



## GRADO EN ÓPTICA I OPTOMETRÍA

### TRABAJO FINAL DE GRADO

---

# DISEÑO DE LENTES OFTÁLMICAS PARA LA NEUTRALIZACIÓN DE ANISEICONÍA.

**CAROLINA AMELA CARRASCO**

Director: José Luís Álvarez Muñoz  
Departamento de Óptica i Optometría FOOT - UPC



## GRADO EN ÓPTICA I OPTOMETRÍA

El Sr. **José Luís Álvarez Muñoz** como director del trabajo

CERTIFICA

Que la Sra. **Carolina Amela Carrasco** ha realizado bajo su supervisión el trabajo **Diseño de lentes oftálmicas para la neutralización de aniseiconía**, que se recoge en esta memoria, para optar al título de grado en Óptica i Optometría.

Y para que conste, firmo en este certificado,

Sr. José Luis Álvarez Muñoz  
Director del trabajo

Terrassa, 9 de enero de 2015



## GRADO EN ÓPTICA I OPTOMETRÍA

# DISEÑO DE LENTES OFTÁLMICAS PARA LA NEUTRALIZACIÓN DE ANISEICONÍA.

### RESUMEN

El sistema visual está formado por órganos, vías y centros nerviosos, que permiten captar y procesar lo que nos rodea. El ojo es el órgano que se encarga de la captación de imágenes y las lleva a la retina. Sin embargo, cuando la córnea, o la longitud axial del ojo, no es la correcta, la imagen se ve borrosa, y, mediante lentes oftálmicas, podemos neutralizar esa borrosidad o ametropía.

Una anisometropía es la diferencia de graduación entre ambos ojos, que componen el sistema visual binocular. Al neutralizar con lentes oftálmicas esta graduación, se generan una imágenes en la retina de diferente tamaño, dando lugar a una aniseiconia; el cerebro las puede procesar si la diferencia de medida entre las imágenes, o factor de aumento de las lentes, no supera el 5%.

Este trabajo consiste en analizar las posibilidades de minimizar las aniseiconías, y para ello se van a evaluar los parámetros de los que depende el factor de aumento de una lente.

También se valorará el espesor de la lente oftálmica y su peso en la gafa para comprobar que es funcional.

Una vez analizados todos los datos, se llega a la conclusión de que no se dispone de suficientes combinaciones de lentes oftálmicas, que puedan ser utilizadas como neutralizadoras de ametropías, sin que causen una aniseiconía al paciente, que comprometa su visión binocular.



## GRAU EN OPTICA I OPTOMETRIA

# DISSENY DE LENTS OFTÀLMIQUES PER A LA NEUTRALIZACIÓ D'ANISEICÒNIA.

### RESUM

El sistema visual està format per òrgans, vies i centres nerviosos, que permeten la captació i el processament d'allò que ens envolta. L'ull és l'encarregat de la captació d'imatges, i de portar-les a la retina. Malgrat això, quan la còrnia, o la longitud axial de l'ull, no és la correcta, la imatge s'esdevé borrosa, i mitjançant lents oftàlmiques, podem neutralitzar aquesta borrositat, o ametropia.

Una anisometropia és la diferència de graduació entre ambdós ulls, que componen el sistema visual binocular. Quan neutralitzem amb lents oftàlmiques aquesta graduació, es generen unes imatges a la retina de diferent mida, donant lloc a una aniseiconia; el cervell les pot processar si la diferència de mesura entre les imatges, o factor d'augment de les lents, no sobrepasa el 5%.

Aquest treball consisteix en analitzar les possibilitats de minimitzar les aniseiconies, i, per això, es procedirà a avaluar els paràmetres dels quals depèn el factor d'augment d'una lent.

També es valorarà l'espessor de la lent oftàlmica, i el seu pes en la ullera, per comprovar que és funcional.

Una vegada analitzades totes les dades, s'arriba a la conclusió que no es disposen de prou combinacions de lents, que puguin ésser utilitzades com a neutralitzadores d'ametropies, sense que s'esdevingui una aniseiconia, que pugui comprometre la visió binocular del pacient.



## GRADO EN ÓPTICA I OPTOMETRÍA

# OPHTHALMIC LENS DESIGN FOR NEUTRALIZING ANISEIKONIA

### ABSTRACT

The visual system consists of organs, visual pathways and nerve centers that allow us to capture and process what is around us. The eye is the organ that is responsible for the images capture and leads them to the retina. However, when the cornea or the axial length of the eye is not correct, the image blurs, and by ophthalmic lenses we can neutralize that blur or ametropia.

An anisometropia is the difference of refractive errors between the two eyes that integrate the binocular visual system. By neutralizing with ophthalmic lenses this refractive error, images of different size are generated on the retina, resulting in an aniseikonia; the brain, can process the images if the difference between them, or lens magnification factor, does not exceed 5%.

This paper aims to analyze the possibilities to minimize aniseikonias, and to do this, parameters on which depends the magnification of a lens will be evaluated.

Thickness of the ophthalmic lens and its weight in the glasses will also be assessed to ensure that it is functional.

After analyzing all the data, it is concluded that there are insufficient combinations of ophthalmic lenses that can be used as ametropia neutralizers without causing the patient an aniseikonia and losing binocular vision.

## Índice

<b>1. Abstract .....</b>	<b>1</b>
<b>2. Introducción. Estado del arte.....</b>	<b>5</b>
<b>3. Objetivo del trabajo.....</b>	<b>6</b>
<b>4. Sistema experimental .....</b>	<b>7</b>
4.1.Parámetros. ....	7
4.2.Fabricantes de lentes.....	9
<b>5. Resultados experimentales.....</b>	<b>10</b>
<b>6. Discusión y conclusiones. ....</b>	<b>17</b>
<b>7. Conclusión.....</b>	<b>20</b>
<b>8. Bibliografía .....</b>	<b>21</b>
<b>9. Anexos .....</b>	<b>22</b>
9.1. ANEXO 1. Parámetros del sistema montura- paciente.....	22
9.2. ANEXO 2. Fórmulas para los cálculos realizados.....	24

## 1. Abstract

### Introduction.

The visual system is a set of organs that can process the information around us. The eye is a part of the visual system, and consists of two lenses that direct light rays onto the retina.

If the rays are not facing the retina because the cornea, or the axial length of the eye, is not adequate, it's called ametropia. It is a visual defect that prevents us from seeing well.

Ametropia causes the images processed by the retina become blurred, and to neutralize this defect ophthalmic lenses are used, adapted to each eye's ametropia.

The use of ophthalmic lenses causes image sharpness and a variation in size of the retinal image. The retinal image will be larger or smaller than the real one depending of the convergence or divergence of the lens

The difference in refractive error in each eye is called anisometropia, and if this difference is high, retinal images neutralized by ophthalmic lenses so will be.

Visual system is binocular, and the brain processes the two retinal images separately and merges them. If these images are different, the patient may have symptoms of dizziness, asthenopia and lack of proper binocular vision. This defect is called aniseikonia.

Aniseikonia depends on the magnification factor, a formula that measures the difference between images, and considers that if this difference is greater than 5%, the binocular visual system will be altered.

In this paper, factors affecting the magnification factor will be analyzed, which are directly related to the geometrical and optical parameters of ophthalmic lenses, to minimize ocular anisometropia induced by aniseikonias.

Finally, this study will check which ophthalmic lenses can be made, and whether they are physiologically and functionally suitable.

### Method and materials.

To carry out the study, parameters of frame, patient and the combination of both will be determined. The frame is round in shape so thicknesses are equal in size. Will coincide with the monocular pupillary distance Datum center frame and mounting the lens center will take place on the center of the frame.

Also we analyze the different manufacturers on the market, and provide eyeglasses.

All lenses will be spherical and of monofocal vision, without astigmatism; organic and mineral material, and their different refractive index will be analyzed; catalogues, P1 values of the lenses and software related to lenses orders are available for this purpose.

In this way, there will be available all the data needed to calculate the magnification of the lens, and its magnification factor's variation, between the glasses' ophthalmic lenses, or, in other words, the degree of aniseikonia caused by the difference of ametropia of the patient.

After this, converging lenses are optimized by changing parameters of the lens, in this case, edge thickness is modified, to see if there is a decrease in aniseikonia.

Finally, thickness, volume and weight of the ophthalmic lenses will be estimated, in order to know if the glasses are functional.

### **Results.**

The various variables in the formula of the magnification factor are studied: Refractive index, the minimum diameter of the lens, center thickness, and power of the first side of the lens.

Aniseikonia decreases when:

- Increases the refractive index of the lenses;
- Decreases the diameter of the lenses, only in the case of converging lenses;
- P1 decreases in converging lenses and increases the value in diverging lenses;
- The value of the edge thickness is optimized in converging lenses.

Weight of mineral ophthalmic lenses is greater than that of the organic lenses, and some lenses must be discarded for this reason, even with aniseikonia with values  $<5\%$ .

