



國立臺灣大學工學院工程科學及海洋工程學系

碩士論文

Department of Engineering Science and Ocean Engineering

College of Engineering

National Taiwan University

Master Thesis

三焦人工水晶體之光學設計及成像品質分析

Trifocal Intraocular Lens Optical Design and

Retinal Image Quality

張家瑜

Chia-Yu Chang

指導教授：李佳翰 博士

Advisor: Jia-Han Li, Ph.D.

中華民國 112 年 7 月

July, 2023



致謝

碩士生涯的這兩年稍縱即逝，首先感謝我的指導教授李佳翰博士，老師總是跟我們分享許多他人生的經歷和其中的道理，讓我們對一些事情多了不同角度的想法，教我們回到事情的本質去思考，很多問題就迎刃而解了，並運用現有的資源去 figure out 一個可以 work 的 solution，老師也提供許多資源鼓勵大家有機會就一起去參觀中研院和儀科中心等地方，誠摯感謝指導教授這兩年的帶領。感謝水晶體計畫中的教授們，顏家鈺校長、王一中醫師、戴子安教授、施博仁教授，在研究上給予我的反饋與幫助。

我要感謝實驗室的夥伴們，謝謝世博、阿達、頌恩、羿誌、建平、宏維、彥廷、品涵、Mike、志中、裕齊、Rick，謝謝大家的幫忙和互相關心，讓我們一起度了碩士生涯，也為實驗室帶來許多歡樂，特別感謝碩二、裕齊、彥廷、志中和 Rick 的幫忙。

最後我要感謝我的家人們，謝謝家裡的臘腸狗糖糖、父母、哥哥和姊姊的支持與陪伴，謝謝我的摯友們，謝謝盈善、昱方、冠萱、姿宇、菽珉和文義，陪伴我度過許多夜晚並給我許多建議，常常一起出去吃飯玩樂為碩士生活儲值一些快樂，真的非常非常謝謝妳們，我愛妳們。

中文摘要



隨著人類平均壽命的增長，越來越多人受到眼睛退化的困擾，水晶體的退化使得需要更換人工水晶體的患者增加，國際組織也開始關注此議題，為了更精準的提供患者所需的人工水晶體，有許多研究關於人眼數據的量測、人工水晶體的設計和植入人眼後的成像品質。從最初使患者能看到遠距離勢力範圍的單焦人工水晶體到現在視力範圍擴大到多焦的人工水晶體，而設計方面則是從折射光學結構到折射和繞射混和式的結構，因此本研究設計朝折射和繞射混和式的三焦人工水晶體並分析其成像品質，並和其他市售多焦的人工水晶體比較，在增加焦距範圍且維持成像品質為設計多焦人工水晶體的挑戰。

此外，利用紫外光-可見光-近紅外光光譜儀、Shack-Hartmann 波前量測系統和多功能顯微拉曼分析儀對此研究水凝膠材料的性質有更進一步的了解，提供未來人工水晶體設計的參考。

關鍵字：三焦人工水晶體、成像品質、水凝膠材料、紫外光-可見光-近紅外光光譜儀、多功能顯微拉曼分析儀、Shack-Hartmann 波前量測系統

Abstract

With the increasing average lifespan of humans, more and more people are experiencing age-related eye degeneration. The degeneration of the intraocular lens leads to an increasing number of patients requiring intraocular intraocular lens. International organizations have also begun to pay attention to this issue. In order to provide more accurate intraocular intraocular lens to patients, there are many studies focused on measuring human eye data, designing intraocular lenses, and evaluating the imaging quality after implantation.

From the first monofocal intraocular lens that allowed patients to see in the distance, to the current multifocal intraocular lens that expand the range of vision. The design has evolved from refractive optical structures to a combination of refraction and diffraction. Therefore, this study aims to design a trifocal intraocular lens with a combination of refraction and diffraction and analyze its imaging quality. A comparison is made with other commercially available multifocal lenses. The challenge of increasing the focal range while maintaining imaging quality in designing multifocal intraocular intraocular lens.

In addition, the use of ultraviolet-visible-near-infrared spectroscopy , Shack-Hartmann wavefront measurement system and multifunctional micro-Raman analysis provides material properties of the hydrogel material in this study, offering references for future intraocular lens design.

Keyword: trifocal intraocular lens 、imaging quality 、hydrogel material 、ultraviolet-visible-near-infrared spectroscopy 、multifunctional micro-Raman analysis 、Shack-Hartmann wavefront measurement system

CONTENTS



致謝.....	ii
中文摘要.....	iii
Abstract.....	iv
CONTENTS.....	iv
LIST OF FIGURES	vi
LIST OF TABLES	viii
第一章、緒論.....	1
1.1 研究背景.....	1
1.2 研究目的與動機.....	2
第二章、文獻回顧.....	3
2.1 人眼光學模型選擇.....	3
2.2 波前像差分析中的 Zernike 多項式	6
2.3 人工水晶體光學設計.....	9
第三章 研究方法.....	11
3.1 建構人眼光學模型.....	11
3.2 後曲面-三焦人工水晶體光學設計	14
3.3 前曲面結構設計.....	15
3.4 人工水晶體材料折射率及色散相關參數.....	17
3.5 前後曲面皆優化的設計.....	19
3.6 自適應 Shack-Hartmann 波前量測系統實驗架設	20

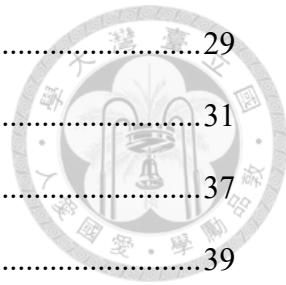


第四章 結果與討論.....	23
4.1 人眼模型.....	23
4.2 人工水晶體材料-水凝膠樣品量測	25
4.3 前後曲面結構設計.....	27
4.4 前後曲面皆優化的結構設計.....	29
4.5 成像分析.....	30
4.5.1 MTF 值	30
4.5.2 Zernike 像差值	32
4.5.3 光扇圖(Ray Fan)	33
4.5.4 光斑圖(Spot Diagram).....	34
4.5.5 繞射圖像分析(Diffraction image analysis)	36
4.6 拉曼光譜儀量測樣品結果.....	39
第五章 結論與未來研究方向.....	41
參考文獻.....	42

LIST OF FIGURES



圖一、人眼剖面結構示意圖.....	2
圖二、五種人眼模型在不同的瞳孔大小和不同方向的光學傳遞函數圖 (MTF)[7]	4
圖三、五種人眼模型在不同的瞳孔大小和不同方向的點列圖[7].....	5
圖四、五種人眼模型在不同的瞳孔大小和不同方向的光線扇狀圖[7]... 5	
圖五、極座標示意圖[14].....	7
圖六、繞射多焦點人工水晶體解剖示意圖[17].....	9
圖七、隨著年齡變化的人眼屈光度[20].....	10
圖八、非球面和球面後表面的角膜厚度變化圖[11]。	12
圖九、本研究尚未放入水晶體的人眼模型圖.....	13
圖十、繞射輪廓(在 $\lambda=550\text{ nm}$, $n_L=1.462$, $n_A=1.336$, $P_d=1.5\text{ D}$, $T=0.733\text{ mm}^2$, and $\beta=1.4376\text{ rad}$)[33].....	14
圖十一、Binary 2 表面結構之光線追跡圖[37].....	16
圖十二、評價函數編輯頁面.....	17
圖十三、Schott 玻璃產品組合的阿貝圖[38]。	18
圖十四、評價函數編輯頁面.....	20
圖十五、自適應 Shack Hartmann 波前量測系統光路示意圖	22
圖十六、此研究的人眼模型示意圖.....	24
圖十七、光譜儀量測之水凝膠材料折射率分布.....	26
圖十八、折射率係數結果圖(A0、A1、A2、A3、A4、A5)	27
圖十九、實驗量測和色散公式 Schott 推導出的折射率比較圖	27
圖二十、三焦人工水晶體聚焦示意圖.....	28
圖二十一、後曲面表面結構圖.....	28



圖二十二、水晶體側面示意圖.....	29
圖二十三、與市售人工水晶體的 MTF 比較圖	31
圖二十四、三焦繞射圖像分析圖.....	37
圖二十五、矽晶片拉曼光譜圖.....	39
圖二十六、PH30S 拉曼光譜圖	40

LIST OF TABLES



表一、Zernike 多項式的像差種類[17]	8
表二、人眼模型數據.....	13
表三、自適應 Shack Hartmann 波前量測系統設備規格.....	21
表四、鏡頭編輯器.....	24
表五、分別為設定三種不同距離光源的多重組態頁面.....	25
表六、表面結構參數.....	29
表七、表面結構參數.....	30
表八、三焦人工水晶體的三個光源距離.....	31
表九、Zernike 多項式前十五項之像差種類	32
表十、三焦光扇分析圖.....	34
表十一、焦光斑分析圖.....	35
表十二、三焦繞射圖像.....	36
表十三、波前量測像差數據和商用標準透鏡像差值.....	38

第一章、緒論



1.1 研究背景

人眼中的水晶體負責調節不同的屈光度，使人得以接收不同光源距離的圖像。隨著醫療科技的進步，人類平均壽命漸漸增加，不得不面臨到器官老化的問題，人眼中的睫狀肌可控制水晶體的厚度以改變視覺所需的屈光度，睫狀肌老化後能調節的焦距有限，而水晶體的退化造成白內障也會需要進行白內障手術來植入新的人工水晶體，避免影響到我們的日常生活，可以根據不同需求的聚焦距離來選擇適合的人工水晶體。

多焦點人工水晶體(Multifocal intraocular lens, MIOL)可以是折射式、繞射式或兩種混合的設計形式，折射人工水晶體最初是由一位英國的眼科醫生 Harold Ridley 所發明，他的靈感來自於為飛行員治療意外刺進眼球的玻璃碎片，接著他開始思考適合使用在人眼內的材料，以取代原本混濁的水晶體，而在 1949 年 Harold Ridley 醫生第一次成功植入人工水晶體，且患者在手術結束後，視力有明顯的改善，自此開始，關於人工水晶體的相關研究逐漸地往前發展和進步[1]。在 1986 年，John L. Pearce 醫生植入了第一個雙焦折射式的多焦水晶體，後續慢慢發展出三焦和折疊式的人工水晶體，多焦點的折射式水晶體通常在表面上是環形圈的設計，不同區域提供不同距離的焦點以達到多焦的效果，折射式的水晶體會讓光線在經過不同屈光度的設計區域時產生雜散光，導致視力品質受影響，而繞射式的水晶體主要的屈光度是由透鏡本身加上繞射面的屈光度，光線經過繞射式結構主要會有光暈或眩光的缺點[2]。

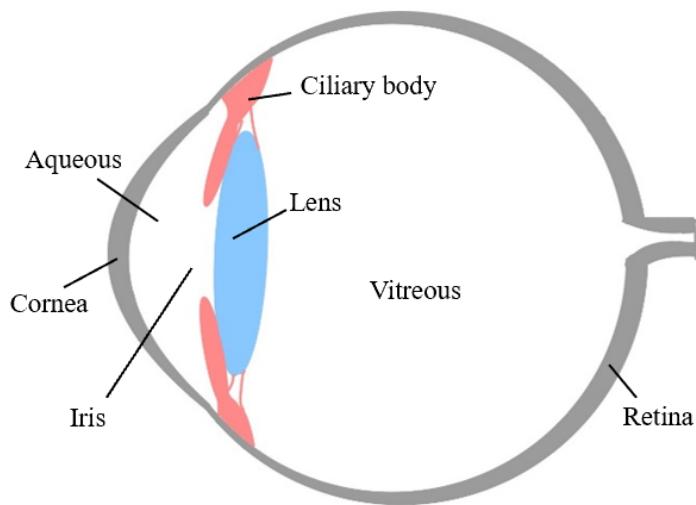
根據世界衛生組織(World Health Organization, WHO)2022 年的報告指出全球有至少 9400 萬人口的視力受損或失明的情況可以透過白內障手術得到矯正，且未來在 2050 年全球盲人人數預計會增加兩倍，為了有效預防及治療眼睛的相關疾病，WHO 建議各國能在眼睛保健上有更完整的規劃以應對未來的趨勢[3]。

在台灣，根據衛生福利部中央健康保險署統計的資料，台灣在 110 年自內障門診人數多達約 110 萬人次[4]，這些數據資料都顯示未來全球植入人工水晶體的需求會不斷增加。



1.2 研究目的與動機

水晶體在人眼中主要的功能為使光線聚焦在視網膜上，透過周圍睫狀肌的收縮來改變它的厚度，使得人眼能夠看清楚不同距離的物體，人眼剖面結構示意圖如圖一所示，而人工水晶體無法透過睫狀肌來改變自身的屈光度，只能透過表面不同的結構形狀以達到不同數量的焦點數。



圖一、人眼剖面結構示意圖

除了一些意外造成眼睛受損，大部分需要更換水晶體的情況為眼睛老化，隨著年齡增長，睫狀肌的彈性逐漸下降，導致調節水晶體屈光度的能力受影響，而造成失明主要原因之一的白內障也是因為年齡增長，水晶體老化後會逐漸混濁、不透明，因此需要透過白內障手術來更換水晶體恢復視力。

根據世界衛生組織的資料顯示，目前人口高齡化的速度比過去更快，在 2020 年 60 歲及以上的人口數量超過了 5 歲以下兒童的數量，全球 60 歲以上人口的比例可能會在 2015 年至 2050 年間從 12% 增加到 22%[5]，隨著醫療進步，全世界人口的壽命都在延長，會有越來越多人需要面對身體器官的老化，而現代

人長期使用電子產品也加速了白內障的生成，傳統單焦的人工水晶體對某些患者而言，還需要另外配戴眼鏡以應付日常生活的需求，因此研究能同時調節不同距離光線的多焦點人工水晶體更能滿足大部份人的平常生活需求。



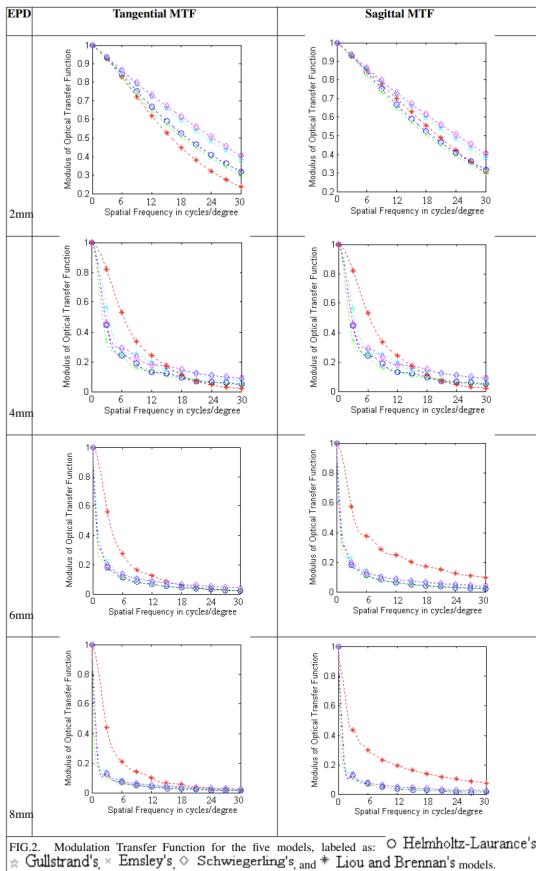
第二章、文獻回顧

2.1 人眼光學模型選擇

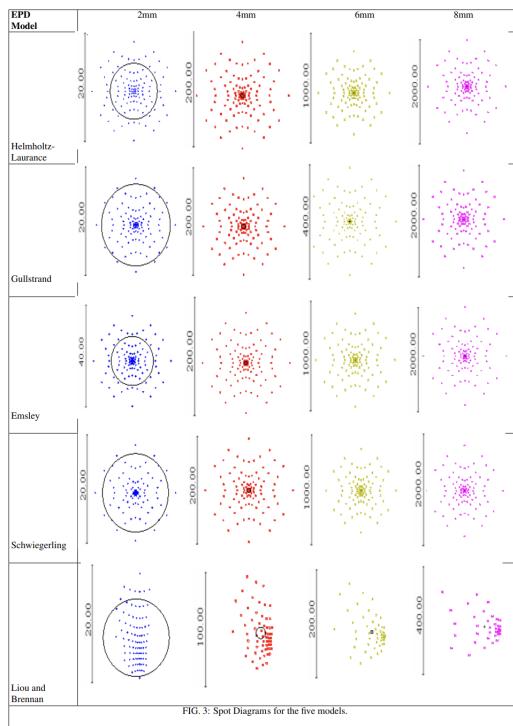
在產品開發和眼睛相關研究中，了解人眼光學系統的運作，才能優化、評估視覺品質，基於光學原理的人眼光學模型被用來模擬光線在眼中的傳播過程，以分析光學系統和成像品質。自 20 世紀初以來，已經提出了數十種人眼光學模型，包括 Helmholtz、Gullstrand 和 Emsley 等模型。然而，當時光線追跡方法較不完整，且缺乏生物測量數據，因此 Liou 和 Brennan 的模型是一個重要的光學模型，它考慮了生物眼睛的相關特徵條件，並參考實際眼睛測量的平均值來定義參數的大小，這些參數包括角膜的前後曲率和軸長等。這種模型的提出促進了眼科相關研究的發展，使研究人員能夠更準確地了解眼睛的光學特性。

