

## 直接心辅装置CRG/PVA复合水凝胶隔离层的制备与性能研究

姜豪<sup>1</sup>, 云忠<sup>2</sup>, 汤晓燕<sup>2</sup>, 陈洪欢<sup>2</sup>

1. 中南大学轻合金研究院, 湖南 长沙 410083; 2. 中南大学机电工程学院, 湖南 长沙 410083

**【摘要】**基于气动肌肉的直接心辅装置近年来成为研究热点, 针对该装置, 提出一种水凝胶生物材料隔离层, 用于避免气动肌肉与心脏直接接触, 减小摩擦力与排异反应。首先选取聚乙烯醇(PVA)作为水凝胶隔离层3D打印的前驱体材料, 并进行PVA水凝胶的制备; 然后针对水凝胶固化时间长无法应用于3D打印的问题, 加入卡拉胶(CRG)进行优化, 并进行力学以及溶胀性能探究; 最后将3D成型技术运用到隔离层的成型过程, 并对水凝胶隔离层的摩擦磨损性能进行研究。结果表明, CRG/PVA复合水凝胶材料拉伸断裂应变及应力分别为280%、0.84 MPa, 力学性能良好; CRG不仅能缩短水凝胶固化时间, 且其含量从1%增加至5%, 水凝胶溶胀度提高到3.70; 水凝胶隔离层在120个工作周期后表面仅轻微损伤, 进一步验证该结构能改善心脏摩擦环境。

**【关键词】**水凝胶; 隔离层; 3D打印; 力学性能; 摩擦损伤

**【中图分类号】**R318

**【文献标志码】**A

**【文章编号】**1005-202X(2021)02-0238-07

## Preparation and properties of CRG/PVA composite hydrogel isolation layer for direct cardiac assist device

JIANG Hao<sup>1</sup>, YUN Zhong<sup>2</sup>, TANG Xiaoyan<sup>2</sup>, CHEN Honghuan<sup>2</sup>

1. Light Alloy Research Institute, Central South University, Changsha 410083, China; 2. School of Mechanical and Electrical Engineering, Central South University, Changsha 410083, China

**Abstract:** In recent years, the direct cardiac assist device based on pneumatic muscle has become a research focus. For the device, a hydrogel biomaterial isolation layer is proposed to avoid the direct contact between pneumatic muscle and the heart, thereby reducing friction force and rejection reaction. Firstly, polyvinyl alcohol (PVA) is selected as the precursor material for the 3D printing of the hydrogel isolation layer, and the preparation of PVA hydrogel is carried out. Then, carrageenan (CRG) is added to optimize PVA hydrogel for solving the problem that hydrogel can not be applied to 3D printing for it has a long curing time, and the mechanical and swelling properties of the proposed material are explored. Finally, 3D printing technology is applied to the forming of the isolation layer, and the friction and wear properties of the hydrogel isolation layer are studied. The results show that the tensile fracture strain and stress of CRG/PVA composite hydrogel are 280% and 0.84 Mpa, respectively, which reveals its good mechanical properties. The use of CRG can not only shorten the curing time of hydrogel, but also increase its swelling degree to 3.70 with the content increasing from 1% to 5%. The hydrogel isolation layer shows no obvious surface damage after 120 working cycles, which further verifies that the proposed structure can reduce the friction of direct cardiac assist device against the heart.

**Keywords:** hydrogel; isolation layer; 3D printing; mechanical property; friction-induced damage

### 前言

人工心脏及其辅助装置按其工作方式可分为与

血液直接接触的血泵式人工心脏及搏动式直接心辅装置。血泵又分为离心式和轴流式<sup>[1]</sup>, 使用时一般要将泵植入患者心脏内部或者完全置换掉心脏, 会对原生心脏造成破坏。基于气动肌肉的柔性直接心辅装置目前为研究热点, 其原理为将装置包裹在心脏周围, 通过控制特定气腔进行有规律的收缩和舒张, 以挤压心脏达到辅助心脏搏动的目的, 不用破坏原生心脏。然而, 直接心辅装置与心脏外表面紧密贴合, 且对其进行循环挤压, 会造成如下问题: (1) 异物

