第一章

肿瘤热疗的发展历史

第一节　热疗的概念及起源

肿瘤热疗(hyperthermia)或称温热治癌、高热治癌、透热治癌等,是利用物理疗法,如高频电磁波、超声波、热水浴等,使组织加热，达到杀灭癌细胞的温度，以治疗恶性肿瘤。例如射频透热治癌时，在射频电磁波作用下，正常组织和肿瘤组织同样能吸收电磁波能量。但是，由于肿瘤组织散热慢，使得肿瘤组织温度高于肿瘤邻近正常组织，加上癌细胞对高热敏感，因此高热能杀灭癌细胞，对正常细胞则无损伤，无副作用，这是高热治癌有别于放射线治癌和化疗治癌的独特优点。

热疗最早可追溯到公元前 5 000 年，据说在埃及一位名叫 Edwin Smith 的医生文稿案卷中记载曾用加温治疗过乳腺肿瘤。古希腊名医 Hippocrates 曾用加热治疗过肿瘤，他有句格言："药物不能治愈的可用手术治，手术不可能治的可用热疗治，热疗不能治的就确实无法治了。"1866 年 Bush 首先报道 1 例面部肉瘤患者，在感染丹毒持续数日的高热后，面部肿瘤逐渐缩小，2 年后肿瘤完全消失，患者存活。1884 年 Bruns 又报告 1 例晚期黑色素瘤患者,因伴发丹毒,体温超过 40℃数日，之后肿瘤完全消失,8 年后仍未复发。之后,Robdendury 报道 166 例肿瘤自然消退中，有 72 例

需要全本请访问 www.ertongbook.com

是有高热，并有过使用热疗的历史。

Selawry(1957) 曾从文献中综合 450 例经组织学证实的自发消退的恶性肿瘤，发现至少有 150 例当时确实患过疟疾或伤寒而高热。

1893 年 Coley 在《美国医学杂志》上发表了他研究的“发热疗法”(fever therapy) 即给患者注射化脓性链球菌和绿脓杆菌混合提取物（称 Coley 毒素），使患者发热 38.0～40.2℃，治疗某些恶性肿瘤，此系全身高温疗法。38 例诊断为晚期恶性肿瘤患者，意外的或实验性的感染丹毒而致高热，其中有 12 例肿瘤完全消退，19 例好转。Coley 用人工注射毒素的方法治愈 10 例肉瘤，其中 2 例发热最高者，分别存活 27 年和 7 年。这是第一份应用人工高热治疗恶性肿瘤的报告，他治疗的癌症患者 5 年生存率达 60%，而与他同年代的医生用电烙器烧灼治疗某些癌灶，如子宫颈癌，虽获得很好的姑息性治疗效果，但治愈率并不像 Coley 报告的那样高。

19 世纪热疗的文献大多出现在德国，当时加热技术较为简陋，随着电的应用逐步广泛，19 世纪末 Westermark(1898)首次使用了射频线圈作辐射器对宫颈癌进行热疗；Denier (1936)首次使用微波(375MHz) 进行热疗；二次世界大战后微波技术获得迅速发展，但直到 20 世纪 60 年代 Schwan(1959)、Lahman 和 Guy(1966)等人才对电磁波热疗的加热技术进行了较为系统的研究；Crile (1961)等人相继发表文章介绍用微波透热治疗动物和人体肿瘤情况。Cavaliere (1967) 则报道用体外循环隔离灌注加温合并化疗下肢骨及软组织肉瘤和恶性黑色素瘤都获得很好的效果。

尽管热疗的历史悠久，但由于当时科学技术不发达，加温方法与设备简陋，而且 20 世纪随着放疗治疗肿瘤的相继出现，使热疗的发展受到限制，经历了漫长的、几乎停滞不前的历史。

