

# PVA/PAAS/AM水凝胶伤口敷料的制备及其性能研究

卢祖坤<sup>1</sup> 李莉<sup>1</sup> 楚立凯<sup>1</sup> 钱晓青<sup>2</sup> 岳凌<sup>1</sup> 杨占山<sup>1</sup>

<sup>1</sup> (苏州大学医学部放射医学与防护学院 江苏省放射医学与防护重点实验室 苏州 215123)

<sup>2</sup> (常熟辐照中心 常熟 215500)

**摘要** 研究辐射交联制备聚乙烯醇/聚丙烯酸钠/丙烯酰胺(PVA/PAAS/AM)聚合物水凝胶伤口敷料的方法、影响因素和性能,旨在提高水凝胶敷料对伤口渗出液的吸液能力。采用正交试验设计法,将PVA, PAAS和AM制成混合液,经高温溶解为均一溶液,经电子束辐照合成膜状水凝胶。对水凝胶膜进行了红外光谱、溶胀度、抗张强度等理化性能测试。结果显示,以水凝胶敷料吸液性能作为判定标准,PAAS、PVA和AM最佳配比为26:2:9,其生理盐水溶胀度高达(4582.5±316.3)%。该系列水凝胶膜三蒸水溶胀度最高为(46850.8±4256.7)%,抗张强度可高达(2.677±0.752) Mpa。结果提示,采用三元辐射聚合法制备出一种新型的PVA/PAAS/AM水凝胶敷料,在离子型溶液中吸液性能明显优于国内外水凝胶敷料,为进一步临床应用奠定了基础。

**关键词** 水凝胶敷料, 辐射, 耐盐性, 聚乙烯醇, 聚丙烯酸钠, 丙烯酰胺

**中图分类号** TL13

水凝胶是一种通过各种交联方式形成的水溶性或亲水性的聚合物,能吸收自身质量很多倍的水,并能与水牢固结合膨胀成水凝胶,即使受到相当大的压力,也很少有水被挤出。由于水凝胶的物理化学性质与人体组织有很好的组织相容性,因而可以被用于生物医学和药剂学,他们还可以用作组织工程,药物载体,角膜接触材料和伤口敷料。理想的伤口敷料,要求不仅可以有效吸收伤口渗出液,还要可以保持创面湿润,改善伤口愈合环境,促进伤口的愈合。并且要求不粘连伤口和阻止细菌入侵的功能<sup>[1]</sup>。水凝胶的核心部分是轻度交联的高分子聚合物,里面含有羧基、羟基、酰胺基、氨基等亲水性基团,它可以在水或者其他水溶性的分散介质中通过水合作用吸收大量液体而呈凝胶态,并且可以在一定的压力下保持水分不流失。

目前国内外水凝胶研究的体系仍以聚羧酸类为主<sup>[2,3]</sup>,其亲水基团为-COONa,作为离子型吸水剂,普遍存在耐盐性差的缺点,在人工血,人工尿,人工组织液中的耐性更差,而医用高吸水材料主要应用就是离子浓度较高的环境。国内外针对提高耐盐性做了很多研究,但大多是针对高吸水树脂的耐盐性研究,作为伤口敷料的水凝胶,不但要提高其耐盐性,而且应具有成膜性和一定的机械强度。

本实验室已制备的PEO/PVA共聚水凝胶,其

物理性质有了很大的改善,但在耐盐性仍有很大的提高空间。在本室以往实验的基础上,经过多次材料筛选,以聚乙烯醇、聚丙烯酸钠和丙烯酰胺为原料,采用辐照接枝聚合的方法制备出系列水凝胶膜,并对其性能尤其是提高耐盐性进行了研究。

## 1 实验材料和方法

### 1.1 试剂和仪器

1.1.1 主要材料 丙烯酰胺(Acrylamide, AM)为化学纯,系河北金丰化工有限公司产品;聚乙烯醇(Poly(vinyl alcohol), PVA)化学纯,聚合度为1700,皂化度为98%—99%,系上海可丽国际有限公司产品;聚丙烯酸钠(Poly(acrylate sodium), PAAS)分析纯, $M_w$ 为2000—3000,系天津光复精细化工研究所产品;生理盐水,系华裕无锡制药有限公司产品;三蒸水,系三次蒸馏水机纯化所得。