以下介紹 Gullstrand、Liou & Brennan、Helmholtz-Laurance、Schwiegerling、Emsley 並比較不同的人眼模型。Gullstrand 對人眼光學研究的貢獻在 1911 年獲得了諾貝爾獎[6][7]，他提出的人眼模型將 Helmholtz-Laurance 模型[8]稍微修改，把人眼當作一個有角膜和水晶體兩種透鏡的球體，使醫生和研究人員更清楚的理解不同距離光源在眼球中如何聚焦於視網膜上，但此模型只考慮角膜和水晶體的光學特性，忽略了眼睛其他結構對視力的貢獻。有一種簡單的人眼模型為 Emsley[9]，此模型假設眼睛只由一種材料組成，因此它僅包含了一個折射面，該模型簡單而易於理解，因此被廣泛應用在教學中。Schwiegerling 人眼模型[10]主要由角膜、水晶體、玻璃體和視網膜所組成，裡面包含了曲率、相對位置、形狀和折射率，此模型能更準確的模擬光在眼睛中的成像情形，但仍無法涵蓋個體眼睛的差異。Liou & Brennan 人眼模型為一個用於計算光學傳遞函數和預測眼睛光

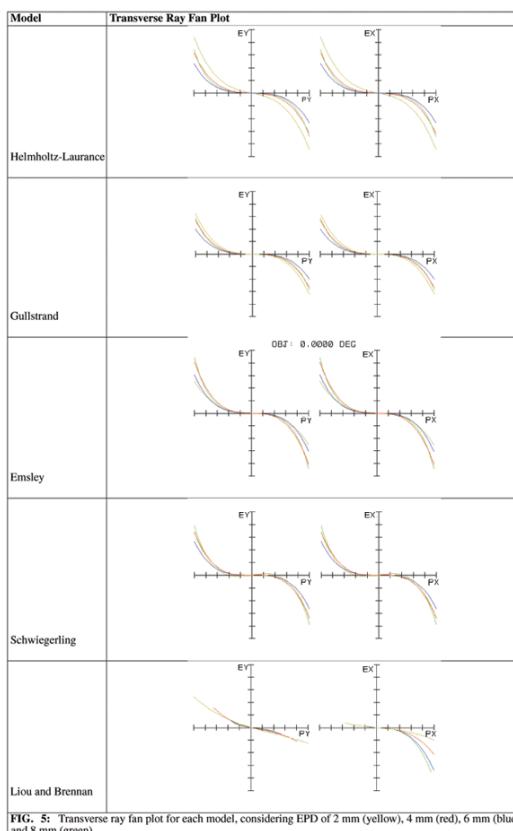
學性能的模型，和實際的眼睛相比此人眼模型更接近眼部解剖結構、生物特徵，因此可利用 Liou & Brennan 人眼模型來模擬根據不同患者的眼睛條件下產生的視覺效果，且盡可能更精準地預測球面像差和色差[7] [11]。



圖二、五種人眼模型在不同的瞳孔大小和不同方向的光學傳遞函數圖
(MTF)[7]



圖三、五種人眼模型在不同的瞳孔大小和不同方向的點列圖[7]



圖四、五種人眼模型在不同的瞳孔大小和不同方向的光線扇狀圖[7]

透過光學傳遞函數圖(MTF)、點列圖(Spot Diagram)和光線扇狀圖(Ray Fan)來比較不同人眼模型的成像品質差異，一般眼睛在 15 cycles/degree 的時候，MTF 約有 0.3，從圖二中可以發現 Liou & Brennan 人眼模型最接近一般眼睛的數值，隨著入瞳孔徑增加其他人眼模型的 MTF 值下降許多，且從縱切面(sagittal)與水平切面(tangential)的 MTF 來看，Liou & Brennan 的數值與其他模型相比在不同的入瞳孔徑有明顯的差距，因為它包含了實際存在人眼中瞳孔偏心和傾斜的條件，代表實際的 MTF 不會呈現旋轉對稱的形式，因此從 MTF 光學模擬的分析 Liou & Brennan 人眼模型最接近實際眼睛的數值。點列圖中每個點越緊湊代表向差越少，從圖三中可以發現 Liou & Brennan 人眼模型在入瞳孔徑 4mm 時有較小的像差。在圖四中 Liou & Brennan 人眼模型隨著 y 坐標值為相對於主光線的偏差值，由此圖四可以看出 Liou & Brennan 模型的球面像差較少。經過不同成像結果的分析 Liou & Brennan 模型更接近真實人眼的眼睛模型[7] [11] [13]。

2.2 波前像差分析中的 Zernike 多項式

當光經過一個理想的光學系統和現實中的光學系統時，光線聚焦的位置產生變化為像差，而 Zernike 多項式是以數學表示式來描述各種波前像差，能夠分析各種像差，如散焦(Defocus)、彗星像差(Coma)、球面像差(Spherical aberration)等，並評估光學系統的表現以進一步優化最後的成像品質。Zernike 多項式具有正交的特性，當用來描述一個光學系統時，每個 Zernike 多項式所描述的波前形狀是互不干擾的，用 Zernike 多項式的線性組合來描述波前，就能更方便地計算波前像差，並通過調整 Zernike 係數來優化光學系統的性能。

最廣泛使用於人眼光學系統像差分析的技術是 Shack-Hartmann 波前感測器[13]，由微透鏡陣列組成而成，當光波經過透鏡會聚焦位於透鏡焦平面上的照相機，若光斑的位置有位移，可根據每個透鏡光斑對應的位移量來計算像差，計算出不同種類的像差如表一。Zernike 多項式是以荷蘭醫生 Fritz Zernike 的名字命名，由一系列多項式組成，每個多項式的係數表示眼睛波前像差中存在的各

種類型 Zernike 像差的大小。用極座標 (r, θ) 來描述任意一個波前位置， r 是徑向瞳孔距離， θ 則是瞳孔上的方位角，並由 $W(r, \theta)$ 來表示 [14][15]:

$$W(r, \theta) = \sum_{n,m} C_n^m Z_n^m(r, \theta) \quad (2-1)$$

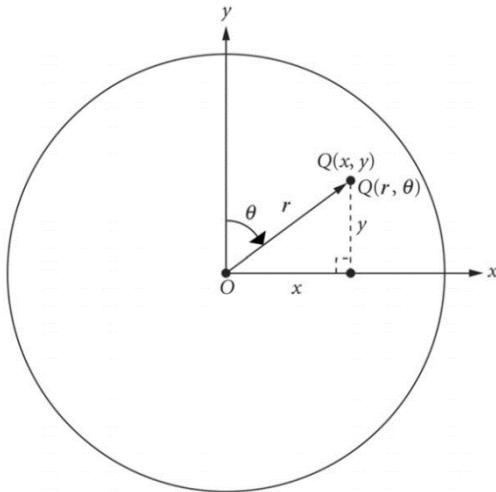
Zernike 多項式是由單位圓上的極坐標定義的，通常用 Zernike 多項式系數來表示波前像差的強度和性質，接著以極座標 $(X = r \cos \theta, Y = r \sin \theta)$ 來表示 [14]:

$$Z_n^m(r, \theta) = R_n^m(r) \cos m\theta \quad \text{for } m \geq 0 \quad (2-2)$$

$$Z_n^{-m}(r, \theta) = R_n^m(r) \sin m\theta \quad \text{for } m \leq 0 \quad (2-3)$$

其中， Z 代表由極座標 (r, θ) 表示的多項式， m 為角頻率參數， n 為徑向順序參數，座標如圖五所示，在此徑向順序參數表示為 [14]:

$$R_n^m(r) = \sum_{l=0}^{\frac{(n-m)}{2}} \frac{(-1)^l (n-1)!}{l! \left[\frac{1}{2}(n+m)-l \right]! \left[\frac{1}{2}(n-m)-l \right]!} r^{n-2l} \quad (2-4)$$



圖五、極座標示意圖[14]



表一、Zernike 多項式的像差種類[16]

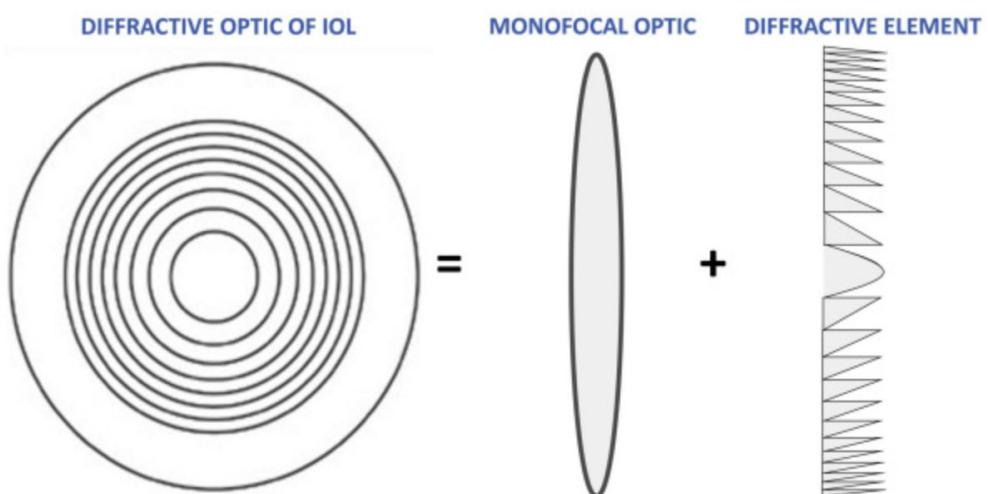
n	m	Z_n^m	$Z_n^m(p, \theta)$	像差種類
0	0	Z_0^0	1	活塞(Piston)
1	-1	Z_1^{-1}	$2p \sin \theta$	水平傾斜(Tilt about x-axis)
1	1	Z_1^1	$2p \cos \theta$	垂直傾斜(Tilt about y-axis)
2	-2	Z_2^{-2}	$\sqrt{6}p^2 \sin 2\theta$	斜射像散 (Astigmatism, axis 45°, 135°)
2	0	Z_2^0	$\sqrt{3}(2p^2 - 1)$	散焦(Spherical defocus)
2	2	Z_2^2	$\sqrt{6}p^2 \cos 2\theta$	垂直像散 (Astigmatism, axis 0°, 90°)
3	-3	Z_3^{-3}	$\sqrt{8}p^3 \sin 3\theta$	垂直三葉像差 (Trefoil, base on x-axis)
3	-1	Z_3^{-1}	$\sqrt{8}(3p^3 - 2p) \sin \theta$	垂直彗形像差(Coma, along x-axis)
3	1	Z_3^1	$\sqrt{8}(3p^3 - 2p) \cos \theta$	水平彗形像差(Coma, along y-axis)
3	3	Z_3^3	$\sqrt{8}p^3 \cos 3\theta$	斜射三葉像差(Oblique trefoil)
4	-4	Z_4^{-4}	$\sqrt{10}p^4 \sin 4\theta$	垂直四葉像差(Tetrafoil)
4	-2	Z_4^{-2}	$\sqrt{10}(4p^4 - 3p^2) \sin 2\theta$	垂直二階像散 (Secondary astigmatism)
4	0	Z_4^0	$\sqrt{5}(6p^4 - 6p^2 + 1)$	球面像差(Spherical aberration)

4	2	Z_4^2	$\sqrt{10}(4p^4 - 3p^2) \cos 2\theta$	斜射二階像散 (Secondary astigmatism)
4	4	Z_4^4	$\sqrt{10}p^4 \cos 4\theta$	斜射四葉像差(Tetrafoil)

2.3 人工水晶體光學設計

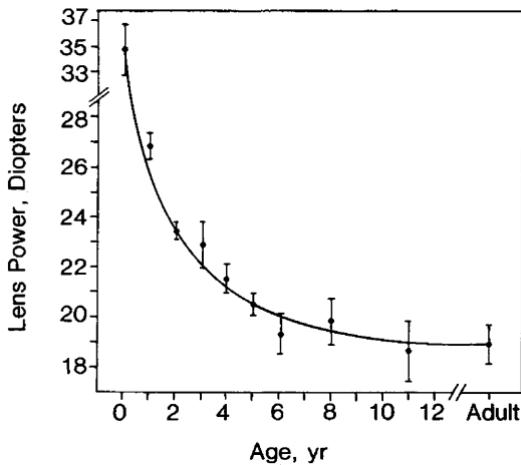
人工水晶體主要的目的是為了替換老化、混濁的水晶體，協助患者恢復視力，目前市面上的人工水晶體在 2020 年已有多達 100 種，傳統的單焦水晶體只能讓患者在特定距離有較好的視力，若日常生活需要開車、工作，患者可能會需要額外配戴眼鏡來彌補其他距離的視力需求，多焦點的水晶體可以提供不同距離的視力範圍，隨著全球白內障患者的數量增加，越來越多多焦點水晶體可以提供給患者和醫生做選擇[17][18]。

多焦點的繞射設計使光能分配到不同焦點上，大部分的多焦點人工水晶體是結合繞射和折射的光學設計如圖六，單純折射式的水晶體易受到瞳孔大小和水晶體傾斜的影響，且在近距離的視力品質較差[19]。結合繞射和折射結構，當光穿過繞射結構時，入射光波的相位和振幅會產生變化，使光線的能量分散分散在不同的焦點，而分布在每個焦點上的能量和繞射結構的數量、大小、材料間的折射率變化大小相關。



圖六、繞射多焦點人工水晶體解剖示意圖[17]

人工水晶體的選擇除了根據患者日常生活的需求外，眼睛的疾病、眼軸長度、瞳孔對不同光照環境的反應等資訊都可以協助醫生找出最適合患者的人工水晶體[20]。人眼中眼角膜大概佔 40D 的屈光度，而水晶體所需的屈光度約為 20D，再根據不同的焦距位置修改屈光度。當光線入射到人眼時，光行進的方向會受到曲率、厚度、材料的影響，根據數據統計在人類發育成長的過程中，隨著眼睛軸向長度(Axial length)的增長，水晶體的屈光度到成年前會逐漸下降如圖七所示。根據實際量測及醫生評估來更改光學設計參數，以提高患者配戴人工水晶體的品質[21]。



圖七、隨著年齡變化的人眼屈光度[20]

用調製傳遞函數(Modulation Transfer Function, MTF)來評估人工水晶體的成像分析品質，它的 x 軸和 y 軸分別由解析度和 MTF 值所組成，而解析度又稱空間頻率，單位為黑白線對數量/毫米(lp/mm)，常見的測量方向為子午(Sagittal)和弧矢(Meridional)是兩種，其中子午方向與光線從中心點到圖像邊緣的方向相切，弧矢方向則與光線的垂直方向相切。解析度 50 lp/mm 和 100lp/mm 分別對應到視力 1.0(20/20)和視力 0.5(20/40)，因此文獻上通常是以這兩個條件下去比較 MTF 值，以判斷成像品質[22]。

