



GRAU EN ÒPTICA I OPTOMETRIA

TREBALL FINAL DE GRAU

IMATGES DE PURKINJE: APLICACIONS CLÍNiques I SIMULACIÓ DEL TRAÇAT DE RAIGS EN L'ULL TEÒRIC

LAURA ROVIRALTA SÁNCHEZ

MONTSERRAT TÀPIAS ANTON
DEPARTAMENT D'ÒPTICA I OPTOMETRIA

2 DE DESEMBRE DE 2013



GRAU EN ÒPTICA I OPTOMETRIA

La Dra. Montserrat Tàpias Anton, com a directora del treball

CERTIFICA

Que la Sra. Laura Roviralta Sánchez ha realitzat sota la seva supervisió el treball IMATGES DE PURKINJE: APLICACIONS CLÍNiques I SIMULACIÓ DEL TRAÇAT DE RAIGS EN L'ULL TEÒRIC que es recull en aquesta memòria per optar al títol de grau en Òptica i Optometria.

I per a què consti, signo aquest certificat.



Dra. Montserrat Tàpias Anton
Directora del treball

Terrassa, 2 de desembre de 2013



GRAU EN ÒPTICA I OPTOMETRIA

IMATGES DE PURKINJE: APLICACIONS CLÍNiques I SIMULACIÓ DEL TRAÇAT DE RAIGS EN L'ULL TEÒRIC

RESUM

Des dels primers temps de l'òptica fisiològica, les imatges de Purkinje han estat una font tradicional d'informació en l'estudi de l'ull com a sistema òptic, com ara la comprensió del mecanisme d'acomodació valorant la PIII i la PIV, el càlcul del radi de curvatura de la còrnia (queratòmetre) o la localització dels eixos en l'ull humà (test de Hirschberg) utilitzant bàsicament la PI.

L'arribada de noves tecnologies obre moltes possibilitats pràctiques per estudiar més a fons l'ús d'aquestes imatges en l'òptica de l'ull. D'acord amb aquesta evolució, s'han emprat recentment durant la cirurgia de cataractes o en el cribratge de l'estrabisme. Tanmateix, una altra aplicació coneguda és el desenvolupament dels sistemes de seguiment ocular, que utilitzen la PI i la PIV.

El propòsit principal d'aquest treball ha estat analitzar la simulació del traçat de raigs de les imatges de Purkinje en el sistema òptic de l'ull teòric. Com que aquestes sempre se solen captar amb instruments oftàlmics, s'ha volgut representar aquesta marxa gràfica per a la configuració objecte-ull en un instrument específic, el queratòmetre de Bausch & Lomb, utilitzant el programa informàtic BEAM FOUR. Com es veurà, hi ha algunes discrepàncies entre el que diu l'òptica paraxial i els valors experimentals obtinguts.



GRADO EN ÓPTICA Y OPTOMETRÍA

IMÁGENES DE PURKINJE: APLICACIONES CLÍNICAS Y SIMULACIÓN DEL TRAZADO DE RAYOS EN EL OJO TEÓRICO

RESUMEN

Desde los primeros tiempos de la óptica fisiológica, las imágenes de Purkinje han sido una fuente tradicional de información en el estudio del ojo como sistema óptico, como la comprensión del mecanismo de acomodación valorando la PIII y la PIV, el cálculo del radio de curvatura de la córnea (queratómetro) o la localización de los ejes en el ojo humano (test de Hirschberg) utilizando básicamente la PI.

La llegada de nuevas tecnologías abre muchas posibilidades prácticas para estudiar más a fondo el uso de estas imágenes en la óptica del ojo. De acuerdo con esta evolución, se han empleado recientemente durante la cirugía de cataratas o en el cribado del estrabismo. Asimismo, otra aplicación conocida es el desarrollo de los sistemas de seguimiento ocular, que utilizan la PI y la PIV.

El propósito principal de este trabajo ha sido analizar la simulación del trazado de rayos de las imágenes de Purkinje en el sistema óptico del ojo teórico. Ya que éstas siempre se suelen captar con instrumentos oftálmicos, se ha querido representar esta marcha gráfica para la configuración objeto-ojo en un instrumento específico, el queratómetro de Bausch & Lomb, utilizando el programa informático BEAM FOUR. Como se verá, hay algunas discrepancias entre lo que dice la óptica paraxial y los valores experimentales obtenidos.



DEGREE IN OPTICS AND OPTOMETRY

PURKINJE IMAGES: CLINICAL APPLICATIONS AND RAY TRACING SIMULATION IN THE THEORETICAL EYE

ABSTRACT

Since the early times of physiological optics, Purkinje images have been a traditional source of information in studying the optics of the eye, such as an understanding of the accommodation mechanism using PIII and PIV, the calculation of the radius of curvature of the cornea (keratometer) or the estimation of the alignment axes of the human eye (Hirschberg test) essentially using PI.

The advent of new optical technologies opens many practical possibilities for the use of Purkinje images to further study ocular optics. According to these developments, they have been recently used in cataract surgery or strabismus screening. Yet another popular application is the development of eye-tracking systems that make use of PI and PIV.

Analyzing the ray tracing simulation of Purkinje images in the theoretical eye has been the main purpose of this study. Since these images are usually recorded with ophthalmic instruments, we have tried to represent this ray tracing for the configuration object-eye in a specific instrument, Bausch & Lomb keratometer, using BEAM FOUR software. As we will see, there are important differences between paraxial and experimental images.

SUMMARY

The purpose of this study has been, firstly, doing a literature review of Purkinje images' characteristics and their clinical applications. Secondly, another goal has been learning operation basics of the optical ray tracer BEAM FOUR. Finally, doing a ray tracing simulation of Purkinje images in the optical system of the theoretical eye, for the configuration object-eye in a Bausch & Lomb keratometer, using this program. We have been working with two variants of cornea (Le Grand's spherical and Lotmar's aspherical). Once we have obtained experimental values of these images, we have compared them with paraxial ones.

Images formed in the eye can be of four different types depending on their formation origin: dioptric images, catadioptric (Purkinje images), retinal image and entoptic images.

Catadioptric images are formed by light reflection and refraction on the four surfaces of ocular lenses. They will be as many as surfaces in the eye, which are four. They are commonly named Purkinje images after their discoverer made use of them in the 19th century. There are four, two corneal and two lenticular and they are named PI, PII, PIII and PIV, referring to the reflecting surface that forms each one.

PI is formed by light reflection on the anterior surface of the cornea, being a virtual and erect image. It is the brightest and its size is intermediate. It is the only one that is formed by specular reflection alone, for this reason, it is a catoptric image.

PII is formed by reflection on the posterior surface of the cornea, being also a virtual and erect image, it is a bit little and the less bright. It is difficult to observe.

PIII is formed by reflection on the anterior surface of lens and it is also virtual and erect. It is the biggest and very faint. During accommodation this image becomes smaller, since the curvature of the anterior surface of the lens increases. It is the only one that seems to have a diffuse orange peel because this surface is not as smooth as others.

PIV is produced by reflection on the posterior surface of the lens, unlike others, this surface gives an inverted virtual image. It is quite faint and its size is smaller than PI. During accommodation this image is modified a bit.

A significant feature of Purkinje images is the invariance of their positions modifying the position of the object. However, with their size they do not behave like this. Although we find references in the literature about real nature of PIV, truly, it is virtual like others.

Regarding the optical system of the eye, we know that the majority of optical systems have rotational symmetry around a straight line, optical axis. However, to describe all optical properties of the human eye is necessary to introduce different axes. This is due to the lack of symmetry and because the fixation point and the fovea does not lie along the most appropriate symmetry axis.

Thus, these axes are: the optical axis, which is the line that passes through the nodal points and best fits centers of curvature of all refracting surfaces, being perpendicular to these

surfaces; the visual axis, which is the line that connects fixation point and the fovea and passes through the nodal points; the fixation axis, which connects the center of rotation with the fixation point; the pupillary axis, which is the line that passes through the center of the entrance pupil and intersects the cornea in a perpendicular manner and the line of sight, which joins the fixation point to the center of the entrance pupil.

These axes can form angles between themselves: angle α (between visual and optical axes), angle γ (between fixation and optical axes), angle λ (between the pupillary axis and the line of sight) and κ (between pupillary and visual axes).

Then, given this imperfection of the human eye, we have to introduce the concept of the theoretical eye model, that it will be useful to study the formation of Purkinje images. All theoretical eye models are developed in the framework of paraxial approximation, a situation where the incidence angles of rays are small and it can be considered that $\sin \alpha \approx \tan \alpha \approx \alpha$. The model taken as a reference in the experimental part of this study is Le Grand's theoretical eye with four refractive surfaces.

Focusing again on Purkinje images, although they are not involved in the visual process, they have been a traditional source of information in the study of the eye as an optical system and they are used in many ophthalmic instruments.

These clinical applications and researches in vision have been grouped in this report for its purpose: measuring radius of curvature or position of different dioptric components, measuring eye movements or locating axes in the eye.

Within these applications to measure radius of curvature, we can find phakometry, keratometry, keratoscopy and air tonometry.

Phakometry is a technique that carries out the measurement of lens curvature. It is an indirect measure based on comparison between size of PIII and PI, for its anterior surface; and size of PIV and PI, for its posterior surface.

Keratometer is an instrument that measures the radius of curvature of the anterior surface of the cornea within a zone of 3 mm. Its optical principle is based on size of reflected image (PI) depends on the radius of curvature of reflecting surface.

Keratoscopy is a method used to assess the radius of curvature and topography of the anterior surface of the cornea, doing several measurements at different positions of the cornea that are extrapolated in order to obtain the corneal shape. It is based on the same principle as the keratometer, but in this case the device is a pattern which is reflected by the anterior surface of the cornea and a visualization system of the image formed.

Tonometry is the procedure performed to determine the intraocular pressure levels. Air tonometers are the most interesting from the point of view of this study, as they involve the use of Purkinje images, specifically PI.

Another type of these applications would be those that are used to measure eye movements. We can find eye tracking systems that evaluate the motion of an eye relative to the head. An eye tracker is a device to measure eye positions and eye movement. There are different systems; the most interesting from our point of view are video-oculographic techniques, highlighting two widely used methods to calculate the patient's fixation point: Purkinje images and vector PCCR (vector between the pupil center and PI).

Purkinje images can also be used as real-time markers of the eye's and IOL's positions, therefore it has been classified as another type of application within this study. The detailed analysis of Purkinje images with customized instrumentation can provide high-resolution information about the optical state of the eye and the IOL, including decentration and tilt. So, it was in 2007 when Tabernero and Artal created an instrument, the Purkinje-meter, based on capturing Purkinje images to measure these misalignments in eyes implanted with intraocular lenses.

Another type of these applications would be those that are used to locate axes in the eye. We can find methods to measure the angle of ocular deviation, as Hirschberg test, Krismsky test and Tscherning ophthalmometer, which involve the assessment of Purkinje images. In Hirschberg test, the patient is instructed to fixate a penlight at a near viewing distance. The positions of the corneal reflexes (PI) are noted and compared in the two eyes.

As we mentioned at the beginning of this summary, the experimental part of this study has been to do a ray tracing simulation in the optical system of the eye, for this, we used BEAM FOUR software, that offers a quick and easy means of exploring the properties of optical systems. We have made use of the BEAM FOUR guide, a manual which is organized to help you get started using this software.

BEAM FOUR is a table driven ray tracer. That is, an optical system is described by a table of entries. Each successive table row or record represents a successive optical surface in the optical system to be traced. This information is created, edited, and saved as an optics file with extension .OPT and quite a few examples are furnished with the BEAM FOUR software distribution. Similarly, a .RAY table is a text file listing a number of rays that you create to probe your optic. Each successive row or record represents a ray to be traced. As a user you are responsible for starting each ray (specifying its starting position and direction and in many cases a wavelength). Given this starting information, the ray tracer completes the computation of each ray as it propagates through your optical system, delivering numerical and graphical outputs in a variety of useful formats. Finally there are optional media tables (file extension .MED) that list refractive index information about glasses that your optic uses at a series of wavelengths that your ray table specifies. In the report, there is a full description detailing what it is and how it has been used.

Analyzing the simulation for Purkinje images in the theoretical eye has been our main purpose. Since these images are usually recorded with ophthalmic instruments, we have tried to represent this ray tracing for the configuration object-eye in a specific instrument, Bausch &



Lomb keratometer, measuring in-situ the device configuration. The case that we worked is also explained step by step below.

The main objective of this latest part has been obtaining graphical representations of ray simulation; the pictures taken from BEAM FOUR have been retouched with AutoCAD software, extending over the rays. The results are also in this report.

Finally, we can conclude that paraxial and experimental values of Purkinje images do not match each other. Image that shows a greater discrepancy in terms of position, size and curvature is PIII. And it is worth saying that there is an inversion in corneal images' positions (PI and PII) between paraxial and experimental values: paraxial ones draw PII before PI, and experimental ones show the opposite, drawing PI before PII.

Next, there is a complete written report detailing each item summarized briefly in this summary.



Agraïments

A la directora del meu treball, Dra. Montserrat Tàpias Anton, per guiar-me i animar-me en la realització d'aquest projecte, pel temps que m'ha dedicat i sobretot per l'ajuda i suport que m'ha mostrat en tot moment. Gràcies Montse!

De manera molt especial, a dos membres del professorat del Departament d'Òptica i Optometria que, tot i no estar directament relacionats amb la direcció del treball, han col·laborat enormement en l'elaboració del mateix. En primer lloc, al Francesc Salvadó, per la seva ajuda desinteressada aportada amb l'AutoCad i en segon lloc, a la Núria Tomàs, per la seva col·laboració i dedicació en l'obtenció de dades experimentals i resolució de dubtes.

A la meva família, en especial a la meva mare, pel seu suport i la gran paciència durant aquests últims mesos.

Al Carles, per estar sempre al meu costat, donar-me força i fer-me riure cada dia.

Als meus companys i amics del Grau i de la Diplomatura, per aquests anys que hem passat junts, pels grans moments que hem compartit i pel gran vincle que hem creat.

No voldria deixar-me a ningú, i per això agraeixo a totes aquelles persones d'àmbits molt diversos que comparteixen el meu dia a dia.

A tots, moltes gràcies.

Índex de continguts

	Pàgina
1. Introducció i propòsit	13
1.1 Tipus d'imatges formades per l'ull	13
1.2 Propòsit i organització de la memòria	13
2. Marc teòric	15
2.1 Les imatges de Purkinje	15
2.1.1 Descripció de les característiques de les imatges de Purkinje	15
2.1.2 Fotometria de les imatges de Purkinje	19
2.1.3 Modificacions de les imatges de Purkinje en variar la posició de l'objecte	21
2.1.4 Modificacions de les imatges de Purkinje durant l'acomodació	22
2.1.5 Naturalesa de les imatges de Purkinje	23
2.2 El sistema òptic de l'ull humà	24
2.2.1 Eixos i angles de l'ull real	24
2.2.2 Models d'ull teòric	25
3. Aplicacions oftàlmiques de les imatges de Purkinje	27
3.1 Aplicacions per a la determinació del radi de curvatura dels dioptrès	28
3.1.1 Facometria	28
3.1.2 Queratometria	30
3.1.3 Queratoscòpia	30
3.1.4 Tonometria d'aire	31
3.2 Aplicacions per a la determinació dels moviments de l'ull	32
3.2.1 Sistemes de seguiment ocular	32
3.3 Aplicacions per a la determinació de la posició dels dioptrès	33
3.3.1 Centratge de les lents intraoculars	33
3.4 Aplicacions per a la localització dels eixos de l'ull	35
3.4.1 Detecció de l'estrabisme	35
4. Simulació del traçat de raigs en un model d'ull teòric	38
4.1 Descripció del programa de traçat de raigs BEAM FOUR	38
4.2 El cas treballat, configuració objecte-ull per al queratòmetre de Baush & Lomb	42

4.3	Resultats de les imatges de Purkinje obtingudes amb el BEAM FOUR	49
4.3.1	Primera imatge de Purkinje (PI)	49
4.3.2	Segona imatge de Purkinje (PII)	53
4.3.3	Tercera imatge de Purkinje (PIII)	56
4.3.4	Quarta imatge de Purkinje (PIV)	59
5.	Conclusions	62
6.	Bibliografia	64
Annex 1.	Resum de les característiques de les imatges de Purkinje	67
Annex 2.	Models d'ull teòric	68
Annex 3.	Representacions gràfiques de les imatges de Purkinje en l'ull teòric	69
Annex 4.	Imatges de Purkinje obtingudes amb l'AutoCad	72
Annex 5.	Implicacions ètiques, legals i de protecció de dades	76

1. Introducció i propòsit

1.1 Tipus d'imatges formades per l'ull

Les imatges que es formen en l'ull poden ser de quatre tipus diferents en funció de l'origen de la seva formació: les imatges diòptriques, les catadiòptriques (imatges de Purkinje), la imatge retinal i les entòptiques.

En primer lloc, les imatges diòptriques són les formades per la refracció de la llum als dioptrics oculars. Per tant, com que la llum es refracta a cadascun dels quatre dioptrics de l'ull, se'n formaran dues per part de la còrnia i dues per part del cristal·lí.

En segon lloc, la imatge retinal és la formada per la intersecció del feix de llum refractada pels dioptrics oculars amb la retina. És a partir d'ella que es produeix la percepció de visual del món que ens envolta. Aquesta imatge retinal pot ser nítida o no, depenent de si la formació de la quarta imatge diòptrica té lloc a la retina o no. Únicament coincidirà amb la quarta imatge diòptrica quan l'ull sigui emmetrop i l'objecte estigui situat a l'infinit. En els altres casos, serà una imatge borrosa (si no considerem l'acomodació).

En tercer lloc, referent a les imatges catadiòptriques, el fenomen essencial que les forma és la reflexió de la llum en els dioptrics oculars. En aquest sentit, parlaríem exclusivament d'imatges catòptriques o formades per reflexió pura, com la de la primera cara de la còrnia però, com que la llum, per arribar als dioptrics interiors de l'ull, ha de refractar-se prèviament en els dioptrics precedents, hi ha implicada la refracció a més de la reflexió, passant a parlar d'imatges catadiòptriques en lloc de catòptriques pures. Com en el cas anterior, es formaran tantes imatges catadiòptriques com dioptrics hi ha a l'ull, és a dir, quatre. Se les anomena imatges de Purkinje en honor a qui les va descriure per primera vegada.

Finalment, hi ha un quart tipus d'imatges anomenades imatges o fenòmens entòptics, les quals estan formades per estimulacions no lluminoses que el propi òrgan visual pot percebre gràcies a l'estructura retinal o bé per opacitats en els medis intraoculars. No són pròpiament imatges òptiques, són percepcions generades pel sentit de la vista, encara que nosaltres les percebem com a tals. Dins d'aquest tipus d'imatges trobem les postimatges, els halos, les miodesòpsies (mosques volants) i els fofens, entre d'altres (Viqueira et al. 2003).

1.2 Propòsit i organització de la memòria

El propòsit d'aquest treball ha estat, d'una banda, fer una revisió bibliogràfica sobre les característiques de les imatges de Purkinje, així com conèixer quines són les seves aplicacions en la clínica.

De l'altra, aprendre les nocions bàsiques de funcionament del programa de traçat de raigs BEAM FOUR (també BEAM 4), ja que personalment en desconeixia per complet el seu ús.

Per últim, fer la simulació amb aquest programa de la marxa de raigs de les imatges de Purkinje en el sistema òptic de l'ull teòric, per a la configuració objecte-ull en el queratòmetre de Baush & Lomb. I un cop obtinguts els valors experimentals de les imatges, comparar-los amb les dades paraxials.

Amb aquests objectius inicials descrits, el Treball Final de Grau anomenat "Imatges de Purkinje: aplicacions clíniques i simulació del traçat de raigs en l'ull teòric" que es recull en la present memòria s'estructura en sis capítols i cinc annexos. A continuació d'aquest capítol 1, "Introducció i propòsit", trobarem el següent:

- El capítol 2, "Marc teòric", tractarà per una banda de les característiques de les imatges de Purkinje i per l'altra, de l'ull humà com a sistema òptic. Vist que aquest no és un sistema perfecte, caldrà definir diferents eixos i angles en l'ull. Així mateix, donada aquesta imperfecció de l'ull humà, s'introduirà el concepte de model d'ull teòric que serà útil per estudiar la formació de les imatges de Purkinje.
- Al capítol 3, "Aplicacions oftàlmiques de les imatges de Purkinje", es detallaran les aplicacions d'aquestes imatges en clínica i recerca en visió, agrupades per la seva finalitat (mesura del radi de curvatura dels diferents diòptres, de la posició dels mateixos, dels moviments de l'ull o de la localització dels eixos en l'ull).
- Al capítol 4, "Simulació del traçat de raigs en un model d'ull teòric", s'explicarà en què consisteix el programa de marxa de raigs utilitzat en aquest treball, es detallarà el cas treballat i, s'exposaran i analitzaran els resultats obtinguts per a les diferents imatges de Purkinje.
- Al capítol 5 s'inclouran les conclusions que s'han pogut extreure dels resultats del treball i al capítol 6 es citarà la bibliografia consultada per l'elaboració de la memòria.
- A l'annex 1 es mostrarà una taula resum de les característiques relatives de les imatges de Purkinje, fent referència també a les seves utilitats, i a l'annex 2 s'especificaran les característiques de l'ull teòric de Le Grand, en la versió desacomodada i acomodada; pel que fa als índexs de refracció dels medis, distàncies de les superfícies oculars respecte al vèrtex corneal i radis de curvatura.
- A l'annex 3 s'inclouran tres representacions gràfiques de les imatges de Purkinje en l'ull teòric de quatre superfícies, per poder apreciar les diferències en posició, mida i curvatura entre els valors paraxials i els experimentals; i a l'annex 4 es mostraran les quatre imatges de Purkinje obtingudes amb l'AutoCad incloses en la memòria però en una vista ampliada.
- Per últim, a l'annex 5 s'analitzaran les implicacions ètiques, legals i de protecció de dades, lligades a la competència transversal "compromís ètic i social" i relacionades amb aquest Treball Final de Grau.

2. Marc teòric

2.1 Les imatges de Purkinje

2.1.1 Descripció de les característiques de les imatges de Purkinje

Algunes situacions òptiques que impliquen reflexions també impliquen la refracció. Un bon exemple d'això ocorre en la mesura del radi de curvatura de la superfície anterior del cristal·lí de l'ull. El feix de llum es refracta a la còrnia, es reflecteix en la superfície anterior de la lent i, per acabar, es torna a refractar a la còrnia de tornada.

Tal com s'ha dit a l'apartat 1.1, les imatges catadiòptriques són, per tant, les formades per la reflexió i la refracció de la llum sobre les quatre superfícies dels diòptres oculars, denominant-se també imatges de Purkinje ja que van ser observades per primera vegada pel txec Purkinje al 1821 amb l'ajuda d'una bugia i, al 1837, el francès Sanson les va utilitzar amb finalitats diagnòstiques. En la bibliografia trobem referències a aquestes com "imatges (o postimatges) de Purkinje-Sanson", atès als dos científics que les van descobrir, tot i que va ser Purkinje el que més les va descriure.



Figura 2.1.1-1. Johannes Evangelista Purkinje (1787-1869) (www.expats.cz).

Si es coneix la descripció del sistema òptic de l'ull, es pot fàcilment localitzar la posició i la mida d'aquestes imatges gràcies al traçat de raigs. També és possible trobar aquests paràmetres per càlcul.

Les imatges de Purkinje són quatre, dues corneals i dues cristal·linianes. S'anomenen PI, PII, PIII i PIV, fent referència a la superfície reflectora que en essència les forma.

La primera imatge de Purkinje (PI) es forma per reflexió de la llum en la superfície anterior de la còrnia, que actua com un mirall convex i dona lloc a una imatge virtual i dreta de la font de llum

o objecte. És la més lluminosa a causa de la gran diferència d'índexs de refracció entre l'aire ($n = 1$)* i la còrnia ($n = 1,3771$)*, i la seva mida és intermèdia. Per a un objecte relativament llunyà, es troba molt a prop de la primera cara del cristal·lí. Aquesta imatge es coneix també com reflex corneal i és unes 100 vegades més lluminosa que les altres tres imatges de Purkinje. És la única que està formada exclusivament per reflexió i, per aquest fet, és una imatge catòptrica, com s'ha comentat a l'apartat 1.1.

La segona imatge de Purkinje (PII) es forma per reflexió sobre la superfície posterior de la còrnia. És una imatge virtual i dreta, de mida petita i la menys lluminosa a causa que la diferència entre els índexs de refracció de la còrnia ($n = 1,3771$)* i l'humor aquós ($n = 1,3374$)* és petita. Tanmateix, està emmascarada per la PI que es forma molt pròxima a ella, atès que el radi de curvatura de la cara posterior de la còrnia ($r = 6,5 \text{ mm}$)* és lleugerament inferior al de la cara anterior ($r = 7,8 \text{ mm}$)*. Tots aquests factors fan que sigui difícil d'observar, sobretot per la seva baixa lluminositat.

La tercera imatge de Purkinje (PIII) es forma per reflexió en la superfície anterior del cristal·lí, que també actua com un mirall convex i, per això, la imatge és igualment virtual i dreta. És la més gran de totes, vist que aquesta és la superfície amb un radi de curvatura major ($r = 10,2 \text{ mm}$)*. Es localitza a nivell del vitri i, quant a la seva lluminositat, és dèbil a causa de varis factors com són: la major mida de la imatge, l'escassa diferència entre l'índex de refracció de l'humor aquós ($n = 1,3374$)* i el del cristal·lí ($n = 1,42$)*, una superfície menys llisa que la de la còrnia i la conformació del cristal·lí amb diferents índexs de refracció. Durant l'acomodació aquesta imatge es fa més petita, ja que disminueix el radi de curvatura, és a dir, augmenta la curvatura de la cara anterior del cristal·lí.

La quarta imatge de Purkinje (PIV) es produeix per reflexió sobre la cara posterior del cristal·lí que, a diferència de les altres, actua com un mirall còncau pel que dóna lloc a una imatge invertida. És tanmateix virtual, com la resta. La seva lluminositat és major que la de la PIII, però la seva mida és menor que la de la PI. Durant l'acomodació aquesta imatge es modifica poc (Atchison i Smith 2000).

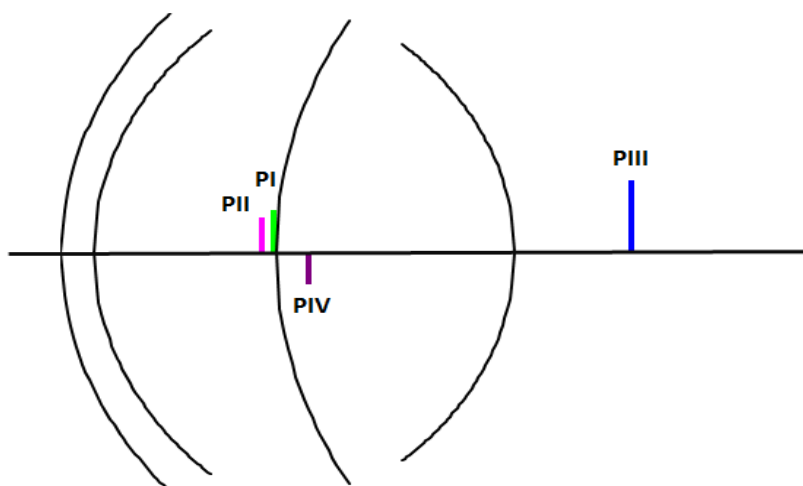


Figura 2.1.1-2. Esquema on es mostren les localitzacions aproximades d'aquestes imatges, considerant un objecte de 10 mm que es troba a 40 mm del vèrtex corneal.