1.1.2 主要仪器 直径10 cm培养皿系丹麦NUNC公司生产;THM-8201S型万能材料试验机系苏州拓博机械设备有限公司产品;高压灭菌锅系上海申安医疗设备厂生产;直线加速器辐照是在江苏省常熟市辐照中心进行。CP-25型冲片机系苏州拓博机械设备有限公司提供;测厚仪与裁刀系江都市道纯试验机械厂生产。分析天平系上海精科天美科学仪器

基金项目:国家自然科学基金(81072236)、国防基础科研资助(A3820060138)、江苏高校优势学科建设工程项目资助

第一作者:卢祖坤,女,1986年4月出生,2010年于新乡医学院获医学硕士学位,放射医学专业,研究生

通讯作者:杨占山,教授、博导, E-mail: fd@suda.edu.cn

收稿日期:初稿 2013-02-25, 修回 2013-04-16

有限公司生产。烘箱系上海精宏实验设备有限公司生产。摇床系太仓市实验设备厂生产。傅立叶变换红外光谱仪, NICOLET6700 FT-IR, 美国 Thermo Scientific 公司。

## 1.2 方法

### 1.2.1 正交实验设计法制备 PAAS/PVA/AM 水凝胶

表 1 三因素三水平正交设计表

Table 1 Three factors and three levels with the orthogonal designing method

( $\bar{x} \pm s$ )

水平	Level	因素	Factor	
		PAAS	PVA	AM
1		18	2	3
2		22	6	6
3		26	10	9

1.2.2 PVA / PAAS /AM 水凝胶膜的制备过程 制备的样本液总质量为 100 g。分别称取 2 g、6 g 和 10 g PVA 加入到一定量的三蒸水中, 置于高压蒸汽锅中, 121.3℃条件下 1h, 至 PVA 完全溶解为占总体质量分数分别为 2%、6%和 10%的溶液, 称为 A 溶液。称取 PAAS 溶于一定量的三蒸水中, 配成占总体质量分数分别为 18%, 22%, 26%的溶液, 称为 B 溶液。将 A, B 溶液均匀混合制成 C 溶液, 总浓度在 20%—36%之间, 将混合好的 C 放于摇床上摇匀, 加入不同质量的 AM, 充分搅拌, 摇匀 6h, 然后放入高压蒸汽锅中, 120℃条件下 2 h, 通过加热促溶, 得到混合均匀的 D 溶液。将 D 溶液倒入直径 10 cm 的培养皿中, 每个培养皿 10 mL, 室温下放置 1 h, 使溶液中的气泡尽量去除。然后将培养皿置于如下条件下进行辐照: 能量为 2.45 MeV, 电流为 14 mA, 束下传输速度为 13 m/min, 辐照总剂量为 45 kGy。辐照合成的材料为均质透明的膜状水凝胶膜。水凝胶膜使用自封袋包装, 根据本课题组常用的方法<sup>[4]</sup>, 放入-20℃冰箱中 4 h, 然后置于室温 25℃下 2 h, 冻融循环 2 次, 将制备好的水凝胶膜封装于 4℃冰箱保存备用。

1.2.3 水凝胶膜的大体形态 正常光线目测水凝胶材料的形态, 色泽, 透明度, 有无气泡。

1.2.4 水凝胶膜的性能测试 ①红外光谱测定。应用溴化钾压片法, 分别将 1-2mg 配比为 26: 2: 9 的共聚物与 200—300 mg KBr 粉末在玛瑙研钵中研磨混匀, 然后在压片机上压成透明薄片放入傅立叶变换红外光谱仪内进行测量。②凝胶分数的测定。将制备好的各种比例的水凝胶膜各取 7 个样本置于鼓风干燥箱中, 50℃, 24 h, 质量达恒重时称重,