第二节　热疗的发展进程

从 20 世纪 60 年代开始，有不少学者进行了高热对癌细胞杀伤作用的系统研究：1962 年 Crile 研究发现，高热治疗小鼠肢体 S_{180} 肉瘤，42℃ 以下 120min 可使肉瘤破坏 50% 以上。1963 年有学者报告，对种植于鼠腿的黑色素瘤，局部加热至 44℃，30～40min，配合放射线照射治疗有协同作用。不少实验研究表明，高热与某些化疗药物作用于癌细胞，有协同杀伤作用。1972 年 Dickson 研究发现，癌细胞热损伤时，对 RNA 合成作用影响最敏感，热作用后较早出现蛋白质和 DNA 合成抑制。1973 年 Palzer 研究发现，热杀伤 Hela 细胞有明显的相位性，加热 42℃，60～120min，对后 S 期和早 G_2 期细胞杀伤作用最大。1976 年 Overgaard 通过对小白鼠乳腺癌的组织化学研究观察发现，热杀伤肿瘤细胞的原发变化在溶酶体。同年，Leveen 报告采用射频局部透热治疗肺癌、大肠癌、肾癌等深部肿瘤取得成功，同时发现实质肿瘤内的血流量仅为邻近正常组织血流量的 1%～15%。由于肿瘤的血流量低，透热后肿瘤散热困难，产生热积聚，使肿瘤区温度高于邻近正常组织温度 5～10℃，正是这一温度差使局部透热既能杀灭癌细胞，又不会损伤正常组织细胞，从而推动了局部高热治癌研究的广泛开展。

大量实验结果证明，通过各种加热技术，使肿瘤组织温度升高至 41～45℃，并维持 30 min 以上，即可杀灭肿瘤细胞。而肿瘤组织血管的形态、结构异常，造成散热差，使得正常组织与肿瘤组织之间存在 5～10℃ 温度差，这个温度差可有效的保护肿瘤周围的正常组织不受损害。同时肿瘤组织内缺氧、乳酸堆积，低 pH 以及营养差等微环境的特点，使肿瘤组织对热敏感。1977 年 Dewey

在第四届国际肿瘤热疗会议上提到热疗的作用机制，认为热杀伤作用的靶区是细胞膜，以及对细胞骨架和细胞分裂的直接作用，也可能与细胞膜通透性的继发性改变有关。同时对热疗合并放疗或化疗相互作用的生物学效应及作用机制进行了大量的研究，为肿瘤的临床综合治疗提供了可靠的生物学基础。

1984年 Kubota 试用高热、放疗、化疗三者联合应用治疗膀胱癌，结果表明这三者联合比其他联合治疗膀胱癌的效果都好。1985年 Storm报告，用射频感应透热配合放疗或化疗综合治疗 1 170例晚期恶性肿瘤(这些病例常规放疗、化疗效果均不好),结果 37%患者的肿瘤消退,其中 24%患者的肿瘤完全消退，33%患者肿瘤缩小或病情稳定，肯定了射频透热与化疗、放疗联合应用的治疗作用。Overgaard 总结 2 234 例不同组织学类型人类肿瘤的治疗情况 单纯接受放疗者,其完全缓解率为 35% 放疗合并热疗者,完全缓解率为 65%.

回顾近 20年来热疗的发展史,80年代开始发现热休克蛋白与热耐受的关系，明确了热休克蛋白的产生及消退的时间，从而科学地建立了临床热疗的治疗方案，避免再次治疗时处于热休克蛋白高峰阶段。随后又发现热休克蛋白家族中的某些成员如 HSP70、HSP90 与肿瘤细胞凋亡的发展有关。由于临床上很难达到 43℃以上的高温,而轻度热疗(39～41.5℃) 同样获得较好的临床效果，自此又出现亚高温热疗的研究。热增敏剂和热敏脂质体也是研究热点,如高渗葡萄糖、利多卡因、新斯的明、两性霉素 B、聚山梨酸 80、甲硝咪唑诱导体(MIS)。热剂量学的建立一直是人们努力探寻的方向。到 90年代中期许多学者发现热疗的局控率及生存年与治疗后的免疫状态相关。宿主与肿瘤的关系之一是动态关系，热疗打破了肿瘤与宿主之间的动态平衡，刺激了机体免疫,发挥对抗肿瘤的作用。

