

http://pmse.scu.edu.cn

## 凝胶基仿生人工肌肉的输出力特性改善工艺与机理

杨俊杰<sup>1</sup>, 于涛<sup>1</sup>, 韦康<sup>1</sup>, 王思永<sup>1</sup>, 杨雄飞<sup>2</sup>

(1. 东北电力大学 机械工程学院, 吉林 吉林 132012; 2. 陆装驻哈尔滨地区航空军事代表室, 黑龙江 哈尔滨 150000)

**摘要:**在电致动凝胶基仿生人工肌肉产生输出力时,经常会出现“输出力震颤行为”,这严重影响了仿生人工肌肉的输出力特性和驱动平稳性。因此,文中基于冻干工艺的3种影响因素(丙三醇添加量、氯化钙交联浓度和冷冻温度),对海藻酸钠凝胶基仿生人工肌肉的输出力特性及震颤行为进行了对比研究,并深入分析了它们对输出力特性的改善机理。结果表明,在保湿剂丙三醇为3 mL时,仿生人工肌肉输出力最大为5.78 mN;氯化钙交联浓度为1%时,输出力最大为6.09 mN;冷冻温度为-60 °C时,输出力达到最大值6.76 mN、输出力震颤幅度为0.4 mN,约为丙三醇0 mL时的1.29倍,氯化钙浓度为2%时的0.3倍;输出力震颤频率为1次,约为丙三醇3 mL和氯化钙交联浓度5%时的0.3倍。所以,冻干工艺的冷冻温度是影响仿生人工肌肉输出力特性及震颤行为的最关键因素,且最佳冷冻温度为-60 °C。

**关键词:**凝胶基仿生人工肌肉;海藻酸钠;输出力特性;输出力震颤行为;冻干工艺方法

**中图分类号:** 文献标识码:A 文章编号:1000-7555(2023)02-000

在新时代的背景下,科技的迅速发展使得人们不得不加快脚步以适应科技给生活带来的影响,而电力与机械动力的结合是永远的研究课题。近些年,凝胶类仿生人工肌肉的出现很大程度上改善了人们对以往机械动力的理解。应用最多的仿生人工肌肉为电致动聚合物类仿生人工肌肉,这类仿生人工肌肉具有变形大、拉伸长、成本低、韧性高等优点,目前已经开发并且投入现实应用的电致动聚合物类仿生人工肌肉材料有聚合物水凝胶<sup>[1]</sup>、碳纳米管<sup>[2-4]</sup>、离子聚合物金属复合材料<sup>[5-7]</sup>和导电聚合物<sup>[8-10]</sup>等。王志杰、杨俊杰及王好军等对聚合物凝胶类仿生人工肌肉进行了深入的研究<sup>[11-15]</sup>,对仿生人工肌肉的制备工艺进行改进,提升了仿生人工肌肉的输出力特性。如今,电致动聚合物类仿生人工肌肉已经被应用于各种领域,如仿生机器人、生物医疗和感官执行器等方面。

本文主要研究了聚合物凝胶类仿生人工肌肉,这一类仿生人工肌肉一般呈“三明治”状,即上下是电极层,中间是驱动层。对仿生人工肌肉的电极层施加电压时,驱动层内部的离子会产生运动,

并在阴极或者阳极方向发生偏转,随即产生输出力。仿生人工肌肉的输出力仅为毫牛级,在仿生人工肌肉的具体应用方面,毫牛级显然不能满足生产和生活需要;而且,在仿生人工肌肉产生输出力的同时,还会伴随医学上称为“病理性震颤行为”,这种行为会对仿生人工肌肉的输出力特性和驱动平稳性产生严重影响<sup>[16-18]</sup>。海藻酸钠凝胶基仿生人工肌肉无生物毒性,且弹性好、韧性强,所以,本文基于海藻酸钠凝胶基仿生人工肌肉的输出力特性及其震颤行为,运用冻干工艺,通过输出力大小、震颤幅度、震颤频率、弹性模量和比电容数据的测定及其图像的拟合与机理图的分析,对仿生人工肌肉的3种工艺影响因素包括驱动层保湿剂丙三醇添加量、交联剂氯化钙的浓度以及冻干工艺的冷冻温度,以及各工艺影响因素的输出力特性改善机理进行了对比研究。

### 1 实验部分

#### 1.1 原料及试剂

海藻酸钠:90%,上海麦克林生化科技有限公

doi:10.16865/j.cnki.1000-7555.2023.0033

收稿时间:2022-02-19

基金项目:国家自然科学基金-青年科学基金资助项目(52205301)

通讯联系人:杨俊杰,主要从事智能制造、仿生电致动器研究,E-mail:junjie\_yang90@qq.com

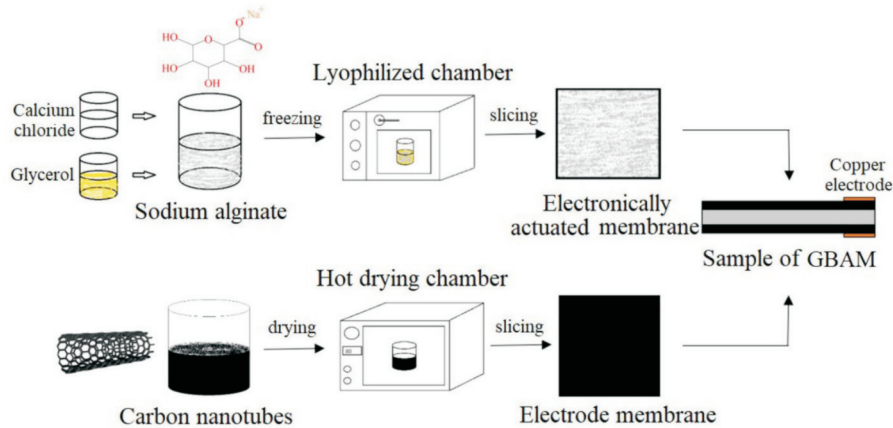


Fig.1 Preparation process of bionic artificial muscle

司;丙三醇:  $\geq 99.0\%$ ,天津市福晨化学试剂厂;氯化钙:  $\geq 98\%$ ,重庆赛普那斯科技有限公司;碳纳米管: 质量分数 10%,南京先丰纳米材料科技有限公司。