膜 采用正交试验设计法, 以 PAAS、PVA 以及 AM 的质量为考察对象, 进行三因素三水平正交实验设计, 以此即可降低实验的样本量, 又能较真实的反映实验结果, 有利于快速筛选出这三种材料的较好配比。正交实验因素和水平的设计示于表 1。

记为干样本质量  $M_1$ 。然后将干样本置入不锈钢筛网中, 分别放入装有三蒸水的瓶子中, 120℃, 2 h, 将装有凝胶膜的筛网拿出置入无水甲醇中 1 h, 取出浸提后的凝胶置于恒温干燥箱中, 50℃, 48 h 至恒重, 称重, 记为洗涤后凝胶质量  $M_2$ 。按照下面公式计算其凝胶分数。

$$\text{凝胶分数}(\%) = M_2 / M_1 \times 100\% \quad (1)$$

③在三蒸水中溶胀度的测定。将制备好的各种比例的水凝胶膜剪取 5 个样本放置于恒温干燥箱中 50℃, 24 h 烘干。分别称重, 此为干样本质量  $M_1$ , 将其浸入三次蒸馏水中 24 h, 达到充分溶胀平衡, 取出样本, 待其不再有水滴出, 称重, 此为溶胀后的质量  $M_2$ 。按照下面的公式计算在三蒸水中的溶胀度。

$$\text{溶胀度}(\%) = (M_2 - M_1) / M_1 \times 100\% \quad (2)$$

④在生理盐水中溶胀度的测定。将制备好的各种比例的水凝胶膜剪取 5 个样本放置于恒温干燥箱中 50℃, 24 h 烘干。分别称重, 此时为干样本质量  $M_1$ , 将其浸入生理盐水中 24 h, 达到溶胀平衡, 取出样本, 待其不再有水滴出, 称重, 此为溶胀后的质量  $M_2$ 。按照下面的公式计算在生理盐水中的溶胀度。

$$\text{溶胀度}(\%) = (M_2 - M_1) / M_1 \times 100\% \quad (3)$$

⑤抗张强度和断裂伸长率的测定。在室温 25℃, 空气湿度为 40%的环境下, 将制备好的各种比例的水凝胶膜取出, 用裁刀在冲片机作用下制成哑铃状样本(见图 1), 每个比例取 7 个样本。总长度为 75 mm,

宽度为 13 mm，中间凹陷处长方形为受检测的样本部分，样本长度为 30 mm，样本宽度为 4 mm，样本厚度使用测厚仪分别测定，然后在测试时分别输入电脑程序。在室温 25℃，空气湿度为 40% 的环境下，以 200 mm/min 的拉伸速度，应用 TH-8203A 电脑式桌上型拉力试验机，测定样本断裂时抗张强度(MPa)和断裂伸长率(%), 分别按下列公式计算抗张强度：

$$\text{抗张强度 (MPa)} = \frac{\text{样本断裂时的张力}}{\text{样本宽度} \times \text{样本厚度}} \quad (4)$$

$$\text{断裂伸长率(100\%)} = \frac{\text{样本断裂时的拉伸长度}}{\text{样本长度}} \times 100\% \quad (5)$$

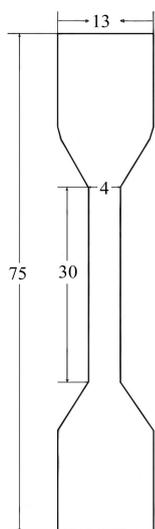


图 1 哑铃型待测样本

Fig.1 Dumbbell-shaped hydrogel sample to be tested

1.2.4 统计学处理 结果以均数±标准差 ( $\bar{x} \pm s$ ) 表示。采用 SAS8.0 统计软件包对实验数据进行方差分析，对各组实验数据之间进行 SNK 检验。

$p < 0.05$  为组间比较具有显著性统计学意义。

## 2 实验结果

### 2.1 水凝胶膜的大体形态

由图 2 A 可见，本实验所制备的水凝胶膜厚度为 0.1—1 mm，凝胶膜质地柔韧，强度佳，粘性较好，透明度高，可以清楚地看到放置在下面的图案。图 2 B 可见水凝胶膜吸液 6 h 后的状态，保水性良好，挤压不会有水流失，强度和韧性良好，完整成膜，适于放置在伤口敷料的环境中。

