

高等学校教材

电 磁 场 在生物医学中的应用

王保义 唐敬贤 江汉保 徐 兰

国防工业出版社

内 容 简 介

本书是生物、医学电子学领域中的一门新兴边缘学科。主要内容有生物组织的高频介质特性和测量；电磁波在生物媒质中的传播；医用微波辐射器；电磁场与生物体的相互作用；电磁场在医学中的应用；生物媒质中电磁场的分布与计算方法及实验验证等。本书密切结合多年科研和教学实践，内容丰富，取材适当，注重于基本概念和物理特性及其作用机理的论述，给出适当的数学公式和图表以及媒质特性的测量、实验方法，提供了医疗和工程的实际应用范例。

本书作为高等院校电磁场与微波技术、无线电物理、生物与医学电子学等专业的教学用书，也可供有关科技人员参考。

电磁场在生物医学中的应用

王保义 唐敬贤 江汉保 徐 兰

责任编辑：林秀权

*

国防工业出版社 出版

(北京市海淀区紫竹院南路23号)

(邮政编码100044)

新华书店北京发行所发行 各地新华书店经售

国防工业出版社印刷厂印装

*

787×1092 1/16 印张11 250千字

1990年8月第一版 1990年8月第一次印刷 印数：001—400册

ISBN 7-118-00675-0/TN119 定价：2.25元

出版说明

根据国务院关于高等学校教材工作分工的规定，我部承担了全国高等学校、中等专业学校工科电子类专业教材的编审、出版的组织工作。由于各有关院校及参与编审工作的广大教师共同努力，有关出版社的紧密配合，从1978年至1985年，已编审、出版了两轮教材，正在陆续供给高等学校和中等专业学校教学使用。

为了使工科电子类专业教材能更好地适应“三个面向”的需要，贯彻“努力提高教材质量，逐步实现教材多样化，增加不同品种、不同层次、不同学术观点、不同风格、不同改革试验的教材”的精神，我部所属的七个高等学校教材编审委员会和两个中等专业学校教材编审委员会，在总结前两轮教材工作的基础上，结合教育形势的发展和教学改革的需要，制订了1986~1990年的“七五”（第三轮）教材编审出版规划。列入规划的教材、实验教材、教学参考书等近400种选题。这批教材的评选推荐和编写工作由各编委会直接组织进行。

这批教材的书稿，是从通过教学实践、师生反映较好的讲义中经院校推荐，由编审委员会（小组）评选择优产生出来的。广大编审者、各编审委员会和有关出版社为保证教材的出版和提高教材的质量，作出了不懈的努力。

限于水平和经验，这批教材的编审、出版工作还会有缺点和不足之处，希望使用教材的单位，广大教师和同学积极提出批评建议，共同为不断提高工科电子类专业教材的质量而努力。

电子工业部教材办公室

前 言

本教材系按电子工业部制定的工科电子类专业教材1986~1990年编审出版规划,由电磁场与微波技术教材编审委员会电磁场理论编审小组组织征稿、评选、推荐出版,责任编辑委为全泽松教授。

本教材由四川大学王保义副教授担任主编,电子科技大学全泽松教授担任主审。

本课程的参考学时数为40~46学时,其主要内容为:首先介绍生物组织的介质特性,例如极化特性及极化分子的弛豫过程和它遵守的德拜方程,特别研究了生物组织的复介电常数随温度和离体时间的变化规律,生物组织的人工模拟及介质特性的各种测量方法。接着研究了均匀生物媒质中平面波的传播,并着重介绍了平面分层和球面分层的生物组织在平面波照射下的传播特性。本书对各种类型的医用微波辐射器的电参数和技术性能及简单的设计进行了研究,并介绍了辐射器阵列。为研究电磁场与生物体的相互作用,从微波热效应和非热效应的观点出发,介绍了加热生物物理学基础,微波对人体和生物组织的各个器官(包括细胞组织)的影响,并对其作用机理进行了可能的解释。电磁场在医学中有许多应用,本书着重介绍了在热疗、诊断、治癌中的应用,并介绍了微波针灸及热疗中的直接测温技术。本书的最后部分是研究生物媒质体中电磁场的分布规律和实验方法,推出了生物体内感应电磁场满足的张量积分方程组,并给出了利用矩量法进行数值计算的结果,最后给出一个实用的实测方案。本教材属于新兴的边缘学科,其内容涉及到多种学科,例如生物学,电子学,物理学,医学等。故在使用本教材时应着重抓住基本概念及物理实质,对于复杂的数学公式不必花时间去推导,可以多用本书的结论和给出的图表。书中对一些较深的内容注以“*”号,以供研究生们选择使用。对于一些有争论的问题,我们尽可能介绍不同的观点,以使学生们有一个全面的认识。

本教材由王保义副教授编写第四章和第六章,由唐敬贤副教授编写第二章和第三章的初稿,由江汉保副教授编写第一章并修改和补充了第三章,由王保义和徐兰讲师合编第五章。由王保义统编全稿。参加本教材评审工作的还有楼仁海教授,饶克谨教授,杨铨让教授,黎滨洪副教授,高本庆副教授,袁敬阁副教授等,他们都为本书提出了许多宝贵意见,这里表示诚挚的感谢。由于编者水平有限,书中难免还存在一些缺点和错误,殷切希望广大读者批评指正。