**【收稿日期】**2020-09-08

**【基金项目】**湖南省自然科学基金(2019JJ40364); 国家自然科学基金(31670999)

**【作者简介】**姜豪, 硕士研究生, 主要研究方向: 生物机械, E-mail: 605448176@qq.com

**【通信作者】**云忠, 教授, 博士生导师, 主要研究方向: 生物机械, E-mail: yunzhong@csu.edu.cn

表面接触面积大,易造成排异反应;(2)气动直接心辅装置收缩-舒张过程中会摩擦心脏外表面。因此必须保证装置接触面具有优良的生物相容性与较低的摩擦系数,以降低工作过程中对机体的损伤。在类似的研究中,直接心辅装置一般通过医用纱布等普通材料缝合固定以减少气动肌肉与心脏表面的相对位移,其减少摩擦磨损的效果远不及天然生物体组织和器官,且未考虑器官排异问题<sup>[2]</sup>。

在前人的研究基础上,本文提出一种将水凝胶作为心脏与直接心辅装置之间隔离层的方法。水凝胶是一类具有三维交联网络结构的高分子聚合物,具有较强的吸水性能<sup>[3]</sup>,吸水状态下水凝胶表面通常保持湿润,摩擦系数低,且水凝胶生物相容性良好<sup>[4]</sup>,因此在组织工程学<sup>[5]</sup>、仿生学<sup>[6-7]</sup>、智能穿戴<sup>[8]</sup>及医疗器械<sup>[9]</sup>等领域发展迅速。在直接心辅装置与心脏接触的表面添加一层水凝胶作为隔离层,能有效解决排异以及摩擦问题。3D打印具有极高的设计灵活性,在个性化医疗方面具有定制简单、成本低等诸多优势。近年来,3D打印技术在医药领域的应用包括牙科植入体<sup>[10]</sup>、假肢部件<sup>[11]</sup>、手术模型<sup>[12-13]</sup>、组织再生支架<sup>[14-15]</sup>、药物实验组织模型<sup>[16-17]</sup>等。考虑到心脏的个体性差异以及水凝胶隔离层的贴合性,将3D成型技术运用到隔离层的成型工艺上,且通过实验来探究水凝胶隔离层的力学性能、溶胀性能与摩擦性能,为水凝胶隔离层的临床应用提供理论基础。

1 材料与方法

1.1 实验材料与设备

实验材料:聚乙烯醇 1799 型[Poly(vinyl alcohol) 1799, PVA],醇解度:98%~99%(mol/mol)(上海阿拉丁生化科技股份有限公司);去离子水(上海穗天环保科技有限公司);卡拉胶(Carrageenan, CRG, 食用型)。

实验设备:电子天平(精度 0.01g)、恒温磁力搅拌器(赛得利斯, 85-2)、恒温水浴锅(JOANLAB, BHS-1)、冰箱(夏新, BD-BC106)、离心机(常州国宇, 800-1)等。

1.2 水凝胶的制备与优化

相比化学交联技术,物理交联合成的水凝胶具有更好的机械性能<sup>[18]</sup>,因此本文采用冻融循环物理交联方式制备PVA水凝胶。PVA水凝胶材料具体制备过程如图1所示。用电子天平称取定量PVA固体颗粒,加入适量去离子水中,恒温 90℃水浴加热并搅拌约 2 h 至其充分溶解后得到透明的PVA水溶液,在离心机 3 000 r/min 离心 10 min 除去溶液中的气泡后

倒入模具中,置于约-20℃冰箱中冷冻 12 h 后室温下解冻 6 h,重复此冻融过程 4 次,得到交联的乳白色 PVA 水凝胶。

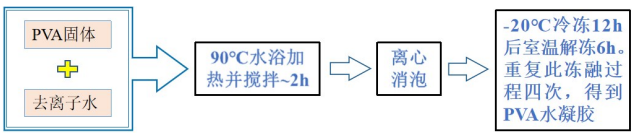


图1 PVA水凝胶制备流程  
Fig.1 Preparation of PVA hydrogel

随着PVA含量的增加,溶液浓度会不断上升,常用的PVA质量浓度为5%~15%<sup>[19]</sup>,通过预实验发现,当PVA的质量浓度>25%时,由于固含量过高、粘度过大,PVA无法完全溶解,考虑到对照组的需要,本实验配制的PVA质量浓度分别为5%、10%、15%、20%、25%。

