



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 114887112 B

(45) 授权公告日 2023.09.22

(21) 申请号 202210495321.8

CN 112608431 A, 2021.04.06

(22) 申请日 2022.05.07

CN 109513039 A, 2019.03.26

(65) 同一申请的已公布的文献号

CN 113499470 A, 2021.10.15

申请公布号 CN 114887112 A

CN 113698532 A, 2021.11.26

(43) 申请公布日 2022.08.12

WO 2010041879 A2, 2010.04.15

(73) 专利权人 大连工业大学

CN 112979892 A, 2021.06.18

地址 116034 辽宁省大连市甘井子区轻工苑1号

周超. 具有快速抗菌功能的聚离子液体抗菌水凝胶的构建及在伤口感染中的应用. 全国卫生产业企业管理协会抗菌产业分会, 中关村汇智抗菌新材料产业技术创新联盟. 2020(第4届) 抗菌科学与技术论坛论文摘要集. 2020, 74.

(72) 发明人 费旭 李尧 李东润 田晶

Yonghui Zhou et al. A ionic liquid enhanced conductive hydrogel for strain sensing applications. Journal of Colloid and Interface Science. 2021, 第192-203页.

(74) 专利代理机构 大连东方专利代理有限责任公司 21212

专利代理师 房艳萍 李馨

Dongrun Li et al. Pressure-sensitive antibacterial hydrogel dressing for wound monitoring in bed ridden patients. Journal of Colloid and Interface Science. 2022, 第942-955页. (续)

(51) Int. Cl.

A61L 26/00 (2006.01)

C08J 3/075 (2006.01)

C08L 29/04 (2006.01)

C08L 33/26 (2006.01)

C08F 220/56 (2006.01)

C08F 226/06 (2006.01)

(56) 对比文件

WO 2008101417 A1, 2008.08.28

CN 114213678 A, 2022.03.22

CN 113456840 A, 2021.10.01

CN 113801272 A, 2021.12.17

CN 114409849 A, 2022.04.29

CN 112370567 A, 2021.02.19

注意:

申请人在申请日后补交了实验数据, 但该数据并未包含在本授权公告文档中。

审查员 魏如男

权利要求书1页 说明书6页 附图3页

(54) 发明名称

一种咪唑盐离子液体/聚乙烯醇压力传感抗菌水凝胶敷料的制备方法和应用

(57) 摘要

本发明公开了一种咪唑盐离子液体/聚乙烯醇压力传感抗菌水凝胶敷料的制备方法和应用。通过自由基共聚将咪唑盐离子液体与丙烯酰胺聚合为聚合物长链, 然后与聚乙烯醇溶液经过反复冻融获得咪唑盐离子液体/聚乙烯醇水凝胶。该水凝胶敷料具有独特的三维网络结构, 含有离

子液体的水凝胶具有广谱的抗菌活性, 对于金黄色葡萄球菌具有优异的抗菌效果。同时, 该水凝胶可以精确监测人体的各项运动以及微小尖锐刺激, 通过电信号变化将病人的动作实时传达给护理人员, 使护理人员及时发现并处理病人的情况, 从而达到避免创面遭受二次压力损伤的目的。该水凝胶敷料在生物医学领域展现出了巨大的应用潜力。

CN 114887112 B

[接上页]

(56) 对比文件

Huan Fang et al. A novel high-strength

poly(ionic liquid)/PVA hydrogel dressing
for antibacterial applications. Chemical
Engineering Journal. 2019, 第153-164页.

1. 一种咪唑盐离子液体/聚乙烯醇压力传感抗菌水凝胶敷料,其特征在于,咪唑盐离子液体和丙烯酰胺在引发剂的作用下通过自由基聚合反应形成聚合物长链,再与聚乙烯醇溶液混合经反复冻融形成水凝胶;

所述咪唑盐离子液体为1-乙基-3-辛基咪唑溴盐中的一种;

所述引发剂为过硫酸铵、过硫酸钾、过硫酸钠中的一种;

所述的咪唑盐离子液体/聚乙烯醇压力传感抗菌水凝胶敷料的制备方法,包括如下步骤:

(1) 将咪唑盐离子液体、丙烯酰胺、引发剂加入到水性溶液中,搅拌并超声至完全溶解,将氮气泵入上述溶液中,得到溶液A;

(2) 将步骤(1)制备好的溶液A和聚乙烯醇溶液按照体积比为1:1~1:1.5混合,并超声搅拌均匀,在45~65℃下加热1~2小时,得到聚合物溶液;

(3) 将获得的混合溶液筑到模具中,经过反复冷冻-解冻,通过物理交联获得水凝胶;

(4) 将制备好的水凝胶在去离子水中浸泡;

