



INAOE

**INSTITUTO NACIONAL DE ASTROFÍSICA, ÓPTICA Y
ELECTRÓNICA.**

REPORTE TÉCNICO

No. 691

COORDINACIÓN DE ÓPTICA

Introducción al Diseño de lentes sintonizables

Dr. Agustín Santiago Alvarado

Dr. Alejandro A. Cornejo Rodríguez

Dr. Fermín Salomón Granados Agustín

29 de septiembre de 2023

Luis Enrique Erro No. 1

Sta. Ma. Tonantzintla

72840, Puebla, México

©INAOE 2023

Derechos Reservados

El autor otorga al INAOE el permiso de reproducir y distribuir copias de este reporte técnico en su totalidad o en partes mencionando la fuente.



Notas de CURSO DE VERANO

Introducción al Diseño de lentes sintonizables

Contenido

- 1. Introducción
- 2. Antecedentes
- 3. Que es una lente sintonizable
- 4. Tipos de lentes sintonizables
- 5. Mecanismos de actuación
- 6. Perfiles de lentes sintonizables (esféricas, cónicas, asféricas, Fresnel, frefrom, GRIN, bio-inspiradas - multi-lentes)
- 7. Parámetros Geométricos de una lente sintonizable
- 8. Materiales poliméricos, el PDMS
- 9. Diseño de lentes líquidas y lentes sólidas poliméricas
- 10. Referencias

Proyecto de evaluación

Desarrollo de una lente polimérica, del tipo sólida o líquida.

- Diseño de un sistema sintonizable y su análisis con un software de diseño
- Cálculo de los parámetros geométricos
- Análisis y simulación del funcionamiento óptico del sistema propuesto (trazo de rayos, aberraciones y diagrama de manchas).

Autores

Dr. Agustín Santiago Alvarado

Dr. Alejandro A. Cornejo Rodríguez

Dr. Fermín Salomón Granados Agustín

1. Introducción

Las lentes sintonizables bioinspiradas a diferencia de las lentes tradicionales de enfoque fijo, ofrecen la capacidad de ajustar y modificar sus propiedades ópticas de manera controlada y precisa como lo hace el lente cristalino del ojo humano para cambiar su longitud focal permitiendo una adaptabilidad sin precedentes en una amplia gama de aplicaciones científicas, industriales y tecnológicas. Estas lentes han surgido como una solución revolucionaria que permite esta adaptabilidad. Estas lentes son fundamentales en aplicaciones que van desde la corrección de aberraciones en telescopios hasta la mejora de la visión en oftalmología y la optimización de la comunicación óptica. Este avance tecnológico ha revolucionado una amplia gama de aplicaciones en campos que van desde la fotografía y la microscopía hasta la medicina y la comunicación óptica. La necesidad de lentes versátiles y ajustables se ha vuelto más apremiante que nunca. Desde la captura de imágenes de alta resolución hasta la corrección de aberraciones en sistemas ópticos complejos, pasando por la exploración de nuevos horizontes en la medicina y la investigación científica [1-4].

En este curso, exploraremos el concepto fundamental detrás de las lentes sintonizables, sus principios de funcionamiento, tipos de lentes sintonizables, mecanismos de actuación, diseño y construcción y su aplicación en dispositivos ópticos que imitan el funcionamiento del ojo humano, destacando cómo esta tecnología ha abierto nuevas posibilidades en la manipulación de la luz y la imagen en el mundo de la física moderna.

2. Antecedentes

Los antecedentes de las lentes sintonizables se remontan a los primeros desarrollos en el campo de la óptica y la búsqueda constante de mejorar la capacidad de controlar y manipular la luz. El concepto de lentes sintonizables comenzó a tomar forma con la invención de las lentes electro-ópticas en la primera mitad del siglo XX. Estas lentes eran capaces de cambiar su poder de enfoque mediante la aplicación de un campo eléctrico externo. A lo largo de la historia, los científicos e ingenieros han buscado formas de ajustar y modificar las propiedades de las lentes para adaptarse a diferentes aplicaciones y necesidades. Dentro de las propuestas más relevantes de lentes sintonizables se encuentran:

Lentes líquidas: utilizan la capacidad de los líquidos para cambiar su forma y, por lo tanto, su poder de enfoque. Pueden ser ajustadas mediante la aplicación de presión, cambio de temperatura o voltajes eléctricos [1-5].

Lentes Ajustables Convencionales: son lentes ajustables mecánicamente, como las lentes biconvexas montadas en un mecanismo de tornillo que permitía cambiar la distancia focal, fueron un paso importante hacia las lentes sintonizables modernas [5-11].

Lentes Electroópticas: En el siglo XIX, se descubrió el efecto electroóptico, que permitía cambiar las propiedades ópticas de ciertos materiales mediante la aplicación de un campo eléctrico. Esto condujo al desarrollo de lentes electroópticas, que podían cambiar su enfoque con el campo eléctrico [1, 3-7].

Desarrollo de lentes electro-ópticas y acústicas: A lo largo del siglo XX, se experimentó con lentes que podían ser ajustadas eléctricamente o utilizando ondas acústicas para cambiar sus propiedades ópticas. Podían variar su índice de refracción bajo la influencia de un campo eléctrico o una onda sonora, lo que permitía el enfoque y la variación de la magnificación [1-3, 9, 12-14].

Lentes líquidas y cristales líquidos: En la década de 1970, se desarrollaron lentes líquidas basadas en la manipulación de la tensión superficial de un líquido, se utilizaron para crear lentes con propiedades ópticas ajustables mediante el control de la alineación molecular [1-3, 15-18].

Microelectromecánica (MEMS): La tecnología MEMS permitió la creación de lentes microscópicas ajustables mediante el control de estructuras mecánicas a pequeña escala. Esto abrió nuevas posibilidades para la miniaturización de dispositivos ópticos y cámaras [15].

Lentes líquidas electrohúmedas: En la década de 2000, se desarrollaron lentes líquidas basadas en el efecto electrohúmedo donde la tensión superficial de un líquido se controla mediante campos eléctricos, permitiendo un ajuste rápido y preciso de la forma de la lente [16-20].

Lentes Varifocales Electrónicas: A mediados del siglo XX, se desarrollaron las lentes varifocales electrónicas que permitían el cambio de enfoque mediante la aplicación de voltaje a materiales electro-ópticos. Aunque mejoraron la velocidad de ajuste, seguían siendo limitadas en su capacidad para corregir aberraciones y deformaciones ópticas.

Lentes Deformables Sintonizables: Con el avance de la tecnología de actuadores piezoeléctricos y la óptica adaptativa, logró la creación de lentes deformables sintonizables. Estas lentes pueden ajustar su forma de manera dinámica y precisa en función de las condiciones de observación o las necesidades de enfoque. La adaptabilidad en tiempo real las convierte en herramientas valiosas [21-25].

Lentes Sintonizables Modernas: En las últimas décadas, se han logrado avances significativos en las lentes sintonizables, que utilizan tecnologías como la electro-óptica, la termo-óptica y la acústica para alterar sus propiedades ópticas. Estas lentes pueden cambiar su enfoque de manera rápida y precisa.

Estos avances históricos allanaron el camino para la creación de las lentes sintonizables modernas, que se pueden ajustar de manera controlada, ofreciendo una versatilidad sin precedentes en la manipulación de la luz y han encontrado aplicaciones en campos que van desde la óptica adaptativa en telescopios, la industria de la fotografía y la captura de imágenes médicas hasta la telecomunicación óptica y la microscopía avanzada. Su evolución continua promete seguir transformando la óptica y la física aplicada en los años venideros.

3. Que es una lente sintonizable

Una lente sintonizable es aquel dispositivo que por algún mecanismo de actuación puede modificar algunos de los parámetros de la lente ocasionando con ello que su longitud focal cambie. Mientras que un sistema óptico tradicional suele sintonizarse mediante un desplazamiento mecánico de los

componentes, en la micro-óptica la sintonización a menudo se puede realizar mediante un cambio controlado en una propiedad intrínseca del propio componente ver figura 1. Así, la deformación de una superficie polimérica blanda; el cambio en la tensión superficial de un líquido; o el hinchamiento de las capas superficiales son todos mecanismos que pueden emplearse para ajustar las características ópticas de los dispositivos micro-ópticos.

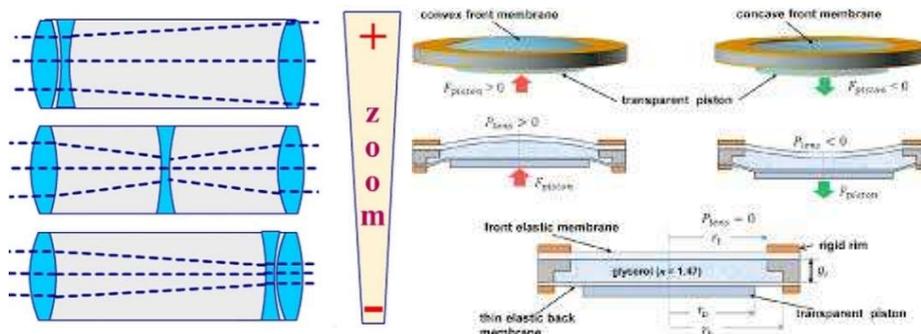


Figura 1. A) Sistema óptico tradicional, B) sistema óptico sintonizable [tomada de ref. 1-5].

También se dice que son lentes mutables que alteran su forma o distribución de índice para producir cambios de su distancia focal, sin movimiento de traslación ver Figura 2. No es necesario buscar muy lejos un ejemplo de una lente variable: la lente del ojo humano cambia su forma y su índice de refracción para lograr un enfoque dinámico [26].

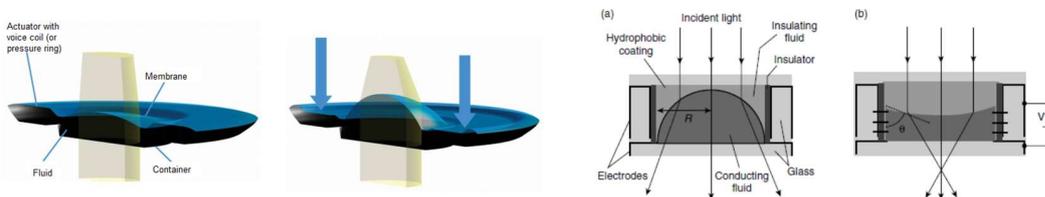


Figura 2. Lentes sintonizables por campos eléctricos [tomada ref. 1, 26]

Un tipo particular de lentes sintonizables son las lentes micro-flúidas permite la inyección controlada de fluido en cámaras con membranas deformables. La aplicación de una tensión radial cambia la curvatura de la lente cambiando así su distancia focal. Los termo-polímeros se han utilizado recientemente para crear una matriz de lentes y micro-lentes sintonizables, estos ajustan la temperatura del polímero termo-óptico dentro de la lente y puede cambiar las propiedades focales ver figura 3 [].

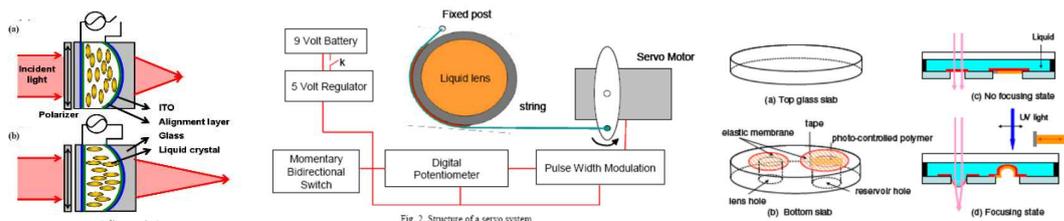


Figura 3. Tipos de lentes sintonizables [imágenes tomadas de las ref. 1, 13, 15].

Otro tipo de lente sintonizable son las lentes ópticas con distancia focal controlable eléctricamente, estas pueden sintonizarse eléctricamente, ya sea directamente o mediante acoplamiento electromecánico o electrotérmico como se muestra en la figura 4 [1-4, 19].

Una lente sintonizable eléctricamente, o "lente inteligente", se define aquí como un medio de enfoque de luz (en forma de fluido, gel o sólido) que puede usar una energía eléctrica de entrada para modular dinámicamente su distancia focal.

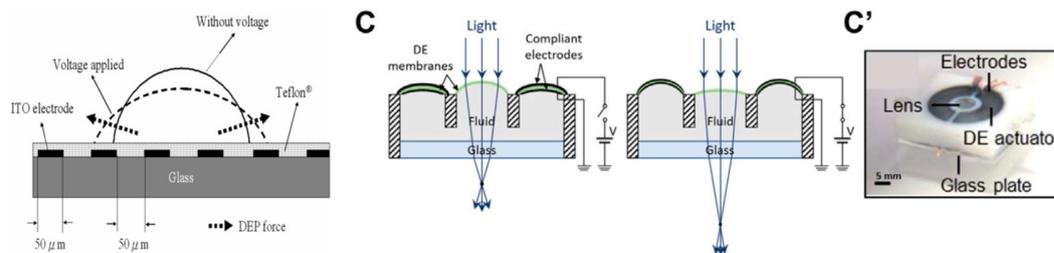


Figura 4. Lentes sintonizables eléctricamente [1, 19].

4. Tipos de lentes sintonizables

Existen cuatro familias de lentes sintonizables, dos de estas están basados en fluidos, lentes líquidas, lentes de membrana llenas de líquido; lentes elastoméricas deformables y lentes a base de cristal líquido [16-17, 19]. Algunas de ellas se muestran en la figura 5.

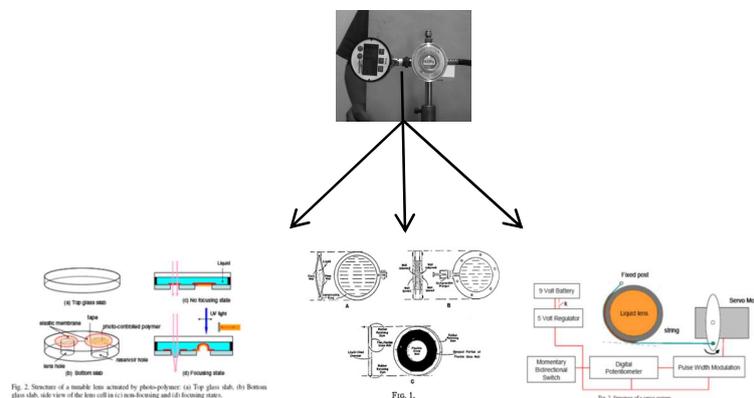


Figura 5. Lentes líquidas sintonizables [1, 5, 19].