冻融循环法制备的PVA物理交联水凝胶具有无毒且力学性能良好的优点,但交联时间较长,作为3D打印材料难以快速固化,从而限制了其成型能力。对此,本文对PVA水凝胶材料进行优化以减少其固化时间,在PVA水凝胶的基础上通过物理共混的方式添加另一种温敏水凝胶材料CRG作为打印材料中的温敏成分,按不同比例制备CRG/PVA复合水凝胶。CRG/PVA复合水凝胶的制备方法同图1,只需在去离子水中先按一定比例加入CRG并充分扩散,然后进行后续水凝胶制备即可。

1.3 水凝胶力学性能实验

水凝胶前驱体材料、制备、交联方式及成型方法均会影响到水凝胶的力学性能。不同应用场合下,对水凝胶的力学强度要求有所不同。结合直接心辅装置工作原理及工作环境可知,水凝胶隔离层材料需具备良好的拉伸强度及韧性。

1.3.1 拉伸断裂实验 不同配比的CRG/PVA混合溶液浇铸于哑铃状试样(样品尺寸见图2),并循环冻融4次后用于拉伸断裂测试,拉伸试样表面涂刷硅油以防止实验过程中水分流失,拉伸速率为 60 mm/min。

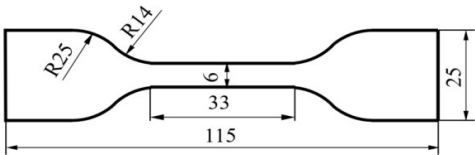


图2 PVA水凝胶拉伸试样尺寸(mm)  
Fig.2 PVA hydrogel tensile specimen size (mm)

1.3.2 循环压缩实验 试样尺寸:圆柱体,直径D=23 mm,厚度H=8 mm,如图3所示。测试条件:所有试样预压缩

50次后,进行应变为40%的循环压缩实验,压缩次数为100次,压缩速率60 mm/min。为防止水凝胶压缩过程中失水干燥,实验前水凝胶表面涂上硅油。



图3 压缩测试试样  
Fig.3 Compression test sample

### 1.4 水凝胶溶胀行为研究

水凝胶的溶胀性能决定了水凝胶吸水速率的快慢以及所能达到的最大含水量。人体含水量高达60%~80%,水凝胶含水量越接近人体组织,和机体的适配性越高。且对于直接心辅装置隔离层而言,通过研究水凝胶的溶胀行为,可以合理地控制打印结构厚度及溶胀时间。本文通过以下实验测定了不同浓度下CRG/PVA水凝胶的溶胀速率及达到溶胀平衡时的含水量。

如图4所示,取不同质量浓度的PVA水溶液浇铸到模具中,冻融循环4次后得到直径为26 mm的圆柱体水凝胶,取出并烘干至恒重,记录此时水凝胶的干重;将烘干后的水凝胶置于去离子水(室温,~25 °C)中进行溶胀处理,测量时用滤纸吸干除去表面多余水分,记录不同溶胀时间下吸水后的水凝胶质量;至水凝胶质量不再变化,即达到二次溶胀平衡为止。

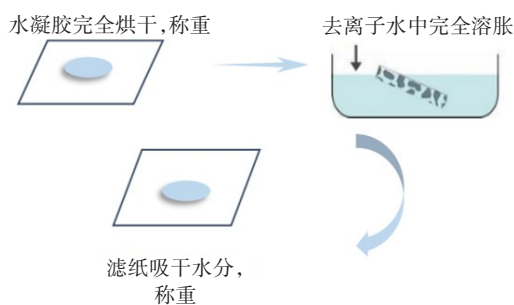


图4 水凝胶溶胀行为测试  
Fig.4 Swelling behavior of hydrogel

$t$ 时刻的溶胀度 $S_t$ 表示为:

$$S_t = \frac{M_t - M_0}{M_0} \quad (1)$$

其中, $M_t$ 表示溶胀 $t$ 时刻水凝胶的质量, $M_0$ 表示PVA水凝胶完全干燥时的质量。当水凝胶材料吸收大量的水达到完全溶胀状态时,其平衡溶胀度 $S_\infty$ 可表示为:

$$S_\infty = \frac{M_\infty - M_0}{M_0} \quad (2)$$

其中, $M_\infty$ 为平衡溶胀时水凝胶质量。

含水量 $W_h$ 计算如下:

$$W_h = \frac{M_\infty - M_0}{M_\infty} \times 100\% \quad (3)$$

### 1.5 水凝胶隔离层的3D打印

如图5a所示,CRG/PVA复合水凝胶3D打印直接心辅装置隔离层时,由于按照心脏下端轮廓曲线进行打印,整体形状类似圆筒,且从上往下直径逐渐减少,这就导致局部区域倾斜角过大。水凝胶的3D打印过程如图5b所示,逐层堆积过程中易产生打印缺陷,对此需要设计适当的支撑结构(图6a),将支撑结构去除后,整个水凝胶隔离层成型图如图6b所示,效果良好,与预期相符。

