



## **GRAU EN ÒPTICA I OPTOMETRIA**

### **TREBALL FINAL DE GRAU**

---

# **Estudi de l'efecte de la potència de la lent i temps d'aplicació en la relaxació de l'acomodació durant el *fogging*.**

**JOAN GOSET MALDONADO**

**MIKEL ALDABA ARÉVALO  
CARLOS ENRIQUE GARCIA GUERRA**

**CENTRE DE DESENVOLUPAMENT DE SENSORS,  
INSTRUMENTACIÓ I SISTEMES**

20/01/2021



## GRAU EN ÒPTICA I OPTOMETRIA

El Sr. Mikel Aldaba Arévalo, com a director/a del treball i el Sr. Carlos Enrique Garcia Guerra com a co-director/a del treball.

CERTIFIQUEN

Que el Sr. Joan Goset Maldonado ha realitzat sota la seva supervisió el treball "Estudi de l'efecte de la potència de la lent i temps d'aplicació en la relaxació de l'acomodació durant el *fogging*" que es recull en aquesta memòria per optar al títol de grau en Òptica i Optometria.

I per a què consti, signo/em aquest certificat

Sr Mikel Aldaba Arévalo

Director/a del treball

Sr Carlos Enrique Garcia Guerra

Director/a del treball

Terrassa, 20 de gener de 2021



## GRAU EN ÒPTICA I OPTOMETRIA

# Estudi de l'efecte de la potència de la lent i temps d'aplicació en la relaxació de l'acomodació durant el *fogging*.

### RESUM

L'error refractiu és la primera causa al món d'afectació del sistema visual. La hipermetropia, l'astigmatisme i la miopia en són exemples, fins i tot aquesta última es considera pandèmia a causa del canvi d'hàbits dels últims anys en la població, amb un augment significatiu de tasques de visió propera (lectura, mòbils, etc.). Per quantificar aquest error refractiu i prescriure una solució, es fa l'examen visual, la part més important del qual és el procés refractiu. En aquesta prova és crítica la relaxació de l'acomodació (canvi diòptric de l'ull per enfocar objectes propers), per tal d'obtenir un resultat correcte que no estigui falsejat per l'acomodació. Per desactivar l'acomodació es fa servir el *fogging* o lents positives, l'ús de les quals és extens a la majoria de gabinets optomètrics. Tot i la seva popularitat no existeix un protocol establert d'utilització. L'objectiu principal d'aquest TFG és trobar quina lent relaxa més l'acomodació i durant quant de temps s'ha de fer servir per la relaxació òptima de l'acomodació.

Per assolir l'objectiu principal s'ha realitzat una recerca bibliogràfica per fer un estudi clínic de 28 pacients amb 6 lents de diferents potències (+1.00 D, +1.50 D, +2.00 D, +2.50 D, +3.00 D i +4.00 D). Utilitzant un aparell de mesura basat en imatges de Hartmann-Shack s'han registrat més d'un milió de dades. Per obtenir els resultats mostrats al final del treball s'ha desenvolupat un software de processament de dades que retorna els resultats en forma de gràfiques i taules. Finalment s'ha arribat a la conclusió de que la lent i el temps d'aplicació afecta de manera diferent a cada pacient. Es conclou que la lent de +4.00 D és la que relaxa més l'acomodació i del temps d'aplicació existeixen diferències estadísticament significatives i els resultats són menys concloents.



## GRAU EN ÒPTICA I OPTOMETRIA

# Estudio del efecto de la potencia de la lente y tiempo de aplicación en la relajación de la acomodación durante el *fogging*.

### RESUMEN

El error refractivo es la primera causa en el mundo de afectación del sistema visual. La hipermetropía, el astigmatismo y la miopía son ejemplos de ello. Incluso ésta última se ha considerado pandemia debido al cambio de hábitos en la población con un aumento significativo de labores en visión cercana (lectura, móviles, etc.). Para cuantificar este error refractivo y prescribir una solución se hace el examen visual, la parte más importante del cual es el proceso refractivo. En esta prueba es crítica la relajación de la acomodación (cambio dióptrico del ojo para enfocar objetos cercanos), para obtener un resultado correcto que no esté falseado. Para desactivar la acomodación se usa el *fogging* o lentes positivas. Su uso es extenso en la mayoría de gabinetes optométricos. Aún con su popularidad no existe un protocolo establecido para su uso. El objetivo principal de este TFG es encontrar que lente relaja más la acomodación y durante cuánto tiempo se tiene que usar para la relajación óptima de la acomodación.

Para conseguir el objetivo principal se ha realizado una búsqueda bibliográfica para establecer, finalmente, un estudio clínico de 28 pacientes con 6 lentes de diferentes potencias (+1.00 D, +1.50 D, +2.00 D, +2.50 D, +3.00 D y +4.00 D). Con un sistema de medida basado en las imágenes de Hartmann-Shack se han registrado más de un millón de datos. Para obtener los resultados se ha desarrollado un software de procesamiento que devuelve las gráficas y tablas mostradas al final del trabajo. Se concluye que la lente y el tiempo aplicado afecta de manera diferente en cada paciente, que la lente de +4.00 D es la que mejor relaja la acomodación y que el tiempo de aplicación es menos concluyente debido a los valores estadísticos.



## GRAU EN ÒPTICA I OPTOMETRIA

# Study of the lense's power effect and time of application in the accommodation during fogging.

### ABSTRACT

Refractive error is the first cause in the world of the human visual system involvement. Hyperopia, myopia and astigmatism are good examples. The last one is even considered pandemic due to changes in near vision population habits (reading, smartphones, etc.). To quantify this refractive error and give a proper solution, the visual examination is done. The most important part of it is the refractive procedure. In this test, it is critical to relax the accommodation (eye's dioptric change to focus near objects), to achieve a correct result which is not distorted by the accommodation. To deactivate the accommodation the fogging or positive lenses are used in most of clinical procedures. Even though its popularity still does not exist a usage protocol. The main objective of this TFG is to find the lens that relaxes most the accommodation.

To achieve the main objective a bibliographic research has been done to establish a clinical procedure of 28 patient with 6 different power lenses (+1.00 D, +1.50 D, +2.00 D, +2.50 D, +3.00 D y +4.00 D). Using a Hartmann-Shack image measurement system more than a million data has been recorded. To obtain the results a data processing software has been developed as a part of this TFG. This software returns the results in form of tables and graphics shown at the end. It is concluded that the lens and the time application affect differently in each patient, the +4.00 D lens relaxes the most the accommodation. The time of application has given statistic values which indicates that the result is less conclusive.



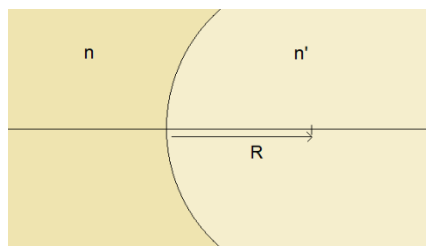
## Índex

1. Marc teòric.....	- 6 -
1.1 Acomodació.....	- 8 -
1.2 Procés refractiu .....	- 10 -
1.2.2 Refracció subjectiva .....	- 13 -
1.3 Control de l'acomodació .....	- 15 -
1.3.1. Magnitud de la lent del <i>fogging</i> .....	- 16 -
1.3.2. Temps d'aplicació de la lent del <i>fogging</i> .....	- 17 -
2. Objectius.....	- 19 -
3. Material i mètodes .....	- 20 -
3.1 Aparell de mesura.....	- 20 -
3.2 Software d'enregistrament.....	- 23 -
3.3 Metodologia.....	- 25 -
3.3.1 Mostra.....	- 25 -
3.3.2 Criteris d'exclusió .....	- 25 -
3.3.3 Procediment.....	- 25 -
3.4 Software de processament de les dades .....	- 27 -
4. Resultats .....	- 34 -
5. Conclusió.....	- 44 -
7. Bibliografia.....	- 45 -

## 1. Marc teòric

La refracció és el fenomen físic que fa canviar la direcció de la llum al passar d'un medi a un altre. L'ull és un sistema òptic, un conjunt de medis transparents que formen una imatge nítida a la retina mitjançant la refracció. Per il·lustrar i explicar l'ull com a sistema òptic en aquesta part es parla de la llum des del punt de vista de l'òptica geomètrica i de l'ull com un sol dioptre.

Hi ha dues característiques que defineixen en quina mesura o quant pot canviar la direcció de la llum (refracció): la curvatura entre medis ( $R$ ) i l'índex de refracció ( $n$  i  $n'$ ) (Il·lustració 1).

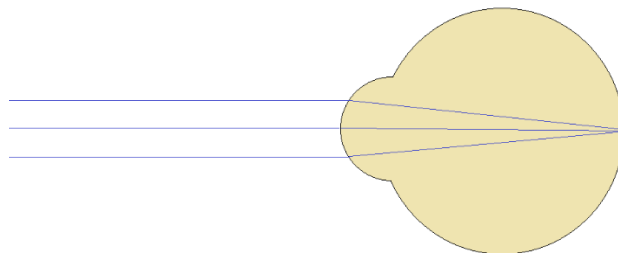


Il·lustració 1 Esquema on es mostra el canvi d'índex de refracció i la curvatura entre medis.

La relació entre aquestes característiques (Equació 1) dona lloc a la potència, que és la magnitud que mostra la capacitat d'un dioptre per canviar la direcció de la llum. Es relacionen de la següent manera:

$$Potència = - \frac{n' - n}{R} \quad \text{Equació 1}$$

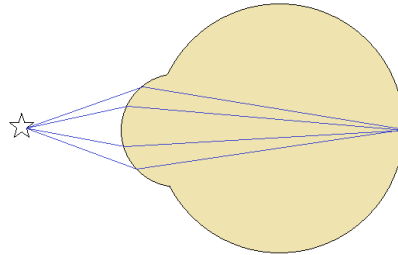
Per veure-hi nítid, l'ull ha de tenir la potència adient per fer convergir els rajos de llum procedents dels objectes a la retina. Un ull emmetrop té la potència exacte per fer convergir rajos paral·lels entre si a la retina (Il·lustració 2). Aquesta situació es dona quan l'objecte està situat a l'infinít òptic ( $> 6$  metres).



Il·lustració 2 Rajos de llum que arriben de l'infinít, paral·lels i focalitzen a la retina.

Si bé doncs els objectes poden estar situats a diferents distàncies també l'ull rep els rajos a diferents vergències: es necessita diferents potències per enfocar objectes a diferents distàncies.

En el cas de tenir un objecte a prop els rajos arribaran a l'ull divergint i aquest necessitarà més potència per fer-los convergir a la retina (Il·lustració 3).



*Il·lustració 3 Els rajos de llum divergents convergeixen a la retina a causa de l'augment de la potència de l'ull.*

El motiu pel qual veiem nítid i la llum convergeix a la retina a moltes distàncies diferents és que l'ull té la capacitat de canviar de potència. El sistema acomodatiu n'és el responsable: el cristal·lí, amb el múscul ciliar, aconsegueix augmentar la potència de la lent mitjançant un canvi de curvatura.

L'exemple de la il·lustració 2 és el cas d'un ull emmetrop, sense error refractiu. Es parla d'error refractiu quan existeix una manca o excés de potència diòptrica de l'ull per enfocar a la retina un objecte situat a l'infinit. En el cas de la miopia hi ha un excés de potència o augment de longitud axial (els rajos procedents de l'infinit òptic focalitzen abans de la retina). En la hipermetropia, per contra, hi ha una manca de potència diòptrica o una longitud axial insuficient (els rajos procedents de l'infinit òptic focalitzen més enllà de la retina). L'acomodació per tant, essent la responsable de l'augment en la potència diòptrica en l'ull, és molt important que no actuï per obtenir una prescripció de l'error refractiu veraç. És comú que en una persona amb hipermetropia el seu sistema acomodatiu estigui actuant constantment per suplir la insuficiència de potència.

Existeixen dos mètodes per controlar l'acomodació: les drogues o fàrmacs i l'ús de lents positives o *fogging*. Els fàrmacs (cicloplègics) són la opció més efectiva però també la més cara, incòmoda i potencialment perillosa per la persona. Afecten al sistema nerviós i aconsegueixen relaxar totalment l'acomodació. També, però, dilaten les pupil·les i això causa visió borrosa i la incomoditat del o de la pacient durant unes hores. A més a més, a Espanya només poden aplicar-ho els oftalmòlegs o els optometristes si hi ha un oftalmòleg present. Es per això que en la pràctica



clínica no és tan habitual el seu ús i alternativament s'opta per les lents positives, que són una opció més barata, més còmoda, no invasiva i que qualsevol personal sanitari pot aplicar.

Tot i que en la pràctica clínica es fa servir de forma majoritària la tècnica de les lents positives o *fogging* pel procés de refracció, hi ha pocs estudis científics que hagin estudiat l'efecte d'aquestes lents en la relaxació de l'acomodació i consegüentment hi ha una manca de protocol establert per la seva utilització. Més específicament, falten estudis que hagin mesurat la magnitud de la lent o el temps que s'ha de posar davant del o de la pacient per assegurar-nos que no està acomodant.

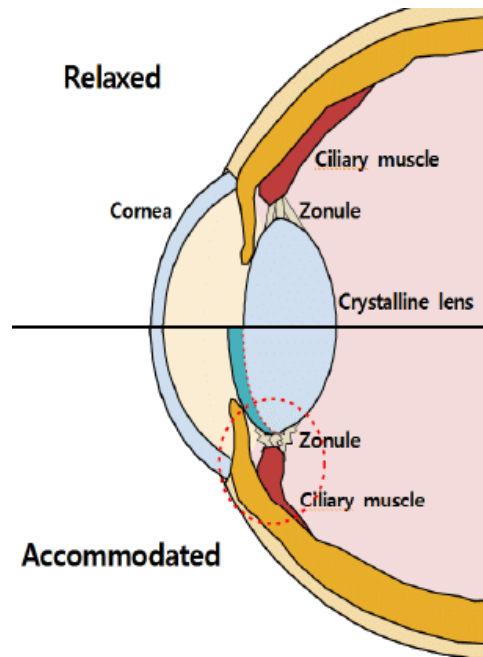
### 1.1 Acomodació

L'acomodació es defineix com el canvi de potència diòptrica de l'ull, en termes de l'estímul, la transmissió de la informació en el sistema, el control neuronal del múscul ciliar i la resposta final.