Thickness, weight and volume of the lenses are calculated too, because of the fact that it is important for user's comfort.

Only 15% of the studied ophthalmic lenses neutralize ametropia without causing aniseikonia.

### **Discussion.**

The obtained results are significant: there is a lack of lenses to correct anisometropic refractive error without causing aniseikonia.

Calculations have been made on the variation of refractive index; the obtained data showed that even increasing the rate, the lens is not optimal. There are two important reasons:

The first is that the power of the lenses which are at the limit of aniseikonia are of low refractive error, at most 3 D.

The second would be that if the refractive index is greatly increased, the lens material must be mineral, and the volume and weight of the lens make it nonfunctional.

It is also considered to reduce to the maximum the diameter of converging lenses, so that the center thickness decreases, but the provider manufactures a minimum diameter that is greater than the 45 mm needed. The lens cannot be optimized to the maximum.

Then lenses' P1 is analyzed:

In converging lenses it is not possible to decrease P1, since the manufacturer uses minimum P1 in the standard lenses. Then it only may be used diameters that are offered in the catalog, which will depend on the back vertex power of the chosen lens.



In diverging lenses P1 can be increased and make the lens more curved, but there are some limitations in mounting the lenses on the frame of the glasses.

Finally, edge thickness of converging lenses is reduced in order to decrease the center thickness of the lenses. The result is that aniseikonia caused by anisometropia decreases, but only one more lens can be valid.

It can be highlighted that the magnification factor's percentage in converging lenses is greater than in diverging lenses, for the same back vertex power, and that means that aniseikonia affects in major degree in hyperopia than in myopia, especially in high back vertex power.

After analyzing these possibilities, the functionality of the lenses that did serve to correct refractive error is measured.

Volume, weight and thickness of beveled lenses are measured, and the conclusion is:

The value of the center and edge thicknesses is correct because lenses' back vertex powers is low. The distance between the glasses and the patient is 12mm, and thicknesses are below this measure, therefore, the lenses will not touch the patient's face.

Organic material lenses have a low to medium weight and volume, and all of the selected lenses are functional, because the highest weight is 10 grs. per lens and the maximum volume is 9 grs/cc.

In addition, volume and weight between the two lenses of the glasses are compared, in order to prevent that the glasses remain lopsided by the difference in weight, and are very similar. Therefore, the glasses are anatomically and functionally correct in all the analyzed cases, and will not cause an aniseikonia.

Mineral material lenses outweigh organic material lenses. The reason is that the density of the mineral material is superior to the organic material. With respect to volume is similar.

In the results, weight values in converging lenses of 14 grs. to 24 grs. can be observed for each lens. They are considered high and these lenses would not be comfortable for the patient.

Weight decreases considerably in diverging lenses, because the diameter of the frame is small and the lens' center thickness is narrow. In this case, all lenses are suitable for the use of glasses.

Emmetropic eye lenses, which back vertex power is 0 diopters, weighs 14-19 grs., and it should be taken into account that the glasses are not lopsided by combining lenses of different refractive errors.

In conclusion, only 17% of tested lenses are suitable for its use in eyeglasses, which meet the aesthetic and physiological requirements, and of course, with an aniseikonia with values inferior than 5%.

### **Conclusions.**

The general conclusion of this paper is that there are not obtained many lenses that meet the condition of an aniseikonia with values inferior to 5%.

This condition is accomplished when the refractive error difference between the two eyes is low, in most cases less than 3D, and for lenses' back vertex power lower than 3D. In the case of lenses with a higher back vertex power, the difference of magnification factor is  $> 5\%$ , and binocular vision is affected.

Even optimizing the edge thickness of ophthalmic lenses in order to obtain lower aniseikonias, the results are not significant.

It has also been found that if real cases of adaptive lenses to patients are analyzed, not all lenses are suitable, either by center or edge thickness or weight of the ophthalmic lens.

This conclusion has already been reviewed and now, as indicated in the introduction, there are alternatives to the use of ophthalmic lens for the correction of aniseikonias, which are best both in terms of effectiveness in correcting refractive errors, as in patient's comfort: contact lenses, refractive surgery and intraocular lens insertion.

## 2. Introducción. Estado del arte.

El sistema visual es un conjunto de órganos, vías y centros nerviosos, que permiten captar y procesar de manera adecuada todo lo que nos rodea.

La información visual entra al sistema mediante el globo ocular, formado por dos lentes, córnea y cristalino, que permiten una orientación precisa de la luz hacia la retina.

Existen dos tipos de ametropías, que impiden que la orientación de los rayos quede enfocada en la retina: la ametropía axial, en la que la longitud del globo ocular es más grande, o más pequeña de lo normal; y la ametropía refractiva, que afecta a la curvatura de la córnea.

En la mayoría de casos, la ametropía de ambos ojos difiere, generando una anisometropía, que sería la diferencia de esa refracción de ambos ojos. Dicha anisometropía, se tiene en cuenta a la práctica, a partir de una diferencia de refracción entre los dos ojos de más de 3D, aproximadamente, que es cuando se puede ver comprometida la binocularidad del sistema.

A la hora de neutralizar las ametropías con lentes oftálmicas, teniendo en cuenta la anisometropía que puede tener el paciente, se debe tener precaución, ya que influirá en asimetría de la acomodación, del efecto prismático inducido por la lente, y en el diferente tamaño de las imágenes retinianas de cada ojo.

Tomando este último problema causado por la anisometropía, que es la diferencia de tamaño de imágenes en la retina del paciente, se introduce el concepto de aniseiconía óptica: es una condición binocular, donde las imágenes que se generan en la retina son diferentes, y por tanto, la transmisión al cerebro puede no ser la adecuada, generando síntomas de malestar físico al paciente.

En este estudio se van a tratar únicamente los casos de anisometropía esférica simple, hipermetrópica y miópica, que sería la diferencia de graduación, tomando uno de los ojos como emétrope y el otro como miope o hipermetrópe, respectivamente; y las aniseiconías globales, que son las que se generan por estas anisometropías, donde las dos imágenes formadas en la retina, son iguales en forma, y sólo cambian en tamaño.

Igualmente, el tipo de ametropía la vamos a considerar siempre refractiva, aunque en la práctica clínica veamos que la normalidad sería la de ametropía axial.

Con estos parámetros ya delimitados, y necesarios para poder conocer el grado de aniseiconía que se produce en el sistema visual, se analizarán las lentes oftálmicas que se pueden diseñar y fabricar, tomando como límite de aniseiconía el 5%, ya que es cuando la binocularidad del paciente se ve comprometida.

La aniseiconía depende de la diferencia del factor de aumento entre las lentes, o, dicho de otra manera, la diferencia de tamaño entre las imágenes que genera cada lente, de cada ojo por separado. Si sobrepasa el 5% de diferencia, como ya se ha comentado, esto repercute en el sistema binocular.

Se deberá, por tanto, tomar como referencia para el estudio de las lentes oftálmicas, los parámetros de los que depende el FA (factor de aumento), para que las lentes puedan fabricarse, y de la forma más óptima, para que el usuario carezca de síntomas provocados por la aniseiconía, y, además, la gafa sea válida a la práctica, tanto a nivel fisiológico, como estético.

Finalmente se quiere destacar que, aunque este estudio se realiza sobre las correcciones de aniseiconía mediante lentes oftálmicas, actualmente existen diferentes alternativas para el tratamiento de la aniseiconía: diferentes técnicas de cirugía refractiva, inserción de lentes oculares (LIO'S, ICL'S), corrección mediante una lente iseicónica, uso de LC, o combinación de lente oftálmica con LC.

### **3. Objetivo del trabajo**

En el trabajo se tendrá en cuenta pacientes simulados con diferentes grados de ametropía entre ambos ojos.

El objetivo principal del trabajo consiste en analizar las posibilidades de minimizar las aniseiconías, provocadas por la diferencia de ametropía entre ambos ojos, mediante el diseño de lentes oftálmicas, con parámetros que se correspondan con los parámetros reales de fabricación de empresas del sector.

Como objetivo específico, se trata de clasificar las lentes oftálmicas fabricadas, como las que realmente son adecuadas a la práctica:

que cumplan los parámetros exigidos en el objetivo principal, pero, que además, sean adecuadas para el uso del paciente, tanto fisiológico, como estético;

descartando así, las lentes que superen una aniseiconía de un 5%, o se excedan de un grosor determinado por las características fisiológicas del paciente, o que, por peso, o volumen, no sean adecuadas para el montaje en una gafa y adaptación posterior al paciente.

## 4. Sistema experimental

### 4.1. Parámetros.

#### *A. De la montura teórica.*

Los parámetros que se citan a continuación se corresponden con los valores utilizados por el Sistema de acotación Datum, que son los utilizados para la realización del montaje de lentes. El resto de parámetros de la montura se han tomado según valores medios de población para que resulte una montura lo más real posible.

