

發明專利說明書

(本說明書格式、順序及粗體字，請勿任意更動，※記號部分請勿填寫)

※ 申請案號：94125146

※ 申請日期：94 7 25

※ IPC 分類：A61F 9/00

C08F 7/52, 7/02, 7/10

G02C 7/04

一、發明名稱：(中文/英文)

用於藥物遞送的具有互相連接孔洞之聚合物及相關之方法

POLYMER HAVING INTERCONNECTED PORES FOR DRUG DELIVERY AND METHOD

二、申請人：(共 1 人)

姓名或名稱：(中文/英文)

科學科技學術專業機構

AGENCY FOR SCIENCE, TECHNOLOGY AND RESEARCH

代表人：(中文/英文)

秀珊 薩曲 / SACHI, SURESAN

住居所或營業所地址：(中文/英文)

新加坡 138668 席卓斯#07-01 拜爾波里斯路 20 號

20 Biopolis Way #07-01, Centros, Singapore 138668

國 籍：(中文/英文)

新加坡 / SINGAPORE

三、發明人：(共 2 人)

姓 名：(中文/英文)

1. 趙丕雄 / CHOW, PEI YONG

2. 楊義燕 / YANG, YI YAN

國 籍：(中文/英文)

1. 新加坡 / SINGAPORE

2. 中國大陸 / CHINA

四、聲明事項：

主張專利法第二十二條第二項 第一款或 第二款規定之事實，
其事實發生日期為： 年 月 日。

申請前已向下列國家（地區）申請專利：

【格式請依：受理國家（地區）、申請日、申請案號 順序註記】

有主張專利法第二十七條第一項國際優先權：

P C T、2004.8.4、PCT/ SG2004/000237

無主張專利法第二十七條第一項國際優先權：

主張專利法第二十九條第一項國內優先權：

【格式請依：申請日、申請案號 順序註記】

主張專利法第三十條生物材料：

須寄存生物材料者：

國內生物材料 【格式請依：寄存機構、日期、號碼 順序註記】

國外生物材料 【格式請依：寄存國家、機構、日期、號碼 順序註記】

不須寄存生物材料者：

所屬技術領域中具有通常知識者易於獲得時，不須寄存。

九、發明說明：

【發明所屬之技術領域】

[0001] 本發明係有關藥物遞送，藥物遞送所用的聚合物，和相關的方法。

【先前技術】

[0002] 目前，大部份的眼用藥劑或眼科藥物都是以液滴形式直接施加到眼睛。不過，使用眼藥水遞送藥劑會伴隨著某些缺點。典型地，所施加的藥劑中約有 95% 會在施加之後流失掉。經局部施加的眼藥水會與淚液混合，然後洩流到鼻腔內且，從該處，進入血流和其他器官，藥物於彼等處可能引起副作用。此外，藥物的釋放速率會在起始高速率之後快速遞減，造成不一致的劑量。

[0003] 隱形眼鏡已經被用為遞送眼科藥物的媒介。多種習用作法之一為將隱形眼鏡浸泡在藥物溶液之內，然後將鏡片插置於患者的眼睛內。隱形眼鏡可為實心者或者可具有腔洞用以接納藥物溶液。此種做法會因為藥物釋放速率隨著時間迅速下降而產生令人不滿意的結果。

[0004] 另一種有被述及的做法為將眼用藥物封裝在奈米粒子中，該等奈米粒子則經分散在隱形眼鏡內。在將隱形眼鏡放置到眼睛中之時，藥物會擴散到隱形眼鏡中且穿過隱形眼鏡移動到鏡片後的淚膜之中。不過，此種做法也具有某些缺陷。此類別的隱形眼鏡包括一種多步驟封裝程序且可能為複雜且昂貴者。可以封裝的藥物之量係少量者。被封裝的藥物可能影響所得隱形眼鏡的透明性而且也

難以控制釋放速率。

【發明內容】

[0005] 一種具有互相連接孔洞之透明且多孔型之聚合物經提供用以遞送藥物。該等孔洞可填充著液體例如水。該藥物係經分散在該聚合物之內且在該聚合物與液體接觸之時該藥物可被釋放出。因為該等孔洞的互相連接之故，該藥物可以用相當穩定的速率釋放出。藥物釋放速率也決定於該聚合物的特殊多孔型結構，其可被特定地形成以達到合意的釋放速率。

[0006] 所以，本發明的一方面係提供一種形成聚合物之方法，包括將一包括水、單體、和可與該單體共聚合的界面活性劑之雙連續性微乳液聚合，以形成包括界定填充著該水的互相連接孔洞的聚合物基體(matrix)之多孔型聚合物，其中該微乳液進一步包括一藥物，使得在該多孔型聚合物形成之時，該藥物會分散在該聚合物基體和該等孔洞之中的一者或兩者之內且在該等多孔型聚合物與一液體接觸之時可從其中釋放出來。該藥物可為眼用藥物。該等孔洞可具有約 10 至約 100 奈米的孔洞直徑。

[0007] 於本發明另一方面之中，提供一種根據前段所述方法形成的聚合物。

[0008] 於本發明另一方面之中，提供一種聚合物，其包括一界定著分布在整個聚合物內的互相連接孔洞之聚合物基體；與一藥物，該藥物係分散在該聚合物基體和該等孔洞之中的一者或兩者之內且在該聚合物與一液體接觸之

時可從其中釋放出來。該等孔洞可具有約 10 至約 100 奈米的孔洞直徑且可填充著水。該藥物可為眼科藥物。

[0009] 於本發明另一方面之中，提供一種藥物遞送裝置，其包括一界定著互相連接孔洞之透明及多孔型聚合物；與一眼科藥物，該藥物係分散在該聚合物和該等孔洞之中的一者或兩者之內，其中該眼科藥物在該裝置與一液體接觸之時可從該裝置釋放出來。該藥物遞送裝置可為隱形眼鏡或人造角膜。該等孔洞可具有約 10 至約 100 奈米的孔洞直徑且可填充著水。

[0010] 於本發明另一方面之中，提供一種遞送眼科藥物之方法，包括將該眼科藥物裝載在一眼科裝置之內，該眼科裝置包括一透明及多孔型聚合物，該聚合物界定著互相連接孔洞；該眼科藥物係分散在該聚合物和該等孔洞之中的一者或兩者之內，其中該眼科藥物在該裝置與一液體接觸之時可從該裝置釋放出來。該眼科裝置為隱形眼鏡和人造角膜。

[0011] 本發明的其他方面和特性可由熟諳此技藝者詳閱下面搭配所附圖式的本發明特定具體實例之說明後獲得明瞭。

【實施方式】

示範具體實例之詳細說明

[0019] 參照圖 1，本發明一示範具體實例為由具有在其中摻入眼科藥物 14 的透明、多孔型聚合物 12 所製成的隱形眼鏡 10。當該眼型眼鏡 10 放置到眼睛內之時，該隱

形眼鏡 10 的一表面 16 會與鏡片後淚膜接觸且該眼科藥物 14 會從該隱形眼鏡 10、以合意速率釋放到該鏡片後淚膜之中。

[0020] 在本文中使用时，術語“透明”係廣義地描述可為隱形眼鏡或類似裝置所接受的透光程度，例如透過聚合物的可視光透射度等於透過隱形眼鏡或其他眼科裝置的製造中所採用的其他材料之透射度。

[0021] 如圖 2 中所示者，其中為適合用為聚合物 12 的例示聚合物內部結構之掃描電子顯微影像，該聚合物具有一界定互相連接長形孔洞 22(以暗部份顯示)之聚合物基體 20(以亮部份顯示)。該等孔洞中至少某些於彼此結合或連結時係互相連接者以形成一或更多連續的網絡。該等孔洞 22 可填充著流體 24 例如水或空氣。

