

文章编号:1001-4888(2020)02-207-11

交变电场作用下骨表面温升的实验研究^{*}

范冬冬, 屈川, 康慧敏, 侯振德

(天津大学 机械工程学院力学系, 天津 300354)

摘要: 骨具有力电性质, 这一性质可促进骨组织生长。骨既是生理器官又是介电材料, 在交变电场作用下, 其表现行为可能有生理作用。为此, 本文测量了骨悬臂梁试样在交变电场下的表面温升与顶端挠度。发现在电压 70V, 频率为 10~70kHz 的交流电场下, 最大表面温升达到 2~4℃, 最大挠度变化为 9.0~78.7μm; 在频率 10kHz, 电压为 70~175V 的交流电场下, 最大表面温升达到 4~6℃, 最大挠度变化为 13.0~114.3μm。同时测量了两种经典介电材料有机玻璃和聚乙烯在交变电场下的温升与顶端挠度, 最大温升低于 0.5℃, 但是挠度与骨试样相当, 所以相对高温升是骨特有的性质。将交流电压有效值替换成相同幅值的直流电压时, 最大温升也低于 0.5℃, 基本没有挠度变化, 所以相对的高温升反映了骨的交流性质。分析后认为, 骨在交变电场作用下的温升由胶原的介电损耗引起。实验数据显示, 骨在交变电场下, 表面温度变化与加载电压的平方成正比, 且在实验加载的 10~70kHz 频段内, 骨的介电常数随频率的变化明显。

关键词: 骨; 电场; 表面温度; 介电损耗; 弯曲变形

中图分类号: Q66

文献标识码: A

DOI: 10.7520/1001-4888-18-240

0 引言

骨是由骨细胞、胶原纤维和基质组成的各向异性复合材料, 其主要作用是承受外力、支撑生物体, 并且具有力电性质^[1,2]、逆力电性质^[3]和功能适应性 (Wolff 定律) 等。在临床上利用电刺激的方式治疗骨疾病就是对骨力电性质的应用。骨力电性质的研究开始于 20 世纪 50 年代末, Fukada^[4] 等人观察到骨具有压电性, 并通过实验确定, 受到剪切应力的胶原纤维是骨压电性的来源。早在发现骨的压电性之前, Osswald^[5] 等人在 1937 年首次通过实验测出了皮质骨的电导率。Ivancich^[6] 等人于 1992 年测量了牛胫骨在 10MHz~1.3GHz 频率范围内天然骨和无矿物质骨的介电特性, 得出无矿物质皮质骨的介电常数明显高于天然骨的结论, 即骨密度与相对介电常数呈负相关。Irastorza^[7] 等人通过测量 80MHz~1GHz 频率范围内牛骨小梁和皮质骨的介电特性, 给出了在天然和无矿物质两种状态下骨的相对介电常数, 发现无论是骨小梁还是皮质骨在两种状态下, 两者的介电常数有着巨大差异, 即天然骨样品的介电常数相比于无矿物质骨样品小一个数量级, 这一测量结果验证了 Ivancich 等人的结论。Meaney^[8] 等人测量了猪股骨骨小梁在 900Hz~1300MHz 下矿物质对介电特性的影响和人脚跟骨在 900Hz~1700MHz 下骨矿化对介电特性的影响, 通过对实验数据的分析, 认为介电常数、电导率与骨密度之间呈负相关。Irastorza^[10] 等人于 2014 年通过实验, 找出了骨小梁在 100Hz~1300MHz 频率范围内的介电特性与羟基磷灰石含量之间的关系, 并给出骨小梁的介电常数、电导率与羟基磷灰石含量呈负相关的结论。Amin^[11] 等人于 2018 年全面总结了骨的介电特性研究成果, 得出骨小梁的介电特性高于皮质骨的

^{*} 收稿日期: 2018-10-29; 修回日期: 2018-11-30

基金项目: 国家自然科学基金(11372218)

通讯作者: 侯振德(1954—), 男, 博士, 教授, 主要从事实验固体力学和生物力学研究。Email: hou@tju.edu.cn

结论。综上可知骨的介电特性与有机成分胶原纤维的含量密切相关,即骨有机成分的介电常数远大于无机成分。

然而,骨的微观结构十分复杂,到目前为止对骨的力电性质尚未完全了解,这是利用电信号影响骨生长^[12]的研究进展相对缓慢的主要原因。要解决此问题,唯有从多方面研究骨的力电性质,直至完全了解,因此本文意在从骨在交变电场作用下,自身温度的变化方面进行探索。骨作为一种电介质,在交变电场作用下会被极化,我们发现,极化不但使骨悬臂梁试样发生弯曲变形,还有明显的温升。这实际上是一种介电损耗,损耗的能量转化为热能,以温升的形式表现出来。本文通过对干骨悬臂梁试样施加交变电场,测量了试样在加载过程中表面温度的变化,同时测量了试样自由端在加载结束时的挠度大小。作为对比,还测量了骨试样在直流电场作用下的温度变化以及经典介电材料(有机玻璃与聚乙烯材料)在交变电场作用下的温度变化。发现骨在交变电场作用下,200s 内试样温度最大可升高 6.0℃,对应挠度为 13μm,而经典介电材料在相同条件下,最大温升低于 0.5℃,有机玻璃对应挠度为 2.3μm,聚乙烯对应挠度为 7.5μm,从而确定了相对高温升是骨特有的性质。

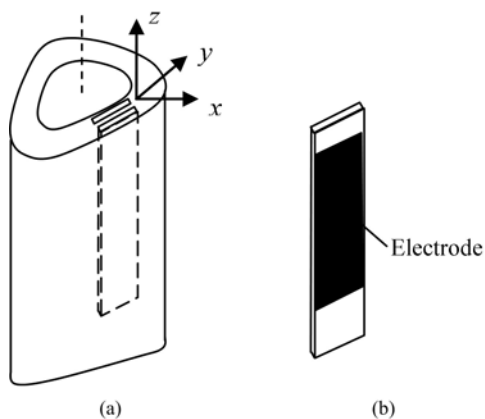


图 1 骨试样示意图

Fig. 1 Sketch of bone sample

10.46mm、厚 0.40mm。

1 实验原理和方法

将新鲜牛胫骨骨干的密质骨部分进行脱脂处理,然后自然干燥。实验所用试样按图 1(a)所示的方式取出,并以骨试样的厚度、宽度以及生长方向定义 x 、 y 、 z 方向。在骨试样沿 x 方向的两个面上均匀地涂一面积为 40mm×9mm 的碳导电脂(M. G. Chemicals Ltd., Canada)作为电极,如图 1(b)所示。