El mecanisme per canviar el poder refractiu de l'ull humà per enfocar tant objectes propers com llunyans ha estat subjecte a investigació des de principis del segle XVII. Els resultats d'aquestes investigacions han portat a diferents teories per l'acomodació.

Primerament Kepler al 1602 va proposar que l'ull canviava la seva longitud axial, la curvatura de la còrnia o la posició del cristal·lí per acomodar. Al 1664, Descartes va proposar que existia un augment en la potència diòptrica de l'ull a causa dels canvis en la curvatura de la superfície anterior i posterior del cristal·lí (Pinzón Magaña et al., 2016). Al 1801 els experiments de Young van eliminar aquestes possibles explicacions en la resposta acomodativa. Estudis posteriors utilitzant ultrasons han confirmat la conclusió de Young que proposa que qualsevol canvi en la curvatura corneal o longitud axial són massa petits per influir en l'acomodació (Garner & Yap, 1997).

Von Helmholtz descriu una teoria que proposa que quan no està activada l'acomodació, la tensió de la zònula sobre l'equador del cristal·lí el manté en una posició relativament plana. Quan s'acomoda el múscul ciliar es contrau i el diàmetre intern del múscul disminueix reduint la tensió de la zònula. Això permet que el cristal·lí augmenti la seva curvatura (Helmholtz, 1866) (Il·lustració 4). Durant bastant temps s'ha acceptat aquesta teoria.



*Il·lustració 4 Comparació entre un ull relaxat i un acomodant. En l'ull acomodat s'observa la contracció del múscul ciliar i relaxació de la zònula, que fan que incrementi la curvatura del cristal·lí, i en conseqüència la potència, respecte a l'ull relaxat.*

Observacions clíniques i experimentals posteriors van portar a altres investigadors a proposar les seves teories. En contraposició a Von Helmholtz, Schachar descriu que, durant l'acomodació, existeix un increment de la tensió de la capsula anterior del cristal·lí lo que suposa un increment de la tensió de la zònula de la capsula (Schachar & Koivula, 2008). Tscherning, estudiant ulls de porcs i cavalls, va arribar a la conclusió que el procés de l'acomodació passa per l'aplanament de la curvatura superficial perifèrica del cristal·lí amb un increment de curvatura de la part central d'aquesta (Weeber & van der Heijde, 2008). No és la teoria més acceptada però.

Actualment hi ha consens en que el mecanisme amb el qual s'explica l'acomodació és similar al que diu Von Helmholtz, s'ha arribat a l'acord de que l'alteració del poder diòptric de l'ull és a causa del canvi de curvatura de les superfícies del cristal·lí per la disminució de tensió en la zònula.

L'acomodació esdevé un procés dinàmic en canvi constant en el temps. Varia segons la distància de l'objecte que s'està enfocant, però també existeixen petits canvis en l'acomodació coneguts com a microfluctuacions. Aquestes microfluctuacions estan caracteritzades per dos regions d'activitat: la component d'alta freqüència ( $1 \text{ Hz} > f < 2.3 \text{ Hz}$ ) i la de baixa freqüència ( $f < 0.6 \text{ Hz}$ ) (Charman & Heron, 2015).

Investigacions suggereixen que aquestes microfluctuacions són un mecanisme per mantenir òptima la mitjana de nivells de resposta acomodativa per a petits canvis en el contrast de la imatge retinal (Winn & Gilmartin, 1992).

L'aportació diòptrica de l'acomodació és limitada i disminueix amb l'edat. Se'n diu amplitud d'acomodació a la diferència entre la refracció de l'ull quan està en repòs complet i la refracció en el punt d'esforç màxim. En l'acomodació, aquest punt màxim d'increment de potència depèn de diversos factors com la fatiga i la convergència binocular. Donders, l'any 1864, a partir de les mesures realitzades experimentalment, obté una llei empírica per poder mesurar l'amplitud d'acomodació en funció de l'edat 'N' (Equació 2):

$$Am = 12.5 - 0.2N$$

Equació 2

Com s'ha vist l'acomodació pot incrementar la potència de l'ull, això esdevé crucial a l'hora de determinar l'error refractiu o poder diòptric de l'ull per part de l'optometrista.

## 1.2 Procés refractiu

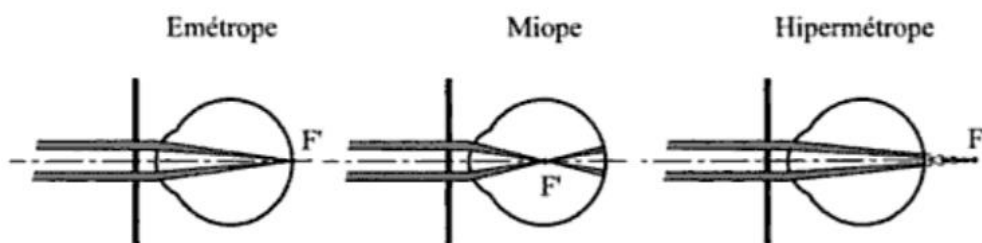
La prova optomètrica per la qual es determina l'error refractiu d'una persona és coneguda com a procés refractiu i consisteix en trobar la combinació de lents que permeten formar una imatge nítida en la retina i conseqüentment una bona visió. És una prova que la majoria de la població ha fet algun cop en la seva vida i on l'optometrista testeja diferents lents mentre que el o la pacient mira un test d'optotips (seqüència de lletres de diferents mides) situat a 6 metres que ha de llegir. La refracció, entre d'altres, serveix per determinar l'error refractiu de la persona, establir la prescripció optomètrica de les ulleres o lents de contacte que necessita (col·loquialment conegut com *les diòptries que té*). Per tal de fer una correcta refracció és imprescindible que el o la pacient no estigui acomodant, ja que en cas de tenir l'acomodació activa estarà incrementant el poder diòptric de l'ull i el resultat de la refracció serà incorrecte. És per això que el control de l'acomodació esdevé un dels punts crítics del procés de refracció.

El fenomen de la visió es pot dividir en dues parts: l'ull, com a sistema òptic, i les vies visuals que van des de la retina al cervell. El procés refractiu es pot classificar en subjectiu o objectiu depèn de si hi ha o no resposta del o de la pacient. Quan es valora l'estat refractiu tenint en compte les dues parts que componen el sistema visual (òptic + vies visuals) es fa tenint en compte la resposta del o de la pacient, és el que es coneix com a refracció subjectiva. Per contra, quan

l'error refractiu es determina només considerant l'ull com a sistema òptic (conjunt de lents), és el que es defineix com refracció objectiva.

### 1.2.1 Refracció objectiva

Se'n diu "objectiva" perquè s'obté la refracció sense que intervingui la subjectivitat del o de la pacient. Es basa únicament en efectes físics de l'ull que podem mesurar. Un ull sense error refractiu fa convergir la llum que ve d'un objecte de l'infinit a la retina. Si existís un defecte refractiu la llum procedent de l'infinit convergiria per davant o per darrera de la retina (Il·lustració 5).



*Il·lustració 5 Exemple del principi de funcionament de Scheinner depenen de l'ametropia del o de la pacient (Furlan, W.; García, J.; Muñoz, 2000).*

Aquesta primera part del procés refractiu esdevé una aproximació de l'error refractiu del o de la pacient. És important saber que tot i que s'obtingui un resultat molt acurat no sempre és la graduació que portarà el o la pacient en les ulleres o lents de contacte perquè no es té en compte la segona part de la visió, la relacionada amb el cervell. És per això que la refracció objectiva es fa servir com a punt d'inici, per continuar després el procés refractiu subjectiu.

Els instruments de refracció objectiva més populars en la clínica acostumen a ser retinoscopis i auto-refractòmetres.

Els auto-refractòmetres són sistemes objectius i automàtics per determinar l'estat refractiu de l'ull que es basen en molts principis diferents com poden ser la magnificació d'una imatge en la retina o el principi de Scheiner. Per exemple el principi de Scheiner diu que si dos feixos de llum entren paral·lels per la pupila formaran una sola imatge en la retina en el cas del ull emmetrop, mentre que si hi ha un error refractiu enfocaran per davant o per darrera formant dues taques a la

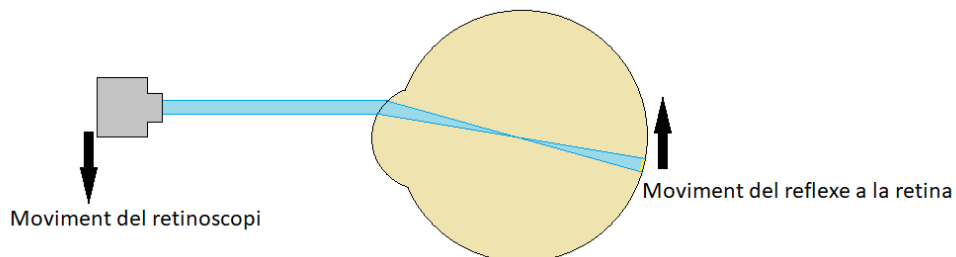
retina (Il·lustració 5). És una manera molt senzilla de saber si la imatge que es forma a la retina està enfocada o no (Martinez lozano, 2011).

L'ús d'auto-refractòmetres és molt popular entre les òptiques i les clíniques. La fàcil utilització i la relativa precisió que ofereix fan que sigui un aparell de mesura molt utilitzat. Si bé és cert que aquest aparell és habitual en l'ús clínic i que dona un resultat del cilindre fiable, el resultat obtingut en l'esfera no és 100% acurat. A causa de la miopia instrumental s'obté una graduació més negativa perquè el o la pacient acomoda. Aquesta acomodació no és deguda a un estímul real sinó a la sensació de proximitat dels objectes al apropar-se a l'ocular o, en aquest cas, a un auto-refractòmetre (Coll, 2019). És per això, que aquests instruments normalment incorporen algun mètode, en la majoria dels casos basat en el *fogging* o lents positives, pel control de l'acomodació.

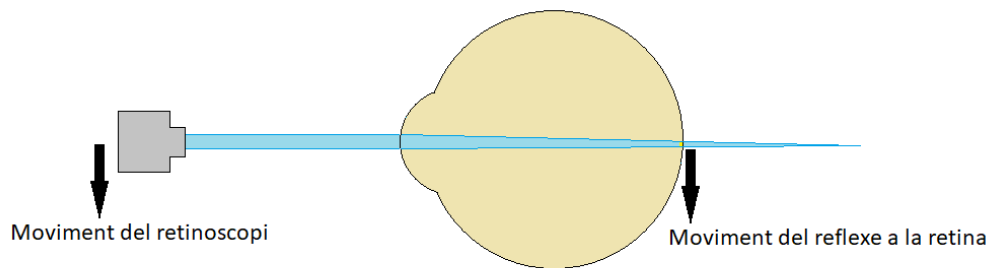
Amb el retinoscopi es mira el moviment del reflex de la llum que es fa incidir sobre la retina i s'utilitzen lents per neutralitzar aquest moviment (Il·lustracions 6, 7 i 8), es busca que el reflex a la pupil·la sigui estable amb el moviment del retinoscopi. És un sistema més econòmic però també és més lent i depèn de la perícia de l'examinador. Es procedeix miopitzant amb *fogging* l'ull contra lateral per controlar l'acomodació.



Il·lustració 6 Exemple del moviment del reflex de la llum a la retina durant la retinoscopia (Raul Martin Herran, 2001).



Il·lustració 7 Exemple de moviment del reflex de la retina en un ull miop.



*Il·lustració 8 Exemple del moviment del reflex a la retina en un ull hipermetrop.*

Com s'ha vist, els sistemes de refracció objectiva (retinoscopis i auto-refractòmetres) utilitzen tècniques de relaxació de l'acomodació com pot ser el *fogging*, per tal que l'activació de l'acomodació no afecti a la determinació de l'error refractiu.

Per últim s'ha de tenir en compte que el sistemes de refracció objectiva normalment treballen de manera monocular i no es té en compte com veu el o la pacient amb tot dos ulls, només quin és l'error refractiu de cada ull com a sistema òptic independent, tant amb el retinoscopi com amb l'auto-refractòmetre.

### 1.2.2 Refracció subjectiva

És el procés en el qual es té en compte la resposta del o de la pacient. En aquesta part es vol trobar la combinació de lents esfero-cilíndriques que maximitza l'agudesesa visual del o de la pacient amb el màxim de potència positiva en esfera per evitar que el o la pacient acomodi amb la graduació trobada. Es procedeix provant diferents lents i preguntant al o a la pacient quina és la lletra més petita que pot veure.

Un protocol de mesura clàssic en el procés subjectiu, consta d'una refracció monocular de cada ull i finalitza amb una refracció binocular. Així els passos per cadascun dels ulls es poden descriure de la següent manera:

- i. El procés s'inicia amb el o la pacient miopitzat (fent servir el *fogging*) amb lents més positives del que s'ha trobat a l'auto-refractòmetre o al retinoscopi per tal de controlar l'acomodació. Durant aquest punt i durant tot el procés de refracció subjectiva el control de l'acomodació és molt important ja que si el o la pacient acomoda es falsejaran els

resultats i obtindrem un error refractiu més negatiu del real. La lent inicial del *fogging* pot variar entre +1.00 i +2.00D (Ward & Charman, 1987).

- ii. Des de les lents amb excés de positiu es va cap a lents més negatives o menys positives, reduint la miopització i el o la pacient guanyarà línies en l'optotip augmentant així la seva agudesa visual. L'optometrista s'aturarà quan el o la pacient pugui veure clarament la línia de l'optotip que correspon a la màxima agudesa visual. Si existeix astigmatisme es refinarà amb el mètode del cilindre creuat, per exemple. Un cop s'ha trobat quina és la lent més positiva amb la qual veu la unitat, es fa ús del *fogging* amb tots dos ulls i es procedeix amb el mateix mètode que s'ha fet monocularment: es baixa el positiu fins a arribar a la lent més positiva amb la qual el o la pacient veu la màxima agudesa visual. El motiu pel qual es posa el màxim positiu és per assegurar que el cristal·lí no estigui acomodant i aportant diòptries de més. Si es posa una lent més negativa de la refracció que té el o la pacient, el cristal·lí suplirà aquesta manca de potència activant l'acomodació.

