

超声体模及性能测试*

李国伟, 陈亚珠

(上海交通大学生物医学仪器研究所, 上海 200030)

摘要: 用水、明胶、油及 *n*-丙醇等材料制成的一种超声体模, 具有与人体软组织相似的超声特性, 包括声速、密度、衰减系数和散射。并利用本所新研制的多元阵列超声热疗系统对体模的温升性能进行了测试, 其结果与活体动物组织的实验结果相接近, 同时发现血液灌流在生物热传导中作用不可忽视。

关键词: 超声; 体模; 热疗系统

中图分类号: TB559, **文献标识码:** A

Ultrasonic tissue phantom and the properties measuring

LI Guo-wei CHEN Ya-zhu

(Biological Medical Instrument Institution of Shanghai Jiaotong University, Shanghai 200030)

Abstract: A kind of tissue phantom made from water, gelatin, oil and *n*-propanol was developed. The ultrasonic parameters of this kind of phantom, including speed of sound, attenuation coefficient, density and backscatter level are similar to human soft tissue. With the Ultrasound Hyper-thermia System that was newly manufactured by our institute. The temperature elevation of the phantom was measured. The result was consistent with the temperature rising curves that are obtained from the *in vitro* animals, but the effect of the blood perfusion can not be ignored.

Key words: ultrasound; tissue phantom; hyper-thermia system

前言

为了评定超声热疗和诊断系统的客观品质, 早在70年代, 英、美等国就开始从事超声生物组织模块 (Tissue Mimicking Phantom) 的研究。超声生物组织模块通过采用与生物组织的超声特性 (如声速、密度和衰减系数等) 相似的材料来配制一种接近于生物组织超声特征量的体模。一般来说, 这种体模是匀质、静态的 (无灌流)。考虑到血液对生物热传导的影响, 几种简单的动态体模^[1, 2]和一些用狗或猪肾脏制成^[3, 4]的灌流体模 (Perfused Phantom) 也已得到研究。简单

的动态体模是通过水在埋入生物组织模块中的毛细管的循环流动来模拟人体血流。但是这种体模模拟的血流几何结构与组织中的血流分布状态相去甚远, 因而不能得到与实际人体吻合很好的温度分布。利用动物肾脏制成的灌流体模虽较好地模拟了组织灌流情况, 但因肾脏体积较小, 仍不能获得较全面的超声热疗温度场。因此我们仍试图制作一种较传统的生物组织模拟模块, 即静态体模以期能对超声热疗温度场作由浅及深的了解有所帮助。

在生物组织模块的研究方面, 利用水、明胶、油和正丙醇等制成的油在凝胶基质中的分散体系 (Oil-in-gelatin Dispersions) 的体

* 收稿日期: 99-06-07; 修订日期: 99-06-25

作者简介: 李国伟 (1972-), 女, 博士研究生

模^[5]，以其良好的超声特性和制作的简易性和可重复性被现在的超声研究所较广泛的采用^[6]。在我们的实验中采用国内现有材料与较简单的设备来制作这种体模，实验结果与论文[5]中所述有所出入，同时在研究中也找到了一些新的规律。利用我所新研制的多元阵列超声治癌热疗系统对本体模的温升性能进行了测试，其结果与在活猪的不同部位上测得的温升曲线相接近。

1 超声体模的声学要求

各种不同生物组织的声学特性不尽相同，因而仿生媒质材料的制备和选择也不相同。一般要求：声速 1450m/s （脂肪） $\sim 1650\text{m/s}$ （眼晶体），衰减 $0.2\text{dB}/(\text{cm MHz})$ （脂肪） $\sim 2.0\text{dB}/(\text{cm MHz})$ （肌肉），密度 $0.92\text{g}/\text{cm}^3$ （脂肪） $\sim 1.136\text{g}/\text{cm}^3$ （眼晶体），散射近似被模拟的生物组织。本实验要模拟人体软组织，人体软组织的平均超声特性值为密度 $1.016\text{g}/\text{cm}^3$ ，声速 1500m/s ，衰减 $0.8\text{dB}/(\text{cm MHz})$ ^[7]。

