

國立臺灣大學工學院機械工程學系



碩士論文

Department of Mechanical Engineering

College of Engineering

National Taiwan University

Master's Thesis

配合生物相容性材料之人工水晶體製程研究

Research on the process of intraocular lens with

biocompatible materials

王昱祥

Yu-Hsiang Wang

指導教授：顏家鈺 博士

Advisor: Jia-Yush Yen, Ph.D.

中華民國 112 年 12 月

December, 2023

國立臺灣大學碩士學位論文  
口試委員會審定書

MASTER'S THESIS ACCEPTANCE CERTIFICATE  
NATIONAL TAIWAN UNIVERSITY

配合生物相容性材料之人工水晶體製程研究

Research on the process of intraocular lens with biocompatible  
materials

本論文係王昱祥 (R09522827) 在國立臺灣大學機械工程學系完成之碩士學位論文，於民國 112 年 10 月 12 日承下列考試委員審查通過及口試及格，特此證明。

The undersigned, appointed by the Department / Institute of Mechanical Engineering College of Engineering on 12th October 2023 have examined a Master's thesis entitled above presented by Yu-Hsiang Wang (R09522827) candidate and hereby certify that it is worthy of acceptance.

口試委員 Oral examination committee:

顏卓人 王昱祥 戴子安  
(指導教授 Advisor)

系主任/所長 Director: 莊嘉揚

# 誌謝



轉眼間，碩士幾年的時光就畫下了句點，這段日子不論在研究上或是心理層面都經歷成長了許多。首先非常感謝顏家鈺教授讓我加入精密系統控制實驗室的機會，讓我可以在这自由的環境下摸索自己的各種方向。每次的例行會議中，給予的精闢回饋與意見，總是能提出各種方面的疑問再提供協助，是讓我在研究中不至於迷失方向的指北針。對於同計畫內的戴子安教授，我也非常感激，總是能在面對困難時，義不容辭的提供幫助，協助我建立本論文的想法雛型。人工水晶體計畫的王一中主任、郭柏邑醫師、施博仁教授、王富正教授與李佳翰教授與每位團隊的同仁，每個人都是讓本篇論文內容更加明確及完整的貴人。

這麼幾年的日子，幾乎常常都在 PSCL 中度過，實驗室中遇見的每個人，我都很由衷的感謝，謝謝雅琪姊與淑華姊總是細心且有效率的提醒我們各種行政事務，把我們照顧的無微不至，感謝博班學長姊們，芝軒學姊、俊吉、奇穎、俊廷學長，提供了不少寶貴的研究經驗與鼓勵，也幫忙了實驗室的各種大小事。感謝我的好夥伴們，正陽、鎮宇與騰峰，和你們一起經歷碩士時光是很值得感恩也很幸福的一件事情，也謝謝學弟妹們，錦鴻、浚源、傑安、暉岳與子翔，在我遇到瓶頸與煩躁時，都可以陪我玩樂閒聊，替我的碩班生活增添了很多歡樂的回憶。

最後也由衷感謝背後默默支持我的家人與女朋友，感謝父親全力支持我所做的決定與鼓勵，也感謝父親為我所做的犧牲與苦心栽培，讓我可以無後顧之憂的完成學業；感謝最了解我的女朋友，在這幾年的期間無論是生活上的照顧與精神上的陪伴，是你的體諒與扶持，也謝謝你的包容，在面臨我以為過不去的坎，陪伴我挺過了整個碩士生活最低潮的時期，能夠重拾信心再出發，這本論文絕對是因為你們而成的。

最後，謹以此論文向一路上幫助我的人致上最深的感謝與祝福，並將這份喜悅與你們一同共享。

# 中文摘要



人眼的水晶體為透明且可讓光線自由通過之構造，然而隨著年齡增長、眼部受外力受傷、眼睛病變、高度近視等原因，對水晶體功能或結構產生影響，導致水晶體混濁而造成白內障。白內障最常見處理方式為超音波乳化手術進行水晶體置換，原有水晶體會先被取下並由人工水晶體代替。

本論文旨在透過設計符合生物相容性的光學透明材料製成之人工水晶體，配合材料以及光學幾何設計製造模具，並藉由臺大之單點鑽石切削設備來製作，完成人工水晶體製程，並建立模擬和實驗環境，優化製造技術。此模型涵蓋了使用有限元素法(FEM)建立之人工水晶體本體與應用計算熱傳學於液體固化情形，並於其表面考慮流固耦合的交互現象，透過給定的溫度變化曲線來達到模擬人工水晶體熱固化的結果。

本文首先了解此人工水晶體的相關發展，並了解其材料與固化方式，並將市售之水晶體數位模型化，再以設計的材料進行製作，透過其數位模型模擬以及實體成型進行驗證，分析其相關熱固化情形。

**關鍵字：**有限元素方法、鑽石單點切削、人工水晶體材料、熱固化、人工水晶體製程

# ABSTRACT



The lens of the human eye is a transparent structure that allows light to pass through freely. However, with age, external injury to the eye, eye disease, high myopia, etc., it will affect the function or structure of the lens, resulting in turbidity of the lens and cause cataracts. The most common treatment for cataracts is phacoemulsification surgery for lens replacement, in which the original lens is first removed and replaced by an intraocular lens.

The purpose of this thesis is to design an intraocular lens made of biocompatible optically transparent materials, and manufacture a mold with matching materials and optical geometric design. Build simulation and experimental environments to optimize manufacturing techniques. This model covers the intraocular lens body established by the finite element method (FEM) and the application of computational heat transfer in the case of liquid solidification, and considers the interaction phenomenon of fluid-structure interaction on its surface, through a given temperature change curve to simulate artificial The result of thermal curing of intraocular lens.

This paper firstly understands the related development of this intraocular lens, and understands its material and curing method. The commercially available lens is digitally modeled, and then made with the designed material. It is verified through its digital model simulation and solid molding, and its related heat curing condition.

**Keywords:** Finite element method, diamond single point cutting, artificial crystal material, thermal curing, artificial crystal process

# 目錄

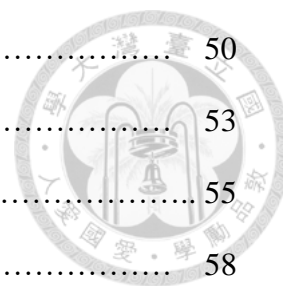


口試委員審定書.....	i
誌謝.....	ii
中文摘要.....	iii
Abstract.....	iv
目錄.....	v
圖目錄.....	viii
表目錄.....	xi
第一章 緒論 .....	1
1.1 研究動機 .....	1
1.1.1 人工水晶體之歷史沿革.....	1
1.1.2 研究動機與目的.....	3
1.1.3 整合型計畫研究團隊.....	4
1.2 文獻回顧.....	5
1.3 論文架構.....	7
第二章 人工水晶體模具之製造過程.....	8
2.1 人工水晶體製造技術.....	8
2.1.1 積層製造技術.....	8
2.1.2 鑽石單點切削技術.....	12
2.2 人工水晶體模具設計.....	13
2.2.1 模具製造之材料.....	14
2.2.2 模具設計之規格.....	14
2.3 人工水晶體模具製程.....	15



2.3.1 模具製程使用機台.....	16
2.3.2 模具排氣問題.....	18
2.3.3 設計模具排氣孔切削製程.....	19
2.3.4 模具製造成果.....	22
第三章 人工水晶體建模及架構.....	26
3.1 人工水晶體數位模型.....	26
3.1.1 水晶體模型幾何特徵.....	27
3.1.2 水晶體模型總覽.....	29
3.2 數位模型使用的材料.....	32
3.2.1 甲基丙烯酸 2-羥乙酯(HEMA).....	32
3.2.2 聚乙二醇苯醚丙烯酸酯(PEG-PEA).....	34
3.2.3 苯乙烯(Styrene).....	35
3.2.4 偶氮二異丁腈(AIBN).....	36
3.3 數位模型模擬架構.....	37
3.3.1 流體與熱傳學.....	37
3.3.2 溫度曲線設計.....	39
3.3.3 邊界固定條件.....	41
3.3.4 材料參數設定.....	42
3.3.5 流固耦合.....	43
第四章 模擬與模具實驗結果比較.....	46
4.1 模具實驗與模擬結果.....	46
4.1.1 實驗成品.....	46
4.1.2 固化模擬成果觀察.....	48
4.1.3 沾黏及排氣問題.....	49
4.2 其它實驗結果與模擬比較.....	50

4.2.1 極端案例之模擬.....	50
4.2.2 成品與模擬比較.....	53
4.3 光學實驗成果.....	55
第五章 結論與未來展望.....	58
5.1 結論.....	58
5.2 未來展望.....	58
參考文獻.....	60



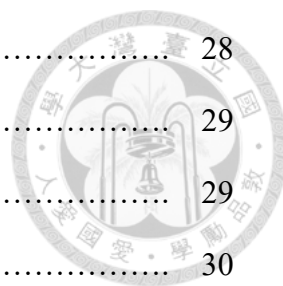


# 圖目錄



1.1 人工水晶體手術示意圖 .....	2
1.2 Alcon 人工水晶體 .....	3
1.3 AMO 調節型人工水晶體 .....	3
2.1 SMG 材料形變圖 .....	9
2.2 SMG 材料形變溫度與壓力圖 .....	9
2.3 SMG 積層製造示意圖 .....	10
2.4 FDM 積層製造水晶體 .....	11
2.5 SLA 積層製造水晶體 .....	11
2.6 SPDT 加工系統 .....	13
2.7 SPDT 模具規格 .....	14
2.8 SPDT 模具示意圖 .....	15
2.9 Nanotech 650FG V2 Freedom Generator 實拍圖 .....	16
2.10 Nanotech 650FG V2 Freedom Generator 測量系統圖 .....	16
2.11 模具成品預想圖 .....	18
2.12 模具切削孔設計圖 .....	19
2.13 水晶體模型理想成品圖 .....	20
2.14 YASDA 次微米超精密加工機 .....	21
2.15 模具切削孔對稱加工 .....	21
2.16 SPDT 誤差三大要素 .....	22
2.17 上限損壞區域 .....	24
2.18 模具成品圖(一) .....	25
2.19 模具成品圖(二) .....	25

3.1 多焦人工水晶體高度曲線圖 .....	28
3.2 人工水晶體聚焦示意圖 .....	29
3.3 雙凸橢圓型水晶體尺寸圖 .....	29
3.4 雙凸橢圓型水晶體立體圖 .....	30
3.5 雙凸橢圓型網格架設圖 .....	30
3.6 鋸齒型水晶體數位模型 .....	31
3.7 圓盤型水晶體數位模型 .....	31
3.8 圓盤型水晶體數位模型側視圖 .....	32
3.9 HEMA 合成圖(一) .....	33
3.10 HEMA 合成圖(二) .....	33
3.11 Styrene 催化反應圖 .....	36
3.12 新型疏水性丙烯酸材料合成圖 .....	37
3.13 熱傳實驗與理論比較圖 .....	39
3.14 溫度曲線變化圖 .....	40
3.15 熱相變模擬 .....	40
3.16 邊界固定應力形變圖 .....	41
3.17 非一致性網格(左) 一致性網格(右) .....	43
3.18 浸入式網格圖：最小值(左) 最大值(右) .....	45
4.1 光固化成品 60W(左) 120W(右) .....	47
4.2 熱固化成品 70°C(左) 85°C(右) .....	48
4.3 熱固化模擬成果 70°C(左) 85°C(右) .....	49
4.4 PH30S 黏滯力模擬 .....	50
4.5 無切削孔實驗成品 .....	50
4.6 極端實驗(一) .....	51
4.7 極端實驗(二) .....	52



4.8 極端實驗(三) .....	52
4.9 極端實驗(一) 實驗成品(左) 模擬成果(右) .....	53
4.10 極端實驗(二) 實驗成品(左) 模擬成果(右) .....	54
4.11 極端實驗(三) 實驗成品(左) 模擬成果(右) .....	54
4.12 水晶體模型截面高度圖 .....	56
4.13 水晶體模型光照實驗圖 .....	57



# 表目錄



1.1 常見人工水晶體 .....	5
1.2 近年常用人工水晶體材料 .....	6
2.1 FDM 與 SLA 比較表 .....	12
2.2 Nanotech 650FG V2 尺寸參數 .....	17
3.1 PEG-PEA 性質表 .....	35
3.2 熱傳實驗熱能表 .....	38
3.3 HEMA、Styrene、PEG-PEA 材料參數 .....	42
3.4 PH30S 物理性質與成分表 .....	42
4.1 AIBN 半衰期表 .....	47
4.2 極端實驗(一)時間表.....	51
4.3 極端實驗(二)時間表.....	52
4.4 極端實驗(三)時間表.....	53
4.5 光學實驗數據.....	55
4.6 模型側面高度.....	56



# 第一章 緒論

科技之發展在社會的各個層面都帶來了便利與進步，尤其更顯著在醫療社會和個人之關係是息息相關，故醫療科技是一直以來都受到重視的項目，在第三次工業革命之後，各個產業都引進了自動化機械來取代產線中的行業，帶來了各方便的影響，例如減少危險性、節省成本與提升效率等。醫療產業也不意外，如今有許多的微創手術、細胞培養，檢體自動貼標配送系統...等科技協助的方式在許多的醫院都已經逐漸擴張，然而機械的操作與執行並不像一般人為操作般直覺，如何將各個小系統像齒輪般的整合成一個完整的系統也是一個需要克服的難題。

本章節為本文的緒論，首先介紹人工水晶體的歷史沿革，以探討目前該領域發展的情況還有重要性，藉由此重要性帶出本文之研究動機，接著藉由相關文獻回顧介紹近年在人工水晶體之相關研究與發展，並在最後一節介紹本文架構。

## 1.1 研究動機

### 1.1.1 人工水晶體之歷史沿革

人工水晶體主要的用途是用來進行人工水晶體手術，而主要原因來自於白內障這個疾病，這個疾病的主要原因是源自眼球本身的水晶體混濁，導致視網

膜在成像上有問題，所以引發了這個疾病，故想藉由透過更換人工水晶體的方  
式來醫治。

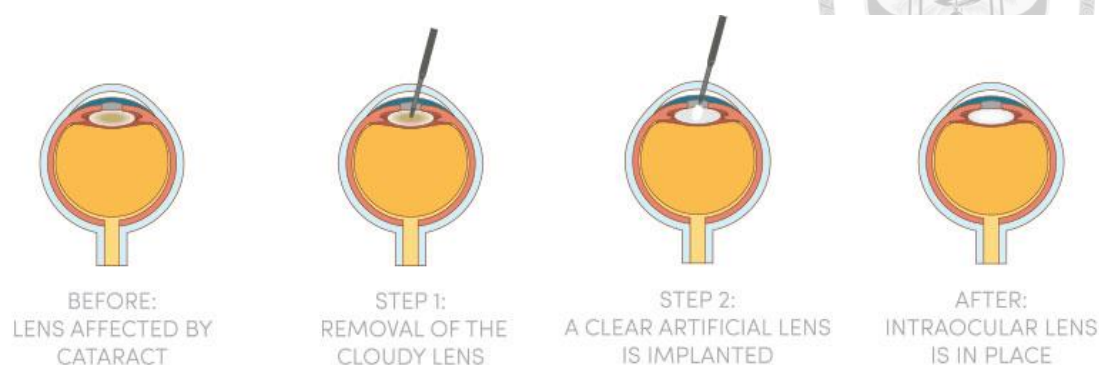


圖1.1 人工水晶體手術示意圖[1]

由圖1.1可以看到，此手術會先將眼角膜切開一個小口，使用超音波乳化之後，將碎裂的水晶體吸出，再由同一個切口放入人工水晶體使其展開，達到醫治白內障的效果。

早於四十年前開始就已經有各個團隊致力於此白內障手術的研究，一開始主要都利用熟悉的方式進行，透過計算人工水晶體的強度在未手術的眼睛上研究，再期望將結果套用到已手術的病患上。最一開始比較常用的人工水晶體有四種，The Haigis[2]、Hoffer Q[3]、Holladay 1[4]、SRK/T等[5]，但由於那時候的技術沒有現在發達，所以這些水晶體通常只會改善白內障的問題，並沒有實際的改善成像，因此還是會導致近視等視力問題。

但近十年來，研發了多種類型的人工水晶體，改良了在折射預測方面的準確性，顯著改善了成像的缺點，但就算在正常的眼睛上，還是沒辦法百分之百的取代最原始的水晶體，比較著名的水晶體設計有：Barrett Universal II formula (BUII)[6]、Emmetropia Verifying Optical (EVO)[7]等。其中BUII是由一位澳洲的Graham Barrett教授在1987年的時候設計，EVO則是由一位新加坡的Tun Kuan Yeo的醫生所設計，兩種水晶體都有相似的成果，其優勢皆在中距、中長距及長距的視力表現特好，但是在短距離的視力表現卻差強人意。BUII這種水晶體的設計，

更可以在72.3%中的矯正後，達到屈光度在正負0.5D的範圍內，也就是近視50度內的程度。近年來，由於眼睛手術的醫療科技逐漸進步，也發展出比較常見的如ALCON非球面多焦點等人工水晶體，也是現在白內障手術經常使用的人工水晶體之一。



### 1.1.2 研究動機與目的

實際上市面上已經有不少由跨國的製藥公司共同開發的人工水晶體模型<sup>4</sup>，諸如Alcon[8] (總部隸屬於瑞士的跨國製藥公司)、AMO[9] (隸屬於香港的先進醫療科技公司)，其中Alcon設計的人工水晶體如圖1.2所示：

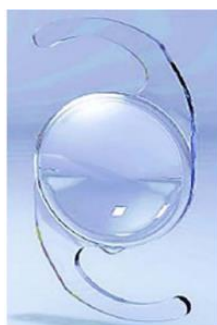


圖1.2 Alcon人工水晶體[10]



圖1.3 AMO調節型人工水晶體[11]

Alcon人工水晶體設計的特色是其兩側有C型觸角，主要目的是為了將水晶體安置時，為了讓水晶體可以完整的附著在睫狀肌上面而設計，中間則是簡單的雙凸圓盤狀，呈現一個非球面的表面。圖1.3的是AMO公司設計的調節型人工

