

# 台大一號心室輔助器長期動物實驗及生物控制期的研發-聚胺酯與幾丁聚醣之生醫材料合成與左心室輔助器之改良製備 (III)

計畫編號：NSC90-2314-B-002-358-M62

執行期限：90年8月1日至91年7月31日

主持人：謝國煌 執行機構及單位名稱：國立臺灣大學化學工程研究所

計畫參與人員：郭昭輝、林永信、柯正達 執行機構及單位名稱：國立臺灣大學化學工程研究所

## Abstract

In the study, we synthesize crosslinked sulfonated chitosan, water-borne polyurethane/sodium sulfonated chitosan blends and water-borne polyurethane/sulfonated chitosan semi-IPN. TGA and DSC are used to measure the thermal degradation and glass transition temperature, respectively. Finally, the biocompatibility and blood compatibility are assessed in vitro test, such as cell culture and platelet adhesion. Keyword: water-borne polyurethane, sulfonated chitosan, semi-IPN.

## 摘要

本實驗分為三個部分，一為磺酸化幾丁聚醣交聯的部分，二為水性聚胺酯與磺酸化幾丁聚醣鈉鹽摻合物，三為水性聚胺酯與磺酸化幾丁聚醣半互穿型網狀結構體，分別探討其物性、熱性、生物相容性和血液適合性。

關鍵字：磺酸鹽基，水性聚胺酯，磺酸化幾丁聚醣，半互穿型網狀結構體。

## 實驗

### 實驗方法

#### 水性聚胺酯 (WPU) 的合成

PTMO1000、PEG1000 與 MDI 分別經過前處理之後，以適當當量比例加入通氮氣的四頸反應瓶中，反應溫度為 60°C，轉速為 200rpm，反應一段時間後，形成 PU prepolymer 再滴加入含有 ES-200L 的水溶液中，以 3000rpm 均勻攪拌反應，形成 PU 水分散液。

#### 水溶性幾丁聚醣 (Water-Soluble Chitosan) 的合成

幾丁聚醣的去乙酰度為 85%。我們利用 propane sultone 來改質幾丁聚醣成為具有水溶性的磺酸化幾丁聚醣，其反應的流程圖如 3-3-2 所示。首先將 6g 的幾丁聚醣粉末溶於 594g 的 2wt% 醋酸水溶液中，完全溶解過濾後倒入通氮氣的四頸瓶內，控制溫度為 30°C、攪拌速度為 200rpm，然後取 90ml 的 propane sultone 慢慢加進四頸瓶裡，整個反應在 6 小時後完成。將合成出來的溶液滴入丙酮溶液中將產物沈澱出來，過濾後得到的產物再利用甲醇與丙酮溶劑清洗多次，最後利用真空烘箱將產物中的溶劑完全去除乾淨後，得到水溶性的磺酸化幾丁聚醣 (sulfonation chitosan, SCS)。此水溶性幾丁聚醣為白色棉絮狀物質。將此水溶性的幾丁聚醣粉末溶於去離子水中，抽氣過濾後，以氫氧化鈉水溶液中和此磺酸化幾丁聚醣水溶液，達當量點後得到含磺酸鈉鹽基 (-SO<sub>3</sub>Na) 的水溶性幾丁聚醣 (sulfonated chitosan, SCSNa)。

#### 第一部份：磺酸化幾丁聚醣交聯膜的製備

取適當比例的戊二醛加入水溶性幾丁聚醣水溶液中，在室溫時均勻攪拌一段時間，在倒入鐵氟龍盤中一邊反應一邊成膜，當所成之膜乾了以後，放入 45°C 真空烘箱中直到溶劑完全揮發為止。其材料編號分別為 SG0、SG05、SG10、SG15 以及 SG30，以 SG0 為例，就是磺酸化幾丁聚醣沒有加入任何交聯劑戊二醛；SG15 即是磺酸化幾丁聚醣中加入了

1.5wt%SCS 量的戊二醛當作交聯劑。

#### 第二部分：水性聚胺酯與磺酸化幾丁聚醣摻合膜的製備

適當比例的水性聚胺酯與水溶性幾丁聚醣，進行混合攪拌，再將混合攪拌均勻的溶液放在室溫下的鐵氟龍盤中澆鑄，使溶劑揮發，得到各種不同水性聚胺酯與水溶性幾丁聚醣摻和比的薄膜。再將薄膜放入 45°C 真空烘箱中以確保溶劑完全揮發為止。其組成與編號記錄在表中，其中 W 代表 WPU，A 代表 SCSNa，英文符號後面的數字分別代表 WPU 和 SCSNa 的比例。例 W9A1 即是 WPU=90wt%，SCSNa=10wt%。

#### 第三部分：水性聚胺酯與磺酸化幾丁聚醣半互穿型網狀結構體薄膜的製備

PTMO1000、PEG1000 與 MDI 分別經過前處理之後，取適當量比例加入通氮氣的四頸反應瓶中，反應溫度為 60°C，轉速為 200rpm，反應一段時間後，形成 PU prepolymer 在滴加入含有 SCS/ES-200L/DETA 的水溶液中，以 3000rpm 均勻攪拌反應，形成水分散液，再將混合均勻的溶液放在室溫下的鐵氟龍盤中澆鑄，使溶劑揮發，得到各種不同比例的水性聚胺酯與水溶性幾丁聚醣半互穿型網狀結構體薄膜。再將薄膜放入 45°C 真空烘箱中以確保溶劑完全揮發為止。其組成與編號記錄在表中，其中 E 代表 ES200L，D 代表 DETA，其後的數字代表分別代表著 ES-200L 與 DETA 的比例。例如 E19D1 即是 ES-200L：DETA=19：1。

