

气冷却天线微波消融热场的实验研究

肖秋金¹, 梁萍², 王珍丽¹, 于德江², 于晓玲²

摘要: 目的 通过研究气冷却天线微波消融热场的特性, 探索计算机模拟预测气冷却天线微波温度场的方法。方法 在体模实验中精确布置测温点, 获取微波温度场的温升规律, 在 Pennes 生物传热方程的基础上, 推导建立气冷却天线微波消融的热作用数学模型, 对 3 种加热功率作用时间下热凝固范围和温度分布进行了模拟计算和预测。并在离体猪肝上进行校正检测。结果 ①3 种功率下 dT/dt 分布各不相同, 且后向温升大于前向; ②离体猪肝实验时温升曲线及凝固范围实测值与模拟值均有较好的吻合性; ③气冷却式微波天线可有效降低杆温, 且后向未出现冷区。结论 肝脏体模、离体猪肝实验证明, 气冷却微波消融在低杆温状态下可以形成较理想的类球体凝固。

关键词: 计算机模拟; 热温度场; 微波消融; 内冷却天线

中图分类号: R735.7

文献标识码: A

文章编号: 1009-7090(2007)01-0005-04

Study on thermal field of microwave ablation with internal gas-cool antenna XIAO Qiu-jin¹, LIANG Ping², WANG Zhen-li¹, YU De-jiang², YU Xiao-ling² (1. Department of Ultrasound, The 94th Hospital of PLA, Nanchang 330002, Jiangxi, China; 2. Department of Ultrasound, The General Hospital of PLA, Beijing 100853, China)
Corresponding author: LIANG Ping.

Abstract: Objective To study the thermal field of microwave radiation induced by internal gas-cool antenna and to assess the accuracy of computer-aid simulation by observing the thermal distribution profile. **Methods** In liver-equivalent phantom tests, the contour of thermal field was monitored dynamically by thermal couple pinpointed precisely at designated spots. Based on Penne's equation of bioheat transfer, the model of three dimensional thermal distribution of microwave ablation for liver cancer using internally gas-cooled system was deduced. Thermal coagulated area and thermal distribution were calculated and predicted by computer simulation with finite element model (FEM) under three different power outputs (50 W/600 s, 60 W/600 s, and 70 W/600 s), and rectified *in vitro* study. **Results** ① The dT/dt distribution was varied at different power outputs. Speed of temperature rise in $z > 0$ direction was faster than that in $z < 0$. ② Temperature rise curve and coagulating area obtained from microwave radiation in the porcine liver induced through single antenna coincided with computer simulated value. ③ The shaft temperature of internal gas-cool microwave antenna could be kept below 40 °C. **Conclusion** It is demonstrated by liver-phantom and *in vitro* experiments that the ideal spherical coagulate zones could be obtained from microwave radiation with the internal gas-cool system while maintaining a low antenna shaft temperature.

Key words: computer-aided simulation; thermal field; microwave ablation; internally cooled antenna

近年来经皮热消融疗法治疗肿瘤的研究方兴未艾, 目前常用的方法有激光消融治疗(laser ablation, LA)、射频消融治疗(radiofrequency ablation, RFA)、微波消融治疗(microwave ablation, MA)等疗法。多年来困扰热消融疗法的主要问题之一是如何有效扩大凝固范围, 为此众多研究在消融器上大做文章, LA 和

RFA 相继都推出了中心水冷式消融器, 均在不同程度上扩大了有效凝固范围。随着材料学及制造工艺的发展, 内冷却硬质微波天线应运而生, 目前采用的冷却方式有水冷和气冷, 笔者旨在研究气冷却微波天线微波消融热场的特性及其在不同发射功率、作用时间、不同介质下的温升规律及杆温(消融电极温度)变化情况, 探索计算机模拟预测气冷却天线微波温度场的方法, 以更好地指导临床上肝癌的微波消融治疗。

1 材料与方法

1.1 材料

1.1.1 微波体模

按四川大学江汉保等研制的微波体模配方^[1], 由

作者单位: 1. 解放军九四医院 超声科, 江西 南昌 330002; 2. 解放军总医院 超声科, 北京 100853

收稿日期: 2006-04-11; 修回日期: 2006-10-18

作者简介: 肖秋金(1970-), 男, 江西樟树人, 硕士研究生, 主治医师, 主要从事超声诊断及介入性超声工作和超声引导下肿瘤植入式热消融的治疗及热场分布的研究。该课题在解放军总医院完成。