水晶體，其特色是利用兩側的軸向移動及透過表面形狀來改變折射率或屈光率來達到成像效果，但缺點也很明顯，運動量很有限，會發生無法調節的情形。

儘管有這麼多種類的人工水晶體已經在市面上販售，也有很多種類的人工水晶體已經在實驗以及研究，但人工水晶體還是沒有最佳解，最符合人體原本水晶體的設計，有優點就會有缺點，鑒於以上的情況，如何利用比較簡單的製造技術，搭配市面上可得到的實體市售模型，設計出一個即便是小型研究機構都可以負擔或製造的人工水晶體模型，並透過對此模型的實驗及模擬，進行初步的判斷，遂成本論文之研究動機。

### 1.1.3 整合型計畫研究團隊

本論文之研究係在整合型團隊—「宇實系統於人工水晶體製造技術之研究」中共五個子計畫共同合作的部分成果。該計畫旨在透過結合各個領域實現人眼醫學中的難題—人工水晶體製造過程。

本整合型人工水晶體計畫之主要目標在於利用單點鑽石切削技術，製造人工水晶體模型，利用實驗室現有之製造經驗與能力，以及配合製作具漸變折射率的人工水晶體材料，同時探討如何建立能夠描述此人工水晶體基本材料的模型，協助模型的準確性，設計與製程一致的變折射率材料，最後配合光學幾何設計來進行切削加工，完成初步的人工水晶體製程。再進行人工水晶體生物相容性的分析，同時研究與上述技術相關之倫理與法規問題，期望能讓臨床前研究有豐碩成果的時，也符合相關法律規範，廣為社會接納，得早日臨床造福白內障症狀的病人。

本論文研究隸屬於子計畫五，主要負責是有關人工水晶體製造的部份，將研究如何引入近年來工業4.0的觀念來發展更快速準確的製造技術。本研究將利用單點鑽石車削技術來進行模型的製造，探討模型與其他子計畫在材料與光學的契



合度進行改善，再透過模擬的結果來輔佐實驗結果，最後再透過生物相容性的分析確保不會違反道德與法律的規範，期望能將精密加工的能力與以實現，再交由子計畫一進行光學分析與測試。



## 1.2 文獻回顧

更換人工水晶體的手術從很早以前就有人開始進行，主要常見的人工水晶體類型有以下四種[12]，如下表：

表1.1: 常見人工水晶體

	單焦點球面	單焦非球面	散光非球面	多焦非球面
優點	最廣泛使用	減少球面像差	矯正散光	多個距離實現
缺點	無法同時聚焦	減少效果有限	單焦點	費用昂貴

常見的四種水晶體中，各有其優點缺點，其中雖然單焦點球面是最廣泛給各個病患使用的，但是由於只有單焦點，所以無法聚焦在兩個距離，會導致產生球面像差，成像的情形會有誤差。而後續製作出了單焦點非球面人工水晶體，主要效果就是為了改善單焦點球面產生的球面像差，但是由於是單焦點，所以減少的效果有限。

後續為了增加減少球面像差的情形，也研究出了多焦點非球面的人工水晶體，也是近年比較多會進行研究的類型，此種類型的水晶體可以實現多個聚焦的功能，但是由於造價費用昂貴，而且聚焦的圖像會因為多焦點的關係彼此互相影響，導致失焦圖像覆蓋，進而導致暈眩，光暈的問題。最後一種類型的人工水晶體是散光非球面，其主要目的是用來矯正散光的問題，但由於致力於矯

正散光，因此大部分仍然是以單焦點為主，因此也會產生球面像差的問題。



表1.2: 近年常用人工水晶體材料

	硬性材料		軟性材料		
Type	玻璃	PMMA	Silicone	Acrylic(親水)	Acrylic(疏水)
Problems	眼睛偏心 細胞黏附	切口太大 縫合導致散光	鈣化	低折射率 後囊混濁	散光

人工水晶體的材料[13-16]也有很多種，最起初的研究是從拿最常見的玻璃當作材料使用，但是玻璃這個材料會造成眼睛偏心以及細胞黏附的問題，接著發展使用PMMA這種透明的熱塑型玻璃替代材料，由於這種材料植入水晶體需要切開的手術開口太大，以至於縫合切口之後會有高機率發生散光的問題，以上兩種算是硬式材料 (Rigid Materials)，之後也發展出了軟性材料 (Soft Materials)，如很常見的Silicone (矽氧樹脂)，其好處是會使水晶體增加靈活性，且因為是軟性材料，故可以將其模型折疊，讓手術切口可以縮小，但是此材料的缺點會造成細胞鈣化的問題。最後比較常見的人工水晶體材料是壓克力，其材料又分為親水性及疏水性，兩者也各有優缺，親水性因為含水量高，因此耐高溫，植入後展開水晶體的時間也比較短，手術後造成的眩光問題也比較少，但是有比較低的折射率，並且含水量高也會導致上皮細胞附著的問題，會發生後囊混濁的現象。疏水性則因為擁有較高的生物相容性，因此常被拿來當作研究與動物實驗的材料，同時也具有輕質的特質，因此近年來佔據了大部分人工水晶體的市場，但是缺陷也是很明顯的，疏水性最大的問題就是會造成散光。



### 1.3 論文架構

本論文的主要研究為利用機械專業的精密加工技術，製造出人工水晶體的模型，旨於運用科技輔佐生物醫學，創造臨床手術的福祉。本論文分為五個章節介紹完整的研究過程、方法、與其成果和未來展望：

第一章節為緒論，闡述研究的目的以及動機，並介紹人工水晶體的發展沿革，並透過文獻回顧使讀者了解人工水晶體的類型及材料，已從中瞭解本論文之期望與成果。第二章節為介紹積層製造技術與鑽石單點切削加工技術，並說明在不同積層技術之下，製造出來的人工水晶體實驗品各有優缺，並在最後選擇本次研究最主要的加工技術－「鑽石單點切削加工」，並對其模具的材料選擇還有規格做初步的介紹，最後在介紹模具的過程以及選擇的機台，還有最後在模具上產生的問題及修正。第三章節為介紹人工水晶體在程式上的建模以及模擬結果，先了解在數位模型上的幾何特徵以及規格，在了解數位模型想使用的複合型疏水性材料，並了解其各成員的性質以及選擇原因，再了解模擬的架構，其中包含流體熱傳學、溫度曲線設計、邊界固定條件、材料參數的設定，最後在展現初步的模擬成果，以及在固化方面的模擬成果觀察，最後再對極端環境下的案例進行模擬，期望能達到比較全面的數據。第四章節為介紹模擬與模具實驗結果的比較，先讓讀者看到模具的實驗成品，還有在其成品上的沾黏及排氣問題，最後在進行有關排氣孔的模擬比較，以及認知到排氣孔的重要性，最後在實驗結果與模擬進行比較，在單一區域與整體區域都進行比較，了解到其一致性或差異性。第五章節總結本論文於整個設計、製造過程、實驗過程、模擬過程中所獲得的結果，並討論本論文內容的發展與改進方向。



## 第二章 人工水晶體模具之製造過程

由於白內障疾病的患者數量在2020年已經突破了6500萬人，因此人工水晶體的製造以及設計必然會成為一個很重要的議題。因此若有一個良好的設計及模型，而且不需要太複雜的加工技術，僅利用現有實驗室的經驗和設備，故鑽石單點切削技術及積層製造技術就成為了本論文選擇的加工方法。

本章節將介紹鑽石單點切削技術及積層製造技術，還有初步設計的人工水晶體模型，以及該模型的製造過程，最後加工出的初步結果，以及該成品的相關問題討論。

### 2.1 人工水晶體製造技術

在不複雜的加工方式下，我們考慮了積層製造技術，也就是所謂的3D列印，以及透過與機械系其他老師合作，使用的鑽石單點車削加工技術，來進行我們理想的水晶體模型設計以及加工。

#### 2.2.1 積層製造技術

在積層製造技術中，我們要認識到的一種材料稱為SMG(Seco Materials Group)[17]，其材料在水中會溶脹，導致製造出來的成品會出現體積變化，也就是改變了原有設計的尺寸，導致模具的製造會耗時且更加複雜，此材質在形變及回復的階段，皆會有其材料對應的壓力及溫度的改變，如圖2.1&2.2所示：

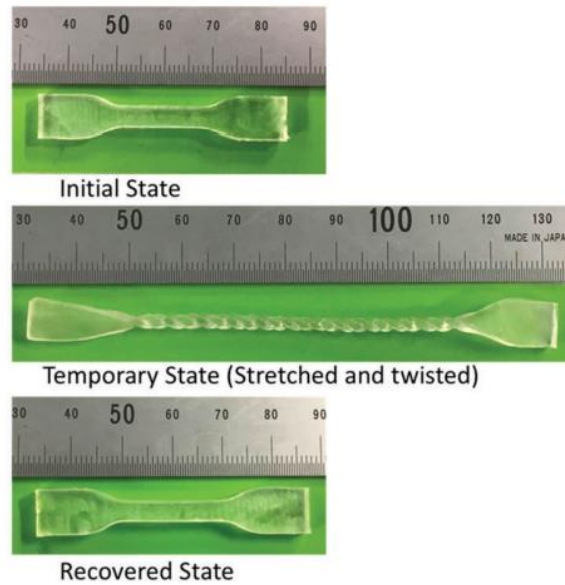


圖2.1 SMG材料形變圖[17]

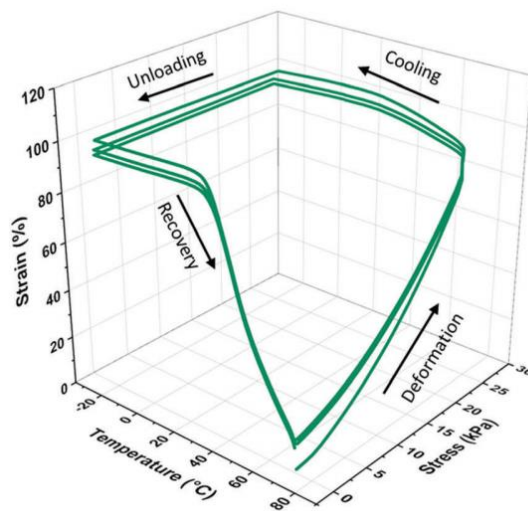


圖2.2 SMG材料形變溫度與壓力圖

再來就是介紹利用此材料進行積層製造的加工機器，是一台名稱SWIM-ER的3D列印機[17]，其原理是將預備被凝固的SMG材料倒入容器中，接著調整照射頭的高度使照射頭與溶液層的距離等於雷射的焦距後進行列印，列印完成後將其放置在紫外線下使其凝固，再利用酒精洗滌去除凝膠介質中沒有被反應的單體，再將其放入水中達到SMG在水中的平衡溶脹狀態，就完成了利用SMG這個材料的積層製造技術，如圖2.3所示：

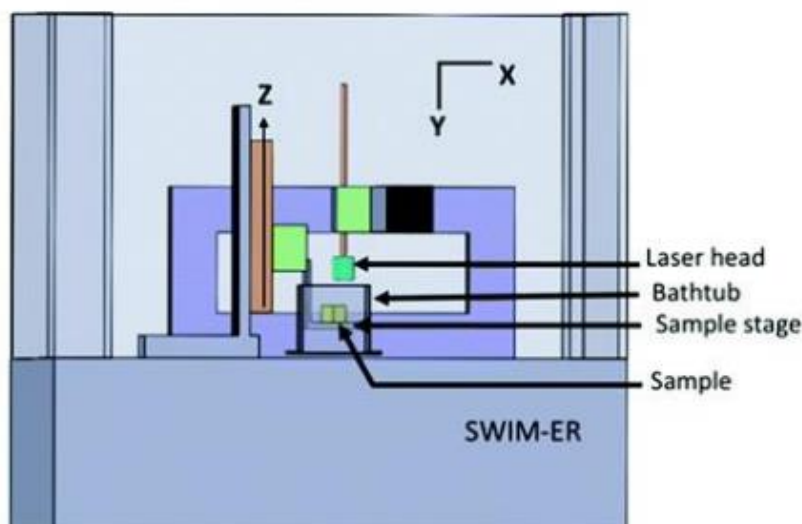


圖2.3 SMG積層製造示意圖[17]

除了利用SMG這個材料配合對應的設備進行積層製造技術之外，這邊也要另外介紹兩種積層製造技術，分別為FDM(Fused Deposition Modeling)及SLA(Stereolithography)，中文名稱分別為熱熔融沉積及光固化技術，這兩個積層製造技術都是可以考慮利用在製造人工水晶體上的加工方式。

FDM熱熔融沉積[18]的3D列印原料是熱塑性的聚合物，經由加熱之後透過噴投射出，讓噴頭擠出的材料能夠層層堆疊，接著使其冷卻並固化於平台上完成模型的製造。其優點是因為該製造過程是利用層層堆疊的方式製造，因此可以利用更換材料的方式，使人工水晶體具有梯度漸變的折射率，但也因為是層層堆疊的製造過程，因此製作出來的水晶體模型台階效應會很嚴重，導致厚度原本可能預期是1毫米的厚度，製造出來的成果卻是4毫米的厚度，甚至因為厚度的多層台階影響，導致成品的表面粗糙度很差，會有透光上的問題，可見圖2.4：

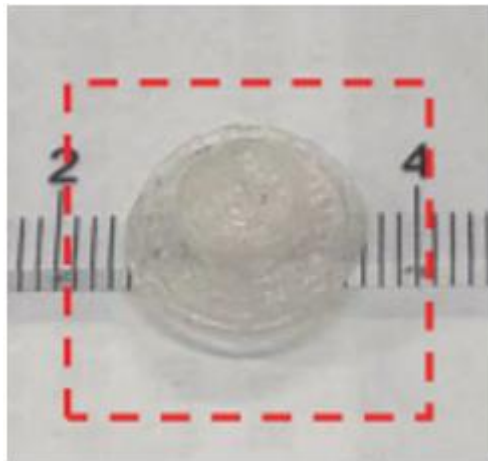


圖2.4 FDM積層製造水晶體



SLA光固化技術[18]則主要是使用液態樹脂作為原料，在樹脂槽內倒入樹脂並將列印平台浸泡其中，再以光照面板或雷射UV照射光束到列印平台上，受到照射的樹脂會硬化成型，藉由平台從樹脂槽中升起來層層堆疊成型，其中常因光照技術的不同而有不同的簡稱，但技術原理大同小異，就工業精密度而言，SLA的精度是最高的，但同時造價也高出許多。SLA製造出來的物件，具有很高的解析度、準確性及清晰的細節，所以可以造成其表面光滑，但因為表面光滑的關係，所以造成水晶體的折射率單一，在光學上的設計會有困難，如圖2.5：

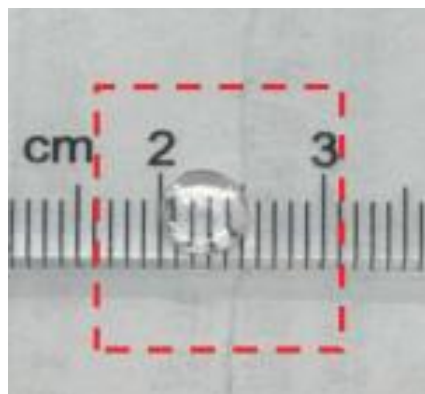


圖2.5 SLA積層製造水晶體

表2.1 FDM與SLA比較表

	FDM	SLA
優點	快速、便宜	高準確性、光滑平面
缺點	低準確性、精密度低	對UV紫外線敏感
應用	低成本的原型製造 基本的驗證模型	工業產品設計 珠寶/牙醫模型製作
成品規格	200x200x300 mm <sup>3</sup>	145x145x175 mm <sup>3</sup>
材料	熱塑型塑料 EX：PLA、ABS	樹脂類配方
花費	\$10000~15000	\$180000~350000

由表2.1可知，FDM熱熔融沉積的製造方式缺陷是會造成準確性低的情形，因此FDM不適合用於複雜設計或具有複雜特性的零件上，人工水晶體就算是需要複雜設計，也是比較精密的元件，若要選擇採用此製造方式，需要透過化學和機械的後續處理，才可以獲得較高解析度的表面成品。SLA則對於需要嚴格公差還有高精度細節的原型設計是一個很好的選擇，除了會對紫外線接觸敏感之外，還有造價昂貴的問題，而因為大多使用樹脂性的材料，因此有時候會沒有辦法達到設計時所需要的光學、機械以及熱性能，以配合需求。

### 2.2.2 鑽石單點切削技術

鑽石單點切削，英文為Single-Point Diamond Turning Technology (SPDT)[19]，其製造技術特色為能夠有奈米等級的表面加工能力，透過從工作表面去除原子來達到光反射水平的光學表面，而且其切削的表面精度和粗糙度可以 $\leq 1$ 奈米。如圖2.6所示，整個加工系統由圖上左方橫向X軸的Spindle head with integral motor



為主要的軸頭，用來放置需要接受切削的材料，右方則是快速刀具伺服的刀架，上面放置刀具，下面的平台則是靜壓的滑軌，最下方為隔振器，防止其他外界因素造成的干擾，導致切削上的誤差。主軸頭會一直使工件與軸頭保持垂直，避免刀具的邊緣影響到切削的過程，因此在切削球面或是非球面的時後，可以有更顯著的表現。

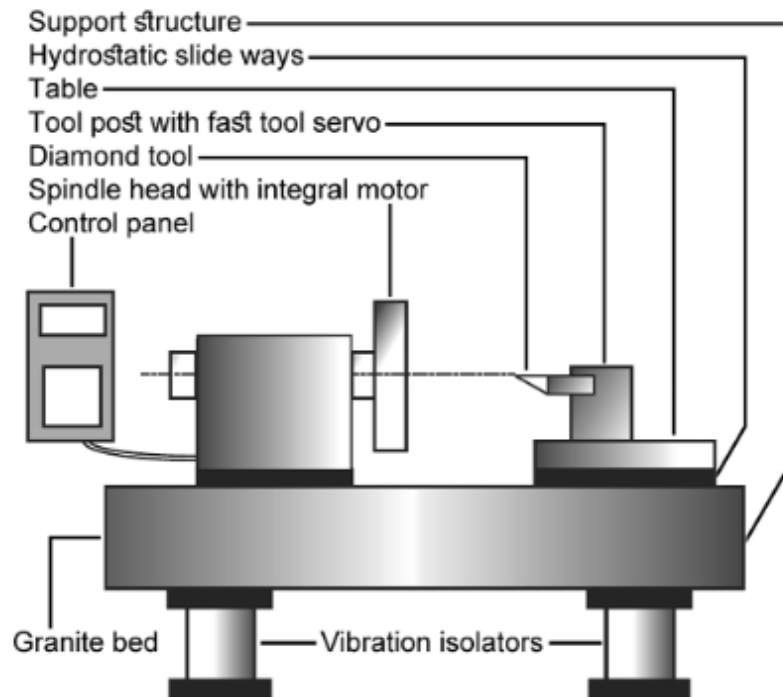


圖2.6 SPDT加工系統[19]