### 1.6 隔离层材料摩擦磨损性能实验

一般来说摩擦系数越小,减摩性越好,为了研究水凝胶隔离层材料的摩擦性能,对其摩擦系数进行测试分析,并通过模拟实验研究其耐磨损性能。

**1.6.1 摩擦系数测试实验** 实验仪器及测试条件:摩擦系数测试仪器为精密摩擦磨损试验机(球/销盘式,安东帕,TRB3),最大加载载荷为20 N,最大摩擦力20 N,传感器使用温度范围 $\leq 130$  °C(图7)。该试验机具有球、销盘两种摩擦副,可提供旋转、往复旋转、往复直线运动等模式,直接心辅装置工作时,水凝胶与心脏表面的相对运动较为复杂,对于小面积区域而言,可看作往复旋转运动或者往复直线运动。

人体安静状态下正常心率为60~100次/min,取80次/min作为实验测试频率,运动模式为往复旋转运动,恒定滑动速率设置为60 mm/min,选择销试样为摩擦副,销盘直径4 mm。

**摩擦试样制备:**通过3D打印制备圆形水凝胶测试试样,并采用浇铸的方法,以直接心辅装置的主体材料(硅胶,Ecoflex 00-30)制备同样尺寸的测试试样。每种试样各3组,测试过程中保持生理盐水浸润。

**1.6.2 水凝胶隔离层磨损性能研究** 本课题组设计的气动式柔性直接心辅装置系统结构如图8所示。实验中用注水气球作为模拟心脏,将3D打印的水凝胶隔离层置于直接心辅装置与模拟心脏之间,如图9所示。直接心辅装置具有特殊的气腔结构,通过气动控制系统对各个气腔充气 and 排气,可使其产生相应