Durant tot el procés refractiu es fa servir el control de l'acomodació amb el *fogging* fins a 3 vegades, ull dret, ull esquerra i finalment tots dos ulls alhora. Es veu, doncs, la importància de fer un bon control acomodatiu. Però, actualment no existeix un protocol establert per optimitzar el *fogging*. No es té clar quina és la potència òptima o durant quant de temps és efectiva la lent davant de l'ull.

### 1.3 Control de l'acomodació

L'objectiu del procés refractiu és obtenir l'error refractiu del o la pacient, per això és crític que l'acomodació no estigui actuant, en cas contrari el resultat estarà falsejat. És especialment important en hipermetropies on el o la pacient sol acomodar per minvar o corregir l'error refractiu si no va corregit, està habituat a acomodar durant moltes hores. Per dur a terme aquest objectiu existeixen dues opcions en un gabinet optomètric: el *fogging* i l'ús de fàrmacs (cicloplègics).

L'ús de cicloplègics és més efectiu en controlar l'acomodació que el *fogging*, però per altra banda l'ús d'aquests fàrmacs porta en si mateix una llista de desavantatges. A Espanya, per exemple, existeixen limitacions pel seu ús; l'optometrista no pot subministrar fàrmacs a la clínica si no hi ha un oftalmòleg present. L'administració oftàlmica de cicloplègics produeix un bloqueig dels receptors del múscul de l'esfínter de l'iris (midriasi) i del múscul del cos ciliar (responsable de l'acomodació) provocant així la relaxació del múscul ciliar i la pèrdua de l'acomodació. La dilatació de les pupil·les dura hores causant incomoditat pel o per la pacient per l'enlluernament. No només això sinó que també és un procés que requereix més temps, és més car i existeix un risc d'augmentar la pressió intraocular (Harris, 1968). En nens/es, per exemple, a causa de la seva alta capacitat del sistema acomodatiu, es sol utilitzar cicloplègics com a mètode de control de l'acomodació, per contra, per la vasta majoria de pacients el *fogging* és la opció triada.

El *fogging* controla l'acomodació amb lents positives. Si es té la vista borrosa, el cervell intentarà activar o desactivar l'acomodació per veure-hi nítid. Utilitzant aquest funcionament, es posa una lent positiva davant de l'ull per portar al o a la pacient a la visió borrosa. Si acomoda, la borrositat augmenta, en canvi si s'estava acomodant i es relaxa aquesta acomodació, la visió serà més nítida, el cervell en teoria haurà de desactivar l'acomodació per millorar la imatge a la retina. En hipermetrops no corregits que estan habituats a acomodar per veure-hi nítid a l'infinit, és especialment valuós desactivar aquesta acomodació. També en pacients que passen moltes hores fent tasques de visió propera i per tant l'acomodació activa és quelcom habitual.

Del *fogging*, en fan ús molts auto-refractòmetres. A causa de la miopia instrumental el resultat del valor de l'esfera és més negatiu, tot i l'ús del *fogging* (Queirós et al., 2008), i pot dur cap a una sobreestimació de la miopia o infraestimació de la hipermetropia. Els auto-refractòmetres de camp obert milloren la miopia instrumental a causa de l'observació d'estímul real en el gabinet en comptes de veure estímuls tancats a través d'un auto-refractòmetre convencional. Tot i la millora en la miopia instrumental encara hi ha una petita resposta acomodativa amb aquest



sistema (Queirós et al., 2008). Com s'ha vist anteriorment, el *fogging* també s'utilitza en la refracció subjectiva, sent una part important del procés.

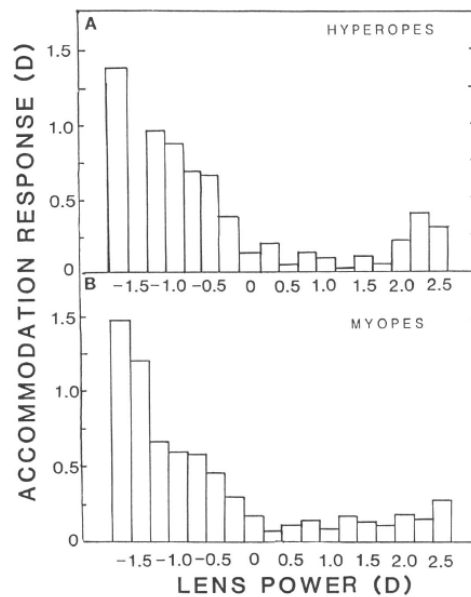
Aquest és el mecanisme per controlar l'acomodació mitjançant lents positives, però hi ha una manca d'estudis que marquin un protocol sobre quina és la magnitud d'aquestes lents o durant quant de temps s'ha d'aplicar el *fogging* per desactivar de la manera més eficaç l'acomodació.

### 1.3.1. Magnitud de la lent del *fogging*

En el control acomodatiu amb lents positives dins del procés refractiu és important no passar-se ni quedar-se curt amb la potència de les lents. Donat el cas de que el o la pacient tingui davant de l'ull una lent massa positiva, veurà molt borrós i el cervell intentarà enfocar i veure nítida la imatge. Acomodarà i relaxarà el cristal·lí de manera erràtica i involuntària cosa que pot portar a falsejar l'error refractiu que s'està buscant. Si la imatge a la retina és massa borrosa, es pot arribar fins i tot al "*resting state of accommodation*" que es dona quan no existeix un estímul visual. En absència d'un estímul on enfocar el sistema acomodatiu descansa en una posició entre el punt proper i el punt remot. Aquest valor de "*resting state of accommodation*" és idiosincràtic i té un valor mitjà de 1.6 diòptries (Wolfe & O'Connell, 1987).

En cas contrari, si hi ha un dèficit en la potència en la lent que s'ha de posar, es corre el risc de prescriure una graduació massa negativa i que aquesta manca de potència la supleixi el propi cristal·lí, forçant així una acomodació perllongada amb les ulleres o lents de contacte posades. Si el o la pacient ha d'acomodar per superar la manca de potència de les ulleres i a més a més enfocar objectes propers poden aparèixer símptomes com mal de cap o visió borrosa.

Utilitzant diferents mètodes per avaluar l'acomodació, es conclou (Ward & Charman, 1987) que l'ús de lents positives de baixa potència relaxen l'acomodació de pacients que miren estímuls llunyans (Ward & Charman, 1987). Reese i Fry van trobar que, a mesura que s'augmenta la potència de la lent del *fogging*, 3 situacions diferents apareixen; en alguns pacients l'acomodació es manté constant i relaxada, en alguns l'acomodació s'incrementa i en pocs casos l'acomodació continua relaxant-se (Reese & Fry, 1941). Per ampliar aquesta investigació, Ward i Charman (Ward & Charman, 1987) van estudiar si existeix alguna diferència en la resposta acomodativa entre miops i hipermetrops utilitzant lents de diferents potències durant el *fogging* obtenint els resultats que es mostren en la il·lustració 9.



Il·lustració 9 Resposta acomodativa en funció de la potència de la lent per pacients hipermetrops (A) o miops (B).

Els o les pacients que van participar en aquest estudi tenen errors refractius baixos. Es va concloure que pacients miops o hipermetrops no presenten diferència en l'efecte del *fogging* i que la màxima relaxació de l'acomodació s'aconsegueix amb lents que varien entre 1.5 D i 2 D (o AV màxima de 0.2), en una mostra de 16 pacients (Ward & Charman, 1987).

Existeixen diversos estudis, on es fa servir el *fogging* amb lents de diferents magnituds sense consens en el protocol. Per exemple, Queirós utilitza una lent de +2.00 D i en canvi Yeotikar una de +6.00 D (Queirós et al., 2008; Yeotikar et al., 2007).

### 1.3.2. Temps d'aplicació de la lent del *fogging*

L'acomodació és un sistema dinàmic i presenta un temps de resposta. L'acomodació comença des de la presentació d'un estímul passant per les vies sensorials al cervell i finalment el múscul ciliar es contrau i les fibres de la zònula es relaxen i finalment el cristal·lí es corba per veure-hi nítid. La resposta anirà variant dinàmicament en funció de la distància de l'estímul però no ho farà de manera instantània. Per tant tampoc no serà instantània la relaxació de l'acomodació quan es posa la lent positiva.



Hi ha estudis que suggereixen que el temps per la relaxació màxima de l'acomodació és de 10 a 15 min (Crisp, 1931). Aquest mateix estudi va fer servir un temps de 20 minuts, un temps prudencial per assegurar-se de la no acomodació en nens. La majoria d'estudis, però, no s'esmenta quin temps s'ha fet servir la lent positiva per relaxar l'acomodació.

Com s'ha vist el control de l'acomodació esdevé clau pel procés refractiu i el mètode més utilitzat és el *fogging* tot i no haver-hi consens en la magnitud ni en el temps d'aplicació de la lent que maximitzi la relaxació de l'acomodació. Això és degut en part a la dificultat de mesurar l'estat de l'acomodació a temps real. Tot i això al CD6 s'ha desenvolupat un sistema basat en Hartmann-Shack que permet la monitorització a temps real de l'acomodació. Aquest sistema obra la porta a realitzar nous estudis que donin resposta a les incògnites no resoltes que s'han plantejat anteriorment, quina és la magnitud i el temps d'aplicació de la lent que optimitza la relaxació de l'acomodació.

## 2. Objectius

La refracció és la prova optomètrica que permet determinar l'error refractiu per tal de tractar-lo. Per tant esdevé una prova clau amb implicacions pel benestar de la societat. En el procés de refracció, el control de l'acomodació és un punt crític i la tècnica més utilitzada, encara té problemes no resolts sobre la seva utilització i eficàcia, i més concretament en la magnitud de la lent a utilitzar i el temps d'aplicació.

Per aquests motius, l'objectiu general del projecte és aprofundir en el coneixement del funcionament de les lents positives com a sistema de relaxació de l'acomodació en el procés de refracció. Més concretament es busca determinar el temps de aplicació i la magnitud de la lent òptims, per tal d'aconseguir la màxima relaxació de l'acomodació. La consecució de l'objectiu general permetrà millorar el procés refractiu i en conseqüència tindrà un impacte social en permetre un millor diagnosi i control dels errors.

Per tal de poder completar l'objectiu general, en el projecte es defineixen tres objectius específics:

- i. Definir una metodologia per estudiar l'efecte de les lents a estudiar i el seu temps d'aplicació en l'acomodació, en base a la revisió bibliogràfica explicada en l'apartat de Marc teòric.
- ii. Implementar la metodologia definida en l'objectiu específic número 1. Aquest objectiu específic inclou la posada a punt d'un muntatge òptic que permeti l'enregistrament de l'estat acomodatiu així com desenvolupar software per la recollida i processament de dades.
- iii. Estudi clínic. Aplicació de la metodologia desenvolupada anteriorment en l'objectiu específic número 2 en un conjunt de pacients, anàlisi de dades i obtenció de resultats i conclusions.

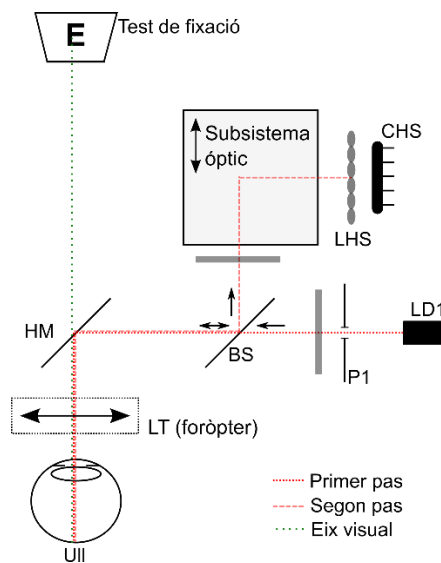
### 3. Material i mètodes

En les següents seccions es defineixen els materials i mètodes utilitzats en el present TFG. Així, s'explicarà el funcionament de l'aparell de mesura i el software associat utilitzats en la presa de mesures, el protocol de les mesures realitzades i el processament de dades i el software associat desenvolupat per aquest fi.

#### 3.1 Aparell de mesura

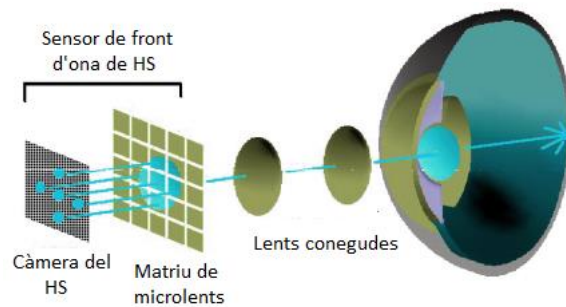
Al CD6 s'ha desenvolupat un aparell que permet la mesura de l'estat refractiu del o de la pacient a temps real, d'aquesta dada es pot extreure quin és el comportament de l'acomodació. Aquest sistema és capaç de mesurar l'acomodació amb una freqüència de mostreig de 10 Hertz.

L'equip es basa en un sistema Hartmann-Shack (HS) que detecta les aberracions de l'ull. El làser LD1 (Il·lustració 10) emet llum amb una longitud d'ona de 830 nm. La llum col·limada, seguidament, arriba a la pupil·la d'entrada P1. A través d'un polaritzador lineal travessa el divisor de feix BS i és reflectit pel *hot mirror*. El *hot mirror* reflecteix la llum de longituds llarga com el vermell, i transmet les longituds d'ona més curta, com la visible. Això permet que la llum provinent de l'optotip arribi al sistema visual del o de la pacient i alhora el làser és reflectit cap a la retina. Les longituds d'ona i la potència de la llum amb la que es treballa està adequada per evitar el enlluernament i que les mesures siguin còmodes pel o per la pacient sense afectar el seu camp visual.



