



UNIVERSITAT POLITÈCNICA  
DE CATALUNYA  
BARCELONATECH

Departament d'Òptica i Optometria  
Universitat Politècnica de Catalunya (UPC)



# ESTUDI DEL PARPELLEIG EN USUARIS/ES DE PANTALLES DIGITALS.

ANÀLISI D'ESTRATÈGIES PEL CONDICIONAMENT  
DEL PARPELLEIG I LA DISTÀNCIA DE MANERA NO INTRUSIVA.

TESI PRESENTADA PER

Marc Argilés Sans

DIRECTORS DE TESI

Dr. Genís Cardona Torradeflot

Dra. Elisabet Pérez Cabré





Dedicat en record a Jaume Argilés Solà

**ESTUDI DEL PARPELLEIG EN USUARIS/ES DE  
PANTALLES DIGITALS.**  
ANÀLISI D'ESTRATÈGIES PEL CONDICIONAMENT DEL  
PARPELLEIG I LA DISTÀNCIA DE MANERA NO  
INTRUSIVA.

Marc Argilés Sans

**Tesi per compendi de publicacions**

Treball per optar al títol de Doctor per la Universitat Politècnica de Catalunya

Departament d'Òptica i Optometria  
Programa de Doctorat d'Enginyeria Òptica  
Universitat Politècnica de Catalunya (UPC)  
2018





Curs acadèmic: 2017-2018

## Acta de qualificació de tesi doctoral

Nom i cognoms  
MARC ARGILÉS SANS

Programa de doctorat  
ENGINYERIA ÒPTICA

Unitat estructural responsable del programa  
DEPARTAMENT D'ÒPTICA I OPTOMETRIA

## Resolució del Tribunal

Reunit el Tribunal designat a l'efecte, el doctorand / la doctoranda exposa el tema de la seva tesi doctoral titulada

ESTUDI DEL PARPELLEIG EN USUARIS/ES DE PANTALLES DIGITALS. ANÀLISI D'ESTRATÈGIES PEL CONDICIONAMENT DEL PARPELLEIG I LA DISTÀNCIA DE MANERA NO INTRUSIVA.

Acabada la lectura i després de donar resposta a les qüestions formulades pels membres titulars del tribunal, aquest atorga la qualificació:

NO APTE

APROVAT

NOTABLE

EXCEL·LENT

(Nom, cognoms i signatura)		(Nom, cognoms i signatura)	
President/a		Secretari/ària	
(Nom, cognoms i signatura)	(Nom, cognoms i signatura)	(Nom, cognoms i signatura)	(Nom, cognoms i signatura)
Vocal	Vocal	Vocal	Vocal

\_\_\_\_\_, \_\_\_\_\_ d'/de \_\_\_\_\_ de \_\_\_\_\_

El resultat de l'escrutini dels vots emesos pels membres titulars del tribunal, efectuat per l'Escola de Doctorat, a instància de la Comissió de Doctorat de la UPC, atorga la MENCIÓ CUM LAUDE:

SÍ

NO

(Nom, cognoms i signatura)	(Nom, cognoms i signatura)
President de la Comissió Permanent de l'Escola de Doctorat	Secretari de la Comissió Permanent de l'Escola de Doctorat

Barcelona, \_\_\_\_\_ d'/de \_\_\_\_\_ de \_\_\_\_\_



UNIVERSITAT POLITÈCNICA  
DE CATALUNYA  
BARCELONATECH

Dr. Genís Cardona Torradeflot, Professor Agregat, i Dra. Elisabet Pérez Cabré, Professora Titular, ambdós del Departament d'Òptica i Optometria de la Universitat Politècnica de Catalunya BarcelonaTECH

#### CERTIFIQUEN

Que el Sr. Marc Argilés Sans, Òptic Optometrista i Màster en Optometria i Ciències de la Visió, ha realitzat sota la seva direcció i en el Departament d'Òptica i Optometria de la Universitat Politècnica de Catalunya BarcelonaTECH, el treball: "**Estudi del parpelleig en usuaris/es de pantalles digitals. Anàlisi d'estratègies pel condicionament del parpelleig i la distància de manera no intrusiva**", que es recull en aquesta memòria per optar al grau de Doctor per la UPC dins el programa d'Enginyeria Òptica.

I per a que consti i d'acord amb la legislació vigent, firmen aquest certificat

Dr. Genis Cardona Torradeflot

Dra. Elisabet Pérez Cabré

Terrassa, Maig de 2018



# Resum

## Introducció

Hi ha acord entre la comunitat científica que indica que l'exposició excessiva a les pantalles digitals comporta repercussions a nivell visual, destacant, com a símptomes oculars de major impacte, la sequedat ocular i la fatiga visual. Els diversos estudis documenten com a factors de risc d'aquests símptomes les alteracions del parpelleig i la incorrecta distància de visualització de les pantalles. El parpelleig està directament relacionat amb la distribució de la pel·lícula llagimal, que s'altera en resposta a l'ús de les pantalles digitals, contribuint en molts casos a augmentar la sequedat ocular i la fatiga visual. La distància de visualització a les pantalles digitals tendeix a ser més curta que en paper, sobretot en aquells dispositius de pantalles més petites, com ara mòbils o tauletes, afavorint a augmentar la fatiga visual dels usuaris en general i incidint en possibles canvis miòpics de l'estat refractiu.

## Treball realitzat

L'estudi i caracterització del parpelleig pretén determinar de manera quantitativa i objectiva els paràmetres que defineixen el parpelleig: freqüència, amplitud i regularitat. Al llarg d'aquest treball s'han desenvolupat eines i procediments per mesurar objectivament aquests paràmetres, després de valorar l'ús d'aparells emprats en altres centres de recerca, per norma general molt costosos i difícilment accessibles als optometristes que es dediquen a la cura de la salut visual de la població. Igualment, s'ha desenvolupat un sensor de mesura a temps real de la distància de visualització de pantalles, en la seva primera versió només d'ordinadors, i s'ha estudiat el possible efecte de tasques de diferents nivells d'atenció en la distància de visualització. Es va realitzar un estudi per descriure la importància de tenir en compte varis paràmetres del parpelleig que en conjunt estableixin un índex per valorar el grau de sequedat ocular. Finalment, donat que les pantalles amb què s'ha realitzat l'estudi eren dispositius moderns amb tecnologia LED, s'ha dut a terme un estudi de caracterització de la seva emissió de llum blava, amb i sense la incorporació de filtres i lents oftàlmiques especialment comercialitzats per usuaris de pantalles. Durant el treball s'han establert col·laboracions amb diversos grups de recerca, destacant la col·laboració amb l'Institute of Optometry de la University of Applied Sciences and Arts Northwestern Switzerland, per treballar conjuntament en l'elaboració d'estratègies per la modificació i el condicionament del parpelleig.

## Conclusions

Els parpelleigs incomplets són una de les causes principals de sequedat ocular, al dificultar la correcta distribució de la pel·lícula llagrimal. Al comparar la lectura mitjançant dispositius electrònics i en suport paper, s'ha detectat que, malgrat que en ambdues condicions hi ha una disminució notable de la freqüència de parpelleig, és amb l'ús de pantalles, i no durant la lectura amb paper, on hi ha un augment notable del percentatge de parpelleigs incomplets. Igualment, és important valorar la regularitat del parpelleig, com a tercer paràmetre que pot estar relacionat amb la correcta distribució de la pel·lícula llagrimal.

Aquesta caracterització completa del parpelleig s'ha dut a terme mitjançant l'anàlisi manual de vídeos prèviament enregistrats. Al llarg d'aquesta tesi també es va donar els primers passos en el desenvolupament d'un algorisme de comptatge automàtic del parpelleig, mitjançant una col·laboració amb el Departament d'Enginyeria de Sistemes, Automàtica i Informàtica Industrial (ESAI). Aquest algorisme, en la seva versió preliminar, ha demostrat tenir una bona sensibilitat per a la detecció i comptatge del parpelleig a partir de la càmera web, esdevenint una de les primeres eines específiques en recerca per aquest propòsit.

Una vegada determinades les característiques del parpelleig, s'estudiaren estratègies i eines de condicionament del mateix, de cara a millorar-ne els paràmetres en el cas d'usuaris de pantalles. Una d'aquestes eines fou el software Blink-Blink, del centre de recerca de Suïssa, que en proves preliminars dutes a terme per aquell centre demostrà resultats prometedors pel condicionament del parpelleig de manera no intrusiva. Futurs estudis ja dissenyats en col·laboració amb la UPC tenen com a objectiu determinar l'efectivitat del software en usuaris d'oficina, explorant la variació dels paràmetres del parpelleig i dels símptomes de sequedat.

A través del treball realitzat podem indicar que la distància de treball o de visualització davant de l'ordinador no es manté constant, sinó que varia en funció de la tasca que es realitza: per exemple, visualització de vídeo (més distància) *versus* lectura (menys distància). Aquest fet pot conduir a què les habilitats visuals requerides per veure correctament la pantalla (com ara el sistema de vergències i el sistema acomodatiu) treballin de forma incorrecta, augmentant el risc de fatiga visual. El sensor basat en ultrasons desenvolupant per mesurar la distància d'observació a temps real ha demostrat ser un eina útil per controlar, i si cal corregir mitjançant un sistema de *feedback*, aquesta distància.

Finalment, el present treball posà de manifest les diferents propietats de transmitància i absorbància selectiva dels diversos filtres i lents comercialitzades per evitar l'efecte nociu de la llum blava de les pantalles LED. Resta pendent determinar l'efecte real d'aquesta llum pel que fa a la fatiga visual, observant, per exemple, la freqüència de parpelleig.



# **Abstract**

## **Introduction**

There is an agreement in the scientific community which indicates that excessive exposure to digital displays poses implications at a visual level, being ocular dryness and visual fatigue those of greater impact. The various studies document ocular dryness and visual fatigue as a risk factor for these symptoms. Blinking is directly related to the distribution of the tear film, which is altered in response to the use of digital displays, contributing in many cases to the increase in eye dryness and fatigue. The digital display viewing distance tends to be shorter than when working on paper, especially on those devices with smaller screens, such as mobile or tablets, favouring the increase in visual fatigue of users in general and influencing in possible myopic changes of the refractive state.

## **Work done**

The study and characterization of blinking aims to determine in a quantitative and objective manner the parameters that define blinking: frequency, amplitude and regularity. Throughout this work, tools and procedures have been developed to objectively measure these parameters, after assessing the use of devices in other research centres, as a rule very expensive and difficult to access by optometrists, who are dedicated to the care of the population's visual health problems. Likewise, a real-time measuring sensor for the visualization distance of displays has been developed, in its first version only for computers. Also, the possible effect that the tasks requiring different levels of attention may have on the viewing distance has been studied. A study was conducted to describe the importance of taking into account several blinking parameters that together establish a theoretical index to assess the degree of ocular dryness. Finally, given that the displays with which the study was made were modern devices which incorporated LED technology, a description study was carried out regarding their blue-light emission both, with and without the incorporation of filters and ophthalmic lenses specially marketed for screen users. Throughout this work, collaborations have been established with various research groups, emphasizing the collaboration made with the Institute of Optometry at University of Applied Sciences and Arts Northwestern Switzerland, in order to work together in the development of strategies for the modification and conditioning of blinking.

## Conclusions

Incomplete blinking is one of the main causes of ocular dryness, affecting the correct distribution of the tear film. When comparing reading on electronic devices to reading on paper, it has been noticed that, although in both conditions there is a notable decrease in the frequency of blinking, it is with the use of displays where a remarkable increase in the percentage of incomplete blinks was found. Likewise, the relevance of exploring blink regularity must be underlined, as this parameter is also associated with the correct and frequent distribution of the tear film.

This complete blinking characterization was performed through the analysis of previously recorded videos. Throughout this thesis, first steps were taken in the development of an automatic blinking counting algorithm, through a collaboration with the Department of Systems Engineering, Automation and Industrial Computing of the Universitat Politècnica de Catalunya (UPC). In its preliminary version, this algorithm has shown to have a good blinking and counting sensitivity detection using a web cam, being among the first specific tools used in research for this purpose.

Once the blinking characteristics were determined, conditioning strategies and tools were studied in order to improve the parameters in the case of digital screens users. One of these tools was the “Blink-Blink software”, from the Swiss research centre, which showed in a non-intrusive manner promising results in preliminary tests for the eye-blink conditioning (EBC) carried out in that centre. Future studies, already designed in collaboration with the UPC aim to determine software effectiveness on office users, exploring the variation of blinking parameters and dryness symptoms.

It may be concluded that the viewing distance in front of computer displays is not constant, but varies according to the task performed: for example, video viewing (more distance) versus reading (less distance). This can have an impact on the required visual skills to see displays correctly, such as the vergence system and the accommodative system, therefore increasing the risk of visual fatigue. The ultrasound-based sensor developed to measure the viewing distance in real time has proven to be a useful tool to control and, if required, to correct this distance using a feedback system.

Finally, work was also performed to determine the different transmittance properties and selective absorbance of various filters and lenses marketed to avoid the harmful effect of blue light of LED displays. It is still necessary to determine the real effect of this type of light with regards to visual fatigue, for instance, paying attention to the blinking frequency.



## **Agraïments**

Al Dr. Genis Cardona Torradeflot, per la gran tasca com a professor a la FOOT i per la dedicació en la realització d'aquesta tesi doctoral.

A la Dra. Elisabet Pérez Cabré, pel suport incondicional, els bons consells de correcció i les recomanacions que aportà per millorar tant a nivell professional com personal.

Voldria agrair al grup GOAPI (Grup d'Òptica Aplicada i Processament d'Imatge) per facilitar-nos l'accés i ús del laboratori d'òptica quan ha fet falta per realitzar les mesures que necessitàvem.

Als antics alumnes de la FOOT Marga Rodríguez, Lidia Tapia i Cristina Fernández per la gran ajuda i col·laboració en els estudis realitzats.

A l'Institut Públic Josep Lladonosa de Lleida per l'amabilitat en obrir-nos les portes i permetre de realitzar mesures en les seves instal·lacions.

Als professors Dr. Bernardo Morcego i Dr. Ramon Pérez, així com al Marc Cabrerizo per la col·laboració en el desenvolupament tècnic de la tesi.

A la Dra. Daniela Nosch per acceptar-me estar al seu càrrec a l'Institut d'Optometria de Suïssa, on vaig poder gaudir de la seva gran tasca professional i investigadora.

Als companys Dídac Pérez i David Mundo per estar disponibles i donar-me un cop de mà quan necessitava el seu talent.

A tots, moltes gràcies

# Contingut

<b>Capítol 1: Introducció</b> .....	1
<b>Capítol 2: Estat de l'Art</b> .....	5
2.1 Pantalles digitals i sistema visual.....	5
2.1.1 Introducció. Síndrome Visual Informàtica (SVI) .....	5
2.1.2 Síntomes i factors de risc .....	7
2.1.3 Importància del parpelleig durant l'ús de pantalles digitals .....	10
2.1.4 Importància de la distància durant l'ús de pantalles digitals .....	12
2.2 Parpelleig .....	15
2.2.1 Anatomia palpebral .....	15
2.2.2 Funcions .....	16
2.2.3 Mecanisme .....	16
2.2.4 Tipus de parpelleig.....	18
2.2.5 Freqüència i detecció del parpelleig.....	19
2.2.6 Variacions fisiològiques.....	21
2.2.7 Demanda cognitiva i dinamisme de la informació.....	23
2.3 Moviments sacàdics i parpelleig.....	24
2.4 Estratègies per millorar i/o condicionar el parpelleig.....	26
2.5 Estratègies per condicionar la distància de visualització .....	30
<b>Capítol 3: Objectius de la tesi doctoral</b> .....	31
<b>Capítol 4: Estudi i caracterització del parpelleig en usuaris de pantalles digitals</b> .....	35
<b>Capítol 5: Caracterització complerta del parpelleig en relació a l'estabilitat de la pel·lícula llagrimal i la sequedat ocular</b> .....	41
<b>Capítol 6: Desenvolupament d'un algoritme per a la detecció i recompte del parpelleig</b> .....	49
<b>Capítol 7: Anàlisi i influència de la distància durant l'ús d'ordinador</b> .....	59
<b>Capítol 8: Estudi de la influència de la llum blava de les pantalles LED en el parpelleig</b> .....	67
8.1 Estudi de la transmissió de filtres comercials d'absorció de llum blava.....	68
8.2 Exploració de l'efecte de la llum blava sobre el parpelleig.....	72
<b>Capítol 9: Condicionament del parpelleig durant l'ús de dispositius digitals</b> .....	77
<b>Capítol 10: Projectes en curs i futurs</b> .....	81
<b>Capítol 11: Conclusions</b> .....	83
<b>Referències</b> .....	87
<b>Compendi de Publicacions</b> .....	99

# Capítol 1

## Introducció

Les pantalles digitals s'han anat introduint cada cop més a la vida diària de les persones del món desenvolupat, on gran part de les tasques que es realitzen es poden fer a través dels ordinadors, mòbils intel·ligents, tauletes gràfiques, llibres electrònics, etc., dispositius que compten amb les denominades, en conjunt, pantalles de visualització de dades (PVD) o pantalles digitals. Aquest canvi de paradigma ha suposat també un canvi important en les demandes visuals dels usuaris, i ha fet plantejar un nombre considerable de noves investigacions en els darrers anys. Aquestes investigacions pretenen, per una banda, intentar entendre, entre altres, com respon el sistema visual a aquestes noves interfases digitals i determinar si hi ha diferències entre mirar aquests estímuls digitals i els textos impresos en paper. Per altra banda, també es vol determinar quines conseqüències es poden derivar del seu ús o abús [Ranasinghe et al, 2016; Macducdoc et al, 2017; Randolph S, 2017; Zakai et al, 2017; Munshi et al, 2017].