顺便说明:本书是在国家自然科学基金资助的有关课题下,于完成课题研究的同时完成编写工作的。

编 著 者

目 录

第一章 生物组织的高频介质特性及测量	1
§ 1.1 极化特性	1
§ 1.2 极性分子的弛豫现象、德拜 (Debye) 方程	2
§ 1.3 实际生物组织的介质特性	4
§ 1.4 生物组织复介电常数随温度和离体时间的变化	7
§ 1.5 生物组织的人工模拟	9
§ 1.6 生物组织的高频介质特性的测量	11
第二章 电磁波在生物媒质中的传播	25
§ 2.1 均匀生物媒质中的平面电磁波	25
§ 2.2 平面波在平面分层生物组织中的传播	27
* § 2.3 平面波对球面分层组织的照射	32
第三章 医用微波辐射器	37
§ 3.1 医用微波辐射器的基本电参数和技术要求	37
§ 3.2 医用辐射器热图 (SAR分布) 的测量	39
§ 3.3 波导辐射器	43
§ 3.4 喇叭辐射器	51
§ 3.5 医用抛物面和透镜	54
§ 3.6 微带环辐射器	57
§ 3.7 振子辐射器和螺旋辐射器	59
§ 3.8 辐射器阵	68
第四章 电磁场与生物体的相互作用	77
§ 4.1 基本概念和基本方法	77
§ 4.2 微波热效应和非热生物效应简介	80
§ 4.3 微波对晶体视网膜、心血管、内分泌、性机能和中枢神经的影响	82
§ 4.4 微波照射的细胞生物学效应	86
§ 4.5 微波照射对血脑屏障的影响	88
§ 4.6 电磁加热生物物理学基础	90
§ 4.7 人体模型对电磁能量的吸收与热调节系统	95
§ 4.8 电磁加热方法及测量	99
§ 4.9 生物组织中的热图分布	101
§ 4.10 微波非热生物效应的进一步讨论	111
§ 4.11 电磁场与生物体相互作用机理的一些可能解释	114
第五章 电磁场在医学中的应用	124
§ 5.1 电磁波在医学中的可能应用	124
§ 5.2 电磁波热疗	125
§ 5.3 电磁波诊断	127

§ 5.4 微波在治癌中的应用.....	130
§ 5.5 微波针灸.....	137
§ 5.6 电磁热疗中的直接测温技术.....	139
第六章 生物媒质体中电磁场的分布与计算方法及实验验证	142
§ 6.1 引言.....	142
§ 6.2 生物体内电磁场满足的基本方程.....	143
* § 6.3 有源区内并矢格林函数的奇异性——关于场的修正值的计算	148
* § 6.4 在一个有限的生物体内感应电磁场的积分方程	152
* § 6.5 远区电磁场与任意形状的生物体之间的相互作用——张量积分方程法	154
§ 6.6 数值计算与实验结果的比较	158
附录 并矢格林函数简介	165
主要参考文献	168

第一章 生物组织的高频介质特性及测量

在研究电磁场与生物体相互作用时，生物体可看作有一定边界的半导电媒质体。因此研究生物体的介质特性对决定电磁场在生物体内的传播、吸收特性有着重要的作用；例如在微波热疗应用时，我们需要知道正常组织与肿瘤组织介质特性的差别，在微波诊断中，组织和器官的介质特性的变化是一个重要的依据。在微波工业应用，如食品加工、烘干等应用中，材料的介质特性是需要首先知道的参数。

在高频波段，生物组织呈现为一半导电媒质，其介质特性可以用复介电常数 $\epsilon = \epsilon_0 \epsilon_r = \epsilon_0 (\epsilon'_r - j\epsilon''_r)$ 来表示。其中 ϵ'_r 为组织的相对介电常数； $\epsilon''_r = \sigma / \omega \epsilon_0$ 为组织的损耗因子， σ 为组织的电导率，它包括生物体内各种自由离子形成的电导以及在外加电磁场作用下介质损耗的等效电导。生物组织的磁特性，就一般实际情况来说，与自由空间一样，其磁导率可认为是 μ_0 ，因此下面不再讨论生物组织的磁特性。

§ 1.1 极化特性

外加电磁场与生物体相互作用的结果，是生物体内带电粒子和极性分子在外加电磁场作用下产生运动。由于这种运动，在外场作用下生物组织一般可产生三种极化。一种是分子内带正负电荷的粒子在外电场作用下向相反方向移动，使分子内正负电荷重心发生相对位移，因而出现感生电偶极子；另一类是生物组织内固有极性分子（如水分子）在外场作用下产生与外场一致的重新取向运动；第三种情况是生物组织不均匀，在外电磁场作用下在界面或组织膜上出现电荷堆积，形成所谓面间极化或称为麦克斯韦尔-瓦格纳（Maxwell-Wagner）极化。图1.1示出生物组织内带电粒子和极性分子在外场作用下重新分布和取向运动情况。



图1.1 生物组织内带电粒子和极性分子在外电磁场作用下的重新分布和取向运动

从电学中知道，为从宏观上表征介质在外场作用下极化程度，通常使用电极化强度 P 的概念。电极化强度 P 定义为单位体积介质内所有分子电偶极矩的总和，即

$$P = \frac{\sum_i p_i}{\Delta V} \quad (1.1)$$

介质的电极化强度与电通量密度和外场 E 有下列关系

$$D = \epsilon_0 E + P \quad (1.2)$$

式中 ϵ_0 ——自由空间介电常数, $\epsilon_0 = 8.85 \times 10^{-12} \text{ F/m}$ 。

而 D 与 E 有下列熟知的关系

$$D = \epsilon_0 \epsilon_r E$$

所以 P 和外加场 E 有下列简单关系

$$P = \epsilon_0 (\epsilon_r - 1) E = \chi \epsilon_0 E$$

式中 χ ——电极化率, $\chi = (\epsilon_r - 1)$ 。

§ 1.2 极性分子的弛豫现象, 德拜(Debye)方程

我们首先考虑在交变场作用下生物组织中束缚电荷的运动情况。按运动方程

$$m \frac{d^2 x}{dt^2} = qE - m\omega_0^2 x - m\nu \frac{dx}{dt} \quad (1.3)$$

式中 x ——束缚电荷在外场作用下的位移,

E ——外加电场强度,

q ——带电粒子的电荷,

m ——带电粒子的质量。

方程左边表示带电粒子受场力作用产生的加速度和粒子质量的乘积; 方程右边 qE 表示束缚电荷受到的电场力; $m\omega_0^2 x$ 表示束缚电荷粒子受到的弹性束缚力, 与位移成正比, $m\omega_0^2$ 为弹性系数; $m\nu \frac{dx}{dt}$ 表示束缚电荷运动时所受到的阻力, 与运动速度成正比, $m\nu$ 为阻尼系数。弹性系数中 ω_0 表示分子内束缚电荷系统的弹性谐振频率, 阻尼系数中 ν 表示束缚电荷运动时与其它分子、原子碰撞的碰撞频率。