La montura se compone de un aro redondo, para facilitar los cálculos y optimizar el espesor de borde; el diámetro del aro se escoge lo más pequeño posible, pero con campo visual de dimensiones reales y adecuado para el uso continuo de la gafa.

Se tiene en cuenta también que el CD (Centro Datum, o centro del aro) se encuentra a una distancia equivalente al radio del aro, e igual para todos los puntos extremos del mismo, de 22.5mm.

El calibre de la montura es de 45mm y el valor del puente es de 22mm.

El ángulo pantoscópico es de 5°, y el ángulo facial de 8°, ambos parámetros estándar en monturas de visión para lentes oftálmicas. Se toman estas medidas a fin de confirmar que la potencia base de cada lente seleccionada corresponde a la estándar utilizada por el fabricante. (Ver Anexo 1)

#### *B. Parámetros del paciente teórico: graduación ojo emétrepe, parámetros oculares.*

En este estudio la DNP (distancia nasopupilar) es de 33.5, e igual para los dos ojos.

Uno de los ojos será siempre emétrepe, por lo tanto los datos de la lente coinciden con los de Pvp=0 (Potencia de vértice posterior); aún así tendremos en cuenta utilizar una lente para los dos ojos con el mismo índice de refracción. Asimismo, otro ojo tendrá una graduación diferente con una diferencia mínima de 1D, que es límite inferior en el que se considera una anisometropía entre ambos ojos.

El intervalo de anisometropía se modificará de dioptría en dioptría, dando valores positivos y negativos, y para todas las lentes de fabricación, y en todos los índices.

#### *C. Sistema montura-paciente.*

El primer valor asociado al paciente es la DNP, que se hace coincidir con el CD (centro Datum) de la montura, de ahí que la medida proporcionada sea de 33.5mm. La altura de montaje, que es la distancia que va desde la pupila del paciente al borde interior inferior de la montura, también va a coincidir con el CD, y por tanto con el radio del aro.

De este modo el centro de la lente, que se hace coincidir con el centro pupilar del paciente, coincidirá también con el centro del aro de la montura, y los espesores de borde serán iguales en todas direcciones. El diámetro de la montura es de 45mm, por lo tanto, el diámetro mínimo de lente, requerido al fabricante será de este valor, más 2 mm añadidos para el biselado de la lente (47mm).

Otro valor asociado al paciente y a la montura es la distancia de vértice (dv). Se toma como 12mm la adecuada, y comprendería desde el aro de la montura a la primera cara de la córnea.

#### *D. Parámetros de las lentes.*

Las lentes oftálmicas son meniscos, con una cara anterior (P1, o potencia base) convexa, y una posterior, cóncava. Existen dos tipos de meniscos, según la ametropía a corregir: lente convergente o positiva, y lente divergente, o negativa.

La lente convergente corrige hipermetropías, y la lente divergente, miopías. En este estudio no se tiene en cuenta el astigmatismo, ni tampoco la presbicia, por lo tanto, las lentes estudiadas van a ser monofocales, y de geometría esférica.

Se escogerá como diámetro normalizado, el diámetro mínimo que el fabricante nos ofrece para cada Pvp de la lente, no el que proporciona de stock, ya que en este estudio no se está valorando el precio de las lentes a fabricar, sino la lente óptima. Tendremos en cuenta que el diámetro mínimo de nuestra lente debe de ser 47mm, pero es posible que el fabricante no pueda ofrecernos un diámetro tan reducido.

Para cada fabricante se especificará, a la hora de realizar los cálculos, el espesor de centro mínimo en lentes negativas, y espesor de borde mínimo, en lentes positivas, sin tener en cuenta modificaciones de espesores posteriores, datos que se calcularán también a parte: lente a filo, y lente precalibrada, en el caso de las lentes positivas. Todo ello a fin de optimizar la lente el máximo posible.

Para la lente a filo, que supuestamente es de espesor de borde igual a cero, se verá si el fabricante la realiza así o con un espesor de algunas décimas de milímetro.

Para el cálculo del volumen, dado que la montura es redonda y las lentes monofocales esféricas, los espesores en los bordes y la Pvp en todas las zonas de la lente biselada serán de igual medida. De igual manera, se tomará como diámetro volumétrico, el diámetro normalizado del fabricante.

#### 4.2. Fabricantes de lentes.

Los diferentes parámetros necesarios para realizar cálculos se van a facilitar por cada proveedor de lentes, según la estructura de producción de dicha fábricas.

Es decir, cada proveedor va a aportar los datos necesarios bien sea mediante un programa informatizado, o unas hojas de cálculo, visitando la fábrica, o dato por dato desde servicio de atención al cliente. También se utilizarán los catálogos de cada fabricante, a fin de comprobar la Pvp de cada lente máxima, según su índice de refracción, además de otros datos, como la densidad del material, por ejemplo.

De este modo, dispondremos de los valores necesarios para calcular, mediante la fórmula del factor de aumento (FA), el grado de aniseiconía provocado por las dos lentes; la valoración de los espesores, volumen y peso de la lente, una vez montadas en gafa; y, por último, sopesar y valorar las variaciones de espesores que el fabricante puede obtener, en las lentes positivas para optimizar así la lente montada en gafa, y la disminución a su vez del grado de aniseiconía. Todo ello mediante cálculos reales y exactos.

Se tomarán los datos de los fabricantes que dispongan de lentes más adecuadas, por sus parámetros, para el estudio que nos lleva.

##### A. INDO

Para realizar los cálculos necesarios para el estudio disponemos del programa informatizado de pedidos del fabricante en cuestión.

Dicho programa facilita, la P1 estándar y el espesor de centro resultante, para cada Pvp de lente que se quiere fabricar, con el índice correspondiente, y la geometría seleccionada.

También disponemos del catálogo *on line* de lentes.

##### B. IOH (Industria Óptica Hispano)

Este fabricante ha proporcionado unas tablas Excel con los valores de P1 y Pn1 de cada lente, para cada Pvp, índice de refracción, y material correspondiente, y un catálogo de sus productos, con los datos técnicos del mismo.

##### C. NATURLENS

Los cálculos se realizarán únicamente para lentes orgánicas, ya que este proveedor no fabrica en mineral. Para ello se dispone de tablas Excel con las potencias base según índice de refracción y, para realizar los cálculos exactos necesarios para el estudio; disponemos del programa informatizado de pedidos del fabricante, y por último, del catálogo del producto y de sus características.

##### D. PRATS.

El fabricante proporciona lentes orgánicas y minerales. Facilita tablas Excel, al igual que el fabricante de OIH con las potencias base P1 y Pn1, y también un catálogo con las características de su producto.

En este caso, para el cálculo del espesor de la lente se empleará la fórmula de cálculo aproximado. El valor se dará como bueno, debido a que las potencias que se van a emplear son bajas.

## 5. Resultados experimentales.

Después de revisar las lentes que cada proveedor, se realiza el estudio con las lentes presentadas a continuación.

NOMBRE LENTE	FABRICANTE	INDICE DE REFRACCIÓN	DENSIDAD (g/cc)	MATERIAL
SUPERFIN 1,5 ES	INDO	1,5	1.32	ORGÁNICO
INDOFIN 1,6 ES	INDO	1,6	1.30	ORGÁNICO
HILENS 1,67 ES	NATURLENS	1,67	1.35	ORGÁNICO
HILENS 1,7 ES	NATURLENS	1,7	1.41	ORGÁNICO
HILPERLENS	NATURLENS	1,74	1.46	ORGÁNICO
V7	INDO	1,523	2.55	MINERAL
STANDARD 1,6	INDO	1,6	2.63	MINERAL
INDOVIS 1,7	INDO	1,7	3.21	MINERAL

Los fabricantes, en general, disponen de lentes de potencia base muy parecida, ya que vienen prefabricadas de otros países, de modo que el semiterminado (ST), o cara anterior de la lente, queda en stock para su posterior acabado mediante un molde en torno, o moldeado de manera digital.

El motivo por el cual se ha escogido a distintos proveedores, es la selección de lentes esféricas únicamente. El fabricante quiere ofrecer la lente óptima, y para ello emplea en la fabricación la cara anterior esférica, que no es objeto de este estudio. En consecuencia, los proveedores INDO y Naturlens disponen de las lentes esféricas que se necesitan para este estudio.