## 1.2 仿生人工肌肉的制备流程

目前应用最广的仿生人工肌肉驱动层的材料为海藻酸钠,因为海藻酸钠获取方便,无生物毒性,有较好的生物相容性,且易与其他生物材料成膜。电极层采用碳纳米管制取,碳纳米管有良好的导电性,在电压的激励下很容易发生形变以产生输出力。交联剂采用氯化钙溶液,因为海藻酸钠可以与许多二价阳离子产生反应,而钙离子与海藻酸钠的反应最为强烈,且制备的生物凝胶无毒,所以多用氯化钙溶液作为仿生人工肌肉的交联剂。

Fig.1 为仿生人工肌肉的制备流程。将 1 g 海藻酸钠溶于 50 mL 蒸馏水(质量分数为 1 g/50 mL),置于磁力搅拌器中,设置温度为 50 °C,以 500 r/min 的转速均匀搅拌 40 min,将制备好的海藻酸钠溶液作为仿生人工肌肉的基准溶液,加入不同量的保湿剂丙三醇和交联剂氯化钙后充分搅拌,放入冻干箱并设置不同温度进行冻干;将碳纳米管溶液放入热干燥箱进行热干燥处理,得到电极层膜。将冻干的海藻酸钠凝胶膜夹在热干燥后的电极层膜中间,并切成“三明治”结构样件,一端贴上铜片电极用于通电来进行输出力大小及震颤特性研究。

## 1.3 仿生人工肌肉的测试与表征

1.3.1 仿生人工肌肉的测试:海藻酸钠凝胶基仿生人工肌肉输出力的产生主要依靠离子的运动,传统的热干燥工艺会使没有发生解离的离子对运动的离子产生阻力从而限制输出力的产生<sup>[19,20]</sup>。冻干工艺通过冷冻、升华<sup>[21]</sup>和解析对水结晶进行控制,使得

仿生人工肌肉的表面和截面产生孔洞,改善了驱动层内部离子的运动情况,进而改善了仿生人工肌肉的输出力特性及其震颤行为,所以当下多用冻干工艺进行仿生人工肌肉的制备。

Fig.2 为仿生人工肌肉输出力特性及震颤行为的测试装置。将制备好的仿生人工肌肉样件夹稳在升降台上,调节分析天平,然后对升降台进行操作,使仿生人工肌肉样件恰好与分析天平接触,当读数停止跳动时显示的数字即此时仿生人工肌肉样件的去皮质量。接下来对仿生人工肌肉样件进行通电,通电后仿生人工肌肉样件会产生弯曲变形,这时可从数据采集窗口记录数据,稳定后的数据即为仿生人工肌肉样件的输出力大小,进而对仿生人工肌肉样件的震颤行为进行分析。为了更好地对比仿生人工肌肉的工艺方法对输出力特性及震颤行为的影响,本文运用 Origin 软件(Origin 2018)对实验结果进行了拟合和分析。

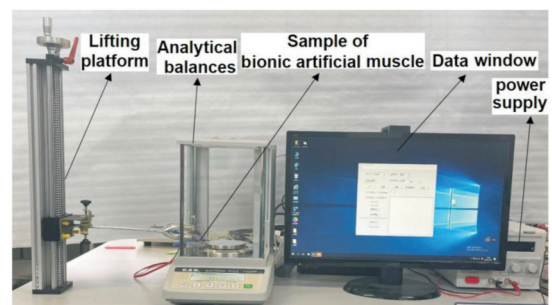
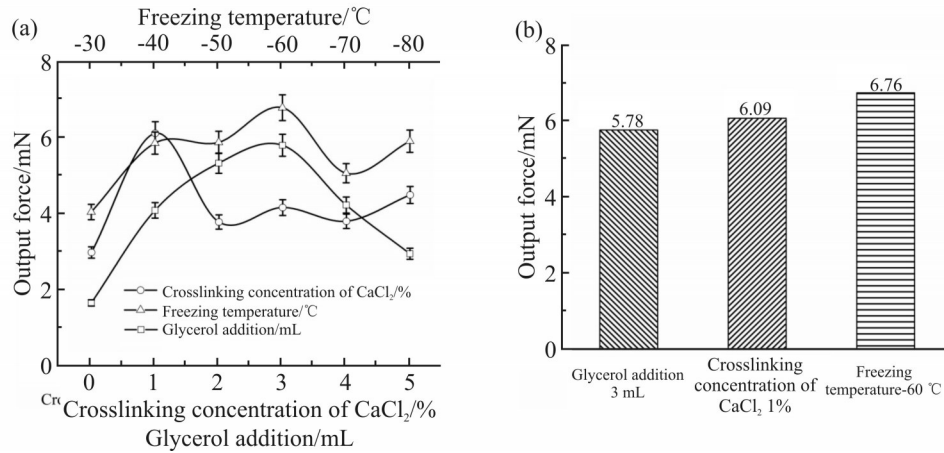


