

방사선에 의한 키토산을 포함하는 PVA와 PVP 하이드로겔의 제조 및 특성

박정란* · 노영창†

*충남대학교 대학원 공업화학과, 한국원자력연구소 동위원소 · 방사선 응용연구팀
(2001년 3월 30일 접수)

Preparation and Characterization of Hydrogels of PVA and PVP Containing Chitosan by Radiation

Kyoung Ran Park* and Young Chang Nho†

*Department of Industrial Chemistry, Graduate School, Chungnam National University, Taejeon 305-764, Korea
Radioisotopes/Radiation Application Team, Korea Atomic Energy Research Institute, Taejeon 305-600, Korea

†e-mail : ycnho@kaeri.re.kr

(Received March 30, 2001)

요약: 본 연구에서는, ^{60}Co 방사선 (γ -rays) 가교를 이용하여 PVA/키토산과 PVP/키토산의 혼합물로부터 하이드로겔을 제조하였다. 하이드로겔이 상처 치료용 드레싱으로 사용될 수 있는지 예측하기 위해 겔화율, 팽윤도, 겔강도같은 기계적 성질을 측정하였다. PVA와 키토산 및 PVP와 키토산의 비는 97:3~90:10이고, PVA/키토산 및 PVP/키토산 용액의 고형분의 농도는 15 wt% 이었다. 하이드로겔의 기계적 성질에 조사선량이 미치는 영향을 예측하기 위해 PVA/키토산 및 PVP/키토산 혼합물에 25~70 kGy의 감마선을 조사하였다. 겔화율과 겔강도는 키토산 조성비가 작을수록, 조사선량이 커질수록 증가하였다. 팽윤도는 키토산 조성비가 클수록, 조사선량이 작을수록 증가하였다.

ABSTRACT: In this study, hydrogels from mixtures of chitosan/poly(vinyl alcohol) (PVA) and chitosan/poly(*N*-vinylpyrrolidone) (PVP) were prepared by γ -ray irradiation, and the mechanical properties such as gelation, water absorptivity and gel strength were examined to evaluate the applicability of these for wound dressing. The PVA:chitosan and PVP:chitosan ratio were in the range of 97:3~90:10, and the solid concentration of PVA/chitosan and PVP/chitosan solution were 15 wt%. Gamma irradiation with doses of 25, 35, 50, 60 and 70 kGy, was exposed to mixtures of PVA/chitosan and PVP/chitosan to evaluate the effect of irradiation dose. Gel content and gel strength increased as chitosan concentrations in PVA/chitosan and PVP/chitosan decreased, and as irradiation dose increased. Swelling degree increased as chitosan concentrations in PVP/chitosan and PVA/chitosan increased, and as irradiation dose decreased.

Keywords: hydrogels, radiation, PVA, PVP, chitosan.

서 론

생체의학 분야에서 천연 물질과 인공 물질로 생체 조직을 대신하는 연구가 활발히 진행되고 있다. 생체의학적 응용 면에서 이러한 목적에 가장 적합한 물질

중 하나가 하이드로겔이다. 하이드로겔은 혈액, 체액 및 생체조직과 접촉했을 때 우수한 생체 적합성을 갖는다. 그래서 하이드로겔 응용 분야의 주 영역은 약물 전달 시스템, 상처 치료용 드레싱, 콘택트 렌즈, 인공 연골, 막으로 많은 연구가 되고 있다.¹⁻⁵

하이드로젤은 대개 두 개 이상의 조성으로 이루어지는데, 그 중 하나는 친수성 고분자이다. 친수성 고분자의 고분자 사슬들이 서로 결합하여 3차원 망상 구조를 만들어 물에 녹지 않게 된다. 이러한 하이드로젤은 원래의 형태를 유지하면서 평형상태에 이를 때까지 물에서 팽윤하게 된다. 하이드로젤이 팽윤하는 이유는 고분자 사슬의 $-OH$, $-COOH$, $-CONH_2$, $-CONH-$, $-SO_3H$ 기능기들과 물 사이의 수화과 삼투압 현상, 모세관 현상의 작용 때문이다. 또한, 친수성 고분자로 제조된 하이드로젤이 물에 용해하지 않는 이유는 정전기적 작용과 친유성 작용 때문이기도 하다. 하지만 대부분은 고분자 사슬 사이에 공유결합을 하기 때문이다.⁶

키토산 ($\beta(1-4)$ -2-amino-2-deoxy-D-glucose)은 키틴 ($\beta(1-4)$ -2-acetamide-2-deoxy-D-glucose)을 탈아세틸화하여 얻은 유도체이다. 물과 유기 용매에 불용성이지만 pH 6.5 이하의 산성에서는 용해된다. 키토산은 무독성, 생체 적합성, 생분해성을 갖는 생체 의학적 고분자로 상처 치료 효과를 향상시키는 것으로 알려져 있다.⁷ 이러한 키토산은 상처 치료용 드레싱, 항응혈제, 약물 전달 체계 등에 응용되고 있다.^{8,9}

PVA는 다양한 하이드로젤과 막의 제조에 자주 사용되어왔다.^{10,11} PVP는 화상, 피부 궤양 등의 상처 치료와 수술 후 드레싱으로 응용되는 생체 적합한 물질로 많은 연구가 되어왔다.¹²

본 연구에서는 키토산과 함께 PVP와 PVA를 이용하여 PVP/키토산 하이드로젤과 PVA/키토산 하이드로젤을 제조하였다.