基金项目: 国家自然科学基金面上项目(30271252)

通讯作者: 梁萍。

羧甲基纤维素钠(北京化学试剂公司)、聚氯乙烯粉(北京第二化工厂)、水和氯化钠配制,其配方质量比例分别为 3.50%、27.15%、69.00%和 0.35%。

1.1.2 离体猪肝

新鲜离体猪肝 10 个(由解放军总医院服务社提供)。实验当日选取肝叶较厚的猪肝,实验时用恒温箱复温至 20℃,不用冷冻及离体 12 h 以上的猪肝。

1.1.3 微波仪

采用南京康友微波研究所研制的 YWY-2 型-T 双源微波治疗仪,微波频率 2 450 MHz,输出功率为 0~120 W 连续可调;冷却气体为瓶装医用氧气,满瓶气压一般为 14.5~15.0 MPa(室温 20℃左右),同轴电缆、进气管、测温导线及硬质微波天线组成的一体化天线,天线表面经防黏处理,直径 1.9 mm,长 180 mm,天线末端内置测温点,经导线与主机内嵌式数字温度表相连,天线采用缝隙发射,取原点“O”距天线尖端 2 cm。

1.1.4 测温系统

1.1.4.1 热电偶装置 采用美国 Omega 公司生产的铁-镍铜热电偶丝(Omega Engineering Inc., Stamford, CT),直径 0.007 62 cm(0.003 英吋),动态反应迅速,该热电偶丝在液晶探头分辨极限(0.2℃~0.3℃)以内。

1.1.4.2 数据采集器 美国 HP 公司生产的 34970A 型数据采集器。34970A 具有 6 位半分辨率(22 比特)、0.004% 的基本直流电压精度和极低的读数噪声,高达 250 通道/秒扫描速率,通过 RS232 接口可与计算机连接,Agilent BenchLink Data Logger 软件用于测试配置、数据分析和数据管理。

1.2 方法

1.2.1 体模实验

实验布点,首先,由预实验可知,要求解三维微波温度场分布,只要求解沿微波针道矢状面一半($z \geq 0$, $z \leq 0$)平面热场的分布。第二,为了监测天线后向是否因气冷导致局部存在冷区,在天线上也布置测温点。第三,后向采用二维拟合,需将 16 个测温点集中于一个象限中。将微波天线放入有机玻璃的方框中且用试管夹固定,标记好微波作用中心点,并以此为中心分别在 r, z 方向上按上述 3 种布点方案布点,要求每次布 16 个点,布好后连同微波天线一同放入圆柱形有机玻璃桶内,将已配制好的肝脏微波体模缓慢放入,静置 12 h 以上,使体模温度与室内温度平衡。实验前检查冷端温度,并通过计算机采集微波作用前测量点的温度,以温度 5 min 内波动小于 0.01℃作为稳态指标。能量作用分别给予 3 种临床常用的组合方

式 50 W/600 s、60 W/600 s、70 W/600 s,作用中数据采集器以间隔 1 s 的速度连续扫描 16 个通道,计算机实时记录,微波仪停止辐射后继续观察,以温度下降至 43℃以下(起始温度 21℃~24℃)且 1 min 内温度变化 < 1℃为停止采集记录的指标。各组达到稳态的时间不等,通常为 30~45 min,将所得到数据存入计算机,以做分析。在微波辐射过程中,通过气冷微波天线内置测温系统连续观察杆温变化,手动调节氧气压控制杆温最高 ≤ 40℃。

1.2.2 离体猪肝实验

按体模实验中的能量 50 W/600 s、60 W/600 s、70 W/600 s 共分成 3 大组,每个能量组每次实验进行 4 点的离体猪肝测温,而相同测温位点的实验至少重复 3 次,离体猪肝实验共进行 20 次,在 10 个离体猪肝上对 80 个点次分别进行了三维空间(r, z, θ 方向)上的实际测温。按设定能量组合进行微波辐射,数据采集器以间隔 1 s 连续记录各点的温度变化。停止微波辐射后继续观察,直至中心测温点温度降至 40℃以下结束观察,不同切面剖开肝实质标本,测量凝固范围并照相。

