

低频超声透皮给药系统压电-声-热计算模型^{*}

彭瀚旻^{1,2}, 陈致钧², 卢鹏辉², 冒林丽²

(1. 南京航空航天大学超声电机国家地方联合工程实验室 南京, 210016)

(2. 南京航空航天大学机械结构力学及控制国家重点实验室 南京, 210016)

摘要 为分析低频超声透皮给药过程中由超声空化引起的发热问题, 基于压电方程、热平衡方程和声压平衡方程, 利用 COMSOL 有限元软件建立了低频超声透皮给药过程中压电-声-热耦合仿真计算模型。通过理论分析和 FLIR 热成像仪的温度测量实验, 获得了系统在超声输入功率为 5.5 W、频率为 21 kHz 下的温度场分布与外表面最大温度变化曲线。超声换能器与低频超声透皮给药系统(空气中)的温度场分布及其最大温度值的仿真分析结果都与实验值一致, 即在低频超声透皮给药过程中, 药液中超声空化会造成声波大幅衰减, 从而把部分声能直接转化为热能, 导致药液温度快速上升, 15 min 时外表面最高温度可达 40℃, 内部辐射头下方最大温度的理论值可达 41.3℃, 达到了低频超声透皮给药的温度安全要求(≤42℃)。计算与实验结果表明, 所建立的压电-声-热耦合计算模型可以预测系统温度变化, 可用于超声作用时间、换能器结构尺寸和材料参数的优化设计。

关键词 低频超声; 透皮给药; 超声换能器; 多场耦合; 有限元

中图分类号 TH113.1; TJ02; Q819

引言

20 世纪末, 科学家们发现低剂量的超声可以提高药物渗透效率, 其物理效应中的机械效应(波的传播)和热效应都可以改善生物组织的压力、张力和血液流动速度, 促进组织代谢, 刺激神经系统等加速康复的作用。Mitrogotri 等^[1-2]发表了关于利用更低超声频率(20 kHz)在皮肤透皮给药实验中验证了胰岛素、 γ -干扰素和促红细胞生成素等蛋白质的低频超声透皮给药方法, 对传统的治疗性超声频段(1 MHz)和低频超声频段(20 kHz)在 4 种不同渗透液中进行了对比测试, 发现低频超声对渗透率的促进作用是治疗性超声的 1 000 倍^[2]。以此为基础, 低频超声透皮给药被应用于药液渗透、麻醉等领域。Katz 等^[3]在临床上对 42 名健康的志愿者进行了局部麻醉的低频超声透皮给药, 使麻醉时间从 60 min 缩短到 5 min。Park 等^[4]使用超声阵列结构的换能器(20 kHz)进行超声透皮渗透, 使葡萄糖水平在 60 min 后下降到 72±5 mg/dl。Zhang 等^[5]使用低频超声透皮给药技术来缩短局部镇痛起效时间。吕川^[6]发现低频超声透皮给药方法可显著提高

猪超长宽比例筋膜皮瓣的毛细血管密度, 延长给药时间, 显著提高皮瓣的成活率。

为了进一步把低频超声透皮给药技术应用于临床, 人们开始关注其对生物组织的安全问题。Boucaud 等^[7]发现当超声在溶液中的强度低于 2.5 W/cm² 时皮肤没有明显变化, 而强度到达 5.2 W/cm² 时则造成表皮脱落和真皮上部水肿。长时间且连续在 4 W/cm² 的超声强度下, 皮肤组织结构也发生改变, 如表皮和真皮坏死脱落。Farzaneh 等^[8]在综述中总结低频超声不能使生物组织的温度超过 42℃, 过高的温度将破坏药液和生物组织的活性。但是, 低频超声透皮给药中的温升与超声换能器之间的关系却鲜有研究, 超声换能器结构尺寸参数与材料的选取对温度的影响规律未知。在超声换能器设计领域, 梁松等^[9]利用 COMSOL Multiphysics 有限元软件对换能器压电耦合和声场模型进行了分析计算, 获得了液体中的声压分布。笔者拟建立低频超声透皮给药过程中压电-声-热多物理场耦合计算数学模型, 通过有限元计算获得给药系统的温度分布及温升规律, 为设计满足温度安全性能要求的低频超声透皮给药用换能器奠定理论基础。

^{*} 国家自然科学基金青年基金资助项目(51405224); 江苏省科技计划青年基金资助项目(BK20140818); 中央高校基本科研业务费专项资金资助项目(NJ20140027); 江苏省大学生创新创业训练计划资助项目(201510287010Y)
收稿日期: 2015-06-26; 修回日期: 2015-07-20

