



國立臺灣大學醫學院暨工學院醫學工程學系

碩士論文

Department of Biomedical Engineering

College of Medicine and College of Engineering

National Taiwan University

Master's Thesis

水晶體與人工水晶體之力學分析

The mechanism of lens and its interaction with intraocular lens

蔡明伸

Ming-Shen Tsai

指導教授：施博仁 博士

Advisor: Po-Jen Shih, Ph.D.

中華民國 113 年 9 月

September, 2024

謝誌



首先我要感謝我的父母在我成長與求學的路上無條件支持我，家人是我最堅強的後盾。感謝施博仁教授在碩士兩年間的指導，教授不吝將豐富歷練的智慧與專業知識傳授給我，不僅啟發學子的獨立思考能力、給予我自由發揮想像力的空間，讓我受益匪淺，這些將成為我未來生涯中的寶貴資本。也感謝三焦人工水晶體計畫主持人顏家裕校長，有幸參與顏校長帶領的前瞻研究題目，給予資源的同時不限制我們的發想。感謝在計畫中與我討論指教的王富正教授、戴子安教授、郭柏邑醫師、李佳翰教授與諸位教授所帶領的同學們。

感謝眼生物理學實驗室的各位同學與學弟妹，與你們一同分享研究與學習過程非常的喜樂。感謝廖韋琪在影像處理、AI 等指教、洪御家與我討論力學分析與有限元素法、陳盈璇和廖煮伶對於研究內容的討論與指教都使我的研究更完整與順利。

蔡明伸 謹啟

國立台灣大學醫學工程學系
中華民國一百一十三年九月

摘要



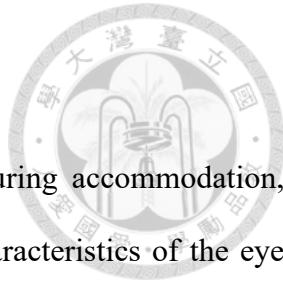
本研究探討水晶體在調視過程中的力學特性，發展了一種模擬生物眼球力學特徵的實驗方法，並研究懸韌帶作為力傳導介質的作用。實驗設計包括豬水晶體之拉伸試驗，懸韌帶與水晶體的黏著方式，光彈應力分析下觀察等差線分佈。然而，在平面偏振光學系統下未觀察到顯著的等差線，為水晶體內部應力分佈過於均勻或折射率差異不足以產生顯著雙折射效應。為深入研究，我們嘗試改變施力方向和位置，並引入圓偏振光學系統以消除等傾線干擾，即便如此，豬水晶體仍未顯示可觀測的等差線。這表明水晶體的應力分佈或材料特性可能導致光在其內部產生的相位差不足以形成可見的等差線。此外我們考慮了水晶體外層囊袋的光彈性行為。囊袋由膠原蛋白組成，具備一定彈性，類似於角膜的層狀纖維排列。如果施加足夠外力於囊袋就可能顯示出等差線。

光彈性技術在水晶體分析中受限，我們進行了有限元素法分析與影線處理。建立了豬水晶體的三維有限元素模型，並使用實驗中測得的外力作為邊界條件進行模擬與比較。有限元素法結果與影像處理結果一致表明有限元素分析和影像處理結果相符。

在人工水晶體研究中，我們設計了沖壓模具以製造成本低且生產效率高的人工水晶體，並製作了人工囊袋以模擬其在囊袋中的狀態。模擬調視拉伸實驗顯示，人工水晶體在人工囊袋內的光彈等差條紋在不同應力下光強度變化。應力變化對等色線亮度改變證實了應力差異的存在。

關鍵詞：水晶體、人工水晶體、白內障、調視、光彈理論、有限元素法。

Abstract



This study investigates the mechanical properties of the lens during accommodation, developing an experimental method to simulate the biomechanical characteristics of the eye and exploring the role of zonules as a force transmission medium. The experimental design includes tensile tests on porcine lenses to observe the adhesion between the zonules and the lens, and analyzes the distribution of isochromatic lines under photoelastic stress. However, no significant isochromatic lines were observed under a plane-polarized optical system, likely due to a uniform stress distribution within the lens or insufficient refractive index differences to produce significant birefringence effects. To further investigate, we attempted to alter the direction and position of the applied force and introduced a circularly polarized optical system to eliminate isoclinic line interference. Even with these adjustments, the porcine lens did not display observable isochromatic lines, suggesting that the stress distribution or material properties of the lens might prevent sufficient phase differences in light within the lens to form visible isochromatic lines.

Additionally, we considered the photoelastic behavior of the outer capsular bag of the lens, which is composed of collagen and exhibits some elasticity similar to the layered fiber arrangement of the cornea. If sufficient external force is applied, the capsular bag may display isochromatic lines. Although the application of photoelastic techniques in lens analysis is limited, we conducted finite element method (FEM) analysis and image processing. A 3D finite element model of the porcine lens was established, and the forces measured in the experiment were used as boundary conditions for simulation and comparison. The FEM results were consistent with image processing outcomes, indicating agreement between FEM analysis and image processing results.

In the study of intraocular lenses, we designed stamping molds to produce cost-effective and highly efficient IOLs, and created an artificial capsular bag to simulate the state of the lens within the capsular bag. Simulated accommodation stretching experiments showed that the photoelastic isochromatic fringes of the IOL within the artificial capsular bag exhibited changes in light intensity under different stress conditions. The change in light intensity of the isochromatic lines due to stress variations confirmed the existence of stress differences.

Keywords: **Lens, Intraocular Lens, Cataract, Accommodation, Photoelasticity, Finite elements method**

目 次

謝 誌	i
摘 要	ii
ABSTRACT	iii
目 次	v
圖 次	viii
表 次	xvi
1 第一章 緒論	1
1.1 研究動機	2
1.2 調視	3
1.2.1 水晶體	4
1.2.2 懸韌帶	5
1.2.3 睫狀肌	7
1.3 白內障手術與人工水晶體	8
1.4 人工水晶體材料與設計	10
1.5 人工水晶體的製程	11
2 第二章 文獻回顧	14
2.1 光彈應力(Photoelasticity)分析法	14
2.1.1 光彈理論	15
2.1.2 光彈條紋場	18
2.2 光彈分析應用於眼角膜應力分析	24

2.3 模擬水晶體的調視	29
2.3.1 調視相關的疾病	29
2.3.2 研究水晶體變形之論文	30
3 第三章 材料與實驗方法	37
3.1 模擬人眼調視之實驗用豬水晶體準備	37
3.2 模擬調視作用於囊袋內的人工水晶體之實驗	39
3.2.1 實驗用光彈性人工水晶體製作	39
3.2.2 人工水晶體植入於豬眼囊袋	42
3.2.3 人工囊袋製作植入人工水晶體	44
3.3 實驗儀器設計與測試	45
3.3.1 拉伸儀器與量測裝置	45
3.3.2 偏振系統	47
3.3.3 懸韌帶黏著方法	48
4 第四章 實驗設置結果與討論	51
4.1 光彈性實驗於水晶體之測量	51
4.1.1 水晶體之光彈實驗	51
4.1.2 水晶體之光彈應力分析之討論	60
4.2 水晶體變形測量與分析	64
4.2.1 影像處理與形變判斷	66
4.2.2 有限元素模型建立	71

4.2.3 有限元素法分析調視狀態下豬水晶體之討論	74
4.3 人工水晶體於囊袋內之光彈力學實驗	75
4.3.1 光彈人工水晶體於人工囊袋之光彈性	75
4.3.2 光彈人工水晶體於人工囊袋之光彈性之討論	79
5 第五章 結論與展望	81
5.1 結論	81
5.2 未來展望	84
6 參考文獻	85

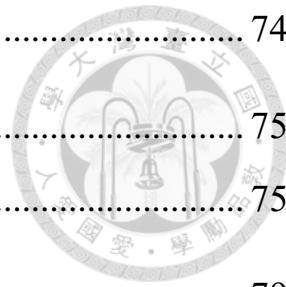


圖 次



圖 1.1 調視示意圖 (a)睫狀肌收縮、懸韌帶放鬆，使水晶體有更高的屈光度可以聚焦近物 (b)睫狀肌放鬆、懸韌帶收緊，使水晶體變扁平屈光度減少可以聚焦遠物[5] ..	4
圖 1.2 (a)眼睛散瞳後裂隙燈顯微攝影下的水晶體，可見水晶體為一個雙凸結構的透鏡 (b)圖(a)方框中的剖面示意圖 (c)水晶體內之細胞示意圖[6]。 ..	5
圖 1.3 懸韌帶連接水晶體與睫狀肌示意圖 懸韌帶可以根據解剖構造發現有分為前 (Anterior)、後(Posterior)與赤道(Equatorial)三種纖維方向，三種纖維連接的肌肉纖維可以推斷前後懸韌帶主要維持水晶體位置，赤道懸韌帶主導水晶體變形[8]。 ...	6
圖 1.4 睫狀肌解剖圖[8]	7
圖 1.5 由 Georg Bartisch 紀錄並執行的白內障針撥手術，(a)將針伸入眼睛內擠壓水晶體，將水晶體從眼軸移開 (b)針撥手術所使用的針具組[9].....	8
圖 1.6 Harold Ridley 在 1951 年於 Oxford Ophthalmological Congress 發表利用人工水晶體取代白內障之水晶體 (a)Harold Ridley 與 Rayner 公司合作開發的人工水晶體 (b)人工水晶體植入於囊袋中的示意圖 [9]。	9
圖 1.7 Rayner 製造人工水晶體流程 (a) 銑床加工 PMMA 胚料 (b) 銑床切削出的鏡片胚料 (c) 鏡片經過拋光研磨後，雕刻出觸角 [15] 。	11
圖 1.8 由 Morcher 提出的三件式人工水晶製程流程 (a) 熱壓鑄模具製成人工水晶體光學部件 (b) 車床進行光學部件邊緣的修整 (c) 微型鑽床進行打孔 [14]	13
圖 2.1 石英玻璃切削深度 100um 時，切屑表現出的脈紋(紅框標示處)與殘留應力產生的光彈[16]	14

圖 2.2 石英玻璃切削深度 150um 時。脈紋是在加工過程產生微孔，當切削裂痕擴展至微孔時，材料發生剪切斷裂，在斷裂處產生剪切塑性流變，而留下脈紋狀的圖案，這樣的圖案會對應於殘留應力場的生成[16]	15
圖 2.3 波片示意圖[17]	16
圖 2.4 雙折射材料之應力態示意圖[17]	16
圖 2.5 對於雙折射材料，主應力方向上的光波與其他方向上的光波的折射率不同。這種不同的折射率導致光波在通過材料時產生相位差[17]。	17
圖 2.6 分析光彈條紋的偏振光學系統 (a) 平面偏振光學系統配置下，其中偏振片和檢偏片保持垂直於彼此。(b) 圓偏振光學系統為平面偏振光學系統中插入兩片四分之一波片來構建[18]	19
圖 2.7 光線通過垂直方向偏振片後會被過濾為垂直方向的光線由 P 表示， P 通過檢測材料時分解至快軸與延遲軸之示意圖[17]。	20
圖 2.8 光線通過材料再次通過檢測片後，由於檢測片過濾水平軸以外的光線，只有水平軸的 A 分量可以被檢測者觀測到[17]	21
圖 2.9 使用綠色光源增強等差線條紋[17]	22
圖 2.10 使用波長的白光光源產生的條紋中，會出現複雜的顏色組合會使判斷變得困難[19]	23
圖 2.11 法向照明示意圖光線正常指向瞳孔中心，入射光線因角膜原有的曲率會使產生些微傾斜的入射[20]	24
圖 2.12 斜向照明示意圖。P 為偏振片、Q 為四分之一波片則 A 為正交於 P 的檢偏片[20]	25

圖 2.13 法向入射照明之等差線條紋示意圖(a) 法向射光照射下，透過線偏振觀察到的等差線 (b) 在正常入射光照射下，透過圓偏振光觀察到的正常人眼的等差線[20].....	25
圖 2.14 斜向入射照明之等差線條紋示意圖[20]	26
圖 2.15 水平軸方向外力所產生之條紋[21]	27
圖 2.16 置換手術後角膜的光彈等差線條紋[21]	28
圖 2.17 選轉測量法之裝置佈局[22]	31
圖 2.18 主要前部懸韌帶纖維的拉力所產生的力，在晶狀體前部的作用。P ₂ =作用於懸韌帶纖維的力，P _p =極力，P _E =赤道力，α=前部懸韌帶纖維相對於晶狀體赤道的傾斜角度[22]	31
圖 2.19 水晶體在同轉速下的變形[22]	32
圖 2.20 通過睫狀體和懸韌帶對水晶體施加壓力的裝置之剖面圖[23]。	33
圖 2.21 眼睛樣本需要去除角膜和部分鞏膜，使脈絡膜和睫狀體暴露。使用氰基丙烯酸酯黏著在懸臂上，並通過操作桿施加徑向拉力，以使水晶體變形[23]	34
圖 2.22 為使拉伸的方向接近懸韌帶的方向，懸臂被設計了導角使用強力膠黏著在睫狀體的外緣，以模擬其在眼睛中的實際位置[24]	35
圖 2.23 Adrian Glasser 的研究中所使用的拉伸裝置[24]。	36
圖 3.1 取出豬水晶體之流程圖。(a) 從豬肉攤購買回來的豬眼球。(b) 使用手術刀從鞏膜處切入打開豬眼球。 (c) 翻開鞏膜可以看見水晶體的位置。(d) 輕推角膜即可將水晶體與玻璃體從眼球中取出。(e) 新鮮的豬眼睛，用手直接將玻璃體與水晶體兩者分開 (d) 取出後並且將玻璃體去除的水晶體。	38
圖 3.2 豬的水晶體被取出後，去除玻璃體的狀態。(a) 水晶體維持完整的懸韌帶結構，黑色的部分為附著在懸韌帶上的睫狀體。(b) 水晶體損失了部分懸韌帶(箭頭處為損	

失懸韌帶的部分)，懸韌帶的完整度會影響後續黏著於實驗儀器，因此淘汰這類水晶體。 38

圖 3.3 沖切下料示意圖，「下料」顧名思義力利用沖頭下沉給予剪切力於料片，從料片脫下的外形胚件為成品。(圖片來源:模具處理手冊-金屬工業研究法展中心) 40

圖 3.4 人工水晶體沖壓模具。(a) 模具模塊 (b) 沖頭 41

圖 3.5 厚度 0.5mm 的樹脂薄膜作為下料加工時的料片。(a) 3D 列印出來 $40 \times 40 \times 0.5\text{mm}$ 的模具控制薄膜厚度 (b) 樹脂凝固後即可得到料片 (c) 厚度可以精準地控制在 0.5mm。 41

圖 3.6 利用沖壓模具的加工原理製造人工水晶體之過程。(a) 將樹脂所製作的料片放置在下模塊上 (b) 上模塊夾住料片，兩側的墊塊用於對正兩片模塊 (c) 利用鑽床鑽頭下壓的壓力推動沖頭，將人工水晶體沖切出來。 41

圖 3.7 沖壓加工所製造的樹脂人工水晶體。整個沖切的過程只花費不到一分鐘，而且加工良率高、成品品質好，製程再進行優化並加上自動控制系統，有望成為人工水晶體製程之一。 42

圖 3.8 前囊袋撕除的人工水晶體置換手術流程圖。醫生使用專用的手術刀在角膜上開出一個缺口，將鑷子伸入前房慢慢將前囊袋撕除，使用超音波乳化清除水晶體，最後植入人工水晶體(圖片改繪自咸陽艾爾眼科醫院網站) 43

圖 3.9 眼外囊袋人工水晶體植入流程。(a) 豬水晶體從豬眼內取出的模樣，水晶體被囊袋與玻璃體包裹。黑色的環狀物為懸韌帶與睫狀體。(b) 將前囊袋撕除後，水晶體可用鑷子完整取出。(c) 人工水晶體(紅色箭頭)替代水晶體，置於囊袋中的模樣。 44

圖 3.10 人工囊袋製作流程圖。 (a) 水晶體前房朝下置於螺帽上 (b) 將樹脂淋在水晶體的周圍 (c) 樹脂放置一天等待凝固，由於水晶體會分解，因此會稍微內縮 (d) 清除樹脂內的水晶體 (e) 與真實囊袋同尺寸的人工囊袋 (f) 保留一個環狀的結構的人工囊袋，與無環狀結構的囊袋。 45

圖 3.11 透過馬達選轉運動帶動直線運動，螺帽被嵌入滑塊內，滑軌限制螺帽發生相對轉動使滑塊在滑軌內做直線運動 (a) 俯視圖 (b) 側視圖 46

圖 3.12 模擬調視過程光彈實驗場 (a) 平面偏振實驗設計圖 (b) 拉伸機構與平面偏振組合之載台示意圖 47

圖 3.13 顯微鏡下懸韌帶、睫狀肌黏著於懸臂之影像 (a) 描述了懸臂的彎曲末端使用丙烯酸丁酯固定在睫狀體外緣上 (b) 眇肌位於懸臂末端與睫狀體睫狀突之間。懸韌帶纖維在睫狀突的內緣沿著睫狀體連接 [24]。 48

圖 3.14 懸韌帶吸附在衛生紙上 49

圖 3.15 黏著方式示意圖，藉由懸韌帶會吸附的特性吸附於衛生紙沾上強力膠，使用 PDMS 將衛生紙包覆住。如此，拉伸 PDMS 時，水晶體會延著的懸韌帶方向被拉伸。 50

圖 4.1 豬水晶體在平面偏振光中尚未被拉伸時的狀態，在單純重力而未受其他外力作用下，水晶體只呈現出黑色等傾線。 51

圖 4.2 豬水晶體在拉伸儀器中模擬調視變形的過程。豬水晶體在變形的過程中，可看出等傾線的變化，但並無明顯彩色的等差線出現。 54

圖 4.3 選轉偏振系統在角膜上產生的不同等傾線條紋形狀[21]。 55

圖 4.4 使用三個方向拉伸變形的過程中，觀察豬水晶體的等傾線與等差線。 56

圖 4.5 用手動模擬水晶體進行一個單軸向拉伸，在該軸向產生一個顯著的應力差觀察是否有等差線條紋出現。	57
圖 4.6 豬水晶體於圓偏振光學系統中觀測。(a) 圓偏振光消除等傾線的干擾 (b) 使用單軸方向的拉伸使豬水晶體擁有較大的應力差來觀測等差線條。	58
圖 4.7 豬水晶體於圓偏振光學系統中進行拉伸實驗。	59
圖 4.8 (a)人類角膜的垂直剖面圖，1~5 分別為上皮細胞層、前彈力層、基質層、後彈力層與內皮細胞層(b) 上皮細胞堆疊方式示意圖[26, 27]。	61
圖 4.9 水晶體在不同時期的組織結構剖面圖，上皮細胞與纖維細胞的成長過程在 (a) 6 天 、(b) 15 天 [29].....	62
圖 4.10 在平面偏振光學系統中從側向觀測單軸向拉伸水晶體之等差線.....	63
圖 4.11 利用手術刀與鑷子拉扯水晶體囊袋產生的等差線條紋 (a)未受到拉伸 (b)受到拉伸時產生的等差線 (c) 放大圖	64
圖 4.12 原始影像與 k-means 演算法分割出來的影像.....	64
圖 4.13 (a) Kyowa 的 LTS-500GA 微型負載傳感器合用於需要高頻響應和精確測量的小型力的應用(b) 尺寸以及傳感側方向示意圖。	65
圖 4.14 Kyowa 的 LTS-500GA 微型負載傳感器與紀錄器量測拉伸儀器之拉伸力，測得的拉伸力從初始的 0.44 牛頓至儀器最大拉伸為 0.181 牛頓。	66
圖 4.15 (a)拉伸實驗過程中水晶體側視的影像，儲存二值化處理後的(b)在計算水晶體輪廓時能辨識得更清楚。在影像中會出現一些噪點，要後處理這些像素以免影響計算。	68

圖 4.16 二值化後並去處噪點的水晶體影像，計算邊緣在 x 軸的座標。(a)水晶體尚未拉伸變形時的輪廓，計算厚度為 7.625mm (b) 水晶體在拉伸裝置上拉伸至為大變形量的輪廓，計算厚度為 7.225mm。	68
圖 4.17 在水晶體表面用黑色奇異筆標記點，這些點在拉伸時的位置改變可以用於計算水晶體的應變(a)拉伸前 (b) 拉伸後。	69
圖 4.18 經過灰度處理標記要分析的像素，(a)膨脹這些像素的邊界改善其形狀，(b)計算圓型結構元素，標記其圓心作為水晶體表面的點，記錄各點相對位置的改變，用於後續分析水晶體應變。	71
圖 4.19 豬水晶體拉伸實驗的圖形數據 (a)與(b)為拉伸前、(c)與(d)為拉伸後。	71
圖 4.20 利用 3D 繪圖軟體 Autodesk Inventor 建立水晶體之模型 (a) 水晶體模型之等角圖 (b) 水晶體模型之正視圖(c)匯入 Comsol Multiphysics 之水晶體 3D 模型。	72
圖 4.21 水晶體模型之邊界條件建立。(a)中五個圓點對應(b)的五個點，中心為支承固定點、其餘四點用來與影像處理比較有限元素法的結果。	73
圖 4.22 網格化之有限元素模型	73
圖 4.23 水晶體有限元素法分析 (a)水晶體體積變形之位移分佈 (b) 水晶體變形後之應力分佈。	74
圖 4.24 (a)沖壓加工製作的光彈人工水晶體置入於人工囊袋中 (b) 將實驗樣本置入於平面偏振光彈系統中產生的等差線 (c) 觸角根部出現等差線的放大圖	76
圖 4.25 (a)使用丙烯酸脂類膠水黏著，凝固硬化使囊袋失去彈性 (b)改用矽膠凝固後仍具有彈性的特性，利於人工囊袋進行後續拉伸模擬人工水晶體於囊袋內之實驗。 ..	76
圖 4.26 囊袋內的細胞攀附於人工水晶體表面之示意圖[34]	76

圖 4.27 光彈人工水晶體使用矽膠黏於人工囊袋內，置於平面偏振光學系統中進行拉伸
實驗 78

圖 4.28 比較光彈人工水晶體於人工囊帶完全無拉伸時與最大拉伸時之等色線條紋，(a)
無拉伸時產生的等色線光強度(b)最大拉伸時強度更亮 79

表 次



表 2-1 光彈理論所使用之符號總攬.....	23
表 2-2 豬眼睛之光彈係數[21]	27
表 4-1 本研究簡化之豬水晶體模型使用參數.....	72
表 4-2 不同年齡水晶體的楊式模數與折射係數[22, 23, 33].....	73



第一章 緒論



眼科是醫學中重要的專科之一，2004 台灣地區眼科門診職業內容分析[1]中，討論全民健保系統中眼科門診的醫療服務情形。抽樣比例為 0.2%的樣檔中 2004 年眼科有 34,398 筆就診紀錄，推估當年度有一千七百萬人次於眼科就診，佔總西醫門診次數的 6.1%。其中診斷最多前三的疾病為結膜疾病 53%、屈光異常 16.2%與白內障(cataract)佔 12.8%。

近年來隨著醫療水平的提升，2020 年台灣老年人口比例已佔人口的 16%以上，預計在 2025 年將突破人口比例的 20%。醫療的進步延長了人口平均壽命，這也導致了台灣老年疾病就診率提高。針對台灣老年人口醫療利用與多重慢性疾病之分析[2]，根據全民健康保險資料庫中 65 歲以上的人口門診與醫療利用情形做研究，盛行率最高之疾病為自發性高血壓佔老年人口 3.3%。而白內障發病率為 1.8%與骨關節疾病並列第二。

從各樣統計與人口趨勢中，可以察覺出眼科相關的疾病發生率提高，其中白內障將會佔多數。而白內障是水晶體(lens)相關的疾病，若能夠了解水晶體關於老化後產生的力學特性變化，可以對白內障醫學做出貢獻。而白內障治療方式是清除白化的水晶體，植入人工水晶體。因此人工水晶體置入在眼內時，理應被生理現象影響。釐清人工水晶體於眼內的力學情形，可幫助人工水晶體的設計與發展。

1.1 研究動機

視覺是人類最主觀的感覺系統，近視（myopia）、老花（presbyopia）或白內障（Cataract）所造成的視覺損失，即使透過矯正或手術進行治療，仍可能降低我們對世界的敏感度。目前的眼科研究主要集中於臨床治療，旨在使患者術後視力得以恢復，而對預防治療的關注相對較少。

近視是一種常見的屈光異常眼科疾病。與屈光度相關的眼球結構主要包括角膜和水晶體，其中水晶體尤為重要，因其具有調節視力的功能。調視（accommodation）是由睫狀肌（ciliary body）調整水晶體厚度的功能，此功能在眼睛內部產生力學作用，這些力學作用引起的疲勞可能是近視的成因之一。如果能夠釐清水晶體與睫狀肌之間的力學關係，將有助於眼科生物力學領域對近視成因的探討。

這樣的研究不僅能夠深化我們對近視成因的理解，也可能開闢新的預防和治療途徑，以減少視覺損失對人們生活質量的影響。

白內障是一種常見的眼科疾病。根據台灣地區一項關於白內障門急診就診率的趨勢研究[3]，對 1998 年至 2018 年間的白內障就診情況進行了統計分析，結果顯示白內障的就診率逐年增加。就診人數從 1998 年的 575,734 人增加到 2018 年的 1,153,225 人。此外，研究還發現白內障有年輕化的趨勢。一般來說，65 歲前確診白內障被定義為年輕患者，而 1998 年 50 至 69 歲因白內障就診的人數佔總數的 49.19%，到了 2018 年這一比例提升到了 54.99%。

患有白內障的患者通常需要通過手術置入人工水晶體來替代原本混濁的水晶體。白內障年輕化的趨勢意味著人工水晶體在眼內的置放時間將更長，這對人工水晶體的光學性質和機械性質提出了更高的要求。人工水晶體是否能適應人眼的生理特性也成為一個重要的研究。

我們認為當人工水晶體置入囊袋內時，人工水晶體仍會受到調視功能的影響，這可能導致其在囊袋內產生傾斜和偏移。目前使用的人工水晶體的材料和設計是否能應對這種變形因素值得討論。研究和改進人工水晶體的設計和材料，以適應眼內環境的變化，對於提高手術後的視覺質量具有重要意義。



1.2 調視

眼睛是一個動態的光學系統，其中調節水晶體尺寸的功能稱為調視，又稱為晶狀體調節。這個過程透過調節水晶體的折射能力，確保不同距離的物體能清晰地聚焦在視網膜上。簡單來說，睫狀肌的收縮和懸韌帶的鬆緊導致水晶體變薄或變厚，從而改變水晶體的屈光度。當睫狀肌收縮時懸韌帶會放鬆，水晶體變厚，屈光度增加，可以聚焦近距離的物體，可見圖 1.1。反之，當睫狀肌放鬆時，懸韌帶收緊，水晶體變薄，屈光度減弱，適合遠距離的物體[4]。

進一步來說，調視過程始於視覺影像的形成，信號從外側膝狀體 (lateral geniculate nucleus) 傳遞到視區皮質 (visual cortex)，經過前頂核蓋 (pretectal nucleus)，再由副交感神經纖維 (parasympathetic nucleus) 傳遞到節狀神經節 (ciliary ganglion)，形成突觸到達節後神經纖維 (postganglionic fibers)。這一信號傳遞路徑使睫狀肌和虹膜環狀肌收縮，導致水晶體厚度改變和瞳孔收縮 (Miosis)。如此精密的神經系統確保物體能在視網膜上清晰成像，讓我們能夠看到清晰的影像。

這樣的視覺變化過程，即眼睛內部所產生的力學調節結果，如果能夠量化調視過程中產生的力，將有效幫助探討眼睛相關的疾病。通過量化這些力學變化，研究人員可以更深入地了解調視過程，並進一步研究近視、老花和白內障等眼科疾病的成因及其預防和治療方法。

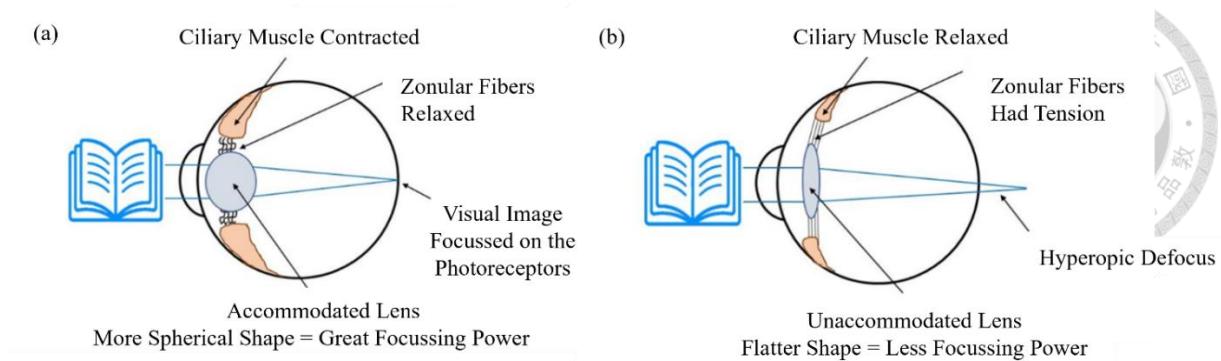


圖 1.1 調視示意圖 (a)睫狀肌收縮、懸韌帶放鬆，使水晶體有更高的屈光度可以聚焦近物 (b)睫狀肌放鬆、懸韌帶收緊，使水晶體變扁平屈光度減少可以聚焦遠物[5]。

1.2.1 水晶體

水晶體為眼睛重要的構造之一，以懸韌帶連接睫狀肌懸掛在虹膜後方、玻璃體前方，可見圖 1.2 (a)眼睛散瞳後裂隙燈顯微攝影下的水晶體，可見水晶體為一個雙凸結構的透鏡 (b)圖(a)方框中的剖面示意圖 (c)水晶體內之細胞示意圖[6]。與其名稱呼應水晶體如同一面雙凸透鏡將光線聚焦在視網膜(Retina)上，有良好的透光性(Transparency)、屈光(Refraction)及調視的功能。水晶體在人類的生命過程可以不斷的成長，生長的過程中老舊的細胞不會被代謝掉，會由新生的細胞不斷向內包覆成長，成熟的水晶體直徑約 9~10mm、厚度約 4~5mm[6]。水晶體的結構是由上皮細胞(epithelial cells)、晶體纖維(Lens fibers)、囊袋(Capsule)及懸韌帶(Zonules)所構成。

