

THE EFFECT OF HYDROGEL DRESSING COPOLYMER POLI(VINYLPYRROLIDONE) (PVP) - κ - CARRAGEENAN PREPARED BY RADIATION AND HEALING TIMES ON THE RADIUS REDUCTIONS BURN INJURED OF WISTAR WHITE RAT

Pengaruh Pembalut Hidrogel Kopolimer Polivinilpirrolidon (PVP)- κ -Karaginan Hasil Iradiasi dan Waktu Penyembuhan pada Reduksi Diameter Luka Bakar Tikus Putih Wistar

Erizal*

Centre for the Application Technology of Isotopes and Radiation, National Nuclear Energy Agency,
Jl. Cinere Ps. Jumat PO BOX 7002, JKSKL 12070, Indonesia

Received 29 January 2008; Accepted 20 February 2008

ABSTRACT

The pre-clinical study of poly (vinyl pyrrolidone) (PVP)- κ - carrageenan hydrogel has been carried out. The aim of this study is to investigate the effect of hydrogel for healing burn injured in the rats. The hydrogels were prepared by γ -irradiation of aqueous solutions of 15 wt.-% PVP and 2 wt.-% κ - carrageenan at a sterilization dose of 25 kGy. The physico-chemical properties of hydrogels were investigated. The results showed that the hydrogels suitable as candidate for wound dressing with gel fraction of 90 ± 5 (%), the water absorption was 4500 ± 55 (w/w), the water content was 83 ± 2 (%), tensile strength was $1,5 \pm 0,1$ kg/cm² and adhesiveness was 0. The effect of the hydrogel as wound dressing was evaluated by attaching to a burn of the back skin of rats as a function of time observation. Advantages of the hydrogel were slightly faster rate of reducing radius diameter of injured burn skin, easy removal without damage to renewed skin.

Keywords: hydrogel, irradiation, copolymer, PVP, κ carrageenan, diameter

PENDAHULUAN

Hidrogel adalah salah satu jenis makromolekul polimer hidrofilik yang berbentuk jaringan berikatan silang, mempunyai kemampuan mengembang dalam air (*swelling*), serta memiliki daya difusi air yang tinggi. Oleh karena sifat fisik yang khas tersebut, pada awalnya hidrogel disintesis untuk digunakan sebagai matriks pelepasan/ pelepasan obat, kontak lensa, immobilisasi enzim dan sel [1-6]. Lebih jauh lagi, sesuai dengan perkembangan teknologi dan kebutuhan akan bahan baru yang dapat diaplikasikan di bidang kesehatan, aplikasi hidrogel pada beberapa tahun belakangan ini diteliti dan dikembangkan untuk aplikasi di bidang biomedis [7-14]. Salah satu aplikasi hidrogel dengan prospek yang menjanjikan adalah untuk pembalut luka bakar. Hal ini didasarkan pada sifat fisik lainnya dari hidrogel yaitu kemampuannya dalam menahan air, bersifat sebagai pembasah permukaan dan biokompatibel terhadap tubuh [15].

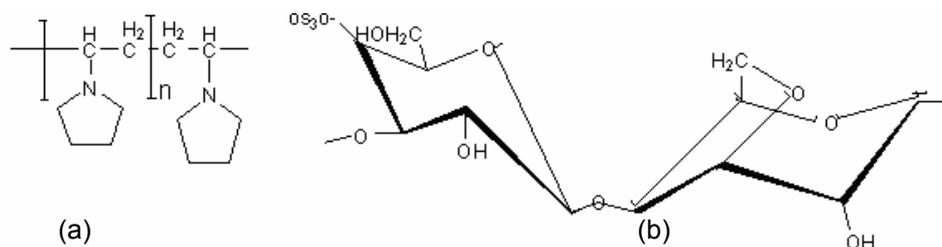
Poli(vinil) pirrolidon (PVP) dan κ - karaginan (Gambar 1) merupakan polimer yang tidak toksik, pada umumnya banyak digunakan dalam bidang kesehatan, farmasi, serta kosmetika [16,17]. Kegunaan κ -karaginan dalam sintesis hidrogel ini adalah untuk menaikkan viskositas larutan PVP dan untuk menahan air, sehingga diperoleh suatu sistem padatan campuran PVP-karaginan yang mudah dalam penanganannya pada *shaping* (membentuk produk) yang diinginkan dalam proses iradiasi. Hal ini

merupakan salah satu keunggulan dari aplikasi radiasi selain untuk reaksi polimerisasi/kopolimerisasi maupun sterilisasi produk yang dapat berlangsung secara simultan.

Luka bakar adalah suatu bentuk kerusakan atau kehilangan jaringan yang disebabkan kontak dengan sumber panas seperti api atau listrik. Pasien yang mengalami luka bakar pada umumnya mengalami penderitaan, kehilangan kepercayaan diri dan mengeluarkan biaya yang relatif banyak untuk penyembuhan [19]. Luka bakar yang parah akan menyebabkan kematian. Angka pasien penderita luka bakar setiap tahun di setiap negara relatif tinggi, misalnya pada tahun 1991 di Amerika Serikat angka kematian dari pasien luka bakar sebesar 5053 [18]. Di Indonesia pasien dengan kasus luka bakar juga relatif banyak, khususnya pada penduduk yang tinggal di daerah kumuh dan padat.