## 2.2 人工水晶體模具設計

由於上一小節所說的積層製造技術都有各自的優劣，熱熔融沉積會導致成品有台階效應，而SLA光固化技術則有成本昂貴的問題，在現階段想利用簡單來加工技術去達到想要的成品沒有那麼容易，因此想利用鑽石單點切削的加工技術進行加工，從而設計一個基本的模型，期望能做出一個簡單也容易製造的人工水晶體模型。



## 2.2.1 模具製造之材料

SPDT是一種非常有前途的刀具加工技術，可用於製造計算機磁盤、光學元件及精密模具上，其主要特點為能夠產生奈米級的高質量表面光潔度，同時滿足微米級的嚴格公差。在進一步提高元件表面的整潔度對整個實驗來說具有重大價值，它減少了滿足最終表面元件光潔度要求所需要的後續拋光工作處理。

SPDT的表面生成是一個複雜的過程，涉及拋光、彈性恢復、材料變形及膨脹，與傳統加工方式不同，材料因素對切削過程的影響更大，因為切削深度通常小於材料的晶粒尺寸，當以如此小的切削深度和精細的進刀速度進行加工時，切削自然會變成單晶體性質，因此表面粗糙度的產生被認為取決於被切割的晶體學因素，其拋光效應和膨脹效應也都會對加工表面產生影響，但是影響的大小取決於各項加工力度及基體材料的Young's modulus。

普遍會考慮在SPDT上使用的基體材料有：化學鍍鎳磷、棒材鋁合金、板鋁金及鋁單晶，其中在表面粗糙度的各項異性來說，鋁單晶會是最低的，因此在本實驗中，我們選擇使用鋁做為模具製程的材料。

## 2.2.2 模具設計之規格

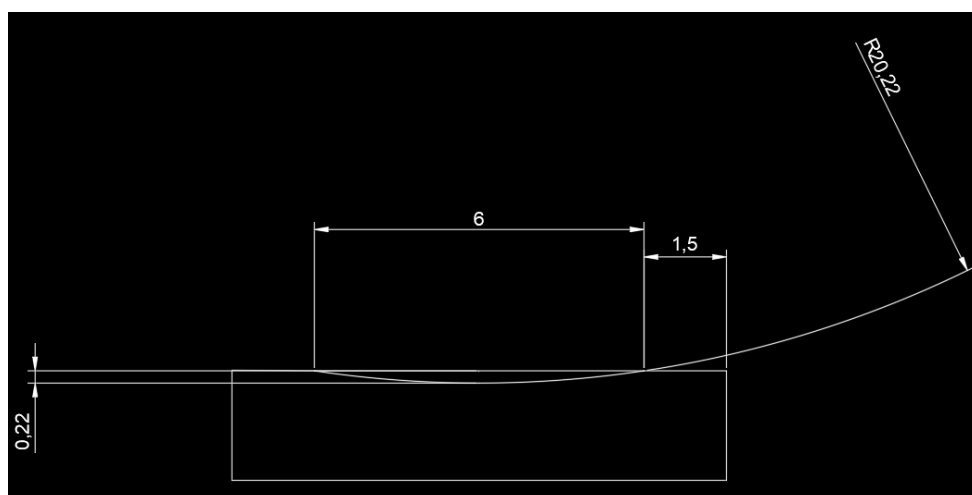


圖2.7 SPDT模具規格

上圖2.7所呈現的是我們希望利用鑽石單點切銷加工所製造出來的模具，再將配合的材料再上面進行灌模後，得出成品，再交予其他子計畫進行光學上的設計，希望能達到想要的光學設計。其主要架構為參考Alcon公司市售的雙凸橢圓型人工水晶體，但由於兩側的C型觸角只是負責固定水晶體附著在睫狀肌上，因此先不考慮其C型觸角的部分，專注於中間的雙凸橢圓型的主體。厚度設定為0.22毫米，半徑為3毫米的圓，左右兩側則留下1.5毫米的寬度給予灌模使用，整個模具的高度則是3毫米。

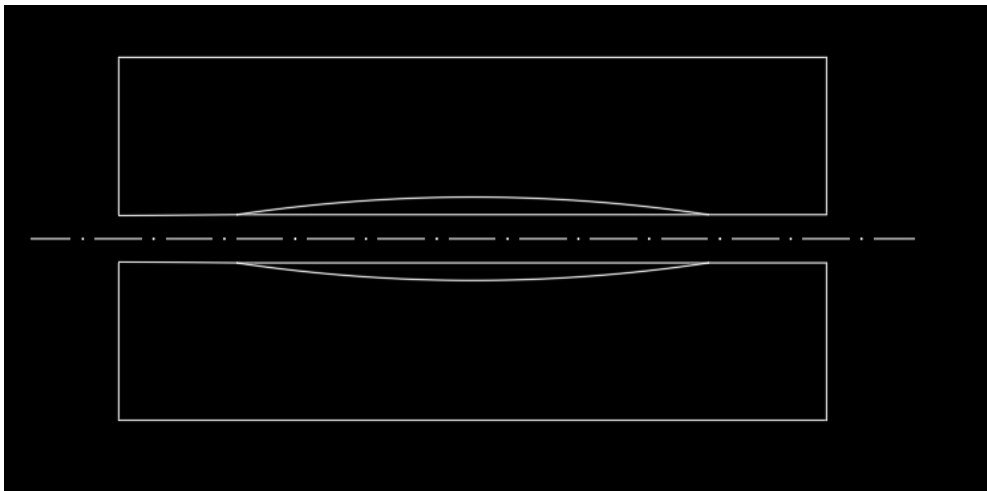


圖2.8 SPDT模具示意圖

上圖2.8為整個模具的呈現圖，會做兩個模具，分別為上半與下半，將兩個模具固定後進行灌模，已達到期望的人工水晶體成品。

## 2.3 人工水晶體模具製程

此小節主要介紹如何利用將上一章節所選定的模具材料與規劃的模具尺寸進行模具的製程，透過位於永齡生醫工程館—精密製造中心內的鑽石單點切銷加工機台進行製造，並同時透過即時討論去改進其製造過程，在製程與需求上達到平衡。



### 2.3.1 模具製程使用機台

本研究在模具製程主要使用位於台北的永齡生醫工程館—精密製造中心內的Nanotech 650FG V2 Freedom Generator[20]，由廖運炫教授的學生協助進行加工，其加工機台如下圖2.9所示：



圖2.9 Nanotech 650FG V2 Freedom Generator實拍圖

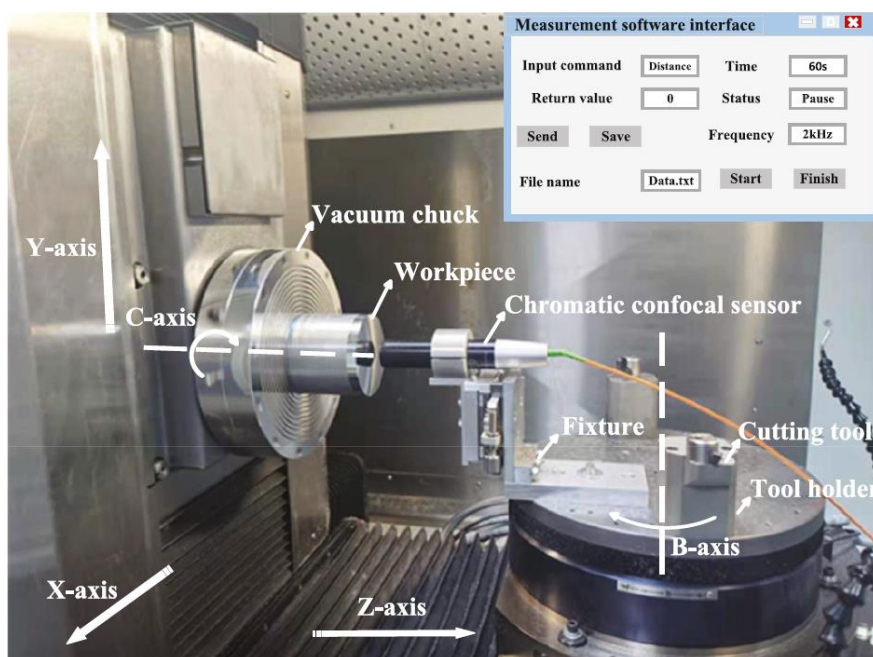


圖2.10 Nanotech 650FG V2 Freedom Generator測量系統圖[20]

其加工方式如上圖2.10，將加工的原料放置在位於真空吸盤(Vaccum chuck)上方圓柱體的工作區域內，藉由B軸及C軸的轉動，來控制加工的強度及轉速，最後透過X-Y-Z的座標位移系統來定位加工的位置，再隨時透過彩色共焦傳感器(Chromatic confocal sensor)判斷修正加工速度及位置，切削工具及選用則由加工者來選定，進而達到隨時控制及修正的加工過程。

表2.2 Nanotech 650FG V2 尺寸參數[20]

軸	最大速度	長度	位置準確度
X	2000 mm/min	0.3 $\mu$ m over full travel	/
Y	2000 mm/min	0.3 $\mu$ m over full travel	/
Z	2000 mm/min	0.3 $\mu$ m over full travel	/
B	50 rpm	/	$\pm$ 1.0 arc seconds
C	300rpm	/	$\pm$ 1.0 arc seconds

表2.1為Nanotech 650FG V2能夠設計的參數，其中在XYZ軸的位移的最大速度是每分鐘2000毫米，搭配B軸與C軸的轉動速度分別是50rpm及300rpm，已達到切削的效果，而XYZ軸的移動長度亦有其上限，B軸與C軸則會有轉動上的位置準確度誤差，這都是在加工的過程中需要去注意且隨時調整的。而隨時回饋的共焦感測器在感測量距的範圍為0.3mm及34度，在這範圍內都可以隨時透過感測器去得到回饋的資訊並修正，其測量的分辨率是10nm，因此非常適合用來精細工件的加工，也是選擇使用這台機台來做為加工人工水晶體模具的原因。



### 2.3.2 模具排氣問題

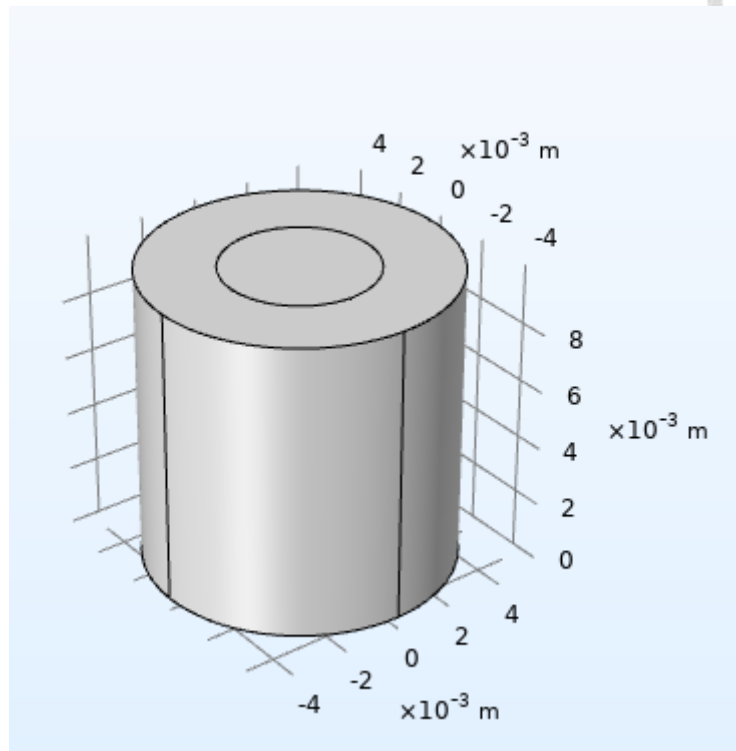


圖2.11 模具成品預想圖

如圖2.11所示，討論後結果是設計兩個圓柱體，中間為填料區，規格如2.2.2小節所述，為半徑3毫米，深度0.22毫米的圓，外圍的圓及整個圓柱長皆可以調整，為方便灌模使用，其重點之處為兩個圓柱體的重合，以及脫模可能有沾黏與氣泡的問題。

後來另與機械所製造組的學生協助分析並實驗後，發現灌模後會有排氣的問題，將導致成型的實驗品將有氣泡在裡面的問題，因此也詢問了機械所製造組塑膠加工實驗室的意見，建議可以將模具製造排氣孔的規劃，這樣可能可以減少氣泡的問題，但脫模仍舊是需要依靠材料的調整去處理。



### 2.3.3 設計模具排氣孔切削製程

上一小節提到原本的模具設計會導致有氣泡成型的問題，因此在加工的過程我們進行額外的排氣孔切削，如下圖2.12所示：

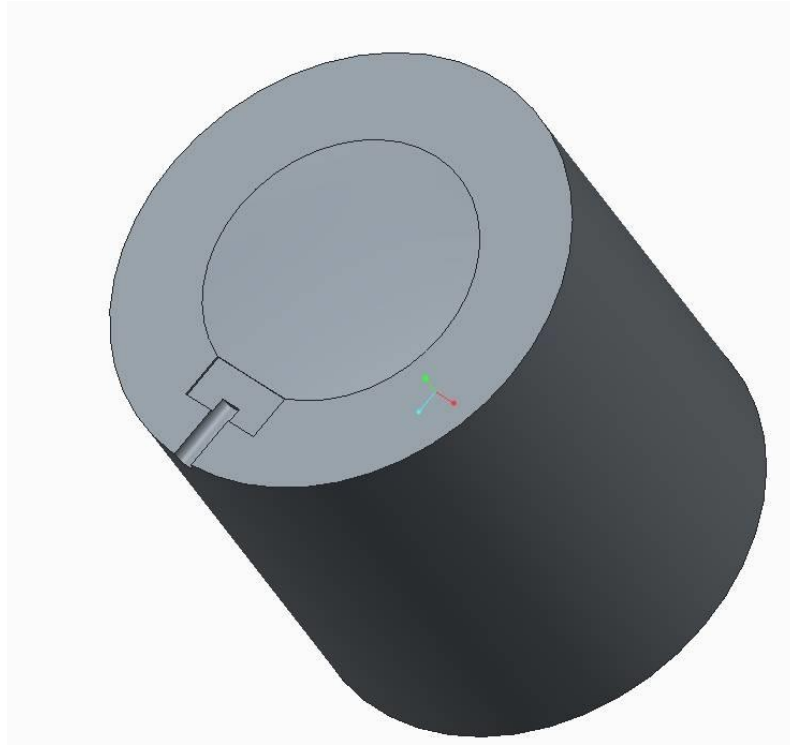


圖2.12 模具切削孔設計圖

由於考慮到灌模的方式是將材料放置針筒內，在將其注射進入，因此將注射孔的厚度設計的比較大，明顯可以從上圖看到凹槽，在設計一個長方形空間的材料緩衝區，為了不影響水晶體本體的模具形狀，也不會使灌模的材料一次湧入到模具內。

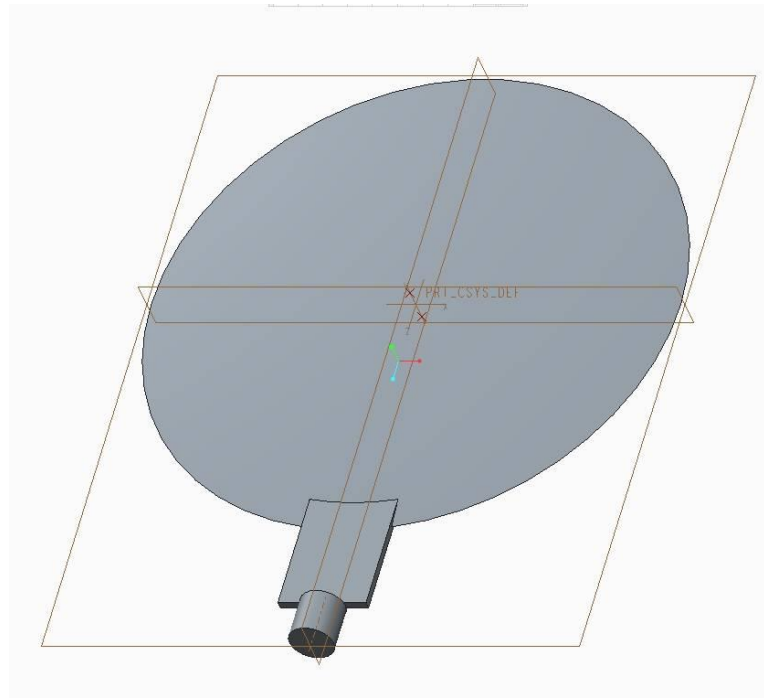


圖2.13 水晶體模型理想成品圖

上圖2.13為期望灌模出來後的結果，會有兩個問題需要試著解決，第一個是如何將材料完整的與模具分開，也就是脫模，除了考慮模具本身的材料與水晶體模型的材料黏滯度不能太高外，還要考慮到如何將完整的模型取下，需要選擇什麼工具來取下；第二個問題為如何將緩衝區與注射孔的部分與模型本體分開，用選擇用什麼切削方式將其分離，既不會傷害到模型也可以切削完整。

進行模具排氣孔切削製程的加工機具，使用位於永齡生醫館—精密製造中心內的另一台機台，名稱為日本安田(YASDA)的次微米超精密加工機，會選擇本台機具是因為其具有高剛性的床台結構，方便我們使兩個模具互相固定，加工材質廣泛，包含銅、鐵、鋁及不鏽鋼都可以完成，難切削的材料都適合使用，而且也具有高達10微米的精度，非常適合用來高精密度之零件製造。