## 結果與討論

### 第一部份：水溶性幾丁聚醣交聯膜

#### 熱分析 (TGA、DSC)

圖一為磺酸化幾丁聚醣交聯膜的 TGA 圖。圖中每一個材料都有焦含量 (char yield)，而當交聯劑含量越多，則其焦含量越多，而幾丁聚醣有焦含量的原因是因為幾丁聚醣的結構上有很多環上的破鍵存在，且幾丁聚醣之六環結構上又有氧，導致幾丁聚醣有很多焦含量的存在。我們合成的磺酸化幾丁聚醣在結構上又更複雜了 (從原來的二級胺基變成三級胺基)，所以我們合成的磺酸化幾丁聚醣交聯膜就有更多的焦含量存在了。我們由磺酸化幾丁聚醣交聯膜的熱重量損失分析結果發現磺酸化幾丁聚醣交聯膜裂解溫度隨著交聯劑的含量增加而增加，因為當加入交聯劑後磺酸化幾丁聚醣之間產生了鏈結，因此需要提供更高的熱量才能使其產生裂解，所以其耐熱性就增強。

由圖二 DSC 發現此系列聚合物並無明顯的玻璃轉移溫度出現，但是整體圖形來看顯示當戊二醛加入的量增加時 Tg 有上升的趨勢。且當加入 3.0wt% 戊二醛時磺酸化幾丁聚醣在 200°C 附近的特徵峰就消失不見了，可能是因為戊二醛和磺酸化幾丁聚醣充分交聯使其結構有所變化，而使得幾丁聚醣在 200°C 附近的特徵峰不見了，而其耐熱性也上升了。而且我們發現當戊二醛加入在 1.5wt% 之前，

她們的 DSC 圖在 225°C 附近皆有溶解的現象產生，但是當戊二醛加入 3.0wt% 時，就沒有溶解的現象了，耐熱性也變好了，和 TGA 的現象符合。

#### 機械性質分析

表一為磺酸化幾丁聚醣 (SCS) 交聯膜之抗張強度與戊二醛含量的關係。由圖中發現我們加入交聯劑後材料的抗張強度有顯著的提升。SG0 的抗張強度為 5.80MPa，而 SG30 的抗張強度已經上升到 33.10MPa 了，顯示我們加入交聯既有得到我們想要的結果。

在伸長率方面，由表一(磺酸化幾丁聚醣 (SCS) 交聯膜之伸長率與戊二醛含量的關係) 我們發現當交聯劑增加時磺酸化幾丁聚醣的伸長率會增加。因此我們加入交聯劑在機械性質方面有得到明顯的改善。

#### 膨潤度分析

我們所改質的幾丁聚醣，因為有接上磺酸基的親水基，所以其對水的溶解度都有明顯的提升。因此 SG0 和 SG05 在放入純水一天後會因為其溶解性很好，而完全溶解於水中，故我們無法得知其膨潤度。

表二為磺酸化幾丁聚醣 (SCS) 交聯膜之膨潤度與戊二醛含量的關係。我們發現當交聯程度增加，其膨潤度會下降。因為當材料形成網狀結構後水分子因為空間障礙而無法進入其中，使材料的結構被撐開，所以其膨潤度下降。

#### 接觸角分析

表二為不同戊二醛含量得磺酸化幾丁聚醣交聯膜。由表中發現此系列的接觸角隨著戊二醛增加而增加，可能因為材料發生交聯後將磺酸基包覆起來了，造成磺酸基沒有暴露出來和水滴接觸，所以材料的親水性變得較差。

#### 血液相容性分析

由表三我們發現戊二醛量增加時，RIPA 的值增加，可能因為材料發生交聯後將磺酸基包覆起來了，造成磺酸基沒有暴露出來和血液接觸，所以血液適合性較差。也有可能因為架橋效應，使磺酸化幾丁聚醣上的 -NH<sub>2</sub> 因為戊二醛行交聯反應而斷裂，變成親水基減少。

#### 第二部分：水性聚胺酯與水溶性幾丁聚醣摻合膜熱分析 (TGA、DSC、DMA)

圖三為水性聚胺酯 (WPU) 與磺酸化幾丁聚醣鈉鹽 (SCSNa) 摻合膜的 TGA 圖。圖中純的磺酸化幾丁聚醣鈉鹽有嚴重的焦含量的存在，而幾丁聚醣有焦含量的原因是因為幾丁聚醣的結構上有很多環上的碳鏈存在，且幾丁聚醣之六環結構上又有氧，導致幾丁聚醣有很多焦含量的存在。當我們加入了 WPU 確實也改善了磺酸化幾丁聚醣鈉鹽的耐熱性，當加入的 WPU 越多則材料的裂解溫度也有明顯的提高。但是整體來看，我們由 TGA 圖發現我們合成的摻和膜 (除了 WPU 和 SCSNa) 皆有兩段裂解，第一段裂解約在 240°C 左右，其為 SCSNa 所導致的；第二段裂解約在 350°C 左右，其為 WPU 的裂解。此為水性聚胺酯和磺酸化幾丁聚醣鈉鹽彼此間並不完全不相容，尤其當兩者比例越接近時，此現象越嚴重。