4.1 Lentes líquidas

Un caso particular son las lentes compuestas por uno o más líquidos, y que por algún mecanismo de actuación su índice de refracción cambia, ya sea que cambie el fluido o porque se le aplica un campo eléctrico o acústico [6]. Un esquema que ilustra este principio se muestra la figura 6. Otro tipo de lentes son electrohúmedas, donde el ángulo de contacto de la gota líquida conductora cambia como respuesta al campo eléctrico aplicado [1, 3, 6].

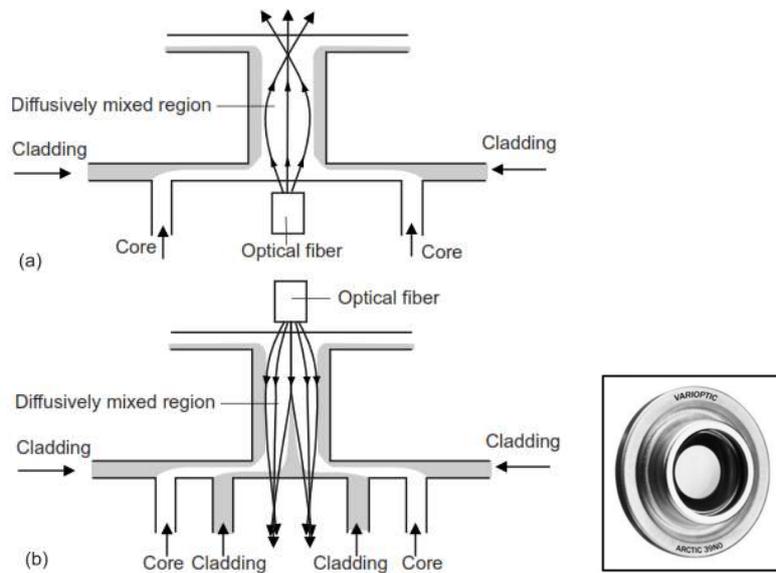


Figura 6. Lente optofluida, con cambio de índice de refracción [1, 3, 6].

4.2 Lentes de membranas llenas de líquido

Son lentes que están compuestas por un medio líquido contenido entre dos membranas en una montura especial. Al modificar la cantidad de líquido dentro de la cámara que conforma el cuerpo de la lente, su longitud focal cambia, esta modificación puede ser producida por un cambio de volumen del líquido mediante un cambio de presión, que puede ser del tipo mecánico, eléctrico mediante un servo motor. La figura 7, muestra una lente líquida con membranas y una lente comercial [9].

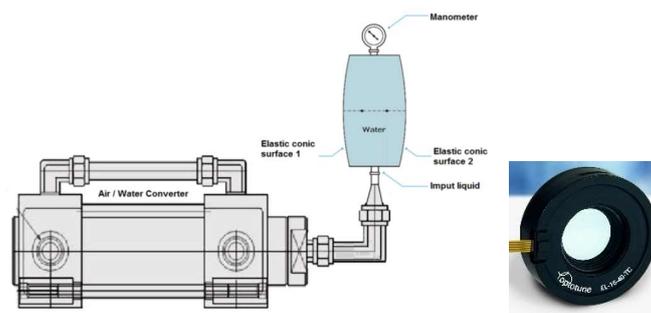


Figura 7. Lente líquida con membranas [imagen tomada de ref. 9, 27].

Las membranas se han elaborado con diversos perfiles, desde esféricas, cónicas y meniscos, y utilizando diversos líquidos. Referente a los medios para introducir el medio líquido se han empleados sistemas mecánicos para introducir o sacar el líquido del compartimiento de la lente, empleando un sistema convertidor aire-aceite, o servo motor por mencionar algunos [2, 10, 28-29].

4.3 Lentes elastoméricas deformables

Lentes sólidas elásticas son lentes que están elaboradas de un material flexible que puede modificar su forma al aplicarle esfuerzos radiales en su borde ver Figura 8. Los esfuerzos pueden ser aplicados mecánicamente, por voltaje, por la aplicación de campos magnéticos o eléctricos. Las lentes solidas están compuestas por una montura para actuar sobre el cuerpo solido refractor. La montura causa que el espesor, curvatura y diámetro de abertura cambian y con ello la longitud focal [8, 30-31].

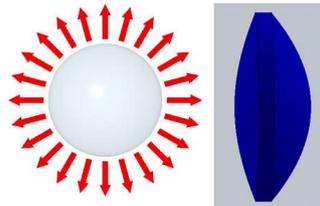


Figura 8. Lente solida elástica.

Las monturas que se han propuesto como sistemas de actuación consisten en mordazas, o materiales dieléctricos para ejercer la fuerza en el borde de la lente [30-32].

4.4 Lentes sintonizables de cristal líquido

Lentes de cristal líquido sintonizables son lentes que utilizan el efecto electro óptico para cambiar las propiedades ópticas de un material como respuesta a un campo eléctrico aplicado, donde el cristal líquido es una molécula en forma de bastones y su orientación es controlada por el campo eléctrico como se observa en la Figura 9 [1, 3,].

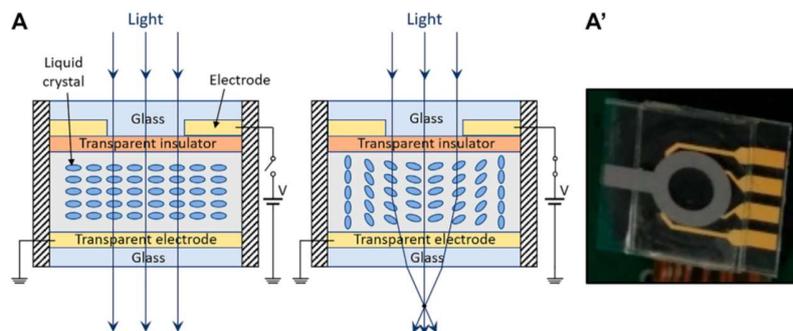


Figura 9. Lente de cristal líquido [Imagen tomada de ref. 1].

5. Mecanismos de actuación

Los mecanismos de actuación, son los mecanismos empleados para actuar sobre el cuerpo de la lente que le permita cambiar de forma, o propiedades ópticas, entre los más empleados se encuentran campo eléctrico, fuerza electrostática, electroquímica, presión, pizelectricos, bombeo

externo, mecánico, campo magnético, electrohumectación sobre dieléctricos y motores por mencionar algunos [1, 4-6].

El mecanismo de *actuación por motores* electromecánicos se ha utilizado para cambiar el espaciado entre lentes sólidas o para ejercer presión para introducir líquido en el compartimiento que forma parte del cuerpo de la lente [15].

El *mecanismo de electrohumectación* consiste en tener un sustrato de un líquido con portadores de carga, un electrodo y un revestimiento dieléctrico encima del electrodo y un líquido conductor. Al aplicar un voltaje entre el líquido y el electrodo se observa una dispersión del líquido junto con la reducción del ángulo de contacto [16-20].

Para el caso de lentes microfluidas donde se provocan cambios del índice de refracción, los mecanismos de actuación más empleados son control de presión, control eléctrico, control magnético, control térmico y control de concentración. Finalmente, para el caso de lentes elaboradas de gel, se ocupa, presión acústica, valor de ph, luz infraroja, temperatura o cambios en el medio ambiente como medio de actuación [13].

6. Perfiles de lentes sintonizables

El perfil a elegir en las superficies de una lente sintonizable depende de varios factores entre ellos se consideran los siguientes: la aplicación que tendrá la superficie o lente, las aberraciones que se buscan corregir, el proceso de manufactura que seguirá esta, el rango de longitud focal que tendrá, el costo de su producción y el tipo de material a emplear. Entre los perfiles más representativos se encuentran superficies: esféricas, cónicas, esféricas, Fresnel, toroidales, bifocales, progresivas y forma libre. Dichos perfiles cambiarán conforme se actué sobre la lente, pero se busca que las aberraciones se mantengan en un cierto rango cuando la longitud focal cambia. Generalmente estos perfiles son elegidos de acuerdo a la aplicación y la resolución que se busca en la calidad de la imagen o el tipo de concentración de energía requerida. Ya que el rango de aplicaciones ha ido creciendo día con día, como en áreas de: visión, médica, iluminación, tecnología etc. La figura 10 muestra algunas lentes sintonizables con diversos perfiles empleados.



Figura 10. Perfiles empleados en lentes sintonizables [tomadas de ref. 27, 33-34].

7. Parámetros Geométricos de una lente sintonizable

Desde el punto de vista de la óptica geométrica, lo que puede cambiar en una lente son: los radios de curvatura, espesor, diámetro y medio refractor del cual está formada la lente. También se sabe que la longitud focal está dada por la ecuación del constructor de lentes para una lente con índice de refracción constante.

$$\frac{1}{f} = (N - 1) \left[\frac{1}{R_1} - \frac{1}{R_2} + \frac{t(N - 1)}{R_1 R_2 N} \right]$$

Si la lente es biconvexa y se actúa sobre esta de manera simétrica y homogéneamente, entonces, en este caso particular los radios de curvatura son iguales, $R_1=R_2=R(p)$, entonces la ecuación del constructor de lentes se convierte en

$$\frac{1}{f} = (N - 1) \left[\frac{2}{R(p)} - \frac{t(N - 1)}{R^2(p)N} \right]$$

Otro caso particular es el lente plano convexa, donde la ecuación toma la forma

$$\phi(p) = \frac{1}{f(p)} = \frac{(1 - N)}{R_2(p)}$$

Estas dos últimas expresiones nos permiten conocer los cambios de la longitud focal de una lente del tipo biconvexa o planoconvexa, en función de los cambios del radio de curvatura y del espesor. Por lo que se debe elegir un mecanismo que interactúe con la lente para provocar dichos cambios.

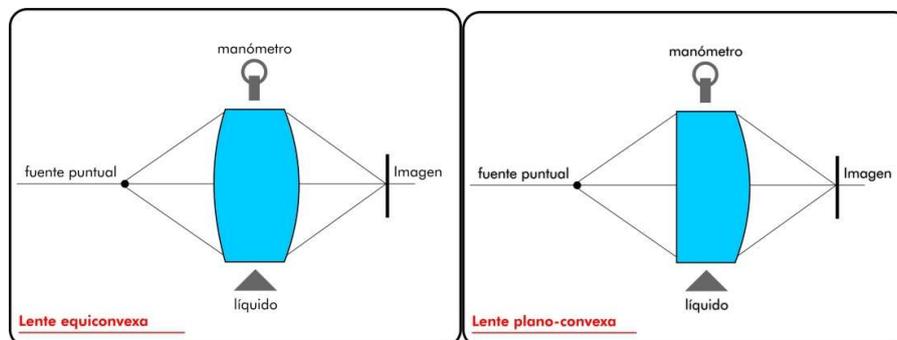


Figura 11. (a) Lente biconvexa, (b) lente plano convexa.

8. Materiales poliméricos, el PDMS

En las últimas décadas del siglo pasado, se dio un auge en el uso de materiales poliméricos para elaborar componentes ópticas, sobretodo se consideraron aquellos materiales poliméricos que sus propiedades ópticas fueran favorables en las regiones del UV cercano, visible e infrarojo cercano. En la figura 12, se presentan las propiedades ópticas mínimas requeridas por dichos materiales para ser considerados para elaborar componentes como lentes, fibras ópticas, prismas, espejos etc. Adicionalmente es necesario conocer sus propiedades mecánicas, térmicas, eléctricas para

ponderar el rango de aplicabilidad de dicho material. Ya que cada material requiere consideraciones para su cuidado, manejo y manipulación para la fabricación de componentes ópticos.

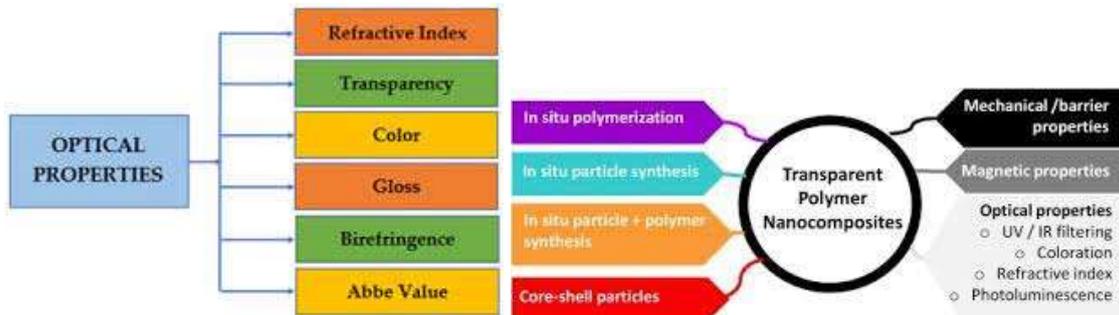


Figura 12. Propiedades de materiales poliméricos empleados en componentes ópticos [tomada ref. 35].

Para el caso de materiales plásticos termoplásticos empleados en óptica se requiere del conocimiento de sus propiedades y requerimientos para su manipulación y desempeño. La tabla 1 muestra los comúnmente usados [36]:

Tabla 1. Materiales poliméricos empleados en componentes ópticos [tomada de ref. 36].

Material	PMMA*	Polystyrene	Polycarbonate	COP**	Polyester
Trade Name	Acrylic	Styrene	Lexan®/ Makrolon®	Zeonex®/ Zeonor®	OKP1/OKP4
Source	Arkema/ Evonik	American Styrenics	Sabic/Bayer	Zeon Chemical	Osaka Gas Chemicals

* Polymethyl methacrylate; ** Cyclic olefin polymers

A continuación, se describen cada uno de estos materiales.

PMMA (Acrílico)

El Acrílico es un polímero plástico óptico duro, con excelente estabilidad mecánica, transparencia, con excelentes propiedades de transmisión, y trabaja a temperatura ambiente.