此外，还要求这种材料在一定温度条件下，声学参数的频率特性也应和生物组织近似，例如衰减特性近似与频率一次方成正比等，同时还要求材料抗老化性和耐用性强。

2 使用材料与制作方法

本实验的体模采用水、明胶、蓖麻油和橄榄油、*n*-丙醇、甲醛和洗涤剂（作为乳化剂）配制而成，明胶和琼脂是两种比较传统的体模制作原料，琼脂具有 78°C 的熔点，优于明胶 32.5°C 的熔点特性。但使用明胶作基质更能得到均匀的组织模型，而且通过添加甲醛，可以使明胶的熔点提高到 100°C 以上。20%的水溶明胶声速约为 1550m/s ，声速与温度关系约为 $2\text{m}/(\text{s}^\circ\text{C})$ ，衰减为 $0.2\text{dB}/(\text{cm MHz}) \sim 0.3\text{dB}/(\text{cm MHz})$ 。蓖麻油和橄榄油均可作为本实验体模的配料， 32°C 时橄榄油的声速约为 1380m/s ，密度 $0.904\text{g}/\text{cm}^3$ ，蓖

麻油声速和密度均比橄榄油要大些。*n*-丙醇的加入用以调整体模的声速。甲醛除具有改善明胶的熔点特性的作用外，还有杀菌作用，可以防止体模的衰败，使制作的体模能长期保存。

体模的制作过程的关键是乳化技术和防止空穴的产生，制作过程分为以下几步：

(1) 将一定重量比的明胶倒入煮沸的除气水（在大气压下把水煮沸 15min ）中，边加热边搅动，直至明胶全部溶解，然后继续加热，使多余的水分蒸发，从而制成所需浓度的水基凝胶。

(2) 待(1)所得的水基凝胶冷却至 60°C 左右，加入所需比例的*n*-丙醇搅匀。

(3) 将所需比例的，加热至 60°C 蓖麻油倒入(2)所得溶液中调和后，加入乳化剂（本实验选用白猫洗涤剂）并用匙快速搅动，直至出现浅黄色乳状物，且肉眼看不到明显的油滴为止，这就是乳化过程。实验中发现，白猫洗涤剂与油的体积比为 $1/40$ 即可。当制作的体模体积较大时，可采用高速自动搅拌器搅拌，此时为避免洗涤剂在激烈搅拌下形成泡沫而使体模中引入气穴，可不必使用乳化剂，因为明胶本身便是一种天然乳化剂，因而可在高速自动搅拌器的辅助作用下完成乳化。实验证明两种乳化方法得到的体模的超声特性无明显差异。

(4) 为了使体模制作具有高的可重复性，同时为使乳化过程中可能混入的少量气体能完全浮出液面，避免形成气穴，乳化过程后，以每秒 $4\sim 5$ 圈的旋转运动搅动(3)所得乳胶液 3min 以上。在(3)(4)过程中，乳胶液的温度始终保持在 $45^\circ\text{C}\sim 55^\circ\text{C}$ 。

(5) 在(4)所得的均匀的乳胶液中，加入与乳胶液体积比为 $1.34\text{N}00$ 的37%的甲醛溶液，迅速撑匀后，倒入用于超声参数测量或温度分布测试的模子中，室温下静放5小时以上，便得到冻结的油颗粒在凝胶基质中的分散体系的超声体模。

3 体模的超声参数测量与结果

我们实验的目的是要配置与人体软组织具有相似超声特性的体模。根据 Madsen^[5] 的论文, 我们选用配方, 所测得的超声参数中, 衰减系数并未达到其论文中所报道的22 时的0.95dB/(cm MHz) 和34 时的0.90dB/(cm MHz)。经反复实验发现 B 配方较接近人体软组织的超声特性。表1 显示了 A、B 两种配方的超声参数, 各参数的测量方法如下:

(1) 衰减系数

采用常用的透射法^[7] 测量。一个发射换能器和一个接收换能器, 它们同轴相向浸没在装满除气水的水槽中, 当射频电脉冲激励发射换能器时, 换能器便发射出同频率的超声脉冲, 此声脉冲在液体中传播到接收换能器时, 又转换为电脉冲, 经放大检波后在示波器上显示, 显示信号的幅度与接收换能器接收到的电压值成比例。通过测量在发射和接收换能器之间插入厚度为 D 的体模样品前后示波器显示的电压幅值 A_0 和 A 便可得到样品的衰减系数。在我们的实验中, 采用的是直径 d 为12cm, 厚度 D 为2cm 短圆柱状体模测试样品。体模样品直径是最大测试用超声发射换能器直径的4倍, 以保证在圆柱体模轴线与接收和发射换能器中心轴线重合时, 主声束全部透过体模。

$$\alpha = \frac{20}{D} (-\log_{10} \frac{A}{A_0} - L_{pr} - L_{pa}) + \alpha_w \quad (1)$$

式中, L_{pr} 为在样品与水界面处由于声阻抗不连续引起的反射损耗; L_{pa} 为两侧透声薄膜引入的附加损耗; α_w 为水的声衰减系数。一般 L_{pr} 、 L_{pa} 的影响可以忽略。因而实际的衰减系数可由 (2) 式得到。

$$\alpha = -\frac{20}{D} (\log_{10} \frac{A}{A_0}) + \alpha_w \quad (2)$$

上式中 α_w 在22 时为 $2.05 \times 10^3 f^2$ dB/cm, 34 时约为 $1.62 \times 10^3 \times f^2$ dB/cm, f 为超声发射频率。 A_0 和 A 为插入体模样品前后示波器显示的电压幅值。

衰减系数一般是空间坐标和频率的函数, 对均匀介质, α 与空间坐标无关, 而只是频率的函数。对生物介质人们普遍接受如下假设:

$$\alpha = \alpha_0 f^n \quad (3)$$

α_0 是不依赖于频率的常数, 因而用它来描述组织的衰减特性更为方便。实验中, 测量了0.9~8.5之间7个频率点的 α 值, 然后采用最小二乘法拟合得到 α_0 和 n 值。配料 A 和 B 的相对于7个频率点 f 的 α 的曲线如图1, 计算所得的 α_0 和 n 值参见表1。

表1 A、B 配料在22 的超声参数

编号	配料	声速 (m/s)	密度 (g/cm ³)	α_0 (dB cm ⁻¹ MHz ⁻ⁿ)	n
A	13% 明胶, 40% 橄榄油, 2.6% 正丙醇	1513.1	0.98	0.76	1.00
B	16% 明胶, 30% 橄榄油, 13% 蓖麻油, 2% 正丙醇	1514.4	0.98	0.88	0.98

A、B 配料在34 的超声参数

编号	声速 (m/s)	α_0 (dB cm ⁻¹ MHz ⁻ⁿ)	n
A	1500.4	0.57	0.96
B	1498.7	0.75	0.96

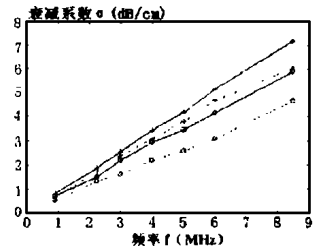


图1 α 、 f 曲线

(2) 声速

声速测量同样采用脉冲透射法, 当在浸没于水中的发射和接收换能器 T_1 及 T_2 之间插入厚度为 D 的体模样品时, T_2 接收到的声脉冲幅值及在时域中的位置均较样品插入之前发生了变化。设样品和水中的声速分别表示为 c_s 和 c_w , 置入样品引起的接收脉冲时移