由圖四、五之 DSC 發現當加入 SCSNa 的增加則材料的玻璃轉移溫度也有增加。圖六顯示磺酸基間的分離力與分子鏈間的作用力。此玻璃轉移

溫度增加可能是因為磺酸基增加造成彼此分子鏈與分子鏈之間的氫鍵與庫倫力越強作用力增加，而使得其分子鏈的排列越緊密，因此增加了它的耐熱性，故有較高的玻璃轉移溫度。

圖七、八為水性聚胺酯 (WPU) 與磺酸化幾丁聚醣鈉鹽 (SCSNa) 摻合膜之 DSC 的第二次掃描的圖。我們發現在 20°C 附近會出現結晶峰。再由圖九中的 PTMO1000 的 DSC 曲線發現和水性聚胺酯 (WPU) 與磺酸化幾丁聚醣鈉鹽 (SCSNa) 摻合膜之 DSC 的第二次掃描的圖在 20°C 附近出現的結果相似，因此推論此系列出現的結晶峰應為 PTMO1000 的結晶峰。

圖十~十三為水性聚胺酯 (WPU) 與磺酸化幾丁聚醣鈉鹽 (SCSNa) 摻合膜的儲存模數與損失模數對溫度 DMA 圖。由儲存模數的圖發現當 SCSNa 含量加入 30wt% 就有結晶產生，由此顯示當 SCSNa 加入的量越多材料表現越剛硬。我們從損失模數的圖中可以得到此系列材料的玻璃轉移溫度 (T<sub>g</sub>)。

從 tan δ 圖我們可以知道了材料的相容性。由圖十四、十五發現當我們加入越多 SCSNa 時，tan δ 的轉移峰 (α transition) 就分佈越寬，此結果代表我們的 WPU 與 SCSNa 的相容性並不好，其中以 W7A3 的 peak 分佈越寬。另外我們可以從 tan δ 的 α transition 發現材料的脆性，tan δ 的 α transition 的值越低時，代表材料越脆。由此我們發現當脆性的磺酸化幾丁聚醣鈉鹽增加時，則 tan δ 的主要 peak 的值越低。

還有我們發現 tan δ 的 α transition 當加入 SCSNa 增加，peak 會往左偏移，往低溫的地方移動，此可能為相分離的結構增加，硬鏈段的部分結合在一起，因此造成 peak 往左偏移的現象。

#### 機械性質分析

因為 SCSNa 他在成膜時無法形成一平整的薄膜，裁成我們所要測的樣品大小，所以怕所做的測試不合乎要求，因此 SCSNa 沒有測其的機械性質。表四中顯示此系列的材料機械性質隨著 WPU 含量增加而增加。這是因為 WPU 本身為彈性體 (elastomer) 擁有良好的機械性質；幾丁聚醣是脆性 (fragile) 物質，不易加工，故我們由上述的機械性質可以得到我們加入聚胺酯是可以改善其機械性質的，可以使我們的摻和膜較易用於加工上。

#### 膨潤度分析

由表五發現我們合成的薄膜之膨潤度趨勢為一向下凹的曲線，而且 W7A3 為此趨勢的最低點。此為水性聚胺酯和磺酸化幾丁聚醣鈉鹽彼此間並不完全不相容，尤其當兩者比例越接近時，此現象越嚴重。

#### 接觸角分析

因為 SCSNa 薄膜是捲曲的，所以在測接觸角時不會貼附在載玻片上，因此水滴無法在其表面上形成一個完整可以讀取的水珠，故無法得知其接觸角的值。表五為水性聚胺酯 (WPU) 與磺酸化幾丁聚醣鈉鹽 (SCSNa) 摻合膜的 WPU 含量與接觸角之關係表。我們由表中發現 WPU 有最好的親水性，而 W5A5 的親水性較為不好。由表中發現此系列的接觸角趨勢與膨潤度的趨勢恰好相反，即是親水性的趨勢與膨潤度相同。由此也可以發現當 WPU 與 SCSNa 含量接近時會因為彼此不相容，而合成的材料的物性也相對的不好。

#### 血液相容性分析

由表三我們發現因為 WPU 的結構上有微相分離的產生，因此材料中有 WPU 有較好的血液適合性。當 SCSNa 增加時，RIPA 值增加，可能因為加入 SCSNa 越多時其微相分離的效果越差，還有就是此系列材料在泡過生理食鹽水後表面會起摺，因此血液適合性較差。

材料之細胞相容性分析

毒性測試分析

圖十六為 WPU/SCSNa 摻合膜之毒性測試結果，我們由圖中趨勢可以發現材料中有加入 SCSNa，材料的毒性越強，此結果和接觸角的結果顯示相同，也有可能因為 SCSNa 這種材料的表面較粗糙，細胞在上面生長不容易，所以結果顯示較差，其中 WPU 的效果最好。

材料上的細胞貼附測試

圖十七為 WPU/SCSNa 摻合膜之細胞貼附測試結果，圖中顯示 12hr (貼附期) 的細胞貼附在 WPU 上有較佳的結果，其他的材料在貼附期分出生物適合性的優劣了；48hr (增生期) 這個趨勢就更明顯，由此顯示 WPU 有較佳的生物相容性。

第三部分：水性聚胺酯與磺酸化幾丁聚醣半互穿型網狀結構體薄膜

熱分析 (TGA、DSC、DMA)

圖十八為水性聚胺酯(WPU)與磺酸化幾丁聚醣(SCS)半互穿型網狀結構體的 TGA 圖。圖中 E1D0 和 E19D1 的燃燒最為完全，只有一點因為磺酸化幾丁聚醣所殘留的焦含量，其他的材料因為加入 DETA 的量較多，所以形成高交聯的結構，以致於在 800°C 還有很多物質殘留在載台上。整體來看，每一個材料的 TGA 圖在 550°C 前的裂解行為相似。由圖的分析結果發現當 DETA 加入量越多，則其耐熱性變的越好，因為當加入交聯劑後 WPU 與 SCS 之間形成了 semi-IPN 的結構彼此間的束縛力變的更大了，因此需要提供更高的熱量才能使其產生裂解，所以其耐熱性就增強。