1 低频超声给药系统结构

1.1 夹心式超声换能器结构

低频超声透皮给药系统中可以使用多种不同类型的超声换能器来产生透皮给药所需的超声波,其中以夹心式超声换能器和贴片式超声换能器最为普遍。笔者以苏州工业园区海纳科技有限公司的夹心式超声换能器为例,其结构如图1所示。其工作原理为:当在压电陶瓷上施加 21 kHz 的驱动电压时,压电陶瓷的逆压电效应使整个结构产生共振(纵向振动),变幅杆的前端向外发送出 21 kHz 的低频超声波。

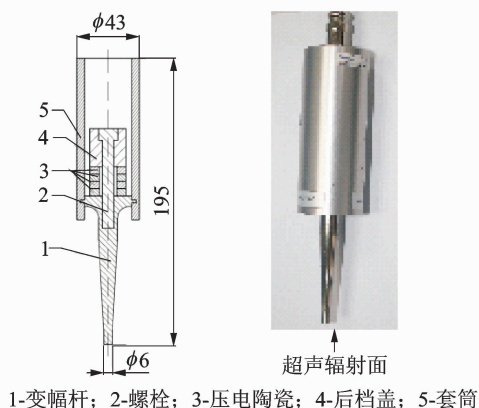


图1 21 kHz 超声换能器(单位:mm)

Fig.1 21 kHz ultrasonic transducer (unit: mm)

1.2 Franz 透皮扩散池

为测量药液在皮肤表层的透皮渗透过程,通常采用 Franz 透皮扩散池,它是一种模拟皮肤表面药物渗透过程的系统(即体外实验)。本研究的低频超声透皮给药系统采用天津正通公司 TT-8 透皮仪系统,用于模拟和测量皮肤上药物透皮渗透的过程,系统如图2所示。Franz 透皮扩散池结构及主要尺寸如图3所示,主要包括供给体、聚四氟乙烯压盖、皮肤(人造皮肤或者真实离体皮肤)和接受体等部件。此系统工作原理为:超声换能器在药液(图2中扩散池的黄色液体)中激发出超声波,超声波破坏皮肤角质层,打开或加强渗透通道,使扩散池上方供给体中高浓度药液加速透过皮肤进入下方的接受体内,从而增加接受体中药液的浓度,达到低频超声透皮给药的目的。整个扩散池系统进入在恒温水域系统中,温度一般设定在 32~37℃ 之间(模拟人体体表或体内温度)。

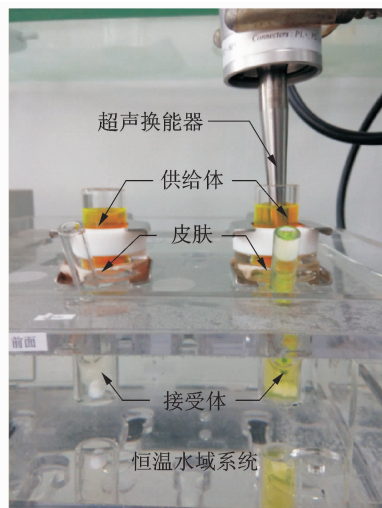


图2 低频超声透皮给药系统

Fig.2 Low-frequency sonophoresis system

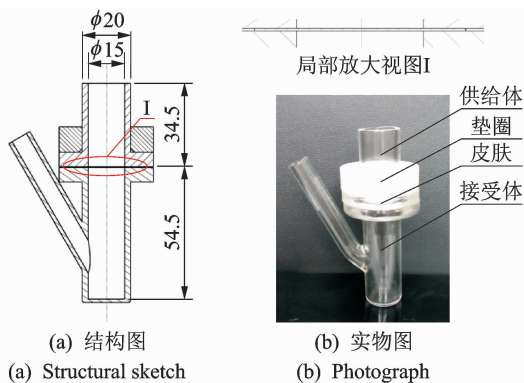


图3 低频超声透皮给药用扩散池结构(单位:mm)

Fig.3 Structure of diffusion cell in low-frequency sonophoresis (unit: mm)

2 压电-声-热耦合模型

2.1 理论模型

低频超声透皮给药过程是一个多物理场耦合的复杂过程,主要包括电场、力场、声场和热场的综合作用,主要的能量转化关系如下:

1) 电能主要通过压电陶瓷的逆压电效应转化为超声换能器的振动能(此外还有很小一部分通过介电损耗和电路中的电损耗化为热能);

2) 一小部分的振动能通过结构的阻尼损耗化为了热能;

3) 大部分的振动能通过超声辐射面转化为药液中的声能;

4) 部分声能又通过液体和皮肤中的介质耗散转化为热能。

本研究的理论模型主要考虑压电、声、热几个物理场的变化关系,通过有限元仿真计算,获得最终药液和皮肤内的温度场分布。根据压电平衡方程,即可获得电场与力场之间的耦合关系(详细可参见文献[10])。

固体和流体传热时温度场的瞬态方程为

$$\rho C_p \frac{\partial T}{\partial t} + \rho C_p \mathbf{u} \nabla T - \nabla(k \nabla T) = Q \quad (1)$$

其中: T 为温度; t 为时间; ρ 为密度; C_p 为常压热容; k 为导热系数; ∇ 为梯度; \mathbf{u} 为速度场(矢量矩阵); Q 为总热功率密度(总热源)。

由于考虑了溶液和皮肤的声衰减,其声压平衡方程可以利用复数 i 表示为

$$\nabla \frac{1}{\rho_c} (\nabla p_t - q_d) - \frac{k_{eq}^2 p_t}{\rho_c} = 0 \quad (2)$$

其中: $p_t = p + p_b$; $k_{eq}^2 = (\frac{\omega}{c_c})^2 - (\frac{m}{r})^2$; $k_a = \frac{\omega}{c} - i\alpha$; $\rho_c = \frac{\rho c^2}{c_c^2}$; $c_c = \frac{\omega}{k_a}$; ρ_c 为复数密度; c_c 为复数声速; p_t 为总声压; $\omega = 2\pi f$ 为角频率(f 为驱动频率); α 为声衰减系数。

为建立整个系统压电-声-热之间理论关系,首先建立超声换能器的热传递模型,认为换能器热量^[11]主要来自结构振动的耗散功率 Q_{ml} 与压电陶瓷的介电损耗功率 Q_{di} ,可表示为

$$\begin{cases} Q_{ml} = \frac{1}{2} \omega \eta_m \text{Re}[\text{Sconj}(\mathbf{cS})] \\ Q_{di} = \frac{1}{2} \omega E^2 \epsilon_p \eta_e \end{cases} \quad (3)$$

其中: η_m 为结构阻尼损耗因子; η_e 为介电损耗因子; $1/2 \text{Re}[\text{Sconj}(\mathbf{cS})]$ 为应变能储能密度函数; $\omega = 2\pi f$ 为角频率(f 为驱动频率); ϵ_p 为介电常数; E 为电场强度。

将式(3)代入式(1)中的 Q 即可获得振动与热的耦合关系,并根据初始条件和边界条件求得温升。

超声换能器在药液中工作时将大部分能量转化为声能,声能到达一定程度后引起声空化,进一步导致药液和皮肤温度上升。其中,空化及皮肤引起的热量主要来源于声能产生的平均声功率(也称为声强) I ,平面波假设下热功率密度 Q_t 、平均声功率密度 I 与声压之间的关系^[12]为

$$I = p_e^2 / \rho c = p^2 / 2\rho c \quad (4)$$

$$Q_t = 2\alpha I \quad (5)$$

其中: $p_e = p/\sqrt{2}$ 为有效声压; ρ 为密度; c 为声速; α

为声衰减系数。

将式(5)与式(3)中的功率密度代入式(1),再考虑初始条件和边界条件后即可获得整个系统的温升分布。其中,边界条件中的外部空气自然对流系数^[13]为

$$(G_r P_r) = \frac{gL^3 \beta \Delta T P_r}{\nu^2} \quad (6)$$

$$h = N_u \frac{k}{L} = C(G_r P_r)^n \frac{k}{L} \quad (7)$$

其中: G_r 为格拉晓夫准则; P_r 为普朗特(Prandtl)准则数; h 为对流传热系数; $\beta = 1/T$ (T 为绝对温度)为容积膨胀系数; g 为重力加速度; ν 为运动黏度; L 为定型尺寸(垂直壁和水平比分别为高度和宽度); ΔT 为壁与自然环境空气的温度差(由实验值确定); k 为空气导热系数; $N_u = C(G_r P_r)^n$ 为努塞尔准则。