所述步骤(1)的咪唑盐离子液体在水性溶液中的浓度为0.05~0.2M,丙烯酰胺在水性溶液中的浓度为0.5~1.5M,引发剂在水性溶液中的百分浓度为0.05~0.5%;所述步骤(2)的聚乙烯醇溶液的质量百分浓度为5%~15%。

2. 根据权利要求1所述的压力传感抗菌水凝胶敷料,其特征在于,所述聚乙烯醇的聚合度为 1750 ± 50 。

3. 根据权利要求1所述的压力传感抗菌水凝胶敷料,其特征在于,所述水凝胶敷料为多孔结构,孔径大小为 $3.5 \mu\text{m} \sim 6.7 \mu\text{m}$ 。

4. 根据权利要求1所述的压力传感抗菌水凝胶敷料,其特征在于,所述步骤(3)的冷冻温度为-20~-30℃,冷冻时间为6~24h,所述解冻条件为4~25℃,解冻时间为1~6h,所述反复冷冻-解冻的过程为2~6次。

5. 根据权利要求1所述的压力传感抗菌水凝胶敷料,其特征在于,所述的水性溶液为磷酸盐缓冲液、去离子水、含有酸性物质或碱性物质的水性溶液中的一种,所述酸性物质为醋酸或盐酸,所述碱性物质为氢氧化钠、氢氧化钾、碳酸钠或碳酸氢钠。

一种咪唑盐离子液体/聚乙烯醇压力传感抗菌水凝胶敷料的 制备方法和应用

技术领域

[0001] 本发明涉及一种咪唑盐离子液体/聚乙烯醇压力传感抗菌水凝胶的制备方法与应用,属于生物材料、高分子材料领域。

背景技术

[0002] 压疮是由于压力、剪切力以及摩擦力等因素引起的皮肤及皮下组织擦伤或溃疡,通常发生在骨突处,是一种使人衰弱的慢性伤口。压疮通常发生在卧床不起的人群中,据报道,住院患者中患病率高达63%,疗养院中患病率为64%,脊髓损伤患者中患病率为39%。由压力性溃疡导致的住院患者治疗时间延长,难以忍受的疼痛以及高死亡率给患者和医疗机构带来了巨大的压力。因此,预防和治疗患者长期卧床产生的压力性溃疡,解决创面皮肤感染,促进伤口愈合,防止治疗过程中的二次压力损伤成为亟待解决的问题。

[0003] 目前,各式各样的伤口敷料已经被应用于促进创面愈合,包括海绵、多孔泡沫、静电纺丝和智能水凝胶。其中水凝胶由于其良好的亲水性,生物相容性以及类似于细胞外基质的三维网状结构引起了广泛关注。为了预防伤口感染,抗菌剂被搭载在水凝胶中。Ag被认为是一种具有广谱活性的抗菌剂,早期的Ag创面敷料多为物理包覆纳米银颗粒(Ag NPs)水凝胶体系。随着青霉素的发现,环丙沙星、庆大霉素、万古霉素等抗生素已被广泛应用于抗菌领域。壳聚糖、几丁质、抗菌肽等含有固有抗菌活性的天然大分子与水凝胶复合,赋予水凝胶材料抗菌性能的同时提高了生物相容性。尽管这些抗菌剂在不同的伤口模型中展现出了良好的治疗效果,但由于其组织毒性、细菌耐药性以及化学稳定性差等缺陷极大的限制了其应用发展。因此,选择一种新型抗菌剂具有极其重要的意义。咪唑基离子液体是一种具有高效和广谱抗菌活性的阳离子抗菌剂,包括带正电荷的咪唑环和亲脂性的烷基链。离子液体对常见的杆菌、球菌和真菌具有良好的杀菌作用,在抗菌过程中,阳离子部分首先附着在带负电荷的细胞壁表面,然后烷基链插入到磷脂双分子层中,导致细胞膜破裂,最终导致细菌死亡。同时,离子液体作为一种高效抗菌剂具有良好的生物相容性和宽的电化学窗口,在生物医学领域展现出巨大的应用潜力。

[0004] 卧床患者通常为偏瘫、瘫痪患者或者行动不便的老年人,由于运动神经受损,病人的肢体运动通常不能自主控制。当患者皮肤表面出现伤口或溃疡时,经常会由于翻身或自身无意识的身体运动而造成二次损伤。而人工智能、软机器人和可穿戴电子设备的出现为设计新型水凝胶敷料提供了灵感。其中,柔性压力传感器能够将压力引起的形变转化为电信号变化实现按需治疗和动态干预,并以其柔软、可变形、高灵敏度等特点在生物医疗领域展现出广阔的应用前景。导电水凝胶将金属或半导体的电学特性与水凝胶的独特特性结合在一起,是设计和制造柔性压力传感器的理想框架。研究人员将具有压力敏感特性的导电水凝胶应用于人体表面,实现了对各种人体运动如翻身、行走、跳跃、关节弯曲、说话、呼吸等行为的传感。目前为止,水凝胶压力传感器已经应用于监测人体运动、心率和“感知”外部刺激以评估人体健康状况。然而,现有的压力传感水凝胶仅具有对人体运动的监测功能,无