하이드로젤 제조에 방사선 가교를 이용하였다. 방사선 가교는 화학적 가교와 비교하여 인체에 유해한 가교제나 개시제를 사용하지 않기 때문에 가교 후 정제할 필요가 없다. 그리고 드레싱으로 사용될 경우에 필수인 멸균 공정이 가교와 동시에 이루어진다. 방사선 가교는 열을 가하지 않아도 되고, 냉각상태에서도 가교가 가능한 특성이 있다. 방사선 조사선량을 조절하면 조성물의 변화 없이 물리적 특성을 자유롭게 조절할 수 있다.¹²⁻¹⁴

제조된 하이드로젤의 특성을 겔화율, 팽윤도, 겔강도로 알아보았다.

실 험

시료 및 시약. Poly(*N*-vinyl pyrrolidone)(PVP)은 분자량(M_w) 1.3×10^6 , poly(vinyl alcohol)(PVA)은 분자량(M_w) $8.5 \times 10^4 \sim 1.46 \times 10^5$ 인 것을 Aldrich사(WI, USA)에서 구입하여 사용하였다. 키토산은 TCI사(Tokyo, Japan)에서 구입하여 사용하였다. 구연산(citric acid)은 Showa사(Tokyo, Japan)에서 구입하여 사용하였다. 사용된 고분자는 정제과정 없이 사용되었고, 사용된 물은 3차 증류수이다. 사용된 고분자의 화학적 구조를 Figure 1에 나타내었다.

하이드로젤의 제조 방법. 키토산을 1몰 구연산 용액에 용해시켜 키토산 용액을 만들었다. 그리고 PVP와 PVA를 각각 물에 용해시켜 PVP 수용액과 PVA 수용액을 만들었다. PVA는 90 °C에서 물 증탕으로 3~4시간 정도 흔들면서 용해시켰다. 이렇게 준비된 PVP 수용액과 키토산 용액을 PVP:키토산의 비를 고휘형분의 무게비로 하여 97:3, 95:5, 93:

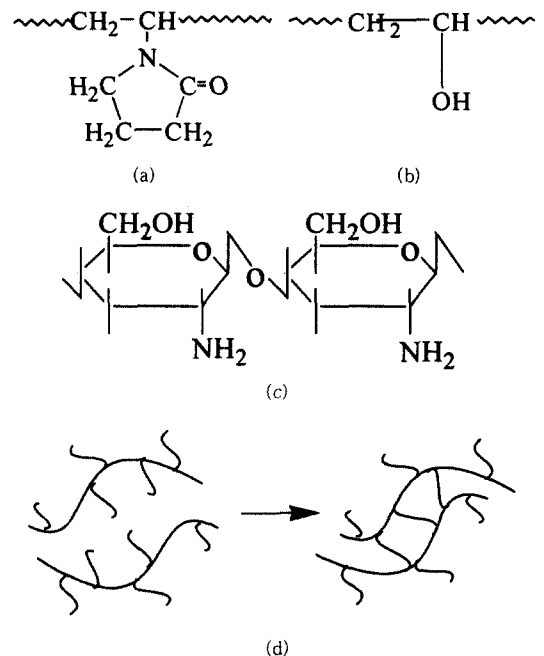


Figure 1. Structures of polymers and hydrogel: (a) PVP, (b) PVA, (c) chitosan, and (d) gel network.

7, 90:10으로 혼합하였다. PVA 수용액도 PVP 수용액과 마찬가지로 PVA에 대한 키토산의 조성비를 97:3, 95:5, 93:7, 90:10으로 혼합하였다. 이 때 만들어진 PVP/키토산 용액과 PVA/키토산 용액의 농도는 15 wt%로 고정하였다. 여러 가지의 조성으로 만들어진 PVP/키토산 용액과 PVA/키토산 용액을 각각 용기 (petri dish, 87×15 mm)에 20 g씩 붓고 용액 내의 기포를 제거하기 위해 상온에서 12~24시간 방치하였다. 기포가 완전히 제거된 각 용액을 25, 35, 50, 60, 70 kGy의 조사선량으로 조사하여 PVP/키토산 하이드로겔과 PVA/키토산 하이드로겔을 얻었다. Figure 2는 방사선 가교에 의한 하이드로겔의 제조 공정도이다.

