

第一章 序論

1-1 前言

薄膜最早的應用，主要為物質的分離，例如，飲水機之濾芯、海水純化、工業用水等。隨著高分子材料陸續的開發成功，將高分子運用在薄膜的製造亦越來越廣範。

而高分子材料依其用途亦有不同的選擇，以創傷敷料為例，為了有良好的透氣性，因此以具備多孔性質為佳，而多孔性生醫材料需具備及考量下列的特性[1~3]：

- 1.良好之生物適應性。
- 2.為生物可吸收分解性的材料。
- 3.具備高孔隙率(High Porosity)。
- 4.具備適當的孔徑。
- 5.為三度空間的多孔性結構。
- 6.所製備的孔洞需為相互連通的孔隙結構。
- 7.具備適當機械強度。

除此之外，將具有特殊性質之多孔性高分子薄膜，移植至受損之器官組織，可以藉由孔洞引導細胞增生，並達到組織修復之效果。

高分子薄膜之製備方法有燒結(Sintering)、拉伸(Stretching)、軌跡蝕刻(Track Etching)、模板瀝濾(Template Leaching)、相轉換(Phase Inversion)、塗佈(Coating)及電氣紡織(Electrospinning)，其中相轉換法及電氣紡織法為主要製備多孔性生醫薄膜之方法。電氣紡織法是1934年由Formhals所開發出的專利技術，因為這種生產技術應用到靜電力(Electrostatic Force)，因此稱為電氣紡織法，以電氣紡織法生產生物可分解奈米纖維時，原料是長鏈分子的聚合物溶液如生物可分解的膠原蛋白(Collagen)或是聚乳酸(PLA)。當溶液被打入通電的金屬噴嘴，高壓電在噴嘴的外圍會創造出一個三角錐狀的液體

形狀，稱為Taylor Cone，接著微細的奈米纖維會噴射出來。奈米級的纖維從噴射出至蒐集板表面時並不遵循直線路徑的原則，可以藉由旋轉蒐集板而編織出一張多孔性生物可降解高分子薄膜，圖1-1為電氣紡織之原理示意圖，用來控制薄膜形態主要有以下四個參數：

- 1.液體濃度(Solution Concentration)→纖維絲之成像。
- 2.電壓強度(Voltage Strength)→纖維絲之寬度。
- 3.沉積距離(Deposition Distance)→纖維絲截面之圓整度。
- 4.沉積時間(Deposition Time)→薄膜厚度。

雖可藉由以上四個參數來控制薄膜之成長形態，不過經由噴嘴噴出之高分子纖維絲是以亂數重疊排列，所以會有孔洞大小不一及膜厚不均之缺點。



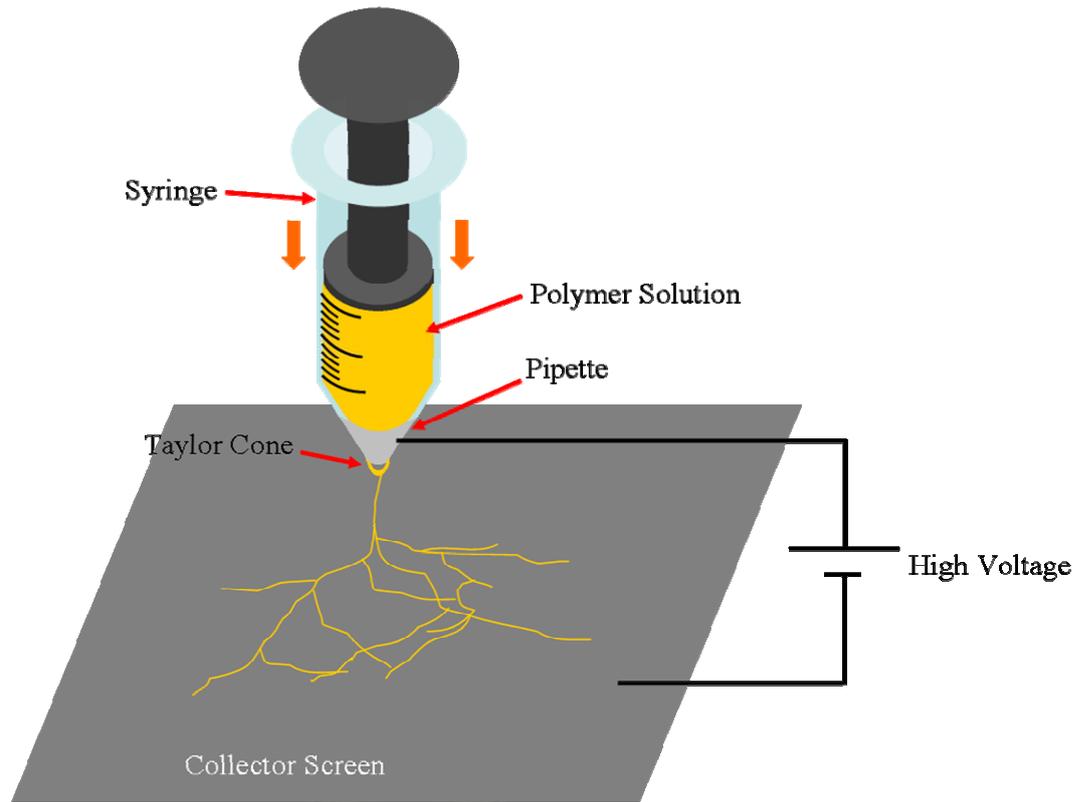


圖 1-1 電氣紡織之原理示意圖



1-2 研究動機與目的

皮膚位於我們體表的外層，是生物體免疫系統和生理功能最重要也是最前線的屏障。當生物體皮膚的完整性受到機械性或病理性因素而破壞，造成體內的恆定無法維持平衡時，將使器官和系統發生功能上的損害，嚴重時可能會導致生物體的死亡。