C 与 n 的取值主要取决于层流、紊流、垂直壁和水平壁等,是实验获得的经验值。

2.2 仿真计算

为求解以上压电-声-热耦合方程,笔者以 COMSOL 有限元商务软件为基础,对整个低频超声透皮给药系统进行分析和仿真计算。为便于计算上述复杂的物理场耦合,进行以下主要假设和简化:

1) 忽略超声换能器和扩散池对环境的热辐射,因为实际测量的系统最高温度与环境温度差小于 20°C ,其热交换过程中的热传递与对流换热起主要作用,热辐射的影响可以忽略不计;

2) 扩散池的玻璃内表面为硬声场边界,即表面上声能完全反射不存在吸收;

3) 皮肤的复杂结构简化为具有一定声衰减系数的薄层材料;

4) 由于主要考虑扩散池供给体及皮肤的温度变化规律,为简化 3D 模型,减少计算量,忽略扩散池接受体中支管对声能和传热的影响。

仿真计算时的主要结构部件的部分尺寸参数见图1、图3和表1,零部件的材料及性能参数^[14]见表2,部分参数来源于 COMSOL 软件的材料数据库。在 COMSOL 建模过程中,超声换能器本体采用固体力学与静电耦合(压电模块)的计算模块,换能器与溶液液边界采用声-结构边界耦合(固体力学与压力声学耦合)的计算模块,固体传热模块则包括整个系统,内部空气和溶液设为流体传热,其余为固体传热。

表 1 零部件主要结构参数尺寸

Tab. 1 Main structural parameters of parts

零件名称	外径/mm	内径/mm	高度/mm
压电陶瓷	25.0	12	5.0
后挡盖	25.0	8	26.0
变幅杆法兰盘	38.6	8	2.2
变幅杆辐射头	6.0	—	10.0
套筒	43.0	38	110.0
螺栓	8.0	—	60.0
供给体内药液	15.0	—	25.0
皮肤	25.0	—	0.3
接受体内 PBS 溶液	15.0	—	54.0

表 2 主要零部件材料及物理参数

Tab. 2 Materials and physic parameters of main parts

零件名称	材料	密度/ ($\text{kg} \cdot \text{m}^{-3}$)	导热系数/ ($\text{W} \cdot (\text{m} \cdot \text{K})^{-1}$)	常压热容/ ($\text{J} \cdot (\text{kg} \cdot \text{K})^{-1}$)
压电陶瓷	PZT-8	7 650.0	2.1	420.0
后挡盖	钛合金	4 428.7	7.1	545.4
变幅杆	钛合金	4 428.7	7.1	545.4
套筒	铝合金	2 730.0	155.0	893.0
螺栓	铬钼	7 850.0	44.5	475.0
	合金钢			
溶液(供给)	水	997.6	0.62	4 177.2
皮肤	皮肤	1 109.0	0.37	3 391.0
溶液(供给)	水	997.6	0.62	4 177.2
空气	空气	1.147	0.026 7	1 006.0

初始条件如下:空气中超声换能器单独温升时起始温度为 26°C ,环境温度为 25°C ,压电陶瓷施加电压为 58 V_{pp} (峰-峰值);超声换能器作用在 Franz 扩散池上,起始温度为 26°C ,环境温度为 25°C ,电压为 83 V_{pp} 。(以上值都与实验时取值一致,有效功率都约为 5.5 W)。

边界条件如下:超声换能器的铝合金外壁设为固定边界;溶液、皮肤与玻璃内壁接触部分简化为硬声场边界,与空气接触部分简化为软声场边界;整个系统外部设为自然对流边界。

在计算压电-声-热耦合场过程中,压电陶瓷、螺栓及铝合金的结构阻尼损耗因子分别设为 0.011 , 0.002 和 0.002 ,忽略钛合金的结构阻尼损耗因子(钛合金损耗因子远小于钢和铝合金的值),根据式(3)即可获得机械损耗和介电损耗。

溶液中由于超声空化产生的气泡会对声波传递产生反射、散色、介质黏滞、热传导等因素^[15-16],造成声能的衰减,其溶液(供给体)平均声衰减系数根据实验值分别等效为 $25 \text{ NP/m}^{[16]}$ 与 20 NP/m ,声速取 $1 500 \text{ m/s}$ 。由于皮肤很薄且内部空隙一般小于

低频空化气泡的直径,故忽略皮肤内空化引起的声衰减,认为皮肤的温度主要由上下溶液的空化热量传递而来。把上述等效衰减系数代入式(5)即可求得声能在溶液内产生的热能密度。