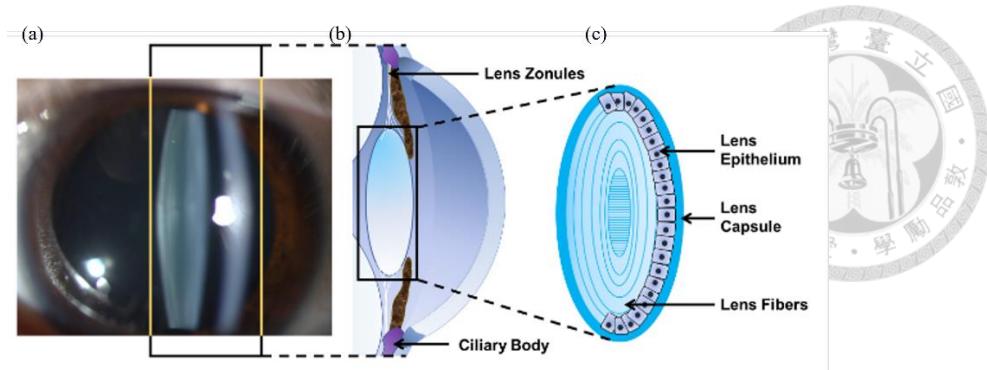


圖 1.2 (a)眼睛散瞳後裂隙燈顯微攝影下的水晶體，可見水晶體為一個雙凸結構的透鏡 (b) 圖(a)方框中的剖面示意圖 (c)水晶體內之細胞示意圖[6]。

水晶體約有 33%由蛋白質和水構成，其中 90%是水溶性蛋白質，稱為晶體蛋白 (crystallin)。由於晶體蛋白高度規則的排列以及細胞間隙極小，這種結構降低了光線的散射，使水晶體具有良好的透明度。高濃度的晶體蛋白在光線通過時產生折射，提供了水晶體的屈光功能[7]。

隨著年齡的增長或紫外線的影響，水晶體內部的晶體蛋白可能會沉澱，失去原有的透光度，導致光線經過水晶體時產生散射而非聚光，從而形成白內障 (Cataract)。為了防止這種情況的發生，晶體蛋白需要具有良好的穩定性，以減少蛋白質的沉澱和聚集。保持晶體蛋白的穩定性對於維持水晶體的透明度和屈光功能至關重要。這一現象揭示了預防白內障的重要性，特別是在減少紫外線暴露和延緩老化進程方面。

了解晶體蛋白的結構和功能，以及其在老化和紫外線影響下的變化，有助於開發新的治療和預防白內障的方法。例如，研究晶體蛋白的穩定劑或保護劑，可能有助於延緩或防止白內障的形成。

1.2.2 懸韌帶

懸韌帶是由膠原蛋白與彈性纖維所組成的組織，在眼睛內部有固定水晶體位置的功能，並做為連接水晶體與睫狀肌的組織，在調視中為傳遞力的介質。懸韌帶可以分

成赤道懸韌帶(equatorial zonules)、前懸韌帶(anterior zonules)及後懸韌帶(posterior zonules)可見圖 1.3 圖 1.3 懸韌帶連接水晶體與睫狀肌示意圖懸韌帶可以根據解剖構造發現有分為前(Anterior)、後(Posterior)與赤道(Equatorial)三種纖維方向，三種纖維連接的肌肉纖維可以推斷前後懸韌帶主要維持水晶體位置，赤道懸韌帶主導水晶體變形[8]。懸韌帶起始於睫狀肌之突起處並延伸至水晶體囊膜邊緣，前後懸韌帶從平坦處(pars plana)開始延伸至囊膜相應的前後位置，赤道懸韌帶則從皺褶處(pars plicata)延伸至水晶體赤道囊膜處。在調視的過程中，赤道懸韌帶是確定水晶體力學的主要構造，前後懸韌帶則負責支撐晶體。在調節遠視的過程時，睫狀肌收縮使赤道懸韌帶張力增加，引起水晶體拉伸而變平，此時前後懸韌帶相對張力較小，這樣的協作過程使水晶體在調適過程中不會前後移動[8]。

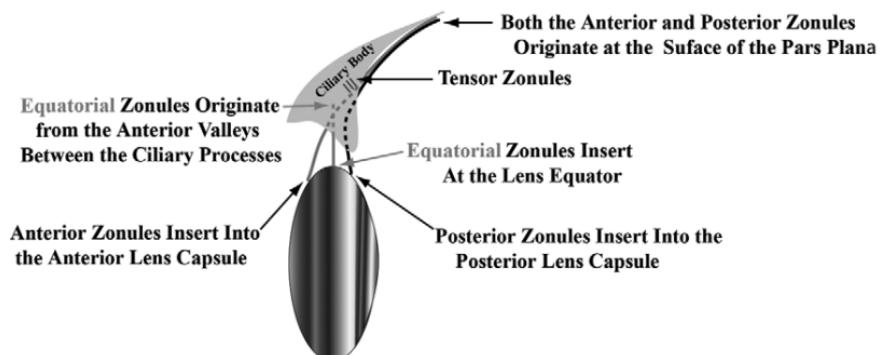


圖 1.3 懸韌帶連接水晶體與睫狀肌示意圖懸韌帶可以根據解剖構造發現有分為前(Anterior)、後(Posterior)與赤道(Equatorial)三種纖維方向，三種纖維連接的肌肉纖維可以推斷前後懸韌帶主要維持水晶體位置，赤道懸韌帶主導水晶體變形[8]。

1.2.3 睫狀肌



睫狀肌在調視機制中扮演著至關重要的腳色，根據其肌纖維的解剖構造及方向，睫狀肌可以分為縱向肌(longitudinal muscle)、橫向肌(radial muscle)與環狀肌(circular muscle)。縱向肌包含前縱向肌和後縱向肌，前縱向肌位於整個縱向肌的前部，與巩膜(sclera)平行並相鄰，前縱向肌纖維插入到巩膜脊(scleral spur)，當這些纖維收縮時，向後拉動巩膜脊，打開小梁網(trabecular mesh)。後縱向肌則位於整個縱向肌後部至平坦處，產生反向牽引向前拉動平坦處。橫向肌前後段與環狀肌連接，在調視過程中，橫向肌前段向鞏膜方向收縮，後段則向前方收縮，此時環狀肌進行等長收縮，為橫向肌肉纖維提供不可撓(unyielding)的環形空間。這些肌肉的互相協作，使瞳孔環的拉力增加，從而調節晶狀體的曲率，從而改變眼睛的焦距和光學能力，實現對不同距離的清晰視覺[8]。

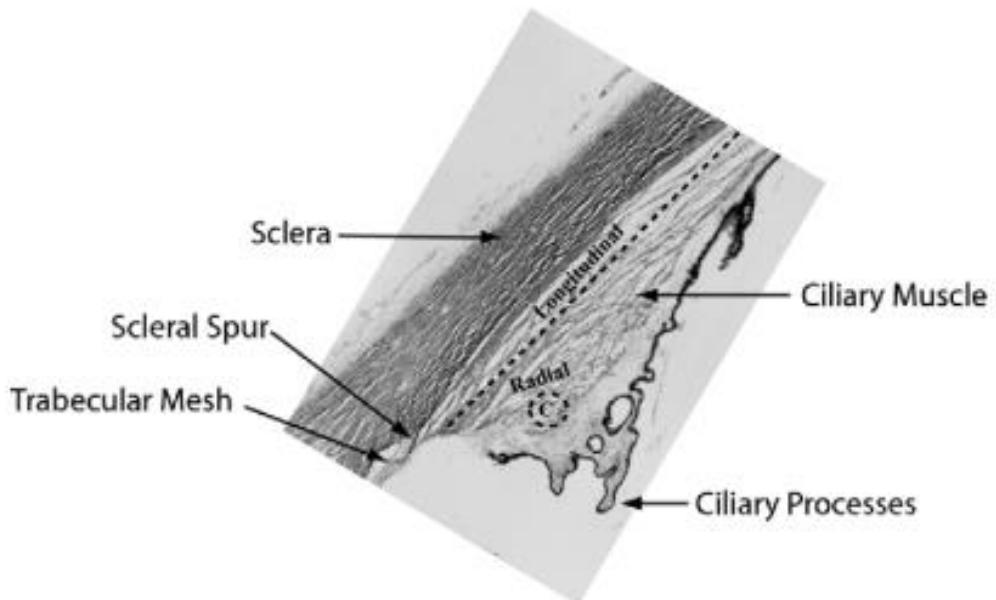


圖 1.4 睫狀肌解剖圖[8]

1.3 白內障手術與人工水晶體



人工水晶體是用於白內障手術取代白化混濁水晶體的植入物。白內障的治療可以追溯至西元六世紀的印度[9]，這時的白內障手術被稱為針撥白內障(counching)，由印度外科之父蘇胥如塔(Sushruta)發明，為水晶體移除手術的前身。這項手術有文獻紀錄於16世紀時，由德國的眼科醫生Georg Bartisch所出版的《Ophthalmodouleia》[10]，可見圖1.5。手術是將針插入患者眼睛內部直接將白化的水晶體從眼軸移開，使白化的水晶體不在參與視覺。在麻醉尚未普及的時代，這無疑是一項可怕的手術，但這仍然奠定了白內障治療的基礎，這項手術一直使用到17世紀，才由Davel於1748年首次提出透過手術摘除白內障水晶體[11]，針撥法才漸漸改進為水晶體摘除手術，而這樣術後無晶體的手術，患者術後只能仰賴厚重的鏡片。在白內障摘除技術發展的200年間，同樣為無血管組織的角膜移植成功率較高，但移植水晶體似乎仍不可行，水晶體不受損的進入人體眼內難度高，也無法保證異體水晶體能得到適當的營養保持透明。因此，由人工的水晶體代替水晶體的想法開始被廣為討論。

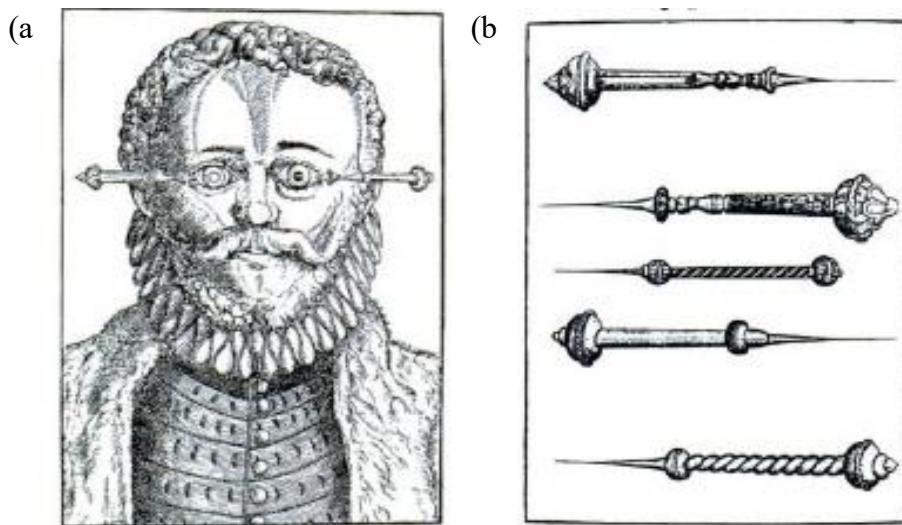


圖1.5 由Georg Bartisch紀錄並執行的白內障針撥手術，(a)將針伸入眼睛內擠壓水晶體，將水晶體從眼軸移開 (b)針撥手術所使用的針具組[9]。



在 1949 年，由 Harold Ridley 首次將人工水晶體植入白內障患者，當時的環境還沒有手術所使用的顯微鏡，手術時照明完全由護士手持手電筒完成[9]。Harold Ridley 所使用的初代人工水晶體設計為直徑 8.35mm、中央厚度 2.4mm 的一雙凸透鏡[11]，由聚甲基丙烯酸甲酯(PMMA)所製成的產品，這類材料所製造出來人工水晶體硬度高，故被稱作硬式人工水晶體，見圖 1.6。由於材料偏硬的性質，在手術中就只能通過更大的切口植入人工水晶體，如此將造成較大的傷口術後復原過程長且慢，也大大提高術後散光的機率。人工水晶體植入手術的成功，大大降低了白內障導致失明的機率。



圖 1.6 Harold Ridley 在 1951 年於 Oxford Ophthalmological Congress 發表利用人工水晶體取代白內障之水晶體 (a)Harold Ridley 與 Rayner 公司合作開發的人工水晶體 (b)人工水晶體植入於囊袋中的示意圖 [9]。

由於人工水晶體可以穩定的留在眼內，因此保留後囊袋(posterior capsule)的水晶體手術被認為是最完美白內障手術，這樣的手術提供了一個的空間放置人工水晶體。人工水晶體經過多年的材料研究，從早期的硬式人工水晶體改良成了軟式人工水晶體。軟式人工水晶體的摺疊性，讓水晶體摘除時在角膜上所需的開口減小。超音波乳化的幫助，使初期白內障的患者不需要等待水晶體完全老化再進行摘除。如今，有更先進

的雷射技術，來幫助眼科醫生進行定位與摘除手術，科技的進步使白內障成功率幾乎百分之百，讓白內障不再成為使人失明的其中一項原因[9]。



1.4 人工水晶體材料與設計

人工水晶體在材料的性質上，由於聚甲基丙烯酸甲酯所製成的硬式人工水晶體，無法摺疊送入病患眼中，不利於病患術後恢復。現今普遍使用可折疊式的軟式人工水晶體，材質主要有矽橡樹脂(silicone)、親水性丙烯酸(hydrophilic acrylic)、疏水性丙烯酸(hydrophobic acrylic)及聚甲基丙烯酸羥乙酯(hydroxy ethyl methacrylate, HEMA)等材質所製造而成[12]。市面上許多人工水晶體顏色呈現淡黃色，是為了過濾短波長的藍光在材料中加入發色基團。人工水晶體植入後常見的後遺症是後囊混濁(posterior capsule opacification, PCO)，發生的原因是上皮細胞(lens epithelial cells)在後囊生長，使得人工水晶體再次混濁，也稱二次白內障。人工水晶體的邊緣設計成方型(sharp edge)，可以更好避免細胞生長至人工水晶體上[13]。

人工水晶體依照光學區設計的不同，可以區分成單焦點(monofocal)、多焦點(multifocal)、複曲面(toric)與延焦段(extended depth of focus)四大類。單焦點之人工水晶體僅有單一焦距，因此在近距離視野中需要配戴遠視眼鏡矯正屈光度，在各國基於基本國民醫療需求被納入為健康保險給付，改善白內障患者基本視力需求。而多焦點與延焦段人工水晶體，由於特殊的光學設計減少患者術後對眼鏡的依賴度。由於人體生理性的調節距離與人工水晶體光學性質的調整本質上並不同，因此使用多焦段或延焦段人工水晶體的病人術後會產生神經適應性的問題。複曲面人工水晶體則用於矯正散光的病患，植入後病患不再需要使用矯正散光的鏡片。

1.5 人工水晶體的製程



自從第一個人工水晶體由 Harold Ridley 在 1949 年被植入白內障患者以來，這種治療方式被認為是白內障的最佳治療方式。製造品質良好的人工水晶體至今仍是各大廠商極力追求的目標。人工水晶體的製造可以使用車削與銑削、熱壓成型或射出成形這三種製程方法。本研究旨在分析人工水晶體在囊袋內的力學特徵，並將製造實驗用的人工水晶體，考慮到台灣市面上的人工水晶體單價較高。

Rayner 公司生產出第一片人工水晶體，使用鑽石銑刀在長 500mm、寬 25mm 的 PMMA 胚料上銑削出多個鏡片所需的尺寸和曲率。銑削完成後，胚料進行拋光處理，以研磨掉銑削時產生的切削痕跡和毛邊。接著，使用壓鑄技術統一鏡片的光學品質。再利用銑床雕刻出人工水晶體的觸角 (haptic) 形狀及尺寸。切割出來的成品還需經過一次毛邊處理和手工拋光，以避免邊角的粗糙和缺陷，見圖 1.7。

這種製程方式製造出來的人工水晶體是一體成形的，通常被稱為一片式人工水晶體。這樣的製造流程確保了人工水晶體的光學性能和結構完整性，使其能夠在眼內長期穩定地工作，提供清晰的視覺效果[14]。透過分析和改進這些製造過程，我們可以進一步提高人工水晶體的品質和性能，滿足患者的需求，並降低生產成本，使更多患者受益。

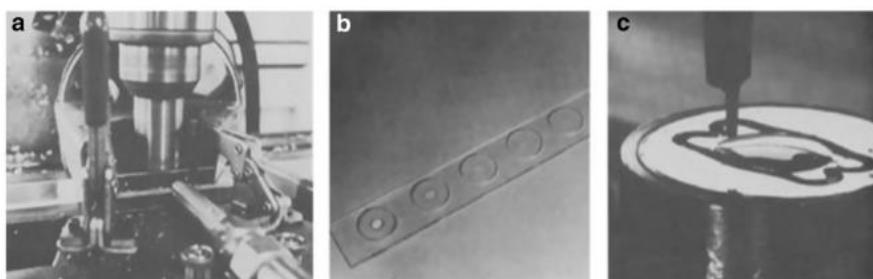


圖 1.7 Rayner 製造人工水晶體流程 (a) 銑床加工 PMMA 胚料 (b) 銑床切削出的鏡片胚料 (c) 鏡片經過拋光研磨後，雕刻出觸角 [15] 。



繼 Rayner 的一片式人工水晶體之後，Morcher 提出了三片式人工水晶體的製程，如圖 1.8 所示。這種製程採用了熱壓鑄模具技術，具體流程如下：

1. 热壓成型：將材料充填至加熱的模具中。熱壓成型機施加壓力一段時間，使材料在模具中成型。
2. 冷卻與修整：釋放壓力後，進行冷卻。使用車床修整邊緣處的毛邊，製成人工水晶體的光學部件。
3. 鑽孔與插入環：鑽床打上四個直徑為 0.01mm 的孔。將聚丙烯製成的環插入孔中。
4. 加熱接合：加熱使聚丙烯與光學部件接合。
5. 抛光與滅菌：最後進行拋光研磨，使人工水晶體表面光滑。進行滅菌處理，確保人工水晶體的安全性和無菌性。

這一流程確保了三片式人工水晶體的光學性能和結構完整性。三片式人工水晶體由光學部件和聚丙烯環組成，其設計有助於在眼內提供穩定的視覺效果。通過這種製程，可以精確控制每個組件的尺寸和形狀，從而提高人工水晶體的品質和性能。

這種製造工藝為人工水晶體的生產提供了一種有效的方法，不僅提高了產品的質量，還能降低生產成本，使更多的患者能夠受益。通過不斷改進這些製程技術，可以進一步提升人工水晶體的性能，滿足不同患者的需求[14]。

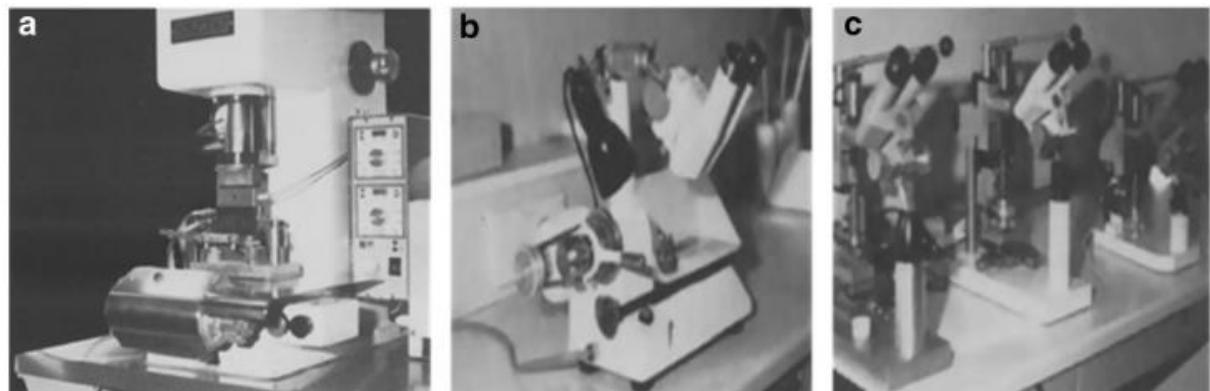


圖 1.8 由 Morcher 提出的三件式人工水晶製程流程 (a) 热壓鑄模具製成人工水晶體光學部件 (b) 車床進行光學部件邊緣的修整 (c) 微型鑽床進行打孔 [14]

第二章 文獻回顧



2.1 光彈應力(Photoelasticity)分析法

光彈應力分析是一種非破壞性且全域性的應力分析技術。這種技術利用透明材料的雙折射光學性質，將材料置於偏振光場中，並施加外部負載來測量應力分佈。其原理是通過兩片正交的偏光片觀察材料中的應力狀態。當材料受到外力作用時，偏振光穿過材料會產生明暗條紋。條紋的明暗變化代表了材料內部的應力狀況。利用光彈理論，可以根據這些條紋計算出材料各點的實際應力。數位光彈法則將傳統光彈實驗與影像處理技術相結合，能夠更精確地捕捉和分析條紋，從而提高應力測量的精度。

這種技術廣泛應用於塑膠射出成型產品的應力分析，因為這些產品在成型過程中可能會因夾持或熱效應而產生殘留應力。光彈應力分析能夠有效地檢測和分析這些殘留應力，幫助改善產品設計和製造過程。光彈性也能應用於機械加工的力學檢測，在石英玻璃這類材料再進行切削加工後，表面會因加工溫度產生殘留應力，切削深度愈大會產生更大的熱應力。切削後產生的切屑上可以反映出不同切削深度產生的殘留應力，可見圖 2.1、圖 2.2[16]。

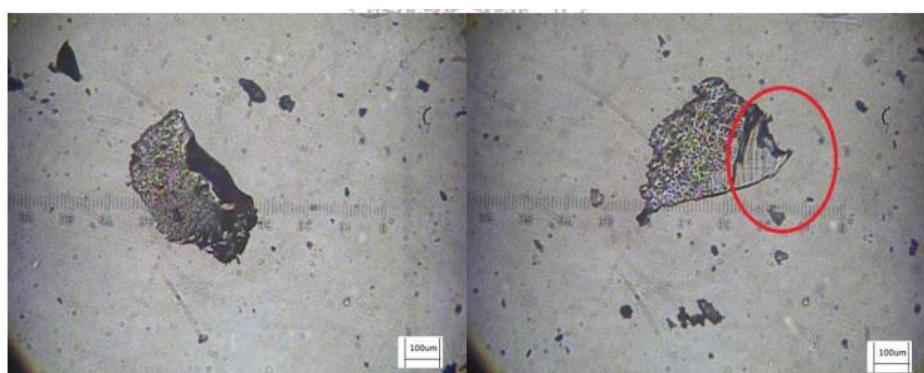


圖 2.1 石英玻璃切削深度 100um 時，切屑表現出的脈紋(紅框標示處)與殘留應力產生的光彈[16]。

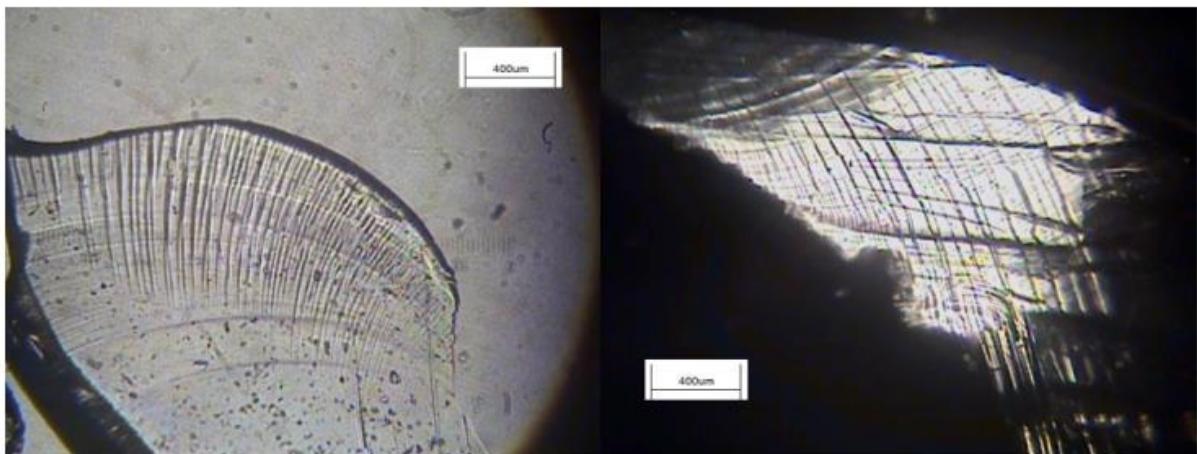


圖 2.2 石英玻璃切削深度 150μm 時。脈紋是在加工過程產生微孔，當切削裂痕擴展至微孔時，材料發生剪切斷裂，在斷裂處產生剪切塑性流變，而留下脈紋狀的圖案，這樣的圖案會對應於殘留應力場的生成[16]。

2.1.1 光彈理論

光彈性材料都具有雙折射性。雙折射 (birefringence) 是一種光學現象，當光通過特定材料時，會根據光的傳播方向和材料的內部結構，分裂成兩束具有不同折射率的光線。這種現象通常發生在各向異性材料中，即那些在不同方向上具有不同物理性質的材料。材料在受到應力作用時，折射率會瞬間改變，這就像是一個暫態的波片 (wave plate)，它將入射光分解成兩個分量，並使這些分量產生相對的延遲[17]。

光的分解，如圖 2.3 所示，入射光通過波片後被分解為兩個分量，分別沿快 (fast) 軸和慢 (slow) 軸方向。 α 為入射光與快軸之間的夾角。而在入射光通過波片在快軸的分量 f 產生延遲，而在慢軸的 s 分量相對產生更高的延遲。由於快軸和慢軸的光分量產生不同的延遲，這兩個分量之間會產生一個相位差。這個相位差就是雙折射現象的表現，使得材料可以作為臨時的光學波片，通過光的分解和相位延遲，幫助分析材料中的應力分佈。

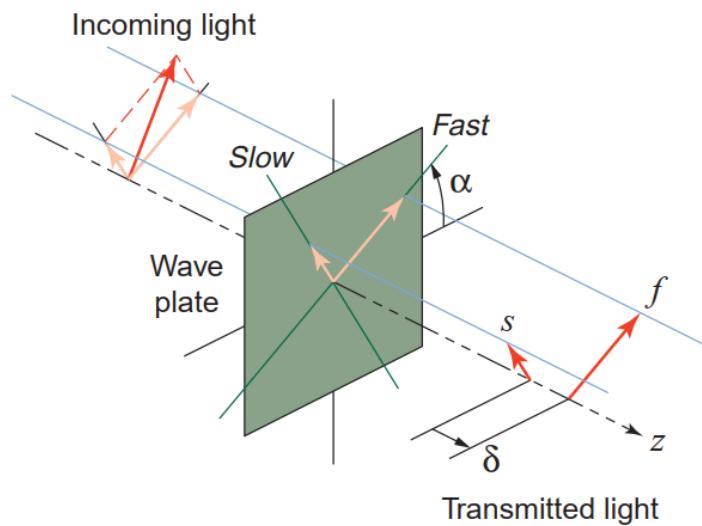


圖 2.3 波片示意圖[17]

材料為承受載荷狀態下，材料表現的折射率為 n_0 。材料附載后，給定光振幅向量相對於主應力的方向及大小，見圖圖 2.4，主應力決定材料各點瞬間的折射率。

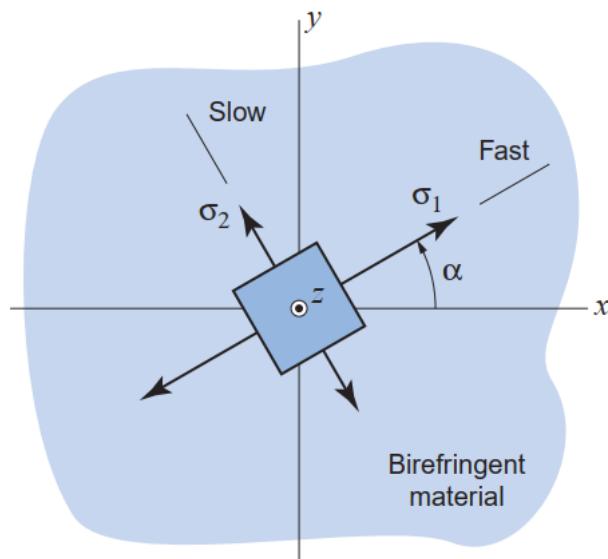


圖 2.4 雙折射材料之應力態示意圖[17]

此時光的振幅矢量在最大主應力方向 σ_1 的折射率 n_1 可由公式(2.1)算出。 c_1 、 c_2 為光彈係數，在雙折射現象下 $c_1 \neq c_2$ 。

$$n_1 - n_2 = c_1 \sigma_1 + c_2 (\sigma_2 + \sigma_3) \quad (2.1)$$

同樣地，光的振幅矢量在最小主應力方向 σ_2 的折射率 n_2 可由公式(2.2)求出。

$$n_2 - n_0 = c_1 \sigma_2 + c_2 (\sigma_3 + \sigma_1) \quad (2.2)$$

而光的振幅矢量在平面外主應力方向 σ_3 的折射率 n_3 以公式(2.3)求出。

$$n_3 - n_0 = c_1 \sigma_3 + c_2 (\sigma_1 + \sigma_2) \quad (2.3)$$

在此我們對光波在 xy 平面上的光波振幅矢量更感興趣，也就是材料應力態 z 軸或平面外主應力 σ_3 的方向，而任意的光振幅矢量都可以分解至 σ_1 、 σ_2 的方向，假設光線在材料中 σ_2 方向比 σ_1 慢，則 $n_2 > n_1$ ，此時通過的光在主應力方向的分量 \mathbf{M}_1 、 \mathbf{M}_2 會產生相位差 δ ，可見，可將(2.1)與(2.2)合併改寫為(2.4)

$$n_2 - n_1 = (c_2 - c_1) (\sigma_1 - \sigma_2) = c (\sigma_1 - \sigma_2) \quad (2.4)$$

在公式中，c 為對應(Related)光彈係數，而在這個方向上的折射率 n_1 、 n_2 不在相依於平面外主應力 σ_3 ，因此 σ_3 可為任意值且材料不需建立在平面應力態的假設下。