本实验共取 5 个干骨试样,在同一牛胫骨上沿厚度方向平行取出两个试样(4 号、5 号试样),其余 3 个试样取自不同牛胫骨(沿厚度方向的取样位置随机)。骨试样的尺寸为:长 65.00mm、宽

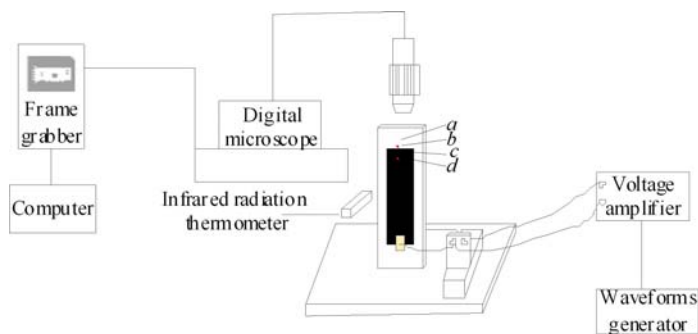


图 2 实验装置示意图

Fig. 2 Schematic diagram of the experimental device

实验过程中,将骨试样底端固定在夹具上,顶端自由,形成悬臂梁。通过电极对试样施加交变电场,实验装置示意图如图 2 所示。波形发生器(Rigol, DG4062)输出频率可调的正弦交变电压,电压放大器(Agitek, ATA-2081)将输出电压的幅值放大至设定的值。数字式视频显微镜(Hirox, KH-7700)的镜头聚焦于试样上表面的一个区域,视场面积是 236.3μm×177.2μm,基于数字图像相关方法(DIC)测量试样自由端截面的弯曲挠度。采用德国欧普士公司生产的红外测温仪(CTLaser-CF3-CB3)测量骨试样在加载时间内表面温度随时间的变化,温度测量的分辨率为 0.1℃,误差范围是 0.5℃。整个实验装置放置在光学防震平台上。

2 实验结果

在交变电场的作用下,实际是电极区的骨材料温度最先发生变化,然后热量传导至非电极区,所以试样的表面温度并非均匀分布,而红外测温仪测量的是很小区域内的表面温度,因此必须选定合理的测温点。如图 2 所示的 a 、 b 、 c 、 d 四个点,其中 a 点相对远离电极区,距离电极区边界 5mm; b 点和 c 点靠非电极区和电极区边界的两侧,两点距离 2mm,均距离电极区边界 1mm; d 点在电极区内,相对远离电极区边界,距离电极边界 5mm。测量了四个点在电压 70V,频率 70kHz 时的温度变化。试样表面温度后,发现 a 点处的温升为 2.0℃, b 点处的温升为 2.1℃, c 点处的温升为 2.1℃, d 点处的温升为 2.2℃。 b 、 c 两点的温升一致,说明碳导电脂并不影响试样表面温度的变化,并且 a 点处的温升略小于 d 点处的温升,说明远离电极区的测温点不能真实地反映试样温度变化。因此,选定位于电极区内部的 d 点作为测量点。

为确定骨悬臂梁试样在交变电场作用下,试样表面温度随时间变化的特点,首先测量了试样在电压为 70V,频率为 30kHz 条件下 1000s 内的温度变化,测试结果如图 3 所示。

由图 3 可知,在交变电场的作用下,骨试样表面温度逐渐增加。加载时间超过 200s 后,试样温度基本稳定。因此测试方案是:测量试样在加载交变电场后,200s 时间范围内的温度变化,这一时间段的温度数据应该可以反映骨的温升特征。

加载电场前先由视频显微镜记录下试样顶端聚焦的图像,作为变形前的图像采集。共测量了 5 个骨试样在交变电场电压为 70V、不同频率条件下 200s 时间内的表面温度变化,电场频率依次为 10kHz、30kHz、50kHz、70kHz,每次增幅为 20kHz。加载电场后,红外测温仪每隔 5s 采集一次温度数据,同时记录下加载 200s 时的试样变形图像,利用 DIC 方法获得试样加载结束时的挠度大小,温度测试结果如图 4 所示,顶端挠度变化如表 1 所示。