假定我们所研究的外电磁场均为简谐电磁场, 其与时间的关系用 $e^{j\omega t}$ 表示。故从方程 (1.3) 可得到束缚电荷粒子运动速度的解

$$\frac{dx}{dt} = v = \frac{qE}{m[\nu - j(\omega_0^2 - \omega^2)/\omega]} \quad (1.4)$$

式中 E ——交变电场的幅度,

ω ——外加电磁场的频率。

从式 (1.4) 可见, 在考虑了生物组织中束缚电荷运动时所受的各种阻力后, 束缚电荷在外场作用下运动速度是一个复量。这表示束缚电荷粒子运动时有与外场同相和异相两个分量, 即有能量损耗发生。而且从式 (1.4) 看出, 束缚电荷粒子在外场作用下运动速度是一个有限值, 这表示束缚电荷粒子对外场作用的“响应”不能瞬时完成, 而需有一个时延。这个时间等于束缚电荷运动速度除电荷达到新平衡位置时的位移距离。生物组织中束缚电荷粒子对外场作用的“响应”有一定的时延是导致生物组织介电常数随外场频率变化的根本原因, 即生物材料的介电常数具有色散特性。

从方程 (1.3) 解出束缚电荷在外场作用下的位移距离

$$x = \frac{\frac{q}{m} E}{\omega_p^2 - \omega^2 + j\omega\nu} \quad (1.5)$$

从上节极化的讨论可知, 未加电磁场时, 分子内的带电粒子处于其平衡位置, 宏观上下不存在极化现象。在外电磁场作用下, 从式 (1.5) 可知, 束缚电荷将产生位移, 偏离其平衡位置。因而形成一个电偶极矩 p , 若组织内单位体积中出现位移的束缚电荷密度为 ρ , 则根据极化强度的定义式 (1.1) 得到组织内单位体积中呈现的极化强度为

$$P = \rho x = \frac{\rho q E / m}{\omega_p^2 - \omega^2 + j\omega\nu} \quad (1.6)$$

式中 $\rho q / m \epsilon_0$ 具有频率平方量纲。

因此令 $\omega_p^2 = \rho q / m \epsilon_0$ 称为等离子体角频率, 则式 (1.6) 可以改写为

$$P = \frac{\epsilon_0 \omega_p^2 E}{\omega_p^2 - \omega^2 + j\omega\nu} \quad (1.7)$$

这样, 从式 (1.2), 可以得到组织的介电常数的表达式

$$\epsilon = \epsilon_0 \left(1 + \frac{\omega_p^2}{\omega_p^2 - \omega^2 + j\omega\nu} \right) \quad (1.8)$$

由式 (1.8) 可见。由于生物组织中束缚电荷对外加电磁场的“响应”有一弛豫过程, 使组织的介电常数为一复数。

在我们通常所感兴趣的微波和射频波段, 外场工作频率 $\omega \ll \omega_p$, 这是因为分子内束缚电荷的弹性谐振频率 ω_p 落在光谱频段以上, 所以, 在远低于光谱频段以下, 式 (1.8) 可简化为

$$\epsilon = \epsilon_0 \left(1 + \frac{\omega_p^2 / \omega_p^2}{1 + j \frac{\omega\nu}{\omega_p^2}} \right) \quad (1.9)$$

考虑两个极限情况。若外加场的频率为 0 或很低 (如静电场), 式 (1.9) 可化简为

$$\epsilon(0) = \epsilon_0 \left(1 + \frac{\omega_p^2}{\omega_p^2} \right) \text{ 或 } \epsilon_r(0) = 1 + \frac{\omega_p^2}{\omega_p^2} \quad (1.10)$$

若外加电磁场的频率趋于无限大时, 式 (1.9) 又可简化为

$$\epsilon(\infty) = \epsilon_0 \text{ 或 } \epsilon_r(\infty) = 1 \quad (1.11)$$

由 (1.10) 和 (1.11) 两式所代表的两种极端情况看, 生物组织的介电常数均为实数, 这也是可以理解的。从极化的物理过程看, 当外加场为静电场时, 或当外场频率很低时, 组织的极化过程不存在滞后现象, 因而没有因极化过程中滞后现象所造成的损耗; 而当外加电磁场频率趋于无限高时, 所有分子的极化过程早已跟不上外场的变化, 实际上已不导致极化现象出现, 这时组织材料的介电常数趋向于真空的介电常数。

将上述两种极端情况下组织的介电常数值代入式 (1.9), 我们得到生物组织材料相对介电常数随频率变化的德拜 (Debye) 方程。

$$\epsilon_r = \epsilon_r(\infty) + \frac{\epsilon_r(0) - \epsilon_r(\infty)}{1 + j\omega\tau} \quad (1.12)$$

式中 $\tau = \nu / \omega_p^2$, 称为弛豫时间, 与电荷在外场作用下运动时发生碰撞的频率成正比。碰撞频率 ν 越高, 表示电荷运动中发生的碰撞次数多, 电荷“响应”外场作用的运动速度

越慢，弛豫时间就越长。因而弛豫时间 τ 是决定材料介质色散特性的重要参量。

将式 (1.12) 所表示的复介电常数分为实部和虚部， $\epsilon = \epsilon_0(\epsilon' + j\epsilon'')$ ，且根据 $\sigma = \omega\epsilon_0\epsilon''$ ，表示由生物组织分子弛豫过程所造成的损耗的等效电导，则式 (1.12) 可表示为：

$$\begin{aligned}\epsilon' &= \epsilon_r(\infty) + \frac{\epsilon_r(0) - \epsilon_r(\infty)}{1 + (\omega\tau)^2} \\ \epsilon'' &= \frac{\omega\tau[\epsilon_r(0) - \epsilon_r(\infty)]}{1 + (\omega\tau)^2} \\ \sigma &= \omega\epsilon_0\epsilon'' = \frac{\omega^2\tau\epsilon_0[\epsilon_r(0) - \epsilon_r(\infty)]}{1 + (\omega\tau)^2}\end{aligned}\quad (1.13)$$