[0022] 圖 2 中所顯示的孔洞具有約 30 至 80 奈米的孔洞直徑。孔洞 22 可具有圓形或其他橫截面形狀且可具有不同的尺寸。在本文中使用时，“孔洞直徑”係指孔洞的橫截面之平均直徑或有效直徑。不是圓形的橫截面所具直徑係等於具有與該非圓形橫截面相同的橫截面面積之圓形橫截面所具直徑。於某些具體實例中，例如當孔洞中填充著水且聚合物膨脹之時，孔洞尺寸可能依聚合物中的水含量而變化。當聚合物乾燥時，某些或全部的孔洞可能填充著或部份填充著氣體例如空氣。聚合物 12 可能因而表現成如同海綿一般。於其他具體實例中，當聚合物 12 處於乾燥狀況，其中聚合物 12 的水含量為最低或近乎最低之時，

孔洞直徑可能在從約 10 至 100 奈米的範圍之內。

[0023] 空洞 22 可能無規地分布。某些孔洞 22 可能為封閉型孔洞，意即彼等不與其他孔洞連接或接合或不開放到聚合物的表面。所有的孔洞 22 不需要都是互相連接者，因為如下面要更完全討論者，依照用途而定，可以將聚合物製備成具有或多或少的互相連接孔洞，如熟諳此技藝者所了解者。

[0024] 眼科藥物 14(於圖 2 的影像中沒有明辨出)係經分散在聚合物基體 20 中或在填充著諸如水的液體之孔洞 22 中，或兩者之中。在該聚合物與一液體例如鏡片後淚膜接觸之時，該眼科藥物 14 可從聚合物 12 釋放出來。該眼科藥物 14 可從內部區通過互相連接孔洞 22 內的液體擴散到聚合物 12 的表面區內，例如隱形眼鏡 10 的表面區內。假若眼科藥物 14 係經分散在聚合物基體 20 之內，該眼科藥物 14 也可能在移動或擴散經過聚合物基體 20 之後進入孔洞 22 中的液體之內。

[0025] 眼科藥物 14 的釋放係由互相連接孔洞 22 和孔洞內的液體所幫助。藥物釋放速率可以部份經由變更孔洞 22 的大小和互相連接程度以及孔洞 22 內的液體所具性質予以控制。如此，聚合物 12 可以方便地用來以控制方式遞送眼科藥物。

[0026] 眼科藥物 14 能夠經由例如擴散而在聚合物 12 之內行走或移動。通常，該藥物分子或粒子係沿著隨機方向移動，不過在有濃度梯度存在之時，會有從高濃度區到

低濃度區之藥物分子或粒子之淨流動。藥物分子或粒子在填充孔洞 22 的液體內可能比在聚合物基體 20 內移動得更快速。

[0027] 如此，回到圖 1，在將隱形眼鏡 10 放置到眼睛上且當隱形眼鏡 10 與液體例如鏡片後的淚膜接觸之時，眼科藥物 14 會從隱形眼鏡 10 釋放出來。如可以了解者，在隱形眼鏡 10 的表面 16 處的藥物分子或粒子可能進入鏡片後的淚膜，在隱形眼鏡 10 之內產生一濃度梯度，靠近表面 16 之處較低而離開表面 16 較高。如此，於最初位於離開表面 16 之處的某些藥物分子會逐漸地朝向表面 16 移動且進入鏡片後的淚膜內。

[0028] 如可以了解者，藥物釋放速率係取決於聚合物 12 的結構和性質。在具有更多的孔洞之時，或在具有更多的互相連接孔洞之時，釋放速率可能增加。雖然較大的孔洞直徑可在初期提供較快速的釋放，不過，較小的孔洞直徑配合增加的互相連接孔洞之長度可能以類似的速率提供更穩定的釋放。釋放速率也可能受到藥物摻加到聚合物 12 內的方式所影響。在藥物於初始係位於聚合物基體 20 內之時，速率可能較慢。在藥物於初始係位於流體 24 內之時，速率可能較高。如此，藥物遞送速率可以經由控制孔洞結構以及藥物摻加到聚合物 12 內的方式予以控制。

[0029] 聚合物 10 可以經由將含有一或多種可共聚合的單體，一或多種可與至少一種單體共聚合的界面活性劑，和水之雙連續性微乳液聚合而製備成，使得所得聚合

物具有填充著水之互相連接孔洞。眼科藥物可以分散在微乳液內且該微乳液也可以包括聚合起始劑或交聯劑，或兩者。

[0030]如在技藝中所了解者，“微乳液”指的是一液相在另一液相中的熱力學上穩定分散液。微乳液可利用界面活性劑之界面的薄膜予以穩定化。該兩液相中之一者為親水性或疏油性者(例如水)且另一者為疏水性或親油性者(例如油)。典型者，微乳液中的液滴或域直徑為約 100 奈米或更小者，且因此微乳液係透明者。微乳液可為連續者或雙連續者。微乳液的製備係技藝中已知者。例如，可以將諸成分的混合物經由標準技術例如超聲波處理，渦轉，或其他攪動技術製成在混合物內具有不同相的液滴而分散形成微乳液。或者，可以將混合物通過具有奈米規格的孔洞之過濾器以製造出細微液滴。

[0031] 依照各種成分的比例和界面活性劑的親水-親油平衡值而定，該等液滴可能被油所膨脹而分散在水中(稱為正常微乳液或 O/W 微乳液)，或可能被水所膨脹而分散在油中(稱為逆反微乳液或 W/O 微乳液)，或者該微乳液可為雙連續性者。

[0032] 雙連續性微乳液係經形成以製備聚合物 20。圖 3 顯示出一種雙連續性微乳液 30 的範例結構，其中油域 32(包含單體)和水域 34(包含水)係無規地分布者且分別互相連接，於所有三維內延伸。在油域 32 聚合之時，水域 34 的存在會導致填充著原來存在於水域 34 內的水之互

相連接孔洞。

[0033] 形成雙連續性微乳液所用的單體可為熟諳此技藝者所知悉的任何適當單體，其能夠與另一種單體共聚合形成聚合物。雖然該單體可與另一種單體例如界面活性劑共聚合，不過該單體也可以與其本身共聚合。可以用來製備適當的雙連續性微乳液之單體的類型和用量為熟諳此技藝者所知悉者。例示單體為乙烯型不飽和單體包括甲基丙烯酸甲酯(MMA)、甲基丙烯酸 2-羥基乙酯(HEMA)、丙烯酸 2-羥基乙酯(HEMA)；單羧酸類例如丙烯酸(AA)和甲基丙烯酸(MA)、甲基丙烯酸環氧丙基酯(GMA)；以及聚矽氧型單體。也可以使用此等單體的適當組合。

[0034] 可聚合的界面活性劑能夠與其本身或與其他單體型化合物聚合以形成聚合物。混合物所用的界面活性劑可為能夠與微乳液中諸單體中的至少一種單體共聚合之任何適當界面活性劑。如可以理解者，當界面活性劑經共聚合到聚合物內之時，就不需要在聚合之後從聚合物分離出界面活性劑。此可因聚合物形成程序受到簡化而為有利者。該界面活性劑可為陰離子性、非離子性或兩性離子性。例示性界面活性劑包括聚(氧化乙烯)巨單體(PEO-巨單體)，例如 ω -甲氧基聚(氧化乙烯)₄₀ 十一烷基 α -甲基丙烯酸酯巨單體，於本文中表為 C₁-PEO-C₁₁-MA-40。巨單體的鏈長度可以變異。例如，巨單體可為 CH₃O(CH₂CH₂O)_x-(CH₂)_nV，或可為兩性離子型界面活性劑例如 SO₃⁻(CH₂)_m⁺NCHCHN(CH₂)_nV，其中 m 為從 1 至 20 的整數，

n 為從 6 至 20 的整數， x 為從 10 至 110 的整數，且 V 為(甲基)丙烯酸酯或另一種可共聚合的不飽和基。

[0035] 對於一指定應用所用的特別單體和界面活性劑之選擇和重量比例可能決定於該應用。通常，彼等應該選擇成使得所得聚合物為適當者且使得與要使用該聚合物環境係相容者，並且具有合意的性質。