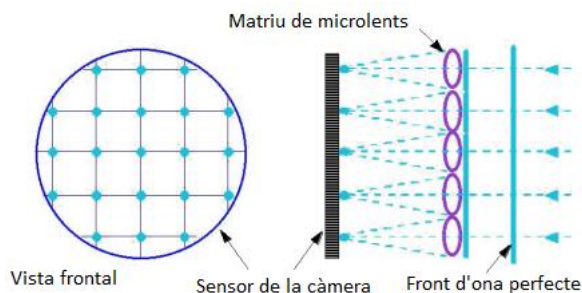
Il·lustració 10 Esquema de l'aparell al laboratori.

La llum dirigida a la retina forma un punt de llum que es farà servir per obtenir les imatges de HS. La llum és reflectida des del fons de l'ull i fa el mateix camí a la inversa fins al divisor de feix BS. Ara existeixen aberracions aportades per l'ull del o de la pacient. En aquest punt la llum es redirigeix a través del polaritzador lineal B2 l'eix de polarització del qual és perpendicular al de B1 per eliminar els reflexes corneals. Finalment, arriba al sensor de front d'ona Hartmann-Shack format per un sistema de microlents (LHS) i la càmera CMOS (CHS). La càmera captura les imatges del HS amb una mida de píxel de de 5.3  $\mu\text{m}$ . El front d'ona procedent de la retina forma una imatge per a cada una de les lents que formen la matriu de microlents del sistema (Il·lustració 11).



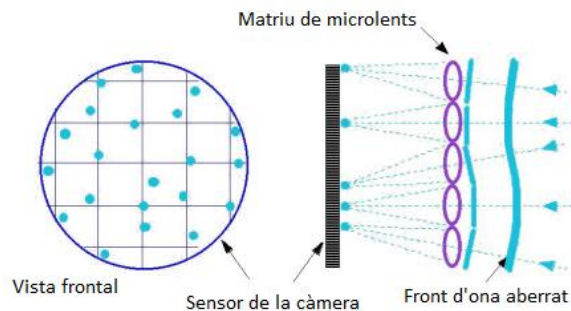
Il·lustració 11 Esquema de un sistema de HS, amb la matriu de microlents que té el focus al pla de la pupil·la a través de lents conegudes per mesurar la forma del front d'ona. (Thibos, 2000).

Cadascuna de les lents de la matriu de microlents formarà una imatge en una posició diferent segons amb quin pendent arriba el front d'ona. Si el front d'ona és perfecte, sense aberracions (perpendicular al pla de microlents o paral·lel al seu eix òptic), es formarà la imatge a l'eix òptic de la mateixa (Il·lustració 12).



Il·lustració 12 Matriu de microlents de un sensor de HS que subdivideix el front d'ona en múltiples punts. En l'exemple el front d'ona és ideal i cadascuna de les microlents forma imatge al seu eix òptic (Thibos, 2000).

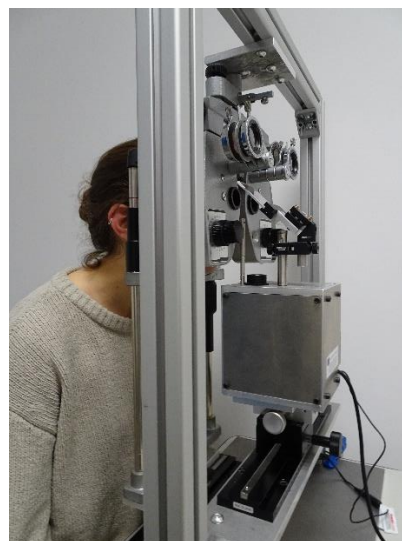
Si per contra, el front d'ona arriba amb un altre pendent, la imatge es formarà desplaçada respecte l'eix òptic. D'aquest desplaçament respecte a l'ideal, i coneixent la focal de les microlents, es pot calcular el pendent local de cadascuna de les microlents i recuperar el front d'ona (Il·lustració 13).



*Il·lustració 13 Un front d'ona aberrat produeix un patró irregular de punts en el sensor de la càmera. El desplaçament de cada punt respecte l'eix òptic de la microlent corresponent es fa servir per calcular el pendent del front d'ona (Thibos, 2000).*

Agrupant totes les pendents que dona cada lent, s'obté un mapa de pendents locals del front d'ona incident. A partir d'aquestes pendents s'obté el polinomi de Zernike que defineix les aberracions del o de la pacient. Aquest front d'ona es tradueix a un polinomi de Zernike. Dels ordres més baixos dels coeficients de Zernike es fan servir el de desenfocament i astigmatisme per treure l'equivalent esfèric de la refracció del o de la pacient.

Aquest muntatge s'ha pogut fer de manera més compacta dins d'una caixa d'alumini (Il·lustració 14) i s'ha incorporat a un porta lents i una mentonera per fer les mesures a pacients reals.

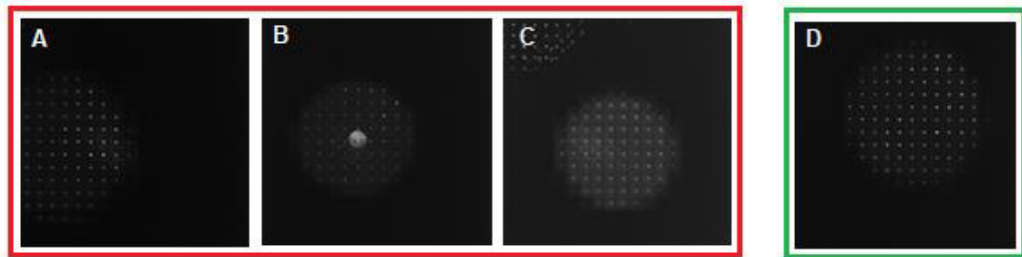


*Il·lustració 14 Imatge del muntatge experimental.*

### 3.2 Software d'enregistrament

Per obtenir les dades de refracció d'un o una pacient, el sistema òptic enregistra les dades mitjançant un software en Matlab creat al CD6 amb anterioritat a aquest TFG. Aquest software serveix pel registre d'imatges de HS així com pel seu processament i per obtenir les aberracions oculars a temps real amb una freqüència de 10 Hz. En conseqüència permet la monitorització de l'acomodació. Primer el programa registra les dades i genera un document amb format “.txt” al final de la prova amb tota la informació.

En la il·lustració 15 es veuen les imatges del sistema HS que proporciona el software. Mentre es fa l'enregistrament de les mesures de l'error refractiu es poden detectar alteracions a temps real com els parpellejos, reflexes o errors experimentals com el desalineament entre els eixos òptics i el sistema.

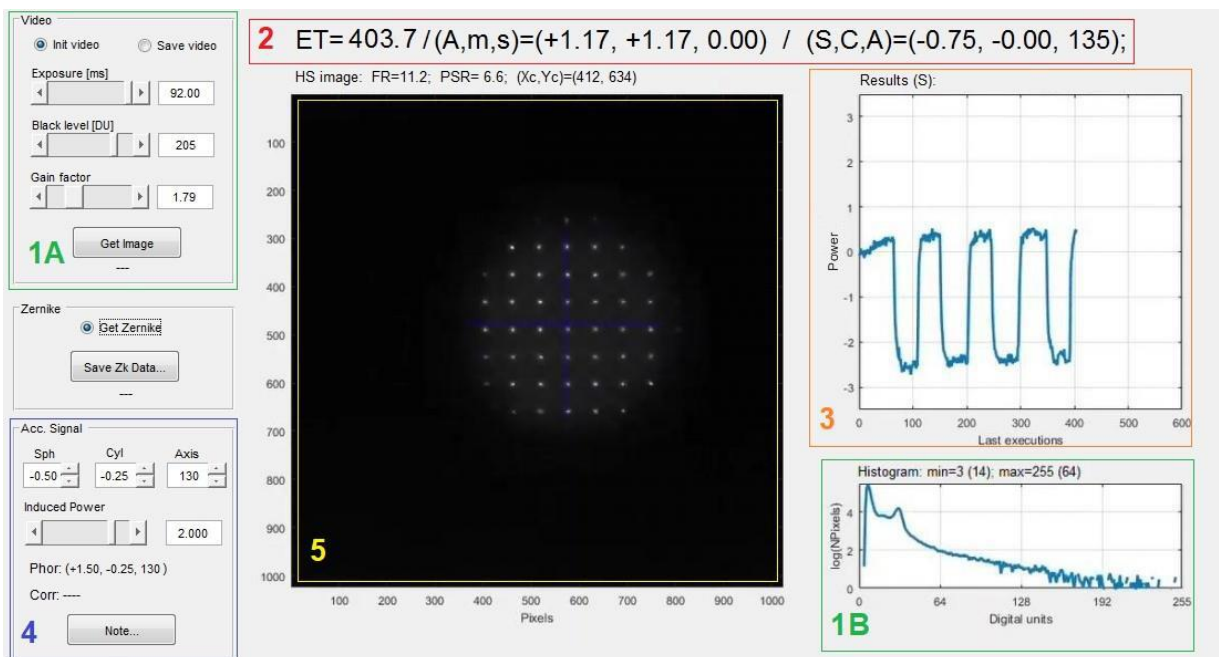


*Il·lustració 15 Imatges HS no fiables en el rectangle vermell, fiable en el rectangle verd. (A) Ull descentrat. (B) Reflex corneal al centre del patró. (C) Reflex de la lent del fogging a la part superior esquerra (D) Imatge centrada i sense reflexes (Urrios, 2020).*



La interfície del software proporciona la següent informació (Il·lustració 16):

1. A: Secció per encendre el vídeo i ajustar paràmetres de la imatge mostrada per pantalla.  
B: Histograma dels nivells de gris en escala logarítmica de la imatge.
2. ET (*Elapse Time*) és el temps que porta d'enregistrament. A continuació mostra el valor de la refracció de l'ull en forma esfero-cilíndrica i en notació vectorial. La informació donada en notació vectorial es divideix en estimació instantània d'equivalent esfèric (A), la mitja de les deu mesures anteriors (m) i la desviació estàndard corresponent (s).
3. Gràfica de l'error refractiu a temps real.
4. Finestra on poder entrar la magnitud de la lent que hi ha davant de l'ull.
5. Imatge enregistrada de HS a temps real.



Il·lustració 16 Interfície gràfica per les mesures clíniques (1A) Finestra per ajustar els paràmetres com l'exposició el nivell de gris i el factor de ganància. (1B) Histograma dels nivells de gris en escala logarítmica. (2) Temps des de que s'ha començat a enregistrar les mesures i la refracció en termes de formula esfero-cilíndrica i vectorial. (3) Gràfica de l'error refractiu en el temps. (4) Finestra per modificar la potència induïda. (5) Imatge de HS a temps real (Urrios, 2020).

### 3.3 Metodologia

En aquesta secció es descriu detalladament el procediment clínic utilitzat durant la presa de mesures així com la selecció de pacients participants d'aquest estudi.

#### 3.3.1 Mostra

Tenint en compte que l'objectiu d'aquest estudi es trobar quina és la lent ideal i quant de temps s'ha d'aplicar per relaxar l'acomodació, la selecció de pacients són joves-adults de 18 a 30 anys amb suficient capacitat acomodativa. En aquest rang d'edat l'acomodació encara juga un paper important en la refracció. La mostra és de 28 pacients.

#### 3.3.2 Criteris d'exclusió

Els criteris d'exclusió són agudeses visuals per sota de 0.9 decimal, miopies més altes de -5.00D, hipermetropies més grans de +3.00 D i astigmatismes majors a  $\pm 1.50$ D. Ambliopies, estrabismes o pacients amb historial de cirurgia ocular. Pacients amb malalties o medicació que pugui afectar a l'acomodació també s'exclouen.

#### 3.3.3 Procediment

El protocol de mesura per cadascun dels pacients és el següent:

- i. Es recullen les dades del o la pacient, s'explica la prova que es realitzarà a continuació i es firma el consentiment informat.
- ii. Exàmens previs. Es comença per mesurar la flexibilitat acomodativa i el punt proper d'acomodació per descartar possibles anomalies acomodatives. Amb un Cover Test es mesura la presència o no d'estrabismes. Es mesura l'agudesa visual amb un optotip de Bailey-Lovie (Il·lustració 17).



Il·lustració 17 Optotip de Bailey-Lovie.



- iii. Abans de les mesures amb el sistema HS, es farà una mesura de l'estat refractiu del o la pacient. El punt de partida per la refracció es fa amb un auto-refractòmetre de camp obert, seguidament es fa l'examen subjectiu per trobar la refracció més positiva possible amb la qual té la màxima agudeses visual.
  
- iv. Un cop la refracció del o de la pacient està neutralitzada es comença amb les mesures del sistema HS on es col·loquen lents pel *fogging* de diferent potència diòptrica davant l'ull del o de la pacient. Es fan servir lents de +4.00D, +3.00D, +2.50D, +2.00D, +1.50D i +1.00D. Les lents es presenten en ordre aleatori. Totes les mesures es fan en el mateix ull mentre l'ull contralateral està oclòs. Es posen davant de l'ull, una cada vegada, durant un període de temps d'uns 60 segons. L'enregistrament de les dades es comença 20 segons abans de col·locar la lent i s'atura 20 segons després de retirar la lent, obtenint dades per a 100 segons, aproximadament. Es dona l'ordre de fixar la vista en l'optotip 10 segons abans de començar a enregistrar dades. Entre cada set de mesures, el o la pacient té un temps de descans d'uns 90 segons, on no cal fixar la vista en cap punt específic abans de col·locar la següent lent. Així doncs s'obtindran mesures de refracció, d'on es recuperarà l'acomodació, de cada lent individualment durant 60 segons d'exposició i 20 segons abans i després de posar la lent de *fogging*.