因此當意外發生而遭受到大面積灼傷或燒燙傷時，如何有效的阻止受傷體表脫水、病原菌伺機感染並進一步促進傷口部位癒合，是醫學臨床治療和癒後上最重要的課題。對於人類皮膚可能產生的傷口來說，大致可區分成慢性潰瘍與急性創傷。潰瘍是由於靜脈壓力過高而造成靜脈曲張所導致，而創傷則包含了各種意外的傷害，如灼傷、燒燙傷等等或是因在臨床醫學治療上手術的進行，不管手術的技巧如何，手術後沾黏經常會發生。沾黏的形成是手術後一種自然而正常的結果，是在經過切開，燒灼術，縫合或其他傷口形成後，組織試圖自行修補所導致的。

傷口癒合(Healing)過程中，組織沾黏現象之形成機轉至今仍未能完全被瞭解。但一般而言，傷口附近組織因纖維蛋白(Fibrin)之沈積會形成一種支架(Scaffold)，於 Scaffold 內因傷口附近纖維母細胞(Fibroblast)及其他種類細胞過度增生，此現象若無法抑制，則終將造成組織沾黏現象之產生。

在傷口修復的過程中，由於失去了真皮層組織，所以通常在癒合之後會伴隨著傷口的收縮(Wound Contraction)與疤痕的形成(Scar Formation)，這些結果往往都會影響癒後皮膚的正常功能。所以不論體表傷口造成的原因為何，其治療上共同的需求，皆是冀望能夠藉著有效之創傷敷料(Wound Dressing)，來達到促進傷口癒合的目的。

因此，本實驗選擇具有特殊性質之高分子來製備多孔性薄膜，冀望藉由薄膜本身之多孔性及材料特性，未來可運用於皮膚之創傷敷料，達到促進傷口癒合之目的。

高分子材料之選擇為L型聚乳酸(Poly-L-Lactic Acid, PLLA)及透明質酸(Hyaluronic Acid, HA)，PLLA 經證實具有良好之生物相容性，為目前醫界最常用之高分子材料；而 HA 具有防細胞沾粘及促進傷口癒合之特點。藉由 PLLA 及 HA 之多孔性高分子薄膜，除了具有良好生體適合性外，更有促進傷口癒合之功能。圖 1-2 為 HA 參與傷口癒合之機制。

由於未來之應用為皮膚創傷敷料，而皮膚之纖維母細胞尺寸大小約為 10 至 20 μm 間，因此薄膜之孔洞，以允許數顆纖維母細胞穿透為原則。實驗採用半導體製程技術製備微陣列圓柱模仁，圓柱直徑為 50 μm 、間距 50 μm ，模仁大小為 2cm \times 2cm，並以旋轉塗佈(Spin Coating)方式，將泡製之 HA/PLLA 高分子溶液旋塗於矽晶圓表面，利用微壓印技術進行壓印，將模仁之圖案轉印於 HA/PLLA 薄膜，並以離子蝕刻(RIE)方式進行薄膜表面穿孔處理。為了降低成本及製程手續，亦以模仁錯位對壓薄膜方式，製備多孔性之 HA/PLLA 薄膜。並將製備好之 HA/PLLA 薄膜進行離體實驗，如生物相容性測試。