### 2.2 正交实验结果

正交实验设计各水凝胶样本的理化性能测定结果见表 2。由表 2 可知，本实验辐照合成了一系列性能不同的水凝胶敷料。如以耐盐性能判断，盐水溶胀度最高的水凝胶膜的最佳材料配比为 PAAS:PVA:AM=26:2:9。本实验条件下水凝胶膜蒸馏水溶胀度最高可达(46850.8±4256.7)%，生理盐水溶胀度最高可达(4582.5±316.3)%，抗张强度高可达(2.677±0.752) MPa。

根据表 2 中各水凝胶样本的理化性能测试数据，蒸馏水溶胀度，生理盐水溶胀度，凝胶分数和抗张强度的正交设计极差分析结果示于表 3。

由表 3 可见，对水凝胶膜主要性能有影响的因素，以三蒸水溶胀度为判定指标，PVA 和 AM 的极差分别为 15793.5 和 9831.6，这二种材料是主要影响因素；以生理盐水溶胀度为判定指标，PVA 和 PAAS 的极差为分别为 1570.0 和 913.2，该材料是主要影响因素。以抗张强度为判定指标 PVA 的极差为 1.6，在三个因素中是主要影响因素。



吸液前(A); Before swelling(A)

(B) 吸液后; After swelling(B)

图 2 水凝胶膜溶胀前后

Fig.2 Hydrogel membranes before and after swelling

表 2 正交实验设计结果  
Tables 2 Experimental results in the orthogonal tables

( $\bar{x} \pm s, n=7$ )

样品 Samples	PAAS	PVA	AM	DSw/%	DSs/%	GF/%	TS/MPa	EB/%
1	18	2	3	30144.5±8129.1	2968.2 ± 577.8	90.2±0.23	0.224±0.032	574.9±39.5
2	18	6	6	31729.5±5242.5	2662.8±89.2	94.2±0.38	1.043±0.147	543.7±61.0
3	18	10	9	26125.8±2030.2	2045.9±200.8	93.6±0.22	1.504±0.488	516.2±92.8
4	22	2	6	46850.8±4256.7	4081.1±298.4	90.5±0.23	0.226±0.024	570.7±63.7
5	22	6	9	35366.7±4301.5	3405.5±298.4	94.6±0.34	1.130±0.179	583.1±91.3
6	22	10	3	18941.1±1736.9	2266.8±179.9	93.5±0.14	1.504±0.448	384.6±72.0
7	26	2	9	37731.2±3869.0	4582.5±316.3	95.6±0.25	0.491±0.119	557.3±52.7
8	26	6	3	33882.3±2490.6	3224.7±161.0	94.8±0.35	1.030±0.366	472.4±147.0
9	26	10	6	22279.1±1768.8	2609.2±417.5	96.6±0.54	2.677±0.752	510.1±60.4

注：表中的 DSw、DSs、GF、TS、EB 表示水凝胶膜在三蒸水中溶胀度，在生理盐水中的溶胀度，凝胶分数，抗张强度，断裂伸长率。

Note: DSw, DSs, GF, TS and EB represented degree of swelling in Triple-distilled water, degree of swelling in Saline, Gel fraction, Tensile Strength, Elongation at break, respectively.

表 3 PVA/PAAS/AM 水凝胶的正交极差分析表  
Tables 3 The orthogonal range analysis table of PVA/PAAS/AM hydrogels

( $\bar{x} \pm s$ )

	PAAS		PVA				AM					
	DSw	DSs	GF	TS	DSw	DSs	GF	TS	DSw	DSs	GF	TS
K1	29333.3	2559.0	92.5	0.9	38242.2	3877.3	91.5	0.3	27656.0	2819.9	92.6	0.9
K2	33719.5	3251.1	92.5	1.0	33659.5	3097.7	93.8	1.1	37487.5	3117.7	93.4	1.3
K3	31297.5	3472.1	94.7	1.4	22448.7	2307.3	94.4	1.9	33074.6	3344.6	93.7	1.0
极差值 Range value	4386.3	913.2	2.2	0.5	15793.5	1570.0	2.9	1.6	9831.6	524.7	1.1	0.4