### 3.4 Software de processament de les dades

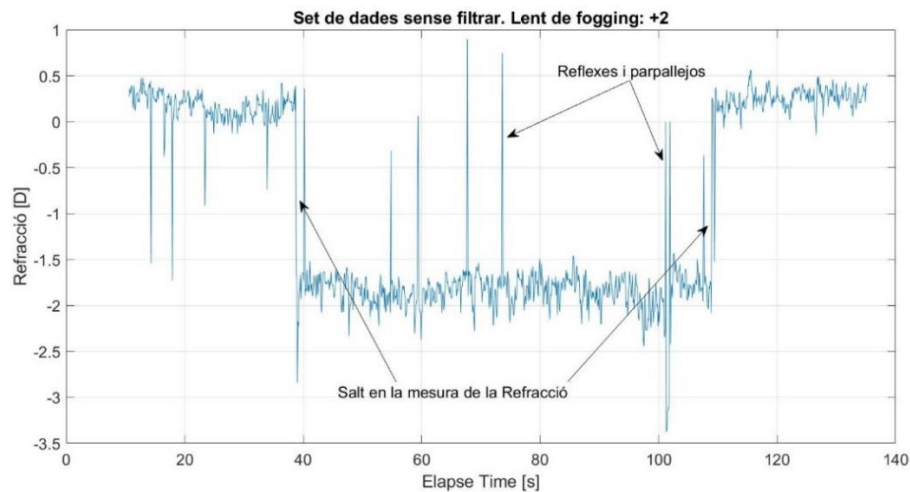
El software d'enregistrament desenvolupat al CD6 abans d'aquest TFG genera un arxiu en format “.txt” (Il·lustració 18) amb totes les mesures d'una prova. Una prova consta de les mesures d'un o una pacient amb una lent de *fogging*. Si el sistema enregistra a 10 Hz (cada segon enregistra 10 dades) i es capturen dades durant 100s cada pacient té 1000 files de dades per a cada lent. Si s'han fet servir 6 lents s'han de processar 168.000 files de dades (10 x 100 x 6 x 28). És per aquest motiu que part d'aquest treball ha estat desenvolupar un software amb Matlab de processament automàtic de totes aquestes dades.

% Analyzed data: [NExec]			[HH MM SS]	[ElapTime]	[ProcTime]	[CntX CntY]	[M J0 J45]	[Sph Ast Ang Offset]	[PSR NPSR]	[ValidDt]	[ZCoeff]
51	10	1	11.24	5.103	0.0477	453	566	-0.807 -0.530 -2.115 +0.000 +0.000	0	+0.000	9.318
52	10	1	11.38	5.215	0.0582	450	569	+0.000 -0.000 +0.000 +0.000 +0.000	0	+0.000	8.885
53	10	1	11.46	5.304	0.0505	446	567	+0.000 -0.000 +0.000 +0.000 +0.000	0	+0.000	8.814
54	10	1	11.57	5.402	0.0734	446	568	+0.000 -0.000 +0.000 +0.000 +0.000	0	+0.000	8.455
55	10	1	11.67	5.514	0.0468	439	563	+0.000 -0.000 +0.000 +0.000 +0.000	0	+0.000	8.750
56	10	1	11.74	5.603	0.0490	434	563	+0.000 -0.000 +0.000 +0.000 +0.000	0	+0.000	8.963
57	10	1	11.88	5.714	0.0598	440	566	+0.000 -0.000 +0.000 +0.000 +0.000	0	+0.000	8.578
58	10	1	11.95	5.803	0.0479	443	569	+0.000 -0.000 +0.000 +0.000 +0.000	0	+0.000	8.832
59	10	1	12.07	5.914	0.0476	442	568	+0.000 -0.000 +0.000 +0.000 +0.000	0	+0.000	8.765
60	10	1	12.14	6.003	0.0490	445	566	+0.000 -0.000 +0.000 +0.000 +0.000	0	+0.000	8.515
61	10	1	12.27	6.114	0.0459	447	569	+0.000 -0.000 +0.000 +0.000 +0.000	0	+0.000	8.737
62	10	1	12.34	6.203	0.0486	444	568	+0.000 -0.000 +0.000 +0.000 +0.000	0	+0.000	8.194
63	10	1	12.47	6.314	0.0451	444	564	-1.093 -0.130 -1.553 +0.000 +0.000	0	+0.000	8.746
64	10	1	12.56	6.403	0.0487	442	565	+0.000 -0.000 +0.000 +0.000 +0.000	0	+0.000	9.249
65	10	1	12.64	6.502	0.0477	438	563	+0.000 -0.000 +0.000 +0.000 +0.000	0	+0.000	9.253
66	10	1	12.77	6.614	0.0548	436	560	-0.985 -0.546 -1.447 +0.000 +0.000	0	+0.000	9.239
67	10	1	12.86	6.703	0.0492	434	560	-1.117 -0.285 -1.097 +0.000 +0.000	0	+0.000	8.584
68	10	1	12.97	6.814	0.0503	443	562	-1.116 -0.520 -1.443 +0.000 +0.000	0	+0.000	8.558
69	10	1	13.05	6.903	0.0479	461	565	-0.593 -1.071 -0.636 +0.000 +0.000	0	+0.000	8.383
70	10	1	13.17	7.015	0.0478	480	563	-0.131 -0.772 -0.122 +0.000 +0.000	0	+0.000	8.731
71	10	1	13.24	7.103	0.0470	496	561	+0.000 -0.000 +0.000 +0.000 +0.000	0	+0.000	9.289
72	10	1	13.37	7.214	0.0487	506	563	+0.328 -1.185 -0.270 +0.000 +0.000	0	+0.000	9.147

Il·lustració 18 Exemple de dades extretes del procés clínic de mesura d'una prova.

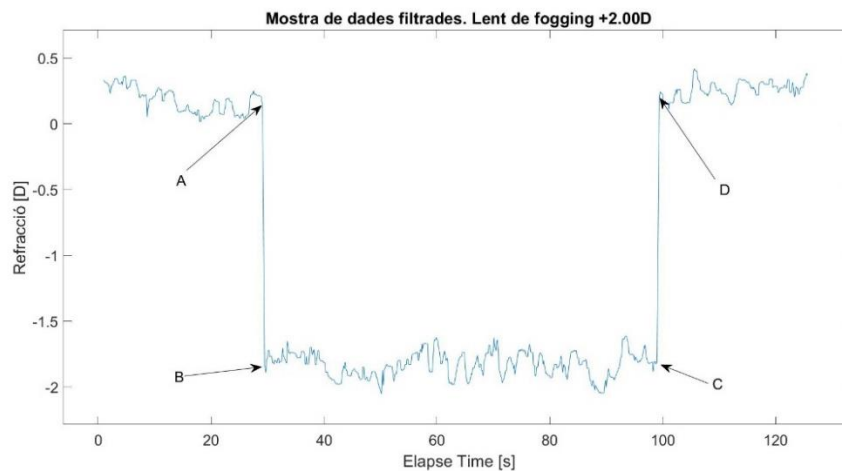
De tot aquest seguit de dades, pel software d'aquest treball es fan servir l'equivalent esfèric, el temps transcorregut, l'astigmatisme, el PSR i el centratge de la imatge de HS. El PSR és un paràmetre que mostra la relació senyal-soroll i permet descartar dades si la qualitat de la imatge HS no és suficient bona. El procediment de processat del programa desenvolupat per a aquest TFG es descriu a continuació.

Les dades agafades directament del document de text en cru presenten irregularitats i valors no vàlids com poden ser parpellejos reflexes o desalineaments del sistema amb l'ull del o la pacient. El gràfic de l'equivalent esfèric respecte el temps sense filtrar té la següent forma (Il·lustració 19).



Il·lustració 19 Gràfic on es mostra l'error refractiu en el temps. Es pot veure on està indicat que s'ha posat una lent entre el sistema i l'ull en el primer salt i s'ha tret en el segon salt de la mesura de la refracció.

S'executa un filtre de mitjana, s'estableix un límit en el valor de PSR, un límit de 3 vegades la desviació estàndard en l'astigmatisme i s'eliminen les dades on la posició de la pupil·la estigui fora del rang. El següent set de dades amb els filtres aplicats es mostra a continuació (Il·lustració 20).



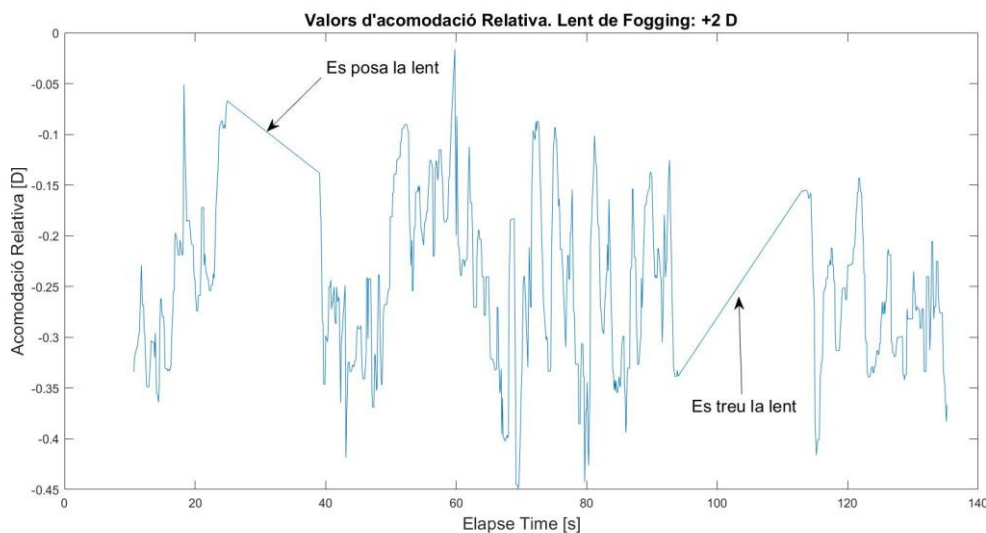
Il·lustració 20 Gràfic de la mesura de la refracció en el temps. Mateix set de dades que el en la il·lustració 19 però ja filtrades per obtenir les dades vàlides. (A) Últim valor vàlid abans de posar la lent de fogging (B). Primer valor vàlid amb la lent posada. (C) Últim valor vàlid amb la lent posada. (D) primer valor vàlid al treure la lent.

El següent pas és detectar els punts A, B, C i D per saber en quins trams està actuant la lent de *fogging* i en quins no. Això s'aconsegueix seccionant les dades de refracció en paquets de 20 dades o 2 segons. De tots els paquets troba quins dos paquets tenen la màxima desviació estàndard i el temps on està el valor central d'aquest paquets esdevindran els temps on es posa i treu la lent.

El valor de la refracció dona informació sobre el comportament de l'acomodació però no dona un valor absolut. Per obtenir aquest valor relatiu es multiplica els valors de la refracció per -1. Gràficament es tradueix a que si el o la pacient relaxa l'acomodació, el valor d'acomodació relativa també baixarà (és més negatiu). A continuació s'ha de restar la potència efectiva de la lent al segment BC per poder comparar els valors previs a la lent, durant la lent i posteriors a la lent (Il·lustració 21). En el cas d'aquest exemple restarem la potència efectiva de la lent de +2 que està a una distància de vèrtex ( $D_v$ ) de l'ull de 17 mm amb l'equació 3.

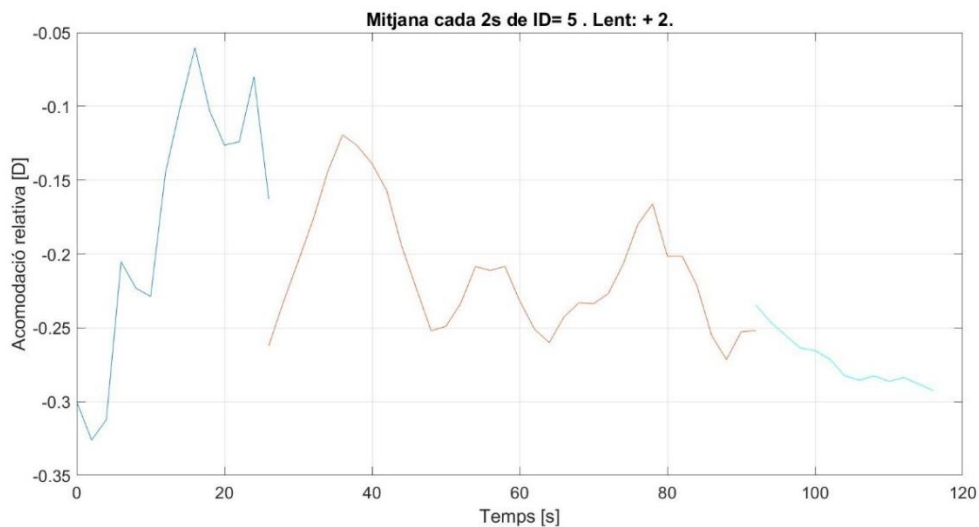
$$P_{efectiva} = \frac{P_{lent}}{1+(P_{lent} \cdot D_v)} = 2.070 D \quad \text{Equació 3}$$

Un cop s'han fet els canvis explicats anteriorment s'obté una gràfica amb la forma de la il·lustració 21.



Il·lustració 21 Gràfic dels valors relatius d'acomodació. S'han multiplicat les dades per -1 i s'ha restat la potència efectiva de la lent en el tram on s'ha fet servir la lent de +2 D. Per a que quedés més clar s'ha separat cada tram.