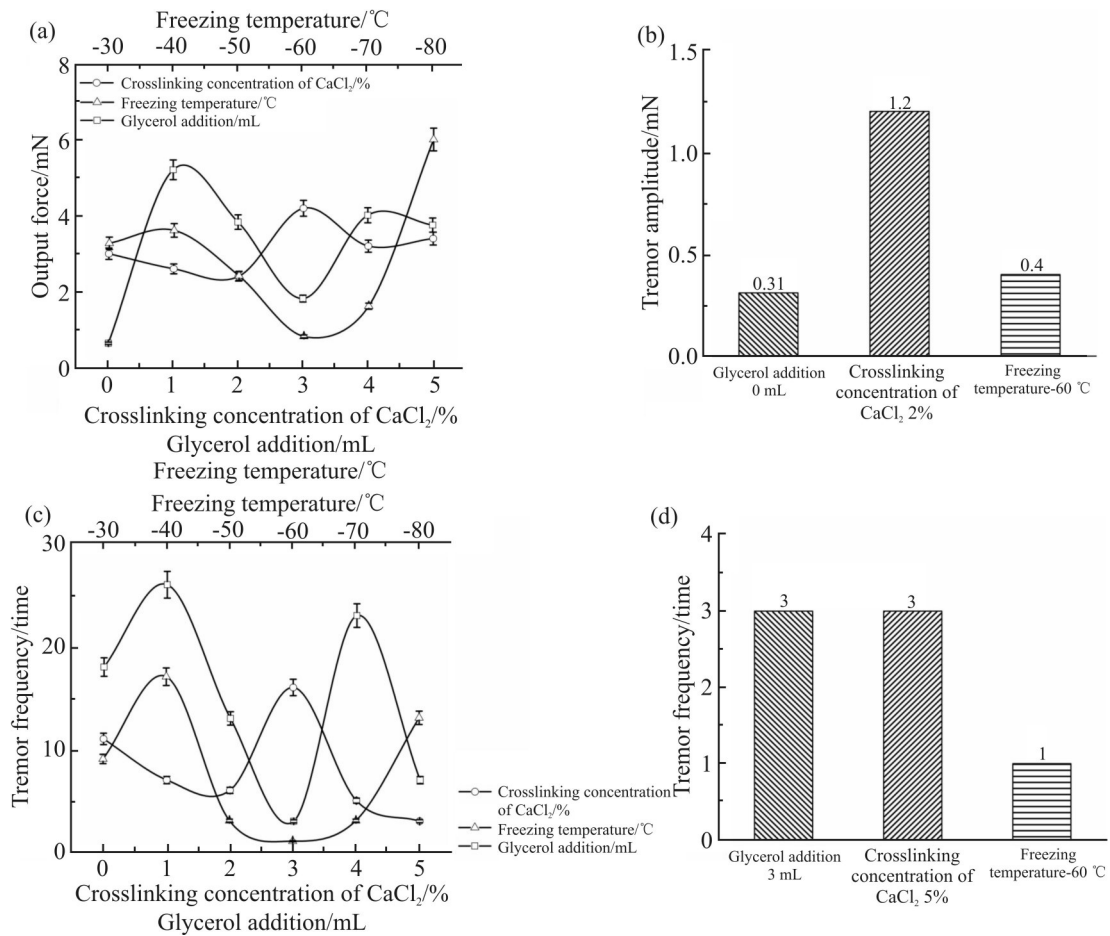
Fig.2 Bionic artificial muscle test device

1.3.2 仿生人工肌肉的表征:本工作使用的傅里叶变换红外光谱仪为 FTIR-1500 (德国 De Aupos)。海藻酸钠分子和海藻酸钙分子吸收红外线的波长是不同的,其分子振动和转动的能级不同。在验证驱



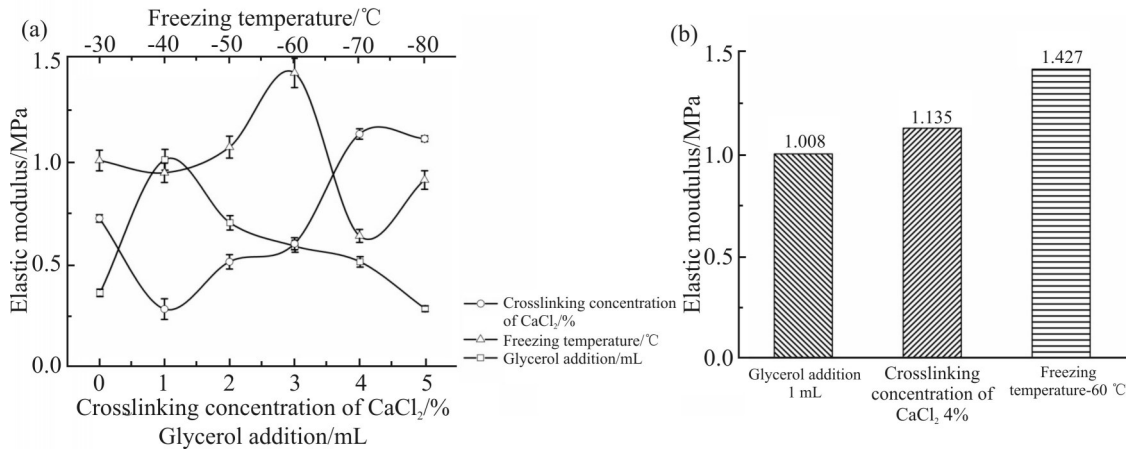
**Fig.3 Influence of processing method on output force of bionic artificial muscle**

(a): output force performance curves of bionic artificial muscle; (b): the maximum output force of bionic artificial muscle under different processes



**Fig. 4 Effects of different techniques on tremor characteristics of bionic artificial muscle**

(a): tremor amplitude curves of bionic artificial muscle; (b): the minimum tremor amplitude of bionic artificial muscle by different techniques; (c): vibration frequency curves of bionic artificial muscle; (d): the minimum vibration frequency of bionic artificial muscle by different techniques



**Fig.5 Influence of different processing methods on elastic modulus**

(a): elastic modulus curves of bionic artificial muscle; (b): the maximum elastic modulus of bionic artificial muscle under different processes

动层是否与氯化钙发生交联反应时,使用傅里叶变换红外光谱仪对驱动层交联前后进行红外光谱测试,将制作好的仿生人工肌肉驱动层样件放入固体压片模具的顶模和底模之间,然后把模具放入压力机中,经过2~3 min的加压后得到了红外测试表征的驱动层样件。因为驱动层交联前后的化学键或者官能团发生了改变,因此其红外光谱因原子振动状态的不同而不同,进而可以判断驱动层是否发生了交联反应。