* Valors d'índexs de refracció considerats per a l'ull teòric de Le Grand desacomodat de quatre superfícies.

IMATGES DE PURKINJE: APLICACIONS CLÍNiques I SIMULACIÓ DEL TRAÇAT DE RAIGS EN L'ULL TEÒRIC

En resum, la imatge més gran quant a la mida és la PIII, després la PI i per últim, la PIV. Quant a la lluminositat, essent la imatge més intensa la PI, la segueix amb molta diferència la PIV i finalment, la PIII. Com ja s'ha vist, la PII és molt petita i molt poc lluminosa.

Aquests canvis en la PIII i la PIV han estat objecte d'estudi en el mecanisme d'acomodació, pel que fa als canvis de radis de curvatura i posicions de les superfícies de la lent. Per exemple, Gullstrand va utilitzar aquestes observacions per determinar els paràmetres del seu ull esquemàtic, tant en l'ull acomodat com en el desacomodat (Puell 2006).

Si s'observen aquestes imatges amb un gran augment, la PI, la PII i la PIV semblen ser llises, però la PIII sembla tenir un aspecte difús de pell de taronja a causa que la superfície anterior de la lent no és tan llisa com les altres.

Tot seguit, es mostra una fotografia realitzada amb una càmera compacte de l'ull dret d'una pacient on s'aprecien les imatges de Purkinje. Cal tenir en compte que les imatges s'han de considerar radials ja que la pacient dirigeix la fixació al centre de l'objectiu, essent el flaix de la càmera l'extrem de l'objecte i l'objectiu, la base. El flaix està situat superior i lateralment respecte l'objectiu.

Es poden identificar cadascuna de les imatges gràcies a la seva lluminositat, mida aparent i naturalesa bàsicament.

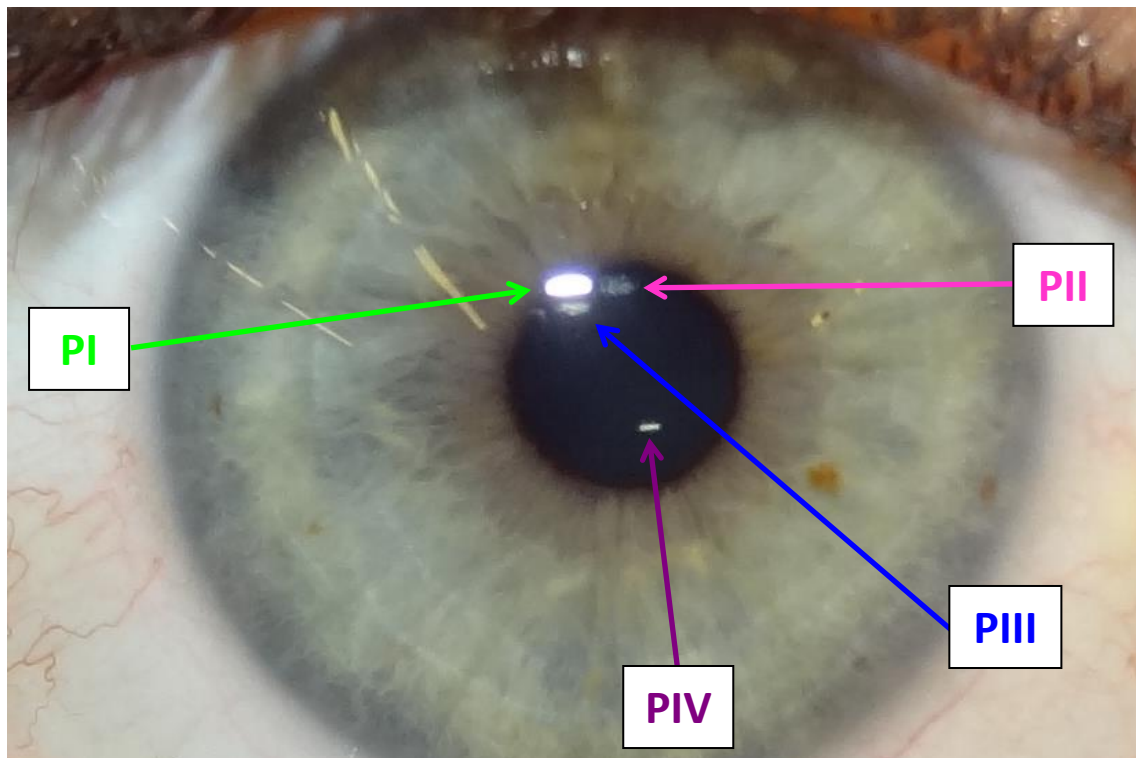


Figura 2.1.1-3. Fotografia realitzada a l'ull dret d'una pacient amb una càmera compacte on s'hi poden reconèixer les quatre imatges de Purkinje dins de la pupil·la (fotografia cedida per la pacient).

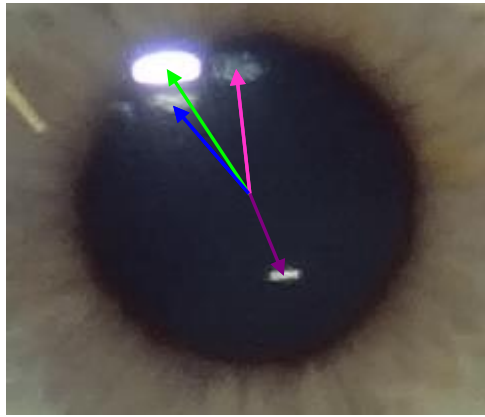


Figura 2.1.1-4. Vista ampliada a la zona de la pupil·la de la mateixa fotografia anterior, entenent les imatges com a radials. En traçat verd es mostra la PI, en rosa la PII, en blau la PIII i en lila la PIV (fotografia cedida per la pacient).

Tenint en compte que l'ull no és un sistema òptic coaxial (centrat), aquestes imatges no es poden alinear perfectament en una recta. Llavors, la millor aproximació de l'eix òptic de l'ull és la recta que millor uneix aquestes imatges.

Per les seves característiques, les imatges de Purkinje serveixen per calcular la posició exacta i el radi de curvatura de les superfícies reflectores. Tscherning (1892) amb l'oftalmofacòmetre va determinar la posició de les cares del cristal·lí utilitzant la mesura de les imatges de Purkinje (Puell 2006).

En el camp de la oftalmologia també s'utilitzen aquestes imatges, ja que no deixen de ser els reflexes que en aquest moment està veient l'ull, i que s'aprecien en la curvatura dels medis refractius del mateix. L'oftalmòleg, per examinar-les, necessita un objecte brillant. Antigament s'utilitzava la flama d'una espelma, pràctica actualment en desús gràcies a l'existència de llanternes. La importància d'aquestes és que depenent de la imatge que falti es pot determinar quin medi o estructura ocular ha perdut transparència i, per consegüent, està afectada, com per exemple l'alteració del cristal·lí en les cataractes.

Més endavant, al capítol 3, es descriuran amb detall les diferents aplicacions oftàlmiques d'aquestes imatges. A la Taula A1-1 de l'annex 1 es mostra un resum de les característiques relatives de les imatges de Purkinje, fent referència també a les seves utilitats.

Convé fer notar que, per al càlcul de la PI i la PII no és possible aplicar l'aproximació paraxial. Per tal que aquesta consideració sigui vàlida, el raig paraxial ha de ser un raig finit traçat molt proper a l'eix òptic, pel que l'angle α és suficientment petit i es pot substituir el sinus i la tangent de l'angle per l'angle per sí sol, produint-se un error menyspreable. De manera que, pel càlcul de la PI, com que les obertures dels raigs no són suficientment petites podent-se reflectir qualsevol raig que arribi a la superfície corneal, aquesta aproximació no és aplicable. Així mateix ocorre en el càlcul de la PII, però en aquest cas hi estan implicades la reflexió en la cara posterior de la còrnia i la refracció en ambdues cares de la còrnia.

2.1.2 Fotometria de les imatges de Purkinje

En aquest apartat es vol analitzar més a fons l'aspecte fotomètric d'aquestes imatges anteriorment comentat. Tal com s'ha dit, la imatge més lluminosa és la PI, presentant una diferència molt gran respecte la PIII i la PIV.

Tot seguit, es demostra el càlcul aplicat per poder-ho afirmar. Això sí, cal tenir en compte que s'han considerat medis dielèctrics transparents i superfícies estrictament reflectores i transmissores, suposant doncs, que no hi ha reflexió difusa sobre elles ni absorció de la llum (Hetch i Zajac 1986).

Per tal de determinar la lluminositat de les imatges s'utilitza la fórmula de Fresnel per a la reflectància:

$$\rho = \left(\frac{(n' - n)}{(n' + n)} \right)^2 \quad (1)$$

I per trobar la transmitància:

$$\tau = 1 - \rho \quad (2)$$

on ρ és la reflectància d'un dioptre en incidència normal i τ és la transmitància.

S'ha considerat que partim d'un flux lluminós de 100 lm i que aquest és el que arriba a passar per la pupil·la d'entrada (PE).

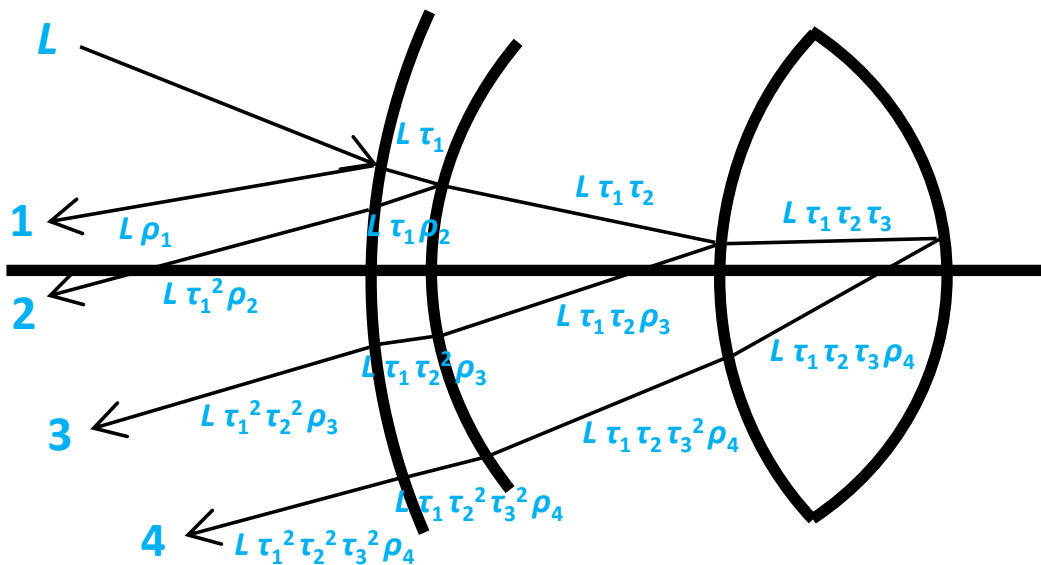


Figura 2.1.2-1. Esquema de l'ull on es mostra la trajectòria d'un raig indicant-hi les reflectàncies i transmissàncies d'aquest al llarg d'aquest sistema òptic de l'ull.

Doncs bé, per tal de determinar el flux lluminós de la PI, inicialment s'aplica l'equació (1) per a la reflectància substituint les constants pels valors dels índexs corresponents:

$$\rho_1 = \left(\frac{n_c - n}{n_c + n} \right)^2 = \left(\frac{1,3771 - 1}{1,3771 + 1} \right)^2 = 0,02517$$

Essent, el flux lluminós de la PI:

$$L \cdot \rho_1 = 100 \cdot 0,02517 = 2,517 \text{ lm}$$

Per al càlcul de la PII, inicialment s'aplica la mateixa equació (1) per a la reflectància:

$$\rho_2 = \left(\frac{n_{HA} - n_c}{n_{HA} + n_c} \right)^2 = \left(\frac{1,3374 - 1,3771}{1,3374 + 1,3771} \right)^2 = 2,139 \cdot 10^{-4}$$

I l'equació (2) per a la transmissió:

$$\tau_1 = 1 - \rho_1 = 1 - 0,02517 = 0,97483$$

Finalment, per a la PII, el flux lluminós es troba a partir del producte següent:

$$L \cdot \tau_1^2 \cdot \rho_2 = 0,020 \text{ lm}$$

Així mateix es prossegueix per als càlculs de la PIII i la PIV, essent:

- El flux lluminós de la PIII:

$$L \cdot \tau_1^2 \cdot \tau_2^2 \cdot \rho_3 = 0,085 \text{ lm}$$

- I el de la PIV:

$$L \cdot \tau_1^2 \cdot \tau_2^2 \cdot \tau_3^2 \cdot \rho_4 = 0,088 \text{ lm}$$

Per fer-ho més visual, aquests valors es mostren a la Taula 2.1.2-1 i es representen a la Figura 2.1.2-2.

Imatge de Purkinje	Flux lluminós relatiu (%)
PI	2,517
PII	0,020
PIII	0,085
PIV	0,088

Taula 2.1.2-1. Comparativa del flux lluminós relatiu de les imatges de Purkinje.

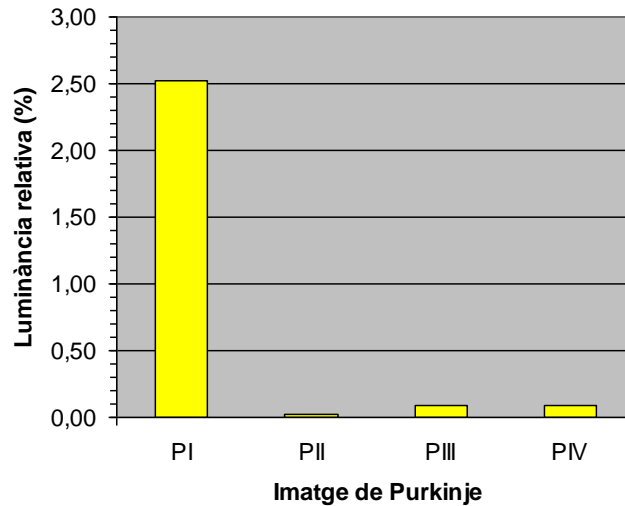


Figura 2.1.2-2. Representació gràfica del flux lluminós relatiu de les imatges de Purkinje.

Es pot comprovar que la imatge més lluminosa de totes és la PI, de l'ordre d'unes 30 vegades més que la PIII i que la PIV, i unes 130 vegades més que la PII.

2.1.3 Modificacions de les imatges de Purkinje en funció de la posició de l'objecte

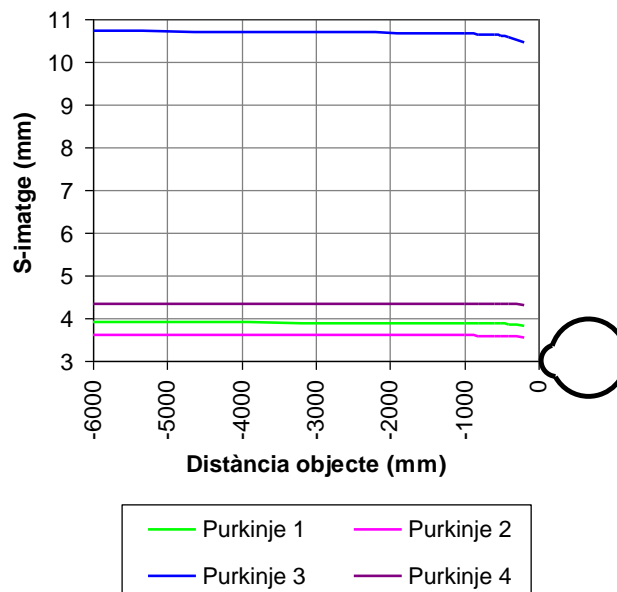


Figura 2.1.3-1. Representació gràfica on es mostra la invariància de la posició de cadascuna de les imatges de Purkinje amb la modificació de la distància objecte.

De la gràfica que apareix a la Figura 2.1.3-1 se'n pot extreure que, tot i variar en gran magnitud la distància a la qual es troba l'objecte, la distància *S-imatge* es manté gairebé invariable (distància a la qual es troba la imatge de Purkinje respecte al vèrtex corneal *S*). En altres paraules, tant és si col·loquem l'objecte a 60 mm del vèrtex corneal (com en el nostre cas experimental), com si el col·loquem a 6 m (≈ 6000 mm), que la posició a la que es troben cadascuna de les imatges en l'ull

és pràcticament la mateixa. Per tant, una característica significativa de les imatges de Purkinje és la invariància de les posicions d'aquestes amb la modificació de la posició de l'objecte.

En canvi, no passa el mateix amb la seva mida tal i com es veu a la gràfica de la Figura 2.1.3-2, ja que si es varia la distància a la que es troba l'objecte, la mida de cadascuna de les imatges canviarà en gran mesura, tornant-se més petites com més lluny se situï l'objecte.

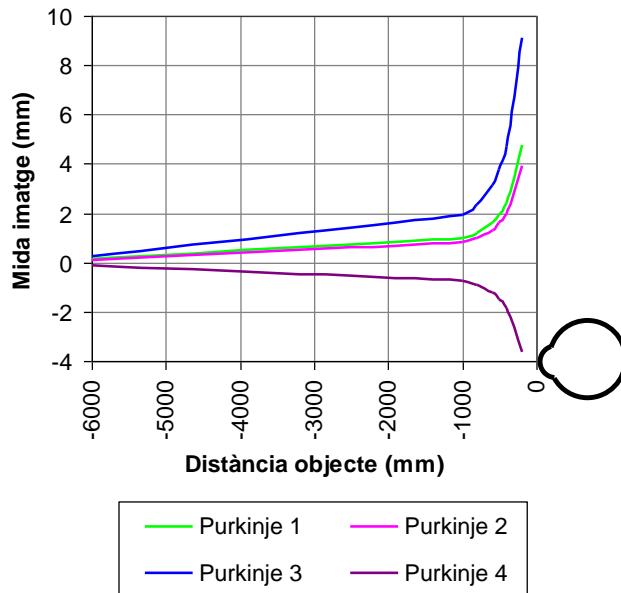


Figura 2.1.3-2. Representació gràfica on es mostra la variació de la mida de cadascuna de les imatges de Purkinje amb la modificació de la distància objecte.

2.1.4 Modificacions de les imatges de Purkinje durant l'acomodació

Durant l'acomodació les imatges corneals (PI i PII) no es modifiquen, al no veure's afectades per l'encorbament del cristal·lí. La PIV molt poc, però sí que la PIII pateix grans modificacions tant en mida com en posició, com ja s'ha comentat anteriorment.

A la Taula 2.1.4-1 es mostra una comparativa de la variació en mida i posició de la PIII i la PIV durant l'acomodació, on s'han fet servir les dades paraxials per al seu càlcul, considerant l'ull teòric de Le Grand no acomodat per una banda, i l'ull desacomodat per l'altra.

Imatge de Purkinje		Ull de Le Grand No Acomodat	Ull de Le Grand Acomodat
Imatge III	Distància respecte al vèrtex corneal (mm)	9,890	6,010
	Mida (mm)	1,087	0,535
Imatge IV	Distància respecte al vèrtex corneal (mm)	4,204	4,555
	Mida (mm)	-0,462	-0,442

Taula 2.1.4-1. Comparativa de la posició i mida de les imatges PIII i PIV durant l'acomodació.

Tal com queda demostrat, la PIII pateix grans canvis tant en mida (reduint-se a la meitat), com en posició (aproximant-se a la còrnia al voltant d'uns 4 mm). En canvi, la mida de la PIV es modifica mínimament i la seva posició també, aproximant-se a la retina dècimes de mil·límetre. Aquest fet es deu a que la cara anterior del cristal·lí es corba molt més que no pas la cara posterior. L'anterior passa de tenir un radi de 10,2 mm a 6 mm i la posterior de -6 mm a -5,5 mm.

Les dades de l'ull teòric de Le Grand, tant el no acomodat com l'acomodat, es poden trobar a les Taules A2-1 i A2-2 de l'annex 2, respectivament.

2.1.5 Naturalesa de les imatges de Purkinje

Malgrat en la bibliografia trobem referències sobre la naturalesa real de la quarta imatge de Purkinje (Goss i West 2002), val la pena fer notar en aquest punt que, vertaderament, la PIV és virtual com la resta d'imatges. Aquestes referències bibliogràfiques estan considerant només la formació especular de la PIV per afirmar que és real.

El fet és que la imatge especular formada per reflexió en la cara posterior del cristal·lí està situada entre el focus imatge del sistema $1C+2C+1L$ (F') i el pla principal imatge del mateix (H') i, si considerem el camí de tornada de la llum, ara el focus imatge fa de focus objecte, situant-se aquesta imatge entre el pla principal objecte (H) i el focus objecte (F); donant-se l'efecte lupa, és a dir, una imatge virtual i de major mida que l'objecte (la imatge formada purament per reflexió a la cara posterior del cristal·lí). Per tant, els raigs de llum que provenen d'aquesta imatge especular (encara no és la PIV) surten divergint, fent que la PIV es magnifiqui i sigui virtual. Resumint, la refracció de tornada de la llum provoca un augment de la mida de la imatge especular.

Això ocorre en totes les imatges a excepció de la PI, a conseqüència de la seva naturalesa purament catòptrica. La Taula 2.1.5-1 conté les dades de la mida de les imatges comentades anteriorment per al cas de la PIV.

	Tipus d'imatge	Mida (mm)
Imatge IV	Imatge especular formada per reflexió en 2 ^a cara cristal·lí.	-0,389
	Imatge final formada per refracció de tornada a través de tots els diòptres (1 ^a cara cristal·lí, 2 ^a cara còrnia i 1 ^a cara còrnia). És la PIV.	-0,462

Taula 2.1.5-1. Comparativa de la mida de la PIV abans i després de considerar la refracció de tornada de la llum.

2.2 El sistema òptic de l'ull humà

2.2.1 Eixos i angles de l'ull real

La majoria de sistemes òptics tenen simetria de rotació al voltant d'una recta, l'eix òptic. No obstant, per descriure totes les propietats òptiques de l'ull humà és necessari introduir diferents eixos. Això és a causa de la falta de simetria i, a que el punt de fixació i la fòvea no es situen al llarg de l'eix de simetria més adequat.

En efecte, l'ull no té un verdader eix òptic. Aquest fet pot ser confirmat gràcies a l'observació de les imatges de Purkinje. En general és impossible alinear aquestes imatges. Tot el que es pot fer és construir un eix òptic que s'ajusti millor, el qual que pot ser definit en termes de direcció del feix incident des d'aquesta font de llum petita donant la propagació més petita de les imatges de Purkinje.

A la fòvea és on es forma la imatge del punt de fixació, al voltant del qual s'ordenen tots els objectes del camp visual. Però la fòvea no sol estar situada en la intersecció de la retina amb l'eix òptic, sinó desplaçada cap avall, aproximadament 1,25 mm pel costat temporal. És per això que quan mirem un objecte no ho fem directament al llarg de l'eix òptic, sinó a través d'una recta que uneix l'objecte (o punt de fixació) amb la fòvea i que s'anomena eix visual (Goss i West 2002).

L'eix òptic és doncs la recta que passa pels punts nodals i que millor uneix tots els centres de curvatura dels diòptres oculars, sent perpendicular a totes les superfícies refractives. Com s'ha vist, l'ull humà no és realment un sistema centrat, de manera que l'eix òptic és una aproximació.

Primerament, és necessari definir el concepte de línia de direcció, que són les línies paral·leles que uneixen el punt objecte M amb el punt nodal N i la imatge d'aquest punt M' amb el punt nodal imatge N' . L'eix visual no és més que un cas particular de línia de direcció, quan el punt M és el punt de fixació (punt objecte la imatge del qual, M' , està sobre la fòvea). Per tant, és la recta que passa pels punts nodals i uneix el punt de fixació amb la fòvea. Els punts nodals N i N' són molt propers al centre de curvatura de la còrnia, pel que l'eix visual és gairebé perpendicular a la còrnia.

L'eix de fixació és el que uneix el centre de rotació de l'ull amb el punt de fixació. El centre de rotació de l'ull és un punt imaginari de referència pels moviments oculars, situat a 13,5 mm per darrera de la còrnia.

L'eix pupil·lar és la recta que passa pel centre de la pupil·la d'entrada i talla la còrnia perpendicularment. Es pot determinar experimentalment amb facilitat centrant la imatge d'una font puntual de llum a la pupil·la d'entrada. Es sol considerar com l'aproximació clínica a l'eix òptic i s'utilitza com a mesura objectiva de la fixació excèntrica.

La línia visual és la que uneix el punt objecte amb el centre de la pupil·la d'entrada. Un cas particular és la línia visual principal quan l'objecte és el punt de fixació, que anomenem línia de

mirada. La línia de mirada és l'eix més important des del punt de vista de les funcions visuals i se sol fer coincidir amb l'eix òptic dels instruments al centrar la pupil·la.

Aquests eixos poden formar entre ells angles, que tot seguit es descriuran.

L'angle α el formen l'eix visual i l'eix òptic al punt nodal i és el principal angle de referència en l'ull. Ja s'ha vist que l'eix òptic no passa per la fòvea, però l'eix visual sí. Així, aquest angle ens marca el descentrament de la fòvea respecte l'eix òptic.

L'angle γ el formen l'eix de fixació i l'eix òptic al centre de rotació de l'ull. Per objectes llunyans, α i γ són aproximadament iguals, però per a un objecte pròxim a l'ull $\gamma < \alpha$.

L'angle λ el formen l'eix pupil·lar i la línia de mirada al centre de la pupil·la d'entrada.

L'angle κ el formen l'eix pupil·lar i l'eix visual al punt nodal. En molts casos, el centre de la pupil·la d'entrada es troba desplaçat cap al cantó nasal respecte a l'eix òptic i, en conseqüència, $\kappa < \alpha$. A nivell pràctic és el mateix que λ . Sol utilitzar-se com a mesura de la desviació de l'estrabisme (Atchison i Smith 2000).

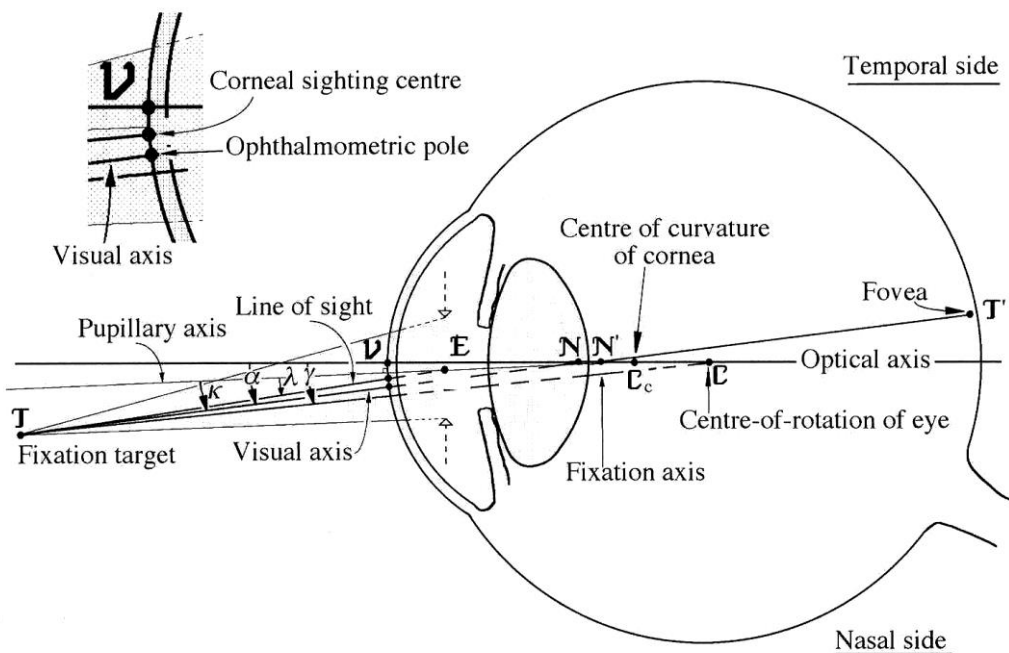


Figura 2.2.1-1. Representació gràfica dels eixos i angles de l'ull (Atchison i Smith 2000).