Berdasarkan sifat yang dapat memberikan efek pendinginan dan kelembaban dari air yang dikekang oleh hidrogel, selangkahnya hidrogel dapat digunakan untuk menyembuhkan luka bakar. Oleh karena itu, akan dilakukan penelitian pra-klinis aplikasi hidrogel pada luka bakar yang dibuat pada punggung tikus putih wistar dengan mengamati perubahan diameter luka selama pemakaian hidrogel. Hasil penelitian diharapkan dapat memberikan informasi kepada masyarakat bahwa hidrogel dapat dijadikan pertimbangan sebagai produk alternatif untuk penyembuhan luka bakar.

* Tel : +62-21-7690709 / Fax : +62-21-7691607
Email address : izza3053@yahoo.com



Gambar 1. Struktur molekul : (a) PVP dan (B) κ - karaginan

BAHAN DAN METODE

Bahan

Poli(vinil pirrolidon) (PVP) buatan Fluka, κ karaginan buatan Marcel carrageenan, Filipina. Etanol 70 %, kloroform, NaCl fisiologis, kertas perkamen, kasa steril, plester. Semua bahan kimia yang dipakai adalah kualitas p.a.

Alat

Combustio Inductor (CI-AY), kandang tikus, timbangan analitik, spatel, pipet tetes, penggaris, jangka sorong, gunting, alat cukur, pinset, cawan petri, camera (Nikon MH-70 dan Canon A 530)

Hewan Percobaan

Hewan percobaan yang digunakan adalah tikus wistar betina umur 10-11 minggu dengan bobot sekitar 150 – 200 g yang diperoleh dari KPP Ilmu Hayati ITB.

Prosedur

Pembuatan Hidrogel PVP- κ -Karaginan

Mula-mula 100 mL larutan PVP dalam air suling dengan konsentrasi 15% (b/v) dimasukkan kedalam 100 mL larutan karaginan 2% (b/v) dalam keadaan dipanaskan pada suhu 80 °C sambil diaduk hingga larutan homogen. 10 mL campuran dituang pada pengemas wadah plastik ukuran 10 x 10 x 0,3 cm³, dan didiamkan pada suhu kamar hingga terbentuk padatan (\pm 1 jam). Selanjutnya wadah yang telah mengandung hidrogel padat dikemas dalam *double* plastik. Kemudian sampel diiradiasi dengan sinar- γ pada dosis 25 kGy (laju dosis 5 kGy/jam) dalam iradiator IRKA PATIR-BATAN. Tujuan iradiasi pada dosis 25 kGy adalah untuk sintesis dan sterilisasi hidrogel secara simultan. Hidrogel hasil iradiasi selanjutnya dikarakterisasi sifat fisiko-kimianya dan dipakai untuk uji penyembuhan luka bakar.

Pengujian Fraksi Gel (Gel Fraction)

Hidrogel hasil iradiasi dipotong atas 3 bagian bentuk kubus dengan ukuran 2 x 2 x 0,5 cm³, lalu dikeringkan dalam oven pada suhu 60 °C selama 24 jam. Selanjutnya ditimbang (W_0). Kemudian hidrogel kering dikemas dalam kawat kasa *stainless steel* ukuran 300 mesh. Selanjutnya, kawat kasa yang mengandung

hidrogel direndam dalam air suling pada suhu 70 °C dalam shaker dan digoyang dengan kecepatan 100 rpm selama 24 jam untuk menghilangkan zat-zat yang tidak bereaksi. Akhirnya, hidrogel dikeluarkan dari shaker dan dikeringkan kembali dalam oven pada suhu 60 °C hingga berat konstan. Hidrogel ditimbang kembali (W_1), dan fraksi gel dihitung dengan persamaan berikut ;

$$\text{Fraksi gel} = \frac{W_1}{W_0} \times 100 \% \quad (1)$$

W_0 = berat kering hidrogel awal (g)

W_1 = berat kering hidrogel setelah pencucian (g)

Pengujian Daya Serap Air (Water Absorption)

Hidrogel hasil iradiasi dipotong atas 3 bagian bentuk kubus dengan ukuran 2x2x 0,5 cm³, lalu dikeringkan dalam oven pada suhu 60 °C selama 24 jam. Kemudian hidrogel direndam dalam air suling selama 24 jam. Selanjutnya hidrogel dikeluarkan dari bejana perendaman, air di permukaan hidrogel basah dikeringkan dengan kertas tissue, dan hidrogel ditimbang (W_b). Kemudian hidrogel dikeringkan dalam oven pada suhu 60 °C selama 24 jam dan hidrogel kering ditimbang kembali (W_k). Daya serap air dihitung dengan persamaan berikut ;

$$\text{Daya serap air} = \frac{W_b - W_k}{W_k} \times 100 \% \quad (2)$$

W_b = berat hidrogel setelah swelling (g)

W_k = berat hidrogel kering (g)

Pengujian Tegangan Tarik (Tensile Strength)