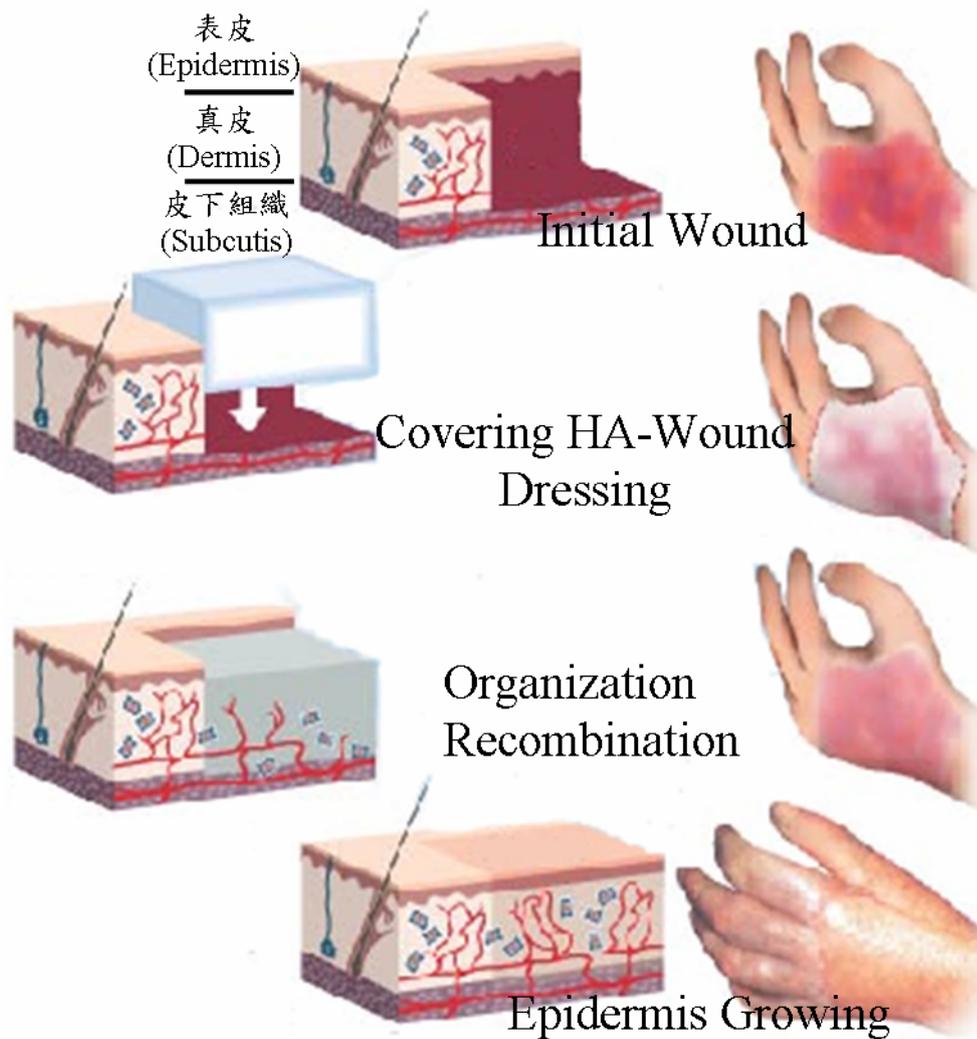


圖 1-2 HA 參與傷口癒合機制

(<http://www.yomiuri.co.jp>)

1-3 文獻回顧

生醫材料(Biomaterials)最簡明的定義為與生體(Tissue)或其構成成分(Component)接觸而發揮機能的材料統稱之。目前生醫材料依據應用性質可分為三類：

- 1.人工器官用材料(Materials for Artificial Organs)。
- 2.臨床化學分析用材料(Materials for Clinical Chemistry Analysis)。
- 3.醫藥塗放用材料(Materials for Drug Release)。

生醫材料的使用歷史可追溯至西元前 4000 年，當時已有使用縫合線及閉合傷口的報導。西元前 2000 年左右，有人使用金屬來修補受創的骨頭；其後有人使用鵝毛來修補血管，而真正使用金屬來重建骨骼則是在西元 1800 年以後；1930 年塑膠工業開始建立，人們開始使用高分子材料於醫療應用。大體來說，許多的醫療器材或植入式人工臟器的發展成功與材料的發展有絕對的關係，例如：Dr. Kolff 以玻璃紙(Cellophane)製造出人工腎臟；1960 年 Dr. Scribner 因聚矽氧烷(Silicone)及 PTFE 的取得，並用來製造 A/V 分流管以應用在人工腎臟方面；1945 年 Hufoagel 以 PMMA 製造出第一種人工血管；其後 Voorhees 以 Dacron 製得人工血管，功能更佳，再經由後人不斷的改進，目前我們已可成功的使用 Dacron 人工血管來修補大動脈。

高分子材料在生醫材料中扮演一個重要的角色。主因為其組成多元化、性質廣泛、加工製造容易、價格低，且具有許多特殊功能的生醫高分子可符合特殊診療應用，例如生物分解性高分子、抗血栓材料及中空纖維等，這些特點使得高分子材料被廣泛應用於許多醫療相關產品上。然而作為生醫材料所應具有幾種特性：

- 1.具有生體機能。
- 2.無毒性。
- 3.可殺菌消毒性。

4.調和的化學性質。

5.生體適合性。

依使用目的，各種特性的重要性有很大的變化。高分子材料經實驗證實具有良好生體適合性，但與生體接觸時會刺激生體而產生抗拒作用現象仍然存在於生醫材料與生體之間，因此除了進行高分子表面改質外，選擇與生體具有低抗拒作用之高分子材料變的很重要，而 PLLA 與 HA 已被證實與生體無抗拒作用。

1966 年 Kulkarni[4]等首次使用 PLA 於植體手術上，且描述了可吸收性 L 型聚乳酸(Poly-L-lactic acid, PLLA)縫線和膜片的製造；1971 年 Cutright[5]使用 PLLA 縫線來作為猴子下顎骨聯合斷裂的內固定，發現 PLLA 分解緩慢，不具有害影響，且其分解不會干擾骨頭癒合；1987 年 Bos[6]以 PLLA 骨釘、骨板治療十個病患的顴骨骨折，所有病人的手術後癒合情況良好，但數年後，在某些病人身上可觀察到異物反應[7]。

透明質酸最早是從牛隻的水晶體當中所純化出來[8]。1950 年 Meyer 等人確定了透明質酸的化學結構，乃為重複性的雙醣單元分子[D-Glucuronic Acid(1-β-3)N-Acetyl-D-Glucosamine(1-β-4)]，透明質酸不僅只存於動物組織之中，在鏈球菌屬的外膜上亦有相當豐富的含量。根據來源的不同，透明質酸存在細胞間質(Extra Cellular Matrix)，在正常生理條件下透明質酸會與纖維組織細胞(Fibroblast)表面之 CD-44 Receptor 結合，並進一步造成細胞間之 Aggregation。但如果傷口附近位置存在過量透明酸質，則透明酸質會與纖維組織細胞表面所有的 CD-44 Receptor 結合，於此情況下使細胞間無法連結聚集，因而具有抗細胞沾黏的特性。

在醫學的應用上，透明質酸最早應用於關節疾病的治療，用以減輕病患的疼痛，而目前在傷口癒合以及生醫材料的研究上，皆發現其深具潛力的應用價值[9]。1980 年 Miller 與 Stegmann 將透明質酸應用於眼科手術，