为 Δt , 则样品声速为:

$$c_s = \frac{D c_w}{D - c_w \Delta t} \quad (4)$$

c_w 在 22 时为 1489m/s, 34 时为 1518m/s。 D 测试样品的厚度 2cm。测量结果参见表 1。

(3) 密度

密度直接根据样品体模的重量与其排出水的体积的比得到。

(4) 散射

因设备的限制, 我们并没有对体模的散射特性作测量, 根据 Madsen^[5] 所述, 这种油颗粒在凝胶基质中分散体状的体模其散射与采用石墨等固体颗粒分散体相比其散射系数很小, 一般在 50~70 之间。在本实验体模中加入适量石墨可用于调节散射系数。

4 温升性能测试与结果

为了验证体模用于超声热疗系统温度场测量的可靠性, 我们采用本所新研制的超声治癌热疗系统对上述体模进行了温升性能测试, 并与活猪腹部和臀部的热疗温升曲线作了比较。为完成此实验, 我们将未冻结的流体体模倒入直径 12cm (直径为一阵元 3×3 cm 发射换能器边长的 4 倍), 高 15cm。侧壁开有 1mm 宽, 10cm 长的沟槽的壁厚为 5cm 的有机玻璃圆柱模子中, 制备成用于温度分布测量用的体模。测量时, 将铜—康铜热电偶, 接置于直径为 0.5mm, 长 8cm 的探针中。将探针在从圆柱模子的侧壁沿所要测量的高度并平行于圆柱直径插入体模中, 插入深度根据事先定出的热电偶的位置以及其距探针根部的距离确定, 使其恰好在圆柱体模的中心轴线上。热电偶经导线连入多通道温度检测控制仪中, 多通道温度检测控制仪与计算机相连, 完成温度数据采集。测量时使发射换能器中心轴线与体模中心轴线重合, 测量方法如图 2 所示。测量前, 先将体模置于温水中 5h 以上, 使热平衡至 37 的组织初始温度。

我们采用多阵元超声换能器中的一阵元发射, 先对麻醉的猪的腹和臀部以 1MHz, 电源 5 档, 输出功率占空比 50%, 设定温度 43 的状况下热疗 10min, 测得在 2cm 和 3cm 的深度, 发射换能器中心轴线上的温度上升曲线。然后将热平衡至 37 左右的体模按图 2 所示方法放置, 使发射换能器中心轴线与体模中心轴线重合。并在相同热疗参数

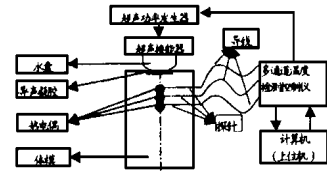


图 2 超声热疗系统中体模温升实验示意图

设置情况下, 同样热疗 10min 测得的同深度上温升情况。各组织体模的温升曲线如图 3, 通过比较看出, 2cm 和 3cm 深度上体模温度提升曲线的斜率较 2cm 猪腹部和 3cm 猪臀部均要大些。而且随着时间和温度的增加, 这种差异也越大, 这主要是由于血液灌流在生物热传导中的作用在静态体模中被忽视而引起的。由于组织之间超声特性本身存在一定差异, 而且考虑血液灌流的生物热传导的情况也比较得杂, 我们还将做更深入的研究。但从总体上看, 在超声热疗中体模与这些活体组织的温升情况比较接近, 可用于对超声温度场的估计中。

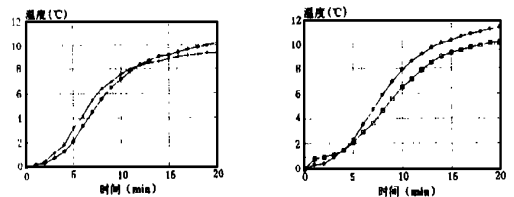


图 3 a) 2cm 处相对温升比较曲线 b) 3cm 处相对温升比较曲线
+ - + 猪腹部, - 猪臀部, - 体模

5 结论

通过调节油、明胶和 n -丙醇的比例, 可以配制出一种与人体软组织的超声特性相近 (下转第 33 页)