图 1.2(a) 示出根据式 (1.13) (仅考虑一种极化弛豫过程) 作出的生物组织介电常数 ϵ 随频率的变化曲线。由图上可见，组织的介电常数 ϵ' 在 $\omega\tau = 1$ 附近单调下降， σ 在 $\omega\tau = 1$ 附近单调上升，而表示生物组织介质损耗的 ϵ'' 在 $\omega\tau = 1$ 处呈现一个吸收峰值。图中 $f_c = 1/2\pi\tau$ 称为弛豫频率。

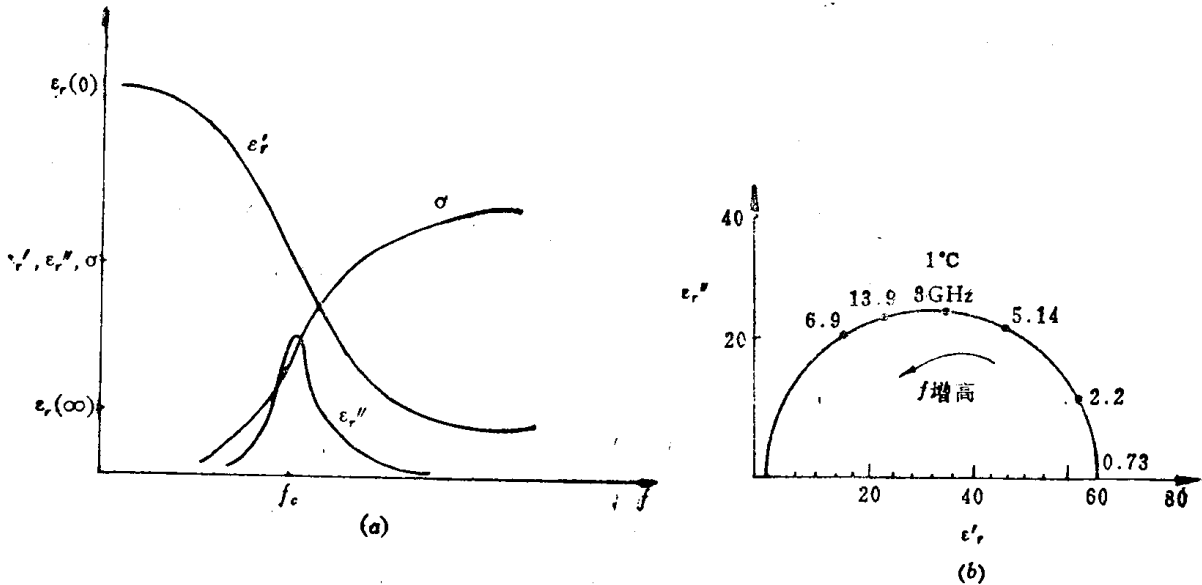


图 1.2 生物组织的介电常数 ϵ 随频率变化曲线

(a) 仅考虑一种弛豫过程时；(b) Cole-Cole 图。

如果将生物组织 (例如肌肉) 的介电常数 ϵ 随频率的变化绘于 ϵ 的复平面内，我们可得到如图 1.2(b) 所示 Cole-Cole 图。从图上我们可清楚看到随频率 f 增高，生物组织的介电常数 ϵ' 下降，而损耗因子 ϵ'' 在弛豫频率处达到最大值。

§ 1.3 实际生物组织的介质特性

上节从一种弛豫过程 (束缚电荷或极性分子对外场的“响应”) 说明生物组织介电常数随频率的变化特性是与实际测试结果很相似的。特别是由于生物组织中含有大量自由水，而水分子是极性分子，在外场作用下水分子发生重新取向运动时有一个弛豫过程，因而德拜方程很好地描述了水的介电常数随频率的变化特性。图 1.3 示出纯水的介电常数在高频段的实测结果。

从图上看到在20℃时纯水的 ϵ'' 约在17.2 GHz达到最大。因此,根据式(1.13),可计算出水的弛豫时间 $\tau = 9.25 \times 10^{-12}$ s。但是,生物组织是一个复杂的有机体组织,除了在细胞内和细胞外存在的自由水分子外,尚有与蛋白质相结合的结合水分子(束缚水),各种带电离子在细胞膜内外的运动均会对实际生物组织的介质特性产生影响。因此,若考虑这些分子或离子在外场作用下的弛豫过程(如在外场作用下带电离子在细胞膜上的充放电过程),实际生物组织在整个频域内的介质特性可表示为所有弛豫过程影响的总和形式

$$\epsilon_r = \epsilon_r(\infty) + \sum_n \frac{\Delta \epsilon_{rn}}{1 + (j\omega\tau_n)} \quad (1.14)$$

式中 $\Delta \epsilon_{rn}$ ——生物组织在远低于和高于弛豫频率时介电常数之差值;