Es troba àmpliament documentat a la literatura que l'excés d'hores d'ús d'ordinador origina la Síndrome Visual Informàtica (SVI), que es defineix com una combinació de problemes visuals associats a l'ús de pantalles que pot interferir o incapacitar a l'usuari per desenvolupar tasques amb les mateixes [Chu et al, 2011].

Dins dels factors més destacats que determinen el grau de fatiga visual durant l'ús de pantalles es troba el parpelleig i la distància de visualització de les mateixes. Existeix bibliografia on es mostra que regulant aquests factors (augmentant la qualitat del parpelleig i mantenint una distància adequada) disminuirien considerablement els símptomes que acompanyen la SVI [Chu et al, 2014; Munshi et al, 2017]. Està documentat que la freqüència de parpelleig disminueix durant l'ús d'ordinador, repercutint en els símptomes oculars relacionats amb l'ull sec, una de les problemàtiques de més prevalença en usuaris de PVD [Uchino et al, 2008; Bagheban et al, 2014; Chu et al, 2014]. De manera similar, també s'ha estudiat que mentre s'empra una tauleta gràfica, en comparació amb un text d'impremta, conjuntament amb una reducció de la freqüència, apareix també un augment del percentatge de parpelleigs incomplets, el que novament pot contribuir als problemes de fatiga visual i ull sec [Benedetto et al, 2013, Chu et al, 2014].

Pel que fa a la distància de visualització, s'ha observat que treballar a distàncies molt properes a la pantalla incrementa el risc de fatiga visual [Lin et al, 2008; Agarwal et al, 2013]. A més, cal tenir en compte que alguns dispositius, com ara telèfons mòbils, jocs electrònics, tauletes gràfiques o ordinadors portàtils, sovint disposen de pantalles relativament petites, on es mostren caràcters de mida reduïda, el que obliga l'usuari a mirar el text des de distàncies molt curtes. Aquest efecte és especialment observat entre la població més jove, amb possible incidència sobre el seu estat refractiu. Així, en aquest col·lectiu és important introduir el concepte de progressió miòpica, ja que la literatura indica que el fet de mirar a distàncies curtes durant moltes hores augmenta el risc de desenvolupar, i de veure progressar, el grau de miopia [Muhamedagic et al, 2014].

Podem afirmar que estem davant d'una revolució tecnològica, amb l'aparició de nombrosos dispositius que han canviat el comportament cultural, laboral, de comunicació, d'entreteniment, de privacitat, etc. de les persones. En gran mesura aquests dispositius han facilitat el desenvolupament de bona part de les tasques diàries, tenint una bona acceptació per la majoria de la població dels països desenvolupats. És fàcil preveure que, amb el desenvolupament de noves eines tecnològiques, la tendència serà l'augment de les hores d'exposició de la població a les pantalles digitals, amb la qual cosa serà necessari trobar remeis eficients per a la disminució o eliminació, quan sigui possible, dels símptomes associats a la SVI.

És en aquest marc que es situa la tesi doctoral que presentem com a compendi d'articles. Els tres articles que componen aquest compendi, conjuntament amb les altres publicacions que també es relacionen en aquesta memòria, conformen una unitat compacta, centrada en l'estudi dels aspectes clau de la síndrome visual informàtica. Així, en particular posarem especial èmfasi a l'estudi i caracterització del parpelleig i la distància de visualització durant l'ús de PVD, i ho farem de la manera menys invasiva possible, amb la finalitat de poder, en un futur, implementar el procediment i eines desenvolupades a qualsevol entorn de treball. En primer terme, donada la necessària funció del parpelleig per garantir la integritat de la pel·lícula llagrimal i evitar la síndrome de l'ull sec davant d'una pantalla electrònica [Benedetto et al, 2014], vam pretendre millorar el coneixement sobre els diversos paràmetres del parpelleig durant la tasca de lectura en diferents dispositius, i comparar-los amb els del parpelleig durant la lectura de textos en paper imprès. Per facilitar l'estudi del parpelleig es treballà en el

desenvolupament d'un mètode per a la mesura quantitativa i objectiva de la freqüència del parpelleig en diferents situacions, del percentatge de parpelleigs incomplets i la regularitat del mateix. En aquest sentit, el present treball es diferencia d'esforços previs, centrats en l'avaluació subjectiva dels símptomes oculars o en l'estudi de la freqüència.

A més, el coneixement de les característiques del parpelleig va permetre avaluar algunes estratègies ja proposades per millorar-ne la freqüència durant l'ús de PVD, així com el desenvolupament de noves mesures no intrusives que ajudin a alleugerir la simptomatologia de l'ull sec mitjançant el condicionament del parpelleig a llarg termini.

En segon lloc, però no menys important, l'estudi i anàlisi de la distància de visualització durant l'ús de pantalles digitals pot contribuir a establir recomanacions pel que fa a les condicions òptimes de visualització dels diversos dispositius, i també oferir directrius a l'hora d'avaluar les condicions visuals dels pacients en funció de les tasques més habituals que portin a terme amb les seves pantalles digitals. Com en el cas del parpelleig, es treballà en el desenvolupament i implementació d'un sistema automàtic de mesura de la distància de visualització que oferís la possibilitat d'obtenir mesures objectives i a temps real de la mateixa mentre els usuaris empren dispositius amb PVD.

La present tesi pretén aprofundir paral·lelament en aquestes dues variables, el parpelleig i la distància de visualització, per tal de proporcionar els fonaments i les eines necessàries que portin a cercar estratègies per la millora de la qualitat visual en usuaris de pantalles digitals.



Pàgina deliberadament en blanc.

## Capítol 2

### Estat de l'Art

#### 2.1. Pantalles digitals i sistema visual

##### 2.1.1. Introducció. Síndrome Visual Informàtica (SVI)

L'augment exponencial de les **tecnologies digitals** en tots els àmbits de la societat moderna actual (des del treball, els estudis, el comerç, l'oci, etc.) suposa que un gran ventall d'activitats es realitzin mitjançant pantalles digitals o pantalles de visualització de dades (PVD). Per PVD entenem tots els instruments que disposen de pantalles alfanumèriques o gràfiques, com televisors, aparells per a la visualització de microfítxes, ordinadors de sobretaula, portàtils, mòbils, tauletes gràfiques, llibres electrònics, etc., independentment del mètode de representació visual que utilitzin [INSHT, 2006]. Així, dins les PVD s'inclouen pantalles que es basen en diferents tecnologies, com les de tubs catòdics, les de cristall líquid, les de plasma o les més modernes de LED's. L'ús de les PVD s'ha estès en nombroses activitats de la societat, com ara la lectura i escriptura de tots tipus de documents, la visualització de pel·lícules, els jocs electrònics o, a través de la xarxa, les operacions de compra i/o venda per internet, les transaccions bancàries, les interaccions socials mitjançant converses i comunicacions des de diferents punts del planeta. Si bé l'ús dels dispositius amb PVD més innovadors el trobem majoritàriament en les capes de població jove i adulta, la gran diversitat d'activitats involucrades fa que una franja d'edat molt àmplia de la població interaccioni en algun moment de la seva vida quotidiana amb les PVD. Per aquest motiu, l'estudi d'aquesta interacció i els seus efectes, per exemple, en la visió humana, és un tema de molta actualitat amb implicacions molt rellevants per la salut visual.

Una mostra que la **integració digital** en la societat actual és un fet ho evidencia les següents dades: l'any 2016 es van vendre al voltant de 256 milions de tauletes gràfiques, 152.5 milions de ordinadors portàtils, 256 milions d'ordinadors de sobretaula i 343.3 milions de mòbils intel·ligents en tot el món (*smartphones*) [Statista, 2016]. A més, si tenim en compte que en molts casos s'utilitzen les PVD durant la jornada laboral i també per les activitats lúdiques i socials, les **hores d'ús** de les PVD poden augmentar molt al llarg del dia. Alguns estudis ens mostren que, de mitjana, una persona pot estar

unes 14 hores mirant pantalles digitals [Rideout et al, 2010]. Segons una enquesta realitzada a 1400 persones pel Col·legi d'Òptics i Optometristes de Catalunya, la franja d'edat compresa de menys de 30 a 60 anys es passa una mitjana de  $9.5 \pm 1$  hores davant la pantalla [Victor3d.cat, 2014].

El fet que s'hagi multiplicat el nombre de dispositius digitals que en l'actualitat formen part de la vida diària, com ara els telèfons intel·ligents, tauletes gràfiques, jocs i llibres electrònics, etc., ha conduït a un augment paral·lel dels problemes visuals i ergonòmics relacionats amb l'ús d'aquests dispositius. És per aquest fet que la publicació d'estudis sobre la incidència de l'ús de PVD en la salut ha augmentat moltíssim en els darrers anys [exemples són: Ranasinghe et al, 2016; Macducdoc et al, 2017; Randolph, 2017; Zakai et al, 2017; Munshi et al, 2017].

S'ha de tenir en compte que l'ús prolongat dels ordinadors presenta certes conseqüències negatives per a la salut, tant a nivell físic com psicològic [Seghers et al, 2003]. L'Associació Americana d'Optometria (AAO) defineix la síndrome visual informàtica (SVI) com el conjunt de problemes oculars i visuals relacionats amb l'ús d'ordinador [Rosenfield, 2016]. Així, la SVI és un terme que s'utilitza per descriure els problemes visuals associats a l'ús d'ordinador que inclouen dolor ocular, malestar visual, mals de cap, sensació d'ull sec, visió borrosa i visió doble [Zakai et al, 2017; Randolph S, 2017], a més, també, de problemes d'esquena i de cervicals [Hales et al, 1994]. Per exemple, alguns estudis indiquen que un 62% dels treballadors nord-americans que utilitzen ordinadors presenten alguna lesió física [Wahlstrom, 2005]. Altres autors indiquen que un 75% dels treballadors que operen amb pantalles entre 6 i 9 h al dia es queixen de problemes visuals [Mutti i Zadnik, 1996]. Altres encara senyalen que el percentatge de símptomes físics associats a l'ús d'ordinadors s'eleva al 90% en aquells usuaris que treballen 3 hores o més davant la pantalla [Hayes et al, 2007]. En l'àmbit universitari també s'ha constatat que els estudiants passen moltes hores davant les pantalles. Així, Reddy i col·laboradors, l'any 2013 [Reddy et al, 2013], van examinar una mostra de 795 estudiants universitaris que empraven les PVD (ordinador) durant un mínim de dues hores al dia i van observar que un 90% presentava símptomes relacionats amb la SVI. Un estudi recent indica que un 88 % d'usuaris de pantalles digitals reporten tenir fatiga visual un cop al mes, i un 74 % com a mínim un cop a la setmana [Kollbaum et al, 2016].

Per tant, si combinem les xifres de percentatges de problemes associats a l'ús de pantalles amb les dades de persones treballant amb l'ordinador de manera diària, veiem que l'abast del problema és cada vegada més gran. Per exemple, en un estudi basat en el cens de la població d'EEUU, s'estima que un 68% de la població treballa diàriament davant de l'ordinador i es preveu que entre 15 i 47 milions d'usuaris tindrien SVI [Yan et al, 2008]. Igualment, en un estudi més de caire optomètric, es va calcular que uns 15 milions de pacients que es visiten anualment a clíniques ho fan pel malestar visual associat a l'ús de pantalles [Sheedy, 2000]. També val la pena mencionar que el malestar visual i ergonòmic durant la feina repercuteix a nivell econòmic, donat que els símptomes incrementen els errors, rebaixant la productivitat, i la necessitat de més pauses durant la jornada laboral [Rosenfield, 2011]. Diversos estudis quantifiquen els costos dels problemes musculoesquelètics associats al treball amb ordinador entre 45 i 54 bilions de dòlars anuals [Speklé et al, 2010].

Per últim, cal remarcar que si bé els estudis esmentats fan referència a l'ús d'ordinadors i els seus efectes, és fàcilment previsible que totes aquestes xifres es vegin incrementades de forma molt significativa si es consideren tots els dispositius electrònics més moderns que també incorporen PVD. Així, els estudis per conèixer i reduir els problemes associats a la SVI poden tenir una repercussió notable en la millora de la qualitat de vida dels usuaris, tant a nivell físic, psicològic com funcional [Van Tilborg et al, 2017], sent possible arribar a incrementar la productivitat dels treballadors en un 2.5 % [Daum et al, 2004].

### 2.1.2. Síntomes i factors de risc

Els símptomes que s'associen a la SVI són típicament dolor ocular, fatiga visual, sensació d'ulls cansats, irritació ocular, visió borrosa i ull sec, entre altres [Kollbaum et al, 2016; Ranasinghe et al, 2016], incloent també símptomes musculoesquelètics com els mals de coll i d'esquena [Hayes et al, 2007].

En general, els **síntomes** els podríem dividir en [Kollbaum et al, 2016]:

- Sensacions primàries: Mals de cap, dolor ocular, cansament, dolor cervical.
- Sensacions secundàries: Ulls plorosos, irritació, ull sec.
- Sensacions visuals: Visió borrosa, visió doble.

El treball prolongat amb ordinador resulta en un augment molt significatiu de la prevalença de problemes oculomotors, refractius i acomodatius. L'aparició de símptomes en la SVI depèn d'un cúmul de factors visuals i ergonòmics, íntimament relacionats entre ells. Així, per exemple, s'ha observat que l'error refractiu no corregit augmenta els símptomes d'astenopia [Wiggins et al, 1991], i una lent oftàlmica progressiva o bifocal per la correcció de la presbícia obliga a mirar en distàncies i angles pocs ergonòmics [Basrai i Aghazadeh, 2004; Rosenfield, 2011]. Igualment, un angle de mirada inadequat (fora dels 10-20° per sota de la posició primària de mirada) també augmenta la incidència de problemes visuals [Jaschinski, 2002]. Hem de tenir en compte que és normal que els mals d'esquena i l'astenopia estiguin associats, donat que hi ha una relació directa de la connectivitat neuromuscular entre el múscul ciliar ocular i el múscul trapezi de l'esquena, és a dir, es veuen afectats col·lateralment [Zetterberg et al, 2013]. Per tant, una postura poc ergonòmica pot incidir en malestar visual i a la inversa, una mala higiene visual pot repercutir directament en problemes d'esquena i cervicals [Robertson et al, 2013].

A més, el fet d'estar mirant contínuament a una pantalla fa que el sistema visual hagi de respondre coordinant les **habilitats visuals d'acomodació i vergència** de tal manera que, si aquestes habilitats no treballen en òptimes condicions, poden originar-se els símptomes descrits [Tosha et al, 2009; Collier i Rosenfield, 2011]. Malgrat tot, roman la controvèrsia sobre si els problemes acomodatius (d'enfoc prolongat i flexibilitat) són la causa última dels símptomes en la SVI [Rosenfield, 2011; Collier i Rosenfield, 2011]. Així, si bé s'ha descrit que existeix una resposta acomodativa ineficaç mentre es mira una pantalla, en comparació a quan es mira un text d'impremta, la diferència en fatiga acomodativa produïda per la distància d'observació d'una pantalla no es pot considerar clínicament significativa [Rosenfield, 2011]. En referència al ús de tauletes gràfiques i telèfons intel·ligents, un estudi recent va observar que la resposta acomodativa varia

amb l'ús d'aquest tipus de pantalles [Moulakaki et al, 2017]. També està ben documentat que un baix contrast, una baixa resolució de la pantalla i la formació de reflexes molestos incrementen el risc de fatiga visual [Anshel, 2005]. En definitiva, s'apunta que és la interacció recíproca entre el sistema visual i l'ergonomia del lloc de treball (pantalla, taula, documents, ratolí, cadira, teclat) el que acaba provocant una gran part dels símptomes.

Igualment, diversos estudis indiquen que, treballant la mateixa tasca en **paper i en format digital**, s'observa més fatiga visual general en aquest segon cas [Chu et al, 2011]. Altres autors han trobat que fins i tot la comprensió lectora és veu disminuïda durant la lectura en PVD [Mangen et al, 2013]. En nens també s'ha demostrat una menor velocitat lectora en ordinadors que en paper [Kerr i Symons, 2006]. Un possible factor que pot originar aquestes diferències recau en les condicions lumíniques, donat que s'ha documentat que l'emissió de les pantalles tipus LED's causa fatiga visual i que això pot interferir en els processos cognitius i de memòria [Yan et al, 2008; Mangen et al, 2013], però són necessaris més estudis per determinar-ne de manera més exhaustiva les causes.

Una altra dada interessant a mencionar és la **frequència de refresc** de les PVD, que és el número de vegades per segon que s'actualitza la imatge que estem veient a la pantalla, sent normal en la majoria d'ordinadors trobar una taxa de refresc dels volts de 75 Hz [Yan et al, 2008]. Juntament amb la taxa de refresc hi ha la frequència crítica de fusió, que es defineix com la frequència en la qual el sistema visual interpreta un estímul lluminós intermitent com una sensació estable i contínua, sent valors acceptats com a normals els situats entre els 30-50 Hz [Bali et al, 2014]. En aquest sentit, s'ha observat que un augment de la taxa de refresc de fins a 300 Hz resulta en una disminució dels problemes d'astenopia, augmentant la funcionalitat visual [Blehm et al, 2005]. En la mateixa línia, altres investigadors han trobat que un canvi de 60 a 500 Hz resulta en un increment de la **velocitat lectora** d'un 3 % [Bridgeman i Montegut, 1993]. Efectivament, un dels factors implicats en la velocitat lectora són els sacàdics oculars, que són els moviments balístics que utilitzem, entre altres habilitats visuals, per a la lectura. Durant la lectura els nostres ulls van saltant les paraules per llegir-les globalment. En aquest sentit, diversos estudis indiquen que el sistema de sacàdics sembla alterar-se segons la frequència de refresc dels monitors: si és més baixa (més

propera a la freqüència crítica de fusió), els sacàdics són menys precisos [Baccino et al, 2001]. Per altra banda, com més alta és la freqüència de refresc, menys símptomes i més funcionalitat del sistema visual [Baccino et al, 2001]. En conseqüència, la freqüència de refresc sembla tenir efectes distractors sobre el sistema visual i un efecte acumulatiu durant la lectura que pot conduir als símptomes de la SVI. Val a dir que la tecnologia de les pantalles actuals proporciona una taxa de refresc cada vegada més alta, fent que aquesta variable sigui menys influent en el sistema visual.