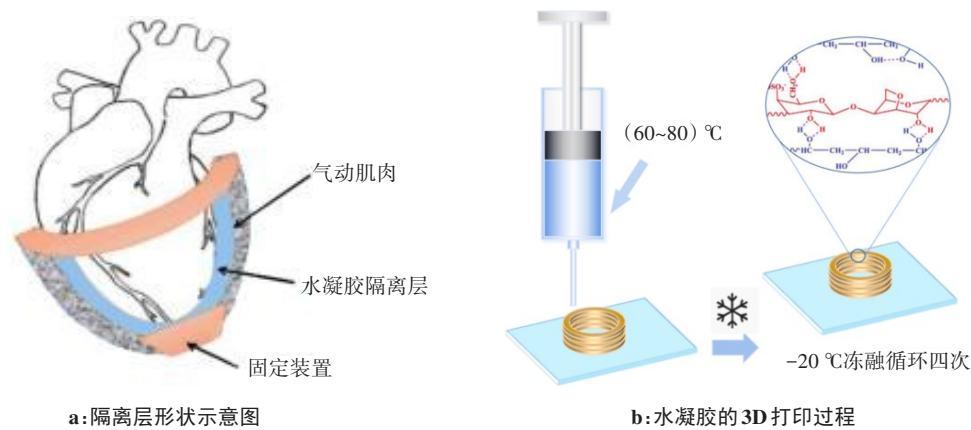


图5 CRG/PVA复合水凝胶3D打印示意图

Fig.5 Schematic diagram of 3D printing of CRG/PVA composite hydrogel

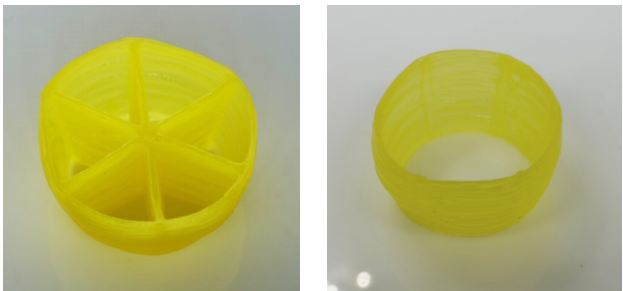


图6 CRG/PVA复合水凝胶3D打印隔离层效果

Fig.6 3D printing results of CRG/PVA hydrogel isolation layer

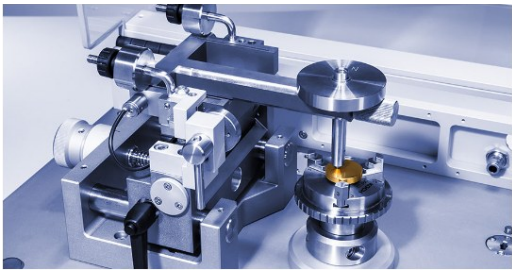


图7 安东帕精密摩擦磨损试验机

Fig.7 Antonopa precision friction and wear testing machine

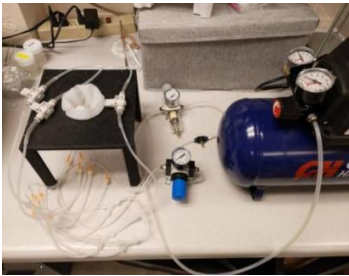
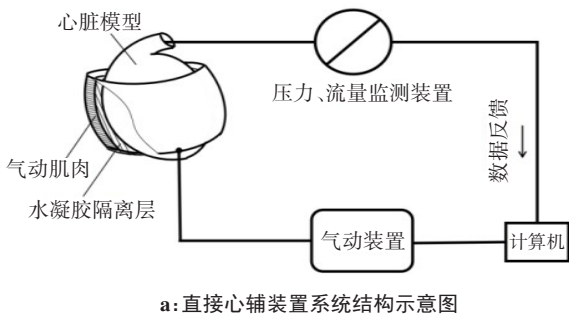


图8 直接心辅装置系统结构

Fig.8 Structure of direct cardiac assist device

的膨胀-收缩行为,从而达到辅助心脏泵血的作用。

为了观察水凝胶隔离层体外模拟工作过程中的磨损情况,采用电子显微镜观察其在不同工作周期下的表面磨损形貌。

2 结果与讨论

2.1 力学性能实验结果及分析

2.1.1 拉伸断裂实验结果及分析 不同配比的CRG/PVA复合水凝胶的拉伸性能如图10所示。

对于单一体系的PVA水凝胶来说,在冻融循环过程中分子长链间的氢键及范德华力等使得体系内部形成稳定的网络交联,而对于CRG/PVA复合水凝胶来说,冻融循环过程中,CRG分子链会穿插在PVA分子链之间,一部分与PVA分子上的羟基形成氢键,该过程可能阻碍PVA的交联过程,从而降低其交联程度,导致CRG/PVA复合水凝胶的力学性能较单组分的PVA水凝胶弱,但图中也反应出CRG含量越高,水凝胶的断裂应力与应变都增大,最高分别能达到0.84 MPa与280%,性能相对优异。