發現透明質酸溶液能保護眼組織，如眼角膜內質網。

熱壓成形(Hot embossing)原本為一種傳統的機械加工技術，但是應用在微機電的LIGA製程後，卻轉變成關鍵技術[10]。利用此方法可大量精確複製高品質的塑膠微結構。微熱壓成形的原理如圖1-3所示，係將高分子與模仁施以預壓(Preloading)，使加熱溫度能夠均勻傳入高分子及模仁中，抽真空之後，將高分子加熱到玻璃轉換溫度(T_g)以上，同時再施加壓力將軟化的高分子壓入模仁中，保壓(Holding)一段時間，使模仁中的圖案完全轉移到高分子中，最後將模仁與高分子微結構分離，完成熱壓的程序。

隨著科技的進步，奈米科技已成為全世界科技發展的重點之一，諾貝爾獎得主 Richard Smaller 教授於 1999 年 6 月 22 日美國參議院奈米科技聽證會上強調：奈米科技對未來人類健康及生活福祉之貢獻絕對不亞於本世紀微電子產品、醫學影像、電腦輔助工程、人造高分子材料等之總合貢獻。自 1990 年代後，由於半導體集積度愈來愈細，美日半導體業界正競相開發 100nm 的設計技術，目前被廣泛看好之奈米壓印微影技術(Nano-Imprint Lithography, NIL)最具發展潛力。

NIL 是美國普林斯頓大學 Stephen Y. Chou 教授在 1996 年首先提出的一種奈米微影製程(Nanolithography)，可製作 100nm 以下的圖案，具有高解析度，生產速度快[11~14]。其壓印原理與熱壓類似，先以傳統微影蝕刻製備矽晶圓模仁(Mold)，然後以高分子材料(一般普遍使用 PMMA)當作”印泥”塗佈在矽晶圓基板上。再利用特殊的儀器，施以精確控制的壓力及溫度，將模仁壓印在塗佈於矽晶圓基板上的 PMMA，如此模仁上之圖案即轉印到 PMMA 上了，並以反應離子蝕刻方式進行 PMMA 蝕刻，並進一步進行矽晶圓蝕刻，即可達到複製模仁之目的，圖 1-4 為 NIL 之製程流程。

此技術不僅可應用於數十奈米尺度之大面積積體電路線路植佈，還可廣泛應用在聚合物被動光學元件、次微米電極、高分子光柵、磁性記憶體、微流道、生醫晶片及其他功用之微結構製作[15]，對於國防科技之各項武器系統發展可提供重要之技術支援。