整个系统与外界的对流换热可由式(6)和式(7)求得, ΔT 对应 15min 时实验测量的垂直壁与水平壁的温度与环境温度差分别为 9.4 K 与 1.3 K ,代入结构与材料物理参数后求得垂直壁与水平壁的 h 分别为 $4.6 \text{ W}/(\text{m}^2 \cdot \text{K})$ 与 $2.3 \text{ W}/(\text{m}^2 \cdot \text{K})$ 。

3 测试系统

为验证压电-声-热耦合模型的有效性和准确性,笔者采用了德国 Polytec 公司 PSV-500 型激光多普勒测振仪和美国的 FLIR i7 型热成像仪(分辨率为 0.1°C),分别测量超声换能器变幅杆前端超声辐射面的振动分布以及系统在 15 min 内的热场分布。振动与温度测量时,超声换能器的输入功率都维持在 5.5 W 左右,工作频率约为 21 kHz 。其中,FLIR 热成像测量系统如图 4 所示,热成像仪与超声换能器都被固定不可移动,每分钟记录一次热成像数据,获得整个低频超声透皮给药系统外表面的温度。实际上,Franz 扩散池给药时是在恒温水浴系统中(图 2),但是由于水温会阻断扩散池下方的温度测量,故笔者采用整个系统在空气中的测量方法,仅用于本计算模型的测评。

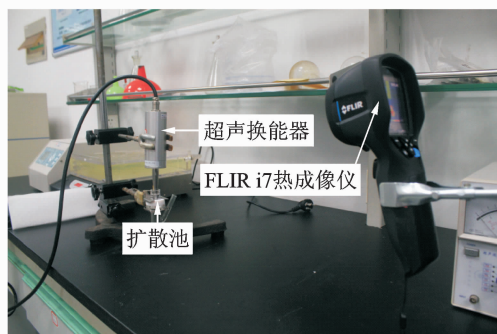


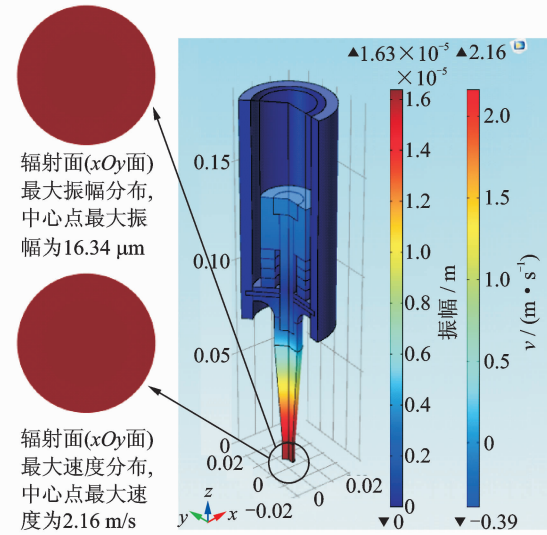
图 4 FLIR 热成像测量系统

Fig. 4 Thermal imaging system with an infrared camera (FLIR)

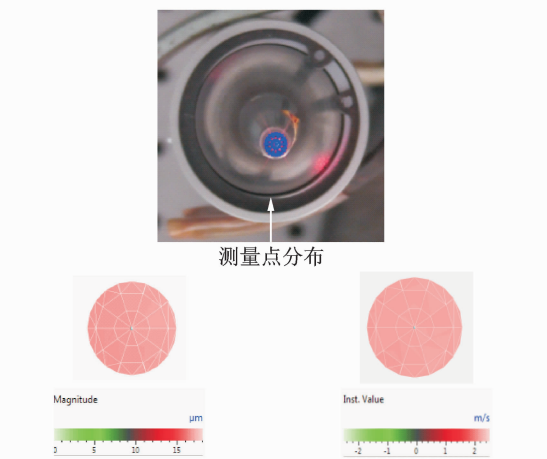
4 计算与实验结果讨论与分析

根据第 2 节中的理论和计算方法,在 58 V_{pp} 激励下超声换能器空气中的振动幅值分布与速度分布由 PSV-500 型激光多普勒测振仪测量所得,结果如

图 5(a) 所示, 其辐射面最大振幅与速度分别达到 $16.34 \mu\text{m}$ 和 2.16 m/s , 与实验测量值 (见图 5(b)) 接近。因此, COMSOL 中利用压电方程获得关于压电耦合的振动场分布, 特别是辐射面的振动分布与实际测量情况基本一致, 从而验证了压电-声-热耦合计算中压电耦合模块的计算方法的有效性。