Malgrat tot, entre tots els símptomes de la SVI, els relacionats amb la **sequedat ocular**, tal com sensació d'arena o picor, són els que més contribueixen al malestar visual [Kollbaum et al, 2016; Munshi et al, 2017], i repercuteixen directament a la salut psicològica del usuari [Ye et al, 2007]. **L'ull sec** és, amb diferència, el símptoma més important i el de més prevalença en la SVI. Així, s'ha trobat una alta incidència d'ull sec evaporatiu en usuaris d'ordinador [Uchino et al, 2008], amb una alteració de la regularitat de la llàgrima que pot anar associada a canvis en agudesa visual i contribuir a augmentar la fatiga visual [Montes-Micó et al, 2004]. Per tal d'estudiar un dels factors implicats en la qualitat de la llàgrima com és el parpelleig, caldrà descriure com es veu afectat aquest durant l'ús de pantalles digitals.

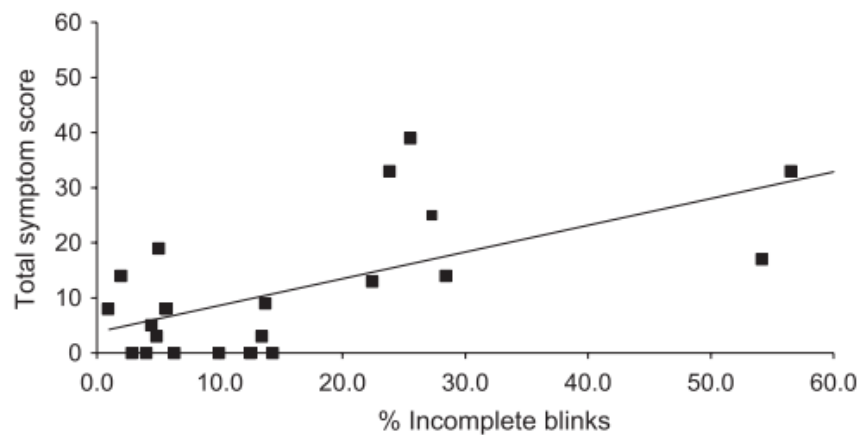
### 2.1.3. Importància del parpelleig durant l'ús de pantalles digitals.

#### *Ús d'ordinadors*

Algunes investigacions han demostrat que el parpelleig està disminuït durant l'ús d'ordinadors [Schlote et al, 2004; Chu et al, 2014], comprometent el manteniment de la integritat de la llàgrima i de la superfície ocular. Així, alguns estudis mostren una reducció d'entre el 32-42% de la freqüència de parpelleig en usuaris de PVD [Schlote et al, 2004; Himebaugh et al, 2009]. Altres autors van observar una diferència entre la freqüència de parpelleig (en parpelleigs per minut o p/min) entre la lectura d'un text en paper (10 p/min) i el mateix text en una pantalla (7 p/min) [Tsubota i Nakamori, 1993]. Ara bé, les últimes investigacions mostren que no és únicament la reducció en la freqüència de parpelleig l'origen de la sequedat ocular, sinó que també hi contribueix de manera important l'augment del percentatge de **parpelleigs incomplets** [Hirota et al, 2013; Chu et al, 2014]. Efectivament, el parpelleig incomplet compromet la integritat de



la llàgrima al no permetre una correcta distribució de la mateixa a la superfície ocular [Hirota et al, 2013]. Quan no es realitza un parpelleig complet es creen zones localitzades de sequedat en la superfície ocular (principalment inferior), alhora que s'impedeix l'expressió de les glàndules de Meibomi i l'eliminació de la llàgrima a través dels punts llagrimal, alterant la distribució i renovació normal de la pel·lícula llagrimal [Schlote et al, 2004]. Cal destacar, a més, que els parpelleigs incomplets són involuntaris, és a dir, que no som conscients de realitzar-los. Alguns autors han demostrat una bona correlació entre aquests i l'augment de la simptomatologia mitjançant un qüestionari de símptomes en la SVI, com es pot observar a la **FIGURA 2.1**, extreta de [Portello et al, 2013].



**FIGURA 2.1.** Gràfica de correlació entre els símptomes i el percentatge de parpelleigs incomplets. [Extreta de Portello et al, 2013]

Segons conclouen els autors d'aquests estudis, aquesta alteració del parpelleig en usuaris de pantalles digitals pot originar-se en la utilització de la visió propera, en les demandes cognitives i atencionals relacionades amb la tasca que es realitza, o en el simple fet d'estar mirant una PVD. Actualment encara no existeix un consens sobre el motiu pel què les pantalles d'ordinador disminueixen la freqüència de parpelleig i/o augmenten els parpelleig incomplets. La revisió d'estudis com els de [Chu et al, 2011; Chu et al, 2014] indiquen que, mantenint les mateixes condicions de mirada, controlant totes les variables ergonòmiques i cognitives, existeix una diferència en el parpelleig i un augment dels símptomes visuals pel simple fet de mirar pantalles digitals. Això ens fa plantejar quina és la causa que condueix a alteracions de la qualitat del parpelleig i, per tant, a augmentar els símptomes de sequedat ocular en SVI. Val a dir que si bé aquests estudis indiquen que el parpelleig és un factor important per la fatiga visual en

el SVI, per norma general no han observat les variacions del mateix amb l'edat, ni tampoc n'han estudiat la regularitat, ni han dut a terme una comparació controlada de diversos suports de lectura (paper, ordinador, tauleta, etc.).

### *Ús de tauletes gràfiques o telèfons intel·ligents*

Algunes investigacions han observat que el parpelleig es veu reduït quan s'utilitza, en igualtat de condicions (distància, temps, il·luminació), una tauleta gràfica, en comparació amb la lectura en paper [Benedetto et al, 2013; Benedetto et al, 2014]. Aquest fet contribueix als símptomes de sequedat ocular quan s'utilitza la pantalla i podria explicar perquè tenim més fatiga visual quan llegim davant una pantalla en comparació d'un llibre. D'altra banda, s'ha estudiat que l'ús dels telèfons intel·ligents en la població infantil augmenta el risc de patir sequedat ocular [Moon et al, 2016].

#### 2.1.4. Importància de la distància durant l'ús de pantalles digitals.

### *Ús d'ordinadors*

Per norma general es menciona una distància mínima de 30 cm mentre es treballa en ordinador [Rempel et al, 2007], si bé es considera els 67 cm com un estat de repòs visual [Taptagaporn i Saito, 1993] i, per aquest motiu, es tendeix a recomanar distàncies de treball més grans, d'uns 60 cm.

S'ha observat que, a menor distància de mirada, més problemes astenòpics i ergonòmics apareixen, contribuint als símptomes de la SVI [Zetterberg et al, 2013]. Cal tenir en compte que mides de lletra més petites solen anar associades a una distància de treball més reduïda [Rempel et al, 2007]. A més, per tal de treballar còmodament, també es recomana visualitzar una mida de lletra tres vegades superior a la màxima **agudes visual (AV)** de prop [Rosenfield, 2011].

Alguns estudis apunten que el treball prolongat a distàncies curtes pot arribar a crear miopia relacionada amb l'estrès visual [Muhamedagic et al, 2014], si bé no s'ha trobat encara una relació directa entre l'ús de pantalles d'ordinador i l'increment de miopia [Mutti et al, 1996]. Malgrat tot, és un factor important a tenir en compte en l'estudi de la relació entre els diversos símptomes de la SVI [Shieh i Chen, 1997; Lin et al, 2008; Agarwal et al, 2013].

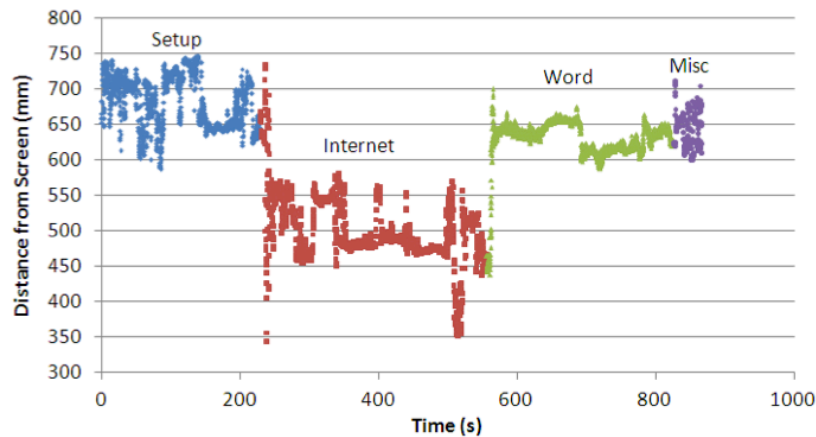
D'altra banda, s'ha observat que la **distància de visualització** varia amb l'edat i que, en joves, aquesta distància és més elevada que en adults. És en aquest grup d'edat, els joves, on la miopia té tendència a créixer més [Wu, 2011]. Així, en un estudi realitzat amb 20 estudiants universitaris es va trobar una distància mitjana en usuaris de PVD portàtils d'aproximadament 50 cm [Shieh i Lee, 2007]. D'altra banda [Rempel et al, 2007] van analitzar durant dues hores la distància davant l'ordinador en una mostra de 24 persones i van trobar tres distàncies preferides, 52.4 cm, 73 cm i 85.3 cm, descrivint una relació directa entre la mida de la lletra i la distància a la que es posaven els participants de l'estudi.

A nivell optomètric, i com a norma general, es sol aconsellar la distància de Harmon com a punt de partida ràpid i individual en cada persona [Grossfeld,1951]. La distància de Harmon es considera la distància del colze a l'artell del dit cor, i manté segons l'autor original (Dr. Darrel Boyd Harmon) un bon equilibri entre convergència i acomodació, obligant el cos a adoptar una postura correcta, reduint així l'estrès visual en visió propera [Cobb, 1990]. Val a dir que els beneficis d'emprar aquesta distància de treball encara no s'han demostrat en estudis controlats des de la seva difusió l'any 1949.

És interessant subratllar, donada la importància del tema de la distància de visualització, que, fins a la data, hi ha molts pocs estudis publicats centrats a buscar un dispositiu automàtic i en temps real per poder mesurar i regular la distància en els dispositius de PVD i evitar els problemes visuals derivats de l'excés de visió propera. En aquest sentit, destacarem el desenvolupament d'un sensor emissor i receptor d'ultrasons a 40 KHz compost per diverses unitats perifèriques connectades a una unitat de control [Piccoli et al, 2001]. Els dissenyadors d'aquest instrument van observar que el sistema era força precís, sense interferir en les tasques que realitzaven els usuaris, però, en canvi, l'equipament ocupava molt espai i no era pràctic per a l'ús diari.

De manera similar, [Sutherland i Gale, 2011] van desenvolupar un sensor, en aquest cas d'infraroig, que detectava en temps real, mitjançant un sistema de localització, el cap de l'usuari davant la pantalla d'ordinador. Aquests autors van observar que si els usuaris feien tasques de navegació per internet s'apropaven més a la pantalla que quan duïen a terme una tasca consistent a treballar un document de text (**FIGURA 2.2**) i van concloure que, encara que era un projecte en fase preliminar, del qual no s'ha publicat més fins a la data, el sistema permetia obtenir dades de la distància sense ser invasiu ni

interferir en les tasques. Aquests estudis posen de manifest l'interès per desenvolupar un sensor que mesuri la distància en temps real i permeti, si s'escau, incorporar un sistema de *feedback* per a la reeducació de la mateixa.



**FIGURA 2.2.** Esquema que mostra les diferències de distància en funció de les tasques que es desenvolupen. *Setup*: mirant la pantalla sense fer res; *Internet*: navegar per pàgines diverses; *Word*: escriure un document i *Misc*: activitat lliure en l'ordinador [Extret de Sutherland i Gale, 2011]

No obstant aquests estudis, resta per determinar si hi ha una **relació entre la distància i l'atenció visual** requerida per a la tasca que s'està realitzant, característica que pot ser important per estudiar la variació de la distància durant una jornada laboral a nivell dinàmic.

#### *Ús de tauletes gràfiques o telèfons intel·ligents*

Durant la utilització d'aquests dispositius s'ha observat que la **distància de visualització** dels textos preferida és més curta que en paper (sobre els 36.2 cm) [Bababekova et al, 2011], tot i que aquesta distància sol ser difícil de mantenir per la tendència a apropar-se inconscientment a l'aparell quan es llegeixen textos de mida petita en aquestes pantalles reduïdes [Shieh i Lee, 2007].

Aquestes distàncies curtes podrien estar associades amb un increment de la demanda acomodativa i de vergències, contribuint així als símptomes de fatiga visual en usuaris de pantalles digitals [Rosenfield et al, 2017].

També s'han descrit canvis a la distància d'observació en funció de les **posicions** que s'adopten a l'utilitzar aquests dispositius. Efectivament, en un estudi es va trobar que la distància d'observació quan els participants estaven asseguts era lleugerament superior (20.3 cm  $\pm$  4.7 cm) que a l'estar estirats al llit (16.4 cm  $\pm$  2.7 cm) [Yoshimura et al, 2017]. De manera similar als ordinadors, a la literatura científica no hem trobat pràcticament cap estudi que investigui com controlar i educar, de manera no invasiva, la distància de treball per evitar els problemes de fatiga i/o miopia que comporta l'ús de dispositius mòbils amb PVD.

## 2.2 Parpelleig

### 2.2.1. Anatomia palpebral

Les **parpelles** són plecs cutanis que recobreixen la part anterior del globus ocular. Presenten dos cares, una anterior o cutània i l'altra posterior o mucosa, en contacte amb la conjuntiva tarsal de la superfície anterior de l'ull. Anatòmicament, estan units en els extrems, formant els angles laterals i medials. L'angle medial es distingeix per tenir la carúncula i el plec semilunar. En els extrems de les parpelles es forma la vora o marge lliure, on resideixen les glàndules de Meibomi, amb 25-30 glàndules a la parpella superior i 20-25 a la inferior.

Pel que fa als **diferents músculs** que contribueixen a l'acció del parpelleig, destaquem l'elevador superior de la parpella, el múscul de Müller i el múscul orbicular (a més del múscul de Riolan, porció de l'orbicular situat al marge de la parpella). L'orbicular (encarregat de tancar els ulls) i l'elevador superior de la parpella (encarregat d'obrir-los) són antagonistes, i les seves afectacions són causants de molts desordres en el moviment palpebral [Esteban et al, 2004]. L'activació simpàtica del múscul de Müller estableix la posició natural de la parpella durant posició primària de mirada relaxada. El múscul de Riolan contribueix a assegurar el contacte de les dues parpelles en el moment del parpelleig complet.



### 2.2.2. Funcions

La principal **funció del parpelleig** consisteix en la correcta distribució i uniformització de la pel·lícula llagrimal, humectant la superfície ocular i eliminant les partícules estranyes, sempre que aquest sigui complert i hi hagi una bona quantitat de llàgrima [Doane 1980].

Les últimes investigacions apunten a què el parpelleig representa un "marcapassos" intern, regulat per les funcions cognitives. D'aquesta manera, cada parpelleig ajuda a processar la informació visual [Nakatani et al, 2011], a establir el camp visual quan realitzem moviments sacàdics [Bristow et al, 2005] i a regular la informació visual important [Nakano et al, 2009].

Les funcions principals del parpelleig es troben resumides a la **TAULA 2.1**.

**TAULA 2.1.** Resum de les funcions del parpelleig

<b>Funcions del parpelleig</b>	
<u>Fisiològiques</u> 	<u>Cognitives</u> 
<ul style="list-style-type: none"> <li>• Secreció lipídica per les glàndules de Meibomi</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Estabilització Visual a través dels sacàdics i el sistema vestibular</li> </ul>
<ul style="list-style-type: none"> <li>• Uniformitat i distribució de la pel·lícula llagrimal</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Regular el flux d'informació visual</li> </ul>
<ul style="list-style-type: none"> <li>• Protecció ocular</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Reorganització atencional</li> </ul>

### 2.2.3. Mecanisme

Hi ha diversos factors que **activen i regulen el parpelleig** ja que, tal com s'ha mencionat anteriorment, aquest és modulats a nivell cognitiu i també a nivell sensitiu corneal. El que es manté invariable és el mecanisme del parpelleig [Gruart et al, 1995]. Així, el parpelleig és iniciat per la inhibició del múscul elevador palpebral, sumada a l'activació del múscul orbicular [Bjork i Kugelberg, 1953], i les parpelles recuperen la posició oberta gradualment com a resultat d'una activació de l'elevador i una desactivació de l'orbicular. El temps de tancament palpebral varia segons si es tracta

d'un parpelleig reflex (30 ms) o espontani (75 ms), on el retorn a la posició oberta és més lent, amb uns 100-200 ms fins a la posició natural [Bahill et al, 1975].