Poli estireno

El poliestireno es menos costoso que el acrílico, pero tiene bandas de absorción en la región azul del visible, suele ocuparse para formar dobletes acromáticos y se fabrican lentes por moldeo.

Policarbonato

Es resistente al impacto, puede trabajar en un rango de temperaturas de -137 °C a 124 °C, es altamente dúctil y fácil de maquinar, suele emplearse para anteojos y gafas.

Polímero de Olefina Cíclica (COP)

Tiene propiedades birrefringentes, presenta distorsión a temperaturas altas, baja absorción de agua, un representante es el Zeonex desarrollado por Nippon Zeon, y es moldeado por inyección.

Poliéster (OKP)

Tiene un índice de refracción alto, baja birrefringencia y alta fluidez, es más costoso que otros termoplásticos utilizados en moldeo óptico.

En la gráfica de la figura 13, se muestran las curvas de transmitancia de estos polímeros en el espectro de UV-visible-IRN, y la tabla 2 muestra las propiedades de una familia mayor de polímeros empleados en óptica [].

Tabla 2. Propiedades de materiales poliméricos [tomada internet ref 37].

	Unit	Acrylic	Polystyrene	Polyetherimide	Poly-carbonate	Methyl-pentene	ABS	Cyclic Olefin Polymer	Nylon	NAS	SAN
nr (486.1 nm)		1.497	1.604	1.689	1.593	1.473		1.537		1.575	1.578
nd (589 nm)		1.491	1.590	1.682	1.586	1.467	1.538	1.530	1.535	1.533–1.567	1.567–1.571
nc (656.3 nm)		1.489	1.585	1.653	1.580	1.464		1.527		1.558	1.563
Abbe Value Va		57.2	30.8	18.94	34	51.9		55.8		35	37.8
Transmission	% ¹	92–95	87–92	82	85–91	90	79–90.6 ²	90–92	88	90	88
Max Service Temp.	³ F °C	161 72	180 82	338 170	255 124			253 123	179.6 82	199.4 93	174–190 79–88
Water Absorption	% ³	0.3	0.2	0.25	0.15			<0.01	3.3	0.15	0.2–0.35
Haze	%	1–2	2–3		1–3	5	12	1–2	7	3	3
dN/dT	x10 ⁻⁶ /°C	-8.5	-12.0		-11.8–14.3			-8.0		-14.0	-11.0
Color/Tint		Water clear	Water clear	Amber	Water clear	Slight yellow		Water clear		Water clear	Water clear

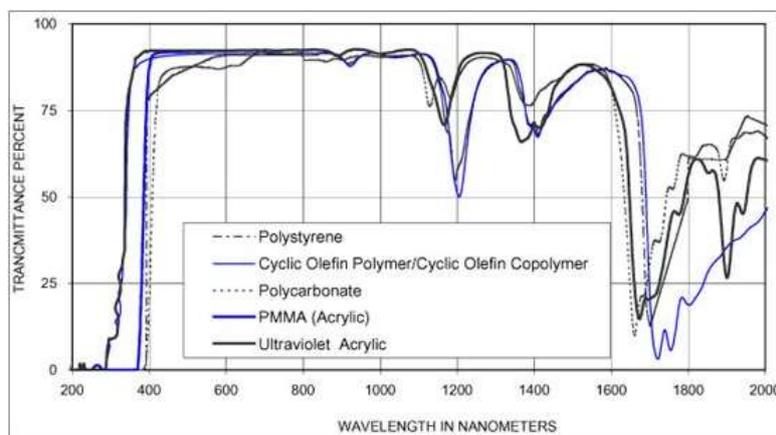


Figura 13. Curvas de transmisión de plásticos ópticos [37].

Por otro lado, un área que demanda componentes ópticos poliméricos es la oftalmología, para aplicaciones de corrección visual por medio de lentes intraoculares poliméricas, la figura 14 muestra cinco polímeros comúnmente empleados, junto con su cadena química representativa. En este curso emplearemos el PDMS, por lo que a continuación se describe.

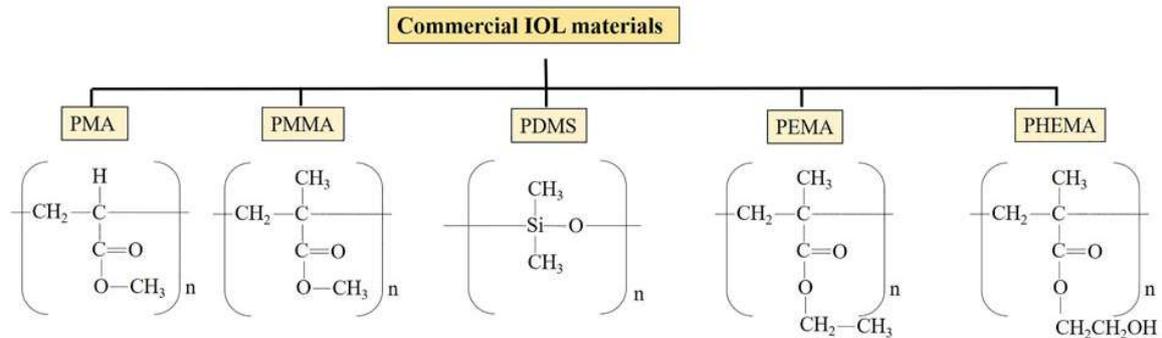


Figura 14. Polímeros empleados en oftalmología [Imagen tomada de ref. 38].

Material PDMS

El polidimetilsiloxano PDMS es el polímero orgánico más usado debido a su alta cristalinidad, nula toxicidad, alta viscosidad, es no flamable e inerte. Es un polímero de la familia siloxano, conocida como dimeticona y contiene hidrogeno, silicio, oxígeno y carbono, su fórmula química es [39-41]:

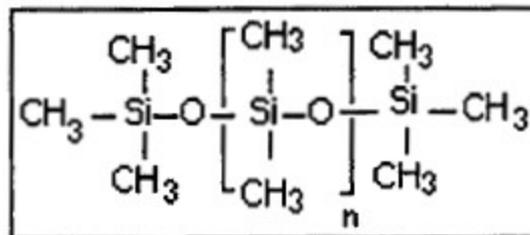


Figura 15. Cadena polimérica del PDMS [40-41].

con n el número de repeticiones del monómero $[\text{SiO}(\text{CH}_3)_2]$ figura 15. El PDMS es provisto en dos componentes una base de monómero (vinil-dimetil siloxano con un catalizador de platino) y un agente de curado (hidruro-dimetil siloxano). Es provisto por Daw Corning como un Kit PDMS Sylgard 184, con una base de polímero y un catalizador [39].

En trabajos previos se ha estudiado dicho material y se ha encontrado que su índice de refracción depende de la proporción de concentración de la mezcla, la temperatura y tiempo de curado, encontrando sus propiedades mecánicas e índice de refracción, la tabla 3, muestra dichas propiedades [40-41].

Tabla 3. Concentración de catalizador, temperatura, módulo de compresión e índice refractivo.

Catalyzer concentration C_i	Temperature T_i (°C)	Tensile modulus tm_e (MPa)	Compressive modulus cm_e (MPa)	Refractive index n_e
1.0	100	0.93655	2.49975	1.408
1.0	150	1.00353	2.61458	1.420
1.0	200	1.03379	2.65017	1.428
1.0	240	1.10348	2.68080	1.430
1.25	100	1.04941	2.71569	1.410
1.25	150	1.07626	2.76023	1.420
1.25	200	1.11957	2.76236	1.432
1.25	240	1.16817	2.77305	1.432
1.50	100	1.25846	2.84197	1.412
1.50	150	1.27464	2.88806	1.425
1.50	200	1.31356	2.92452	1.434
1.50	240	1.37583	2.98575	1.434
1.75	100	1.49067	3.16656	1.414
1.75	150	1.56349	3.21033	1.430
1.75	200	1.58242	3.22647	1.438
1.75	240	1.62468	3.30544	1.440
2.0	100	1.70237	3.40352	1.418
2.0	150	1.72761	3.49281	1.434
2.0	200	1.79296	3.59347	1.442
2.0	240	1.83197	3.77605	1.445

Asimismo, en dicho trabajo se encontraron expresiones matemáticas que permiten conocer el modulo elástico e índice de refracción, mostradas a continuación.

$$E(T, C) = a_1T + a_2C^2 + a_3(T^2 + C^2) + a_5C(T^2 + C^2) + a_6(T^2 + 3C^2) + a_7T(T^2 + C^2) + a_8C(3T^2 + C^2) + a_9,$$

$$n(C, T) = 1.41200 - 0.03739C_i - 0.00008T_i + 0.02023C_i^2 + 0.00011C_iT_i + 0.000002T_i^2 - 0.0040C_i^3 + 0.000027C_i^2T_i - 0.00000047C_iT_i^2 - 0.000000005T_i^3.$$

donde, E es el modulo elástico, T es la temperatura, a_i y C_i son los coeficientes del polinomio y razones de mezcla respectivamente, cuyos valores están dados en dicha publicación [41]. En las tablas 4 y 5, se muestra un compendio las propiedades que exhibe el PDMS, que son proporcionadas por el proveedor en su hoja técnica y otras más han sido medidas en laboratorio [8, 40-42].

Tabla 4. Propiedades del PDMS.

Propiedad	Característica	Consecuencia
Químicas	peso molecular de unidad repetitiva 207.4 (g/mol), con un peso molecular numeral promedio de 27000, una densidad de 0.982g/mL y una viscosidad de 500 cSt.	Tamaño máximo de poro es de 80 μm^2 , con una rugosidad de 550.87 nm, y líneas de dispersión Raman a 816.1, 830.1 y 882.4 nm. Espesor de la membrana de 0.330 μm .

Óptica	Transparente; UV longitud de onda de corte, 240 nm. Índice de refracción 1.4157. Absorción del 0.04% y transmisión arriba del 95% en la región visible.	Detección óptica de 240 a 1100 nm. Transparente en la región visible. Siendo homogéneo, lineal e isotrópico.
Eléctrica	Aislante; voltaje de colapso o falla de 2×10^7 V/m.	Permite incrustación de circuitos; no presenta fallas al abrir conexiones.
Mecánica	Módulo de Young 1.2 MPa, Coeficiente de Poisson 0.46, Módulo cortante 411 KPa, Lím de tracción 1.9 MPa, Lím elástico 700 KPa, Densidad 0.982 g/mL.	Adopta la forma de la superficie; Facilidad de moldeado, y es reversible cuando se actúa sobre él al deformarlo.
Térmica	Aislante; conductividad térmica, 0.2 W/(m·K); Coeficiente de expansión térmica, 310 $\mu\text{m}/(\text{m}\cdot^\circ\text{C})$.	Puede ser usado como aislante térmico; no permite disipación de calor resistivo de separación electroforética.
Interfacial	Baja energía libre superficial $\sim 20/\text{erg}/\text{cm}^2$, 100% de elongación.	Replicas son fácilmente removidas del molde; sellado reversible en materiales que contienen soluciones acuosas en canales.
Permeabilidad	Impermeable al agua; permeable a gases y solventes orgánicos no polares.	Permite transportar gas a través de grandes cantidades de material; incompatible con muchos solventes orgánicos.
Reactividad	Inerte; puede ser oxidado por exposición a un plasma; $\text{Bu}_4\text{N}^+\text{F}^-$ ((TBA)F).	No reactivo con muchas sustancias químicas; la superficie puede ser grabada; puede ser modificado para ser hidrofílico y también reactivo con silicón e hidrógeno; grabado con (TBA)F puede alterar la topografía de la superficie.
Toxicidad	No toxico.	Puede ser implantado en vivo; soporta células mamíferas en crecimiento.

Tabla 5. Propiedades PDMS Sylgard 184 [39].

Propiedad	Unidad	Resultado
One or two part		Two
Color		Colorless
Viscosity (Base)	cP	5100
	Pa-sec	5.1
Viscosity (Mixed)	cP	3500
	Pa-sec	3.5

Thermal Conductivity	btu/hr ft °F	0.15
	W/m °K	0.27
Specific Gravity (Cured)		1.03
Working Time at 25°C (Pot Life - Hours)	hours	1.5
Cure Time at 25°C	hours	48
Heat Cure Time at 100°C	Minutes	35
Heat Cure Time at 125°C	minutes	20
Heat Cure Time at 150°C	minutes	10
Durometer Shore		43
Dielectric Strength	volts/mil	500
	kV/mm	19
Volume Resistivity	ohm*cm	2.9e14
Dissipation Factor at 100 Hz		0.00257
Dissipation Factor at 100 kHz		0.00133
Dielectric Constant at 100 Hz		2.72
Dielectric Constant at 100 kHz		2.68
Linear CTE (by DMA)	ppm/°C	340
Tensile Strength	PSI	980
	MPa	6.7
	Kg/cm ²	69
Refractive Index	@ 589 nm	1.4118
Refractive Index	@ 632.8 nm	1.4225
Refractive Index	@1321 nm	1.4208
Refractive Index	@ 1554 nm	1.3997
UL RTI Rating	°C	150

9. Diseño de lentes líquidas y lentes sólidas poliméricas

El diseño de componentes ópticas hechas de polímero, sigue el mismo proceso que el diseño óptico tradicional, pero además considera los procesos de manufactura. Generalmente, el diseño de componentes en material poliméricas es para componentes únicas o para fabricación en serie. Por lo que en su proceso se consideran: Las especificaciones del diseño, un diseño de partida que puede ser de algún diseño teórico previo, un diseño de una base de datos computacional, o mediante alguna técnica de trazo de rayos. Posteriormente, se analiza el diseño y si no cumple con las especificaciones y calidad se optimiza y se analiza el diseño obtenido. Después, se realiza una optimización global hasta cumplir con las especificaciones de diseño y desempeño, donde se verifica que cumpla con las tolerancias del diseño final, modificando este para su fabricación y consideraciones de costo. Finalmente, se realiza un análisis pos fabricación.

Con el desarrollo de la tecnología de máquinas de ultra precisión, es posible realizar el maquinado de superficie ópticas con forma libre. Por lo que no existe un método de diseño único de superficies con forma libres y muchas veces depende de la aplicación deseada. Algunas consideraciones y métodos de diseño se muestran en la figura 16.