(a) 高度方向的振幅和速度分布(21.1 kHz激励下仿真结果)
(a) Amplitude and velocity distribution in height direction (simulation results at 21.1 kHz)



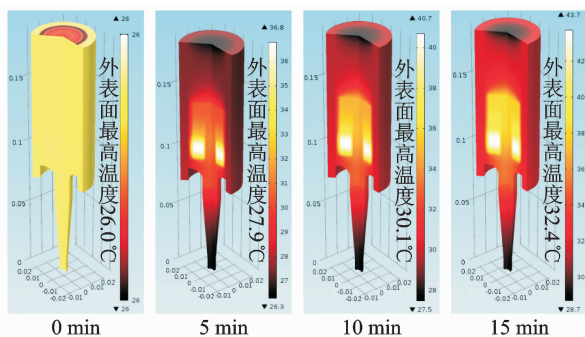
(b) 辐射面的振幅和速度分布(21.0 kHz激励下测试结果)
(b) Amplitude and velocity distribution at radiation face (test results at 21.0 kHz)

图 5 超声换能器振动仿真计算与测量结果(空气中)
Fig. 5 Vibration simulation and test results of ultrasonic transducer (in the air)

结合式(3), 利用压电耦合模块中计算所得的储能密度函数就可以计算出机械损耗与介电损耗的能量密度, 再代入式(1), 并结合初始条件和边界条件, 即可计算出不同时间段内其内部及表面温度分布场

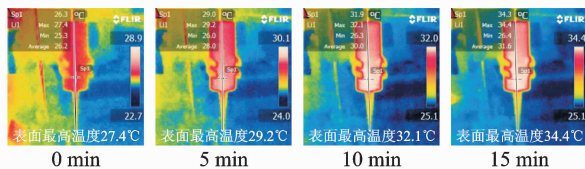
结果, 如图 6(a) 所示; FLIR i7 测量的不同时间下超声换能器表面温度场分布如图 6(b) 所示; 表面温度最大值随时间的变化关系如图 6(c) 所示。从图中可以看出, 不同时刻测量所获得的表面温度分布与仿真计算结果类似, 温度测量值则稍大于仿真计算结果, 这是由于仿真时没有考虑电路内部的电损耗引起的发热等因素。因此, 压电-热耦合计算方法适用于此类超声换能器。根据图 6(a), 当超声换能器空载时(或者近似认为空气是负载), 5.5 W 的输入功率通过结构的机械损耗和压电材料的介电损耗转化为自身的热量, 且机械损耗效果远大于介电损耗, 其中钛合金(TC4)的机械损耗非常小, 可忽略不计。此外, 从图 6(c) 可以看出, 在 15 min 内, 换能器的温升并未达到稳态, 还呈现递增趋势, 但是超声透皮给药过程一般很短, 通常几分钟至十几分钟即打开皮肤渗透通道, 然后撤去超声让药液自由渗透。因此, 笔者只考虑超声作用的前 15 min 对药液的温度影响。

考虑超声换能器在 Franz 扩散池透皮给药工作中产生的热量, 先通过上述方法, 获得压电耦合场的振动计算结果, 再结合声-结构边界与式(2) 获得溶液及皮肤内的声压 p 分布, 然后把 p 代入式(4) 和式(5) 获得溶液和皮肤产生的热量, 最后通式(1) 获得整个系统的温度分布, 如图 7(a) 所示。不同时间下超声换能器表面温度场分布如图 7(b) 所示, 表面温度最大值随时间的变化关系如图 7(c) 所示。从图中可以看出, 外表面温度场分布和温升值的计算结果与实验测量值基本一致, 说明笔者提出的压电-声-热多场耦合计算模型适用于低频超声透皮给药系统, 可以近似满足预测要求。对比图 6(a) 和图 7(a) 可知, 当溶液成为超声换能器负载时, 机械损耗与介电损耗所产生的热量大幅下降。如图 7(a) 中压电陶瓷与螺栓位置处的温度所示, 而整个系统温度最高处在超声辐射头下方和皮肤上方, 这是由于声能通过超声空化转化为热量的结果, 说明整个系统同样为 5.5 W 的输入功率时, 能量主要是通过声能中的声衰减转化为溶液和皮肤的热量而耗散了, 而不是如图 6(a) 中所示结构振动的机械损耗占据主要地位。同时, 15 min 计算所得的最高温度在皮肤上方, 可达 41.3°C , 几乎达到透皮给药温度的安全阈值^[8] ($\leq 42^\circ\text{C}$)。从仿真结果可以得出, 此换能器的输入功率在不超过 5.5 W 、工作时间不超过 15 min 时, 其给药操作是有效的。