Durant la fase de tancament palpebral el sistema visual es manté durant un breu instant a les fosques, causant una interrupció en la visió d'aproximadament 400 ms [VanderWerf et al, 2003], si bé no som conscients d'aquestes interrupcions gràcies a la supressió cortical associada al parpelleig. Aquesta **supressió** s'activa 50 ms abans de l'acció motora del parpelleig, causant una baixada de la sensibilitat visual en les àrees occipitals i pre-frontals i afectant més a la sensibilitat retiniana perifèrica [Bristow et al, 2005; Burr, 2005; Hupé et al, 2012]. Així, cada vegada que parpellegem suprimim el flux d'informació visual però, gràcies a l'acció de les àrees visuals cerebrals, que extrapolen la informació prèvia al moment del parpelleig, aconseguim una bona estabilitat visual.

A més a més, el mecanisme de supressió del parpelleig està associat amb els moviments ocular sacàdics [Ridder i Tomlinson, 1995]. Efectivament, existeix una integració neuronal entre el circuit de les parpelles i els moviments oculars, amb una coordinació recíproca entre els dos mecanismes. Per exemple, al còrtex pre-frontal, col·licle superior i cerebel, àrees que controlen la planificació i execució dels moviments sacàdics i dels seguiments, s'han observat aferències directes cap el múscul orbicular i l'elevador de la parpella superior a través del nervi trigemin [Dauvergne et al, 2004; Gong et al, 2005]

Cal tenir en compte, doncs, que hi ha diversos mecanismes d'activació del parpelleig. Així, en primer terme pot ser activat a nivell del V parell cranial (innervació en superfície ocular), on participaran els receptors sensitius (estímuls freds principalment). En segon lloc, per mecanismes endògens (demandes cognitives i atencionals), on la ruta d'activació és controlada a **nivell cortical**. I, finalment també per accions recíproques entre les connexions vestibulars i el múscul orbicular, fet que explica que girant el cap s'indueixi un parpelleig per fomentar l'estabilització de la visió [Gandhi, 2007].

El mecanisme del parpelleig, per tant, compleix un control temporal que busca minimitzar i prevenir la pèrdua d'informació visual important, de tal forma que parpellegem en els moments "sense importància" per així obtenir el màxim rendiment del flux visual, alhora que assegura les funcions fisiològiques en la superfície ocular.



#### 2.2.4. Tipus de parpelleig

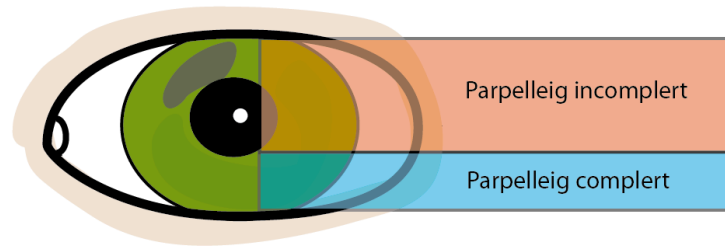
La literatura actual distingeix diversos tipus de parpelleig segons l'amplitud i la voluntat del subjecte:

- Segons l'amplitud: Parpelleig complerts, incomplerts i ràfega.
- Segons la voluntat: Parpelleig espontani, reflex i voluntari.

Segons l'amplitud, el **parpelleig complet** es defineix, en els diversos estudis, com aquell en el que la parpella superior cobreix més de les 2/3 parts de la còrnia quan fa el descens [Freudenthaler et al, 2003], o més del 50% de la superfície corneal [Skotte et al, 2007], o quan es visualitza el contacte entre la parpella superior i inferior [Pult et al, 2013]. En general, es considera el parpelleig més normal i idoni per complir les funcions fisiològiques oculars [Bron et al, 2004].

Cal tenir en compte, però, que normalment les parpelles superior i inferior no es toquen físicament en la seva part central, donat que no estan ben alineades, pel que el mecanisme real d'expressió de les glàndules de Meibomi, juntament amb la distribució de la pel·lícula llagrimal, encara són objecte de debat [Pult et al, 2013]. És probable que l'expressió lipídica sigui principalment resultat de l'acció de les glàndules localitzades nasalment, on les parpelles entren clarament en contacte.

Per contra, els **parpelleigs incomplerts** es defineixen com el moviment palpebral, associat a la fatiga visual [Himebaugh et al, 2009], en el que no s'arriben a tocar les parpelles [Pult et al, 2013; Chu et al, 2014], o bé aquell en el qual el moviment palpebral s'atura abans de què la parpella superior hagi recorregut les 2/3 parts de la superfície corneal [Freudenthaler et al, 2003] (**FIGURA 2.3**). Aquesta darrera definició, emprada al *Report of The Dry Eye Workshop* [Craig et al, 2013], serà la que utilitzarem en el present estudi, on distingirem entre parpelleig complet (més de 2/3 d'amplitud) i incomplert (menys de 2/3 d'amplitud).



**FIGURA 2.3.** Esquema de la classificació entre parpelleig complet i incomplet segons el *Report of The Dry Eye Workshop* . La intersecció entre els 2 rectangles està localitzada en els 2/3 de la corneïa dibuixada.

Per últim, les **ràfegues** són aquells moviments en sèrie que es formen espontàniament, semblants a uns tremolors, independents de la funció visual. No s'han de confondre amb el blefarospasme o mio-fibril·lacions de la parpella (tics repetitius associats a l'estat nerviós). Normalment les ràfegues no cobreixen més del 30% de la corneïa i s'exclouen en els estudis del parpelleig [Doughty i Naase, 2006; Cardona et al, 2011].

Pel que fa a la classificació segons la voluntat del subjecte, el parpelleig espontani es defineix com aquell que es genera de manera involuntària per mantenir la integritat en la superfície ocular. Es troba segurament regulat per un controlador a nivell cortical [Freudenthaler et al, 2003], modulats per agents externs (demandes cognitives i/o atencionals) i agents interns (terminals nerviosos corneals).

D'altra banda, com a parpelleig voluntari es considera aquell que controlem per una decisió conscient d'obrir i tancar els ulls. Finalment, el parpelleig reflex és aquell que es genera de manera involuntària, produït per la resposta a un estímul extern, d'origen auditiu, cognitiu, visual o sensitiu [Sibony i Evinger, 1998]. També es podria considerar parpelleig reflex aquell originat pel trencament de la pel·lícula llagrimal i l'aparició de zones de sequedat, detectades pels terminals freds situats a la corneïa. La situació ideal és aquella en la que només tenim parpelleig espontani, sense que sigui necessari haver de recórrer de forma prolongada al parpelleig reflex. En aquests casos, sempre es produeix un parpelleig abans del trencament de la pel·lícula llagrimal.

#### 2.2.5. Freqüència i detecció del parpelleig

La freqüència del parpelleig es defineix com el número de vegades que es parpelleja durant un interval de temps determinat. Normalment els estudis de parpelleig determinen el valor en minuts, és a dir, la freqüència normalment s'expressa en forma

de parpelleigs/minut o p/min. Per determinar la freqüència de parpelleig cal tenir en compte diversos aspectes, entre altres si el subjecte a avaluar és conscient que se li està avaluant el parpelleig. A la literatura actual existeixen diversos mètodes de mesura de la freqüència del parpelleig, essent els més utilitzats:

- Registre amb càmera de vídeo [Doughty i Naase, 2006]: Es realitza una filmació i posteriorment es compten manualment els parpelleigs.
- Electromiograma (EMG) [Gowrisankaran et al, 2012]: Es basa en col·locar superficialment 2 elèctrodes al múscul orbicular, obtenint el registre elèctric neuronal, amb un recompte automàtic dels parpelleigs.
- Instruments especialitzats [Nakatani et al, 2011]: S'han desenvolupat diversos instruments especialitzats que mesuren els moviments oculars, com per exemple el EyeLink1000 Plus Eye Tracker<sup>®</sup>, EyeLink II<sup>®</sup> o Skalar IRIS<sup>®</sup>. Tots són sistemes que utilitzen càmeres d'alta resolució que segueixen els moviments oculars i que permeten comptabilitzar el parpelleig gràcies al sistema de càmeres incorporat. Generalment els costos d'aquests aparells són elevats.
- Sistema de LED's amb sensor infraroig (IR) [Schlote et al, 2004]: Els LED's emprats emeten radiació infraroja imperceptible per l'ull. Quan l'ull està obert, part d'aquesta radiació es reflecteix a la còrnia i és detectada pel sensor IR del sistema. Així, quan es tanca l'ull, la quantitat de llum reflectida decreix significativament, detectant automàticament un parpelleig. A més, segons la posició de la còrnia on es reflecteixi el LED pot ser relativament senzill diferenciar entre parpelleig complert o incomplert.

Les tècniques que s'utilitzen amb més freqüència són el registre amb càmera de vídeo seguit del EMG. El valor de la freqüència del parpelleig s'utilitza per estudiar les seves alteracions segons les tasques visuals, situacions ambientals, ull sec, etc. Val a dir que tant els EMG com els aparells tipus *Eye Tracker* són força intrusius, pel que fàcilment poden influir en el fràgil equilibri d'un parpelleig normal.

### 2.2.6. Variacions fisiològiques

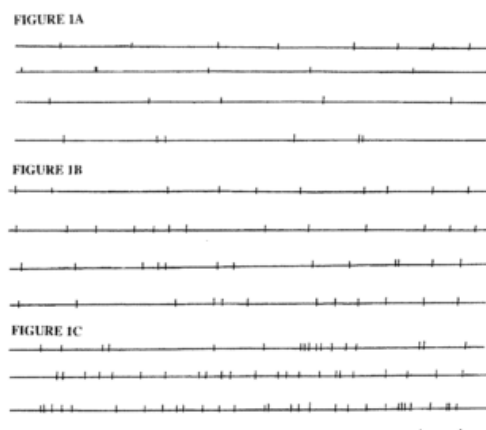
La **freqüència del parpelleig** no és estable, sinó que va variant durant el dia i en funció de les demandes visuals; per aquest motiu, determinar el valor de freqüència considerada com a normal o de referència (*baseline*) pot resultar complicat. Com a punt de partida en les investigacions es considera la freqüència de parpelleig estàndard, en condicions normals (sense llegir, ni parlar) i en posició primària de mirada (els 2 ulls rectes mirant endavant) d'uns 12-15 p/min aproximadament [Doughty, 2001]. El parpelleig varia segons l'angle de mirada, de manera que quan mirem en posició inferior (cap recte i ulls mirant a baix) es veu disminuït a la meitat, en comparació a si mirem en posició superior (cap recte i ulls mirant a dalt). Això és degut probablement a la variació de la superfície ocular, amb una menor àrea d'exposició a l'atmosfera i, per tant, una menor evaporació de la llàgrima [Tsubota i Nakamori, 1995]. Per la mateixa raó, la humitat i la temperatura ambientals afecten al parpelleig, de manera que en ambients de menys humitat s'incrementa el parpelleig [Nøjgaard et al, 2005; Alex et al, 2013].

Els pacients amb **sequedat ocular** solen parpellejar més, i augmenta el temps de contacte palpebral, tenint els ulls tancats durant més temps en comparació amb ulls sans [Ousler et al, 2014]. Igualment, diversos estudis indiquen discrepàncies en la variació del parpelleig amb l'edat. Així, mentre que alguns autors no troben variacions en la freqüència del parpelleig [Doughty i Naase, 2006], altres investigadors, com [Sun et al, 1997], observaren increments del parpelleig amb l'edat (de  $23.5 \pm 3.8$  p/min dels 40 als 49 anys a  $31.3 \pm 5.7$  dels 80 als 89 anys), una troballa possiblement relacionada amb el fet que l'ull sec també augmenta amb l'edat. D'altra banda, s'ha documentat abastament que el parpelleig disminueix amb la lectura. Efectivament, la mitjana de parpelleig durant la lectura és de  $7.9 \pm 3.3$  p/min [Doughty, 2001], fins i tot si es fa en posició inferior de mirada i en silenci. En canvi, durant una conversa el parpelleig pot augmentar considerablement, fins a valors de  $21.5 \pm 5.6$  p/min [Doughty, 2001].

Paral·lelament, s'ha descrit que el parpelleig és un reflex de l'activitat dopamínica [Ladas et al, 2013]. La **dopamina** és un neurotransmissor relacionat amb les funcions cognitives, el que pot estar relacionat amb el fet que el parpelleig s'altera en resposta de les funcions atencionals i executives. Així, s'ha observat que la duració del parpelleig augmenta amb la fatiga mental o la son [Kaneko i Sakamoto, 2001; Schleicher et al, 2008]. Cal tenir en compte que un parpelleig amb una duració superior a 500 ms es

considera un microson, fenomen relacionat amb la fatiga visual [Ousler et al, 2014]. Seguint aquesta línia, s'està investigant, amb resultats prometedors, el *feedback* de mesura del parpelleig per controlar l'estat de fatiga durant la conducció de vehicles [Barbato et al, 2007]. En resum, tot el que crea un canvi en els cicles de dopamina (estats mentals) altera la resposta del parpelleig, des de mentir o inventar-se històries [Mann et al, 2002], fins a la presència d'Alzheimer i/o estats senils [Ladas et al, 2013], canvis emocionals [Karla et al, 2014], episodis de esquizofrènia [Chan et al, 2010], Parkinson [Korosec et al, 2006] i trastorn amb dèficit d'atenció amb hiperactivitat [Caplan et al, 1996], entre altres.

Un altre paràmetre que cal tenir en compte, referent al parpelleig, és la seva **regularitat**, que consisteix en el nivell de variabilitat de l'interval de temps entre dos parpelleigs consecutius. Com passa amb la freqüència, la regularitat també pot veure's alterada segons l'activitat que s'està realitzant. Així, per exemple, durant la conversa els parpelleigs tendeixen a agrupar-se en seqüències curtes, però durant la lectura es sol ampliar l'interval entre parpelleigs i a esdevenir més regulars (durant la lectura el parpelleig sol coincidir amb els signes de puntuació, punts i comes). És important destacar que la regularitat del parpelleig és un aspecte que no es sol tenir en compte pels investigadors, de manera que dins els treballs de recerca centrats en l'estudi del parpelleig tan sols [Doughty, 2001] mesura aquest paràmetre i estableix uns valors de freqüència i uns patrons de regularitat de parpelleig per les diferents tasques analitzades (**FIGURA 2.4**).



**FIGURA 2.4.** Regularitat del parpelleig en la lectura (1A), posició primària de mirada (1B) i durant una conversa (1C). Cada punt representa un parpelleig, seguint l'orde temporal d'esquerra a dreta en forma de vector temporal. El segment inferior dona l'escala de les tres figures i correspon a 5 s. [Extret de Doughty, 2001]

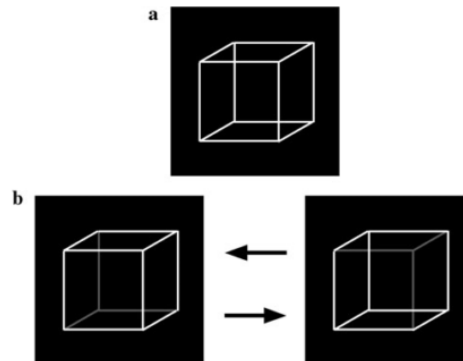
### 2.2.7. Demanda cognitiva i dinamisme de la informació

Com ja s'ha apuntat anteriorment, s'ha investigat la influència de l'estat mental i l'activitat que s'està realitzant sobre el parpelleig i s'ha demostrat que hi ha una bona correlació entre aquests factors. Per exemple, hi ha una relació inversa entre la dificultat de la tasca i la freqüència de parpelleig [Himebaugh et al, 2009; Gowrisankaran et al, 2012], és a dir, la freqüència disminueix a l'augmentar el grau de concentració o atenció necessaris per desenvolupar una tasca. Per mencionar un d'aquests estudis, [Himebaugh et al, 2009] van avaluar la freqüència de parpelleig en tasques de diferent càrrega cognitiva, mentre els participants llegien una carta, miraven una pel·lícula i jugaven a un joc (identificar de manera ràpida paraules presentades a la pantalla). Els autors van observar que, a mesura que augmentava la càrrega cognitiva de la tasca, disminuïa la freqüència de parpelleig i incrementava la fatiga visual.

De manera paral·lela, un altre treball va observar que el parpelleig disminueix no només per la càrrega cognitiva sinó també pel grau de dinamisme de la informació presentada [Cardona et al, 2011]. Això es va documentar avaluant la freqüència de parpelleig mentre els subjectes jugaven a dos jocs d'ordinador de càrrega cognitiva similar però un més ràpid que l'altre, demostrant una reducció d'aproximadament la meitat dels parpelleigs en el joc d'alt grau de dinamisme. A més, en el segon cas, augmentava considerablement el percentatge de parpelleigs incomplets.

Tal i com hem vist anteriorment, cal tenir en compte que durant cada parpelleig hi ha una **pèrdua d'informació** de 400 ms [VanderWerf et al, 2003]. Conseqüentment, per minimitzar aquesta pèrdua inevitable en el flux visual, el parpelleig tendeix a ocórrer durant les pauses atencionals explícites o implícites [Nakano et al, 2009]. Precisament en aquesta investigació de [Nakano et al, 2009], els autors van observar que, mentre es visualitzava un curtmetratge, els participants mostraven una sincronització dels parpelleigs amb els moments sense importància pel fil argumental del vídeo, minimitzant la pèrdua d'informació rellevant. Aquest mecanisme, relacionat amb l'atenció, contribueix a mantenir estable la percepció visual malgrat les interrupcions del parpelleig. De manera similar, durant la lectura el parpelleig tendeix a coincidir amb els punts, signes d'exclamació, fixacions i regressions [Hall, 1945; Orchard i Stern, 1991], encara que la literatura és escassa en aquest àmbit.