[0036] 微乳液中的水可為純水或以水為基底的液體。該水可以視需要包含各種具有特殊性質的添加劑。此等添加劑可以選擇以在所得聚合物中達到一或多種合意的性質，且可以包括一或多種下面所列者：藥物、蛋白質、酵素、填充劑、染料、無機電解質、pH 調整劑、和類似者。

[0037] 如熟諳此技藝者所知悉者，當微乳液中的諸成分係呈恰當的比例且該等液滴或域具有恰當的尺寸之時，可以得到奈米孔洞且透明的聚合物基體。如熟諳此技藝者所知悉者，為了決定適合用於形成雙連續性微乳液的諸成分之恰當比例，可以準備單體、水和界面活性劑之三相圖。可以鑑別出圖上對應於單相微乳液的區且諸成分的比例可以如此選擇使得彼等落於所鑑別出的區之內。熟諳此技藝者都能夠根據該圖調整該等比例以使所得聚合物達到某一所欲性質。再者，雙連續性微乳液的形成可以使用熟諳此技藝者所知悉的技術予以確定。例如，當該微乳液為雙連續性者之時，混合物的傳導性可以實質地增加。混合物的傳導性可以在滴定 0.1 M 氯化鈉溶液於混合物中之後使用傳導計予以測量。

[0038] 當諸成分的比例分別為從約 15 至約 50% 的水，從約 5% 至約 40% 的單體，和從約 10% 至約 50% 的界面活性劑(所有百分比都是以重量計，於後文中表為重量%)之時，可以形成適當的雙連續性微乳液。熟諳此技藝者都了解如何將不同的單體和界面活性劑以不同的比例混配以對所得聚合物的各種性質達到合意的效應，例如改進所得聚合物的機械強度或親水性。

[0039] 對於醫學應用，該聚合物應該是安全的且與人類細胞相容者。要用為隱形眼鏡之時，該聚合物宜對流體例如氣體(例如 O_2 和 CO_2)、各種鹽類、營養分、水和淚液中的多樣其他成分為可穿透過者。分布在整個聚合物內的奈米孔洞之存在有助於將氣體、分子、營養分和礦物質傳送通過眼睛和周圍。要了解者，根據本發明的聚合物可以提供藥物的更受控制之遞送，藉此改良自該聚合物形成的治療性隱形眼鏡之效能。

[0040] 所以，於不同的具體實例中，可以將藥物例如眼科藥物摻加到微乳液之中。該藥物可以分散在微乳液的水域或油域之中，或在兩域中包括在兩域的界面之處。在藥物於初期係經分散在油域內之時，其在聚合之後可能分散在聚合物基體之內。在藥物於初期係經分散在水域內之時，其在聚合之後可能分散在孔洞內的水中。可以摻加在聚合物內的藥物可以變異且可為親水性或疏油性，水溶性或水不可溶者。熟諳此技藝者都了解如何依照藥物的性質例如親水性或親油性將不同的藥物分散在微乳液之內。

[0041] 例示性眼科藥物包括抗青光眼藥例如 β 腎上腺素能受體拮抗劑，例如順丁烯二酸提莫露 (Timolol)；和其他治療劑例如抗生素、抗菌劑、抗炎藥、麻醉藥、抗過敏藥、多肽和蛋白質組合、潤滑劑，上述的任何組合或混合物，與類似者。

[0042] 要包括入的藥物之量可以根據多種因素予以決定。通常，該藥物應該具有適合於提供所欲治療劑量之濃度，如熟諳此技藝者所知悉者。對於眼科藥物的遞送，所得聚合物材料的透光性和清晰度為一項因素。高藥物載量可能影響微乳液先質的相平衡且所得聚合物材料可能不夠透明，試驗顯示在裝載最高達約 0.3 重量%的藥物之時可以製備出透明聚合物。另一項因素為釋放速率。實驗顯示更高的裝載量會導致更高的釋放速率，另一項因素為所得聚合物的機械性質。實驗顯示藥物濃度會影響聚合物的機械性質。

[0043] 微乳液可經聚合形成透明多孔型聚合物，其中摻加有眼科藥物，可在聚合物內或孔洞內，或兩者之內。

[0044] 微乳液可經熟諳此技藝者所知悉的標準技術予以聚合。例如，其可經由熱、添加觸媒、照射微乳液或經由將自由基導到微乳液內而聚合。所選定的聚合方法係取決於微乳液所含諸成分之本質。

[0045] 微乳液的聚合可包括觸媒之使用。該觸媒可為能夠促進單體和界面活性劑的聚合之任何觸媒或聚合起始劑。所選特定觸媒可取決於所用的特別單體，和可聚合的

界面活性劑或聚合方法而定。例如，假若使用光起始劑作為觸媒之時，可經由對微乳液施以紫外線(UV)輻射而達成聚合。例示光起始劑包括 2,2-二甲氧基-2-苯基乙醯苯(DMPA)和二苯甲基酮。也可以使用氧化還原起始劑。例示氧化還原起始劑包括過硫酸銨和 N,N,N',N'-四甲基伸乙二胺(TMEDA)。也可以使用光起始劑和氧化還原起始劑之組合。於此方面中，在混合物內包括一起始劑可為有利者。聚合起始劑可為佔微乳液的約 0.1 重量%至約 0.4 重量%。

[0046] 為了促進所得聚合物中在聚合物分子之間的交聯，可以在混合物中加入交聯劑。適當的交聯劑包括乙二醇二-甲基丙烯酸酯(EGDMA)，二乙二醇二-甲基丙烯酸酯，和二乙二醇二-丙烯酸酯，與類似者。如可以了解者，聚合物分子愈交聯，藥物更難以擴散或移動通過聚合物，由是導致較慢的藥物釋放。

[0047] 在聚合之前可以將微乳液形成為所欲末端形狀和尺寸。例如，可以經由在聚合之前將混合物傾倒或散佈成為一具有所欲厚度的層或經由將混合物置於玻璃板之間，而形成片狀材料。也可以經由，例如，在聚合之前將混合物傾倒在模具或鑄模內而將混合物形成為合意的形狀例如棒狀。

[0048] 於聚合之後，可以用水清洗聚合物及使其平衡以移除未反應的單體和沒有摻加到聚合物內的藥物。小百分比的已摻加到聚合物內的藥物可能在清洗中流失，不過流失量可以經由控制清洗期間予以限制住。另外，可以據

此調整起始濃度使得最後濃度能提供合意的釋放速率。經過清洗的聚合物可以視需要予以乾燥和滅菌以準備用於醫學或臨床應用之中。乾燥和滅菌兩者都可以用任何適當方式完成，彼等都是熟諳此技藝者所知者。於某些具體實例中，乾燥和滅菌兩者都是在低溫下實施以期不會不利地影響到藥物，例如經由使用環氧乙烯氣體或 UV 輻射。

[0049] 當聚合物與液體接觸之時，該眼科藥物可從聚合物穩定地釋放出來。藥物的釋放速率可以經由選擇恰當的單體以及彼等的比例量予以控制。

[0050] 由於只需要一道聚合步驟來製備摻加藥物的聚合物，因此該程序可為簡單且不貴者。

[0051] 所得聚合物可以用來形成隱形眼鏡或其他的眼科裝置或物件例如人造角膜。所形成的隱形眼鏡可以用於視覺矯正或眼睛顏色改變，或可為糖尿病用隱形眼鏡。人造角膜可以用於角膜傷口痊癒應用之中。

[0052] 所以，一種遞送眼科藥物的方法可以包括將眼科藥物裝載在由有界定互相連接孔洞之透明多孔型聚合物所製成的眼科裝置中。該等孔洞可填充著流體例如水。該眼科藥物係經分散在該聚合物和孔洞的一者或兩者之內。當該裝置與液體例如鏡片後淚膜接觸之時，該眼科藥物可從該裝置釋放出來。該裝置可為隱形眼鏡且在該隱形眼睛放置於眼睛上之時，該眼科藥物可從該隱形眼鏡釋放出來。該裝置也可為人造角膜。