겔화율. 가교 반응에 참여하지 않은 고분자를 제거하기 위해 제조된 하이드로겔을 37 °C의 물에 48시간 이상 충분히 침지시킨다. 충분히 침지된 하이드로겔을 꺼내어 겔 표면의 물을 닦아낸다. 그리고 진공 오븐에 넣어 60 °C에서 48시간 건조하여 무게를 잰다. 이 때의 무게가 가교된 겔의 무게이다. 건조된 겔의 무게를 W_d 로, 처음 사용한 고분자 무게를 W_i 로 나타낸다.

$$\text{겔화율 (\%)} = \frac{W_d}{W_i} \times 100 \quad (1)$$

식 (1)을 이용하여 건조된 겔의 무게 (W_d)와 처음 사용한 고분자 무게 (W_i)로부터 겔화율을 계산하였다.

팽윤도. 팽윤도는 함수율로 나타낼 수 있다. 제조된 하이드로겔을 물에 48시간 이상 충분히 침지시킨다. 충분히 침지된 하이드로겔의 표면을 닦아낸 후 무게를 잰다. 이 때의 무게가 팽윤된 겔의 무게이다. 팽윤된 겔의 무게를 W_s 로, 건조된 겔의 무게를 W_d 로 나타낸다.

$$\text{팽윤도 (\%)} = \frac{W_s - W_d}{W_d} \times 100 \quad (2)$$

식 (2)를 이용하여 W_s 와 W_d 로부터 팽윤도를 계산하였다.

겔강도. 제조된 하이드로겔의 기계적 물성을 알아보기 위해 겔강도를 측정하였다. 조사선량과 고분자

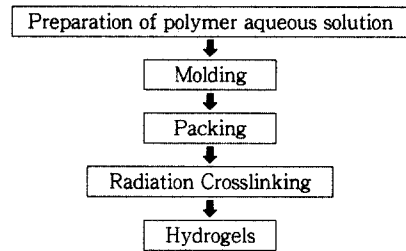


Figure 2. Flow chart for the preparation of hydrogels by radiation crosslinking.

용액의 조성비를 다양하게 하여 그 인자들이 하이드로겔의 강도에 미치는 영향에 대하여 알아보았다. 겔강도는 식품의 물성을 측정하는 TA-XT2 Texture Analyzer (SMS Co Ltd., England)를 이용하였다. 겔강도 측정에 이용된 시편의 두께는 3.0~3.5 mm, 넓이는 20 cm²로 제조하였다. F_B 는 하이드로겔이 파괴될 때의 힘, ΔD 는 하이드로겔이 파괴될 때에 겔이 인장된 길이를 나타낸다.

$$\text{겔강도 (g} \cdot \text{cm)} = F_B \times \Delta D \quad (3)$$

식 (3)을 이용하여 F_B 과 ΔD 로부터 겔강도를 계산하였다.

결과 및 고찰

겔화율. Figure 3은 PVP/키토산 용액의 조성비와 조사선량 (25, 35, 50, 60, 70 kGy)에 따른 겔화율을 보여준다. PVP/키토산 용액의 전체 고형분의 농도는 15 wt%이고, PVP에 대한 키토산의 조성비를 97:3에서 90:10으로 증가시켰다. PVP/키토산 하이드로겔은 PVP에 대한 키토산의 조성비와 조사선량에 의한 영향을 별로 받지 않았다. PVP/키토산 하이드로겔은 60~70%의 비교적 좁은 범위의 겔화율을 나타냈다.

Figure 4는 PVA/키토산 용액의 조성비와 조사선량 (25, 35, 50, 60, 70 kGy)에 따른 겔화율을 보여준다. PVA/키토산 용액의 전체 고형분의 농도는 15 wt%이고, PVA에 대한 키토산의 조성비를 97:3에서 90:10으로 증가시켰다. 겔화율은 PVA에 대한 키토산의 조성비가 증가할수록 감소하였고, 조사

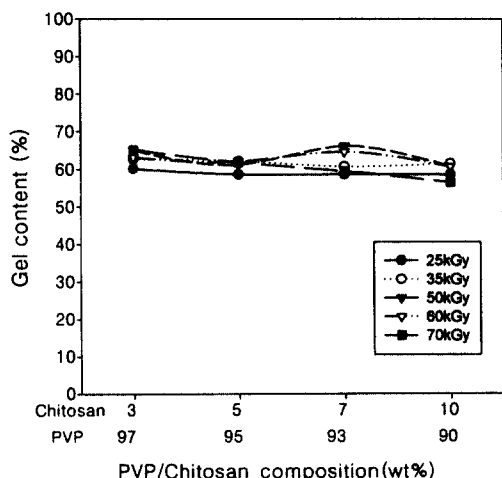


Figure 3. Gelation content of PVP/chitosan hydrogels vs. PVP/chitosan composition at different irradiation doses.