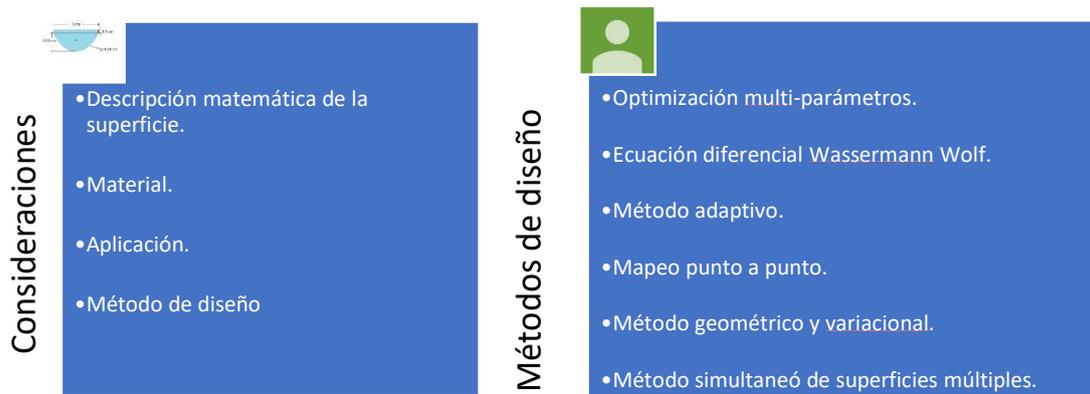


Figura 16. Consideraciones y métodos de diseño.

El proceso de diseño que nosotros seguimos toma en cuenta las consideraciones de la figura 17.

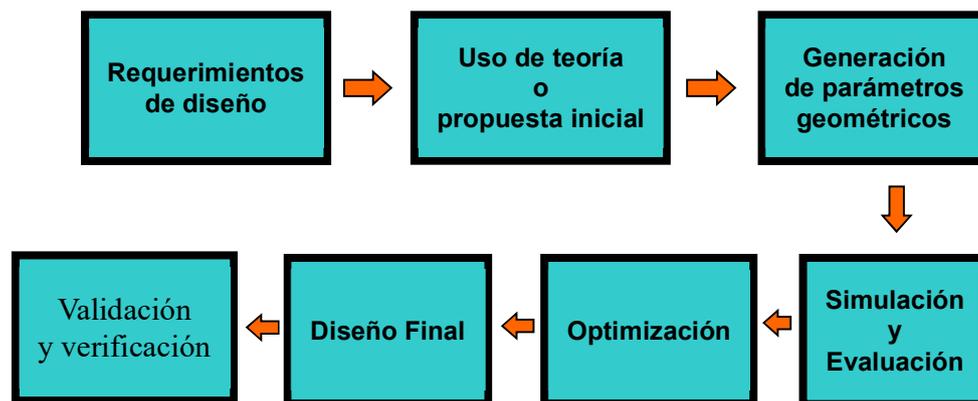


Figura 17. Proceso de diseño considerado para componentes ópticas poliméricas.

Para ilustrar el proceso descrito, se presentan dos ejemplos de diseño de componentes ópticas, donde se toman como punto de partida la teoría. Las superficies de las componentes consideradas son esféricas.

9.1 Ejemplo 1, diseño de una lente líquida.

Se desea elaborar una lente líquida sintonizable de 3 centímetros de diámetro, formada por dos membranas y un medio líquido entre ellas (agua), y también se debe diseñar la montura que los contenga. Dado que se considera que la lente sea biconvexa, los perfiles de las membranas serán idénticos, para que tengan deformaciones similares cuando se modifica la cantidad de líquido contenido en la cavidad que forma el cuerpo de la lente. Las deformaciones de las membranas con la variación del líquido, tomarán perfiles distintos al inicial. Para evaluar el desempeño óptico de la

lente cuando los perfiles cambian, es necesario realizar un modelo y con él una simulación con un software de elemento finito.

Para realizar el diseño, se considera que la montura mecánica se diseñe y elabore en aluminio 6061, con dos membranas cónicas elaboradas de PDMS. El perfil de la membrana se obtiene considerando la teoría de diseño de Kingslake para una lente plano-convexa cónica [43]. Se considera el caso que la superficie curva apunta al objeto y a la imagen. Las relaciones que nos permiten encontrar los perfiles están dadas como

$$Bn = X + n \left[(B - X)^2 + X^2 \right]^{1/2},$$

$$\frac{[X - Bn/(n+1)]^2}{[Bn/(n+1)]^2} + \frac{Y^2}{B(n-1)/(n+1)} = 1.$$

Donde n es el índice de refracción de la membrana (PDMS), B es la longitud focal posterior, para el diseño X es el espesor axial de la lente, Y es el semidiámetro de la lente, donde la constante de conicidad está dada como $K = -1/n^2$. La lente sintonizable quedará formada por dos membranas con forma de menisco.

Los parámetros geométricos iniciales de la lente sin la aplicación de presión extra sobre las membranas son mostrados en la figura 18 y la tabla 6.

Tabla 6. Parámetros geométricos iniciales de la lente líquida sintonizable.

Curvature radius	Thickness	Aperture radius	Material	Conic constant
241		15		-1.988
	0.5		PDMS	
Plane		15		
	10		Water	
Plane		15		
	0.5		PDMS	
-241		15		-1.988

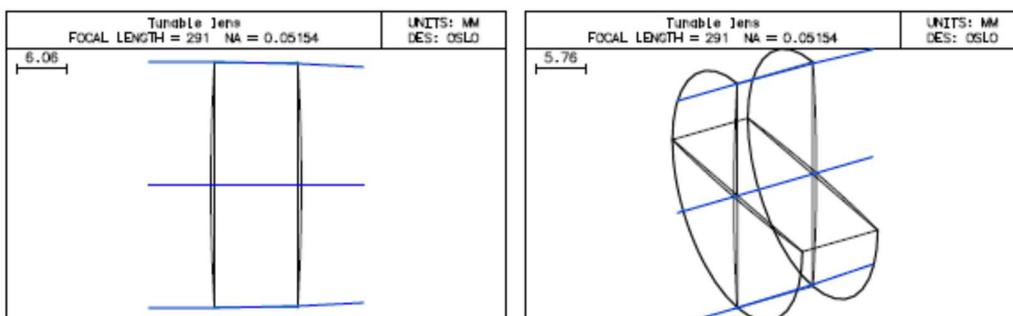


Figura 18. Diagrama de lente líquida sintonizable elaboradas con el Software OSLO.

Los valores de las aberraciones de la lente en la configuración inicial son mostrados en la figura 19. Y en la tabla 7. Donde se puede ver que la aberración esférica es mínima para puntos sobre el eje, para el cálculo de las aberraciones se utilizó una longitud de onda de 632.8 nm.

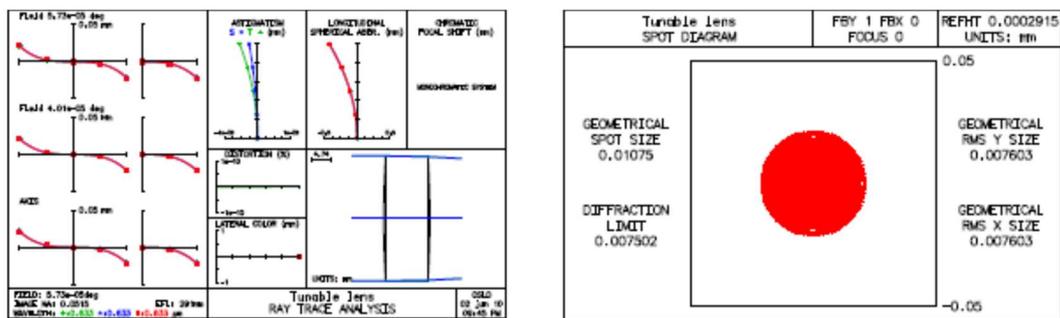


Figura 19. a) Aberraciones de Seidel presentes en la lente líquida, y b) diagrama de manchas.

Tabla 7. Valores de aberraciones de Seidel presentes en lente líquida.

Spherical	Coma	Astigmatism	Petzval	Distortion
-0.021335	5.0476e-07	-7.4231e-12	-5.3307e-12	6.0785e-18

Una vez, que se tiene un diseño inicial y que ha sido validado para las condiciones sin aplicación de presión extra, el siguiente paso consiste en tomar los parámetros geométricos y físicos de la lente y realizar un modelo de la lente en un software que trabaje con elemento finito, para realizar simulaciones del comportamiento de la lente cuando es sometida a diferentes presiones. Para ello es necesario conocer las propiedades físicas del material de las membranas (PDMS), y realizar el modelado de la lente, tomando los parámetros geométricos iniciales (empleamos Solidworks). La tabla 8, muestra los valores que se introducen al software.

Tabla 8. Propiedades físicas del PDMS.

Parameter	Value
Young Modulus	1.2 MPa (MN/m ²)
Poisson's ratio	0.46
Shear Modulus	411 KPa (KN/m ²)
Density	9.82×10 ⁻⁴ gr/mm ³
Traction limit	2.5 MPa (MN/ m ²)
Stress limit	700KPa (KN/m ²)
Thermal Conductivity	0.2 W/(m·K)
Coefficient thermal Expansion	310µm/(m°C)
Wavelength cut	240 nm
Refraction index	1.427
Absorption	0.04%
Transmittance in visible region	Up 95%
Tensile limit	1.9 MPa

Para este diseño, solo se generó el CAD de una membrana, a la que se le aplicaron valores de presión, y se considera que la otra superficie se comportará de la misma manera, lo que permitirá reducir los recursos computacionales para las simulaciones. Se realizó un análisis estático de la membrana sujeta a presión por el líquido, obteniendo mapas de simulación de tensiones, deformaciones y desplazamientos. La figura 20 muestra el mallado de la membrana con empotramiento y dirección de aplicación de presión con las flechas rojas [28].

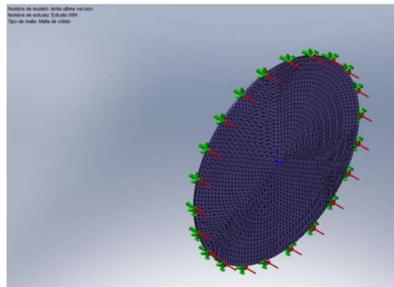


Figura 20. Modelado de mallado de la membrana de PDMS y aplicación de presión sobre la superficie plana.

Se hizo un análisis estático con tres diferentes valores de presión aplicados a la superficie, 0.5 N/m^2 , 1.0 N/m^2 y 5 N/m^2 . En la figura 21 se muestran los mapas de desplazamiento de la membrana cuando se aplican dichas presiones.

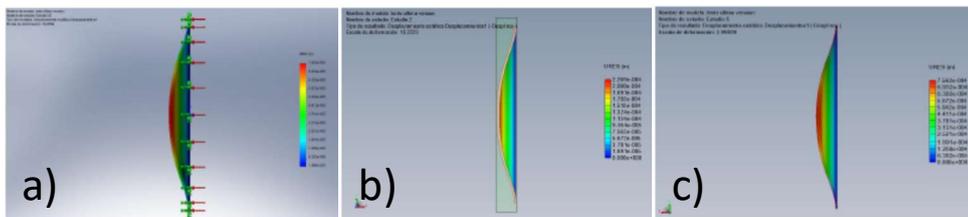


Figura 21. Simulaciones de mapas de desplazamiento de membrana para a) 0.5 , b) 1.0 y c) 5 N/m^2 . [28]

Para conocer la curvatura que adopta la membrana cuando se le aplica presión, se hizo un corte transversal a cada mapa generado y se tomaron las coordenadas de algunos nodos que pasan por las superficies de la membrana, para medir sus desplazamientos. Esto se ilustra en la figura 22.

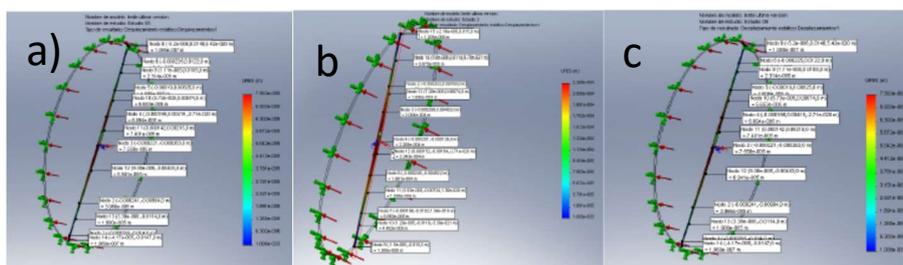


Figura 22. Selección de nodos de la malla de mapas de desplazamiento para a) 0.5 , b) 1.0 y c) 5 N/m^2 . [28]

Se realizó un ajuste con algoritmos genéticos a las coordenadas de los nodos medidos en las mallas y se encontró la forma analítica del perfil de la superficie que describen los nodos, ver figura 23.

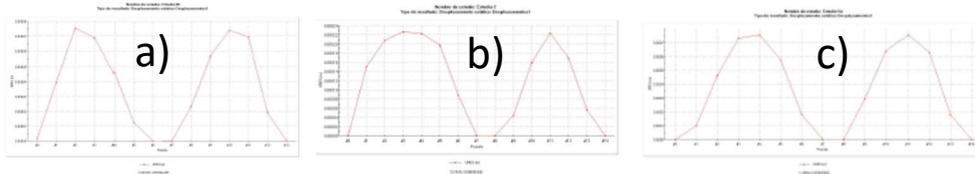


Figura 23. Perfiles encontrados en el ajuste realizado para los casos estudiados. [28]

La tabla 9 muestra los parámetros geométricos encontrados de las superficies, esto es, radios de curvatura, constantes de conicidad y espesores para las presiones aplicadas a la membrana.

Tabla 9. Parámetros geométricos obtenidos para las lentes generadas.