τ_n ——相应弛豫过程的弛豫时间。

图1.4示出生物组织介质特性随频率变化的实验结果曲线。这种曲线对高含水生物组织(如肌肉、内脏等)是典型的。

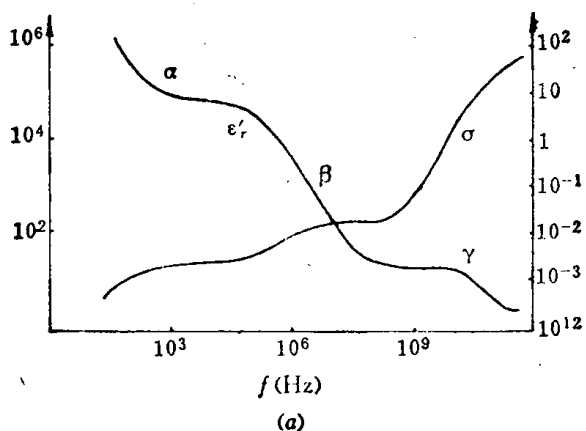


图1.4(a) 生物组织介电常数 ϵ' 和电导率 σ 随频率变化曲线。曲线上标明三个明显的色散区域 α 、 β 、 γ

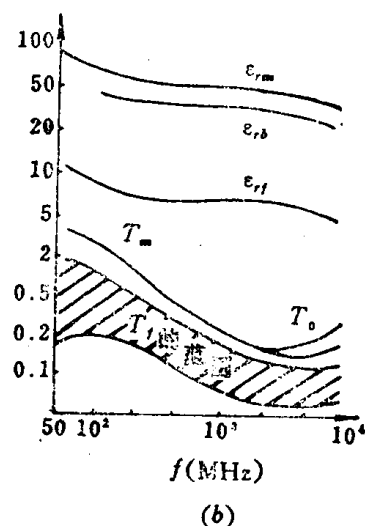


图1.4(b) 生物组织中高含水组织(肌肉和脑)与低含水组织(骨骼和脂肪)的介电常数和损耗角正切的比较
 ϵ_m 、 ϵ_b : 肌肉、脑组织的介电常数; ϵ_f : 骨骼、脂肪的介电常数; T_m 、 T_b : 肌肉、脑组织的损耗角正切; T_f : 骨骼、脂肪的损耗角正切。

从图上可看出生物组织的介电常数 ϵ' 随频率变化有三个明显的色散区域, 分别标以 α 、 β 和 γ , 其中 γ 是由于组织中自由水的弛豫过程所产生, 在室温下, 该弛豫频率发生在20GHz附近; β 色散主要是由于组织中蛋白质和蛋白质内的结合水的弛豫过程所产生; 在更低频率, α 色散主要是由细胞膜的充放电过程所产生。在低频时, 细胞膜的电导远小于其电抗, 细胞膜呈现出绝缘性能, 所以, 在低频时由于细胞膜的充放电过程(这种充放电过程也不是“瞬时”完成, 也有一个弛豫过程), 使生物组织在低频时其相对介电常数 ϵ' 可远大于纯水。

生物组织的介电常数 ϵ' 随频率升高而单调下降, 说明上述三种弛豫过程有相互重叠的区域, 只是在不同频段不同的弛豫机制起主要支配作用而已。生物组织的电导率 σ 在图上所标频率范围内是逐渐上升, 说明生物组织对电磁波的衰减随频率上升而逐渐增大, 因而电磁波透入生物体内的深度将随频率升高而减小。在低频部分, 由式(1.13)描述的组织电导率(由介质损耗产生)将随频率降低而减小, 但组织内离子形成的电导仍存在, 所以在上图所示频率范围内, 组织的总的电导率 σ_T 还应包括离子形成的电导。

故生物组织的总电导率 σ 为

$$\sigma_T = \sigma_0 + \sigma = \sigma_0 + \frac{\omega^2 \tau \epsilon_0 [\epsilon_r(0) - \epsilon_r(\infty)]}{1 + (\omega \tau)^2} \quad (1.15)$$

式中 σ_0 为组织中离子形成的直流电导。

由于无论从生物组织的宏观特性或实际测量中, 我们均不能区分出两种电导的各自影响。所以, 习惯上我们总认为生物组织复介电常数的虚部 ϵ'' 是两种电导总影响的代表, 即有 $\epsilon'' = \omega \epsilon_0 \sigma_T$, 式中 σ_T 应由式(1.15)决定。而生物组织的损耗角正切为 $\tan \delta = \epsilon''/\epsilon'$, 由于生物组织具有相当大的 ϵ'' , 故其损耗角正切通常接近1或比1大。

生物组织中除高含水组织(如肌肉、内脏、脑组织)外, 尚有骨骼、脂肪等低含水组织。这类组织由于含水量低, 其介电常数比高含水组织略低一个数量级, 其随频率的变化见图1.4(b)。

生物组织的相对介电常数和电导率以及其他有关的电参数随频率的变化见表1.1。

表1.1 电磁波在生物组织中的传播特性①

f (MHz)	λ_0 (cm)	低含水量组织					高含水量组织				
		ϵ'_r	σ (ms/m)	λ (cm)	α (dB/cm)	δ (cm)	ϵ'_r	σ (s/m)	λ (cm)	α (dB/cm)	δ (cm)
100	300	7.45	19.1~75.9	106	0.14	60.4	71.7	0.889	27.0	1.30	6.66
200	150	5.95	25.8~94.2	59.7	0.22	39.2	56.5	1.28	16.6	1.81	4.79
300	100	5.7	31.6~107	41	0.27	32.1	54	1.37	11.9	2.23	3.89
433	69.3	5.6	37.9~118	28.8	0.33	26.2	53	1.43	8.76	2.43	3.57
750	40	5.6	49.8~138	16.8	0.38	23.0	52	1.54	5.34	5.64	3.18
915	32.8	5.6	55.6~147	13.7	0.49	17.7	51	1.60	4.46	2.86	3.04
1500	20	5.6	70.8~171	8.47	0.62	13.9	49	1.77	2.81	3.59	2.42
2450	12.2	5.5	96.4~213	5.21	0.78	11.2	47	2.21	1.76	5.11	1.70
3000	10	5.5	110~234	4.25	0.89	9.74	46	2.26	1.45	5.39	1.61
5000	6	5.5	162~309	2.63	1.30	6.67	44	3.92	0.89	11.02	0.788
5800	5.17	5.05	186~338	2.29	1.66	5.24	43.3	4.73	0.775	12.06	0.720
8000	3.75	4.7	255~431	1.73	1.88	4.61	40	7.65	0.578	21.03	0.413
10000	3	4.5	324~549	1.41	2.56	3.39	39.9	10.3	0.464	25.32	0.343