## 2 结果与讨论

### 2.1 不同工艺方法对输出力大小的影响

Fig.3所示为仿生人工肌肉的工艺方法对输出力大小的影响。由图可知,无论是丙三醇添加量、氯化钙交联浓度还是冷冻温度,输出力变化的大体趋势都是先增加后减小。从曲线的极值角度分析,冷冻温度曲线的极值整体大于丙三醇添加量和氯化钙交联浓度的曲线极值;从曲线的最值角度分析,丙三醇添加量为3 mL时,仿生人工肌肉的输出力最大值为5.78 mN;氯化钙交联浓度为1%时,仿生人工肌肉的输出力最大值为6.09 mN;冷冻温度为-60 °C时,仿生人工肌肉的输出力最大值为6.76 mN。综上分析,冻干工艺的冷冻温度对仿生人工肌肉输出力大小的影响较丙三醇添加量和氯化钙交联浓度更大。

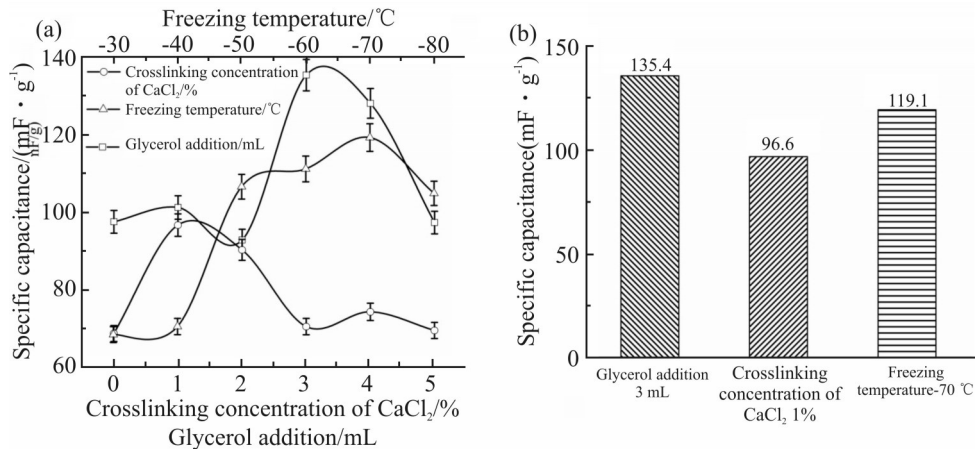
### 2.2 不同工艺方法对震颤特性的影响

Fig.4所示为仿生人工肌肉的工艺方法对震颤行为的影响,包括震颤幅度和震颤频率。由图分析可知,丙三醇添加量对仿生人工肌肉的震幅影响较

大,当丙三醇添加量为0 mL时,最小值为0.31 mN;氯化钙交联浓度对仿生人工肌肉的震幅影响较为平缓,当氯化钙交联浓度为2%时,最小值为1.2 mN;仿生人工肌肉的震幅随着冷冻温度的降低先减小后增加,当冷冻温度为-60 °C时,最小值为0.4 mN。再对震颤频率分析可知,当丙三醇添加量为3 mL时,震颤频率为3次;当氯化钙交联浓度为5%时,震颤频率为3次;当冷冻温度为-60 °C时,震颤频率为1次。综合以上分析可知,虽然当丙三醇添加量为0 mL时的震颤幅度与冷冻温度为-60 °C时相差无几,但是震颤频率却大于冷冻温度为-60 °C时的震颤频率,所以,冷冻温度仍是影响仿生人工肌肉震颤行为的更主要因素。

### 2.3 不同工艺方法对弹性模量的影响

Fig.5所示为仿生人工肌肉的工艺方法对弹性模量的影响。弹性模量是表征仿生人工肌肉输出力特性的主要指标,仿生人工肌肉在通电后,通过形变将电能储存为驱动层中的弹性势能。而在仿生人工肌肉中,一般通过减少机械势能的损耗来提升仿生人工肌肉的输出力特性。所以,弹性模量越大表示此时的仿生人工肌肉储存的弹性势能越多,输出力特性也就越佳。由图可知,仿生人工肌肉的弹性模量随着丙三醇添加量的增加先增大后减小,丙三醇添加量为1 mL时的最大值为1.008 MPa;随着氯化钙交联浓度的增加,仿生人工肌肉的弹性模量先减小后增加,氯化钙交联浓度为4%时的最大值为1.135 MPa;随着冷冻温度的降低,仿生人工肌肉的弹性模量先增加后减小,当冷冻温度为-60 °C时最大值为1.427 MPa。综上分析,冷冻温度是影响



**Fig.6 Effects of different processing methods on capacitance**

(a): specific capacitance curve; of bionic artificial muscle; (b): the maximum specific capacitance of bionic artificial muscle under different processes

仿生人工肌肉弹性模量的主要因素,进而影响仿生人工肌肉的输出力特性及其震颤行为。

**Tab.1 Changes in water content of electronically actuated membrane under different glycerol supplemental levels**

V(Glycerol)/mL	Initial mass/g	Mass after water loss/g	Water content/%
0	0.05621	0.04722	19.04
1	0.08803	0.05437	61.90
2	0.15027	0.09051	66.00
3	0.16061	0.09611	67.10
4	0.22940	0.13728	67.70
5	0.27303	0.16261	67.90

#### 2.4 不同工艺方法对比电容的影响

Fig.6 所示为仿生人工肌肉的工艺方法对比电容的影响。海藻酸钠凝胶基仿生人工肌肉的驱动层产生输出力主要靠离子的运动和相互作用产生,而比电容是表征离子储存能力的主要指标。由图可知,仿生人工肌肉的比电容随着丙三醇添加量和氯化钙交联浓度的增加先增大后减小;随着冷冻温度的降低逐渐增加。丙三醇添加量为 3 mL 时比电容最大值为 135.4 mF/g;氯化钙交联浓度为 1% 时比电容最大值为 96.6 mF/g;冷冻温度为  $-70\text{ }^{\circ}\text{C}$  时比电容最大值为 119.1 mF/g。综上所述,丙三醇添加量为仿生人工肌肉比电容的最大影响因素。