Pvp (D)	$\phi_N$	n	Ec (mm)	P1(D)	FF	FP	FA	%FA	$\Delta FA(\%)$
0,00	60	1,500	1,90	5,25	1,007	1,000	1,007	0,669	
-1,00	70	1,500	1,60	4,25	1,005	0,985	0,990	-1,029	1,029
-2,00	70	1,500	1,60	2,25	1,002	0,971	0,973	-2,679	2,679
-3,00	70	1,500	1,60	2,25	1,002	0,957	0,959	-4,076	4,076
1,00	60	1,500	2,00	5,25	1,007	1,015	1,022	2,239	-1,569
2,00	60	1,500	2,70	5,25	1,010	1,031	1,041	4,076	-3,407

**Tabla 1:** Relación de lentes orgánicas de n=1.5 de INDO, lente de potencia cero en ojo emétrope, comparada.

Pvp (D)	$\phi_N$	n	Ec (mm)	P1(D)	FF	FP	FA	%FA	$\Delta FA(\%)$
0,00	65	1,600	2,00	4,36	1,005	1,000	1,005	0,548	
-1,00	70	1,600	1,50	4,16	1,004	0,985	0,989	-1,092	1,640
-2,00	70	1,600	1,00	3,95	1,002	0,971	0,973	-2,672	3,220
-3,00	70	1,600	1,00	3,53	1,002	0,957	0,959	-4,095	4,643
1,00	65	1,600	2,40	5,21	1,008	1,015	1,023	2,322	-1,775
2,00	65	1,600	2,80	5,63	1,010	1,031	1,041	4,119	-3,571

**Tabla 2:** Relación de lentes orgánicas de n=1.6 de INDO; lente de potencia cero en ojo emétrope, comparada.



Pvp (D)	$\phi_N$	n	Ec (mm)	P1(D)	FF	FP	FA	%FA	$\Delta FA(\%)$
0,00	55	1,670	1,90	3,00	1,003	1,000	1,003	0,342	
-1,00	55	1,670	1,90	3,00	1,003	0,985	0,989	-1,140	1,140
-2,00	55	1,670	1,30	2,00	1,002	0,971	0,972	-2,761	2,761
-3,00	55	1,670	1,20	2,00	1,001	0,957	0,958	-4,168	4,168
1,00	55	1,670	2,20	3,00	1,004	1,015	1,019	1,926	-1,583
2,00	55	1,670	2,50	4,00	1,006	1,031	1,037	3,714	-3,371
3,00	55	1,670	2,80	4,00	1,007	1,047	1,054	5,419	-5,077

**Tabla 3:** Relación de lentes orgánicas de n=1.67 de NATURLENS, lente de potencia cero en ojo emétrope, comparada.

Pvp (D)	$\phi_N$	n	Ec (mm)	P1(D)	FF	FP	FA	%FA	$\Delta FA(\%)$
0,00	55	1,700	1,90	3,50	1,004	1,000	1,004	0,393	
-1,00	55	1,700	1,90	3,50	1,004	0,985	0,989	-1,091	2,288
-2,00	55	1,700	1,40	2,50	1,002	0,971	0,973	-2,712	3,909
-3,00	55	1,700	1,20	2,00	1,001	0,957	0,958	-4,171	5,368
1,00	55	1,700	2,20	3,50	1,005	1,015	1,020	1,985	-1,985
2,00	55	1,700	2,50	3,50	1,005	1,031	1,036	3,626	-3,626
3,00	55	1,700	2,70	4,00	1,006	1,047	1,054	5,382	-5,382

**Tabla 4:** Relación de lentes orgánicas de n=1.7 de NATURLENS, lente de potencia cero en ojo emétrope, comparada

Pvp (D)	$\phi_N$	n	Ec (mm)	P1(D)	FF	FP	FA	%FA	$\Delta FA(\%)$
0,00	55	1,740	1,90	3,00	1,003	1,000	1,003	0,329	
-1,00	55	1,740	2,00	3,00	1,003	0,985	0,989	-1,137	1,137
-2,00	55	1,740	1,50	2,00	1,002	0,971	0,973	-2,745	2,745
-3,00	55	1,740	1,20	2,00	1,001	0,957	0,958	-4,174	4,174
1,00	55	1,740	2,20	3,00	1,004	1,015	1,019	1,909	-1,581
2,00	55	1,740	2,40	4,00	1,006	1,031	1,037	3,665	-3,336
3,00	55	1,740	2,70	4,00	1,006	1,047	1,054	5,366	-5,037

**Tabla 5:** Relación de lentes orgánicas de n=1.74 de NATURLENS, lente de potencia cero en ojo emétrope, comparada.

Pvp (D)	$\phi_N$	n	Ec (mm)	P1(D)	FF	FP	FA	%FA	$\Delta FA(\%)$
0,00	60	1,523	2,00	4,25	1,006	1,000	1,006	0,561	
-1,00	65	1,523	1,60	4,25	1,004	0,985	0,990	-1,036	1,597
-2,00	65	1,523	1,20	4,25	1,003	0,971	0,974	-2,586	3,148
-3,00	65	1,523	1,00	2,25	1,001	0,957	0,958	-4,165	4,726
1,00	60	1,523	2,10	5,25	1,007	1,015	1,023	2,263	-1,702
2,00	60	1,523	2,70	5,25	1,009	1,031	1,041	4,061	-3,500

**Tabla 6:** Relación de lentes minerales de n=1.523 de INDO, lente de potencia cero en ojo emétrope., comparada.

Pvp (D)	$\varnothing_N$	n	Ec (mm)	P1(D)	FF	FP	FA	%FA	$\Delta FA(\%)$
0,00	65	1,600	1,80	4,25	1,005	1,000	1,005	0,480	
-1,00	70	1,600	1,40	3,25	1,003	0,985	0,988	-1,197	1,197
-2,00	70	1,600	1,00	3,25	1,002	0,971	0,973	-2,715	2,715
-3,00	70	1,600	1,00	3,25	1,002	0,957	0,959	-4,111	4,111
1,00	65	1,600	1,90	4,25	1,005	1,015	1,020	2,038	-1,557
2,00	65	1,600	2,70	4,25	1,007	1,031	1,038	3,837	-3,357

**Tabla 7:** Relación de lentes minerales de n=1.6 de INDO, lente de potencia cero en ojo emétrope., comparada.

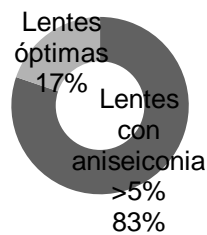
Pvp (D)	$\varnothing_N$	n	Ec (mm)	P1(D)	FF	FP	FA	%FA	$\Delta FA(\%)$
0,00	65	1,700	1,80	4,25	1,005	1,000	1,005	0,452	
-1,00	65	1,700	1,40	3,25	1,003	0,985	0,988	-1,213	1,213
-2,00	65	1,700	1,00	3,25	1,002	0,971	0,973	-2,727	2,727
-3,00	65	1,700	1,00	3,25	1,002	0,957	0,959	-4,123	4,123
1,00	65	1,700	1,80	4,25	1,005	1,015	1,020	1,982	-1,530
2,00	65	1,700	2,10	4,25	1,005	1,031	1,036	3,637	-3,185

**Tabla 8:** Relación de lentes minerales de n=1.7 de INDO, lente de potencia cero en ojo emétrope, comparada.

En estas ocho tablas se muestran las lentes que, comparadas con una lente de potencia cero en un ojo, y con la diferencia de 1D en el otro como mínimo, las lentes que van a poder ser utilizadas debido a la relación de Factor de Aumento inferior a 5%

En este caso, la optimización de las lentes se da cuando se incrementa el índice de refracción, o se disminuye el diámetro que el proveedor nos proporciona según su gama de lentes. En el siguiente gráfico se observa el porcentaje de lentes que serán válidas a efectos de visión binocular.

## Lentes utilizadas en el estudio: 184 unidades



**Gráfico 1:** Porcentaje de lentes que son aptas para su uso sin provocar una aniseiconía que afecte a la visión binocular

A efectos del peso de la lente y del espesor de la misma, tanto de centro, como de borde, se procede a analizar las lentes que son óptimas en estos aspectos, con las lentes ya biseladas:

Pvp (D)	$\varnothing_N$	n	Ec (mm)	Eb(mm)	V(cm3)	$\rho$ (g/cm3)	P(grs.)
0,00	60	1,500	1,90	1,90	5,37	1,32	7,09
-1,00	70	1,500	1,60	2,11	5,75	1,32	7,59
-2,00	70	1,500	1,60	2,61	5,34	1,32	7,05
-3,00	70	1,500	1,60	3,12	4,93	1,32	6,51
1,00	60	1,500	2,00	1,49	5,50	1,32	7,25
2,00	60	1,500	2,70	1,69	7,32	1,32	9,66

**Tabla 9:** Relación de lentes orgánicas de n=1.5 de INDO, lente de potencia cero en ojo emétrope, comparada.

Pvp (D)	$\varnothing_N$	n	Ec (mm)	Eb(mm)	V(cm3)	$\rho$ (g/cm3)	P(grs.)
0,00	65	1,600	2,00	2,00	6,64	1,30	8,63
-1,00	70	1,600	1,50	1,92	5,43	1,30	7,06
-2,00	70	1,600	1,00	1,84	3,17	1,30	4,12
-3,00	70	1,600	1,00	2,27	2,83	1,30	3,67
1,00	65	1,600	2,40	1,98	8,02	1,30	10,43
2,00	65	1,600	2,80	1,96	9,41	1,30	12,24