法对于因压力造成的伤口溃疡进行治疗。因此,开发一种具有抗菌活性的同时又具备压力传感监测功能的水凝胶敷料对于卧床患者的健康状况和生活质量的改善具有极其重要的意义。

发明内容

[0005] 本发明提供了一种咪唑盐离子液体/聚乙烯醇压力传感抗菌水凝胶敷料的制备方法及应用,是基于离子液体抗菌和导电的双重特性开发的一种新型压力传感监测抗菌水凝胶敷料。该水凝胶敷料具有独特的三维网络结构,含有离子液体的水凝胶具有广谱的抗菌活性,对于细菌和真菌具有优异的抗菌效果。同时,该水凝胶可以精确监测人体的各项运动以及微小尖锐刺激,通过电信号变化将病人的动作实时传达给护理人员,使护理人员及时发现并处理病人的情况,从而达到避免创面遭受二次压力损伤的目的。

[0006] 本发明的技术方案如下:

[0007] 一种咪唑盐离子液体/聚乙烯醇水凝胶敷料,咪唑盐离子液体与丙烯酰胺在引发剂的作用下,通过自由基聚合合成聚合物长链,然后与聚乙烯醇溶液混合经过反复冻融获得咪唑盐离子液体/聚乙烯醇水凝胶。

[0008] 在上述技术方案中,所述咪唑盐离子液体为1-乙基-3-乙基咪唑溴盐、1-乙基-3-辛基咪唑溴盐、1-乙基-3-十六烷基咪唑溴盐中的一种。

[0009] 在上述技术方案中,所述聚乙烯醇的聚合度为 1750 ± 50 。

[0010] 在上述技术方案中,所述引发剂为过硫酸铵、过硫酸钾、过硫酸钠中的一种。

[0011] 在上述技术方案中,所述的水凝胶为多孔结构,孔径大小为 $3.5 \mu\text{m} \sim 6.7 \mu\text{m}$ 。

[0012] 本发明还提供上述压力传感抗菌水凝胶的制备方法,包括如下步骤:

[0013] (1) 将离子液体单体、丙烯酰胺、引发剂加入到在水性溶液中,搅拌并超声至完全溶解,将氮气泵入上述溶液中,得到溶液A;

[0014] (2) 将制备好的溶液A和聚乙烯醇溶液按体积比为 $1:1 \sim 1:1.5$ 进行混合,并超声搅拌均匀,在 $45 \sim 75^\circ\text{C}$ 下加热 $1 \sim 2$ 小时,得到聚合物溶液;

[0015] (3) 将获得的混合溶液筑到合适的模具中,经过反复冷冻-解冻,通过物理交联获得水凝胶;

[0016] (5) 将制备好的水凝胶在去离子水中浸泡24小时以除去未反应的单体。

[0017] 在上述技术方案中,咪唑盐离子液体具有优异的抗菌性能以及导电性,引入后显著提高了水凝胶对于金黄色葡萄球菌的抗菌活性,同时,咪唑环阳离子和 Br^- 可以提供离子源,增加水凝胶聚合物中载体的数量,促进离子的传输,从而赋予了水凝胶良好的导电性。

[0018] 在上述技术方案中,所述步骤(1)的咪唑盐离子液体单体在水性溶液中的浓度为 $0.05 \sim 0.2\text{M}$,丙烯酰胺在水性溶液中的浓度为 $0.5 \sim 1.5\text{M}$,引发剂在水性溶液中的百分浓度为 $0.05 \sim 0.5\%$ 。

[0019] 在上述技术方案中,所述步骤(2)的聚乙烯醇溶液的质量百分浓度为 $5\% \sim 15\%$,优选为 10% 。

[0020] 在上述技术方案中,所述步骤(2)的聚乙烯醇溶液的制备过程如下:在 90°C 下将PVA溶于水性溶液中并搅拌 $1 \sim 3$ 小时,制备得到PVA溶液。

[0021] 在上述技术方案中,所述步骤(3)的冷冻温度为 $-20 \sim -30^\circ\text{C}$,冷冻时间为 $6 \sim 24\text{h}$,

所述解冻条件为4~25℃,解冻时间为1~6h,所述循环冷冻解冻过程为2~6次。

[0022] 在上述技术方案中,所述步骤(1)的水性溶液为磷酸盐缓冲液(PBS)、去离子水、含有酸性物质或碱性物质的水性溶液中的一种,所述酸性物质为醋酸或盐酸,所述碱性物质为氢氧化钠、氢氧化钾、碳酸钠或碳酸氢钠。