Tegangan tarik adalah salah satu parameter yang penting dari hidrogel yang mewakili sifat kelenturannya. Pengujiannya dilakukan menggunakan alat *Instron tester* model R-1 buatan Toyoseki, Jepang dengan kecepatan 30 mm/menit pada suhu 32 °C berdasarkan metode yang tertera dalam ASTM. Hidrogel dengan ketebalan berkisar 0,2 cm dan lebar 3 cm panjang 5 cm, dicetak dengan alat *dumbbell* untuk mendapatkan bentuk standar pengukuran. Selanjutnya hidrogel dengan bentuk *dumbbell* tersebut pada kedua ujungnya dijepit dengan alat penjepit khusus, dan mesin dinyalakan pada posisi *on*, maka akan terjadi proses penarikan pada salah satu posisi penjepit. Ukuran tegangan putus pada hidrogel dari mesin diukur pada saat hidrogel putus pada posisi tengahnya. Tegangan tarik hidrogel dihitung berdasarkan persamaan berikut :

$$\begin{aligned} \text{Tegangan Tarik} &= F/A & (3) \\ F &= \text{Beban dari alat hingga bahan putus (Kg)} \\ A &= \text{Luas penampang bahan (cm}^2\text{)} \end{aligned}$$

Metode Uji Pra-Klinis Hidrogel Pada Tikus Putih

Untuk menguji efektifitas kemampuan baik hidrogel maupun kasa steril pada penyembuhan luka, digunakan Metode uji praklinis Metode Morton, berdasarkan model luka bakar pada punggung tikus [20]. Dalam uji pra-klinis ini digunakan 8 ekor tikus putih.

Semua tikus-tikus percobaan yang dipakai dalam penelitian ini dicukur bagian punggungnya sehari sebelum luka dibuat, lalu dianestesi dengan kloroform dengan cara memasukkannya ke dalam sungkup. Setelah itu, bagian kanan dan kiri punggung tikus yang telah dicukur dibersihkan dengan etanol 70%, kemudian masing-masing bagian diberi rangsangan panas dengan alat penginduksi panas *Combustio Inductor (CI-AY)* pada suhu 80 °C selama 1 menit. Selanjutnya luka bagian kanan ditutup dengan hidrogel, kemudian hidrogel dibalut dengan kasa steril dan diplester. Hari berikutnya kasa steril dan plester dibuka dan dilakukan pengamatan perubahan diameter luka dan warna luka. Kemudian luka ditutup kembali dengan hidrogel yang baru, dan setelah 24 jam selanjutnya dilakukan pengamatan perubahan pada luka yang perlakuannya sama dengan sebelumnya. Perlakuan seperti ini dilakukan berulang kali dengan mengganti hidrogel setiap hari pengujian hingga luka sembuh. Pada pengujian pengaruh kasa steril yang berfungsi sebagai kontrol terhadap penyembuhan luka, hanya kasa steril yang ditempelkan/dibalut pada bagian kiri luka dari tikus yang sama dan dilakukan pengamatan perubahan diameter luka dan warna luka sama dan sejalan dengan perlakuan hidrogel.

Pengamatan intensitas warna luka

Pada proses penyembuhan luka, daerah bagian luka pada umumnya mengalami *inflammasi* (pembengkakan) yang ditandai timbulnya warna merah dengan intensitas yang *bergradasi*, mulai dari merah hingga normal. Pengamatan perubahan warna pada proses *inflammasi* dalam penelitian ini dilakukan dengan cara mengamati warna yang timbul pada daerah luka secara visual. Untuk mempermudah pengamatan perubahan warna luka yang terjadi, maka Intensitas warna yang timbul pada daerah luka diklasifikasikan dengan notasi sbb; putih-merah = 1; kemerahan intensitas kecil = 1⁺; kemerahan intensitas sedang = 2⁺; Kemerahan intensitas tinggi = 3⁺ dan normal = 0

Pengujian diameter rata-rata luka

Pengujian perubahan ukuran diameter luka pada punggung tikus yang disebabkan oleh pengaruh baik hidrogel maupun kasa steril dilakukan dengan

menggunakan jangka sorong. Radius diameter rata-rata luka pada punggung tikus baik pada kelompok uji hidrogel maupun kontrol ditentukan berdasarkan jumlah jarak rata-rata dari 4 jarak bagian tepi ujung terjauh sisi daerah luka ke 4 bagian terjauh tepi ujung sisi lainnya. Diameter luka rata-rata dihitung dengan persamaan berikut [21] :

$$D = \frac{a_1 + a_2 + a_3 + a_4}{4} \quad (4)$$

D = diameter rata-rata luka (mm)

a₁, a₂, a₃, a₄ = Jarak terjauh dari tepi luka (mm)

Analisis Data [22]

Data yang diperoleh dianalisis menggunakan anova satu arah dan dua arah. Analisis varian satu arah digunakan untuk melihat adanya perbedaan yang bermakna antara hasil satu variabel bebas dengan satu variabel terikat. Keputusan dilakukan dengan tingkat kepercayaan 95% (p= 0,05), yaitu jika F hitung ≤ F tabel, maka hipotesis nol (Ho) diterima dan tidak ada perbedaan bermakna. Jika F hitung > F tabel maka hipotesis nol (Ho) ditolak dan berarti ada perbedaan yang bermakna.