Applied Pressure	Surface 1	Surface 2	Thickness
0.5 Pa	$r=788.324$ $K=-1.196167$	$r=408.6853$ $K=-1.9773$	0.08
1 Pa	$r=94.8146$ $K=-1.376648$	$r=236.547$ $K=-0.98773$	0.07
5 Pa	$r=67.30225$ $K=-1.481$	$r=-55.573521$ $K=-0.8486$	0.02

Con los parámetros geométricos obtenidos, se utilizó el programa de diseño OSLO para modelar las lentes generadas de acuerdo a la presión aplicada. La figura 24 muestra las lentes generadas, y en las figuras 25 y 26 se muestran las aberraciones de Seidel y diagramas de manchas de cada una de ellas para las presiones de 0.5 N/m^2 , 1.0 N/m^2 y 5.0 N/m^2 , respectivamente. Con lo que se puede conocer el desempeño de la lente líquida sintonizable.

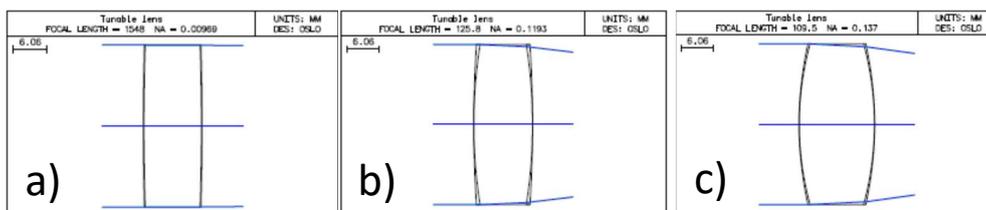


Figura 24. Lentes resultantes después de aplicar presiones para los casos de estudio.

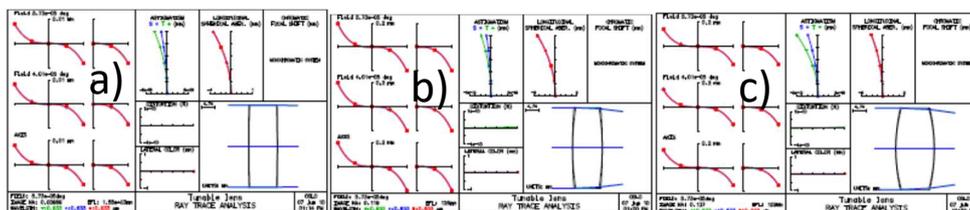


Figura 25. Aberraciones de Seidel para las lentes generadas.

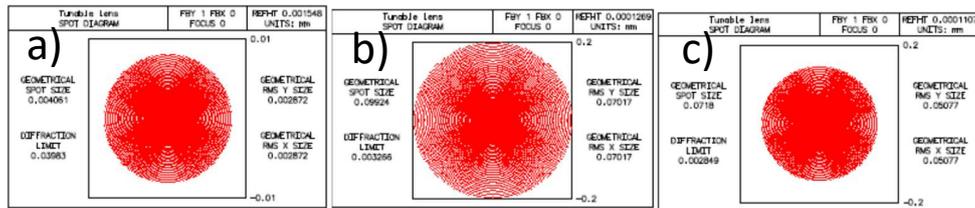


Figura 26. Diagrama de manchas para lentes generadas.

Finalmente, sin dar más detalles del proceso de diseño y fabricación de la montura mecánica, la cual fue elaborada en aluminio 6061, en la figura 27 se muestra un vista isométrica y armada de la montura diseñada y construida que alberga al medio líquido y a las membranas.

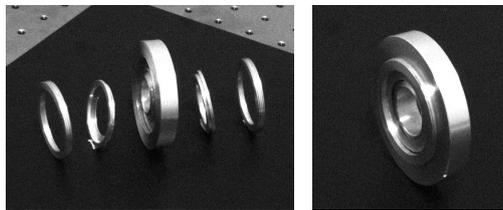


Figura 27. Montura diseñada y fabricada para albergar membranas y líquido.

9.2 Ejemplo 2, diseño de una lente Sólida Elástica.

En este ejemplo se desea diseñar una lente bioinspirada en el lente cristalino, que considere los parámetros geométricos y sus dimensiones, hecha de un material polimérico que le permita modificar su forma. Como diseño inicial se consideró un modelo existente en la literatura, tomamos el modelo esquemático propuesto por Navarro [44]. La tabla 10 muestra los valores que considera dicho modelo para el lente cristalino, y la figura 28 muestra una imagen de este.

Tabla 10. Parámetros geométricos del modelo esquemático de Navarro.

Característica	
Radio de curvatura	Superficie anterior = 10.2 mm Superficie Posterior = -6 mm
Constante cónica	Superficie anterior = -3.1316 Superficie Posterior = -1
Espesor	4 mm
Diámetro	10 mm
Amplitud de acomodación	14 D

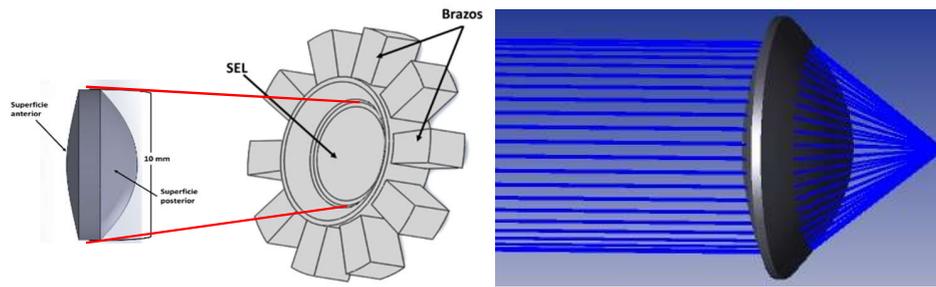


Figura 28. Diagrama de modelo esquemático de lente cristalino.

Como en el ejemplo anterior, se modeló la lente con un software de diseño óptico y se obtuvieron la imagen del cuerpo de la lente (ver figura 29), las aberraciones no se mostrarán en esta parte, ya que aparecerán al final en un diagrama de barras junto con los casos analizados.

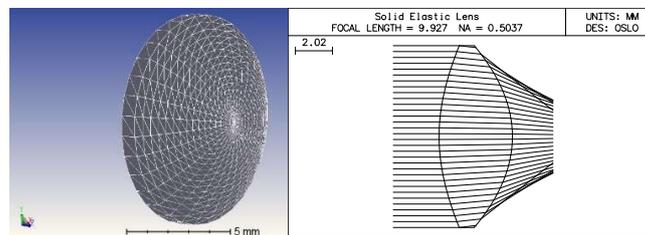


Figura 29. Diagrama de mallado de lente y dibujo de lente con trazo de rayos.

Como en el caso anterior se modeló la lente en un programa de elemento finito, se utilizó Solidworks, pero a la lente se le agregaron extensiones en su borde con las cuales se le podrá transmitir esfuerzos del tipo de compresión y tensión. En este programa se podrá simular el comportamiento de la lente cuando se apliquen esfuerzos en su borde. Una imagen del CAD con mallado es mostrada en la figura 30, así mismo la figura muestra imágenes de casos donde se aplica fuerzas de tensión y compresión indicadas con las flechas de color azul y rojo en los bordes. El número total de nodos es 34448 y un número total de elementos de 21936.

Para el estudio, se aplicaron fuerzas radiales de tensión y compresión sobre cada uno de los brazos de la pieza, la distribución de estas fuerzas se muestra en la figura 31.

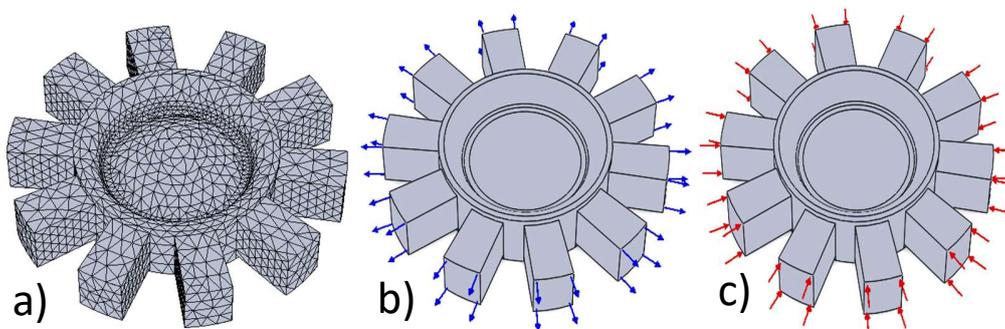


Figura 30. CAD de lente sólida con: a) Mallado, b) Fuerzas de compresión y c) fuerzas de tensión.

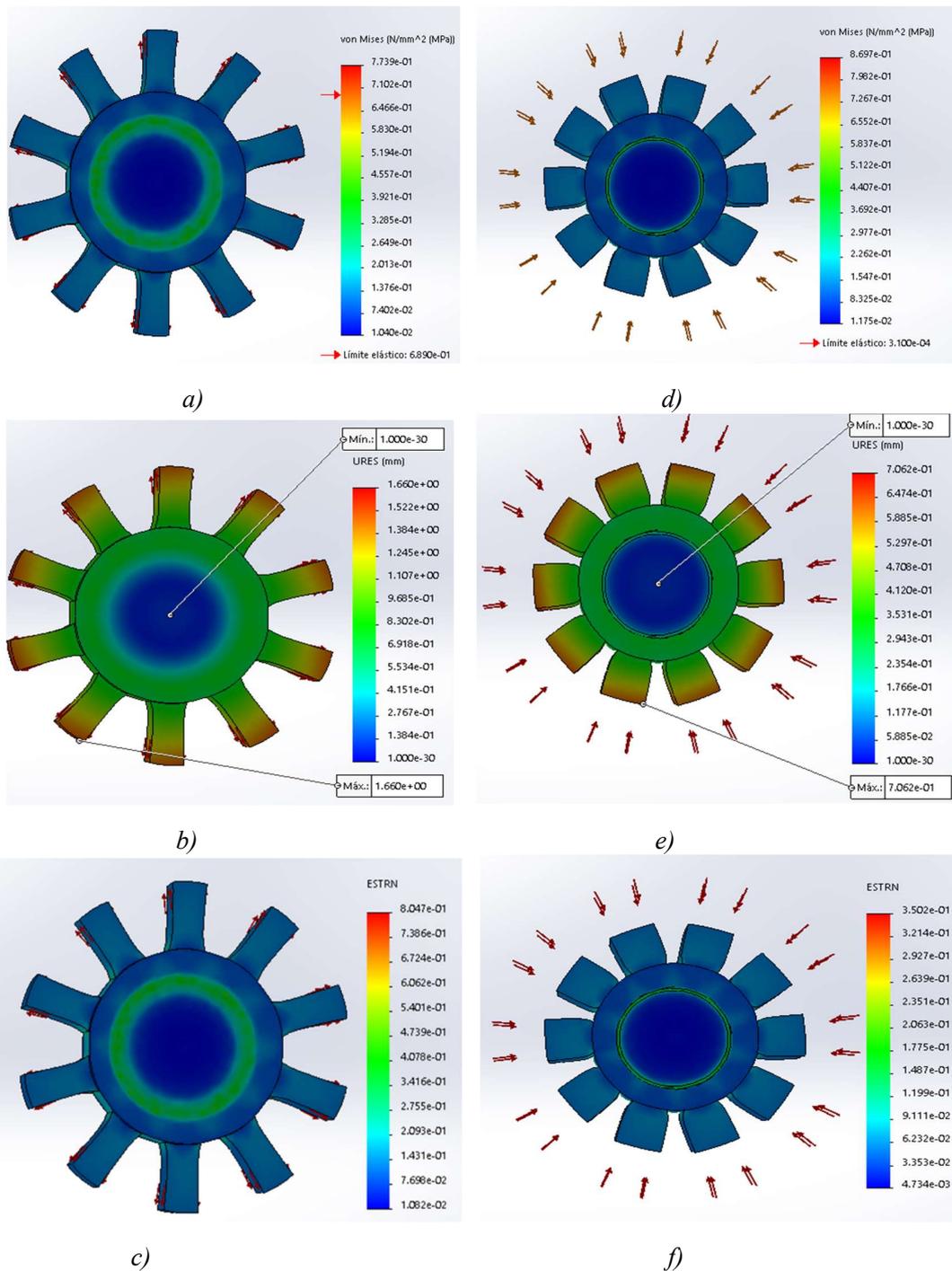


Figura 31. Resultados de la simulación del SEL: a)-c) tensiones, desplazamientos y deformaciones unitarias para una fuerza de tensión 1.689N por brazo; d)-f) tensiones, desplazamientos y deformaciones unitarias para una fuerza de compresión de 1.907N por brazo.

La figura 32 muestra figuras de cortes de la sección central de la lente, de cómo se distribuyen las tensiones sobre la lente, cuando una fuerza de tensión es aplicada con diferentes valores, y la figura 33 muestra los desplazamientos que sufre el SEL para esos mismos valores de fuerzas.

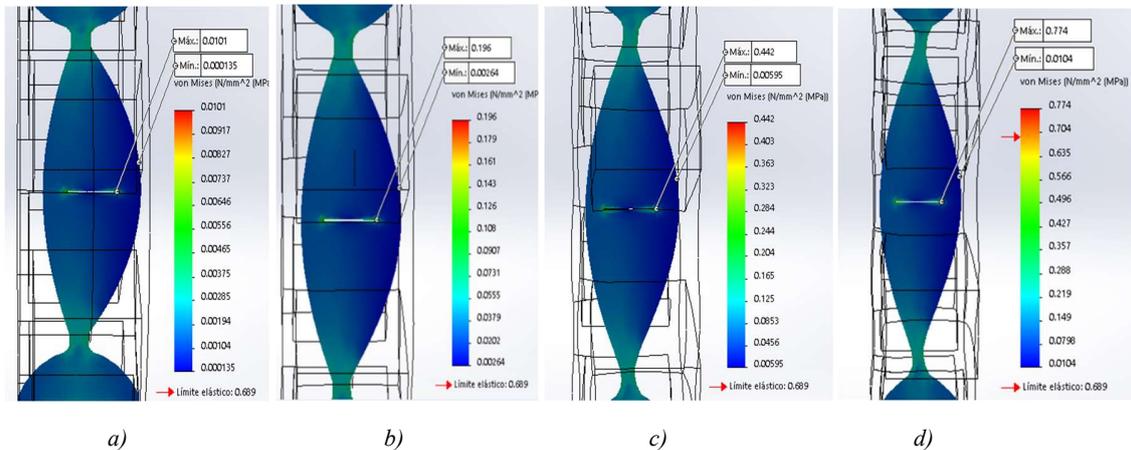


Figura 32. Distribución de tensiones cuando se aplica una fuerza de tensión de a)0.022 N, b)0.428 N, c)0.965 N y d)1.689 N.