### 2.3 水凝胶膜的性能

2.3.1 红外光谱图分析 由图 3 知，3436.6  $\text{cm}^{-1}$  处有丙烯酰胺的 N-H 键伸缩振动峰；1406  $\text{cm}^{-1}$  是聚丙烯酸钠 COO-Na 的对称伸缩振动峰；1606  $\text{cm}^{-1}$  是 COO-Na 反对称伸缩振动峰；1053.3  $\text{cm}^{-1}$  附近有聚乙烯醇的 C-O 伸缩振动峰；1330-1150  $\text{cm}^{-1}$  处是酯 Vc-o-c 的特征吸收峰，所以 1203  $\text{cm}^{-1}$  是酯的特征吸收峰。1352  $\text{cm}^{-1}$  附近不是本实验材料分

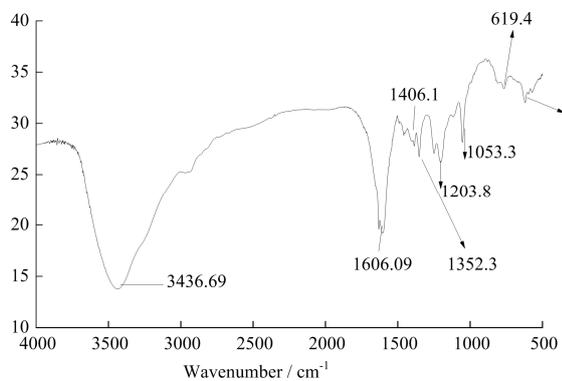


图 3 PVA/AA/AM 共聚物的 IR 谱图  
Fig.3 Infrared spectra of PVA/PAAS/AM polymer

子键的特征吸收峰，属于红外光谱中通称的指纹区，即可能是本实验材料经辐射交联接枝后形成的新聚合物的新键，因为一般的新键都是在指纹区形成。

2.3.2 PVA 对水凝胶膜性能的影响 由图 4 和图 5 可见，随 PVA 含量的增加，水凝胶吸三蒸水和生理盐水的能力均显著降低 ( $p < 0.05$ )，抗张强度则显著增强 ( $p < 0.05$ )，而断裂伸长率维持在一个相对稳定的水平。

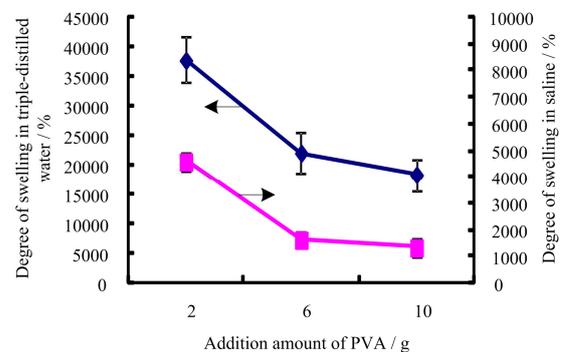


图 4 PVA 加入量对水凝胶膜吸液性能的影响  
Fig.4 Influence of the contents of PVA on the degree of swelling

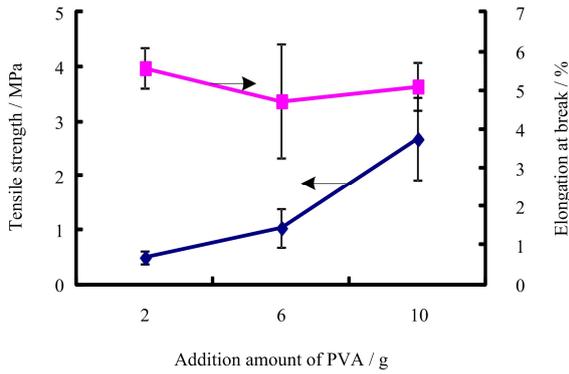


图 5 PVA 的加入量对水凝胶膜机械性能的影响  
Fig.5 Influence of the contents of PVA on the mechanical properties