① 表中, α —衰减常数; δ —穿透深度。

最后我们从另一个角度研究一下生物组织含水量与介电常数以及电导率的实用关系。大家知道,人体组织分为两种不同的类型:一种是低含水量的脂肪和骨骼组织;另一种是高含水量的肌肉、皮肤和各种内脏器官。由于在组织液中离子的迁移率与它们在水中的迁移率没有明显的差异,所以可把生物组织看成是蛋白质悬液,其电解液由水和自由离子构成,从而可用介质混合物的理论来研究组织的介电特性与含水率的关系。该组织液中悬粒的体积分数为 P ,则其在0.1GHz频率下的 $\sigma_{0.1}$ 和 $\epsilon_{0.1}$ 与含水量的体积分数 $(1-P)$ 之间的关系如图1.4(c)、(d)所示。图中虚线对应于悬粒为球体、实线代表悬粒轴比为5:1的长球体的情况。对于高含水量的软组织,当37°C时在0.01~18GHz频率范围内的介电参数可由下述经验公式计算,即

$$\left. \begin{aligned} \epsilon' &= 4 + 1.71(f)^{-1.18} + \frac{\epsilon_{0.1} - 4}{1 + \left(\frac{f}{25}\right)^2} \\ \sigma &= 1.35(f)^{0.18}\sigma_{0.1} + \frac{0.0222(\epsilon_{0.1} - 4)f^2}{1 + \left(\frac{f}{25}\right)^2} \end{aligned} \right\} \quad (1.16)$$

式中 f 的单位为GHz, $\sigma_{0.1}$ 的单位是ms/cm, 且 $\sigma_{0.1}$ 和 $\epsilon_{0.1}$ 的大小可从图1.4(c)、(d)的曲线分别查出, 其横坐标以 $1-P$ 为变量。

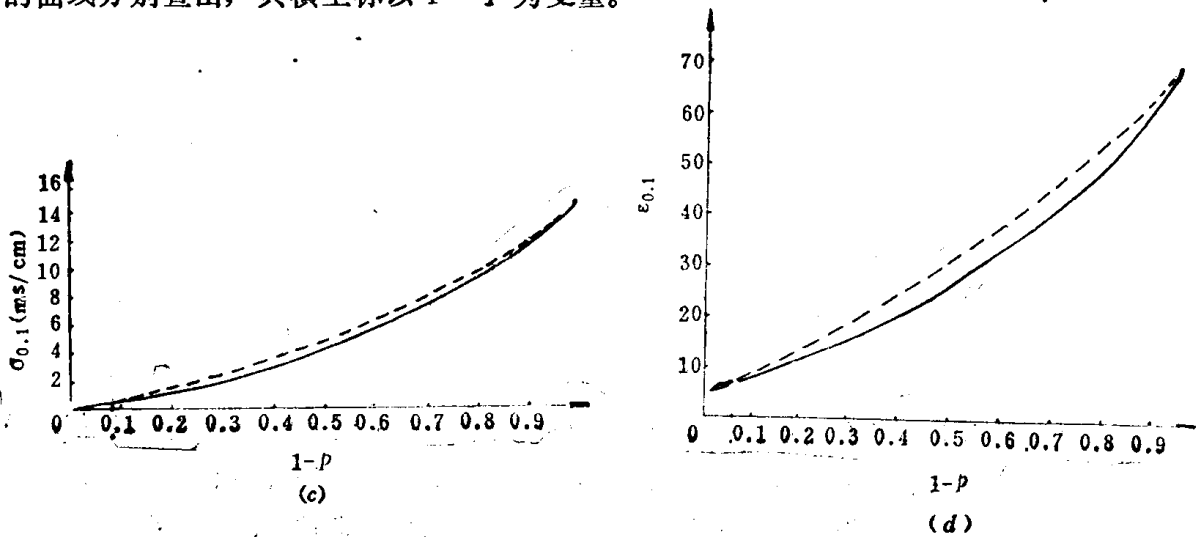


图1.4(c), (d) $\sigma_{0.1}$ 和 $\epsilon_{0.1}$ 与组织含水量的关系

§1.4 生物组织复介电常数随温度和离体时间的变化

肌肉组织的复介电常数(ϵ' 和 σ)随温度的变化见图1.5。由图可见,在频率较低时(0.1GHz),肌肉的电导率随温度变化与海水一样,在室温时,每度引起 σ 的变化约为2.1%;但在较高频率(如9.5GHz),这时肌肉组织的电导主要是由组织中水分子的极化损耗所贡献,所以在高频率部分,肌肉组织的电导率随着温度的增长呈现负值,这主要是由于水的弛豫频率 f_c 随温度升高而升高(在0°C时,水的 f_c 约为9GHz;在20°C时, f_c 约为17.2GHz);在中间频率(1~2GHz),由于两种作用机制相互抵消,即

由于组织的离子电导随温度升高而升高，组织内的自由水极化损耗随温度升高而降低，所以肌肉组织的电导率在室温范围基本保持不变。可见图 1.5 (b) 中的 2.2GHz 曲线。