不管是 NIL 或 LIGA 其核心關鍵在於壓模(Stamp)及母模(Master)之製作，事實上即為模具之製作技術。

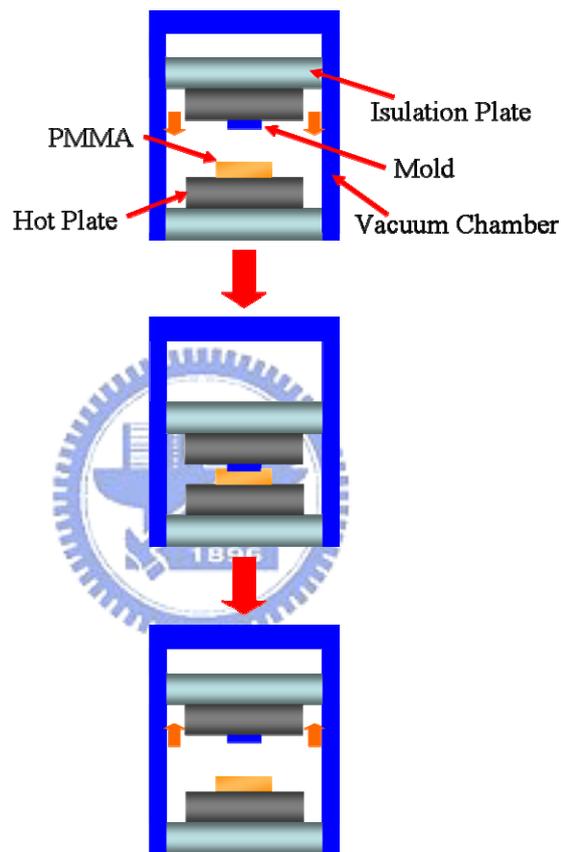


圖1-3 微熱壓成型之原理

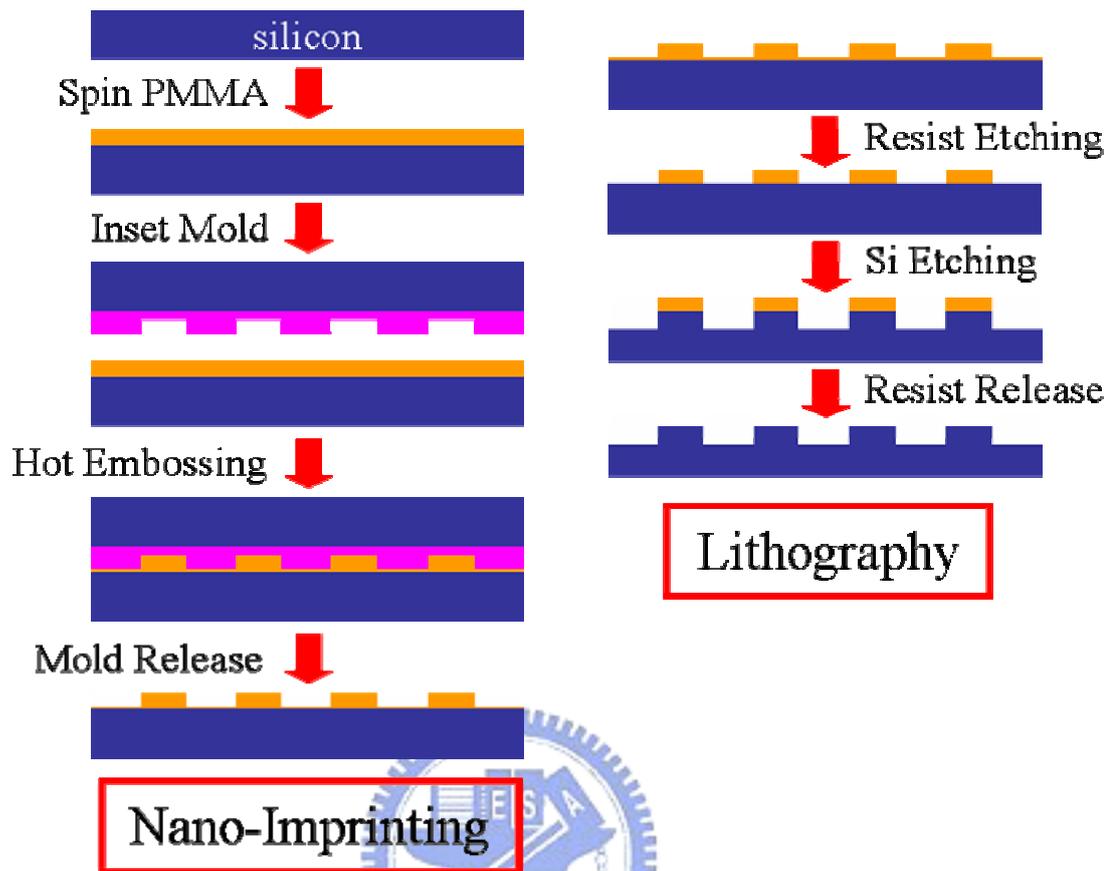


圖 1-4 NIL 之流程示意圖

第二章 透明質酸、聚左乳酸及皮膚之介紹

2-1 高分子材料

所謂高分子是指具有巨大分子量的物質，它於自然界中扮演著極重要的角色，例如組成生命所必須的蛋白質(Protein)、支撐植物的纖維素(Cellulose)及植物儲存能量的澱粉(Starch)，這些都是自然界中存在已久的高分子物質。近年來由於人們發現可經由人工合成的方式合成高分子物質，更進一步的研究發現高分子物質與以往所研究的低分子量物質在性質上有諸多的不同處，而且表現出許多特殊的行為，吸引人們更進一步加以探討，於是高分子量物質的探討已成為一專門的學術領域。

高分子量物質一般是由簡單的低分子量物質連結而成，故常稱為聚合體(Polymer)。至於具有多大分子量以上始可稱為高分子？一般來說，分子量在1000以上者已可稱為聚合體，不過大多所謂高分子其分子量多在10000以上，甚至可達數十萬。近年來由於高分子材料所具有的多變性，於人們生活上受到廣泛的應用，硬可替代鋼鐵，軟可替代海綿，環顧人們生活的四周，都可見到高分子材料的蹤跡，本實驗所採用之聚左乳酸及透明質酸即為目前生醫界普遍使用之高分子材料。

2-2 聚左乳酸(Poly-L-Lactic Acid, PLLA)

聚左乳酸為聚乳酸之左旋型，或稱為L型乳酸。聚乳酸(Polylactic Acid, PLA)是一種人工合成、生物可吸收性白色半結晶玻璃態高分子，屬於聚 α -氫氧基酸(Poly α -Hydroxy Acids)，其玻璃轉移溫度(Tg)約為57°C，熔點(Tm)約為174°C [16]，化學結構型式有4種，視其立體結構分為L型(L-Configuration)或D型(D-Configuration)[17]，不過D型乳酸，或稱為右旋型乳酸在人體內難以代謝，所以目前目前醫界用的多半是L型乳酸，圖2-1為聚左乳酸之結構

圖。

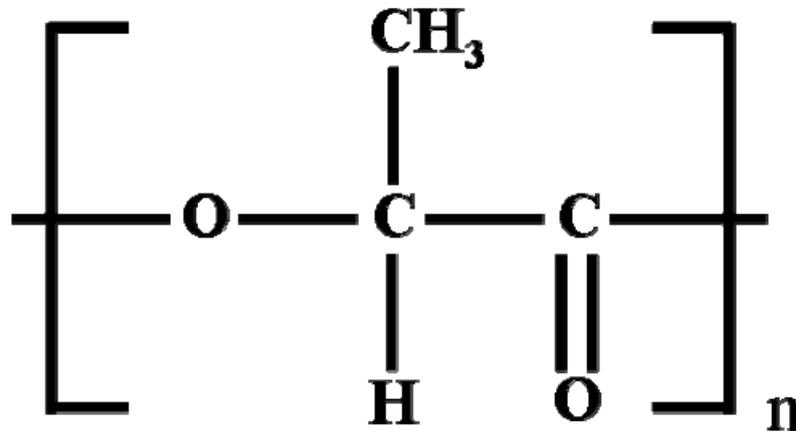


圖2-1 聚左乳酸之分子結構圖

2-3 聚左乳酸之降解

PLLA會經水解去酯作用(Hydrolytic De-Esterified)變成乳酸，而乳酸是所有有機體內碳水化合物代謝的中間或最終產物，乳酸可藉乳酸脫氫酵素(Lactate Dehydrogenase)的催化而氧化成焦葡萄糖酸鹽(Pyruvate)。接著焦葡萄糖酸鹽可用於葡萄糖的合成，或經檸檬酸(Citric Acid)循環被代謝成水和二氧化碳，再由肺和腎排出[18][19]。

PLLA之降解會隨著選用之分子量大小、分子量之分佈、本身的聚合程度以及被包覆之材料所影響[20]。

2-4 透明質酸(Hyaluronic Acid, HA)[21]