近年肿瘤热疗从常规热疗温度范围 41～45℃持续数十分钟，发展到轻度热疗(39～41.5℃ 4～6h)合并全身化疗。无论国外还

是国内，超声引导下射频或微波组织间热疗(65～105℃)的迅猛发展，对小肝癌的治疗取得满意疗效。高强度聚焦超声治疗处于实验研究及临床初步应用阶段，甚至出现更高温（200℃以上)的使肿瘤迅速汽化、碳化的治疗方法，如手术中骨肿瘤碳化治疗，超声引导下或内镜下激光汽化、碳化肿瘤。

近 20 多年来，随着电子技术的迅猛发展，生物医学工作人员的努力使得热疗技术有了很大改进，多学科的科研人员对肿瘤热疗进行了大量的基础研究和临床研究，高热杀灭癌细胞的效应得到大量实验资料证实，对其作用机制也进行了初步的探讨，取得了初步成果，给现代肿瘤热疗学的发展奠定了基础。高热作为一种新的治癌方法正引起医学界的兴趣和重视。

第三节　国内外热疗的现状及发展

近 20 多年来各国学者在肿瘤热疗方面进行了广泛的学术交流。1975～1996 年已召开了七届国际肿瘤热疗会议，分别在：Washington DC（主席 Robinson，1975)、Essen (Streffer,1978)、Fort collins (Dethlefsen ，1982)、Aurhus (Overgaard, 1984)、Kyoto (Sugahara,1988)、Tucson (Gerner,1992)、Roma (Franconi,1996)等地举行；会议代表最多时达 700 余人，涉及 34 个国家；研究内容极其广泛，每次会议发表论文近三四百篇，内容涉及物理、生物、临床三个方面的众多专题，如 1996 年国际热疗会议专题讨论多达 28 个。每年在北美、欧洲、日本都召开地区性肿瘤热疗会议。除此之外，每年在各类期刊上发表的热疗论文也有数百篇，1985 年又出版了《国际热疗杂志》，已出版的热疗专著也有 30 余部，可见现代肿瘤热疗学作为一个新兴肿瘤治疗学科在近 20 年来所投入的力量、学科的交流与发展是惊人的。在基础研究方面，对

需要全本请访问 www.ertongbook.com

热疗引起细胞凋亡，热疗后产生热休克蛋白的作用，以及免疫状态对热疗效果的影响，都进行了探索。热疗的临床应用方面也有多中心的研究，在隔离循环热灌注治疗黑色素瘤、软组织肉瘤、骨肉瘤方面,经验成熟,疗效好。选用热放疗、热化疗治疗肝癌、肺癌、食管癌、膀胱癌等也取得了满意的效果。近年开展的围手术期腹腔热灌注化疗防治消化道肿瘤术后的新技术能有效的控制腹腔局部复发，提高患者远期生存率，改善患者的生活质量。

70 年代初国外兴起高热治疗恶性肿瘤，70 年代末我国才开展此项技术，并取得了显著效果,80 年代初我国射频透热综合治疗膀胱癌、微波透热综合治疗食管癌曾达世界领先水平。经过 20 多年的发展，国内已有数百家医院开展了肿瘤热疗，高热综合治疗膀胱癌、肺癌、大肠癌、肝转移癌、乳腺癌、头颈部肿瘤等取得良好的疗效，同时也开展了与临床治疗密切相关的实验研究。尤为重要的是我国已能自行设计、生产微波肿瘤热疗机和射频肿瘤热疗机。

我国分别于 1980、1983、1985、1987、1993、1995、1997、2000 年召开了八次全国肿瘤热疗学术会议。会议累计发表论文约 600 余篇。自第三届国际肿瘤热疗会议起，我国均有代表参加各届国际热疗会议。现将 20 年国内肿瘤热疗发展概述如下：

