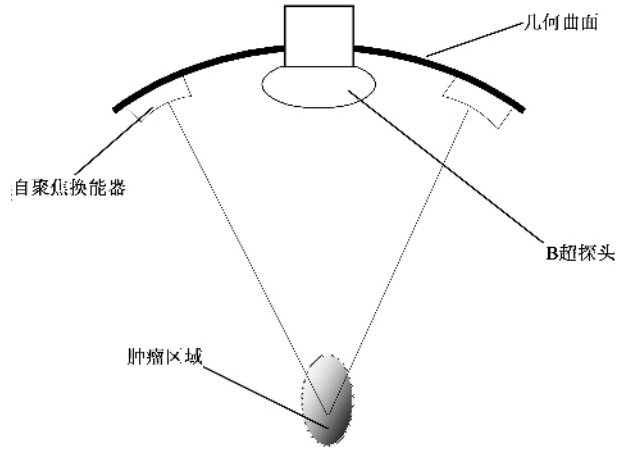


图4 多元阵双重聚焦超声换能器示意图

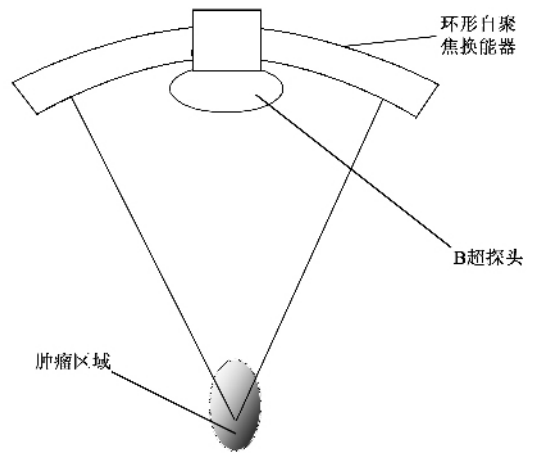


图5 单个环形自聚焦换能器示意图

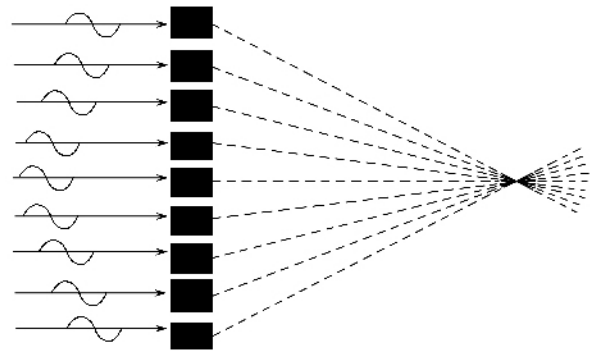


图6 相控阵换能器

## 4 中国 HIFU 对世界的贡献

我国在 HIFU 治疗设备的研制、临床应用方面已经有了很大的发展,已被世界各国认可,国外同行专家对我国 HIFU 所取得的成果给予了较高的评价与赞许。我国工程人员实现了 HIFU 治疗系统的技术突破<sup>[7-10]</sup>,其中包括大功率聚焦超声换能器阵、

大功率超声功率放大器、B超监控装置和计算机控制系统。

国内目前能研制 HIFU 产品的厂家(公司)已有近十家之多,最具代表性的有重庆海扶、上海爱申(上海交通大学)、北京源德、深圳 PRO 等公司,其产品已销至国内外,疗效已通过临床得到证实。

2001 年 5 月,首届 HIFU“国际超声治疗研讨会”在中国重庆召开,之后,2002 年至 2006 年相继在美国西雅图、法国里昂、日本京都、美国波士顿、英国伦敦和韩国首尔召开,可见国际学术界对 HIFU 研究的重视<sup>[11-13]</sup>。

近几年,重庆海扶公司研制的 HIFU 肿瘤治疗设备已远销英国、日本、韩国、马来西亚等地,中国研制的 HIFU 大型肿瘤治疗设备开始造福世界并受到好评。

## 5 HIFU 治疗肿瘤

HIFU 治疗肿瘤的机理是使肿瘤组织内温度升至 65℃ 以上,肿瘤组织出现凝固性坏死,患者不必进行外科手术,所以治疗时不出血,因而感染发生率低,减少并发症。研究表明,HIFU 治疗能使机体抗肿瘤免疫功能增强<sup>[14]</sup>。