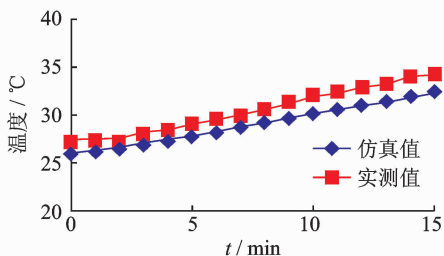
(a) 不同工作时间内高度方向的温度分布
(21.1 kHz激励下仿真结果)

(a) Temperature distribution with different time in height direction (simulation results at 21.1 kHz)



(b) 不同工作时间内外表温度分布(21.0 kHz激励下测量结果)

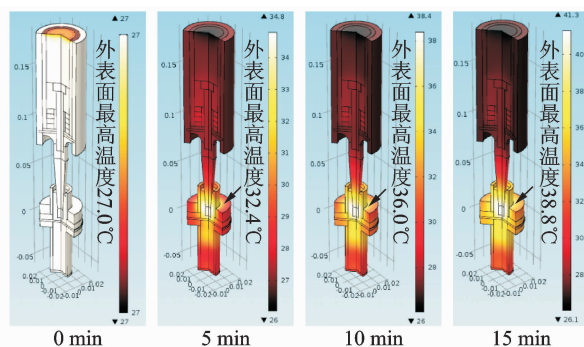
(b) Temperature distribution with different time at outside face (test results at 21.0 kHz)



(c) 超声换能器表面最高温度随时间变化对比

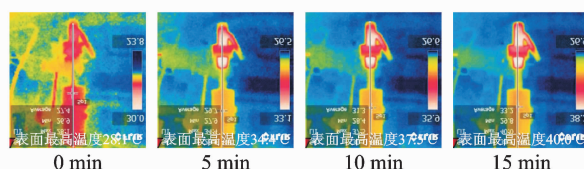
(c) Maximum temperature of at ultrasonic transducer's surface with different time

图6 超声换能器温度场仿真计算与测量结果(空气中)
Fig. 6 Temperature simulation and test results of ultrasonic transducer (in the air)



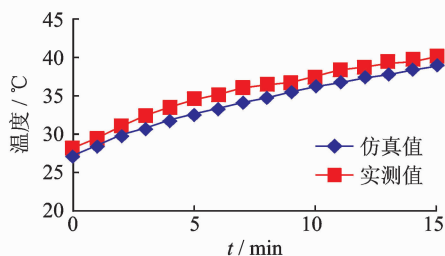
(a) 不同工作时间内高度方向的温度分布
(21.1 kHz激励下仿真结果)

(a) Temperature distribution with different time in height direction (simulation results at 21.1 kHz)



(b) 不同工作时间内外表温度分布(21.0 kHz激励下测量结果)

(b) Temperature distribution with different time at outside face (test results at 21.0 kHz)



(c) Franz扩散池表面最高温度随时间变化对比

(c) Maximum temperature of Franz diffusion cell with different time

图7 超声换能器及Franz扩散池温度场仿真计算与测量结果(空气中)

Fig. 7 Temperature simulation and test results of ultrasonic transducer and Franz diffusion cell (in the air)

5 结束语

笔者基于 COMSOL 有限元软件,对低频超声透皮给药系统建立了压电-声-热多场耦合模型,仿真计算出系统在空气中工作 15 min 内的瞬态温升,扩散池外表面温升计算结果与实验测量结果相差 5%。超声换能器在一定条件下满足低频超声透皮给药的温度安全要求($\leq 42^{\circ}\text{C}$),表明所述模型可用于低频超声透皮给药系统及其压电换能器的优化设计。此外,通过模型分析发现,超声给药过程中,热量主要集中在辐射头下方,主要来源于超声空化造成声波衰减而产生的温升,在结构设计时应予以足够关注。