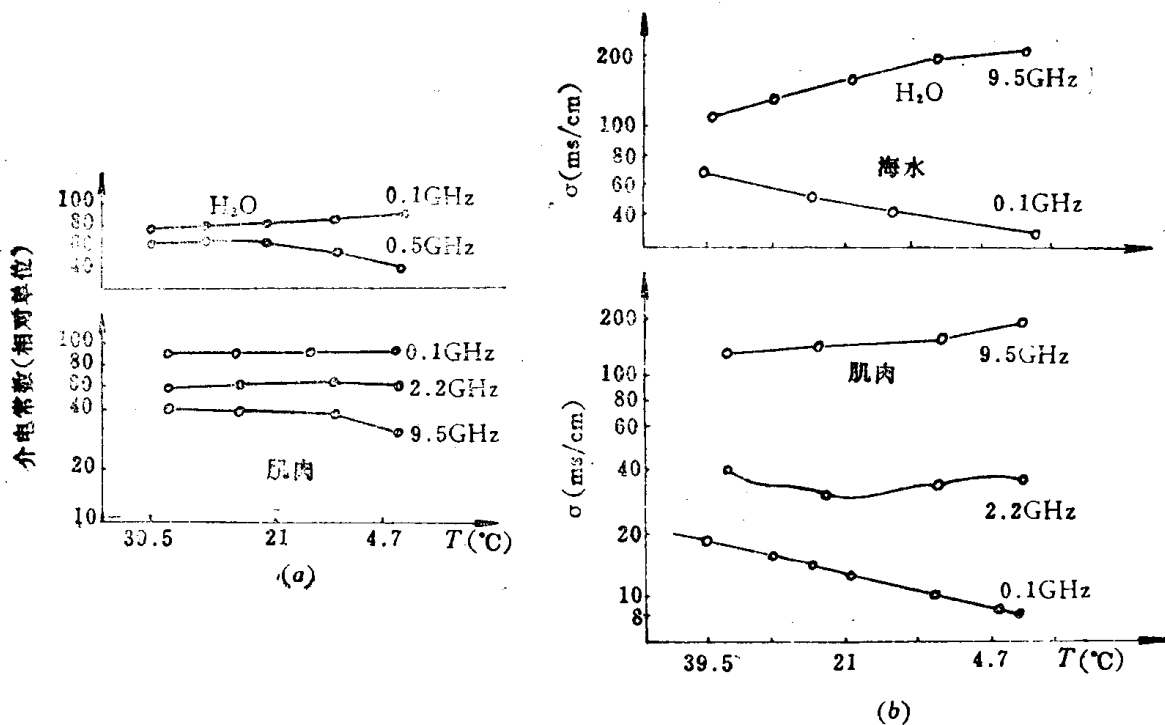


图1.5 肌肉纤维的介电特性 (ϵ' , σ) 随温度 T 的变化曲线

(a) 介电常数 ϵ' 随温度 T 的变化; (b) 电导率 σ 随温度 T 的变化

(图中也标出了纯水 H_2O 和海水的相应变化, 以作对照)。

肌肉组织的介电常数在高频段 (如 9.5GHz) 与水的介电常数随温度变化类似, 具有正温度系数; 但在较低频段 (0.1~2.2GHz) 肌肉组织的介电常数随温度变动不大, 这反映了在低频段肌肉组织内几种弛豫过程的温度效应是相互抵消的。从一般实际应用来看, 在微波波段, 肌肉组织的介电常数随温度变化小于 $2\%/^{\circ}\text{C}$ 。例如在 0.9GHz, $\Delta\epsilon'/\epsilon' = -0.2\%/^{\circ}\text{C}$, 表明肌肉的 ϵ' 在此频段随温度变化不大。

在微波波段, 生物组织的含水量和水分子在外场作用下极化弛豫过程对生物组织的介质特性起主要作用, 所以, 我们可以预料, 离体生物组织只要保存完好, 不失去水分, 其介电常数应变化不大。实验测定离体组织的介电常数的结果, 也证实了上述推论。实验表明, 生物组织在离体后几日内, 只要保存完好, 其介电常数保持稳定。但在低频段 (如音频等) 细胞膜功能破坏, 其介电常数即发生显著变化。

实验还表明, 在微波频段内, 人的肌肉组织、脑组织与其他哺乳动物相应组织的介电特性很接近。只是脂肪组织, 由于不同种类动物脂肪含水量相差较大, 其介电特性相差也较大。人体的某些离体组织在 37°C 时在不同频率下的介电常数 ϵ' 和电阻率 $\rho = 1/\sigma$ 的数值由表 1.2 给出。

表1.2 各种人体组织在37℃时的 ϵ' 和 ρ

频率 (MHz)	25	50	100	200	400	700	1000	3000	8500
组织种类	介电常数 ϵ'								
肌肉	103~115	85~97	71~76	56	52~54	52~53	49~52	45~48	40~42
皮肤			65				43~46	40~45	
心脏				59~63	52~56	50~55			
肝	136~138	88~93	76~79	50~56	44~51	42~51	46~47	42~43	34~33
脾	>200	135~140	100~101						
肾	>200	119~132	87~92	62	53~55	50~53			
肺				35	35	34			
脑	>160	110~114	81~83						
脂肪		11~13		4.5~7.5	4~7		5.3~7.5	3.9~7.2	3.5~4.5
骨髓		6.8~7.7					4.3~7.3	4.2~5.8	4.4~5.4
	电 阻 率 ($\Omega \cdot m$)								
肌肉		113~147		95~105	85~90	73~79	75~79	43~46	12
皮肤			120~139				90~110	37~50	
心脏				95~115	85~100	78~95			
肝	185~210	173~195	154~179	110~150	105~130	85~115	98~106	49~50	15~17
脾		128~151							
肾		90~145		90	85	76~77			
肺		260~450		160	140	130			
脑	220	190~210	180~195						
脂肪		1700~2500		1050~3500	900~2800		670~1200	440~900	240~370
骨髓		2800~5000					1000~2300	445~860	210~600

§ 1.5 生物组织的人工模拟

在用模型实验研究电磁场与生物体相互作用, 用模型实验决定生物体对电磁场的吸收剂量, 决定电磁场在生物体内的分布以及各种辐射器对生物组织或器官的作用时, 我们都需要配制与生物组织介电特性完全相同的人工模拟组织。用模型实验研究电磁场与生物体的相互作用, 决定其吸收剂量等均比较方便、简单, 条件易于控制且可避免生物体自身的生理调节功能的影响。因此模型实验是电磁场生物效应与医学应用研究中一个重要手段。

盖伊 (Guy) 首先提出用水、盐、聚乙烯粉和一种称为 supper-stuff 的胶凝剂(商品名称 Tx-150) 配制模拟肌肉 (200~2000MHz); 用一种聚酯树脂 (商品名称 laminac 4110)、铝粉、碳黑和一种称为 P-102 的甲基乙烷酮过氧化物作为触媒以配制脂肪和骨骼, 这种配方已广泛采用。随后, 我国学者周重光和陈昱午在盖伊的基础上, 进一步研制出 13.56~2450MHz 范围内的模拟肌肉组织的一整套配方。周重光和陈昱午的配方及其介电常数和电导率的测定见表 1.3。