圖2.14 YASDA次微米超精密加工機

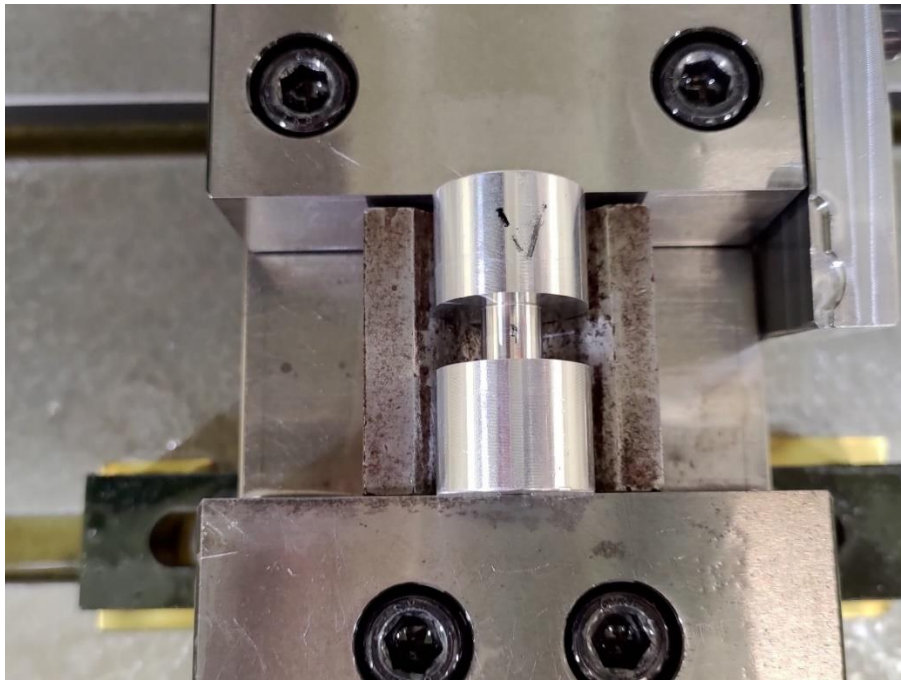


圖2.15 模具切削孔對稱加工

由於YASDA加工機具擁有良好的高剛性對稱構造，其主軸轉速最高可以高達 2400 rpm，也可以經由面板設定自動更換刀具，能夠更換的刀具數量有30把，進幾率範圍在 1~5000 mm/min，因此可以根據加工當下需求的速率去調整，利用高剛性對稱構造將兩個模具能夠完好的對稱，使其能一次入刀與切削就可以完成排氣孔部分的製程，整個切削過程約花30分鐘，製作完成的模具將於下一小節介紹。

### 2.3.4 模具製造成果

在製程起初，我們並沒有考慮到影響到此加工因素的三大要素：進刀速率、切削速度及切削尖端與工件的角度，導致一開始切削加工出來的周圍都會產生因這些因素產生的相對刀具與工件的振動，造成其周圍有分層或是加工表面沒有什麼平滑的現象。

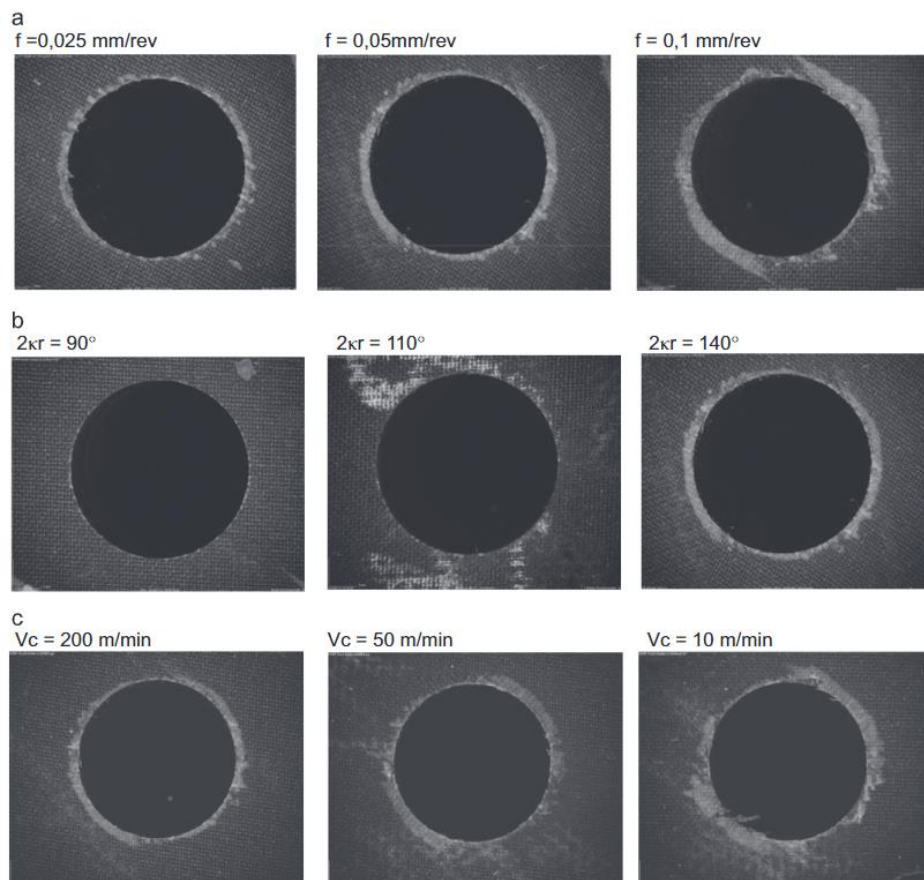


圖2.16 SPDT誤差三大要素

由圖2.16可以看見，a列為只調整切削速度，單位為mm/rev，意指每一圈前進多少毫米，隨著切削速度的提高，也會看到刀具與工件的振動，因此導致分層和粗糙處變多，甚至逐漸影響到中間的主要部分。b列則為調整尖端與工件的角度，分別為90、110、140度，可以很明確的看見，若選擇刀具尖端與工件的角度達到90度垂直的方式進行加工，那其分層現象顯著減少，表面相對平滑較多。c列為調整進刀速率，單位為m/min，隨著進刀速率的速度變慢，在其工件周遭的分層都比較明顯，且平滑表面也招受到破壞，因此我們認為維持90度的尖端與工件角度，快速的進刀，以及放慢其刀具的旋轉速度，變可以達到比較想要的平滑工件表面以及不產生分層的現象。

另外也有一個在SPDT常見的理論名詞，稱為上限損壞區域(damage limit authorized)，當超過這個區域的時候，代表工件已經接近無法承受這樣的切削或是可能切削的結果不會這麼的樂觀，甚至有可能造成嚴重的破壞。由下圖2.17可以得知，中間的長條圖為當固定切削速度以及進刀速度時，只要尖端與工件角度有在90度與110度之間，就不會有顯著的損壞區域，左側的長條圖為將進刀速度及工件與尖端角度固定，當切削速度提高的時候，就越容易增加損壞區域的程度，甚至會突破上限，右側的長條圖則是固定切削速度及工件與尖端角度，當進刀速率越快的時候，越能夠不擴大損壞的區域，結合理論與實際實驗的結果，可以發現尖端與工件角度須維持在110度以下、維持低切削速度、高進刀速率，便可得到比較少的損壞區域，也確實可以減少分層的現象，但根據不同的工件材料會有不一樣的數值需要去測試，本文只針對本次實驗選定的鋁材料進行測試與實驗。

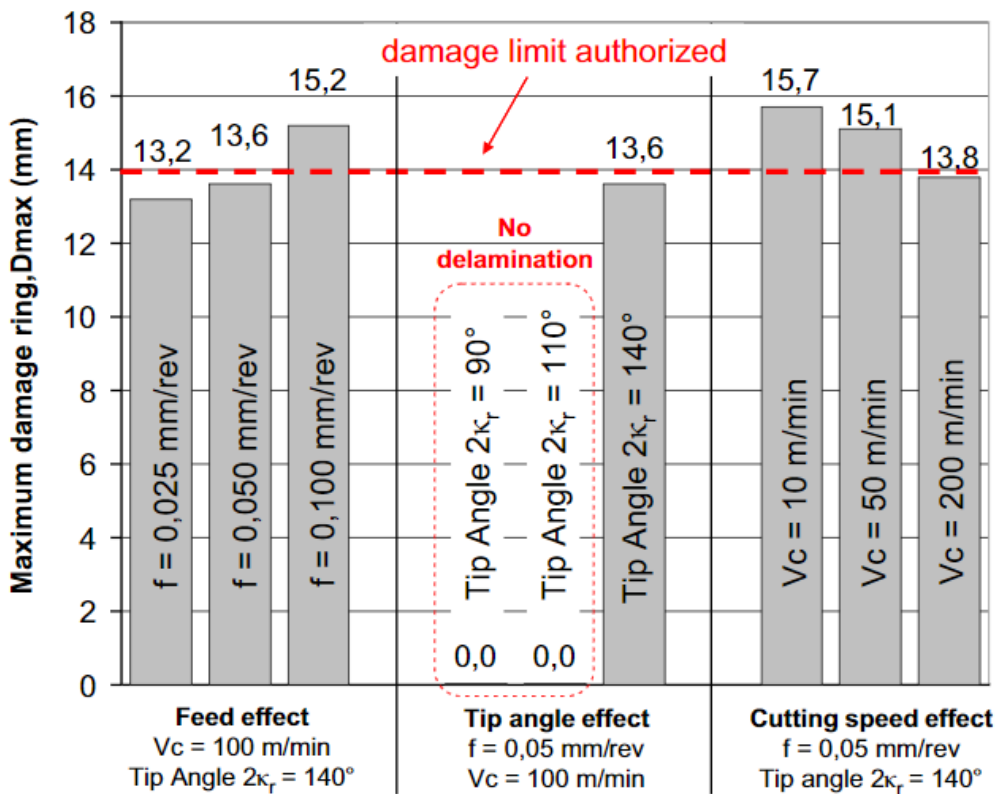


圖2.17 上限損壞區域

經過了模具規格設計、與製造組的學長討論、加工機具的選擇及因為材料脫模問題臨時增加的排氣孔，還有最後在本身在機具數據上的實驗調整，加工製作完成出圖2.18的模具，由成品圖可以得知，其加工出來的表面是非常平滑漂亮的，而其餘的部分的表面粗糙度明顯與其中間部位相形見絀，也是因為只有中間部位的工件是在高精度切削下加工完成的，除此之外，工件干涉與材料膨脹等因素仍然會是這個模具使用上的瓶頸，因此還是需要進行大量的優化，才能在SPDT中獲得理想的表面粗糙度以及成品。



圖2.18 模具成品圖(一)



圖2.19 模具成品圖(二)



## 第三章 人工水晶體建模與架構

由於實驗與加工在其相對時間成本較高，因此希望透過科技對實驗進行輔助，目前市面上販售的多種人工水晶體，除了比較精細以外，也比較耗費人力和時間，本計中我們期許創造一個規模較小、且能適時的修正與變更工作需求的模具，使的小型的實驗機構或是簡單的環境都可以負擔其費用。利用程式進行模擬，一方面可以模擬上節提到的材料膨脹問題，另一方面也希望可以藉由模擬的結果得知一些重要的資訊，在模具設計或材料的選擇上做參考並調整。

本章節將介紹將設計好的模具進行數位模型，以及模型的幾何特徵，再介紹初步選定的三種複合型材料，再利用其各項數據建立在程式中，利用流體熱傳學、溫度曲線設計、邊界固定條件、材料參數的設計進行模擬，已達到與實驗較為相似的流體模型模擬，並進行其固化的觀察和較極端條件的模擬，嘗試將各種情境考慮進去，以達到較完整的模擬結果。

### 3.1 人工水晶體數位模型

本節將介紹我們如何將數位模型建立，並且介紹其幾何特徵，希望能在模擬的過程中達到盡量符合實驗成果，在時間有限的情況下，希望先建立簡單幾何的模型開始，之後才較易從模擬結果與實驗成品進行比較。



### 3.1.1 水晶體模型幾何特徵

最一開始建立人工水晶體模型時，期望先符合光學上的設計，考慮到材料的膨脹等問題，再選定模具材料進行加工，以達到皆達到材料與光學的需求，故起初規劃的人工水晶體數位模型也比較複雜，主要希望參照下列公式[21]：

$$P_r(m) = P_r + P_d(m) \quad (3.1)$$

$$P_d = \frac{2\lambda}{T} \quad (3.2)$$

其中 $P_r$ 代表的是原始人眼的光功率[21]， $T$ 代表的是每個衍射環的週期[21]， $P_d$ 代表的是人工水晶體的附加力，或是也可以稱作我們期望提供給使用者的度數，以協助矯正其中又分為三種附加力：

$$P_d(m) = mP_d \quad (3.3)$$

其中 $m$ 有-1、0、1三種常數，分別代表的是發散，中距及收斂的附加力，也就是會有 $P_r - P_d$ 、 $P_r$ 、 $P_r + P_d$ ，三種數值。

另外因為想要參照市售的人工水晶體，期望達到鋸齒狀或階梯狀，且輪廓較淺，相對衍射環不會互相干擾，手術後震碎的碎片堆積情況減小的設計，因此選擇使用正弦曲線來規劃人工水晶體高度的函數[21]：

$$r_n^2 = \frac{3T}{4} + (n-1)T \quad (3.4)$$

(3.4)式中的 $r_n$ 代表的是在人工水晶體上的光圈徑向坐標， $n$ 是 $\geq 1$ 的正整數，透過(3.2)式可以獲得 $T$ 的參數。藉由獲得這些參數後，我們利用正弦曲線假設了這個函式：





$$\varphi(r_n) = \frac{2\pi}{\lambda} (n_L - n_A) * h(r) \quad (3.5)$$

$$\varphi(r_n) = \tan^{-1}(\alpha * \sin(2\pi \frac{r_n^2}{T})) \quad (3.6)$$

其中  $\alpha$  是常數，負責調整整個正弦函數的參數， $n_L$  表示的是在單色光的照射下，人工水晶體的折射率，而  $n_A$  表示的則是在單色光的照射下，介質的折射率，也可以藉由(3.5)與(3.6)去獲得人工水晶體高度  $h$  與  $r_n$  的關係式：

$$h(r_n) = \frac{\lambda}{n_L - n_A} \frac{\tan^{-1}(\alpha * \sin(2\pi \frac{r_n^2}{T}))}{2\pi} \quad (3.7)$$

隨著設定  $P_d$  為 1.5D， $\lambda$  為 550 nm，透過(3.2)式可以獲得  $T$  就是  $0.733 \text{ mm}^2$ ， $n_L$  折射率為 1.462， $n_A$  折射率為 1.336， $\alpha$  常數為 2.65718，可以獲得步階高度的函數圖如下：

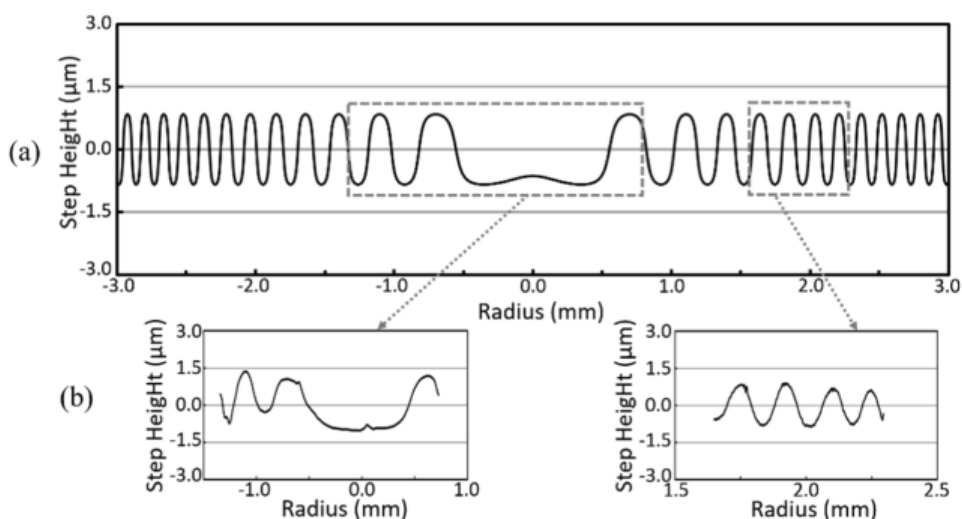


圖3.1 多焦人工水晶體高度曲線圖

使用正弦函數的鋸齒狀規劃，使為了使設計的模式達到三個距離皆可以聚焦的好處，在理想的狀況下，其聚焦狀況可以如下圖所示：



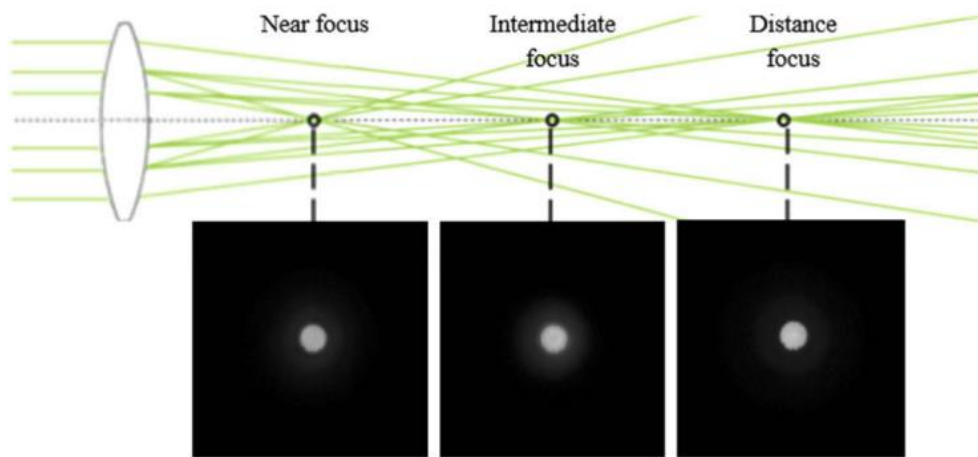


圖3.2 人工水晶體聚焦示意圖[21]

### 3.1.2 水晶體模型總覽

本研究原先希望利用積層製造技術完成人工水晶體的模型，因此先建立了一個簡單的數位模型，如圖2.7平面圖所示：

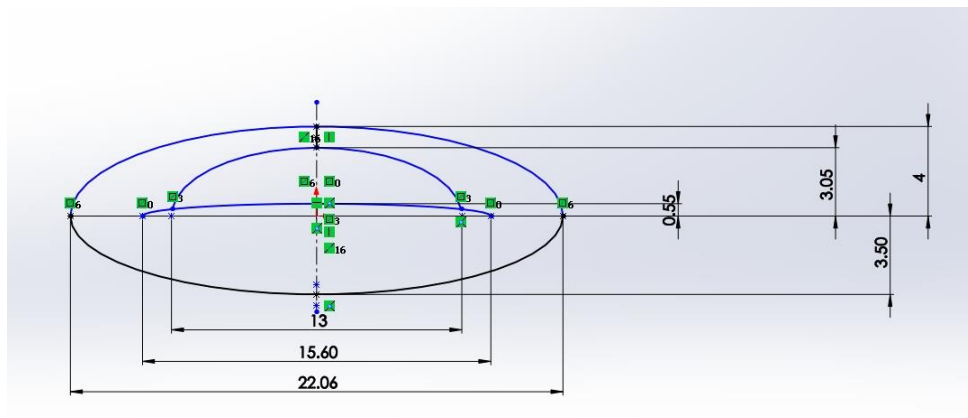


圖3.3 雙凸橢圓型水晶體尺寸圖

其規格主要的架構為參考市售上人工水晶體，維持雙圖橢圓的形狀，再配合計畫所想要達到的三焦人工水晶體，設計了三層的橢圓使其相疊，最下層的為半徑6.5毫米，高度0.55毫米的橢圓，主要負責處理中距離的視區，第二層的橢圓為半徑7.8毫米，高度2.5毫米的尺寸，主要負責處理近距離的視區，最上層的橢圓為半徑11.03毫米，高度4毫米的尺寸，主要負責處理遠距離的視區。最後下半部