参 考 文 献

- [1] Mitragotri S, Blankschrein D, Langer R. Ultrasound-mediated transdermal protein delivery [J]. Science, 1995, 269(5225): 850-853.
- [2] Mitragotri S, Blankschrein D, Langer R. Transdermal drug delivery using low-frequency sonophoresis [J]. Pharmaceutical Research, 1996, 13(3): 411-420.
- [3] Katz N, Shapiro D, Herrmann T, et al. Rapid onset of cutaneous anesthesia with EMLA cream after pretreatment with a new ultrasound-emitting device [J]. Anesthesia and Analgesia, 2004, 98(2): 371-376.
- [4] Park E, Werner J, Smith N B. 3B-1 noninvasive insu-

- lin delivery in large pigs (100 lbs) using the light-weight cymbal array[C] // Ultrasonics Symposium. New York, NY, United States; Institute of Electrical and Electronics Engineers Inc., 2007.
- [5] Zhang Guoliang, Lu Rongjun, Chen Xin. Application of low frequency ultrasound to promote topical eutectic mixture of local anesthetics induced analgesia; a randomized controlled study[J]. Chinese Journal of Clinical Rehabilitation, 2004, 8(17): 3364-3365.
- [6] 吕川. VEGF、FGF-2 低频超声透皮给药系统对猪超长筋膜瓣应用的初步研究[D]. 上海:第二军医大学, 2009.
- [7] Boucaud A, Montharu J, Machet L, et al. Clinical, histologic, and electron microscopy study of skin exposed to low-frequency ultrasound[J]. Anatomical Record, 2001, 264(1): 114-119.
- [8] Ahmadi F, Mccloughlin I V, Chauhan S, et al. Bio-effects and safety of low-intensity, low-frequency ultrasonic exposure[J]. Progress in Biophysics and Molecular Biology, 2012, 108(3): 119-138.
- [9] 梁松,张义民. 超声清洗换能器设计及性能分析[J]. 振动、测试与诊断, 2013, 33(S2): 87-90.
Liang Song, Zhang Yimin. Ultrasonic cleaning transducer design and vibration performance research[J]. Journal of Vibration, Measurement & Diagnosis, 2013, 33(S2): 87-90. (in Chinese)
- [10] 王矜奉,苏文斌,王春明,等. 压电振动理论与应用[M]. 北京:科学出版社, 2011.
- [11] Rajesh J T, Benjamin V V, Ramamoorthy V. Heat generation from dielectric loss and vibration using COMSOL multiphysics[C] // Proceedings of the 2011 COMSOL Conference in Bangalore. Bangalore, India: [s. n.], 2011.
- [12] 杜功焕,朱哲民,龚秀芬. 声学基础[M]. 3版. 南京:南京大学出版社, 2012: 126.
- [13] 张兴中,黄文,刘庆国. 传热学[M]. 北京:国防工业出版社, 2011: 99.
- [14] 王荣津. 水声材料手册[M]. 科学出版社, 1983:142-149.
- [15] Dahlem O, Reisse J, Halloin V. The radially vibrating horn: a scaling-up possibility for sonochemical reactions[J]. Chemical Engineering Science, 1999, 54(13-14): 2829-2838.
- [16] Moran C M, Bush N L, Bamber J C. Ultrasonic propagation properties of excised human skin[J]. Ultrasound in Medicine & Biology, 1995, 21(9): 1177-1190.



第一作者简介:彭瀚旻,男,1984年4月生,讲师。主要研究方向为压电换能器理论分析、设计及应用。曾发表《Model study of IPMC beam response based on root deformation》(《Journal of Wuhan University of Technology-Mater》2013, Vol. 28, No. 1)等论文。

E-mail: penghm@nuaa.edu.cn

欢迎订阅《振动、测试与诊断》

《振动、测试与诊断》由工业和信息化部主管,南京航空航天大学 and 全国高校机械工程测试技术研究会联合主办,是反映振动、动态测试及故障诊断学科领域的科研成果及其应用情况的技术性刊物。主要刊登国内外以振动测试与故障诊断为中心的动态测试理论、方法和手段的研究及应用方面的技术文献,包括实验测试技术、测试仪器的研制、方法和系统组成、信号分析、数据处理、参数识别与故障诊断以及有关装置的设计、使用、控制、标定和校准等,不拘泥于行业和测试项目。

本刊为 EI Compendex 数据库收录期刊和中文核心期刊,双月刊,每逢双月末出版,每本定价 20 元,全年 120 元。欢迎订阅和投稿,欢迎在本刊刊登各类广告和科技信息。

编辑部地址:南京市御道街 29 号 邮政编码:210016

电话:(025)84893332

传真:(025)84893332 E-mail:qchen@nuaa.edu.cn

网址:http://zdc.nuaa.edu.cn