1.2.3 数据处理方法

原始温度数据的处理、 dT/dt 的计算及函数方程式的初步推导可用 EXCEL 完成,二维拟合采用 TableCurve 3D V4.0(SYSTAT Software Inc., Richmond, California, USA)。参数逐渐逼近计算、数据输出、表格及曲线图绘制都是使用 ANSYS V8.0 (ANSYS Inc., USA)有限元程序完成。统计分析采用 Stata 7.0 软件。计量资料用均数 ± 标准差($\bar{x} \pm s$)表示,均数比较采用配对 t 检验, $P < 0.01$ 为差异有统计学意义。

2 结果

2.1 分析实验所得数据

人体组织加热升温规律遵循 Pennes 生物热方程^[2],方程式为:

$$\rho c \cdot dT/dt = Q_r + Q_m + K\Delta T + \rho W_b C_b (T_b - T) \quad (1)$$

式中: ρ 为组织密度 (kg/m^3); c 为比热 [$\text{J}/(\text{kg} \cdot ^\circ\text{C})$]; K 为组织的导热系数 [$\text{W}/(\text{m} \cdot ^\circ\text{C})$]; T 为体内组织温度,它随时间变化率为 dT/dt ; Q_r 为空间热源加热量; Q_m 为组织新陈代谢产热率; W_b, C_b 分别为血液的灌注率 [$\text{kg}/(\text{m}^3 \cdot \text{s})$] 和比热 [$\text{J}/(\text{kg} \cdot ^\circ\text{C})$]; T_b 为该区域的动脉血温度 ($^\circ\text{C}$); Q_r, Q_m 单位均为 W/m^3 。单位组织在单位时间内所吸收的辐射能量称为组织的比吸收率 (special absorption rate, SAR)。对确定的辐射场,其值与组织的电特性和辐射器有关^[3]。在热疗中通常是利用微波

的近场,故很难通过解析计算得到精确的 SAR 值,在实际应用中,通常是借助一定的实测值来确定其空间分布。体模实验中无血液灌注及代谢产热率,故 W_b 及 Q_m 两项均为 0;基于方程式(1)来推算 SAR 时,只采用在加热开始后很短一段时间内的测量数据,所以导热扩散的热量就基本可以忽略,于是(1)式便可简化成:

$$\rho c \cdot dT/dt = Q_r = SAR \text{ (W/m}^3\text{)}$$

(2)

内冷却天线在后向(距前端 2 cm)存在冷却作用,其 SAR 与非冷却天线不同^[4],因此,采取分段拟合。后向通过区域集中布点,采用二维拟合,来寻找更逼近的 SAR 分布函数。前向仍按经验公式,在 r 、 z 方向的一维拟合来推导; θ 方向为余弦函数。然后把它们组合成式(3)形式的 SAR 三维分布函数^[5],

$$SAR = \rho c \cdot e^{-\alpha} [x_0 r_3 + x_1 r_2 + x_2 r + x_3] [\cos(x_5 \theta) + x_4]$$

(3)

上式中的系数是通过实验测量数据来确定的。原则上,方程中有 7 个待定系数,需布置 7 个测量点(r 方向 4 个, z 方向 1 个, θ 方向 2 个),实验测出这 7 个点处温度的变化,注意到 dT/dt 为温度变化曲线的斜率,便可以得到这些点上的 SAR,把这些点的坐标和 SAR 值分别代入式(3),于是便得到由 7 个方程组成的联立方程组,解此联立方程组,便可得到各项系数。温升曲线自加热初始一段时间是近乎直线上升,取此段(100 s)拟合直线的斜率,则可由式(2)求出该点的 SAR 或温升斜率。按照前向 SAR 在 r 方向指数衰减,在 $z > 0$ 方向三次多项式拟合, $z < 0$ 方向采用二维拟合,将 r 、 z ($z > 0$) 方向上的拟合公式相乘并根据实测值做对照,求解公式拟合后的常数,即得出体模微波场不同功率前向、后向的 SAR/ ρc (即 dT/dt) 分布函数,见表 1。