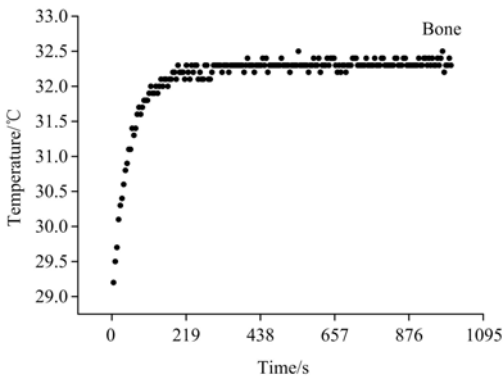
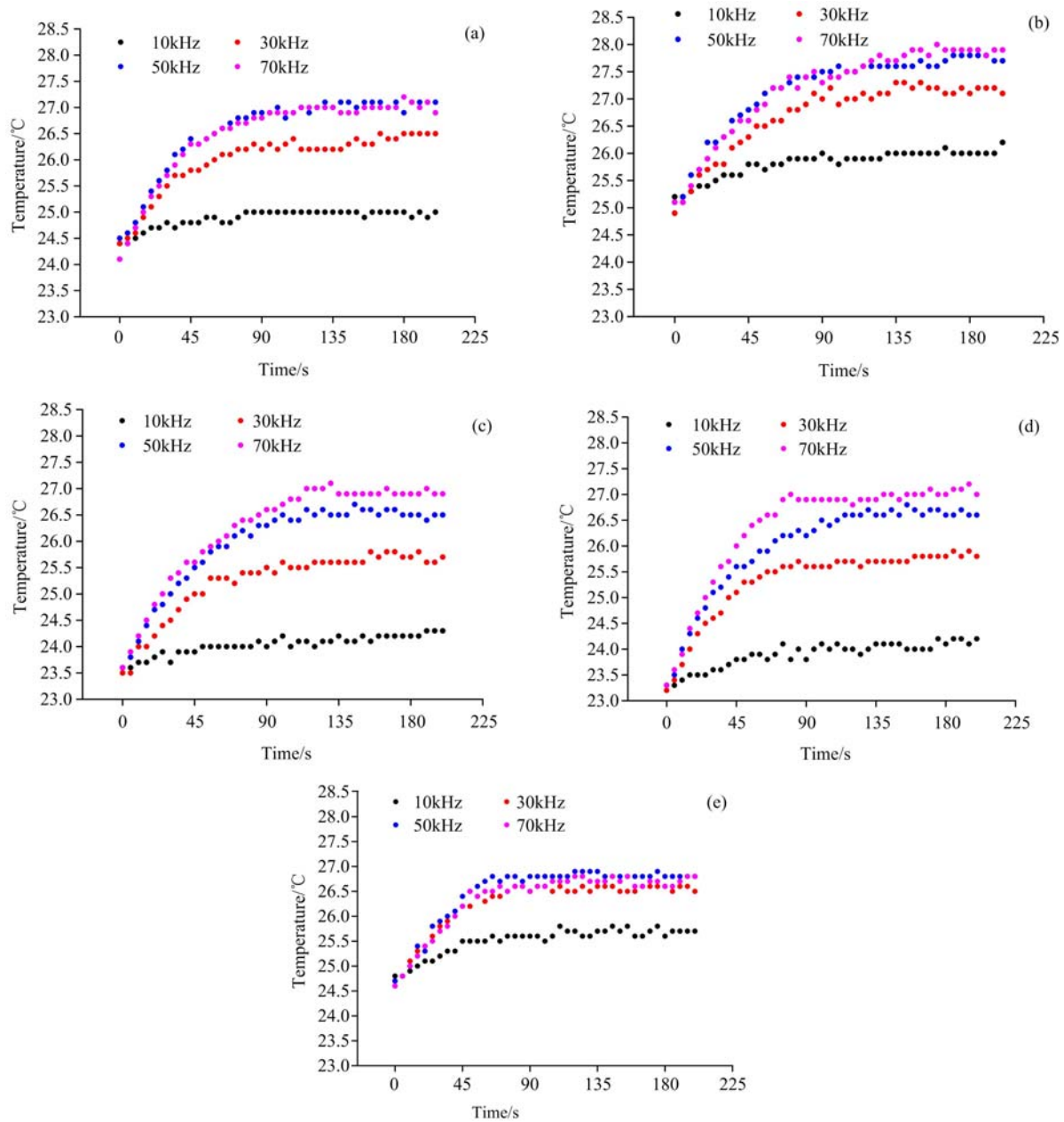


图 3 骨试样在长时间交变电场下的温度变化
Fig. 3 The temperature of bone specimen under long time alternating electric field

表 1 电压 70V、不同频率下骨试样挠度
Tab. 1 Deflection of bone specimens at 70V and different frequencies

加载电压	试样编号	顶端挠度/ μm			
		10kHz	30kHz	50kHz	70kHz
70V	1	11.3	46.8	63.8	78.7
	2	2.3	4.3	6.6	9.0
	3	3.7	27.6	39.2	43.5
	4	2.9	7.2	11.1	12.6
	5	20.0	40.2	52.2	57.2

图 4 为 5 个试样在电压 70V、不同加载频率的条件下,试样表面温度随时间变化的曲线。由图 4 可知,骨试样在交变电场作用下,试样表面温度随时间逐渐增加,同时也随着频率的增加而逐渐增加。随着加载时间的推移,大约超过 140s 之后,试样温度变化逐渐趋于稳定。此外,当加载频率等增量增加时,骨试样稳态温度也增加,但并非等量增加。加载频率由 10kHz 增加到 30kHz 时,试样温度增加的幅度大;但是随着加载频率的升高,同样的频率增幅下,试样温度的增加幅度在减小,这种现象在频率由 50kHz 增加到 70kHz 时表现的尤为明显。结合表 1,以加载时间 180~200s 内温度测量值的平均值为基准,频率等增量增加时,试样 5 稳态温度的增加幅度范围最小,当频率由 10kHz 增加到 30kHz 时,试



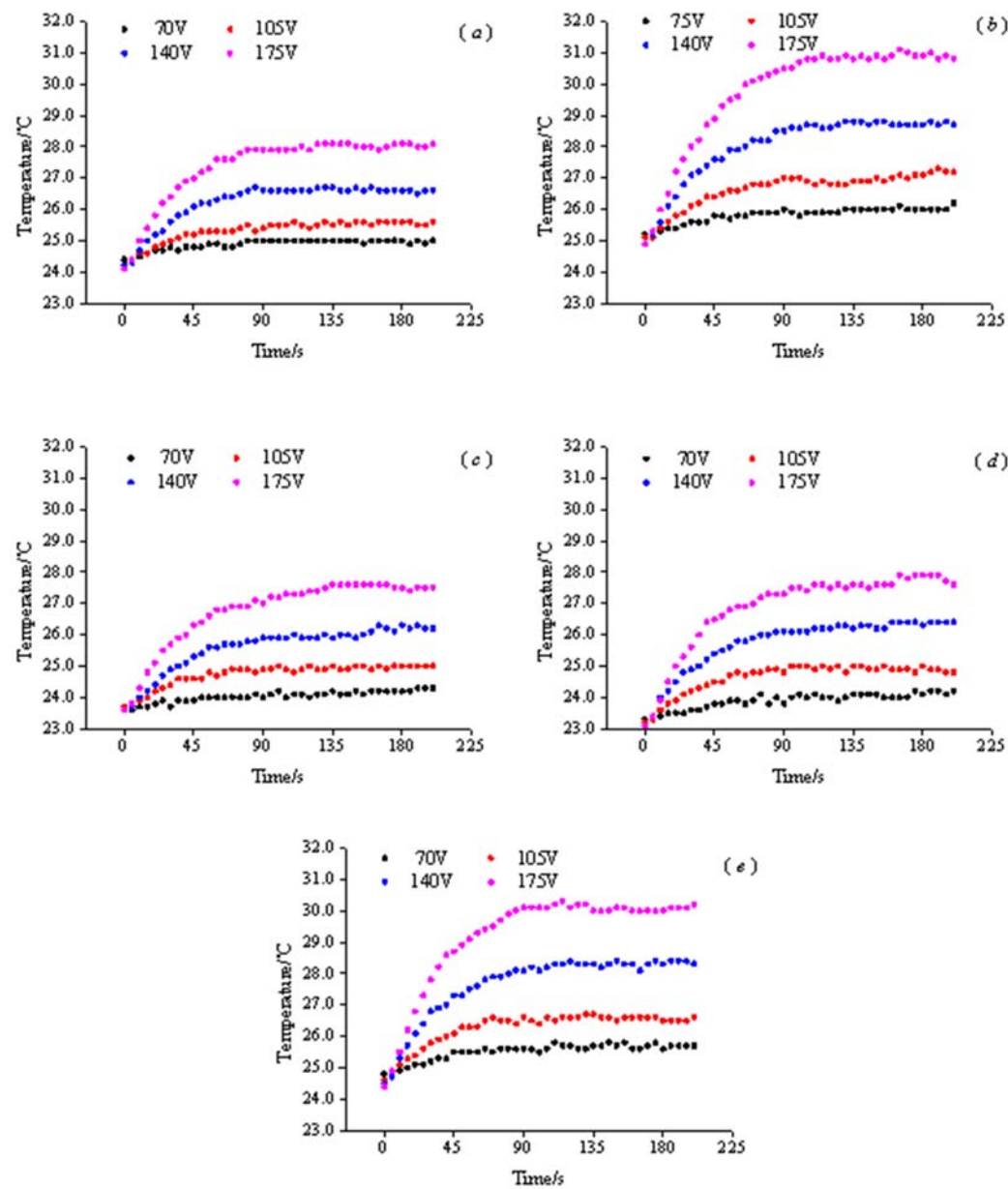
(a) 试样 1; (b) 试样 2; (c) 试样 3; (d) 试样 4; (e) 试样 5