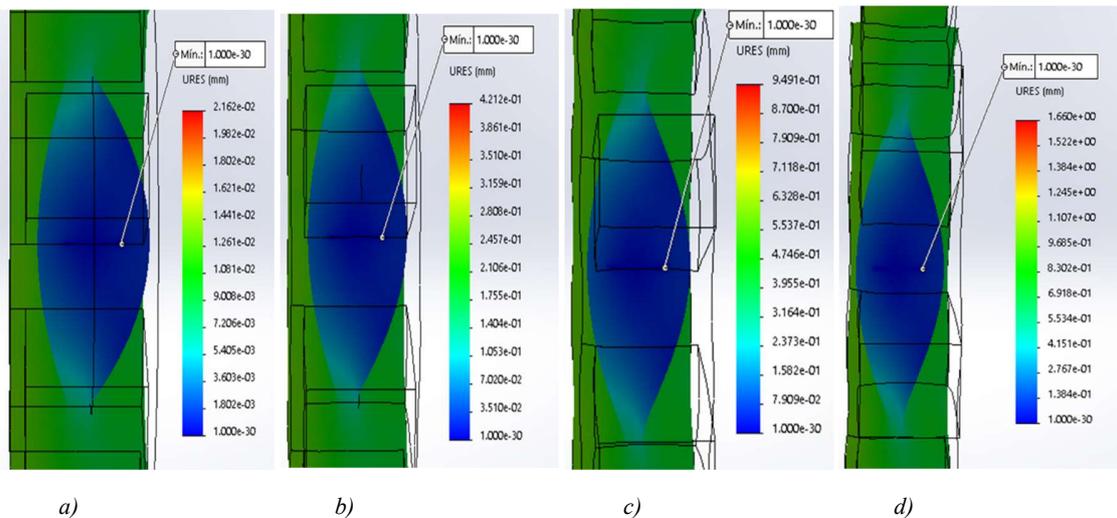


Figura 33. Desplazamiento total del SEL con una fuerza de tensión de a)0.022 N, b)0.428 N, c)0.965 N y d)1.689 N.

Se realizaron simulaciones parecidas para los casos de compresión, estas son mostradas en las figuras 34 y 35.

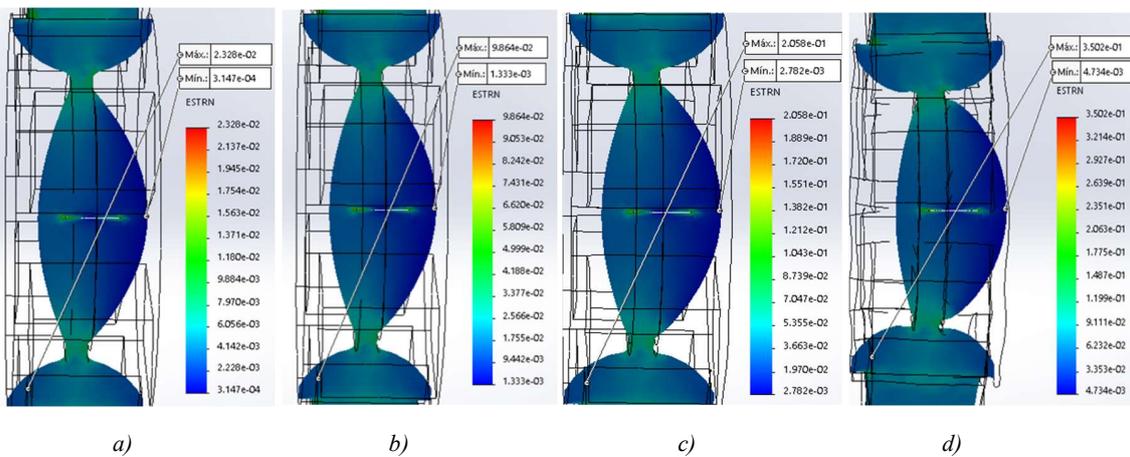


Figura 34. Distribución de tensiones sobre el SEL con una fuerza de compresión de: a) 0.127 N, b) 0.537 N, c) 1.120 N y d) 1.907 N.

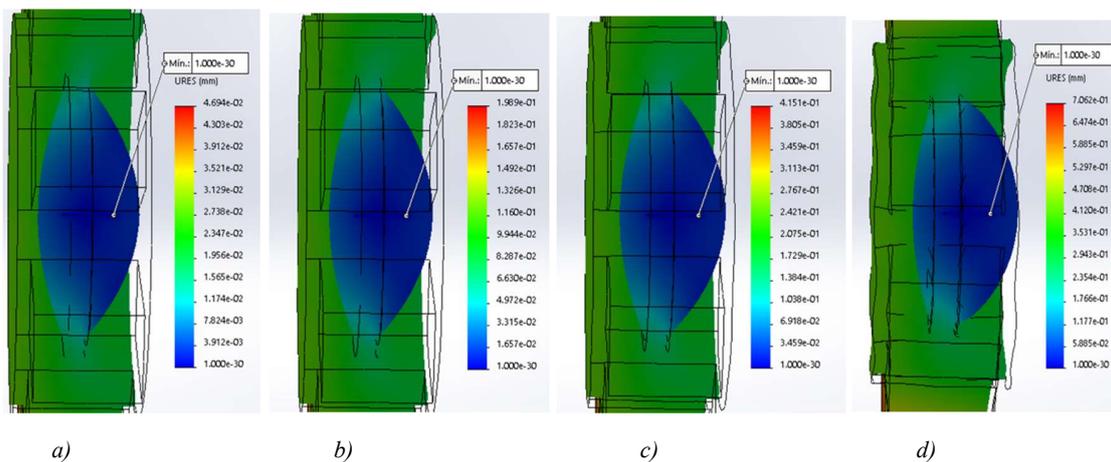


Figura 35. Desplazamiento total del SEL con una fuerza de compresión de: a) 0.127 N, b) 0.537 N, c) 1.120 N y d) 1.907 N.

Se tomaron los valores de las coordenadas de los nodos del plano que pasa por el centro de la lente a las imágenes que sufrieron un desplazamiento, posteriormente se encontró la forma de la superficie cónica que mejor se ajusta a dichos puntos. La figura 36 y 37 muestran los perfiles obtenidos de las superficies de la lente cuando se aplican fuerzas de tensión y compresión. Como se puede observar, cuando la fuerza de tensión aplicada crece, el espesor de la lente disminuye, en mayor grado el de la superficie posterior, y además el diámetro de la lente crece, caso contrario cuando se aplican fuerzas de compresión, el espesor de la lente crece y el diámetro de la lente disminuye.

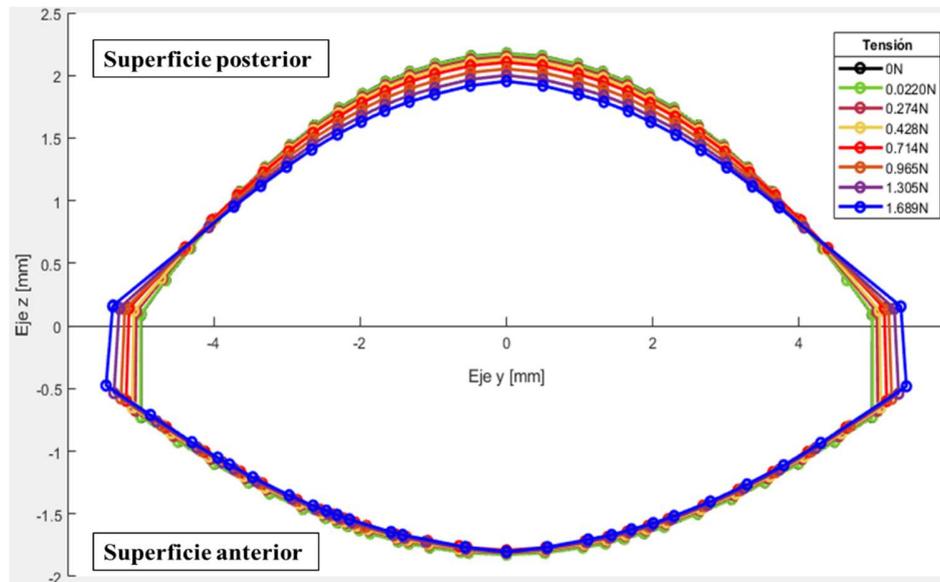


Figura 36. Cambio en los perfiles de las superficies del SEL. Cada color representa la superficie formada a una determinada magnitud de fuerza de tensión aplicada.

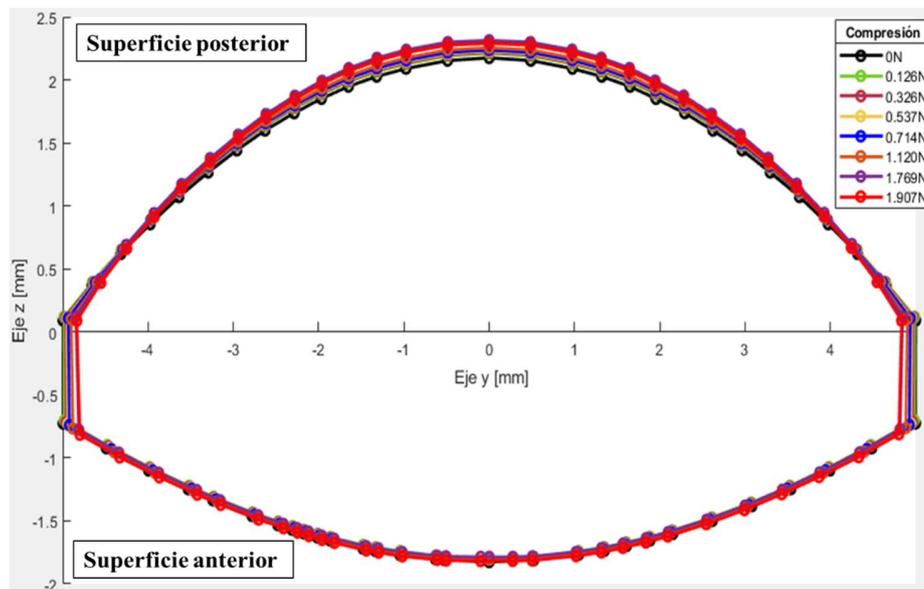


Figura 37. Cambio en los perfiles de las superficies del SEL. Cada color representa la superficie formada a una determinada magnitud de fuerza de compresión aplicada.

A partir de las simulaciones realizadas en Solidworks, y con los ajustes hechos mostrados en las figuras previas, se generaron gráficas que muestran los cambios en los radios de curvatura y contantes de conicidad que sufren las superficies anterior y posterior de la lente, cuando se aplican en sus bordes fuerzas de tensión y compresión ver figuras 38 a la 41.

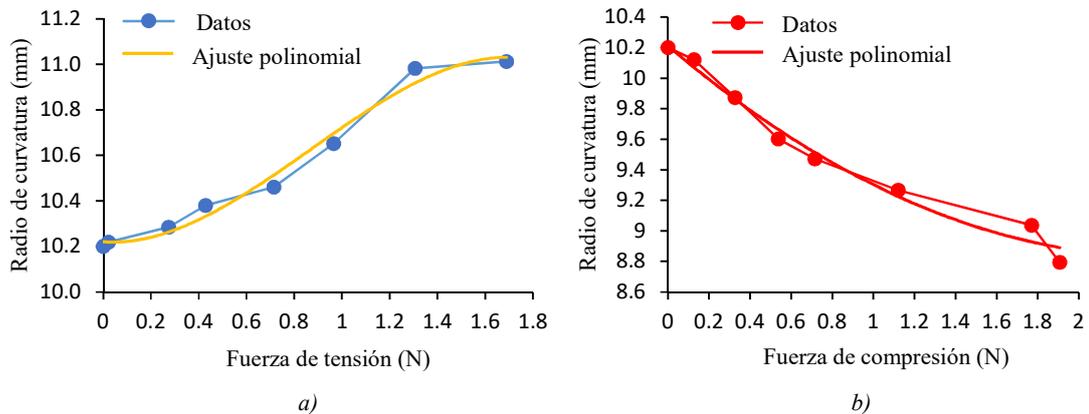


Figura 38. Variación del radio de curvatura de la superficie anterior con la fuerza: a) tensión y b) compresión.

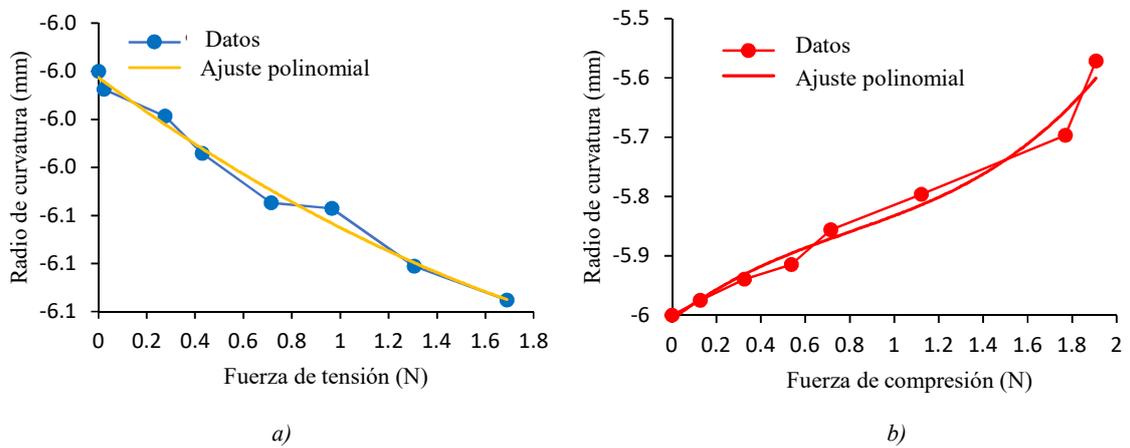


Figura 39. Variación del radio de curvatura de la superficie posterior con la fuerza: a) tensión y b) compresión.