在临床方面同样也取得了很大成果,积累了很多病例,已有数以万计的肿瘤病人接受 HIFU 治疗,我国在骨肿瘤、胰腺肿瘤、盆腔肿瘤、前列腺肿瘤、肝肿瘤、乳腺肿瘤、软组织肿瘤、肾肿瘤等的治疗方面,疗效明显<sup>[9]</sup>。

根据重庆医科大学附属第二医院对 56 例手术不能切除的肝癌以 HIFU 治疗效果分析,患者年龄 22—74 岁,平均 50.8 岁,肿块直径 5—12cm,平均 (8.24 ± 3.43)cm,单发 43 例,多发 13 例。HIFU 与 TAE 联合应用可明显使肿瘤缩小,治疗有效率 78%,2 年生存率 58%。同时发现,对 TAE 治疗无效者,HIFU 仍可使癌灶缩小,AFP 水平下降。对于晚期肿瘤的姑息性治疗,可明显缓解症状<sup>[9]</sup>。

胰腺癌在诊断时已为晚期,主要治疗手段为手术,但手术切除率甚低,放疗、化疗的效果也很差。胰腺癌用手术治疗,5 年生存率 5%,80% 以上的患者在诊断后 1 年内死亡,我国学者用 HIFU 治疗胰腺癌近万名患者,疼痛明显减少,无须用止痛剂,影像检查肿块缩小,血供消失未发现明显的并发症,治疗明显,越来越多的胰腺癌患者要求用 HIFU 治疗<sup>[9]</sup>。

## 6 HIFU 肿瘤治疗的前景及尚需解决的问题

热疗是继手术、放疗和化疗之后兴起的第四种肿瘤治疗的方法,临床潜力大,效果好,但与前面三种传统治疗方法相比,多数情况下尚用于辅助治疗,病人往往首选手术、放疗和化疗。其主要原因是热疗的科学理论还需完善,临床治疗的规范有待统一,各种不同热疗机的治疗剂量要统一,测温的方法,尤其是无损测温需要尽快研究,使其早日用于临床。

国家高强度聚焦超声治疗行业标准应尽快实施,而标准的制定应有参与过 HIFU 治疗系统制造和临床应用的工程、医疗方面的专家参与,这样的标准才最具权威性。所谓 HIFU 治疗系统是指单元超声换能器或多元超声换能器产生的聚焦超声声能通过传声介质,以人体正常组织可接受的声强经过患者体表,聚焦在患者的靶组织上(肿瘤),使其凝固性坏死。声强大小仅与肿瘤凝固时间有关,但如果声强太大,对人体皮肤和正常组织将有损伤,这在浅表肿瘤治疗时尤为明显。

### 6.1 HIFU 肿瘤治疗热剂量的研究

HIFU 治疗肿瘤在临床中作为一种局部肿瘤治疗手段已经得到认可,但其安全性和有效性一定要注意。对一种肿瘤治疗机器而言,并不是所有的肿瘤都能治疗,HIFU 治疗肿瘤机在对骨组织和含气组织的治疗时要特别关注,因为声波在它们的表面会产生反射、散射,在对空腔脏器进行治疗时,如果治疗剂量过大,易穿孔,这样会给病人带来极大的痛苦。所以一般来讲,HIFU 对实体肿瘤、软组织肿瘤和肢体肿瘤比较合适<sup>[15]</sup>。

HIFU 治疗肿瘤时,治疗剂量要使用得当,才能确保安全有效,而且浅表和深部用的剂量是不同的。与剂量相关的参数如下:  $t_u$ ,  $t_1$ ,  $t_2$ ,  $n$ ,  $T_{1-N}$ ,  $I_{0-100\%}$ ,  $f$ ,  $k(\text{℃})$ <sup>[11,16]</sup>。其中  $t_u$  为肿瘤生长部位的组织特性,包括该组织的声阻抗、离皮肤的距离等因素(根据这些因素综合考虑发射时间  $t_1$ 、间歇时间  $t_2$ 、发射次数  $n$ 、换能器个数  $T_{1-N}$ 、声强  $I_{0-100\%}$ 、换能器频率  $f$  等治疗参数),  $t_1$  为高强度聚焦超声发射时间,一般为 0.1—0.5s(浅表肿瘤治疗时用 0.1—0.2s,深部肿瘤治疗用 0.2—0.5s)。浅表肿瘤离皮肤很近,有的就在皮下,由于皮肤神经比较丰富,痛觉敏感,为了减