2.3.3 AM 对水凝胶膜性能的影响 由图 6 结果可见，随着 AM 含量的增加，水凝胶膜在三蒸水和生理盐水中的溶胀度逐渐增高达峰值，然后降低，具有显著性统计学差异 ( $p<0.05$ )。

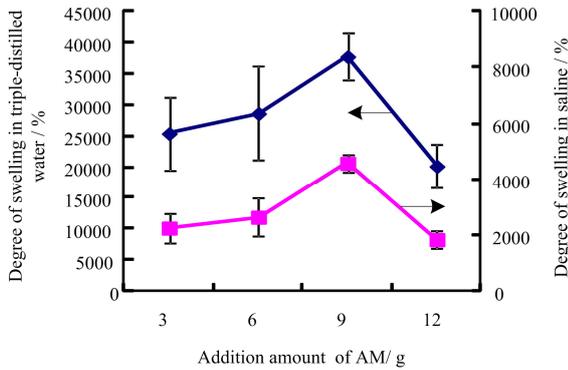


图 6 AM 的加入量对水凝胶吸液性能的影响  
Fig. 6 Influence of the contents of AM on the degree of swelling

2.3.4 PAAS 对水凝胶性能的影响 由图 7 可见，水凝胶膜在三蒸水和生理盐水中的溶胀度的改变随 PAAS 的含量的逐渐增加而增加，达到峰值后则递减 ( $p<0.05$ )。

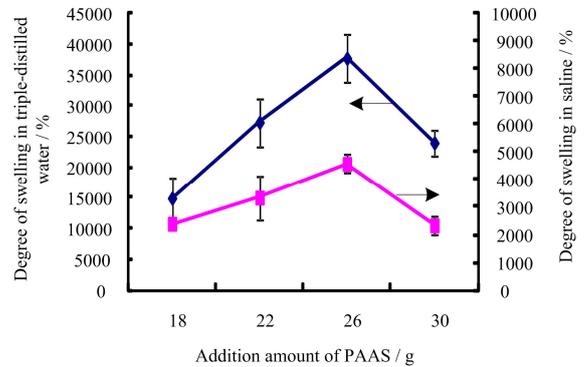


图 7 聚丙烯酸钠的加入量对水凝胶吸液性能的影响  
Fig. 7 Influence of the contents of PAAS on the degree of swelling

### 3 产品性能比较

本实验水凝胶膜 (Suda A) 与国内外水凝胶敷料性能的比较示于表 4。

由表 4 可见，苏大 A 水凝胶膜吸液性能 ( $DS_w$  和  $DS_s$ ) 与国内外知名品牌相比显著增高，具有显著性统计学差异 ( $p<0.01$ )；抗张强度和断裂伸长率适中，能满足伤口敷料在使用环境中强度和韧性的需求。国外 B 和国外 D 品牌水凝胶膜伤口敷料表面均附着一层聚氨酯塑料薄膜，无法将其分开，故以测试数据的 25% 大小评价其抗张强度。

表 4 国内外水凝胶敷料的性能的比较

Table 4 The experimental hydrogel membrane compare to the product performance at home and abroad ( $\bar{x} \pm s, n=7$ )

分组 Groups	$DS_w$ / %	$DS_s$ / %	TS/Ma	EB / %
Suda A	37731.2±3869	4582.5±316.3	0.491±0.119	557.3±52.7
Suda B	15760±3430**	2770±200**	1.178±0.095**	627.1±28.9
Home A	603±21**	608±10**	0.906±0.095**	451.2±18.5*
Abroad A	1665±98**	1565±244**	0.026±0.004**	235.4±20.4**
Abroad B	1310±43**	918±213**	0.244±0.014*	452.8±24.8*
Abroad C	2380±233**	1557±96**	0.050±0.005**	459.6±15.8*
Abroad D	460±10**	410±30**	0.921±0.114**	623.2±57.4