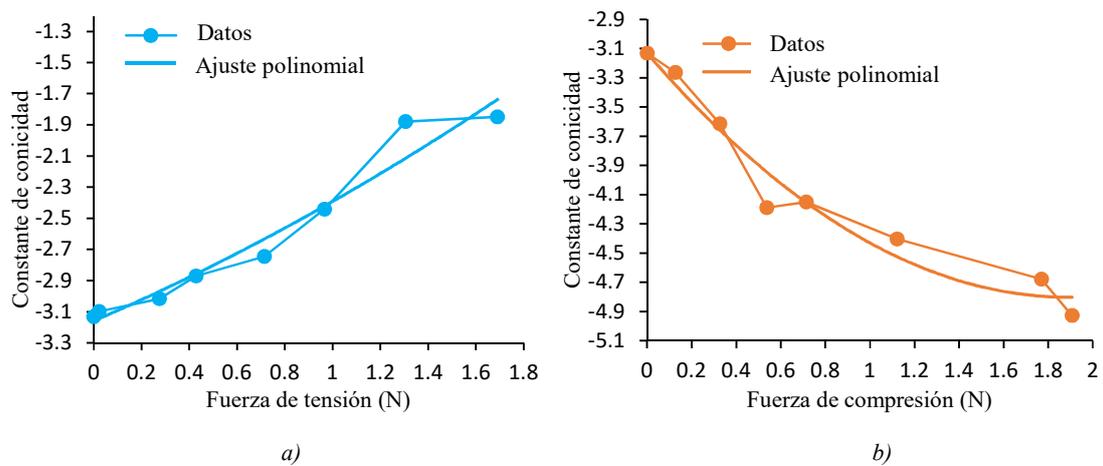


Figura 40. Variación de la constante de conicidad de la superficie anterior con la fuerza de: a) tensión y b) compresión.

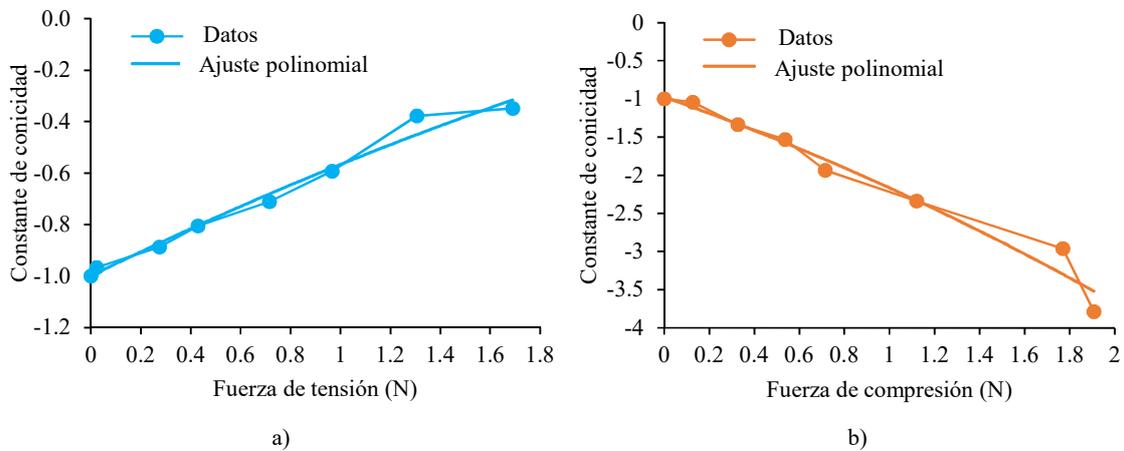


Figura 41. Variación de la constante de conicidad de la superficie posterior con la fuerza de: a) tensión y b) compresión.

Después de realizar las simulaciones del comportamiento mecánico y óptico de la lente sólida sintonizable, los valores de los radios de curvatura, constante de conicidad y espesores fueron introducidos en el programa de diseño óptico, con ello, se encontraron las longitudes focales y aberraciones de las lentes cuando una fuerza radial es aplicada. La figura 42 muestra las longitudes focales efectivas simuladas para cada una de las fuerzas de tensión o compresión aplicadas.

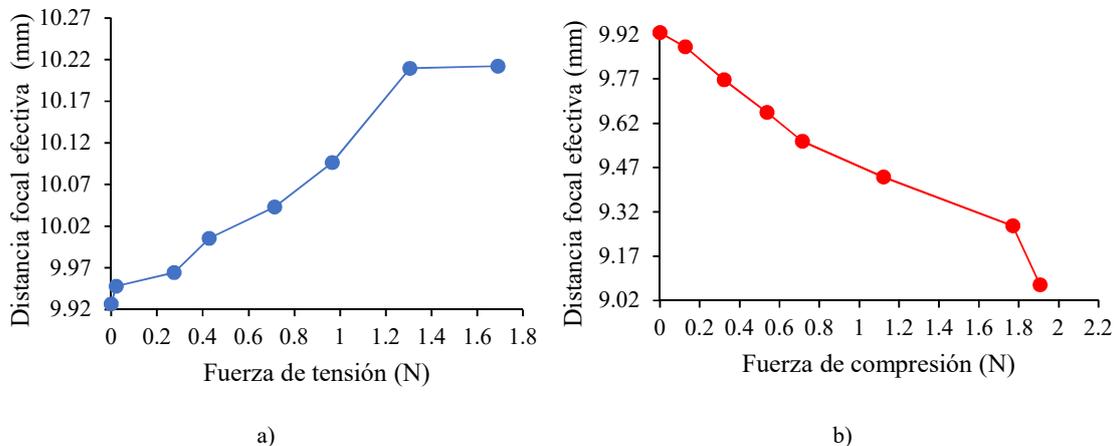


Figura 42. Variación de la distancia focal efectiva con la fuerza aplicada de: a) tensión y b) compresión.

La simulación del comportamiento óptico de la lente sólida, permite simular la longitud focal posterior que adquiere la lente cuando se aplica una fuerza, este valor es importante porque se puede utilizar como valor teórico y compararse con el valor experimental, ya que la longitud focal posterior puede ser medida experimentalmente de una manera directa. Es por ello que, las figuras 43 y 44, muestran simulaciones del comportamiento de la longitud focal posterior como función de la fuerza aplicada.

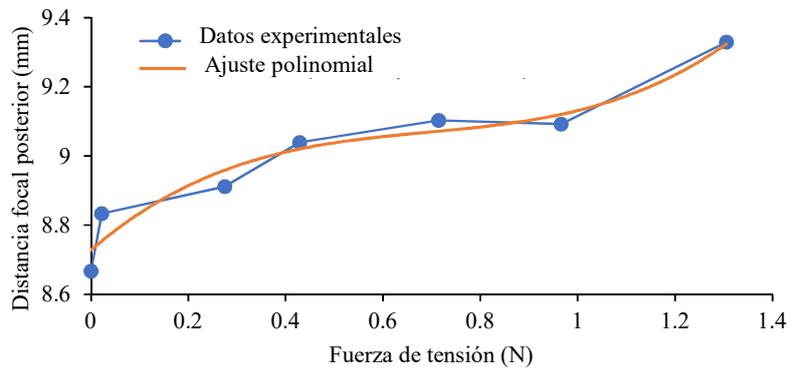


Figura 43. Variación de la distancia focal posterior con respecto a la fuerza de tensión aplicada.

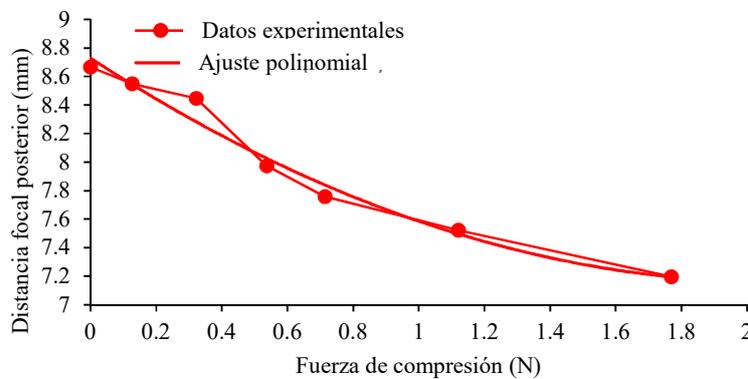


Figura 44. Variación de la distancia focal posterior con respecto a la fuerza de compresión aplicada.

Si colocamos las variaciones de los radios de curvatura y constantes de conicidad de la lente en función de la fuerza de tensión y compresión aplicada en una gráfica, se podrán apreciar los cambios que sufre la lente. Esto se ilustra en las figuras 45 y 46. Se observa que los cambios en la constante de conicidad son mayores en la superficie posterior que en la anterior.

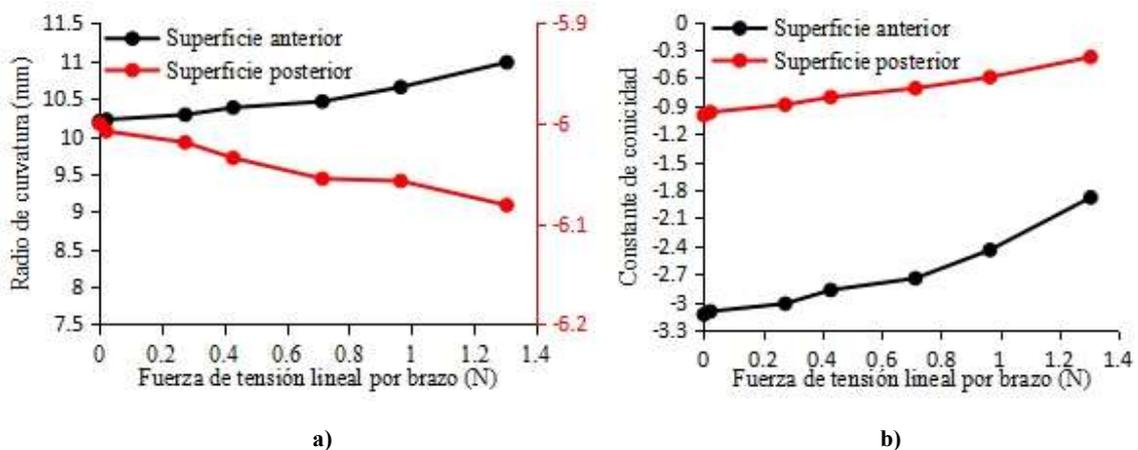


Figura 45. Variaciones con la fuerza de tensión: a) radios de curvatura y b) constantes de conicidad.

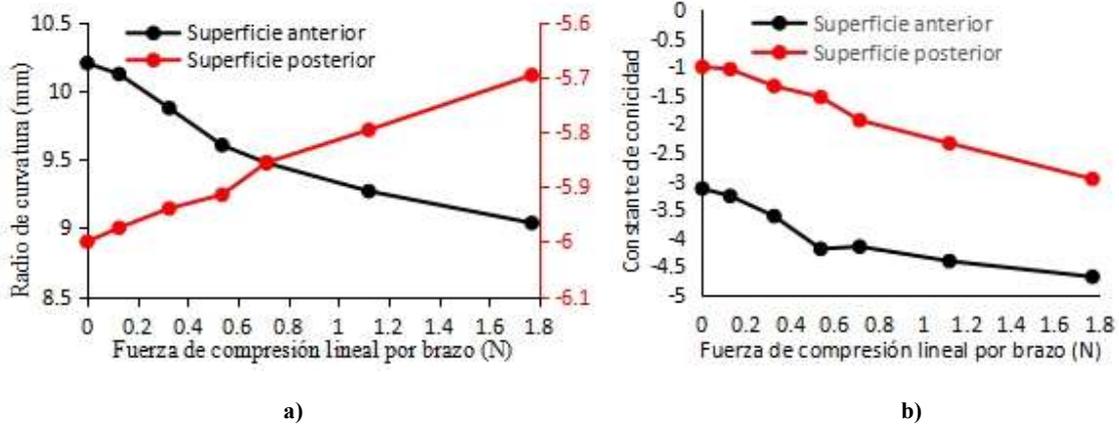


Figura 46. Variaciones con la fuerza de compresión: a) radios de curvatura y b) constantes de conicidad.

Finalmente, en las figuras 47 y 48 se muestran las variaciones de los coeficientes de aberración de Zernike que exhibe la lente solida con la fuerza de tensión y compresión aplicada, se muestran los valores de los primeros 15 coeficientes de Zernike de los frentes de onda generados por el SEL cuando se le aplican las distintas magnitudes de fuerzas de tensión y compresión respectivamente. Los diferentes tonos de color de los histogramas representan el valor del coeficiente que se obtiene por cada una de las fuerzas que se ejercen sobre la SEL.