圖十九為 WPU 與 E1D0 的 DSC 圖。圖中發現 E1D0 除了在 -19°C 附近有 PU 軟鏈的玻璃轉移溫度外，其在 20°C 附近也有一個相轉移點，這應該是水性聚胺酯與磺酸化幾丁聚醣分子間氫鍵與庫倫力所形成的。圖二十、二十一水性聚胺酯(WPU)與磺酸化幾丁聚醣(SCS)半互穿型網狀結構體的 DSC 圖。由圖發現當 DETA 加入的量越多，其玻璃轉移溫度下降，此種現象有兩種可能一為因為材料中磺酸基的量下降而使其分子間氫鍵與庫倫力作用變少了，因此其玻璃轉移溫度下降；二可能為加入的交聯劑越多，所有材料中硬鏈段就聚集起來形成相分離。當 PU 的硬鏈段和軟鏈段越分離，材料的玻璃轉移溫度就越接近純 PU 軟鏈段的明顯玻璃轉移溫度。

圖二十二~二十五為水性聚胺酯(WPU)與磺酸化幾丁聚醣(SCS)半互穿型網狀結構體的儲存模數與損失模數對溫度 DMA 圖。由儲存模數的圖中發現此系列在交聯劑加入約 14.3% 開始有結晶產生。我們從損失模數的圖中可以得到此系列材料的玻璃轉移溫度 (Tg)，如圖中所示。我們發現得到的 Tg 趨勢與 DSC 之結果相似。

從  $\tan \delta$  圖 (圖二十六、二十七) 我們發現，DETA 增加時， $\tan \delta$  轉移峰 ( $\alpha$  transition) 隨著交聯度增加而上升。而且  $\tan \delta$  轉移峰也隨著交聯度增加而轉變區域變寬，可能是由於網狀結構的不均勻或是單體間的自由體積分佈變寬所造成的。且當 DETA 增加時， $\tan \delta$   $\alpha$  transition 也有往低溫偏移的現象，此可能為相分離的結構增加，硬鏈段的部份結合在一起，因此造成 peak 往左偏移的現象。

機械性質分析

表六為水性聚胺酯 (WPU) 與磺酸化幾丁聚醣 (SCS) 半互穿型網狀結構體之抗張強度與交聯劑 (DETA) 含量的關係。表中發現當交聯劑的含量增加，其抗張強度竟然呈現下降的現象。可能之原因因為當我們交聯劑增加時其磺酸基比例會因此而下降，造成離子之間的氫鍵和庫倫力因此減少，所以其機械性質下降。但是從物理上來產生交聯時所產生之分子鏈的強度會比離子間產生之氫鍵和庫倫力還要強，所以我們的第一個假設是不成立的。另一個原因因為當交聯劑增加時它的硬鏈段就會增多而彼此聚集在一起，造成硬鏈段和軟鏈段嚴重的相分離，導致當我們測試之應力上升時，應力作用到軟鏈段還來不及傳到硬鏈段，就發生斷裂的情形，硬鏈段還沒作用到，所以交聯劑增加，抗張強度減少。原因三是我們最不想遇見的，就是加入交聯劑並沒有在其結構中完成形成網狀結構，只有一部分 DETA 的二極胺基參與反應。其網狀結構並沒有完全張開，所以造成其抗張強度隨著交聯劑增加而下降。

由表六中我們發現其伸長率隨著交聯劑的量增加而其伸長量下降。因為交聯後其結構就變的比較緊密，所以其伸長率就隨著交聯劑增加而下降。

膨潤度分析

表七為水性聚胺酯(WPU)與磺酸化幾丁聚醣(SCS)半互穿型網狀結構體之膨潤度與交聯劑含量的關係。我們發現當交聯程度增加，其膨潤度會下降。因為當材料形成網狀結構後水分子因為空間障礙而無法進入其中使材料的結構被撐開，所以其膨潤度下降。另一個可能原因因為材料隨著交聯劑增加，其磺酸基 ES-200L 含量就越少，材料本身的主鏈皆為疏水之鏈段，所以其膨潤度就大大的下降。我們比較摻和膜和網狀結構體之膨潤度發現摻和膜的膨潤度都比網狀結構大，可能就是因為上述所說明的一些原因，造成有此結果產生。

接觸角分析

表七為水性聚胺酯(WPU)與磺酸化幾丁聚醣(SCS)半互穿型網狀結構體之不同含量 DETA 與接觸角之結果。由表發現當 DETA 含量增加時，材料的親水性變差，此可能因為 ES-200L 這種帶磺酸基的鏈延長劑，含量減少的關係，因此材料變的不親水。像 E0D1 的接觸角就高達 100.38 度。也可能跟構造有關，因為形成網狀結構後水就不容易跑入其中造成膨潤，因此材料變的十分疏水。

血液相容性分析

由表三中得知 WPU 的 RIPA 值最低，E0D1 的 RIPA 值最高，可能因為 E1D0 沒有磺酸基 (-SO<sub>3</sub>)，而且 WPU 有微相分離的產生，因此 WPU 有較好的血液適合性，E0D1 的血液適合性較差。