表 1 体模实验不同功率前、后向 dT/dt 分布函数	
Table 1 The dT/dt distribution in $z < 0$ and $z > 0$ at different power outputs in liver-equivalent phantom tests	
50 W	前向 $1.048 \times 6.570 6 e^{-0.3901r} (0.000 03 z^3 + 0.000 7 z^2 - 0.023 5 z + 0.658 6)$
	后向 $e^{(-0.527 939 8 - 0.000 113 6 z^3 - 0.000 216 49 r^3)}$
60 W	前向 $0.817 6 \times 8.066 7 e^{-0.375 2r} (0.000 05 z^3 - 0.001 7 z^2 + 0.015 6 z + 0.659 8)$
	后向 $e^{(-0.432 523 77 - 0.000 070 266 z^3 - 0.000 458 53 r^3)}$
70 W	前向 $0.919 6 \times 6.806 e^{-0.368 2r} (0.000 04 z^3 - 0.001 3 z^2 - 0.018 9 z + 0.689 8)$
	后向 $e^{(-0.427 602 1 - 0.000 061 839 77 z^3 - 0.000 430 36 r^3)}$

2.2 计算机模拟与实测结果对比

将上述 SAR/ ρc 函数代入 ANSYS 中运算,从相

同位点所计算出的模拟值与实测值可以得出,高温下体模实测值与模拟值出现较大偏差,参照已有文献离体猪肝的热物性参数^[6],并利用现有实验测得的数据,不断校正物理参数逐步逼近实验数据,得到较合适的参数(表 2)。

表 2 离体猪肝模拟参数

Table 2 Computer simulated parameter in vitro porcine liver

参数	离体猪肝		
	20 ℃ ~ 70 ℃	80 ℃ ~ 100 ℃	110 ℃ ~ 120 ℃
导热系数/W/(m·℃)	0.459	0.868	1.462
比热/J/(kg·℃)	3.627	3.859	3.988

将校正后的参数与表 1 中相应的函数代入方程式(2)并在 ANSYS 中运算,实验中所测得的温度变化值与模拟热场中取相应位点的温度值相对比,其大小及变化趋势均较接近,见图 1(50 W/600 s),其热场图与离体猪肝凝固形态见封三插图图 2(50 W/600 s)。离体猪肝实测凝固范围与模拟凝固温度范围对比结果见表 3。

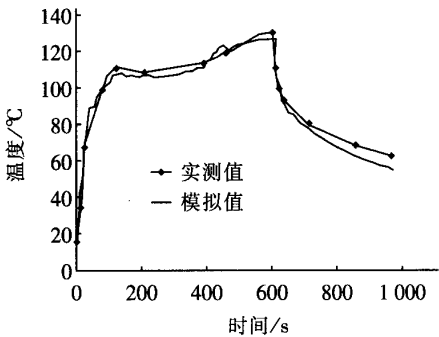


图 1 50 W/600 s 点(4,0,0)温度变化曲线模拟与实测值比较
Fig.1 Comparison of simulated temperature change curve with practice value curve[50 W/600 s(4,0,0)]

2.3 后向杆温变化

在手动调节氧气压控制杆温最高 ≤ 40 ℃,相同作用时间下功率越大,后向杆温越高,50 W/600 s 距原点 2.5 cm 处温度保持在 54 ℃超过 3 min,未出现冷区。

3 讨论

相对于射频电极,微波天线的改进较少,日本学者 Seki 等首先报道了超声引导经皮穿刺 MA 治疗小肝癌获得成功^[7],其所用天线尖端裸露 10 mm 作为辐射端,最大消融直径 1.7 cm。1996 年董宝玮等经反复研究^[8],通过改变辐射天线芯线的材料和裸露长度(裸露长度 2.7 cm),首次实现单根天线消融直径大于 3 cm,并在国内进行适度的推广,取得了较好的疗效。2004 年 Sarah

表 3 离体猪肝实测凝固范围与模拟凝固温度范围对比结果
Table 3 Practice coagulating area and simulated coagulating area *in vitro* porcine liver