[0023] 本发明的另一目的是提供上述方法制得的咪唑盐离子液体/聚乙烯醇压力传感抗菌水凝胶敷料。

[0024] 本发明所述的咪唑盐离子液体/聚乙烯醇压力传感抗菌水凝胶敷料,先由离子液体与丙烯酰胺在引发剂的作用下使得离子液体和丙烯酰胺中的碳碳双键(-C=C)断裂,再通过自由基聚合共价连接形成聚合物长链。该线性聚合物长链与聚乙烯醇经过反复冻融,其上的酰胺基团与聚乙烯醇上羟基以及聚乙烯醇的羟基之间形成氢键,形成致密的三维交联网络。

[0025] 本发明提供的上述咪唑盐离子液体/聚乙烯醇压力传感抗菌水凝胶敷料进行抗菌。

[0026] 本发明合成了咪唑盐离子液体/聚乙烯醇压力传感抗菌水凝胶敷料,咪唑盐离子液体为抗菌剂,咪唑环阳离子的正电荷与细菌细胞壁(如壳聚糖)的负电荷形成静电相互作用,这种静电相互作用会影响细胞壁的渗透性,导致内部渗透失衡从而抑制微生物的生长。同时,离子液体中疏水的烷基链可以插入细菌细胞外膜,破坏细胞膜结构使细菌死亡。水凝胶敷料具有良好的抗菌作用,可作为伤口愈合用医用辅料来应用。

[0027] 本发明的另一目的是提供上述咪唑盐离子液体/聚乙烯醇压力传感抗菌水凝胶敷料在伤口监测中的应用,可以进行伤口监测。

[0028] 本发明合成了咪唑盐离子液体/聚乙烯醇压力传感抗菌水凝胶敷料,咪唑盐离子液体具有导电性,咪唑环阳离子和Br⁻可以提供离子源,增加水凝胶聚合物中载体的数量,促进离子的传输,从而赋予水凝胶良好的导电性,使得水凝胶可以应用于卧床病人的伤口监测。

[0029] 通过本发明的以上技术方案与现有技术相比,能够取得下列有益效果:

[0030] (1)通过自由基聚合和反复冻融法制备得到咪唑盐离子液体/聚乙烯醇水凝胶敷料,基于咪唑盐离子液体的抗菌性和导电性,将其作为压力传感抗菌水凝胶敷料。

[0031] (2)本发明制备的水凝胶敷料对金黄色葡萄球菌具有良好的抗菌活性,并且能有效促进大鼠全层皮肤缺损伤口愈合。

[0032] (3)本发明的水凝胶敷料具有优异的压敏特性,能对瘫痪病人伤口处的压力变化做出实时响应,使得护理人员能够及时发现病人状况,避免伤口二次压伤。

[0033] (4)本发明制备的水凝胶敷料力学性能优异,水凝胶敷料能够随意弯曲打结,其压缩强度可达1.69~4.19MPa。

[0034] (5)本发明耗时短,制备方法简单,生物相容性高,在生物医疗领域有广阔的应用前景。

附图说明

[0035] 图1为不含咪唑盐离子液体的水凝胶和含有咪唑盐离子液体的水凝胶的红外谱图。

[0036] 图2(a)为不含咪唑盐离子液体的水凝胶的扫描电镜图,(b)含有咪唑盐离子液体的水凝胶的扫描电镜图。

[0037] 图3(a)为不含咪唑盐离子液体的水凝胶和含有咪唑盐离子液体的水凝胶的压缩曲线图,(b)为含有咪唑盐离子液体的水凝胶的压缩循环图。

[0038] 图4为不含咪唑盐离子液体的水凝胶和含有咪唑盐离子液体的水凝胶的抗菌效果图。

[0039] 图5(a)不含咪唑盐离子液体的水凝胶和含有咪唑盐离子液体的水凝胶的电导率图,(b)为含有咪唑盐离子液体的水凝胶的相对电阻变化图。

[0040] 图6为不含咪唑盐离子液体的水凝胶和含有咪唑盐离子液体的水凝胶的大鼠伤口愈合图。

具体实施方式

[0041] 为使本发明的技术方案更加清晰,以下结合附图及实施例,对本发明进行进一步详细说明。此处所描述的具体实施例仅用以解释本发明,并不用于限定本发明。

[0042] 下述实施例中,如无特殊说明,所使用的实验方法均为常规方法,所用的试剂等均可从化学或生物试剂公司购买。

[0043] 实施例1

[0044] (1)制备溶液A:称取丙烯酰胺(0.014mol)于烧杯中,加入过硫酸铵(0.057mmol),在去离子水中搅拌并超声至完全溶解,对溶液进行通氮处理15分钟以除去氧气;

[0045] (2)制备溶液B:在90℃下将PVA(4g)溶于去离子水中并搅拌2小时,制备得到10%PVA溶液;

[0046] (3)将制备好的溶液A和溶液B的混合超声搅拌均匀,在65℃下加热60min,得到聚合物溶液;