图 4 电压 70V、不同频率下骨试样温度变化

Fig. 4 Temperature changes of bone specimens at 70V and different frequencies

样表面温度增加 0.8°C , 对应挠度增加 $20.2\mu\text{m}$; 当频率由 30kHz 增加到 50kHz 时, 试样表面温度增加 0.3°C , 对应挠度增加 $12\mu\text{m}$; 当频率由 50kHz 增加到 70kHz 时, 试样表面温度仅增加 0.1°C , 对应挠度仅增加 $5\mu\text{m}$ 。试样 4 稳态温度的增加幅度范围最大, 当频率由 10kHz 增加到 30kHz 时, 试样表面温度增加 1.7°C , 对应挠度增加 $4.3\mu\text{m}$; 当频率由 30kHz 增加到 50kHz 时, 试样表面温度增加 0.9°C , 对应挠度增加 $3.9\mu\text{m}$; 当频率由 50kHz 增加到 70kHz 时, 试样表面温度仅增加 0.4°C , 对应挠度仅增加 $1.5\mu\text{m}$ 。在实验过程中, 虽然有些温度的平均增幅小于或者接近测温仪 0.5°C 的误差范围, 但是图 4 中曲线所显示的温度变化趋势是有规律的, 这一趋势与温度随加载时间增加而增加的规律一致, 因此这些数据能够代表试样温度的变化特征。

测量试样在电场频率为 10kHz 、不同电压条件下, 200s 内的温度变化, 电压依次为 70V 、 105V 、 140V 、 175V , 每次增幅为 35V , 温度测试结果如图 5 所示, 顶端挠度大小如表 2 所示。



(a) 试样 1; (b) 试样 2; (c) 试样 3; (d) 试样 4; (e) 试样 5

图 5 频率 10kHz、不同电压下骨试样温度变化

Fig. 5 Temperature changes of bone specimens at 10kHz and different voltages

表 2 频率 10kHz、不同电压下骨试样挠度

Tab. 2 Deflection of bone specimens at 10kHz and different voltages

加载频率	试样编号	顶端挠度/ μm			
		70V	105V	140V	175V
10kHz	1	11.3	30.2	49.8	78.1
	2	2.3	4.7	9.0	13
	3	3.7	17.6	31.2	43.9
	4	2.9	6.0	10.5	15.5
	5	20.0	44.2	78.4	114.3

图 5 为 5 个试样在频率 10kHz、不同电压的条件下,试样表面温度随时间变化的曲线。由图 5 可知,骨试样在交变电场作用下,试样表面温度同样随时间逐渐增加,并且电压越高升温越大。随着加载时间的推移,试样温度变化约在 90s 以后逐渐趋于稳定。当电压等增量增加时,试样稳态温度也是非等增量增加,不同的是随着电压的升高,温度增加幅度越来越大。结合表 2,以加载时间 180~200s 内温度测量值的平均值为基准:电压等增量增加时,试样 3 稳态温度的增加幅度范围最小,当电压由 70V 增加到 105V 时,试样表面温度增加 0.7℃,对应挠度增加 13.9 μm ;当电压由 105V 增加到 140V 时,试样表面温度增加 1.2℃,对应挠度增加 13.6 μm ;当电压由 140V 增加到 175V 时,试样表面温度增加 1.3℃,对应挠度增加 12.7 μm 。试样 2 稳态温度的增加幅度范围最大,当电压由 70V 增加到 105V 时,试样表面温度增加 1.0℃,对应挠度增加 2.4 μm ;当电压由 105V 增加到 140V 时,试样表面温度增加 1.5℃,对应挠度增加 4.3 μm ;当电压由 140V 增加到 175V 时,试样表面温度增加 2.1℃,对应挠度增加 4 μm 。

为确定高温升与变形是骨自身的性质,还是电介质的普遍性质,本文采用相同的方法测量了经典电材料(有机玻璃和聚乙烯)的温升,对比发现无论是有机玻璃还是聚乙烯试样表面温升均随着加载电压和频率的增大有所升高。试样表面温度测试结果如图 6 所示。