2.2.2 Models d'ull teòric

Els models d'ull teòric desenvolupats per diferents autors tenen com a objectiu poder dur a terme estudis del comportament de l'ull com a sistema òptic. Per al seu desenvolupament poden realitzar-se diferents aproximacions. No obstant, el grau de simplificació depèn de l'estudi en concret a realitzar. Per exemple, la còrnia pot considerar-se com una única superfície per calcular

la mida de la imatge retinal; ara bé, aquesta no és una bona aproximació per calcular la mida de les imatges de Purkinje.

L'ull teòric es considera un sistema centrat, atès que:

- Totes les superfícies són esfèriques i rotacionament simètriques. Als ulls reals aquestes són asfèriques, amb radis de curvatura que varien en funció de l'excentricitat, sovint descentrades i difícilment simètriques rotacionalment.
- Tots els centres de curvatura dels diòptres estan alineats sobre la mateixa recta, que anomenem eix òptic. El desalineament de les imatges de Purkinje demostra que no és cert als ulls reals.
- L'índex de refracció dels diòptres es considera constant. En realitat, aquest varia al llarg del cristal·lí, sent major en el centre i disminuint cap a la perifèria.

Tots els models d'ull teòric es desenvolupen en el marc de l'aproximació paraxial, situació en què els angles d'incidència dels raigs són petits i es pot considerar que $\sin \alpha \approx \tan \alpha \approx \alpha$ (Goss i West 2002).

El model d'ull teòric pres com a referència en la part experimental d'aquest treball ha estat l'ull teòric complet de Le Grand, format per dues lents: la còrnia i el cristal·lí, amb quatre superfícies en total.

A la Taula A2-1 de l'annex 2 s'especifiquen les característiques de l'ull teòric de Le Grand no acomodat; pel que fa als índexs de refracció dels medis, distàncies de les superfícies oculars respecte al vèrtex corneal i radis de curvatura.

3. Aplicacions oftàlmiques de les imatges de Purkinje

Scheiner al S.XVII va ser el primer en mesurar el radi de curvatura corneal a partir de la mida de la PI. Com que no podia mesurar directament la mida d'aquesta imatge va idear un mètode per comparació. Aquest mètode consistia en comparar, per a un objecte donat, la mida de la imatge reflectida en l'ull d'un pacient amb la mida de la imatge del mateix objecte reflectida sobre una sèrie de boles metàl·liques de les quals coneixia el radi. La bola que proporcionés la mateixa mida imatge tindria el mateix radi de curvatura que la còrnia.

El mètode estàndard de mesura dels radis de curvatura mitjançant les imatges de Purkinje utilitza com a objecte dues fonts de llum suficientment separades. La distància entre les imatges d'aquest objecte determina la mida de les imatges catadiòptriques, a partir de la qual es pot deduir el radi de curvatura de la superfície esfèrica.

Aquestes imatges no intervenen en el procés de la visió, però sí que han estat una font tradicional d'informació en l'estudi de l'ull com a sistema òptic i s'utilitzen en molts instruments oftàlmics que veurem a continuació.

En els primers temps de l'òptica fisiològica, aquestes imatges eren la principal font utilitzada per obtenir informació sobre les estructures oculars, com ara la comprensió del mecanisme d'acomodació estudiant la PIII i la PIV, el càlcul del radi de curvatura de la còrnia (queratòmetre) o la localització dels eixos en l'ull humà (test de Hirschberg) utilitzant bàsicament la PI. Però, ja que els primers experiments utilitzaven la reflexió de la flama d'una espelma per generar les imatges de Purkinje, els resultats quantitius estaven limitats.

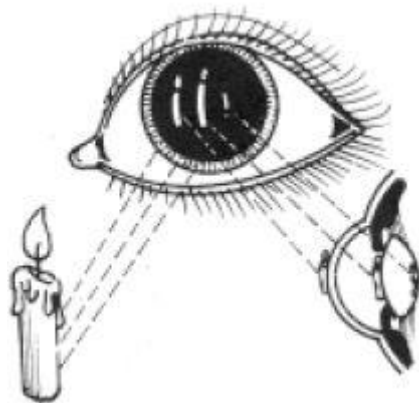


Figura 3-1. Formació de les imatges de Purkinje a partir de la flama d'una espelma (<http://gsdl.bvs.sld.cu/>).

L'arribada de noves tecnologies òptiques, incloent les càmeres CCD i les fonts de llum com ara els làsers i els díodes emissors de llum (LED), obre moltes possibilitats pràctiques per estudiar

més a fons l'ús de les imatges de Purkinje en l'òptica de l'ull. D'acord amb aquesta evolució, les cirurgies oculars més avançades han creat una varietat d'aplicacions. Després de la cirurgia de cataractes, el descentrament i la inclinació de les lents intraoculars implantades són aspectes molt importants per tal que el rendiment òptic sigui estable.

Altres aplicacions clíniques inclouen l'ús d'aquestes imatges en el cribratge de l'estrabisme o en el desenvolupament dels sistemes de seguiment ocular, que utilitzen la reflexió corneal (PI) i la reflexió posterior de la lent (PIV) (Tabernero i Artal 2007).

Tal com s'ha dit a l'apartat 2.1.1, una de les aplicacions d'aquestes imatges és el diagnòstic de cataractes i afàquies. En els pacients amb cataracta senil madura, en lloc de veure's quatre imatges només se'n poden reconèixer tres, perquè la PIV estarà absent al formar-se a la cara posterior del cristal·lí i no poder-se apreciar a causa de l'opacitat del cristal·lí. En els casos d'afàquia, la PIII i la PIV estan absents reconeixent-se únicament dues imatges de Purkinje, la PI i la PII.

La lluminositat de les imatges també s'ha estat utilitzant per determinar la transmissió espectral de la lent. Aquests estudis inclouen mètodes psicofísics i físics. Aquests últims comparen les intensitats relatives de la tercera i la quarta imatge de Purkinje.

Tot seguit s'exposa una breu descripció d'aquestes aplicacions, agrupades per la seva finalitat: determinació del radi de curvatura dels diferents diòptres, de la posició dels mateixos, dels moviments de l'ull o localització dels eixos de l'ull.

3.1 Aplicacions per a la determinació del radi de curvatura dels diòptres

3.1.1 Facometria

La facometria és una tècnica que permet dur a terme la mesura de la curvatura de la superfície anterior i posterior del cristal·lí. És una mesura indirecta basada en la comparació de la mida de la tercera i quarta imatge de Purkinje amb la primera.

Les seves aplicacions estan relegades a recerca vist que no és un paràmetre que se solgui tenir en compte a l'hora de calcular la potència de la lent intraocular (LIO).

S'utilitzen dos mètodes principalment: per comparació i el mètode de Tscherning. Ambdós es basen en el principi que l'augment de la imatge reflectida (imatge de Purkinje) és proporcional al radi de curvatura de la superfície reflectora.

El procediment del mètode per comparació consisteix a fotografiar les imatges de Purkinje a partir d'una font de llum doble i mesurar la separació de les dues llums per a cada imatge (PI, PIII i PIV).

Sabent que el radi de curvatura aparent d'una superfície és la distància des de la superfície al punt on es formaria la imatge del centre de curvatura de tal superfície, donat un objecte

IMATGES DE PURKINJE: APLICACIONS CLÍNQUES I SIMULACIÓ DEL TRAÇAT DE RAIGS EN L'ULL TEÒRIC

determinat, el radi de curvatura aparent de la 1^a cara del cristal·lí es determina a partir de les imatges de Purkinje PIII i PI (eq. 3). Així mateix, el radi de curvatura aparent de la 2^a cara del cristal·lí es determina a partir de les imatges PIV i PI (eq. 4).

Imatges PIII i PI:

$$r_3' = r_1 \frac{h_3'}{h_1'} \quad (3)$$

Imatges PIV i PI:

$$r_4' = r_1 \frac{h_4'}{h_1'} \quad (4)$$

On, h_1' , h_3' i h_4' són les mides de les imatges mesurades (PI, PIII i PIV, respectivament). El valor de r_1 és mesurat per queratometria, r_4' és l'anti-imatge de r_4 a través de tots els diòptres anteriors i r_3' és l'anti-imatge de r_3 a través de tots els diòptres anteriors.

Partint dels valors resolts dels radis de curvatura aparents, i realitzant diferents càlculs, es poden trobar els valors dels radis de curvatura reals, que són les distàncies des de les superfícies reals del cristal·lí als seus centres de curvatura reals.

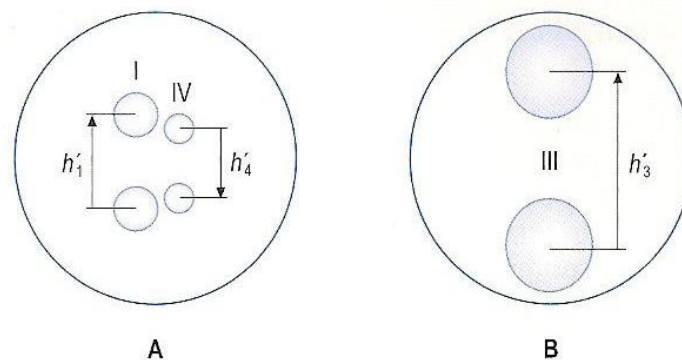


Figura 3.1.1-1. Imatges de Purkinje a partir d'una font de llum doble. **A.** Mostra la PI i la PIV. **B.** Mostra la PIII (Goss i West 2002).

L'oftalmofacòmetre de Tscherning, dissenyat l'any 1892, és actualment d'interès històric des de que va ser substituït pel mètode per comparació. Aquest mètode també compara les mides de la PIII i la PIV amb la PI; però, el procediment de mesura és diferent.

S'utilitzen dos parells de làmpades: el parell més brillant per la observació de la PIII i la PIV i el més dèbil per la observació de la PI.

Per la mesura del radi de curvatura de les superfícies del cristal·lí, la separació del parell que produeix la PI es varia fins que les dues reflexions corneals tenen la mateixa separació que les dues reflexions de les superfícies anterior i posterior de la lent (PIII i PIV). El mètode de l'oftalmofacòmetre de Tscherning va ser utilitzat també per mesurar la profunditat de la cambra anterior i el gruix del cristal·lí. Els càlculs matemàtics són els mateixos que els descrits en el mètode per comparació (Goss i West 2002).

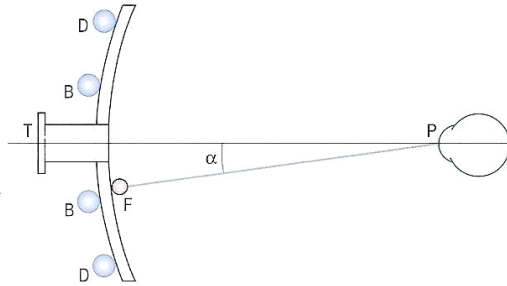


Figura 3.1.1-2. Característiques bàsiques de l'oftalmofacòmetre Tscherning (Goss i West 2002).

3.1.2 Queratometria

El queratòmetre és l'instrument que permet mesurar el radi de curvatura de la còrnia dins d'una zona central de 3 mm, realitzant una sola mesura en cada meridià i suposant que la còrnia és esfèrica en tota la seva superfície.

El principi òptic del queratòmetre es basa en mesurar la mida angular de la imatge reflectida (primera imatge de Purkinje) formada a la cara anterior de la còrnia. L'instrument ens presenta com a objecte una mira que serà reflectida a la còrnia (PI) i, utilitzant la relació existent entre la mida de l'objecte (y), la mida de la imatge (y') i la distància entre la superfície reflectora i l'objecte (s), es pot determinar el radi de curvatura de la superfície reflectora (r), segons es mostra a l'equació 5 (Henson 1996; Goss i West 2002).

$$r = \frac{2y's}{y'-y} \quad (5)$$

El sistema duplicador (prisma) desdobra la imatge de la mira formada a la còrnia, formant-se per tant dues imatges de la mira. Quan aquestes coincideixen, l'instrument permet mesurar la mida relativa de la imatge i, consegüentment, mesurar el radi de curvatura de la còrnia.

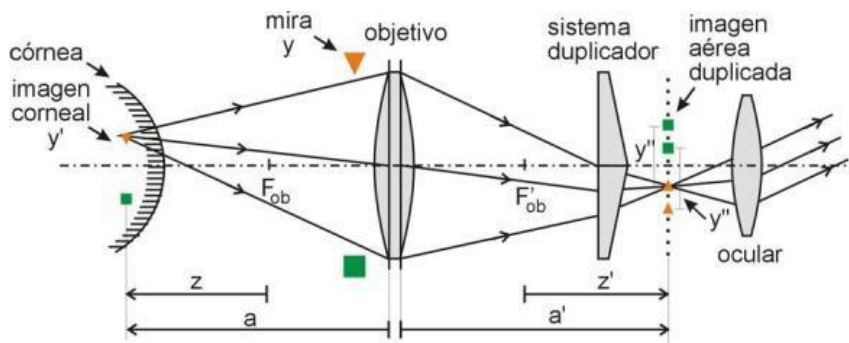


Figura 3.1.2-1. Esquema òptic bàsic del queratòmetre.

Hi ha dos tipus de queratòmetre: el de Javal-Schiötz, amb mira mòbil i sistema duplicador fix i el de Bausch & Lomb, amb mira fixa i sistema duplicador mòbil. Aquest últim és el que es planteja en la simulació de la marxa de raigs de les imatges de Purkinje en el sistema òptic de l'ull teòric.

3.1.3 Queratòscopia

La queratoscòpia és una tècnica utilitzada per avaluar el radi de curvatura i la topografia de la superfície anterior de la còrnia, efectuant varies mesures en diferents posicions de la còrnia que s'extrapolen per obtenir la forma corneal, però no dóna una imatge real en 3D. A diferència del queratòmetre, permet avaluar la totalitat de la còrnia i la seva asfericitat.

Contràriament als ulls teòrics que fins ara s'han tingut en compte, la còrnia és en realitat una estructura esfèrica, pel que no té un únic radi de curvatura. Essent, en el 95% de la població, el centre de la còrnia més corbat que la perifèria (còrnia prolata).

El queratoscopi es basa en el mateix principi que el queratòmetre, però en aquest cas l'aparell consisteix en un patró que es reflecteix a la superfície corneal anterior i un sistema de visualització de la imatge que es forma.

Aquest patró és un disc de Plàcid on s'alternen cercles concèntrics blancs i el sistema de visualització és una lent convergent al centre. L'aparell es subjecta davant de l'ull, s'il·lumina i es tracta d'observar la forma dels anells reflectits a través del forat central.

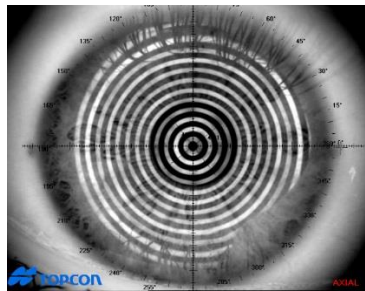


Figura 3.1.3-1. Disc de Plàcid reflectit en la còrnia d'un pacient (<http://areadocente.blogspot.com.es/>).

Aquest sistema ofereix una valoració qualitativa de la topografia corneal i l'optometrista pot apreciar l'astigmatisme o les distorsions corneals. Ara bé, existeixen sistemes de visualització més sofisticats que permeten una valoració quantitativa de la topografia corneal, així doncs, si la imatge és capturada per un CCD, l'aparell s'anomena videoqueratoscopi. Al 1987 es van obtenir les primeres pseudoimatges en color amb aquests instruments i, encara ara, s'utilitzen en clínica les seves versions millorades, els topògrafs basats en disc de Plàcid (Henson 1996; Goss i West 2002).

3.1.4 Tonometria d'aire

La tonometria permet mesurar de forma indirecta els nivells de pressió intraocular (PIO). La base de la tonometria és la relació existent entre la PIO i la força necessària per deformar la còrnia fins a un punt determinat. La tonometria d'aire és la més interessant des del punt de vista d'aquest treball, ja que implica la utilització de les imatges de Purkinje, en concret la PI.

Actualment existeixen al mercat una gran varietat de tonòmetres d'aire que mesuren la pressió necessària per aplanar la còrnia.

La còrnia reflecteix la llum que li arriba. Una part d'aquesta és desviada per un divisor de feixos cap a un grup de tres fotodetectors (dos externs i un central) i l'altra part de llum forma una imatge del diafragma que s'utilitza per alinear l'instrument (coincidència eix òptic aparell amb línia de mirada pacient). L'aparença d'aquesta imatge es mostra a la Figura 3.1.4-1B.



Figura 3.1.4-1. A. Imatge on es mostra l'ús de l'aparell en una versió portàtil. B. Aparència de la imatge del diafragma formada per reflexió en la còrnia del pacient (PI) en el moment que l'instrument està a punt de mesurar la PIO (www.opthalmic.com.my).

Quan l'instrument està correctament alineat, la imatge de la reflexió corneal (PI) es forma en els detectors, incidint la major part de llum en els dos detectors externs, més que en el central. En aquest moment, la vàlvula del reservori d'aire s'obre i es llença el pols d'aire cap a l'ull del pacient.

El pols d'aire aplanava la còrnia que, al mateix temps, provoca canvis en les propietats de reflexió, pel que ara la major part de llum incideix en el fotodetector central. Per tant, té lloc una inversió constant.

A major pressió ocular, menor aplanament corneal. Això és mesurat i calculat posteriorment per fer una traducció en termes de pressió intraocular (Henson 1996; Smith i Achison 1997).

3.2 Aplicacions per a la determinació dels moviments de l'ull

3.2.1 Sistemes de seguiment ocular

El seguiment ocular (*Eye Tracking*) és el procés d'avaluar el moviment de l'ull en relació amb el cap. Existeixen diversos sistemes, classificant-los inicialment en sistemes invasius i no invasius. Entre els sistemes no invasius trobem aquells basats en l'observació directa i, dins d'aquests, els basats en tècniques de vídeo o foto-oculografia.

Les tècniques de vídeo-oculografia (VOG) incorporen una càmera o un dispositiu d'adquisició d'imatges per tractar de determinar el moviment de l'ull utilitzant les imatges obtingudes. Per això s'analitza el comportament de característiques de l'ull humà com són el centre pupil·lar, el contorn de l'iris o les reflexions de la còrnia, intentant establir una relació entre aquestes i el punt on es fixa la mirada. Quant a la forma que tenen els sistemes de VOG d'obtenir informació de l'ull per calcular el punt de fixació de l'usuari, destaquen dos mètodes molt utilitzats: les imatges de Purkinje i el vector PCCR.

Per a les imatges de Purkinje s'utilitza llum infraroja que es reflecteix en les superfícies oculars i és capturada per una càmera de vídeo. La còrnia és transparent a la llum visible, però reflecteix la infraroja. La informació recollida s'analitza per extreure la rotació dels ulls depenent dels canvis de posició dels reflexes. Aprofitant la reflexió de l'ull, hi ha sistemes de seguiment ocular que utilitzen el reflex corneal, és a dir, la PI. Aquesta és la reflexió més fàcil de detectar però també es produeixen més reflexes, dels quals el primer i el quart seran els més rellevants (PI i PIV).

Aquest mètode que utilitza els reflexes de la part frontal de la còrnia (PI) i la part posterior de la lent (PIV) s'anomena dual-Purkinje. Es basa en mesurar la diferència entre la PI i la PIV, una distància que canvia al moure's l'ull, ja que aquestes imatges són dues característiques de l'ull que es mouen conjuntament en les translacions de l'ull respecte al cap, però de manera diferent en les rotacions.

Per raons de simplicitat se suposa que les dues superfícies (cara anterior de la còrnia i cara posterior del cristal·lí) tenen el mateix radi de curvatura i estan separades entre sí per una distància igual a aquest radi. Si les dues superfícies se suposen esfèriques i l'ull està mirant en la direcció de la llum incident, la llum crearà dues imatges (PI i PIV) que se superposen en un punt mig equidistant d'ambdues superfícies. Davant d'una rotació de l'ull, les imatges de Purkinje deixaran de coincidir en aquest punt mig i apareixeran a una distància relativa que és proporcional al sinus de l'angle de rotació i independent de translacions de l'ull respecte al cap. Aquest mètode, si retroalimenta a un sistema de formació d'imatges, permet estabilitzar la imatge a la retina.

El vector PCCR és el vector entre el centre de la pupil·la (PC = *Pupilar Center*) i la primera imatge de Purkinje (CR = *Corneal Reflex*). Aquests sistemes es basen en tècniques de vídeo combinant la pupil·la i la reflexió de la còrnia, detectant cap a on enfoquen els ulls mitjançant el seguiment d'un reflex en la còrnia. Per això, l'accessori envia varis feixos infrarojos que no molesten i són invisibles a l'ull humà. Quan els ulls es mouen, el vèrtex de la còrnia es desplaça i influeix en la quantitat de llum mesurada pels fotodetectors; la pupil·la pot utilitzar-se aleshores per mesurar la posició horitzontal i vertical de l'ull (vector PCCR). La llum infraroja és absorbida completament per la part líquida de l'ull, pel que no pot estendre's a la retina i reflectir-se des de la part posterior (Tárrega 2012).

3.3 Aplicacions per a la determinació de la posició dels dioptrès

3.3.1 Centratge de les lents intraoculars

Les imatges de Purkinje també es poden utilitzar com a marcadors en temps real de les posicions de l'ull i de la LIO. L'anàlisi detallat d'aquestes imatges amb instrumentació personalitzada pot proporcionar informació d'alta resolució respecte l'estat òptic de l'ull i de la LIO, incloent el descentrament i la inclinació (*tilt*) (Chang 2011).

Així és que, al 2007 Taberero i Artal van crear un instrument, el Purkinje-metre, basat en la captura de les imatges de Purkinje per tal de mesurar aquests desalineaments oculars.

L'instrument utilitza una matriu semicircular de LED infrarojos per generar aquestes imatges: PI, PIII i PIV. En un cas ideal, quan els components òptics de l'ull estan ben alineats, la simulació per ordinador del patró de reflexió a partir d'un model d'ull que està perfectament alineat amb la font semicircular, presentaria tres anells semicirculars ben alineats (Fig. 3.3.1-1). A part de la font semicircular de LED, també és possible utilitzar altres tipus de fonts.

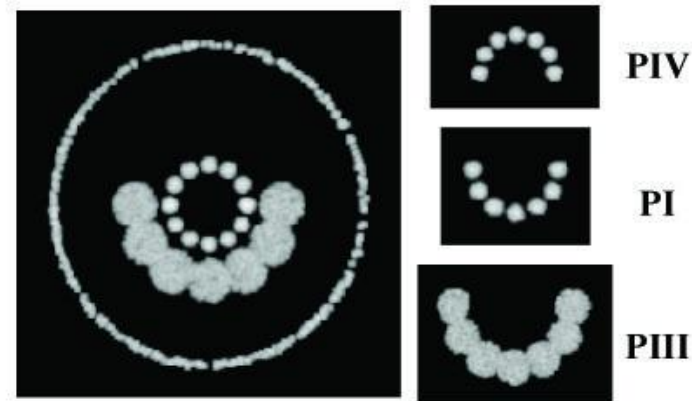


Figura 3.3.1-1. A l'esquerra es mostra la simulació per ordinador del patró de reflexió a partir d'un model d'ull que està perfectament alineat amb la font semicircular de LED, presentant tres anells semicirculars ben alineats, cadascun d'ells correspon a una imatge de Purkinje reflectida en una superfície ocular en particular. A la dreta, es mostren les imatges de Purkinje per separat, indicant-se com PI, PIII i PIV (Taberero i Artal 2007).

Quan l'ull humà està fixant un punt, les imatges de Purkinje es veuen normalment desalineades. Hi ha tres causes diferents per això: la rotació global de l'ull, el descentrament i la inclinació de la lent. Aquestes tres causes són cada una d'elles fisiològicament plausibles i poden actuar en combinació. L'alineament de la PI, la PIII i la PIV no és possible quan qualsevol d'aquestes tres condicions són presents.

No obstant això, sempre és possible alinear la PIII i la PIV (reflexes de la lent) movent la font de llum per davant de l'ull o, de manera similar, canviant la fixació de l'ull respecte a una font fixa. La posició de solapament de la PIII i la PIV ofereix una localització de l'eix òptic del cristal·lí (o de la LIO). La distància angular des del punt de fixació alineat centralment fins a aquesta fixació quan té lloc la superposició dóna una estimació de la inclinació de la lent (pel que fa a la línia de mirada). I la distància des del centre geomètric de la pupil·la fins al punt de superposició de la PIII i la PIV dóna una estimació del descentrament de la lent. L'ideal és que aquestes distàncies siguin 0, entenent que el cristal·lí (o la LIO) no està ni descentrat ni inclinat.

Aquest procediment es duu a terme en l'instrument de mesura, fent que el pacient fixi seqüencialment nou estímuls angulars diferents. Els punts més perifèrics dels LED de fixació subtendeixen un angle de 5° respecte l'estímul central. Amb una càmera fixa i en cada posició de fixació es captura una imatge de la superfície anterior de l'ull que conté les imatges de Purkinje, obtenint-se la distància de cada reflexió al centre de la pupil·la. Aquestes distàncies es representen com una funció de fixació angular i, a partir d'aquests diagrames, per interpolació lineal (o extrapolació, depenent del pacient), es pot determinar l'angle de fixació, on les imatges PIII i PIV se solapen (Taberero i Artal 2007).

3.4 Aplicacions per a la localització dels eixos de l'ull

3.4.1 Detecció de l'estrabisme

Els mètodes de mesura de l'angle de desviació ocular que impliquen la valoració de les imatges de Purkinje són el test de Hirschberg, el test de Krimsky i l'oftalmofacòmetre de Tscherning.

El test de Hirschberg, o test del reflex corneal lluminós, avalua l'alineació de l'ull en base a la posició del reflex corneal a la llum dins de la pupil·la. El que es percep com a reflex lluminós és la PI. Aquest test s'ha de realitzar il·luminant l'ull del pacient amb una font de llum. El pacient s'ha de fixar binocularment en la llum i es tracta d'observar i comparar les posicions dels reflexes corneals entre els dos ulls. El resultat esperat és que els reflexes corneals siguin simètrics i situats lleugerament cap al costat nasal en tots dos ulls, ja que el centre de la PE de l'ull es troba desplaçat cap al cantó nasal respecte l'eix òptic.