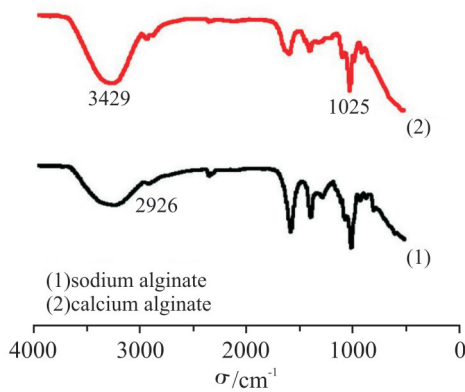
综合以上所有数据分析,冷冻温度是影响仿生人工肌肉输出力特性及其震颤行为的最主要因素,

且当冷冻温度为  $-60\text{ }^{\circ}\text{C}$  时,仿生人工肌肉的输出力特性及其震颤行为最佳。

#### 2.5 仿生人工肌肉输出力特性及震颤行为的机理分析

**2.5.1 丙三醇添加量对输出力大小及震颤特性的影响:**驱动层的保湿剂丙三醇添加量是影响仿生人工肌肉输出力性能的一个重要因素。Tab.1 所示为不同丙三醇添加量时,仿生人工肌肉驱动层含水量的变化。丙三醇添加量的变化会使仿生人工肌肉的输出力大小产生较为明显的变化,进一步影响仿生人工肌肉的震颤特性。丙三醇会对仿生人工肌肉的驱动层起到软化、保水等作用;未添加丙三醇的海藻酸钠溶液制备的仿生人工肌肉驱动层存在干燥、易断等问题,这也会导致仿生人工肌肉驱动层产生较大的内部应力,进而导致仿生人工肌肉的震颤行为受到较大影响。海藻酸钠是大分子结构,而丙三醇是小分子结构,加入丙三醇后驱动层变软,会减小内部应力的影响。同时,丙三醇中的小分子会破坏海藻酸钠的大分子结构和分子间的相互作用力,使分子键断裂从而产生能量,使离子的运动更加顺畅,这样会增加仿生人工肌肉的输出力大小,进而改善仿生人工肌肉的震颤特性。但是加入过多的丙三醇会使仿生人工肌肉的含水量减少,驱动层变得黏稠,不利于离子运动,反而会减小仿生人工肌肉的输出力。

**2.5.2 氯化钙交联浓度对输出力大小及震颤特性的影响:** 经过大量实验发现, 未通过交联剂交联的聚合物凝胶类仿生人工肌肉的输出力特性及震颤行为明显弱于经过交联的仿生人工肌肉。海藻酸钠是一种聚阴离子溶液, 可以与部分二价阳离子进行交换反应, 形成人工凝胶进而制备仿生人工肌肉驱动层。通过对比发现, 钙离子与海藻酸钠溶液的反应比较强烈, 且产生的人工凝胶无毒。所以, 多用氯化钙溶液作为交联剂, 因为氯化钙比较容易获取, 且无生物毒性, 作为海藻酸钠的交联剂比较合适。



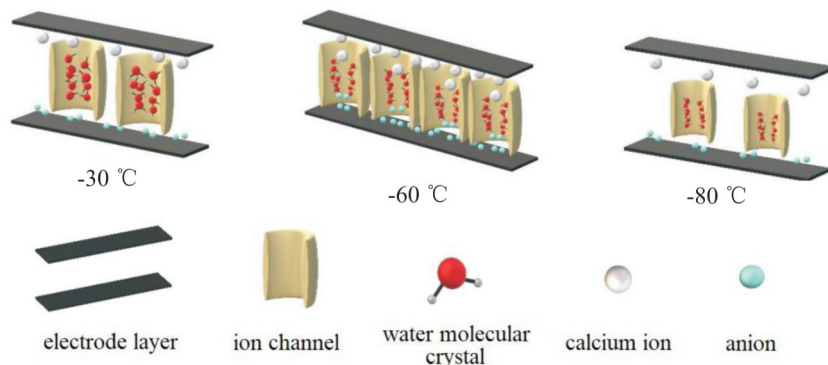
**Fig.7 Infrared spectra of bionic artificial muscle before and after crosslinking**

Fig.7 所示为傅里叶变换红外图谱。在海藻酸钠的红外光谱曲线上,  $2926\text{ cm}^{-1}$  处是海藻酸钠分子六元环上 C—H 的伸缩振动吸收峰, 对比海藻酸钙的红外光谱曲线可知, 海藻酸钙在此处的吸收远远弱于海藻酸钠, 原因是  $\text{Ca}^{2+}$  与海藻酸钠交联后形成的络合结构对其分子上 C—H 的伸缩振动起到了阻碍作用, 进而导致其偶极矩发生的变化微乎其微,