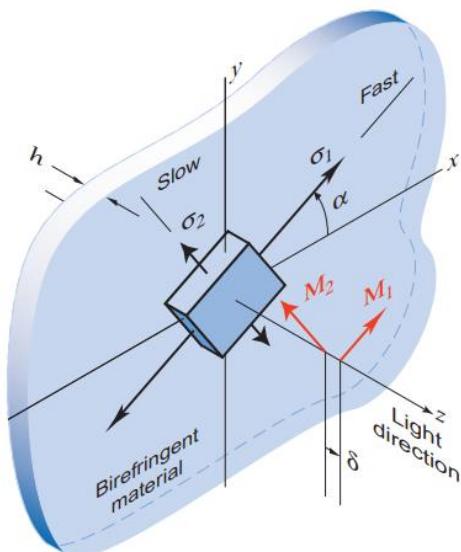


圖 2.5 對於雙折射材料，主應力方向上的光波與其他方向上的光波的折射率不同。這種不同的折射率導致光波在通過材料時產生相位差[17]。

(2.4)與計算相位差的公式，可以計算 \mathbf{M}_1 、 \mathbf{M}_2 兩個分量間的相位差 δ 。

$$\delta = h(n_1 - n_2) = hc(\sigma_1 - \sigma_2) \quad (2.5)$$

h 是材料在光線傳播方向的厚度，可見圖 2.5。考慮角相位差(angular phase difference) Δ 與相對延遲(relative retardation)的完全週期 N ，可以得到一個光彈理論的重要公式。公式中 f_σ 稱為材料的條紋常數。因此在確定波長光源時，條紋常數即使為“常數”卻是光彈分析中重要的參數[17]。

$$N = \frac{\Delta}{2\pi} = \frac{\delta}{\lambda} = \frac{hc(\sigma_1 - \sigma_2)}{\lambda} = h \frac{(\sigma_1 - \sigma_2)}{f} \quad (2.6)$$

$$f_\sigma = \frac{\lambda}{c} \quad (2.7)$$

條紋在光彈理論中可以用於量化整個材料的應力值，條紋數與由非均勻應力引起的折射率變化有關。因此，具有重複等色條紋的應力圖案可以視為不同的條紋數和應力梯度。因此，光彈性分析的關鍵因素是條紋常數。

2.1.2 光彈條紋場

偏振儀(polariscope)是分析樣本中雙折射現象的一個光學系統，主要有兩種偏振方式，線偏振也可稱平面偏振(linear or plane polarizer)與圓偏振(circular polarizer)。線偏振系統中的元件布置的方式是光源、偏振片(polarizer)、測試樣本、偏振片。第二片的偏振片被稱為檢偏片(analyzer)，檢偏片正交於偏振片。圓偏振系統在中間插入了兩個四分之一波片，並旋轉了 45 度[17]。這兩種設置方法會產生不同的光彈性條紋，稱為條紋場。光彈性條紋主要由等斜線(isoclinic)和等差線(isochromatic)組成。等差線與應力光學定律密切相關。隨著應力的增加，條紋會變得越來越密集，表示應力變化越劇烈。

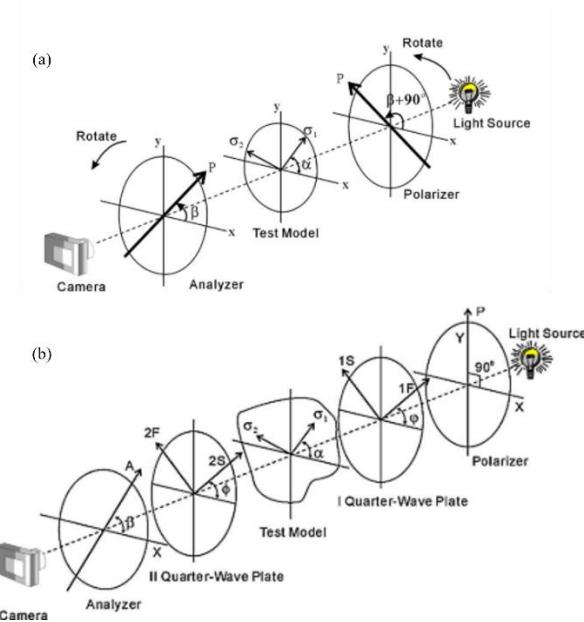


圖 2.6 分析光彈條紋的偏振光學系統 (a) 平面偏振光學系統配置下，其中偏振片和檢偏片保持垂直於彼此。(b) 圓偏振光學系統為平面偏振光學系統中插入兩片四分之一波片來構建[18]。

假設在平面偏振光學系統中，偏振片被至於垂直於水平面的方向，偏振片會過濾垂直方向以外的光，如圖 2.7 中的 \mathbf{P} 為過濾後垂直方向的光線，其振幅為 a 、傳遞波的相位為 Φ ，(2.8)為 \mathbf{P} 的表示式。當垂直的光通過檢測的材料後，光將被分解到快軸與延遲軸上，圖 2.7 中的 \mathbf{M}_1 表示光線在快軸上的分量， \mathbf{M}_2 則表示光線在延遲軸上的分量， α 代表快軸與水平軸的角度。在這樣的假設中， \mathbf{M}_1 可以由向量投影的方式(2.9)計算在對應軸上的振幅。

雖然延遲分量 \mathbf{M}_2 的投影量為 $\mathbf{P} \cos \alpha$ 。然而，這個延遲分量與快分量在材料中的速度並不同步，延遲分量其相位相對於快分量有一個角相位差 δ 。振幅與相位間的關係使用複數形式表示，則延遲分量 \mathbf{M}_2 由(2.6)表示，其中 Δ 與相位的關係由(2.10)表示。

$$\mathbf{P} = ae^{i\Phi} \quad (2.8)$$

$$\mathbf{M}_1 = \mathbf{P} \sin \alpha \quad (2.9)$$

$$\mathbf{M}_2 = \mathbf{P} e^{i\Delta} \cos\alpha \quad (2.10)$$

$$\Delta = 2\pi \frac{\delta}{\lambda} \quad (2.11)$$

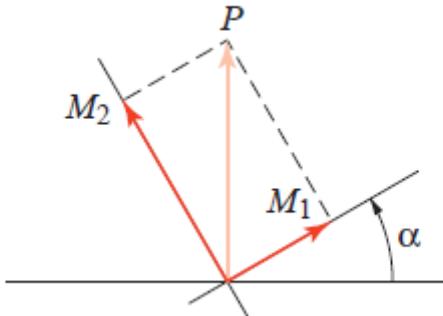


圖 2.7 光線通過垂直方向偏振片後會被過濾為垂直方向的光線由 **P** 表示，**P** 通過檢測材料時分解至快軸與延遲軸之示意圖[17]。

最後這些光會通過水平放置的檢偏片(正交於偏振片)，檢偏片將只允許水平分量上的光線通過，如圖 2.8 的 **A** 為經過檢測材料最後通過檢偏片的光線分量。因此，我們將計算 **A** 的振幅。

$$\begin{aligned} \mathbf{A} &= \mathbf{M}_1 \cos\alpha - \mathbf{M}_2 \sin\alpha \quad (2.12) \\ &= (\mathbf{P} \sin\alpha) \cos\alpha - (\mathbf{P} e^{i\Delta} \cos\alpha) \sin\alpha \\ &= \mathbf{P} \sin\alpha \cos\alpha (1 - e^{i\Delta}) \end{aligned}$$

因

$$\sin\alpha \cos\alpha = \frac{1}{2} \sin 2\alpha \quad (2.13)$$

與

$$\begin{aligned} 1 - e^{i\Delta} &= e^{i\Delta/2} \left(e^{-i\Delta/2} - e^{i\Delta/2} \right) \quad (2.14) \\ &= e^{i\Delta/2} \left(-2i \sin \frac{\Delta}{2} \right) \end{aligned}$$



最後，藉由代入偏振光 \mathbf{P} 的表示式(2.4)，將 \mathbf{A} 寫成複數的型式(2.8)

$$\begin{aligned}\mathbf{A} &= -ie^{i\Delta/2} ae^{i\Phi} \sin 2\alpha \sin \frac{\Delta}{2} \\ &= ae^{i(-\pi/2 + \Delta/2 + \Phi)} \sin 2\alpha \sin \frac{\Delta}{2}\end{aligned}\quad (2.15)$$

在(2.12)中 $e^{i(-\pi/2 + \Delta/2 + \Phi)}$ 這項因子的大小為 1，可以被視為單位因子[17]。所以 \mathbf{A} 的振

幅 $|A|$ 可以用(2.12)中的係數表示為(2.13)。

$$|A| = a \sin 2\alpha \sin \frac{\Delta}{2} \quad (2.16)$$

而通過檢測片的光強度 I 是振幅的平方。因此，可以由 $|A|^2$ 計算得到方程式(2.14)

$$I = |A|^2 = a^2 \sin^2 2\alpha \sin^2 \frac{\Delta}{2} \quad (2.17)$$

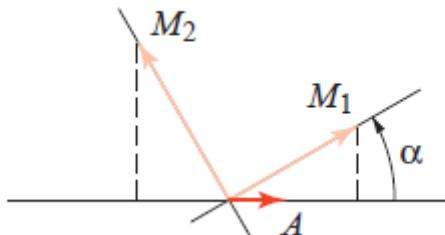


圖 2.8 光線通過材料再次通過檢測片後，由於檢測片過濾水平軸以外的光線，只有水平軸的 A 分量可以被檢測者觀測到[17]。

透過方程式(2.14)，可以發現當使用平面偏振器時，有兩種情況中會使方程式為零。

第一種情況為 $\sin^2 2\alpha$ 為零， α 是最大主應力方向與檢測片偏振方向之間的夾角。

$$\begin{aligned}\sin^2 2\alpha &= 0 \\ \alpha &= m \frac{\pi}{2}, m = 0, \pm 1, \pm 2, \dots\end{aligned}\quad (2.18)$$

這些結果表明，在檢驗的材料中主應力方向與偏振片和檢偏片方向位於同一個方向時，此區域將呈現黑色的條紋，故稱為暗區(dark field)。這些軌跡稱為等傾線。在該軌跡上，最大主應力方向或傾斜角度都是相同的[17]。

第二種情況是 $\sin^2 \frac{\Delta}{2} = 0$ ，滿足此條件的條紋軌跡稱為等差線，回顧方程式(2.3)

可以知道要滿足此條件依賴於應力和光波長[17]。

$$\begin{aligned} \sin^2 \frac{\Delta}{2} &= 0 \\ N &= \frac{\Delta}{2} = n, \quad n = 0, 1, 2, \dots \\ N &= \frac{\Delta}{2\pi} = \frac{\delta}{\lambda} = \frac{hc(\sigma_1 - \sigma_2)}{\lambda} = h \frac{(\sigma_1 - \sigma_2)}{f} \\ (\sigma_1 - \sigma_2) &= N \frac{\lambda}{ch}, \quad N = n \end{aligned} \quad (2.19)$$

(2.15)中 n 稱為等差線的階數。如果使用單波長光源，則會顯示如圖 2.9 所示的等色條紋圖案。然而，光強度消失的點的軌跡會隨波長而變化。如果使用多波長混合的白光光源，在紅光消失的軌跡中往往包含著藍光混合著綠光，結果將是一個非常複雜的等色條紋組合。這使得準確判斷條紋階數變的複雜。因此，RGB 光彈性表示每個條紋階數都有其對應的 RGB 數值[19]，如圖 2.10。

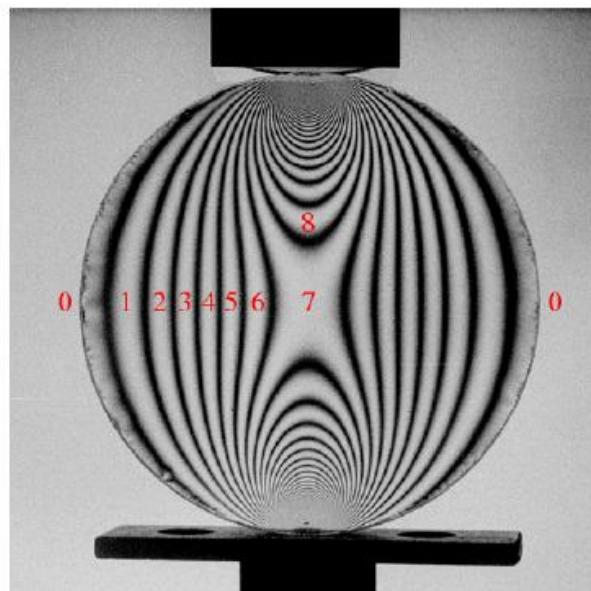


圖 2.9 使用綠色光源增強等差線條紋[17]

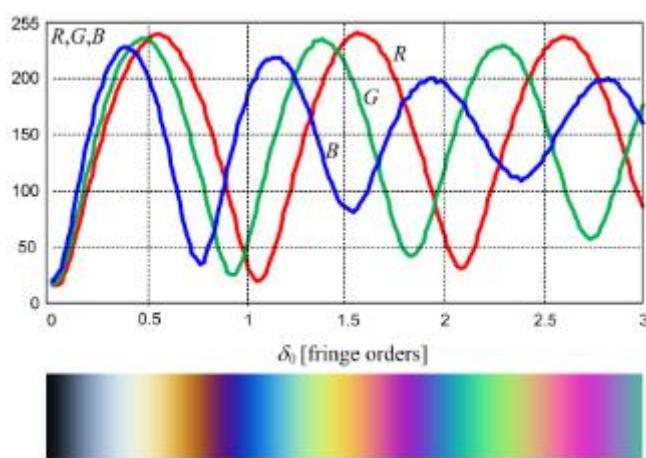


圖 2.10 使用波長的白光光源產生的條紋中，會出現複雜的顏色組合會使判斷變得困難 [19]。

表 2-1 光彈理論所使用之符號總攬

符號	單位	說明
α	radius	入射光與快軸間的夾角
σ_1 、 σ_2 、 σ_3 、	MPa(N/mm ²)	主應力
n_1 、 n_2 、 n_3		對應主應力方向之折射率
c_1 、 c_2		光彈係數
c		對應光彈係數($c_1 - c_2$)
\mathbf{M}_1 、 \mathbf{M}_2	nm	偏振光於主應力方向分量
δ	radius	相位差
f_σ	nm	條紋常數
\mathbf{P}	nm	入射光
a	mm	振幅
Φ	radius	傳遞波的相位

Δ	radius	相位延遲
A	nm	通過檢測片的光線

2.2 光彈分析應用於眼角膜應力分析

眼角膜(Cornea)為良好的雙折射材料，使光彈法廣泛應用在眼角膜研究上，可以利用反射式偏振以虹膜充當反射鏡，在人或動物活體內(In Vivo)之眼角膜進行，探討眼內壓(Intraocular pressure)與角膜的關係，幫助臨床青光眼的診斷，亦可在活體外(In Vitro)使用直射式系統，研究屈光、角膜置換手術後角膜的應力分佈情形。

Zondman 在 1962 年第一次利用偏振光譜觀察人類角膜的光彈力學[20]，透過對已知病例的受試者進行光彈條紋的紀錄分析，可以獲得與病理相關的光彈特徵，檢測出人眼因病理產生的異常。在研究中，使用了法向(Normal-incident)入射和斜向(Oblique-incident)入射照明的偏振裝置，利用了虹膜充當反射器，法向是將光線正常指向瞳孔中心，然而角膜原有的曲率會使入射光線產生傾向呈現些許斜向入射，而斜向入射則是將光線以一較大的角度指向瞳孔，圖 2.11 為法向系統、圖 2.12 圖 2.12 為斜向系統。

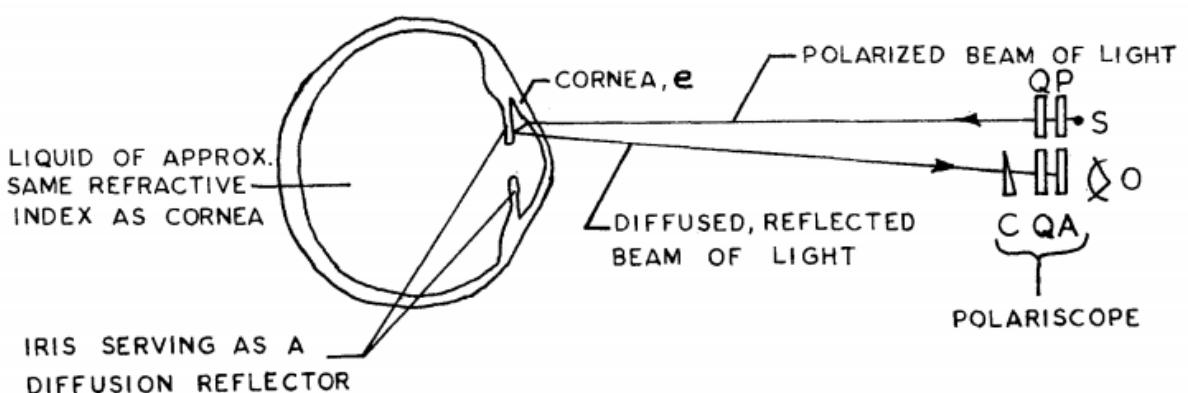


圖 2.11 法向照明示意圖光線正常指向瞳孔中心，入射光線因角膜原有的曲率會使產生些微傾斜的入射[20]。

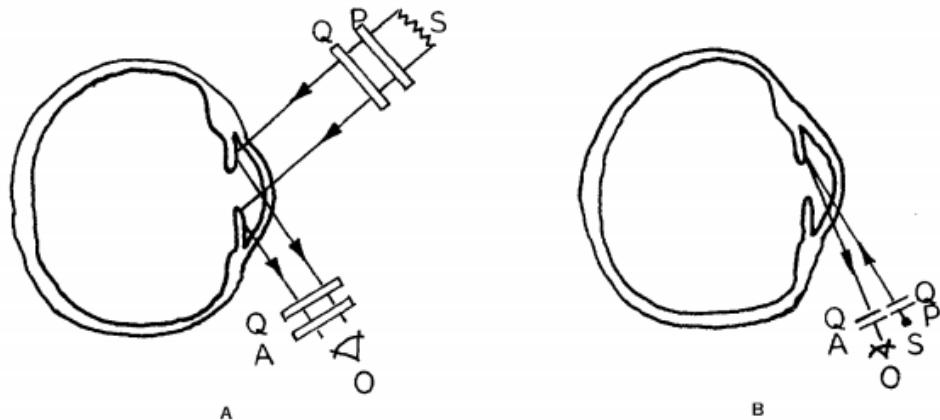


圖 2.12 斜向照明示意圖。P 偏振片、Q 四分之一波片則 A 正交於 P 的檢偏片[20]。

法向入射照明在平面偏振(linear polarizer)裝置下，會顯示清晰的十字黑色等差線、光彈等色條紋呈現菱形狀的圖案，而使用圓偏振(circular polarizer)則不會出現十字等差線，但光彈等差線會因測試紙的虹膜顏色不同產生不同顏色的外觀，如圖 2.13.a。斜向入射照明的光彈等差線的特徵，如圖 2.13.b 所示

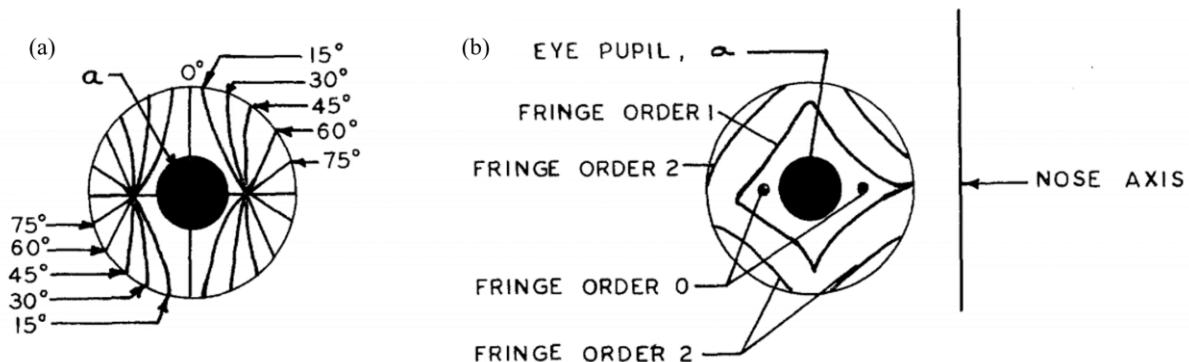


圖 2.13 法向入射照明之等差線條紋示意圖(a) 法向射光照射下，透過線偏振觀察到的等差線 (b) 在正常入射光照射下，透過圓偏振光觀察到的正常人眼的等差線[20]。

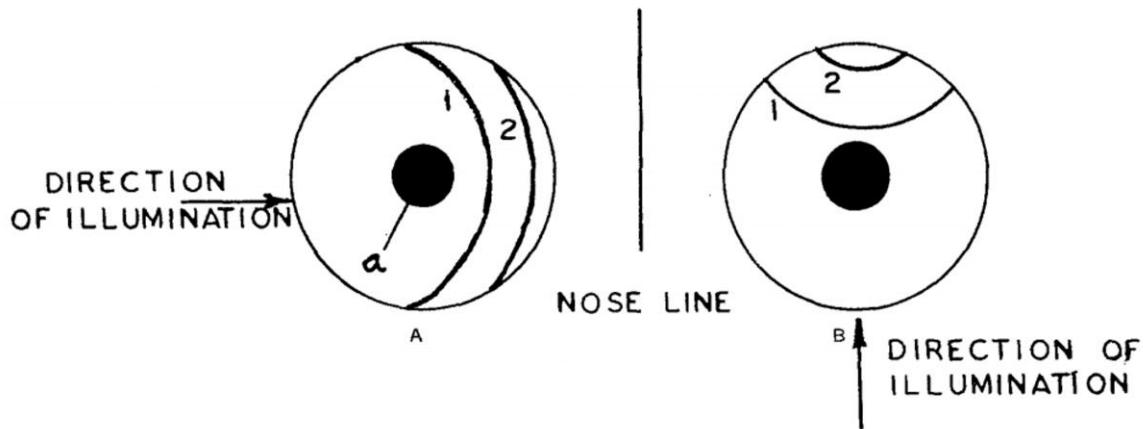


圖 2.14 斜向入射照明之等差線條紋示意圖[20]

在光彈力學分析中，檢測物之材料的光彈係數是必要且重要的參數，若想要以光彈理論作為眼角膜力學分析的基礎，就需要獲得眼角膜的光彈係數。在 2018 年程善謙的研究[21]，就藉由實驗針對豬角膜進行了光彈係數的驗定，並使用這個光彈係數應用於角膜受力的實驗，計算出揉眼睛、角膜置換手術後之角膜的實際力學分佈情形。在豬的角膜上兩點施加外力，這個外力是由 50g 的法碼循序增加至 200g，由於角膜的形狀為橢圓所以在實驗中將分水平軸與垂直軸分析，記錄整個負重過程中兩個方向產生不同的等差線條紋，圖 2.15 為水平軸方向外力，計算出豬眼角膜兩方向的光彈係數，如表 2-2 所示。以肉眼觀察計算出的水平、垂直方方向光彈係數分別為 8.71×10^{-12} 、 5.97×10^{-12} ，用圖像處理後計算出則分別為 7.02×10^{-12} 、 5.53×10^{-12} 。

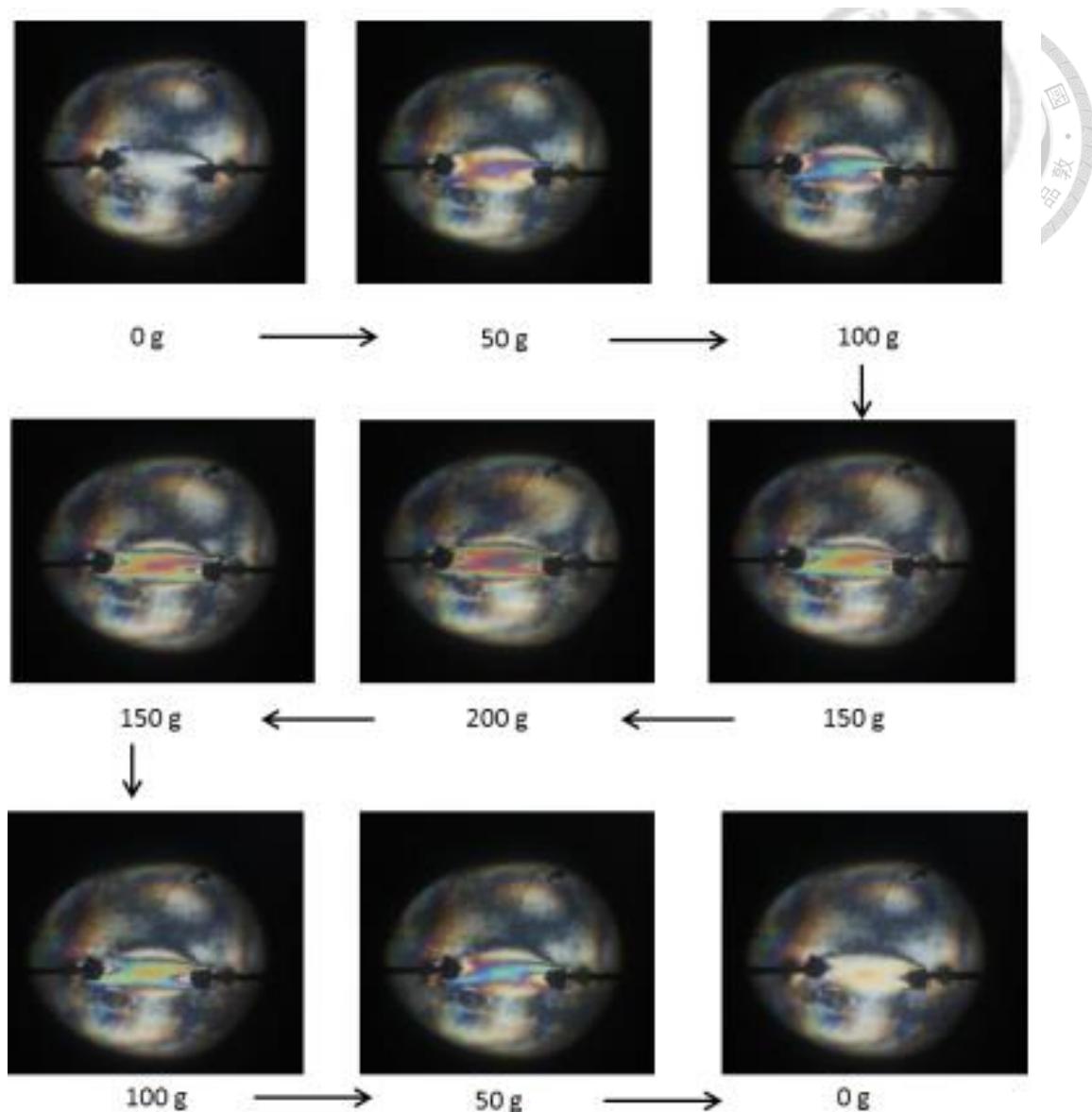


圖 2.15 水平軸方向外力所產生之條紋[21]

表 2-2 豬眼睛之光彈係數[21]

	Horizontal	Vertical
Original picture	8.71×10^{-12}	5.97×10^{-12}
After image process	7.02×10^{-12}	5.53×10^{-12}
Error (%)	19.4	7.3

圖 2.16 置換手術後角膜的光彈等差線條紋展示了角膜置換後觀察光彈條紋的結果。

可以看到等差線非常複雜，但中心的等差線仍然非常清晰。縫合後，角膜表面變得不

那麼平滑，這不僅導致聚焦困難，還給分析帶來了許多障礙。雖然等差線在節點處沒有明顯的規律，但仍然可以看到有不同的階數，如圖 2.16。

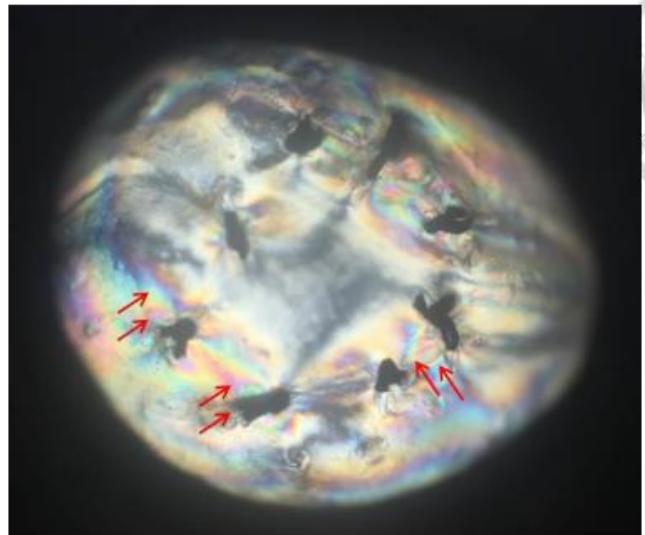


圖 2.16 置換手術後角膜的光彈等差線條紋[21]

在 1962 年光彈性被 Zondman 應用在了角膜的力學研究中，在這個研究中建立了不同的眼睛疾病，在角膜上產生的力學特徵。而本實驗室的程善謙學長，也將光彈力學分析方法應用在豬眼角膜上，計算出了豬眼角膜的光彈係數，並探討了角膜移植術後殘留於角膜上之應力。雖然在 Zondman 的論文中，發現在不同健康人類的角膜上，光彈條紋仍會應個體差異產生不同的模樣。仍然證明光彈理論可以被應用角膜的力學研究上。而光彈性是不是能應用在水晶體的力學分析上，是本研究需要用實驗驗證的。Zondman 與程善謙的研究都間接表明了，光彈性除了會在透明塑膠、玻璃等材料上，也會出現在由膠原蛋白與蛋白質所組成的角膜中。而水晶體本身也是由水與蛋白質所構成，可見 1.2.1 節。理論上調視使水晶體改變了屈光性，也會改變水晶體內部蛋白質分佈細微的改變，若能夠把這樣的變化利用光彈性表現出來，就能夠紀錄水晶體在不同屈光度下產生的應力分佈情形。了解水晶體應力分佈可以回推睫狀肌產生的力學。

2.3 模擬水晶體的調視



本研究期望藉由模擬水晶體調視，並用光彈性記錄過程中產生的應力分佈情形，用來作為水晶體力學模型。因此，針對關於水晶體變形的研究做了搜尋，水晶體對於視覺的重要性是眾所皆知的，但對於水晶體變形的研究近二十年來討論得卻非常少。在本章節的第二段整理了水晶體變形的文獻，將參考這些先進們的實驗想法、結論，加以改善並進行模擬水晶體調視。