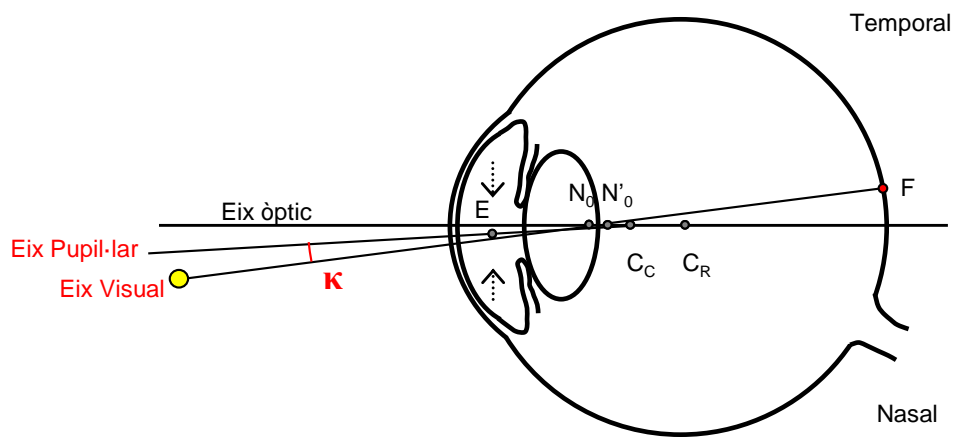


Figura 3.4.1-1. Angle κ format per l'eix pupil·lar i l'eix visual al punt nodal.

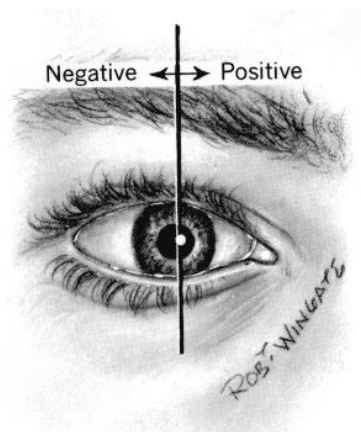


Figura 3.4.1-2. Aparència normal i signe de l'angle κ . En un adult normal, el reflex corneal sembla estar desplaçat en direcció nasal aproximadament uns 0,5 mm. Això indica que l'eix visual és nasal respecte a l'eix pupil·lar i, per convenció, l'angle κ és positiu (<http://voi.opt.uh.edu/>).

Els pacients amb estrabisme tindran un reflex corneal (PI) excèntric en l'ull desviat. Es pot estimar la magnitud de la desviació ocular segons la quantitat de desplaçament del reflex en el pupil·la. En general, el desplaçament en 1 mm de la posició de la PI respecte a la posició esperada correspon aproximadament a una desviació ocular de 7-8°. Tenint en compte que els punts nodals N_0 i N'_0 (considerant l'ull teòric de Le Grand) es troben a 7,2 mm i a 7,513 mm del vèrtex corneal, respectivament, el grau de desviació es troba:

$$\tan \kappa = \frac{1\text{mm}}{7,2\text{ mm}} \quad \kappa = 7,91^\circ \approx 8^\circ \quad (6)$$

Una altra manera de determinar l'angle de desviació és multiplicant els mil·límetres de desplaçament per 15, per tal de donar la desviació en diòptries prismàtiques (Δ) (Lorenz i Brodsky 2010). Si 1 mm \approx 8°, llavors 1 mm \approx 14-15 Δ , tal i com es demostra:

$$\Delta = \tan \kappa \cdot 100 \quad \Delta = \tan 8^\circ \cdot 100 = 14,05 \Delta \quad (7)$$

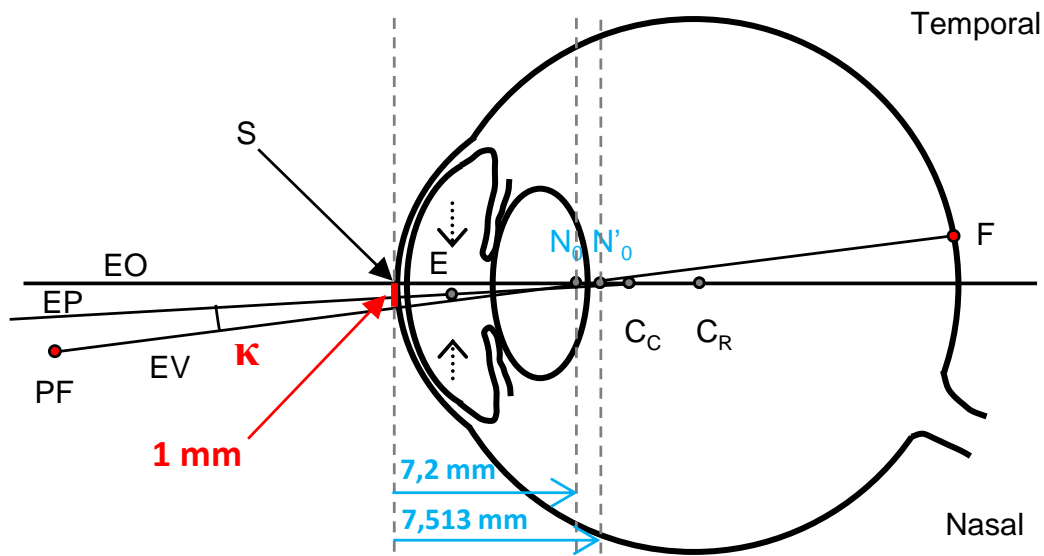


Figura 3.4.1-3. Esquema de l'ull on es mostra la posició dels punts nodals, considerant els valors de l'ull teòric de Le Grand. S'ha representat un desplaçament d'1 mm de la posició del reflex corneal respecte el centre geomètric de la pupil·la i l'angle κ .

El test de Krimsky afegeix l'ús de prismes al test de Hirschberg per mesurar l'estrabisme. El prisma es col·loca davant d'un dels ulls amb la base orientada adequadament per neutralitzar la desviació. La magnitud del prisma s'augmenta o es disminueix fins que els reflexes corneals en cadascun dels ulls estiguin centrats igual i simètricament en la pupil·la (Wright i Spiegel 2002).

Una determinació més exacta de l'angle κ pot fer-se mitjançant l'observació de les imatges de Purkinje utilitzant l'oftalmofacòmetre de Tscherning. Aquest aparell ja s'ha descrit a l'apartat 3.1.1 en la seva aplicació en la facometria, però ara es veurà el seu ús en la mesura de l'angle κ .

Consisteix en un telescopi muntat al centre d'un arc graduat amb unes llums adequades. L'ull del pacient es troba al centre de curvatura de l'arc. Dues fonts de llum petites es col·loquen sobre l'arc properes al telescopi, una lleugerament per sobre i l'altre lleugerament per sota. Quan l'eix visual del pacient coincideix amb l'eix òptic del telescopi, les imatges de Purkinje són desplaçades lateralment o verticalment, depenent de l'orientació de l'oftalmofacòmetre. La fixació d'un objecte petit que es mou al llarg d'un arc graduat porta les imatges de Purkinje al centre de la pupil·la, i l'eix òptic és ara coincident amb l'eix del telescopi. L'angle κ es mesura determinant la distància angular per la qual l'objecte de fixació s'ha hagut de desplaçar a través de l'arc.

Aquest instrument elegant i precís ja no està disponible i ha estat substituït per mètodes menys precisos però més útils clínicament.

En aquest punt, pot ser interessant fer notar que en la bibliografia trobem referències sobre l'existència d'altres mètodes que fan servir les imatges de Purkinje, com per exemple els que es basen en determinar gruixos aparents, com el paquímetre corneal, ja que el gruix aparent de la còrnia és mesurat per mitjà de la observació de la PII. Però, en realitat, aquests fan referència a la reflexió difusa dels diòptres oculars, i no a la reflexió especular, com els que fins ara ens referíem i que impliquen la utilització de les imatges de Purkinje formades per reflexió especular pròpiament dita.

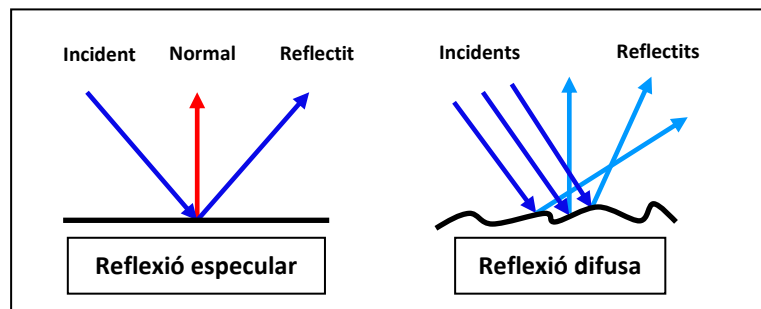


Figura 3.4.1-4. A l'esquerra es mostra la reflexió especular d'un raig incident. A la dreta, la reflexió difusa d'un conjunt de raigs incidents.

4. Simulació del traçat de raigs en un model d'ull teòric

4.1 Descripció del programa de traçat de raigs BEAM FOUR

El BEAM 4, creat per Stellar Software i programat amb Java, és el programa de traçat de raigs que s'ha utilitzat en aquest treball per tal de fer la simulació de la marxa dels raigs de llum a través d'un sistema òptic, oferint un mitjà ràpid i fàcil d'exploració de les propietats de tal sistema. S'ha fet servir la versió 1.56 publicada al 2013.



Figura 4.1-1. Anagrama Stellar Software (www.stellarsoftware.com).

El menú principal que fa servir el programa consta de cinc submenús: Arxiu, Editar, Executar, Opcions i Ajuda. Els mateixos en anglès són: *File*, *Edit*, *Run*, *Options* i *Help*, segons es pot veure a la Figura 4.1-2:

BEAM FOUR JAVA EDITION --- MENU REFERENCE				
File	Edit	Run	Options	Help
New Optics	Cut	InOut	InOut	Show Error
New Rays	Copy	Layout	Layout	Special Keys
New Media	Paste	Plot2Dim	AutoAdjust	About....
Open Optics	Delete	MultiPlot	Plot2Dim	
Open Rays	Select All	Map	MultiPlot	
Open Media		Plot3Dim	Map	
Save Table		Histo1Dim	Plot3Dim	
Save Table As		MTF	Histo1Dim	
QuickPNG		Histo2Dim	Histo2Dim	
WriteCAD		AutoAdjust	Random	
WriteHisto		AutoRay	CAD	
Print/PDF		Random	Startup Files	
Quit		Demo	Factory Settings	
			Editors	
			Graphics	
			Default Rays	
			Ray Generators	
			Look and Feel	

Figura 4.1-2. Menú principal del BEAM 4 en la seva versió 1.56 (www.stellarsoftware.com).

El menú *File* permet crear arxius (.OPT, .RAY i .MED), obrir-ne de ja existents, guardar-los, fer captures de pantalla, guardar gràfics per utilitzar-los amb programes CAD, imprimir, crear arxius en PDF i sortir del programa.

Amb el menú *Edit* es pot retallar, copiar, enganxar, esborrar i seleccionar dades.

El menú *Run* mostra una llista de les accions que pot dur a terme el BEAM 4 una vegada s'ha definit una taula òptica, que descriu el sistema òptic, i una que descriu com s'il·lumina aquest. Les accions més importants i que s'han fet servir en el nostre cas són les opcions *InOut*, *Layout*, *Plot 2D* i *AutoRay*.

Els altres dos menús *Options* i *Help* serveixen per configurar les diferents funcions del menú *Run*, el primer, i proporcionar claus d'ajuda en l'ús del programa, el segon.

Doncs bé, amb l'objectiu de fer la simulació de la marxa de raigs, inicialment s'ha de configurar una taula que ens defineixi el sistema òptic i que pugui conduir el traçat de raigs; és a dir, qualsevol sistema òptic pot ser descrit per una taula d'entrades. Les taules estan formades per files i columnes: cada fila de la taula representa una superfície o element del sistema que es vol simular i cada columna conté uns encapçalaments que el programa reconeix (en el següent paràgraf es parlarà d'ells). Tota aquesta informació es pot crear, editar i guardar com un arxiu òptic amb extensió .OPT. Cal insistir en que el BEAM 4 és seqüencial, és a dir, l'ordre en què s'especifiquen les superfícies ha de seguir la mateixa seqüència en la que els raigs arriben a elles. No obstant, el mateix software està equipat amb alguns exemples. Tot seguit se'n mostra un que descriu una lent biconvexa i que pot ajudar a comprendre el mecanisme de funcionament.

LENS.OPT					
Index	Zvx	Curv	Type	Diam	
1.00	6.0	0.25	Lens	3	:
1.66	7.0	-0.25	Lens	3	:
1.00	12.0	?		3	:

Figura 4.1-3. Arxiu òptic "LENS.OPT" per tal de definir una lent biconvexa. En aquest cas, es tracta d'un exemple proporcionat pel mateix programa.

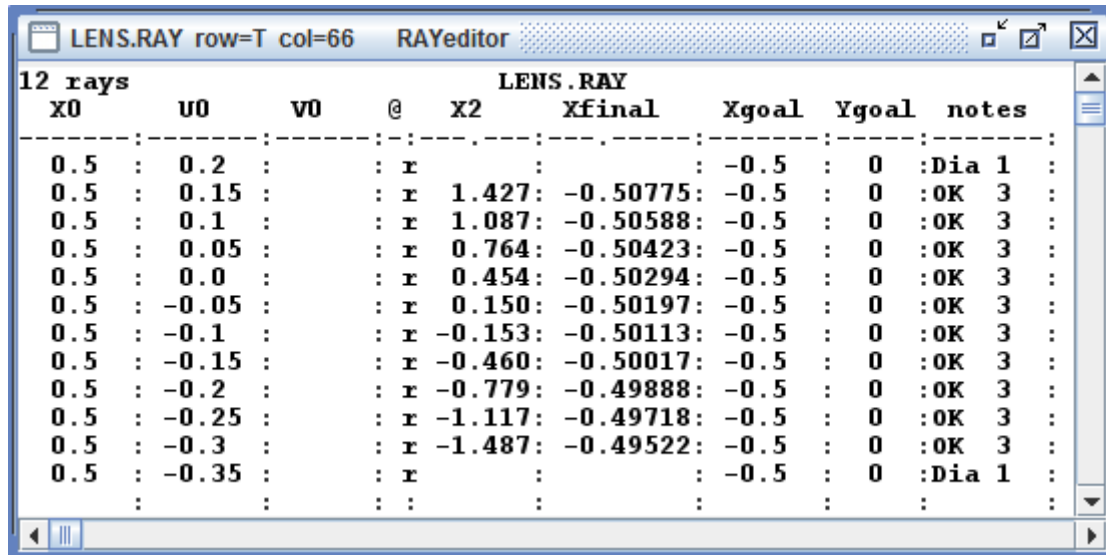
Les dues primeres posicions del cursor de la part superior esquerra estan reservades per indicar el número de superfícies o elements del sistema òptic. Per tant, el BEAM 4 pot arribar a acceptar sistemes òptics de fins a 99 superfícies o elements. A la taula de l'exemple se n'han indicat 3. Tal i com es pot apreciar a la mateixa figura, s'han d'introduir també els encapçalaments de les columnes de dades que ens definiran tal sistema. Aquestes dades fan referència a l'índex de refracció, *Index*; a la posició de tal superfície respecte a un origen de coordenades, *z₀*; a la curvatura de la mateixa, *Curv*; al tipus de superfície, *Type*; i al diàmetre, *Diam*.

S'ha de tenir en compte que:

- L'índex de refracció es considera el del medi de l'esquerra de la superfície.
- La curvatura introduïda és calcula a partir de la inversa del radi.
- Pels sistemes amb superfícies reflectores cal definir tot el què es trobarà la llum en el camí de tornada, pel que fa a superfícies i/o elements.
- Es pot especificar qualsevol tipus de superfície: una lent (L), un mirall (M), un diafragma iris (I), una superfície retroreflectora (R o Retro), una superfície fantasma (F), etc. Una superfície retroreflectora és aquella que actua com a superfície catadiòptrica ideal, simplement invertint la direcció de cada raig. És molt útil en casos d'imatges virtuals, per prolongar enrere els raigs. Una superfície fantasma, a partir d'ara pla final o *film* (F), és aquella que no té cap efecte sobre la propagació de la llum, sinó que serveix com a punt de notificació matemàtica en la que es poden recollir les posicions i les direccions dels raigs. En el nostre cas, ens interessarà afegir-lo a fi de conèixer les posicions d'impacte dels raigs en aquest pla.
- Quan es tracta de diafragmes iris, el diàmetre es refereix al diàmetre de l'orifici.

Pel que fa al sistema de referència que fa servir el programa, sabem que els sistemes òptics més simples són coaxials; és a dir, tots els seus elements òptics estan alineats al llarg d'un eix comú, l'eix òptic (Z). Els eixos X i Y són perpendiculars a l'eix Z i l'un respecte a l'altre. L'eix X és el vertical i l'eix Y, el transversal (que no s'ha utilitzat). L'origen del sistema de coordenades és el punt $x = 0$, $y = 0$, $z = 0$. Per al sistema coaxial més simple, cada superfície òptica té una posició al llarg de l'eix Z on la seva superfície talla aquest eix, però les coordenades x i y de cada superfície són ambdues zero.

De la mateixa manera, cal definir com s'il·lumina el sistema òptic amb una taula .RAY. Aquesta consisteix en un arxiu de text que conté un nombre de raigs que es creen per tal d'analitzar el comportament de la seva òptica. Aquesta taula té en comú amb la .OPT que les dues primeres posicions del cursor de la part superior esquerra estan reservades per indicar el nombre de raigs que s'utilitzaran (se'n poden arribar a definir fins a 99). Cada fila de la taula representa un raig a dibuixar, podent donar inici a qualsevol raig especificant la seva posició inicial i la direcció.



LENS.RAY								
X0	U0	V0	@	X2	Xfinal	Xgoal	Ygoal	notes
0.5	0.2		r			-0.5	0	Dia 1
0.5	0.15		r	1.427	-0.50775	-0.5	0	OK 3
0.5	0.1		r	1.087	-0.50588	-0.5	0	OK 3
0.5	0.05		r	0.764	-0.50423	-0.5	0	OK 3
0.5	0.0		r	0.454	-0.50294	-0.5	0	OK 3
0.5	-0.05		r	0.150	-0.50197	-0.5	0	OK 3
0.5	-0.1		r	-0.153	-0.50113	-0.5	0	OK 3
0.5	-0.15		r	-0.460	-0.50017	-0.5	0	OK 3
0.5	-0.2		r	-0.779	-0.49888	-0.5	0	OK 3
0.5	-0.25		r	-1.117	-0.49718	-0.5	0	OK 3
0.5	-0.3		r	-1.487	-0.49522	-0.5	0	OK 3
0.5	-0.35		r			-0.5	0	Dia 1

Figura 4.1-4. Arxiu de raigs "LENS.RAY" per definir els raigs que il·luminen el sistema òptic anterior "LENS.OPT". En aquest cas també es tracta d'un exemple proporcionat pel mateix programa BEAM 4. Per obtenir els resultats numèrics del traçat s'ha de clicar la funció del menú *Run::InOut*.

Com s'aprecia a la Figura 4.1-4, en aquest cas s'han definit un total de 12 raigs i els encapçalaments interessants des del nostre punt de vista són: l'altura de sortida del raig, x_0 ; la seva inclinació, u_0 ; el color del raig a traçar per al *Layout*, @; l'altura d'impacte del raig en el pla final, x_{final} ; i la columna *Notes* on s'indica, un cop ja s'ha fet el càlcul de cada raig propagant-se a través del sistema, si el raig travessa o no totes les superfícies definides. Més endavant es parlarà dels encapçalaments *goals*.

S'ha de tenir en compte que, per a la inclinació u_0 , s'introdueix el cosinus de l'angle que forma el raig amb l'eix positiu de les X . Valors positius d' u_0 representen raigs ascendents i valors negatius raigs descendents.

Finalment, hi ha taules opcionals de medis de propagació (arxiu .MED) que no s'han fet servir en aquest treball, ja que s'ha utilitzat llum monocromàtica i únicament cal introduir en les taules .OPT el valor de l'índex de refracció del medi per a cadascuna de les superfícies, sota l'encapçalament *Index*. Aquestes taules de medis són útils en cas de voler utilitzar llum policromàtica.

Aleshores, donada aquesta informació inicial, la funció *Run::InOut* del BEAM 4 completa el càlcul de la trajectòria de cada raig a través del sistema òptic emprant les equacions de l'òptica real (no paraxial), obtenint resultats numèrics.

Un diagnòstic molt útil és la funció *Run::Layout*, que permet analitzar els resultats gràficament. Tanmateix, la funció del menú principal *Options::Layout* permet especificar com es vol que sigui la vista del dibuix i guardar aquesta preferència per a futurs usos.

La funció *Run::Plot 2D* produeix un diagrama de punts que mostra les posicions d'arribada dels raigs a la superfície final del sistema.

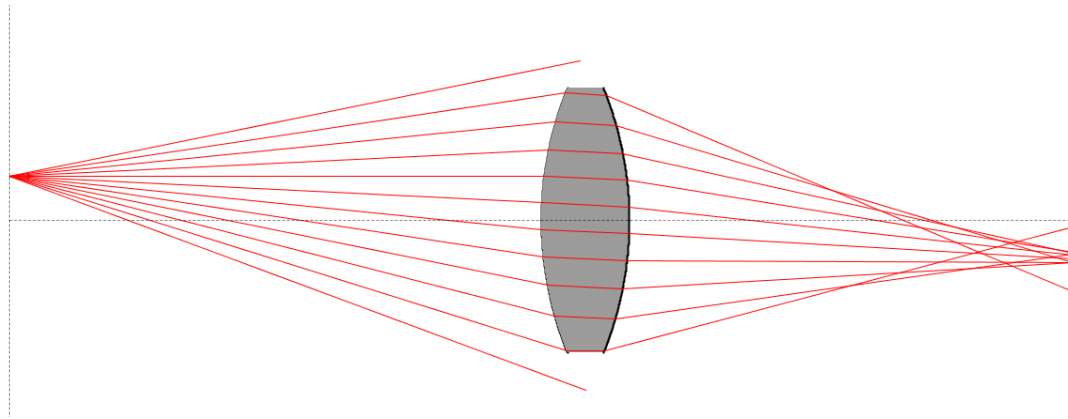


Figura 4.1-5. Lent biconvexa dibuixada utilitzant la funció *Run::Layout* a partir dels dos arxius “LENS.OPT” i “LENS.RAY” exemplificats anteriorment. Es pot veure que els dos raigs extrems (primer i últim de la taula de raigs) no travessen totes les superfícies del sistema; doncs així també ens ho indica la columna *Notes* de la taula de raigs (Fig. 4.1-4), on *Dia 1* significa que no travessa tan sols la primera superfície.

Els gràfics que s’obtenen amb el BEAM 4 i que apareixen a la pantalla es poden ampliar o reduir, a més d’obtenir coordenades de punts utilitzant el ratolí o el teclat de l’ordinador. Per descomptat, se’n pot fer una captura de pantalla per tal de poder-los adjuntar en altres documents. Més enllà d’això, cada gràfic es pot transformar i exportar en qualsevol dels sis formats de gràfics següents: .PS, .PLT, .DXF, .PNG, .GIF i .JPG; per incloure’l en una gamma més àmplia de documents i dibuixos tècnics. Així mateix, l’opció del menú principal *File::QuickPNG* permet guardar el gràfic com un arxiu de mapa de bits de tipus .PNG.

4.2 El cas treballat, configuració objecte-ull per al queratòmetre de Baush & Lomb

Ens hem proposat analitzar la simulació del traçat de raigs de les imatges de Purkinje en el sistema òptic de l’ull teòric. Com que aquestes imatges sempre se solen captar amb instruments oftàlmics, s’ha volgut representar aquesta marxa gràfica per a la configuració objecte-ull en un instrument específic, el queratòmetre de Baush & Lomb. S’ha mesurat in-situ la configuració de l’aparell pel que fa a la mida de l’objecte, la separació entre els elements que hi intervenen i les seves obertures. Les dades de què parlem es troben especificades a la Taula 4.2-1. En un queratòmetre l’objectiu és el diafragma d’obertura (DA) que, alhora, fa de pupil·la d’entrada (PE). Per tant, caldrà llançar raigs que acabin entrant per la PE_{queratòmetre}.

Posició objecte*	-60 mm
Mida objecte (y)	10 mm
Posició PE*	-150 mm
Diàmetre PE	15 mm

Taula 4.2-1. Dades de la configuració objecte-ull per al queratòmetre de Baush & Lomb.

* Posicions dels elements considerades respecte al vèrtex corneal.

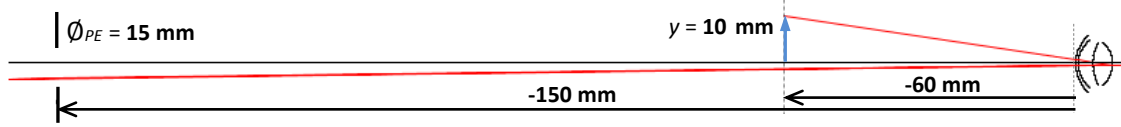


Figura 4.2-1. Esquema representatiu de la configuració objecte-ull per al queratòmetre Baush & Lomb.

Primerament, s'han hagut de configurar els arxius .OPT especificant cadascuna de les superfícies que intervenen en el sistema òptic ull + PE_{queratòmetre} pel que fa a l'índex de refracció, al tipus de superfície, a la posició en la que es troben i a la curvatura de les mateixes. Per a cada imatge de Purkinje s'han hagut de configurar aquests arxius de manera independent, atès que en la formació de cadascuna d'elles hi entren en joc diferents superfícies. S'han pres els valors de l'ull teòric de Le Grand, que es troben especificats a la Taula A2-1 de l'annex 2.

S'ha fet la representació de la marxa de raigs amb dos dissenys de superfície corneal anterior diferents: la còrnia esfèrica de Le Grand i la còrnia asfèrica de Lotmar (eq. 8).

$$x = 0,0641026 z^2 + 0,0001881 z^4 - 1,44316 E - 6 z^6 \quad (8)$$

Com s'observa a la Figura 4.2-2, per a obertures de PE habituals ambdues còrnies gairebé coincideixen. És només per a grans obertures de PE que comencen a diferir.

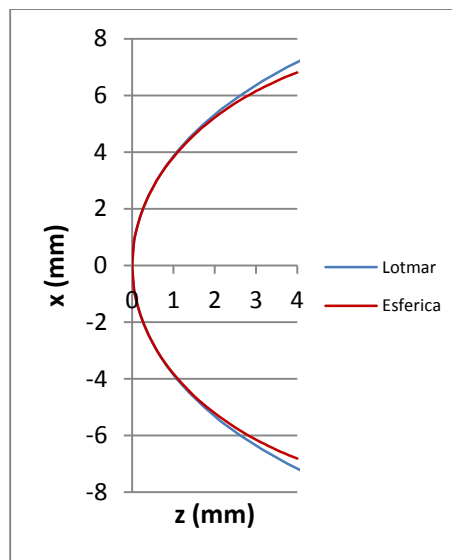


Figura 4.2-2. En traçat blau es mostra la còrnia asfèrica de Lotmar i en vermell, l'esfèrica de Le Grand ($r_0 = 7,8 \text{ mm}$).