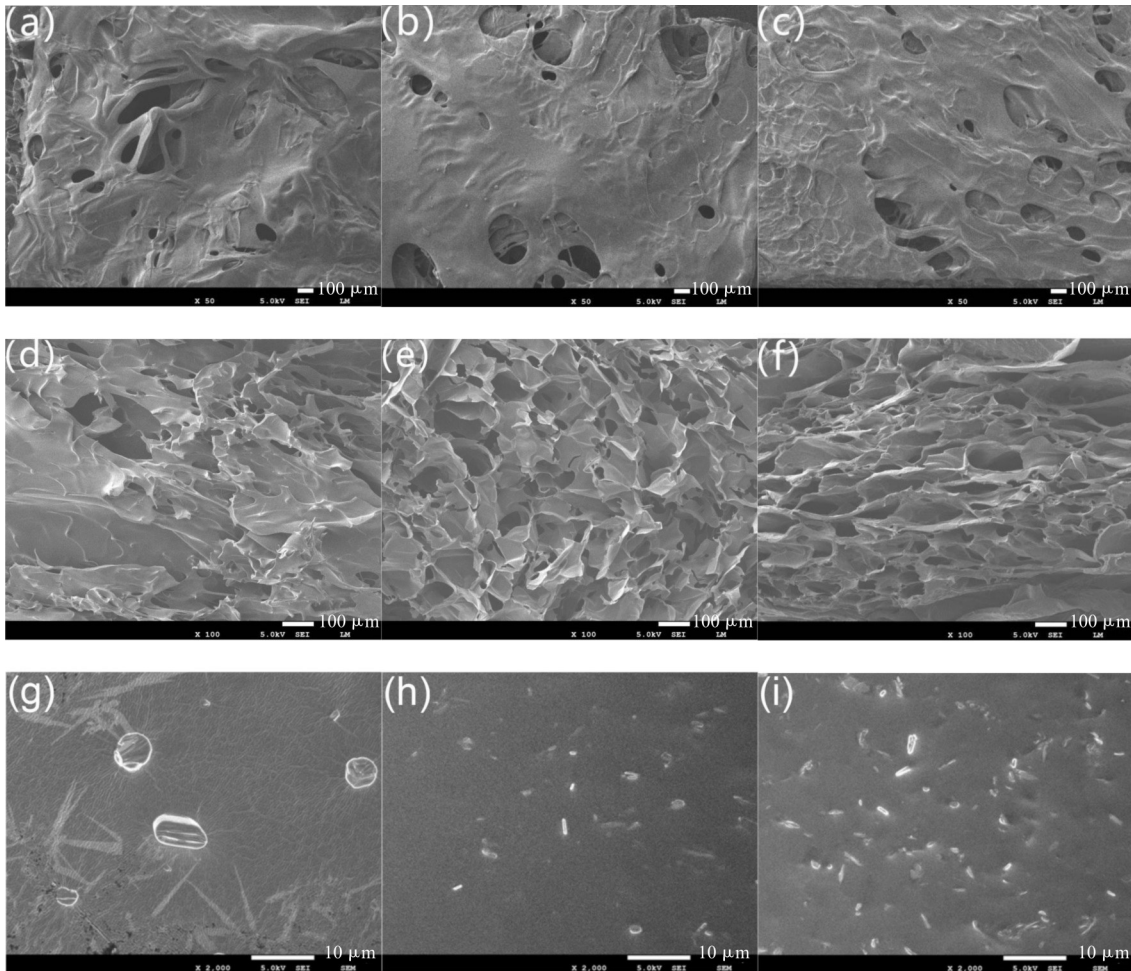
吸收峰减弱<sup>[22,23]</sup>。另外, 在  $3429\text{ cm}^{-1}$  处 O—H 的伸缩振动同样受阻, 致使波峰向低波数处移动的同时振动吸收峰变宽, 说明参与配位的羟基只是部分, 另外一部分羟基相互缔合, 导致在高波数形成吸收且与低波数峰重叠致使振动吸收峰变宽。从海藻酸钙的红外光谱曲线上可以看出,  $1025\text{ cm}^{-1}$  处是 C—O 的伸缩振动吸收峰, 海藻酸钠在此处的吸收明显处于劣势, 原因是海藻酸钙中有  $\text{Ca}^{2+}$  的存在进而有 C—O—Ca—O—CO—基团结构存在, 使得 C—O 的伸缩振动吸收增强。因此, 驱动层交联前后的红外光谱曲线再一次证明了海藻酸钠与氯化钙发生了化学反应形成了配位结构。通过拉伸实验可知, 适宜浓度的氯化钙溶液与海藻酸钠溶液进行交联, 制备的仿生人工肌肉在拉伸时没有塑性变形, 因此可以得出仿生人工肌肉在拉伸时只有弹性变形。而且, 交联使得海藻酸钠溶液的分子间相互作用力增加, 从而提升了仿生人工肌肉驱动层的弹性模量。而这种聚合物凝胶类仿生人工肌肉具有的典型力学性能表明, 仿生人工肌肉通过较大的弹性形变来减少机械能的损耗从而聚集能量, 以此来提升其输出力大小并改善震颤特性。

**2.5.3 冻干工艺的冷冻温度对输出力大小及震颤特性的影响:** 冻干工艺的冷冻温度是影响仿生人工肌肉的输出力特性及其震颤行为的重要因素。Fig.8 所示为不同温度仿生人工肌肉驱动层内部结构的微观机理图; Fig.9 所示为不同冷冻温度驱动层表面和截面的电镜图以及各温度的驱动层结晶结构示意图。

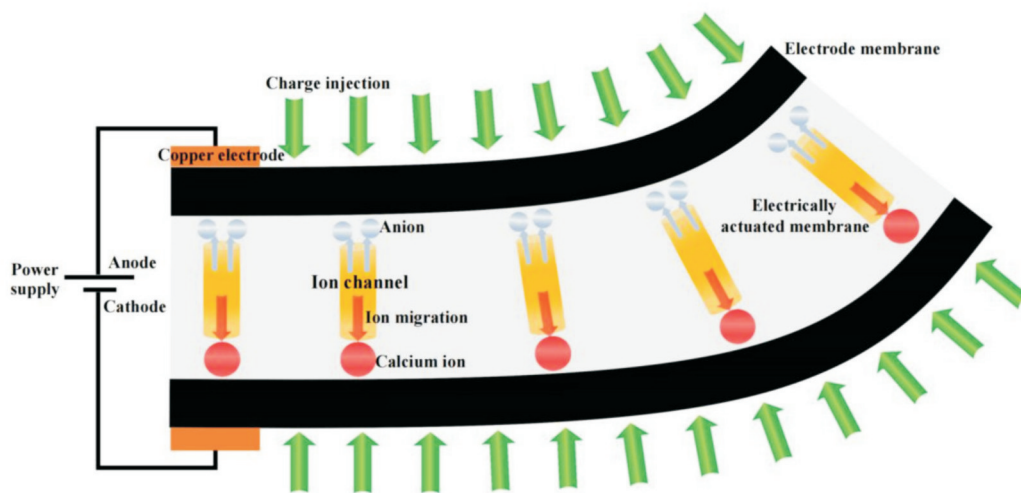
由图分析可得知, 当冷冻温度较高如  $-30\text{ }^{\circ}\text{C}$  时, 海藻酸钠溶液中的水分子结晶能力较弱且结晶较大, 离子通道密度小, 从而影响了仿生人工肌肉