[0047] (4)将获得的混合溶液筑到合适的模具中,经过反复冷冻-解冻(冷冻温度为-18℃,冷冻时间为6小时,解冻条件为室温,解冻时间为6小时,循环冷冻解冻过程为5次),通过物理交联获得水凝胶;

[0048] (5)将制备好的水凝胶在去离子水中浸泡24小时以除去未反应的单体。

[0049] 实施例2

[0050] (1)制备溶液A:称取1-乙基-3-辛基咪唑溴盐(3mmol)、丙烯酰胺(0.014mol)于烧杯中,加入过硫酸铵(0.057mmol),在去离子水中搅拌并超声至完全溶解,将氮气泵入上述溶液中;

[0051] (2)制备溶液B:在90℃下将PVA(4g)溶于去离子水中并搅拌2小时,制备得到10%PVA溶液;

[0052] (3)将制备好的溶液A和溶液B的混合超声搅拌均匀,在65℃下加热60min,得到聚合物溶液;

[0053] (4)将获得的混合溶液筑到合适的模具中,经过反复冷冻-解冻(冷冻温度为-18℃,冷冻时间为6小时,解冻条件为室温,解冻时间为6小时,循环冷冻解冻过程为5次),通过物理交联获得水凝胶;

[0054] (5)将制备好的水凝胶在去离子水中浸泡24小时以除去未反应的单体。

[0055] 实施例3

[0056] 对于上述实施例得到的不含咪唑盐离子液体或含咪唑盐离子液体的水凝胶,进行性能表征,具体如下:

[0057] 图1为实施例1得到的不含咪唑盐离子液体水凝胶(聚乙烯醇基水凝胶)和实施例2得到的含有咪唑盐离子液体水凝胶的红外吸收光谱图。图中 2853cm^{-1} 处为亚甲基($-\text{CH}_2$)的伸缩振动吸收峰, $1580-1540\text{cm}^{-1}$ 处为离子液体上咪唑环骨架的伸缩振动特征峰。离子液体上的烷基链由亚甲基和末端甲基组成,所以亚甲基和咪唑环的吸收峰为离子液体的特征峰,图中只有咪唑盐离子液体/聚乙烯醇水凝胶出现了特征吸收峰,由此表明咪唑盐离子液体/聚乙烯醇水凝胶被成功制备出来。

[0058] 图2为实施例1得到的不含咪唑盐离子液体水凝胶和实施例2得到的含有咪唑盐离子液体水凝胶的扫描电镜图。图中可以看出水凝胶敷料呈现出多孔互穿的三维网状结构。所述孔径结构的孔径大小为 $3.5\mu\text{m}\sim 6.7\mu\text{m}$ 。添加咪唑盐离子液体的水凝胶孔径较小,这是由于烷基链在结晶过程中倾向于与聚乙烯醇分子链缠绕在一起,从而导致水凝胶的交联密度增加,水凝胶的孔径减小。

[0059] 将实施例1得到的不含咪唑盐离子液体水凝胶和实施例2得到的含有咪唑盐离子液体水凝胶进行元素分析,结果如表1。从表1中可以看出,不含咪唑盐离子液体水凝胶的溴元素的含量为0%,添加了离子液体后,水凝胶的溴元素含量变为1.26%。结果表明,咪唑盐离子液体被成功聚合到水凝胶中。

[0060] 表1

元素	样品	咪唑盐离子液体/聚乙烯醇水凝胶	
	聚乙烯醇基水凝胶	含量 (%)	
[0061]	C	59.75	61.44
	O	39.95	36.67
	N	0.30	0.64
	Br	0	1.26
	Total	100	100

[0062] 实施例4

[0063] 将实施例1和和实施例2中得到的水凝胶敷料进行压缩或压缩循环测试。压缩测试中,圆柱形样品(直径:30mm,厚度:20mm)以20mm的夹持距离进行测试,应变速率恒定为 $2\text{mm}/\text{min}$ 。在压缩形变为50%的条件下进行50次压缩循环实验,应变速率恒定为 $2\text{mm}/\text{min}$ 。所有实验均在 25°C 的空气中进行。

[0064] 图3a为实施例1得到的不含咪唑盐离子液体的水凝胶和实施例2得到的含有咪唑盐离子液体的水凝胶的压缩曲线图。在压缩应变为80%时,不含咪唑盐离子液体的水凝胶和含有咪唑盐离子液体的水凝胶的压应力分别为 1.69MPa 和 3.45MPa 。图3b为实施例2得到的含有咪唑盐离子液体的水凝胶的压缩循环图,压缩循环表现出了含有咪唑盐离子液体的