**Tabla 10:** Relación de lentes orgánicas de n=1.6 de INDO, lente de potencia cero en ojo emétrope, comparada.

Pvp (D)	$\varnothing_N$	n	Ec (mm)	Eb(mm)	V(cm3)	$\rho$ (g/cm3)	P(grs.)
0,00	55	1,670	1,90	1,90	4,51	1,35	6,09
-1,00	55	1,670	1,90	2,28	4,74	1,35	6,40
-2,00	55	1,670	1,30	2,06	3,54	1,35	4,78
-3,00	55	1,670	1,20	2,33	3,53	1,35	4,77
1,00	55	1,670	2,2	1,82	5,00	1,35	6,75
2,00	55	1,670	2,5	1,74	5,49	1,35	7,41
3,00	55	1,670	2,8	1,67	5,97	1,35	8,06

**Tabla 11:** Relación de lentes orgánicas de n=1.67 de NATURLENS lente de potencia cero en ojo emétrope, comparada.

Pvp (D)	$\varnothing_N$	n	Ec (mm)	Eb(mm)	V(cm3)	$\rho$ (g/cm3)	P(grs.)
0,00	55	1,700	1,90	1,90	4,51	1,41	6,36
-1,00	55	1,700	1,90	2,26	4,73	1,41	6,67
-2,00	55	1,700	1,40	2,12	3,76	1,41	5,30
-3,00	55	1,700	1,20	2,28	3,50	1,41	4,94
1,00	55	1,700	2,20	1,84	5,01	1,41	7,06
2,00	55	1,700	2,50	1,78	5,50	1,41	7,76
3,00	55	1,700	2,70	1,62	5,76	1,41	8,13

**Tabla 12:** Relación de lentes orgánicas de n=1.7 de NATURLENS lente de potencia cero en ojo emétrope, comparada.

Pvp (D)	$\varnothing_N$	n	Ec (mm)	Eb(mm)	V(cm3)	$\rho$ (g/cm3)	P(grs.)
0,00	55	1,740	1,90	1,90	4,51	1,46	6,59
-1,00	55	1,740	2,00	2,34	4,96	1,46	7,24
-2,00	55	1,740	1,50	2,18	3,98	1,46	5,80
-3,00	55	1,740	1,20	2,23	3,47	1,46	5,06
1,00	55	1,740	2,20	1,86	5,02	1,46	7,33
2,00	55	1,740	2,40	1,72	5,29	1,46	7,72
3,00	55	1,740	2,70	1,67	5,80	1,46	8,46

**Tabla 13:** Relación de lentes orgánicas de n=1.74 de NATURLENS lente de potencia cero en ojo emétrope, comparada.

Pvp (D)	$\varnothing_N$	n	Ec (mm)	Eb(mm)	V(cm3)	$\rho$ (g/cm3)	P(grs.)
0,00	60	1,523	2,00	2,00	5,65	2,55	14,42
-1,00	65	1,523	1,60	2,08	5,24	2,55	13,36
-2,00	65	1,523	1,20	2,17	3,84	2,55	9,80
-3,00	65	1,523	1,00	2,45	3,11	2,55	7,93
1,00	60	1,523	2,10	1,62	5,79	2,55	14,75
2,00	60	1,523	2,70	1,73	7,33	2,55	18,69

**Tabla 14:** Relación de lentes minerales de n=1.523 de INDO, lente de potencia cero en ojo emétrope, comparada.

Pvp (D)	$\varnothing_N$	n	Ec (mm)	Eb(mm)	V(cm3)	$\rho$ (g/cm3)	P(grs.)
0,00	65	1,600	1,80	1,80	5,97	2,63	15,71
-1,00	70	1,600	1,40	1,82	5,05	2,63	13,27
-2,00	70	1,600	1,00	1,84	3,17	2,63	8,33
-3,00	70	1,600	1,00	2,27	2,83	2,63	7,43
1,00	65	1,600	1,90	1,48	6,37	2,63	16,74
2,00	65	1,600	2,70	1,86	9,08	2,63	23,88

**Tabla 15:** Relación de lentes minerales de n=1.6 de INDO, lente de potencia cero en ojo emétrope, comparada.

Pvp (D)	$\varnothing_N$	n	Ec (mm)	Eb(mm)	V(cm3)	$\rho$ (g/cm3)	P(grs.)
0,00	65	1,700	1,80	1,80	5,97	3,21	19,17
-1,00	65	1,700	1,40	1,76	4,59	3,21	14,75
-2,00	65	1,700	1,00	1,72	3,21	3,21	10,32
-3,00	65	1,700	1,00	2,08	3,16	3,21	10,15
1,00	65	1,700	1,80	1,44	6,02	3,21	19,34
2,00	65	1,700	2,10	1,38	7,07	3,21	22,70

**Tabla 16:** Relación de lentes minerales de n=1.7 de INDO, lente de potencia cero en ojo emétrope, comparada.

Además de analizar los valores de las lentes, también se comparan dichos valores entre la lente del ojo emétrope y la del ojo amétrope, para que, estéticamente, además de funcional, sean válidas montadas en gafa.

La finalidad de dicho análisis recae en que el par de lentes que utilizarán en la montura escogida deben cumplir los parámetros de aniseiconía inferiores al 5%, y, al mismo tiempo cumplir los parámetros de peso, volumen y espesor. En estas tablas se valorará qué conjunto de lentes son apropiadas.

Finalmente, sobre la totalidad de las lentes convergentes del estudio, aún se puede intentar, optimizando los espesores de borde, y por tanto, el espesor de centro, conseguir disminuir el diferencial del Factor de Aumento.

LENTE BISELADA					LENTE BISELADA CON Eb A FILO				
Pvp (D)	$\varnothing_N$	n	Eb(mm)	Ec (mm)	Eb(mm)	Ec(mm)	V(cm3)	P(grs.)	$\Delta FA(\%)$
1,00	60	1,500	1,49	2,00	0,69	1,20	3,23	4,27	-1,282
2,00	60	1,500	1,69	2,70	1,09	2,10	5,62	7,42	-3,187
1,00	65	1,600	1,98	2,40	0,78	1,20	4,04	5,26	-1,921
2,00	65	1,600	1,96	2,80	1,29	2,13	7,19	9,35	-3,323
1,00	55	1,670	1,82	2,20	0,72	1,10	1,86	2,51	-1,381
2,00	55	1,670	1,74	2,50	0,84	1,60	2,53	3,41	-3,147
3,00	55	1,670	1,67	2,80	1,07	2,20	3,20	4,32	-4,924
1,00	55	1,700	1,84	2,20	0,64	1,00	1,83	2,58	-1,340
2,00	55	1,700	1,78	2,50	0,88	1,60	2,47	3,48	-3,041
3,00	55	1,700	1,62	2,70	1,02	2,10	3,11	4,39	-4,839
1,00	55	1,740	1,86	2,20	0,66	1,00	1,79	2,62	-1,370
2,00	55	1,740	1,72	2,40	0,82	1,50	2,40	3,51	-3,121
3,00	55	1,740	1,67	2,70	0,97	2,00	3,01	4,39	-4,867
Lentes									
1,00	60	1,523	1,62	2,10	0,72	1,20	3,24	8,26	-1,383
2,00	60	1,523	1,73	2,70	1,13	2,10	5,63	14,37	-3,283
1,00	65	1,600	1,48	1,90	0,78	1,20	4,04	10,63	-1,367
2,00	65	1,600	1,86	2,70	1,26	2,10	3,92	10,30	-3,191
1,00	65	1,700	1,44	1,80	0,70	1,06	2,25	7,21	-1,341
2,00	65	1,700	1,38	2,10	1,08	1,80	3,50	11,23	-3,107
3,00	65	1,700	1,82	2,90	1,52	2,60	4,75	15,25	-4,945

**Tabla 17:** Relación de lentes convergentes optimizadas mediante espesor de borde a filo

Se observa en la tabla cómo en espesores, y por tanto en volumen y peso (ver tablas 9 a 16), las lentes son más ligeras y finas; no se obtiene, sin embargo una mejora significativa en la cantidad de lentes que, combinadas, tienen una aniseiconía tolerable.