一、临床应用

肿瘤热疗的热源有高频电磁波(射频、微波)、超声波、红外线、热水浴(含热水灌注)等,国内绝大多数医院采用微波、射频透热治疗恶性肿瘤。单纯热疗虽然能治疗癌症，但若与小剂量放疗或化疗合并应用能产生协同抗癌效应，故热疗一般都与放疗或化疗并用,综合治疗恶性肿瘤。1978 初我国已有几所大医院率先采用微波或射频透热治疗恶性肿瘤。1978 年赵彼得发表了“高频透热治疗肿瘤 38 例近期疗效观察”一文,这 38 例晚期转移癌,放、化疗效果都不理想。作者对其中 22 例采用单纯透热治疗，16 例透热合并放疗，结果单纯透热组肿瘤消失率为 4.6％,透热合并放疗组肿

瘤消失率为 38%,肿瘤大部消退率为 93.8%,提示透热合并放疗效果较好。

射频透热（经体表）综合治疗膀胱癌结果显示，透热合并放疗比单纯透热、单纯放疗的疗效有显著提高。疗效分析发现，透热合并放疗膀胱癌以瘤块型肿瘤效果最好，苔藓样肿瘤效果最差。我国射频透热综合治疗中晚期膀胱癌的论文曾参加世界第三届（1980 年）、第四届（1984 年）肿瘤热疗学术会议，与国外同行相比，我们在治疗技术、病例数量、疗效等方面都处于领先水平。赵彼得报告射频透热（经体表）合并放疗（25～40Gy)综合治疗膀胱癌 107 例，肿瘤大部消退率达 80.4%，透热合并膀胱药物灌注综合治疗膀胱癌 65 例，肿瘤大部消退率达 84.6%。而单纯放疗（30～70Gy）治疗膀胱癌的肿瘤大部消退率为 35.7%。显示了透热综合治疗不但降低了放疗剂量，减轻了放疗毒副反应，而且显著地提高了治疗效果。

范建中报告采用射频透热（经体表）综合治疗中晚期大肠癌，其采用热放化综合治疗 25 例,有效率达 100% 热化综合治疗 41 例,有效率 70.7%。王义善报告，放疗后药物灌注并加温治疗低位直肠癌 30 例，加温治疗采用微波直肠腔内辐射加热法，结果全部患者临床症状消失，排便和排气通畅，直肠镜检查，瘤体组织消失或脱落。组织活检，癌细胞坏死或消失。患者 4 年生存率达 87%。由于微波透热对组织的穿透深度约为 3cm,对于有盆腔淋巴转移的病例，以采用经体表射频透热为宜。

80 年代初我国微波腔内加热治疗食管癌已达国际领先水平，1986 年李鼎九报告微波腔内加热治疗食管癌 205 例,疗效分析表明微波加热合并 40Gy 放疗的疗效稍高于单纯放疗 60Gy 的疗效，说明微波加热可以增强肿瘤对放射线的敏感性，减小放射剂量，降低放疗并发症的发生。微波透热、放疗（36Gy)、化疗并用治疗食管癌的结果表明，综合治疗组 1 年、5 年生存率达 93.0%、31.6%；单纯放疗(60Gy)组则分别为 79.3%、15.5%。综合治疗组的 5 年

生存率比单纯疗效组高 1 倍。对食管癌、贲门癌术后吻合口狭窄采用微波腔内透热也有显著的疗效。

射频透热合并放射线治疗肺癌（鳞癌）的临床观察表明，透热合并放疗(40Gy)的肿瘤大部消退率达 60.3%,单纯放疗 40Gy 和 70Gy 的肿瘤大部消退率为 10%、40% ，显示了透热合并放疗治疗肺癌的优越性。透热合并放疗或化疗对肺转移癌也有良好的效果。射频透热合并放疗或透热、放疗、化疗(常规剂量的 1/2)并用治疗非小细胞肺癌，近期疗效和 2 年生存率均高于单纯放疗。

谭维溢报告头颈部肿瘤微波透热合并放疗（55～70Gy)综合治疗颈淋巴转移癌取得良好效果，肿瘤完全消退率（CR)达 68.3%～84.4%,对其中 19 例双侧颈淋巴转移进行热放疗与单独放疗的自身对照，结果热放疗侧肿瘤完全消退(CR)有 17 例,单独放疗侧肿瘤完全消退仅 10 例。这充分证明了局部透热与放射线综合治疗恶性肿瘤有协同作用，可显著提高单一放疗的近期疗效。