HASIL DAN PEMBAHASAN

Sintesis dan sterilisasi Hidrogel

Polivinilpirrolidon (PVP) merupakan salah satu jenis polimer yang relatif peka terhadap radiasi, dan pada umumnya dipakai sebagai bahan dasar (*base material*) untuk sintesis bahan biomaterial [23,24]. Namun demikian, PVP mempunyai kelemahan jika diiradiasi dalam larutan air akan menghasilkan matriks yang mengandung gelembung-gelembung udara hasil radiolisis dari air. Ditinjau dari segi penampilannya produk ini relatif tidak memenuhi syarat untuk komersialisasi. Untuk mengatasi hal ini, ke dalam larutan PVP ditambahkan karaginan yang larut dan menyerap air, sehingga viskositas larutan naik dan pengaruh radiolisis air pada proses iradiasi dapat dieliminasi. Hasil iradiasi dari campuran iPVP-karaginan pada dosis iradiasi 25 kGy menghasilkan hidrogel yang transparan (Gambar 2) dan hasil karakteristik fisiko-kimianya disajikan pada Tabel 1. Terlihat bahwa hidrogel hasil iradiasi pada 25 kGy mempunyai daya serap air sekitar 4500% dan kandungan air 83%. Dalam aplikasinya, adanya kemampuan daya serap air yang relatif tinggi dari hidrogel sangat berguna untuk menyerap eksudat dari luka basah dan kandungan air yang dikekang yang relatif besar berguna untuk pembasah dan pendingin luka. Pada Tabel 1 juga terlihat bahwa hidrogel mempunyai tegangan tarik yang relatif besar yaitu 1,5 kg/cm² dan kelengketan terhadap kulit yang rendah. Hal ini secara fisik menunjukkan bahwa hidrogel ini

tidak rapuh, aman serta nyaman jika ditempelkan serta tidak menyebabkan kerusakan pada kulit ketika diangkat dari tempat luka. Selain itu hidrogel mempunyai nilai fraksi gel yang relatif tinggi berkisar 90%, hal ini menunjukkan bahwa sebagian besar matrik PVP- κ karaginan terbentuk akibat ikatan silang.

Menurut Nikitina dkk. [25] salah satu hal yang sangat penting agar terjadinya ikatan silang dalam reaksi polimerisasi radikal adalah mengaktifkan molekul polimer yang saling berdekatan satu dengan lainnya secara serentak. Hal ini disebabkan faktor waktu paruh polimer radikal yang relatif pendek. Pada umumnya untuk meramalkan terjadinya ikatan silang antara molekul-molekul polimer digunakan model mekanisme reaksi ikatan silang pada polietilen, karena struktur molekul polietilen relatif sederhana.

Mekanisme reaksi ikatan silang yang terjadi pada polietilen, $-(CH_2)_n-$, akibat iradiasi diringkas dalam reaksi-reaksi seperti disajikan pada Gambar 3. Radikal H pada reaksi 1, yang diperoleh akibat induksi radiasi mempunyai energi yang cukup besar untuk menarik atom H lainnya dari molekul terdekat (reaksi 2), Molekul-molekul radikal yang terbentuk dalam proses ini terjadi dari eliminasi atom H rantai $-CH_2-$ pada *backbone* (punggung) molekul polimer polietilen, karena posisi ini yang secara stereokimia relatif mudah membentuk radikal. Selanjutnya kedua radikal polimer ini bergabung membentuk makromolekul (reaksi 3).

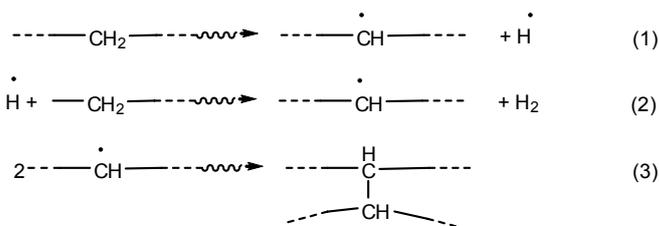
Tabel 1. Karakteristik hidrogel PVP- κ karaginan hasil iradiasi dosis 25 kGy

Parameter	Nilai
Tegangan Tarik (kg/cm^2)	$1,50 \pm 0,14$
Fraksi Gel (%)	9 ± 4
Daya Serap Air (%)	4500 ± 55
Kandungan Air * (%)	83 ± 2
Kelengketan pada kulit	0

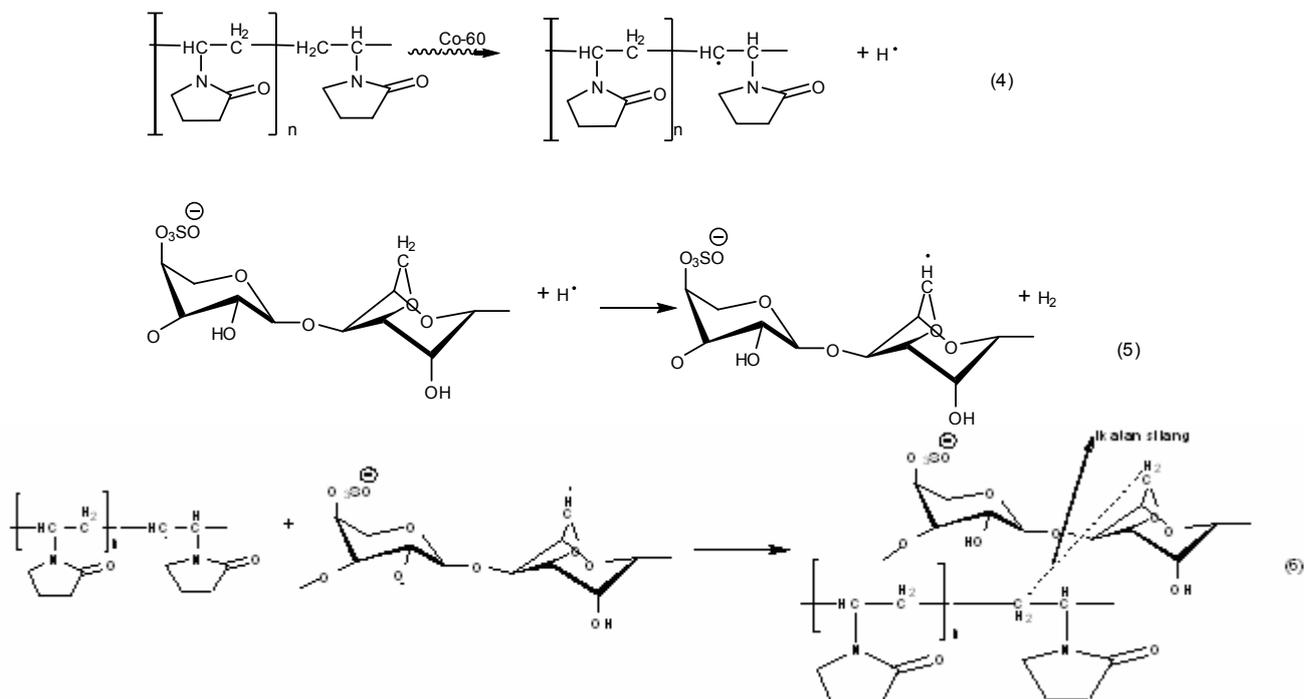
*Dihitung dari pengurangan % kandungan PVP dan karaginan dalam hidrogel