表1.3 周重光-陈昱午模拟肌肉组织配方及其介电常数和电导率的测定值

频率 (MHz)	模拟肌肉组织 (22°C)		配制成分比例 (重量比%)				
	介电常数 ϵ_r'	电导率 σ (s/m)	胶凝剂 TX-150 (%)	聚乙烯粉 (%)	铝粉 (%)	水 (%)	盐 (%)
2450	47.4 ± 0.9	2.17 ± 0.08	8.46	15.01		75.48	1.051
915	51.1 ± 0.6	1.27 ± 0.02	8.42	15.44		75.15	0.996
750	52.5 ± 0.6	1.26 ± 0.04	8.42	15.44		75.15	0.996
433	53.5 ± 0.5	1.21 ± 0.01	8.42	15.44		75.15	0.996
300	54.8 ± 0.7	1.17 ± 0.01	8.42	15.44		75.15	0.996
200	56.7 ± 0.7	1.06 ± 0.02	8.39	15.79		74.92	0.894
100	71.5 ± 1.1	0.89 ± 0.01	9.81		2.12	87.59	0.482
70	84.7 ± 0.5	0.76 ± 0.01	10.36		2.72	86.50	0.424
40.68	97.9 ± 3.8	0.70 ± 0.02	9.68		9.20	80.82	0.303
27.12	113 ± 3.0	0.62 ± 0.02	9.70		9.06	80.97	0.270
13.56	149 ± 3.0	0.62 ± 0.03	9.69		9.15	80.88	0.280

脑和表皮的人工模拟配方及其介电常数的测定见表 1.4; 人工模拟骨骼和脂肪的配方及其介电常数的测定见表 1.5。

表1.4 脑和表皮的人工模拟配方及其介电常数的测定

频 率 (MHz)		介电常数 ϵ_r' ϵ_r''		配 制 成 分 及 比 例			
				H ₂ O (%)	NaCl (%)	聚 乙 烯 粉 (%)	胶凝剂 TX-150 (%)
脑组织	915	34.4	15.2	62.61	0.582	29.8	7.01
	2450	33.6	9.1				
	2450	42	19				
表皮组织	2450	43		60	1.0	39.0% 纤维纸	

表1.5 骨骼和脂肪的人工模拟配方及其介电常数的测定

频率 (MHz)	介电常数 ϵ_r' ϵ_r''		配 制 成 分			
			聚酯树脂 Lamina 4110 (%)	铝粉 (%)	炭黑 (%)	触媒
30	19	16.8	16.8	20.72	0.28	3.5cm ³ /kg
915	5.6	1.3	85.26	14.5	0.24	3.75 g/kg
2450	4.5	0.84	85.26	14.5	0.24	3.75 g/kg

在人工模拟肌肉组织的配方中, 须用胶凝剂 TX-150 来吸收水分, 以使模拟肌肉呈现一种果冻或冻胶状以便应用。胶凝剂 TX-150 目前国内正在研制。在手边一时没有胶凝剂 TX-150 时, 可用面粉代替, 以应急需。配制的成分及比例是: 水: 71%, 聚乙烯

粉：14%；面粉：14.02%；盐：0.98%。配制过程与用面粉制作浆糊相似。本配方可适用于 200~2450MHz 范围内，最大误差不超过 9%，其测定的数据见表 1.6。

表1.6 简易的人工模拟肌肉组织配方及其介电特性的测定

频率 (MHz)	模拟肌肉 (20°C)		配 制 成 分			
	ϵ_r'	σ (s/m)	H ₂ O (%)	面粉 (%)	聚乙烯粉 (%)	NaCl (%)
2450	47.6 ± 1.0	2.27 ± 0.1	71	14.02	14.0	0.98
915	51.0 ± 0.6	1.27 ± 0.02				
750	51.6 ± 0.6	1.23 ± 0.04				
433	53.1 ± 0.8	1.14 ± 0.03				
200	57.6 ± 0.9	1.09 ± 0.03				

上述配方的优点是材料方便易得，但缺点是需要加热配制，水份易于挥发使其成份比例变化，引起介电常数变化，故配制好后应立即密闭且充满模型空间。

在前面研究实际生物组织的介质特性时已经指出，由于生物组织是一个复杂的有机体，体内的各种成份(如水、蛋白质等)有不同的弛豫过程。因此，试图用一种配方来模拟实际生物组织在很宽频带范围内的介质特性是相当困难的。前面所有人工模拟组织均只适用于一定频段范围。另外，人工模拟组织的介电常数还会随环境温度而变化，要严格模拟生物组织特性，也需在规定的温度范围内使用人工模拟组织。

§ 1.6 生物组织的高频介质特性的测量

前面已研究过生物组织的高频介质特性，下面将研究如何测定其高频介质参数。

材料的介电常数测量是一项基本测量技术，在高频——微波波段，通常使用分布参数电路或元件。常用的方法可分为反射法、传输法、谐振腔法和空间波法。但针对生物材料样品或模拟人工组织样品，使用反射法、传输法和谐振腔法比较方便。空间波法更多用于毫米波段。除上面提到的属于“频域”测量技术外，最近几年还研究出“时域”测量技术——时域反射计法，有关工作可参考最近测量技术文献。

如前所述，生物组织材料的特点是由于生物材料在离体后其特性会与“在体”时有些差异，因此直接测定活体组织的介质特性就显得更为重要。近年，随着计算机技术的推广应用，我们已能在宽频带范围内对生物组织的介质特性进行快速和更准确的测定，因而大大促进了人们对电磁辐射生物效应本质的认识。

一、反射法

1. 终端短路法 本方法是一个比较经典的方法。将生物组织(或模拟组织)置于测试系统末端，其输出端接短路板或开路器(即 $\lambda_r/4$ 短路器)，以产生全反射，如图 1.6 所示。根据填充生物组织试样后引起的驻波波节偏移和驻波比的变化，可以确定生物组织试样的相对介电常数和损耗因子，如图 1.7 所示。