透明質酸，又稱玻尿酸或醣醛酸，是人體組織中自然存在而不可或缺

的一種透明質酸鈉鹽，由葡糖醛酸-N-乙醯氨基葡糖為雙糖單位組成的直鏈高分子多醣，分子量範圍從 10^5 至 10^7 。此外，也是一種帶負電的生物黏稠性高分子[22][23]，在動物體內存在於大部份的結締組織(Connectivetissue)中，具有：

- 1.生物可吸收性。
- 2.生物相容性。
- 3.黏稠性。
- 4.保水性。
- 5.抗細胞沾黏的特性。

透明質酸對組織結構上整體的保養和細胞間的輸送有很重要的功能，圖 2-2 為透明質酸之分子結構圖。

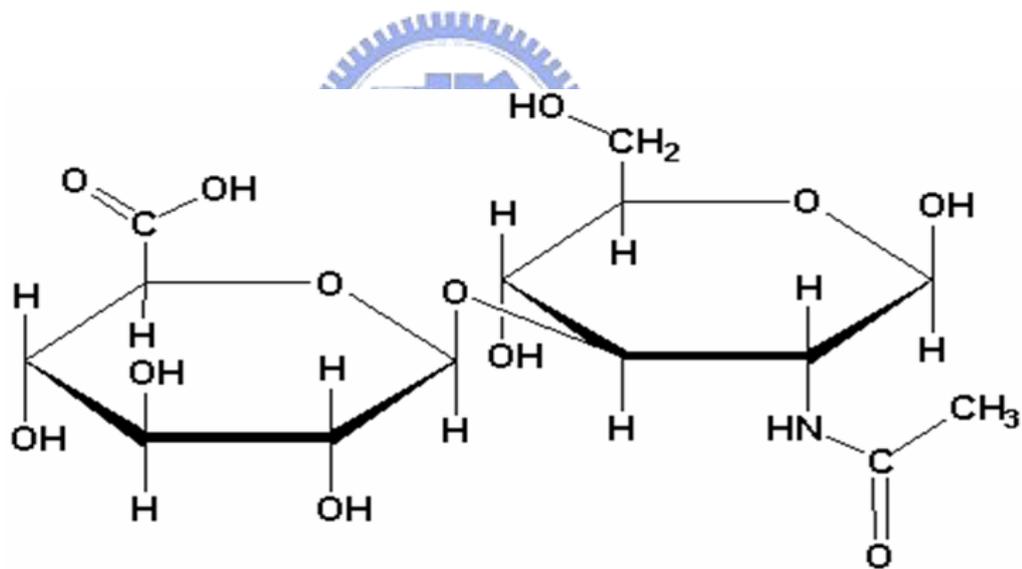


圖 2-2 透明質酸之分子結構圖

2-5 透明質酸參與傷口癒合機制

傷口癒合之過程[24]可分為發炎(Irritation)、細胞增生(Proliferative)、肉芽形成(Granulating)及組織重整(Remodeling)期。皮膚受傷之初，血管破裂，血液中的發炎細胞聚集在傷口處。第一個進入傷口位置之白血球為多核形白血球(Polymorphonuclear Leukocytes, PMN)，主要功能是吞噬入侵傷口的細菌。而後出現的細胞是巨噬細胞(Macrophages)，它們的生命期比PMN長，且持續出現至傷口完全癒合為止，淋巴球(Lymphocyte)則是稍後出現。巨噬細胞會消化致病的有機體及組織殘骸；此外會釋放出一些活性物質，造成更多的發炎細胞聚集而促使肉芽組織之形成。

發炎期過後，細胞開始增生，纖維母細胞開始遷移至傷口並生產大量之基質材料，包括膠原蛋白、蛋白醣、透明質酸及彈性蛋白。由結構凌亂之細膠原蛋白纖維所組成的細胞外基質沉積在傷口上，稱為肉芽組織(Granulating Tissue)。在此同時，傷口附近微血管之內皮細胞開始遷移，形成新血管。在傷口周圍、髮囊或其它體腺結構之表皮基底細胞進行一連串快速的有絲分裂，這些細胞以類似蛙跳的方式，一個細胞越過另一個細胞，直到傷口表皮細胞連結完成。表皮細胞則由扁平的形狀變成較長的形狀，並增加其有絲分裂的活性使表皮層逐漸增厚，最後角質化。初形成的膠原蛋白基質隨後被酵素分解，取而代之的是較粗且排列較整齊的膠原蛋白纖維，以增加機械強度。肌纖維母細胞(Myofibroblasts)與膠原蛋白之相互作用造成傷口收縮(Contraction)而形成疤痕組織。

透明質酸在傷口癒合前四至五天含量最多，能刺激纖維母細胞增生及遷移。透明質酸可吸收大量的水使傷口基質膨脹，此提供額外的空間讓纖維母細胞更容易遷移至傷口。含硫酸基團之甘胺基聚醣與硫酸皮膚素(Dermatan Sulfate)於五至七天取代透明質酸成為主要之糖甘胺基聚醣，這些糖甘胺基聚醣促使纖維母細胞合成膠原蛋白。纖維母細胞遷移至傷口後五

天開始製造膠原蛋白。

2-6 透明質酸之降解

透明質酸會與內皮細胞外的受器，如CD-44結合後帶入細胞內的溶體(Lysosome)中，而被分解成醋酸鹽(Acetate)及乳酸鹽(Lactate)，而醋酸鹽可藉由身體之代謝器官所代謝掉；乳酸鹽則排入血液裡進一步代謝掉。