Gambar 2. Hidrogel PVP-ko- κ -karaginan



Gambar 3. Proses pembentukann ikatan silang pada polietilen



Gambar 4. Pembentukann ikatan silang PVP- κ -karaginan

Berdasarkan mekanisme ini, dapatlah diramalkan kemungkinan reaksi ikatan silang yang terjadi antara PVP dengan karaginan pada proses radiasi yang reaksinya diringkas dalam Gambar 4. Mula-mula PVP akan membentuk radikal bebas pada rantai $-CH_2-$ backbone (punggung) molekul akibat induksi radiasi (reaksi 4), selanjutnya radikal atom H menarik atom H dari rantai $-CH_2-$ punggung molekul karaginan membentuk radikal karaginan (reaksi 5). Kemudian kedua radikal polimer ini membentuk ikatan silang (reaksi 6). Terjadinya ikatan silang dalam reaksi kopolimerisasi akan menyebabkan perubahan pada sifat fisika –kimia dari hidrogel khususnya pada tegangan tarik (*tensile strength*) yang nilainya akan relatif lebih besar dibanding hidrogel yang terbentuk hanya oleh salah satu komponen yang tidak berikatan silang [26]. Iradiasi pada dosis 25 kGy selain untuk sintesis hidrogel juga sekaligus berfungsi mensterilkan produk. Dosis iradiasi 25 kGy merupakan dosis yang telah direkomendasikan untuk membunuh bakteri dan jamur pencemar pada produk-produk kesehatan [27].

Pengamatan intensitas warna luka secara visual

Penyembuhan luka adalah merupakan reaksi pemulihan jaringan luka yang prosesnya berjalan secara

Tabel 2. Hasil pengamatan intensitas kemerahan rerata hidrogel dan kasa steril pada penyembuhan luka bakar tikus wistar secara visual.

Waktu pengamatan pada hari ke-	Hidrogel	Kasa steril
1	0	1
2	0	1
3	1	1 ⁺
4	1 ⁺	1 ⁺
5	2 ⁺	1 ⁺
6	2 ⁺	2 ⁺
7	2 ⁺	2 ⁺
8	2 ⁺	2 ⁺
9	2 ⁺	2 ⁺
10	2 ⁺	2 ⁺
11	2 ⁺	3 ⁺
12	2 ⁺	3 ⁺
13	2 ⁺	3 ⁺
14	2 ⁺	3 ⁺
15	1 ⁺	3 ⁺
16	1 ⁺	2 ⁺
17	1	2 ⁺
18	0	2 ⁺
19	0	1 ⁺
20	0	1
21	0	1
22	0	0

Keterangan : 1 = putih kemerahan
1⁺ = kemerahan intensitas kecil
2⁺ = kemerahan intensitas sedang
3⁺ = kemerahan intensitas tinggi
0 = normal

alamiah dan tersistematis, dan merupakan interaksi jaringan–jaringan sel secara kompleks menghasilkan pemulihan tegangan tarik dari bagian luka. Proses penyembuhan luka terdiri atas tahap *inflammasi* (pembengkakan), *profeliferasi* (pemiakan) dan *maturasi* (pematangan) [28]. Dalam tahap *inflammasi* terlihat timbulnya warna merah pada bagian luka yang akan mengalami gradasi selama proses pemulihan penyembuhan luka. Terjadinya proses *inflammasi* pada pemakaian pembalut hidrogel dalam penyembuhan luka bakar pada punggung tikus percobaan dibanding kasa steril disajikan di Tabel 2. Terlihat bahwa *inflammasi* pada luka akibat pemakaian hidrogel baru terjadi pada hari ke-3 dan berakhir pada hari ke-17 dengan intensitas warna merah menjadi makin kecil, sedangkan *inflammasi* akibat pemakaian kasa steril (kontrol) berlangsung dari awal pemakaian (hari ke-1) hingga hari ke-21. Dalam pengamatan ini tidak terlihat adanya infeksi dari luka karena dilihat dengan kasat mata tidak terbentuk nanah pada luka baik pada akibat pemakaian pembalut hidrogel maupun kasa. Menurut Syamsulhidajat dkk.[19] proses koagulasi protein sel jaringan yang terpapar suhu tinggi berlangsung terus setelah api dipadamkan sehingga dekstruksi tetap meluas. Proses

Tabel 3. Hasil pengukuran rerata diameter (mm) luka selang waktu 22 hari dari pengaruh pemakaian hidrogel, kasa steril pada luka bakar tikus putih wistar.