9 superfícies							
Index	M/L	Z0	Curvature	A2	A4	A6	D
1	L	60		0.0641026	0.0001881	-1.44316E-6	12
1.3771	L	60.55	0.15384615384				10
1.3374	M	63.6	0.09803921568				9
1.3771	L	60.55	0.15384615384				10
1	L	60		0.0641026	0.0001881	-1.44316E-6	12
1	I	-150					15
1	retro	-160					
1	I	63.6					3
1	F	75					

Figura 4.2-3. Arxiu òptic per a la PIII, on s'han especificat les característiques de les superfícies que hi intervenen en la seva formació seqüencialment. En aquest cas, es tracta de la còrnia asfèrica de Lotmar, així ho indiquen els valors assignats a les constants còniques per representar aquesta secció en forma de paràbola.

En segon lloc, tenint aquests arxius .OPT, s'han elaborat les taules .RAY indicant l'altura de sortida de tals raigs i la seva inclinació u_0 (que no és qualsevol). Cal dir que, per defecte la posició d'inici en l'eix Z de tots els raigs es considera $z = 0$.

Tenint en compte que s'ha fet una simulació realista, els feixos de raigs no poden ser qualssevol. Per tant, ha calgut determinar quins són els raigs que passen pels extrems de la PE del queratòmetre variant les inclinacions d'aquests fins a trobar, per a cada sistema òptic ull + PE_{queratòmetre}, els dos raigs que delimiten l'obertura del feix a dibuixar i que surten de 5 punts de l'objecte distribuïts uniformement al seu llarg (a la base de l'objecte a 0 mm, a 2,5 mm, a 5 mm, a 7,5 mm i a l'extrem de l'objecte a 10 mm).

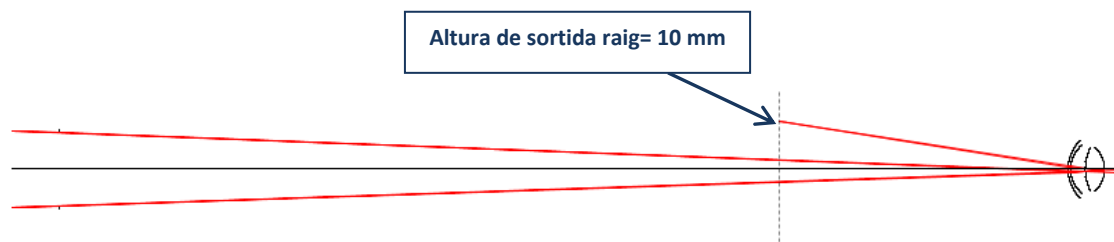


Figura 4.2-4. Representació de la marxa de raigs per a la PIV per tal de trobar els raigs extrems. En aquest cas, l'altura de sortida dels dos raigs traçats és de 10 mm.

Cal remarcar que el sistema és molt sensible a petits canvis d'inclinació. Per exemple, considerant el feix de raigs que surt de la base de l'objecte (0 mm), per a la PI s'ha trobat que l'obertura del feix és de l'ordre de $0,246^\circ$, per a la PII $0,238^\circ$, per a la PIII $0,458^\circ$ i per a la PIV $0,202^\circ$.

A continuació, s'han llançat 10 raigs per a cada imatge de Purkinje i per a cada altura de sortida. Aquests raigs presenten inclinacions que es troben compreses entre els raigs extrems trobats experimentalment en el pas anterior i que passen per la PE del queratòmetre, a fi de calcular la coordenada z de la millor imatge.

rays	x0	u0	@	xgoal	zfinal	xfinal	Notes
10		-0.15444347	b	0	64.0762	0.42724	OK 6
10		-0.1547	b	0	64.0762	0.42720	OK 6
10		-0.1552	b	0	64.0762	0.42714	OK 6
10		-0.1557	b	0	64.0762	0.42709	OK 6
10		-0.1562	b	0	64.0762	0.42706	OK 6
10		-0.1567	b	0	64.0762	0.42706	OK 6
10		-0.1572	b	0	64.0762	0.42708	OK 6
10		-0.1577	b	0	64.0762	0.42712	OK 6
10		-0.1582	b	0	64.0762	0.42719	OK 6
10		-0.15848668	b	0	64.0762	0.42724	OK 6

Figura 4.2-5. Arxiu de raigs per a la PII. S'han definit 10 raigs amb inclinacions diferents però compreses dins l'interval dels raigs extrems. En aquest cas, l'altura de sortida de tots els raigs traçats és de 10 mm.

Tot seguit s'ha procedit a trobar manualment el punt de millor enfocament, el *Best Focus*, trobant per a cada conjunt de raigs la coordenada z del punt on els raigs presenten la màxima concentració (Fig. 4.2-6 i 4.2-7).

Per realitzar aquest càlcul ens hem ajudat dels diagrames de punts *Plot 2D* (Fig. 4.2-8 i 4.2-9). Ens hem situat en diferents plans (variant el paràmetre z_0 del pla final) per tal de veure en quina posició existeix aquesta màxima concentració en els impactes dels raigs.

Així doncs, de cada *Best Focus* tenim una coordenada z i 10 coordenades x (que són els punts d'impacte de cadascun dels 10 raigs). Aquestes 10 coordenades x s'utilitzaran per fer una mitjana i obtenir un valor de coordenada x *final*. Finalment, per a cada ventall de raigs tindrem una coordenada x *final* i z *final*, que serà el punt imatge.

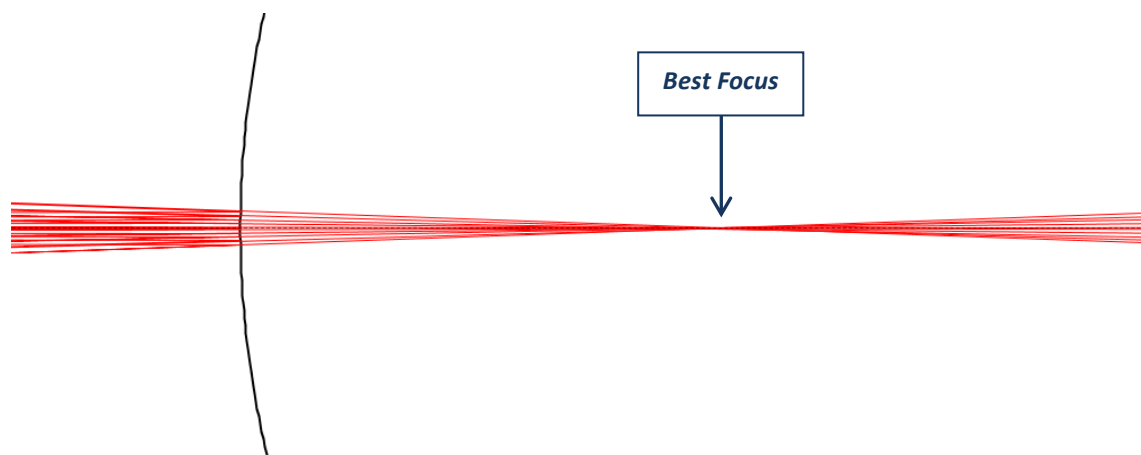


Figura 4.2-6. Representació de la marxa de raigs per trobar la posició del punt de millor enfocament per a cada conjunt de raigs, allà on aquests presenten la màxima concentració. En aquest cas, es tracta de la PI, així que la superfície dibuixada és la cara anterior de la còrnia i, cal tenir en compte que, el BEAM 4 no fa servir cap codi de colors pintant igual els raigs que es reflecteixen, els que es refracten, els que són prolongacions virtuals, etc.

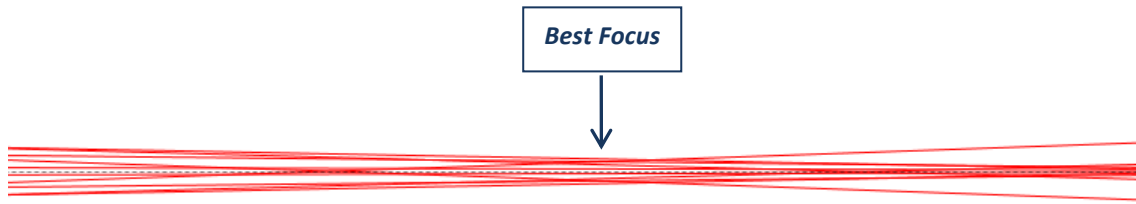
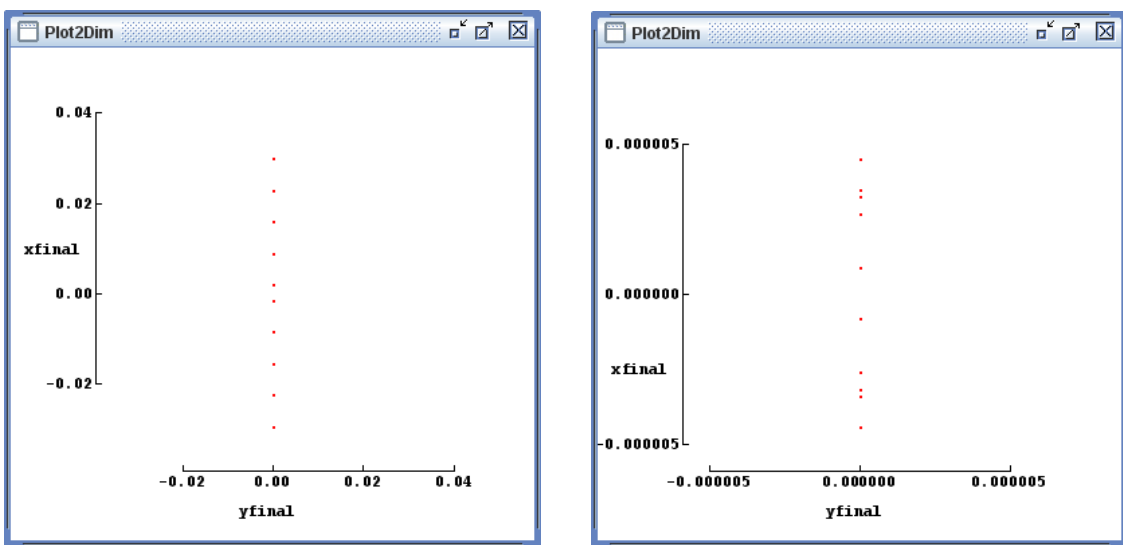


Figura 4.2-7. Vista ampliada de la representació de la marxa de raigs anterior.



Figures 4.2-8 i 4.2-9. Diagrames de punts *Plot 2D* per a dos plans diferents. En el de l'esquerra ens hem situat lluny del *Best Focus* i en el de la dreta, en el mateix *Best Focus*. Notar que l'escala no és la mateixa en ambdós i que, per tant, la separació dels impactes en l'eix *X* és menor (10^{-5} mm) quan ens situem en el *Best Focus* (diagrama de la dreta).

A partir d'aquí, per a cada altura de sortida s'han buscat dos raigs que es creuessin en aquest punt imatge, posant com a variable dependent el valor de la inclinació del raig (u_0). Això s'ha pogut fer gràcies a la funció *Run::AutoRay*, que ajusta els paràmetres dels raigs per tal de minimitzar la desviació *RMS* (mitjana quadràtica dels residus) entre els raigs i els seus *goals* (variables independents). La variable dependent cal indicar-la amb un interrogant i les independents amb els encapçalaments *x goal* i *z goal* (que prenen els valors de les *x final* i *z final* determinades en el pas anterior).

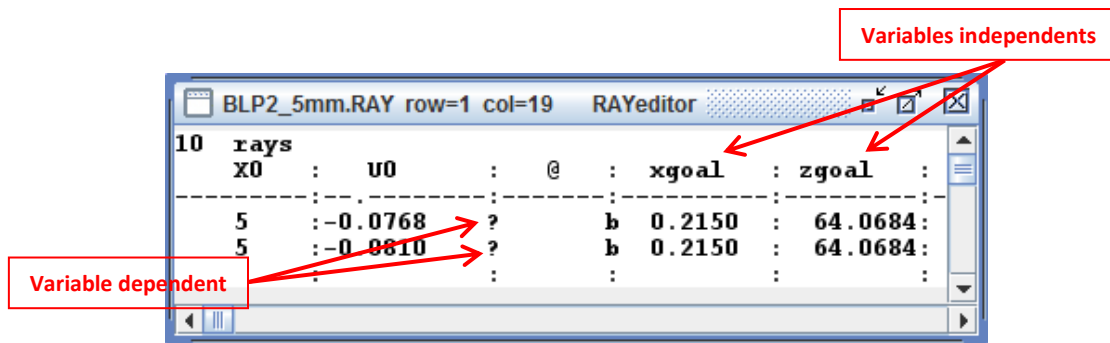


Figura 4.2-10. Arxiu de raigs per mostrar la funció *AutoRay*. S'ha assenyalat com s'han d'introduir les dades perquè el programa interpreti quines són les variables dependents i independents.

De manera simultània, s'ha anat configurant un full de càlcul Excel on s'han registrat tots aquests valors obtinguts.

Per acabar, s'han representat aquests raigs en una nova taula per a cada imatge de Purkinje, especificant-los de la següent manera: dos raigs s'inicien a la base de l'objecte (color violeta); dos a 2,5 mm (color blau); dos a 5 mm (color verd); dos a 7,5 mm (color groc) i els dos últims a l'extrem de l'objecte (color vermell).

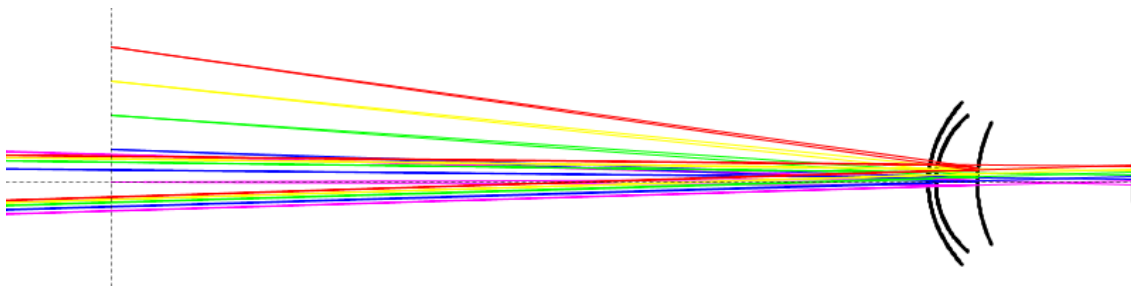


Figura 4.2-11. Representació de la marxa de raigs per a la PIII. Cada conjunt de dos raigs que surten del mateix punt de l'objecte s'ha traçat del mateix color. El programa només dibuixa les superfícies que intervenen en la formació de la imatge i que s'han hagut d'especificar prèviament a l'arxiu òptic, en aquest cas, al tractar-se de la PIII, només s'han dibuixat les dues superfícies de la còrnia i la primera del cristal·lí.

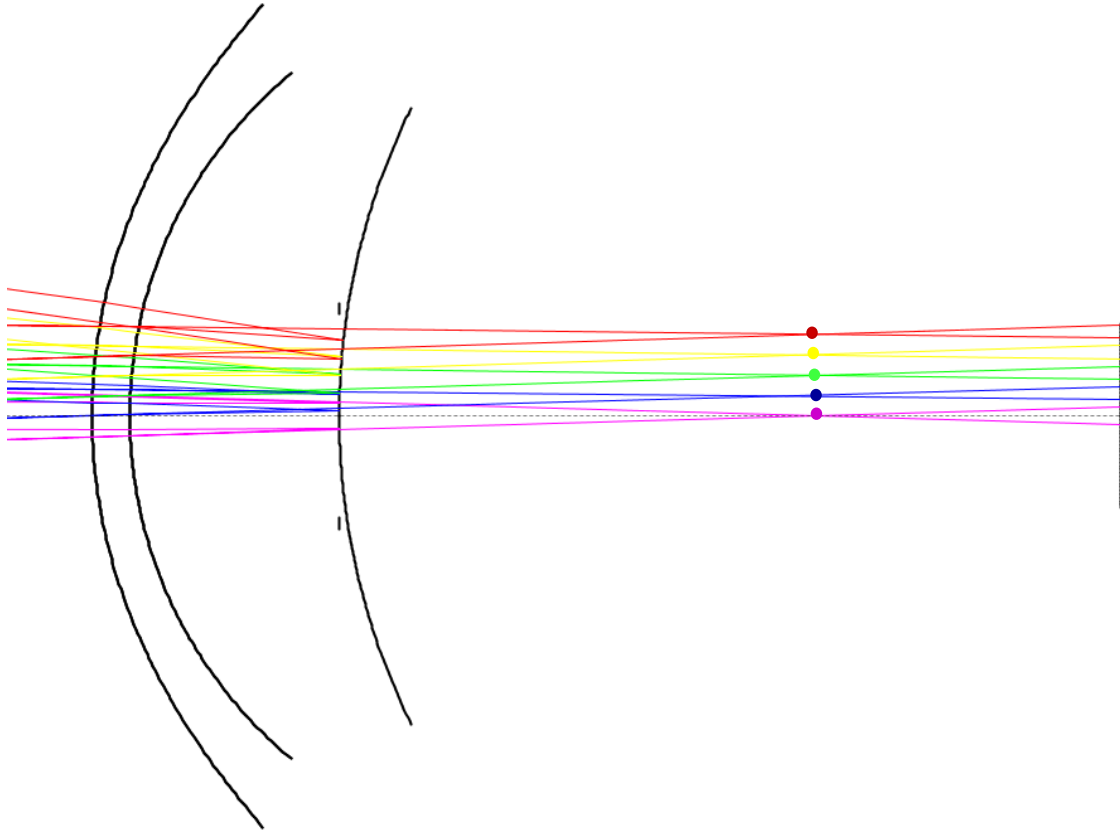


Figura 4.2-12. A la vista ampliada de la representació gràfica anterior es pot apreciar que la imatge de Purkinje, en aquest cas la PIII, es forma en la posició on es creuen les prolongacions virtuals de cada conjunt de dos raigs. Unint aquests punts de creuament queda traçada la imatge PIII, virtual i dreta.

Aquests són els dibuixos quasi definitius, ja que les representacions extrems del BEAM 4 han estat retocades amb el software AutoCAD prolongant enrere els raigs. Els resultats obtinguts es mostren a l'apartat següent.

4.3 Resultats de les imatges de Purkinje obtinguts amb el BEAM FOUR

A continuació es mostren les imatges obtingudes de la simulació de la marxa de raigs realitzada amb el BEAM 4 (imatges experimentals). Com ja s'ha dit anteriorment, aquestes imatges no són les que directament s'obtenen amb aquest programa, sinó que han estat millorades amb el software AutoCad per tal de fer més visible la formació de la imatge.

Tot i comentar-se que la simulació amb el BEAM 4 s'ha fet amb dos models de còrnia diferents (asfèrica i esfèrica), totes les imatges de traçat de raigs del present apartat corresponen a les del model de còrnia asfèrica de Lotmar. Encara que en els gràfics Excel s'hi incloguin els resultats per ambdues còrnies, a fi de poder-ne fer la comparació.

Així doncs, s'han representat en un full de càlcul Excel les coordenades dels 5 punts de millor enfocament i se n'ha fet un ajust parabòlic amb l'objectiu d'analitzar la curvatura de la imatge. Això, evidentment, s'ha fet per a cada imatge de Purkinje i per als dos models de còrnia. Els resultats es troben en els subapartats corresponents a cadascuna d'elles.

4.3.1 Primera imatge de Purkinje (PI)

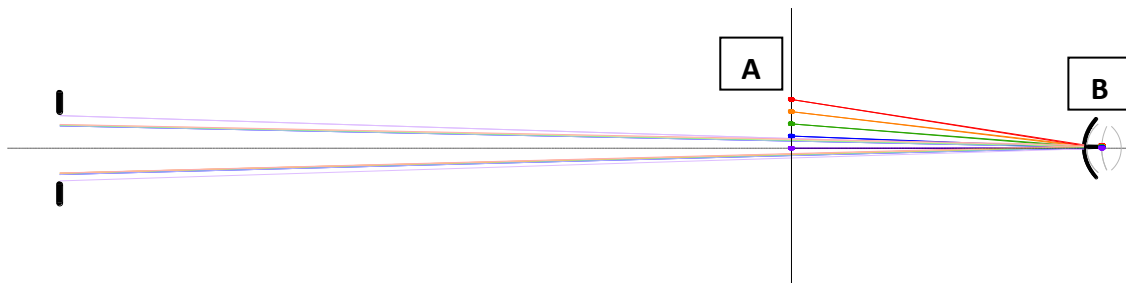


Figura 4.3.1-1. Dibuix per a la PI on es mostra la totalitat de la simulació de la marxa de raigs. **A** és l'origen dels raigs objecte i **B** és la imatge de Purkinje formada. Tot seguit es mostraran A i B amb més detall.

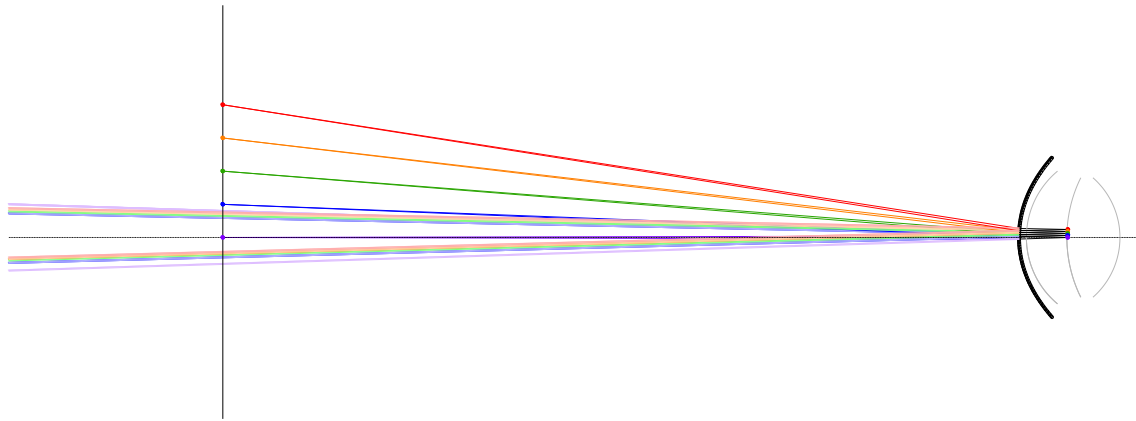


Figura 4.3.1-2. Dibuix per a la PI on s'ensenya el sistema òptic objecte-ull.

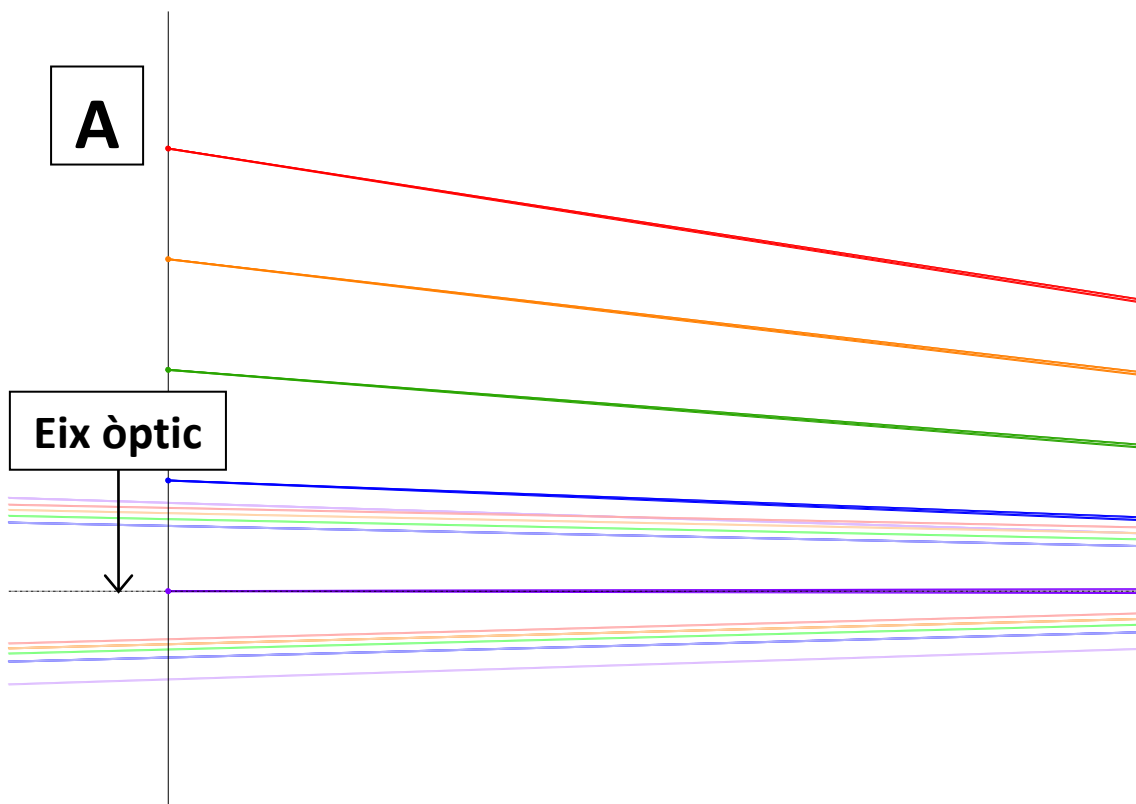


Figura 4.3.1-3. Dibuix per a la PI on es mostra l'origen dels raigs objecte.

Com ja s'ha comentat a l'apartat 4.2, s'han llançat dos raigs que surten de 5 punts de l'objecte distribuïts uniformement al seu llarg (a la base de l'objecte a 0 mm, a 2,5 mm, a 5 mm, a 7,5 mm i a l'extrem de l'objecte a 10 mm).

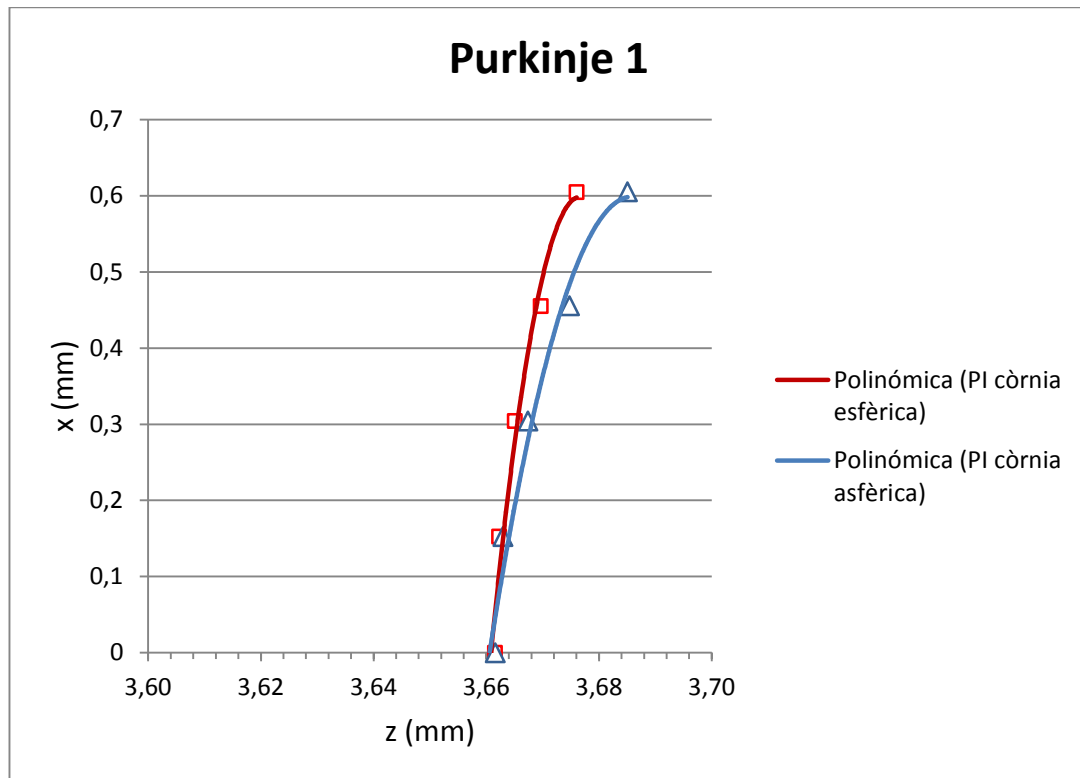


Figura 4.3.1-5. Comparativa de la PI, per a la còrnia esfèrica de Le Grand i per a l'asfèrica de Lotmar.