則是以3.5毫米的高度完成雙凸橢圓狀，沒有進行任何的光學設計，圖3.4及3.5展示的則是該平面圖透過旋轉填滿的方式建立的3D立體模型及網格架設圖：

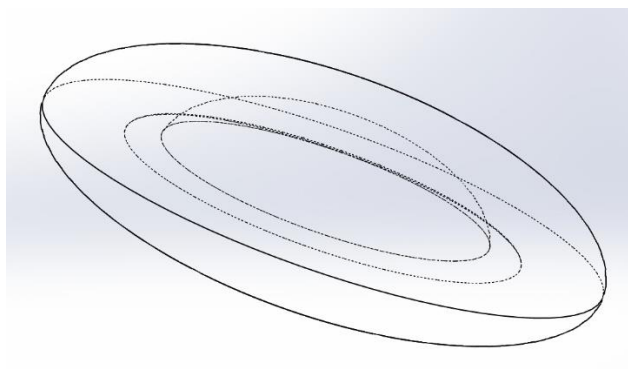


圖3.4 雙凸橢圓型水晶體立體圖

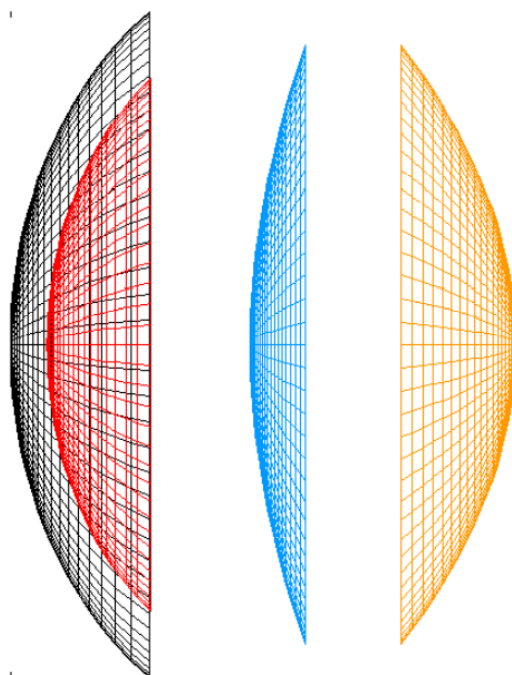


圖3.5 雙凸橢圓型網格架設圖

後續也根據上一小節規劃的人工水晶體光學設計去進行數位建模，可以得到下圖3.6的數位模型：

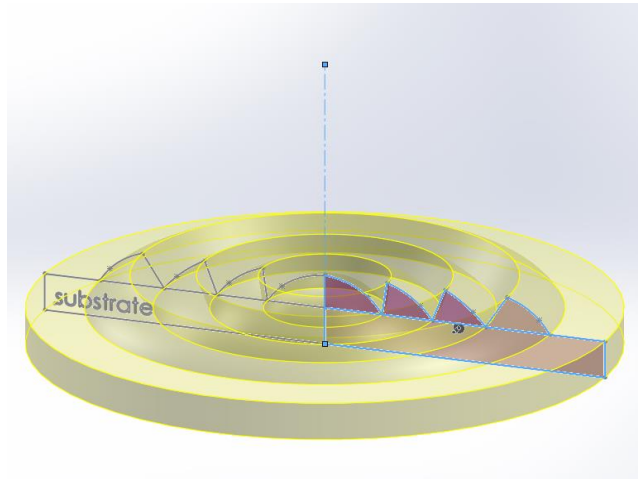


圖3.6 鋸齒型水晶體數位模型

原先在光學設計上考慮的鋸齒型人工水晶體，在實體的模具製作上難度劇增，其原因是因為刀具的精密程度並沒有辦法達到這個規格需要的程度，而且機具本身的振動也會有機會破壞到周遭的結構，因此在與製作組的學長討論過後，先不考慮進行光學設計較為複雜的模具加工，先考慮從處理脫模及膨脹的材料問題著手，並重新設計一個很簡單的模具，故最後模具才會如第二章所展現的為半徑3毫米，厚度為0.22毫米的圓盤型人工水晶體。

其數位建模就相對容易，且因為利用了多重物理耦合分析的軟體進行模擬，因此還可以在數位模型上進行多網格的設計，對逐格網格逐步進行模擬。

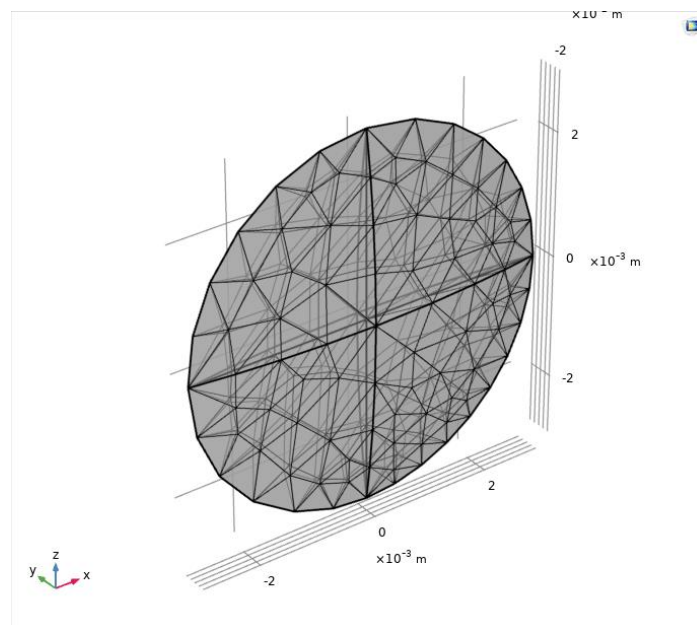


圖3.7 圓盤型水晶體數位模型

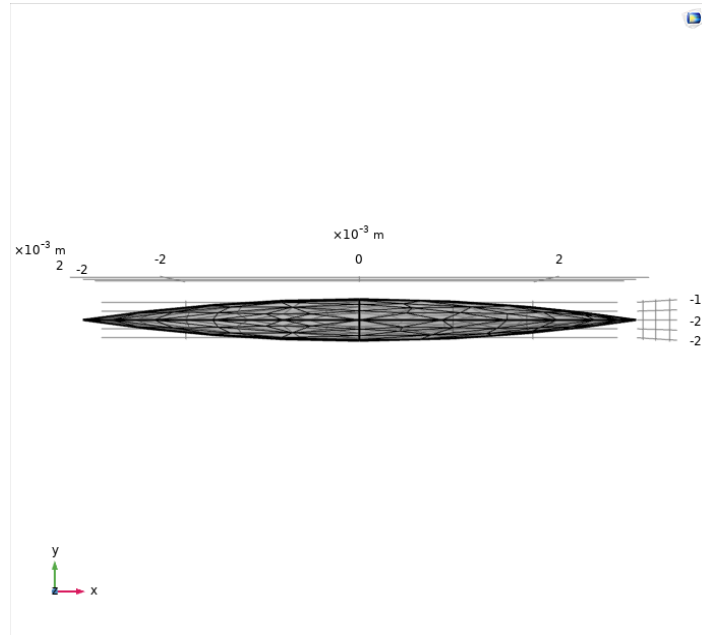


圖3.8 圓盤型水晶體數位模型側視圖

## 3.2 數位模型使用的材料

很多研究都顯示，疏水性的丙烯酸人工水晶體，在與親水性人工水晶體的比較上，在整體性能及表現上有較好的現象，且疏水性丙烯酸人工水晶體會較高的折射率，這在減少整個水晶體的厚度上有大幅的幫助。

然而，疏水性的材料也有沒辦法忽視的缺點，也就是會造成閃光，閃光主要的原因是由於其內部充滿了液體的微泡，因此與化工所的同學討論後，認為可以推出一種新的疏水性丙烯酸材料，它結合了早期疏水性和親水性的優點。

### 3.2.1 甲基丙烯酸 2-羥乙酯(HEMA)

HEMA[22]製造的方式主要有兩種：

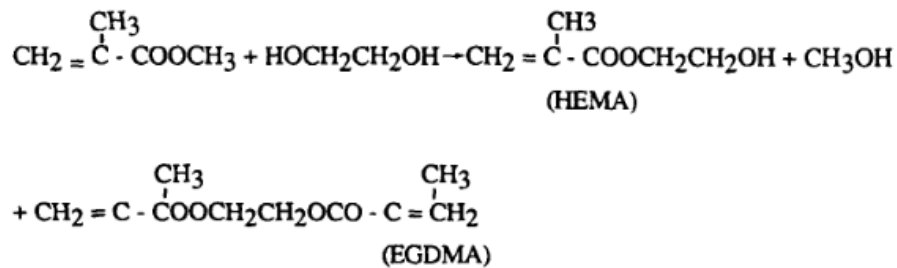


圖3.9 HEMA合成圖(一)[22]

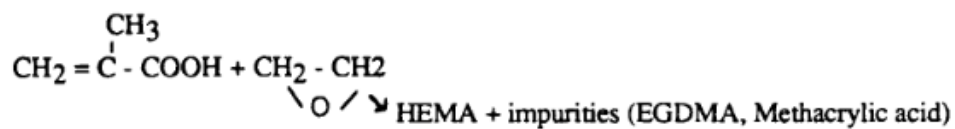


圖3.10 HEMA合成圖(二)[22]

第一種合成成為將甲基丙烯酸甲酯或甲基丙烯酸一步就可以完成，但是這個方法會需要加入乙二醇以進行酯交換反應，第二種方法則是將環氧乙烷和甲基丙烯酸進行反應，這個方法還會產生額外的EGDMA以及一些甲基丙烯酸，而兩種方法皆會產生不同比例的雜質，不過因為EDGMA會拿來當作交聯劑來使用在最後的新創複合型材料上，因此我們選用第二種方法來進行反應。

另外在HEMA在 $-40^\circ\text{C}$ 的情形下，透過紫外線的催化，可以得到HEMA間規立構物的PHEMA，此材料已經被大量廣泛運用在白內障摘除後的隱形眼鏡或是人工水晶體上，但是此材料會在其成品中發現深層角膜基質的混濁，也會發現有沉積物，可能會導致視力下降等問題，但此材料也比傳統的人工水晶體材料具有更好的耐性，但在角膜細胞上會發現微絨毛的存在，也說明了樹酯中雜質的釋放，為了改善這個問題，我們期望能夠加入其他的材料來彌補這個缺陷，因此想推出新的複合型材料。



### 3.2.2 聚乙二醇苯醚丙烯酸酯(PEG-PEA)

聚乙二醇(Polyethylene glycol)，也就是PEG[23, 24]，是一種與水相容且生物性安全的材料，被廣泛運用在如瀉藥、牙膏中的分散劑、塗料中的防腐劑等領域。由於其低毒性跟免疫的原性，PEG也被用於改善聚合物表面的水相容性和血夜相容性，因此才會選擇此材料當作本次實驗的複合型材料之一，再加上選擇用PEA(Phenyl Ether Acrylate)苯醚丙烯酸酯進行剛性基團的連結，與普遍常看到的甲基端基引起的性能相比，預計可以在溫柔性、拉伸應力和形狀恢復能力產生更大的影響，也是這次人工水晶體非常注重的部分，透過含苯基端基的PEG-丙烯酸單體的聚合將一系列的PEG鏈接起來，以提高拉伸強度和形狀恢復能力。

在測試拉伸強度性能是在25室溫下使用ASTM D 638萬能試驗機進行，將7次測試中的5次測試平均值當作其平均拉伸強度，會篩選掉高值與低值，盡量減少其誤差，將長度為 $L_0$ 的試品在 $10^\circ\text{C}$ 下拉伸2分鐘100%至 $2L_0$ ，並在 $10^\circ\text{C}$ 下保溫5分鐘，然後將試品冷卻至 $-25^\circ\text{C}$ 後上夾具，再量測其長度，並稱為 $L_1$ ，由 $L_0$ 與 $L_1$ 計算得出形狀保持百分比，如(3.8)式，再將試品加熱至 $10^\circ\text{C}$ ，測量其恢復長度，稱為 $L_2$ ，形狀恢復百分比便從 $L_0$ 和 $L_2$ 計算得出，如(3.9)式。

$$\text{形狀保持百分比 } (L_1 - L_0) \times 100/L_0 (\%) \quad (3.8)$$

$$\text{形狀恢復百分比 } (2L_0 - L_2) \times 100/L_0 (\%) \quad (3.9)$$

在拉伸還有形狀記憶性的性質上，我們選擇使用不同比例的PEA比例，去統計在不同的PEG上，其形狀保持百分比及拉伸強度。普通的PEG我們稱為PEA 0試品，加入10%、20%、25%、30%的PEG我們分別稱為PEA10、PEA20、PEA25及PEA30試品，並測得了下表的結果：

表3.1 PEG-PEA性質表

試品名稱	斷裂拉伸應力 (MPa)	斷裂應變(%)	形狀恢復百分 比(%)	形狀保持百分 比(%)
PEA 0	12.2	1597	33.2	97.8
PEA10	29.2	1878	93.1	93.7
PEA20	34.4	1577	93.8	73.3
PEA25	35.5	1549	99.4	73.3
PEA30	43.6	1985	95.9	76.7

由上表可以得知，與PEA的交聯越多，其斷裂拉伸應力就會顯著增加，但是在拉伸應變就沒有顯著的提升，因此推斷PEA的增加只會增加其材料的強度，拉伸的範圍不會因此改變。而在形狀恢復與形狀保持百分比來看，相對沒有加入任何PEA交聯的情況，但凡有加入一些交聯，都會導致其形狀恢復比達到良好的效果，也是我們期待的，能夠帶來更好的溫柔性及形狀恢復能力。

### 3.2.3 苯乙烯(Styrene)

苯乙烯(Styrene)[25]是一種無色的液體，具有芳香氣味，非常容易溶於丙酮、苯、乙醚、乙醇，幾乎所有的苯乙烯都會消耗在聚合還有共聚的過程中，也是塑膠材料技術常用的方法，可以用於製造具有不同物理性質的聚苯乙烯和苯乙烯的共聚物，即使在室溫下，都會通過催化引發的自由基反應來進行，可以透過抑制劑來延遲其反應，也可以與各種氧化劑反應，因此會考慮拿來使用當作本次新型疏水性丙烯酸材料的成員之一。

苯乙烯是有乙苯製造的，乙苯則是由苯與乙烯的烷基化產生的，苯和乙烯在酸性催化劑作用下發生反應：

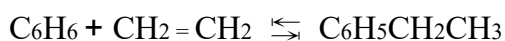


圖3.11 Styrene催化反應圖[25]

在此方式下製造的苯乙烯，具有輕微的毒性、易燃，因此在保存上需要多加留意，在一定的條件下也很好聚合，如果按照適當的程序處理，他就會是一種相對安全的化學產品，在實驗的時候也需要穿著一定的防護服跟手套來進行，其聚合速率會隨著溫度增高而增加，因此平常放置於冷藏的空間中，因為銅和銅合金會溶解在苯乙烯中導致變色還有干擾聚合的反應，因此本次實驗我們選擇用鋁來當作模具材料。

### 3.2.4 偶氮二異丁腈(AIBN)

AIBN[26]，被廣泛的用來當作發泡劑和引髮劑，是一種很典型的自反應材料，其自反應主要是與熱相關，也容易在儲存與運輸的過程中，因自熱而有損失的問題，自加熱反應會根據反應的材料去決定其反應複雜程度，在一定的溫度下，中間自動產生的自由基會使反應速率以及熱流量逐漸增加，直至達到顛峰，在這個階段下，中間自由基的表現就是產物，儘管它的產生和消耗是同時發生，但是其濃度會不斷上升，到達顛峰後，中間自由機將會趨於占領整個反應的主導地位，熱流也會隨著時間的推移而逐漸減少，因此，我們選用AIBN將四種材料混合，分別為主要的PEG-PEA、HEMA，以及Styrene，加上EGDMA(二甲基丙烯酸乙二醇酯)當作自由基引髮劑，以及最後透過AIBN當作交聯劑進行催化反應，得到我們本實驗想推出的新型疏水性丙烯酸材料。



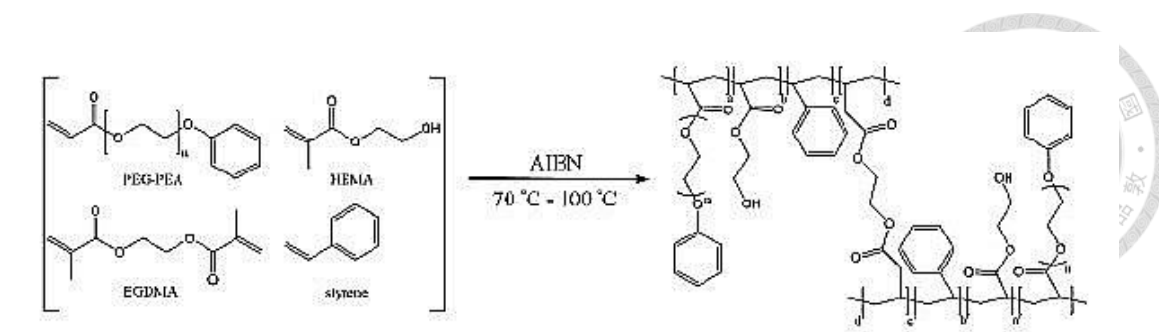


圖3.12 新型疏水性丙烯酸材料合成圖

### 3.3 數位模型模擬架構

本小節將介紹數位模型在多重物理耦合分析程式下的模擬架構及環境，希望能在模擬之前建立好完整的物理概念及模擬環境，其中包含流體學與熱傳學的基礎、在溫度曲線的設計、邊界固定條件、材料參數的設定。