能量	n	实测凝固长径	模拟凝固长径	P 值	实测凝固短径	模拟凝固短径	P 值
50 W/600 s	6	3.94 ± 0.09	4.05 ± 0.14	0.07	2.84 ± 0.09	2.85 ± 0.10	0.76
60 W/600 s	6	4.64 ± 0.40	4.85 ± 0.55	0.05	3.32 ± 0.19	3.33 ± 0.18	0.61
70 W/600 s	8	5.34 ± 0.25	5.45 ± 0.24	0.13	3.54 ± 0.16	3.57 ± 0.20	0.28

报道了环形天线微波消融在体猪肝的实验研究^[9], 所用治疗针由 13 G 引导针及 24 G 环形天线组成, 环形天线展开直径 2.7 cm, 单根治疗针消融直径达 3.4 cm。然而美中不足的是, 上述微波天线采用裸露芯线辐射, 在临床运用中存在杆温偏高及植入天线需要穿刺引导针引导, 给临床应用带来不便。内冷却硬质微波天线的出现使上述问题迎刃而解, 目前采用的冷却方式有水冷和气冷, 但内冷式天线在治疗中是否存在冷区及其热场分布规律是临床应用迫切需要了解的问题。梁萍等对裸露芯线辐射微波热场的分布规律做了深入的研究^[10], 其 SAR 与带冷却天线不同^[4], 故整个 SAR 分布不能用单纯 z 、 r 两个方向上的一维拟合来推导。因此, 采取分段拟合, 后向通过区域集中布点, 采用了二维拟合。

高温下体模实测值与模拟值出现较大偏差, 其主要原因可能是微波体模是无机化合物的混合物, 与生物体软组织结构有一定的差异性, 在高温下脱水变性引起对流传热和汽化传热所致。同时体模是一种理想状态的均匀介质, 而实际生物体内为非均匀的介质。因此, 为了使计算机模拟温度场更接近于实际, 进行了离体猪肝的温度校正实验。

研究结果表明, 氧气冷却微波天线可以有效地降低中心温度及控制杆温于安全范围。降低中心温度可以减轻炭化区, 改善能量的传输, 扩大凝固范围, 与水冷微波天线作用相一致^[11]。从表 3 可以看出, 模拟热场与实际凝固范围无统计学意义 ($P > 0.05$)。后向天线上位点的温升, 开始时 3 个位点的温度曲线均有一个向下挫的切迹, 另外从温度曲线上可以看出温升过程中温度波动大, 这与手动调节气压控制杆温有关 ($\leq 40^\circ\text{C}$), 这充分反应气压对冷却的敏感性。控制保持相同的杆温 (40°C), 功率越大, 所需的气压越大, 同时后向天线相同位点温度也越高; 70 W 所需气压最大 (11 MPa), 后向天线相同位点温度较高。50 W 后向距尖端 4 cm 处温度可保持在 54°C 3 min 以上, 未出现冷区。

研究初步证明: 氧气冷却微波天线, 可以无需引导而一步穿刺到位, 在离体实验中形成比较理想的类球体凝固, 控制杆温于安全范围, 且后向未出现冷区。为进一步的临床运用提供了理论基础, 具有指导意义。使用氧气冷却, 虽来源方便, 但高压氧气要注意安

全, 同时使用中需手动调节氧气压, 颇感不便。另外低杆温条件下出血及针道种植等并发症有待于临床进一步总结。

参考文献:

- [1] JIANG Han-bao, HAO Jin, LI Ai-hua, *et al.* Microwave phantom muscle tissue [J]. Chinese Journal of Biomedical Engineering, 1992, 11(3): 199-203. [江汉保, 郝晋, 李爱华, 等. 微波体模[J]. 中国生物医学工程学报, 1992, 11(3): 199-203.]
- [2] Pennes H. Analysis of tissue and arterial temperatures in the resting human forearm[J]. J Appl Physiol, 1948, 1: 93-122.
- [3] LIU Pu-he. Biological effect of physical factor[M]. Beijing: Science Press, 1992. 5-10. [刘普和. 物理因子的生物效应[M]. 北京: 科学出版社, 1992. 5-10.]
- [4] HUANG Yu-xi, WAN Bai-kun, ZHANG Li-xin, *et al.* A study of computer simulation on heat distribution of a two-slot water-cooled microwave dipole [J]. Beijing Biomedical Engineering, 2001, 20(1): 53-56, 61. [黄玉玺, 万柏坤, 张力新, 等. 水冷式双缝微波偶极子热场分布特征的仿真研究[J]. 北京生物医学工程, 2001, 20(1): 53-56, 61.]
- [5] 曾菊良, 董文龙. 电磁波在人体内的传播. 微波生物医学讲座 3[C]. 摘自“微波”, 1987: 10-15.
- [6] LIANG Ping, DONG Bao-wei, YU Xiao-ling, *et al.* *In vitro* simulation and verification of implanted microwave thermal distribution in pig liver [J]. Chinese Journal of Medical Imaging, 2002, 10(3): 197-199. [梁萍, 董宝玮, 于晓玲, 等. 计算机模拟与检测离体猪肝植入式微波辐射热场[J]. 中国医学影像学杂志, 2002, 10(3): 197-199.]
- [7] Seki T, Wakabayashi M, Nakagawa T, *et al.* Ultrasonically guided percutaneous microwave coagulation therapy for small hepatocellular carcinoma[J]. Cancer, 1994, 74: 817-825.
- [8] DONG Bao-wei, LIANG Ping, YU Xiao-ling, *et al.* The experimental study and preliminary application of micromave treatment of hepatocellular carcinoma by US guided [J]. National Medical Journal of China, 1996, 76(2): 87-91. [董宝玮, 梁萍, 于晓玲, 等. 超声引导下微波治疗肝癌的实验研究及临床初步应用[J]. 中华医学杂志, 1996, 76(2): 87-91.]
- [9] Sarah A, Shock BS, Meredithk, *et al.* Microwave ablation with loop antenna: *in vivo* porcine liver model[J]. Radiology, 2004, 231: 143-149.
- [10] Liang P, Dong B, Yu X, *et al.* Computer-aided dynamic simulation of microwave-induced thermal distribution in coagulation of liver cancer [J]. IEEE Transactions on Biomedical Engineering, 2001, 48(7): 821-829.
- [11] HE Nian-an, WANG Wen-ping, JI Zheng-biao, *et al.* Liver coagulation by using a new type of internally cooled microwave electrode [J]. Chinese Journal of Medical Imaging, 2004, 20(3): 365-367. [何年安, 王文平, 季正标, 等. 新型内冷微波天线凝固肝组织的实验研究 [J]. 中国医学影像技术, 2004, 20(3): 365-367.]

人骨髓间充质干细胞体外诱导分化成心肌细胞及其在心肌细胞移植术中的潜能性研究
(正文第 3 页插图)

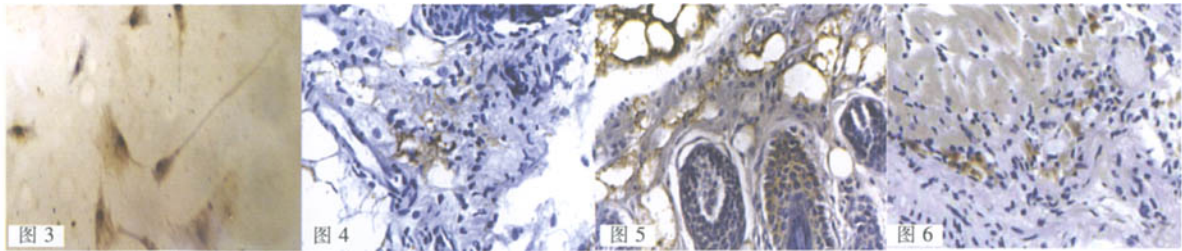


图 3 hMMSCs 经 5-Aza 诱导后 Desmin (+)($\times 200$); 图 4 皮下组织 Desmin (+)($\times 400$); 图 5 皮下组织 Vimentin (+) ($\times 400$); 图 6 心脏组织 Troponin I (+) ($\times 200$)
Fig.3 The positive expression of desmin in hMMSCs by 5-Aza($\times 200$); Fig.4 The expression of desmin in subcutaneous tissues (+) ($\times 400$); Fig.5 The expression of vimentin in subcutaneous tissues (+) ($\times 400$); Fig.6 The expression of troponin I in heart (+)($\times 200$)