2.3.1 調視相關的疾病

老花為一種常見的眼科疾病，早期的研究認為老花的成因可能是由水晶體纖維增加產生硬化、睫狀肌老化等等老化現象，導致水晶體不在具有原本的彈性回復近距離所需的光學特行。許多的研究排除了水晶體硬化的原因，綜合現有對老花眼的成因主要有三種論述，第一種稱水晶體囊袋理論，認為是因水晶體內組織持續的增長導致喪失部分的近距離視覺，而這樣的增長也改變了水晶體內部的彈性比例。懸韌帶在睫狀肌與囊袋間的距離不會改變，則讓懸韌帶不在具有足夠的張力水平提供調視。第二種為幾何理論，使論點針對水晶體的幾何結構對調視的影響，隨著年齡的增長，水晶體的結構可能會發生改變，這樣的改變包括水晶體的形狀、厚度及位置，這些都會影響原有的調視能力。第三種則認為老花與水晶體沒有直接的關係，針對睫狀肌與脈絡膜(choriod)這兩個主動參與調適的組織進行討論，脈絡膜是眼睛內的血管層，血管的老化影響了睫狀肌的氧氣與養分供應，直接地促成老花的產生。

2.3.2 研究水晶體變形之論文

從過去對老花成因的研究，我們可以知道老花與調視後水晶體是否能夠正常被拉伸變形有關，對於水晶體變形的研究可以追溯 Fishers 在 1971 年的論文[22]，水晶體屬於一種流變體(Rheology body)，指明了在不同條件下水晶體可能有彈性體亦或流體的特性，意味著當睫狀肌施加作用力於水晶體時，水晶體會持續彈性變形，儘管力量維持不變或逐步變小；連續的循環附載可能會使水晶體產生永久變形。為使實驗時水晶體保持彈性體的特徵，水晶體必須受到互相對立且不同方向的作用力，如同懸韌帶對於水晶體徑向的張力作用。Fisher 在研究中開發了一項旋轉的技術，通過旋轉將生理性的徑向外力施於水晶體，並且觀察表現出水晶體的彈性變形或永久變形特性，並在此狀況下透過快速攝影或的水晶體影像，量測軸向及赤道向水晶體的應變，將其建立成水晶體的應變數學模型。

由於當水晶體在生物體內時，被房水液(Aqueous humor)及玻璃體(Vitreous)包裹，當水晶體被移出體外變成以空氣包裹，輪廓可能會發生改變。Fisher 比較水晶體在空氣中與在鹽水中前房半徑與厚度的差異，發現在兩種不同介質中差異平均在 0.03mm。Fisher 的實驗布置如圖 2.17，透過一台單反相機對準水晶體赤道中心拍攝水晶體的輪廓，使用一個 100 焦耳的閃光照明管。水晶體被一嚴格設計出來的支撐座維持著，為使選轉水晶體產生的變形可靠，離心力在體外產生的應力必須模擬睫狀肌產生應力，睫狀肌主要透過囊袋上的懸韌帶纖維產生作用，此纖維沿著一角度 α 朝水晶體的赤道方向拉動，如圖 2.18。水晶體支撐座就以這個傾斜角作為設計基礎，使在旋轉的過程中能產生睫狀肌方向的應力。圖 2.19 顯示了從停止到旋轉水晶體產生的變形情況，轉速 0(rev/mm)時水晶體的輪廓呈現橢圓狀，比較轉速在 900(rev/mm)時產生的變形，發現此



時地變形視可逆的，因此為彈性變形；當轉速達到 1600(rev/mm)，水晶體的前房產生部份不可逆的黏彈性變形，赤道的部份(圖中白色水平線記號)仍可逆彈性變形。

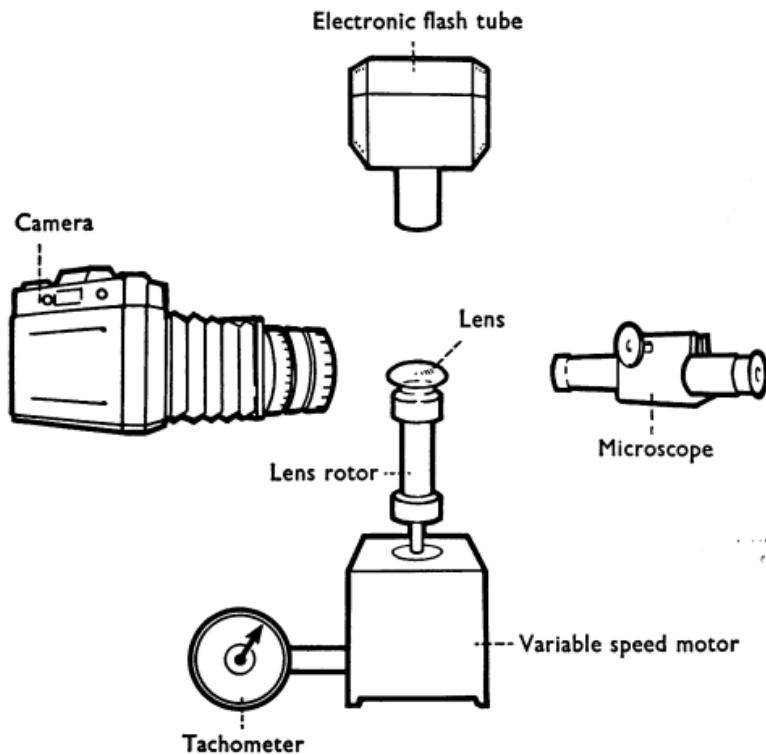


圖 2.17 選轉測量法之裝置佈局[22]

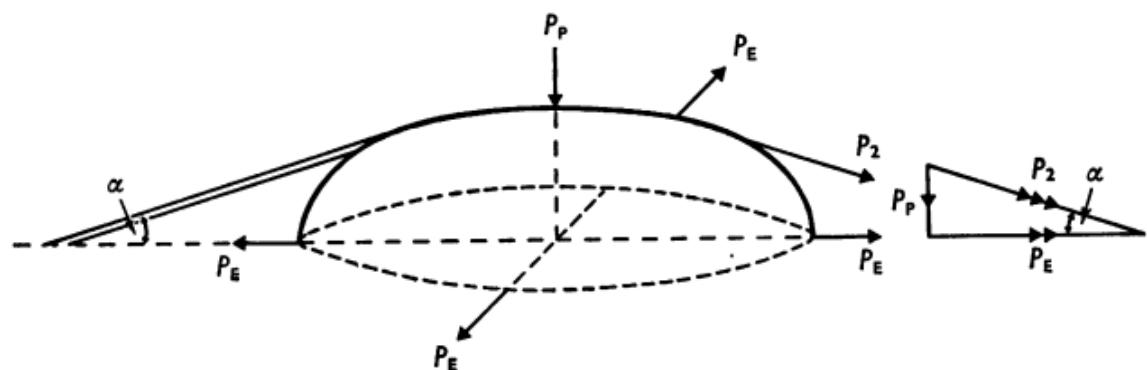


圖 2.18 主要前部懸韌帶纖維之拉力所產生的力在晶狀體前部的作用。P2 為作用於前懸韌帶纖維的力， P_p 為極力、 P_E 為赤道力則 α 為前懸韌帶纖維相對於晶狀體赤道的傾斜角度[22]。

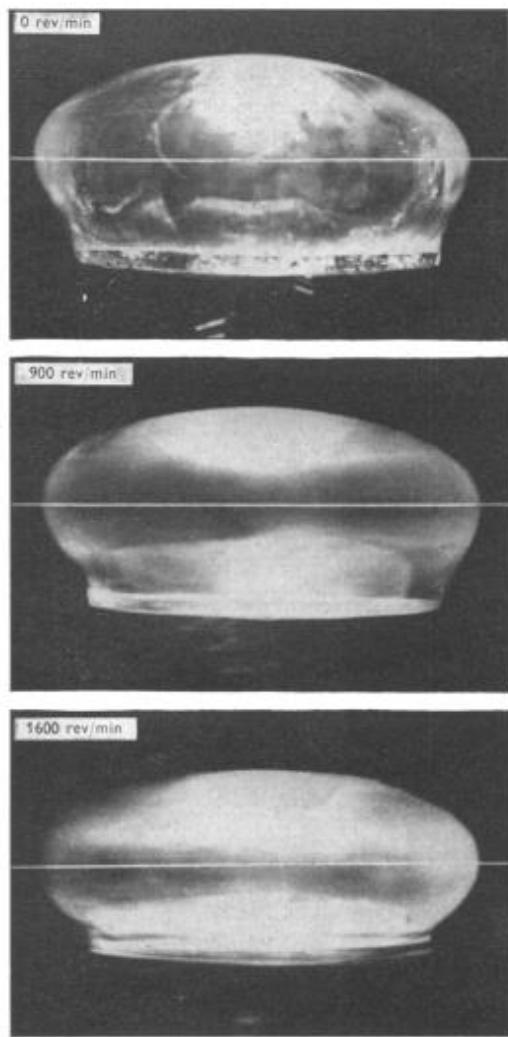


圖 2.19 水晶體在同轉速下的變形[22]

Fisher 是第一位開始透過測量水晶體變形，從而計算出包含水晶體、囊袋的彈性係數。Fisher 在這篇 1971 年的論文中，使用旋轉記錄不同轉速下水晶體變形的樣子，計算水晶體的彈性係數。但是以選轉德方式產生變形，則水晶體內部的材料點會產生力矩，但水晶體本身並不受到力矩影響，所以旋轉本身不是一個理想模擬水晶體的變形方式。還有雖然 Fisher 宣稱其設計的選轉軸經過設計後，水晶體在旋轉的過程中會按照著懸韌帶受力的方向變形。但水晶體本身非對稱的形狀，加上懸韌帶並不生長在重心軸上，水晶體旋轉後會往懸韌帶方向變形的論述也受質疑。

Fisher 的研究奠定了許多水晶體變形的研究基礎，為了直接量測睫狀肌收縮力的變化，Fisher 於 1977 年的研究[23]中，設計了一種應力裝置如圖 2.20 所示，此應力裝置如一夾具可以透過睫狀肌間接時加懸韌帶拉伸力來改變晶體的形狀，通過連續攝影紀錄水晶體形狀的變化，並測量水晶體屈光度的變化，建立水晶體形狀與屈光度兩者間的關係。

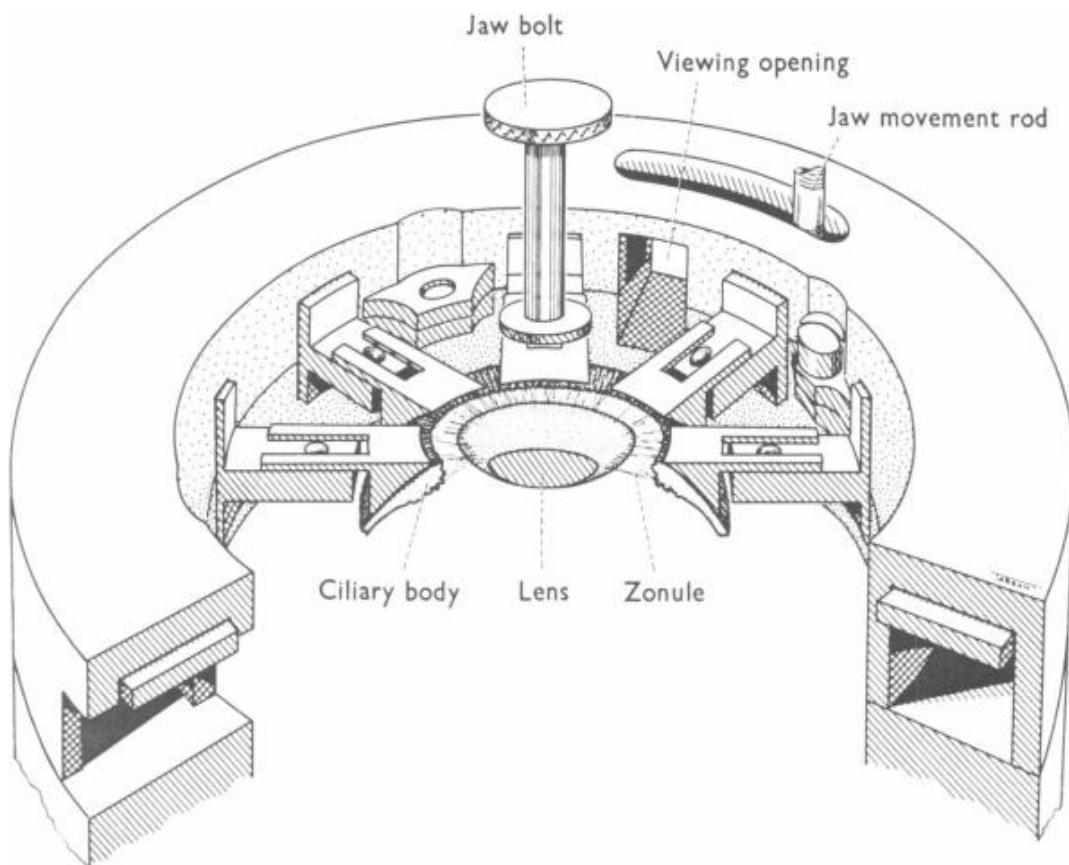


圖 2.20 通過睫狀體和懸韌帶對水晶體施加壓力的裝置之剖面圖[23]。

這個應力裝置是直接裝配在解剖的人眼上進行實驗，由於睫狀體與懸韌帶是一個容易自溶的組織，需要使用非常新鮮的眼睛，而且懸韌帶需牢固連接於睫狀肌。人眼解剖後與裝置裝配後如圖 2.21 所示。

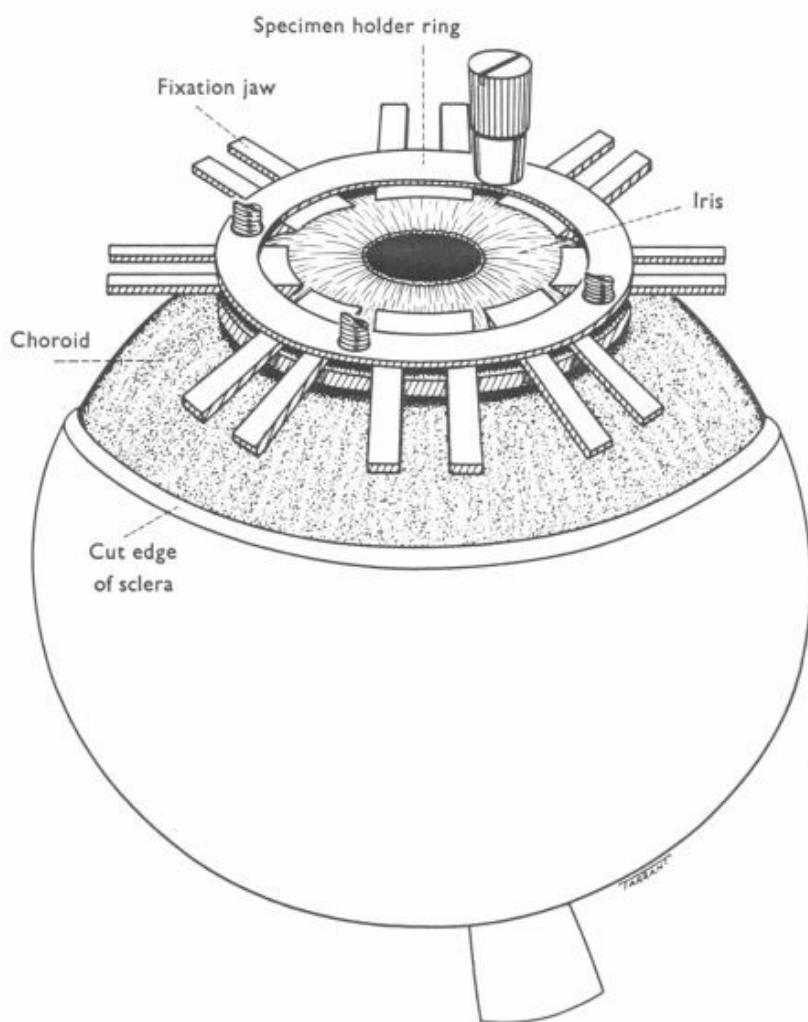


圖 2.21 眼睛樣本需要去除角膜和部分鞏膜，使脈絡膜和睫狀體暴露。使用氰基丙烯酸酯黏著在懸臂上，並通過操作桿施加徑向拉力，以使水晶體變形[23]

從圖 2.21 可以看到，為了與應力裝置裝配，眼睛的角膜是被取下來的，並且將部份鞏膜去除使脈絡膜與睫狀體外露，這個過程若有眼睛任何的穿孔會影像整個眼睛的狀態，因此需格外小心；實驗的樣本也需要去除虹膜，這樣做可以在顯微鏡觀察時水晶體和懸韌帶的表面。眼睛樣品則是使用氰基丙烯酸酯黏著於懸臂，接著操作圖 2.21 中的操作桿(Jaw movement rod)，即可在水晶體徑向產生拉力使水晶體變形。

1997 年 Adrian Glasser[24]想要了解老化後之水晶體光學性質的改變，採用了 Fisher 在 1977 年[23]也使用了類似的方法對水晶體進行拉伸實驗，在 Fisher 的基礎上使用更

薄拉伸裝置，這樣的設置可以使用更先進的光學掃描技術，識別老化的水晶體經過老化後在調視時產生的光學差異，並提供優質大量的數據。

Adrian Glasser 使用的人眼樣本是將水晶體、懸韌帶與睫狀體留下，其餘的組織移除，然而解剖後的眼睛在損失部份的睫狀體與懸韌帶還會損失眼內壓，少了眼內壓的支撐，可能讓光學的變化不近真實的光學變化，這些原因都使拉伸不貼近理想的調視過程。為使拉伸裝置在施力盡可能接近活體睫狀肌纖維施力向，Adrian Glasser 的拉伸臂設計有一傾斜角，是為了將作用力施於水晶體之赤道懸韌帶方向上，然後使用丙烯酸丁酯將睫狀體黏著於拉伸機構，在丙烯酸丁酯固化後使水晶體自然懸掛在裝置中，如圖 2.22。

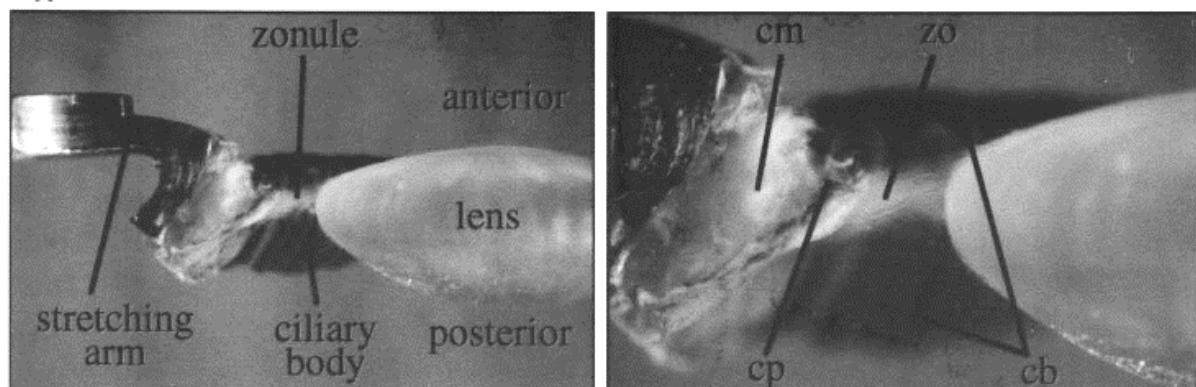


圖 2.22 為使拉伸的方向接近懸韌帶的方向，懸臂被設計了導角使用強力膠黏著在睫狀體的外緣，以模擬其在眼睛中的實際位置[24]。

在 Adrian Glasser 所設計的拉伸裝置如圖 2.23，透過八個懸臂的移動提供張力於睫狀體和懸韌帶上，裝置設計可以提供 5mm 的徑向位移。然而在實驗中發現，睫狀體、懸韌帶這些彈性組織，其彈性模數(modules of elasticity)低於水晶體本身，因此這些組織會優先被拉伸，在裝置提供的變形 5mm 下，水晶體半徑增加約 0.5~0.78mm，可以看出其他組織消耗掉大部分拉伸裝置產生的外力。但在拉伸過程中睫狀體纖維並未斷裂，

並且焦距的變化與體內調視匹配等因素，可以確定所測量的變化性值與生理性並無不同。

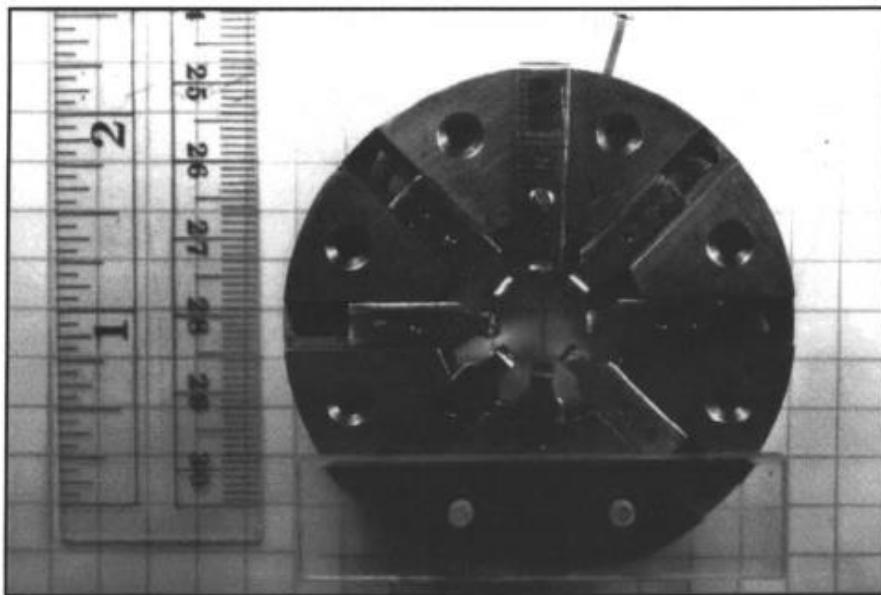


圖 2.23 Adrian Glasser 的研究中所使用的拉伸裝置[24]

Adrian Glasser 研究水晶體老化與光學變化的關係，而研究中所使用的拉伸裝置，圖 2.23，與 Fisher 所使用的裝置有一樣的目的。Adrian Glasser 在水晶體變形上有更嚴謹的對待，在論文中提到拉伸的方向必須與赤道懸韌帶一致，如此水晶體的變形才符合生理性。實驗後 Adrian Glasser 發現，睫狀體與懸韌帶這些組織的彈性係數低於水晶體本身，這些組織消耗掉了 90%的變形。

回顧了 Fisher 與 Adrian Glasser 在水晶體變形的研究，將兩位的結論汰劣留良，本研究可以讓水晶體變形的研究更推進一步。在兩位的研究中，缺少參數化水晶體的變形，若本研究所設計的拉伸裝置能夠紀錄整個變形過程，將更明確的建立水晶體曲率與徑向變形的關係。改進 Adrian Glasser 提到的懸韌帶、睫狀體這些組織的干擾，可以更好的表現出完整的水晶體調適過程。並記錄水晶體完整的變形過程，使水晶體變形的參數可靠。

第三章 材料與實驗方法



本研究探討的主題有兩部分。第一，對於健康之水晶體與蛋白質變性後的白內障之水晶體，在調視過程中產生出不同力學的模態，並以符合實際睫狀肌、懸韌帶力學作用下使水晶體變形。使用影像處理的方式計算水晶體的變形，並將實驗數據做為有限元素法的邊界條件模擬水晶體的力學模態。第二，使用光彈應力分析法，探討人工水晶體置入於囊袋中時，為適應調視作用下產生的光彈力學特徵。

3.1 模擬人眼調視之實驗用豬水晶體準備

實驗選擇使用豬的水晶體，在合作的豬肉攤商購買當日宰殺的豬隻，由攤商將豬的眼球取下於室溫儲存。眼球從宰殺到實驗室約在 4 小時內，到達實驗室會儲存至 7° 的冷藏室以保持豬眼睛的新鮮度，且限當日實驗。要注意的是，豬眼睛不得以冷凍保存，因為結冰後的水晶體即使解凍後，仍會喪失水晶體跟囊袋原有的彈性。為幫助後續實驗，需要將水晶體製備成實驗所需的樣子。而實驗所期望使用的水晶體需被囊袋完整的包裹，將玻璃體完全去除並完整的保留赤道懸韌帶。要達到以上的標準，需要使用新鮮豬眼睛經過解剖後獲得，解剖過程容易喪失部分懸韌帶，這類水晶體不適合在使用。經過多次的豬眼睛解剖，總結出了一個最快速的方式得到實驗用的水晶體，可見圖 3.1。豬眼睛新鮮的水晶體呈現良好的透明度，並且懸浮在水晶體外側之懸韌帶所包圍。圖 3.2.a 中玻璃體是被完全去除的，新鮮的玻璃體可以很好的與水晶體分離；反之，玻璃體會自溶並黏附在水晶體後房表面。

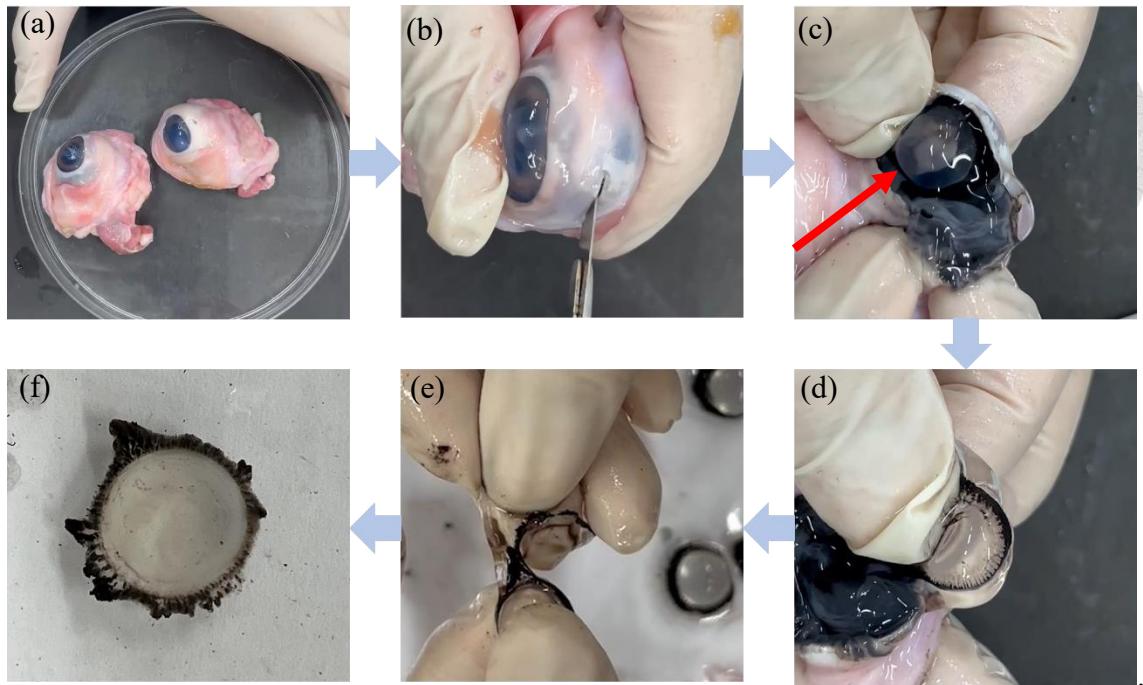


圖 3.1 取出豬水晶體之流程圖。(a) 從豬肉攤購買回來的豬眼球。(b) 使用手術刀從鞏膜處切入打開豬眼球。(c) 翻開鞏膜可以看見水晶體的位置。(d) 輕推角膜即可將水晶體與玻璃體從眼球中取出。(e) 新鮮的豬眼睛，用手直接將玻璃體與水晶體兩者分開 (d) 取出後並且將玻璃體去除的水晶體。

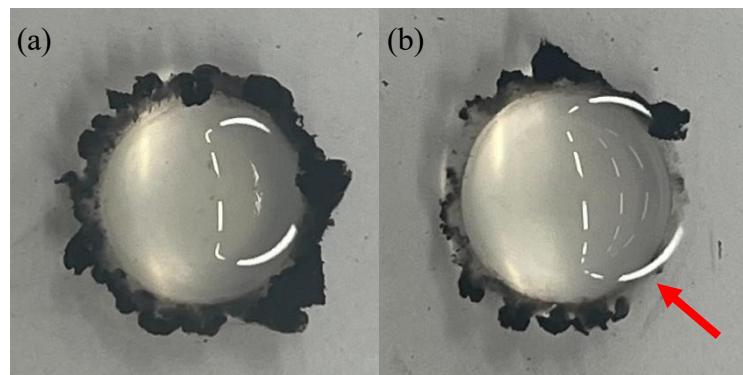


圖 3.2 豬的水晶體被取出後，去除玻璃體的狀態。(a) 水晶體維持完整的懸韌帶結構，黑色的部分為附著在懸韌帶上的睫狀體。(b) 水晶體損失了部分懸韌帶(箭頭處為損失懸韌帶的部分)，懸韌帶的完整度會影響後續黏著於實驗儀器，因此淘汰這類水晶體。

3.2 模擬調視作用於囊袋內的人工水晶體之實驗

為研究人工水晶體植入於眼睛後，在囊袋內是否能夠有效的支撐囊袋，有效適應人眼生理性的調視。計畫使用傳統白內障手術的技術，將人工水晶體放置於豬眼的囊袋中，了解人工水晶體在囊袋內的支撐性。還有當神經系統觸發眼睛調視時，人工水晶體在囊袋中是否產生不同的力學型態。人工水晶體作為實驗用的消耗品，將會使實驗成本過於昂貴，勞煩眼科醫師將人工水晶體植入豬眼囊袋，也非本研究的長久之計。因此在本節詳細的講解本研究如何製作實驗用低成本的人工水晶體，以及如何利用傳統白內障手術的技術，將人工水晶體置入於囊袋中。

3.2.1 實驗用光彈性人工水晶體製作

在 1.4 節了解現今人工水晶體所使用的製程技術，其中包含了機械加工與模具製造的技術，這些加工技術都需要特定的機床才能夠進行加工，也需要考慮材料的加工性質。選擇出最符合成本與實驗效益的製程方式為本節的重點。

人工水晶體作為一種尺寸單一、材料為高分子塑膠的產品，塑膠射出似乎是一個理想的製程。但塑膠射出在製造小型的零件時，需要考量射出壓力、脫模方式、鎖模力等等條件，這些因素都直接導致成品的良率。塑膠射出模具開模的成本也很高，初期在製程的修正上就可能耗費大量資源。