轻病人的痛感,所以常用 0.1s,但发射的次数  $n$  得增加,一般为 7—8 次) $t_2$  为超声发射间隔时间,通常  $t_2 = 2t_1$ (但如果是浅表肿瘤  $t_2$  可以是  $3t_1$ ,这样可以减少痛感,但升温较慢,故同一焦斑处的发射次数要相应增加) $n$  为同一焦斑处的发射次数,一般为 5—10 次; $T_{1-N}$  为用于治疗超声换能器个数(国内 HIFU 肿瘤治疗机的  $N$  一般是 16,32,108 和 300 以上。有的超声换能器发射时会碰到骨组织和含气空腔,它们会阻挡声波进入肿瘤,还会产生反射,造成正常组织损伤,有的甚至会把 B 超探头的匹配层打坏,所以治疗时不能用这种超声换能器); $I_{0-100\%}$  为声强  $I$  一般为 500—3000W/cm<sup>2</sup>(浅表肿瘤治疗时,如果病人痛感明显,  $I$  可以减少,用 60% 即可,视病人而定,可以在 0—100% 之间连续可调); $f$  为 HIFU 的频率,频率高组织容易吸收,一般为 500kHz—5MHz(浅表肿瘤治疗一般采用 2—5MHz,深部肿瘤一般为 0.5—2MHz); $t$  为换能器发射总时间,  $t = t_1 \times n$ ; $t_c$  为肿瘤组织焦斑处温度情况,它与发射时间、间歇时间、发射次数、换能器个数、声强、换能器频率和组织特性等参数均有关系。

例如,西安西京医院在治疗子宫肌瘤时曾经采用如下的剂量  $t_1 = 0.15s$ ,  $t_2 = 0.3s$ ,  $n = 10$ ,单个换能器 80% 声强,1.2MHz 的频率。

剂量的设定因各公司生产的设备不同而有所区别,但 HIFU 肿瘤治疗的关键是组织凝固,对肿瘤的凝固温度应大于 65℃,才能确保疗效,各厂家都应做到这点,不然不能称其为 HIFU 肿瘤治疗机。任何一种肿瘤治疗机,其安全性是第一位的,没有安全性作保证的肿瘤治疗机是不能用于临床的。剂量是安全治疗的保证,剂量使用得当,既安全,疗效又明显。

对于声强和声焦域的测量,应该由专业的部门负责检测,采用国际统一的标准,这方面应该加强。

## 6.2 治疗组织的无损测温

在超声热疗尤其是温热疗法中,为保证疗效,需要能对温度进行控制,对治疗时的温度测量就非常必要。目前临床热疗中通常采用有损的热电偶测温,这种测温技术虽然可以达到较高的精度,但需要将热偶探针插入到被加热组织,会给病人带来痛苦,因而得不到广泛的应用。所以,一些无损测温方法相继被提出,如电阻抗断层、X-CT、MRI 成像、超声、微波、热补偿法和温度场的计算机模拟,其中超声和 MRI 成像是应用前景比较好的两种方法。

### 6.2.1 超声无损测温

相对来说,超声测温方法各项指标,如安全性、实时性、经济性、抗干扰性和跟超声热疗仪的兼容性等方面的综合评价较好,故近年来研究者们提出了多种超声无损测温方法,按照测温方法实现方式,可以分为以下几类:反射超声法、投射超声法、有限元法和超声图像分析法<sup>[17]</sup>。中国科学院声学研究所的钱祖文教授经过数十年的研究,在超声无损测温技术方面取得了令人瞩目的成果,引起国内外学者的关注<sup>[13]</sup>。