**Fig.8 Microscopic mechanism diagram of electronically actuated membrane**



**Fig.9** Electron microscopic images of the surface and section of the electronically actuated membrane at different freezing temperature and crystal structure of electronically actuated membrane  
 (a): the surface at  $-30\text{ }^{\circ}\text{C}$ ; (b):the surface at  $-60\text{ }^{\circ}\text{C}$ ; (c):the surface at  $-80\text{ }^{\circ}\text{C}$ ; (d): the section at  $-30\text{ }^{\circ}\text{C}$ ; (e): the section at  $-60\text{ }^{\circ}\text{C}$ ; (f): the section at  $-80\text{ }^{\circ}\text{C}$ ; (g): the crystal structure at  $-30\text{ }^{\circ}\text{C}$ ; (h): the crystal structure at  $-60\text{ }^{\circ}\text{C}$ ; (i): the crystal structure at  $-80\text{ }^{\circ}\text{C}$



**Fig.10** Schematic diagram of bionic artificial muscle bending

驱动层的离子运动效率,进而减小了仿生人工肌肉的输出力特性,对震颤行为的改善也并不明显。当冷却温度较低时,仿生人工肌肉驱动层内部的水分子结晶比较细小,且孔洞不易塌陷,离子通道密度大从而使离子的运动更为通畅,所以会改善仿生人工肌肉的输出力大小及震颤特性;当冷冻温度为 $-60\text{ }^{\circ}\text{C}$ 时,驱动层内部的孔洞直径较大、连通性比较好、离子通过率较高,可以有效提高驱动层的输出力特性并改善震颤行为, Fig.10 为仿生人工肌肉驱动层离子运动引发的弯曲示意图;但是过低的冷冻温度并不能对仿生人工肌肉的输出力特性及其震颤行为进行较为明显的改善,当冷冻温度为 $-80\text{ }^{\circ}\text{C}$ 时,驱动层内部形成的晶体粒子较小,分子间的作用力较大,不利于离子的运动。因为海藻酸钠驱动液的结晶温度是相对固定的,冷却温度太低并不能改善驱动层离子通道,也就不能对仿生人工肌肉的输出力特性及其震颤行为有较为明显的改善。

### 3 结论

本文制备了海藻酸钠凝胶基仿生人工肌肉,并用氯化钙溶液进行交联,并对此仿生人工肌肉进行了输出力特性测试及震颤行为的分析;在保湿剂丙三醇为 $3\text{ mL}$ 时,仿生人工肌肉输出力最大为 $5.78\text{ mN}$ 。氯化钙交联浓度为 $1\%$ 时,输出力最大为 $6.09\text{ mN}$ 。冷冻温度为 $-60\text{ }^{\circ}\text{C}$ 时,输出力达到最大值 $6.76\text{ mN}$ 、输出力震颤幅度为 $0.4\text{ mN}$ 、约为丙三醇 $0\text{ mL}$ 时的 $1.29$ 倍,氯化钙浓度为 $2\%$ 时的 $0.3$ 倍;输出力震颤频率为 $1$ 次,约为丙三醇 $3\text{ mL}$ 和氯化钙交联浓度 $5\%$ 时的 $0.3$ 倍。所以,冻干工艺的冷冻温度是影响仿生人工肌肉输出力特性及震颤行为的最关键因素,且最佳冷冻温度为 $-60\text{ }^{\circ}\text{C}$ 。

本文利用了冷冻干燥工艺制备仿生人工肌肉,在确定最佳温度的情况下可以提升仿生人工肌肉的输出力性能并改善其震颤特性,这为未来的仿生人工肌肉的制备提供了新的思路,也为高分子聚合物凝胶基仿生提供了借鉴。

#### 参考文献:

- [1] Osada Y, Okuzaki H, Hori H. A polymer gel with electrically driven motility [J]. *Nature*, 1992, 355: 242-244.
- [2] Baughman R H. Carbon nanotube actuators [J]. *Science*, 1999, 284: 1340-1344.
- [3] Mukai K, Asaka K, Sugino T, *et al.* Highly conductive sheets from millimeter-long single-walled carbon nanotubes and ionic liquids: application to fast - moving, low - voltage electromechanical actuators operable in air [J]. *Advanced Materials*, 2010, 21: 1582-1585.
- [4] 晏哲,牛晓娟,李浩然.基于碳纳米管-聚乙烯醇水凝胶的太阳能驱动界面水蒸发性能研究 [J]. *东北电力大学学报*, 2021, 41 (6):17-24.  
Yan Z, Niu X J, Li H R. Study on water evaporation performance of solar energy- driven interface based on carbon nanotube-polyvinyl hydrogel [J]. *Journal of Northeast Electric Power University*, 2021, 41 (6): 17-24.
- [5] Gudarzi M, Smolinski P, Wang Q M. Bending mode ionic polymer-metal composite (IPMC) pressure sensors [J]. *Measurement*, 2017, 103: 250-257.
- [6] Pinto H F, Cruz A G B D, Ranjbarzadeh S, *et al.* Predicting simulation of flow induced by IPMC oscillation in fluid environment [J]. *Journal of the Brazilian Society of Mechanical Sciences & Engineering*, 2018, 40: 203.
- [7] Horiuchi T, Mihashi T, Fujikado T, *et al.* Voltage-controlled IPMC actuators for accommodating intra-ocular lens systems [J]. *Smart Material Structures*, 2017, 26: 045021
- [8] Chen W, Yu Z, Pang J, *et al.* Fabrication of biocompatible potassium sodium niobate piezoelectric ceramic as an electroactive implant [J]. *Materials*, 2017, 10: 345.
- [9] Pei Q, Inganlas O. Conjugated polymers and the bending cantilever method: electrical muscles and smart devices [J]. *Advanced Materials*, 1992, 4: 277-278.
- [10] 郭军,马丽,刘邦利.壳聚糖应用进展研究 [J]. *东北电力大学学报*, 2006, 26(1): 60-64.  
Guo J, Ma L, Liu B L. Progress in chitosan application [J]. *Journal of Northeast Electric Power University*, 2006, 26 (1): 60-64.
- [11] 王志杰.基于冻干工艺的仿生人工肌肉输出力及其震颤特性研究 [D]. 哈尔滨: 哈尔滨工程大学, 2019.  
Wang Z J. Investigation into the output force and tremor characteristics of bionic artificial muscle based on freeze-drying process [D]. Harbin: Harbin Engineering University, 2019.
- [12] Sun Z, Yang L, Zhang D, *et al.* High performance, flexible and renewable nano- biocomposite artificial muscle based on mesoporous cellulose/ionic liquid electrolyte membrane[J]. *Sensors and Actuators B: Chemical*, 2019, 283: 579-589.
- [13] Yang J J, Yao J T, Wang S Y. Electromechanical response performance of a reinforced biomass gel artificial muscle based on natural polysaccharide of sodium alginate doped with an ionic liquid for micro-nano regulation [J]. *Carbohydrate Polymers*. 2022, 275: 118-717.
- [14] Wang L, Quan Q Q, Xue K L, *et al.* Development of a three-DOF piezoelectric actuator using a thin cross- beam vibrator [J]. *International Journal of Mechanical Sciences*. 2018, 149: 54-61.