在模具製程中，有種加工法叫做沖壓(Stamping)加工。沖壓加工其主要定義指利用沖床及模具將金屬板料施以沖切或變形，以達到所需的尺寸與型狀的沖壓加工成品。沖壓加工依據其預期成品的特徵，可以分成沖切、成形與壓合這三種加工。而沖切加工是藉著沖床之能量通過沖頭(dies)與模具(molds)，從金屬板料分離出所要的尺寸及形

狀。沖切加工中最常見的製程叫做下料(blanking)，這種加工方法在板料上的作用線是封閉性的，可以得到外型品質更好的產品。因此也被稱作外形加工，可見圖 3.3。

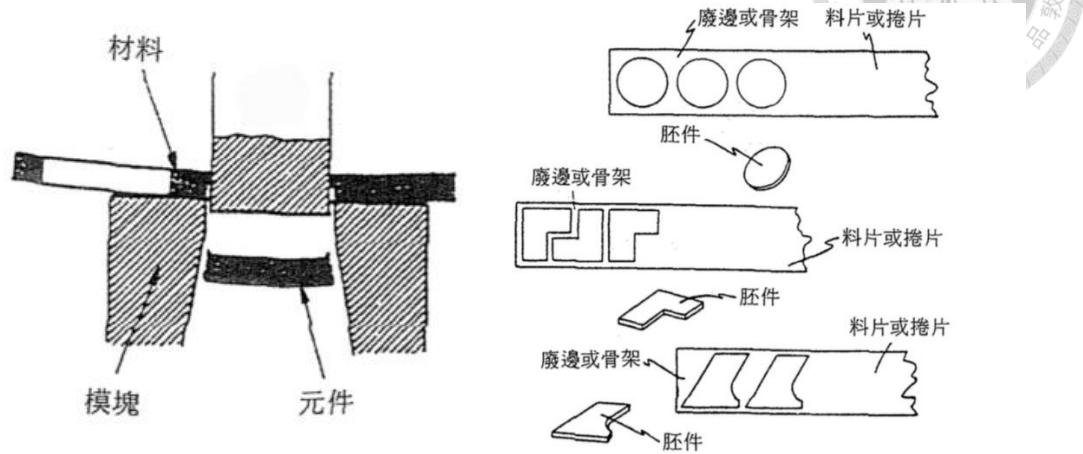


圖 3.3 沖切下料示意圖，「下料」顧名思義利用沖頭下沉給予剪切力於料片，從料片脫下的外形胚件為成品。(圖片來源:模具處理手冊-金屬工業研究法展中心)

實驗用的人工水晶體，將採用模具製程中沖切的加工原理來製作。因此，需要製作一組沖壓模具，其中包含模具上、下兩塊模塊以及沖頭，如圖 3.4。上模塊用作沖頭行程的導引，下模塊與沖頭產生剪切力於料片上，剪切出人工水晶體的外型。沖切所使用的料片將使用薄模的方式，製造厚度 0.5mm 的料片，可見圖 3.5。本研究中使用樹脂作為實驗用人工水晶體的原料，因為樹脂是一種光彈性良好的材料。下料主要使用在金屬產品的製造，需要使用液壓氣動沖床進行沖切，少數金屬如鋁可以用桌上手動沖床進行加工。而選用的樹脂其硬度遠低於金屬，因此不須非常高的剪切力，手動即可完成下料。本研究應用實驗室現有的鑽床代替手動沖床提供加工所需的作用力，加工過程如圖 3.6。最後即可製作出人工水晶體的實驗樣本如圖 3.7。

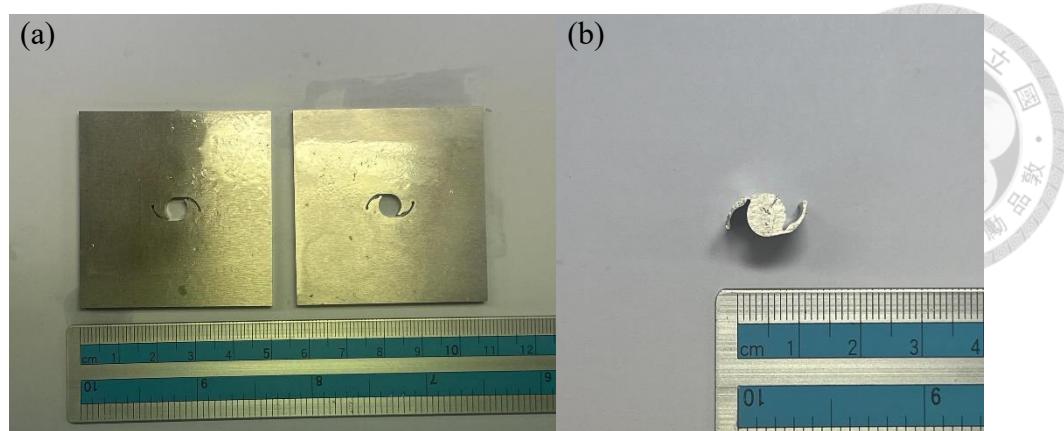


圖 3.4 人工水晶體沖壓模具。 (a) 模具模塊 (b) 沖頭

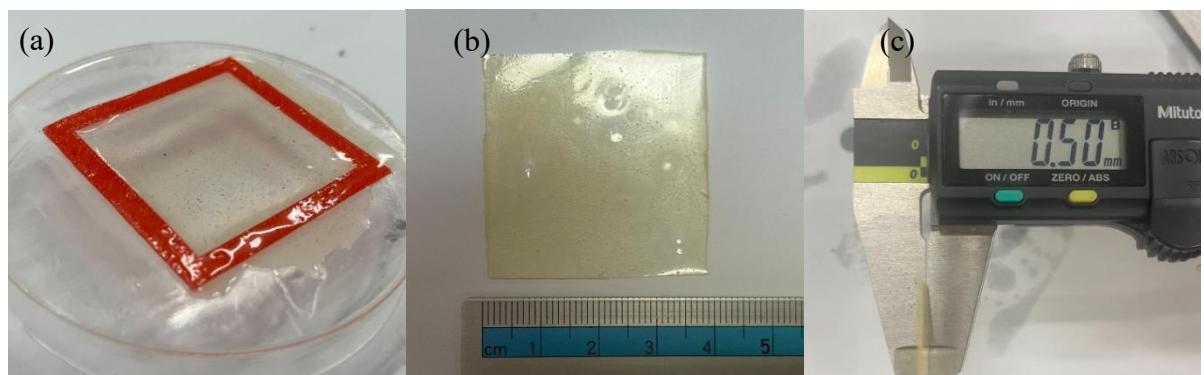


圖 3.5 厚度 0.5mm 的樹脂薄膜作為下料加工時的料片。 (a) 3D 列印出來 $40 \times 40 \times 0.5\text{mm}$ 的模具控制薄膜厚度 (b) 樹脂凝固後即可得到料片 (c) 厚度可以精準地控制在 0.5mm。

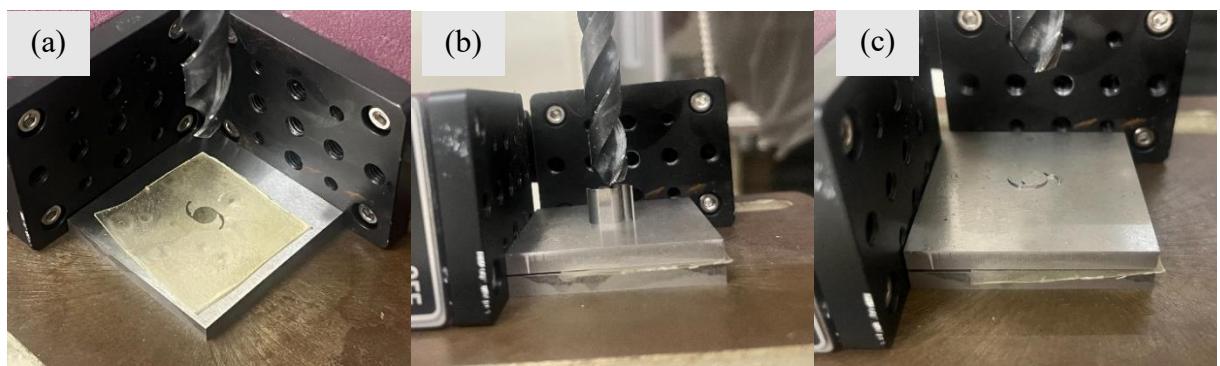


圖 3.6 利用沖壓模具的加工原理製造人工水晶體之過程。 (a) 將樹脂所製作的料片放置在下模塊上 (b) 上模塊夾住料片，兩側的墊塊用於對正兩片模塊 (c) 利用鑽床鑽頭下壓的壓力推動沖頭，將人工水晶體沖切出來。

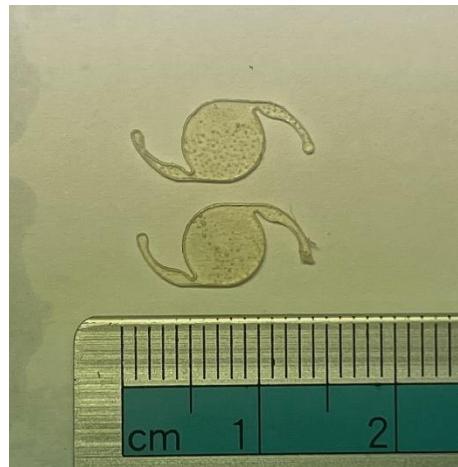


圖 3.7 沖壓加工所製造的樹脂人工水晶體。整個沖切的過程只花費不到一分鐘，而且加工良率高、成品品質好，製程再進行優化並加上自動控制系統，有望成為人工水晶體製程之一。

3.2.2 人工水晶體植入於豬眼囊袋

想要研究人工水晶體在囊袋內的力學特徵，需要將人工水晶體植入囊袋。傳統的白內障手術，是一個相對可行的植入方式，圖 3.8 為傳統白內障手術的流程。但實際執行後，發現若直接將人工水晶體植入豬的眼球內其實相當的困難，除了沒有專業的手術工具外，屍體的眼球失去了原有的平衡狀態，也沒有能夠維持住眼球的肌肉張力。這樣狀態下的眼球，即使將人工水晶體置入於理想的位置，也無法還原眼球的結構。

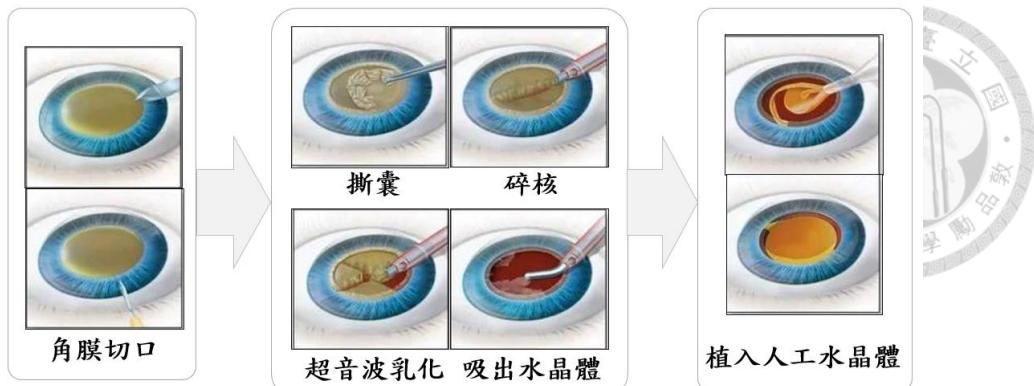


圖 3.8 前囊袋撕除的人工水晶體置換手術流程圖。醫生使用專用的手術刀在角膜上開出一個缺口，將鑷子伸入前房慢慢將前囊袋撕除，使用超音波乳化清除水晶體，最後植入人工水晶體(圖片改繪自咸陽艾爾眼科醫院網站)。

由於無法很好的放置人工水晶體於豬眼睛內，轉而思考是否可以單獨將囊袋從豬的眼睛取出，清除水晶體的部分留下囊袋，並將人工水晶體放置於囊袋中進行實驗。嘗試參考白內障手術的手術流程，第一步直接將豬的水晶體從豬眼內取出。此時，水晶體包裹於囊袋中，囊袋連接著懸韌帶與睫狀體如圖 3.9.a，後側有玻璃體。接著用尖銳的鑷子可以將前囊袋撕除，由於囊袋被玻璃體與懸韌帶包裹住，這兩個組織能夠確保前囊袋(interior capsule)撕除，不會損傷到後囊袋(posterior capsule)。前囊袋撕除後，水晶體可以直接從囊袋中被取出，如圖 3.9.b。剩下的囊袋結構，很好的還原了囊袋在白內障手術中植入人工水晶體前的狀態。留下的後囊袋提供了放置人工水晶體的位置，而玻璃體可以維持囊袋的結構，再將 3.2.1 節所製作的人工水晶體小心的放入囊袋中，即可在豬眼球外模擬人工水晶體置入於囊袋中的情況，如圖 3.9.c。

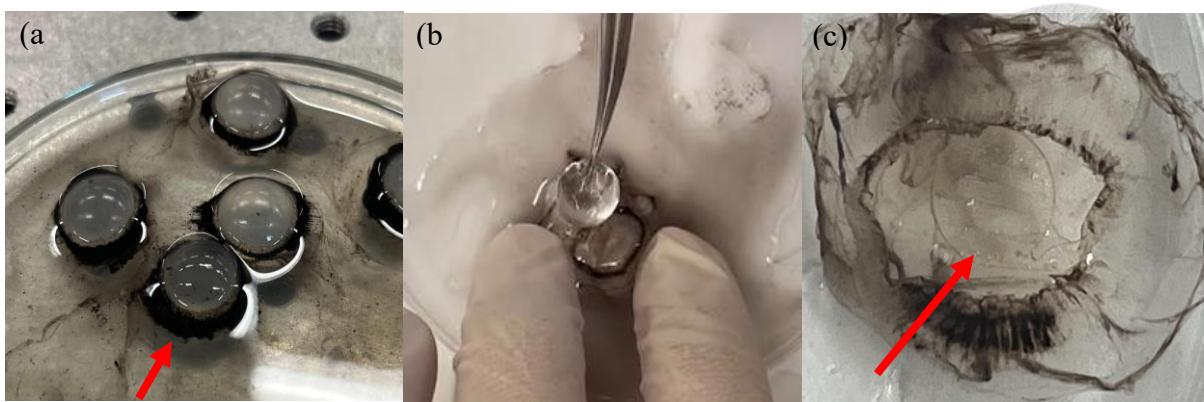


圖 3.9 眼外囊袋人工水晶體植入流程。(a) 豬水晶體從豬眼內取出的模樣，水晶體被囊袋與玻璃體包裹。黑色的環狀物為懸韌帶與睫狀體。(b) 將前囊袋撕除後，水晶體可用鑷子完整取出。(c) 人工水晶體(紅色箭頭)替代水晶體，置於囊袋中的模樣。

到目前為止，能夠製作出人工水晶體並且能夠放入豬的囊袋中，想要探討人工水晶體於囊袋中的力學似乎已經可行。當使用圖 3.9 中這樣的囊袋與人工水晶體模型做光彈力學分析，我們發現囊袋與玻璃體這些組織過於的柔軟。本研究想要探討調視過程人工水晶體的力學特徵，需要在力學實驗中模擬睫狀肌在調適時給予囊袋的變形。但是這樣組織很難在之後模擬調視機構上保持穩定的型態，提供穩定可靠的數據。

3.2.3 人工囊袋製作植入人工水晶體

由於真實的囊袋在生物體外無法保持穩定的結構，而製作一個結構較強且穩定的人工囊袋，用於模擬人工水晶體置入於囊袋內的模型。由於前囊袋撕除手術是白內障手術最常見的手術方式，手術後的囊袋只保留後囊袋而缺少前囊袋，可見圖 3.8。製作的方式採用澆鑄的原理，由於不需要製作出前囊袋，將水晶體的前房置於一螺帽上，因為螺帽中空的部分剛好可以支撐住水晶體並包覆住水晶體前房的部分，如圖 3.10.a。

將樹脂淋住水晶體外圍產生一個薄膜，等待樹脂凝固後將水晶體的部分取出，就可以獲得一個與真實囊袋同尺寸的殼狀薄膜，圖 3.10.f。

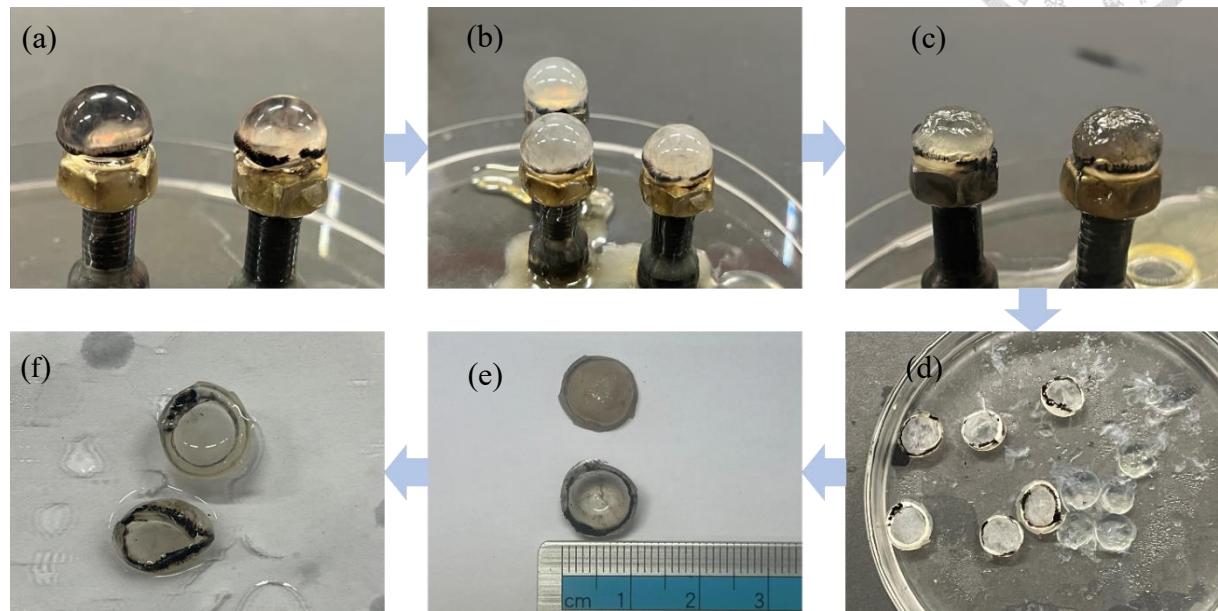


圖 3.10 人工囊袋製作流程圖。 (a) 水晶體前房朝下置於螺帽上 (b) 將樹脂淋在水晶體的周圍 (c) 樹脂放置一天等待凝固，由於水晶體會分解，因此會稍微內縮 (d) 清除樹脂內的水晶體 (e) 與真實囊袋同尺寸的人工囊袋 (f) 保留一個環狀的結構的人工囊袋，與無環狀結構的囊袋。

3.3 實驗儀器設計與測試

3.3.1 拉伸儀器與量測裝置

本研究設計的拉伸儀器與 1977 年 Fisher 和 1998 年 Adrian 所使用的設備相似，都是將水晶體黏附於八臂機構進行拉伸。本研究沿用了八方向的懸臂機構，並希望能夠模擬最接近睫狀肌發力的模式。水晶體的受力過程被視為常態負載，因此拉伸時所產生

的拉力希望是從零均勻且線性增加至目標拉力。同時，水晶體徑向的變形也需要精確控制。

為了實現這些要求，本研究採用電控馬達進行更細微的拉伸量控制。具體設計包括使用伺服馬達驅動螺絲，螺絲與螺帽配合，螺帽埋入滑塊內，滑塊與滑軌的配合實現了轉動運動轉換成直線運動。這樣的機構能夠通過馬達轉動的圈數和螺絲的螺距來控制水晶體在徑向方向的變形量，可見圖 3.11。在設計方面，選擇了 SG90 伺服馬達，配合螺距為 2mm 的螺絲和螺帽，以達到精確控制水晶體變形的目的。其他零部件使用繪圖軟體 Autodesk Inventor 進行設計，並通過 3D 打印製作，最終組合成完整的拉伸裝置。

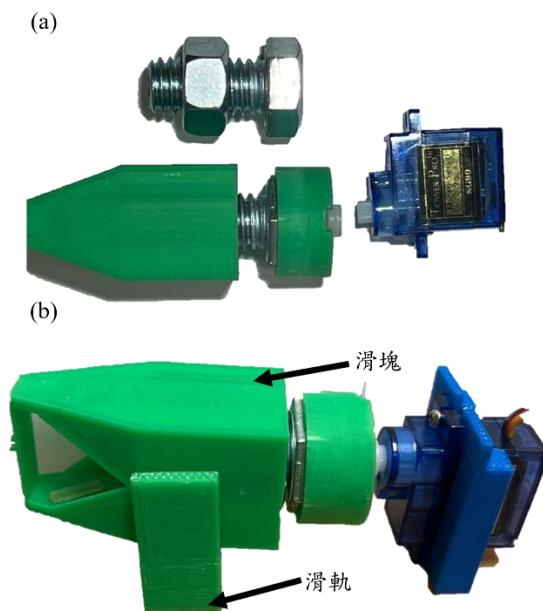


圖 3.11 透過馬達選轉運動帶動直線運動，螺帽被嵌入滑塊內，滑軌限制螺帽發生相對轉動使滑塊在滑軌內做直線運動 (a) 俯視圖 (b) 側視圖。

3.3.2 偏振系統

光彈應力分析是一種可以應用在角膜應力分析的一種光學方法，本研究希望藉光彈應力分析，能夠探索人工水晶體在調視過程的應力分佈。

因此設置一偏振系統於前一小節所提的拉伸裝置中，使用 iphone13 鏡頭紀錄拉伸時所人工水晶體於囊袋內時以及水晶體軸向產生的光彈條紋，以便後續計算過程中應力的分佈情形。偏振系統會採用平面偏振，水晶體會被至於一圓桶製造的暗室中，入射一道白光，光線經過一偏振片後進入水晶體，再次通過一片正交後的檢偏片。

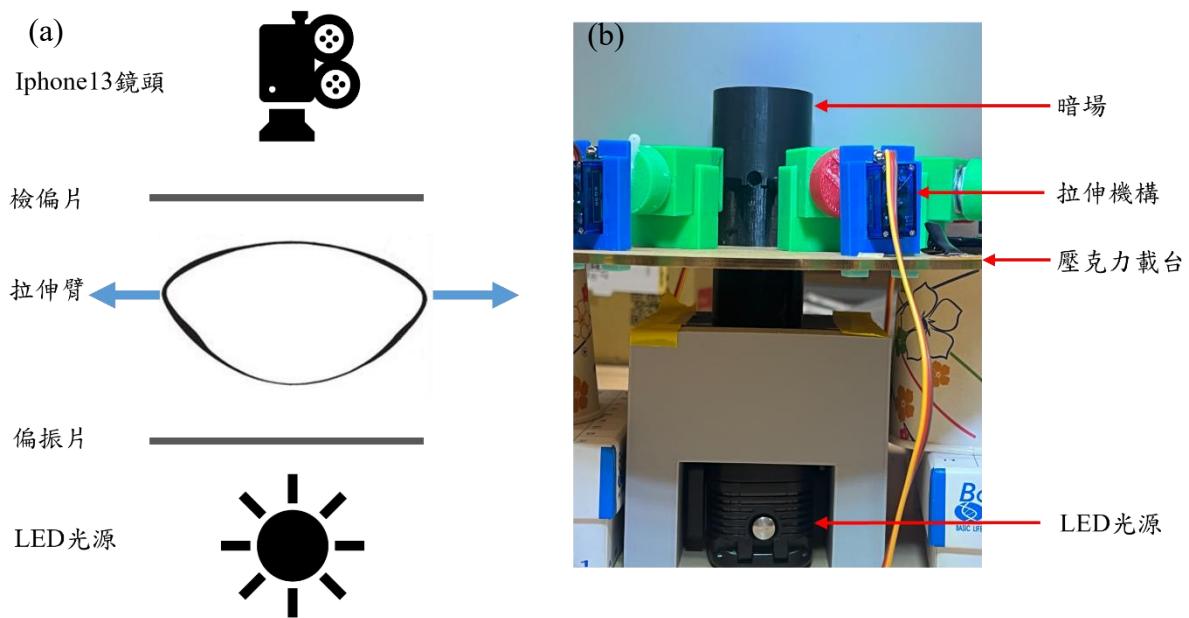


圖 3.12 模擬調視過程光彈實驗場 (a) 平面偏振實驗設計圖 (b) 拉伸機構與平面偏振組合之載台示意圖

3.3.3 懸韌帶黏著方法

水晶體與儀器的懸臂進行黏著接合。技巧在先前回顧 Adrian Glasser 在 1998 年的文獻[24]就有提及，Adrian Glasser 使用丙烯酸丁酯也就是強力膠將水晶體黏著於懸臂，藉懸臂末端傾斜的設計使力傳導的方向接近睫狀肌。然而從解剖構造可以知道，懸韌帶是一種纖維狀的組織，可見圖 3.13。而在本研究發現可以利用懸韌帶纖維的特性，使其如毛細現象吸附於另一具有纖維的介質上，使用多種纖維產品測試後，發現懸韌帶纖維可以最好的附著在紙巾上，如圖 3.14。本研究使用這個特性來確保懸臂拉伸方向，是絕對與懸韌帶、睫狀肌同方向進行拉伸。

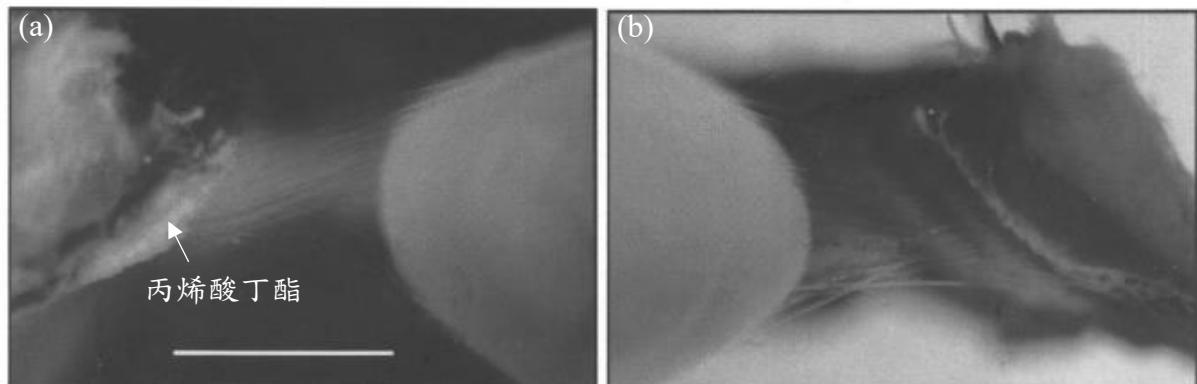


圖 3.13 顯微鏡下懸韌帶、睫狀肌黏著於懸臂之影像 (a) 描述了懸臂的彎曲末端使用丙烯酸丁酯固定在睫狀體外緣上 (b) 眇肌位於懸臂末端與睫狀體睫狀突之間。懸韌帶纖維在睫狀突的內緣沿著睫狀體連接 [24]。

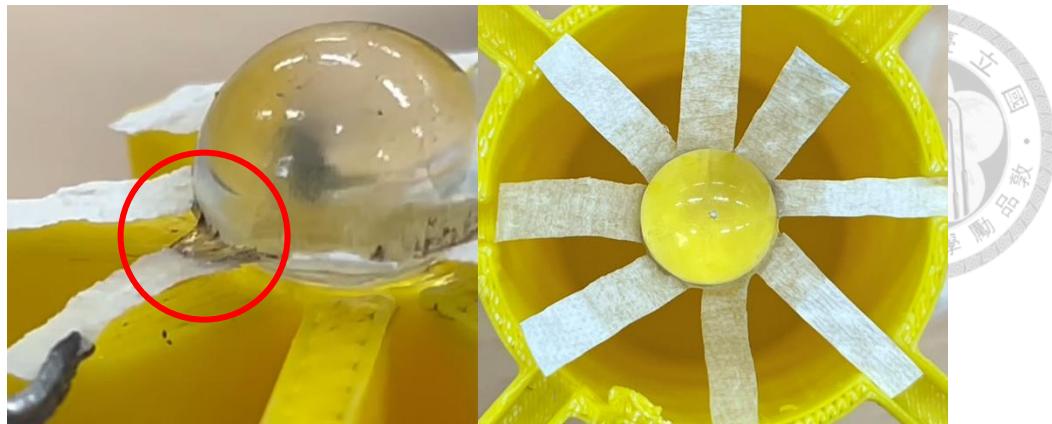


圖 3.14 懸韌帶吸附在衛生紙上

黏著時，水晶體是後房朝上被放置於一特製的支撐座上，因為水晶體前房的曲率較小，前房為接觸面可以降低水晶體滾動的情形；將紙巾剪成約 $2 \times 0.5\text{mm}$ 的長條狀，並吸附於懸臂的八個放方向，支撐座有八個延伸平台以確定吸附的位置，如圖 3.14；將 $5 \times 1 \times 0.5\text{mm}$ 的長條形 PDMS 插入紙巾下方，沾上些許丙烯酸丁酯在懸韌帶與紙巾吸附處的下方，使紙巾黏著於 PDMS。在懸韌帶與紙巾吸附處上方沾上丙烯酸丁酯，蓋上一片 $1 \times 1 \times 0.5\text{mm}$ 的 PDMS 薄片。丙烯酸丁酯會破壞囊袋並使其白化，並且本身具有黏滯性，直接放置於水晶體附近會攀附於囊袋表面，而 PDMS 在此覆蓋住膠水，使膠水不會攀附並直接接觸到囊袋；懸韌帶在 PDMS 內夾住並被強力膠固化後，下方長條型的 PDMS 會使用插銷固定於拉伸裝置的滑塊，驅動電控系統即可使水晶體進行模擬的調視變形。這樣的黏著方式，可見圖 3.15，下方 PDMS 被儀器拉動時，水晶體是沿著吸附在紙巾的懸韌帶在移動的。如此，力線會完全貼近真實水晶體赤道懸韌帶的力線。