袁瑞香报告微波透热合并热敏性阿霉素微脂粒治疗乳腺癌，有效率(CR+PR)85% ,其中肿瘤消失率达 50% 而对照组以环磷酰胺、阿霉素、氟尿嘧啶联合化疗方案治疗 ,有效率仅为 40%。而且热化疗组比对照组发生恶心、呕吐、心电图异常、白细胞总数减少等化疗反应显著减轻，显示了微波透热合并化疗药物治疗乳腺癌的优越性。

二、实验研究

我国肿瘤热疗的基础实验研究薄弱，与先进国家比较有较大的差距，国内肿瘤热疗的实验研究仅限于临床热疗相关课题。例如热化疗时癌细胞药物敏感试验，热放疗对癌细胞的杀伤试验，热放或热化次序的观察 ,热、放、化处理后对癌细胞周期影响 ,热疗后组织病理学改变、动物实验等。

章静波通过对高热与喜树碱对人食管癌 109 细胞株杀伤作用的研究，发现高热与喜树碱并用治疗食管癌能提高疗效，降低复发

率。李建人研究了高热合并化疗、放疗对人结肠癌(HT-29)细胞株的作用,发现热、放、化疗任意两因子可产生协同杀伤效应,三因子并用细胞毒性最强。该实验结果为临床治疗提供了细胞学的基础。张珍报告热化疗(顺铂、丝裂霉素 C)对 ET 人膀胱癌细胞的作用,结果表明热化疗综合治疗膀胱癌时,高热 41℃即可产生显著的治疗效果,单纯高热 41℃,120min 与对照组(常规)无差别,41℃,120min 合并顺铂或丝裂霉素 C 对膀胱癌细胞的杀伤作用显著大于单独高热 43℃,120min 的杀伤作用。袁瑞香等报告了局部加热并埋封阿霉素微脂粒治疗小鼠艾氏实体瘤的研究。结果提示,热敏性阿霉素微脂粒随温度升高,阿霉素释放率也增高,42℃时达峰值 74%,抗癌效果显著增强。未加温部位的组织阿霉素释放率低,从而减轻了化疗药对组织器官的副作用。

彭楠报告腹腔热灌注化疗治疗小鼠腹腔肿瘤(结肠癌 C_{26}),腹腔灌注温度 41.5℃,40min 灌注液中含阿霉素 2.5～5μg/ml,结果小鼠的中位生存期热灌注化疗组明显高于单纯腹腔热灌注组;腹腔接种肿瘤后早期接受治疗比晚期治疗的中位生存期有进一步提高。采用荧光显微镜观察腹腔热灌注药物在腹腔实体瘤中的分布情况,热灌注时阿霉素渗入瘤体达 45～50μm,不加热单纯阿霉素药物灌注时,阿霉素渗入瘤体 25～30μm,如同时加入聚山梨酸 80 时阿霉素渗入瘤体 2mm。

胡永成研究小鼠肿瘤局部热疗后肿瘤转移的情况和血液中的白细胞介素 2 可溶性受体的变化,局部热疗 43℃、45℃,30min,原发肿瘤体积缩小,组织学检查可见肿瘤坏死及炎性细胞浸润,白细胞介素 2 可溶性受体(SIL-Ⅱ)水平下降,肺转移率低于对照组(33%比 。提示局部热疗有使免疫功能增强作用。

此外杨虎川等经研究发现聚山梨酸 与高热有良好的协同作用,可降低 人胃癌细胞温热临界温度 2℃左右,二者协同效果优于高热与丝裂霉素 C。其协同机制在于聚山梨酸 80 的脂肪酸链能与线粒体膜结合,降低 ATP 酶活化能的折点温度,又

由于它含不饱和的烯键及聚不饱和脂肪酸，因而能使膜的流动性增加。进一步研究发现，聚山梨酸 80 抑制癌细胞琥珀酸脱氢酶的活性。聚山梨酸 80 合并 41℃温热能明显地抑制荷瘤小鼠 B16 黑色素瘤的生长，延长荷瘤小鼠平均存活时间，使肺部的转移瘤灶数大大降低 免疫组织化学显示,单纯聚山梨酸 80 轻度抑制 HSP70 表达，并使(Ub)轻度升高。如与 41℃并用，则显著抑制 HSP70 表达,同时使 c-fos、Ub 表达明显增加。