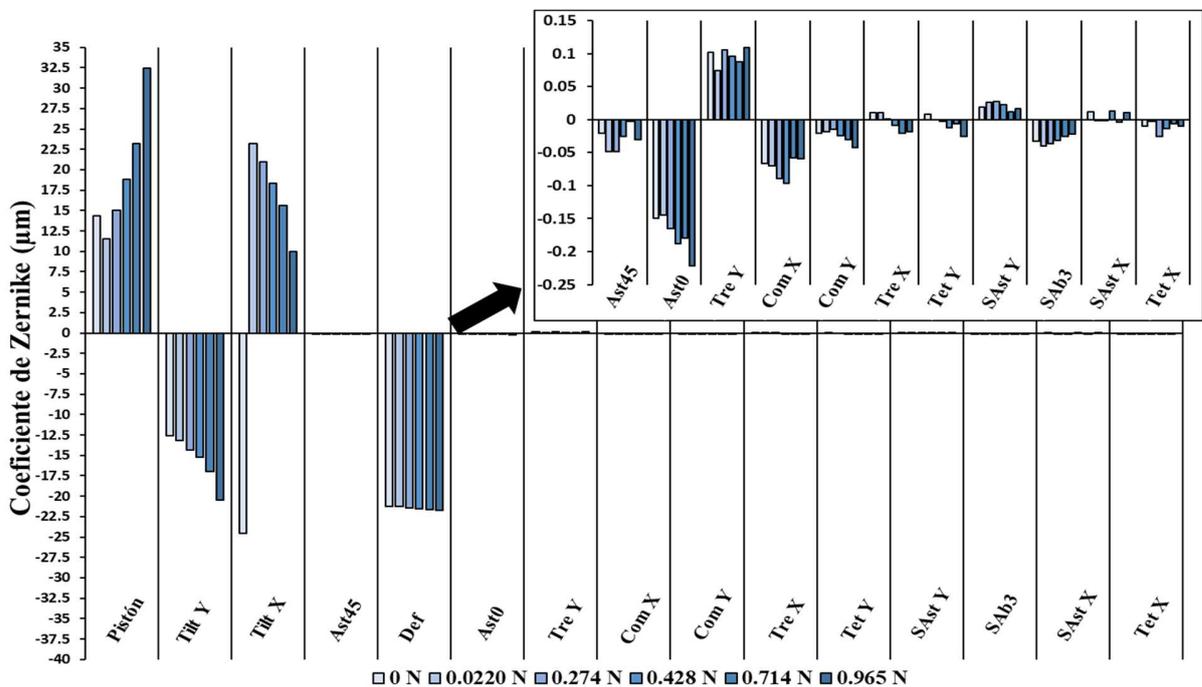


Figura 47. Coeficientes de Zernike cuando el SEL es sometido a distintas magnitudes de fuerza de tensión.

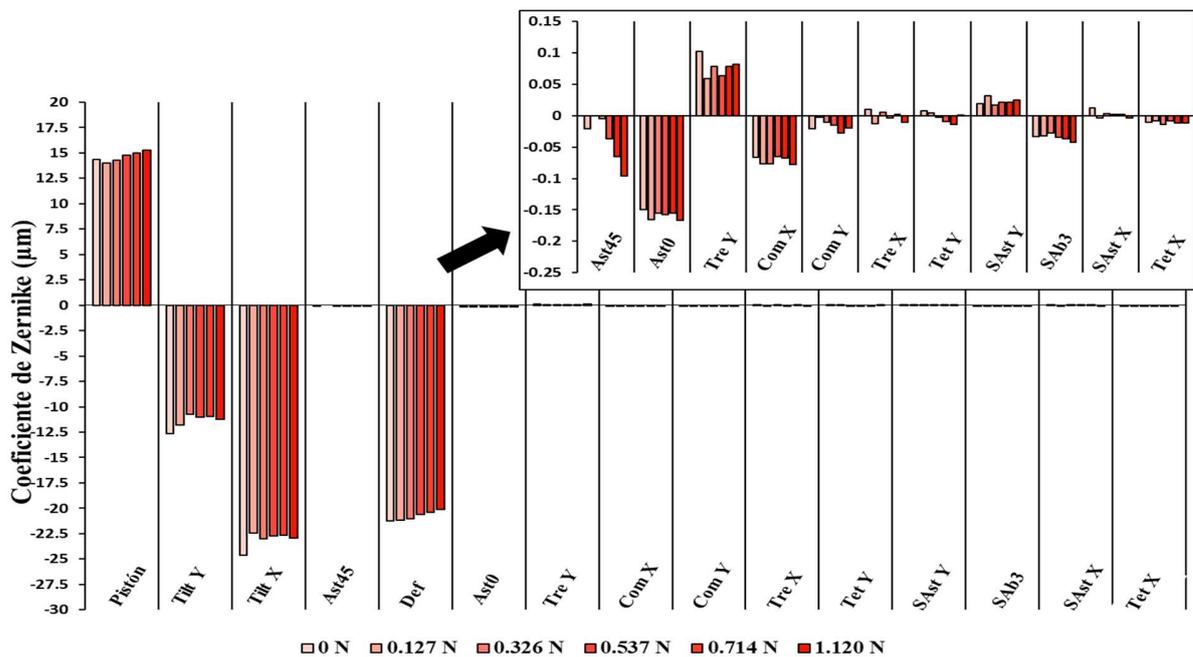


Figura 48. Coeficientes de Zernike cuando el SEL es sometido a distintas magnitudes de fuerza de compresión.

Como se puede ver, el diseño de componente ópticos sintonizables requiere de un diseño inicial que cumpla con los requisitos iniciales, y simular el comportamiento de la lente cuando se actúa sobre ella por medio de software de elemento finito y de diseño óptico, para saber si cumplirá con la calidad requerida y desempeño, en caso de que no suceda, se deberá tomar otro diseño inicial hasta llegar a una propuesta que satisfaga los requisitos del usuario. Existen diversas metodologías de diseño y de fabricación de este tipo de componentes, por lo que se deberán tomar en cuenta cuando se realice un diseño.

Agradecimientos

El autor agradece al Consejo Nacional de Ciencia y Tecnología por el apoyo brindado para la realización de este trabajo mediante la beca de estancia sabática Nacional registrada con número I1200/320/2022, y al Instituto Nacional de Astrofísica Óptica y Electrónica por la ser institución anfitriona para la estancia sabática.

Referencias

1. Chen, L., Ghilardi, M., Busfield, J. J., & Carpi, F. "Electrically tunable lenses: a review." *Frontiers in Robotics and AI*, 8, 678046 (2021).
2. Kuiper, S., & Hendriks, B. H., "Variable-focus liquid lens for miniature cameras." *Applied physics letters*, 85(7), 1128-1130 (2004).
3. Werber, A., & Zappe, H., "Tunable microfluidic microlenses." *Applied optics*, 44(16), 3238-3245 (2005).
4. Zappe, H., & Duppé, C. (Eds.). "Tunable micro-optics." Cambridge University Press (2015).
5. Graham, R., "A variable focus lens and its uses." *JOSA*, 30(11), 560-563 (1940).
6. Nguyen, N. T., "Micro-optofluidic Lenses: A review." *Biomicrofluidics*, 4(3) (2010).
7. Chiu, C. P., Chiang, T. J., Chen, J. K., Chang, F. C., Ko, F. H., Chu, C. W., ... & Fan, S. K. "Liquid lenses and driving mechanisms: a review." *Journal of Adhesion Science and Technology*, 26(12-17), 1773-1788 (2012).
8. Santiago-Alvarado, A., Vázquez-Montiel, S., González-García, J., Licona-Morán, B. I. G., Rayas-Álvarez, J. A., & Castro-González, G., "Fabricación y caracterización de membranas elásticas de PDMS para lentes líquidas con longitud focal variable (LLLFV)." *Óptica Pura y Apl*, 41, 381-388 (2008).
9. Santiago-Alvarado, A., Vázquez-Montiel, S., & Iturbide-Jiménez, F., "Optical design and analysis of a tunable focus liquid lens with meniscus surfaces." In *International Optical Design Conference* (p. JMB40). Optica Publishing Group (2010).
10. Krupenkin, T., Yang, S., & Mach, P., "Tunable liquid microlens." *Applied physics letters*, 82(3), 316-318 (2003).
11. Sugiura, N., & Morita, S. Variable-focus liquid-filled optical lens." *Applied Optics*, 32(22), 4181-4186 (1993).
12. Rawicz, A. H., & Mikhailenko, I., "Modeling a variable-focus liquid-filled optical lens." *Applied Optics*, 35(10), 1587-1589 (1996).
13. Xu, S., Ren, H., Lin, Y. J., Moharam, M. J., Wu, S. T., & Tabiryan, N., "Adaptive liquid lens actuated by photo-polymer." *Optics express*, 17(20), 17590-17595 (2009).
14. . Knollman, G. C., Bellin, J. L. S., & Weaver, J. L., "Variable-focus liquid-filled hydroacoustic lens." *The Journal of the Acoustical Society of America*, 49(1B), 253-261 (1971).
15. Ren, H., Fox, D., Anderson, P. A., Wu, B., & Wu, S. T., "Tunable-focus liquid lens controlled using a servo motor." *Optics express*, 14(18), 8031-8036 (2006).
16. Riza, N. A., & DeJule, M. C. "Three-terminal adaptive nematic liquid-crystal lens device." *Optics Letters*, 19(14), 1013-1015 (1994).
17. Nose, T., Masuda, S., Sato, S., Li, J., Chien, L. C., & Bos, P. J. "Effects of low polymer content in a liquid-crystal microlens." *Optics letters*, 22(6), 351-353 (1997).

18. Fowler, C. W., & Pateras, E. S., "Liquid crystal lens review." *Ophthalmic and Physiological Optics*, 10(2), 186-194 (1990).
19. Cheng, C. C., Chang, C. A., & Yeh, J. A., "Variable focus dielectric liquid droplet lens." *Optics express*, 14(9), 4101-4106 (2006).
20. Ren, H., Xu, S., & Wu, S. T., "Effects of gravity on the shape of liquid droplets." *Optics Communications*, 283(17), 3255-3258 (2010).
21. Beadie, G., Sandrock, M. L., Wiggins, M. J., Lepkowitz, R. S., Shirk, J. S., Ponting, M., ... & Baer, E., "Tunable polymer lens." *Optics express*, 16(16), 11847-11857 (2008).
22. Charmet, J., Barton, R., & Oyen, M., "Tuneable bioinspired lens." *Bioinspiration & Biomimetics*, 10(4), 046004 (2015).
23. Wang, H. P., Chum, S. P., Hiltner, A., & Baer, E., "Comparing elastomeric behavior of block and random ethylene-octene copolymers." *Journal of applied polymer science*, 113(5), 3236-3244 (2009).
24. Agustin Santiago-Alvarado, Angel S. Cruz-Félix, Emilio R. Reyes-Pérez, Javier Muñoz-López, Orquídea Sánchez-López, and Ignacio Hernández-Castillo, "Tunable multilayered lens made of PDMS with a biconical surface profile design and manufacture," *Appl. Opt.* 61, 570-579 (2022).
25. Angel S. Cruz-Felix, Agustín Santiago-Alvarado, Arturo Hernández-Méndez, Emilio R. Reyes-Pérez, Eduardo Tepichín-Rodríguez, "Optical performance of a PDMS tunable lens with automatically controlled applied stress", *Proc. SPIE 9947, Current Developments in Lens Design and Optical Engineering XVII*, 99470F (2016).
26. Schuhloden, S., Petsch, S., Liebetraut, P., Müller, P., & Zappe, H., "Miniaturized tunable imaging system inspired by the human eye." *Optics letters*, 38(20), 3991-3994 (2013).
27. <https://www.optotune.com/focus-tunable-lenses>
28. Santiago-Alvarado, A., González-García, J., Iturbide-Jiménez, F., Campos-García, M., Cruz-Martínez, V. M., & Rafferty, P. "Simulating the functioning of variable focus length liquid-filled lenses using the finite element method (FEM). *Optik*, 124(11), 1003-1010 (2013).
29. Reichelt, S., & Zappe, H., "Design of spherically corrected, achromatic variable-focus liquid lenses." *Optics express*, 15(21), 14146-14154 (2007).
30. Santiago-Alvarado, A., Vázquez-Montiel, S., Iturbide-Jiménez, F., Arriaga-Martínez, R., & González-García, J. "The design, construction and characterization of a solid elastic lens." In *Current Developments in Lens Design and Optical Engineering IX* (Vol. 7060, pp. 260-271). SPIE (2008).
31. Santiago-Alvarado, A., Vázquez-Montiel, S., Granados-Agustín, F. S., Gonzalez-Garcia, J., Rueda-Soriano, E., & Campos-García, M., "Measurement of aberrations of a solid elastic lens using a point-diffraction interferometer." *Optical Engineering*, 49(12), 123401-123401 (2010).
32. Liebetraut, P., Petsch, S., Mönch, W., & Zappe, H. "Tunable solid-body elastomer lenses with electromagnetic actuation." *Applied optics*, 50(19), 3268-3274 (2011).

33. Liebetraut, P., Petsch, S., Liebeskind, J., & Zappe, H., "Elastomeric lenses with tunable astigmatism." *Light: Science & Applications*, 2(9), e98-e98 (2013).
34. Agustin Santiago Alvarado, Angel S. Cruz Félix, Stephanie L. Santiago Gómez, Soledad Ruiz Zavala, Adelita Osorio García, and Fernando Iturbide Jiménez, "Design of an adaptive Fresnel lens using design thinking methodology and cost analysis", *Proc. SPIE 10745, Current Developments in Lens Design and Optical Engineering XIX*, 1074517 (2018)
35. <https://medcraveonline.com/MSEIJ/MSEIJ-06-00182.pdf>, revisado 28 de septiembre 2023.
36. <https://www.gsoptics.com/images/docs/MaterialsChart.jpg> revisado 28 de septiembre 2023.
37. <https://www.gsoptics.com/transmission-curves/> revisado 28 de septiembre 2023.
38. https://www.researchgate.net/publication/271533199_New_Hydrophobic_IOL_Materials_and_Understanding_the_Science_of_Glistening/figures?lo=1 revisado 28 de septiembre 2023.
39. <https://www.dow.com/es-es/pdp.sylgard-184-silicone-elastomer-kit.01064291z.html#overview> revisado 28 septiembre 2023
40. Angel S. Cruz Félix, Agustin Santiago Alvarado, Josimar Márquez García, Jorge González García, "PDMS samples characterization with variations of synthesis parameters for tunable optics applications," *Heliyon*, 5 e03064, 1-8 Elsevier, (2019)
41. Santiago Alvarado, Agustin; Cruz Felix, Angel; González García, Jorge; Sánchez López, Orquídea; Mendoza Jasso, Álvaro; Hernández Castillo, Ignacio, "Polynomial fitting techniques applied to optomechanical properties of PDMS Sylgard 184 for given curing parameters," *Mat. Res. Exp.* 7, 045301 (2020).
42. Kasarova, S., Sultanova, N., & Nikolov, I., "Polymer materials in optical design. *Bulg. Chem. Commun*, 47, 44-54 (2015).
43. KINGSLAKE, Rudolf. *Lens design fundamentals*. Elsevier, (2012).
44. Escudero-Sanz, I., & Navarro, R. "Off-axis aberrations of a wide-angle schematic eye model." *JOSA A*, 16(8), 1881-1891 (1999).