[0053] 方便地，根據本發明各種具體實例的聚合物可

以製造成與人類表皮纖維母細胞相容且在機械上係強者，並且可以有利地用來製造要放置在眼睛上的隱形眼鏡。

[0054] 該聚合物可以具有各種合宜的物理、化學、和生物化學性質。為了示範說明，下面要敘述例示聚合物的性質。此等樣品係按照下述而形成的。

[0055] 對於每一樣品，都先製備先質混合物。表 1 列出混合物的主要成分，所列出的重量百分比係根據只列出的諸成分之總重量來計算。

表 1 微乳液成分的含量(重量%)

樣品	C ₁ -PEO-C ₁₁ -MA-40	MMA	HEMA	水
聚合物-20-T10	40.0	20.0	20.0	20.0
聚合物-30-T10	35.0	17.5	17.5	30.0
聚合物-40-T10	30.0	15.0	15.0	40.0
聚合物-20-T20	40.0	20.0	20.0	20.0
聚合物-20-T30	40.0	20.0	20.0	20.0
聚合物-20	40.0	20.0	20.0	20.0
聚合物-30	35.0	17.5	17.5	30.0
聚合物-40	30.0	15.0	15.0	40.0

[0056] 對各樣品的此等成分分別經由渦旋-混合予以混合。

[0057] 另外，加入不同量的縮蘋果酸第莫洛(timolol melete)。例如，對於末尾為“T-10”、“T-20”、或“T-30”、的樣品係於每一克相應混合物中分別添加 10、20 或 30 毫克的縮蘋果酸第莫洛。此外，也加入 0.3 重量%的 DMPA

作為 UV 起始劑以及 0.5 至 1 重量%的 EGDMA 作為交聯劑，兩個百分比都是以可聚合組合的總重量為基準。

[0058] 含有 C_{11} -PEO- C_{11} -MA-40、HEMA、MMA、和水的微乳液之單相區係在螺紋蓋試管內對不同的微乳液組成滴定水而測定出者。將每一樣品渦旋混合且使其在溫度受控制在 23°C 的環境中平衡。使用澄清-混濁點來建立相圖內的微乳液區之項邊界。另外，在將 0.1M 的氯化鈉溶液滴定到混合物內之後，從使用導電計的傳導係數測量推導出雙連續區的粗略劃分。檢驗顯示出當混合物的水含量係在約 20 重量%至 60 重量%的範圍內之時可以形成微乳液且當水含量從低於約 20 重量%增加到高於約 20 重量%之時混合物的傳導係數會快速地增加。傾相信傳導係數在約 20 重量%的急遽增加係因為微乳液內有作為微乳液特性的眾多互相連接的傳導通道形成所致。

[0059] 微乳液先質係先用氮氣預沖滌過以確保其中沒有存在著明顯的氧氣，氧氣如所知者可能抑制聚合反應。將一樣品的先質置於兩玻璃板之間或置於聚甲基丙烯酸甲酯模子內。然後將含有先質的板或模子放置在一 RayonetTM 光反應器室內且在約 35°C 下施以 UV-輻射(254 奈米)以實施聚合約 2 小時。

[0060] 於聚合之後，液體微乳液轉變成固體聚合物，其中具有填充著最初包含在微乳液內的水之互相連接孔洞。於聚合之後沒有觀測到非所欲之副產物。

[0061] 將從板或模具取出的經聚合樣品材料洗滌以移

除未聚合的殘餘單體、界面活性劑、縮蘋果酸第莫洛等。樣品材料係在介於室溫到約 60°C 之間的溫度使用去離子蒸餾水依序洗滌一至 2 小時。於洗滌結束之後，樣品材料中不含實質量的未反應單體和第莫洛(timolol)，如在洗液中沒有出現於 190 與 350 奈米之間的 UV 吸收帶所確定者。

[0062] 測量顯示未裝載的樣品(聚合物-20、聚合物-30、和聚合物-40)於液體介質內達到平衡之後，具有高百分比的水含量(Q)。在 37°C 磷酸鹽緩衝溶液和淚液(0.9% NaCl)內進行膨脹測量的結果經顯示於圖 4 之中。Q 係按照下式計算者：

$$Q = (W_s - W_d) \times 100/W_s$$

其中 w_s 係樣品的膨脹後重量且 W_d 係樣品的乾重量。如從圖 4 中可以明白者，先質混合物中的起始水含量愈高，或液體介質中的 pH 質愈高，Q 值就愈高。於不受到特別的理論所限制之下，所觀察到的高膨脹能力可能是因為單體的官能基在較高 pH (~7) 下完全解離所致，其可增加帶負電離子之間的靜電排斥，因而擴充互相連接的孔洞網路。高膨脹也可能是因為樣品材料中的高孔隙率所致，如同已經觀察到者，具有高水含量的聚合物系統具有高孔隙率者一般。

[0064] 樣品材料的玻璃轉變溫度(Tg)係使用掃描熱量計檢驗予以測定。將各 5 - 10 克的樣品密封在鋁盤之中。以 10°C/分鐘的速率在氮氣下將密封的樣品從室溫加熱到

約 200°C，冷卻到約 0°C，然後再加熱到高達約 200°C。
其結果經摘列於表 2 之中。

表 2 玻璃轉變溫度

樣品	Tg(°C)
聚合物-20-T10	104
聚合物-30-T10	102
聚合物-40-T10	100
聚合物-20-T20	108
聚合物-20-T30	112
聚合物-20	90
聚合物-30	86
聚合物-40	84

[0065] 如可以看出者，當樣品裝載藥物之時，玻璃轉變溫度隨之增加。此可能是因為填充料強化效應所致。填充料(藥物)會滯緩聚合物截段的鏈移動，因而增高 Tg。另外，聚合物含量愈低，Tg 也愈低(例如比較聚合物-40-T10 與聚合物-20-T10)。

[0066] 樣品材料的動力機械性質係在 25°C 和 80°C 下評定。樣品材料的彈性模數(G')和黏模數(G'')所具有之溫度關係係經由在將溫度以 1°C/分鐘從 25°C 增加到 80°C 之同時在 1 rad/s 的角頻率下記錄的。其結果列於表 3 之中。

表 3 機械鑑定

樣品	G'(Mpa)		G''(Mpa)	
	25°C	80°C	25°C	80°C
聚合物-20-T10	0.290	0.137	0.124	0.086
聚合物-30-T10	0.115	0.069	0.071	0.016
聚合物-40-T10	0.092	0.031	0.054	0.007
聚合物-20	0.091	0.049	0.030	0.011
聚合物-30	0.077	0.055	0.019	0.007
聚合物-40	0.039	0.026	0.007	0.004

[0067] 於遠低於 T_g 下的溫度，樣品材料具有高 G' 和 G'' 值，此於趨近 T_g 的較高溫度下會遞減。如熟諳此技藝者所可理解者，此等 G' 和 G'' 值都適合用於隱形眼鏡，因為可以達到舒適與視覺性能之間的恰當平衡之故。

[0068] 第莫洛自裝載樣品材料的釋放速率係在 37°C 下分別於磷酸鹽緩衝液 (pH 7.4) 和 0.9% NaCl 溶液 (pH 5.5) 中測量。於規則間隔採取溶液樣品且以光譜光度測定方式測量樣品溶液。結果顯示於圖 5 和 6 之中。如可以看出者，於許多小時期間，釋放速率都非常的穩定。該等速率係決定於溶液介質、材料中所含聚合物的類型和量、以及藥物的裝載率。縮蘋果酸第莫洛的釋放速率在裝載較大量的藥物之時會較快速。再度地，於不受特殊理論所限制之下，較高的釋放速率可能是因為聚合物材料的較大膨脹能力與其高孔洞率所致。