材料之細胞相容性分析

毒性測試分析

圖二十八為 WPU/SCS semi-IPN 結構體之毒性測試結果，當 DETA 增加，細胞貼附在 PS 表面上

數量變少，我們發現 E1D0 和 E19D1 有較佳的毒性測試結果。

材料上的細胞貼附測試

圖二十九為 WPU/SCSsemi-IPN 結構體之細胞貼附測試結果，圖中顯示 12hr (貼附期) 後，細胞貼附在材料上並無明顯的差異，此讓我們瞭解此系列材料在細胞貼附上結果不錯；48hr (增生期) 後，細胞在 E0D1 和 E19D1 表面上生長情況十分良好，如果只比較 E8D1、E5D1 和 E4D1 的細胞貼附，發現 E8D1 的細胞貼附情況也不差，也有發展生醫材料的潛力。

結論

磺酸化幾丁聚醣交聯膜：

優點：水溶性增加，使其容易加工。

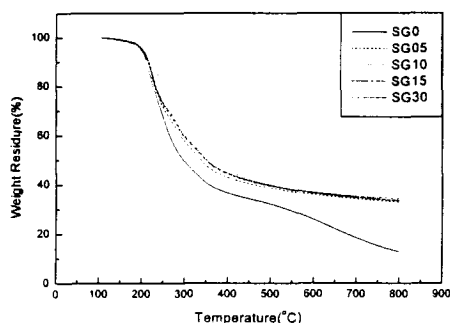
缺點：交聯度高時成膜性不好；交聯度低實會被培養液分解形成微小分子阻礙細胞生長。

WPU/SCSNa 摻合膜：

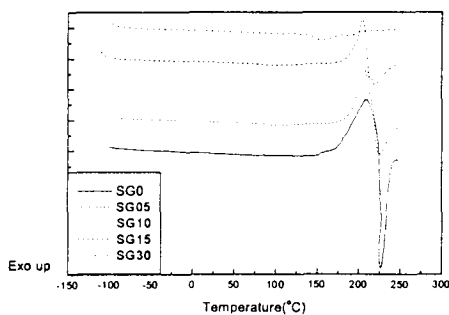
優點：製作方便。

缺點：相容性不好、血液適合性與細胞相容性不佳。

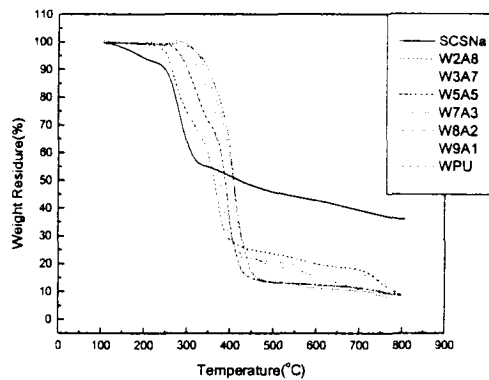
水性 PU 和磺酸化幾丁聚醣半互穿型網狀結構體薄膜具有不錯的機械性質與優異的血液相容性和細胞相容性，故應具有發展為一抗凝血性生醫材料的潛力。



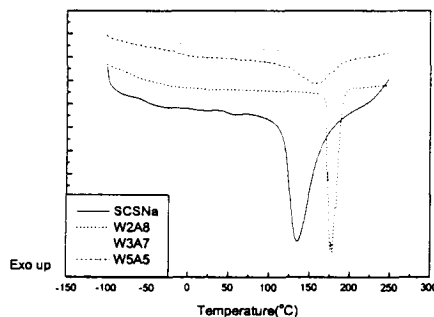
圖一、磺酸化幾丁聚醣之 TGA 圖



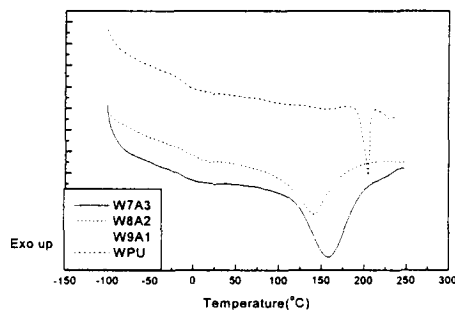
圖二、磺酸化幾丁聚醣之 DSC 圖



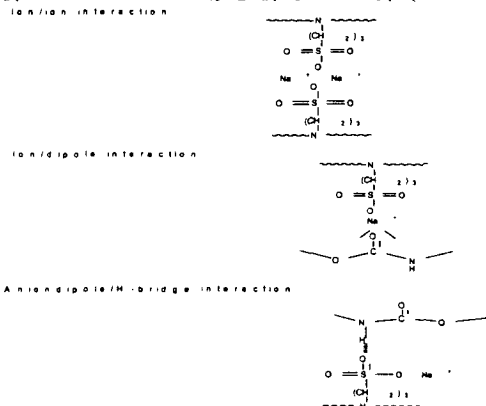
圖三、WPU/SCSNa 摻合膜之 TGA 圖



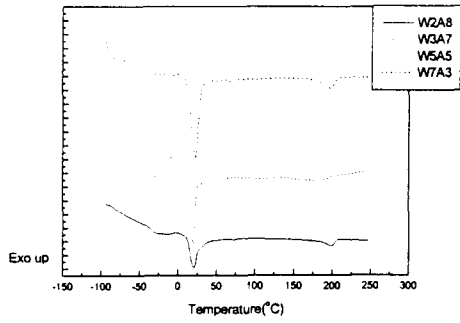
圖四、WPU/SCSNa 摻合膜之 DSC 圖 (first run)



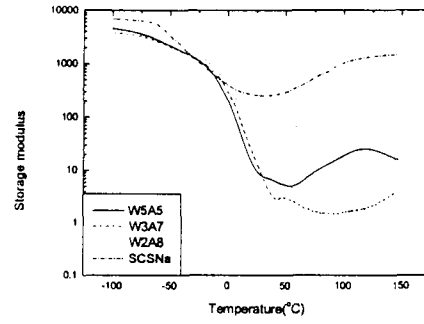
圖五、WPU/SCSNa 摻合膜之 DSC 圖 (first run)