第三章 研究方法



3.1 建構人眼光學模型

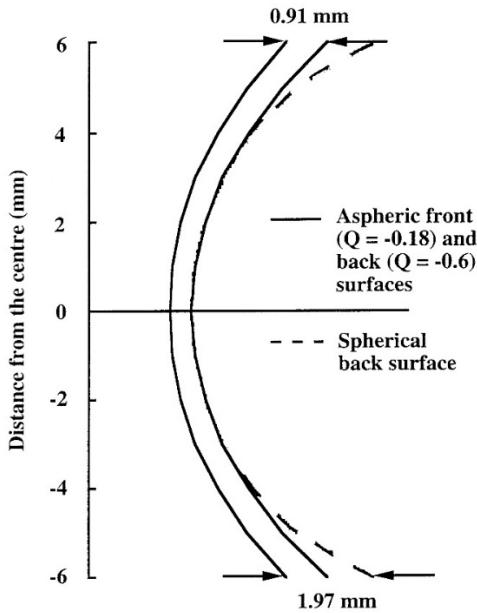
人眼光學模型是模擬人眼在不同的光源條件下光學特性的數學模型，大部分建立人眼光學模型都是透過搜集健康人眼的統計數據來設計，因此許多人眼光學模型的參數會較類似，還有一部分的光學模型會根據特定族群或特定目標的數據來進行設計，像是一般水晶體、有漸變式折射率的水晶體、調節式人工水晶體等，若未來有越多的人眼光學模型就可以應用在更多研究領域[23] [24]。以下會介紹此實驗用到的 Liou & Brennan 人眼模型數據資料來源，Liou 和 Brennan 提出一種可以在各種條件下準確模擬視力的眼睛模型，具有 60.35D 的屈光度和 23.9mm 的軸向長度，此人眼模型可預測光學性能和計算光在 380 至 750nm 波長之間的色差。Liou & Brennan 人眼模型是根據以下條件所設計的[11] [25]:

1. 健康的正視眼
2. 和年齡有關的參數選擇 45 歲
3. 優先選擇有實際人眼實驗的數據
4. 在其他條件相同的情況下，使用最近的研究和更大樣本數量的數據

眼軸長度大小根據男生和女生的平均值而定，男生眼距平均為 24.04 mm，女生平均為 23.89 mm，假設前表面和後表面是旋轉對稱的圓錐面，常用來描述像角膜的非球面垂直方向子午線圓錐曲線表示為：

$$x^2 + y^2 + (1 + Q)Z^2 - 2zR = 0 \quad (3-1)$$

x 是水平子午線，y 是垂直子午線，R 是頂端處的半徑，Z 是旋轉軸，Q 是指定二次曲面類型的非球面參數。



圖八、非球面和球面後表面的角膜厚度變化圖[11]。

大多數以前假設的角膜模型[26][11]後曲面會是球形如圖八的虛線，角膜厚度會從中心向外逐漸增加，而實際上非球面的前後表面較符合實際的眼球模型，角膜前曲面半徑平均值為 7.77 mm。在 1990 年 Royston 等[27]研究了一種使用 Purkinje 圖像測量後半徑的新方法，他們使用這個方法和其他量測角膜後曲面的方法進行比對，得到了類似的結果，角膜後曲面半徑為 6.4 mm。不同方法量測水晶體的曲率會有很大的差異，在這個人眼模型是採用 Brown 的量測數據[28]，因為他量測得資料較完整，水晶體前後表面的非球面值是從量測數據中的中心和外圍半徑計算出來的，瞬時切線曲率半徑 $\rho(y)$ 與非球面度 Q 之間的關係可以如下：

$$\rho = \frac{[R^2 - Qy^2]^{\frac{3}{2}}}{R^2} \quad (3-2)$$

或

$$Q = \frac{R^2 - (\rho R^2)^{\frac{2}{3}}}{y^2} \quad (3-3)$$

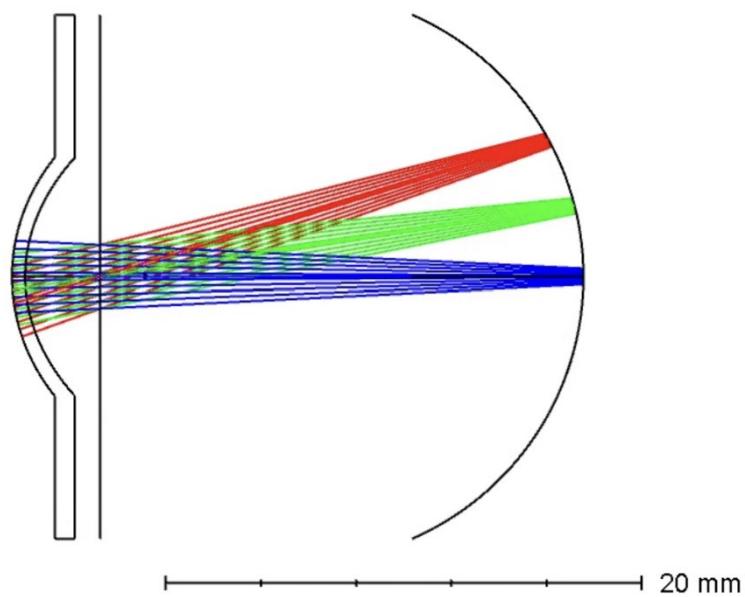
將量測到的值帶入公式 2-6，得出水晶體前後非球面度分別為-0.94 和 +0.96。關於眼角膜的折射率資料則是採用 Helmholtz 書中[29]所提出的約 1.376，房水和玻璃體則是採用折射率約 1.336，而 J.G. Sivak 和 T. Mandelman [30]在研

究眼角膜色散的實驗，其中包括人類和其他脊椎動物，實驗結果顯示，房水和角膜的色散性質與水類似。綜合以上人眼角膜、房水、玻璃體的數據資料整理出以下表二及圖九：



表二、人眼模型數據

表面名稱	曲率半徑(mm)	在波長 555 nm 的折射率	厚度(mm)
Anterior cornea	7.77	1.376	0.55
Posterior cornea	6.4	1.336	3.16
Pupil	Infinity	1.336	0
Vitreous	-	1.336	16.24



圖九、本研究尚未放入水晶體的人眼模型圖

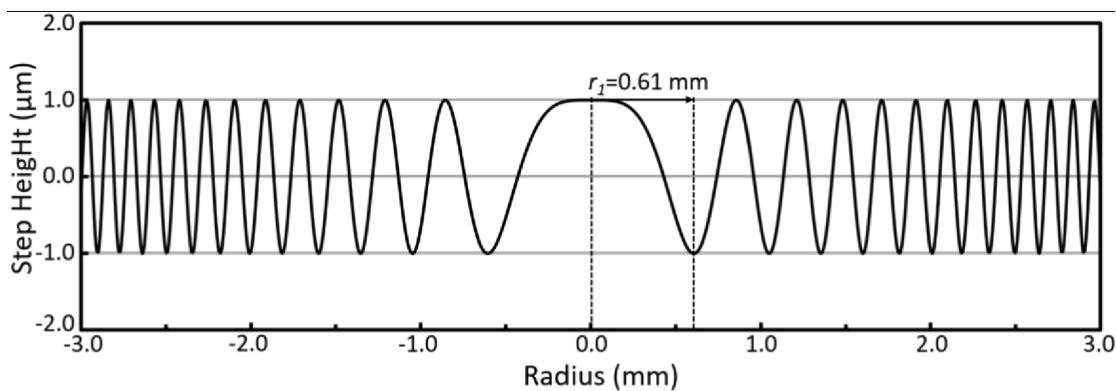


3.2 後曲面-三焦人工水晶體光學設計

本論文設計的三焦人工水晶體為混合折射和繞射式，並選擇結構相對平滑的繞射輪廓以減少散射光的產生，降低患者產生光暈的現象，以基礎透鏡疊加上繞射結構來達到三個焦點的效果，基礎透鏡的屈光度和繞射結構的附加屈光度結合，繞射結構的形狀和高度會影響光線聚焦的距離及分散在不同焦點的能量多寡，讓分別從近距離、中距離和遠距離的光線都能在視網膜上成像[31] [32]。

此繞射結構的三個繞射級距分別為遠距離($m = -1$)、中距離($m = 0$)和近距離($m = +1$)，屈光度分別表示為 $P_r - P_d$ 、 P_r 、 $P_r + P_d$ ，此結構的三焦相位函數 $\Phi(r)$ 關係式為式 3-1，根據式 3-3 所畫出的繞射輪廓如圖十[33]。

$$\Phi(r) = \beta \cos 2\pi \frac{r^2}{T} \quad (3-4)$$



圖十、繞射輪廓(在 $\lambda=550$ nm, $n_L=1.462$, $n_A=1.336$, $P_d=1.5$ D, $T=0.733$ mm²,

and $\beta=1.4376$ rad)[33]

β 為控制不同焦點間能量分布的參數， T 為半徑平方 r^2 中繞射輪廓的週期，控制了額外附加的屈光度大小，週期(T)和屈光度(Diopter)的公式如下：

$$P_d = \frac{2\lambda}{T} \quad (3-5)$$

P_d 為附加的屈光度， n_L 為水晶體本身的折射率，本研究所使用的水晶體材料是由國立台灣大學化學工程學系戴子安教授所領導的高分子奈米材料研究室製造的水凝膠材料，本研究的三焦正弦繞射輪廓為公式 3-3 [33]，為了平均人



工水晶體的前曲面和後曲面的厚度，會先使用式 3-4 曲率屈光度和曲率半徑的關係式計算出後曲面所需的曲率半徑，才可固定後曲面的厚度，再優化前曲面，平均分散前後曲面的厚度，讓樣品周圍的角度較平緩而利於製作。

$$h(r) = \frac{\lambda}{(n_2 - n_1)} \frac{\beta \cos(2\pi \frac{r^2}{T})}{2\pi} = h_{max} \cos(2\pi \frac{r^2}{T}) \quad (3-6)$$

$$D = \frac{1000(n_2 - n_1)}{k} \quad (3-7)$$

n_1 為水晶體周圍房水的折射率 1.336， n_2 為水晶體本身的折射率 1.527， β 為折射率及結構最大高度相關的係數， D 為屈光度， k 為曲率半徑，而焦距、物距和像距的關係式為：

$$\frac{1}{f} = \frac{1}{d} + \frac{1}{i} \quad (3-8)$$

$$D = \frac{1}{f} \quad (3-9)$$

f 為透鏡的焦距， d 為透鏡的物距， i 為透鏡的像距，確認繞射結構的表面輪廓後，需在設計過程中先考量好此結構之屈光度，大部分的三焦人工水晶體會以基本的屈光度 20D 或 21D 去設計結構及附加的屈光度(P_d)，繪製表面曲率和焦距的關係如式 3-6，像距代表水晶體到視網膜的距離，因此像距為固定值，焦距則隨物距變化。從式 2-1~2-3 可以推論，在設計具有不同屈光度的人工水晶體時，曲率和繞射表面結構也會發生變化。當水晶體的焦距需要增加時，表示其屈光度減少，因此曲率半徑需要增加。

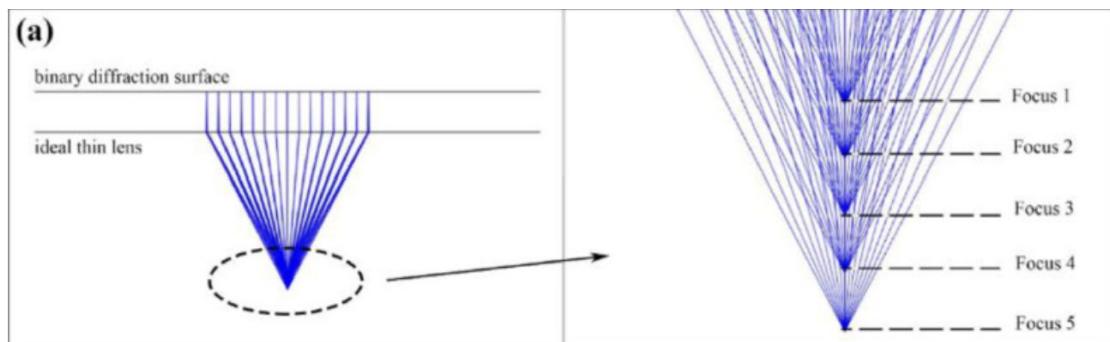
3.3 前曲面結構設計

大部分三焦人工水晶體的光學設計都是由折射和繞射混合而成，在有基本屈光度的折射鏡片加上同心環的繞射輪廓將光分散在不同距離的焦點上，在此論文利用軟體內建的 Binary 2 公式如式 3-7，設定不同的變數來進行優化[34][35]，以達到三焦的效果，預期光源距離分別為 40cm、80cm 和無限遠，替代失去調節功能的混濁水晶體或睫狀肌以提升患者的生活品質，而多焦人工水晶體與單焦水

晶體相比，在近距離有更好的視覺品質，因此植入多焦人工水晶體的患者更有機會不用配戴眼鏡[36]。

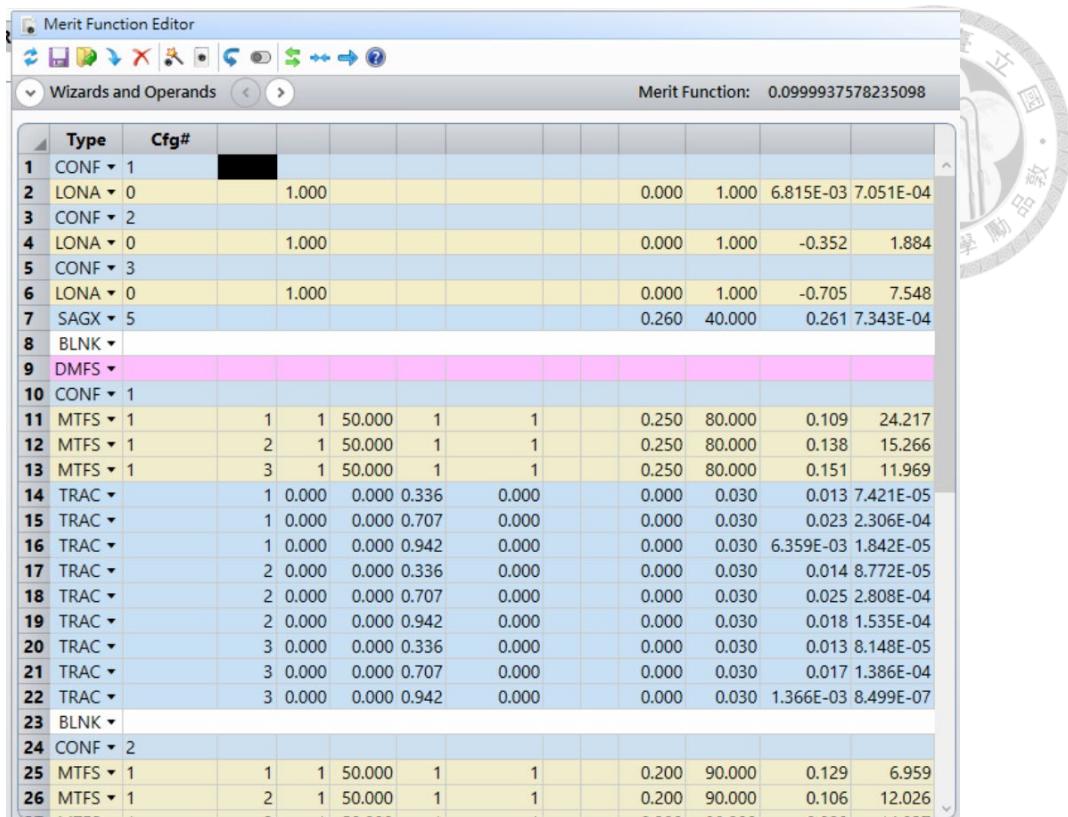
$$Z = \frac{cr^2}{1+\sqrt{1-(1+k)c^2r^2}} + \alpha_1 r^2 + \alpha_2 r^4 + \alpha_3 r^6 + \alpha_4 r^8 + \alpha_5 r^{10} + \alpha_6 r^{12} + \alpha_7 r^{14} + \alpha_8 r^{16} \quad (3-10)$$

Z 為表面高度， c 為曲率， k 為圓錐系數， $k = 0$ 時為一個圓， k 越小曲線越平滑， r 為此曲面的半徑長度， $\alpha_1 \sim \alpha_8$ 為表面係數，透過此 Binary 2 公式搭配後曲面的設計進行優化，藉由表面曲率及結構來分散光線的聚焦位置，以達到如圖十一多焦的效果。



圖十一、Binary 2 表面結構之光線追跡圖[37]

在光學模擬軟體中，以 Binary 2 公式使用優化的功能來產生前曲面，將此曲面的曲率半徑、圓錐系數、 α_2 和 α_3 (表面係數)設定為變數，並在優化功能中設定評價函數(Merit function)如圖十二，CONF 代表三種不同距離光源的多重組態，LONA 可以對光學元件的位置、厚度或曲率等進行調整，SAGX 用來限制厚度，DMFS 為隔出用戶自行新增的優化函數，MTFS 可設定在特定的波長、視場和空間頻率欲達到的 MTF 值，TRAC 為固定波長和視場下的徑向垂軸像差，組合以上的優化函數後，可根據不同的波長、不同的組態設定參數及比重來優化出理想的 MTF 值。



The screenshot shows the 'Merit Function Editor' software interface. At the top, there's a toolbar with various icons and a status bar displaying 'Merit Function: 0.0999937578235098'. Below the toolbar is a navigation bar with tabs like 'Wizards and Operands' and a circular logo on the right.