注：与 Suda A 组相比，\* $p<0.05$ ；\*\* $p<0.01$ 。

Note: compared with the Suda A group, \* $p<0.05$ ；\*\* $p<0.01$ 。

## 4 讨论

### 4.1 水凝胶膜外观分析

本实验制备了系列性能良好的水凝胶膜,具有透明性、柔韧性和粘性。吸液前后强度好,完整成膜,这是由于水凝胶高分子聚合物形成了一个网状的结构,而水分则分布在其网状结构中间。由于其透明性,可以直接透过水凝胶膜敷料观察伤口的愈合情况。

### 4.2 影响水凝胶膜性能的因素分析

PVA 具有强的亲水性和接枝活性,随着 PVA 含量的增高,体系总浓度增加,交联度增加,三维网络结构变得致密,内部网络空间变得狭小,可容纳的水会变少,同时溶胀后网络扩张能力变弱,弹性回缩力增强,导致溶胀度随着 PVA 含量增加而减小,说明在 PVA 在整个聚合物体系中所起的主要作用不是吸液能力,而是增加交联,促进凝胶成膜,增加抗张强度<sup>[5]</sup>。

随着 AM 含量的增加,水凝胶膜在生理盐水中的溶胀度逐渐增高达峰值,这是由于-CONH<sub>2</sub>与 COONa 产生了协同效应<sup>[6,7]</sup>,削弱吸水过程的同离子效应和盐效应,使水凝胶膜在生理盐水中的溶胀度提高。随着丙烯酰胺用量进一步增加时,溶胀度反而降低,这是由于酰胺基的吸水性小于羧基,随着丙烯酰胺的量的增多,酰胺基增多,羧基相对减少,导致吸水率下降<sup>[8]</sup>。

PAAS 含量的增加对水凝胶膜产生的影响有浓度效应和吸收剂量两个主要因素。浓度效应<sup>[9]</sup>:随着体系浓度的增加,在吸收剂量一定的情况下,分子间交联点增多,三维网络结构变得完整,溶胀度逐渐增大;随着 PAAS 含量的进一步增多,当三维网络结构过于致密时,溶胀度反而会降低;吸收剂量对水凝胶膜性能的影响已经在本实验中进行过探索,当吸收剂量在 45 kGy 时水凝胶膜的吸液性能和机械强度均最好<sup>[10]</sup>。本实验因变量过多,采用的是吸收剂量为 45 kGy,故 PAAS 含量的变化对水凝胶膜产生的影响主要是浓度效应。

## 5 结论

本实验利用辐射交联技术合成了 PVA / PAAS / AM 系列水凝胶膜,在其配比中,随着 PVA 含量的增加,水凝胶的溶胀度减小,而抗张强度增高;随 AM 和 PAAS 含量的增加,溶胀度可逐渐增加达到

最大峰值。由此本实验条件下 PVA/PAAS/AM 配比为 26: 2: 9 时制备的水凝胶膜具有超强的生理盐水和蒸馏水吸液功能,优于国内外知名品牌的伤口敷料,为进一步临床应用奠定了厚实的基础。