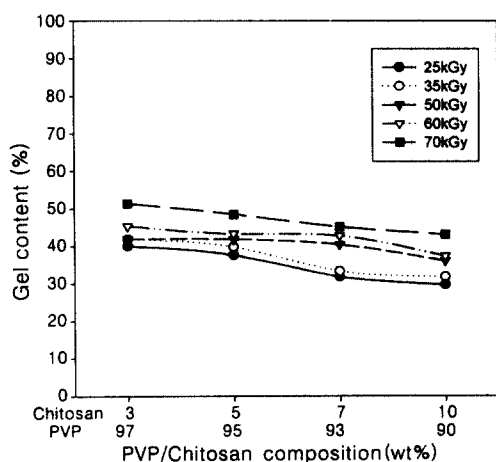


Figure 4. Gelation content of PVA/chitosan hydrogels vs. PVA/chitosan composition at different irradiation doses.

선량이 커질수록 증가하였다. PVA/키토산 하이드로젤은 30~50%의 겔화율을 나타냈다.

가교 반응은 라디칼 반응으로¹² 고분자 사슬에 가교 반응을 할 수 있는 라디칼이 형성되어야 하는데, 방사선 조사에 의한 고에너지가 반응을 일으키는 구동력이 된다. 큰 에너지를 받을수록 라디칼 반응이 더 활성화되어 가교가 더 많이 일어나게 된다. 따라

서 조사선량이 큰 경우가 더 큰 겔화율을 나타낸다. 키토산 조성비가 작을 때 겔화율이 큰 이유는 PVA나 PVP가 키토산보다 가교 반응에 많이 참여하기 때문이다.

겔화율은 조사선량이 증가할수록 증가하는 것을 볼 수 있는데 결코 겔화율이 100%에 이르지 못하는 것이다. 이것은 가교가 일어남과 동시에 사슬 절단도 동시에 일어남을 분명히 알 수 있다. 사슬 절단은 잔존하는 산소의 존재 하에서 산화 분해가 일어나기 때문이다.¹⁵

Figure 5는 조사선량에 따른 PVP 하이드로젤, PVA 하이드로젤, PVP/키토산 하이드로젤, PVA/키토산 하이드로젤의 겔화율을 비교하였다. 모든 하이드로젤은 전체 고형분의 농도가 15 wt%이고, 키토산이 첨가된 PVA/키토산, PVP/키토산 하이드로젤은 PVA와 PVP에 대한 키토산의 조성비를 90 : 10으로 하였다. 이 하이드로젤들을 비교함으로써 키토산 첨가에 의한 영향을 겔화율로 알아보았다. PVP 하이드로젤은 조사선량에 따라 60~70%의 겔화율을 보였는데, 키토산을 첨가한 PVP/키토산 하이드로젤은 55~60%의 겔화율을 보였다. 5~10% 가량 낮은 겔화율 값을 나타냈다. PVA 하이드로젤은 조사선량에 따라 80~85%의 겔화율을 보였는데, 키토산을 첨가한 PVA/키토산 하이드로젤은 30~45%의 겔화율을 보였다. 40~50% 가량 낮은 겔화율 값을 나타냈다. 이처럼 키토산을 첨가하면 겔화율이 감소하는데 감소되는 경향이 PVA의 경우가 훨씬 크게 나타났다. 이는 PVA에 키토산을 첨가할 때보다 PVP에 키토산을 첨가할 때가 PVP와 키토산의 혼용성이 좋기 때문이다. PVP는 피롤리돈 (pyrrolidone) 고리가 일부 개환되면서 -NH와 -COOH 기를 갖게 되는데 사슬 끝에 -COOH 기를 갖고 있어¹⁶ 음이온성을 띄게 되고, 키토산은 키틴에 아민기를 도입한 것으로 아민기를 갖고 있어 높은 양이온성을 띄게 된다.¹⁷ 양이온성 고분자인 키토산과 음이온성을 띄는 개환된 PVP가 정전기적으로 결합하여 높은 혼용성을 갖기 때문에 PVP에 키토산을 첨가할 경우에 겔화율이 감소하는 정도를 줄여주었다.

PVA 하이드로젤을 화학적 가교 방법과 방사선 가교 방법을 이용하여 제조할 때 겔화율을 비교해 보면, 10 wt%의 PVA 용액에 아세트알데히드를 넣어 화학적 가교를 시켰을 때 겔화율은 10 mol%였고,¹⁸

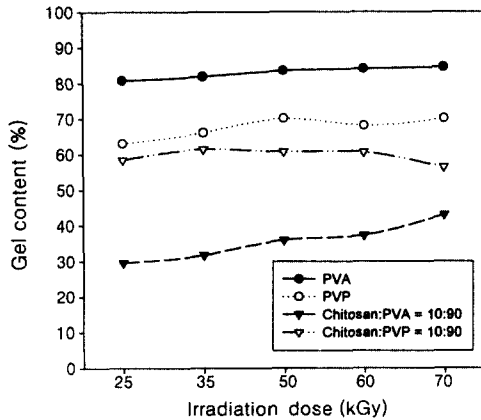


Figure 5. Gelation content of PVA, PVP, PVA/chitosan, and PVP/chitosan hydrogels vs. irradiation dose.