2-7 皮膚系統

2-7-1 皮膚的功能

皮膚是身體最大的器官，幾乎佔全身體重的六分之一，它最主要有五種功能：

- 1.保護：皮膚能夠抵抗紫外線、機械性、化學性及物理性的傷害，而滲透性甚差的表面能防止過分的脫水並對微生物的侵襲形成第一道物理性的防禦阻礙。
- 2.感覺：皮膚是身體最大的感覺器官，含有不同的接受器，包含觸覺、壓覺、痛覺及溫度。
- 3.調節體溫：由於毛髮和皮下脂肪組織的存在，使得身體的熱量不至於流失。相反的，從皮膚表面蒸發的汗水以及增加真皮內微血管網裡的血流量則有助於熱量的散失。
- 4.體液調節：皮膚可作為大量體液流失至外在環境的障礙，正常體液流失是經由汗腺，由自主神經調節而排出汗水。只有當皮膚受到燒傷破壞時，大量體液流失到體外，此時會干擾到身體內水份平衡，導致心臟衰竭造成死亡。
- 5.代謝與排泄：皮下脂肪為能量儲存方式之一，主要是以三甘油脂的方

式存在。維生素D在表皮中合成以補充食物中的不足，另外皮膚亦可排泄鈉、氯、鉀離子及乳酸和少量的尿素(含氮廢物)。

2-7-2 皮膚的構造

結構上，皮膚由兩大部分組成，外層較薄部份由上皮組成，叫表皮(Epidermis)，表皮內強化內層較厚的結締組織叫真皮(Dermis)，位於真皮下面的組織叫皮下層(Subcutaneous Layer)，又稱表淺肌膜層(Superficial Fascia)，是由蜂窩組織及脂肪組織所組成，如圖2-3所示。表皮是由四至五層的細胞所構成之複層鱗狀上皮，這五層由內而外分別為：

1. 基底層(Stratum Basale)：單層立方或柱狀細胞所組成，能不斷分裂，當其分裂增生時，新細胞一直往表淺方向移動，細胞核逐漸退化，細胞漸漸往外移最後細胞死亡脫落。
2. 棘狀層(Stratum Spinosum)：含有八到十列多角型細胞，細胞表面帶有棘狀物，有時候基底層和棘狀層合稱為表皮發生層(Stratum Germinativum)，表示表皮細胞均由此層而來。
3. 顆粒層(Stratum Granulosum)：由三到五列扁平細胞組成，細胞內含有透明角質(Keratohyalin)，此為角蛋白(Keratin)先驅物。角蛋白是表皮表面的防水蛋白，顆粒層細胞脂細胞核具有退化現象。
4. 透明層(Stratum Lucidum)：由多層扁平死細胞構成，細胞內含有滴狀透明物質，為角母蛋白(Eleidin)，其為透明角質轉化而來，最後會成為角蛋白。
5. 角質層(Stratum Corneum)：含有25到30列扁平死細胞，裡面充滿角蛋白，這些細胞不停脫落與更替。角質層為抵抗細菌或化學物質侵入的有效屏障。

真皮是由含膠原纖維與彈性纖維的結締組織組成，血管、神經、腺體和毛囊均浸埋在其中。真皮又可分為兩層：

- 1.乳突層(Papillary Layer)：由暈狀結締組織構成，位於表皮下面。包含有真皮乳突、網狀血管、淋巴管及感覺接受器等。因表皮沒有血管，因此氧氣與營養由乳突以擴散作用傳送到達表皮。
- 2.網狀層(Reticular Layer)：由緻密不規則結締組織組成，具有很強之彈性與伸展性。

透明質酸是人類皮膚主要的糖苷胺基聚醣，人體之透明質酸含量有一半以上主存在皮膚。表皮層之透明質酸分布在基底細胞及棘狀細胞間，而真皮之乳突層透明質酸的含量最多，在網狀層之透明質酸則以不規則的網狀結構分佈。透明質酸在真皮層之功能是維持細胞間的水分使營養物及其他低分子量的物質能擴散至上層細胞。真皮之透明質酸分子量及含量都較表皮為高[25]。