- [15] 王好军. 生物凝胶电驱动器的输出力特性研究[D]. 哈尔滨:哈尔滨工程大学, 2016.  
Wang H J. Study on the output force characteristics of bio-gel electric drives [D]. Harbin: Harbin Engineering University, 2016.
- [16] Strupp M, Brandt T. Review: current treatment of vestibular, ocular motor disorders and nystagmus[J]. *Therapeutic Advances in Neurological Disorders*, 2009, 2: 223-239.
- [17] Glasauer S, Rössert C, Strupp M. The role of regularity and synchrony of cerebellar Purkinje cells for pathological nystagmus [J]. *Annals of the New York Academy of Sciences*, 2011, 1233: 162-167.
- [18] 赵伟,曲芳. 帕金森综合征与特发性震颤震颤类型特点研究[J]. *中国实用医药*, 2016, 11(24): 66-67.  
Zhao W, Qu F. Study on the characteristics of Parkinson syndrome and essential tremor [J]. *Practical medicine in China*, 2016, 11(24): 66-67.
- [19] Soliman E, Bianchi F, Sleigh J N, *et al.* Engineered method for directional growth of muscle sheets on electrospun fibers [J]. *Journal of Biomedical Materials Research Part A*, 2017, 106: 1165-1176.
- [20] Shin M K, Kim S I, Kim S J, *et al.* Reinforcement of polymeric nanofibers by ferritin nanoparticles [J]. *Applied Physics Letters*, 2006, 88: 193901-193903.
- [21] Mellor J D, Bell G A. Freeze drying: the basic process [J]. *Encyclopedia of Food Sciences & Nutrition*, 2003, 6: 2697-2701.
- [22] Singh R, Bhattacharya B, Gupta M, *et al.* Electrical and structural properties of ionic liquid doped polymer gel electrolyte for dual energy storage devices[J]. *International Journal of Hydrogen Energy*. 2017, 42: 14602-14607.
- [23] Song Z, Sheng G, Cui Y, *et al.* Low fouling electrochemical sensing in complex biological media by using the ionic liquid-doped conducting polymer PEDOT: application to voltammetric determination of dopamine[J]. *Microchimica Acta*. 2019, 186: 220-229.

## Improving the Technology and Mechanism of Output Force Characteristics of Bionic Artificial Muscle Based on Gel

Junjie Yang<sup>1</sup>, Tao Yu<sup>1</sup>, Kang Wei<sup>1</sup>, Siyong Wang<sup>1</sup>, Xiongfei Yang<sup>2</sup>

(1.School of Mechanical Engineering, Northeast Electric Power University, Jilin 132012, China; 2.Army Aviation Representative Office in Harbin Area, Harbin 150000, China)

**ABSTRACT:** Bionic artificial muscle is a popular research topic nowadays. When electroactuated gel-based bionic artificial muscle generates output force, it often appears "output force tremor behavior", which seriously affects the output force characteristics and driving stability of bionic artificial muscle. Therefore, based on the three influencing factors of lyophilization process (addition amount of glycerin, crosslinking concentration of calcium chloride and freezing temperature), a comparative study on the output force characteristics and tremor behavior of sodium alginate gel-based bionic artificial muscle was conducted, and the improvement mechanism of their output force characteristics was deeply analyzed. The results show that when the moisturizer glycerin is 3 mL, the maximum output force of the bionic artificial muscle is 5.78 mN. When the crosslinking concentration of calcium chloride is 1%, the maximum output force is 6.09 mN. When the freezing temperature is  $-60\text{ }^{\circ}\text{C}$ , the maximum output force is 6.76 mN, the oscillation amplitude of output force is 0.4 mN, which is about 1.29 times of 0 mL glycerol, and 0.3 times of 2% calcium chloride. The output force tremor frequency is 1 time, which is about 0.3 times of that at the crosslinking concentration of 3 mL glycerol and 5% calcium chloride. Therefore, the freezing temperature of the freeze-drying process is the most critical factor affecting the output force characteristics and tremor behavior of the bionic artificial muscle, and the optimal freezing temperature is  $-60\text{ }^{\circ}\text{C}$ .

**Keywords:** gel-based bionic artificial muscles; sodium alginate; output force characteristics; output force tremor behavior; lyophilization process method