Figure 5에서처럼 15 wt%의 PVA 용액을 25 kGy의 조사선량으로 조사했을 경우에 80%의 높은 겔화율을 나타냈다.

팽윤도. Figure 6은 PVP/키토산 용액의 조성비와 조사선량(25, 35, 50, 60, 70 kGy)에 따른 팽윤도를 보여준다. PVP/키토산 용액의 전체 고형분의 농도는 15 wt%이고, PVP에 대한 키토산의 조성비를 97:3에서 90:10으로 증가시켰다. 팽윤도는 PVP에 대한 키토산의 조성비가 증가할수록 증가하고, 조사선량이 커질수록 감소하였다. 겔화율과는 달리 팽윤도는 조성비와 조사선량에 큰 영향을 받았다. PVP/키토산 하이드로겔은 1000~3500%의 팽윤도를 보였다.

Figure 3에서 조사선량에 따른 겔화율의 변화가 그다지 크지 않은데 비해, Figure 6에서 팽윤도는 조사선량에 따라 큰 폭으로 변화하고 있다. 그 이유는 동일한 겔화율을 갖는 하이드로겔이라 해도 가교밀도가 다르면 팽윤도 값이 달라지기 때문이다. 가교밀도란 중합체 전부의 구조 단위 수에 대한 가교점수의 비율을 말하는데, 두 개의 사슬이 연결되어 가교된 상태라 해도 두 사슬을 연결하고 있는 가교점이 한 개일 때와 두 개, 세 개일 때의 가교밀도는 다르다. 가교점이 많을수록 가교밀도는 높아지고, 가교밀도가 높을수록 겔 내부 구조는 더 촘촘해져서 그 안에 물을 함유할 수 있는 공간이 줄어들게 되어 팽윤

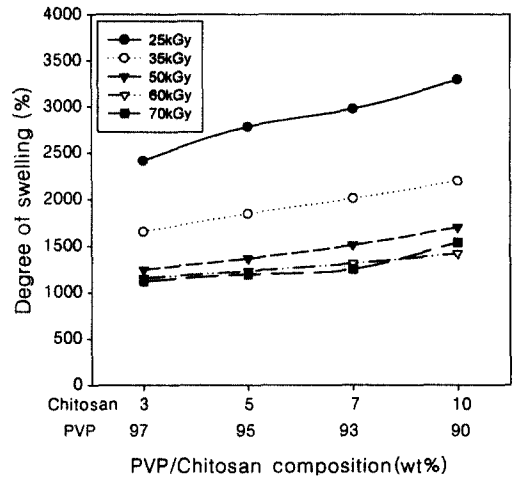


Figure 6. Degree of swelling of PVP/chitosan hydrogels vs. PVP/chitosan composition at different irradiation doses.

도가 감소하게 되는 것이다.

Figure 7은 PVA/키토산 용액의 조성비와 조사선량(25, 35, 50, 60, 70 kGy)에 따른 팽윤도를 보여준다. PVA/키토산 용액의 전체 고형분의 농도는 15 wt%이고, PVA에 대한 키토산의 조성비를 97:3에서 90:10으로 증가시켰다. 조사선량이 커질수록 팽윤도는 감소하였다. 그러나 25, 35 kGy에서 PVA에 대한 키토산의 조성비가 증가할수록 팽윤도는 증가하였지만 50, 60, 70 kGy에서는 조성비에 따른 변화 없이 거의 일정한 값을 가졌다. PVA/키토산 하이드로겔은 1000~5500%의 팽윤도를 보였다.

Figure 4에서 높은 겔화율을 갖는 하이드로겔의 경우에 낮은 팽윤도를 보였다. 겔화율이 증가하면 대체로 가교밀도도 함께 증가한다. 가교가 많이 진행되어 겔화율이 높은 경우에 팽윤도는 겔화율과 반비례적으로 감소하였다.^{19,20}

Figure 8은 조사선량에 따른 PVP 하이드로겔, PVA 하이드로겔, PVP/키토산 하이드로겔, PVA/키토산 하이드로겔의 팽윤도를 비교하였다. 모든 하이드로겔은 전체 고형분의 농도가 15 wt%이고, 키토산이 첨가된 PVA/키토산, PVP/키토산 하이드로겔은 PVA와 PVP에 대한 키토산의 조성비를 90:10으로 하였다. 이 하이드로겔들을 비교함으로써 키토산 첨가에 의한 영향을 팽윤도로 알아보았다. PVP

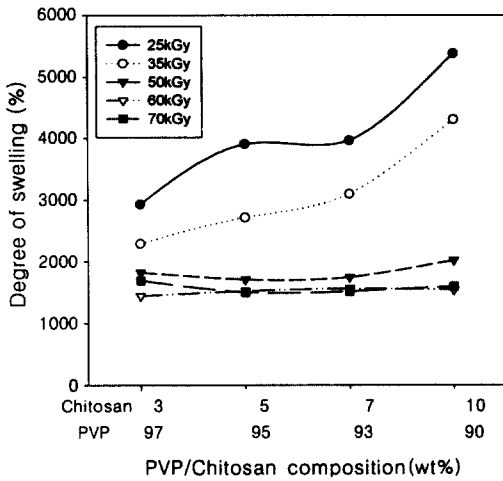


Figure 7. Degree of swelling of PVA/chitosan hydrogels vs. PVA/chitosan composition at different irradiation doses.