Val la pena mencionar que també s’ha estudiat com el parpelleig contribueix a la interpretació de la **percepció visual**. En efecte, en un estudi de [Nakatani et al, 2011], els autors van observar que durant la visualització del cub de Necker (**FIGURA 2.5**), els canvis d’interpretació de l’orientació espacial del cub anaven seguits prèviament d’un parpelleig. Segons aquestes troballes, sembla que les pauses atencionals inherents en el parpelleig poden tenir un efecte de “reset” en la percepció visual, que ens permet desconnectar breument l’atenció i reestructurar-la de manera diferent.



**FIGURA 2.5.** Cub de Necker i possibles interpretacions de la seva orientació. [Extret de Nakatani et al, 2011]

### 2.3. Moviments sacàdics i parpelleig

Els **sacàdics** són moviments oculars de caràcter voluntari que serveixen per reorientar la línia de mirada en el punt de màxima resolució de la retina, la fòvea, pel que el sacàdic sempre va seguit d’una fixació. Durant la fixació, la visió perifèrica determina la propera localització, alhora que la visió central analitza allò que s’observa. Utilitzem els moviments sacàdics principalment per explorar i extreure la informació visual de l’entorn, essent aquests moviments molt importants durant la lectura, on cada sacàdic va saltant les paraules, facilitant l’anàlisi i interpretació dels textos. Sovint els moviments sacàdics s’anomenen balístics ja que la velocitat del moviment és elevada, arribant a valors  $>200^\circ/s$  [Cullen i Van Horn, 2011], i estant intrínsecament relacionats amb l’atenció, de manera que per focalitzar l’atenció i analitzar el que veiem és necessària una coordinació a nivell visual a través dels moviments sacàdics. El típic sacàdic és iniciat aproximadament 200 ms després de ser presentat l’estímul a la perifèria visual i necessita uns 60-80 ms d’aferència neuronal i 20 ms d’eferència motora [Liversedge et al, 2011].

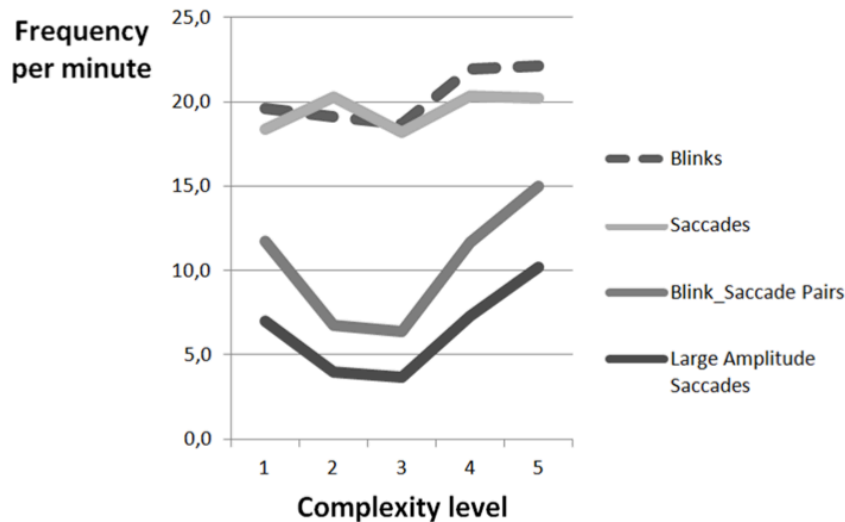


Cal mencionar que, mentre es realitza el moviment sacàdic, la retina hauria de captar un moviment ràpid de la totalitat de la imatge; per contra, es percep una estabilitat visual sense cap moviment o borrositat. El mecanisme que ens ofereix aquesta estabilitat visual és la supressió sacàdica, similar a la supressió que hem descrit durant el parpelleig, que disminueix la sensibilitat cortical durant els moviments oculars [Chahine i Krekelberg, 2009] afectant a la via magnocel·lular [Ross et al, 1996]. Així, aquesta supressió redueix *l'input* visual mentre es realitza el moviment sacàdic [Wurtz, 2008]. A més, el grau de supressió visual és diferent segons l'amplitud del moviment ocular: per exemple, durant la lectura l'amplitud del moviment ocular és molt baixa i la supressió sacàdica funciona molt bé [Gandhi, 2012]; en canvi, amb els moviments oculars més grans de 33° s'activa la supressió, si bé aquesta no és suficient per compensar el grau de moviment, de manera que el sistema visual requereix de la realització sincrònica d'un parpelleig (amb la seva corresponent supressió) per obtenir una bona estabilitat del flux visual [Evinger et al, 1994].

A més, a nivell neuronal els mecanismes del parpelleig i dels sacàdics, i de la corresponent **supressió visual**, es troben molt relacionats [Ridder i Tomlinson, 1997]. Així, s'ha descrit com les àrees corticals involucrades en aquesta supressió sacàdica (i, en conseqüència, del parpelleig) són majorment les V4, V7 i MT+, àrees importants per l'anàlisi del moviment, reflectint el fet que la supressió sacàdica es du a terme principalment per ignorar el moviment de la imatge retiniana [Kleiser et al, 2004].

També val la pena mencionar que els sacàdics que van acompanyats d'un parpelleig solen variar la seva trajectòria, corbant-se, reduint la velocitat i afectant a la latència. Això es deu a l'efecte del parpelleig en la programació neuronal del sacàdic, però el resultat final és una bona coordinació entre aquests moviments i l'estabilitat visual [Gossens i Van Opstal, 2000; Katnani et al, 2012].

Per tant, podem concloure que el parpelleig manté una estreta relació amb els sacàdics, ens ajuda a compensar l'estabilitat visual sobretot durant els moviments oculars de gran amplitud, trobant-se una alta incidència de sacàdics acompanyats d'un parpelleig [Fogarty i Stern, 1989] o durant els moviments de cap [Gandhi, 2007]. Aquests aspectes es posaren de manifest en l'estudi de [Cardona i Quevedo, 2013], on els autors van observar una correlació sincrònica del 32% entre parpelleigs i sacàdics de gran amplitud durant la conducció de vehicles (**FIGURA 2.6**).



**FIGURA 2.6.** Freqüència (per minut) del parpelleig, sacàdics, interacció parpelleig-sacàdics i sacàdics de gran amplitud durant la conducció de vehicles. [Extret de Cardona i Quevedo, 2013]

#### 2.4. Estratègies per millorar i/o condicionar el parpelleig

Si bé és coneguda la baixa freqüència i alteració de l'amplitud del parpelleig durant l'ús de pantalles d'ordinador, tauletes gràfiques i altres aparells amb PVD, en la literatura actual hi ha molts pocs estudis que tinguin per objectiu explorar vies per millorar el parpelleig en usuaris de pantalles, o d'aconseguir un condicionament del mateix. Es tracta d'estudiar estratègies per augmentar tant la qualitat i quantitat del parpelleig que, a més, tinguin un funcionament no invasiu, és a dir, sense interferir a la tasca i de manera inconscient per l'usuari.

Abans de tot, però, també s'ha de tenir en compte els consells generals que s'ofereixen per millorar els símptomes de sequedat ocular en la SVI, basats en l'ergonomia de treball. Entre ells destaquem la configuració de la pantalla a una correcta combinació de contrast i brillantor, l'augment de la taxa de refresc i la correcta configuració de la mida de la font. A més també es recomana evitar l'aire condicionat, efectuar descansos freqüents i mantenir una bona postura corporal. Aquestes estratègies, però, per norma general, no aconsegueixen eliminar totalment la simptomatologia de sequedat ocular de la SVI.

Pel que fa a les **estratègies per millorar el parpelleig**, s'ha incentivat en primer lloc la realització de parpelleigs forçats durant les tasques en pantalla, trobant un augment del la freqüència del mateix del 50% [Sheedy et al, 2005], si bé el mètode proposat interfereix directament en la tasca que es realitza. Igualment, l'ús d'un metrònom per

compassar els parpelleigs n'augmenta la freqüència, però no redueix els símptomes visuals [Portello et al, 2013]. En tercer lloc, altres autors proposen emprar llàgrima artificial durant l'ús d'ordinadors, sense canvis notables en el parpelleig [Acosta et al, 1999].

Altres esforços per augmentar el parpelleig s'han basat en la presentació d'un flash de llum, sorolls o ràfegues d'aire [Delgado-García et al, 2003], però en tot cas aquests mètodes inclouen un nivell de distracció que altera la concentració en la tasca que s'està desenvolupant. Així, per exemple, en un estudi recent es va avaluar la resposta del parpelleig mitjançant un sistema de LED's, que s'encenien cada vegada que es demanava al subjecte que parpellejés [Miura et al, 2013]. Els resultats foren positius, però només en els casos en els que l'estímul lluminós s'acompanyava d'un estímul mecànic corneal (ràfega d'aire), pel que es tracta d'un sistema poc aplicable per aconseguir un condicionament del parpelleig sense interferència.

Mencionarem, en referència a les pantalles digitals, que diversos estudis demostren que, com més **luminància** emeten les pantalles (com ara les LCD), més reduïda es veu la freqüència de parpelleig, el que novament s'associa a la fatiga visual [Benedetto et al, 2013; Mangen et al, 2013; Benedetto et al, 2014].

Altres autors han explorat l'ús de **pantalles antireflectants**, com ara els estudis de [Tsubota et al, 2002], en què van obtenir un increment de  $5.6 \pm 3$  p/min a  $9.1 \pm 4.9$  p/min amb la incorporació, davant d'un dispositiu de joc mòbil, d'una pantalla protectora antireflectant (**FIGURA 2.7**). De manera similar, els autors d'un altre estudi van observar que l'ús de pantalles antireflectants davant de l'ordinador produïa un augment del parpelleig del 11%, comparat amb el grup control sense el filtre [Miyake-Kashima et al, 2005]. Per tant, a través d'aquestes investigacions es pot pensar que la reducció del parpelleig pot ser causada, en part, per una baixa nitidesa en la imatge retiniana. Ara bé, [Gowrisankaran et al, 2012] van observar que la degradació de la imatge en pacients amb 1.00 D d'astigmatisme no corregit o la presentació d'una pantalla configurada a un 7% de contrast no produïa un canvi en el parpelleig; en canvi, paradoxalment, si que s'augmentava el parpelleig amb la variació acomodativa de 1.50 D i amb la incorporació de reflexes a la pantalla [Gowrisankaran et al, 2007]. Això ens porta a concloure que no hi ha un consens actual sobre els efectes sobre el parpelleig

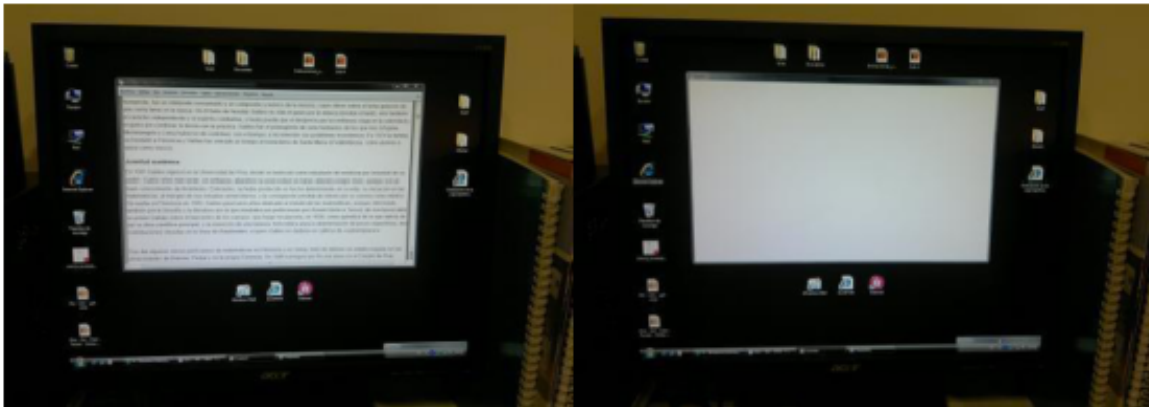
d'una baixa nitidesa en la imatge retiniana i l'eficàcia dels filtres antireflectants per la disminució del símptomes visuals.



**FIGURA 2.7.** Diferència de reflexes amb (dreta) i sense (esquerra) l'ús de la pantalla antireflectant amb la que els autors van aconseguir incrementar el parpelleig notablement. [Extret de Tsubota et al, 2002]

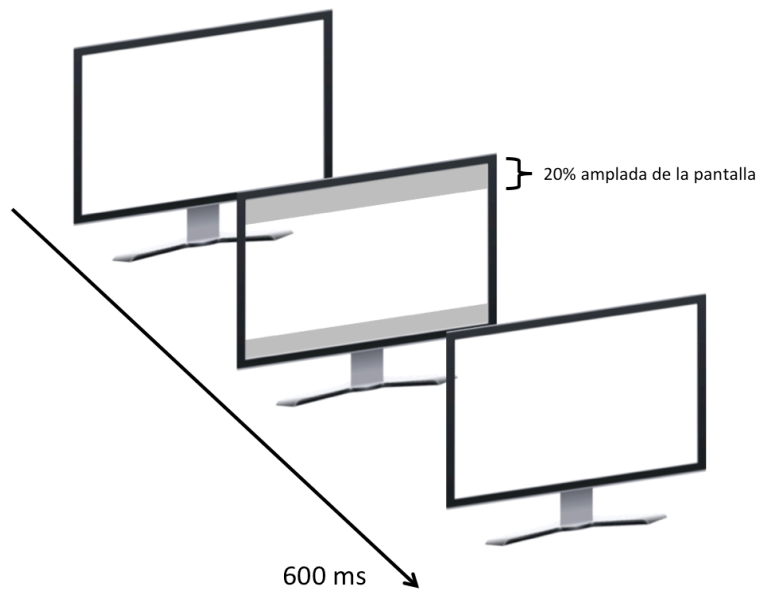
També resulten contradictoris els efectes de l'angle d'observació de la pantalla sobre el parpelleig. Així, mentre que algunes investigacions apunten una disminució del parpelleig en posició inferior de mirada [Nielsen et al, 2008], altres en descriuen un augment [Murube i Murube, 2002].

Molt recentment, [Ang et al, 2014] han avaluat un sistema d'ulleres que indueix el parpelleig, introduint una borrositat a la imatge mitjançant una modificació en la lent (de cristall líquid) si l'ull no parpelleja durant 5 segons. Els autors van observar un increment en la freqüència de parpelleig en comparació al grup control sense ulleres de 9 p/min a 15 p/min, juntament amb una millora de la simptomatologia de la sequedat ocular. Els autors conclouen que falten més estudis per determinar si aquests canvis es conserven a llarg termini. Altres estudis han incrementat el parpelleig fins un 62.9%, en comparació amb els valors de base, mitjançant una presentació ràpida e intermitent (cada 10 segons, si bé el temps era configurable) d'una figura rectangular blanca sobreposada en el text de lectura (**FIGURA 2.8**), però conjuntament amb una orde voluntària de parpelleig [Cardona et al, 2014]. Aquesta estratègia fou descrita com un pas en la direcció correcta, al modificar el parpelleig però sense provocar molèsties ni distraccions significatives als participants.



**FIGURA 2.8.** Exemple del mecanisme proposat per augmentar el parpelleig basat en la presentació ràpida i intermitent d'un rectangle blanc sobreposat a la presentació del text. [Extreta de Cardona et al, 2014].

Recentment, s'ha proposat una animació (Blink-Blink) per millorar el parpelleig i els símptomes de sequedat ocular durant l'ús de pantalles digitals [Nosch et al, 2015]. Aquesta animació, desenvolupada amb la col·laboració de Google, es basa en estimular l'acció del parpelleig de manera no intrusiva a través de dues barres translúcides que es mouen simultàniament des de la part superior i inferior de la pantalla (**FIGURA 2.9**).



**FIGURA 2.9.** L'animació "Blink Blink" utilitzada per l'estudi va tenir un interval de 600 ms, ocupant un 40% de la pantalla i un grau d'opacitat del 25%.

Tant la velocitat, opacitat, amplada i freqüència de les barres es poden configurar. Mentre l'aplicació està en marxa tots els programes funcionen correctament i requereix poca memòria en l'ordinador. Els resultats demostraren que amb l'ús de l'aplicació s'augmentava considerablement la freqüència de parpelleig i disminuïen els símptomes de sequedat ocular. És important remarcar que no s'avaluaren els parpelleig incomplets, encara que apareixen en el 100% dels participants, tal com el mateix estudi indica.

## **2.5. Estratègies per condicionar la distància**

Com s'ha comentant anteriorment, no hi ha cap dispositiu actual que pugui monitoritzar la distància de mirada davant les pantalles digitals en temps real.

A més, tampoc s'han desenvolupat estratègies per condicionar la distància, és a dir, incloure algun mecanisme de *feed-back* en temps real per re-educar la distància en cas de detectar distàncies incorrectes.

## Capítol 3

### Objectius de la tesi doctoral

L'objectiu genèric d'aquesta tesi doctoral va ser:

**Estudiar i caracteritzar el parpelleig i la distància de visualització en usuaris de pantalles digitals de diferents dispositius. A partir d'aquest estudi es pretindrà proposar estratègies per la millora de la qualitat del parpelleig i el manteniment de la distància adequada.**

Estudiar i caracteritzar el parpelleig per determinar de manera objectiva i quantitativa la freqüència, amplitud i regularitat del mateix en diferents tasques realitzades amb pantalles digitals. L'anàlisi de les possibles diferències en el parpelleig durant les diferents tasques i situacions considerades vol definir estratègies de millora del mateix amb l'objectiu de minimitzar els símptomes de sequedat ocular i fatiga visual que s'associen a la Síndrome Visual Informàtica (SVI).