Waktu pengamatan hari ke-	Hidrogel	Kasa Steril
1	11,40 ± 0,02	11,98 ± 0,05
2	11,39 ± 0,05	12,51 ± 0,02
3	11,33 ± 0,02	12,43 ± 0,06
4	11,22 ± 0,03	12,42 ± 0,05
5	10,07 ± 0,04	12,20 ± 0,07
6	10,04 ± 0,08	11,72 ± 0,05
7	9,94 ± 0,05	11,61 ± 0,09
8	9,91 ± 0,01	11,57 ± 0,05
9	9,74 ± 0,03	11,51 ± 0,04
10	8,96 ± 0,07	10,41 ± 0,03
11	8,28 ± 0,12	10,19 ± 0,08
12	7,37 ± 0,09	9,55 ± 0,05
13	5,88 ± 0,09	9,22 ± 0,07
14	4,43 ± 0,08	9,11 ± 0,04
15	3,85 ± 0,11	6,51 ± 0,11
16	3,67 ± 0,07	5,10 ± 0,08
17	2,76 ± 0,08	4,72 ± 0,06
18	0,00	3,64 ± 0,05
19	0,00	2,21 ± 0,07
20	0,00	1,91 ± 0,08
21	0,00	1,27 ± 0,05
22	0,00	0,06 ± 0,03

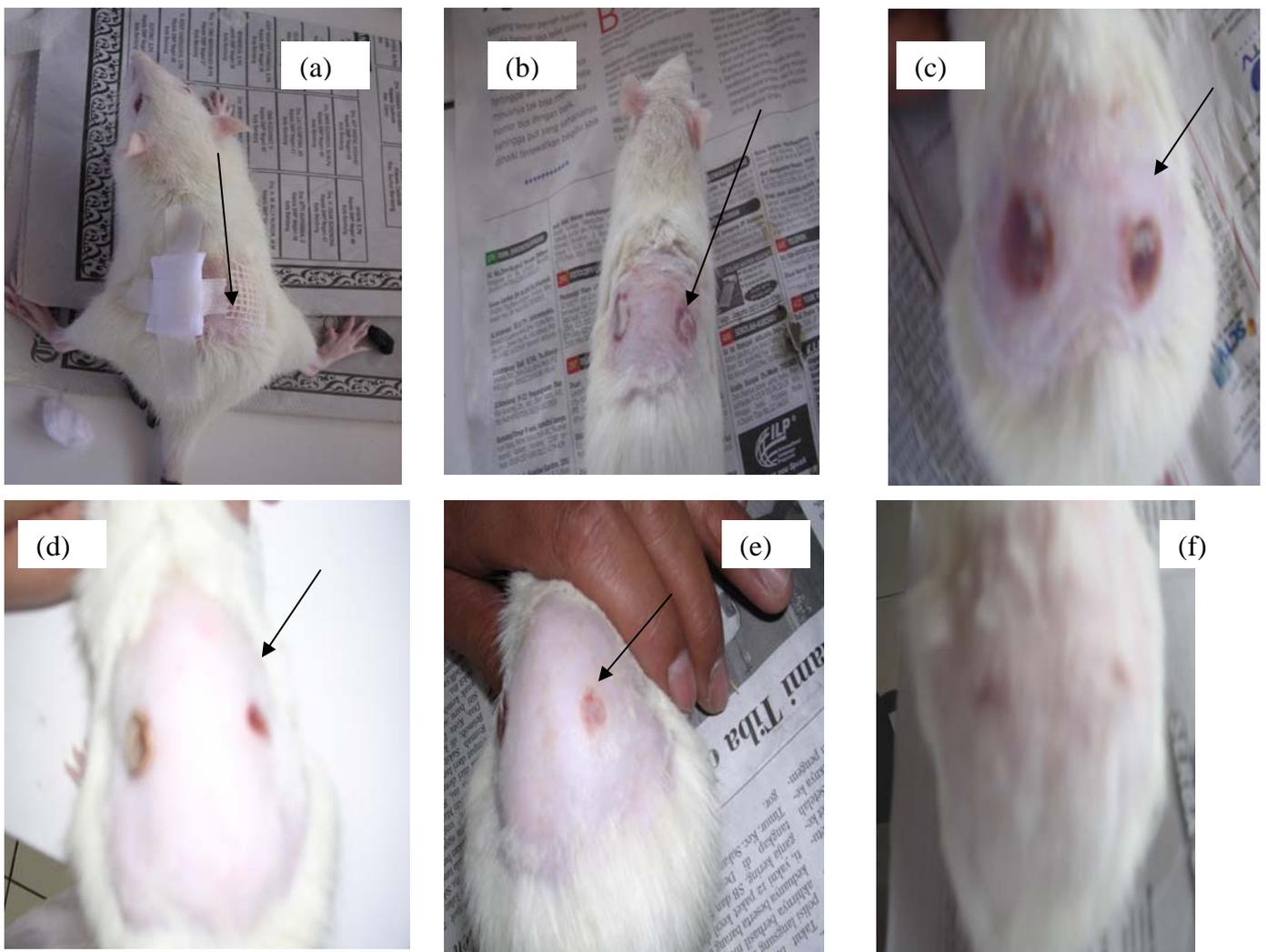
ini dapat dihentikan dengan mendinginkan daerah yang terbakar dan mempertahankan suhu ini pada jam pertama. Oleh karena itu, mendinginkan bagian yang terbakar sangat bermanfaat untuk menurunkan suhu jaringan, mencegah infeksi dan memberi kesempatan sisa-sisa sel epitel untuk berproliferasi dan menutup permukaan luka. Hal ini mungkin yang menyebabkan hidrogel yang mengandung air yang bersifat sebagai pelembab dapat mencegah inflammasi pada luka bakar hingga hari ke-2 dibandingkan pengaruh kasa.