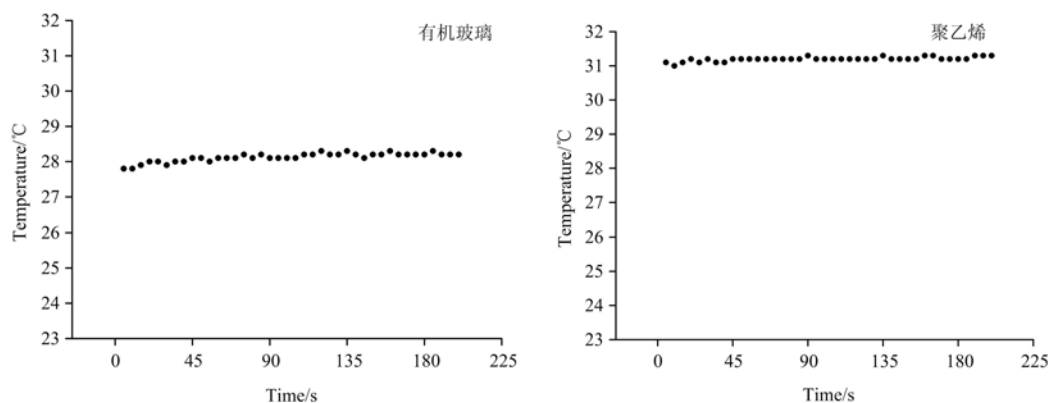


图 6 经典电介质在交变电场下的温度变化

Fig. 6 Temperature change of classical dielectric under alternating electric field

由图 6 可知,有机玻璃试样在电压 70V、频率 50kHz 的条件下,试样的表面温度逐渐增大,最大温升为 0.5℃,对应挠度为 2.3 μm ;聚乙烯试样在电压 140V、频率 50kHz 的条件下,试样的表面温度逐渐增大,最大温升为 0.3℃,对应挠度为 7.5 μm ,温升测量结果已经小于测温仪的误差范围,可以说温升很小。这说明在交变电场下,相对的高温升是骨自身的性质。

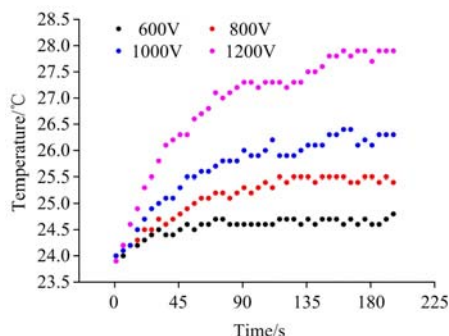


图 7 试样 3 在恒定电场下的温度变化

Fig. 7 Temperature change of sample 3 under constant electric field

为探究骨试样在交变电场下的温升机理,将交变电场的加载方式替换成直流电场,使用同样的方法测量温升。当施加与交流电压有效值同样的直流电压值时,温升很小,温度的变化在测温仪的测量误差范围之内,不超过 0.5℃,对应的试样顶端挠度也很小,不超过 0.5 μm 。为获得有效的温度和挠度变化,加载直流电场的电压值需大于 600V。图 7 为在相同加载条件下,5 个试样中温升最大的试样 3 的温度变化,加载时间为 200s。

由图 7 可知,在恒定电场作用下,骨试样表面温度也会随着时间逐渐增加,并且电压越高温升越大。试样 3 在直流电压 1200V 时,温升最大为 4.1℃,对应挠度为 31 μm ;在直流电压为 600V 时,温升仅为 0.6℃,对应挠度为 6.0 μm 。

3 结果分析

当交变电场电压有效值小于直流电场电压一个数量级时,两种加载条件下的试样温升相当,说明所测量的试样温度变化反映了骨的交流性质。在直流电场作用下,骨的温升主要是由通过试样的微弱电流引起的电阻性发热引起;在交变电场作用下,骨试样与电极组成一个电容,骨相当于电介质。此时,试样的温升有很小一部分是由电阻性发热引起,起主导作用的是骨的介电性质。由参考文献[6]可知,不含无机成分的骨介电特性高于天然骨,说明在交变电场作用下,骨的温升源于有机成分胶原纤维。

从材料的角度来说,骨是一种电介质。在交变电场作用下,介质的温升是由介电损耗引起的。介电材料的复介电常数可表示为:

$$\epsilon = \epsilon' - j\epsilon'' \quad (1)$$

其中, ϵ' 为实部; ϵ'' 为虚部。 $\tan\delta = \epsilon''/\epsilon'$ 被定义为材料在交变电场作用下的介质损耗因数。

介质单位时间单位体积内损耗的能量^[14]为:

$$W_{\text{col}} = \frac{\omega\epsilon_0\epsilon''U^2}{d^2} = \frac{\omega U^2 \epsilon_0 \epsilon' \tan\delta}{d^2} \quad (2)$$

其中, ω 为电压圆频率; U 为加载电压; ϵ_0 为真空介电常数; d 为试样厚度。(2)式表明,由介电损耗引起的能量损耗正比于加载电场的频率和电压的平方。

为确定骨试样在交变电场下实际损耗的能量与加载电压和频率之间的关系,即骨的能量损耗或者表面温升是否满足(2)式,本文需要选取适当的函数对测量数据进行拟合。尽管所测量的是试样表面温度,不是骨内部温度,因为试样比较薄,热传导的过程比较短,所以表面温度的变化与试样内部的温度变化应该是一致的。根据热传导方程,含热量物体的温度变化与时间满足指数规律,所以结合(2)式,拟合函数取如下形式:

$$T(t) = \omega\epsilon V^2 A(1 - e^{-t/\tau}) \quad (3)$$

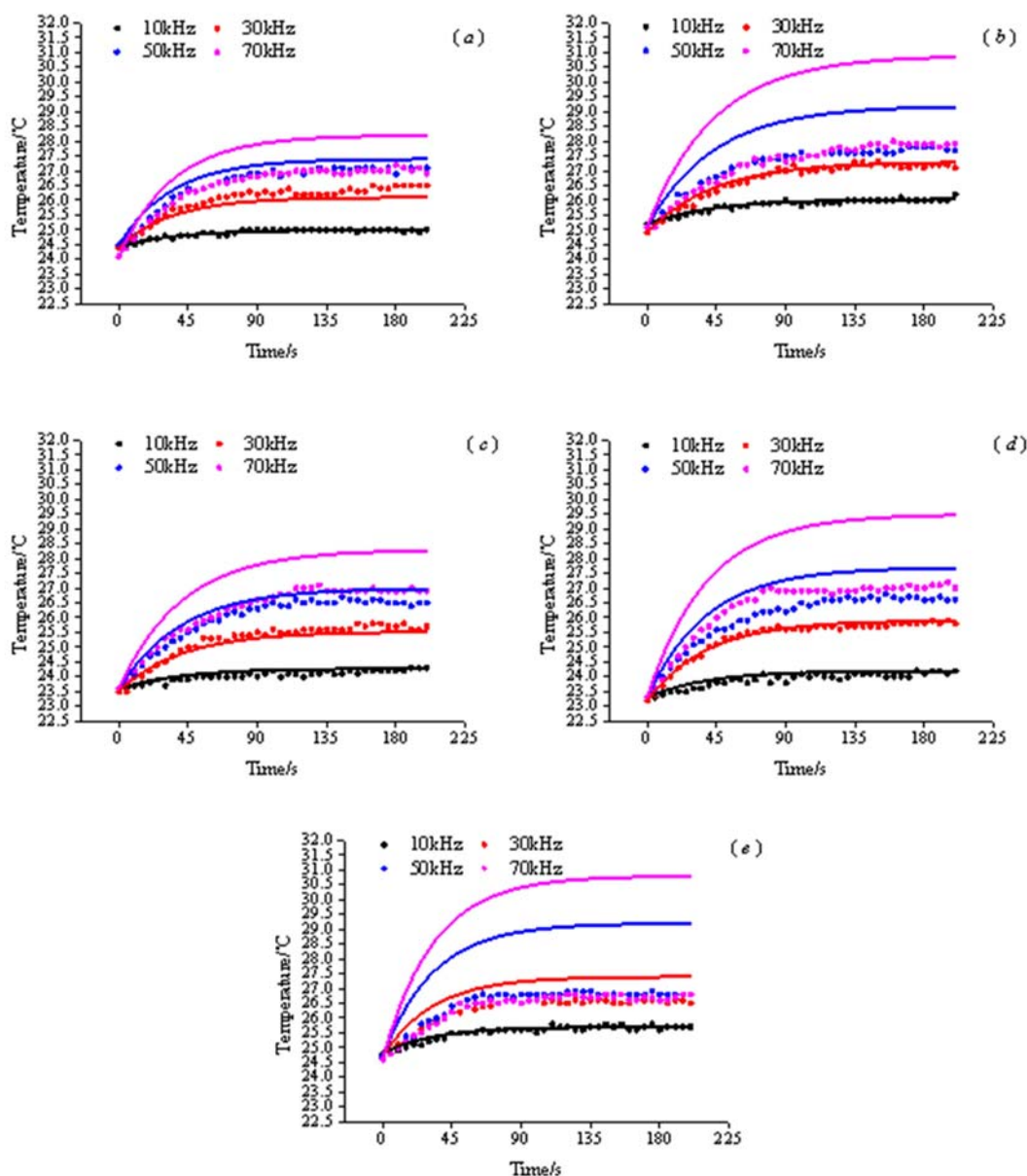
其中, $\omega = 2\pi f$, f 为交变电场频率; V 为加载电压有效值; A 、 τ 为待定拟合参数。

首先将实验所得的数据进行拟合,拟合方法为:同一骨试样,以第一组(最小加载频率)实验数据为准,取 $V=70\text{V}$ 、 $f=10\text{kHz}$,拟合出(3)式中的 A 、 τ 。保持拟合的 A 、 τ 参数不变,依次改变频率为 30kHz 、 50kHz 、 70kHz ,每次频率增幅为 20kHz ,画出频率改变时试样温度随时间的变化曲线。共拟合5个试样的实验数据,发现除第一组和第二组(频率 30kHz)的实验数据与拟合曲线重合外(试样5的第二组实验数据与拟合曲线也不重合),其余各组的拟合均与实验曲线的幅值不一致,但变化趋势一致,如图8所示。

通过拟合发现:在加载电压不变、改变频率的条件下,对于同一骨试样,除第一、二组数据以外,其余各组拟合的结果明显偏大。这说明所测量的试样温升随频率的变化与(2)式并不一致,即温升与频率之间不满足线性关系。由(3)式可知,时间常数 τ 的改变并不影响温度的幅值,只影响温度的变化趋势,即时间常数对拟合的不一致性影响不大,而对温度幅值影响最大的是系数 A ,所以分析拟合参数 A 的变化是必要的。

对比(2)式可知,系数 A 中包含介电常数,所以导致拟合结果不一致的可能原因是,骨材料的复介电常数的虚部是随着频率变化的。文献[6,10,13]认为,骨材料的复介电常数实部随着加载频率的增加而降低,但是未提及骨材料复介电常数虚部与加载频率之间的关系。根据实验数据与拟合结果可知:当频率增加时, $|\epsilon''\omega|$ 是增大的,并且在频率等幅增加时, $|\epsilon''\omega|$ 的值增加幅度逐渐减小,才可能与实测中温升的幅值逐渐减小的趋势一致,而(3)式中不包含介电常数的改变,所以拟合的数据随着频率的增加逐渐大于实验测得的数据。综上所述,在实验加载的频段内,骨材料的复介电常数虚部 ϵ'' 应随着加载频率的增加而降低,并且变化明显。

仍以第一组(最小加载电压)实验数据为准,取 $V=70\text{V}$ 、 $f=10\text{kHz}$,拟合出(3)式中的 A 、 τ 。保持拟合的 A 、 τ 参数不变,依次改变电压为 105V 、 140V 、 175V ,每次电压增幅为 35V ,画出电压改变时试样温度随时间的变化曲线。共拟合了5个试样的实验数据,发现其中4个都与实验结果基本一致,如图9