(1)反射超声无损测温技术:由于反射超声容易在临床进行在体试验,因而应用最为广泛,包括基于超声回波频移、基于超声回波时移、基于超声回波能量、基于超声回波时频图分割、基于超声非线性参数、基于  $M$  线回波等,每种方法都有其优点和局限性,目前都还处于实验研究阶段,离临床应用还有较大的距离。

(2)投射超声无损测温方法:投射超声的无损测温技术不便进行在体试验,因而近年来研究较少,主要的方法有穿透超声渡越时间法和超声 CT 法。

(3)有限元法无损测温技术:有限元法可求解生物热传导方程,考虑血流的影响,并利用超声源强度和表皮外温度测量值,求出体内温度分布,可获得 0.5℃ 的测量精度。由于组织参数(特别是血流扩散率)对于不同的人在不同的条件下都是不同的,需要与有损测温多次比较,以获得针对具体病人的经验修正参数。

(4)超声图像分析法无损测温技术:组织加热前后,B 超图像的灰度和纹理都会有相应的变化,此变化可以表征组织温度的改变,不过目前利用该方法的测温精度尚不太理想。

### 6.2.2 MRI 成像无损测温

磁共振(MRI)成像技术是一种无创、无电离辐射的方法,可以生成不同方向的解剖图像,人体组织内与温度相关的一些参数都会影响 MRI 图像,因此我们就有可能研究利用 MRI 图像与温度的相关性来进行无创温度监测。目前,MRI 无创测温的方法有三种:(1)利用温度与扩散系数之间的依赖关系;(2)利用温度与质子共振频率的化学位移之间的依赖关系;(3)利用温度与纵向弛豫时间的依赖关系<sup>[18]</sup>。

## 6.3 HIFU 治疗肿瘤可能的发展方向的探讨<sup>[5]</sup>

HIFU 治疗是一项高新的医疗技术,不仅没有传统疗法的副作用,而且还能提高患者机体的免疫功

能,是一种具有巨大潜力的、无损的和有效的“绿色”局部治疗手段,正越来越受到世界各国医学界的广泛关注,具有广阔的发展空间。我们完全有理由相信,造福广大肿瘤患者的 HIFU 技术在不久的将来会取得突破性的发展。华盛顿大学著名的声学专家 Crum L A 教授就曾经指出:上世纪是超声诊断的黄金时代,而本世纪将是超声治疗的黄金时期。下面介绍几种 HIFU 的一些可能的发展方向<sup>[5,6]</sup>。

### 6.3.1 实心消融法

所谓实心消融法,就是用聚焦超声毫无遗漏地扫描人体内肿瘤组织的所有细胞。这种消融方法和目前所使用的扫描方法基本一致。但是,肿瘤的三维图像将给治疗带来极大的方便。根据三维信息,医生能在治疗前找到最合适的扫描方向,预知治疗的层数。在指定好治疗剂量之后,计算机将自动控制扫描的全过程。这使得整个治疗的操作大大简化,并且缩短了治疗的时间。

### 6.3.2 表面消融法

所谓表面消融法,就是用聚焦超声对于肿瘤的外表面进行扫描,利用表面凝固坏死的组织将肿瘤内部组织封闭起来。这样,由于外部供养被切断,经过一段时间,内部肿瘤细胞也会逐渐死亡。对肿瘤组织进行三维重建后,我们就能得到肿瘤的全部外形信息。根据这些信息,计算机能自动计算出扫描的方案。这种方法与实心消融法相比,扫描的点数大大减少。肿瘤越大,治疗时间缩短就越多。这对于病人,特别是身体已经非常虚弱的癌症患者将非常有利。

### 6.3.3 血管消融法

所谓血管消融法,就是用聚焦超声切断肿瘤与外部相连的所有血管,使得肿瘤因缺少供给而凋亡。由于癌症的实质是一种生长性的疾病,癌细胞无休止的生长、分裂需要大量的养料。而血管正是这些养分的供给渠道。目前,有学者提到,只要切断进入肿瘤的一些主要血管,癌细胞就会因为营养不良,逐渐衰竭而死亡。因此,血管消融法也可能成为一种有效的治疗手段。当然,这还需要进行大量的试验研究。