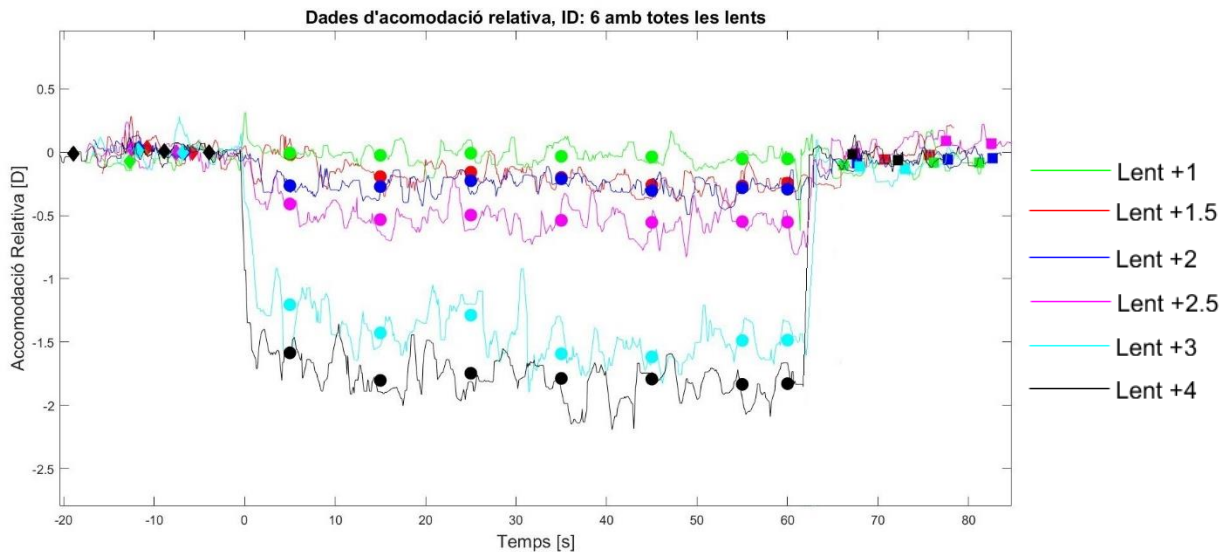
Un cop tenim les dades filtrades i tractades es vol treure valors estadístics significatius per a finestres de temps variables. Per exemple en la il·lustració 22 s'agafa el mateix set de dades i es calcula la mitjana dels valors relatius d'acomodació cada 2 segons. En un primer moment es va decidir agafar una finestra de 2 segons perquè és la finestra de temps amb un número sencer més petita per a què les microfluctuacions de baixa freqüència (0.6 Hz) de l'acomodació no afectessin a les dades (1.7 segons seria el mínim). El programa s'ha dissenyat de manera que la finestra de mesura a aplicar és modificable i agafa blocs de dades en el temps definit per calcular-ne valors estadístics com la mitjana, la mediana, el màxim, el mínim i la desviació estàndard de l'acomodació relativa en aquest període de temps.



Il·lustració 22 Gràfic on es mostra, de colors diferents, la mitjana d'acomodació relativa cada 2 segons abans, durant i després de posar la lent de fogging de +2 D en un o una pacient.

Per l'obtenció dels resultats s'ha escollit un bloc de temps de 10 segons, suficientment petit com per a què els valors estadístics siguin representatius de l'acomodació en el moment i per la comoditat de tractar les dades. També és suficientment gran per a què les microfluctuacions acomodatives pròpies del sistema acomodatiu no afectin als càlculs estadístics.

En la següent il·lustració (Il·lustració 23) es mostra el comportament de l'acomodació de totes les lents per a un o una pacient. S'ha realitzat un offset per a què la mediana de l'acomodació relativa abans de posar la lent sigui 0, és a dir es resta a tots els valors d'acomodació relativa el valor de la mediana d'acomodació dels últims 10 segons abans de posar la lent de *fogging*. Es diferencien clarament les finestres de temps on està actuant la lent de ( $t = 0s$  a  $t = 65s$ ).



Il·lustració 23 Gràfic on es mostra l'acomodació relativa per cada lent, d'un sol o una sola pacient, mostrada en colors diferents. La línia contínua és el valor de acomodació relativa i els punts marquen la mediana de blocs de temps de 10 segons.

Arribats a aquest punt es va fer un primer processament de les dades, de les quals la il·lustració 23 pot servir com a exemple representatiu. Com es veu en la gràfica l'acomodació relativa és menor, la relaxació augmenta, quan més alta sigui la potència de *fogging*, la qual cosa no es correspon amb el que s'ha exposat en el marc teòric d'aquest TFG i en la revisió bibliogràfica prèvia. Es va sospitar d'un possible error en el tractament de les dades. Es va revisar i detectar que l'error estava al calcular la distància de vèrtex de lent. L'equació 3 està pensada per trobar la potència efectiva d'una lent al pla de la còrnia situada al portalents, no elimina l'efecte de la lent en els valors enregistrats per l'aparell. A més a més no tenia en compte les lents que estaven davant de l'ull per corregir l'ametropia del o la pacient.



Després d'una revisió bibliogràfica es va fer servir l'equació d'Atchison i Varnas per trobar l'acomodació efectiva quan es mesura amb un auto-refractòmetre (Atchison & Varnas, 2017) tenint en compte totes les lents que es posen davant del o de la pacient.

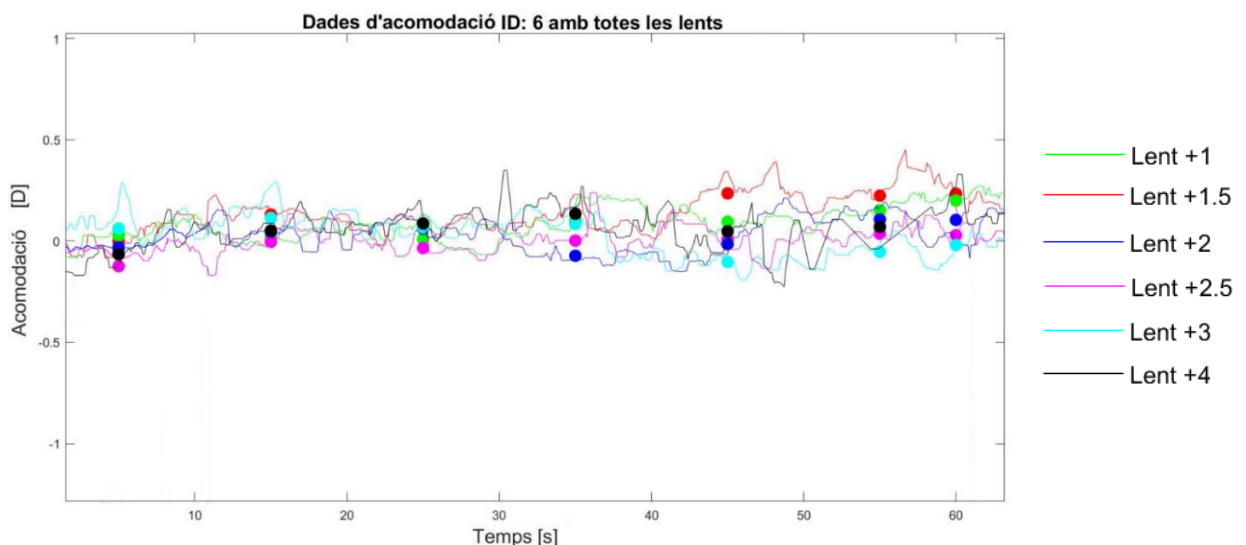
$$AR = \frac{OR - R^* - F(1 + d \cdot R^*)(1 + d \cdot OR)}{1 - d \cdot F(1 + d \cdot R^*)}$$

Equació 4

On

- OR és la refracció del o de la pacient.
- $R^*$  la refracció al pla de la còrnia (lectura de l'auto-refractòmetre).
- F el valor de la lents que hi ha davant del o de la pacient.
- d és la distància de vèrtex.
- AR és el valor d'acomodació.

Aplicant aquests canvis en els càlculs d'acomodació, ara fent zoom a la regió on està actuant la lent per apreciar les diferències entre les lents, s'obté el següent gràfic. Els valors negatius d'acomodació indiquen relaxació i els positius, activació de l'acomodació. Es mostra, a continuació, el gràfic resultant del mateix pacient que el de la il·lustració 23 aplicant la correcció de l'equació 4 (Il·lustració 24). Comparant tots els resultats s'observa que ja no es segueix el patró anterior i que els resultats s'ajusten més als esperats segons la bibliografia.



Il·lustració 24 Gràfic on es mostra l'acomodació per cada lent durant el tram que actua d'un sol o una sola pacient, mostrada en colors diferents. La línia contínua és el valor de acomodació i els punts marquen la mediana de blocs de temps de 10 segons. S'observa que pels primers 10 segons la lent de +2.50D és la que més relaxa l'acomodació.



Per últim el software de processament ordena totes les dades per poder fer l'anàlisi global. Com s'ha dit anteriorment, per simplificar, les dades s'analitzen en finestres de 10s i per cadascuna es té la mitjana, la mediana, el màxim, el mínim i la desviació estàndard de l'acomodació. Així el software ordena les dades de manera que es té accés a aquests descriptors estadístics de l'acomodació de cada:

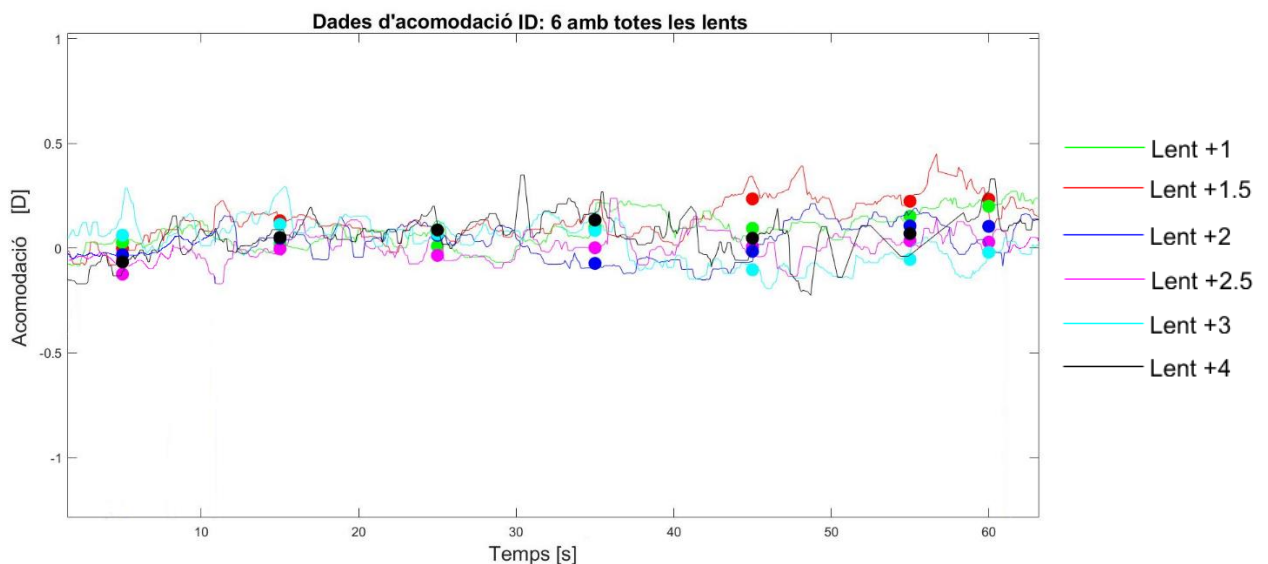
- Pacient.
- Lent de *fogging*.
- Temps transcorregut des de l'aplicació de la lent del *fogging*.

El software descarta les dades anteriors i posteriors a la lent de *fogging* i permet fer l'anàlisi de l'efecte de temps de aplicació i la magnitud de la lent òptims, per tal d'aconseguir la màxima relaxació de l'acomodació que es va definir com a objectiu principal d'aquest estudi. El mateix software de manera automàtica genera les taules i gràfiques dels resultats del següent apartat.

## 4. Resultats

En aquest capítol s'exposen els resultats obtinguts a l'aplicar la metodologia descrita en l'apartat anterior. Finalment, 28 pacients han participat en l'estudi amb una edat mitja de  $24.8 \pm 3$  anys i amb una refracció mitja de  $-1.10$  D , en un rang de  $-5.00$  D a  $+1.25$  D.

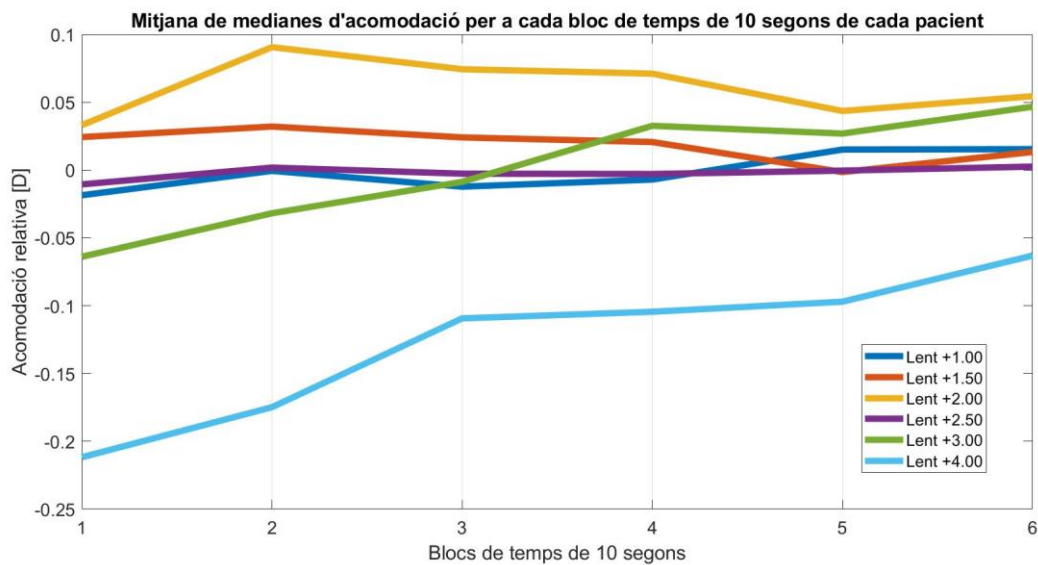
En la següent il·lustració (Il·lustració 25) es mostra un exemple del comportament de l'acomodació relativa en un o una pacient per a cada lent utilitzada en funció del temps, com ja s'ha vist en l'apartat anterior. Les dades d'aquest o aquesta pacient es consideren representatives de tot el set de dades mesurades. Es mostra l'acomodació en funció del temps, corresponent les acomodacions negatives a una relaxació de l'acomodació. Com s'observa, la gràfica mostra les dades d'acomodació que corresponen al període d'aplicació de la lent de *fogging*. En la gràfica es mostren els resultats de diferents lents de *fogging* i per a cada cas es grafica els resultats obtinguts amb el HS a una freqüència de 10 Hz (línia contínua) o resumits en la mitjana en períodes de 10 segons (punts).