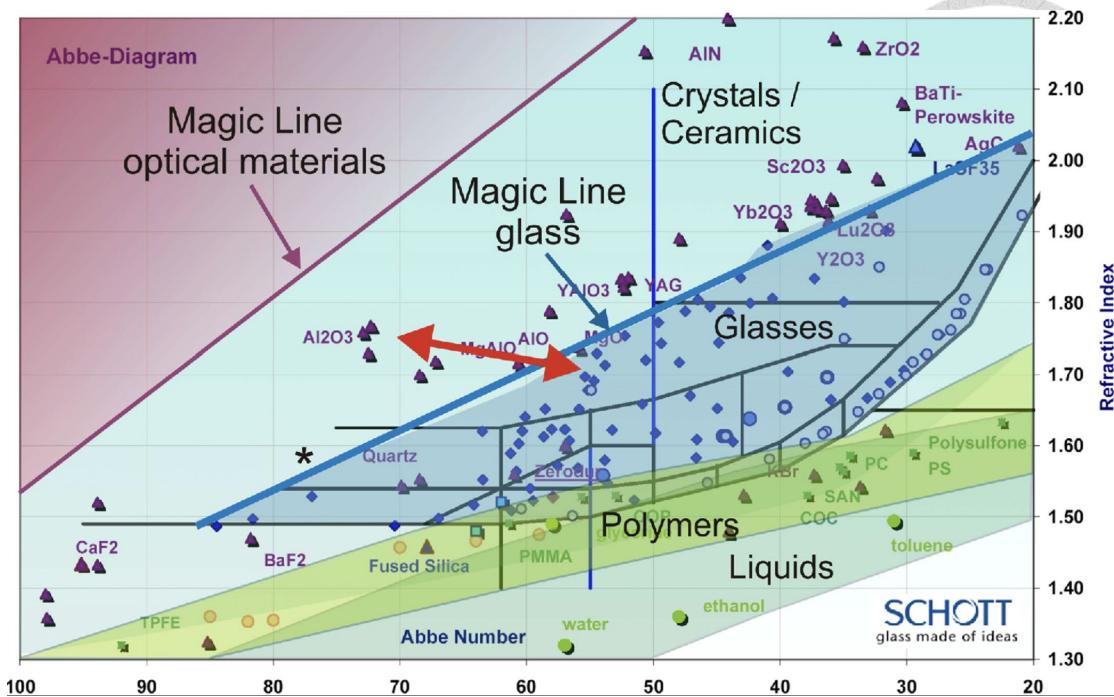
The main area is a table titled 'Wizards and Operands' with columns labeled 'Type', 'Cfg#', and several numerical values. The table contains 26 rows of data, each representing a different optical element or configuration. The rows are color-coded: blue for most elements, yellow for LONA and MTFS, pink for DMFS, and light blue for CONF and BLNK. The data includes values for parameters like index of refraction (e.g., 1.000), Abbe number (e.g., 6.815E-03), and dispersion coefficients (e.g., 7.051E-04).

Type	Cfg#									
1 CONF	1									
2 LONA	0		1.000			0.000	1.000	6.815E-03	7.051E-04	
3 CONF	2									
4 LONA	0		1.000			0.000	1.000	-0.352	1.884	
5 CONF	3									
6 LONA	0		1.000			0.000	1.000	-0.705	7.548	
7 SAGX	5					0.260	40.000	0.261	7.343E-04	
8 BLNK										
9 DMFS										
10 CONF	1									
11 MTFS	1	1	1	50.000	1	1	0.250	80.000	0.109	24.217
12 MTFS	1	2	1	50.000	1	1	0.250	80.000	0.138	15.266
13 MTFS	1	3	1	50.000	1	1	0.250	80.000	0.151	11.969
14 TRAC		1	0.000	0.000	0.336	0.000	0.000	0.030	0.013	7.421E-05
15 TRAC		1	0.000	0.000	0.707	0.000	0.000	0.030	0.023	2.306E-04
16 TRAC		1	0.000	0.000	0.942	0.000	0.000	0.030	6.359E-03	1.842E-05
17 TRAC		2	0.000	0.000	0.336	0.000	0.000	0.030	0.014	8.772E-05
18 TRAC		2	0.000	0.000	0.707	0.000	0.000	0.030	0.025	2.808E-04
19 TRAC		2	0.000	0.000	0.942	0.000	0.000	0.030	0.018	1.535E-04
20 TRAC		3	0.000	0.000	0.336	0.000	0.000	0.030	0.013	8.148E-05
21 TRAC		3	0.000	0.000	0.707	0.000	0.000	0.030	0.017	1.386E-04
22 TRAC		3	0.000	0.000	0.942	0.000	0.000	0.030	1.366E-03	8.499E-07
23 BLNK										
24 CONF	2						0.200	90.000	0.129	6.959
25 MTFS	1	1	1	50.000	1	1	0.200	90.000	0.106	12.026
26 MTFS	1	2	1	50.000	1	1				

圖十二、評價函數編輯頁面

3.4 人工水晶體材料折射率及色散相關參數

從光學設計的角度來看，折射率和色散是描述人工水晶體材料光學性質的關鍵參數之一，表面結構和材料性質可以影響光線通過介質時的傳播速度及方向，在此論文中，使用阿貝數(Abbe number)來表達材料的色散程度，不同的折射率和阿貝數組合可以描述各種光學材料如圖十三，而阿貝數越大通常代表材料的色散程度越小。



圖十三、Schott 玻璃產品組合的阿貝圖[38]。

此研究之水凝膠材料的折射率為未知，因此利用紫外光-可見光-近紅外光光譜儀(型號:Jasco V-770)來量測此水凝膠樣品的標準反射率，折射率和反射率的關係為式 3-11，推算出此樣品的標準折射率。

$$R = \frac{(n_1 - n_2)^2}{(n_1 + n_2)^2} \quad (3-11)$$

R 為反射率， n_1 為樣品的折射率， n_2 為空氣的折射率，折射率分布範圍從380nm~780nm。阿貝數用來衡量折射率隨波長的變化程度，而一般材料的阿貝數範圍在 20~100 之間，若材料的阿貝數越大，代表它的色散程度越小，折射率對波長的變化不大，式 3-12 為阿貝數的計算公式：

$$V_d = \frac{(n_d - 1)}{(n_f - n_c)} \quad (3-12)$$

V_d 為阿貝數(Abbe number)， n_d 為黃光(一般表示波長 589nm 下的折射率)， n_f 藍光(一般表示波長 486nm 下的折射率)， n_c 黃光(一般表示波長 589nm 下的折射率)，使用色散公式 Schott[39][40][41]來計算此材料的色散系數如式 3-13

$$n^2 = a_0 + a_1 \lambda^2 + a_2 \lambda^{-2} + a_3 \lambda^{-4} + a_4 \lambda^{-6} + a_5 \lambda^{-8} \quad (3-13)$$

 n 為折射率， λ 為波長， a_0 、 a_1 、 a_2 、 a_3 、 a_4 和 a_5 為色散係數， a_0 代表材料在無色散的情形下基本的折射率， a_1 代表材料到 a_5 則是描述折射率和不同波長次方的變化係數，折射率分布範圍從 380nm~780nm。藉由色散公式 Schott 來推算出此材料在不同波長的折射率，並比對實驗量測的折射率數據和後續色散係數推導出的折射率，接著利用式 3-10 的色散公式 Schott 計算出此水凝膠材料的折射率值和阿貝數，將材料數據匯入光學模擬軟體中，使此光學模擬環境更接近實際情形，增加模擬結果的準確度。

3.5 前後曲面皆優化的設計

此小節為設定前後曲面皆為變數的情況，利用軟體內建的 Binary 2 公式如式 3-7，Binary 2 為繞射表面，而後曲面則是用偶次非球面(Even Asphere)，偶次非球面為非球面的多項式，同樣設定前後曲面的曲率半徑、圓錐系數、 α_2 和 α_3 (表面係數)設定為變數，並在優化功能中設定評價函數(Merit function)如圖十四，CONF 代表三種不同距離光源的多重組態，LONA 可以對光學元件的位置、厚度或曲率等進行調整，CVVA 為特定表面的曲率值，RECI 為運算倒數，OPGT 限制操作數數值小於設定目標值，OPLT 限制操作數數值大於設定目標值，SAGX 用來限制厚度，DMFS 為隔出用戶自行新增的優化函數，MTFS 可設定在特定的波長、視場和空間頻率欲達到的 MTF 值，TRAC 為固定波長和視場下的徑向垂軸像差，組合以上的優化函數以限制前後曲面的曲率和厚度，接著根據不同的波長、不同的組態設定參數及比重來優化出理想的 MTF 值，讓光線分別聚焦在近、中和遠距離。

The screenshot shows the 'Merit Function Editor' software interface. At the top, there's a toolbar with various icons. Below it is a header bar with the title 'Merit Function Editor' and the value 'Merit Function: 3.68302061035184'. Underneath is a section titled 'Wizards and Operands' with navigation arrows. The main area is a table with columns labeled: Type, Samp, Wave, Field, Freq, Grid, Data Type, Target, Weight, Value, and % Contrib. The rows contain numerous entries, many of which are highlighted in yellow or red, indicating specific parameters or states. The table has approximately 32 rows.

	Type	Samp	Wave	Field	Freq	Grid	Data Type	Target	Weight	Value	% Contrib
1	CONF	1									
2	LONA	0		1.000				0.000	1.000	0.593	2.154E-03
3	CONF	2									
4	LONA	0		1.000				0.000	1.000	0.175	1.878E-04
5	CONF	3									
6	LONA	0		1.000				0.000	1.000	-0.234	3.361E-04
7	CVVA	5						20.000	10.000	0.077	24.308
8	RECI	7						20.000	10.000	13.000	3.001
9	OPGT	8						20.000	10.000	13.000	3.001
10	CVVA	5						0.000	10.000	0.077	3.624E-04
11	RECI	10						0.000	10.000	13.000	10.350
12	OPLT	11						0.000	10.000	13.000	10.350
13	CVVA	6						0.000	10.000	-0.101	6.186E-04
14	RECI	13						0.000	10.000	-9.950	6.063
15	OPGT	14						0.000	10.000	-9.950	6.063
16	CVVA	6						-20.000	10.000	-0.101	24.250
17	RECI	16						-20.000	10.000	-9.950	6.185
18	OPLT	17						-20.000	10.000	-9.950	6.185
19	SAGX	5						0.300	30.000	0.365	7.763E-04
20	SAGX	6						0.300	30.000	0.300	1.182E-08
21	BLNK										
22	DMFS										
23	CONF	1									
24	MTFS	1	1	1	50.000	1	1	0.250	60.000	0.064	0.013
25	MTFS	1	2	1	50.000	1	1	0.250	60.000	0.018	0.020
26	MTFS	1	3	1	50.000	1	1	0.250	60.000	0.233	1.010E-04
27	MTFS	1	1	1	100.0...	1	1	0.250	60.000	0.037	0.017
28	MTFS	1	2	1	100.0...	1	1	0.250	60.000	0.000	0.023
29	MTFS	1	3	1	100.0...	1	1	0.250	60.000	0.092	9.161E-03
30	TRAC		1	0.000	0.000	0.336	0.000	0.000	0.030	6.059E-03	6.745E-09
31	TRAC		1	0.000	0.000	0.707	0.000	0.000	0.030	0.013	3.140E-08
32	TRAC		1	0.000	0.000	0.942	0.000	0.000	0.030	0.018	5.890E-08

圖十四、評價函數編輯頁面

3.6 自適應 Shack-Hartmann 波前量測系統實驗架設

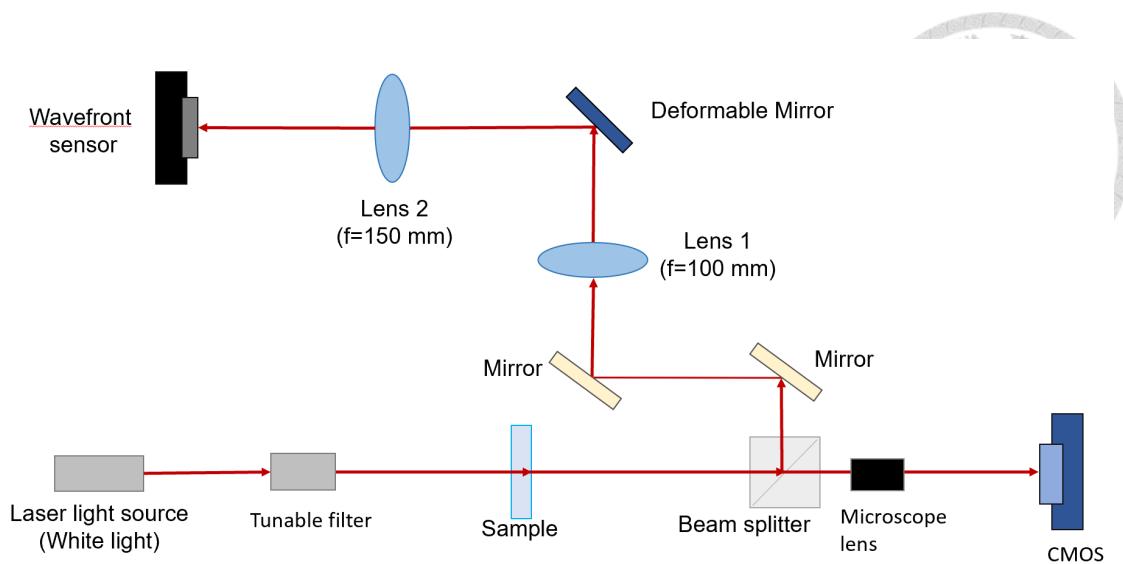
本研究針對自適應 Shack-Hartmann 波前量測系統進行了光路配置，系統包括白光雷射光源、4F 透鏡系統、CMOS 影像感測器、變形鏡和 Shack-Hartmann 波前感測器。圖十五中顯示了本研究所使用的波前量測系統的光路配置。為了模擬自然環境中的可見光，本研究選擇了白光超連續光譜雷射作為光源，並結合可調式濾波模組，以便在 350nm 到 850nm 的波長範圍內自由調控光源。在進行樣品量測之前，首先使用波前感測器對僅包含空氣的環境進行波前量測，接著，將樣品置於量測系統中，同時對 Shack-Hartmann 波前感測器和變形鏡進行校正，以消除空氣及光學元件（如透鏡和反射鏡）對波前的影響。這樣可以確保所觀測