2.1.2 循环压缩实验结果及分析 图11是不同配比CRG/PVA复合水凝胶在40%压缩应变下,一个压缩-

回复周期过程中的应力变化情况。

由图11可知,同10%PVA及15%PVA的单一组

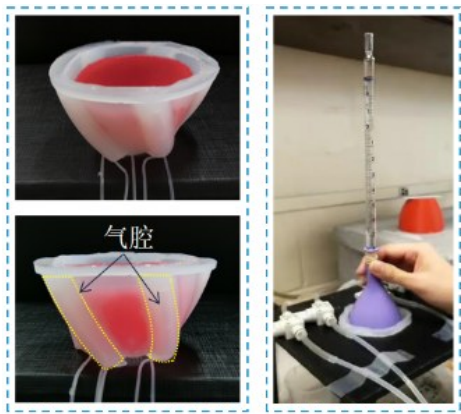


图 9 直接心辅装置模拟工作实验

Fig.9 Experiment of simulating direct cardiac assist device in working state

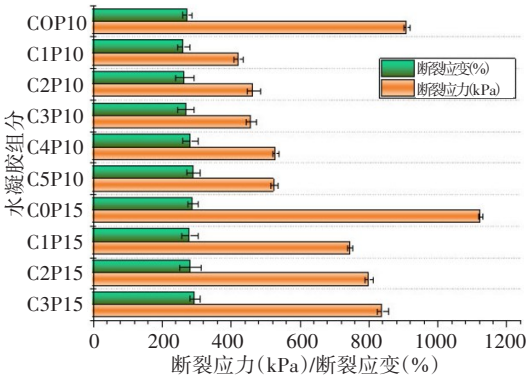
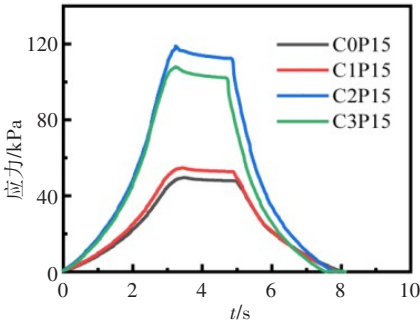
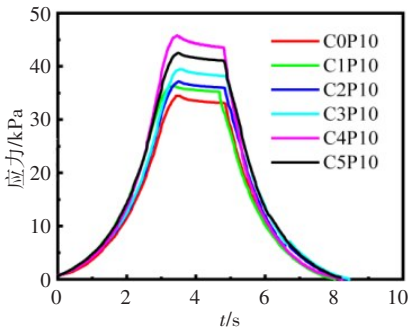


图 10 CRG/PVA 复合水凝胶拉伸断裂应力、应变对比

Fig.10 Comparison of tensile fracture stress and strain of CRG/PVA composite hydrogel

CxPy 代表代表含 x% 的 CRG 和 y% 的 PVA



a: 10%PVA 的水凝胶应力变化情况

b: 15%PVA 的水凝胶应力变化情况

图 11 单位压缩周期内的应力变化情况

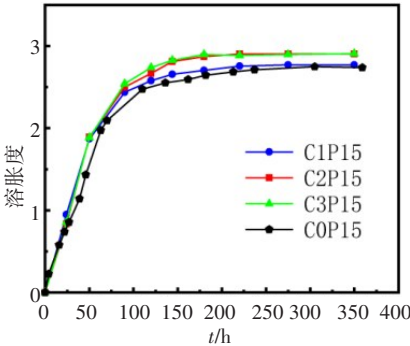
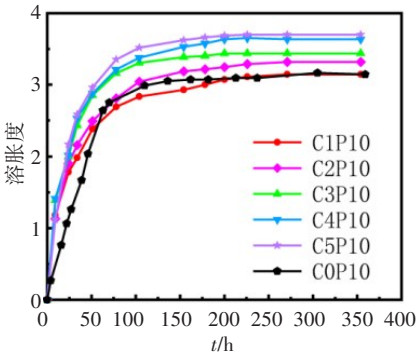
Fig.11 Stress variation over a compression period

分水凝胶相比,含 CRG 组分的 CRG/PVA 复合水凝胶在 40% 应变压缩过程中整体应力峰值均有所上升,对于 PVA 含量为 10% 的 CRG/PVA 复合水凝胶而言,当 CRG 比例达到 4% (C4P10) 时,一个压缩周期中的压缩应力峰值达到最大值 45.8 kPa;对于 PVA 含量为 15% 的 CRG/PVA 复合水凝胶,当 CRG 含量为 2%

(C2P15) 时,具有最大应力峰值 118.7 kPa。由以上结果可以发现,CRG 的加入能在一定程度上增强水凝胶的压缩性能。

2.2 溶胀性能测试结果及分析

不同配比的 CRG/PVA 复合水凝胶材料在室温下溶胀平衡过程中的溶胀度如图 12 所示。



a: 10%PVA 的水凝胶溶胀性能

b: 15%PVA 的水凝胶溶胀性能

图 12 CRG/PVA 复合水凝胶溶胀性能对比

Fig.12 Comparison of swelling properties of CRG/PVA composite hydrogel

显然,对比10%PVA水凝胶,添加了CRG的CRG/PVA复合水凝胶的平衡溶胀度在一定程度上有所提升,10%PVA水凝胶溶胀度约为3,而随着CRG含量从1%增加至5%,溶胀度达到3.70。另一方面,随着CRG含量的上升,CRG/PVA复合水凝胶的溶胀速率也随之增大,在水凝胶溶胀初期(0~75 h),含CRG的复合水凝胶吸水速率较单一组分的PVA水凝胶要快。