热源以高频电磁波为主，常用微波、射频两个波段。 80 年代初肿瘤热疗的仪器设备采用理疗常用的微波（频率 2 450MHz），治疗机只能用于表浅、体积较小的肿瘤治疗，对深部内脏肿瘤的治疗采用简易的大功率射频热疗机（频率 13.6MHz）甚至用退役的大功率(1 000W)短波电机，配上电容电极用于透热治疗，机器无功率输出提示，也无散热、测温系统，治疗功率只能靠计算公式算透热功率，透热治疗受到一定的限制。温度测量采用热敏电阻测温方法，由于测温引线系金属导体，它受电磁波的干扰，因此测温时必须停机。90 年代初我国已能自行设计并批量生产 WR-Ⅱ型、MH-Ⅰ型微波热疗机。其工作频率为 915MHz,输出功率 200W，机器有自动测温、控温系统，既能进行体表肿瘤的透热治疗，也能进行体腔内(食管、直肠、宫颈等)肿瘤的透热治疗,为国内肿瘤热疗的广泛开展提供了可靠的透热设备。但微波热疗机不能对深部内脏肿瘤进行有效的透热治疗。 90 年代中期国内已能设计、生产 SR-1000 型肿瘤射频热疗机，它结束了我国射频热疗机依赖进口的历史。国产 SR-1000 型射频热疗机，工作频率(40±1)MHz,最大输出功率 1.5kW。该机有功率输出和反射功率指示，有四路监控测温系统，能自动连续测量治疗时肿瘤及健康组织的变化而不必停机。并能记录打印，也有最高温度报警安全系统，以保证透热治疗时，透热温度不会超过设定温度。它能对深部内脏肿瘤进行有效的透热治疗。该热疗机的某些技术指标已超过国外同类型热疗机水平。解放军总医院应用 SR-1000 型射频热疗机治疗 56例

晚期深部脏器恶性肿瘤（已失去最佳的治疗时机），下腹部透热时直肠内温度达 41.6～41.8℃，结果总缓解率（CR＋PR)达67.9％，显示了该热疗机优越的透热性能。SR-1000 型射频热疗机的出现标志着我国肿瘤热疗设备已赶上世界先进水平。

目前常规治疗恶性肿瘤的方法有手术、放射、药物、免疫等，但均有一定的局限性，疗效难以进一步提高，多采用综合疗法。透热综合放疗或化疗治疗恶性肿瘤往往会出现意想不到的效果，某些对放疗、化疗无效的恶性肿瘤，综合高热治疗后，肿瘤可消失或大部消失；一些不能手术切除、放疗、化疗也无效的晚期癌，经高热综合治疗后，肿瘤缩小、粘连减轻，可行病灶完全切除。因此高热疗法作为一种新的治癌手段是很有发展前途的。但高热治癌目前尚处于发展的早期阶段，不可避免还存在一些缺点和问题。有学者把当前的高热治癌比喻为 20年代的放射治癌：没有剂量单位，生物学作用也不太清楚，对正常组织的耐受和损伤情况也知道得很少，只知道治疗恶性肿瘤有效。随着科学技术的发展，研究工作的深入，高热治癌的某些缺点和问题必将得到解决。

需要全本请访问 www.ertongbook.com

第二章

热疗的分类与特点

肿瘤热疗目前皆采用物理方法使病变加热，它的分类尚无统一的规范，习惯按其加热的范围，作用的部位，加热热源不同给予分类。从不同的分类方法，我们可以了解热疗的作用范围，加热方法和所采用的热源。