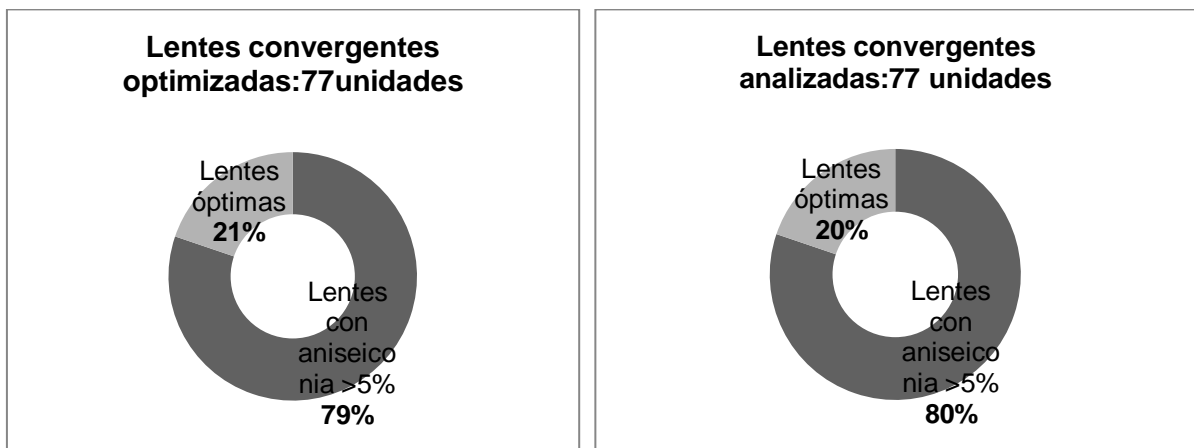
También se obtiene el mismo resultado en la tabla 18, que muestra la optimización de las lentes mediante el sistema de precalibrado. Sí que es interesante comparar la mejora de la lente a filo en las cotas de peso y volumen, con respecto a la precalibrada, aunque en espesores el precalibrado sea mejor.

LENTE BISELADA					LENTE BISELADA CON Eb PRECALIBRADO				
Pvp (D)	$\phi_N$	n	Eb(mm)	Ec (mm)	Eb(mm)	Ec(mm)	V(cm3)	P(grs.)	$\Delta FA(\%)$
1,00	60	1,500	1,49	2,00	1,00	1,51	4,10	5,41	-1,391
2,00	60	1,500	1,69	2,70	1,00	2,01	5,37	7,09	-3,155
1,00	65	1,600	1,98	2,40	1,00	1,42	4,78	6,21	-1,447
2,00	65	1,600	1,96	2,80	1,00	1,84	6,24	8,11	-3,218
1,00	55	1,670	1,82	2,20	1,00	1,38	3,05	4,11	-1,432
2,00	55	1,670	1,74	2,50	1,00	1,76	3,72	5,02	-3,186
3,00	55	1,670	1,67	2,80	1,00	2,13	4,39	5,92	-4,907
1,00	55	1,700	1,84	2,20	1,00	1,36	3,02	4,25	-1,416
2,00	55	1,700	1,78	2,50	1,00	1,72	3,66	5,16	-3,067
3,00	55	1,700	1,62	2,70	1,00	2,08	4,30	6,06	-4,836
1,00	55	1,740	1,86	2,20	1,00	1,34	2,98	4,35	-1,430
2,00	55	1,740	1,72	2,40	1,00	1,68	3,59	5,24	-3,165
3,00	55	1,740	1,67	2,70	1,00	2,03	4,20	6,13	-4,873

Lentes minerales

1,00	60	1,523	1,62	2,10	1,00	1,48	4,04	10,31	-1,484
2,00	60	1,523	1,73	2,70	1,00	1,97	5,26	13,41	-3,236
1,00	65	1,600	1,48	1,90	1,00	1,42	4,78	12,57	-1,427
2,00	65	1,600	1,86	2,70	1,00	1,84	6,24	16,41	-3,120
1,00	65	1,700	1,44	1,80	1,00	1,36	4,57	14,67	-1,418
2,00	65	1,700	1,38	2,10	1,00	1,72	5,82	18,69	-3,087
3,00	65	1,700	1,82	2,90	1,00	2,08	7,07	22,71	-4,809

**Tabla 18:** Relación de lentes convergentes optimizadas mediante espesor de borde precalibrado.



**Gráfico 2:** Comparación porcentual de lentes óptimas para la visión binocular, con y sin optimización de espesores.

Se puede ver que el porcentaje de lentes convergentes, ausentes de aniseiconía >5%, aumenta levemente con la optimización de espesores

## 6. Discusión y conclusiones.

Los resultados obtenidos son bastante significativos en lo que respecta a las carencias en la corrección de anisotropías mediante lentes oftálmicas. El primer dato que se recoge es el número de lentes estudiadas con respecto a las que podrán emplearse sin riesgo de una aniseiconía superior al 5%. Únicamente un 17% del total son válidas.

Con la finalidad de seguir el orden establecido en el análisis de las lentes, y, centrándose el tema de estudio en la variación del FA, como determinante en la variación a su vez del FA entre dos lentes, el primer punto a tener en cuenta son las limitaciones de diámetros de lentes que el fabricante proporciona.

La disminución del diámetro conlleva una disminución importante del espesor de centro de la lente, y éste a su vez, una disminución del FA, y una reducción de la aniseiconía provocada por las dos lentes de una montura.

Los diámetros de fabricación no se ajustan al diámetro mínimo que podríamos tener con la montura escogida (de 47 mm), y, de hecho, podemos comprobar que en los valores de espesor, volumen y peso de la lente, y en el factor de aumento, el decremento es importante, con respecto a diámetros de lentes inferiores, que a los que sobrepasan el valor de 55mm.

Los semiterminados que se importan de stock, van a marcar pues, determinados diámetros que no van a poder modificarse para la optimización de la lente.

El hecho de haber podido escoger el diámetro, sobre todo, en lentes convergentes, nos hubiese proporcionado alguna lente más con la aniseiconía <5%.

Pvp (D)	$\varnothing_N$	n	Ec (mm)	P1(D)	FF	FP	FA	%FA	$\Delta FA(\%)$
0,00	60	1,500	1,90	5,25	1,007	1,000	1,007	0,669	
2,00	60	1,500	2,70	5,25	1,010	1,031	1,041	4,076	-3,407
0,00	55	1,740	1,90	3,00	1,003	1,000	1,003	0,329	
2,00	55	1,740	2,40	4,00	1,006	1,031	1,037	3,665	-3,336

**Tabla 19:** Variación de FA dependiente del diámetro de la lente

Podemos comprobar, de los datos extraídos de las tablas 1 y 2 de este estudio, como la variación de FA para las lentes con diámetro 55mm es inferior que el caso de la lente con diámetro 60.

Por otro lado, el aumento del índice de refracción de la lente (véase tabla 20), también influye en los parámetros geométricos de la lente, y, como en el caso anterior, obtenemos valores de FA inferiores.

Pvp (D)	$\varnothing_N$	n	Ec (mm)	P1(D)	FF	FP	FA	%FA	$\Delta FA(\%)$
0,00	60	1,523	2,00	4,25	1,006	1,000	1,006	0,561	
-2,00	65	1,523	1,20	4,25	1,003	0,971	0,974	-2,586	3,148
0,00	65	1,700	1,80	4,25	1,005	1,000	1,005	0,452	
-2,00	65	1,700	1,00	3,25	1,002	0,971	0,973	-2,727	2,727

**Tabla 20:** Variación de FA dependiente del índice de refracción.

Una opción es la variación de la P1, o potencia base de la lente, que viene marcada por defecto por cada fabricante, de manera que se propone la optimizada para una montura destinada a la visión graduada, no especializada para deporte por ejemplo, donde la base sería más curvada.

Si en un sistema de visión, a la lente de mayor potencia negativa se le aumenta la P1, conseguimos que la variación del FA disminuya. Lo mismo sucede para las lentes positivas si se disminuye la potencia base de la lente de mayor Pvp. (Ver tabla 19).

Pvp (D)	$\varnothing_N$	n	Ec (mm)	P1(D)	FF	FP	FA	%FA	$\Delta FA(\%)$
0,00	55	1,670	1,90	3,00	1,003	1,000	1,003	0,342	
-4,00	55	1,670	1,20	2,00	1,001	0,943	0,945	-5,525	6,665
-4,00	55	1,670	1,20	7,50	1,005	0,943	0,949	-5,149	5,149
3,00	55	1,670	2,80	4,00	1,007	1,047	1,054	5,419	-5,077
3,00	55	1,670	2,80	2,00	1,003	1,047	1,051	5,064	-4,721

**Tabla 21:** Variación de FA dependiente de la variación de P1.

Sí pueden realizar cambios de potencia base, para que ésta sea más curva, o más plana, pero, existen dos problemas asociados:

La limitación de bases por parte del fabricante: para las lentes convergentes, la potencia base ya es la más plana que se puede conseguir; es decir, por defecto, es la óptima para el montaje en gafa.

Para las lentes divergentes, la potencia base puede curvarse, pero se deberá adaptar la montura adecuada, ya que el ángulo facial de las monturas para lentes oftálmicas es bastante plano y podría salirse la lente.

El segundo problema es la adaptación de la lente resultante a la montura: por peso, espesor y curvatura de la lente.

Como consecuencia, el estudio se ha ceñido a los datos facilitados por los fabricantes, que serán los más adecuados en los resultados que se obtengan.