### 6.3.4 免疫消融法

所谓免疫消融法,就是利用超声生物学效应,激发人体本身的免疫系统来杀灭癌细胞的治疗方法。

试验表明,HIFU 可以刺激人体免疫系统,增强机体免疫力。它可能是通过热效应、空化效应对肿瘤组织的破坏作用,减轻了机体的肿瘤负荷,打破了

免疫系统与肿瘤之间的动态平衡,从而激发免疫系统的抗肿瘤效应。由于 HIFU 治疗时高温造成肿瘤组织凝固性坏死,可能起了高温固化瘤苗的作用,肿瘤组织抗原性改变,加之肿瘤细胞变性,坏死的分解产物被机体吸收,都可以刺激机体的免疫系统产生抗肿瘤免疫力。

利用 HIFU 治疗的肿瘤病人 NK 细胞活性显著升高,而 NK 细胞的非特异性免疫反应对抑制肿瘤生长、杀灭血液循环中的癌细胞、防止肿瘤血性播散起着重要的作用。这说明 HIFU 可以增强机体的细胞免疫功能,从而进一步增强 HIFU 治疗恶性肿瘤的功能。尽管 HIFU 治疗肿瘤对机体免疫功能的确切影响及作用目前尚不清楚,但是大量试验证实,HIFU 治疗可以刺激机体的细胞免疫系统,增强机体免疫功能。

目前超声免疫已经成为一个研究的热点。2002 年 7 月,在西雅图召开的第二届国际治疗超声会议上,大会主席 Lawrence A. Crum 指出,经过千百年的进化,激活人体内的免疫系统,一定比任何药物都更强大。如何利用超声激活人体内的免疫系统,将是一个很值得我们研究的课题<sup>[9]</sup>。

## 7 结束语

我国在 HIFU 治疗系统上取得了突破性的进展,如在大功率超声换能器、大功率超声功率放大器、整机系统控制、无损测温等方面,有的已经走在世界前列。

但是 HIFU 的整机研制,临床治疗至今仅有 20 多年历史,许多方面还需不断完善、改进。国内整机型号较多,检测的设备、技术参数尚不统一、规范。

HIFU 发展的前景是光明的,已成为世界各国的研究热点,我国工程、医学方面的发展,应不满足现状,不断进取、共同努力,使我国 HIFU 设备制造,临床应用方面走在世界的前列。

### 参考文献

- [ 1 ] 林世寅,李瑞英. 现代肿瘤热力学——原理、方法与临床. 北京:北京学苑出版社,1997. 134—156 [ Lin Sh Y, Li R Y. Modern Hyperthermic Oncology——Principles, Methods and Clinics. Beijing: Beijing Xueyuan Publishing House, 1997. 134—156 ]
- [ 2 ] 钱盛友. 治疗用高强度聚焦超声声场及温度场特征的研究(博士论文). 上海:上海交通大学,1997. 1—8 [ Qian Sh Y. The Research on the Sound Field and Temperature Field of High Intensity Focusing Ultrasonic Transducer for Tumor Hyperther-

mia ,Dissertation Ph. D. ,1997. 1—8( in Chinese )]

[ 3 ] 王鸿樟. 换能器及聚焦系统. 上海 :上海交通大学出版社 ,1996[ Wang H Zh. Transducer and Focusing System. Shanghai : Shanghai Jiaotong University publishing House ,1996( in Chinese )]

[ 4 ] 杨悦,孙福成,萧祥麟等. 声学技术 ,1999 ,18( 2 ) :70[ Yang Y ,Sun F Ch ,Xiao X L *et al.* Technical Acoustics ,1999 ,18( 2 ) 70( in Chinese )]

[ 5 ] 翟亮,孙福成,钱晓平等. 中国医疗器械杂志 ,2002 ,26( 4 ) :281[ Zhai L ,Sun F Ch ,Qian X P *et al.* Chinese Journal of Medical Instrumentation 2002 26( 4 ) 281( in Chinese )]

[ 6 ] 翟亮,孙福成,钱晓平. 医疗卫生装备 ,2003 24( 3 ) 8[ Zhai L ,Sun F Ch ,Qian X P. Chinese Medical Equipment Journal 2003 ,24( 3 ) 8( in Chinese )]