[0069] 要檢驗樣品材料的生物相容性時，係將人類纖維母細胞接種在樣品材料上面 14 天之期間且監測細胞的

增殖與分化。細胞於最初接種時的形狀為圓形。於數天之後，細胞的形狀伸長，如從圖 7A(於聚合物-20 上)和 7B(於聚合物-30 上)所顯示的影像可以看出者，顯示細胞吸附在樣品材料基材之上且生長良好，此轉而指出樣品材料可與細胞以及細胞生長相容。

[0070] 於上面沒有明確提及的本發明的其他特徵、效益和優點可由熟諳此技藝者從說明部份和圖式察知。

[0071] 雖然上面只有說明本發明的示範具體實例，不過熟諳此技藝者都可以輕易地理解其中可做出許多可能的修改而不會實質地遠離本發明的新穎教示與優點。例如，眼科藥物以外的藥物也可以摻加在聚合物之內。其他醫學或治療性藥物可以摻加在根據本發明形成的聚合物之內以控制釋放。可以將聚合物形成為適合用來遞送此等其他藥物的對應合意形狀和尺寸。另外，可以在聚合物形成之後裝載藥物。例如，可以在聚合物形成之後使用含有合意藥物的液體填充或沖滌聚合物的孔洞。於某些應用中，例如需要低釋放速率之時或在聚合物的各種成分所具本質的需要之情況中，在分散於聚合物內之前，可以將藥物封裝在粒子內，於其中藥物可以移動或擴散通過粒子的壁且因而從聚合物釋放出。藥物的奈米封裝係已知者，例如在美國專利申請公開 2004-0096477 (2004 年五月 20 日)中所述及者，該專利以引用方式完全納入本文。

[0072] 本發明當然要將所有此等修改涵蓋在其範圍，如後附申請專利範圍所界定的範圍之內。

【圖式簡單說明】

[0012] 下列圖示係闡明本發明示範具體實例

[0013] 圖 1 為圖解說明由本發明例示聚合物製成的隱形眼鏡之示意圖；

[0014] 圖 2 顯示出本發明例示聚合物的掃描電子顯微影像；

[0015] 圖 3 為圖解說明雙連續型微乳液結構的示意圖；

[0016] 圖 4 為顯示出例示聚合物的重量百分比含量測量結果之圖解；

[0017] 圖 5 和 6 為顯示出例示聚合物的藥物釋放速率之曲線圖；且

[0018] 圖 7A 和 7B 顯示出在例示聚合物上面生長的人類纖維母細胞之影像。

【主要元件符號說明】

- 10 隱形眼鏡
- 12 透明多孔型聚合物
- 14 眼科藥物
- 16 隱形眼鏡之表面
- 20 聚合物基體
- 22 互相連接長形孔洞
- 24 流體
- 30 雙連續性微乳液
- 32 油域
- 34 水域

五、中文發明摘要：

一含水、單體、和可與該單體共聚合的界面活性劑之雙連續性微乳液經聚合形成界定著互相連接孔洞之透明多孔型聚合物。該等孔洞可具有在 10 至 100 奈米範圍內的孔洞直徑。該微乳液可進一步包括一藥物，使得在該聚合物形成之時，該藥物會分散在該聚合物和該等孔洞中的一者或兩者之內且在該聚合物與一液體接觸之時可從其中釋放出來。該藥物可為眼用藥物且該聚合物可以用來形成藥物遞送裝置，例如隱形眼鏡和人造角膜。

六、英文發明摘要：

A bicontinuous microemulsion of water, a monomer, and a surfactant copolymerizable with the monomer is polymerized to form a transparent and porous polymer defining interconnected pores. The pores may have a pore diameter in the range of 10 to 100 nm. The microemulsion may further include a drug such that, when the polymer is formed, the drug is dispersed in one or both of the polymer and the pores and is releasable therefrom when the polymer is in contact with a liquid. The drug may be an ophthalmic drug and the polymer can be used to form drug delivery devices, such as contact lenses and artificial corneas.