Il·lustració 25 Gràfic on es mostra l'acomodació per cada lent en el tram on està actuant d'un solo una sola pacient, mostrada en colors diferents. La línia contínua és el valor de acomodació i els punts marquen la mitjana de blocs de temps de 10 segons. S'observa que pels primers 10 segons la lent de +1.00D és la que més relaxa l'acomodació.

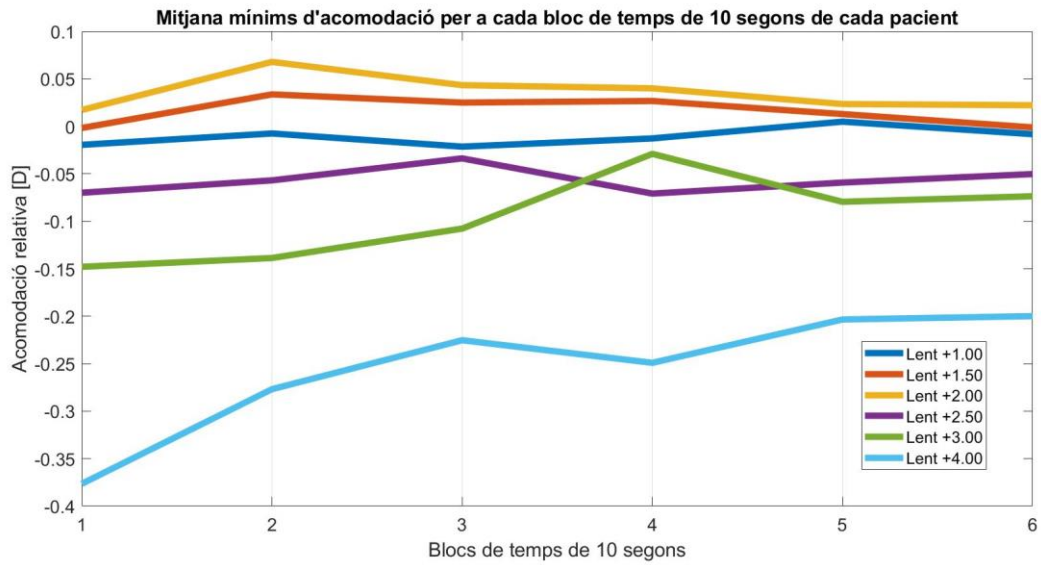
Es pot veure, per exemple, que durant els 3 blocs de temps finals la lent de +1.50 D (en vermell) fa activar més l'acomodació en aquesta mostra en concret, mentre que la lent de +3.00D (en cian) és la que relaxa més l'acomodació en els mateixos trams de temps (acomodació relativa més negativa).

Aquestes dades són recollides per a tots els i les pacients i tractades a continuació. A partir d'aquest moment es descarta la informació prèvia i posterior a la implementació de la lent del *fogging* i únicament es processen les dades relatives al període en què el o la pacient mira a través de la lent del *fogging*. La il·lustració 26 mostra l'acomodació mitjana per a tots els i les pacients en funció del bloc de temps; com en la gràfica anterior es mostra l'acomodació per cada lent de *fogging*. Com es pot observar, la lent de major potència (+4.00 D) és la que més relaxa l'acomodació just després d'inserir la lent del *fogging*.



Il·lustració 26 De cada bloc de 10 segons s'ha fet la mitjana de les medianes de tots els i les pacients per a cada lent durant el temps que la lent ha estat davant del o de la pacient.

Es repeteix la gràfica anterior, però amb les dades dels mínims de cada bloc de temps; així, mentre que la il·lustració 26 (medianes) informa del comportament global dins de cada bloc de temps, la il·lustració 27 (mínims) informa de les relaxacions més grans puntuals de l'acomodació. En aquest cas, un cop més, s'observa que la lent de +4.00 D és la que més relaxa l'acomodació, mentre que les lents de menor potència tenen un efecte menor.



*Il·lustració 27 Es mostra la mitjana dels valors mínims de cada bloc de temps en cada lent durant el temps que la lent ha estat actuant davant de l'ull del o de la pacient.*

Aquestes gràfiques representen el comportament mitjà dels i les participants, però s'ha de tenir en compte la desviació estàndard, que és indicatiu de la dispersió en els valors. La taula 1 mostra els valors estadístics per a cada lent i bloc de temps de tots els i les pacients de l'estudi. Com es pot veure la desviació estàndard de les medianes (Il·lustració 26) i dels mínims (Il·lustració 27) és elevada, per la qual cosa es pot dir que els dos gràfics anteriors poden no ser representatius de les dades de cadascun dels i de les pacients.

<b>Lent +1.00 D</b>						
<b>Medianes [D]</b>	Bloc 1	Bloc 2	Bloc 3	Bloc 4	Bloc 5	Bloc 6
Mediana	0.01	0.01	0.01	0.01	0.03	0.00
Màxim	0.18	0.15	0.17	0.32	0.62	0.36
Mínim	-0.40	-0.44	-0.45	-0.43	-0.44	-0.44
Mitjana	-0.02	0.00	-0.01	-0.01	0.02	0.02
Desviació estàndard	0.11	0.14	0.14	0.15	0.19	0.16
<b>Mínims [D]</b>						
Mediana	0.00	0.00	0.01	-0.01	0.02	0.01
Màxim	0.18	0.20	0.14	0.31	0.31	0.28
Mínim	-0.30	-0.32	-0.28	-0.31	-0.28	-0.28
Mitjana	-0.02	-0.01	-0.02	-0.01	0.00	-0.01
Desviació estàndard	0.11	0.12	0.11	0.13	0.14	0.14
<b>Lent +1.50 D</b>						
<b>Medianes [D]</b>	Bloc 1	Bloc 2	Bloc 3	Bloc 4	Bloc 5	Bloc 6
Mediana	0.02	0.01	0.03	0.02	-0.01	0.01
Màxim	0.36	0.48	0.48	0.44	0.37	0.44
Mínim	-0.31	-0.31	-0.27	-0.35	-0.44	-0.39
Mitjana	0.02	0.03	0.02	0.02	0.00	0.01
Desviació estàndard	0.15	0.15	0.16	0.18	0.18	0.19
<b>Mínims [D]</b>						
Mediana	-0.01	0.01	0.01	0.02	0.02	0.03
Màxim	0.27	0.40	0.25	0.32	0.34	0.40
Mínim	-0.50	-0.18	-0.29	-0.37	-0.40	-0.32
Mitjana	0.00	0.03	0.03	0.03	0.01	0.00
Desviació estàndard	0.15	0.14	0.12	0.14	0.14	0.17
<b>Lent +2.00 D</b>						
<b>Medianes [D]</b>	Bloc 1	Bloc 2	Bloc 3	Bloc 4	Bloc 5	Bloc 6
Mediana	0.03	0.06	0.04	0.04	0.02	0.06
Màxim	0.35	0.66	0.46	0.62	0.48	0.46
Mínim	-0.21	-0.19	-0.17	-0.20	-0.27	-0.34
Mitjana	0.03	0.09	0.07	0.07	0.04	0.05
Desviació estàndard	0.12	0.18	0.16	0.19	0.20	0.18
<b>Mínims [D]</b>						
Mediana	-0.01	0.04	0.05	0.05	0.01	0.01
Màxim	0.46	0.60	0.37	0.53	0.44	0.37
Mínim	-0.17	-0.23	-0.19	-0.22	-0.29	-0.43
Mitjana	0.02	0.07	0.04	0.04	0.02	0.02
Desviació estàndard	0.13	0.18	0.12	0.18	0.19	0.19

<b>Lent +2.50 D</b>						
<b>Medianes [D]</b>	Bloc 1	Bloc 2	Bloc 3	Bloc 4	Bloc 5	Bloc 6
Mediana	-0.03	-0.03	-0.03	-0.02	-0.02	0.04
Màxim	0.92	0.89	1.05	0.77	0.46	0.45
Mínim	-0.35	-0.32	-0.56	-0.43	-0.34	-0.37
Mitjana	-0.01	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00
Desviació estàndard	0.24	0.23	0.28	0.26	0.23	0.23
<b>Mínims [D]</b>						
Mediana	-0.05	-0.06	-0.05	-0.04	-0.07	0.00
Màxim	0.35	0.84	0.87	0.50	0.35	0.41
Mínim	-0.50	-0.80	-0.62	-0.56	-0.46	-0.68
Mitjana	-0.07	-0.06	-0.03	-0.07	-0.06	-0.05
Desviació estàndard	0.16	0.27	0.26	0.22	0.23	0.25
<b>Lent +3.00 D</b>						
<b>Medianes [D]</b>	Bloc 1	Bloc 2	Bloc 3	Bloc 4	Bloc 5	Bloc 6
Mediana	-0.02	0.03	-0.01	0.04	0.00	-0.01
Màxim	0.19	0.43	0.79	1.02	1.15	1.23
Mínim	-0.83	-1.01	-0.90	-1.16	-1.16	-1.05
Mitjana	-0.06	-0.03	-0.01	0.03	0.03	0.05
Desviació estàndard	0.24	0.28	0.27	0.34	0.40	0.39
<b>Mínims [D]</b>						
Mediana	-0.07	-0.05	-0.06	0.02	-0.05	-0.03
Màxim	0.13	0.23	0.16	0.88	0.66	0.94
Mínim	-1.05	-1.10	-1.11	-1.32	-1.26	-1.14
Mitjana	-0.15	-0.14	-0.11	-0.03	-0.08	-0.07
Desviació estàndard	0.31	0.35	0.28	0.34	0.39	0.41
<b>Lent +4.00 D</b>						
<b>Medianes [D]</b>	Bloc 1	Bloc 2	Bloc 3	Bloc 4	Bloc 5	Bloc 6
Mediana	-0.12	-0.09	-0.05	-0.02	-0.04	0.01
Màxim	0.16	0.39	0.41	0.48	0.67	0.56
Mínim	-1.25	-1.33	-1.46	-1.36	-1.42	-1.43
Mitjana	-0.21	-0.17	-0.11	-0.10	-0.10	-0.06
Desviació estàndard	0.32	0.37	0.42	0.41	0.44	0.46
<b>Mínims [D]</b>						
Mediana	-0.24	-0.18	-0.18	-0.14	-0.12	-0.10
Màxim	0.14	0.36	0.41	0.47	0.52	0.49
Mínim	-2.16	-1.50	-1.83	-1.56	-1.81	-1.82
Mitjana	-0.38	-0.28	-0.23	-0.25	-0.20	-0.20
Desviació estàndard	0.48	0.41	0.48	0.47	0.50	0.49

Taula 1 Taules de mediana, màxim, mínim, mitjana i desviació estàndard de medianes i mínims de tots els i les pacients per a cada lent de fogging i per a cada bloc de temps.

Quan s'estudien les dades en funció del temps d'aplicació de la lent del *fogging* (blocs de temps de 10 segons) amb la prova de Shapiro-Wilk s'observa que les dades no segueixen una distribució normal, i és per això que s'aplica els càlculs estadístics de Friedman que mostra la il·lustració 28. El resultat és que no existeixen diferències estadísticament significatives ( $\rho = 0.1426$ ) en l'acomodació relativa pels diferents blocs de temps.

Friedman's ANOVA Table					
Source	SS	df	MS	Chi-sq	Prob>Chi-sq
Columns	28.79	5	5.75875	8.26	0.1426
Error	2760.71	795	3.47259		
Total	2789.5	959			

Test for column effects after row effects are removed

*Il·lustració 28 Resultat de l'anàlisi estadístic de Friedman,  $\rho = 0.1426$ : no hi ha diferències estadísticament significatives en relació als blocs de temps.*

Quan s'estudien les dades en funció de la lent de *fogging* s'observa que les dades no segueixen una distribució normal al realitzar la prova de Shapiro-Wilk. És per això que s'apliquen els càlculs estadístics de Friedman que mostra la il·lustració 29 on es mostra que hi ha diferències estadísticament significatives ( $\rho < 0.05$ ) en l'acomodació relativa per les diferents lents.

Friedman's ANOVA Table					
Source	SS	df	MS	Chi-sq	Prob>Chi-sq
Columns	122.53	5	24.5061	35.01	1.49868e-06
Error	2187.47	655	3.3396		
Total	2310	791			

Test for column effects after row effects are removed

*Il·lustració 29 Resultat de l'anàlisi estadístic de Friedman,  $\rho = 1.5 \times 10^{-6}$ : hi ha diferències estadísticament significatives en relació als blocs de temps..*



La gran quantitat de dades junt amb la dispersió que mostren dificulta obtenir conclusions clares de manera inequívoca. Per aquest motiu s'ha intentat simplificar el resultat de manera que, per a cada pacient, el software de processament determina la combinació de lent i bloc de temps on es troba el mínim de les medianes, és a dir la màxima relaxació de l'acomodació (Taula 2). Com es pot observar el valor mitjà de la relaxació de l'acomodació és de 0.38 D, indicant la capacitat de les lents de *fogging* per relaxar l'acomodació. Però, s'ha de tenir en compte la gran variabilitat (sd) de les mesures.

**Mínims de les medianes**

# Pacient	Lent	Bloc de Temps	Valor [D]
1	4	1	-0.24
2	4	6	-1.17
3	2.5	1	-0.12
4	3	6	-0.38
5	1	3	-0.45
6	3	2	-0.73
7	4	2	-0.26
8	1	3	-0.20
9	1.5	5	-0.44
10	2.5	1	-0.19
11	4	1	-0.60
12	3	5	-0.60
13	3	6	-0.29
14	3	5	-0.05
15	1	5	-0.23
16	4	1	-0.11
17	4	1	-0.16
18	2	6	-0.27
19	4	3	-1.46
20	4	5	-0.23
21	4	2	-0.25
22	2.5	1	-0.28
23	4	6	-0.52
24	4	2	-0.08
25	3	1	-0.22
26	4	6	-0.67
27	3	6	-0.22
28	1.5	5	-0.12
		Mitjana	-0.38
		SD	0.32

Taula 2 Taula en la que es mostra per pacient, quina és la lent que fa mínima la mediana d'acomodació i durant quin bloc de temps.