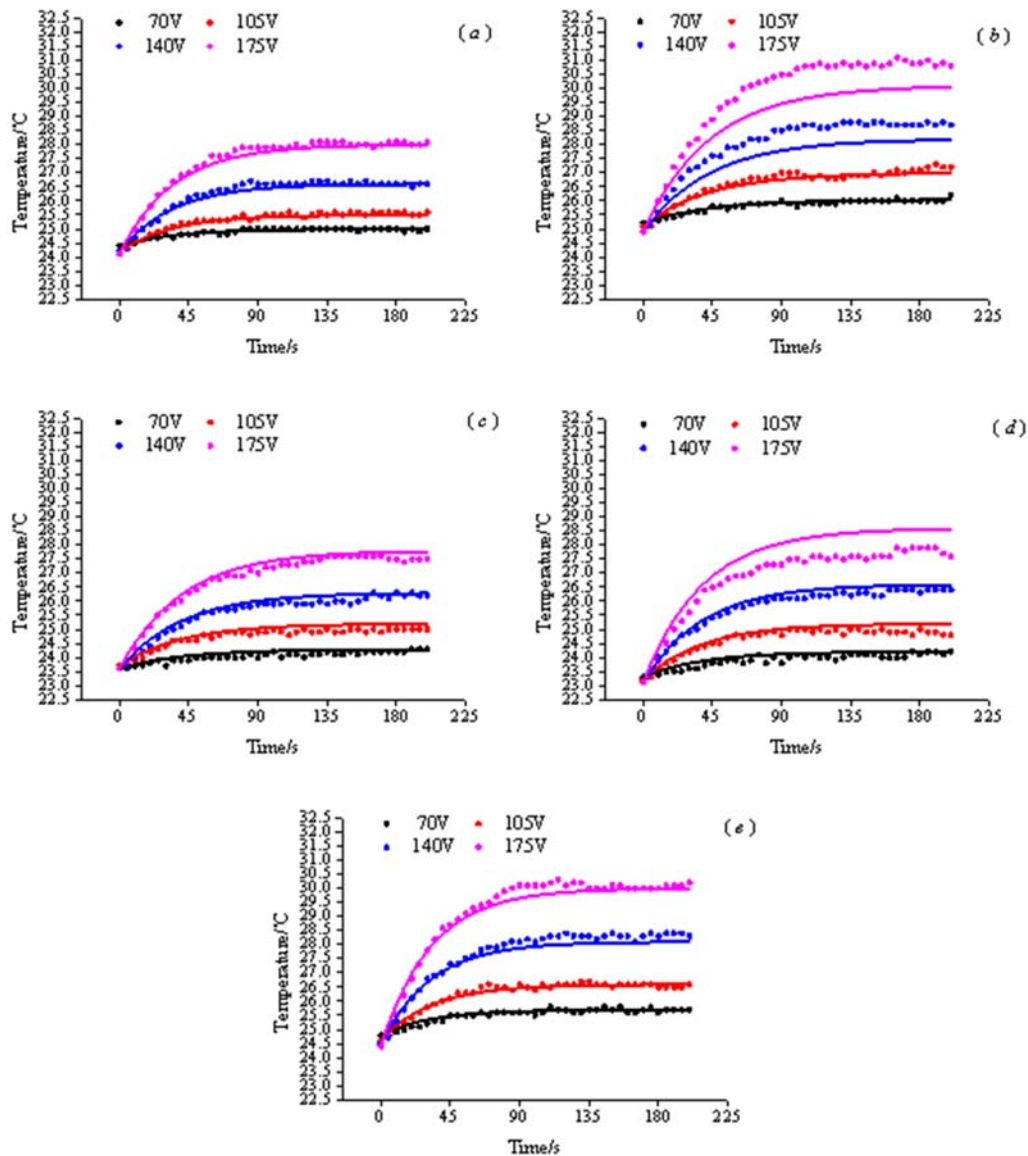
(a) 试样 1; (b) 试样 2; (c) 试样 3; (d) 试样 4; (e) 试样 5

图 8 电压 70V、不同频率下骨试样温度实验与拟合数据

Fig. 8 Experiment and fitting data of bone specimens temperature at 70V and different frequencies

(a)、(c)、(d)、(e)所示,只有试样 2 拟合效果最差,如图 9(b)所示。这可能与测量时环境温度的变化有关。拟合结果表明,在交变电场的作用下,试样表面温度变化与 V^2 成正比,这与电介质的经典性质保持一致。

需要说明的是,(2)式所表达的损耗能量并非全部外加电场的能量,还有一部分电能转化为应变能,使试样发生弯曲变形。因为试样电极是脂状,不会对试样产生外力,所以弯曲的原因是内因而不是外因。从本研究中还确定不了原因。尽管典型介电材料有机玻璃和聚乙烯在相同的交变电场下温升很低,但是也同样发生弯曲变形,而且最大挠度在同一量级。骨是非均匀材料^[15],试样 4 和试样 5 的结果说明了这一问题。虽然两个试样出自同一胫骨,但是温升和变形都有明显的区别。非均匀性也不是使骨发生弯曲变形的原因,主要是因为有机玻璃和聚乙烯都是均匀材料,但是在交变电场作用下同样会发生弯曲。所以需要从材料内部电场或者空间电荷分布特征方面来研究骨试样弯曲的原因,这是材料特征,不是生理特征。



(a) 试样 1; (b) 试样 2; (c) 试样 3; (d) 试样 4; (e) 试样 5

图 9 频率 10kHz、不同电压下骨试样温度实验与拟合数据

Fig. 9 Experiment and fitting data of bone samples temperature at 10kHz and different voltages

由此可以说骨在交变电场作用下所表现的性质,既有一般介电材料的性质,也有自身特有的性质。骨的介电损耗与外加电场幅值平方成比例,是介电材料共有的性质。但是骨的介电损耗与外加电场频率的关系不是一次方的关系,而是小于一次方的关系,也许这是骨自身高温升的原因之一。

另一方面,当外加电场被移除后,变形恢复,说明变形是弹性的。弹性变形可以恢复,是可逆的,而发热不可恢复,是不可逆的。在试样所注入的电场能中,是否还有其他形式的能量转换作用于骨内也是值得探讨的一个问题。

4 结论

综合以上实验结果和分析,可以得出:骨在实验加载 10~70kHz 频段内,温升范围为 0.6~4.0℃,对应挠度变化为 2.3~78.7μm;在实验加载 70~175V 电压内,试样温升范围为 0.6~6.0℃,对应挠度变化为 2.3~114.3μm。对比经典电介质的温度变化和变形可知,经典电介质在交变电场作用下,温升很低,在测温仪的测量误差之内,虽然外加电场既引起骨的温升又引起弯曲变形,但是,所引起的相对高

温升是其特有的性质。与直流电场下的骨试样对比可知,在相同电压值下,骨在直流电场下的温升与变形明显小于交流电场,所以骨材料的温升反映的主要是其交流性质,而并非是简单的电阻性发热,并且骨的温升源于有机成分胶原纤维。拟合实验数据可知,骨试样在交变电场下,表面温升与加载电压的平方成正比,这是电介质的经典性质。在实验加载的频段内,骨材料的复介电常数虚部随频率的增加而降低,并且变化明显,即温升与加载频率呈小于一次方的关系。需要指出的是,温度是影响骨内细胞酶活性的主要因素之一^[16],骨材料的高温升性质可能影响骨的代谢功能,所以在临床上如果对骨施加交变电场,温升是否对骨有影响是一个值得研究的课题。