Estudiar la distància de visualització en els diferents dispositius que incorporen pantalles digitals per conèixer més detalladament les condicions d'utilització d'aquests dispositius, i determinar el rang de distàncies de treball òptimes en funció de la mida de la pantalla i dels caràcters que s'hi visualitzen. Aquesta anàlisi pot ser una primera eina per estudiar la relació d'un usuari d'ordinador amb la distància de visualització i conèixer quines característiques poden influir en la variació de la distància per tal de cercar estratègies per modificar aquesta distància a temps real.

Per aquest propòsit general es van desenvolupar diversos objectius específics, tal i com es detalla a continuació:

#### **1. Estudi i caracterització del parpelleig en usuaris de PVD.**

Per tal d'avaluar la influència en el parpelleig de les PVD durant l'acció de lectura es van realitzar les proves en un entorn controlat. Es van realitzar lectures d'un mateix text, imprès i presentat en ordinador i tauleta gràfica, en silenci i en veu alta. Es van comparar els paràmetres del parpelleig durant la lectura amb els obtinguts en condicions de mirada en posició primària i silenci (*baseline*).

### 1.1 Comparació del parpelleig en l'acció de lectura segons l'amplitud dels sacàdics oculars.

Donat que els moviments sacàdics i el parpelleig estan directament relacionats, es va realitzar un estudi per avaluar la influència dels primers sobre la freqüència, regularitat i amplitud del parpelleig durant la lectura d'un text. Per aquest objectiu es va introduir una modificació de la mida de presentació del text en el cas d'ordinador, utilitzant una pantalla panoràmica.

### 1.2. Desenvolupament d'un sistema de processament d'imatges per a la caracterització automàtica del parpelleig.

Es va desenvolupar un sistema d'algorismes per la determinació automàtica de la freqüència del parpelleig a partir de l'enregistrament de seqüències de vídeo dels ulls d'usuaris d'ordinador. Disposar d'aquesta eina pròpia va permetre que els costos del desenvolupament del sistema de processament d'imatges personalitzat per aquest estudi fossin molt menors que si calgués emprar altres mètodes comercials existents actualment (Eyelink1000 Plus<sup>®</sup>, Eye Tracker<sup>®</sup>, Eyelink II<sup>®</sup> o Skalar IRIS<sup>®</sup>).

### 1.3. Caracterització completa del parpelleig mitjançant l'anàlisi conjunt de la freqüència, l'amplitud i la regularitat.

No només la freqüència del parpelleig determina una bona renovació de la pel·licula lagrimal que protegeix la superfície ocular, sinó que l'amplitud del parpelleig conjuntament amb la regularitat amb què es produeix aquest moviment poden influir directament en els problemes de sequedat ocular. Es va analitzar aquests tres paràmetres conjuntament per a obtenir una descripció completa del parpelleig i avaluar la seva qualitat.

## 2. Anàlisi i influència de la distància de treball en usuaris de PVD.

### 2.1 Validació d'un sensor d'ultrasons per a la mesura a temps real de la distància de treball en usuaris de PVD.

Es va desenvolupar un sensor d'ultrasons per tal que mesurés automàticament la distància de treball de l'usuari en temps real. Aquest sensor disposa d'un software per la seva correcta instal·lació i funcionament en diferents sistemes operatius (Windows, Mac o Linux), que va permetre determinar la distància a la que es situa l'usuari, realitzant



mesures cada pocs segons i enregistrant les dades obtingudes en un fitxer de text. A més, el software incorporava, si bé no s'estudià la seva efectivitat, un sistema d'avís a l'usuari per quan aquest es situés fora del rang de distàncies de treball recomanades (*bio-feedback*)

## **2.2 Comparació de la distància de treball segons la tasca realitzada per l'usuari en un ordinador.**

Es va realitzar un estudi per a determinar la distància de treball a la pantalla d'un ordinador quan l'usuari realitza tasques que requereixen diferents nivells de concentració o atenció cognitiva.

## **3. Estudi de l'influència de la llum blava en la fatiga visual a través de l'observació del parpelleig.**

Algunes investigacions utilitzen el parpelleig com a mesura indirecta de la fatiga visual durant l'ús de PVD [Benedetto et al, 2014; Martins, Carvalho, 2015], una mesura no invasiva que també s'empra en altres investigacions, com per exemple per avaluar la fatiga durant la conducció de vehicles [Yang et al, 2017]. La majoria de pantalles actuals incorporen tecnologia LED amb un pic d'emissió a una longitud d'ona (llum blava) que podria resultar en fatiga visual, segons indiquen investigacions recents [Van der Lely et al, 2015; Heo et al, 2017]. Es va estudiar l'efecte de la incorporació de filtres d'absorbància de llum blava comercials sobre les característiques del parpelleig.

Per aquest motiu, en primer lloc es va realitzar un estudi de les característiques espectrals de lents i filtres comercials i, posteriorment, es procedí a determinar l'efecte d'aquests filtres sobre el parpelleig, realitzant mesures durant la lectura amb i sense la incorporació d'aquests sistemes.

## **4. Estudi d'estratègies per a la modificació i el possible condicionament del parpelleig durant l'ús de dispositius electrònics.**

A partir de resultats previs, es considera com estratègia prometedora per a condicionar el parpelleig la introducció de canvis a la pròpia pantalla que s'està visualitzant. L'animació desenvolupada per la Dra. Nosch [Nosch et al, 2015] és un primer prototip en aquesta direcció. Es va proposar treballar conjuntament amb l'equip de la Dra. Nosch

per a una millora a nivell de software i posteriorment determinar els efectes reals del mateix en les característiques del parpelleig en usuaris de PVD.

Com a tasca futura es pretén avaluar la possibilitat de condicionar, amb aquest o un altre sistema, els usuaris de PVD per tal que parpellegin de forma correcta i explorar quina és el refresc necessari per tal de mantenir de forma efectiva aquest condicionament.

## Capítol 4

### Estudi i caracterització del parpelleig en usuaris de pantalles digitals

#### Publicacions i contribucions a congressos

**Argilés M**, Cardona G, Pérez-Cabré E, Rodríguez M. Blink rate and incomplete blinks in six different controlled hard-copy and electronic reading conditions. *Investigative Ophthalmology & Vision Science* 2015, 56(11):6679-6685. DOI: 10.1167/iovs.15-16967

**Argilés M**, Cardona G, Pérez-Cabré E, Rodríguez M. Frecuencia de parpadeo y parpadeos incompletos en seis condiciones controladas de lectura electrónica y papel. *Poster, 24 Congreso Internacional de Optometría, Contactología y Óptica oftálmica, Madrid 2016*.

**Argilés M**, Cardona G, Pérez-Cabré E. Cómo afectan las pantallas electrónicas al sistema visual?. *Gaceta de Optometria y Óptica Oftálmica* 2016, 513:48-52

#### Introducció

Diversos autors confirmen que parpelleig es troba influenciat per la càrrega cognitiva de manera que, a més atenció o càrrega cognitiva, menys freqüència de parpelleig [Himebaugh et al, 2009]. Són diversos els paràmetres del parpelleig que poden veure's afectats, com ara la freqüència, amplitud i regularitat (veure apartat 2.2.6 de l'Estat de l'Art). S'ha posat de relleu que l'alteració del parpelleig és especialment important durant la realització de tasques mitjançant l'ús de pantalles digitals. Tot i així, pocs estudis han dut a terme una caracterització completa del parpelleig en condicions controlades i emprant diversos dispositius. Tampoc hi ha estudis que valorin el possible efecte dels moviments sacàdics oculars sobre el parpelleig quan s'utilitzen aquestes pantalles. La majoria d'estudis s'han centrat només en la freqüència de parpelleig i en un sol dispositiu, l'ordinador [Portello et al, 2013 ; Chu et al, 2014; Rosenfield, 2016]. Així, per tal de caracteritzar el parpelleig i veure quines alteracions específiques es produeixen durant l'ús de PVD, es va proposar un estudi on s'enregistrava el parpelleig dels participants mentre realitzaven una tasca de lectura comparada en format digital i paper. Com a format digital es van considerar dos dispositius: la pantalla d'un ordinador (s'avaluà diferents configuracions de pantalla per estudiar l'efecte dels moviments sacàdics) i una tauleta gràfica. Aquests resultats es compararen amb els obtinguts en condicions inicials (*baseline*) de posició primària de mirada a distància i en silenci.

## Objectius

Els objectius del estudi van ser:




- Observar la variació del parpelleig (en freqüència i amplitud) en diferents condicions de lectura, en suport electrònic (ordinador i tauleta gràfica) i paper, comparats amb una condició *baseline* (mirada en silenci a una distància de 2 metres)
- Relacionar els paràmetres del parpelleig amb els moviments sacàdics
- Determinar les variacions d'aquests paràmetres en una condició experimental de lectura amb veu alta
- Avaluar la possible influència de l'edat i gènere

## Mètodes

L'estudi observacional i transversal es va realitzar en un període de 3 mesos i hi van participar un total de 50 subjectes (21 homes, 29 dones) d'edats compreses entre 18 i 74 anys. Es van excloure subjectes amb alguna deficiència de la visió binocular (ambliopies, fòries descompensades) o patologies oculars o sistèmiques que poguessin influenciar l'estat de la pel·lícula llagrimal. L'exploració per la inclusió a l'estudi constava d'una bateria de proves que incloïen: anamnesis, agudeses visual de lluny i de prop, refracció subjectiva, punt pròxim de convergència, amplitud d'acomodació, fòries horitzontals i verticals, reserves horitzontals i qüestionari normalitzat d'ull sec Ocular Surface Disease Index (OSDI). Una vegada definida la mostra es van realitzar 7 mesures en diferents condicions experimentals, sent la primera condició la *baseline* en posició primària de mirada i en silenci. La resta de condicions consistien en lectures de text electrònic i, amb les mateixes condicions (distància i angle de lectura), lectura de text d'impremta. A més, per valorar el possible efecte dels moviments sacàdics, una de les configuracions de lectura electrònica consistí en la lectura amb text expandit (a 330% d'augment) a la pantalla panoràmica de l'ordinador. Les diverses condicions experimentals es troben recollides a la [TAULA 4.1](#). En totes les condicions de lectura es va utilitzar la mateixa tipografia "Arial", interlineat 1.15, mida 9. Per la condició *baseline* es va utilitzar un paisatge col·locat a 2 metres.

Els participants no rebien informació explícita dels objectius de l'estudi per evitar possibles efectes sobre les mesures.

**TAULA 4.1.** Resum de les condicions experimentals utilitzats en l'estudi. Inferiorment es detalla la distància i el temps de lectura en cada cas.

<b>Tauleta gràfica</b>	<b>Ordinador</b>	<b>Llibre</b>
		
<b>Lectura llibre electrònic</b> (40 cm) (6 minuts lectura)	<b>Pantalla al 100%</b> (60 cm) (6 minuts lectura)	<b>Lectura en silenci</b> (40 cm) (6 minuts lectura)
<b>Text sobreposat a la pantalla simulant la lectura electrònica</b> (40 cm) (6 minuts lectura)	<b>Pantalla amb el text expandit al 330%</b> (60 cm) (6 minuts lectura)	<b>Lectura en veu alta</b> (40 cm) (6 minuts lectura)
<b>Text sobreposat a la pantalla simulant la lectura al 100%</b> (60 cm) (6 minuts lectura)		

La presa de mesures es va realitzar de manera aleatòria per assegurar-nos que la fatiga no influencés en els resultats, i totes les mesures es van realitzar al mateix dia per una mateix individu. En tots els casos els participants llegien 6 minuts en cada condició experimental i observaven durant 3 minuts la imatge a 2 m de la mesura *baseline*. El llibre utilitzat, tant en format electrònic com d'impresió va ser “El perquè de tot plegat”, de Quim Monzó, i es va utilitzar tant en format castellà com català, segons la preferència de cada participant. Tots els participants havien d'utilitzar la refracció habitual per a la visió pròxima (o llunyana en *baseline*). Cada condició va ser enregistrada amb una videocàmera Canon Legria HF M307 i una Webcam Microsoft LifeCam HD3000, amb una freqüència de 30 Hz, suficient per poder explorar l'acció del parpelleig. Amb la posterior anàlisi dels segments de vídeo es va avaluar la freqüència de parpelleig (promig per minut) i el percentatge de parpelleigs complets /incomplets (considerant un parpelleig complet quan sobrepassava els 2/3 de l'iris visible).

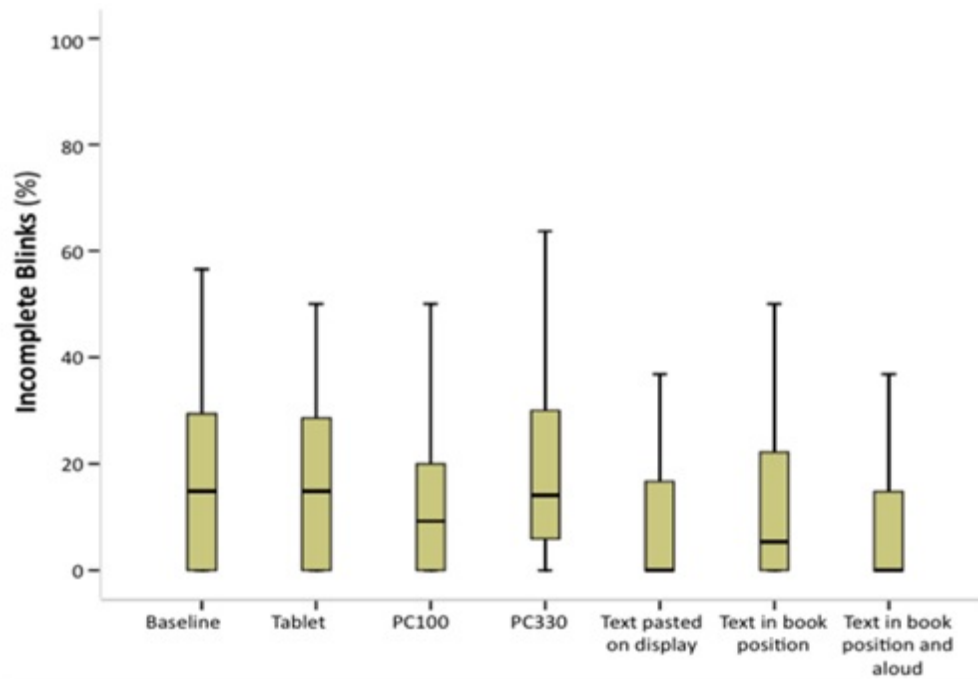


## Resultats

Els resultats obtinguts es detallen a la **TAULA 4.2**. Respecte al parpelleig, totes les condicions de lectura van disminuir la freqüència de parpelleig, comparades amb la condició *baseline* ( $p < 0.001$ ). De manera interessant, també es va trobar una diferència entre la lectura en silenci i la lectura en veu alta ( $p < 0.05$ ), reduint-se la freqüència durant la lectura en veu alta. A més, durant la lectura de text expandit al 330% va augmentar la freqüència de parpelleig, indicant una possible influència dels moviments sacàdics de gran amplitud en el parpelleig. Una altra diferència important que es va trobar va ser entre les condicions de lectura d'impresma i lectura electrònica, amb un augment del percentatge de parpelleigs incomplets en aquest darrer cas (**FIGURA 4.3**).

**TAULA 4.2.** Es detalla la freqüència de parpelleig i el percentatge de parpelleigs incomplets per cada condició experimental. Els resultats són presentats com a mediana i rang d'interquartil.

Condicció Experimental	Freqüència de parpelleig (parp/min)	Parpelleigs incomplets (%)
	Mediana (interquartil)	Mediana (interquartil)
<i>Baseline</i>	15.5 (16)	14.5 (29.5)
Lectura electrònica (tauleta gràfica)	6 (11)	14.5 (28.5)
Lectura electrònica (Ordinador)	6.5 (11)	9 (20)
Lectura electrònica (Ordinador amb text expandit al 330%)	11.5 (11)	13.5 (25.8)
Lectura d'impresma sobreposat al Ordinador	7 (12)	0 (16.3)
Lectura d'impresma sobreposat a la tauleta	5 (10)	5 (22.8)
Lectura d'impresma en veu alta	4 (9)	0 (14.5)



**FIGURA 4.3.** Diagrama de caixa mostrant el percentatge de parpelleigs incomplets per cada configuració experimental.

### Conclusions

Els resultats d'aquesta part de l'estudi posen de manifest l'estreta relació entre els paràmetres del parpelleig i l'estat cognitiu i atencional. Així, la tasca de lectura, sigui quin sigui el mitjà emprat per la mateixa, repercuteix negativament en la freqüència de parpelleig, en comparació amb una situació *baseline* sense càrrega cognitiva. A més, si la lectura és en format electrònic, també es veu alterada l'amplitud del parpelleig, amb un augment notable dels parpelleigs incomplets. Aquests resultats segueixen en la línia d'estudis previs, si bé, com s'ha comentat, pocs estudis avaluen l'amplitud del parpelleig i cap explora de manera controlada diverses configuracions experimentals de lectura en paper i electrònica. Els presents resultats obren portes d'estudi per entendre millor els símptomes de sequedat ocular relacionats amb l'ús de PVD, no necessàriament reproduïbles quan la lectura del text és en paper.