水凝胶良好的回弹性和抗疲劳性能。

[0065] 实施例5

[0066] 对实施例1和实施例2中得到的水凝胶敷料通过菌落计数法检测其抗菌性能。实验所用菌为金黄色葡萄球菌,实验方法如下:将无菌水凝胶样品(1g)与500 μ L金黄色葡萄球菌(10^8 CFU/mL)接种到30mL灭菌液体LB培养基中,在37 $^{\circ}$ C下以1200r/min培养24小时,将得到的菌液稀释至原浓度的 10^{-6} 倍,将100 μ L稀释后的菌液涂布在LB固体培养基上,在37 $^{\circ}$ C下培养24小时后,观察菌落形成单位(CFU)的数量。

[0067] 图4中不含离子液体的水凝胶(对照组)几乎不具有抗菌活性,而含有离子液体的水凝胶(实验组)对金黄色葡萄球菌的抗菌活性达到98%以上。

[0068] 实施例6

[0069] 通过四探针电阻率仪测定实施例1和实施例2中得到的水凝胶的电导率。结果如图5a,不含离子液体的水凝胶(对照组)的电导率为0.29S/m,含有离子液体的水凝胶(实验组)的电导率为1.04S/m。咪唑盐离子液体中的咪唑环阳离子和Br $^{-}$ 可以提供离子源,增加水凝胶聚合物中载体的数量,促进离子的传输,从而赋予水凝胶良好的导电性。图5b表明含有离子液体的水凝胶(实验组)对不同的交变压力具有特异性和周期性响应。

[0070] 实施例7

[0071] 对实施例1和实施例2中的水凝胶进行大鼠创面愈合研究。实验方法如下:将8只雌性SD大鼠随机分为2组:对照组(实施例1得到的不含离子液体水凝胶)和实验组(实施例2得到的含有离子液体水凝胶),每组重复4次实验。所有用异氟醚麻醉的大鼠都被剃掉背部毛发并形成全层伤口(长度和宽度各2厘米)。接下来,用手术线将无菌水凝胶敷料缝合在创面,手术3天后,取下大鼠创面的水凝胶敷料,分别于第0天、第5天、第9天和第14天对创面进行拍照。

[0072] 图6中对照组和实验组的伤口面积均逐渐减小。其中,由于实验组水凝胶敷料含有离子液体,使其具有出色的抗菌活性和蛋白吸附功能,这有效避免了伤口感染并及时进行组织清创,促进了不同阶段伤口愈合进程(炎症,增殖和重塑)。结果表明,含有咪唑盐离子液体的水凝胶敷料能有效促进伤口愈合。