Pengaruh hidrogel terhadap reduksi diameter luka

Tahap selanjutnya dari proses *inflammasi* pada penyembuhan luka adalah *epitelisasi* yang merupakan pembentukan *epitelium* pada bagian luka yang terbuka. *Epitelisasi* dari bagian luka berkaitan dengan migrasi sel-sel pada bagian tepi-tepi luka, dari satu tepi ke bagian tepi lainnya. Proses *epitelisasi* akan

menyebabkan terjadinya kontraksi dari luka atau reduksi dari ukuran luka. Kontraksi didefinisikan sebagai pergerakan *centripetal* dari bagian tepi-tepi luka yang memfasilitasi rapatnya luka yang cacat. Laju reduksi diameter luka pada tikus akibat pengaruh pemakaian pembalut hidrogel dibandingkan terhadap pengaruh kasa steril (kontrol) sebagai fungsi waktu disajikan pada Tabel 3.

Terlihat bahwa laju reduksi diameter luka pada pemakaian pembalut hidrogel dalam penyembuhan luka relatif lebih cepat dibanding pengaruh kasa steril. Pemakaian pembalut hidrogel memberikan efek pengecilan ukuran diameter hingga diameter = 0 mm (luka sembuh) terjadi pada hari ke -18 sedang pada saat yang sama kasa steril belum memberikan efek penyembuhan sempurna. Hasil uji statistik komparatif pengaruh hidrogel dibandingkan kasa steril diperoleh hasil yaitu (F hitung (1,92) > F tabel (0,686) yang berarti terjadi perbedaan yang bermakna pengaruh



Gambar 5. Perkembangan penyembuhan luka setelah dibalut hidrogel dibandingkan kasa steril (kontrol) sebagai fungsi waktu diamati secara visual. Keterangan : tanda menunjukkan bagian yang dibalut dengan hidrogel

pembalut luka hidrogel terhadap penyembuhan luka dibandingkan kasa steril. Thomas dkk. [29] melaporkan bahwa lingkungan lembab pada luka akan mempercepat proses *epitelisasi* dari luka. Penutupan luka dengan pembalut hidrogel pada 48 jam pertama dapat menjaga kestabilan kelembaban jaringan dan mengoptimalkan proses epitelisasi. Hal ini mungkin yang menyebabkan pemakaian pembalut hidrogel yang bersifat sebagai pembasah dan pendingin menyebabkan terjadinya reduksi ukuran diameter luka lebih cepat dibanding pengaruh kasa steril atau sebab lainnya yang perlu diteliti lebih lanjut.

Pengamatan perkembangan penyembuhan luka secara visual

Pengaruh hidrogel terhadap reduksi ukuran diameter luka bakar pada tikus dibandingkan kasa yang diamati perkembangannya secara visual disajikan pada Gambar 5, dan prosesnya dapat dijelaskan sbb;

- a) Pemakaian pembalut hidrogel pada luka pada hari pertama setelah induksi dengan pemanas. Sebelah kanan punggung tikus dibalut dengan hidrogel yang ditutupi dengan kasa steril, sebelah kiri adalah luka yang hanya dibalut kasa steril (kontrol).
- b) Pengamatan hari ke-3, terlihat bahwa ukuran diameter dari luka kontrol lebih besar dibanding luka hasil pembalut hidrogel. Intensitas warna luka putih-merah baik akibat pemakaian hidrogel maupun kontrol.
- c) Pengamatan hari ke-6, warna luka menjadi kemerahan intensitas sedang dan diameter luka mengecil pada pengaruh pemakaian pembalut hidrogel.
- d) Pengamatan luka pada hari ke-10, terlihat bahwa diameter luka semakin mengecil.
- e) Pengamatan luka pada hari ke-15, terlihat luka hampir sembuh yang disertai tumbuhnya bulu dan warna luka terlihat mendekati normal.

Pengamatan luka hari ke-18, luka sudah mencapai kondisi sembuh yang disertai tumbuhnya bulu pada luka.