Si s'analitza el gràfic de la Figura 4.3.1-5 on es comparen les dues imatges PI esfèrica i asfèrica, s'aprecia que les seves bases coincideixen en posició. És a dir, la base de la imatge d'ambdues es forma a 3,66 mm del vèrtex corneal, tot i que després es comencin a separar. La seva posició també coincideix amb el valor de la imatge PI paraxial (veure Fig. A3-1 de l'annex 3), atès que també es forma a 3,66 mm.

Respecte a la mida, les tres imatges (PI esfèrica, PI asfèrica i PI paraxial) presenten totes el mateix valor, essent aproximadament 0,60 mm.

També és important analitzar la curvatura que presenten, vist que les dues imatges experimentals presenten una curvatura de camp molt marcada respecte la PI paraxial que, evidentment, no es corba en absolut. Tanmateix, es pot veure que la PI asfèrica es corba en major grau que la PI esfèrica, però la diferència entre les dues imatges experimentals és poca, ja que com a màxim s'arriben a separar entre elles horitzontalment 0,01 mm en els seus extrems.

4.3.2 Segona imatge de Purkinje (PII)

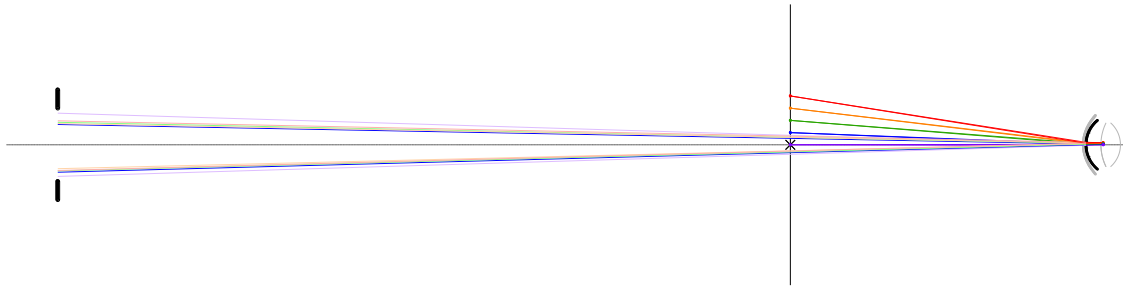


Figura 4.3.2-1. Dibuix per a la PII on es mostra la totalitat de la simulació del traçat de raigs.

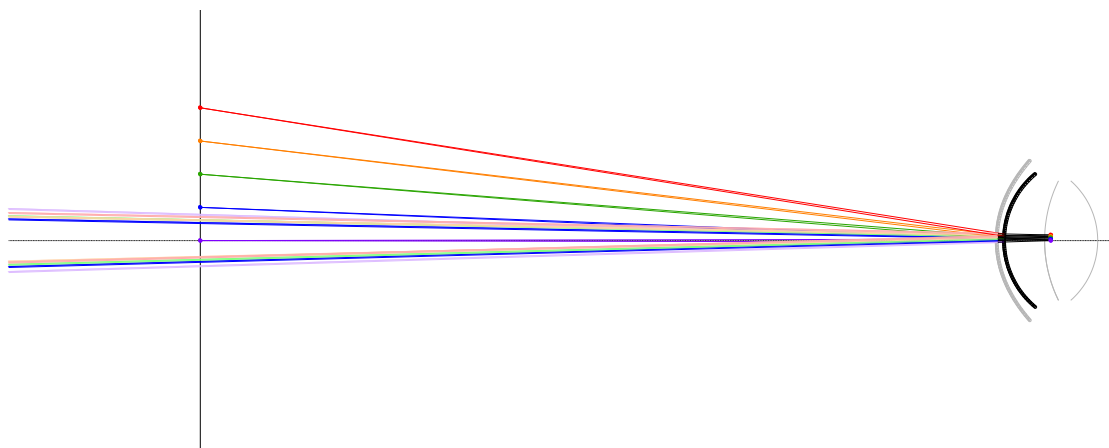


Figura 4.3.2-2. Dibuix per a la PII on s'ensenya el sistema òptic objecte-ull.

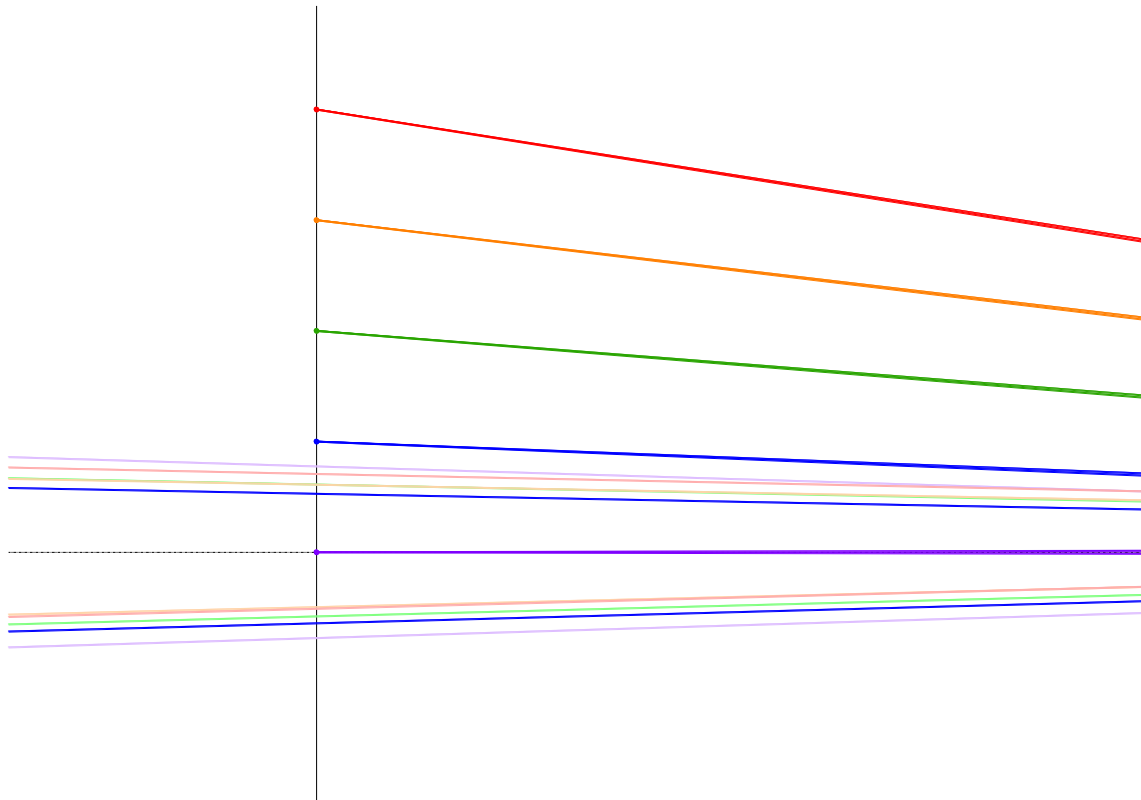


Figura 4.3.2-3. Dibuix per a la PII on es mostra l'origen dels raigs objecte.

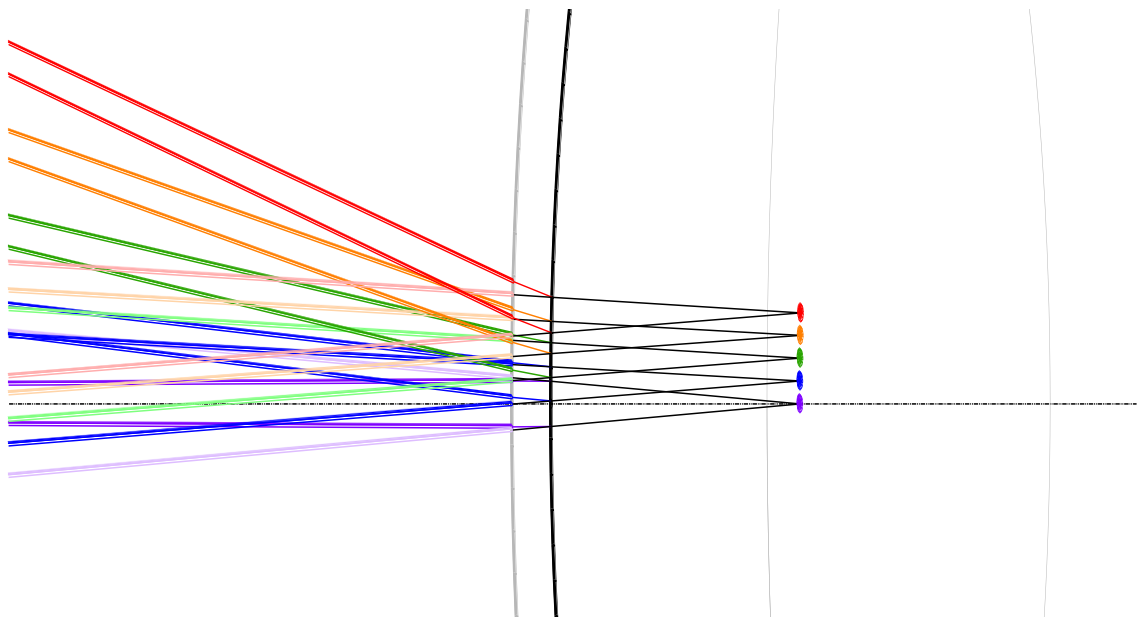


Figura 4.3.2-4. Vista ampliada en la dimensió vertical per a la PII on s'ensenya la formació d'aquesta imatge, virtual i dreta. Aquesta imatge també es pot trobar a l'annex 4 (Fig. A4-2).

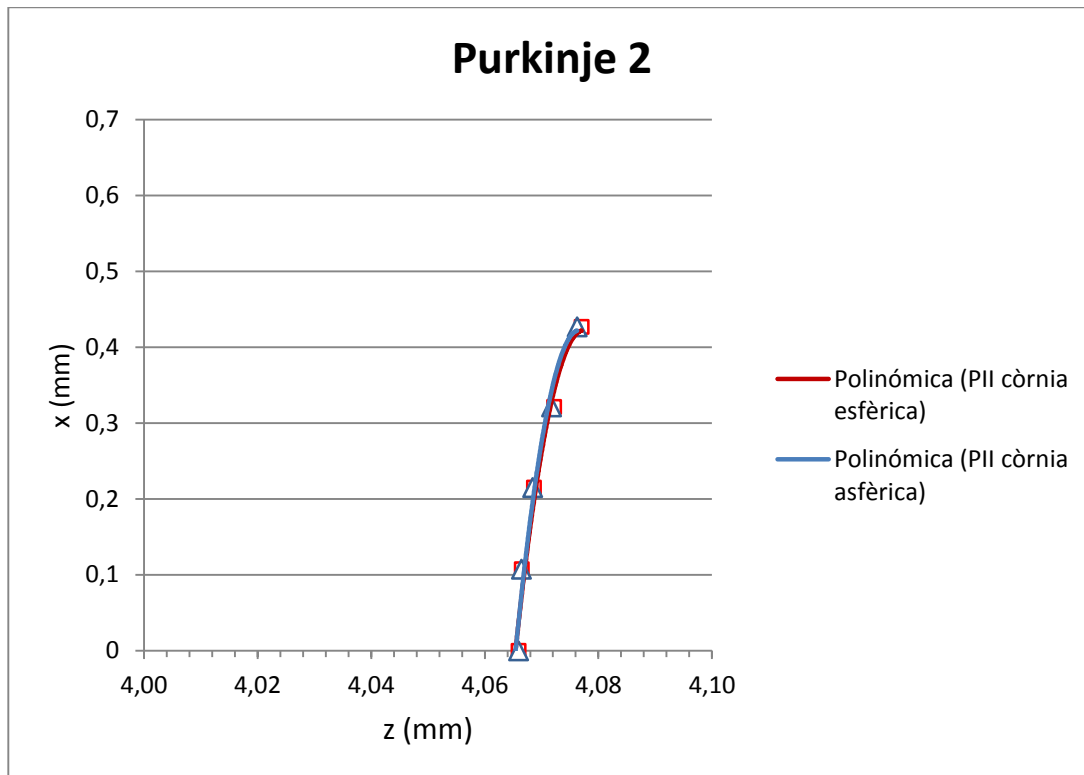


Figura 4.3.2-5. Comparativa de la PII, per a la còrnia esfèrica de Le Grand i per a la còrnia asfèrica de Lotmar.

Pel cas de la PII, analitzant el gràfic de la Figura 4.3.2-5, s'aprecia que les bases de les dues imatges experimentals coincideixen en posició. És a dir, la base de la imatge d'ambdues es forma aproximadament a 4,07 mm del vèrtex corneal, tot i que després es comencin a separar. Aquesta posició no coincideix amb el valor de la PII paraxial (veure Fig. A3-1 de l'annex 3), ja que la paraxial es forma a 3,44 mm del vèrtex corneal. Per tant, hi ha una diferència de 0,63 mm entre valors paraxials i experimentals. La diferència en posició de les tres imatges es pot visualitzar gràficament a les Figures A3-2 i A3-3 de l'annex 3.

En aquest punt és important destacar que hi ha una inversió en la posició entre les dades paraxials i les experimentals. Així és que, mentre l'òptica paraxial mostra que la PII es forma per davant de la PI, les dades experimentals indiquen el contrari, fent que la PII es formi per darrera de la PI.

Pel que fa a la mida, les dues imatges experimentals presenten el mateix valor, essent aproximadament 0,43 mm. La PII paraxial presenta una mida de 0,50 mm. Conseqüentment, hi ha una diferència de només 0,07 mm entre valors paraxials i experimentals.

Analitzant la curvatura, les dues imatges experimentals presenten una curvatura de camp molt clara respecte la PII paraxial. Per a les imatges experimentals, el grau d'encorbament és gairebé el mateix. En aquest cas, les dues imatges s'arriben a separar horitzontalment encara menys que pel cas de la PI, com a màxim tan sols 0,001 mm en els seus extrems.

4.3.3 Tercera imatge de Purkinje (PIII)

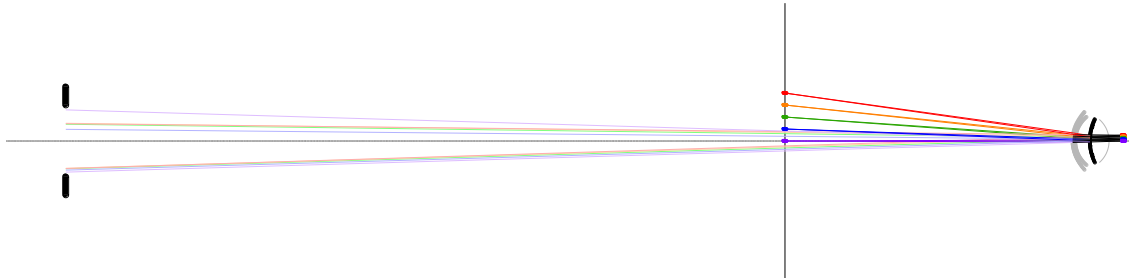


Figura 4.3.3-1. Dibuix per a la PIII on es mostra la totalitat de la simulació de la marxa de raigs.

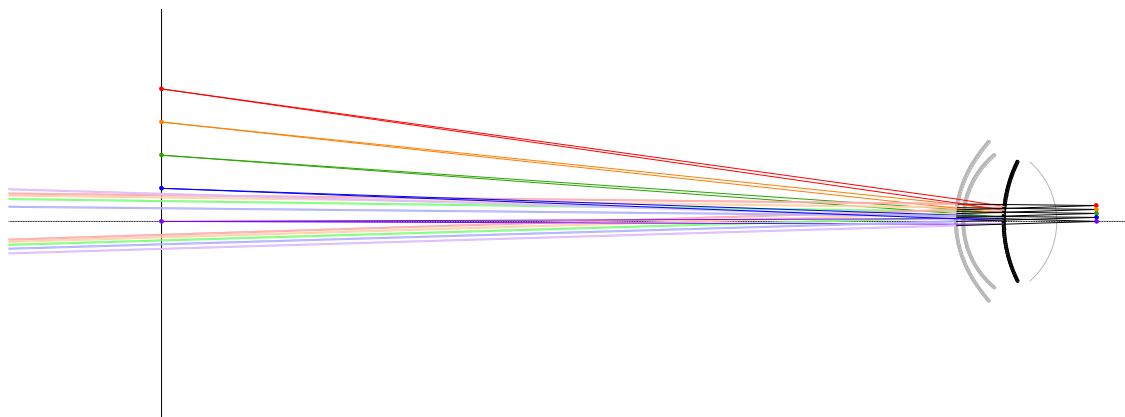


Figura 4.3.3-2. Dibuix per a la PIII on s'ensenya el sistema òptic objecte-ull.

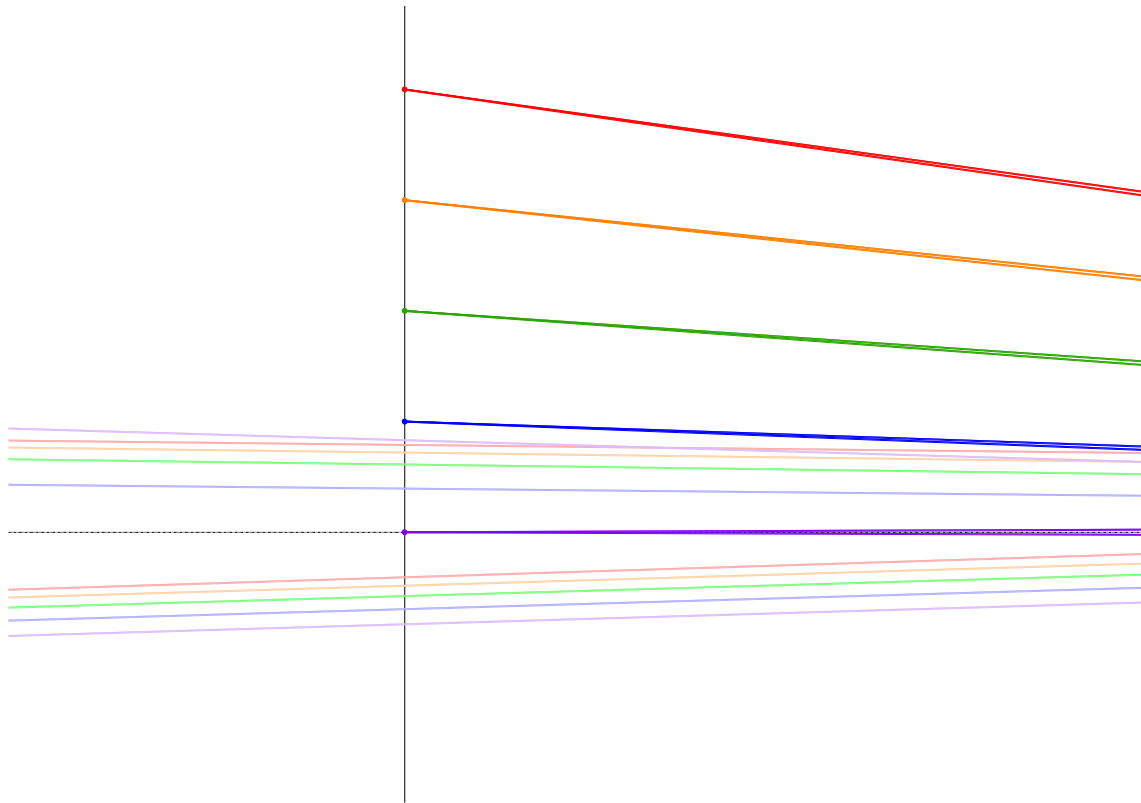


Figura 4.3.3-3. Dibuix per a la PIII on es mostra l'origen dels raigs objecte.

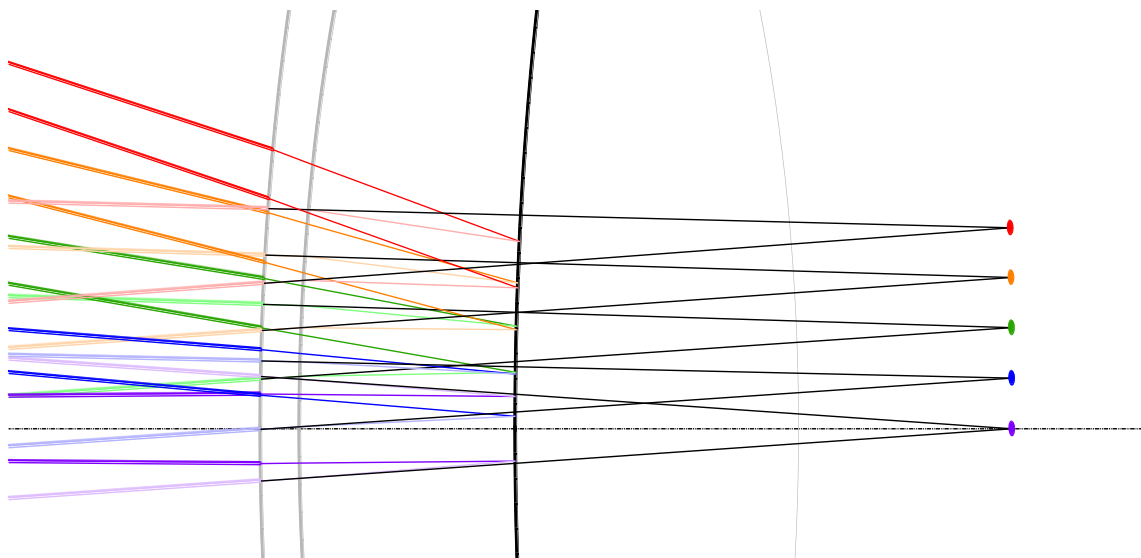


Figura 4.3.3-4. Vista ampliada en la dimensió vertical per a la PIII on s'ensenya la formació d'aquesta imatge, virtual i dreta. Aquesta imatge també es pot trobar a l'annex 4 (Fig. A4-3).

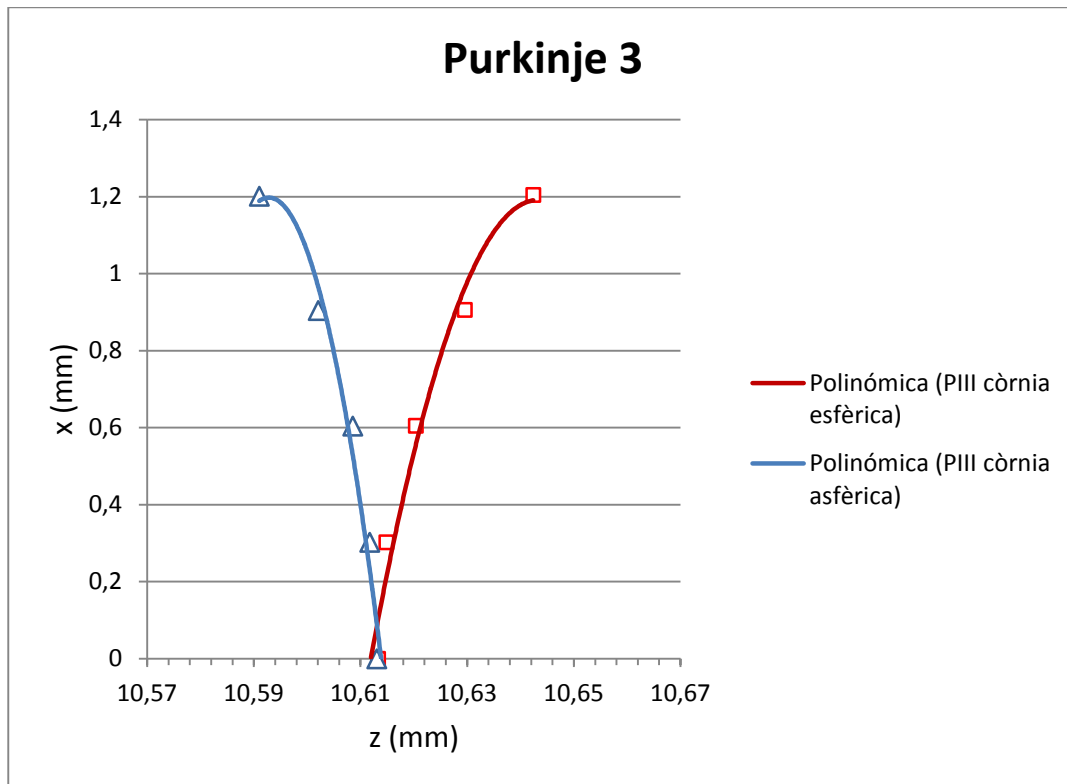


Figura 4.3.3-5. Comparativa de la PIII, per a la còrnia esfèrica de Le Grand i l'asfèrica de Lotmar.

Pel cas de la PIII, analitzant el gràfic de la Figura 4.3.3-5, s'aprecia que les bases de les dues imatges experimentals coincideixen bastant en posició. És a dir, la base de la imatge d'ambdues es forma a 10,61 mm del vèrtex corneal, tot i que després es comencin a separar. Aquesta posició no coincideix amb el valor de la PIII paraxial (veure Fig. A3-1 de l'annex 3), atès que l'última es forma a 9,89 mm. Per tant, hi ha una diferència de 0,72 mm entre valors paraxials i experimentals. La diferència en posició de les tres imatges es pot visualitzar gràficament a les Figures A3-2 i A3-3 de l'annex 3.

Quant a la mida, les dues imatges experimentals presenten el mateix valor, essent 1,20 mm. La PIII paraxial presenta una mida de 1,09 mm. Així és que, hi ha una diferència aproximada de 0,11 mm entre valors paraxials i experimentals.

Si s'analitza la curvatura, les dues imatges experimentals presenten una curvatura de camp molt marcada respecte la PIII paraxial, que no es corba gens òbviament. Per a les imatges experimentals, el nivell d'encorbament és pràcticament el mateix però ho fan en direccions totalment oposades. En aquest cas, les dues imatges s'arriben a separar horitzontalment com a màxim 0,05 mm en els seus extrems.

4.3.4 Quarta imatge de Purkinje (PIV)

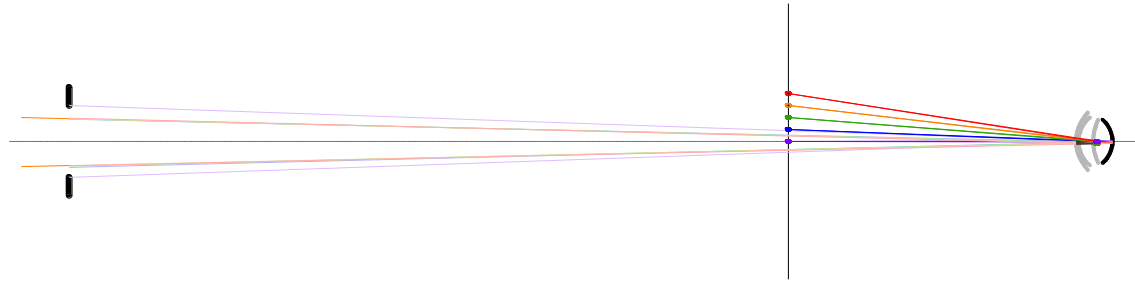


Figura 4.3.4-1. Dibuix per a la PIV on es mostra la totalitat de la simulació de la marxa de raigs.