分析以上结果可知,CRG的存在使得复合水凝胶的溶胀性能得到了一定程度上的提升。产生这种现象是因为CRG具有非常优秀的吸水性,同时体系中CRG的存在使得凝胶网络更加疏松,水分子更易浸入三维凝胶网络,从而使得CRG/PVA复合水凝胶在初期的溶胀速率和最终的平衡溶胀度方面得到提升。

2.3 隔离层摩擦磨损性能结果及分析

5 N载荷下,20% PVA水凝胶、CRG/PVA复合水凝胶及用于制备直接心辅装置的硅胶材料(Ecoflex 00-30)的摩擦系数如图13所示。

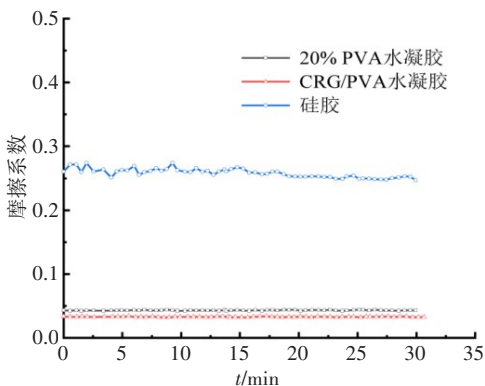


图13 材料摩擦系数的对比  
Fig.13 Comparison of friction coefficient of different materials

可知,两种水凝胶材料的平均摩擦系数远小于硅胶材料的摩擦系数,相同载荷条件下,硅胶摩擦系数均值约为0.257,而20%PVA和CRG/PVA水凝胶的摩擦系数分别为0.043和0.032,远小于用于制作直接心辅装置的硅胶表面摩擦系数。一定程度上可以说明,对由硅胶材料制作的直接心辅装置而言,水凝胶隔离层的存在可减小装置工作过程中对心脏表面产生的摩擦力。

图14所示为直接心辅装置在120个搏动周期过程中水凝胶隔离层的表面微观纹理图像(图中显示的是与柔性直接心辅装置直接接触一侧的水凝胶表面形貌,图中标尺均为2 mm)。

由14图可知CRG/PVA复合水凝胶材料打印的隔离层表面在经过60个工作周期后,局部未出现明显的压痕,而在120个工作周期时,表面开始出现轻微压痕,由此可说明CRG/PVA复合水凝胶隔离层可在一定程度上改善直接心辅装置对于心脏的摩擦,但是离隔离层的临床应用仍有很大的差距,因此对于水凝胶隔离层仍需作进一步研究。

3 结 论

(1)对CRG/PVA复合水凝胶材料进行了性能测试。结果表明CRG会略微削弱水凝胶隔离层的强度,但是它的存在不仅使水凝胶的固化时间缩短,且优化了水凝胶的压缩性能与溶胀性能,使其更适合制作隔离层。因此总体上对于PVA水凝胶来说,CRG的加入是一种优化。(2)对3D打印方式下的水凝胶隔离层材料进行了摩擦实验。结果表明水凝胶隔离层的存在可在一定程度上减轻直接心辅装置工作过程中对心脏造成的摩擦损伤。(3)CRG/PVA复合

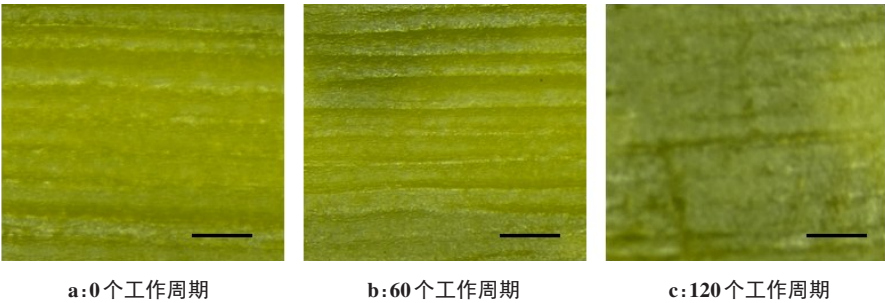


图14 CRG/PVA复合水凝胶隔离层磨损情况  
Fig.14 Wear condition of CRG/PVA composite hydrogel isolation layer

水凝胶隔离层的使用寿命仍然是一个问题,临床应用需对水凝胶材料作进一步研究。

【参考文献】

[1] 冯龙飞, 云忠, 徐军瑞, 等. 一种轴流血泵的磁液双悬浮支承系统[J]. 中国医学物理学杂志, 2018, 35(8): 939-944.