## 参考文献

- 1 YANG Xiaomin, ZHU Zhiyong, LIU Qi. Effects of PVA, agar contents, and irradiation doses on properties of PVA / ws-chitosan /glycerol hydrogels made by g-irradiation followed by freeze-thawing [J]. Radiat Phys Chem, 2008, **77**: 954-960
- 2 Razzak M T, Darwis D, Zainudin, *et al.* Irradiation of polyvinyl alcohol and polyvinyl pyrrolidone blended hydrogel for wound dressing [J]. Radiat Phys Chem, 2001, **62**: 107-113
- 3 杨占山, 朱南康, 杨淑琴. 含药聚氧化乙烯共聚水凝胶膜的制备及其性能研究 [J]. 辐射研究与辐射工艺学报, 1999, **17**(4): 214-21
- 4 岳凌, 杨占山, 杨淑琴. 一种水凝胶药物缓释膜的制备及其性能研究 [J]. 辐射研究与辐射工艺学报, 2009, **27**(5): 355-358
- 5 YANG Zhanshan, ZHU Nankang, YANG Shuqin. Preparation of reinforced poly (ethylene oxide) blend hydrogel films containing a drug and assessment of their properties[J]. Radiat Res Radiat Process, 1999, **17**(4): 214-218
- 6 岳凌, 杨占山, 杨淑琴. 一种水凝胶药物缓释膜的制备及其性能研究 [J]. 辐射研究与辐射工艺学报, 2009, **27**(5): 355-358
- 7 YUE Ling, YANG Zhanshan, YANG Shuqin. Preparation and properties of a drug sustained -release hydrogel film [J]. Radiat Res Radiat Process, 2009, **27**(5): 355-358
- 8 JIANG Shan, LIU Sha, FENG Wenhao. PVA hydrogel properties for biomedical application [J]. J Mech Behav Biomed Mater, 2011, **7**: 1228-1233
- 9 YUE Yumei, SHENG Xiang, WANG Pixin. Fabrication and characterization of microstructured and pH sensitive interpenetrating networks hydrogel films and application in drug delivery field [J]. Eur Polym J, 2009, **45**: 309-315
- 10 Alcântara M T S, Brant A J C, Giannini D R, *et al.* Influence of dissolution processing of PVA blends on the characteristics of their hydrogels synthesized by radiation—Part I: Gel fraction, swelling, and mechanical properties [J]. Radiat Phys Chem, 2012, **81**: 1465-1470
- 11 Lohakan M, Pintavirooj C, Jamnongkan T. A numerical model for ultrasonic measurements of swelling and mechanical properties of a swollen PVA hydrogel [J]. Ultrasonics, 2010, **50**: 782-789
- 12 Blum M M, Ovaert T C. Experimental and numerical

tribological studies of a boundary lubricant functionalized poro-viscoelastic PVA hydrogel in normal contact and sliding [J]. *J Mech Behav Biomed Mater*, 2012, **14**: 248-258

10 Sridhar V, Oh I K. A coagulation technique for purification of graphene sheets with graphene-reinforced PVA hydrogel as byproduct [J]. *J Colloid Interface Sci*, 2010, **348**: 384-387

## Study on preparation and properties of PVA/ PAAS/AM hydrogel wound dressings

LU Zukun<sup>1</sup> LI Li<sup>1</sup> CHU Likai<sup>1</sup> QIAN Xiaoqing<sup>2</sup> YUE Ling<sup>1</sup> YANG Zhanshan<sup>1</sup>

<sup>1</sup>(Department of Radioxicology, School of Radiation Medicine & Protection, University of Soochow, Jiangsu Provincial

Key Laboratory of Radiation Medicine and Protection, Suzhou 215123, China)

<sup>2</sup>(Changshu Radiation Center, Changshu 215500, China)

**ABSTRACT** In this paper, the preparation influencing factors of PVA-PAAS-AM hydrogel wound dressings were investigated under electron accelerator irradiation. Physical and chemical properties were tested at the same time. This approach was designed to improve hydrogel wound dressings pipette ability in the body exudates environment. Poly acrylate sodium (PAAS) and polyvinyl alcohol (PVA) and AM (Acrylamide) were selected for this study by an orthogonal experimental design method, dissolved into a homogeneous aqueous solution at high temperature, and the new polymer hydrogel was synthesized by the electron accelerator radiation. Performance testing of the infrared spectra, the swelling degree and the tensile strength of hydrogel membrane were carried out. If we considered the hydrogel dressing by liquid absorbing capacity as criteria, the best ratio of PAAS, PVA and AM was 26: 2: 9, the degree of swelling in saline was (4,582.5±316.3)%. The triple-distilled water swelling degree in the series of the hydrogel membrane was up to (46850.8 ± 4256.7)%, the tensile strength was up to (2.677 ± 0.752) MPa. A salt tolerant hydrogel dressing was prepared by using a terpolymer. The capacity of the new type of PVA/PAAS/AM hydrogel dressing was superior to current products and this work laid a foundation for further clinical applications.

**KEYWORDS** Hydrogel wound dressings, Radiation, Salt tolerance, Poly vinyl alcohol, Poly acrylate sodium, Acrylamide

**CLC** TL13