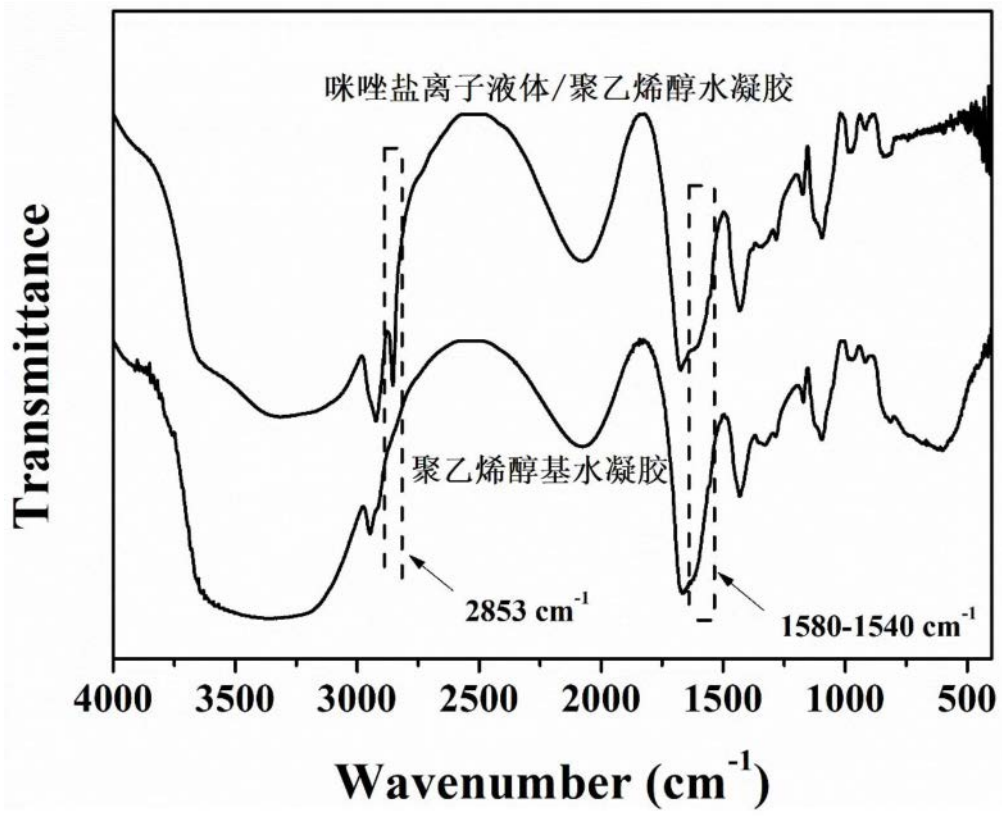


图1

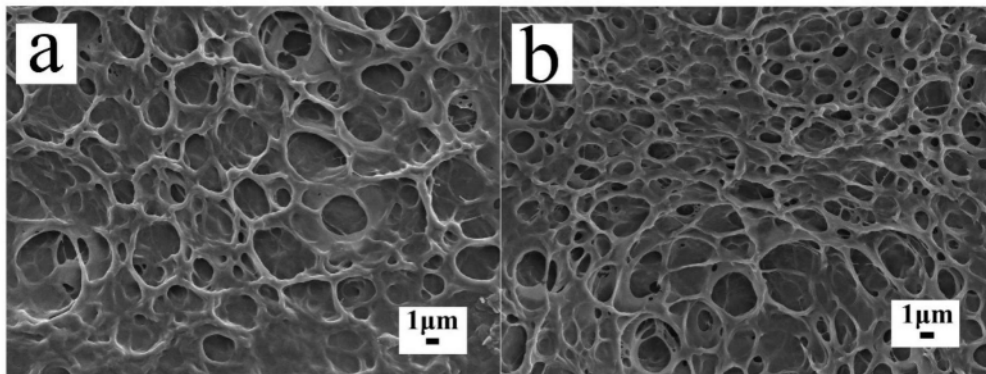


图2

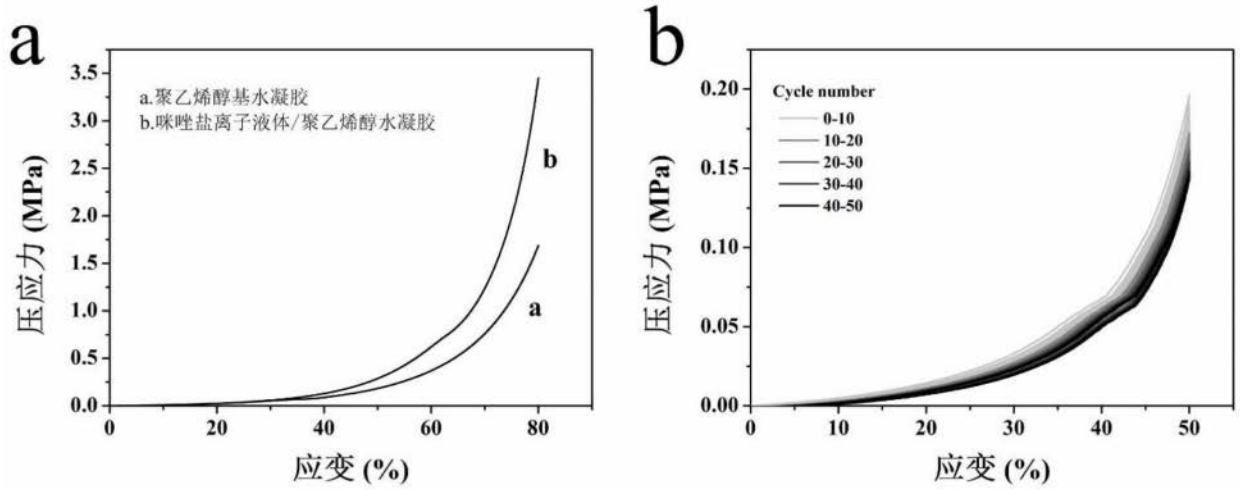


图3

对照组