## Capítol 5

### Caracterització complerta del parpelleig en relació a l'estabilitat de la pel·lícula llagrimal i la sequedat ocular

#### Publicacions i contribucions a congressos

**Argilés M**, Cardona G, Pérez-Cabré E. Blink rate and ocular surface: is this the whole picture? En consideració a *PLoS One*. Data de submissió: 6 de Febrer, 2018.

#### Introducció

El parpelleig determina quan i com es distribueix la pel·lícula llagrimal damunt la superfície ocular. El parpelleig, tal com s'ha descrit al Capítol 2, es pot caracteritzar amb tres paràmetres: la freqüència, l'amplitud i la regularitat. Investigacions prèvies per estudiar problemes de sequedat ocular durant l'ús de pantalles s'han centrat només en com varia la freqüència [Schlote et al, 2004] o com varia l'amplitud [Hirota et al, 2013; Chu et al, 2014], de manera separada. Altres autors s'han interessat a crear eines de càlcul que serveixin per determinar el grau de sequedat ocular [Ousler et al, 2007; Ousler et al 2008] a través del *Ocular Protection Index* (OPI), on la primera versió es definia dividint el temps de ruptura llagrimal (BUT) pel promig de l'interval de parpelleig  $\langle \text{IBI} \rangle$  (5.1):

$$\text{OPI} = \frac{\text{BUT}}{\langle \text{IBI} \rangle} \quad (5.1)$$

Si el valor resultant era igual o superior a 1 indicaria una bona salut a la superfície ocular, ja que el parpelleig apareix i la llàgrima es renova correctament abans de la ruptura de la pel·lícula, evidenciada amb el BUT, i l'exposició de la superfície ocular a l'atmosfera.

El 2012, alguns dels autors del OPI van descriure una sèrie de limitacions d'aquest índex i van desenvolupar el OPI 2.0 [Abelson et al, 2012], on s'utilitzava una càmera digital per capturar i analitzar els parpelleigs complets o incomplets, el BUT i la fracció de la superfície ocular que quedava exposada.

L'OPI 2.0 es defineix com el quocient entre el promig de la superfície ocular exposada en percentatge ( $\langle \text{Superfície Ocular Exposada} \rangle\%$ ) i el promig de l'interval de parpelleig:

$$\text{OPI 2.0} = \frac{\langle \text{Superfície Ocular Exposada} \rangle\%}{\langle \text{IBI} \rangle} \quad (5.2)$$

Ambdós índexs tenen certes limitacions. Per exemple, les mesures són determinades quan els pacients estan posicionats a la làmpara de fenadura, en condicions poc extrapolables a la realitat. Igualment, la mesura del interval de parpelleig es realitza quan els pacients estan mirant una carta d'agudes visual (ETDRS), i com s'ha mencionat repetidament, investigacions prèvies indiquen que el parpelleig es significativament sensible a canvis atencionals [Himebaugh et al, 2009, Nakano et al, 2009; Gowrisankaran et al, 2012], pel què un estat de concentració mirant una carta d'agudes visual pot alterar notablement els paràmetres naturals del parpelleig. Però la limitació més rellevant d'emprar l'OPI o l'OPI 2.0 per estimar l'estat de la superfície ocular rau en què aquests índexs es basen en valors promig de l'IBI, sense tenir en compte, doncs, la regularitat del parpelleig.

L'objectiu d'aquesta part de l'estudi va ser descriure la importància de prendre en consideració la freqüència, amplitud i regularitat del parpelleig, juntament amb el temps de ruptura llagrimon (BUT), per avaluar de forma més correcta l'estat de la superfície ocular. En aquest sentit, es presentà una discussió metodològica i s'establí un estudi pilot per determinar la utilitat del nou procediment.

### **Objectius**

Proporcionar un marc teòric i clínic per resaltar la importància de caracteritzar de manera conjunta els paràmetres de regularitat, amplitud i freqüència de parpelleig en condicions de sequedat ocular.

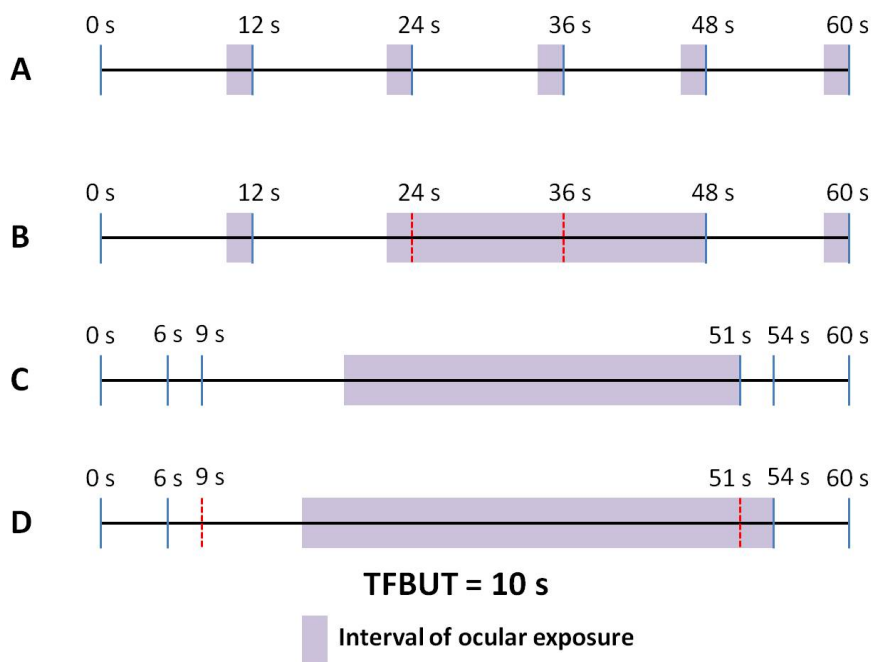
### **Mètodes**

Per entendre l'impacte conjunt a la superfície ocular de la freqüència, l'amplitud i la regularitat del parpelleig, en el marc de referència proporcionat pel BUT, es descriuran a la **FIGURA 5.1** quatre exemples de diferents patrons de parpelleig, continguts en un segment d'un minut de temps, partint d'uns valors constants de freqüència de parpelleig de 6 parp/min, IBI promig de 12 s i BUT 10 s.

Per simplificar l'exemple, el primer i darrer parpelleig del segment ocorren en el temps 0 s i 60 s, respectivament. Els parpelleigs complerts són representats amb una línia blava, i els parpelleigs incomplets amb una línia vermella discontinua. Els exemples mostren diferents patrons de regularitat. La regularitat la definim com el coeficient de variació de l'IBI en percentatge,  $CV^{IBI}$ . Aquest coeficient de variació de l'IBI es calcula com la desviació estàndard dels IBI individuals,  $std(IBI)$ , dividida pel valor promig de l'IBI,  $\langle IBI \rangle$ :

$$\text{Regularitat} = CV^{IBI} = \left( \frac{std(IBI)}{\langle IBI \rangle} \right) * 100\% \quad (5.3)$$

Valors per sota del 100% es podrien considerar de poca variància o regularitat alta, i valors per sobre de 100% correspondrien a baixa regularitat o gran dispersió entre parpelleigs.



**FIGURA 5.1.** Quatre diferents patrons de parpelleig amb el mateix interval promig de parpelleig de 12 s, compresos en 1 minut de temps. **A.** Parpelleig complert en un patró regular. **B.** Parpelleig complert i incomplet en un patró regular. **C.** Parpelleig complert en un patró irregular. **D.** Parpelleig complert i incomplet en patró irregular. BUT de 10 segons en tots els casos.

A l'exemple **A** de la **FIGURA 5.1** podem observar un parpelleig regular, cada 12 segons, amb tots els parpelleigs complerts. Donat un BUT de 10 s i un IBI individual constant de 12 s, l'exposició de la superfície ocular tindrà lloc només durant 2 segons

abans de cada parpelleig (mostrat a la **FIGURA 5.1** amb l'àrea ombrejada), o durant 10 segons en el minut total (10/60 o 16.7% del temps). A l'exemple **B**, encara que tinguem un parpelleig cada 12 segons, alguns d'ells són incomplets, sense assegurar la correcta renovació de la llàgrima. Per tant, comptant només els complets, els IBI individuals són 12, 36 i 12 segons, i el temps d'exposició de 2, 26 i 2 segons, resultant, en el minut total de temps, un 30/60 o 50% del temps total d'exposició.

Aquest mateix càlcul realitzat amb els exemples **C** ens dona un 53.3% i en l'exemple **D** un 63.3% d'àrea ocular exposada, és a dir, afegint el factor d'irregularitat al patró de parpelleig el temps d'exposició relatiu augmenta considerablement més, amb el cas més greu quan coincideix un percentatge alt de parpelleig incomplet i una elevada irregularitat. A la següent **TAULA 5.1** es resumeixen aquests resultats, posant-los en referència amb el valor que ens donaria el càlcul de l'OPI en aquests quatre casos, que seria exactament el mateix, de 0.83, indicant que el pacient té un cert risc d'exposició ocular, independentment de la regularitat o l'amplitud de parpelleig reals.

**TAULA 5.1** Resum dels paràmetres del parpelleig dels 4 exemples de la Figura 5.1, amb indicació del corresponent valor d'OPI

	<b>BUT (s)</b>	<b>Freqüència de parpelleig (parpelleig/min)</b>	<b>&lt;IBI&gt; (s)</b>	<b>OPI</b>	<b>Parpelleig incomplets (%)</b>	<b>Regularitat: CV<sup>IBI</sup> (%)</b>	<b>Percentatge de temps d'exposició (%)</b>
<b>A</b>	10	6	12	0.83	0	0	16.7
<b>B</b>	10	6	12	0.83	33	0	50
<b>C</b>	10	6	12	0.83	0	140.3	53.3
<b>D</b>	10	6	12	0.83	33	140.3	63.3

Per tant, l'aproximació proposada pels autors de l'OPI es mostra insuficient per determinar tota l'informació que caracteritza els paràmetres del parpelleig. Un pacient pot tenir exposició ocular i sequedat per un BUT limitat, per una freqüència baixa, un percentatge de parpelleig incomplet elevat, una elevada irregularitat, o una combinació dels anteriors. Només explorant aquests paràmetres amb detall podrà el professional de la salut visual aconsellar la via de tractament o millora més adequada.

Val a dir que l'OPI 2.0 intenta solventar alguns d'aquests problemes, si bé com hem comentat el procediment de mesura és molt artificial, i segueix emprant el valor promig d'IBI, és a dir, sense valorar l'efecte real de la irregularitat.

### **Estudi pilot**

Es va dissenyar un estudi pilot per determinar la utilitat de tenir en consideració aquests diferents paràmetres i l'impacte a la superfície ocular en 3 condicions experimentals: mirant amb els ulls rectes en silenci en un punt llunyà, llegint un text presentat en una pantalla d'ordinador i una lectura en format paper en les mateixes condicions que l'ordinador. El procediment de mesura i condicions experimentals són les mateixes descrites al capítol anterior d'aquesta tesi. Només afegir que, després de cada sessió experimental, i amb el pacient degudament descansat, es va avaluar mitjançant fluoresceïna sódica el BUT, seguint les recomanacions del DEWS (*Report of the International Dry Eye Workshop*) [Craig et al, 2013]. A la prova pilot participaren 8 voluntaris amb les característiques demogràfiques presentades a la **TAULA 5.2**. El percentatge d'exposició ocular per cada participant i condició experimental es determina de la mateixa manera que la descrita pels 4 casos de la **FIGURA 5.1**.

### **Resultats**

Els percentatges d'exposició ocular més alts es trobaren en aquells casos en els quals hi havia una reducció en la freqüència de parpelleig, que condueix a uns valors individuals d'IBI més llarg, i quan coincidia amb uns valors més petits del BUT. Al contrari, els participants amb una alta freqüència de parpelleig normalment no mostraven un alt grau d'exposició ocular, independentment de l'amplitud i la regularitat.

Ara bé, en certs participants, segons quin fos el seu BUT, l'amplitud de parpelleig i la regularitat podien ser crítics per originar una exposició de la superfície ocular elevada, malgrat tenir una bona freqüència de parpelleig. Per exemple, en el cas de la participant de 69 anys, amb un BUT de 4 s, freqüència de parpelleig de 15 parp/min, percentatge de parpelleig incomplet del 46% i regularitat del 55.9%, l'exposició ocular és del 42.1% en condicions *baseline* i s'enfila a valors propers a 70% durant la lectura. En canvi, la participant de 74 anys, malgrat tenir un valor de BUT igualment reduït, de 4 s, i presentar uns valors de regularitat i amplitud també similars a l'anterior, mostra un

percentatge d'exposició notablement inferior, gràcies a un valor de freqüència de parpelleig molt superior (24 parp/min).

En la majoria de participants veiem que és la combinació dels tres factors, freqüència, amplitud i regularitat, sempre en relació amb el valor de BUT, el que determina l'exposició ocular. Aquest tipus d'anàlisi ens permet conèixer més fàcilment quina és la influència de cada un dels paràmetres del parpelleig.

### **Conclusions**

El present estudi pilot posa de manifest la necessitat d'explorar la totalitat dels paràmetres del parpelleig, i no només la freqüència. Es subratlla la importància de tenir en consideració també l'amplitud de parpelleig (complerts, incomplerts) i la regularitat. Es poden donar casos amb bona freqüència de parpelleig i BUT dins la norma, però amb una certa combinació de parpelleigs complerts i incomplerts i regularitat que condueixin a una alta exposició ocular que podria afectar a la sequedat ocular.

A més, donada l'alta sensibilitat en la mesura del parpelleig a les condicions experimentals, es recomana avaluar el parpelleig en condicions reals durant activitats diàries. La gran incidència de problemes de sequedat ocular durant l'ús de pantalles digitals fa rellevant tenir en compte aquests paràmetres per l'estudi i caracterització completa del parpelleig, amb l'objectiu de reeducar l'usuari per disminuir els problemes de sequedat ocular.

Participants		Baseline conditions						Electronic display reading						Hard-copy text reading					
Age (y)	Gender (M/F)	TFBUT (s)	SEBR (blink/min)	Incompl. Blinks (%)	Blink Reg. (%)	Ocular Exposure (%)	SEBR (blink/min)	Incompl. Blinks (%)	Blink Reg. (%)	Ocular Exposure (%)	SEBR (blink/min)	Incompl. Blinks (%)	Blink Reg. (%)	Ocular Exposure (%)	SEBR (blink/min)	Incompl. Blinks (%)	Blink Reg. (%)	Ocular Exposure (%)	
44	M	10	19	39.3	48.7	8.0	5	0	62.6	38.9	3	0	93.4	34.1					
29	F	12	31	21.1	46.1	0.0	18	15.3	57.3	0.0	16	29.0	57.2	1.8					
70	M	6	28	68.6	56.4	6.0	5	20	89.9	66.7	2	26.0	108.4	75.5					
69	F	4	15	46.0	55.9	42.1	5	26.0	77.7	70.0	5	26.0	48.2	66.7					
44	M	10	22	51.9	45.5	6.8	18	36.0	27.7	0.0	21	6.9	33.7	0.0					
45	F	5	4	0	130.5	56.2	21	13.8	46.0	6.8	18	23.0	101.9	7.0					
41	M	5	32	38.0	67.5	13.0	3	34.3	80.5	59.2	4	0	84.7	83.3					
74	F	4	24	41.3	54.1	8.8	16	6.9	49.2	12.1	18	0	44.9	15.8					

**TAULA 5.2.** Valors d'edat, gènere i BUT dels participants en l'estudi pilot. També es mostren els valors de freqüència (SEBR), amplitud de parpelleig i regularitat. Finalment, presentem el percentatge d'exposició ocular

Pàgina deliberadament en blanc.



## Capítol 6

### Desenvolupament d'un algoritme per la detecció i recompte del parpelleig

#### Publicacions i contribucions a congressos

Morcego B, **Argilés M**, Cabrerizo M, Cardona G, Pérez R, Pérez-Cabré E, Gispets J. Blinking supervision in a working environment. *Journal of Biomedical Optics* 2016; 21(2): 25005. DOI: 10.1117/1.JBO.21.2.025005

**Argilés M**, Cardona G, Pérez-Cabré E. Real time blink monitoring: a realistic approach. Poster, *European Academy of Optometry and Optics, Pula, 2018*.

#### Introducció

La majoria d'estudis que s'han dut a terme per la caracterització del parpelleig (sobretot la freqüència) han utilitzat instrumentació que realitza la mesura de manera indirecta, amb càmeres d'infraroig d'alta resolució o elèctrodes que enregistren els impulsos musculars. Aquest tipus d'instrumentació té un cost elevat i pot ser invasiva o molesta pel pacient (en cas dels elèctrodes). D'altra banda també s'ha utilitzat l'enregistrament amb videocàmera, amb el posterior comptatge manual dels parpelleig. Ja que la investigació del parpelleig està creixent en molts àmbits de ciència aplicada, es va pensar que el sistema de detecció del parpelleig havia de ser automàtic i derivar cap a un possible control a temps real, a més de basar-se en eines que no interfereixin en les tasques que realitzin els usuaris amb els seus dispositius i d'aprofitar els recursos dels mateixos (càmera web).

Per aquest motiu, a través d'una col·laboració amb el Departament d'ESAI, i dins del marc d'un treball final de grau (TFG), es va desenvolupar un algoritme en entorn Matlab<sup>®</sup> per a la detecció del parpelleig com a un primer estadi de la caracterització automàtica de la regularitat, freqüència i amplitud del mateix [Cabrerizo, 2014]. L'algoritme implementat realitza en un primer pas la detecció de l'ull, posteriorment fa el seguiment de l'ull detectat i, finalment, permet el comptatge del parpelleig enregistrant en quin *frame* té lloc el mateix, per tal de poder mesurar posteriorment la seva regularitat. Descrivim breument els principis en què es basen cada una de les tres etapes de l'algoritme [Morcego et al, 2016].