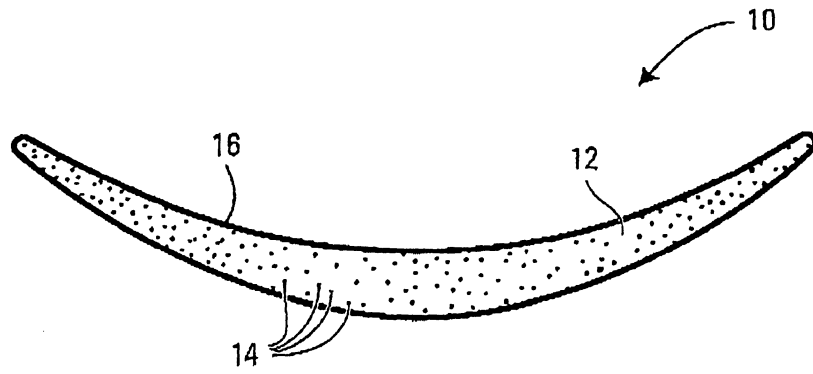


圖 1

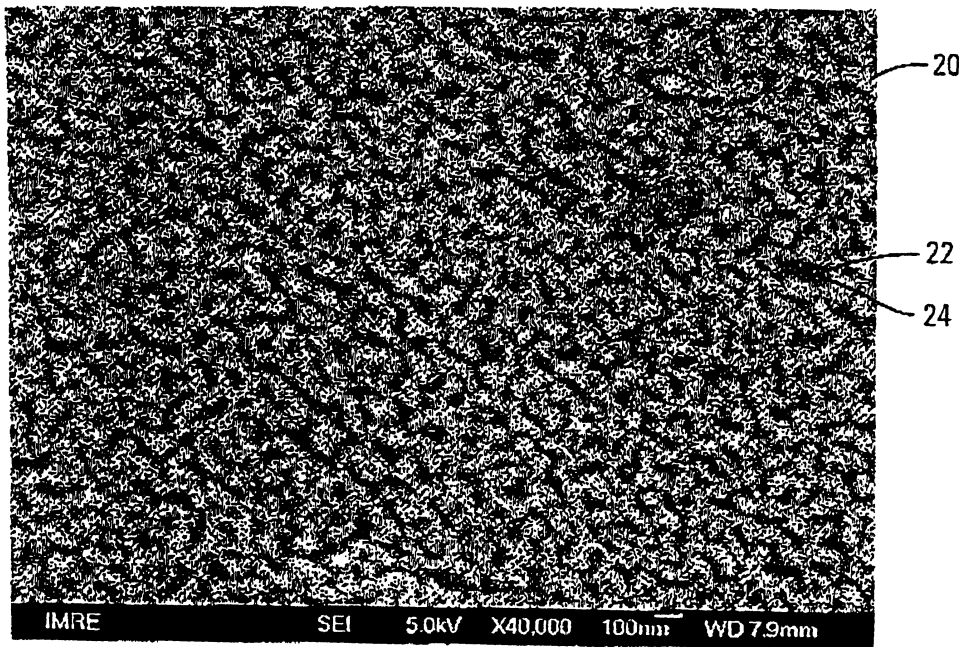


圖 2

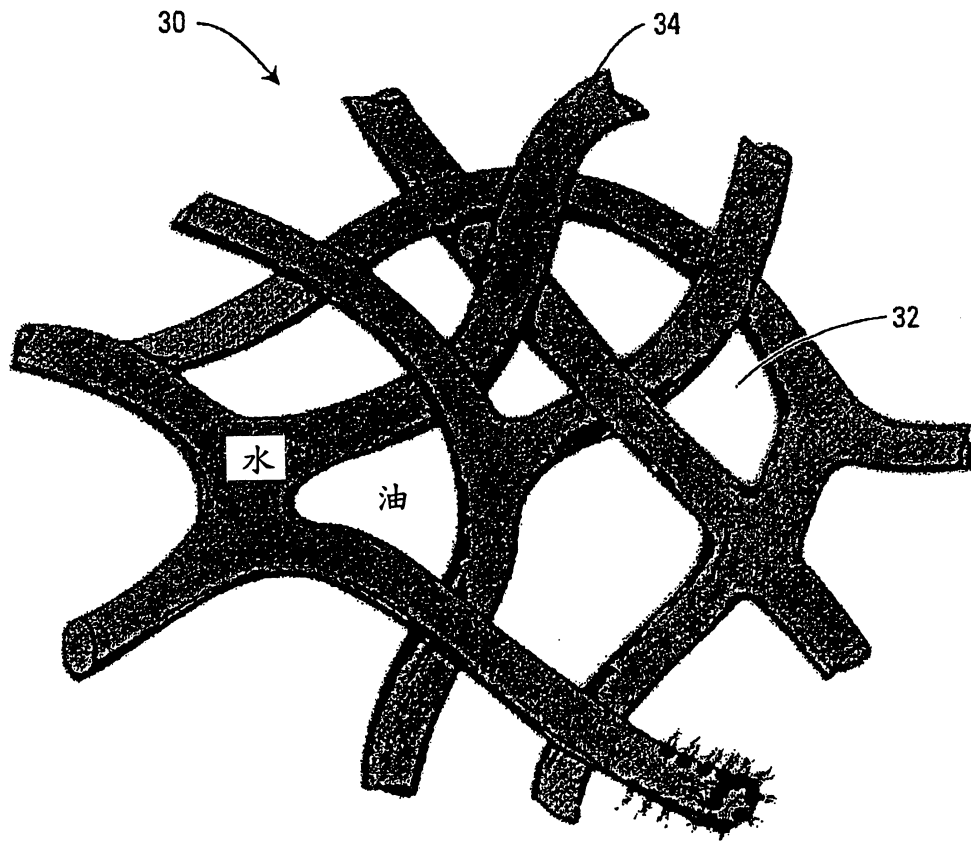


圖 3

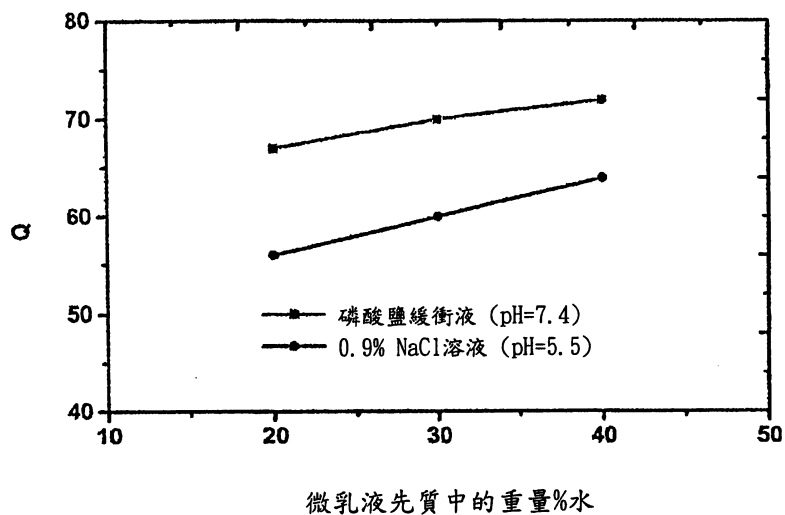


圖 4

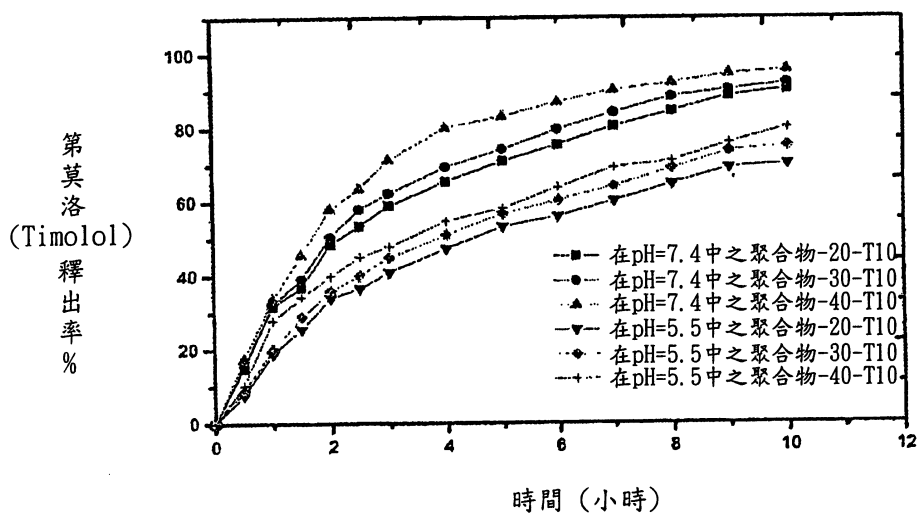


圖 5

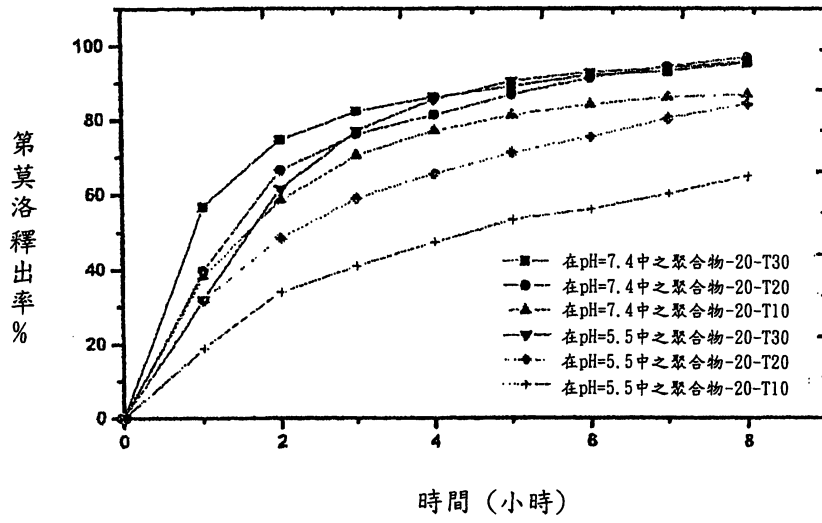
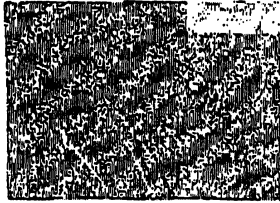
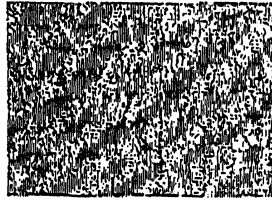


圖 6



第4天

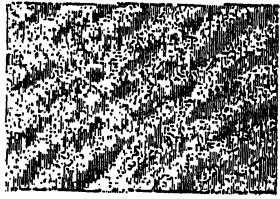


第7天

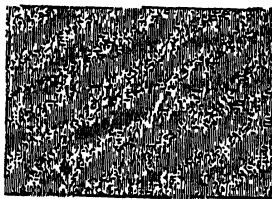


第14天

圖 7A



第4天



第7天



第14天

圖 7B

七、指定代表圖：

(一)本案指定代表圖為：第 (1) 圖。

(二)本代表圖之元件符號簡單說明：

- 10 隱形眼鏡
- 12 透明多孔型聚合物
- 14 眼科藥物
- 16 隱形眼鏡之表面

八、本案若有化學式時，請揭示最能顯示發明特徵的化學式：

無

十、申請專利範圍：

1. 一種形成聚合物之方法，其包括：

將一包括水、單體、和可與該單體共聚合的界面活性劑之雙連續性微乳液聚合形成包括界定填充著該水的互相連接孔洞的聚合物基體(matrix)之透明多孔型聚合物，其中該微乳液進一步包括一藥物，使得在該透明多孔型聚合物形成之時，該藥物會分散在該聚合物基體和該等孔洞之中的一者或兩者之內且在該等透明多孔型聚合物與一液體接觸之時可從其中釋放出來。