#### 3.3.1 流體與熱傳學

在流體與熱傳學這邊我們透過Plate Heat Exchange(PHE)[27]的假設，其主要核心概念在於加熱、冷卻及熱再生應用，由於在實驗的固化過程我們採用的是放置室溫使其固化的方式，因此會利用到材料的流動以及熱傳學，PHE情況下的假設為One-Dimensional plug-flow(單維度活塞流)及Uniform flow distribution(模型內流量均勻分布)，但此假設是比較不實際且在實驗中通常不會成立的，因為在實驗中會有其他人為的因素導致不會有均勻分布及單維度的流動，因此我們搭配使用3D Computation fluid dynamics(CFD)[27]，利用數值演算法，來模擬熱量、質量及動量上的傳遞，藉此去彌補在此假設下不實際的部分，其中在計算有關熱量的公式，我們用以下(3.10)及(3.11)公式來做計算：

$$Q_{\text{hot}} = W_{\text{hot}} \times C_{p,\text{hot}} \times (T_{\text{hot,in}} - T_{\text{hot,out}}) \quad (3.10)$$

$$Q_{\text{cold}} = W_{\text{cold}} \times C_{p,\text{cold}} \times (T_{\text{cold,out}} - T_{\text{cold,in}}) \quad (3.11)$$

W為單位質量的材料流量， $C_p$ 為平均溫度下的材料比熱，實驗的平均消耗熱能則由 $Q_{out}$ 及 $Q_{in}$ 之間的平均值去取得，在這個情況下，總共進行了該材料約莫30次的熱傳實驗，可以得到的數據如下表：



表3.2 熱傳實驗熱能表

	unit	Minimum	Maximum
Hot side	W(kg/h)	16.2	73.6
	$T_{in}$ (°C)	13.2	80.9
	$T_{out}$ (°C)	11.4	74.1
	v(m/s)	5.0	22.7
Cold side	W(kg/h)	12.1	63.0
	$T_{in}$ (°C)	3.5	36.6
	$T_{out}$ (°C)	5.0	54.1
	v(m/s)	3.7	19.4
Exchanger	Q(W)	70	749

其中，根據假設的公式計算下的結果，與實際實驗出來的比較結果，其誤差會落在正負15%內，因此認為本實驗是可以參考這個公式進行程式的模擬，除了整個公式較為簡單，也較沒有涉略到太複雜的熱傳學。

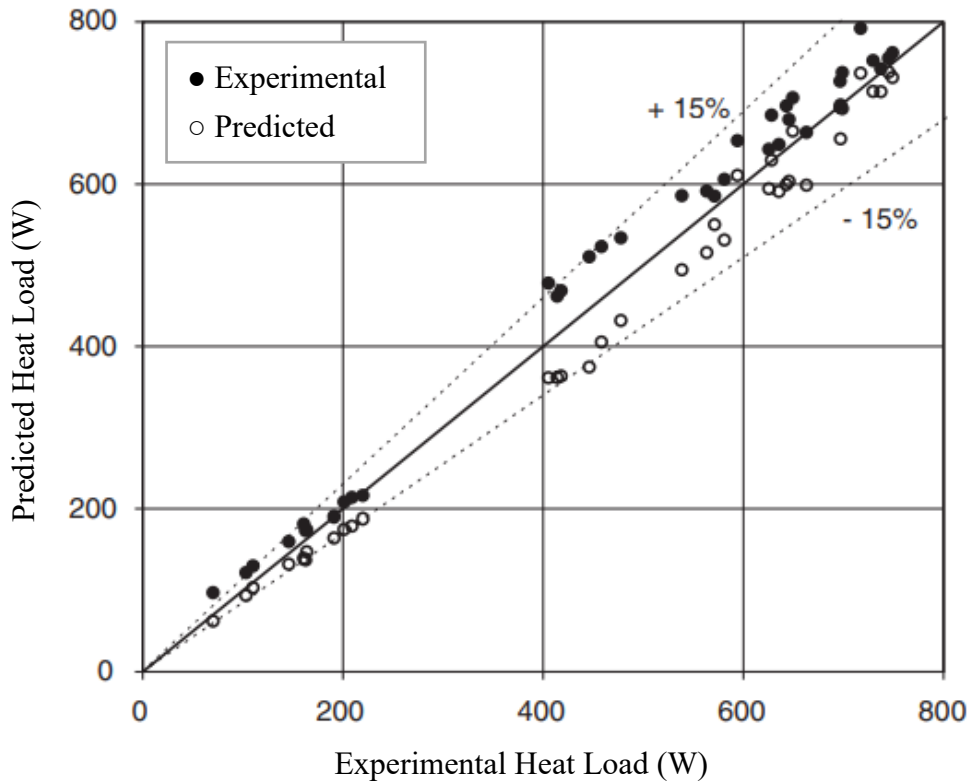


圖3.13 熱傳實驗與理論比較圖

同時我們也將距離正負15%範圍以外的實驗數據拿出來分析，發現主要會發生此情況大部分是實驗時人為的因素，如手抖、注射材料力度不一致等問題導致，因此若可以使用力度較為一致性的機具進行及固定座標去注射材料，就可以使實驗的數據更貼近我們在PHE假設下的規劃的熱能量交換公式。

### 3.3.2 溫度曲線設計

由於在我們量測人工水晶體模型由液體固化的過程中，可能會有一些人為的干擾，因此我們希望訂定溫度曲線的設計，可以模擬出固態與液態轉變時的溫度，以及釋放的焦耳能量所模擬出的熱傳相變(散熱相變)，在散熱相變中，我們運用到的是較為基本的公式：

$$P = \frac{C_p m \Delta T}{t} \quad (3.12)$$

其中P代表的是熱功率，t代表的是時間，也就是單位時間下的熱流功率，  
用較不複雜方式去計算其溫度散熱的溫度曲線：

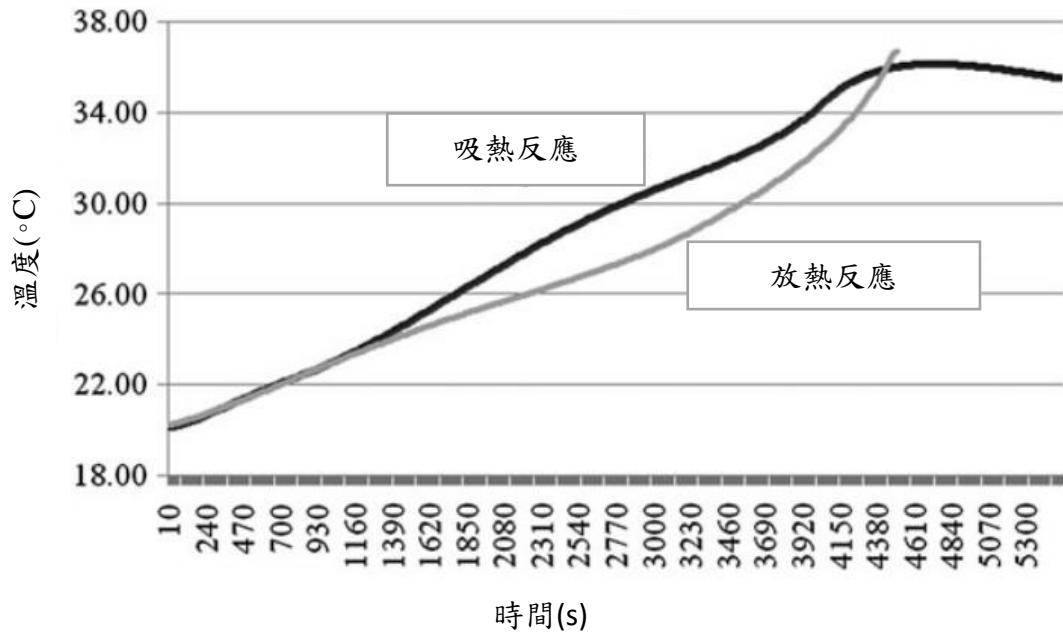


圖3.14 溫度曲線變化圖

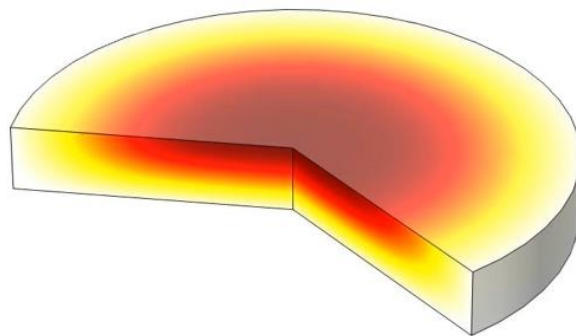


圖3.15 熱相變模擬

上圖3.15為根據上述溫度曲線設計的架構下，從很簡單的圓盤進行熱傳相變化模擬，可以明顯的看到在其圓盤表面依據時間的溫度變化，其溫度隨著中心往外是逐漸降低，可以明確的看到散熱的變化一直在發生，並達到固化的效果。



### 3.3.3 邊界固定條件

在邊界固定條件的部分，由於水晶體模具期望在完整對位且固定的情況下進行灌模，因此希望能夠有邊界的固定條件，在模擬的過程中，兩側的材料才不會因此溢出，皆在整個數位模型內進行流動、熱量及動量的傳遞。在限制了邊界的固定條件後，我們藉由上一小節嘗試模擬的固化圓盤進行模擬，施予負向z軸的力，其單位為 $60 \text{ N/m}^2$ ，在限制它的邊界的情況下，使其產生形變，並觀察其周遭變化。

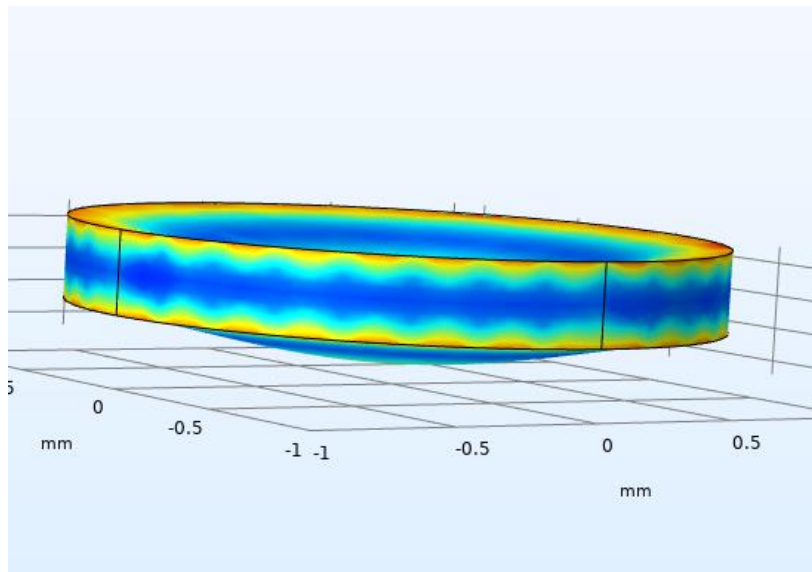


圖3.16 邊界固定應力形變圖

由3.16圖可以發現，在邊界的部分雖然受到比較大的應力，但是也沒有導致整個形狀發生劇烈的變化，因此在邊界固定的部分已經設定完成，也可以藉由增加一些材料在有關熱彈性的相關數據，在應力變化方便達到更好的環境參數設定，

再將前面小節的散熱溫度曲線以及材料的熱傳公式加入，期望可以模擬本論文研究之人工水晶體固化的情形。



### 3.3.4 材料參數設定

在材料參數設定，本論文所研究的材料為本次實驗用的新型疏水性丙烯酸材料，需要利用到前一節所介紹到的三種主要材料，分別為HEMA、Styrene、PEG-PEA：

表3.3 HEMA、Styrene、PEG-PEA材料參數

	黏度(mPa*s)	沸點(°C)	密度(g/ml)	比熱(cal/(g*deg))
HEMA	6.79	95	1.075	1.931
Styrene	0.762	145	0.909	4.134
PEG-PEA	30	134	1.127	2.492

本實驗想推出的新型疏水性丙烯酸複合型材料，為這三大材料加上少部分的EDGMA以及AIBN作為交聯劑使用，其比例及最後新型複合型材料，將其命名為PH30S，此新型材料組成與物理性質如下：

表3.4 PH30S 物理性質與成分表

PEG-PEA		40 wt%		
HEMA		30 wt%		
Styrene		26 wt%		
EDGMA		4 wt%		
AIBN		1 wt%		
PH30S(新型疏水性丙烯酸)				
Water content	n	T <sub>g</sub> (°C)	Density(g/ml)	Visosity(mPa*s)
4.5	1.54	50	1.046	8.46

其中 $T_g$ 為此種剛性玻璃材料轉變為軟材料時的溫度稱為玻璃化轉變溫度，經過實驗測驗得到PH30S的 $T_g$ 為 $50^\circ\text{C}$ ，但在 $20^\circ\text{C}$ 之後，由於PH30S的Young's modulus有顯著的下降，因此會開始軟化，這有助於此材料在室溫下的折疊性，也是在白內障手術中需要的關鍵，可以協助在置入人工水晶體時，手術切口不需太大，也可以保持其人工水晶體之完整性。

### 3.3.5 流固耦合

流固耦合(In fluid-structure interaction, 又簡稱FSI)[28]，在一個或多個固體結構與內部的流體流動互相作用，FSI的重要性在許多科學與工作領域發揮著重要的作用，但由於其強烈的非線性性質，在模型方程式的解析解都比較難獲得，而實驗室的實驗範圍有限，因此，為了研究流體與固體之間的複雜相互作用所涉及的部分，採用了較為基礎的物理，希望透過數值算法，協助模擬的過程與成果。

由於在處理流固耦合的時候，期望透過架設網格(mesh)的方式來進行，將各自的網格離散化和算法分別求解，因此分為以下兩種架設網格的方式：

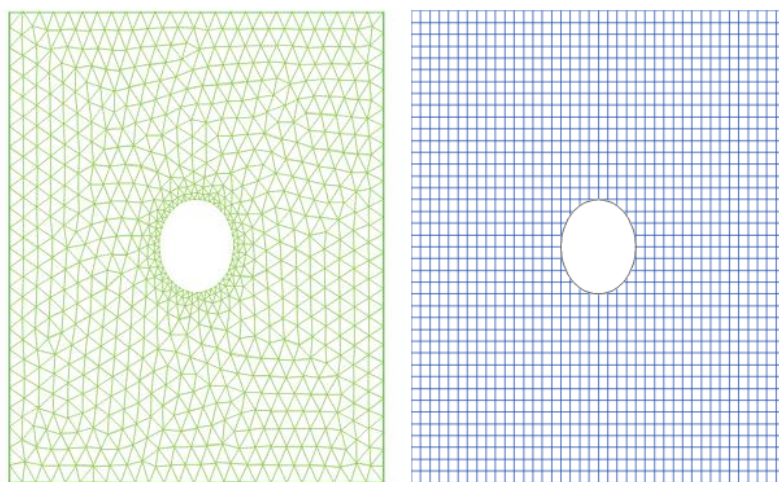


圖3.17 非一致性網格(左) 一致性網格(右)

在非一致性網格的架設中，將模型的邊界位置和相關介面條件視為對模型方域的限制，也由於這樣的原因，其數學方程式通常是非線性的，導致比較難求解。在一致性網格的架設中，則將模型介面位置視為物理邊界條件，因此也會固定網

格符合其模型介面，其數學方程式也會因為有這樣的條件，成為比較容易求解的方程式，因此我們在模擬過程中，選擇使用架設一致性的網格來進行。

大多數一致性網格方法都是基於浸入式方法的框架，浸入式方法是一類在流體方程中添加各項外力，避免在流固耦合的過程時，網格更新變成非一致性網格的情況，使用Lagrange multiplier approach去完成：

$$\nabla S(x_0, y_0) = -\lambda \nabla F(x_0, y_0) \quad (3.13)$$

其中 $\lambda$ 稱為Lagrange multiplier，在固體與流體中，於平面 $x$ 與 $y$ 方向的運動方程式，稱為 $S(x_0, y_0)$ 與 $F(x_0, y_0)$ ，接著對(3.13)式全微分可得：

$$dS = \frac{\partial S}{\partial x} dx + \frac{\partial S}{\partial y} dy = 0 \quad \text{及} \quad dF = \frac{\partial F}{\partial x} dx + \frac{\partial F}{\partial y} dy = 0 \quad (3.14)$$

$$\left( \frac{\partial F}{\partial x} + \lambda \frac{\partial S}{\partial x} \right) dx + \left( \frac{\partial F}{\partial y} + \lambda \frac{\partial S}{\partial y} \right) dy = 0 \quad (3.15)$$

由於假設其模型介面位置視為物理邊界條件，因此可以假設固定條件 $S(x, y) = 0$ ，就可以找到對於 $F(x, y)$ 的最小與最大解。

$$\begin{cases} \frac{\partial F}{\partial x} + \lambda \frac{\partial S}{\partial x} \\ \frac{\partial F}{\partial y} + \lambda \frac{\partial S}{\partial y} \\ S(x, y) = 0 \end{cases} \quad (3.16)$$

隨著將模型介面邊界固定為一致性的網格後，簡化了數學方程，接著再透過Lagrange multiplier approach去求得其流體方程的最小值與最大值，可以得到下面的網格圖，也是在人工水晶體數位模擬中選擇的網格架設方法。



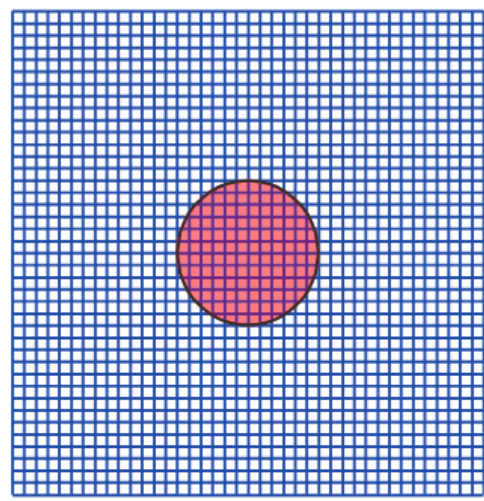
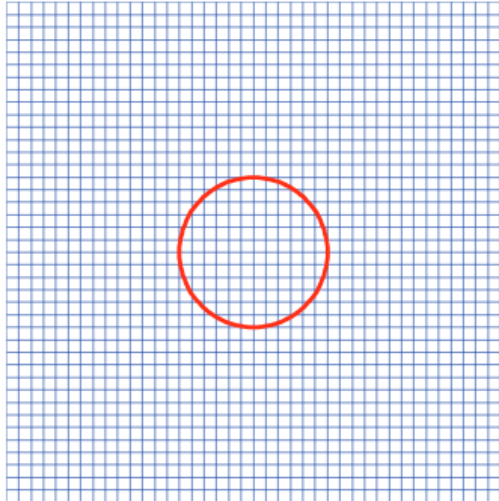