到的波前變化主要來自於樣品本身，而不是來自其他因素的干擾。最後，可以將樣品位置調整到 CMOS 感測器前方，觀察並記錄樣品的形狀和結構。

這樣的波前量測系統配置可以獲得樣品的波前變化的訊息，並進一步進行分析和研究。通過對系統的校正和優化，可以提高量測的準確度和可靠性，從而獲得更精確的樣品形狀和結構。Shack Hartmann 波前感測器的量測結果提供了傾斜、散焦、像散、彗形象差和球面像差的像差值，控制波前感測器的軟體以約 4 筆/秒的資料速率(data rate)紀錄實驗結果，並依文字紀錄檔的形式儲存到電腦裡，若量測 1 分鐘大約會有 240 筆資料，在各個波前種類平均計算，拿實驗量測的數值再跟光學模擬軟體的結果進行比較和分析樣品的光學性質。

表三、自適應 Shack Hartmann 波前量測系統設備規格

設備名稱	型號	廠商
白光超連續光譜雷射	SAMBA 400	Leukos
可調式濾波模組	BEBOP	Leukos
變形鏡	Thorlabs	DMP40-P01
互補式金屬氧化物半導體(CMOS)影像感測器	Thorlabs	CS235CU
顯微鏡物鏡	OptoSigma	OBL-10-A



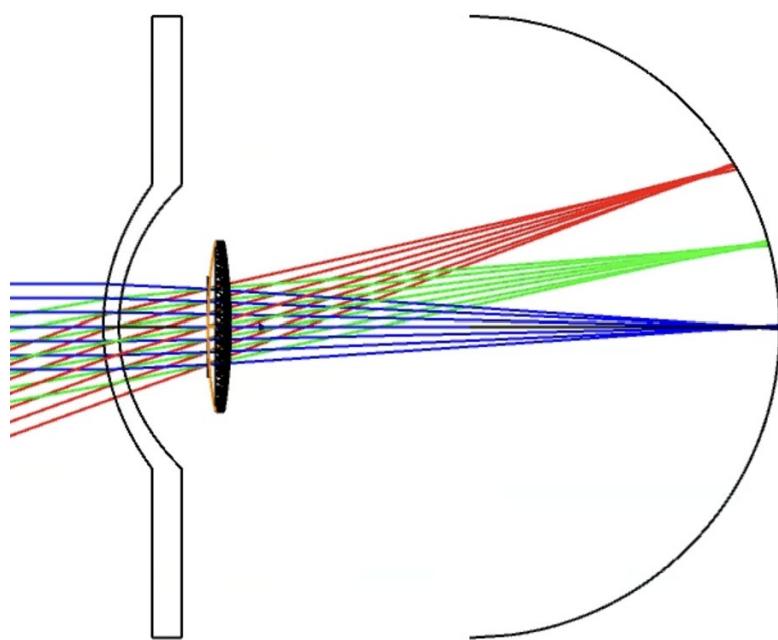
圖十五、自適應 Shack Hartmann 波前量測系統光路示意圖



第四章 結果與討論

4.1 人眼模型

本研究參考 Liou & Brennan 的人眼各部位的曲率和材料參數，在光學模擬軟體中建立人眼模型，並模擬不同距離光源的成像效果。L&B 人眼模型被廣泛使用為近似真實健康人眼的光學系統。此人眼模型包含了光源距離、角膜前曲面、角膜後曲面、瞳孔、水晶體前曲面、水晶體後曲面、視網膜，本研究設定三種不同的光源距離以確認三個不同焦距的成像效果，並設定水晶體的前後曲面結構及材料參數，三個不同焦距的光源設定如表五所示，本研究之人眼模型如圖十六所示。此研究的眼軸長度參考成年人平均的眼軸長度約為 24mm，從圖十六可知當光源入射到眼球時，最先接觸到角膜厚度為 0.55mm，接著角膜到水晶體的房水厚度為 3.16mm，水晶體本身的厚度為 0.8mm，最後水晶體到視網膜的距離約為 19.5mm。此光學模擬設置的入射可見光波長為可見藍光 470nm、可見綠光 550nm、可見紅光 650nm。三焦人工水晶體的設計根據不同設計方式呈現在 4-3 和 4-4，此水晶體的材料皆為國立台灣大學化學工程學系戴子安教授所領導的高分子奈米材料研究室製造的水凝膠材料 PH30S，此水凝膠材料的折射率值 1.5277 和阿貝數 39.075。



圖十六、此研究的人眼模型示意圖

表四、鏡頭編輯器

Surface Type	Radius (mm)	Refractive Index	Thickness(mm)	Conic
Object	Infinity	-	Infinity	0
Anterior cornea	7.77	1.376	0.55	-0.18
Posterior cornea	6.4	1.336	3.16	-0.6
Pupil	Infinity	1.336	0	0
Vitreous	-	1.336	16.24	0
Retina	-12	-	0	0

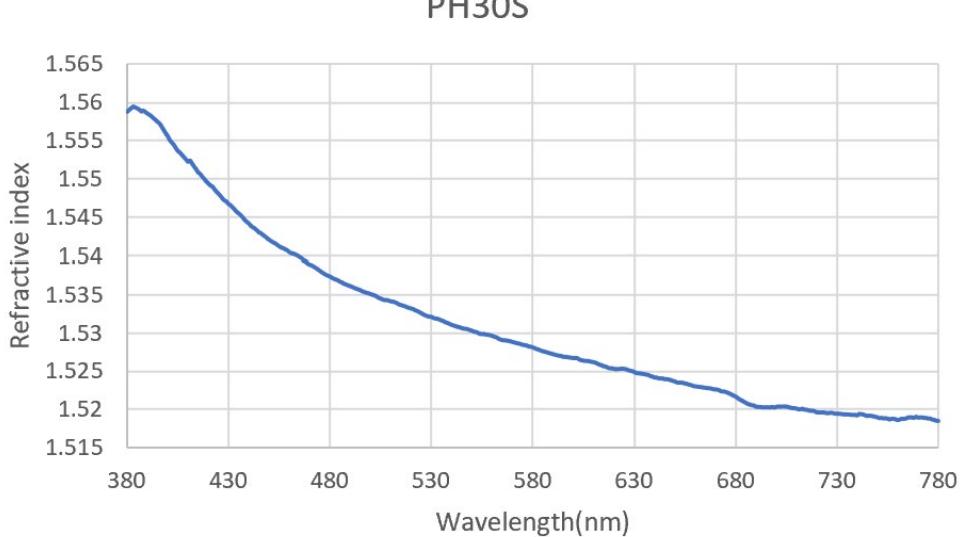
Config 分別代表不同的組態，組態 1、2、3 分別代表光源距離 400mm、800mm 和無窮遠的距離，以模擬人眼看不同距離的物體時的成像品質，PRAM 參數用來更改鏡頭編輯器的數值，FLTP 參數用來表示不同的視場類型，THIC 參數用來設定表面厚度，如表五所示。

表五、分別為設定三種不同距離光源的多重組態頁面

Active	Config 1	Config 2	Config 3
PRAM 4	1	1	1
FLTP	1	1	1
THIC 0	0	0	0
THIC 1	400	800	Infinity

4.2 人工水晶體材料-水凝膠樣品量測

本研究用來設計三焦人工水晶體的水凝膠材料為 PH30S(PEG-PEA 40wt%+HEMA 30wt%+Styrene 26wt%+ 交聯劑 crosslinker 4wt%+ 光啟始劑 photoinitiator 1wt%)厚度為 0.494mm，此水凝膠材料的折射率為未知，故此研究使用紫外光-可見光-近紅外光光譜儀(型號:Jasco V-770)來量測此樣品在波長 380nm~780nm 的折射率如圖十七。



圖十七、光譜儀量測之水凝膠材料折射率分布

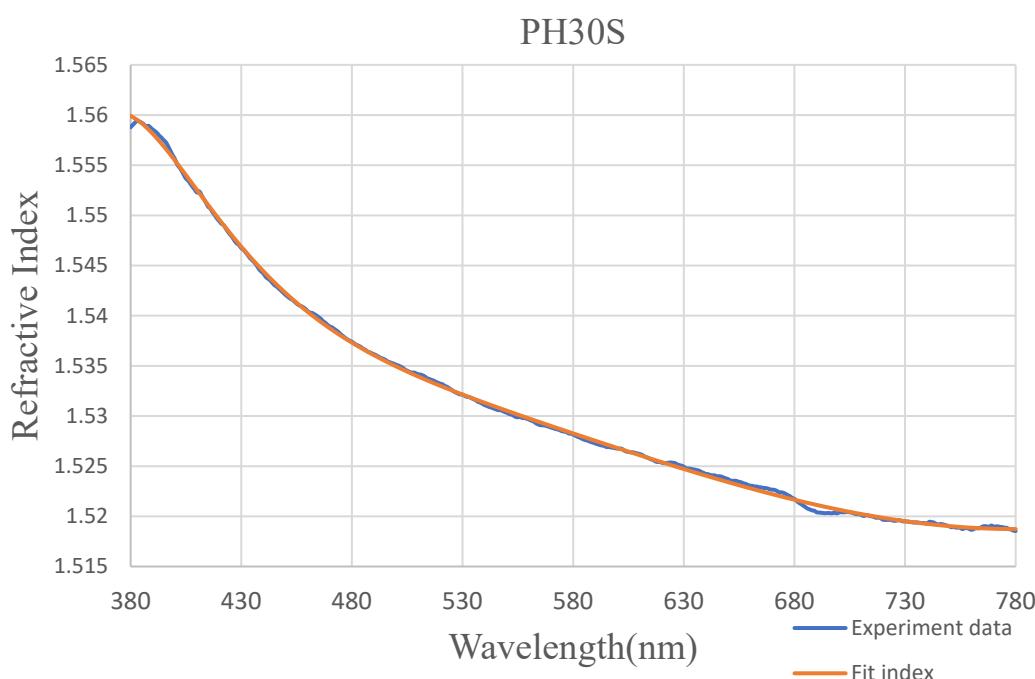
將圖十七折射率和波長的數據匯入光學模擬軟體，使用色散公式 Schott 式 4-1 來計算此材料的色散值， n 為折射率， λ 為波長， a_0 、 a_1 、 a_2 、 a_3 、 a_4 和 a_5 為色散係數如圖十八， a_0 代表材料在無色散的情形下基本的折射率， a_1 到 a_5 則是描述折射率和不同波長次方的變化係數，折射率分布範圍從 380nm~780nm。光學模擬軟體計算出材料的折射率、阿貝數和色散係數後，藉由色散公式 Schott 來推算出此材料在不同波長的折射率，圖十九分別為實驗量測的折射率數據和後續色散係數推導出的折射率比較圖，可以看到使用色散公式 Schott 算出來的折射率較光譜儀量測的平滑，且兩種數據十分相似，匯入實驗量測到的數據後，利用色散公式 Schott 計算出此水凝膠材料的折射率值 1.5277 和阿貝數 39.075。

$$n^2 = a_0 + a_1\lambda^2 + a_2\lambda^{-2} + a_3\lambda^{-4} + a_4\lambda^{-6} + a_5\lambda^{-8} \quad (4-1)$$



A0:	1.36943604E+000
A1:	5.57515298E-001
A2:	5.67890656E-001
A3:	-1.55581132E-001
A4:	2.08170802E-002
A5:	-1.04422949E-003

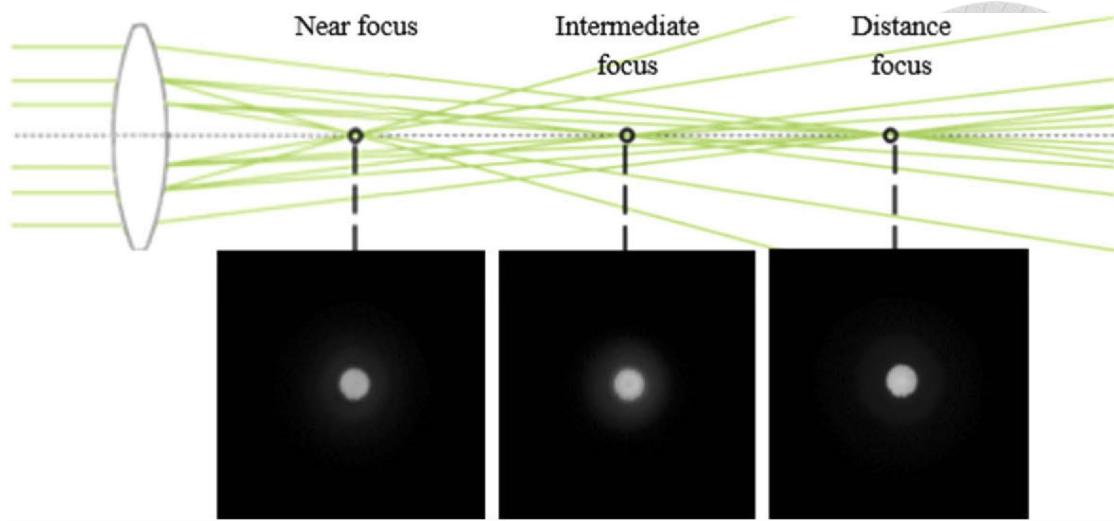
圖十八、折射率係數結果圖(A0、A1、A2、A3、A4、A5)



圖十九、實驗量測和色散公式 Schott 推導出的折射率比較圖

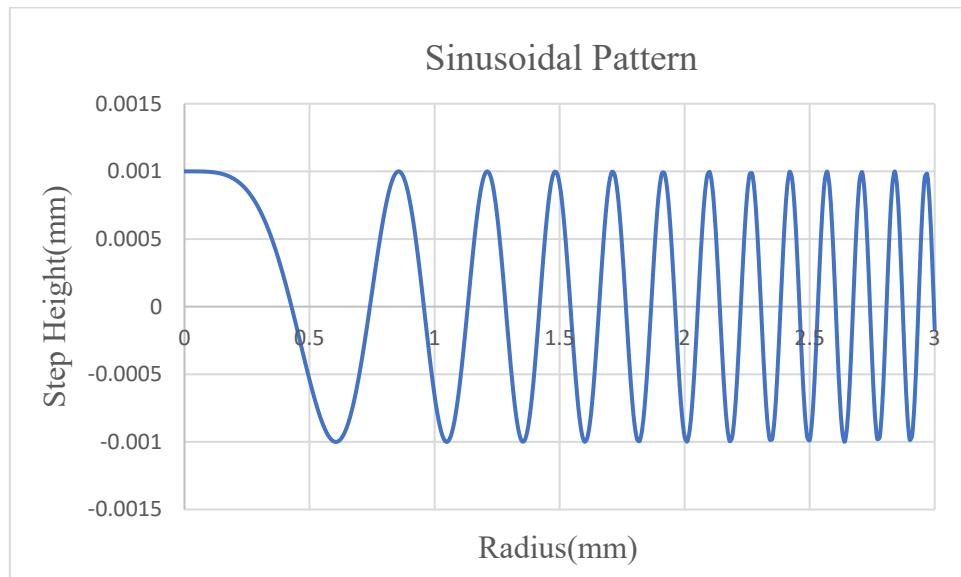
4.3 前後曲面結構設計

大部分三焦人工水晶體的光學設計都是由折射和繞射混合而成，在有基本屈光度的折射鏡片加上同心環的繞射輪廓將光分散在不同距離的焦點上，替代失去調節功能的混濁水晶體或睫狀肌以提升患者的生活品質，而多焦人工水晶體與單焦水晶體相比，在近距離有更好的視覺品質，因此植入多焦人工水晶體的患者更有機會不用配戴眼鏡[42][3]。