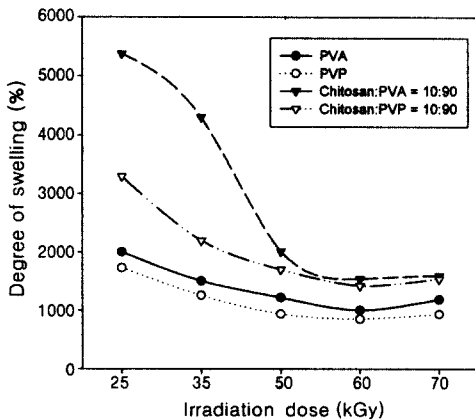


Figure 8. Degree of swelling of PVA, PVP, PVA/chitosan and PVP/chitosan hydrogels vs. irradiation dose.

하이드로겔은 조사선량에 따라 1000~2000%의 팽윤도를 보였는데, 키토산을 첨가한 PVP/키토산 하이드로겔은 1500~3500%의 팽윤도를 보였다. 키토산을 첨가했을 때, 500~1500% 가량 높은 팽윤도 값을 나타냈다. PVA 하이드로겔은 조사선량에 따라 1000~2000%의 팽윤도를 보였는데, 키토산을 첨가한 PVA/키토산 하이드로겔은 2000~5500%의 팽윤도를 보였다. 키토산을 첨가했을 때, 1000~3500%

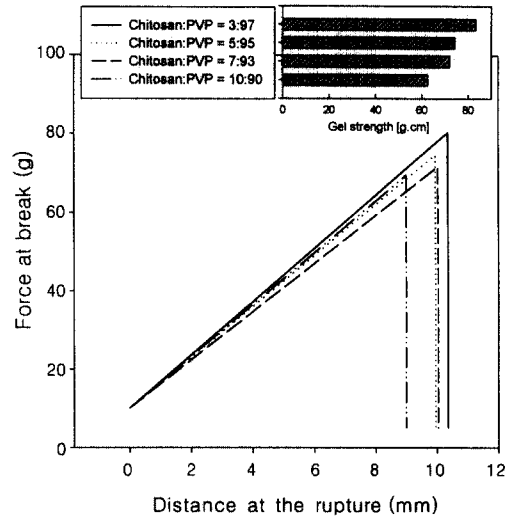


Figure 9. Gel strength of PVP/chitosan hydrogels vs. PVP/chitosan composition at 50 kGy dose.

가량 높은 팽윤도 값을 나타냈다. 이처럼 키토산을 첨가하면 젤화율과 반비례적으로 팽윤도는 증가하는데, 증가되는 경향은 PVA의 경우가 훨씬 컸다.

젤강도. Figure 9는 그래프의 오른쪽 위에 식 (3)에 의해 얻어진 젤강도와 함께, 50 kGy에서 PVP/키토산 용액의 조성비 (97:3, 95:5, 93:7, 90:10)에 따른 F_B 과 ΔD 의 관계를 보여준다. 키토산의 조성비가 증가함에 따라 F_B 과 ΔD 가 감소하였다. 식 (3)에 의해 얻어진 젤강도는 키토산의 조성비가 증가할수록 감소하였다.

Figure 10은 그래프의 오른쪽 위에 식 (3)에 의해 얻어진 젤강도와 함께, 50 kGy에서 PVA/키토산 용액의 조성비 (97:3, 95:5, 93:7, 90:10)에 따른 F_B 과 ΔD 의 관계를 보여준다. Figure 9에서와 같이 키토산의 조성비가 증가함에 따라 F_B 과 ΔD 가 감소하였고, 식 (3)에 의해 얻어진 젤강도 역시 키토산의 조성비가 증가할수록 감소하였다.