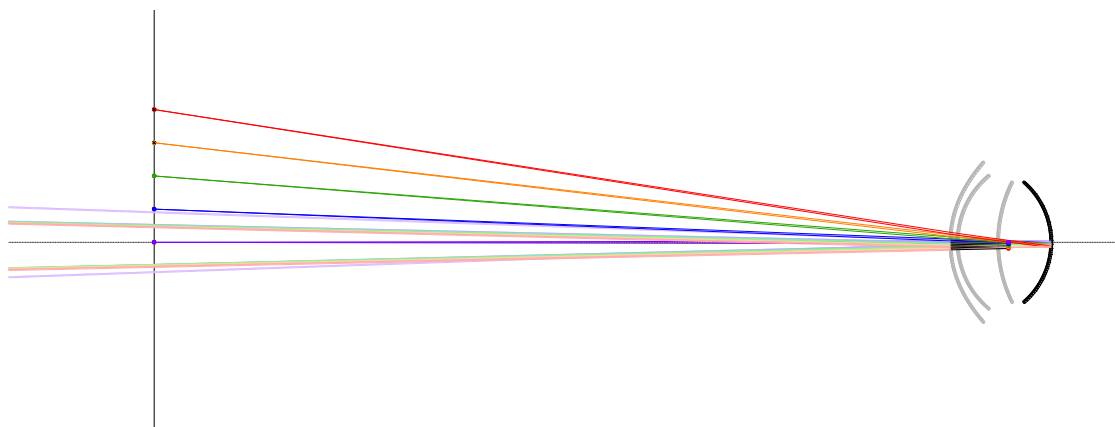


Figura 4.3.4-2. Dibuix per a la PIV on s'ensenya el sistema òptic objecte-ull.

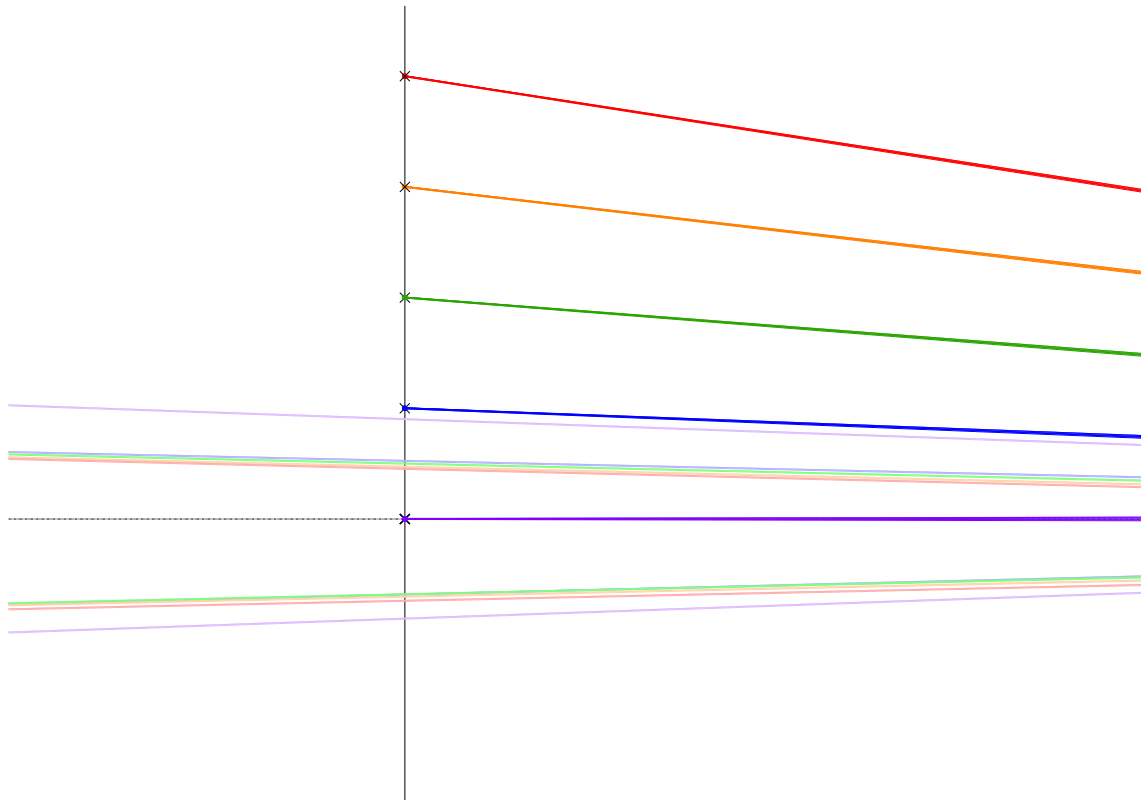


Figura 4.3.4-3. Dibuix per a la PIV on es mostra l'origen dels raigs objecte.

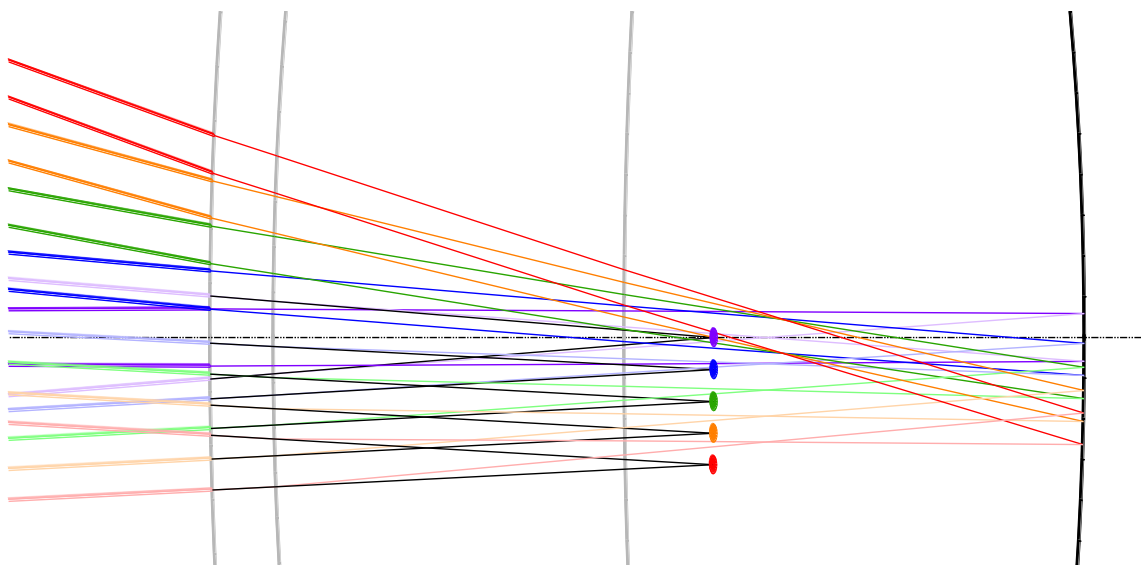


Figura 4.3.4-4. Vista ampliada en la dimensió vertical per a la PIV on s'ensenya la formació d'aquesta imatge, virtual i invertida. Aquesta imatge també es pot trobar a l'annex 4 (Fig. A4-4).

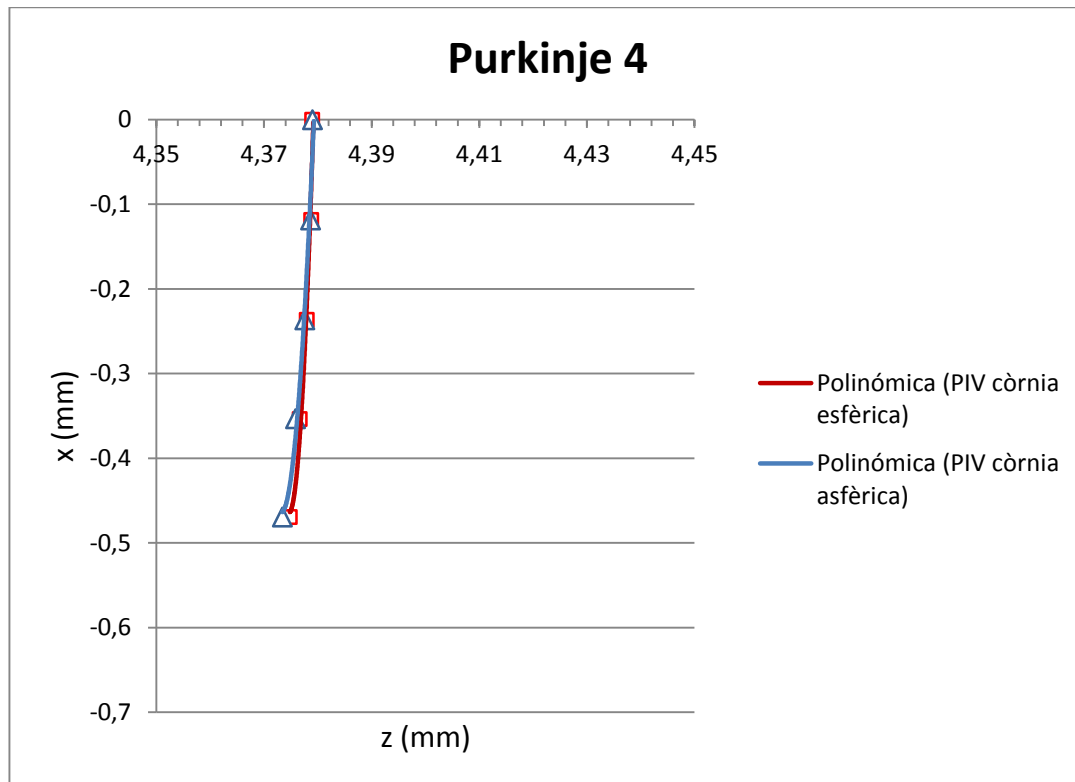


Figura 4.3.4-5. Comparativa de la PIV, per la còrnia esfèrica de Le Grand i l'asfèrica de Lotmar.

Pel cas de la PIV, analitzant el gràfic de la Figura 4.3.4-5, s'aprecia que les bases de les dues imatges experimentals coincideixen en posició. És a dir, la base de la imatge d'ambdues es forma aproximadament a 4,38 mm del vèrtex corneal, tot i que després es comencin a separar. Aquesta posició no coincideix amb el valor de la PIV paraxial (veure Fig. A3-1 de l'annex 3), vist que aquesta última es forma a 4,20 mm, havent-hi una diferència de 0,18 mm entre valors paraxials i experimentals. La diferència en posició de les tres imatges es pot visualitzar gràficament a les Figures A3-2 i A3-3 de l'annex 3.

Pel que fa a la mida, les dues imatges experimentals presenten el mateix valor, essent aproximadament -0,47 mm. La PIV paraxial presenta una mida de -0,46 mm. Per tant, hi ha molt poca diferència entre els valors paraxials i els experimentals, al voltant de 0,01 mm.

Analitzant la curvatura, les dues imatges experimentals presenten una curvatura de camp molt clara respecte la PIV paraxial. Per a les imatges experimentals, el grau d'encorbament és gairebé el mateix. En aquest cas, les dues imatges s'arriben a separar horitzontalment molt poc, com a màxim 0,001 mm en els seus extrems.

5. Conclusions

Les imatges de Purkinje s'utilitzen àmpliament en la pràctica clínica oftàlmica, tant en gran varietat d'instruments, com en diferents aplicacions per a l'estudi dels elements de l'ull. Tal i com s'ha descrit al llarg del treball, aquestes imatges es fan servir en el queratòmetre, en el test de Hirschberg, en el tonòmetre d'aire i en el centratge de les LIO, entre d'altres. Per aquest fet, és important estudiar prèviament les seves característiques referents a la naturalesa, posició, mida i lluminositat.

Un cop feta la simulació del traçat de raigs en el model d'ull teòric de Le Grand amb el BEAM 4 i comparar els resultats obtinguts amb les dades paraxials, s'observen algunes diferències:

- Quant a la posició de la imatge, la PIII és la que mostra una diferència de posició major (0,72 mm). La segueix la PII, amb 0,63 mm de diferència. I per últim, la PI i la PIV, que no mostren variacions apreciables.
- Tal i com s'ha comentat a l'apartat 4.3.2, hi ha una inversió en la posició de les imatges corneals (PI i PII) entre les dades paraxials i les experimentals. Les dades paraxials dibuixen la PII per davant de la PI, mentre les experimentals mostren el contrari.
- Pel que fa a la mida, la PIII és la que presenta una diferència de mida major (0,11 mm) entre valors paraxials i experimentals. La PI i la PIV no mostren variacions notables i la PII molt poca (0,07 mm).
- Respecte a la curvatura de camp, les imatges paraxials no es corben, formant-se en una superfície imatge totalment plana, en canvi les experimentals, en major o menor grau, sí que ho fan. Totes les imatges experimentals es corben en la mateixa direcció, excepte la PIII, on la imatge esfèrica i l'asfèrica es corben en direccions oposades i, derivat d'aquest fet, ambdues imatges presenten una major separació horitzontal en els seus extrems (0,05 mm).
- No hi ha diferències notables pel que fa a la curvatura entre les imatges experimentals amb la còrnia esfèrica i les imatges experimentals amb la còrnia asfèrica perquè, com s'ha vist a la Figura 4.2-2, ambdós dissenys de còrnia comencen a diferir per a grans obertures de PE.

En conclusió, es podria dir que els valors experimentals de les imatges de Purkinje no coincideixen exactament amb els paraxials, ja que l'òptica paraxial, com aproximació que és, suposa que les trajectòries dels raigs formen angles petits amb l'eix òptic. Per tant, que hi hagi aquestes petites discrepàncies respecte al que passa en la simulació realista és totalment

coherent. La imatge que mostra una discordança major quant a posició, mida i curvatura és la PIII. I, val la pena dir, que hi ha una inversió en la posició de les imatges corneals (PI i PII) entre dades experimentals i paraxials.

Pel que fa a possibles extensions del treball, dir que es podria intentar fer la mateixa simulació del traçat de raigs amb ulls amb més superfícies esfèriques que no només la cara anterior de la còrnia, es podria tenir en compte també l'acomodació o particularitzar-ho per a algun altre instrument, com per exemple, el tonòmetre d'aire. En aquest últim cas, per exemple, es podria intentar fer la simulació del traçat de raigs per la PI quan la còrnia estigués deformada.

De la mateixa manera i pel cas treballat, es podria pensar en traçar un nombre major de punts objecte, per tal de tenir més ben definida la superfície de la imatge, així com utilitzar altres models d'ull teòric diferents al de Le Grand.

6. Bibliografia

- Atchison, D.A.; Smith, G. *Optics of the human eye*. Oxford: Butterworth-Heinemann, 2000. ISBN 07-020-3809-1.
- Borràs, M.R. [et al.]. *Optometría: manual de exámenes Clínicos*. Barcelona: Edicions UPC, 1999. ISBN 84-830-1309-6.
- Goss, D.A.; West, R.W. *Introduction to the optics of the eye*. Boston: Butterworth-Heinemann, 2002. ISBN 07-506-7346-X.
- Henson, D. *Optometric instrumentation*. 2ª ed. Oxford: Butterworth-Heinemann cop., 1996. ISBN 07-506-0727-0.
- Hetch, E.; Zajac, A. *Optica*. Argentina: Addison-Wesley Iberoamericana, 1986. ISBN 84-782-9002-8.
- Lorenz, B.; Brodsky, M. *Pediatric Ophthalmologic, Neuro-Ophthalmology, Genetics. Strabismus- New Concepts in Pathophysiology, Diagnosis, and Treatment*. Springer, 2010. ISBN 35-408-5850-8.
- Nema, H.V.; Nema, N. *Textbook of Ophthalmology*. 6ª ed. Nova Delhi: Jaypee-Highlights Medical Publishers, 2012. ISBN 93-502-5507-3.
- Puell Marín, M.C. *Óptica Fisiológica: el sistema óptico del ojo y la visión binocular*. 1ª ed. Madrid: Universidad Complutense de Madrid, 2006. ISBN 84-749-1829-8.
- Schachar, R.A.; Hampton Roy, F. *Presbyopia: Cause and Treatment*. La Haia: Kugler Publications, 2001. ISBN 90-629-9184-X.
- Schwartz, S.H. *Geometrical and visual optics: a clinical introduction*. Nova York: McGraw-Hill, 2002. ISBN 00-713-7415-9.
- Smith, G.; Atchison, D.A. *The eye and visual optical instruments*. Cambridge: Cambridge University Press, 1997. ISBN 05-214-7820-0.
- Tunncliffe, A.H. *Introduction to visual optics*. 4ª ed. Londres: The Association of British Dispensing Opticians, 1993. ISBN 09-000-9928-3.
- Viqueira, V.; Martínez, F.M.; de Fez, D. *Óptica fisiológica: Modelo paraxial y compensación óptica del ojo*. San Vicente del Raspeig: Publicaciones de la Universidad de Alicante, 2003. ISBN 84-790-8775-7.

- Wright, K.W.; Spiegel, P.H. *Pediatric ophthalmology and strabismus*. 2ª ed. New York: Springer, 2002. ISBN 03-879-5478-3.

Pàgines web:

- Agencia Estatal Boletín Oficial del Estado. Privacidad y protección de datos. [en línia]. [Consulta: 13 novembre 2013]. Disponible a: <https://www.boe.es/sede_electronica/informacion/proteccion_datos.php>
- Area docente blogspot. Toric-B3 (Lentes intraoculares tóricas) [en línia]. [Consulta: 10 setembre 2013]. Disponible a: <<http://areadocente.blogspot.com.es/2012/11/toric-b3.html>>
- Chang, D.H. Centering IOLs Using Purkinje Images. *Cataract & Refractive Surgery Today* [en línia]. 2011, p. 35-38. [Consulta: 7 març 2013]. Disponible a: <<http://bmctoday.net/crstoday/2011/06/article.asp?f=focus-on-advanced-iol-issues-centering-iols-using-purkinje-images>>
- De Castro, A. [et al.]. Tilt and decentration of intraocular lenses in vivo from Purkinje and Scheimpflug imaging. *Cataract & Refractive Surgery* [en línia]. 2007, p. 418-429. [Consulta: 29 abril 2013]. Disponible a: <<ftp://ftp.bioeng.auckland.ac.nz/jtur044/references/purkinje/DECASTRO2007.pdf>>
- EuroEyes ALZ Eye Laser Center Munich. Technology. Diagnostics at the EuroEyes ALZ Eye Laser Center [en línia]. [Consulta: 4 març 2013]. Disponible a: <<http://www.gutsehen.de/english/perfektion/eyetracker.html>>
- Expats. Top 10 Czech Inventors [en línia]. [Consulta: 25 abril 2013]. Disponible a: <<http://www.expats.cz/prague/article/prague-technology/top-10-Czech-inventors/>>
- Gutiérrez, A.R. Asfericidad corneal. En: *Simposium de Patología Corneal. 78º congreso de la Sociedad Española de Oftalmología*. Murcia: 2002, p. 3-26 [en línia]. [Consulta: 20 novembre 2013]. Disponible a: <<http://www.laboratoriosthea.com/archivos/publicaciones/00064.pdf>>
- Libros de autores cubanos. Oftalmología. Capítulo 3 Exploración del paciente en oftalmología [en línia]. [Consulta: 25 abril 2013]. Disponible a: <<http://gsdl.bvs.sld.cu/cgi-bin/library?e=d-00000-00---off-0oftalmol--00-0----0-10-0---0---0direct-10---4-----0-11--11-th-50---20-about---00-0-1-00-0-0-11-1-0gbk-00&a=d&cl=CL2.4&d=HASHbe800b873cdee92a4e783a.6.1.4>>
- Ophthalmic Instruments. Keeler interliPuff Pulsair Tonometer [en línia]. [Consulta: 17 juny 2013]. Disponible a: <<http://www.ophthalmic.com.my/Keeler-interliPuff-Pulsair-Tonometer/q?pid=155&doit=order>>
- Stellar Software. *Beam Four* [Distribució electrònica]: *Optical Ray Tracer-Java Edition*. Versió 1.56. Berkeley CA: Stellar Software, 2013. Disponible a: <www.stellarsoftware.com>

- Tabernero, J.; Artal, P. Surface reflections reveal hidden eye misalignments. *Biomedical Optics* [en línia]. 2007. [Consulta: 7 març 2013]. Disponible a:<<http://www.laserfocusworld.com/articles/print/volume-43/issue-6/features/biomedical-optics-surface-reflections-reveal-hidden-eye-misalignments.html>>
- Tárrega Artieda, A. *Tracking ocular mediante un sistema óptico monocular con marcas naturales* [en línia]. Montserrat, C.; Ortega, M. Valencia: Universidad de Valencia, 2012. [Consulta: 7 març 2013]. Disponible a:<<http://riunet.upv.es/bitstream/handle/10251/27241/TFM.pdf?sequence=1>>
- Universidad de Alicante. Curso de introducción a la óptica ocular. Tema 3 Imágenes formadas por el ojo [en línia]. [Consulta: 26 febrer 2013]. Disponible a:<http://rua.ua.es/dspace/bitstream/10045/19694/1/T3.Imagenes_formadas_por_el_ojo_OCW.pdf>
- University of Houston. Vision Science II. Opto 5221: Optics of the Eye [en línia]. [Consulta: 26 febrer 2013]. Disponible a:<<http://voi.opt.uh.edu/VOI/VSII%20-%20Slides%20of%20Lectures/First%20Handout.pdf>>
- Wikipedia. Ley Orgánica de Protección de Datos de Carácter Personal de España [en línia]. [Consulta: 13 novembre 2013]. Disponible a:<http://es.wikipedia.org/wiki/Ley_Org%C3%A1nica_de_Protecci%C3%B3n_de_Datos_de_Car%C3%A1cter_Personal_de_Espa%C3%B1a>
- Wikipedia. Seguimiento de ojos [en línia]. [Consulta: 11 març 2013]. Disponible a:<http://es.wikipedia.org/wiki/Seguimiento_de_ojos>

Annex 1. Resum de les característiques de les imatges de Purkinje

Imatge de Purkinje	Superfície que la forma	Manera de formar-se	Naturalesa i posició *	Intensitat lluminosa	Mida	Utilitat
Imatge I	Superfície anterior de la còrnia.	Reflexió.	Virtual i dreta. Just darrera de la superfície anterior del cristal·lí.	****	***	Queratometria. Mesura de l'angle κ i diagnòstic general de l'estrabisme.
Imatge II	Superfície posterior de la còrnia.	Reflexió. Refracció en la 1 ^a superfície de la còrnia.	Virtual i dreta. Unida a la PI.	*	**	Determinació del radi de curvatura de la superfície posterior de la còrnia.
Imatge III	Superfície anterior del cristal·lí.	Reflexió. Refracció a través de la còrnia (1 ^a i 2 ^a superfície).	Virtual i dreta. Situada en el vitri.	**	****	Curvatura de la superfície anterior de la lent. Acomodació.
Imatge IV	Superfície posterior del cristal·lí.	Reflexió. Refracció a través de la lent, de l'humor aquós i de la còrnia.	Virtual i invertida. Unida a la PI.	***	*	Curvatura de la superfície posterior de la lent. Acomodació.

Taula A1-1. Característiques relatives i utilitats de les imatges de Purkinje.

Annex 2. Models d'ull teòric

Índex de refracció	Espai objecte	n	1
	Còrnia	n_c	1,3771
	Humor aquós	n_{HA}	1,3374
	Cristal·lí	n_L	1,42
	Humor vitri	n_{HV}	1,336

Distància respecte al vèrtex corneal (mm)	Superf. ant. còrnia	$SH_{1c}=SH'_{1c}$	0
	Superf. post. còrnia	$SH_{2c}=SH'_{2c}$	0,55
	Superf. ant. cristal·lí	$SH_{1L}=SH'_{1L}$	3,6
	Superf. post. cristal·lí	$SH_{2L}=SH'_{2L}$	7,6

Radi de curvatura (mm)	Superf. ant. còrnia	r_{1c}	7,8
	Superf. post. còrnia	r_{2c}	6,5
	Superf. ant. cristal·lí	r_{1L}	10,2
	Superf. post. cristal·lí	r_{2L}	-6

Taula A2-1. Característiques de l'ull teòric de Le Grand no acomodat (Atchison i Smith 2000).

Índex de refracció	Espai objecte	n	1
	Còrnia	n_c	1,3771
	Humor aquós	n_{HA}	1,3374
	Cristal·lí	n_L	1,427
	Humor vitri	n_{HV}	1,336

Distància respecte al vèrtex corneal (mm)	Superf. ant. còrnia	$SH_{1c}=SH'_{1c}$	0
	Superf. post. còrnia	$SH_{2c}=SH'_{2c}$	0,55
	Superf. ant. cristal·lí	$SH_{1L}=SH'_{1L}$	3,2
	Superf. post. cristal·lí	$SH_{2L}=SH'_{2L}$	7,7

Radi de curvatura (mm)	Superf. ant. còrnia	r_{1c}	7,8
	Superf. post. còrnia	r_{2c}	6,5
	Superf. ant. cristal·lí	r_{1L}	6
	Superf. post. cristal·lí	r_{2L}	-5,5

Taula A2-2. Característiques de l'ull teòric de Le Grand acomodat (Atchison i Smith 2000).

Annex 3. Representacions gràfiques de les imatges de Purkinje en l'ull teòric

En aquest annex s'inclouen tres representacions gràfiques de l'ull teòric de Le Grand de quatre superfícies on s'hi ha dibuixat les imatges de Purkinje. Al primer, només s'hi mostren les quatre imatges paraxials. Al segon, s'hi ensenyen de manera conjunta les quatre imatges paraxials i les quatre experimentals per a la còrnia esfèrica de Le Grand. I, al tercer, s'hi mostren les quatre imatges paraxials i les quatre experimentals per a la còrnia asfèrica de Lotmar. L'objectiu d'aquestes representacions es poder fer la comparació de posició, mida i curvatura entre les diferents imatges.