参考文献:

- [1] 侯振德, 高瑞亭. 骨的力电性质[J]. 力学进展, 1995, 25(1): 85—101 (HOU Zhende, GAO Ruiting. Electromechanical properties of bone[J]. Advances of Mechanics, 1995, 25(1): 85—101 (in Chinese))
- [2] 富东慧, 侯振德, 秦庆华, 等. 湿度对骨内压电信号的影响[J]. 实验力学, 2009, 24(5): 473—478 (FU Donghui, HOU Zhende, QIN Qinghua, et al. On the influence of relative humidity on piezoelectric signals in bone [J]. Journal of Experimental Mechanics, 2009, 24(5): 473—478 (in Chinese))
- [3] Kang H, Hou Z, Qin Q H. Experimental study of time response of bending deformation of bone cantilevers in an electric field[J]. Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials, 2017, 77(5): 192.
- [4] Fukada E, Yasuda I. On the piezoelectric effect of bone[J]. Journal of the Physical Society of Japan, 1957, 12(10): 1158—1162.
- [5] Osswald K. Messung der leitfähigkeit und dielektrizitätskonstante biologischer gewebe und flüssigkeiten bei kurzen wellen[J]. Hochfrequenz Technik und Elektroakustik, 1937, 49: 40—50.
- [6] Ivancich A, Grigera J R, Muravchik C. Electric behaviour of natural and demineralized bones. Dielectric properties up to 1GHz[J]. Journal of Biological Physics, 1992, 18(4): 281—295.
- [7] Irastorza R M, Mayosky M A, Grigera J R, et al. Dielectric properties of natural and demineralized collagen bone matrix[J]. IEEE Transactions on Dielectrics & Electrical Insulation, 2011, 18(1): 320—328.
- [8] Meaney P M, Tian Z, Goodwin D, et al. Bone dielectric property variation as a function of mineralization at microwave frequencies[J]. International Journal of Biomedical Imaging, 2014, 2012(2): 1—9.
- [9] Meaney P M, Goodwin D, Golnabi A H, et al. Clinical microwave tomographic imaging of the calcaneus: a first-in-human case study of two subjects[J]. IEEE Transactions on Biomedical Engineering, 2012, 59(12): 3304—3313.
- [10] Irastorza R M, Blangino E, Carlevaro C M, et al. Modeling of the dielectric properties of trabecular bone samples at microwave frequency[J]. Medical & Biological Engineering & Computing, 2014, 52(5): 439—447.
- [11] Amin B, Elahi M A, Shahzad A, et al. Dielectric properties of bones for the monitoring of osteoporosis[J]. Medical & Biological Engineering & Computing, 2018, 57(1): 1—13.
- [12] Isaacson B M, Bloebaum R D. Bone bioelectricity: What have we learned in the past 160 years? [J]. Journal of Biomedical Materials Research: Part A, 2010, 95A(4): 1270—1279.
- [13] Gabriel C, Corthout E G S. The dielectric properties of biological tissues: literature survey[J]. Physics in Medicine & Biology, 1996, 41(11): 2231.
- [14] 周泽存, 沈其工, 方瑜, 等. 高压电技术(3 版)[M]. 北京: 中国电力出版社, 2007: 10—11 (ZHOU Zecun, SHEN Qigong, FANG Yu, et al. High piezoelectric technology (3rd ed)[M]. Beijing: China Electric Power Press, 2007: 10—11 (in Chinese))
- [15] 侯振德, 高瑞亭, 周欣竹. 干牛骨拉伸弹性模量沿径向的分布[J]. 中国生物医学工程学报, 1995, 14(2): 148—154 (HOU Zhende, GAO Ruiting, ZHOU Xinzhu. Radial distribution of tensile elastic modulus in dry diaphyseal bovine tibia[J]. Chinese Journal of Biomedical Engineering, 1995, 14(2): 148—154 (in Chinese))
- [16] 许冰, 贾爱芳, 赵文献. 温度对酶活性的影响[J]. 临床合理用药杂志, 2010, 3(7): 28 (XU Bing, JIA Aifang, ZHAO Wenxian. Effect of temperature on enzyme activity[J]. Journal of Clinical Rational Drug Use, 2010, 3(7): 28 (in Chinese))

Experimental study on temperature rise of bone surface induced by an alternating electric field

FAN Dong-dong, QU Chuan, KANG Hui-min, HOU Zhen-de

(Department of Mechanics, School of Mechanical Engineering, Tianjin University, Tianjin 300354, China)

Abstract: Bone has electromechanical properties, which may be available for promoting the bone tissue growing. Bone is a vital organ and also a dielectric material. Under an alternating electric field, its behaviors may play some role in biological process. This study aims to measure the temperature rise on a bone cantilever surface induced by an alternating electric field as well as the bending deflections at the free ends of the cantilevers. The experimental results show that the maximum surface temperature rise reaches $2\sim 4^{\circ}\text{C}$ and the maximum deflection change reaches $9.0\sim 78.7\mu\text{m}$ under an electric field with voltage of 70V and frequencies of $10\sim 70\text{kHz}$. The maximum surface temperature rise reaches to $4\sim 6^{\circ}\text{C}$ and the maximum deflection change reaches $13.0\sim 114.3\mu\text{m}$ under an electric field with frequency of 10kHz and voltages of $70\sim 175\text{V}$. Temperature rises of two typical dielectric materials polymethyl methacrylate and polyethylene, under alternative current voltage, are also measured, which are below 0.5°C . When the alternating electric voltage is changed to a direct current voltage with the same amplitude, the temperature rise is also below 0.5°C . Consequently, the relative high temperature rise represents the alternating current electric properties of bone. During the temperature rise, both the bone cantilevers and the typical dielectrics have bending deformation with similar deflections, which means that the deformations under alternating electric field represent their material properties instead of biological properties. Based on experimental results, data fitting and analysis are conducted and the results show that the high temperature rise is from the collagens in bone in dielectric loss. The analysis result also shows that the dielectric constant of bone collagen variates with the frequencies of electric field between $10\sim 70\text{kHz}$, while the relationship of loss and the electric voltage follows the typical dielectric loss law, that is, the loss is proportional to the square of the applied voltage.

Keywords: bone; electric field; surface temperature; dielectric loss; bending deformation