气冷却天线微波消融热场的实验研究
(正文第 7 页插图)

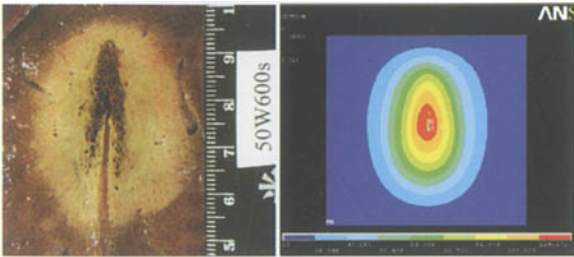


图 2 50 W 600 s 离体猪肝凝固范围与热场图
Fig.2 Coagulating area and thermal field *in vitro* porcine liver(50 W 600 s)

$^{99}\text{Tc}^{\text{m}}$ -Tetrofosmin SPECT 半定量分析诊断肺部
肿瘤(正文第 24 页插图)

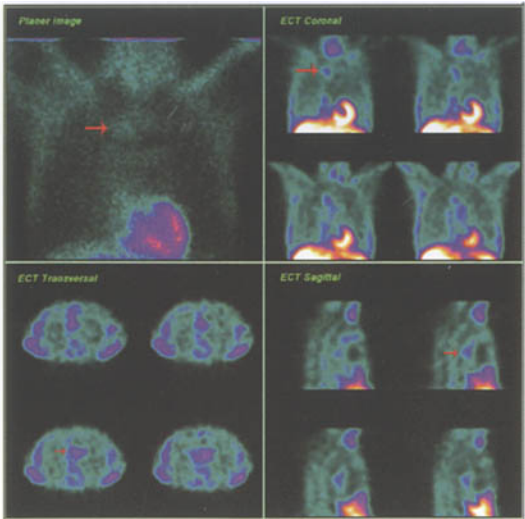


图 1 左上图: 平面显像前位像显示右上肺近纵隔处可见一显像剂异常浓聚灶; 右上图、左下图和右下图分别显示的是断层图像的冠状面、横断面和矢状面, 病灶清晰可见, 定位准确
Fig.1 The Left upper corner was the anterior planar image which showed an abnormal concentration of agent in the right upper lung near the mediastinum. The other three corners displayed the coronal, transaxial and sagittal images of SPECT. The focus was clear and localized more accurately.

万方数据

胎儿骨髓源性亚全能干细胞分离培养及诱导肝
细胞分化研究(正文第 64 ~ 65 页插图)

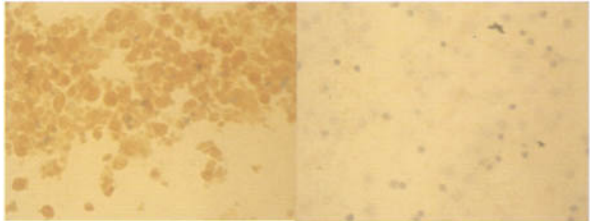


图 2 分选后 P3 CD105+ 图 3 分选后 P1 细胞 CD34-
Fig.2 The 3rd generation CD105+ Fig. 3 The 1st generation CD34-

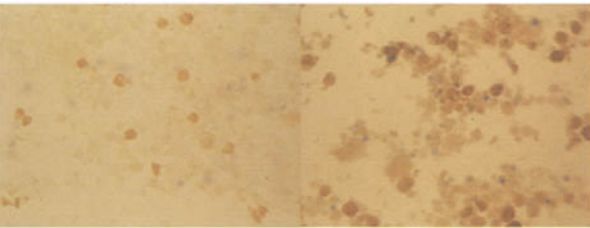


图 4 培养细胞诱导分化 10 d ALB 表达
CK8 表达

Fig.4 ALB expression after transplantation of stem cells in 10 days
Fig.5 CK8 expression of expression after transplantation of stem cells in 10 days