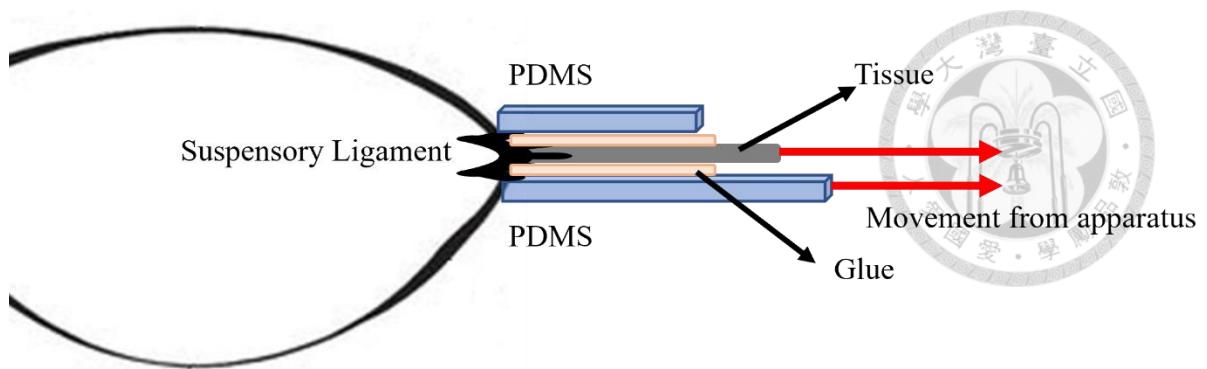


圖 3.15 黏著方式示意圖，藉由懸韌帶會吸附的特性吸附於衛生紙沾上強力膠，使用 PDMS 將衛生紙包覆住。如此，拉伸 PDMS 時，水晶體會延著的懸韌帶方向被拉伸。

第四章 實驗設置結果與討論



4.1 光彈性實驗於水晶體之測量

4.1.1 水晶體之光彈實驗

使用平面偏振光學系統進行豬水晶體拉伸實驗時，白光源照射在豬水晶體上，促使光線在豬水晶體內部發生干涉。這些等差線代表水晶體在調視過程中的應力分佈情形。圖 4.1 展示了豬水晶體在未受拉伸狀態下的情況觀察到了黑色的等傾線條，但沒有因應力差異而在白光下產生彩色的等差條紋。這意味著在沒有外力作用時，豬水晶體內部的應力差異不足以在平面偏振光下顯示出可見的等差線。

觀察結果表明，豬水晶體在未受拉伸的自然狀態下，其內部應力分佈相對均勻，因此不會顯示出等差條紋。而當施加拉伸力時，預期會出現由應力引起的等差線，這將反映出水晶體內部應力的變化和分佈。

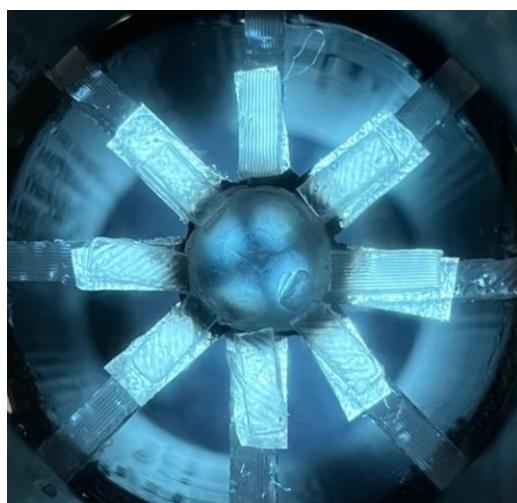


圖 4.1 豬水晶體在平面偏振光中尚未被拉伸時的狀態，在單純重力而未受其他外力作用下，水晶體只呈現出黑色等傾線。

在進行豬水晶體拉伸實驗時，隨著伺服馬達的轉動，拉伸裝置逐步增加對豬水晶體的拉伸力度。馬達每次轉動 10 度，從 0 度至 180 度逐漸增加拉伸強度。在此過程中，豬水晶體經歷了徑向變形最大達到 2mm 約為 20% 的應變。圖 4.2 呈現了豬水晶體在變形過程中的情況，從實驗觀察中可以看到等傾線所產生的黑色條紋的形狀、位置這反映了水晶體內部主應力方向。然而，即便將拉伸增加至裝置的極限，使豬水晶體徑向變形達到 2mm，仍然無法觀察到明顯的彩色等差線。這可能意味著即使在”最大拉伸”下，水晶體內部的應力差異仍不足以在白光下形成可見的等色條紋。

在光彈性理論中，等差線是由材料內部應力差異引起的光路相位差，並在偏振光系統中以彩色條紋的形式顯現出來。這些條紋是研究材料內部應力分佈的重要工具。觀察豬水晶體在調視過程中的應力分佈，等差線是關鍵的指標。在實驗中未出現等差線，猜測原因是水晶體內部的應力分佈過於均勻，而每一階等差線產出所需的應力遠大於目前施加外力。導致光在材料內部不會產生足夠的相位差。為了在豬水晶體內部產生顯著的應力差，並避免應力均勻分佈，考慮透過減少拉伸力臂數數目改變施力的方向與位置，使水晶體的變形不均勻，導致水晶體在某些區域受力較大，而在其他區域受力較小，從而產生顯著的應力梯度與應力差。由於等傾線與主應力方向及偏振光方向有關，因此在偏振系統相對於檢測材料旋轉時，會導致等傾線條紋的形狀和位置發生變化。圖 4.3 展示當偏振系統旋轉時，豬角膜產生等傾線的條紋會隨之變化。在不同角度下觀察豬水晶體時，黑色等傾線的形狀也會不同。其主要原因是當偏振片和檢偏片設定在特定角度時，只有與該角度相對應的主應力方向的等傾線會被顯示，而其他方向的等傾線可能變得不明顯或消失，在特定角度時觀察到的等傾線即為主應力方向與該角度一致的區域，透過連續旋轉的方式可以了解豬水晶體內部的應力狀態。

在實驗中，圖 4.4 展示了使用 180 度-60 度-120 度的拉伸力臂對豬水晶體施加外力所引起的變形過程。而圖 4.4 與圖 4.1 的條紋不同，為偏振系統與豬眼睛主應力方向角度產生得現象。圖 4.4，在實驗中對豬水晶體施加的外力後，觀察到了豬水晶體明顯的異向性變形與等傾線產生了變化，等傾線從原本在中心連接的一個十字線分裂為兩道似 V 形的線條。兩條交叉組成的十字線等傾線往拉伸方向變形，變化為兩條彎曲的 V 形得等傾線，說明豬水晶體內得的材料產生彎曲變形。中心等傾線消失說明了拉伸造成豬水晶體中心不在與此角度的偏振系統夾角相同。等傾線的消失與變形說明在豬水晶體內部產生主應力方向的改變，但仍未能在水晶體中看到等差線條紋。這結果表明，導致水晶體不產生等差線的原因並非來自應力分佈的問題。這可能是水晶體內部應力不夠大，即拉伸裝置施加在水晶體上的外力不足以產生顯著的雙折射效應。在光彈性實驗中，等差線的出現是由於材料內部應力差異引起的光路相位差。如果施加的應力不足，雙折射效應不夠強烈，則即使材料變形，也可能看不到等差線條紋。為了驗證這一假設，需要增加在水晶體內部的應力。

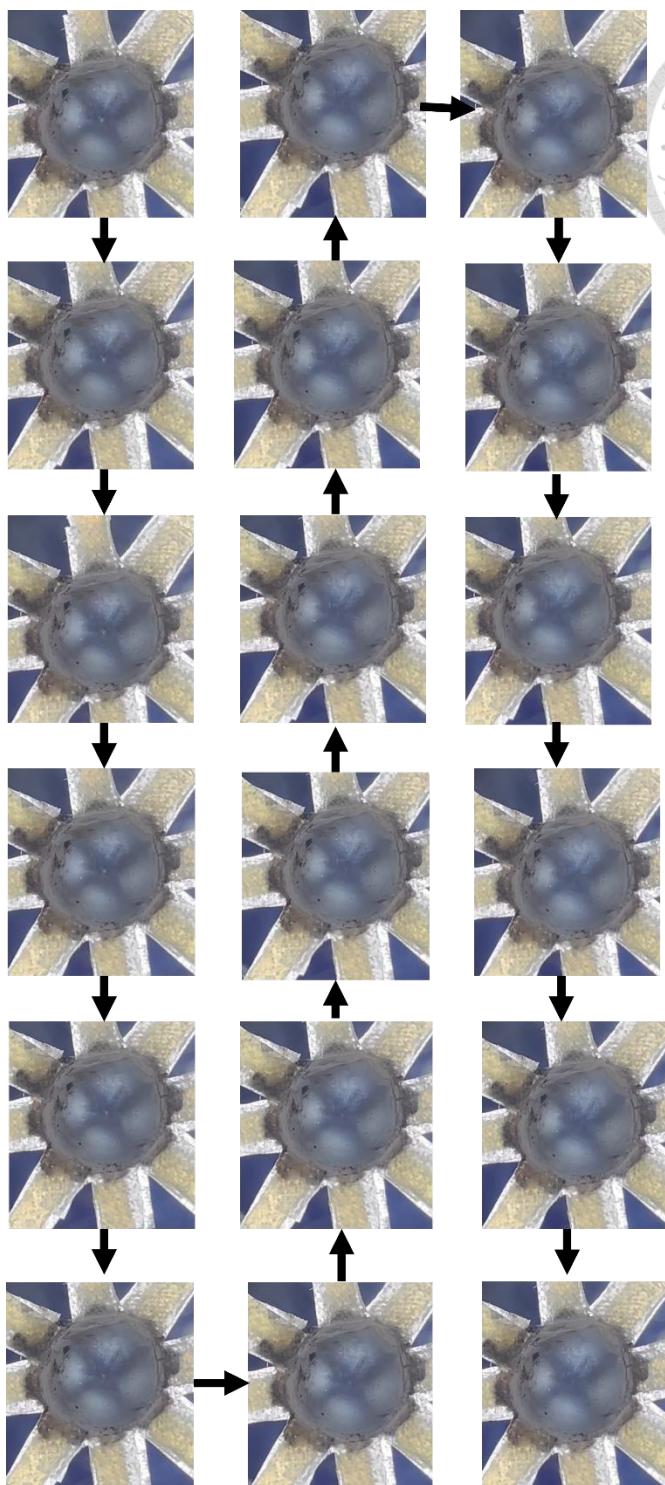


圖 4.2 猪水晶體在拉伸儀器中模擬調視變形的過程。猪水晶體在變形的過程中，可看出等傾線的變化，但並無明顯彩色的等差線出現。

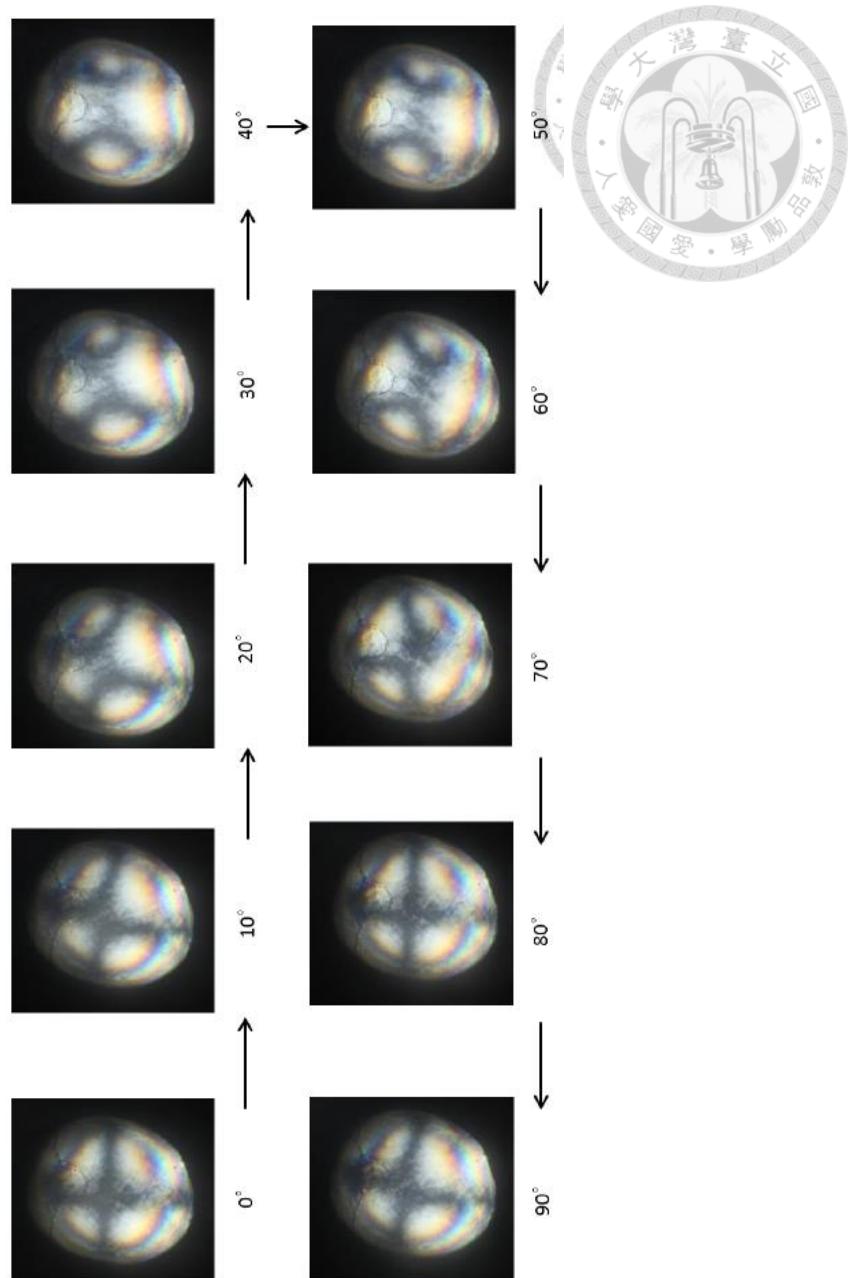


圖 4.3 選轉平面偏振系統在角膜上產生的不同等傾線條紋形狀[21]。

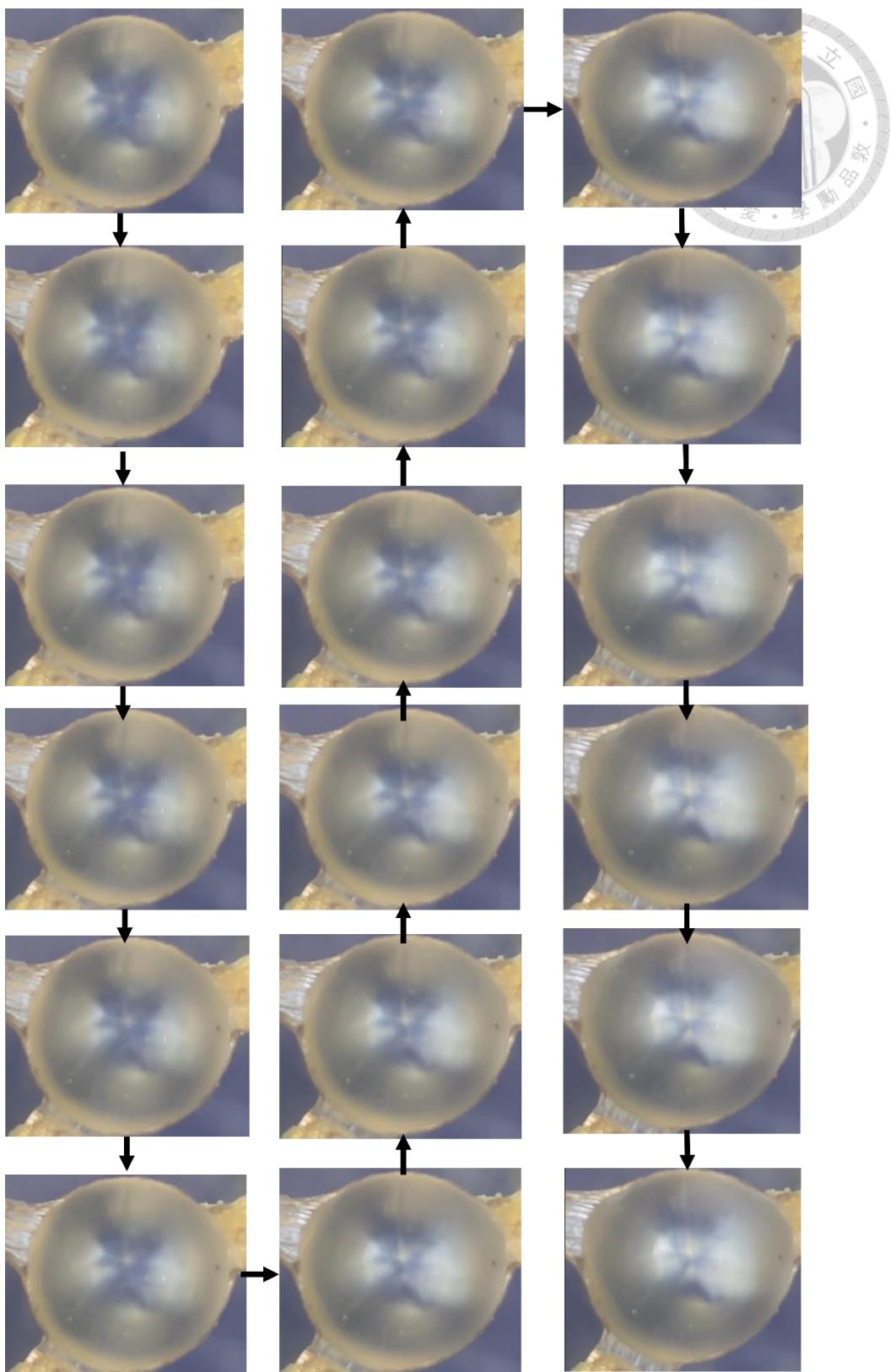


圖 4.4 使用三個方向拉伸變形的過程中，觀察豬水晶體的等傾線與等差線。

由於拉伸裝置提供的外力來自於螺紋的移動，能夠提供的最大應力有限。為了讓外力在水晶體內部產生最大應力，直接用手動拉伸水晶體單一軸向使水晶體在該軸向產生最大的應力差，觀察其是否有等差線條紋的出現，圖 4.5.a。然而，單軸向拉伸後的豬水晶體如圖 4.5.b 所示，出現等傾線變化但沒有形成等色線。

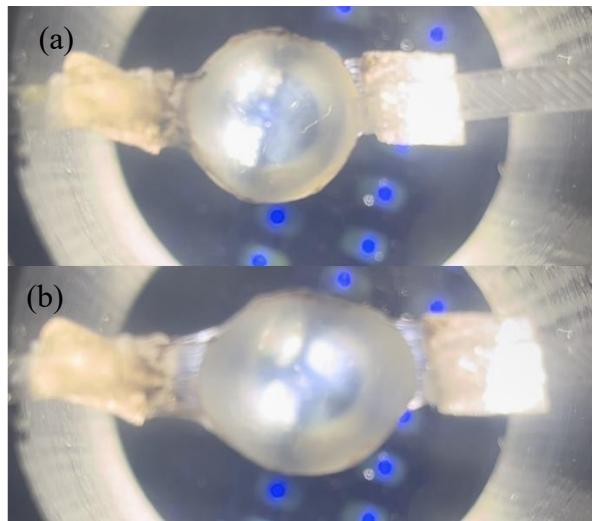


圖 4.5 用手動模擬水晶體進行一個單軸向拉伸，在該軸向產生一個顯著的應力差觀察是否有等差線條紋出現。

目前儘管對變形和外力條件進行了改進，但仍然未能成功觀測到豬水晶體在線偏振光下形成色彩豐富的等差線條紋。為了提高觀測的成功率，後續使用靈敏度更高的圓偏振光學系統。圓偏振光學系統的構成是在原本的線偏振光系統中，額外加入兩片四分之一波片，波片將線偏振光轉換為圓偏振光。圓偏振光是一種隨時間不斷旋轉偏振方向的光，其特點是不再與材料的主應力方向(及等傾線)產生直接反應，從而避免了等傾線的產生，圓偏振光學系統示意圖可見圖 2.6.b。沒有等傾線的干擾使觀測重點集中在等差線上。有助於更清晰地觀察材料內部的應力差異。希望能夠更清晰地觀察到豬水晶體內部因應力差異而產生的等差線條紋。

豬水晶體被放置於圓偏振光學系統中進行觀測，如圖 4.6.a 所示，在未施加拉伸力的情況下，豬水晶體中不再出現黑色的等傾線條紋，這表明圓偏振光成功消除了等傾線的干擾，使得觀測焦點轉向等差線。為了檢驗豬水晶體在圓偏振系統下是否能觀察到等差線，進行了單軸向的拉伸實驗。根據之前在線偏振系統中的經驗，豬水晶體內部可能存在均勻應力分佈，導致無法形成明顯的應力差異，因此拉伸實驗選擇單方向施加拉伸力（如圖 4.6 中的相離的紅色箭頭所示）。在圖 4.7 豬水晶體於圓偏振光學系統中進行拉伸實驗。然而即使在圓偏振系統中對豬水晶體進行了單方向的拉伸，豬水晶體內部仍未出現可觀測的等差線條紋。這表明了即使使用圓偏振光學系統，豬水晶體仍不足以產生顯著的雙折射效應未能形成明顯的等差線。

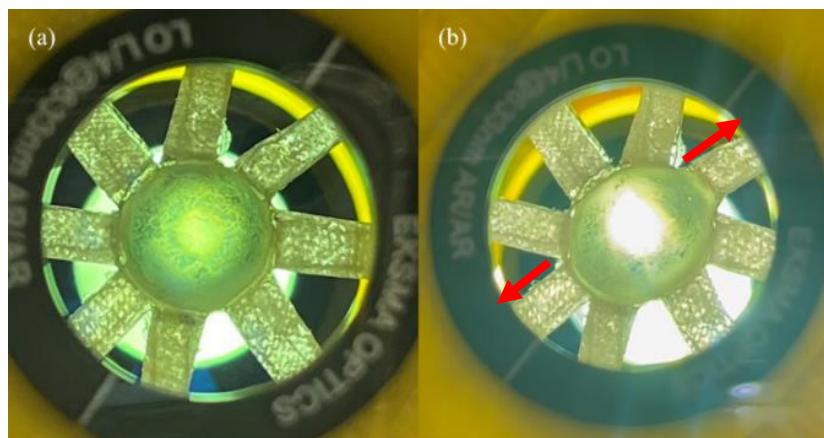


圖 4.6 豬水晶體於圓偏振光學系統中觀測。(a) 圓偏振光消除等傾線的干擾 (b) 使用單軸方向的拉伸使豬水晶體擁有較大的應力差來觀測等差線條。

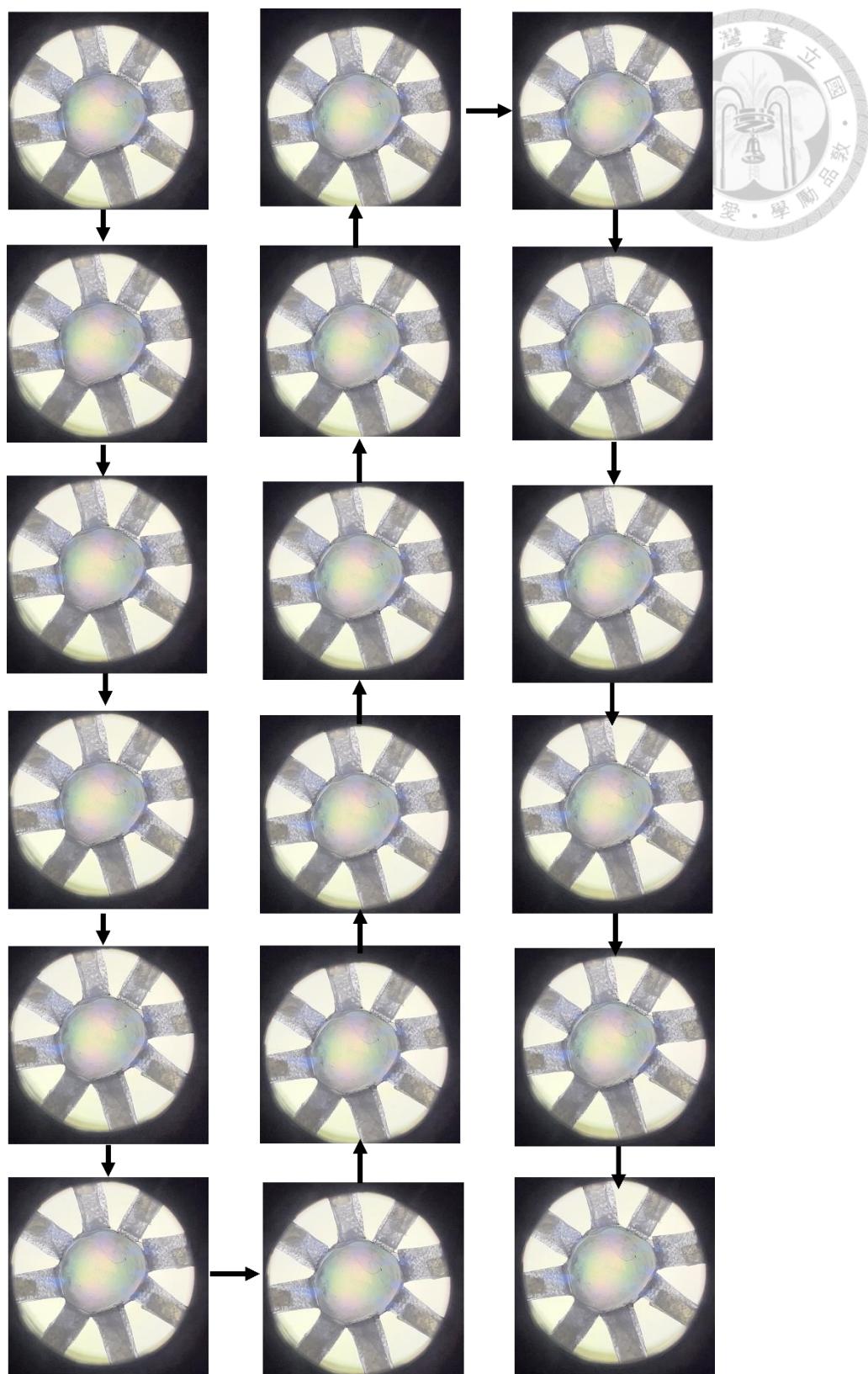


圖 4.7 豬水晶體於圓偏振光學系統中進行拉伸實驗。

4.1.2 水晶體之光彈應力分析之討論

本實驗旨在使用光彈應力技術，觀察豬水晶體在理論調視之邊界條件下的應力分佈，特別是等差線的出現。等差線反映出了材料內部應力的分佈情形，是理解水晶體在調視過程中應力行為的重要指標。實驗的最初設置，都是為了最佳的模擬水晶體在眼中會遇到的邊界條件，其中包含八方向的拉伸裝置用來施以如睫狀肌的環向拉力，和符合睫狀肌、懸韌帶張力系統的懸韌帶黏濁方式。但發現在實驗中並沒有出現預想的等差線進行應力分析，因為完整環向力的應用使應力均勻分佈在豬水晶體內部，從方程式中可以了解當材料內部應力均勻分佈時 $\sigma_1 \approx \sigma_2$ ，而條紋常數 n 也將趨近零，即無法觀測等差線。

$$N = \frac{\Delta}{2\pi} = \frac{\delta}{\lambda} = \frac{hc(\sigma_1 - \sigma_2)}{\lambda} = h \frac{(\sigma_1 - \sigma_2)}{f} = n \quad (4.1)$$

而在(4.1)式中 σ_1 與 σ_2 之間的差異越大，條紋常數 n 能被更明顯的觀測。實驗在本階段使用了手動拉伸增加 σ_1 與 σ_2 之間的差異，也沒有觀測出水晶體的等差線條。到此，光彈應力分析中，應力與光彈條紋之間有關的控制條件已經被考慮。轉而使用相對於線偏振光學系統而對等差線反應更敏感的圓偏振光學系統，但從實驗結果可以得知水晶體無論何種偏振下與外力條件下，都不會產生等差線條紋。等差線條紋在光彈理論中，是因相位差 δ 產生的干涉條紋，而材料的干涉性質與材料本身的折射率有直接關係。雙折射本身意味著光線在材料中的兩個正交方向上具有不同的折射率 $n_1 \neq n_2$ ，而水晶體在實驗中理論上出現了內部應力不均勻且主應力存在明顯差異，式(4.2)可以證明水晶體因本身材料性質在異向的折射率相近，即 $n_1 \approx n_2$ ，使光線在水晶體內產生的相位差小於形成等差線所需的條件，即使應力差存在，也不易有明顯的等差線。

$$\delta = h(n_1 - n_2) = hc(\sigma_1 - \sigma_2) \quad (4.2)$$

相較於光彈法應用於角膜力學研究的先例，在本實驗的結果討論中也應該考慮是否水晶體本身細胞纖維的排列方式與角膜的不同，造成在角膜可以觀察出等差線而水晶體則無法之結果。角膜的結構在組織學上角膜由外向內分為五層：上皮細胞層(epithelium)、前彈力層(bowman's membrane)、基質層(stroma)、後彈力層(descemet's membrane)和內皮細胞層(endothelium)。上皮細胞層為角膜的最外層，由多層上皮細胞組成，通常有 5-7 層細胞，可見。前彈力層最外層的細胞是鱗狀上皮細胞，排列緊密。位於上皮層之下，是一層無細胞的透明基質，由緊密排列的膠原纖維構成。基質層為角膜的主要部分，由膠原纖維排列平行且具有高度規律性與基質細胞組成。內皮細胞層則由單層的六角形扁平細胞組成[25]。從圖 4.8 以及角膜的組織學可以了解，角膜結構是被細胞以平行且層狀的細胞組成之組織。

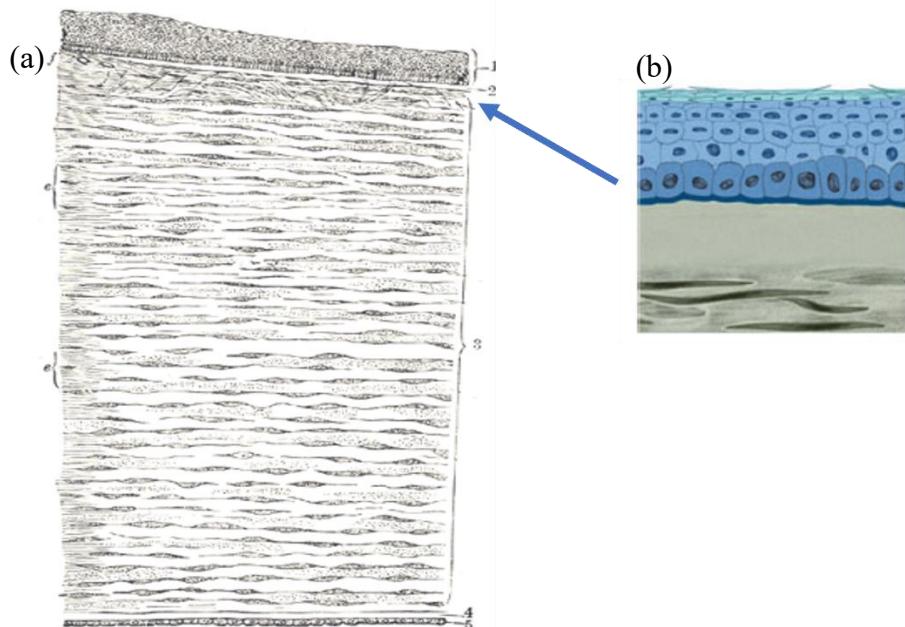


圖 4.8 (a)人類角膜的垂直剖面圖，1~5 分別為上皮細胞層、前彈力層、基質層、後彈力層與內皮細胞層(b) 上皮細胞堆疊方式示意圖[26, 27]。

而水晶體的前端由一層上皮細胞單層包圍[28]，水晶體內部由纖維細胞組成如圖 4.9。圖 4.9.a 是當水晶體還在胚胎中，每個纖維細胞從上皮表面延伸到後部的水晶體囊