圖二十、三焦人工水晶體聚焦示意圖

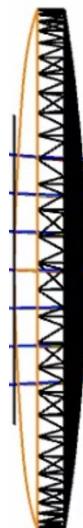
一般人眼屈光度約為 60D，眼角膜約占 40D，而水晶體約為 20D[43]，藉由式 3-3 的折射和繞射三焦人工水晶體表面結構公式，預期光源位置為 40cm、80cm 和無窮遠的距離如圖二十所示。因此此研究設置 P_r 為 21.5D、 P_d 為 1.5D， λ 為波長 550nm， r 為此結構半徑 3mm，透過式 3-2 推算出 T 為週期 0.733， h_{max} 為此後曲面結構最大的結構高度 0.002mm，本研究之三焦繞射結構如圖二十一。



圖二十一、後曲面表面結構圖

三焦人工水晶體本身的折射率為 1.527，房水的折射率 1.336。為了分散前後曲面的曲率值，後曲面的基本屈光度為 10D，透過式 3-4 推算出球面半徑為

19.1 mm 的基本曲面上，預期達到三焦分別為 20D、21.5D 和 23D，如圖二十二後曲面的厚度為 0.24mm(右半邊純黑色的部分)，中心的厚度為 0.3mm (夾在圖二十二橘色和黑色區塊中間)，因製作條件的限制中心厚度設計需至少有 0.3mm，為了將水晶體整體的厚度限制在約 0.8mm，預計將前曲面的厚度優化限制約為 0.26mm，而最後的模擬結果厚度為 0.261mm。



圖二十二、水晶體側面示意圖

在光學模擬軟體中，如章節 3.3 所敘述，此研究的前曲面結構經過優化後參數如表六，表格中的 α_2 和 α_3 為式 的係數，此前曲面為圖二十二的橘色部分。

表六、表面結構參數

Surface Type	Radius (mm)	Refractive Index	Thickness (mm)	α_2	α_3	Conic
Binary2	16.079	1.527	0.261	4.015E-04	1.172E-04	-215.641

4.4 前後曲面皆優化的結構設計

如 3-5 所敘述，利用軟體內建的 Binary 2 繞射表面和 Even Asphere 偶次非球面，同樣設定前後曲面的曲率半徑、圓錐系數、 α_2 和 α_3 (表面係數)設定為變

數，針對此水晶體的對比度進行優化，厚度控制在 0.4mm，在遠、中和近距離的 MTF 值分別為 0.275、0.405 和 0.111，後續會持續優化將中距離的光分散到近距離以平衡不同光源距離的對比度。

表七、表面結構參數

Surface Type	Radius (mm)	Refractive Index	Thickness (mm)	α_2	α_3	Conic
Anterior Intraocular lens	9.947	1.527	0.4	0.027	-2.645E003	-1427.789
Posterior Intraocular lens	9.95	1.527	-	-2.755E-03	5.802E-04	-2.605E+31

4.5 成像分析

4.5.1 MTF 值

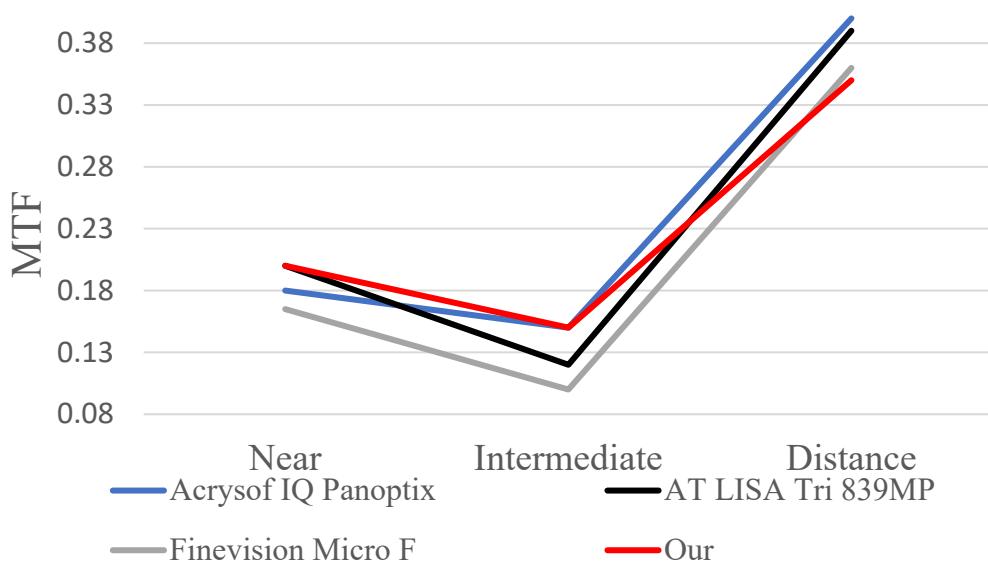
MTF 圖通常以 MTF 值為 y 軸，在每毫米的距離中包含的線對數為 x 軸，y 軸的 MTF 值越高代表對比度越好，許多文獻使用 MTF 值來比較不同商用人工水晶體的成像品質[44][45]，為了證明此研究的三焦水晶體有達成如表八的三種光源距離，在圖二十三中在同樣都是瞳孔大小 3mm 和空間頻率 50 lp/mm 的情況下與另外三種市售三焦人工水晶體進行比較，這三種市售水晶體的附加屈光度分別為 Acrysof IQ Panoptix (+3.25D、+2.17D)、AT LISA Tri839MP (+3.33D、+1.66D)和 Finevision Micro F(+ 3.5D、+1.75D)[46] [47]，在近距離的 MTF 值市售水晶體依序為 0.18、0.2、0.165，在中距離的 MTF 值市售水晶體依

序為 0.15、0.12、0.1，在遠距離的 MTF 值市售水晶體依序為 0.4、0.39、0.36，以上三種市售人工水晶體的近距離皆為 40cm，而 AT LISA Tri 839MP 和 Finevision Micro F 的中距離為 80cm，只有 Acrysof IQ Panoptix 水晶體的中距離是 60cm。而此研究的近、中和遠距離 MTF 值分別為 0.2、0.15 和 0.35。在圖二十三中可以看到此研究的人工水晶體在近和中距離有最高的 MTF 值，但也因此犧牲了一點遠距離的成像品質，不過遠距離的 MTF 值還是有維持在 0.35 的水準。

表八、三焦人工水晶體的三個光源距離

	$P_r + P_d$	P_r	$P_r - P_d$
屈光度	23D	21.5D	20D
光源距離	40cm	80cm	∞

4 Trifocal IOLs MTF



圖二十三、與市售人工水晶體的 MTF 比較圖



4.5.2 Zernike 像差值

在 4.5-1 模擬出理想的 MTF 值後，使用光學軟體中的 Zernike Standard Coefficients 功能計算出不同種類的像差值，每個種類的像差都代表著光學上的畸變，Zernike 像差大致上可分為球面像差 (Spherical aberration)、彗形像差 (Coma)、散光像差 (Astigmatism)、離焦 (defocus)、傾斜像差 (Tilt)、相位像差 (Phase)，根據不同的方向和角度再細分不同的像差。離焦 (defocus) 代表圖像整體較模糊，散光像差 (Astigmatism) 代表圖像的邊緣或直線有變形的情形，並非呈現出水平或垂直的直線，彗形像差 (Coma) 代表圖像整體的明暗分布不平均，球面像差 (Spherical aberration) 代表圖像的中心和周圍的對比度有差異。

從表九可以得知此樣品在活塞、傾斜、散焦、球面像差的像差值較大，根據此研究對 Zernike 像差的分析結果，再光學設計的部份，可以藉由調整曲面的形狀或改變厚度，以減少或校正 Zernike 像差，從而改善成像品質。在製造方面，我們可以分析人工水晶體實際製造和模擬結構的差別，所影響的像差值，進而改善形狀較不利於製造的部份，以減少或消除 Zernike 像差。此外，我們還可以進一步用光學模擬軟體針對特定的像差值進行優化，改善成像系統。總而言之，可將模擬的 Zernike 像差值做為參考，並協助此光學結構的優化和校正，從而改善成像品質。

表九、Zernike 多項式前十五項之像差種類

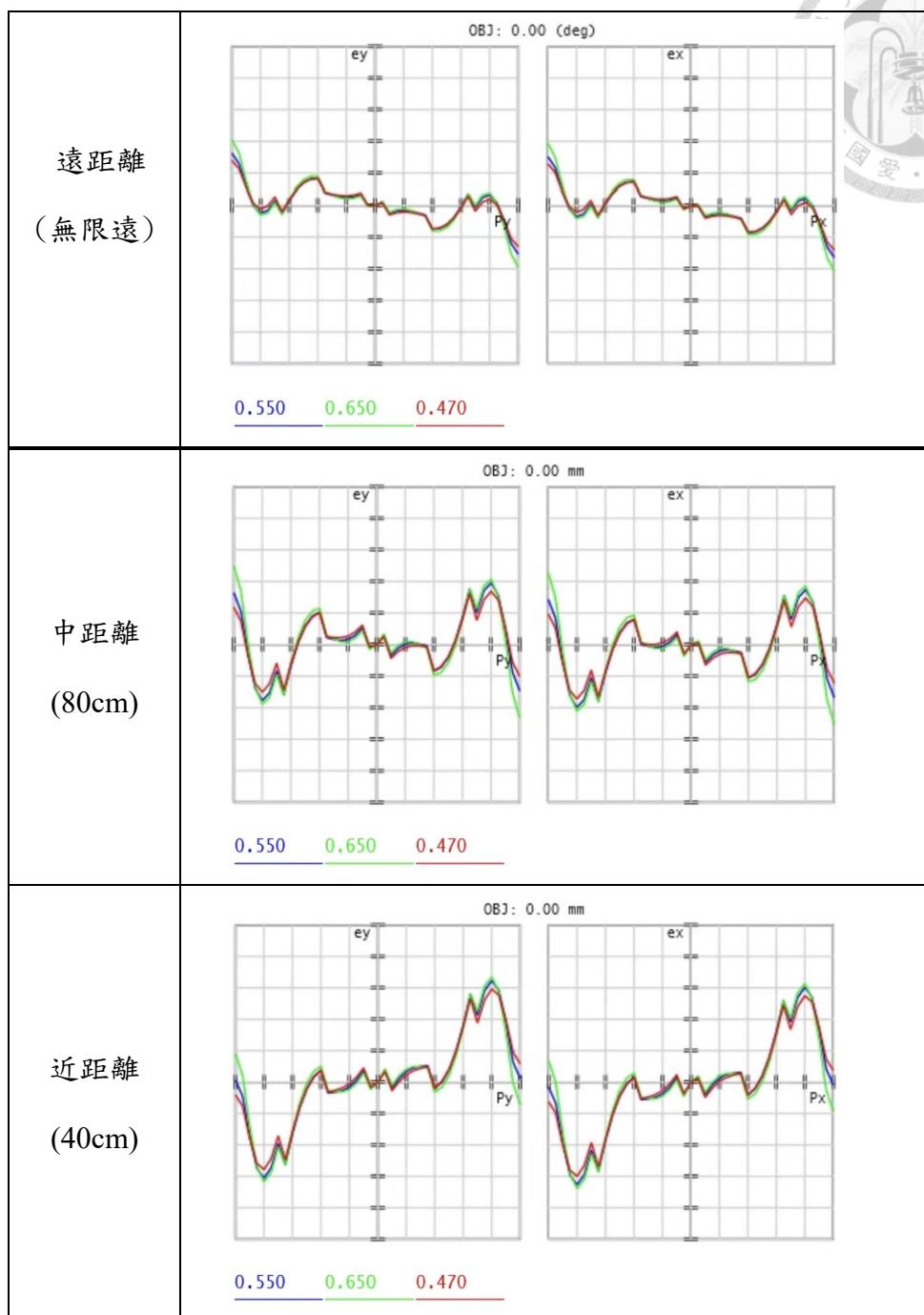
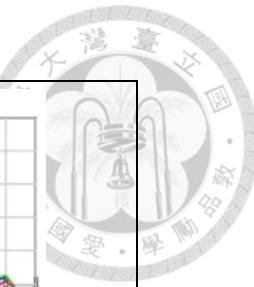
Noll 序列	像差值	$Z_n^m(p, \theta)$	像差種類
1	1.078697	1	活塞
2	0.191494	$2p \cos \theta$	垂直傾斜
3	-0.13699	$2p \sin \theta$	水平傾斜
4	0.28294	$\sqrt{3}(2p^2 - 1)$	散焦
5	-2.3E-06	$\sqrt{6}p^2 \sin 2\theta$	斜射像散

6	-1.2E-05	$\sqrt{6}p^2 \cos 2\theta$	垂直像散
7	0.002239	$\sqrt{8}(3p^3 - 2p) \sin \theta$	垂直彗形像差
8	-0.00313	$\sqrt{8}(3p^3 - 2p) \cos \theta$	水平彗形像差
9	4.47E-06	$\sqrt{8}p^3 \sin 3\theta$	垂直三葉像差
10	-2.8E-06	$\sqrt{8}p^3 \cos 3\theta$	斜射三葉像差
11	-0.22909	$\sqrt{5}(6p^4 - 6p^2 + 1)$	球面像差
12	9.36E-06	$\sqrt{10}(4p^4 - 3p^2) \cos 2\theta$	斜射二階像散
13	-2E-08	$\sqrt{10}(4p^4 - 3p^2) \sin 2\theta$	垂直二階像散
14	0.000303	$\sqrt{10}p^4 \cos 4\theta$	斜射四葉像差
15	0	$\sqrt{10}p^4 \sin 4\theta$	垂直四葉像差

4.5.3 光扇圖(Ray Fan)

光扇圖又稱為光線像差圖，在像差分析中扮演著重要的角色，表十的圖皆在視場角度為 0 和入瞳孔徑為 3mm 的條件下，藍線、綠線和紅線分別代表波長 550nm、650nm 和 470nm，光扇圖把光束分成垂直和水平方向進行分析如表不同距離的左右圖所示，理想的光扇圖應該會呈現為一條水平線，一般的光學系統通常呈現為 S 形狀的線圖。光扇圖可大致判斷此光學結構有哪些種類的像差，越靠近圖片周圍，若不同波長的線分的越開代表色差越大，圖上的線與 y 軸的交點大小代表彗形像差，根據表的遠距離圖對比表彗形像差值，垂直彗形像差值 0.002239 和水平彗形像差值-0.00313 和圖上的交點都非常接近原點。

表十、三焦光扇分析圖

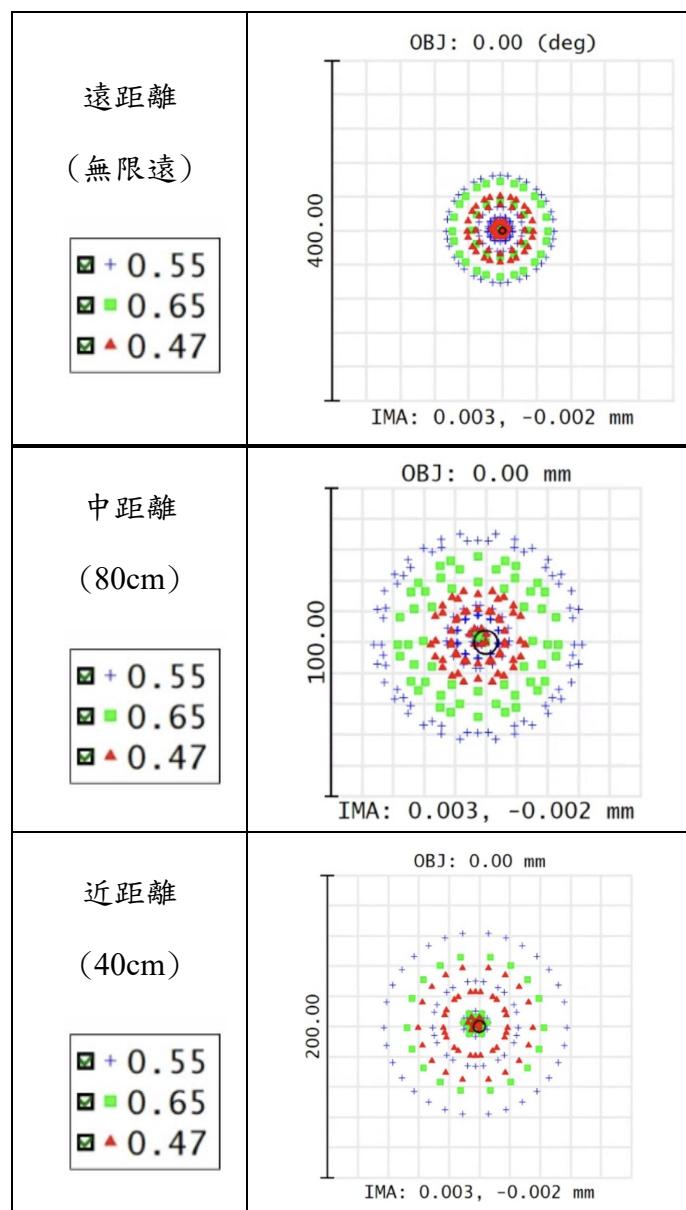


4.5.4 光斑圖(Spot Diagram)