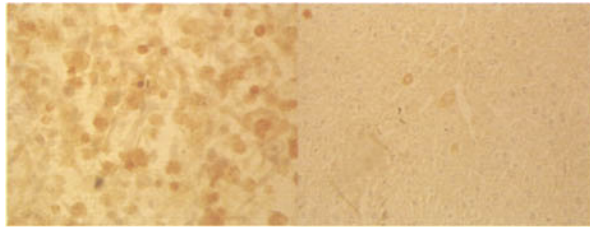


图 6 培养细胞诱导分化 10 d AAT 表达
图 7 实验 SCID 鼠 3 个月后肝

Fig.6 AAT expression after transplantation of stem cells in 10 days
Fig.7 ALB dotted expression in SCID mouse liver after transplantation of stem cells in 3 months

如何学习天线设计

天线设计理论晦涩高深, 让许多工程师望而却步, 然而实际工程或实际工作中在设计天线时却很少用到这些高深晦涩的理论。实际上, 我们只需要懂得最基本的天线和射频基础知识, 借助于 HFSS、CST 软件或者测试仪器就可以设计出工作性能良好的各类天线。

易迪拓培训(www.edatop.com)专注于微波射频和天线设计人才的培养, 推出了一系列天线设计培训视频课程。我们的视频培训课程, 化繁为简, 直观易学, 可以帮助您快速学习掌握天线设计的真谛, 让天线设计不再难...



HFSS 天线设计培训课程套装

套装包含 6 门视频课程和 1 本图书, 课程从基础讲起, 内容由浅入深, 理论介绍和实际操作讲解相结合, 全面系统的讲解了 HFSS 天线设计的全过程。是国内最全面、最专业的 HFSS 天线设计课程, 可以帮助你快速学习掌握如何使用 HFSS 软件进行天线设计, 让天线设计不再难...

课程网址: <http://www.edatop.com/peixun/hfss/122.html>

CST 天线设计视频培训课程套装

套装包含 5 门视频培训课程, 由经验丰富的专家授课, 旨在帮助您从零开始, 全面系统地学习掌握 CST 微波工作室的功能应用和使用 CST 微波工作室进行天线设计实际过程和具体操作。视频课程, 边操作边讲解, 直观易学; 购买套装同时赠送 3 个月在线答疑, 帮您解答学习中遇到的问题, 让您学习无忧。

详情浏览: <http://www.edatop.com/peixun/cst/127.html>



13.56MHz NFC/RFID 线圈天线设计培训课程套装

套装包含 4 门视频培训课程, 培训将 13.56MHz 线圈天线设计原理和仿真设计实践相结合, 全面系统地讲解了 13.56MHz 线圈天线的工作原理、设计方法、设计考量以及使用 HFSS 和 CST 仿真分析线圈天线的具体操作, 同时还介绍了 13.56MHz 线圈天线匹配电路的设计和调试。通过该套课程的学习, 可以帮助您快速学习掌握 13.56MHz 线圈天线及其匹配电路的原理、设计和调试...

详情浏览: <http://www.edatop.com/peixun/antenna/116.html>



关于易迪拓培训:

易迪拓培训(www.edatop.com)由数名来自于研发第一线的资深工程师发起成立,一直致力和专注于微波、射频、天线设计研发人才的培养;后于 2006 年整合合并微波 EDA 网(www.mweda.com),现已发展成为国内最大的微波射频和天线设计人才培养基地,成功推出多套微波射频以及天线设计经典培训课程和 ADS、HFSS 等专业软件使用培训课程,广受客户好评;并先后与人民邮电出版社、电子工业出版社合作出版了多本专业图书,帮助数万名工程师提升了专业技术能力。客户遍布中兴通讯、研通高频、埃威航电、国人通信等多家国内知名公司,以及台湾工业技术研究院、永业科技、全一电子等多家台湾地区企业。

我们的课程优势:

- ※ 成立于 2004 年, 10 多年丰富的行业经验
- ※ 一直专注于微波射频和天线设计工程师的培养,更了解该行业对人才的要求
- ※ 视频课程、既能达到了现场培训的效果,又能免除您舟车劳顿的辛苦,学习工作两不误
- ※ 经验丰富的一线资深工程师主讲,结合实际工程案例,直观、实用、易学

联系我们:

- ※ 易迪拓培训官网: <http://www.edatop.com>
- ※ 微波 EDA 网: <http://www.mweda.com>
- ※ 官方淘宝店: <http://shop36920890.taobao.com>