[ 7 ] 孙福成,周力田,翟亮等. 中国超声医学杂志 ,2003 ,19( 1 ) 68 [ Sun F Ch ,Zhou L T ,Zhao L *et al.* Chinese Journal of Ultrasound in Medicine 2003 ,19( 1 ) 68( in Chinese )]

[ 8 ] 李鼎九,胡自省,钟毓斌. 肿瘤热疗学( 第二版). 郑州 :郑州大学出版社 ,2003 :236—242[ Li D J ,Hu Z Sh ,Zhong Y B. Tumor Hyperthermia( 2nd Edition ). Zhengzhou :Zhenzhou University Publishing House 2003 236—242( in Chinese )]

[ 9 ] 冯若,王智彪. 实用超声治疗学. 北京 :科学技术文献出版社 ,2002 :199—226[ Fen R ,Wang Z B. Applied Ultrasonic Hyperthermia ,Beijing :Scientific and Technical Documents Publishing House. 2002 :199—226( in Chinese )]

[ 10 ] 王洪武. 现代肿瘤靶向治疗技术. 中国医药科技出版社 ,2005 :146—158[ Wang H W. The Technology of Modern Targeting Therapy. Scientific and Technical of China Medicine Publishing House. 2005 :146—158( in Chinese )]

[ 11 ] Sun F Ch. Thermal Dosage Study of High Intensity Focused Ultrasound for Tumor Treatment 3rd International Symposium on Therapeutic Ultrasound Lyon ,France 2003

[ 12 ] Sun F Ch *et al.* Development and Application of Therapeutic Ultrasound Technology for Tumor Therapy 2nd International Symposium on Therapeutic Ultrasound Seattle , Washington University , USA , 2002

[ 13 ] Qian Z W *et al.* Noninvasive Temperature Monitoring in HIFU Clinical uses 6th International Symposium on Therapeutic Ultrasound Oxford , UK , 2006

[ 14 ] 李传行,徐国良. 癌症 ,2002 ,21( 3 ) 333[ Li Ch H ,Xu G L. Chinese Journal of Cancer ,2002 ,21( 3 ) 333( in Chinese )]

[ 15 ] 杜联芳,张清萍. 中国医学影像技术 ,2002 ,16( 8 ) :690[ Du L F ,Zhang Q P. Chinese Journal of Medical Imaging Technology , 2002 ,16( 8 ) 690( in Chinese )]

[ 16 ] 孙福成,蒋继伟,钱晓平等. 中国超声诊断杂志 ,2003 ,4( 10 ) :813[ Sun F Ch ,Jiang J W ,Qian X P *et al.* The Research of Dosage in HIFU for Tumor Hyperthermia 2003 ,4( 10 ) 813( in Chinese )]

[ 17 ] 牛金海,朱贻盛,王鸿樟. 生物医学工程学杂志 ,2000 ,19( 2 ) 202[ Niu J H ,Zhu Y Sh ,Wang H Zh. Journal of Biomedical Engineering 2000 ,19( 2 ) 202( in Chinese )]

[ 18 ] 高翔,高上凯. 生物医学工程学杂志 ,2006 ,23( 3 ) :674[ Gao X ,Gao Sh K. Journal of Biomedical Engineering ,2006 ,23( 3 ) :674( in Chinese )]

· 信息服务 ·



# Rensselaer

## 美国伦斯勒理工学院招生信息

Troy , New York , U. S. A.

September , 2007

JOIN OUR GRADUATE SCHOOL IN PHYSICS

Ph. D. in Department of Physics , Applied Physics , and Astronomy  
 Areas of research : Terahertz Imaging and spectroscopy , Terascale Electronics ,  
 Photonic bandgap structures , nanoelectronic quantum structures , Bio-physics ,  
 Origins of Life , Astronomy , Elementary Particles Physics. Teaching , research  
 assistantships , and fellowships are available.

**Application** : <http://www.rpi.edu/dept/grad-services/>

**Information** : <http://www.rpi.edu/dept/phys/>

**Email** : [gradphysics@rpi.edu](mailto:gradphysics@rpi.edu)