圖3.18 浸入式網格圖：最小值(左) 最大值(右)



## 第四章 模擬與模具實驗結果比較

本章節將依照第二章製作之模具進行實驗，並根據第三章介紹之建模與架構進行模擬，模擬內容將包含固化模擬、較為極端案例的模擬、整體區域及單一區域的模擬，並將實驗與模擬成果進行比較，期望能透過模擬驗證其實驗之可行性與完整性，在器材或預算有限的實驗環境，皆可以完成光學與結構設計上較不複雜的人工水晶體模型。

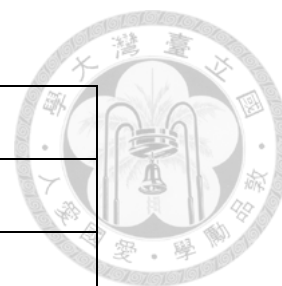
### 4.1 模具實驗與模擬結果

#### 4.1.1 實驗成品

將第二章所製作之模具進行灌模，由於模具材料選擇是由鋁，因此在人工水晶體模型的固化會採用熱固化或光固化的方式進行，另外由於新型疏水性材料主要是由三種單體的複合型材料，因此AIBN自由基引髮劑就成為很重要的關鍵，會影響其三種單體混合的狀況，AIBN的半衰期會是其引髮劑活性最重要的指標，它是在給定溫度下將原始引髮劑含量降低至50%所需要的時間，該過程考慮了6個AIBN的半衰期，最後的半衰期稱為最後固化期，到達最後固化期時，最終固化產物的固化率約為98.44%，已經接近完全固化。

表4.1 AIBN半衰期表

溫度(°C)	時間
50	74 小時
65	10 小時
70	4.46 小時
82	1 小時
85	45.2 分鐘
100	7.2 分鐘



接下來是光固化的實驗成品，光固化這邊皆採用紫外線光去照射固化，並設定兩種功率進行固化，分別是60瓦(W)及120瓦(W)，照射時間為30分鐘，即可完成脫模，所以在光固化是非常迅速的，且成型完整，可以看到其成品邊界皆很清楚。



圖4.1 光固化成品 60W(左) 120W(右)

在60W與120W的最大差異性為，120W的成品其表面較為光滑，60W的周遭還有些氣泡，相較之下固化相對沒有這麼完全，初步猜想為若要選擇較低功率的光固化模式，則照射時間可能需要延長，兩個成品的皺褶是由於脫模的過程中是

人工使用夾具進行，會導致周邊部分變形，若能使用較為完善的機具進行，就可以避免人為的破壞，所以暫時著重在中心成型以及氣泡的部分。



圖4.2 熱固化成品 70°C(左) 85°C(右)

在熱固化成品的部分，本實驗原先一開始考慮將模具放置在室溫下使其自動固化，但室溫固化需要等待將近2周的時間，因此在時間成本的考慮下，我們使用乾燥箱在較高溫的情況下縮短其新型疏水性材料之半衰期，使固化時間大幅縮短，上圖左為在70°C下進行26.76小時的固化，圖右為在85°C下進行4.52小時的固化，在熱固化的過程則與光固化相反，較高溫85°C的情況下進行熱固化的成品，其成品中間的氣泡明顯比70°C熱固化的成品結果多，但成品的中心區域也比70°C的成品較為光滑透明，因此暫時推斷高溫可以使材料固化速度變快導致其中心區域光滑，但也因為固化速度過快導致氣泡無法消除。

#### 4.1.2 固化模擬成果觀察

在第三章所建立的數位模型及模擬架構，在模擬的過程中，由於新型疏水性材料在比熱、黏度、密度等均假設在線性條件下計算，模擬過程中的限制條件較多，也由於限制條件多，會使模擬的結果有機會有誤差。

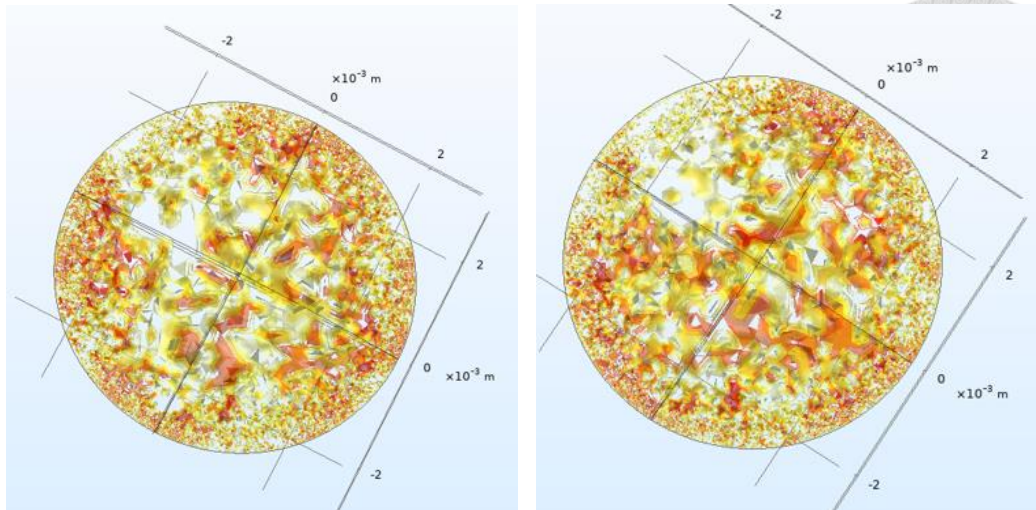


圖4.3 熱固化模擬成果 70°C(左) 85°C(右)

上圖4.3中，模擬的過程都採用時間去設定其模擬次數，兩者都是設定為1分鐘進行1次熱傳及固化模擬，因此左圖70°C進行了比較多次的模擬，也因為這樣導致其模擬成果比較密集，也反應到其氣泡較不明顯，但由於溫度較低，因此紅色的高溫區域明顯較少，也反應其成品中心區域較不光滑透明的情形，而右圖在85°C進行模擬，其模擬次數較少，也反應出氣泡較大的情形，但也因為在較高溫的情形下進行模擬，因此可以看到高溫區域較多，溫度分布也相對均勻。

#### 4.1.3 沾黏及排氣問題

由於成品只使用夾具以及人工施力將其脫模，因此在與化工所的同學討論後，認為材料本身的黏滯度會影響與模具材料鋁的沾黏程度，因此也利用材料的各項參數，進行線性化的黏滯度模擬，其結果如下圖：

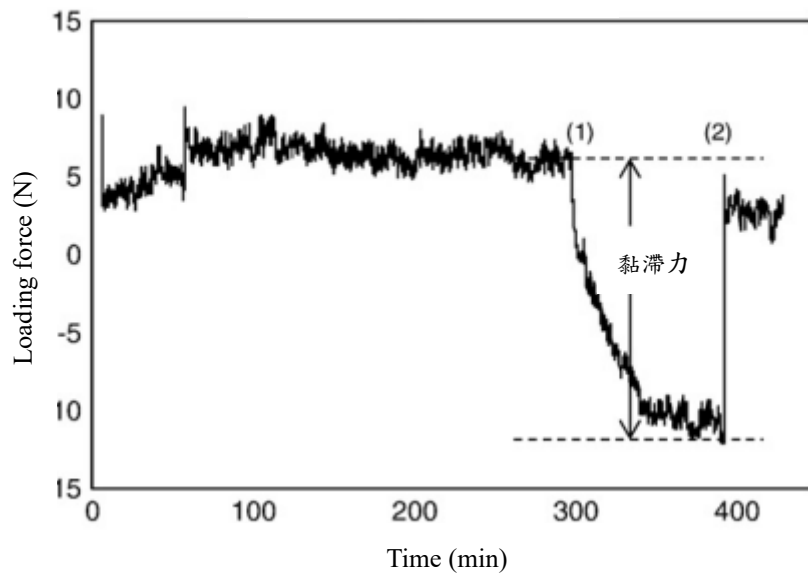


圖4.4 PH30S 黏滯力模擬

在排氣的部分，原先若沒有在模具上切削排氣孔，則實驗的成品會更多氣泡，中心已經沒有辦法保持光滑透明，除了人為的脫模問題外，本身氣泡產生的也非常多，如下圖4所示：

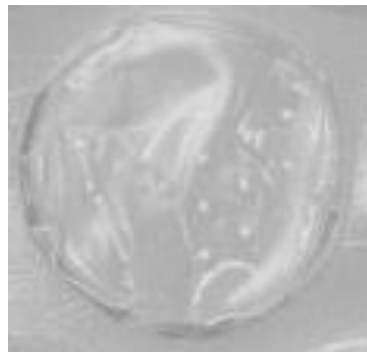


圖4.5 無切削孔實驗成品

## 4.2 其它實驗結果與模擬比較

### 4.2.1 極端案例之模擬

在上一節中進行了鋁製模具的熱固化實驗與在理論架構下的人工水晶體模擬，都是在穩定的 $70^{\circ}\text{C}$ 及 $85^{\circ}\text{C}$ ，配合其AIBN材料的半衰期進行實驗，因此在本小節中，希望調整溫度在比較極端，或是用不同的溫度在不同的時間段的情況下

進行實驗。

第一組的極端實驗我們想要使用更高的溫度進行固化，因此選擇使用 $100^{\circ}\text{C}$ 的溫度進行快速的固化過程，期望可以看見中心區域擁有極度光滑與透明的區域，整個固化時間設定在43.2分鐘左右，希望配合AIBN的半衰期，將固化時間延長，得到固化程度更高的成品。

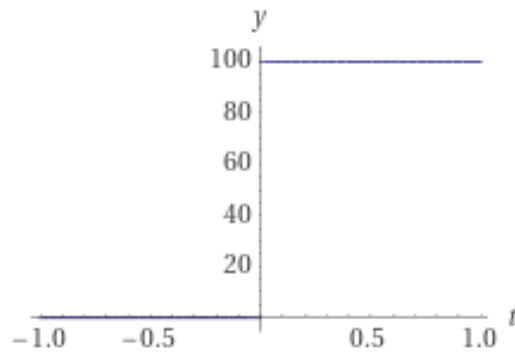


圖4.6 極端實驗(一)

表4.2 極端實驗(一)時間表

溫度( $^{\circ}\text{C}$ )	時間(min)
100	43.2

第二組的極端實驗我們採用 $70^{\circ}\text{C}\rightarrow 110^{\circ}\text{C}\rightarrow 70^{\circ}\text{C}$ 的溫度進行，希望材料在起初階段緩慢的固化，在中心區域減少氣泡問題，但因為選擇較低的溫度，因此配合半衰期的情況下，固化時間需要較長，再將溫度提高至 $110^{\circ}\text{C}$ ，期望透過高溫將其中心區域快速固化，並設定固化時間是 $70^{\circ}\text{C}$ 的兩倍，希望強烈形成光滑透明的區域，最後再將溫度降至 $70^{\circ}\text{C}$ ，希望恢復至 $70^{\circ}\text{C}$ 以減少其氣泡的產生。

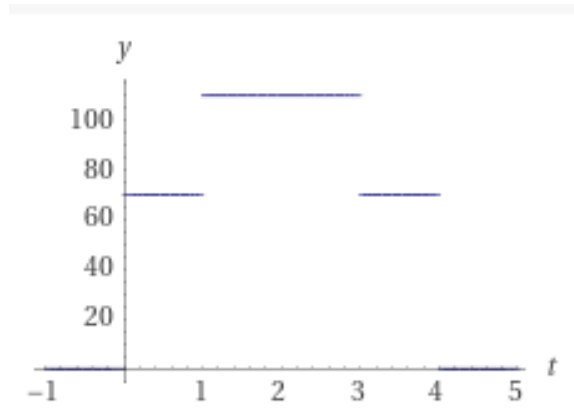


圖4.7 極端實驗(二)

表4.3 極端實驗(二)時間表

溫度(°C)	時間(min)
70	60 (1 hour)
110	120 (2 hours)
70	60 (1 hour)

第三組的極端實驗我們採用 $82^{\circ}\text{C}\rightarrow 100^{\circ}\text{C}\rightarrow 82^{\circ}\text{C}$ 的方式進行，希望其材料在最初階段緩慢固化，在中心區域減少成品的氣泡問題，再將溫度提高至 $100^{\circ}\text{C}$ ，期望其中心區域快速固化，形成光滑透明的區域，最後再將溫度降至 $82^{\circ}\text{C}$ ，希望 $100^{\circ}\text{C}$ 的固化過程不會佔據太長的時間，恢復至 $82^{\circ}\text{C}$ 以減少其氣泡的產生，最後在配合AIBN半衰期的情況下，期望達到超過98.44%的固化程度。

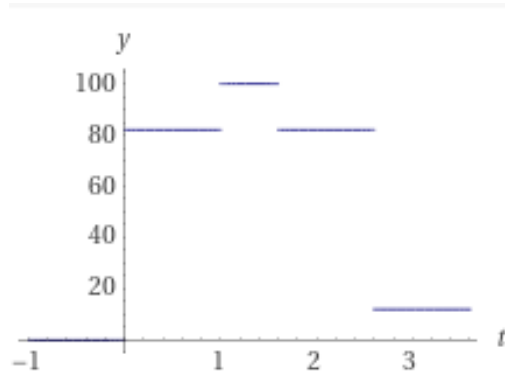


圖4.8 極端實驗(三)





表4.4 極端實驗(三)時間表

溫度(°C)	時間(min)
82	60 (1 hour)
100	36
82	60 (1 hour)

#### 4.2.2 成品與模擬比較

從上一小節設定的時間與溫度進行實驗以及模擬，在第一組極端實驗，選擇在高溫度的情形下進行短時間的固化，因此固化的成果較好，且連排氣孔的部分都可以完整的脫模，但由於是在高溫下進行，如上一小節所看到的，在高溫中進行的熱固化，其成品氣泡也會較多，甚至在此案例中，也看到了較大的氣泡，從模擬成果上面看也有相同的結果，如下圖4.9所示：

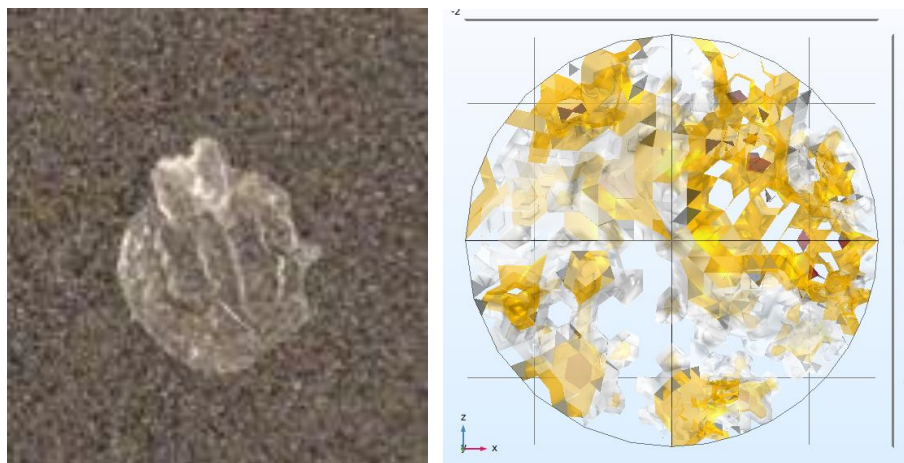


圖4.9 極端實驗(一) 實驗成品(左) 模擬成果(右)

在第二組極端實驗中，由於選擇了溫差極大的方式進行固化，也可以從實驗成品看到在110°C的快速固化有顯著的效果，其外觀完整且保持形狀，但因為在110°C的部份相較70°C固化了兩倍的時間，因此中間的氣泡也很明顯，甚至還有

一個大氣泡區域，從模擬的成果來看也會有這樣的結果，其中心區域也分布均勻且平滑透明，如下圖4.10所示：

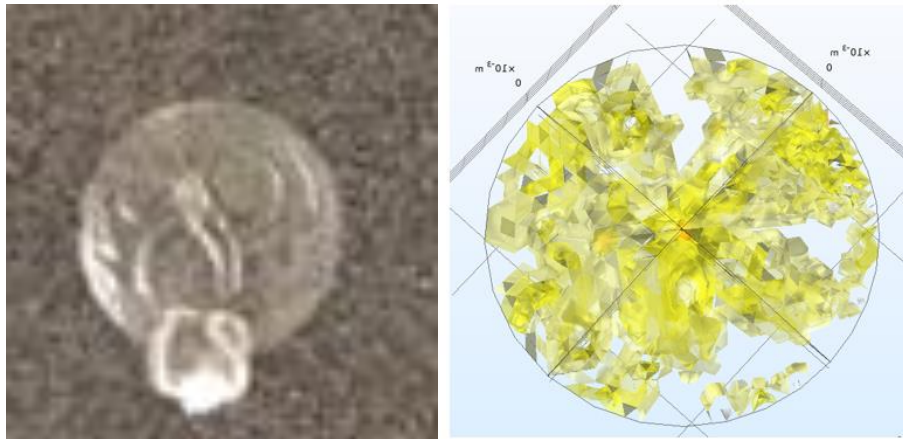


圖4.10 極端實驗(二) 實驗成品(左) 模擬成果(右)

在第三組極端實驗中，根據第二組的情況將最高溫度從 $110^{\circ}\text{C}$ 降至 $100^{\circ}\text{C}$ ，同時將高溫的固化時間從2小時縮短至約36分鐘，並將最低溫 $70^{\circ}\text{C}$ 提升至 $82^{\circ}\text{C}$ ，希望增加實驗的固化速率，減少其固化時間，也可以從實驗成品看到，中心區域達到非常光滑透明的區域，而且因為將最高溫度降低及固化時間減少，因此氣泡的產生情況較為稀少，但由於固化時間減少，因此導致固化的成型就沒有第二組實驗來的完整，脫模時發生了破壞外型的情況，由模擬的成果可以看到，在整個材料分布較為均勻許多，各區的溫度也都較有一致性，其中氣泡的情況大幅改善。