光斑圖為光線再經過光學系統後的成像光點，透過分析這個光點來了解此光學系統的光學性能。當光斑形狀為圓形代表此光學系統較無畸變的問題，理想的光學系統的光斑應該小於 Airy 光斑，表十一圖中的黑色圓圈為 Airy 光斑

(Airy desk)，若光斑沒有完全小於 Airy 光斑，代表此光學系統可能存在散焦和球面像差，表十一圖皆沒有完全在 Airy 光斑中，光斑的多寡代表強度分布，理想的光學系統光斑的中間應該是最亮的，並逐漸向邊緣減弱，表十一圖有顯示出此現象，代表此光學系統的像散和畸變較小，對比表斜射像散值-2.3E-06 和垂直像散值-1.2E-05 確實較小。

表十一、焦光斑分析圖

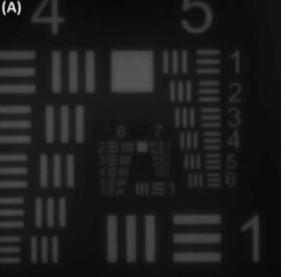
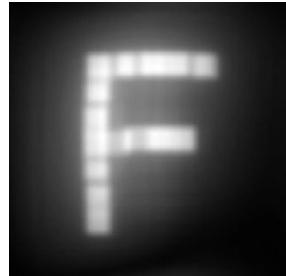
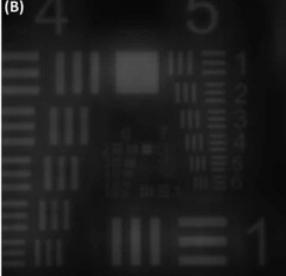


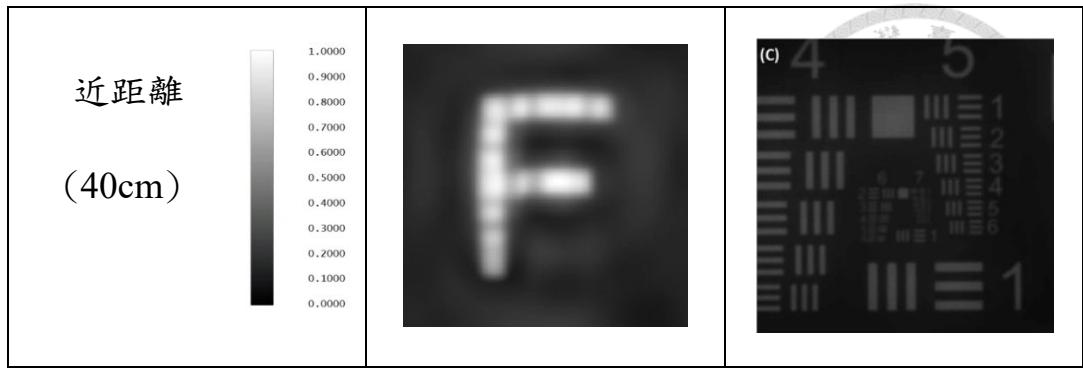


4.5.5 繞射圖像分析(Diffraction image analysis)

繞射圖像是透過光學系統傳遞函數（Optical Transfer Function, OTF）計算而得。光學系統傳遞函數描述了光學系統對於不同空間頻率光的相位和振幅傳遞情況，而 OTF 的振幅傳遞則稱為振幅傳遞函數（MTF，Modulation Transfer Function），MTF 描述了光學系統對於不同空間頻率的傳遞能力。因此，OTF 包含了圖像對比度、解析度和模糊度等光學性能指標。在光學設計和成像評估中，OTF 是一個重要的參考指標。它可用於優化光學系統的設計參數，評估系統的成像能力，並與實際測量數據進行比較，以驗證光學系統的性能。此研究的水晶體和市售水晶體的 MTF 如圖二十三，在近中遠 MTF 值分別為 0.2、0.15、0.35 和 0.165、0.1、0.36。如表十二中有三個不同距離的繞射圖像和市售 Finevision Micro F 水晶體比較，從亮度來判斷兩者的對比度，可以很明顯地判別此研究的水晶體在對比度上較有優勢，從圖像的完整度來看此研究較缺乏對近距離和中距離像差的優化。

表十二、三焦繞射圖像

	Our	Finevision Micro F
遠距離 (無限遠)	 1.0000 0.9000 0.8000 0.7000 0.6000 0.5000 0.4000 0.3000 0.2000 0.1000 0.0000	
中距離 (80cm)	 1.0000 0.9000 0.8000 0.7000 0.6000 0.5000 0.4000 0.3000 0.2000 0.1000 0.0000	



在量測此研究的水凝膠樣品前，先使用商用標準透鏡量測波前像差以確認架設之 Shack Hartmann 波前量測系統的準確度，在此使用的商用標準透鏡為 LC1258[48]，透鏡材料為 N-BK7，從官方網站提供的光學模擬軟體檔案中分析 Zernike 像差值當作標準，並和實際量測數據進行比較，圖二十四為 Shack Hartmann 波前量測系統測得的像差值，將連續量測 10 秒後的 37 筆數據平均，最後結果如表十三所示，實際量測的像差在 Noll 序列 2(垂直傾斜)和 3(水平傾斜)有較明顯的像差值，而在 Noll 序列 4(散焦)和 11(球面像差)和標準品的像差值有較大的落差。

Time, s	C[1,1]	C[1,-1]	C[2,0]	C[2,2]	C[2,-2]	C[3,1]	C[3,-1]	C[3,3]	C[3,-3]	C[4,0]
0.000000	0.09042	-0.02390	0.02971	0.01729	-0.00354	0.04824	0.04304	-0.00889	0.02473	0.00442
0.255624	0.08472	-0.02516	0.03854	-0.02718	-0.03251	0.02962	0.02085	-0.01900	-0.00052	-0.00546
0.575309	0.09833	-0.02606	0.01622	0.05770	-0.01547	0.02810	-0.02629	-0.02117	0.04186	-0.00277
0.938627	0.06974	-0.00810	0.02381	-0.00675	-0.01270	0.05147	0.01276	-0.01157	0.02242	0.00962
1.193348	0.05568	-0.04122	0.00449	0.00724	-0.01501	0.01004	-0.02454	-0.03266	0.03382	-0.01116
1.463856	0.00858	-0.04257	-0.00256	0.00887	0.00079	0.00982	-0.02014	-0.02543	0.06512	-0.00799
1.724045	0.05942	0.01567	0.04367	0.01805	-0.04961	0.07180	0.03308	-0.02986	0.01877	0.02280
1.982287	0.01522	-0.03456	0.02445	0.02069	-0.03360	0.03425	0.00282	0.00822	0.02971	0.01498
2.320535	0.03259	-0.07894	-0.02134	0.02176	-0.02303	0.00727	-0.01288	-0.02899	0.02995	-0.01096
2.601584	0.00127	-0.05275	-0.00058	0.02271	-0.00359	0.02455	-0.01891	-0.02887	0.05921	0.00269
3.106683	0.06450	0.05429	0.04448	0.01749	-0.01961	0.08532	0.02541	-0.03901	0.03651	0.01406
3.351133	0.07946	0.01778	0.02960	0.01143	-0.02438	0.04153	0.02297	-0.01557	0.02022	0.01592
3.603278	0.08680	-0.01522	0.03501	-0.03323	0.00947	0.01324	0.00722	-0.03370	0.03199	-0.00492
3.860777	0.08982	-0.03975	0.01041	0.01586	-0.02343	0.01133	-0.02291	-0.03241	0.04917	-0.00192
4.097728	-0.00283	-0.03167	0.01979	0.02401	-0.02637	0.01230	-0.01816	-0.01604	0.02102	-0.00667
4.335119	0.05768	-0.09849	0.01812	-0.01856	-0.04143	0.01362	0.00052	-0.01052	-0.00378	-0.01149
4.630312	0.08359	-0.03811	-0.02024	0.03957	0.01014	-0.01504	-0.04357	-0.00120	0.06855	0.00710
4.877359	0.09137	-0.06687	0.02893	-0.00814	-0.03374	0.00064	0.01819	-0.04654	0.04254	0.00091
5.328747	0.05216	-0.06575	0.02090	0.00855	-0.02836	0.04641	0.01820	-0.00776	0.04370	0.00437
5.579952	0.04741	-0.07714	-0.00941	0.00364	-0.02698	-0.02247	-0.03086	-0.02735	0.03829	0.00060
5.811677	0.09761	-0.10247	0.03363	0.00548	-0.04178	0.05494	0.01457	-0.00360	0.01109	0.00918
6.056469	0.18035	-0.03529	0.01827	0.00799	-0.02595	0.03254	-0.01651	-0.02426	0.03322	0.00816
6.305509	0.01722	-0.15859	0.03410	-0.02177	-0.01743	0.04708	-0.00026	-0.02699	0.03658	-0.00680
6.539207	-0.59579	-0.42949	0.03538	-0.04696	0.01107	0.06966	0.00907	-0.00399	0.04367	0.01575
6.803863	-0.59038	-0.32700	-0.02092	-0.00164	-0.04064	0.01584	-0.06042	-0.03547	0.02901	-0.00310
7.039950	-0.57281	-0.39285	0.03472	-0.05144	0.04006	0.05633	0.01275	0.00970	0.04986	-0.00770
7.270870	-0.59736	-0.30877	-0.01195	0.00733	-0.00152	0.01164	-0.05303	-0.03390	0.04766	-0.01482
7.687306	-0.51526	-0.39047	0.01595	-0.06755	0.00479	0.03942	-0.01017	-0.03183	0.05646	0.01038
7.920864	-0.54034	-0.41180	0.02663	-0.02711	0.06837	0.03836	0.01970	0.00248	0.08266	0.00045
8.155712	-0.60231	-0.43258	0.03017	-0.04657	0.01326	0.04984	0.03015	0.02620	0.06706	0.00522
8.387456	-0.52353	-0.42084	0.02163	-0.01655	0.02606	0.04509	-0.00197	-0.03697	0.04693	0.00185
8.617509	-0.57557	-0.40554	0.03384	-0.06106	0.01950	0.06783	0.01881	0.00572	0.07443	0.00723
8.849322	-0.61272	-0.44824	0.05365	-0.05089	0.04847	0.07089	0.05483	-0.01719	0.08285	0.01362

圖二十四、三焦繞射圖像分析圖



表十三、波前量測像差數據和商用標準透鏡像差值

Noll 序列	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11
標準品軟體模擬像差值	0	0	1.46	0	0	0	0	0	0	-1.10
實際量測	0	-0.18	0.02	-0.007	-0.009	0.0005	0.036	0.044	-0.02	0.003

為了提高波前感測器的量測準確性並減少誤差，我們可以進一步改進該光學量測系統。這包括以下方面：

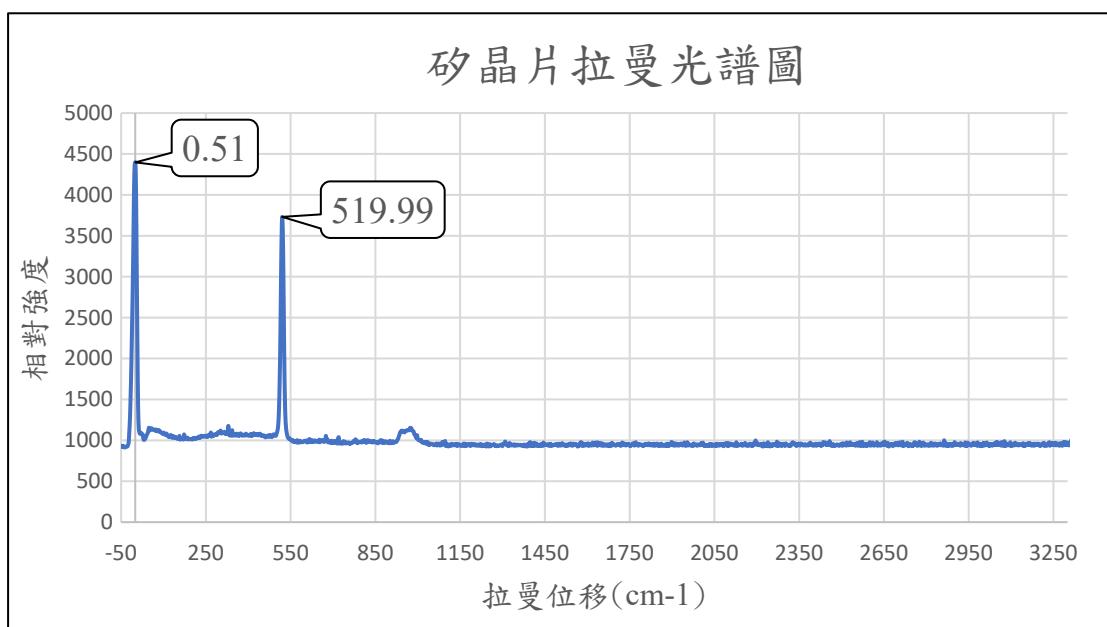
- 1.文獻研究：進一步閱讀相關文獻，瞭解波前量測系統的準確性和穩定性相關資料。評估實際空間規畫並瞭解量測系統的局限性和改善方法。
- 2.光學路徑規劃：參考光學路徑設計，並優化光路的配置。確定透鏡的擺放角度和距離，以及各個光學設備之間的間距。這將有助於減少光路中的畸變和干擾，提高量測的準確性。
- 3.減少震動：在實驗操作過程中更加小心，盡量減少對光學桌面的震動及觸碰。使用固定器或光學籠式系統等裝置來減少外部振動對量測系統的影響。
- 4.重新量測商用透鏡：在改善光路後，重新進行商用透鏡的量測。這將幫助我們評估改進後的量測系統的精確度，並驗證改進措施的效果。

總而言之，透過閱讀文獻、優化光路配置、減少震動以及重新量測透鏡，我們可以逐步改善光學量測系統的精確度和穩定性。這些改進措施將有助於提高波前感測器的量測準確性，獲得更可靠的實驗結果。