Los proveedores no disponen de lentes que no son óptimas para el montaje; es por ello que no disponemos de lentes de ningún fabricante, que sean minerales con un índice de refracción superior a 1.8 y de potencia cero, o valores positivos.

En este estudio sólo se ha tomado en cuenta hasta el valor de  $n=1.7$ , ya que, con índice superior la lente ya no es recomendable, bien por espesor, bien por peso, o volumen, (ejemplo mostrado en la tabla 16).

Se toma como ejemplo:

Pvp (D)	$\varnothing_N$	n	Ec (mm)	Eb(mm)	V(cm <sup>3</sup> )	$\rho$ (g/cm <sup>3</sup> )	P(grs.)
0,00	65	1,700	1,80	1,80	5,97	3,21	19,17
-1,00	65	1,700	1,40	1,76	4,59	3,21	14,75
2,00	65	1,700	2,10	1,38	7,07	3,21	22,70

**Tabla 22:** Extraída de la tabla 16.

La potencia de las lentes es bastante baja: una lente neutra y una con potencia negativa de 1.00D. En este caso, los espesores son admisibles, pero el peso, al ser una lente mineral, en potencias bajas es considerablemente alto, del orden de 15-20 grs. por lente.

A este peso de lentes, sumando el de montura, hace bastante incómodo el porte de la gafa;

Cabe realizar la diferenciación de lentes convergentes y divergentes: en el primer caso, por la geometría de la lente final, el espesor central es mayor, y por tanto su volumen y peso; para las lentes divergentes no sucede así: teniendo el mismo diámetro se observa como una lente de potencia -1.00 D tiene menor volumen y peso que la lente neutra.



Es por ello que en índices elevados minerales, el fabricante recomienda que se emplee la lente con potencias superiores a las 5-10 dioptrías negativas, donde el material mineral reduce su peso, y no se ofrecen potencias positivas.

En este ejemplo, los valores de aniseiconía son <5%, con lo que el objetivo principal de este trabajo queda cumplido, pero no es así para las consideraciones prácticas y estéticas; en definitiva, hemos mejorado la visión binocular del paciente, pero no su comodidad.

Esto demuestra que, algunas de las lentes, que podrían ser válidas para la mejora de la visión binocular, tienen que ser descartadas en una situación real de adaptación.

Un punto importante, en referencia al peso de las lentes, es la homogeneidad entre un ojo y otro: si los valores de peso de lentes son muy diferentes, la gafa se inclinará hacia un lado y tampoco será cómoda; es valorable destacar que, en este aspecto, las lentes que cumplen el valor adecuado de aniseiconía, son parecidas en peso y volumen en la mayoría de los casos. (Véanse tablas 9-16).

Para las lentes positivas se aplican métodos de optimización del espesor de borde, a fin de conseguir un espesor central más adecuado, e intentar minimizar la aniseiconía. Se ofrecen los resultados en las tablas 17 y 18. En general, no se obtienen más posibilidades de lentes que no produzcan una aniseiconía >5%; se pasa de un 19 a un 20% de la totalidad de las lentes estudiadas.

LENTE BISELADA					LENTE BISELADA CON Eb A FILO				
Pvp (D)	$\varnothing_N$	n	Eb(mm)	Ec (mm)	Eb(mm)	Ec(mm)	V(cm3)	P(grs.)	$\Delta FA(\%)$
1,00	60	1,500	1,49	2,00	0,69	1,20	3,23	4,27	-1,282
3,00	65	1,700	1,82	2,90	1,52	2,60	4,75	15,25	-4,945
LENTE BISELADA					LENTE BISELADA CON Eb PRECALIBRADO				
Pvp (D)	$\varnothing_N$	n	Eb(mm)	Ec (mm)	Eb(mm)	Ec(mm)	V(cm3)	P(grs.)	$\Delta FA(\%)$
1,00	60	1,500	1,49	2,00	1,00	1,51	4,10	5,41	-1,391
3,00	65	1,700	1,82	2,90	1,00	2,08	7,07	22,71	-4,809

Tabla 23: Datos extraídos de la tabla 17-18

En la tabla 21 se recogen lentes combinadas con otra lente neutra con resultado <5% de aniseiconía, optimizadas mediante precalibrado de la lente o borde a filo.

Si se compara el caso de la lente de potencia +1.00D e índice 1.5, optimizada o no comprobamos que el hecho de minimizar los bordes también repercute en la variación del FA, pasando del valor de 1.569, a valores del orden de 1.391/1.282, minimizando los efectos de la aniseiconía.

Pvp (D)	$\varnothing_N$	n	Ec (mm)	P1(D)	FF	FP	FA	%FA	$\Delta FA(\%)$
1,00	60	1,500	2,00	5,25	1,007	1,015	1,022	2,239	-1,569

Tabla 24: Datos extraídos de la tabla 1.

Finalmente, se observa en las tablas 1-8, que, para el caso de las lentes positivas el porcentaje del factor de aumento es considerablemente mayor que en las lentes negativas para un valor de potencia equivalente demostrando, de esta maera, que su repercusión es mayor en el caso de las hipermetropías que en las miopías, y más en las de potencias elevadas.

Pvp (D)	$\varnothing_N$	n	Ec (mm)	P1(D)	FF	FP	FA	%FA	$\Delta FA(\%)$
0,00	55	1,670	1,90	3,00	1,003	1,000	1,003	0,342	
-1,00	55	1,670	1,90	3,00	1,003	0,985	0,989	-1,140	1,140
1,00	55	1,670	2,20	3,00	1,004	1,015	1,019	1,926	-1,583

Tabla 24: Datos extraídos de la tabla 11.

## 7. Conclusión.

La conclusión general de este trabajo es que la corrección mediante lentes oftálmicas de anisometropías está bastante limitada.

Los proveedores de lentes utilizan a su vez proveedores comunes, que distribuyen semiterminados de potencias de base muy parecidas, obteniendo así resultados semejantes también.

La corrección de anisometropías mediante lentes provoca aniseiconías, o diferencias en la visión de la imagen final de cada ojo, que únicamente se podrán compensar para valores de potencias de vértice posterior (Pvp) bajos, ya que con éstos son con los que conseguimos no afectar a la visión binocular.

Se ha comprobado en este estudio, que los medios de los que se disponen para optimizar las lentes, no son suficientes, ni significativos, aunque sí mejoran ligeramente la aniseiconía provocada por la diferencia de graduación de cada ojo.

También se ha comprobado que si se valora la situación real de adaptación de unas lentes a un paciente, no todas las lentes son aptas, ya sea por peso o espesor central o de borde.

Esta conclusión ya ha sido valorada en otros estudios realizados con anterioridad, y, actualmente, como se indicaba en la introducción, existen alternativas al uso lente oftálmica como correctora de aniseiconías, que resultan mejores, tanto a nivel de efectividad en la corrección, como de comodidad para el paciente.

## 8. Bibliografía

Apuntes de Adaptación y montaje de gafas de la FOOT (Facultat d'Òptica i Optometria de Terrassa)

Apuntes de Motilidad y Percepción Binoculares de la FOOT (Facultat d'Òptica i Optometria de Terrassa)

Apuntes de Lentes oftálmicas de la FOOT (Facultat d'Òptica i Optometria de Terrassa)

<http://www.opticapenin.com/index.php?pag=artigo&idioma=8&id=436> (visitada el 21/12/2015)

<http://www.grupoprats.com/lentes/neo-relax/> (visitada el 21/12/2015)

<http://www.ioh.es/monofocales/monofocales.html> (visitada el 21/12/2015)

<http://www.naturlens.com/cataleg/freelens-esf-ric-dt-1-5> (visitada el 21/12/2015)

Catálogo de lentes oftálmicas de Prats

Catálogo de lentes oftálmicas de Indo

Catálogo de lentes oftálmicas de Naturlens

Catálogo de lentes oftálmicas de Shamir

Catálogo de lentes oftálmicas de Hoya

## 9. Anexos

### 9.1. ANEXO 1. Parámetros del sistema montura- paciente



Figura 1: Montura teórica.

El sistema de acotación DATUM es el que se utiliza para el montaje de las lentes en montura. Se toma el CD, o centro Datum, como el centro dado por un eje horizontal que pasa por en medio de la altura total de la montura y que corta por en medio del calibre total del aro. Teniendo en cuenta esta acotación, medimos el calibre (L) y el puente (P) de la montura.

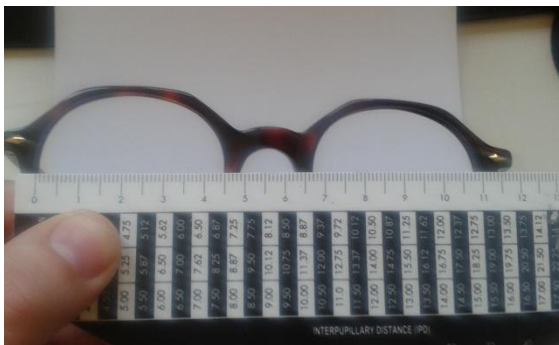


Figura 2: Medida de calibre



Figura 3: Medida de puente.