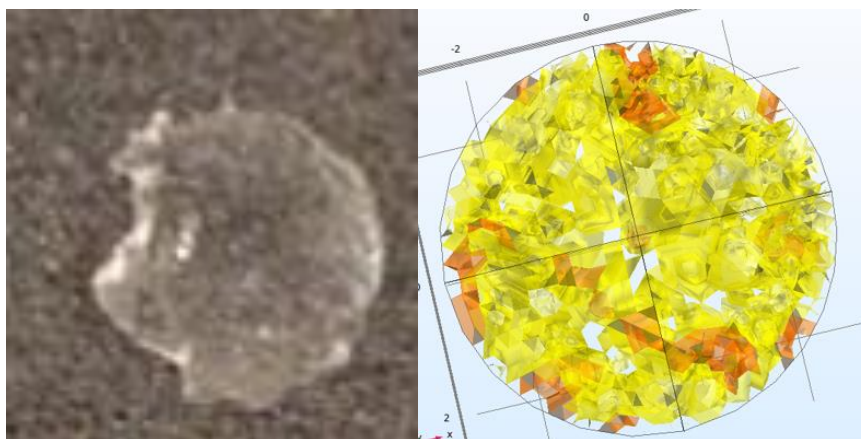


圖4.11 極端實驗(三) 實驗成品(左) 模擬成果(右)



### 4.3 光學實驗成果

根據模型的截面實驗數據，我們也利用工海所的實驗設備來檢驗其模型與光學特性的符合程度，其中幾個較重要的數據為：光程(nl)、Na(Numerical Aperture)、Pd(瞳孔距離)、透射率(T)與半徑(r)。

其中光程指的是在均勻的介質中，光行徑的幾何長度與光在該介質中的折射率的乘積，Na 則是光學理論中一個無因次數，用來衡量該系統能夠收集光的角度範圍，Pd 指的是眼睛瞳孔之間以毫米為單位的距離，透射率 T 則因為在兩側的介質不同，造成了入射光的折射與反射，因此需要此數據來確定模型的光折射傳遞。

表4.5 光學實驗數據

No	r	T	nl	Na	Pd
1	-3	0.733	1.462	1.336	1.5
2	-2.98	0.733	1.462	1.336	1.5
3	-2.96	0.733	1.462	1.336	1.5
4	-2.94	0.733	1.462	1.336	1.5
5	-2.92	0.733	1.462	1.336	1.5
6	-2.9	0.733	1.462	1.336	1.5
7	-2.88	0.733	1.462	1.336	1.5

上表為在每半徑減少 0.02 毫米就進行一次截面數據的實驗，共進行了 200 次的半徑實驗，再配合此成果與第三章提到的步階高度函數，可以獲得在各個半徑的模型高度與其 xy 軸絕對位置，將其繪製成截面圖，再根據此結果進行光照實驗，以驗證模型的光學實驗成果：

表4.6 模型側面高度

No	r	Height(mm)	(x,y)
1	-3	0.005814	(-3,0.00581435234280567)
2	-2.98	0.005314	(-2.98,0.00534086699518388)
3	-2.96	-0.003847	(-2.96,-0.00384718340501012)
4	-2.94	-0.005795	(-2.94,-0.00579464387420561)
5	-2.92	-0.005487	(-2.92,-0.00548702371809606)
6	-2.9	0.00265	(-2.9,0.00264950046190049)
7	-2.88	0.00574	(-2.88,0.005739988116244)

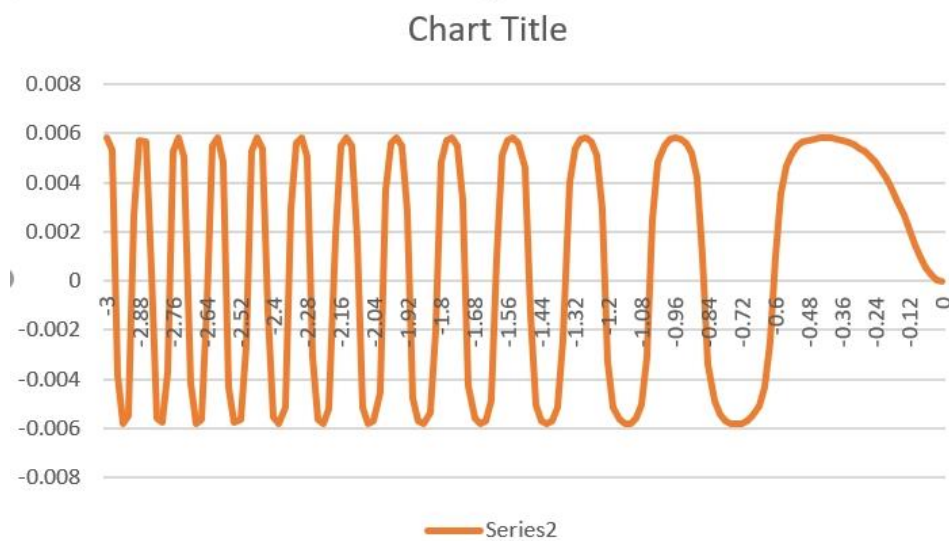


圖4.12 水晶體模型截面高度圖

上途中製造出來的模型因為利用了第三章所假設的步階高度函數，因此與第三章幾何特徵假設是相似的結果，但實驗結果與理論假設的差異在於，水晶體越向中心的部分其步階高度密度是逐漸降低的，初步懷疑是因為脫模時間的長度，影響了模型中心部分的成型，導致其材料已經均勻分布，因此才會失去高度步階的特性。

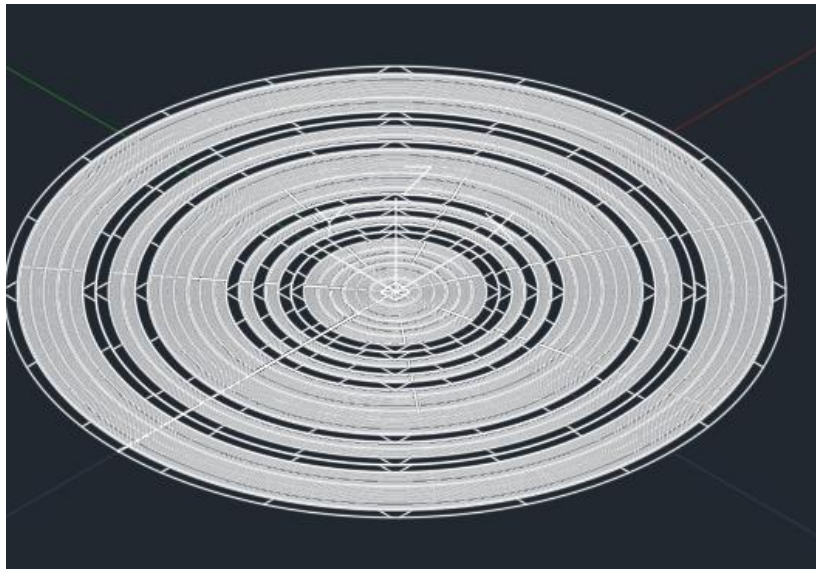


圖4.13 水晶體模型光照實驗圖

將實驗的模型成果透過拉曼成像顯微鏡儀進行光照實驗，此光譜儀的特色在於利用粒子分析，3D 視覺化軟體等先進的成像技術，可以在所需的速率下進行拉曼分析，並可透過自動校正的功能來提高穩定性，也可以選用雷射和相機的產品，提高應用的靈活性。在這個顯微鏡下光照的實驗結果，可以看到其成果可以呈現出遠、中、近三個視區的光學成像，但各個視區中間會有缺少的視區，導致此水晶體成像在某些視區半徑會造成混濁，稍嫌可惜。



## 第五章 結論與未來展望

### 5.1 結論

綜合研究進度與實驗成果，本論文以鑽石單點切削加工技術為輔，藉由光學設計與新型疏水性材料上的配合，設計人工水晶體模具的製程，進行模具的成品實驗，並藉由各項材料參數的設定與理論上的物理學架構，建立數位模型，透過多重物理分析程式進行模擬，從模擬成果與實驗成品進行比較，以驗證其實驗之準確性，並以此結果做為後續材料與模具設計調整與決策的依據。本文透過模擬與實作驗證人工水晶體之製程研究，期望在小型的實驗環境皆可以設計人工水晶體的製程，也希望幫助在微創手術之醫療研究與應用提出新的可能性。

### 5.2 未來展望

本論文於人工水晶體製程中，因受限於環境與設備、故僅對基本幾何形狀設計製程，並理想化許多光學設計，未能將多焦及處理多視區的光學設計實際參考設計，在熱傳模擬與流固耦合的物理假設中，也線性化了許多沒有辦法得到解析解的數學方程，並限制了其邊界條件，因此其物理模擬的成果不具有絕對的準確性，但具有其參考價值。





考量以上諸點，若想要延伸本論文之內容以完善能實際運用在人工水晶體的製程，可以考慮做以下的改進：

#### 1. 材料沾黏問題：

在材料沾黏的問題，由於理想環境上，在脫模的過程應絕對採用機械化的操作，避免人為操作上的疏失，因此在材料沾黏的問題可以搭配選擇較好的模具材料，但模具的材料需要具有高硬度與剛性，因此可以考慮使用硬質合金或陶瓷來進行製造，甚至在模具表面沉積一層薄薄的惰性材料金屬，例如：Pt-Ir及TiAlN，此類材料經常被運用在碳化鎢的基礎材料上，若能解決脫模的材料沾黏問題，那實驗的成品其幾何形狀與結構將會更加完整。

#### 2. 模擬架構的改善：

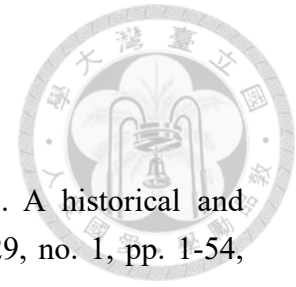
本論文中模擬的架構無論是熱傳或是流固耦合的物理方面，皆採取使用線性化方程與單維度流動的方式來假設，優勢是可以在模擬架構方面簡化許多，然而因為忽略了很多實際的微分方程，因此模擬的成果與成品不一定具有一致性，若能將實際的微分方程採納，並使用近似解去架設模擬環境，並考慮到材料的流動式多維度的流向，在模擬成果會更加具有準確性。

#### 3. 改善模具製程：

本論文中的模具製程上會導致產生氣泡的問題，可以考慮在製程中加入將排氣孔切削兩側，使實驗過程中能夠一邊灌模一邊可以將多餘的材料溢出，便可以減少氣泡的產生，但兩側的排氣孔也會造成其模具固定對位的困難度及在其成品幾何形狀的影響，但兩側的排氣孔可以優先改善其氣泡問題。

在光學設計方面，由於本論文中環境與設備有限，沒有辦法加入本論文中詳細的光學設計於模具的製程上，因此建議能夠在模具製程中加入使用更精細的加工方式或機具，便可在模具製程上設計精細的光學設計，使實驗成品在其泡與光學上都符合設計，便可進行生物相容性實驗，增加達到臨床實驗的機會。

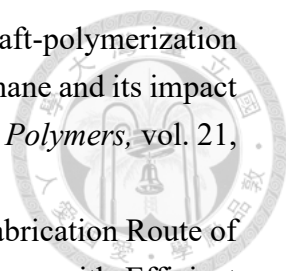
## 參考文獻



- [1] D. J. Apple *et al.*, "Complications of intraocular lenses. A historical and histopathological review," *Survey of ophthalmology*, vol. 29, no. 1, pp. 1-54, 1984.
- [2] G. Savini, L. Taroni, and K. J. Hoffer, "Recent developments in intraocular lens power calculation methods—update 2020," *Annals of translational medicine*, vol. 8, no. 22, 2020.
- [3] K. J. Hoffer, "The Hoffer Q formula: a comparison of theoretic and regression formulas," *Journal of Cataract & Refractive Surgery*, vol. 19, no. 6, pp. 700-712, 1993.
- [4] P. Aristodemou, N. E. K. Cartwright, J. M. Sparrow, and R. L. Johnston, "Formula choice: Hoffer Q, Holladay 1, or SRK/T and refractive outcomes in 8108 eyes after cataract surgery with biometry by partial coherence interferometry," *Journal of Cataract & Refractive Surgery*, vol. 37, no. 1, pp. 63-71, 2011.
- [5] J. A. Retzlaff, D. R. Sanders, and M. C. Kraff, "Development of the SRK/T intraocular lens implant power calculation formula," *Journal of Cataract & Refractive Surgery*, vol. 16, no. 3, pp. 333-340, 1990.
- [6] N. Kuthirummal, M. Vanathi, R. Mukhija, N. Gupta, R. Meel, R. Saxena, and R. Tandon, "Evaluation of Barrett universal II formula for intraocular lens power calculation in Asian Indian population," *Indian journal of ophthalmology*, vol. 68, no. 1, p. 59, 2020.
- [7] Y. Chen, L. Wei, W. He, Y. Lu, and X. Zhu, "Comparison of Kane, Hill-RBF 2.0, Barrett Universal II, and Emmetropia Verifying Optical formulas in eyes with extreme myopia," *Journal of Refractive Surgery*, vol. 37, no. 10, pp. 680-685, 2021.
- [8] A. Hillenmayer *et al.*, "Evaluation of posterior capsule opacification of the Alcon Clareon IOL vs the Alcon Acrysof IOL using a human capsular bag model," *BMC ophthalmology*, vol. 20, no. 1, pp. 1-7, 2020.
- [9] H. N. Sen, A.-U. Sarikkola, R. J. Uusitalo, and L. Laatikainen, "Quality of vision after AMO Array multifocal intraocular lens implantation," *Journal of Cataract & Refractive Surgery*, vol. 30, no. 12, pp. 2483-2493, 2004.
- [10] J. A. Davison, "Clinical performance of Alcon SA30AL and SA60AT single-piece acrylic intraocular lenses," *Journal of Cataract & Refractive Surgery*, vol. 28, no. 7, pp. 1112-1123, 2002.



- 
- [11] R. F. Steinert, B. L. Aker, D. J. Trentacost, P. J. Smith, and N. Tarantino, "A prospective comparative study of the AMO ARRAY zonal-progressive multifocal silicone intraocular lens and a monofocal intraocular lens," *Ophthalmology*, vol. 106, no. 7, pp. 1243-1255, 1999.
- [12] L. Zeng and F. Fang, "Advances and challenges of intraocular lens design," *Applied optics*, vol. 57, no. 25, pp. 7363-7376, 2018.
- [13] U. Ali, K. J. B. A. Karim, and N. A. Buang, "A review of the properties and applications of poly (methyl methacrylate)(PMMA)," *Polymer Reviews*, vol. 55, no. 4, pp. 678-705, 2015.
- [14] H. Cochrane and C. Lin, "The influence of fumed silica properties on the processing, curing, and reinforcement properties of silicone rubber," *Rubber chemistry and technology*, vol. 66, no. 1, pp. 48-60, 1993.
- [15] Y. Hu, X. Jiang, Y. Ding, H. Ge, Y. Yuan, and C. Yang, "Synthesis and characterization of chitosan-poly (acrylic acid) nanoparticles," *Biomaterials*, vol. 23, no. 15, pp. 3193-3201, 2002.
- [16] J. C. Javitt and R. F. Steinert, "Cataract extraction with multifocal intraocular lens implantation: a multinational clinical trial evaluating clinical, functional, and quality-of-life outcomes," *Ophthalmology*, vol. 107, no. 11, pp. 2040-2048, 2000.
- [17] M. N. I. Shiblee, K. Ahmed, A. Khosla, M. Kawakami, and H. Furukawa, "3D printing of shape memory hydrogels with tunable mechanical properties," *Soft matter*, vol. 14, no. 38, pp. 7809-7817, 2018.
- [18] 王丹琦, 袁群, 殷长俊, 高志山, and 李新华, "基于我国人眼数据的人工晶体模型及其三维打印技术研究," *Laser & Optoelectronics Progress*, vol. 57, no. 21, pp. 213301--1, 2020.
- [19] S. Hatefi and K. Abou-El-Hossein, "Review of single-point diamond turning process in terms of ultra-precision optical surface roughness," *The International Journal of Advanced Manufacturing Technology*, vol. 106, pp. 2167-2187, 2020.
- [20] Z. Chen, Z. Wang, M. Ren, X. Zhang, L. Zhu, and X. Jiang, "Development of an on-machine measurement system for ultra-precision machine tools using a chromatic confocal sensor," *Precision engineering*, vol. 74, pp. 232-241, 2022.
- [21] F. Vega, M. Valentino, F. Rigato, and M. S. Millán, "Optical design and performance of a trifocal sinusoidal diffractive intraocular lens," *Biomedical Optics Express*, vol. 12, no. 6, pp. 3338-3351, 2021.
- [22] J.-P. Montheard, M. Chatzopoulos, and D. Chappard, "2-hydroxyethyl methacrylate (HEMA): chemical properties and applications in biomedical fields," *Journal of Macromolecular Science, Part C: Polymer Reviews*, vol. 32, no. 1, pp. 1-34, 1992.

- 
- [23] Y.-C. Chung, J. E. Park, J. W. Choi, and B. C. Chun, "The graft-polymerization of poly (ethylene glycol) phenyl ether acrylate onto polyurethane and its impact on the mechanical properties and chain packing," *Fibers and Polymers*, vol. 21, pp. 290-299, 2020.
- [24] F.-Y. Lee, X.-J. Wang, W.-H. Su, and T.-C. Hsu, "A Facile Fabrication Route of Poly (Ethylene Glycol Phenyl Ether Acrylate) Photopolymers with Efficient Optical Response for Holographic Storage," *Crystals*, vol. 10, no. 10, p. 935, 2020.
- [25] S. S. Chen and U. b. Staff, "Styrene," *Kirk-Othmer Encyclopedia of Chemical Technology*, 2000.
- [26] X.-R. Li, X.-L. Wang, and H. Koseki, "Study on thermal decomposition characteristics of AIBN," *Journal of hazardous materials*, vol. 159, no. 1, pp. 13-18, 2008.
- [27] F. C. Galeazzo, R. Y. Miura, J. A. Gut, and C. C. Tadini, "Experimental and numerical heat transfer in a plate heat exchanger," *Chemical Engineering Science*, vol. 61, no. 21, pp. 7133-7138, 2006.
- [28] G. Hou, J. Wang, and A. Layton, "Numerical methods for fluid-structure interaction—a review," *Communications in Computational Physics*, vol. 12, no. 2, pp. 337-377, 2012.