平衡台的转动角一般不超过20°：

根据测试车的车型及测试要求，选择一系列风速和风向，更换或改变对风噪声有影响的汽车部件，在不同的部件组配条件下进行车内风噪声测量，得到部件及部件配置对车内风噪声的影响并进行相互比较，由此获得最优部件组配。

4 总结

在高速行驶时，汽车三大噪声源之一的风噪声的影响将增强，甚至超过其它噪声源。产生的原因是由局域气流分离引起的、在车身及突出部件周围不稳定的、强烈起伏的紊流压力。影响车内风噪声的主要因素为观后视镜、天线、车顶货架、车窗、挡风窗、扫雨器、密封系统等相对小部件。车内风噪声的测量和评价通常在全比例整车风洞内由放置于车内的双耳人工头测量系统获得。改变不同的部件及其配置，可以得到车内噪声最低、听

觉上最好的部件组合。

参考文献：

- [1] J. Potthoff. Der Neue Aeroakustik-Fahrzeugwindkanal der Universitaet Stuttgart am Institut fuer Verbrennungsmotoren und Kraftfahrwesen. Akustik und Aerodynamik des Kraftfahrzeugs, Haus der technik Essen, 1994.
- [2] Syed R. Ahmed. Flow-induced noise from ground vehicles-problems and prospects of numerical simulation. Society of Engineering Science, 35th annual meeting, 1998.
- [3] F. Kavarana and S. Stroope. Experimental investigation of radio antenna wind noise. SAE paper No. 971920, 1997.
- [4] J. Wiedemann and G. Wickern. Audi-aeroacoustic wind tunnel. SAE paper No. 930300, 1993.

(上接29页)

的体模。体模的制作中，乳化技术是关键，采用洗洁剂作乳化剂时，容易在乳化过程中引入气穴，因而可适当提高明胶比例并采用高速自动搅拌器完成乳化。通过在超声热疗系统上的实验，发现本体模与活体动物软组织的温升情况虽然比较接近，可用于对超声温度场的估计中，但由于忽略血流对生物热传导的影响而引入的误差仍不可忽视，因此仍需作更进一步的研究。

参考文献：

- [1] J. W. Baish et al. Perfused phantom models of microwave irradiated tissue [J]. J. Biomechan, 1986; 108: 239 ~ 245.
- [2] I. S. Sandhu. Thermal dosimetry system with blood flow simulation [J], NCI Monograph, 1982; 61: 513 ~ 515.
- [3] P. R. Stauffer et al. Validity of an vivo tissue model for hyperthermia dosimetry [C]. Proc.

IEEE/Ninth Ann. Conf. Eng. Med. Biol. Soc, 1987: 997 ~ 999.

- [4] P. J. Benkeser et al. A Perfused Tissue Phantom for Ultrasound Hyperthermia [J], IEEE Transactions on Biomedical Engineering, 1990; 37 (4): 425 ~ 428.
- [5] Ernest L. Madsen et al. Oil-in-gelatin Dispersions for Use as Ultrasonically Tissue-mimicking Materials [J], Ultrasound in Med & Biol, 1982; 8 (3): 277 ~ 287.
- [6] Junru Wu et al. Temperature rise in a Tissue-mimicking Material Generated by Unfocused and Focused Ultrasonic Transducers [J], Ultrasound in Med & Biol, 1992; 18 (5): 495 ~ 512.
- [7] 万明习, 卞正中, 程敬之. 医学超声学原理与技术 [M]. 西安交通大学出版社, 1992.
- [8] 周祖康, 西姆恩斯. 胶体与表面化学原理 [M], 北京大学出版社, 1986.