Figure 11은 그래프의 오른쪽 위에 식 (3)에 의해 얻어진 젤강도와 함께, PVP/키토산 용액의 조성비가 95:5일 때에 조사선량 (25, 35, 50, 60, 70 kGy)에 따른 F_B 과 ΔD 의 관계를 보여준다. 식 (3)에 의해 얻어진 젤강도는 조사선량이 35 kGy 일 때 가장 큰 값을 갖고, 그 이상의 조사선량에서는 젤강도가 작아졌다. 젤강도가 커질수록 F_B 은 감소하고

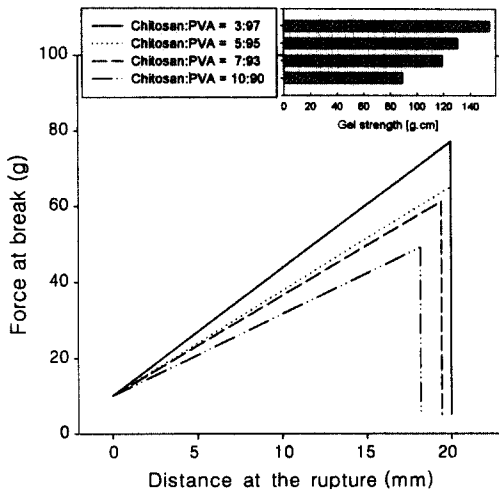


Figure 10. Gel strength of PVA/chitosan hydrogels vs. PVA/chitosan composition at 50 kGy dose.

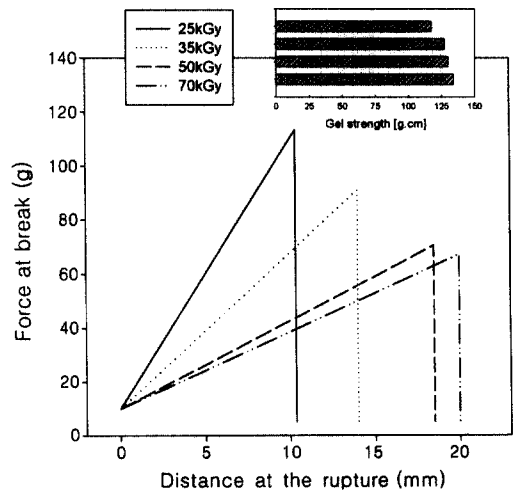


Figure 12. Gel strength of PVA/chitosan hydrogels vs. irradiation dose.

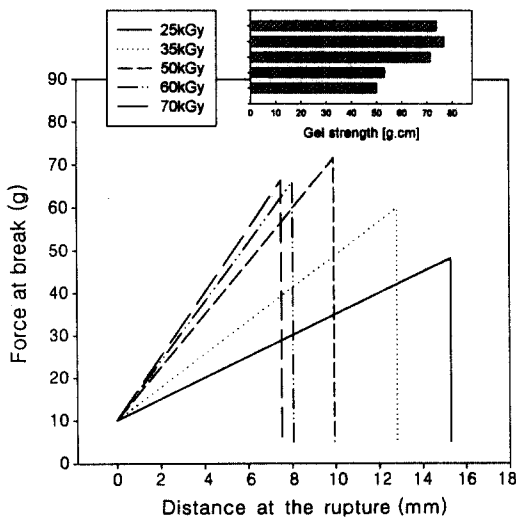


Figure 11. Gel strength of PVP/chitosan hydrogels vs. irradiation dose.

ΔD 는 증가하였다.

Figure 12는 그래프의 오른쪽 위에 식 (3)에 의해 얻어진 젤강도와 함께, PVA/키토산 용액의 조성비가 95:5일 때에 조사선량 (25, 35, 50, 60, 70 kGy)에 따른 F_B 과 ΔD 의 관계를 보여준다. 식 (3)에 의해 얻어진 젤강도는 조사선량이 증가할수록 커졌다. Figure 11과 마찬가지로 젤강도가 커질수록

F_B 은 감소하고 ΔD 는 증가하였다.

Figure 3, 4에서 높은 젤화율을 보였던 경우의 하이드로젤이 젤강도 역시 높은 값을 갖는 것을 알 수 있었다. 이유는 가교가 진행될수록 고분자 사슬들이 젤 내부에 더 강한 망상구조를 형성하게 되기 때문이다. 따라서 젤강도는 젤화율과 비례적으로 증가하였다.

결 론

본 연구에서는 방사선 가교를 이용하여 PVP/키토산, PVA/키토산 하이드로젤을 제조하여 조성비와 조사선량에 따른 젤화율과 팽윤도, 젤강도를 고찰하였다.

1) 젤화율을 보면 PVP/키토산 하이드로젤은 60~70%, PVA/키토산 하이드로젤은 30~50%의 값을 나타냈다. 젤화율은 키토산의 조성비가 증가할수록 감소하였고, 조사선량이 커질수록 증가하였다.

2) 팽윤도를 보면 PVP/키토산 하이드로젤은 1000~3500%, PVA/키토산 하이드로젤은 1000~5500%의 값을 나타냈다. 팽윤도는 젤화율과 반대로 키토산의 조성비가 증가할수록 증가하고, 조사선량이 커질수록 감소하였다.

3) 50 kGy에서 PVP/키토산 하이드로젤과 PVA/

키토산 하이드로겔은 키토산의 조성비가 증가함에 따라 파괴될 때의 힘 (F_B)과 파괴될 때 늘어난 길이 (ΔD)가 감소하였다. 겔강도는 두 하이드로겔 모두 키토산의 조성비가 증가할수록 감소하였다.