实验组

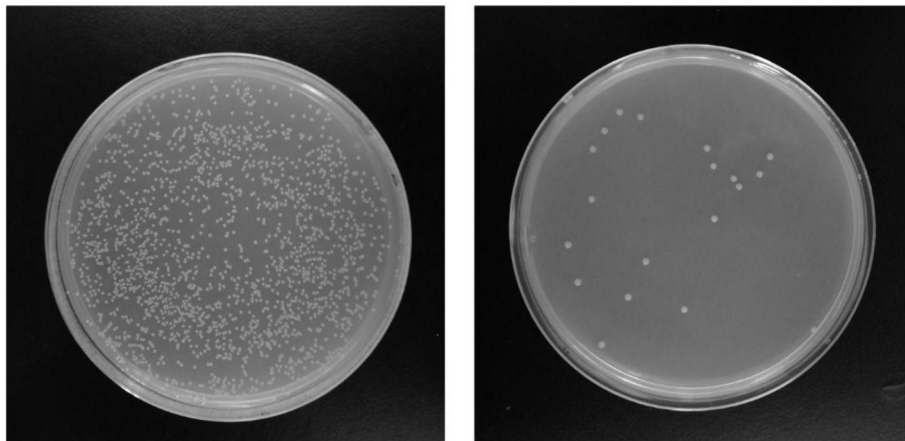


图4

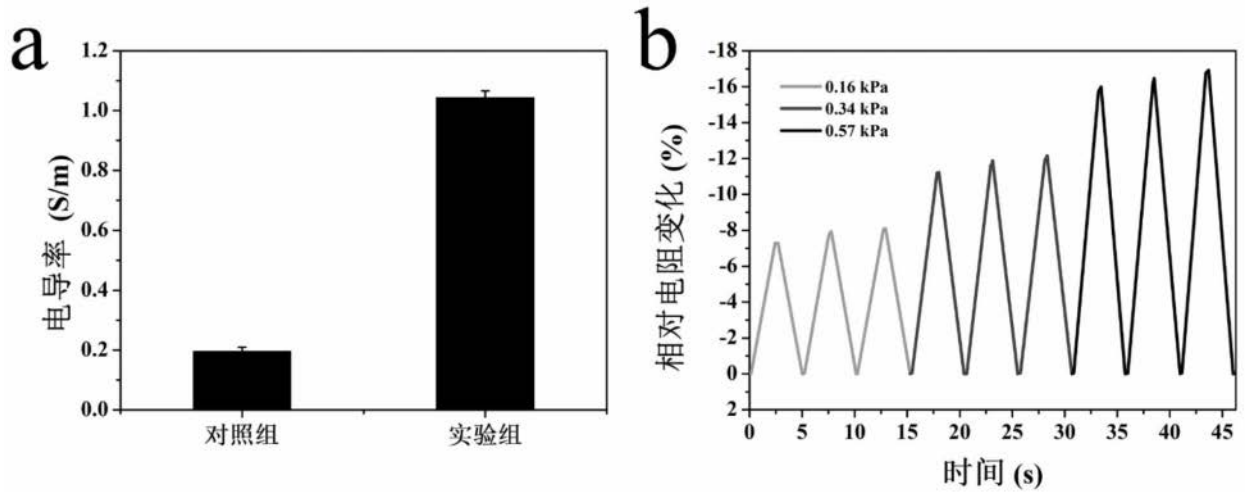


图5

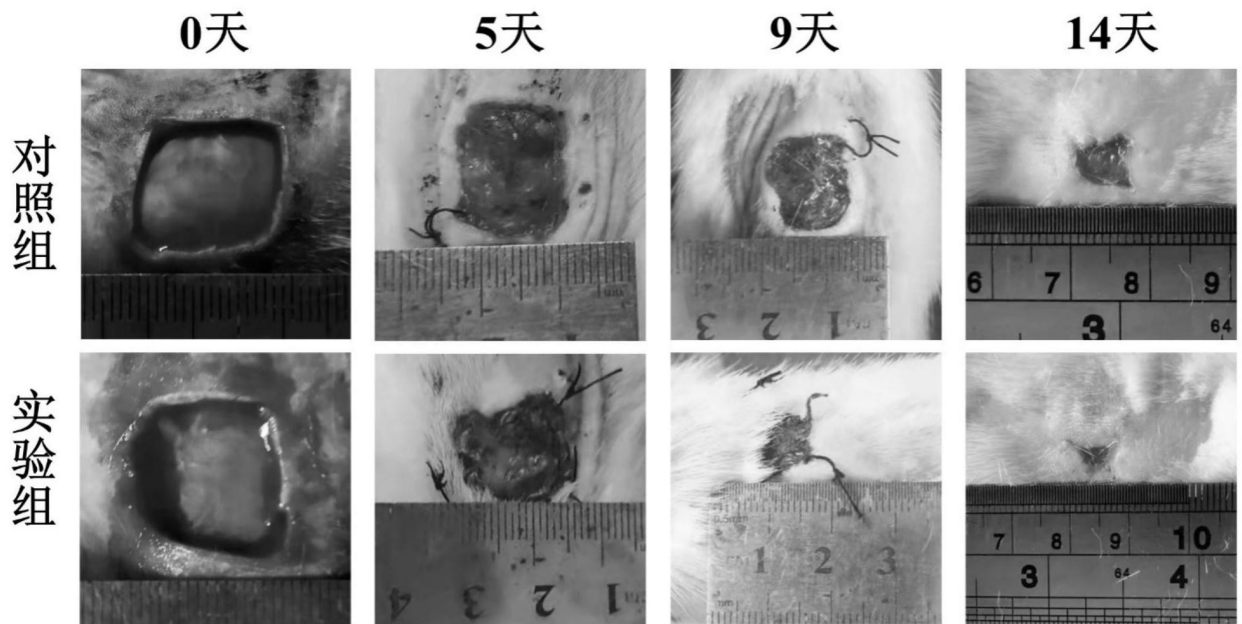


图6