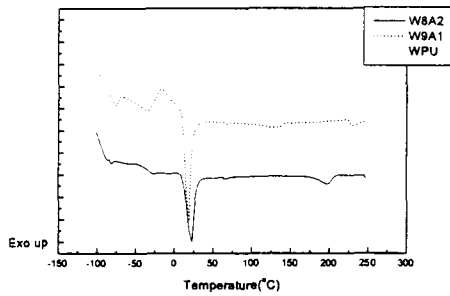
圖六、顯示磺酸化結構的分子鏈與分子鏈間交互作用力



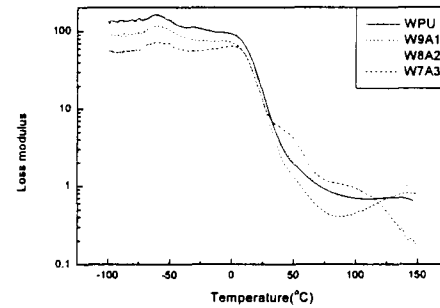
圖七、WPU/SCSNa 摻合膜之 DSC 圖 (second run)



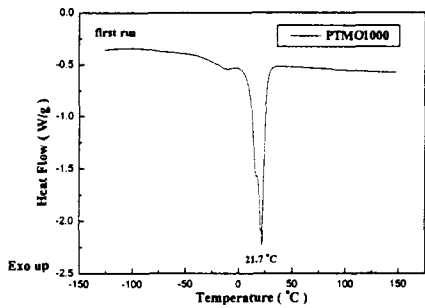
圖十一、WPU/SCSNa 摻合膜之儲存模數圖



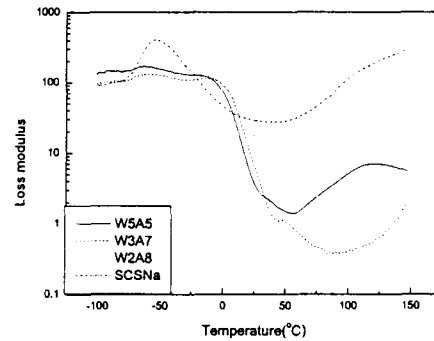
圖八、WPU/SCSNa 摻合膜之 DSC 圖 (second run)