Per a clarificar i il·lustrar la taula anterior es mostra a continuació una taula on es pot veure quines lents i en quin bloc de temps han donat un mínim en les medianes, és a dir quina combinació de lent i bloc de temps dona la màxima relaxació de l'acomodació amb més freqüència. Com es pot observar la lent de +4.00 D és la que més vegades aconsegueix màxima relaxació de l'acomodació. Tenint en compte els blocs de temps, les dades mostren que el bloc 1 és el que més vegades aconsegueix relaxar l'acomodació de manera òptima. Quan es consideren temps i lent de manera conjunta, la combinació de la lent de +4.00D i el temps del bloc 1 ( $t = 10s$ ) és la que provoca més casos de relaxació màxima.

### Mínims de les medianes

Lent [D]	Bloc 1	Bloc 2	Bloc 3	Bloc 4	Bloc 5	Bloc 6	Total
+1.00			2		1		3
+1.50					2		2
+2.00						1	1
+2.50	3						3
+3.00	1	1			2	3	7
+4.00	4	3	1		1	3	12
Total	8	4	3	0	6	7	28

Taula 3 Taula de freqüències en la que es mostra el número de vegades en que cada lent i bloc de temps indueixen màxim de relaxació de l'acomodació.

Similar al processament anterior (Taules 2 i 3), el software elabora els mateixos càlculs pel mínim (en comptes de la mediana) de cada finestra de temps (Taula 4). Com és lògic, la relaxació mitjana obtinguda és major que en el cas anterior, donat que en aquesta taula es treballa amb la màxima relaxació obtinguda dins de cada bloc de temps, mentre que en el cas anterior es descriu el comportament mitjà dins del bloc de temps.

**Mínims dels mínims**

# Pacient	Lent	Bloc de Temps	Valor
1	4	5	-0.19
2	4	5	-1.42
3	2.5	1	-0.09
4	2.5	6	-0.68
5	2	6	-0.43
6	3	1	-1.05
7	4	2	-0.32
8	3	1	-0.15
9	3	4	-0.30
10	2.5	1	-0.22
11	4	3	-0.90
12	3	6	-1.14
13	3	6	-0.32
14	4	1	-0.91
15	1	5	-0.25
16	3	2	-0.96
17	4	1	-0.13
18	4	6	-0.29
19	4	1	-2.16
20	4	6	-0.40
21	4	1	-0.35
22	2	5	-0.24
23	4	6	-0.61
24	4	2	-0.49
25	4	4	-0.51
26	4	6	-0.78
27	3	5	-0.41
28	1	6	-0.16
		Mitjana	-0.57
		SD	0.47

Taula 4 Taula en la que es mostra per pacient, quina és la lent que fa mínima els mínims d'acomodació i durant quin bloc de temps.

Com s'ha fet anteriorment, es disposa la taula 4 en un mapa de colors i es pot comprovar quines lents i en quins blocs de temps han fet mínima les mínimes acomodacions relatives. Com en el cas anterior, la lent de +4.00D és la que més freqüentment té millors resultats en relaxar l'acomodació i en el temps s'aconsegueix al bloc 6. Tenint en compte l'efecte conjunt, com a l'anàlisi de les medianes, les combinacions de la lent de +4.00D i el bloc de temps 1 o 6, són les que provoquen majors relaxacions de l'acomodació.

#### Mínims dels mínims

Lent [D]	Bloc 1	Bloc 2	Bloc 3	Bloc 4	Bloc 5	Bloc 6	Total
+1.00					1	1	2
+1.50							0
+2.00					1	1	2
+2.50	2					1	3
+3.00	2	1		1	1	2	7
+4.00	4	2	1	1	2	4	14
Total	8	3	1	2	5	9	28

Taula 5 Taula de freqüències en la que es mostra el número de vegades en que cada lent i bloc de temps indueixen màxim de relaxació de l'acomodació.

## 5. Conclusió

La refracció de l'ull varia amb l'acomodació, però utilitzant lents de *fogging* es pot controlar el canvi diòptric de l'ull a causa de la contracció del múscul ciliar. Les lents de *fogging* són el recurs més utilitzat en la realització del procés refractiu per això destaca la importància d'establir un protocol en el seu ús.

En aquest TFG s'ha fet una recollida bibliogràfica i una exposició del marc teòric del tema que ens ocupa, el procediment clínic descrit anteriorment a 28 pacients testejant lents de *fogging* de +1.00 D, +1.50 D, +2.00 D, +2.50D, +3.00 D i +4.00 D durant aproximadament 100 segons i s'ha creat un software de processament i emmagatzematge de dades que ens retorna les dades (>1 milió de dades) en forma de taules i gràfiques mitjançant Matlab, per obtenir els següents resultats:

- S'observa gran dispersió de dades, sembla que la lent i el temps d'aplicació afecta de manera diferent a cada pacient.
- S'observa que per a les lents hi ha diferències estadísticament significatives, mentre que pel temps no. En el cas de la lent els resultats mostren que la de +4.00D és la que relaxa millor l'acomodació. Pel temps com s'ha dit, no existeixen diferències estadísticament significatives i els resultats són menys concloents.

Aquest treball de final de grau s'ha presentat i ha sortit guanyador en el concurs de beques de recerca de l'ajuntament de Terrassa 2020.

## 7. Bibliografia

- Atchison, D. A., & Varnas, S. R. (2017). Accommodation stimulus and response determinations with autorefractors. *Ophthalmic and Physiological Optics*, 37(1), 96–104. <https://doi.org/10.1111/opo.12340>
- Charman, W. N., & Heron, G. (2015). Microfluctuations in accommodation: An update on their characteristics and possible role. *Ophthalmic and Physiological Optics*, 35(5), 476–499. <https://doi.org/10.1111/opo.12234>
- Coll, A. (2019). *Perquè la miopia és l'únic error refractiu que progressa?* Universitat politècnica de Catalunya.
- Crisp, W. H. (1931). Refraction in Children. *The Australasian Journal of Optometry*, 13(12), 4–11. <https://doi.org/10.1111/j.1444-0938.1931.tb02066.x>
- Furlan, W.; García, J.; Muñoz, L. (2000). *Fundamentos de optometría: refracción ocular*.
- Garner, L. F., & Yap, M. K. H. (1997). Changes in ocular dimensions and refraction with accommodation. *Ophthalmic and Physiological Optics*, 17(1), 12–17. [https://doi.org/10.1016/S0275-5408\(96\)00050-6](https://doi.org/10.1016/S0275-5408(96)00050-6)
- Harris, L. S. (1968). Cycloplegic-Induced Intraocular Pressure Elevations. *Archives of Ophthalmology*, 79(3), 242. <https://doi.org/10.1001/archopht.1968.03850040244004>
- Helmholtz, H. von. (1866). Treatise on Physiological Optics. In *Book*.
- Martinez Lozano, V. (2011). *Evaluación de la refracción esférica objetiva obtenida con el instrumento OQAS*. Universitat politècnica de Catalunya
- Pinzón Magaña, M. F., Villanueva Pérez, G., Perdiz Calvo, L., & Milla Quiroz, A. (2016). Evaluación dinámica de estructuras anatómicas involucradas en el mecanismo de acomodación por UBM y ecografía modo A. *Revista Mexicana de Oftalmología*, 90(6), 268–275. <https://doi.org/10.1016/j.mexoft.2015.10.007>
- Queirós, A., González-Méijome, J., & Jorge, J. (2008). Influence of fogging lenses and cycloplegia on open-field automatic refraction. *Ophthalmic and Physiological Optics*, 28(4), 387–392. <https://doi.org/10.1111/j.1475-1313.2008.00579.x>
- Raul Martin Herran. (2001). Retinoscopía. *Retinoscopia*, 1–14. <http://www.sld.cu/galerias/pdf/sitios/optometria/retinoscopia.pdf>
- Reese, E., & Fry, G. (1941). The effect of fogging lenses on accommodation. *Optometry and Vision Science*, 18(1), 9–16.



- Schachar, R. A., & Koivula, A. (2008). The stress on the anterior lens surface during human in vivo accommodation. *British Journal of Ophthalmology*, *92*(3), 348–350. <https://doi.org/10.1136/bjo.2007.126649>
- Thibos, L. N. (2000). Principles of Hartmann-Shack aberrometry. *Journal of Refractive Surgery*, *16*(5), 563–565. <https://doi.org/10.1364/vsia.2000.nw6>
- Urrios, C. A. (2020). *DATA AND IMAGE PROCESSING FOR APPLICATIONS IN VISUAL OPTICS DATA AND IMAGE PROCESSING FOR APPLICATIONS IN*.
- Ward, P. A., & Charman, W. N. (1987). An objective assessment of the effect of fogging on accommodation. In *Optometry and Vision Science* (Vol. 64, Issue 10, pp. 762–767). <https://doi.org/10.1097/00006324-198710000-00008>
- Weeber, H. A., & van der Heijde, R. G. L. (2008). Internal deformation of the human crystalline lens during accommodation. *Acta Ophthalmologica*, *86*(6), 642–647. <https://doi.org/10.1111/j.1600-0420.2007.01116.x>
- Winn, B., & Gilmartin, B. (1992). A current perspective on microfluctuations of accommodation. *Ophthalmic and Physiological Optics*, *12*(1), 100. [https://doi.org/10.1016/0275-5408\(92\)90088-E](https://doi.org/10.1016/0275-5408(92)90088-E)
- Wolfe, J. M., & O'Connell, K. M. (1987). Adaptation of the resting states of accommodation. Dark and light field measures. *Investigative Ophthalmology and Visual Science*, *28*(6), 992–996.
- Yeotikar, N. S., Bakaraju, R. C., Reddy, P. S. R., & Prasad, K. (2007). Cycloplegic refraction and non-cycloplegic refraction using contralateral fogging: A comparative study. *Journal of Modern Optics*, *54*(9), 1317–1324. <https://doi.org/10.1080/09500340600855346>



## Annex (Full del consentiment informat)

**ESTUDI 1 i 2: RESPOSTA ACOMODATIVA SOTA L'EFECTE DE LENTS POSITIVES DE  
DIFERENT MAGNITUD I DURANT EL TEMPS**

**Responsable:** AINA TURULL

**Supervisors:** MIKEL ALDABA, CARLOS ENRIQUE GARCIA

**CD6**

### Introducció

Ens dirigim a vostè per informar-lo sobre l'estudi d'investigació en el qual se'l convida a participar. L'estudi ha estat aprovat pel Comitè d'Ètica i Investigació Mèdica de l'Hospital Universitari Mútua Terrassa, d'acord amb la legislació vigent, i es duu a terme amb respecte als principis enunciats en la declaració de Hèlsinki i a les normes de bona pràctica clínica.

La nostra intenció és tan sols que vostè rebí la informació correcta i suficient perquè pugui avaluar i jutjar si vol, o no, participar en aquest estudi. Per a això, llegeixi aquest full informatiu amb atenció i nosaltres li aclarirem els dubtes que li puguin sorgir després de l'explicació.

### Participació voluntària

Ha de saber que la seva participació en aquest estudi és voluntària i que pot decidir no participar-hi o canviar la seva decisió i retirar el consentiment en qualsevol moment, sense que per això s'alteri la relació amb el seu òptic optometrista ni es produeixi cap perjudici en el seu tractament.

### Descripció de l'estudi

L'estudi es basa en la comprovació de l'estat refractiu abans i després de l'aplicació de lents oftàlmiques davant de l'ull mentre aquest és monitoritzat amb un sistema que permet l'obtenció de dades objectives de de l'estat refractiu en temps real.

Les mesures tenen una duració aproximada d'uns 35 minuts. El nombre total de pacients que s'inclouran en l'estudi serà de 30.

Totes aquestes proves no són invasives a nivell ocular. L'aplicació d'aquest procediment no suposa **riscos ni inconvenients** sobre la salut del pacient.





**Protecció de dades personals:**

D'acord amb la llei 03/2018, de 5 de Desembre, sobre protecció de dades personals i garantia de drets digitals (LOPDGDD), les dades personals que s'obtinguin seran les necessàries per cobrir les finalitats de l'estudi. En cap cas apareixerà el seu nom als informes de l'estudi, la seva identitat no serà revelada a cap persona excepte per complir amb l'estudi o en cas d'urgència mèdica o requeriment legal. Qualsevol informació de caràcter personal que pugui ser identificable serà conservat per mètodes informàtics en condicions de seguretat per aquest equip d'investigació. L'accés a aquesta informació quedarà restringit al personal de l'estudi o a personal autoritzat que estarà obligat a mantenir la confidencialitat de la informació. D'acord amb la llei vigent, té vostè el dret a l'accés de les seves dades personals; així mateix serà i si està justificat, té dret a rectificar i cancel·lar. Si així ho desitja haurà de sol·licitar-ho a l'**Aina Turull Mallofré (aina.turull@upc.edu)**, responsable de l'estudi.

(continua a la pàgina següent)

Se m'ha informat del procediment que es durà a terme i declaro que he entès tota la informació que se m'ha proporcionat i els meus dubtes han estat resolts satisfactòriament.

Tot això, tal com preceptua la Llei 16/2010, de 3 de Juny, sobre els drets d'informació sobre la salut i l'autonomia del pacient i la documentació clínica, indiquem que es pot retirar lliurement de l'estudi en el moment que es consideri oportú sense haver de donar explicacions, contactant amb **Aina Turull Mallofré**, en cas que es vulgui.

Per la qual s'entén i accepta els anteriors punts pel que firmo el present Consentiment Informat.

En/Na..... amb

domicili a la ciutat de..... d'edat ..... i

DNI....., major d'edat, i sotasignat, resto lliurement la meua conformitat per

participar en l'estudi i dono el meu consentiment per a l'accés i utilització de les meves dades

en les condicions detallades en el full d'informació.

A Terrassa, ..... de ..... de l'any 20.....

**Responsable de l'estudi**

**Participant**