4.6 拉曼光譜儀量測樣品結果

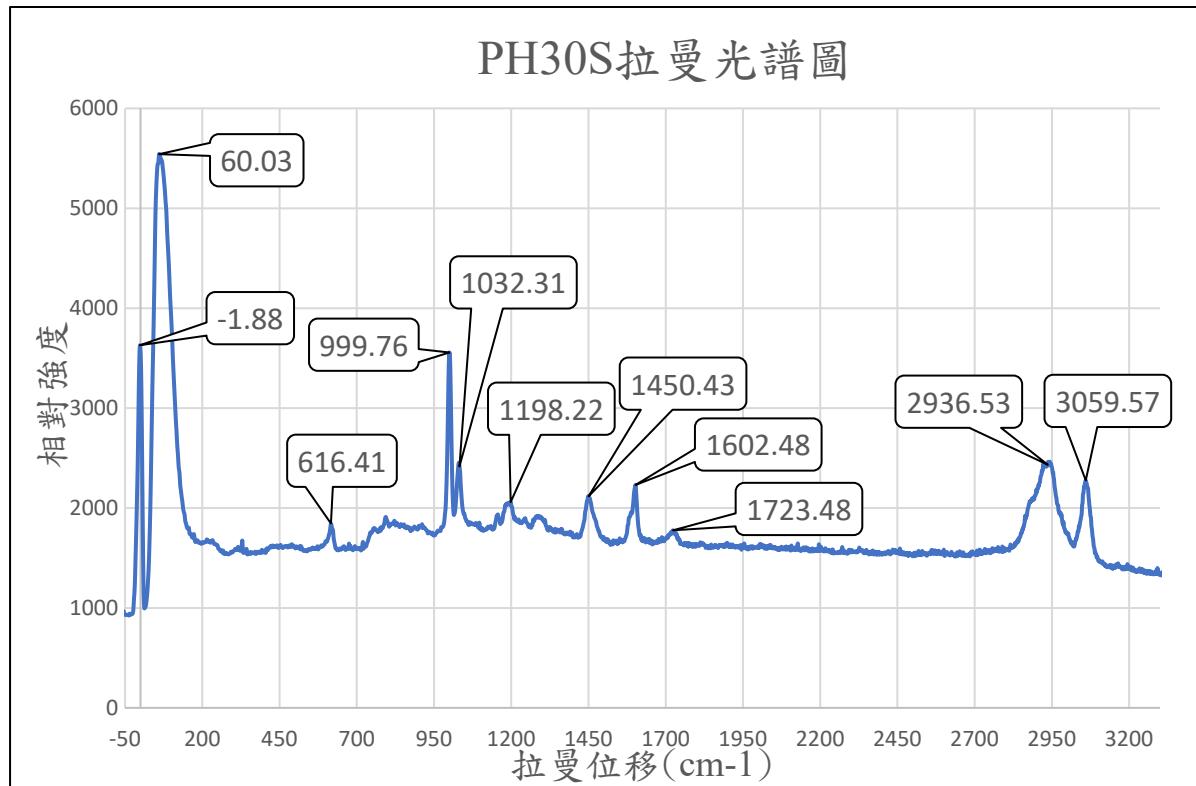
使用多功能顯微拉曼分析儀(型號:UniDRON)以物鏡 50 倍，使用波長 532nm 的雷射光源強度 40%進行量測，在電腦軟體的螢幕上確認雷射光點有聚焦的情形，接著量測標準樣品矽晶片以校正光譜，矽的原子排列有序且特徵峰明顯，因此常用來當作校正光譜儀的樣品，確保此光譜儀量出來的結果是正確的，圖二十五為扣除環境暗電流後的矽晶片拉曼光譜圖，矽晶片的拉曼光譜特徵峰在拉曼位移 520cm^{-1} 的地方，而在拉曼位移 0 的地方為 532nm 雷射本身的能階差。



圖二十五、矽晶片拉曼光譜圖

本研究用來設計三焦人工水晶體的水凝膠材料為 PH30S(PEG-PEA 40wt%+HEMA 30wt%+Styrene 26wt%+ 交聯劑 crosslinker 4wt%+ 光啟始劑 photoinitiator 1wt%)，PEG-PEA 是一種高分子聚合物，有 C-N 鍵、C-O 鍵、C-H 鍵和 N-H 鍵，HEMA 有 C-O 鍵、C-H 鍵和 O-H 鍵，Styrene 是一種有機化合物，有 C=C 鍵和 C-H 鍵，PEG-PEA 的化學鍵可能產生約在拉曼位移 1030cm^{-1} 、 $1090\text{cm}^{-1}\sim1300\text{cm}^{-1}$ 、 $2800\text{cm}^{-1}\sim3500\text{cm}^{-1}$ 的特徵峰 [49]，HEMA 的化學鍵可能產生約在拉曼位移 1452cm^{-1} 、 1640cm^{-1} 的特徵峰 [50]，Styrene 的化學鍵可能產生約在拉曼位移 1034cm^{-1} 、 1456cm^{-1} 、 1600cm^{-1} 的特

徵峰[51]，對比圖二十六的拉曼位移可以發現許多特徵峰都有顯示，但拉曼位移會因為材料比重、缺陷、狀態和環境等影響而有誤差，而此拉曼光譜是在連續50秒每秒擷取一次的平均值。



圖二十六、PH30S 拉曼光譜圖

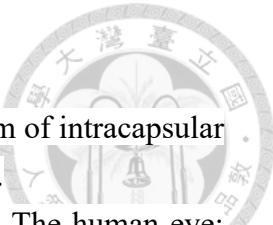
第五章 結論與未來研究方向



在本論文中分成模擬和實驗量測的部分，模擬的部分，使用光學模擬軟體優化函數提升對比度和限制表面厚度，Binary2 表面優化結合繞射表面來達到預設的 MTF 值，並模擬 Zernike 像差值、MTF 值、光扇圖及光斑圖來分析此研究中三焦水晶體的成像品質，也提供未來需要優化的地方參考。實驗量測的部分，分別有自適應 Shack Hartmann 波前量測系統和拉曼光譜儀，量測商用透鏡以檢視自適應 Shack Hartmann 波前量測系統的準確度，利用拉曼光譜儀量測此水凝膠樣品的材料參數，以非破壞性的方式分析材料的化學組成及分子結構。

未來可針對成像分析的部分，使用架設好的人眼模型及優化函數組合，對三焦人工水晶體活塞、傾斜、散焦、球面像差的部分進行進一步的優化，提升對比度及降低像差值。在自適應 Shack Hartmann 波前量測系統的部分，根據文獻研究、光學路徑規劃、減少桌面震動來逐步改善光學量測系統的精確度和穩定性。拉曼光譜儀的量測結果可以尋找更多光譜的資料進行比對，以分析出更詳細的材料數據。

參考文獻



- [1] Gullstrand, A. L. L. V. A. R. (1901). How I found the mechanism of intracapsular accommodation. *Nobel Lectures, Physiology or Medicine, 1921*, 414.
- [2] Rayamajhi, A., Helmer, M., Hetz, M., & Neumann, C. (2021). The human eye: From Gullstrand's eye model to ray tracing today. In *Lux junior 2021: 15. Internationales Forum für den lichttechnischen Nachwuchs, 04.–06. Juni 2021, Ilmenau: Tagungsband* (pp. 201-209).
- [3] Yen, C. T., Tsai, C. M., & Fang, Y. C. (2013). A study of optical design of aspheric optical glasses based on Kiou & Brennan eyes spherical model. *Optik*, 124(14), 1726-1729.
- [4] Atchison, D. A., & Thibos, L. N. (2016). Optical models of the human eye. *Clinical and Experimental Optometry*, 99(2), 99-106.
- [5] Greivenkamp, J. E., Schwiegerling, J., Miller, J. M., & Mellinger, M. D. (1995). Visual acuity modeling using optical raytracing of schematic eyes. *American journal of ophthalmology*, 120(2), 227-240.
- [6] Liou, H. L., & Brennan, N. A. (1997). Anatomically accurate, finite model eye for optical modeling. *JOSA A*, 14(8), 1684-1695.
- [7] Almeida, M. S. D., & Carvalho, L. A. (2007). Different schematic eyes and their accuracy to the in vivo eye: a quantitative comparison study. *Brazilian Journal of Physics*, 37(2A), 378-387.
- [8] Bakaraju, R. C., Ehrmann, K., Papas, E., & Ho, A. (2008). Finite schematic eye models and their accuracy to in-vivo data. *Vision research*, 48(16), 1681-1694.
- [9] Atchison, D. A., & Thibos, L. N. (2016). Optical models of the human eye. *Clinical and Experimental Optometry*, 99(2), 99-106.
- [10] Greivenkamp, J. E., Schwiegerling, J., Miller, J. M., & Mellinger, M. D. (1995). Visual acuity modeling using optical raytracing of schematic eyes. *American journal of ophthalmology*, 120(2), 227-240.
- [11] Liou, H. L., & Brennan, N. A. (1997). Anatomically accurate, finite model eye for optical modeling. *JOSA A*, 14(8), 1684-1695.
- [12] Bakaraju, R. C., Ehrmann, K., Papas, E., & Ho, A. (2008). Finite schematic eye models and their accuracy to in-vivo data. *Vision research*, 48(16), 1681-1694.
- [13] Kirilenko, M. S., Khorin, P. A., & Porfirev, A. P. (2016). Wavefront analysis based on Zernike polynomials. In *CEUR Workshop Proceedings* (Vol. 1638, pp. 66-75).
- [14] Lakshminarayanan, V., & Fleck, A. (2011). Zernike polynomials: a guide. *Journal of Modern Optics*, 58(7), 545-561.

- [15] Carpio, M., & Malacara, D. (1994). Closed Cartesian representation of the Zernike polynomials. *Optics communications*, 110(5-6), 514-516.
- [16] McAlinden, C., McCartney, M., & Moore, J. (2011). Mathematics of Zernike polynomials: a review. *Clinical & experimental ophthalmology*, 39(8), 820-827.
- [17] Rampat, R., & Gatinel, D. (2021). Multifocal and extended depth-of-focus intraocular lenses in 2020. *Ophthalmology*, 128(11), e164-e185.
- [18] Sudhir, R. R., Dey, A., Bhattacharrya, S., & Bahulayan, A. (2019). AcrySof IQ PanOptix intraocular lens versus extended depth of focus intraocular lens and trifocal intraocular lens: a clinical overview. *Asia-Pacific Journal of Ophthalmology (Philadelphia, Pa.)*, 8(4), 335.
- [19] Alio, J. L., Plaza-Puche, A. B., Fernández-Buenaga, R., Pikkel, J., & Maldonado, M. (2017). Multifocal intraocular lenses: an overview. *Survey of ophthalmology*, 62(5), 611-634.
- [20] Alio, J. L., Plaza-Puche, A. B., Fernández-Buenaga, R., Pikkel, J., & Maldonado, M. (2017). Multifocal intraocular lenses: an overview. *Survey of ophthalmology*, 62(5), 611-634.
- [21] Gordon, R. A., & Donzis, P. B. (1985). Refractive development of the human eye. *Archives of ophthalmology*, 103(6), 785-789.
- [22] de Carvalho, L. M., de Lima Monteiro, D. W., & de Oliveira, O. G. (2020). Computational modeling and optimization of a diffractive trifocal intraocular lens with step heights modulated by a cosine function. *Optics Communications*, 476, 126325.
- [23] Hwey-Lan Liou and Noel A. Brennan, "Anatomically accurate, finite model eye for optical modeling," *J. Opt. Soc. Am. A* 14, 1684-1695 (1997)
- [24] Zoulinakis, G., Esteve-Taboada, J. J., Ferrer-Blasco, T., Madrid-Costa, D., & Montés-Micó, R. (2017). Accommodation in human eye models: a comparison between the optical designs of Navarro, Arizona and Liou-Brennan. *International journal of ophthalmology*, 10(1), 43.
- [26] G. Smith, B. K. Pierscionek, and D. A. Atchison, "The optical modelling of the human lens," *Ophthalmic. Physiol. Opt.* 11, 359–369 (1991).
- [27] J. M. Royston, M. C. M. Dunne, and D. A. Barnes, "Measurement of the posterior corneal radius using slit lamp and Purkinje image techniques," *Ophthalmic. Physiol. Opt.* 10, 385–388 (1990).
- [28] N. Brown, "The change in lens curvature with age," *Exp. Eye Res.* 19, 175–183 (1974).
- [29] A. Gullstrand, *Helmholtz's Physiological Optics* (Optical Society of America, New York, 1924), Appendix, pp. 350–358.

- [30] J. G. Sivak and T. Mandelman, "Chromatic dispersion of the ocular media," *Vision Res.* 22, 997–1003 (1982).
- [31] Zhang, A. (2020). Multifocal diffractive lens design in ophthalmology. *Applied Optics*, 59(31), 9807-9823.
- [32] Al-Hamdani, A. H., Rashid, H. G., & Hashim, H. T. (2021). Optimum design of the hybrid (diffractive/refractive) multifocal intraocular lenses implanted within human eye. *Kuwait journal of science*, 48(1).
- [33] Vega, F., Valentino, M., Rigato, F., & Millán, M. S. (2021). Optical design and performance of a trifocal sinusoidal diffractive intraocular lens. *Biomedical Optics Express*, 12(6), 3338-3351.
- [34] Hashim, H. A., & Mohammed, M. F. (2023). Design and modeling of corneal aberration correction with diffractive IOL based on ZEMAX. *Results in Optics*, 11, 100398.
- [35] Alshami, M., Wabby, A., & Mousselly, M. F. (2015). Design and development of Binary Diffractive Germanium Lens by thin film deposition. *Journal of the European Optical Society-Rapid publications*, 10.
- [36] Leyland, M., & Zinicola, E. (2003). Multifocal versus monofocal intraocular lenses in cataract surgery: a systematic review. *Ophthalmology*, 110(9), 1789-1798.
- [37] Ma, R., Ji, L., & Yan, T. (2020). Laser multi-focus precision cutting of thick sapphire by spherical aberration rectification. *Optics and Lasers in Engineering*, 126, 105876.
- [38] Hartmann, P., Jedamzik, R., Reichel, S., & Schreder, B. (2010). Optical glass and glass ceramic historical aspects and recent developments: a Schott view. *Applied optics*, 49(16), D157-D176.
- [39] Reardon, P. J., & Chipman, R. A. (1989). Buchdahl's glass dispersion coefficients calculated from Schott equation constants. *Applied optics*, 28(16), 3520-3523.
- [40] Sigler, R. D. (1986). Glass selection for airspaced apochromats using the Buchdahl dispersion equation. *Applied optics*, 25(23), 4311-4320.
- [41] GHOSH, Gorachand. Sellmeier coefficients and dispersion of thermo-optic coefficients for some optical glasses. *Applied optics*, 1997, 36.7: 1540-1546.
- [42] Suvarnaphaet, P., Suksan, P., Pechprasarn, S., & Albutt, N. (2019). Optical Device Adapted to Smartphone for Direct Imaging Retinal Blood Vessels. In *Applied Mechanics and Materials* (Vol. 891, pp. 275-279). Trans Tech Publications Ltd.
- [43] Vega, F., Valentino, M., Rigato, F., & Millán, M. S. (2021). Optical design and performance of a trifocal sinusoidal diffractive intraocular lens. *Biomedical Optics Express*, 12(6), 3338-3351.

- [44] Lang A, Portney V. Interpreting multifocal intraocular lens modulation transfer functions. *J Cataract Refract Surg.* 1993;19(4):505–12.
- [45] Carson D, et al. Optical bench performance of AcrySof(R) IQ ReSTOR(R), AT LISA(R) tri, and FineVision(R) intraocular lenses. *Clin Ophthalmol.* 2014;8:2105–13.
- [46] CARSON, Daniel, et al. Optical bench performance of 3 trifocal intraocular lenses. *Journal of Cataract & Refractive Surgery*, 2016, 42.9: 1361-1367.
- [47] Gatinel, D., & Houbrechts, Y. (2013). Comparison of bifocal and trifocal diffractive and refractive intraocular lenses using an optical bench. *Journal of Cataract & Refractive Surgery*, 39(7), 1093-1099.
- [48] <https://www.thorlabs.com/thorproduct.cfm?partnumber=LC1258>
- [49] Jones, L. H. (1963). Raman spectra of the linear dicyanides. *Spectrochimica Acta*, 19(10), 1675-1681.
- [50] Wang, Y., Spencer, P., Yao, X., & Ye, Q. (2006). Effect of coinitiator and water on the photoreactivity and photopolymerization of HEMA/camphoquinone-based reactant mixtures. *Journal of Biomedical Materials Research Part A: An Official Journal of The Society for Biomaterials, The Japanese Society for Biomaterials, and The Australian Society for Biomaterials and the Korean Society for Biomaterials*, 78(4), 721-728.
- [51] Loader, E. J. (1971). Laser Raman spectra of styrene adsorbed on silica. *Journal of Catalysis*, 22(1), 41-48.