2. 如申請專利範圍第 1 項之方法，其中該藥物為眼用藥物。

3. 如申請專利範圍第 1 項之方法，其中該等孔洞具有約 10 至約 100 奈米的孔洞直徑。

4. 如申請專利範圍第 2 項之方法，其中該等孔洞具有約 10 至約 100 奈米的孔洞直徑。

5. 如申請專利範圍第 1 項之方法，其中該微乳液進一步包括聚合起始劑。

6. 如申請專利範圍第 5 項之方法，其中該聚合起始劑為光起始劑。

7. 如申請專利範圍第 6 項之方法，其中該光起始劑為 2,2-二甲氧基-2-苯基乙醯苯(DMPA)。

8. 如申請專利範圍第 7 項之方法，其中該聚合包括對該微乳液施以紫外輻射。

9. 如申請專利範圍第 2 項之方法，其中該微乳液進一

步包括聚合起始劑。

10.如申請專利範圍第 9 項之方法，其中該聚合起始劑為光起始劑。

11.如申請專利範圍第 10 項之方法，其中該光起始劑為 2,2-二甲氧基-2-苯基乙醯苯(DMPA)。

12.如申請專利範圍第 11 項之方法，其中該聚合包括對該微乳液施以紫外輻射。

13.如申請專利範圍第 3 項之方法，其中該微乳液進一步包括聚合起始劑。

14.如申請專利範圍第 13 項之方法，其中該聚合起始劑為光起始劑。

15.如申請專利範圍第 14 項之方法，其中該光起始劑為 2,2-二甲氧基-2-苯基乙醯苯(DMPA)。

16.如申請專利範圍第 15 項之方法，其中該聚合包括對該微乳液施以紫外輻射。

17.如申請專利範圍第 1 項之方法，其中該微乳液進一步包括交聯劑。

18.如申請專利範圍第 17 項之方法，其中該交聯劑為乙二醇二-甲基丙烯酸酯(EGDMA)。

19.如申請專利範圍第 2 項之方法，其中該微乳液進一步包括交聯劑。

20.如申請專利範圍第 19 項之方法，其中該交聯劑為乙二醇二-甲基丙烯酸酯(EGDMA)。

21.如申請專利範圍第 3 項之方法，其中該微乳液進一

步包括交聯劑。

22.如申請專利範圍第 21 項之方法，其中該交聯劑為乙二醇二-甲基丙烯酸酯(EGDMA)。

23.如申請專利範圍第 4 項之方法，其中該微乳液進一步包括交聯劑。

24.如申請專利範圍第 23 項之方法，其中該交聯劑為乙二醇二-甲基丙烯酸酯(EGDMA)。

25.如申請專利範圍第 5 項之方法，其中該微乳液進一步包括交聯劑。

26.如申請專利範圍第 25 項之方法，其中該交聯劑為乙二醇二-甲基丙烯酸酯(EGDMA)。

27.如申請專利範圍第 6 項之方法，其中該微乳液進一步包括交聯劑。

28.如申請專利範圍第 27 項之方法，其中該交聯劑為乙二醇二-甲基丙烯酸酯(EGDMA)。

29.如申請專利範圍第 7 項之方法，其中該微乳液進一步包括交聯劑。

30.如申請專利範圍第 29 項之方法，其中該交聯劑為乙二醇二-甲基丙烯酸酯(EGDMA)。

31.如申請專利範圍第 8 項之方法，其中該微乳液進一步包括交聯劑。

32.如申請專利範圍第 31 項之方法，其中該交聯劑為乙二醇二-甲基丙烯酸酯(EGDMA)。

33.如申請專利範圍第 9 項之方法，其中該微乳液進一

步包括交聯劑。

34.如申請專利範圍第 33 項之方法，其中該交聯劑為乙二醇二-甲基丙烯酸酯(EGDMA)。

35.如申請專利範圍第 11 項之方法，其中該微乳液進一步包括交聯劑。

36.如申請專利範圍第 35 項之方法，其中該交聯劑為乙二醇二-甲基丙烯酸酯(EGDMA)。

37.如申請專利範圍第 12 項之方法，其中該微乳液進一步包括交聯劑。

38.如申請專利範圍第 37 項之方法，其中該交聯劑為乙二醇二-甲基丙烯酸酯(EGDMA)。

39.如申請專利範圍第 13 項之方法，其中該微乳液進一步包括交聯劑。

40.如申請專利範圍第 39 項之方法，其中該交聯劑為乙二醇二-甲基丙烯酸酯(EGDMA)。

41.如申請專利範圍第 14 項之方法，其中該微乳液進一步包括交聯劑。

42.如申請專利範圍第 41 項之方法，其中該交聯劑為乙二醇二-甲基丙烯酸酯(EGDMA)。

43.如申請專利範圍第 15 項之方法，其中該微乳液進一步包括交聯劑。

44.如申請專利範圍第 43 項之方法，其中該交聯劑為乙二醇二-甲基丙烯酸酯(EGDMA)。

45.如申請專利範圍第 16 項之方法，其中該微乳液進

一步包括交聯劑。

46.如申請專利範圍第 45 項之方法，其中該交聯劑為乙二醇二-甲基丙烯酸酯(EGDMA)。

47.如申請專利範圍第 1 至 46 項中任一項之方法，其中該單體係乙烯不飽和型者。

48.如申請專利範圍第 47 項之方法，其中該單體為甲基丙烯酸甲酯(MMA)、甲基丙烯酸 2-羥基乙酯(HEMA)、或 MMA 和 HEMA 的組合。

49.如申請專利範圍第 1 至 46 項中任一項之方法，其中該界面活性劑為聚(氧化乙烯)巨單體。

50.如申請專利範圍第 47 項之方法，其中該界面活性劑為聚(氧化乙烯)巨單體。

51.如申請專利範圍第 48 項之方法，其中該界面活性劑為聚(氧化乙烯)巨單體。

52.如申請專利範圍第 1 至 46 項中任一項之方法，其中該界面活性劑為 C₁-PEO-C₁₁-MA-40。

53.如申請專利範圍第 47 項之方法，其中該界面活性劑為 C₁-PEO-C₁₁-MA-40。

54.如申請專利範圍第 48 項之方法，其中該界面活性劑為 C₁-PEO-C₁₁-MA-40。

55.如申請專利範圍第 49 項之方法，其中該界面活性劑為 C₁-PEO-C₁₁-MA-40。

56.如申請專利範圍第 50 項之方法，其中該界面活性劑為 C₁-PEO-C₁₁-MA-40。

57.如申請專利範圍第 51 項之方法，其中該界面活性劑為 C₁-PEO-C₁₁-MA-40。

58.如申請專利範圍第 1 至 46 項中任一項之方法，其中該界面活性劑為非離子界面活性劑。

59.如申請專利範圍第 47 項之方法，其中該界面活性劑為非離子界面活性劑。

60.如申請專利範圍第 48 項之方法，其中該界面活性劑為非離子界面活性劑。

61.如申請專利範圍第 49 項之方法，其中該界面活性劑為非離子界面活性劑。

62.如申請專利範圍第 50 項之方法，其中該界面活性劑為非離子界面活性劑。

63.如申請專利範圍第 51 項之方法，其中該界面活性劑為非離子界面活性劑。

64.如申請專利範圍第 52 項之方法，其中該界面活性劑為非離子界面活性劑。

65.如申請專利範圍第 53 項之方法，其中該界面活性劑為非離子界面活性劑。

66.如申請專利範圍第 54 項之方法，其中該界面活性劑為非離子界面活性劑。

67.如申請專利範圍第 55 項之方法，其中該界面活性劑為非離子界面活性劑。

68.如申請專利範圍第 56 項之方法，其中該界面活性劑為非離子界面活性劑。