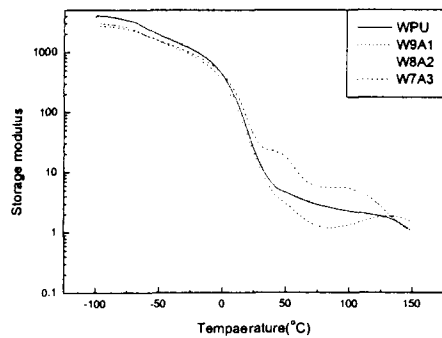
圖十二、WPU/SCSNa 摻合膜之損失模數圖



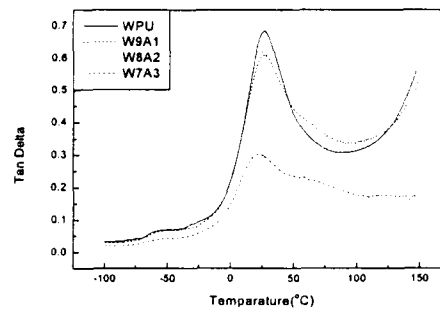
圖九、PTMO1000 之 DSC 圖



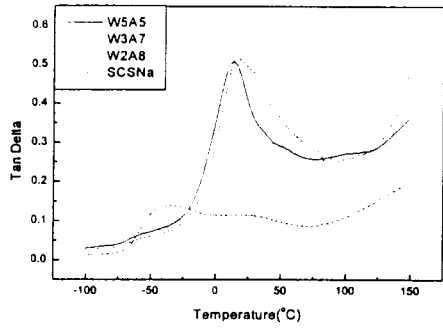
圖十三、WPU/SCSNa 摻合膜之損失模數圖



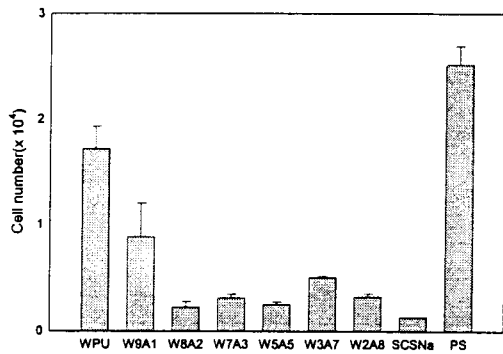
圖十、WPU/SCSNa 摻合膜之儲存模數圖



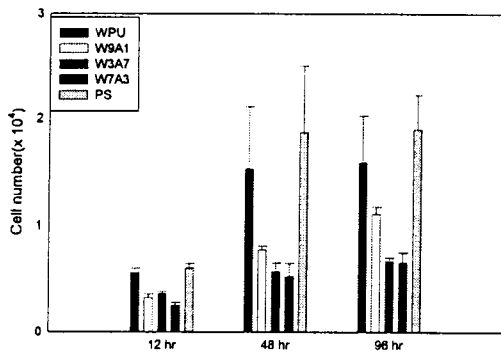
圖十四、WPU/SCSNa 摻合膜之  $\tan \delta$  圖



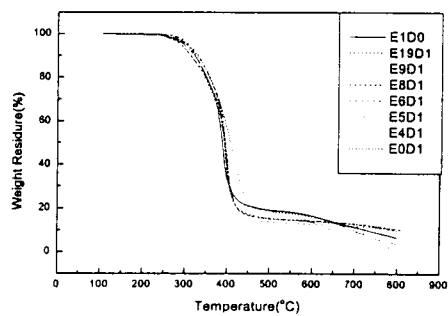
圖十五、WPU/SCSNa 摻合膜之  $\tan \delta$  圖



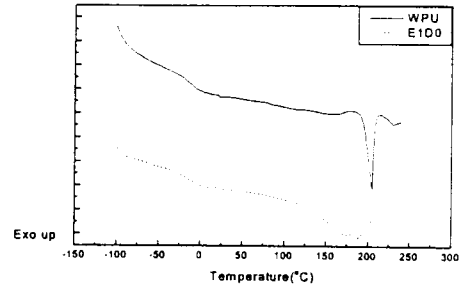
圖十六、WPU/SCSNa 摻合膜之毒性測試



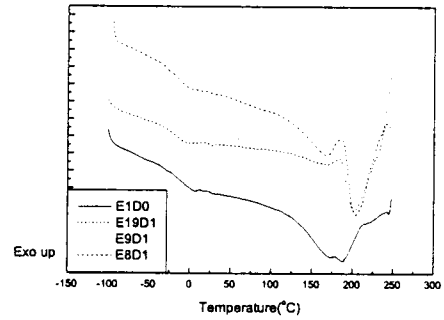
圖十七、WPU/SCSNa 摻合膜之細胞貼附測試



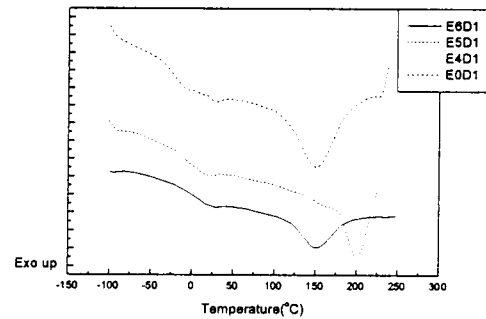
圖十八、WPU/SCS semi-IPN 結構體之 TGA 圖



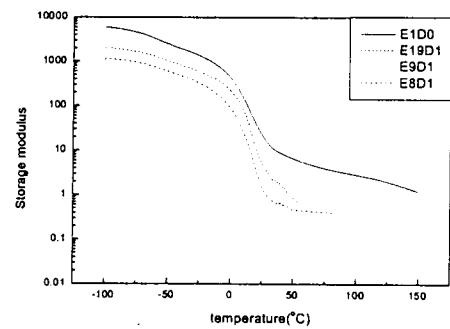
圖十九、WPU 與 E1D0 之 DSC 圖比較



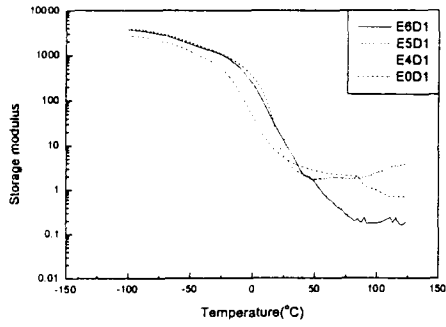
圖二十、WPU/SCS semi-IPN 結構體之 DSC 圖



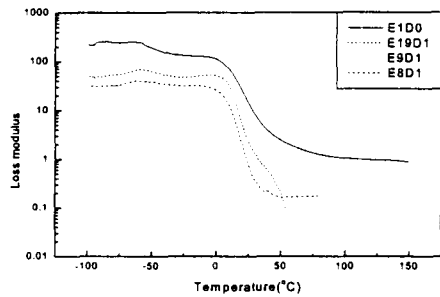
圖二十一、WPU/SCS semi-IPN 結構體之 DSC 圖



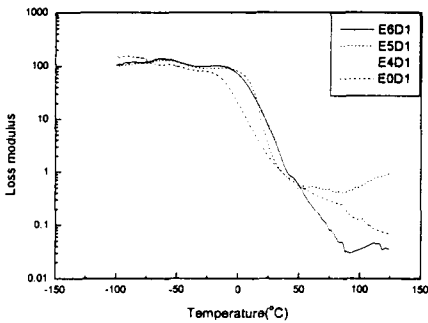
圖二十二、WPU/SCS semi-IPN 結構體之儲存模數圖



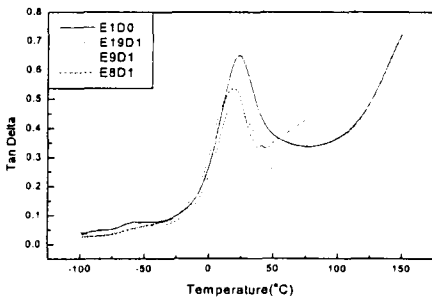
圖二十三、WPU/SCS semi-IPN 結構體之儲存模數圖



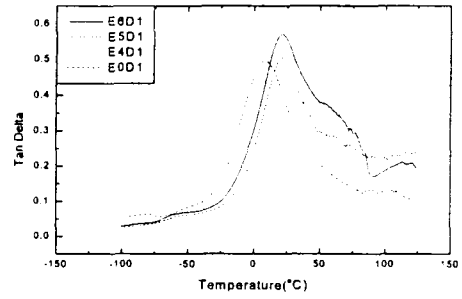
圖二十四、WPU/SCS semi-IPN 結構體之損失模數圖



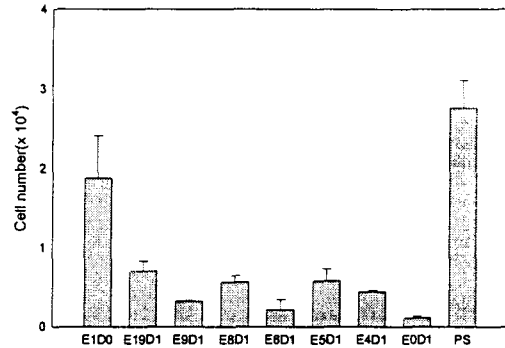
圖二十五、WPU/SCS semi-IPN 結構體之損失模數圖



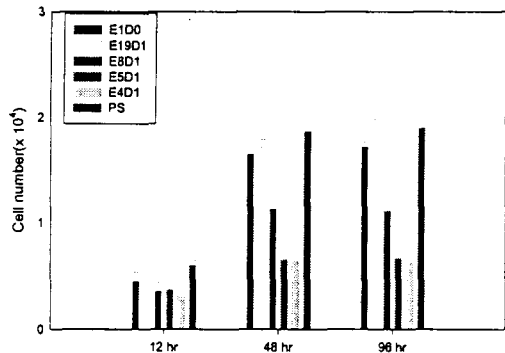
圖二十六、WPU/SCS semi-IPN 結構體之 tan δ 圖



圖二十七、WPU/SCS semi-IPN 結構體之 tan δ 圖



圖二十八、WPU/SCS semi-IPN 結構體之毒性測試



圖二十九、WPU/SCS semi-IPN 結構體之細胞貼附測試

表一、磺酸化幾丁聚糖交聯膜之機械性質與交聯劑含量的關係

磺酸化幾丁聚糖交聯膜	戊二醛含量 (wt%)	Tensile Strength (MPa)	Elongation (%)
SG0	0	5.80	13.06
SG05	0.5	12.91	12.85
SG10	1.0	18.74	14.91
SG15	1.5	20.51	17.64
SG30	3.0	33.10	21.41