[2] ROCHE E T, HORVATH M A, WAMALA I, et al. Soft robotic sleeve supports heart function[J]. Sci Transl Med, 2017, 9(373): eaaf3925.

[3] 韩昕, 李孟宇, 肖航, 等. 水凝胶: 智能材料的新平台[J]. 应用化工, 2019, 48(9): 2184-2188.

FENG L F, YUN Z, XU J R, et al. Magnetic-hydraulic suspension supporting system for axial blood pump[J]. Chinese Journal of Medical Physics, 2018, 35(8): 939-944.

- HAN X, LI M Y, XIAO H, et al. Hydrogels: a new platform for smart materials[J]. Applied Chemical Industry, 2019, 48(9): 2184-2188.
- [4] TEODORESCU M, BERCEA M, MORARIU S. Biomaterials of PVA and PVP in medical and pharmaceutical applications: perspectives and challenges[J]. Biotechnol Adv, 2018, 37(1): 109-131.
- [5] MEENA L K, RATHER H, KEDARIA D, et al. Polymeric microgels for bone tissue engineering applications-a review [J]. Int J Polym Mater Po, 2020, 69(6): 381-397.
- [6] ZHANG W, WANG R X, SUN Z M, et al. Catechol-functionalized hydrogels: biomimetic design, adhesion mechanism, and biomedical applications[J]. Chem Soc Rev, 2020, 49(2): 433-464.
- [7] QIN H, ZHANG T, LI N, et al. Anisotropic and self-healing hydrogels with multi-responsive actuating capability[J]. Nat Commun, 2019, 10(1): 2202.
- [8] ZHANG Q, LIU X, REN X Y, et al. Nucleotide-regulated tough and rapidly self-recoverable hydrogels for highly sensitive and durable pressure and strain sensors[J]. Chem Mater, 2019, 31(15): 5881-5889.
- [9] PARADA G A, YUK H, LIU X Y, et al. Impermeable robust hydrogels via hybrid lamination [J]. Adv Healthc Mater, 2017, 6(19). doi: 10.1002/adhm.201700520.
- [10] DAWOOD A, MARTI B M, SAURET-JACKSON V, et al. 3D printing in dentistry[J]. Br Dent J, 2015, 219(11): 521-529.
- [11] YOSHIKAWA M, SATO R, HIGASHIHARA T, et al. Rehand: realistic electric prosthetic hand created with a 3D printer[C]. Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society. IEEE, 2015: 2470-2473.
- [12] PIETRABISSA A, MARCONI S, PERI A, et al. From CT scanning to 3D printing technology for the preoperative planning in laparoscopic splenectomy[J]. Surg Endosc, 2016, 30(1): 366-371.
- [13] ZEIN N N, HANOUNEH I A, BISHOP P D, et al. Three-dimensional print of a liver for preoperative planning in living donor liver transplantation[J]. Liver Transpl, 2013, 19(12): 1304-1310.
- [14] DO A V, KHORSAND B, GEARY S M, et al. 3D printing of scaffolds for tissue regeneration applications[J]. Adv Healthc Mater, 2015, 4(12): 1742-1762.
- [15] 徐晟. 3D打印丝素蛋白/明胶水凝胶支架及其在软骨再生修复中的应用研究[D]. 广州: 华南理工大学, 2019.
- XU S. Study on 3D printed silk fibroin protein/gelatin hydrogel scaffold and its application in cartilage regeneration and repair[D]. Guangzhou: South China University of Technology, 2019.
- [16] ZHAO Y, YAO R, OUYANG L L, et al. Three-dimensional printing of Hela cells for cervical tumor model *in vitro* [J]. Biofabrication, 2014, 6(3): 035001.
- [17] PARK K M, GERECHE S. Polymeric hydrogels as artificial extracellular micro-environments for cancer research [J]. Eur Polym J, 2015, 72: 507-513.
- [18] LIU Y, GEEVER L M, KENNEDY J E, et al. Thermal behavior and mechanical properties of physically crosslinked PVA/Gelatin hydrogels [J]. J Mech Behav Biomed Mater, 2010, 3(2): 203-209.
- [19] GUPTA S, WEBSTER T J, SINHA A J. Evolution of PVA gels prepared without cross-linking agents as a cell adhesive surface[J]. J Mater Sci-Mater M, 2011, 22: 1763-1772.

(编辑:薛泽玲)