膜。水晶體隨著年齡生長，前方的上皮細胞不斷地向側面遷移、延長並分化為纖維細胞，這些纖維細胞構成了水晶體的主要部分，新形成的纖維細胞層疊在較舊的纖維細胞之上，呈同心層分佈如圖 4.9.b。

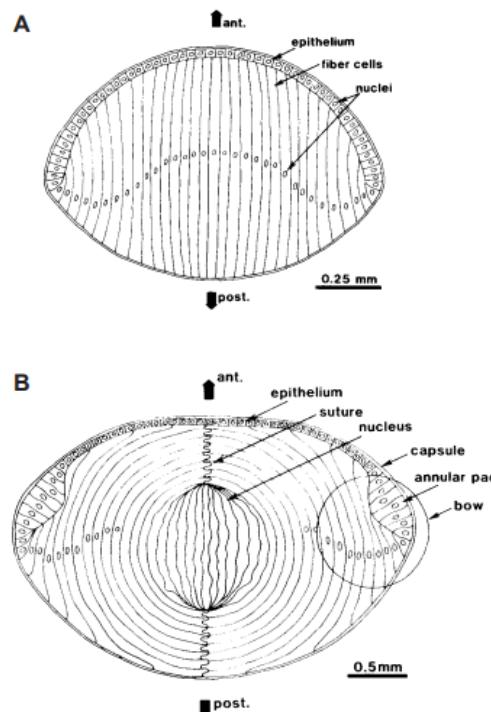


圖 4.9 水晶體在不同時期的組織結構剖面圖，上皮細胞與纖維細胞的成長過程在 (a) 6 天、(b) 15 天 [29]

在本實驗與角膜光彈性實驗[21]，都是偏振光以法向入射於水晶體與角膜進行實驗，如此可能造成光通過這些結構，由於細胞排列的不同產生不同的干涉條件，使角膜可以在光彈實驗中觀察到等差線，而水晶體則無法觀測等差線。跟水晶體本身的纖維細胞排列方式有關，在睫狀肌施加一徑向的拉力時，不會對其內部細胞的結構產生明顯的變形，內部各點沒有產生折射率的變化，因此沒有產生等差線。但觀察水晶體的細胞結構，水晶體在外側的細胞排列方式就與角膜類似，或許從水晶體側向入射偏振光可以使等差線出現。圖 4.10 為豬水晶體在平面偏振光學系統下單軸向拉伸從側向觀察的

影像，可以清楚的觀測水晶體在厚度上有明顯的變化，但仍然只能觀測到等傾線而無等差線，因此可以排除晶體細胞排列方向導致的因素。本研究關於水晶體在光彈力學中已經將可控的變數以及水晶體本身但細胞結構都已討論研究完畢，我們認為水晶體由水與蛋白質組合而成，本身屬於一種流體的性質。使本實驗作用外力時，內部的流動性使應力在水晶體內被均勻分散，使水晶體內部不出現應力差而觀測出等差線。但在水晶體的外層囊袋屬於基底膜，主要由膠原蛋白組成，雖然不含彈性纖維，但由於纖維層狀排列，其具有高度的彈性[30]。這類由膠原蛋白組成的結締組織與角膜相似，平均厚度約為7微米，若能夠給予足夠的外力使其變形，可在囊袋中觀測出等差線如圖4.11。產生等差線可以利用 k-means 演算法，將色彩更清楚的分割出來如圖 4.12，從遠使圖像判斷等差線色彩的位置，可以判斷出紅、咖啡、深藍的等差線條紋。雖然條紋階數利用影響處理可以被判斷，但囊袋本身的光彈係數未知也無法量化手術刀與鑷子間造成的應力差，因此無法針對光彈性得出結論。



圖 4.10 在平面偏振光學系統中從側向觀測單軸向拉伸水晶體之等差線

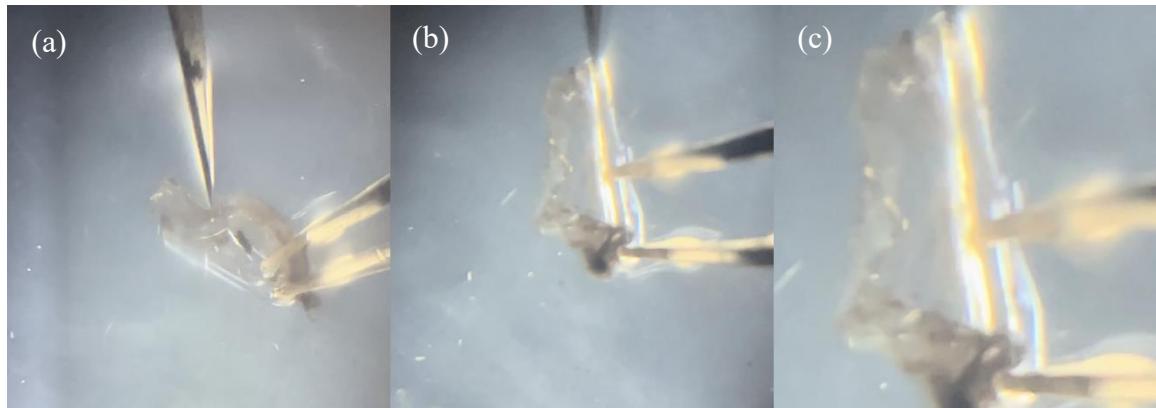


圖 4.11 利用手術鉗子拉扯水晶體囊袋產生的等差線條紋 (a)未受到拉伸 (b)受到拉伸時產生的等差線 (c) 放大圖



圖 4.12 原始影像與 k-means 演算法分割出來的影像

4.2 水晶體變形測量與分析

由於光彈性無法用於水晶體的應力分析，本研究選擇結合感測器和影像處理的方法來評估水晶體在調視過程中的應力分佈。我們首先使用感測元件測量模擬調視時機

構施加於水晶體的外力，這些數據將作為有限元素法分析中的邊界條件。同時通過攝影機拍攝水晶體在不同時間點的影像，使用影像處理技術來獲取水晶體的變形參數。

在模擬調視的拉伸儀器之設計包括一個由按鈕控制的馬達，用於精確控制拉伸過程。為了量化拉伸儀器所施於水晶體的拉伸力，使用 Kyowa 的 LTS-500GA 微型負載傳感器(load cell)，可見圖 4.13，其自然頻率為 1000Hz，額定容量為(rated capacity) 5N 即可以準確測量高達 5N 的力。該傳感器的臨界過載能力為 500%，這表示在超過額定容量的情況下，它可以承受高達 25N 的而不會損壞。為了提高測量準確性，我們在拉伸開始前施加初始力，避免空行程產生的誤差。測得的拉伸力範圍為 0.044 至 0.181 牛頓(N)。最終，我們將測量得到的拉伸力的數據，應用於有限元素法的分析上。

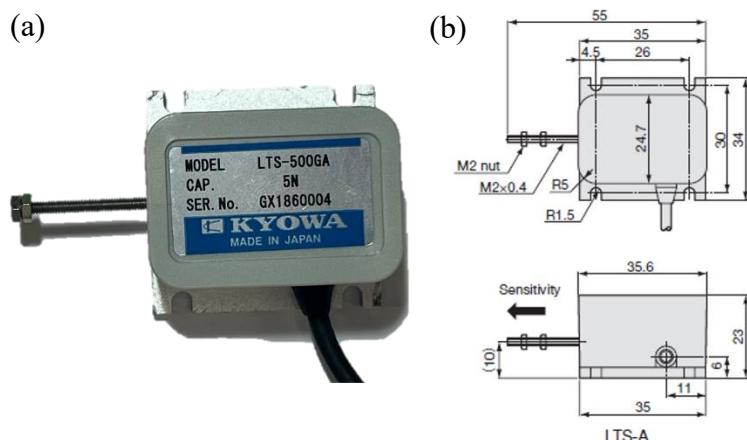


圖 4.13 (a) Kyowa 的 LTS-500GA 微型負載傳感器合用於需要高頻響應和精確測量的小型力的應用(b) 尺寸以及傳感側方向示意圖。

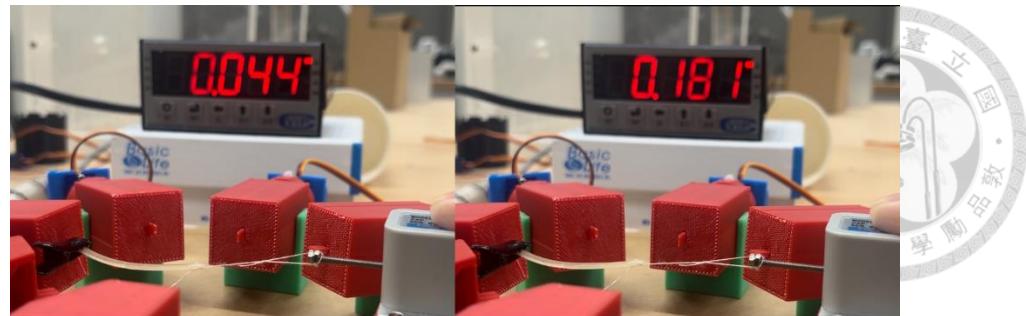


圖 4.14 Kyowa 的 LTS-500GA 微型負載傳感器與紀錄器量測拉伸儀器之拉伸力，測得的拉伸力從初始的 0.44 牛頓至儀器最大拉伸為 0.181 牛頓。

4.2.1 影像處理與形變判斷

為了更好地處理和分析這些水晶體變形的影像，我們利用 MATLAB.(R2024a)設計影像處理工具。這些工具能夠靈活地播放影片，並提供交互操作，允許我們在需要時暫停影片進行注釋和標記。這些標記和注釋可以儲存下來，並在後續的分析中使用。

該工具還能夠對影片中的特定幀進行詳細分析和處理如

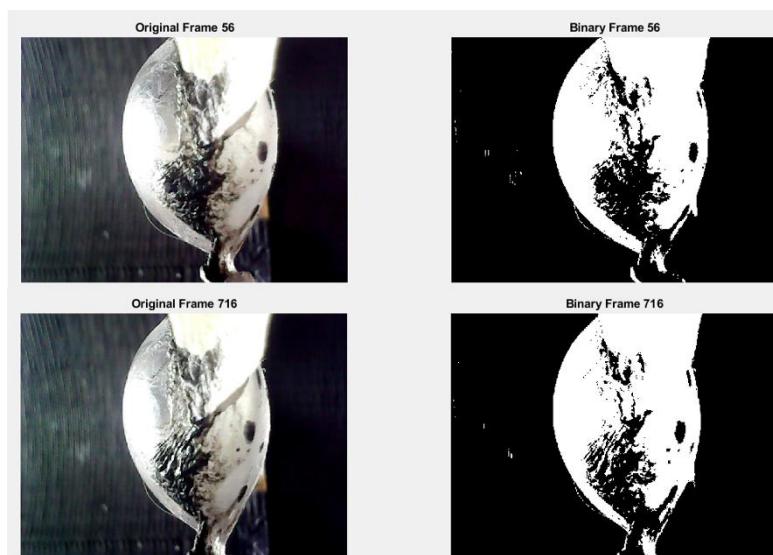


圖 4.15，例如檢測邊緣、擬合曲線等。通過這些功能，我們可以精確地獲取水晶體變形過程中的參數，並進一步分析水晶體在不同狀態下的變形特徵。為了準確判斷水晶體厚度的變化，首先將側向獲

取的影像資料進行二值化處理。這種處理方法的目的是將原始影像簡化為只有黑色（值為 0）白色（值為 1）的像素，從而將水晶體與背景區分開來辨識出水晶體的輪廓。

二 值 化 後 的 影 像 容 易 因 原 始 影 像 的 色 塊 產 生 噪 點

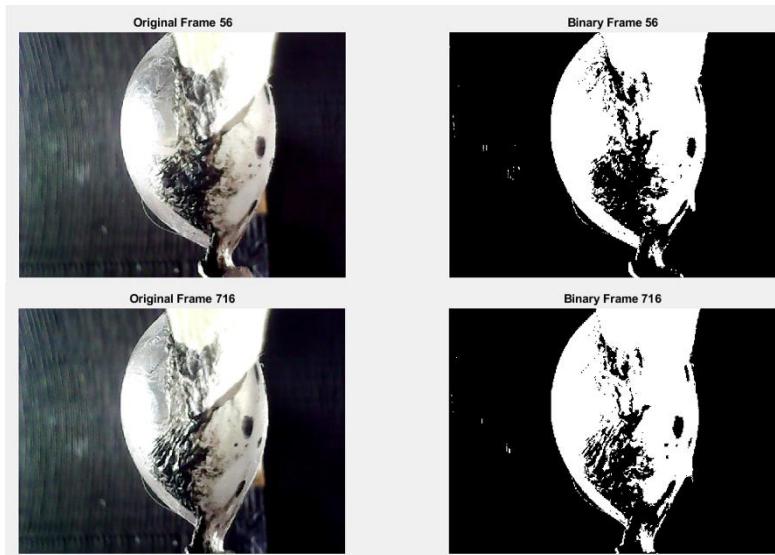


圖 4.15.b，而這些錯誤的像素

區會影響後續的輪廓計算，可以儲存圖片將其修圖修掉。修掉噪點的二值化影像，透過影像掃描 x 軸出現像素改變的座標，定義為豬水晶體的輪廓邊界。計算拉伸前後，最大與最小的的座標值之差，可以定義為豬水晶體變形後得厚度之邊界條件。由於影像只能計算像素點之間座標之間的距離，本實驗透過黏著於豬水晶體的拉伸臂其厚度為 1.5mm，調整圖像的比例尺來計算水晶體之厚度參數，計算出拉伸前之厚度 7.625mm、徑向變形 2mm 後水晶體之厚度變為 7.225mm。

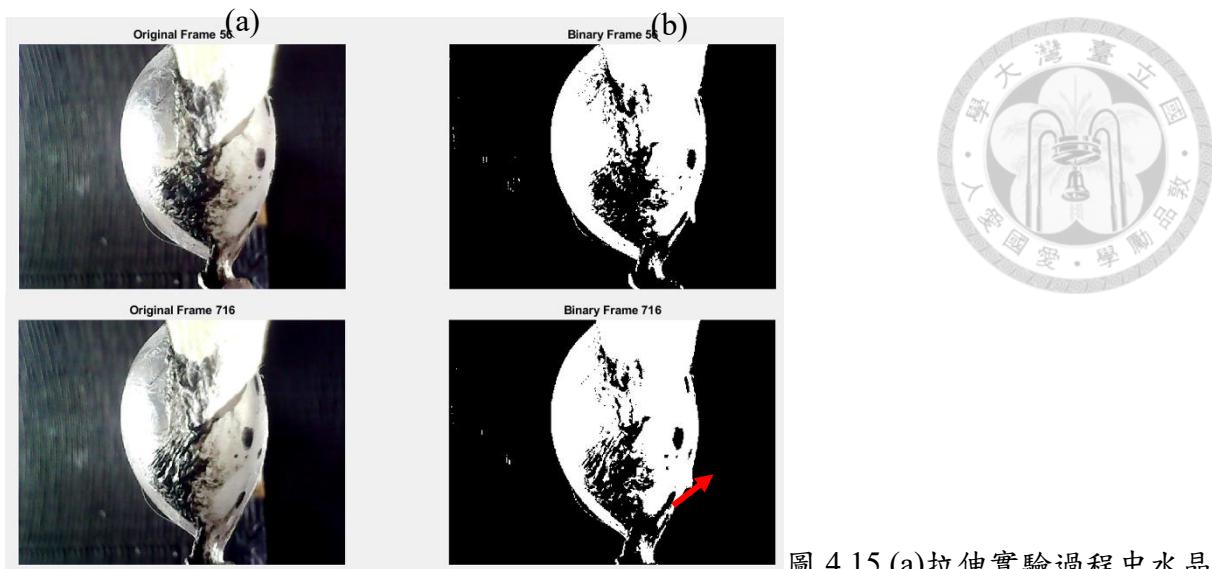


圖 4.15 (a)拉伸實驗過程中水晶

體側視的影像，儲存二值化處理後的(b)在計算水晶體輪廓時能辨識得更清楚。在影像中會出現一些噪點，要後處理這些像素以免影響計算。

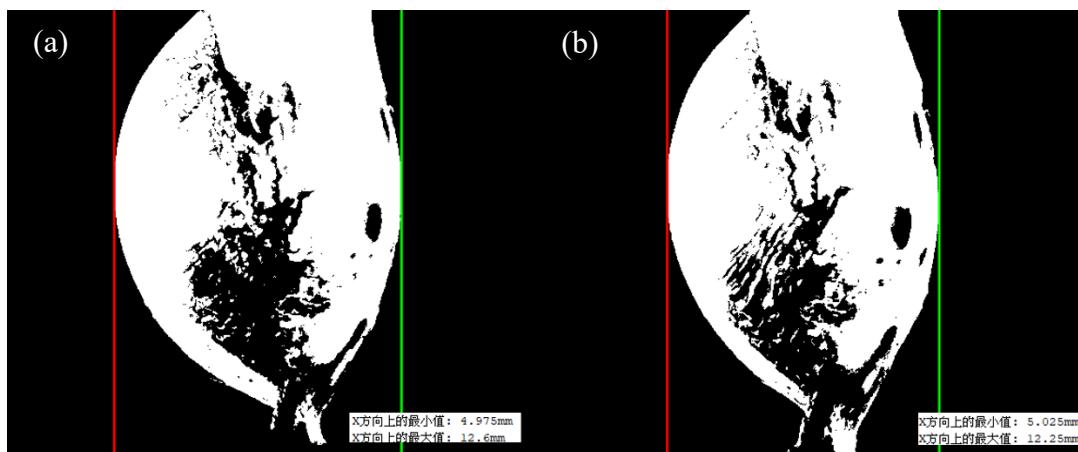


圖 4.16 二值化後並去處噪點的水晶體影像，計算邊緣在 x 軸的座標。(a)水晶體尚未拉伸變形時的輪廓，計算厚度為 7.625mm (b) 水晶體在拉伸裝置上拉伸至為大變形量的輪廓，計算厚度為 7.225mm。

為了能夠定量水晶體在調視過程中徑向的膨脹變形，計畫藉由在水晶體囊袋表面上用黑色奇異筆標記多個點如圖 4.17，利用影像追蹤這些點的位移，並計算水晶體在最大拉伸時的應變。

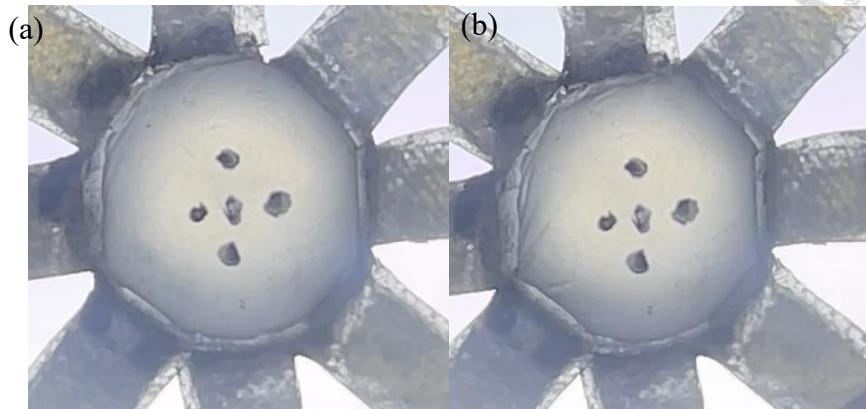


圖 4.17 在水晶體表面用黑色奇異筆標記點，這些點在拉伸時的位置改變可以用於計算水晶體的應變(a)拉伸前 (b) 拉伸後。

首先讀取模擬實驗中的圖像並將其轉換為灰度圖像。灰度圖像的優勢在於，它僅依賴於像素亮度信息，而不涉及顏色信息，使得後續處理更為簡單。隨後，我們通過設置灰度範圍（如 100 到 120），創建了二值掩模圖像。這一操作能有效地隔離出被標示在水晶體的像素區域，將符合條件的像素標記為白色，其餘像素標記為黑色。由於墨水不易附著在水晶體囊袋表面，造成形狀的缺陷。為了進一步改善區域的連通性和形狀，使用了形態學膨脹技術。這種技術能擴大白色區域的邊界，使得因噪聲或其他因素導致的間斷區域得以連接。通過使用半徑為 6 像素的圓形結構元素，修復小範圍內的斷裂區域，從而確保後續分析的精度如圖 4.18。利用連通區域分析技術，計算了圖像中每個連通區域的屬性，如面積、周長、圓形度和質心位置等。這些屬性是篩選目標區域的重要依據。我們設置了多個篩選條件，包括面積（450 到 1210 像素）、周長（50 到 700 像素）和圓形度（0.5 到 1），從而精確地篩選出符合條件的區域。對於

符合條件的區域，我們進行了兩種方式的標記：一是將其邊界標記在原始灰度圖像上，二是根據其面積計算圓形半徑，並在原圖上繪製圓形標記。這使我們能夠計算出圓心用於標記水晶體上特定材料點的座標，將這些標記後的圖像保存並將篩選出來的區域信息（如面積、周長、圓心座標等）。豬水晶體拉伸實驗的圖形數據如圖 4.19 所示，圖 4.19.(a)與(b)為拉伸前、圖 4.19.(c)與(d)為拉伸後。將圖 4.19.(b)中標記 4 之區域中心為原點計算其與其他區域中的距離，以拉伸臂 1mm 為參考比例，獲得區域 1(左方的點)距離為 0.4815mm、區域 2(上方的點)距離為 0.7882mm、區域 3(下方的點)距離為 0.6547mm 則區域 5(右方的點)距離為 0.6669mm。對圖 4.19.(c)做同樣的處理，不過要注意的程式標記區域為從左至右開始標記像素區域，由於豬水晶體拉伸實驗產生變形，使中心的黑色奇異筆之點標註改為區域 3。則區域 1(左方的點)距離為 0.5058mm、區域 2(上方的點)距離為 0.7250mm、區域 3(下方的點)距離為 0.6802mm 則區域 5(右方的點)距離為 0.6572mm。欲將這些參數作為有限元素模擬的邊界條件，本研究假設中心的區域為固定點，計算其他區域與其的座標變化，但由於在豬水晶體用奇異筆標點無法正好點在豬水晶體中央，會造成預期的中心也會隨著豬拉伸而位移，因此計算出之位移為左方區域 0.0243mm、上方-0.0632mm、下方-0.0283mm 與右方 0.0094mm。為了簡化並使所得參數符合水晶體理想變形方式，將這些參數取絕對值作為邊界條件。

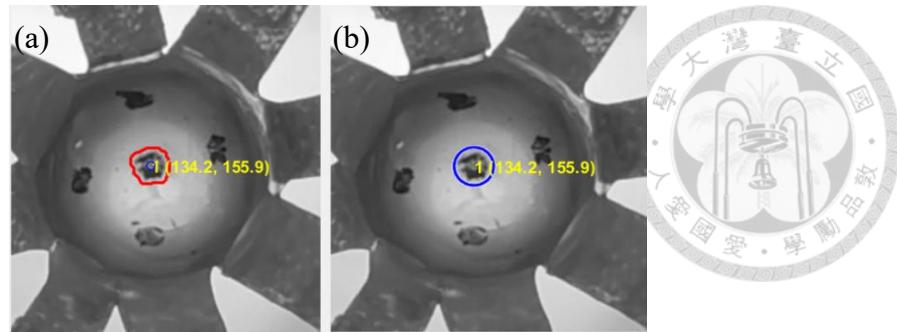


圖 4.18 經過灰度處理標記要分析的像素，(a)膨脹這些像素的邊界改善其形狀，(b)計算圓型結構元素，標記其圓心作為水晶體表面的點，記錄各點相對位置的改變，用於後續分析水晶體應變。

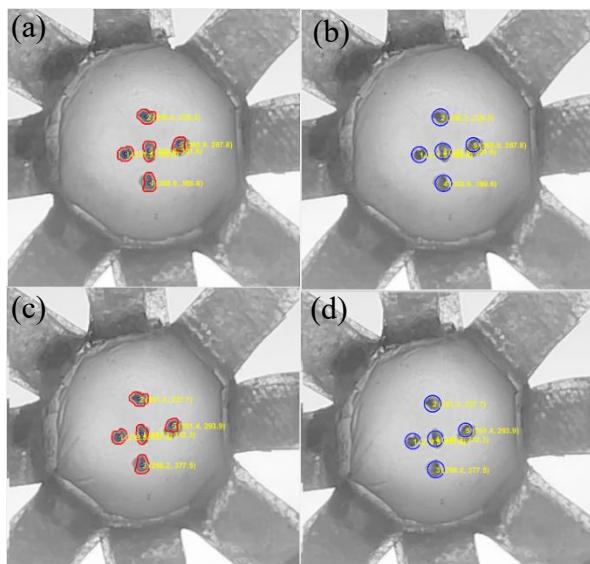


圖 4.19 豬水晶體拉伸實驗的圖形數據 (a)與(b)為拉伸前、(c)與(d)為拉伸後。

4.2.2 有限元素模型建立

測量水晶體以數學描述輪廓對於模型化水晶體非常重要，但生物的水晶體本身不僅是在厚度、直徑會因個體差異有不同，雙凸之特徵在個體間更是複雜的曲線難以數學參數化。本研究將豬水晶體模型簡化為一個可以參數化前後曲率不同的橢球，模型的厚度與直徑參考 Brown[31]與 Strenk[32]的測量數據，如表 4-1，利用繪圖軟體 Autodesk Inventor 建立豬水晶體之模型。水晶體本身具有核囊與表面的結構，而表面包裹的囊袋

都是在分析時需要考慮不同的楊氏模數， E_c 和 E_s 分別為水晶體核囊和表面的楊氏模量，而柏松比可以假設 0.47[22]，可見表 4-2。睫狀肌與水晶體力傳遞的介質為懸韌帶，而懸韌帶根據其方向可分為前懸韌帶、赤道懸韌帶和後懸韌帶，可見圖 1.3。根據解剖構造可以判斷赤道懸韌帶為水晶體變形的主要參與的韌帶組織，而前、後懸韌帶負責固定水晶體的位置[8]，因此只模擬赤道懸韌帶方向的外力。

表 4-1 本研究簡化之豬水晶體模型使用參數

Dimension	Value(mm)	References
Lens radius	4.448	Strenk[32]
Anterior thickness	1.179	Brown[31]
Posterior thickness	3.049	Brown[31]

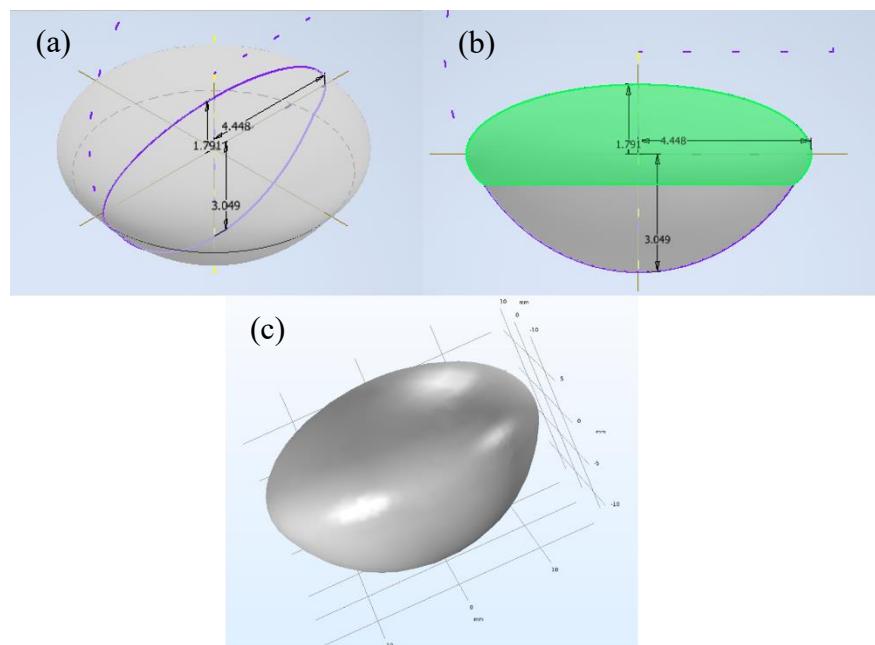


圖 4.20 利用 3D 繪圖軟體 Autodesk Inventor 建立水晶體之模型 (a) 水晶體模型之等角圖 (b) 水晶體模型之正視圖(c)匯入 Comsol Multiphysics 之水晶體 3D 模型。

表 4-2 不同年齡水晶體的楊式模數與折射係數[22, 23, 33]



Age (yr)	E_c (Pa)	E_s (Pa)	$E_{capsular}$ (MPa)	n_c	n_s
25	521	3158	5.2	1.4315	1.3643
35	642	3657	5.0	1.4281	1.3640
45	997	3976	4.5	1.4247	1.3637