KESIMPULAN

Pembalut hidrogel PVP- κ -karaginan dapat disintesis, disterilkan dan *shaping* secara simultan menggunakan iradiasi gamma pada dosis 25 kGy. Hidrogel hasil iradiasi aman dan nyaman dipakai untuk pembalut luka bakar karena tidak menyebabkan infeksi dan mudah dilepas dari luka. Hidrogel hasil iradiasi yang mengekang sejumlah air dalam matriksnya berfungsi sebagai pendingin dan pelembab luka, memberikan efek penyembuhan pada luka bakar buatan pada tikus putih yang ditunjukkan dengan mengecilnya ukuran menjadi 0 (sembuh) pada hari ke-18, 4 hari lebih cepat

dibandingkan pengaruh dari kasa steril (kontrol) dari 22 hari pengamatan. Hidrogel dapat digunakan sebagai produk alternatif untuk pembalut dalam penyembuhan luka bakar.

UCAPAN TERIMAKASIH

Ucapan terima kasih ditujukan pada IAEA yang telah memberikan bantuan dana penelitian dengan no. riset kontrak 10046/RO/Japan, dan rekan-rekan di fasilitas iradiasi PATIR-BATAN yang telah banyak membantu dalam proses iradiasi sampel, serta ucapan terima kasih disampaikan pula pada Ibu Dra. Sri Wahyuningsih, MSi,Apt. dan kawan-kawan di Universitas UNJANI-Cimahy, Bandung yang telah membantu dalam melakukan uji praklinis.

DAFTAR PUSTAKA

1. Erizal, 2006, *Prosiding Simposium Nasional Polimer VI*, 111-115.
2. Erizal, 2006, *Jurnal Materi Indonesia*, 124-128.
3. Erizal, Hasan,R., Silvia,S., and Rahayu,C., 1997, *Risalah Pertemuan Ilmiah Penelitian dan Pengembangan Aplikasi Isotop dan Radiasi* 121-128.
4. Kaetsu, I., 1979, *Radiat.Phys. Chem.* 14, 595-602..
5. Kumakura, M., and Kaetsu, I., 1984, *Acta Chimica Hungaria*, 116, 4, 345-351.
6. Kumakura, M., and Kaetsu, I., 1984, *Acta Chimica Hungaria*, 116, 4, 345-351.
7. Rosiak, J.M., Ulanski, P., Pajewksi, L.A.,and Yoshii, F., 1995, *Radiat.Phys.Chem*, 46, 2, 161.
8. Kaetsu, I., 1995, *Radiat.Phys.* 40, 1025.
9. Zhao, L., Mitomo, H., Nagasawa, N., Yoshii, F., and Kume, T., 2003, *Carbohydrate Polymers*, 51, 169-175.
10. Zhao, X., Kato, K., Fukumoto, Y., and Nakamae, K., 2001, *Int. J. Adhesion and Adhesives*, 21, 227-232.
11. Tamada, M., Seko, N., and Yoshii, F., 2004, *Radiat. Phys.Chem.* 71 221-225.
12. Maolin, Z., Hongfei, H., and Yoshii, F., 2000, *Radiat.Phys. Chem.*, 57, 459-464.
13. Maolin, Z., Yoshii, F., Kume, T., and Hashim, K., 2002, *Carbohydrate Polymer*, 50, 295-303.
14. Yoshii, F., Zhusan, Y., Isobe, K., Shinozaki, K., and Makuuchi, K.,1999,*Radiat. Phys.Chem*,55, 133-137.
15. Anonim, 1992, *Specialty Plastic for Biomedical and Pharmaceutical Applications*, 319-325.
16. Michael, P.T., and Stephen, E.H., 1998, *An Introduction to Polysaccharide Biotechnology*, Taylor and Francis, 138-139

17. Wade, A., and Weller, P.J., 1994, *Handbook of Pharmaceutical Exipient*, 2nd Edition, London, The Pharmaceutical Press, 392.
18. Cynthia, A.W., 2005, *Dermal.Nurs.* 17, 3, 204-206.
19. Syamsulhidajat, R., and Wim, D.J., 1997, *Buku – Ajar Ilmu Bedah*, Penerbit buku kedokteran EGC, 72-101.
20. Morton, J.J,P and Malone, M.H.,.1972, *Arch Int Pharm*, 196,117-126.
21. Tarusaraya, P., Hilmy, N., and Basril, A., 2001, *Proc. 7 th Int.Conf.Tissue Banks*,
22. Syafruddin, S., 2004, *Statistik Terapan*, Gramedia Widiasarana, Jakarta ,129-169.
23. Zainuddin, Justin, J.C. and David, J.T.H., 2002, *J.Biomaterials Science*,13, 9,1007-1020.
24. Swasono, R.T., Erizal, and Hendriyanto, 2007, *Jurnal Sains dan Teknologi Nuklir Indonesia*, VIII, 1, 1-16.
25. Nikitina, T.S., 1963, *Effect Ionizing Radiation on High Polymers*, Gordon and Breach, New York, 1-11.
26. Lorna, R., Fumio, Y., Alumanda, D.R., and Tamikazu, K., 2000, *Die Angewandte Makromolekulare Chemie*, 273, 63-68..
27. AAMI. Technical Information Report (TIR-27), 2001, *Sterilization of Health Care Products – Radiation Sterilization Substance of 25 kGy as Sterilization Dose-V Dmax*, MC Lean, Virginia, USA.
28. Viincent, F., 2007, *Wound Healing*, .
:http://www.aad.org./professionals/residents/medSt ud cere Cusr/bc wound healing.hmt, 20 Desember 2007.
29. Thomas, R., 2007, *Wound Healing*,
http://emedicine.com/ent/TOPIC13 HTM, 20 Desember 2007.