Sistema Datum

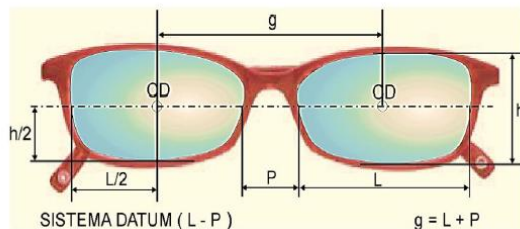


Figura 4: Sistema acotación Datum, extraído de apuntes de AIMU.

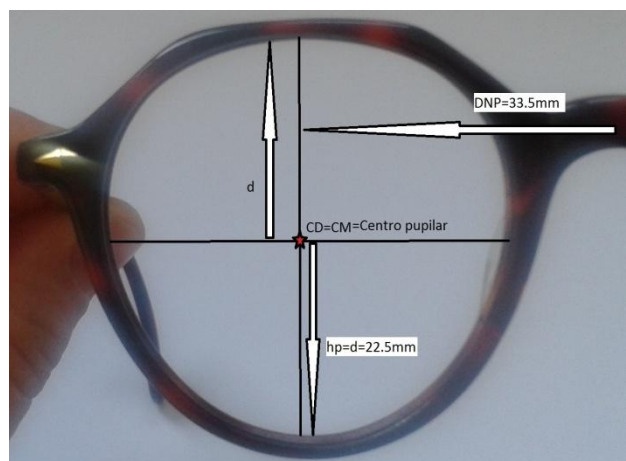


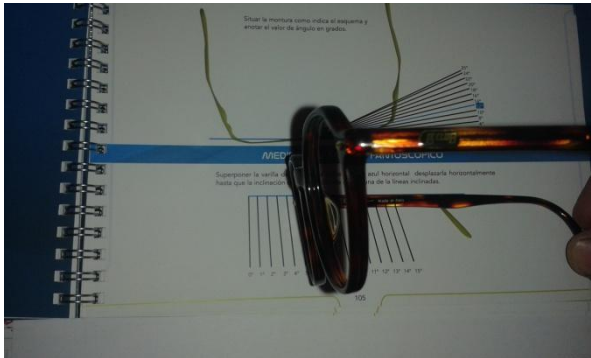
Figura 5: Medidas de montura teórica.

Como se puede observar en la figura 5, se ha tomado el CD y el CM (centro de montaje) como un único punto, por lo tanto el centro pupilar también será coincidente con este punto. La altura pupilar coincide también con la altura de montaje. El cálculo de la DNP teórica se realiza midiendo desde el

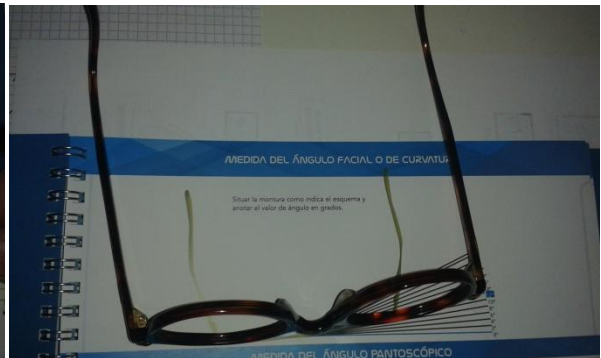
punto medio del puente hasta el CD/CM, a fin de que resulten coincidentes. El valor de DNP medio en la población adulta es de 29-31.5 mm en mujeres, y 31-36 mm en hombres; por lo tanto, la medida teórica que se utiliza en este estudio es bastante real.

Las medidas de ángulo pantoscópico y facial, se realizan con una plantilla que proporciona cualquier fabricante en su catálogo de lentes; se adjuntan en las figuras 6 y 7 respectivamente.

Se realizan estas últimas medidas a fin de comprobar si la potencia base de la montura será la estándar del fabricante o se debe solicitar una base especial. Comprobamos que las medidas están dentro de los parámetros estándar de las lentes.



**Figura 6:** Medida de ángulo pantoscópico



**Figura 7:** Medida de ángulo facial.

Las cálculo de la distancia (d), necesario para saber el espesor de borde de la lente ya biselada, se puede realizar por deducción, ya que se ve a simple vista que coincide con la altura de montaje y con el radio del aro; será por tanto  $d=22.5\text{mm}$ .

## 9.2. ANEXO 2. Fórmulas para los cálculos realizados

A continuación se enumerarán las fórmulas necesarias para realizar los cálculos con los que obtendremos los datos necesarios para el estudio.

En un principio se necesita saber que, dada una montura concreta, el diámetro de la lente necesaria, según los parámetros oculares y de dicha montura, no sobrepasa del que el fabricante podrá proporcionar.

Para ello aplicaremos la fórmula para el cálculo exacto de diámetro mínimo:

$$\varnothing_{min} = 2 * r_{min} + 2 \text{ (mm)}$$

**Fórmula 1:** Cálculo diámetro mínimo

En este caso el  $r_{min}$  coincide con la medida del radio de la montura o, lo que es lo mismo, la distancia d, ya que es redonda. El resultado es de 47mm.

Los cálculos correspondientes a la aniseiconia provocada entre las dos lentes los realizaremos mediante las fórmulas del FA (Factor de Aumento).

$$FA = FP + FF = \left( \frac{1}{1 - d * P_{vp}} \right) * \left( \frac{1}{1 - \frac{e_c}{n_L} * P_1} \right) \quad d = d_v + 3 \text{ (mm)}$$

**Fórmula 2:** Cálculo Factor Aumento

$$FA(\%) = (FA - 1) * 100$$

**Fórmula 3:** Cálculo Factor Aumento en porcentaje

$$\Delta FA(\%) = FA_{OI} - FA_{OD}$$

**Fórmula 4 :** Cálculo de la variación entre los dos ojos de Factor Aumento en porcentaje o porcentaje de aniseiconia producida.

Lo siguiente que se evalúa son los espesores de borde de la lente ya biselada, que serán los mismos en toda la lente debido a la forma redonda de la montura, el volumen y el espesor de la lente, ya biselada:

$$e_b = e_c - \frac{d^2 * P_{vp}}{2000(n_L - 1)} \text{ (mm)}$$

**Fórmula 5:** Cálculo del espesor de borde de lente biselada.

En la siguiente fórmula del cálculo del volumen de una lente ya biselada, definiremos ciertos parámetros de la fórmula para este estudio en concreto:

$$V = \frac{\pi * \varnothing_V^4 * Pvp_V}{64 * 10^6 * (n_L - 1)} + \frac{\pi * \varnothing_V^2 * e_{bV}}{4000} \text{ (cm}^3\text{)}$$

**Fórmula 6:** Cálculo del volumen de lente biselada.

$\varnothing_V$  = Diámetro volumétrico. Es el diámetro medio  $\varnothing_V$  que será igual a la media aritmética de las longitudes horizontal y vertical del calibre de la forma de la montura. En nuestro caso será el valor de L de la montura, ya que ésta es redonda.

$Pvp_V$  = Potencia de vértice posterior volumétrica, que será el valor de la Pvp de la lente, ya que es esférica.

$e_{bV}$  = Espesor de borde volumétrico. El espesor de borde de la lente en todo el perfil es el mismo, así que  $e_{bV} = e_b$

Es importante matizar que siendo equivalentes estos parámetros aproximativos, a los parámetros reales dada la montura redonda, ya no cometemos errores de aproximación, y por ello, no deberán calcularse.

Por último, para el cálculo de la masa de la lente utilizamos:

$$\rho = \frac{m}{V} \Rightarrow m = \rho * V(\text{g})$$

**Fórmula 7:** Cálculo de la masa de lente biselada.

En cuanto a las fórmulas utilizadas en la optimización de las lentes positivas:

Para el cálculo de la lente a filo, se restará del  $E_b$  de la lente sin biselar, el valor que el fabricante toma como mínimo para una lente a filo, que teóricamente es de cero, pero que en la fabricación real es inviable que así sea.

Esa diferencia entre valores será la que restaremos del valor de  $E_b$  de la lente ya biselada, y, por tanto, hallaremos un valor real de  $E_c$ , que es lo que interesa saber para valorar la optimización de la lente y su disminución de aniseiconía consecuente. La fórmula de  $E_c$  que se tomará para ello será:

$$e_c - e_{b \text{ a filo}} = \frac{\varnothing_N^2 * Pvp}{8000 * (n_L - 1)} \Rightarrow e_c = e_{b \text{ a filo}} + \frac{\varnothing_N^2 * Pvp}{8000 * (n_L - 1)} \text{ (mm)}$$

**Fórmula 8 :** Cálculo del espesor de centro de una lente biselada.