4) 조성비가 95 : 5일 때에 PVP/키토산 하이드로겔과 PVA/키토산 하이드로겔은 겔강도가 커질수록 F_B 은 감소하고 ΔD 는 증가하였다. 겔강도는 두 하이드로겔 모두 조사선량이 증가할수록 커졌다. 다만, PVP/키토산 하이드로겔은 35 kGy에서 최대값을 나타냈다.

5) PVP/키토산 하이드로겔과 PVA/키토산 하이드로겔을 PVP 하이드로겔, PVA 하이드로겔과 비교하면 PVP/키토산 하이드로겔과 PVA/키토산 하이드로겔은 키토산이 첨가됨으로써 겔화율은 감소하였고, 팽윤도는 증가하였다. 키토산 첨가에 의한 영향은 PVA의 경우가 PVP보다 크게 나타났다.

본 연구에서 제조된 하이드로겔은 1000~5500%까지의 체액 및 혈액 흡수가 가능하고, 투명하여 드레싱 제거 없이 상처의 치유과정을 관찰할 수 있으며, 겔 표면의 점착성으로 피부에 부착 및 제거가 용이하다. 또한 방사선 가교 방법을 이용하여 가교와 동시에 멸균이 이루어져 생산 공정도 단순화시킬 수 있어 상처 치료용 드레싱으로 실용화할 수 있을 것으로 예상된다.

감사의 글: 본 연구는 과학기술부 원자력연구개발사업에 의해 수행되었으며 이에 감사드립니다.

참 고 문 헌

1. F. H. Silver and Ch. Doillon, "Biocompatibility. Interactions of Biological and Implantable Materials", VCH Publ. Inc., New York, 1989.
2. N. A. Peppas, "Hydrogels in Medicine and Pharmacy", ed. by Boca Raton, vol. I, II, III, CRC Press. Inc., Florida, 1986, 1987.
3. D. G. Pedley, P. J. Skelly, and B. J. Tighe, *Br. Polym. J.*, **10**, 99 (1980).
4. B. D. Ralner, "Biomedical Applications of Hydrogels: Review and Critical Appraisal", ed. by D. F. Williams, p. 145, CRC Press, Boca Raton, 1981.
5. V. Kudela, "Polymers: Biomaterials and Medical Applications", ed. by J. I. Kroschwitz, p. 228, John Wiley & Sons, New York, 1989.
6. J. M. Rosiak, *Journal of Controlled Release*, **31**, 9 (1994).
7. T. Chand and C. P. Sharma, *Biomat. Art. Cells. Art. Org.*, **18**, 1 (1990).
8. G. Sjak Braek, T. Anthonsen, and P. Sandford, "Chitin and Chitosan", Elsevier Press, New York, 1989.
9. J. P. Zikakis, "Chitin, Chitosan and Related Enzymes", Academic Press, New York, 1984.
10. K. Burczak, T. Fujisato, M. Hatada, and Y. Ikada, *Biomaterials*, **15**, 231 (1994).
11. T. Hirai, T. Okinaka, Y. Amemiya, K. Kobayashi, M. Hirai, and S. Hayashi, *Die Angewandte Makromolekulare Chemie*, **240**, 213 (1996).
12. R. L. Clough and S. W. Shalaby, "Radiation Effects on Polymers", p. 271, Maple Press. Inc., York, PA, 1990.
13. J. M. Rosiak, A. Rucinska-Rybus, and W. Pekala, U.S. Patent 4,871,490 (1989).
14. J. M. Rosiak, P. Ulanski, L. A. Pajensky, F. Yoshii, and K. Makuuchi, *Radiat. Phys. and Chem.*, **46**(2), 161 (1995).
15. M. T. Razzak, Zainuddin, Erizal, S. P. Dewi, H. Lely, E. Taty, and Sukirno, *Radiat. Phys. and Chem.*, **55**, 153 (1999).
16. A. Conix and G. Smets, *J. Polym. Chem.*, **13**, 221 (1955).
17. H. Seo, K. Mitsuhashi, and H. Tanibe, "In Advanced in Chitin and Chitosan", eds. by C. J. Brine, P. A. Sandford, and J. P. Zikakis, p. 34, Elsevier Applied Science, London, 1992.
18. P. Shu and K. D. Schmitt, *Colloids and Surfaces A: Physicochemical and Engineering Aspects*, **110**, 273 (1996).
19. C. Tranquilan-Aranilla, F. Yoshii, A. M. Dela Rosa, and K. Makuuchi, *Radiat. Phys. and Chem.*, **55**, 127 (1999).
20. L. F. Miranda, A. B. Lugão, L. D. B. Machado, and L. V. Ramanathan, *Radiat. Phys. and Chem.*, **55**, 709 (1999).