表二、磺酸化幾丁聚糖交聯膜之膨潤度和接觸角與戊二醛含量的關係

磺酸化幾丁聚糖交聯膜	戊二醛含量 (wt%)	Swelling Ratio	接觸角
SG0	0	X	27.25
SG05	0.5	X	46.13
SG10	1.0	1.69	50.50
SG15	1.5	1.54	55.63
SG30	3.0	0.85	62.75

表三、相對血小板吸附結果

樣品	RIPA
SG0	0.79
SG05	0.86

SG10	0.95
SG15	1.02
SG30	1.06
WPU	0.18
W9A1	0.52
W8A2	0.83
W7A3	0.95
W5A5	1.12
W3A7	0.92
W2A8	0.81
E1D0	0.44
E19D1	0.54
E9D1	0.82
E8D1	0.84
E6D1	0.93
E5D1	1.04
E4D1	1.16
E0D1	1.28

表四、水性聚胺酯(WPU)與磺酸化幾丁聚糖鈉鹽(SCSNa)摻合膜之機械性質與 WPU 含量的關係

水性聚胺酯(WPU)與磺酸化幾丁聚糖鈉鹽(SCSNa)摻合膜	水性聚胺酯(WPU)含量(wt%)	Tensile Strength (MPa)	Elongation (%)
WPU	100	10.20	1116.80
W9A1	90	5.62	1131.82
W8A2	80	6.61	1164.50
W7A3	70	4.46	1110.16
W5A5	50	3.40	1076.33
W3A7	30	2.61	1033.20
W2A8	20	1.29	453.48
SCSNa	0	X	X

表五、水性聚胺酯(WPU)與磺酸化幾丁聚糖鈉鹽(SCSNa)摻合膜之膨潤度和接觸角與 WPU 含量的關係

水性聚胺酯(WPU)與磺酸化幾丁聚糖鈉鹽(SCSNa)摻合膜	水性聚胺酯含量(wt%)	Swelling Ratio	接觸角
WPU	100	7.53	42.80
W9A1	90	4.25	49.5
W8A2	80	4.30	67.63
W7A3	70	3.65	74.95
W5A5	50	3.57	75.25
W3A7	30	4.34	73.13
W2A8	20	5.23	68.50
SCSNa	0	1.54	X

表六、水性聚胺酯(WPU)與磺酸化幾丁聚糖(SCS)半互穿型網狀結構體之機械性質與 DETA 含量的關係

水性聚胺酯(WPU)與磺酸化幾丁聚糖(SCS)半互穿型網狀結構體薄膜	交聯劑 EDTA 含量 (eq%)	Tensile Strength (MPa)	Elongation (%)
E1D0	0	5.580	733.91
E19D1	1/19	3.30	556.47
E9D1	1/9	4.20	539.52
E8D1	1/8	4.35	486.71
E6D1	1/6	2.29	442.51
E5D1	1/5	2.05	405.92
E4D1	1/4	1.35	389.33
E0D1	1	0.63	51.01

表七、水性聚胺酯(WPU)與磺酸化幾丁聚糖(SCS)半互穿型網狀結構體之膨潤度和接觸角與交聯劑含量的關係

水性聚胺酯(WPU)與磺酸化幾丁聚糖(SCS)半互穿型網狀結構體薄膜	交聯劑 DETA 含量(eq%)	Swelling Ratio	接觸角
E1D0	0	3.77	49.88
E19D1	1/19	3.72	55.25
E9D1	1/9	3.24	65.25
E8D1	1/8	3.31	70.88
E6D1	1/6	3.30	82.75
E5D1	1/5	3.12	84.32
E4D1	1/4	2.14	89.00
E0D1	1	0.88	100.38