第一节　按加热范围分类

一、全身加热

全身各部位都得到加热，体温升高至 41.3～41.8℃ ，全身加热的关键是要严格把加热后的体温控制在 41.3～41.8℃这个安全而又有效的范围内，否则会发生危险，因此全身热疗时对体温的监控非常重要，同时要使头颈部散热降温，以保护脑组织不受高热的损伤。监测心率、血压的变化，也是全身热疗时观察全身状况的重要指标。全身加热的热源一般都采用红外线以热传导的方式或热辐射的方式加热，例如以红外线直接辐射、全身热水浴（热传导）、体外循环加热法(热传导)等。

二、区域加热

这是一种比局部加热范围更大的一种热疗方法。区域加热的

范围约占机体体积的 1/4～1/3，加热时体温有明显的升高，有的患者体温甚至可以升高至 41℃ 以上，伴随心率加快、血压降低。因此区域加热同样要求有严格的体温监控系统和保护脑组织免受热损伤的措施，以免发生危险。区域加热的热源一般采用射频环形阵列（电极）经体表进行加热，能对深部的病变进行有效的加热。

三、局部加热

热作用范围局限于病变和周围小部分正常组织，热作用范围小，加热时不会引起体温的明显升高，是最安全有效的一种热疗方法，也是肿瘤热疗最常用的加热方法。局部加热源有红外线（适于皮肤表面病变的加热），局部热水浴（适于动物实验肢体末端病灶加热），超声波局部加热（适于较表浅病灶或超声波作用通道没有含气或骨组织的深部病变加热），微波局部透热（适于较表浅病变的加热),射频电感式局部透热(适于较表浅病变的加热),射频电容式局部透热（适于深部及表浅病变的加热）。另外，体腔内透热法，组织间透热法，不论采用何种热源也属于局部加热法。

第二节　按作用部位(方法)分类

一、经体表加热

不论采用任何热源和作用方式，只要是热源经过体表作用于病变的方法，统称经体表加热法。这种方法系非损伤的治疗方法，患者容易接受，是肿瘤热疗最常用的加热方法。经体表加热的方法对表浅病变比较容易加热使之达到有效的治疗温度，但对深部组织病变，经体表加热使之达到有效温度相当困难，例如红外线的热能容易被表层组织吸收，对人体组织的穿透深度不超过 1cm,微

波对人体组织的穿透深度也不大，其有效加热深度 3～5cm,不能对深部病变进行有效的加热。射频电容式经体表局部透热、射频环形阵列（电极）经体表区域透热，能使深部病变组织获得有效的加热，因此上述两种透热法常用于深部恶性肿瘤的热疗，特别是射频电容式经体表局部透热法更常用。

二、经体表一体腔加热

为使体腔内病变的温度更高和体腔内周围病变都得到有效的加热,采用经体表 —体腔法加热。其加热方法采用射频电容式经体表局部透热同时在体腔内放置体腔电极，与电容电极的任何一极相联，这样可以使体腔病变周围的病变组织得到有效的加热，体腔内病变的加热温度更高。例如对直肠癌患者（盆腔淋巴结转移）进行射频电容式下腹部透热治疗，在直肠内放置直肠电极可以把直肠腔内病变的温度提高 1.5～2℃ 。能把病变透热温度提高 1℃ ,就能使其疗效显著提高。

三、体腔内加热

通过体腔内的电极或辐射器把体腔内病变加热的方法称体腔内加热法，这种方法避免了热源的能量被体表、深层组织吸收而削弱对体腔内病变的加热，使热源能直接对体腔内病变进行加热。直肠癌、鼻咽癌腔内病变、宫颈癌、食管癌等都可以进行体腔内加热，热源可采用微波腔内加热或超声波腔内加热等。

四、组织间加热

组织间加热是一种损伤性的加热方法，治疗时要把针状电极或微波针状辐射器直接刺入病变组织，使病变组织直接加热，这种加热方法在针状电极（针状辐射器）的有效作用范围内温度可达 60℃ 以上，能在较短的加热时间内杀灭癌细胞，故应用这种方法时一定要保证针状电极的加热范围在病变组织内，以免损伤正常组