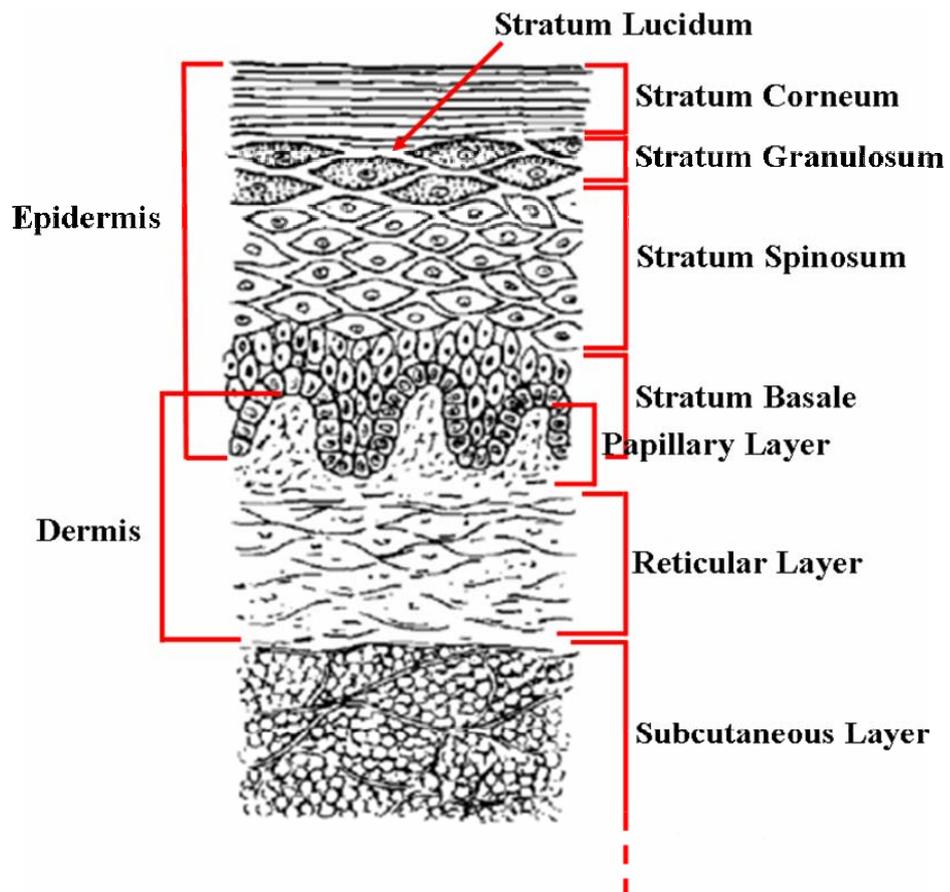


圖2-3 皮膚構造

(<http://www.remnet.jp>)

2-7-3 燒傷

人體組織受到熱、電、放射性物質和化學物質的傷害造成皮膚細胞之蛋白質損傷或死亡即為燒傷。組織因直接或間接與有害物質接觸而造成傷害，如皮膚、消化道內膜或呼吸道等，屬於局部燒傷。一般而言，燒傷的全身反應對人體生命的威脅遠比局部反應大，例如：大量流失水份、血漿和血漿蛋白會造成休克、細菌感染、血液循環效率降低、尿液產量減少等徵狀。

燒傷可能擴及整層皮膚，或僅限於皮膚某些層次。在臨床診斷上，根據燒傷部位的顏色、有無感覺和水泡、彈性是否消失等特徵來決定燒傷的深度。一般燒傷可分為下列各種不同程度，如圖2-4所示：

- 1.一級燒傷：徵狀是輕微疼痛與紅腫，只波及表淺的上皮，通常兩到三天就會痊癒，並有脫皮或皮膚剝落的現象。
- 2.二級燒傷：波及表皮深層或是真皮的上半部。在表淺性二級燒傷中，表皮深層受到損害，出現發紅、水泡、水腫及疼痛，而位於表皮下方的水泡稱為Bullae，這類燒傷需要七至十天才能痊癒。在深入性二級燒傷中，表皮及真皮均被波及，表皮衍生物，如毛囊、皮脂腺、汗腺未受損，若無細菌感染則不須做皮膚移植，約三至四周可以痊癒，二級燒傷會留下疤痕。一級與二級燒傷合稱部份厚度燒傷(Partialthickness Burn)，在治療處理時雖不須做植皮手術，但是由於在燒燙傷處，尤其是大面積的二度燒燙傷，通常會因水泡破裂、皮膚剝落而造成病患體液、血漿及血漿蛋白質大量滲出，治療過程除快速補充病患水份與血漿外，包紮傷口避免體液繼續滲出與避免細菌感染是必要的治療過程。
- 3.三級燒傷：又稱為全厚度燒傷(Full-Thickness Burn)，波及所有表皮、真皮及表皮衍生物，且由於神經末梢已遭到破壞，傷口恢復很慢，且

在上皮覆蓋上去之前會形成大量肉芽組織(Granulation tissue)，即使立即施以植皮手術，三級燒傷的部位仍然會很快發生收縮及出現疤痕。

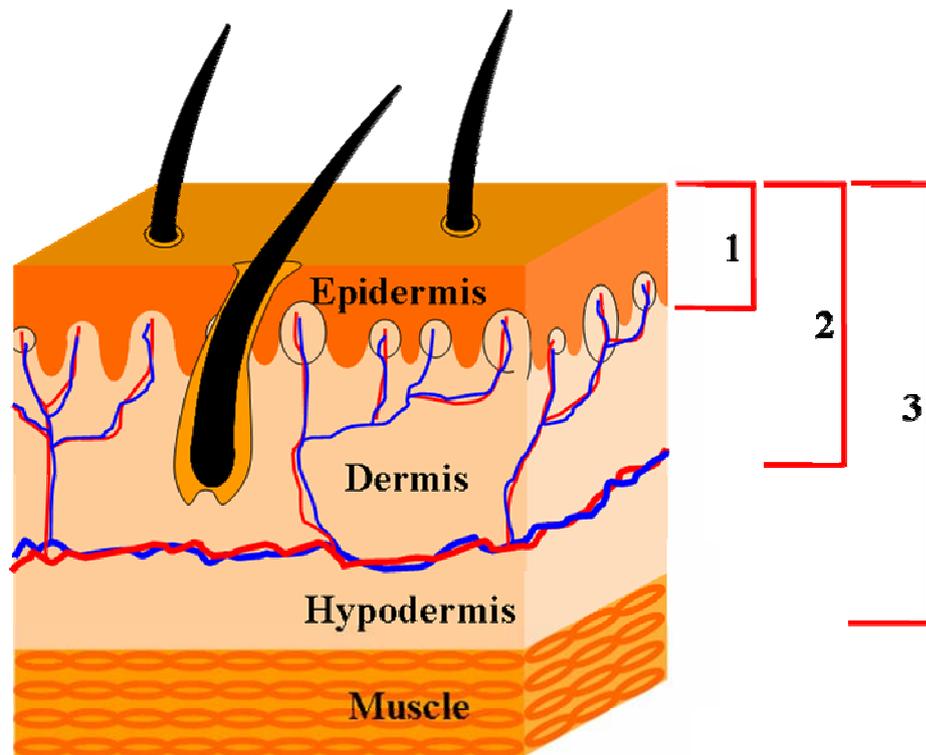


圖2-4 燒傷分級圖示[26]