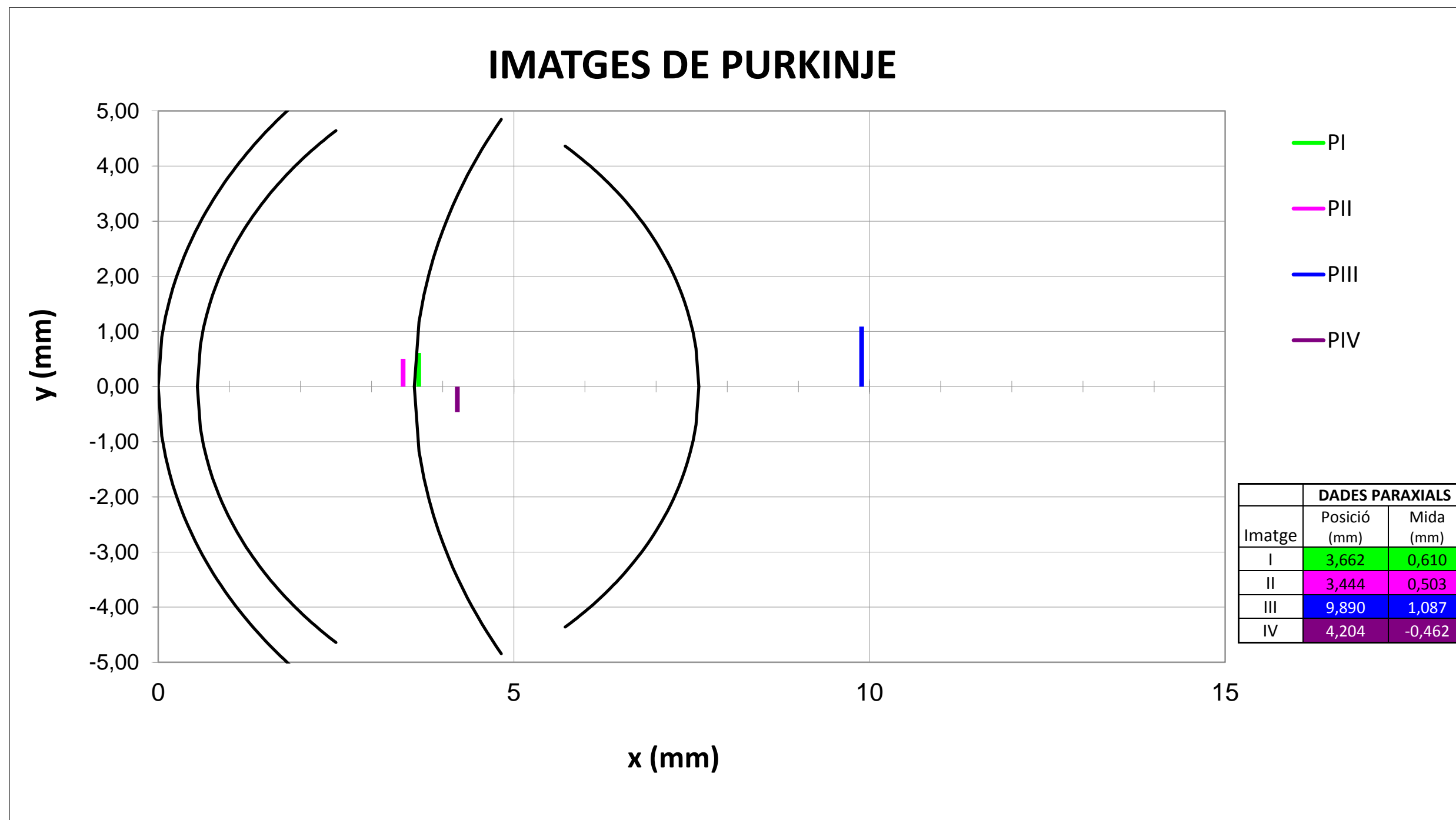


Figura A3-1. Representació gràfica de les quatre imatges de Purkinje obtingudes a partir dels valors paraxials.

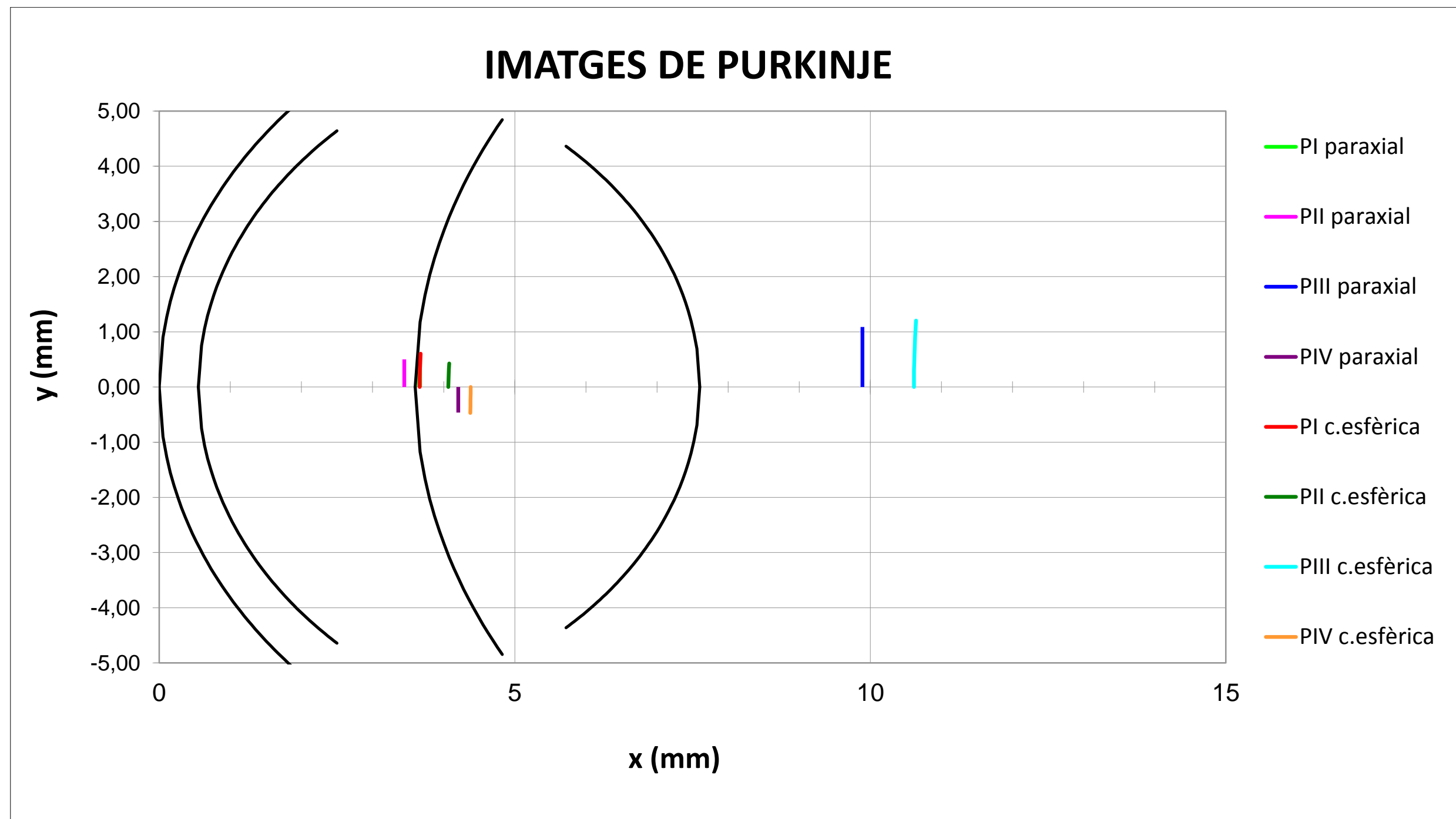


Figura A3-2. Representació gràfica de les quatre imatges de Purkinje, paraxials i experimentals. Per a les dades experimentals calculades amb el BEAM 4 s'han pres els valors de la còrnia esfèrica de Le Grand. Notar que la PI paraxial queda amagada rere la PI experimental, ja que ambdues es diferencien molt poc, tant en posició com en mida.

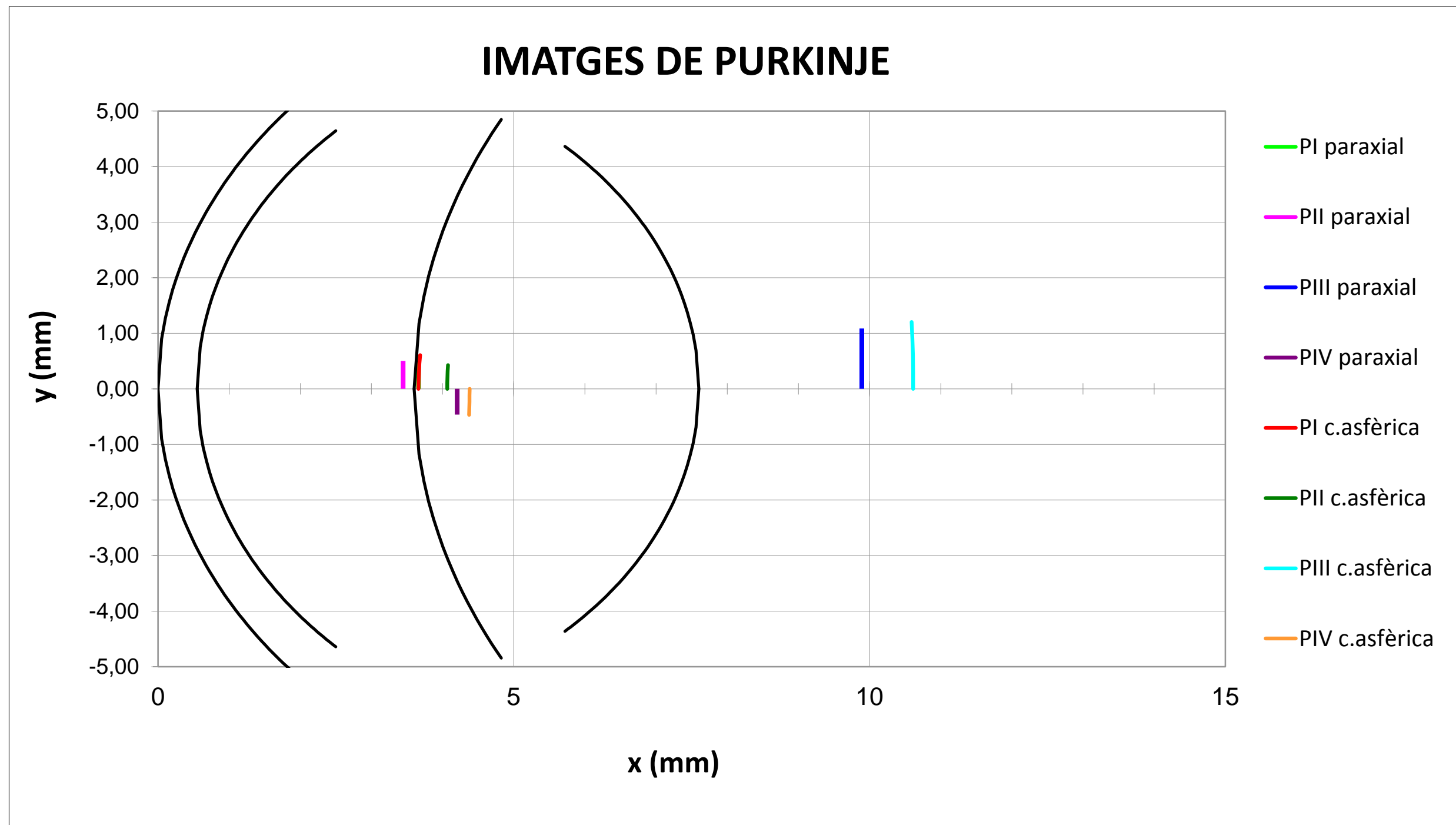


Figura A3-3. Representació gràfica de les quatre imatges de Purkinje, paraxials i experimentals. Per a les dades experimentals calculades amb el BEAM 4 s'han pres els valors de la còrnia asfèrica de Lotmar. Notar que la PI paraxial queda amagada rere la PI experimental, vist que ambdues es diferencien molt poc, tant en posició com en mida.

Annex 4. Imatges de Purkinje obtingudes amb l'AutoCad

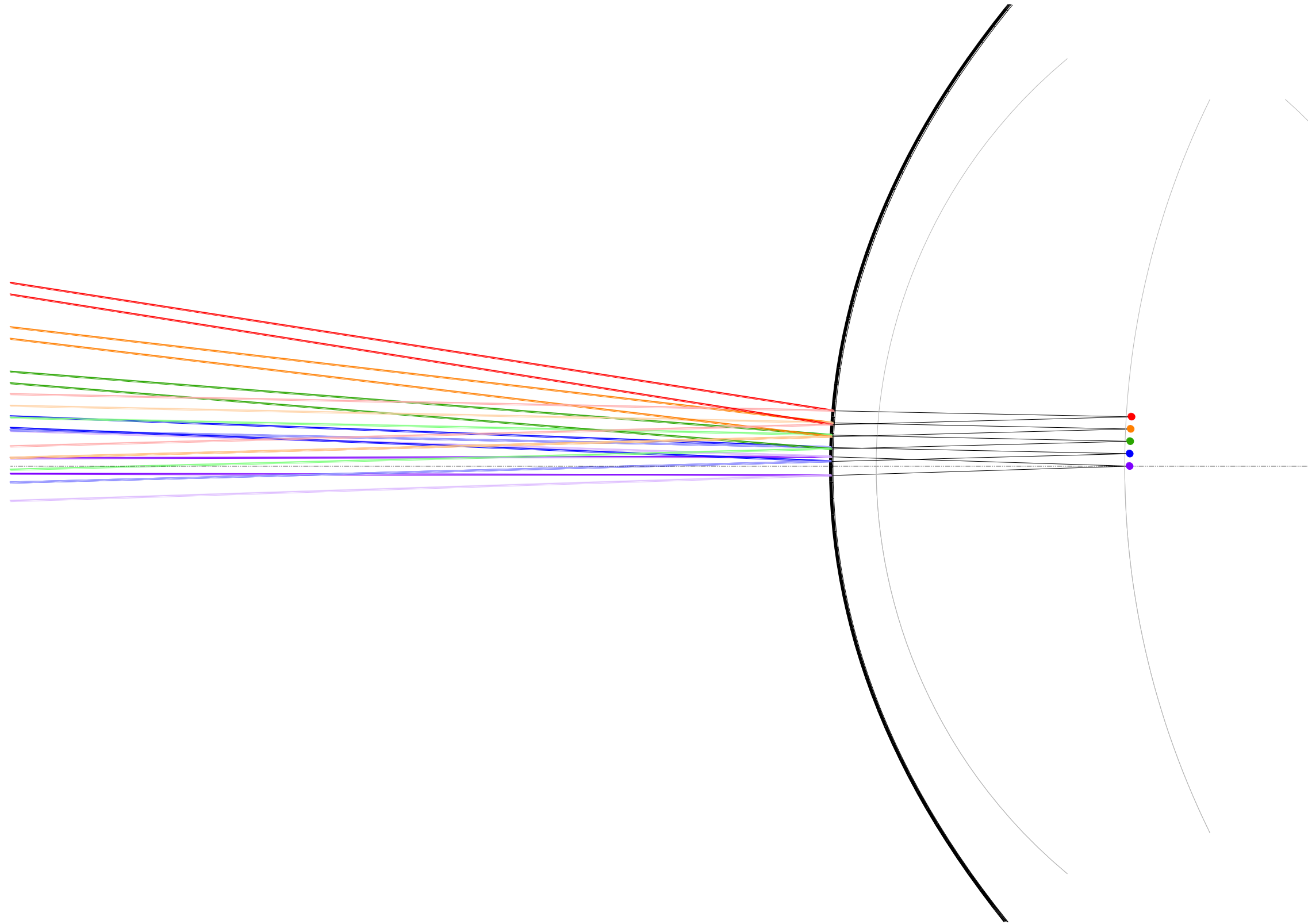


Figura A4-1. Dibuix on s'ensenya la formació de la imatge PI, virtual i dreta.

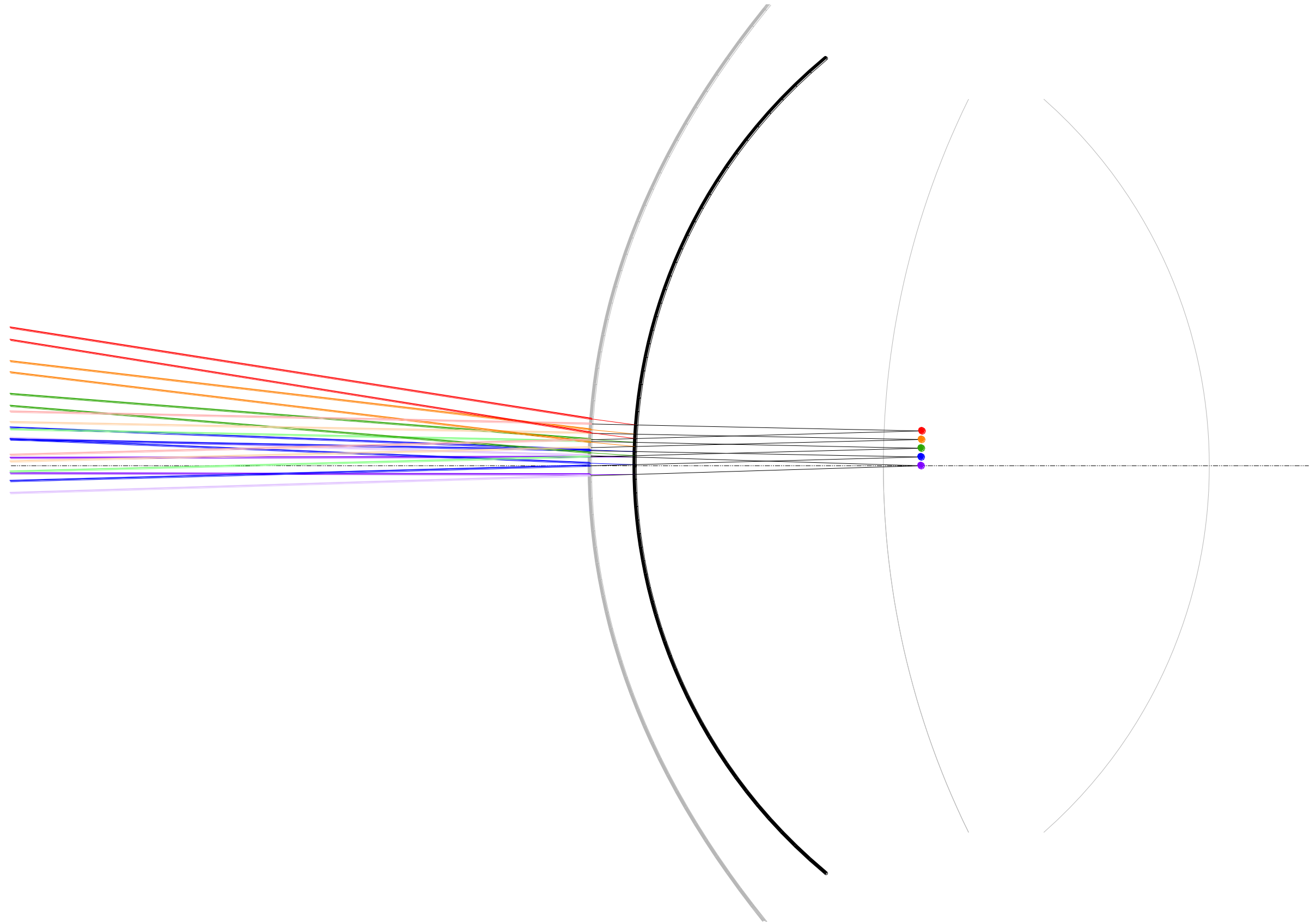


Figura A4-2. Dibuix on s'ensenyà la formació de la imatge PII, virtual i dreta.

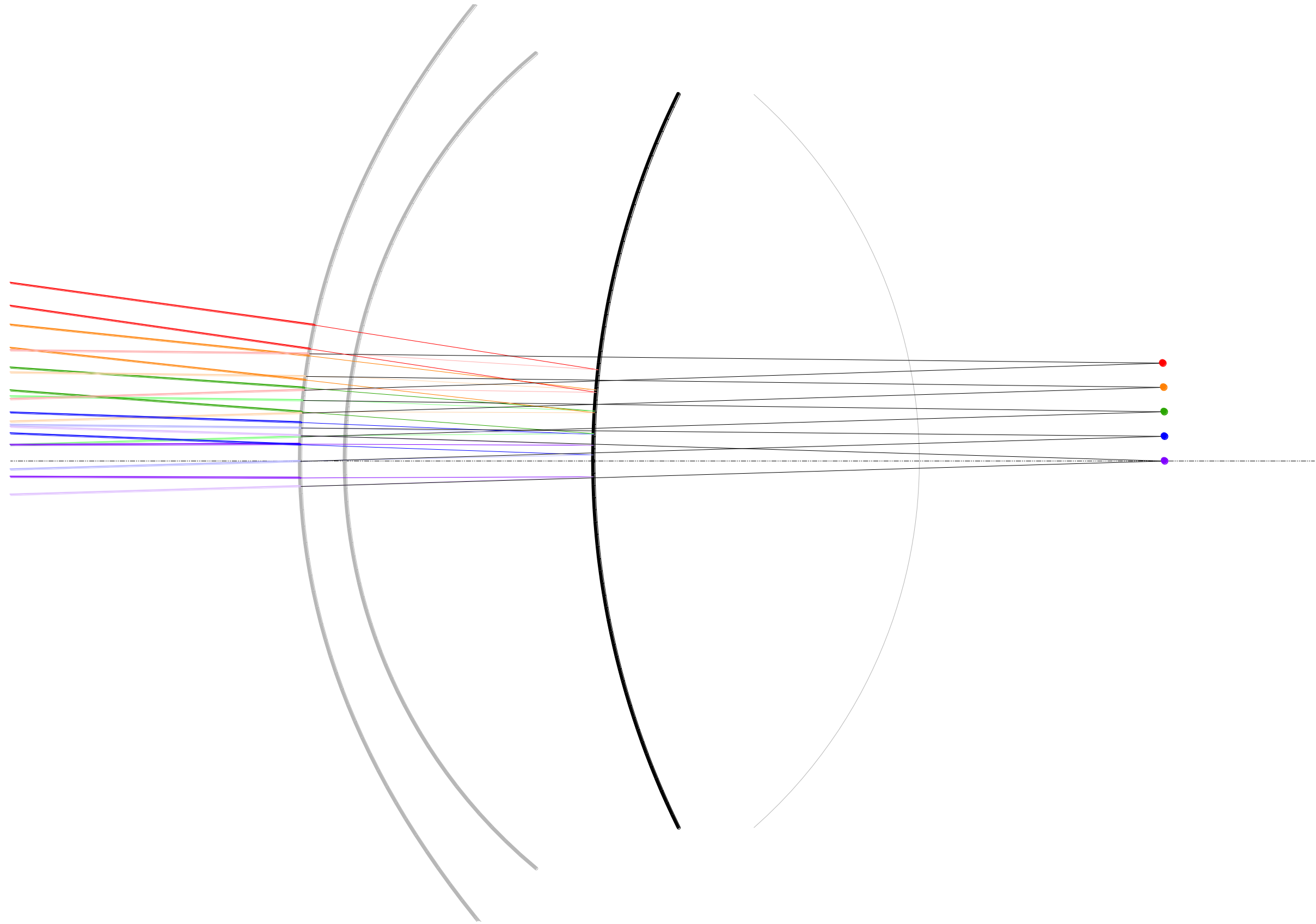


Figura A4-3. Dibuix on s'ensenya la formació de la imatge PIII, virtual i dreta.

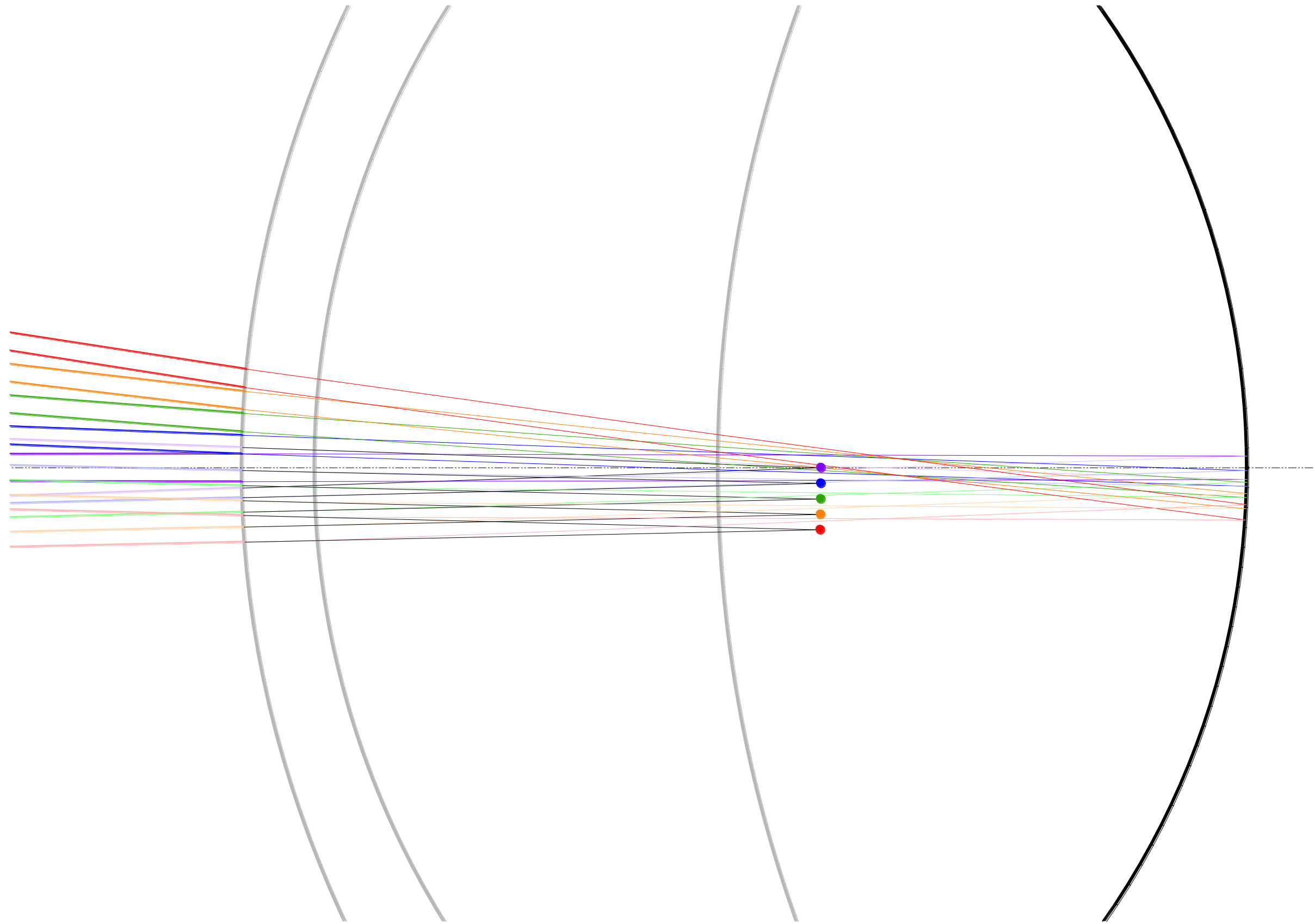


Figura A4-4. Dibuix on s'ensenyà la formació de la imatge PIV, virtual i invertida.

Annex 5. Implicacions ètiques, legals i de protecció de dades

Segons la Llei Orgànica 15/1999, del 13 de desembre, de Protecció de Dades de Caràcter Personal, és obligatori garantir i protegir, en allò referent al tractament de les dades personals, les llibertats públiques i els drets fonamentals de les persones físiques, i especialment del seu honor i intimitat personal i familiar.

La present Llei Orgànica serà d'aplicació a les dades de caràcter personal registrades en suport físic que les faci susceptibles de tractament, i a tota modalitat d'ús posterior d'aquestes dades pels sectors públic i privat.

Per consegüent, les imatges que es recullen en la present memòria han estat cedides per la pròpia pacient, autoritzant prèviament la seva utilització per a finalitats científiques i/o pedagògiques.