织。微波针状辐射器的作用半径为 1～1.5cm ,射频排列针状电极的作用范围在两排针状电极之间。由于这种加热方法是损伤性的,只用于脑肿瘤(微波组织间透热)、肝癌,术中透热治疗或术中残存肿瘤等的透热治疗，透热时须注意保护病变周围重要的组织器官不受损伤。

第三节　按加热热源分类

一、红外线加热

红外线(包括热水浴、热蜡浴、热空气浴等),其加热作用都是通过热辐射、热传导把红外线的热能作用于病变组织，使其温度升高，因为红外线容易被人体吸收，热作用表浅，故目前很少采用红外线为热源作局部加热治疗，红外线作为热源多用于全身加热，它作用于体表，通过血循环使全身加热。

二、超声波加热

超声波是一种机械振动波，它本身没有热辐射，它的加热作用是通过超声波作用于机体组织细胞的微粒，使微粒按超声波的频率产生运动中互相摩擦产生热，这种热也称内热源。理论上超声波对机体组织（均一性组织）有较强的穿透能力，但人体组织结构各部位各组织间的密度不同。超声波的发射、传播须通过媒介质（超声不能在真空中传播），当超声波从一个媒介质进入另一媒介质时（例如从皮肤到皮下组织），会产生被组织部分吸收、部分反射、部分折射，这就会减弱超声波进入更深层组织的能量，影响其穿透深度，特别是当两种媒介质的密度相差很大时（例如人体肌肉与空气），超声波几乎完全被反射，因此超声波不能途经含气组织

器官而进入更深层的组织，使其作用范围受到限制。超声波途经肌肉组织与骨组织，也会在骨表面产生反射而影响超声波的深部作用。为克服超声波在不同媒介质密度差异而被反射的缺点，目前超声波局部热疗一般都采用聚焦超声波进行加热，它把超声波的能量聚集于病变组织。超声波加热目前一般都采用经体表加热法,经体腔加热、组织间加热很少采用。

三、射频加热

射频分长波、中波、短波、超短波 4 个波段。射频的高频端（短波、超短波）采用电容式局部加热治疗时，其作用深度能达人体的任何深度的组织；长波、中波只适用于组织间加热。短波采用电感局部加热时，热作用比较表浅，主要作用于浅层肌肉的同一层面的病变组织。射频系无线电波的一个波段，它本身不发热，它是一种频率很高的电磁波，作用于人体组织，组织中的离子、带电荷分子、偶极子，在高频电磁场作用下也随之产生振动，组织中这些带电荷的微粒来回振动，使电能耗损转变为热，这种热是由组织中产生的，也称内源热，由于射频加热作用比较深透，故又称之为射频透热。由于不同组织对不同频率的射频电磁波的吸收率差异较大，所以射频透热在不同组织获得的加热程度是有差别的，也就是说其热场分布是不均匀的，大致是皮下脂肪组织温度较高，肌肉内脏组织温度较低。

四、微波加热

微波是无线电波的一个波段，其波长为 1mm～100cm ,频率 300～300 000MHz 。微波又分为 3个波段(分米波、厘米波、毫米波),它对组织的穿透深度(作用深度)与微波的频率有关,频率越高，穿透深度越浅。例如，对肌肉组织的穿透深度（指微波能量降低至 37%时的深度）频率 2 450MHz 微波（习惯称厘米波）为 1.7cm,频率 915MHz 微波（属分米波段）为 3.04cm,频率

433MHz(属分米波段)为 3.57cm；微波对脂肪组织的穿透深度，频率 2 450MHz 微波为 11.2cm，915MHz 为 11.7cm、433MHz 为 26.2cm 上述不同频率微波对肌肉和脂肪组织的穿透深度的数据表明肌肉和脂肪组织对微波能量吸收率的差异，也表明微波能量主要被肌肉组织吸收，作用比较表浅，只适于对较表浅的病变进行加热治疗。微波对机体组织的加热机制与射频相同，其电磁波能量被机体组织吸收转变为热，也属内源热。由于微波热效率高，它对组织的加热比射频加热的升温快，一般从开始加热后 5～10min，就能达到有效温度，但它的加热范围比射频加热小，故只适于治疗较小的病变。

需要全本请访问 www.ertongbook.com