69.如申請專利範圍第 57 項之方法，其中該界面活性劑為非離子界面活性劑。

70.一種聚合物，其包括：

界定互相連接孔洞之聚合物基體，及

分散在該聚合物基體和該互相連接孔洞之中的一者或兩者之內的藥物，

該聚合物是由根據申請專利範圍第 1 至 46 項中任一項之方法所形成。

71.一種聚合物，其包括：

界定互相連接孔洞之聚合物基體，及

分散在該聚合物基體和該互相連接孔洞之中的一者或兩者之內的藥物，

該聚合物是由根據申請專利範圍第 47 項之方法所形成。

72.一種聚合物，其包括：

界定互相連接孔洞之聚合物基體，及

分散在該聚合物基體和該互相連接孔洞之中的一者或兩者之內的藥物，

該聚合物是由根據申請專利範圍第 48 項之方法所形成。

73.一種聚合物，其包括：

界定互相連接孔洞之聚合物基體，及

分散在該聚合物基體和該互相連接孔洞之中的一者或兩者之內的藥物，

該聚合物是由根據申請專利範圍第 49 項之方法所形成。

74. 一種聚合物，其包括：

界定互相連接孔洞之聚合物基體，及
分散在該聚合物基體和該互相連接孔洞之中的一者或兩者之內的藥物，

該聚合物是由根據申請專利範圍第 50 項之方法所形成。

75. 一種聚合物，其包括：

界定互相連接孔洞之聚合物基體，及
分散在該聚合物基體和該互相連接孔洞之中的一者或兩者之內的藥物，

該聚合物是由根據申請專利範圍第 51 項之方法所形成。

76. 一種聚合物，其包括：

界定互相連接孔洞之聚合物基體，及
分散在該聚合物基體和該互相連接孔洞之中的一者或兩者之內的藥物，

該聚合物是由根據申請專利範圍第 52 項之方法所形成。

77. 一種聚合物，其包括：

界定互相連接孔洞之聚合物基體，及
分散在該聚合物基體和該互相連接孔洞之中的一者或兩者之內的藥物，

該聚合物是由根據申請專利範圍第 53 項之方法所形成。

78.一種聚合物，其包括：

界定互相連接孔洞之聚合物基體，及

分散在該聚合物基體和該互相連接孔洞之中的一者或兩者之內的藥物，

該聚合物是由根據申請專利範圍第 54 項之方法所形成。

79.一種聚合物，其包括：

界定互相連接孔洞之聚合物基體，及

分散在該聚合物基體和該互相連接孔洞之中的一者或兩者之內的藥物，

該聚合物是由根據申請專利範圍第 55 項之方法所形成。

80.一種聚合物，其包括：

界定互相連接孔洞之聚合物基體，及

分散在該聚合物基體和該互相連接孔洞之中的一者或兩者之內的藥物，

該聚合物是由根據申請專利範圍第 56 項之方法所形成。

81.一種聚合物，其包括：

界定互相連接孔洞之聚合物基體，及

分散在該聚合物基體和該互相連接孔洞之中的一者或兩者之內的藥物，

該聚合物是由根據申請專利範圍第 57 項之方法所形成。

82. 一種聚合物，其包括：

界定互相連接孔洞之聚合物基體，及
分散在該聚合物基體和該互相連接孔洞之中的一者或兩者之內的藥物，

該聚合物是由根據申請專利範圍第 58 項之方法所形成。

83. 一種聚合物，其包括：

界定互相連接孔洞之聚合物基體，及
分散在該聚合物基體和該互相連接孔洞之中的一者或兩者之內的藥物，

該聚合物是由根據申請專利範圍第 59 項之方法所形成。

84. 一種聚合物，其包括：

界定互相連接孔洞之聚合物基體，及
分散在該聚合物基體和該互相連接孔洞之中的一者或兩者之內的藥物，

該聚合物是由根據申請專利範圍第 60 項之方法所形成。

85. 一種聚合物，其包括：

界定互相連接孔洞之聚合物基體，及
分散在該聚合物基體和該互相連接孔洞之中的一者或兩者之內的藥物，

該聚合物是由根據申請專利範圍第 61 項之方法所形成。

86.一種聚合物，其包括：

界定互相連接孔洞之聚合物基體，及

分散在該聚合物基體和該互相連接孔洞之中的一者或兩者之內的藥物，

該聚合物是由根據申請專利範圍第 62 項之方法所形成。

87.一種聚合物，其包括：

界定互相連接孔洞之聚合物基體，及

分散在該聚合物基體和該互相連接孔洞之中的一者或兩者之內的藥物，

該聚合物是由根據申請專利範圍第 63 項之方法所形成。

88.一種聚合物，其包括：

界定互相連接孔洞之聚合物基體，及

分散在該聚合物基體和該互相連接孔洞之中的一者或兩者之內的藥物，

該聚合物是由根據申請專利範圍第 64 項之方法所形成。

89.一種聚合物，其包括：

界定互相連接孔洞之聚合物基體，及

分散在該聚合物基體和該互相連接孔洞之中的一者或兩者之內的藥物，

該聚合物是由根據申請專利範圍第 65 項之方法所形成。

90. 一種聚合物，其包括：

界定互相連接孔洞之聚合物基體，及

分散在該聚合物基體和該互相連接孔洞之中的一者或兩者之內的藥物，

該聚合物是由根據申請專利範圍第 66 項之方法所形成。

91. 一種聚合物，其包括：

界定互相連接孔洞之聚合物基體，及

分散在該聚合物基體和該互相連接孔洞之中的一者或兩者之內的藥物，

該聚合物是由根據申請專利範圍第 67 項之方法所形成。

92. 一種聚合物，其包括：

界定互相連接孔洞之聚合物基體，及

分散在該聚合物基體和該互相連接孔洞之中的一者或兩者之內的藥物，

該聚合物是由根據申請專利範圍第 68 項之方法所形成。

93. 一種聚合物，其包括：

界定互相連接孔洞之聚合物基體，及

分散在該聚合物基體和該互相連接孔洞之中的一者或兩者之內的藥物，

該聚合物是由根據申請專利範圍第 69 項之方法所形成。

94.一種聚合物，其包括：

一界定著分布在整個該聚合物內的互相連接孔洞之聚合物基體；與

一藥物，該藥物係分散在該聚合物基體和該等孔洞中的一者或兩者之內且在該聚合物與一液體接觸之時該藥物可從其中釋放出來。

95.如申請專利範圍第 94 項之聚合物，其中該等孔洞具有約 10 至約 100 奈米的孔洞直徑。

96.如申請專利範圍第 94 或 95 項之聚合物，其中該藥物為眼科藥物。

97.一種藥物遞送裝置，其包括：

一界定著互相連接孔洞之透明多孔型聚合物；與

一眼科藥物，該藥物係分散在該聚合物和該等孔洞中的一者或兩者之內，

其中該眼科藥物在該藥物遞送裝置與一液體接觸之時可從該藥物遞送裝置釋放出來。

98.如申請專利範圍第 97 項之藥物遞送裝置，其係隱形眼鏡或人造角膜。

99.如申請專利範圍第 97 或 98 項之藥物遞送裝置，其中該等孔洞具有約 10 至約 100 奈米的孔洞直徑。

100.一種遞送眼科藥物之方法，其包括：

將該眼科藥物裝載在一眼科裝置之內，該眼科裝置包括一透明多孔型聚合物，該聚合物界定著互相連接孔洞；

該眼科藥物係分散在該聚合物和該等孔洞之中的一者或兩者之內，其中該眼科藥物在該眼科裝置與一液體接觸之時可從該眼科裝置釋放出來。

101.如申請專利範圍第 100 項之方法，其中該眼科裝置為隱形眼鏡或人造角膜。

十一、圖式：

如次頁。