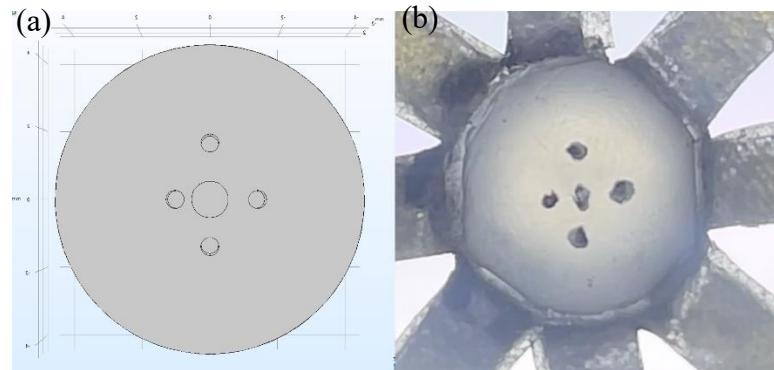


圖 4.21 水晶體模型之邊界條件建立。(a)中五個圓點對應(b)的五個點，中心為支承固定點、其餘四點用來與影像處理比較有限元素法的結果。

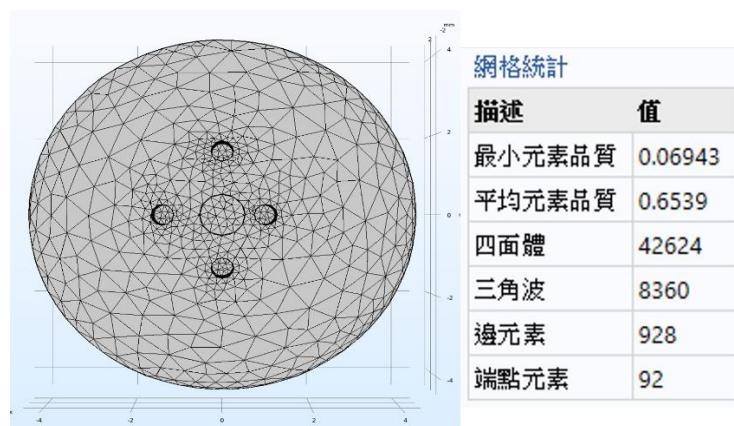


圖 4.22 網格化之有限元素模型

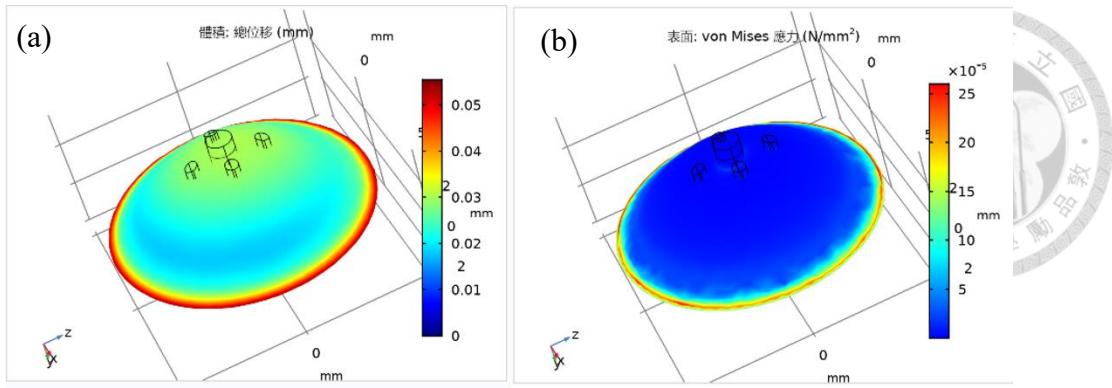


圖 4.23 水晶體有限元素法分析 (a)水晶體體積變形之位移分佈 (b) 水晶體變形後之應力分佈。

4.2.3 有限元素法分析調視狀態下豬水晶體之討論

在本實驗中，我們建立了一個豬水晶體的三維有限元素模型，並使用拉伸實驗中測得的拉伸力作為應力分析的邊界條件，由於水晶體依靠懸韌帶與玻璃體得以在眼球中保持正確的位置，且水晶體受睫狀肌環狀的拉力後在眼球內部可以自由的變形，但有限元素法分析需要在元素施加約束條件，限制模型在某些方向的運動與變形以更有效的求解問題，如此水晶體的變形在自由度上將被限制。根據模擬結果，水晶體模型在徑向方向上擴張了 0.4mm，而中央厚度減少了 0.5mm。從模型的體積變形分佈圖（圖 4.23.a）可以看出，懸韌帶接觸處出現了較大的應變，且最大位移約為 0.05 毫米，整體位移呈均勻分佈。唯有在模型的下半部分，因為了滿足有限元素運算的約束條件，我們在模型最下方設置了固定支承的邊界條件，抑制了下半部的變形使得模型能夠在空間中變薄或後縮。此外，透過影像處理計算出的拉伸實驗中豬水晶體的中央厚度變化約為 0.4mm，與有限元素模型結果進行比較，發現在同樣的外力作用下，影像處理的結果中央厚度變化較少。而有限元素分析中，模型對應影像處理的四個位置產生的位移為 0.03mm，而在影像處理所產生的位移數據誤差較大為 0.0243mm、0.0632mm、

0.0283mm 與 0.0094mm。兩種實驗方式產生的誤差，其原因是在真實的豬水晶體操作實驗，產生的自然誤差較多，總體而言兩者都呈現出豬水晶體體積變形的過程。而在應力分佈的情形中，除了模擬懸韌帶給與水晶體模型預定位置產生 25×10^{-6} N/mm²，而水晶體整體的應力分佈均勻且為零，這呼應了水晶體光彈實驗中所提出應力在水晶體內部均勻分佈且不存在應力差的假說。我們相信本研究的結果符合預期。無論是建模方法還是模擬結果，對於研究水晶體調視機制都有幫助。隨著未來更多條件的建立，如眼內壓(IOP)，有限元素分析將成為研究水晶體的一種成功途徑。

4.3 人工水晶體於囊袋內之光彈力學實驗

4.3.1 光彈人工水晶體於人工囊袋之光彈性

本實驗旨在探討人工水晶體的支撐性，以及當神經系統觸發眼睛調視時，人工水晶體在囊袋中是否產生不同的力學型態。圖 4.24 是將人工水晶體光彈實驗仿體植入於人工囊袋中(圖 4.24.a 所示)置於平偏振光學系統中(圖 4.24.b 所示)所產生的光彈干涉條紋。可以從圖 4.24.b 中觀察到當人工水晶體置如於人工囊袋中尚未受到調視機制作用時，人工水晶體就為了支撐其囊袋而在觸角根部產生的等差線(圖 4.24.b 紅色箭頭所指處)。為了觀察人工水晶體在囊袋內是否受到調視影響，將人工囊袋用丙烯酸脂類的膠水黏著於拉伸機構，但這類膠水凝固後會變硬，造成人工囊袋喪失彈性影響後續拉伸的進行，圖 4.25.a 所示。轉而使用矽膠(silicon)這類凝固後仍保持彈性的膠水，用於人工與囊袋的連接，如圖 4.25.b 所示。人工水晶體被植入於囊袋中後，囊袋內的上皮細胞會攀附於人工水晶體的表面，理論上這樣的細胞行為，使水晶體被黏在後囊袋的表面[34]，圖 4.26，如此使人工水晶體在神經自主調視時，會隨著後囊袋變形而在人工水

晶體上產生形變，而產生應力於人工水晶體內。為模擬這個現象也使用些許矽膠將人工水晶體仿體黏於人造囊袋。

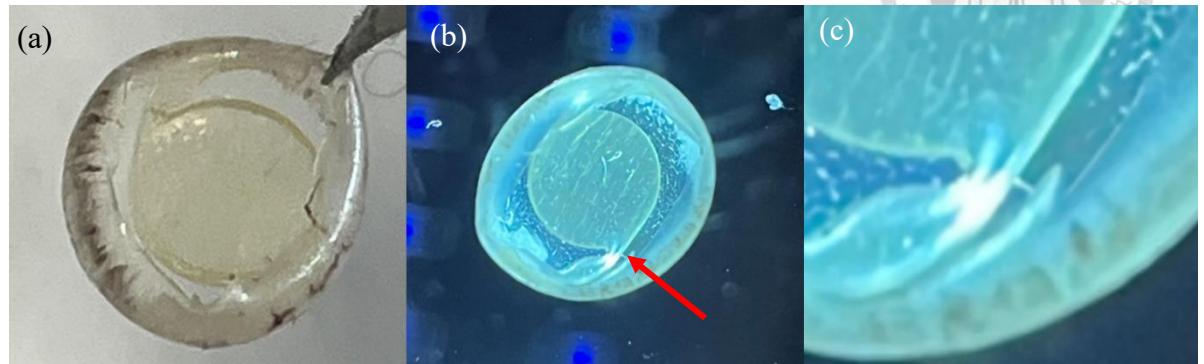


圖 4.24 (a)沖壓加工製作的光彈人工水晶體置入於人工囊袋中 (b) 將實驗樣本置入於平面偏振光彈系統中產生的等差線 (c) 觸角根部出現等差線的放大圖

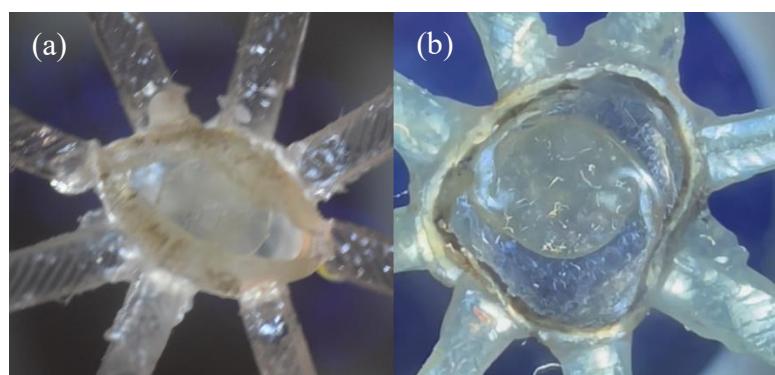


圖 4.25 (a)使用丙烯酸脂類膠水黏著，凝固硬化使囊袋失去彈性 (b)改用矽膠凝固後仍具有彈性的特性，利於人工囊袋進行後續拉伸模擬人工水晶體於囊袋內之實驗。



圖 4.26 囊袋內的細胞攀附於人工水晶體表面之示意圖[34]

在平面偏振光學系統中，光彈性人工水晶體於人工囊袋內產生的等色線變化可見圖 4.27。實驗中，發現當人工囊袋受到拉伸變形前後，都可以在光彈人工水晶體於觸角連

接光學區的部分有產生應力差所產生等色線光亮度的改變，但並未觀察出明顯的條紋階數或可以被認為條紋階數為一階，在等色線之間可以觀察到等傾線。我們認為可以觀察到等色線的光亮度但沒有明顯多個條紋階數的原因是光彈人工水晶體的厚度0.5mm 相較於其他參數較小，且在實驗與真實情況下人工水晶體隨著囊袋而變形，與睫狀肌或拉伸儀器無直接力的傳遞，因此在這些外力不與人工水晶體有直接的關係。這些條件使條紋階數沒有明顯變多。若仔細比對尚未拉伸前與拉伸至最大變形量，光彈人工水晶體在等色線中有亮度上的差異可見圖 4.28，從光強度公式(4.3)和公式(4.4)的 Δ 與應力差互成正比關係。因此當人工囊袋未受到拉伸即人工囊袋維持原有的形狀，光彈人工水晶體觀察到較強的光強度，而相較於拉伸後觀察到較低的光強度，說明人工囊袋未受到拉伸時光彈人工水晶體內部應力最大，拉伸時光彈人工水晶體受的應力漸漸變小，這證明了本實驗的假設人工水晶體於囊袋內會受到調視的作用而產生力學變化。

$$I = |\mathbf{A}|^2 = a^2 \sin^2 2\alpha \sin^2 \frac{\Delta}{2} \quad (4.3)$$

$$N = \frac{\Delta}{2\pi} = \frac{hc(\sigma_1 - \sigma_2)}{\lambda} \quad (4.4)$$

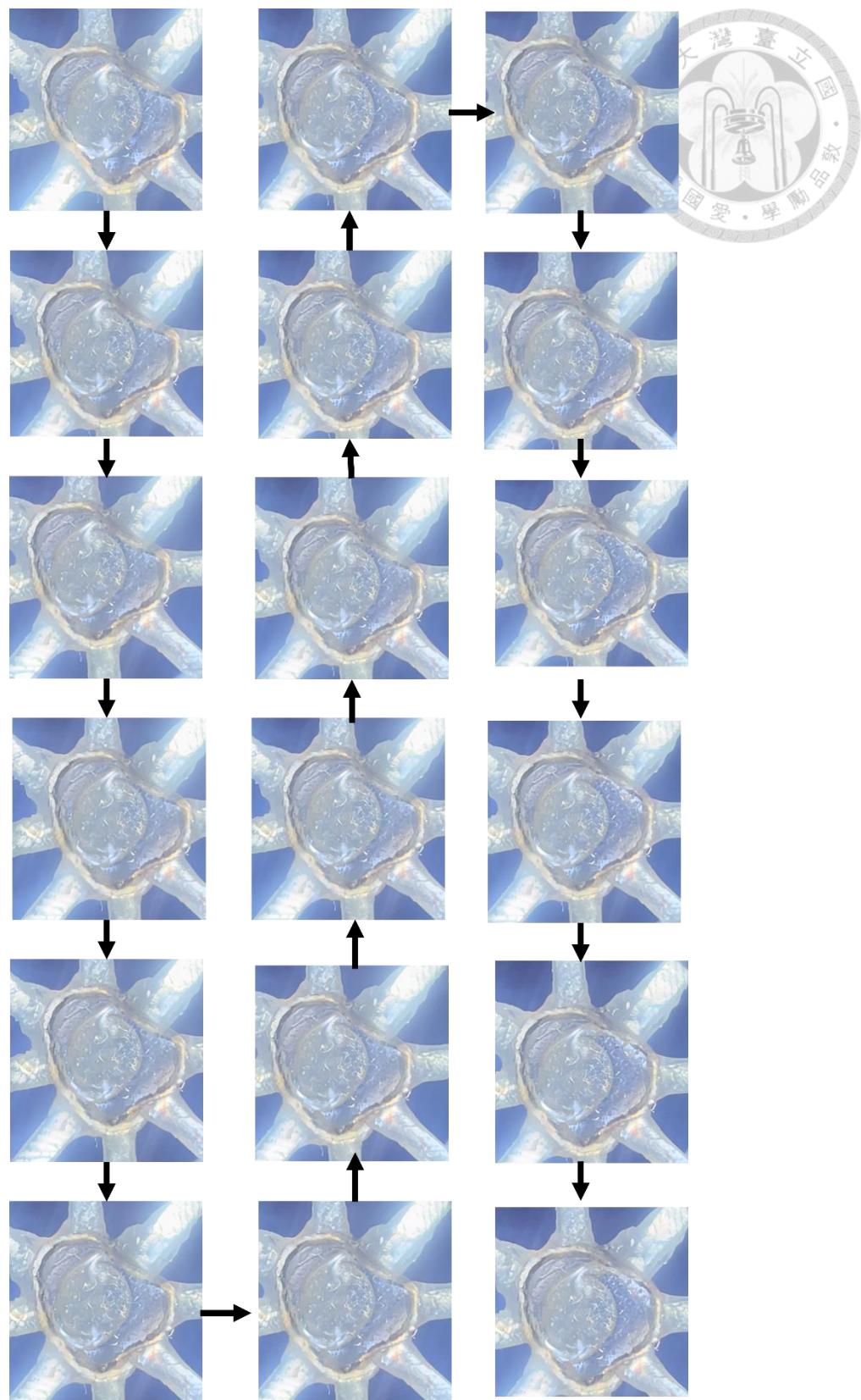


圖 4.27 光彈人工水晶體使用矽膠黏於人工囊袋內，置於平面偏振光學系統中進行拉伸

實驗

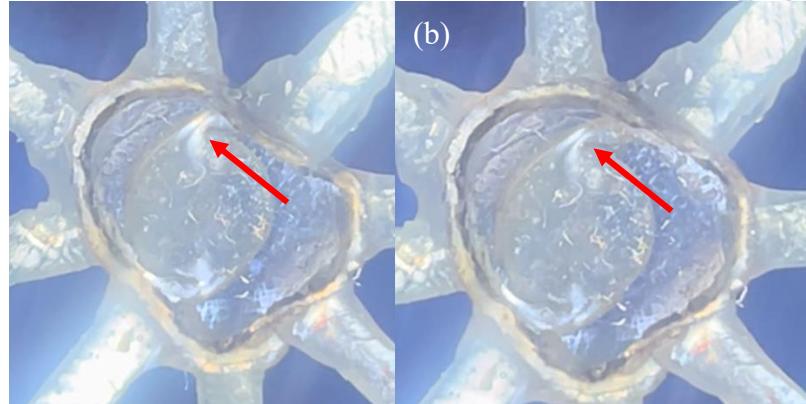
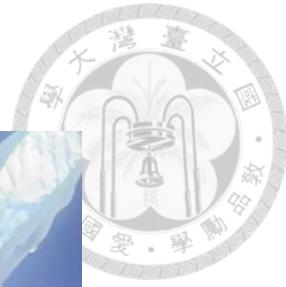


圖 4.28 比較光彈人工水晶體於人工囊帶完全無拉伸時與最大拉伸時之等色線條紋，(a)無拉伸時產生的等色線光強度(b)最大拉伸時強度更亮

4.3.2 光彈人工水晶體於人工囊袋之光彈性之討論

本實驗旨在探討患者置換人工水晶體後於囊袋後神經性的調視是否產生力學作用於人工水晶體。由於真實的囊袋不利於實驗性，我們模仿術後的囊袋模樣使用樹脂製作了一個人工囊帶代替真實的囊袋，可見圖 3.10.f 製作出保留與不保留周圍環形材料的人工囊袋，擁有環形結構可以支撐人工囊帶的形狀成半球形。但我們認為人的眼睛在白內障受術後囊袋應該不擁有良好的半球形形態於人眼中，是處於較鬆弛而因個體差異有不同的狀態，所以主要無環形結構的人工囊帶進行實驗及討論。實驗顯示出在平面偏振光學系統中，人工水晶體在受到拉伸變形前後，等色線的亮度發生了變化，這與人工水晶體內部應力的變化有關。由於水晶體的厚度僅有 0.5mm，相較於其他參數較小，因此在等應力差甚至更大應力差下，條紋階數並未顯著增加，可能導致觀察不到明顯的條紋階數變化。

此外，實驗中發現，在未受到拉伸時，光彈人工水晶體內部的應力最大，從而觀察到較強的光強度。而隨著拉伸過程的進行，內部應力逐漸減小，觀察到的光強度也隨之減弱，進一步驗證了人工水晶體在囊袋內受調視作用而產生力學變化的假設。



第五章 結論與展望



5.1 結論

水晶體在調節過程中的力學特性尚未被充分研究和量化。基於此，本文發展了一種實驗方法，旨在模擬最符合生物眼球力學特徵的環境，以探討懸韌帶作為睫狀肌與水晶體之間的力傳導介質的作用。懸韌帶纖維能與其他纖維產生毛細吸附作用，這一現象成為本研究的基礎。我們設計了一個豬水晶體拉伸實驗，並探討了懸韌帶與水晶體的黏著方式，如圖 3.14 所示。這種設計允許在調視過程中使用光彈性應力技術來觀察豬水晶體在理論調視邊界條件下等差線的分佈情況。

光彈性理論指出，等差線由材料內部應力差異引起的光路相位差所形成，在偏振光系統中以彩色條紋的形式顯現。在本研究的豬水晶體拉伸實驗中，當使用平面偏振光學系統時，未能觀察到明顯的彩色等差線條紋。這可能是由於豬水晶體內部的應力分佈過於均勻，即使存在應力不均，亦不足以產生明顯的雙折射效應。光彈性理論認為，等差線需要足夠大的內部應力差異，才能在偏振光下顯示出明顯的相位差。即使我們在實驗中嘗試增加拉伸力度，仍未能形成明顯的等差線條紋。這表明施加的應力可能不足以引發顯著的雙折射效應，或水晶體內部的折射率差異 ($n_1 \approx n_2$) 過小，無法產生足夠大的相位差。為了解決這一問題，我們嘗試改變施力方向和位置，並引入圓偏振光學系統。該系統能消除等傾線的干擾，使觀測重點集中在等差線上。然而，即使在圓偏振光學系統下，豬水晶體依然未出現可觀測的等差線條紋。這表明豬水晶體的應力分佈或材料特性可能使得光在其內部產生的相位差不足以形成可見的等差線。相比之下，考慮到光彈性技術在角膜應力分析中的應用，角膜的纖維結構可能與水晶體不同，導致角膜能夠顯示出等差線，而水晶體則不然。角膜內部的層狀纖維排列方

式可能使其在光彈實驗中產生顯著的雙折射效應，而水晶體的纖維細胞結構則不具備相同的特性。此外，我們還考慮了水晶體外層囊袋的光彈性行為。囊袋由膠原蛋白組成，具備一定的彈性。如果施加足夠的外力使囊袋變形，則可能在囊袋中觀察到等差線。囊袋的膠原蛋白結構類似於角膜，具有明顯的層狀排列和彈性特性，因此在外力作用下可能顯示出等差線。

為了觀察等差線的變化，我們利用了 k-means 演算法來將色彩更清楚地分割出來，如圖 4.12 所示。這一演算法幫助我們從圖像中識別和定位等差線的顏色區域，包括紅色、咖啡色和深藍色的條紋。雖然通過影像處理可以識別等差線的條紋階數，但囊袋本身的光彈性係數仍未知，這使得我們無法量化手術刀與鑷子間造成的應力差。因此，基於目前的數據，我們無法對囊袋的光彈性行為得出明確的結論。這表明，未來需要進一步的研究來確定囊袋的光彈性特性，以便更準確地解釋觀察到的光彈性現象。

儘管光彈性技術在水晶體應力分析中的應用受限，實驗中產生的水晶體變形參數仍可作為有限元素法的邊界條件，用於豬水晶體的力學狀態分析。為了準確獲取這些變形參數，我們採用了結合感測器和影像處理的方法來評估豬水晶體在拉伸實驗過程中的輪廓變形。本研究使用了 Kyowa 的 LTS-500GA 微型負載傳感器，測得的拉伸力範圍為 0.044 至 0.181 牛頓。隨後，我們利用 MATLAB 對水晶體變形進行分析，經影像二值化處理後，測得水晶體在拉伸前的厚度為 7.625 毫米，而拉伸後為 7.225 毫米。通過標記點的位移分析，計算得出的位移變化結果顯示，中心區域左方位移為 0.0243 毫米，上方為 0.0632 毫米，下方為 0.0283 毫米，右方為 0.0094 毫米。

在有限元素法分析中，我們建立了豬水晶體的三維有限元素模型，並使用拉伸實驗中測得的外力作為邊界條件。模擬結果顯示，水晶體在徑向方向上擴張了 0.4 毫米，中央厚度減少了 0.5 毫米。模型的體積變形分析顯示，在懸韌帶接觸處應變較大，最大

位移約為 0.05 毫米，且整體位移均勻分佈。將這些模擬結果與影像處理結果對比發現，模型在影像處理所對應的四個位置的位移為 0.03 毫米，這表明有限元素分析和影像處理的結果是一致的。此外，模擬中的應力分佈均勻且接近於零，這與水晶體光彈性實驗中的應力均勻分佈假說相符。

在人工水晶體的研究中，我們進行了力學分析，並設計了一種沖壓模具，用於製造成本低且生產效率高的實驗用人工水晶體。這種模具設計既能保持成本效益，又能提供可重複使用的人工水晶體，非常適合大規模實驗和測試。我們還製作了人工囊袋以模擬人工水晶體在囊袋中的狀態，並進行了模擬調視拉伸實驗。實驗結果顯示，在平面偏振光學系統中，人工水晶體在人工囊袋內的光彈等差條紋表現出在不同應力下的光強度變化。即使在人工水晶體厚度為 0.5 毫米的情況下，仍能觀察到應力變化對等色線亮度的影響。雖然未觀察到明顯的條紋階數變化，但等色線的光亮度變化證實了應力差異的存在。在人工囊袋受到拉伸變形後，光彈人工水晶體的光強度變化表明，人工囊袋的拉伸導致水晶體內部應力的減少。這一現象符合光彈性理論中應力差與光強度變化成正比的關係。實驗結果顯示，當人工水晶體未受拉伸時，其內部應力最大，光強度最強；隨著拉伸進行，應力逐漸減少，光強度相應降低，這證實了調視作用對水晶體內部應力的影響。

5.2 未來展望



本研究提出了一個完整的水晶體與人工水晶體活體外實驗架構，其中涵蓋了生物水晶體在最佳實驗狀態下的行為，並建立了符合真實調視過程中睫狀肌、懸韌帶與水晶體之間力學模式的分析框架。在對水晶體進行活體外研究時，我們發現水晶體本身不具雙折射性質。透過有限元素法對實驗參數進行模擬分析，我們推測水晶體在眼球中的變形過程與眼內壓等壓力平衡條件密切相關。若未來能將這些參數納入水晶體變形實驗中，將有助於更全面地理解水晶體的變形模式。

在參數的精確測量方面，未來若能應用更高精度的顯微鏡、雷射測量等光學儀器進行檢驗，將能深入解析水晶體的調視力學。這些研究結果將為調視型人工水晶體的開發提供關鍵技術支持，進而為白內障患者提供更先進的視力恢復方案。同時，深入了解調視對眼球的力學作用，也將可能改變我們對於近視與老花成因及預防的認識。

在人工水晶體的模擬實驗中，我們採用了一種前所未有的沖壓加工原理，此技術幫助我們有效控制研究成本，確保項目在預算內進行。若能將此加工方法成熟地應用於人工水晶體的生產中，將取代現行的其他製程方法，提升生產效率並降低成本。

+

參考文獻



1. 柳逸嫻, et al., 2004 年台灣地區眼科門診執業內容分析. 中華民國眼科醫學會雜誌, 2007. **46**(1): p. 13-19.
2. 宋文娟, 洪錦墩, and 陳文意, 台灣老年人口醫療利用與多重慢性疾病之分析研究. 臺灣老人保健學刊, 2008. **4**(2): p. 75-87.
3. 陳思潔, et al., 臺灣地區民眾自內障門急診就診率之趨勢研究. 醫務管理期刊, 2022. **23**(1): p. 80-101.
4. Richdale, K., M.A. Bullimore, and K. Zadnik, *Lens thickness with age and accommodation by optical coherence tomography*. Ophthalmic and Physiological Optics, 2008. **28**(5): p. 441-447.
5. Carr, B.J. and W.K. Stell, *The science behind myopia*. 2017.
6. Ruan, X., et al., *Structure of the lens and its associations with the visual quality*. BMJ Open Ophthalmology, 2020. **5**(1): p. e000459.
7. 魏思恩, 晶體蛋白突變對水晶體發育之影響. 國立臺灣大學口腔生物科學研究所學位論文, 2004. **2004**: p. 1-95.
8. Schachar, R.A., *The mechanism of accommodation and presbyopia*. International ophthalmology clinics, 2006. **46**(3): p. 39-61.
9. Apple, D.J., *Sir Harold Ridley and his fight for sight: he changed the world so that we may better see it*. 2006: Slack Incorporated.
10. *Ophthalmodouleia-That is Service of the Eyes*. Vol. 3. 2018: Wayenborgh Publishing.
11. Ridley, H., *Intra-ocular acrylic lenses: a recent development in the surgery of cataract*. The British journal of ophthalmology, 1952. **36**(3): p. 113.
12. Doan, K.T., R.J. Olson, and N. Mamalis, *Survey of intraocular lens material and design*. Current Opinion in Ophthalmology, 2002. **13**(1): p. 24-29.
13. Auffarth, G.U., et al., *Quantification of posterior capsule opacification with round and sharp edge intraocular lenses*. Ophthalmology, 2003. **110**(4): p. 772-780.
14. Yu, N., et al., *State of the art of intraocular lens manufacturing*. The International Journal of Advanced Manufacturing Technology, 2018. **98**: p. 1103-1130.
15. Leonard, P. and J. Rommel, *Lens implantation: 30 years of progress*. 2012.
16. 蔡宗運, 石英玻璃加工後殘留應力之研究. 清華大學動力機械工程學系學位論文, 2015. **2015**: p. 1-46.
17. Phillips, J.W., *Photoelasticity*. Experimental Stress Analysis. Urbana, 1998.
18. Chang, S.-H. and H.-H.P. Wu, *Improvement of digital photoelasticity based on camera response function*. Applied Optics, 2011. **50**(27): p. 5263-5270.
19. Ajovalasit, A., G. Petrucci, and M. Scafidi, *Review of RGB photoelasticity*. Optics and Lasers in Engineering, 2015. **68**: p. 58-73.
20. Zandman, F., *Photoelastic effect of the living eye: The corneas of living human eyes are birefringent. Healthy and sick people have different photoelastic patterns. Possibilities for using photoelasticity as a diagnostic tool are discussed*. Experimental mechanics, 1966. **6**(5): p. 19A-22A.
21. 程善謙, 光彈性法應用於眼角膜的應力分析和光彈係數估算. 2018.
22. Fisher, R., *The elastic constants of the human lens*. The Journal of physiology, 1971. **212**(1): p. 147-180.

23. Fisher, R., *The force of contraction of the human ciliary muscle during accommodation*. The Journal of physiology, 1977. **270**(1): p. 51-74.
24. Glasser, A. and M.C. Campbell, *Presbyopia and the optical changes in the human crystalline lens with age*. Vision research, 1998. **38**(2): p. 209-229.
25. DelMonte, D.W. and T. Kim, *Anatomy and physiology of the cornea*. Journal of Cataract & Refractive Surgery, 2011. **37**(3): p. 588-598.
26. Gray, H. and W.H. Lewis, *Anatomy of the human body*. 1918.
27. Jirsova, K. and K. Jirsova, *The cornea, anatomy and function*. Light and specular microscopy of the cornea, 2017: p. 1-21.
28. Bloemendaal, H. and W.W. de Jong, *Lens proteins and their genes*. Progress in nucleic acid research and molecular biology, 1991. **41**: p. 259-281.
29. Bassnett, S., et al., *Intercellular communication between epithelial and fiber cells of the eye lens*. Journal of Cell Science, 1994. **107**(4): p. 799-811.
30. Remington, L.A. and D. Goodwin, *Clinical Anatomy and Physiology of the Visual System E-book: Clinical Anatomy and Physiology of the Visual System E-book*. 2021: Elsevier Health Sciences.
31. Brown, N., *The change in shape and internal form of the lens of the eye on accommodation*. Experimental eye research, 1973. **15**(4): p. 441-459.
32. Strenk, S.A., et al., *Age-related changes in human ciliary muscle and lens: a magnetic resonance imaging study*. Investigative ophthalmology & visual science, 1999. **40**(6): p. 1162-1169.
33. Jiang, M.-s., et al., *Refractive index redistribution with accommodation based on finite volume-constant age-dependent mechanical modeling*. Vision Research, 2019. **160**: p. 52-59.
34. Wormstone, I.M., L. Wang, and C.S. Liu, *Posterior capsule opacification*. Experimental eye research, 2009. **88**(2): p. 257-269.