## Mètodes

En el primer pas, calia identificar la regió que ocupa l'ull en una imatge general del rostre de l'usuari que es capta amb una càmera web. Per aconseguir-ho, es va utilitzar l'algorisme Viola-Jones [Viola i Jones, 2001] introduït inicialment i emprat àmpliament per a la detecció de cares en imatges. Viola i Jones, inspirats en les *wavelets* de Haar, van proposar determinar característiques del tipus Haar (*Haar-like features*) considerant rectangles adjacents situats en posicions específiques dins una finestra o subregió de la imatge original en nivells de gris. Amb la suma d'intensitat de cada rectangle, i considerant les diferències entre elles, es poden utilitzar aquests resultats com a valors indicadors de l'existència (o absència) d'una determinada característica en les diferents subregions de la imatge. Per exemple, en una cara, la zona que ocupa un ull sol tenir menor intensitat que la regió que ocupa la galta, habitualment més clara. Si es consideren dos rectangles adjacents que ocupin, respectivament, l'ull i la galta, la seva respectiva suma d'intensitats serà molt diferent, fent que la diferència entre elles sigui gran. Aquesta pot ser considerada una bona característica per a la detecció d'un ull, per exemple.

En l'etapa de detecció de l'algorisme de Viola-Jones, una finestra es mou per sobre la imatge d'entrada. En cada posició de la finestra es calcula una característica tipus-Haar. El resultat es compara amb un llindar establert en un procés previ d'aprenentatge que classifica la regió com contenint o no contenint l'objecte buscat. En general, s'hauran de considerar diverses característiques per aconseguir classificar correctament un objecte de la imatge. L'algorisme de Viola-Jones proposa organitzar la detecció de diferents característiques en un classificador en cascada, de manera que si una subregió de la imatge és acceptada com a ull, per exemple, en una etapa inicial, aquesta subregió és avaluada per l'etapa següent, en cas contrari, és descartada. Així, bona part de les finestres a explorar s'eliminen a les primeres etapes, amb poc temps de còmput invertit, mentre que les subregions més difícils de classificar s'avaluen en etapes posteriors dedicant-hi més temps de processament, per aconseguir una classificació més encertada.

Un avantatge addicional de l'algorisme Viola-Jones recau en la seva ràpida velocitat de càlcul, gràcies a l'ús del què s'anomena les imatges integrals, que, de forma resumida, corresponen a unes LUTs (*Lookup Tables*) bidimensionals o matricials amb les mateixes dimensions de la imatge original. A cada element d'aquesta imatge integral se

li assigna el valor de la suma de tots els píxels col·locats en la regió superior esquerra de la imatge original (en relació a la posició de l'element). Aquesta imatge integral permet el còmput de les característiques tipus Haar, a qualsevol posició o escala, amb molt poques operacions [Viola i Jones, 2001].

Es va implementar l'algorisme de Viola-Jones en l'entorn Matlab<sup>®</sup>, simplificant-ne la seva execució mitjançant l'ús de les eines disponibles en la *Toolbox* de Visió per Computador que proporciona aquest *software*. Es va escollir detectar, en general, l'ull esquerre dels usuaris, i només en els casos que apareguessin dificultats, bé sigui per la il·luminació o per un enregistrament pobre d'aquest costat del rostre, es seleccionava l'ull dret. A partir de les proves executades amb aquest algorisme es va considerar necessari que l'ull enregistrat tingués una resolució mínima de 20x20 píxels. El resultat de sortida d'aquesta etapa de l'algorisme correspon a un *frame* de la seqüència enregistrada que conté el rostre de l'usuari amb un rectangle englobant l'ull esquerre detectat (**FIGURA 6.1**).

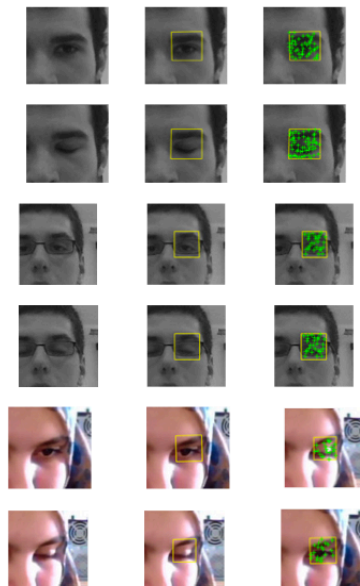


**FIGURA 6.1.** Correcta detecció de l'ull esquerre en el vídeo de prova mitjançant l'algorisme de Viola-Jones. [Extret de Cabrerizo, 2014].

Pel seguiment de l'ull, després de comparar dos possibles mètodes, es va optar per l'algorisme Kanade-Lucas-Tomasi (KLT) [Shi i Tomasi, 1994]. Aquest algorisme s'aplica al requadre seleccionat de l'ull esquerre en l'etapa anterior. En un primer pas, l'algorisme KLT selecciona les millors característiques de la imatge. Per aconseguir-ho, fa una cerca local analitzant les variacions d'intensitat mitjançant el càlcul del gradient en diferents posicions i direccions.

Les característiques que superin un cert llindar, establert després d'un procés d'entrenament, seran les escollides per a fer-ne un seguiment durant la seqüència d'imatges analitzada. Aquest rastrejador de característiques KLT funciona amb més encert si el desplaçament de l'objecte del que es fa el seguiment no és massa gran. Per evitar problemes en cas contrari, l'algorisme KLT es pot aplicar amb imatges amb diferent resolució, seguint un esquema piramidal. Les imatges de menor resolució es poden obtenir aplicant un filtre passa-baixos i submostrejant el resultat obtingut. L'aplicació inicial de l'algorisme en la versió de menor resolució permet realitzar una cerca de la característica a la imatge amb menys precisió. Però si s'ha detectat la característica en aquest primer nivell, el seguiment es trasllada a la següent capa que tindrà major resolució, i així fins arribar a l'últim nivell de la piràmide on el càlcul és més precís. Si la característica s'ha seguit correctament en tots els nivells, el resultat final de la cerca proporcionarà la localització final de la característica. D'aquesta manera, quants més nivells es considerin en l'estructura piramidal, l'algorisme tolerarà desplaçaments de la característica buscada més grans entre els *frames* de la seqüència.

Novament les eines proporcionades per la *Toolbox* de Visió per Computador de Matlab<sup>®</sup> van permetre implementar més àgilment aquest algorisme KLT de seguiment en l'aplicació de detecció del parpelleig. La **FIGURA 6.2** mostra el correcte seguiment de l'ull esquerre durant el transcurs de diferents *frames* [Cabrerizo, 2014; Morcego et al, 2016].



**FIGURA 6.2.** Captures del vídeo de prova durant l'execució de l'algorisme de KLT (creus de color verd). [Extret de Morcego et al, 2016].

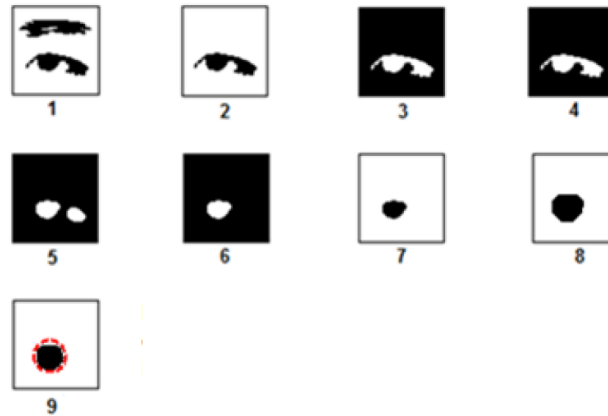
Finalment, la darrera etapa del sistema de processament d'imatge per a la detecció del parpelleig va consistir en el desenvolupament d'un algorisme propi que integra l'aplicació de dos mètodes: per una banda la localització de l'iris, i per una altra el càlcul de l'alçada de l'ull [Cabrerizo, 2014; Morcego et al, 2016]. Ambdós procediments s'apliquen sobre el requadre seleccionat en cada *frame* mitjançant les etapes anteriorment descrites. A més, la imatge a processar consisteix en una imatge binaritzada obtinguda a partir del següent procés: per compensar per possibles reflexos o variacions de l'energia de la imatge, s'aplica un filtre de mitjana de dimensions 31x31 píxels sobre la imatge en nivells de gris; s'inverteix el contrast de la imatge resultant, i aquesta es suma a la imatge original. És sobre aquesta imatge resultant normalitzada que se li aplica un llindar de binarització. Finalment, una màscara en la meitat superior del requadre permet eliminar la informació no rellevant de la cella i de possibles estructures residuals de les ulleres de l'usuari (**FIGURA 6.3**).



**FIGURA 6.3.** Procés de conversió de la imatge inicial en escala de grisos a una imatge binària pel seu processament i posterior detecció del parpelleig. En el procés es realitza una compensació de la il·luminació prèvia a la binarització, i s'elimina mitjançant una màscara la cella i possibles estructures que corresponguin a ulleres (imatge dreta). [Extret de Cabrerizo, 2014].

El primer mètode desenvolupat consisteix en la localització de l'iris sobre la imatge pre-processada de la **FIGURA 6.3**. La **FIGURA 6.4** mostra els resultats obtinguts després de les diferents operacions morfològiques que s'apliquen per a la localització de l'iris. Així, en primer lloc s'inverteix el contrast. A continuació s'aplica un procés d'obertura (erosió i dilatació) utilitzant un element estructural circular de radi 4 píxels. D'aquesta operació s'obtenen dos objectes (imatge 5 de la **FIGURA 6.4**) corresponents a l'iris i a l'ombra de l'ull del cantó extern de la conjuntiva. Sempre que s'analitzi l'ull esquerra, s'eliminarà l'objecte de més a la dreta de la imatge amb la comanda de Matlab<sup>®</sup> que permet identificar-los com a objectes independents. S'inverteix de nou el contrast i es realitza una operació d'erosió amb un element estructurant circular de radi 3 píxels per tal que l'iris prengui una forma més homogènia. Finalment s'utilitzen funcions pròpies

de Matlab<sup>®</sup> per a detectar cercles en la imatge emprant la transformada de Hough i ajustant-ne el paràmetre que en defineix la seva sensibilitat [Cabrerizo, 2014; Morcego et al, 2016].



**FIGURA 6.4.** Processament del requadre de l'ull per a la localització de l'iris. [Extret de Cabrerizo, 2014].

Aquest procediment s'aplica sobre tots els *frames* de la seqüència de vídeo analitzada. Quan en un *frame* no es detecti l'iris, havent-se detectat correctament en el frame anterior, es comptabilitzarà un parpelleig, i es registrarà el *frame* en el que té lloc. És important assegurar que el *frame* anterior si que ha detectat l'iris, per evitar comptabilitzar-ho erròniament com a parpelleigs diferents, si aquesta acció dura en 2 o 3 *frames*, com sovint succeeix.

Els resultats de detecció de parpelleig amb aquest mètode van ser molt satisfactoris, tot i que es van detectar falsos parpelleigs possiblement deguts a què el procés d'obertura morfològica de vegades no aconseguia diferenciar entre l'iris i l'ombra [Cabrerizo, 2014]. Aquest fet està estretament relacionat amb la mida dels elements estructurals utilitzats, que dependran de la resolució de l'ull en les imatges enregistrades, i per tant caldrà estudiar-lo més detingudament de cara al futur.

L'opció escollida en aquest treball per reduir el nombre de falsos positius va ser l'aplicació d'un segon mètode de detecció del parpelleig: el càlcul de l'obertura de l'ull, que varia en funció de si es fa un parpelleig i es tanca l'ull, o no es parpelleja i es manté obert, que varia en funció de si aquest està obert o tancat (**FIGURA 6.5**). La detecció positiva d'un parpelleig simultàniament amb els dos mètodes, incrementarà la detecció de parpelleigs correctes i reduirà el nombre de falsos positius.



**FIGURA 6.5.** (1). Imatge de l'ull obert. (2) Imatge de l'ull tancat. [Extret de Cabrerizo, 2014].

Descrivim el mètode de càlcul de l'obertura de l'ull [Cabrerizo, 2014; Morcego et al, 2016]. Aquest mètode s'aplica sobre la imatge pre-processada que es mostra com a imatge número 8 de la **FIGURA 6.4**. En el cas que l'ull estigui obert, la imatge analitzada contindrà un objecte més o menys circular coincident amb l'iris (imatge 1 en la **FIGURA 6.5**). En el cas de que l'ull estigui tancat, la imatge contindrà un objecte allargat horitzontalment corresponent a les vores de les parpelles (imatge 2 en la **FIGURA 6.5**). El mètode consisteix en calcular l'alçada o mida vertical de l'ull i comparar aquest valor amb un llindar pre-establert per detectar el parpelleig. En el requadre d'interès de la imatge de l'ull s'identifica el primer i l'últim píxel negre de cada columna i es calcula la distància entre ells. La més gran d'aquestes distàncies es prendrà com l'altura màxima de l'ull, que es normalitza dividint pel nombre de columnes que té el requadre de l'ull seleccionat. Aquest procés es repeteix a cada *frame*, obtenint un valor de l'alçada de l'ull per cada imatge analitzada. A continuació es calcula el llindar amb el que es compararà el valor de l'alçada de l'ull. Per calcular el llindar es tenen en compte els 10 *frames* consecutius anteriors a la imatge que s'està avaluant. El llindar coincideix amb el valor promig de l'alçada de l'ull per aquests 10 *frames*. El valor promig serà dinàmic, i per un *frame* donat el llindar sempre correspondrà al promig de les altures obtingudes pels deu *frames* immediatament precedents a ell. Donat un *frame*, l'altura de l'ull obtinguda es compararà amb el llindar que li correspongui. Si l'altura calculada és inferior al llindar, mentre que en el *frame* anterior es dona la situació inversa, és a dir l'altura obtinguda és superior al seu llindar, es comptabilitzarà un parpelleig i s'enregistrarà el número de *frame* en el que ha tingut lloc. És important considerar la situació de dos *frames* consecutius, ja que de nou es vol evitar comptabilitzar erròniament com a parpelleigs diferents situacions en les que l'acció del parpelleig completa es prolonga durant 2 o 3 *frames*.

Tal com s'ha comentat anteriorment, el comptatge final de parpelleigs s'efectuarà només en el cas en què els dos algorismes (localització de l'iris i càlcul de l'altura de l'ull) detectin aquesta acció. A més, donat que en execucions diferents dels codis desenvolupats sobre una mateixa seqüència de vídeo els resultats poden variar lleugerament i el número de *frame* on es detecti un parpelleig pot ser diferent, l'algorisme implementat dóna un marge de tres *frames* entre els resultats dels dos mètodes, per considerar com a vàlid el procés de detecció de parpelleig. El programa complet s'executa sobre els vídeos enregistrats prèviament i, per tant, efectua la caracterització del parpelleig fora de línia. Actualment l'algorisme no permet diferenciar entre parpelleig complerts i incomplets, i queden enregistrats com accions de parpelleigs aquelles situacions en què les parpelles es toquen entre si i l'iris desapareix completament, sent necessàries les dues condicions per tal que es comptabilitzi un parpelleig complert.

### Resultats

Els vídeos analitzats per a verificar el funcionament de l'algorisme programat van ser les seqüències enregistrades simultàniament amb l'estudi de la distància de treball, així com altres vídeos addicionals enregistrats prèviament durant el desenvolupament del TFG. Aquests vídeos es van analitzar mitjançant l'algorisme de Matlab<sup>®</sup>, i també manualment, mitjançant una visualització directa i detallada de tots els *frames* segons s'ha descrit en capítols anteriors. A partir de la comparació dels resultats obtinguts en ambdues anàlisis, es va determinar la sensibilitat de funcionament del procés de detecció automàtica del parpelleig mitjançant processament d'imatge.

La **TAULA 6.1** inclou els resultats de l'eficàcia de l'algorisme i s'hi mostra la taxa de positius correctes (TPC) o sensibilitat, i el rang de falsos parpelleigs. La sensibilitat es troba definida per la següent equació

$$\text{Sensibilitat o TPC (\%)} = \left( \frac{VP}{(VP+FN)} \right) * 100, \quad (6.1)$$

on VP correspon als Veritables Positius (parpelleigs que l'instrument detecta correctament) i FN als Falsos Negatius (parpelleigs que, malgrat tenir lloc, l'instrument no detecta).



Així, els parpelleig reals (Parp. reals en la segona columna de la **TAULA 6.1**) representen la totalitat dels parpelleigs que s'han dut a terme realment (VP + FN), comptats manualment; els parpelleigs detectats (Parp. detectats en tercera columna) són els que l'algorisme ha comptabilitzat com a parpelleig, ja sigui real o no; els parpelleigs correctes (Correctes parp. en quarta columna) són els comptats per l'algorisme que coincideixen amb els reals (VP); per últim, els falsos parpelleig (Falsos parp. en cinquena columna) són els parpelleigs comptabilitzats per l'algorisme però que no corresponen a parpelleigs reals. Finalment, en la darrera columna es dona la mesura de la sensibilitat definida per l'equació 6.1.

**TAULA 6.1.** Taula resum que descriu l'eficàcia de l'algorisme proposat per cada vídeo examinat.

Nom del vídeo	Parp. reals	Parp. detectats	Correctes parp.	Falsos parp.	TPC (%)
USBCamera.avi (vídeo base de prova)	6	6	6	0	100
USBCamera2.avi	3	3	3	0	100
USBCamera3.avi	9	9	8	1	88.88
ThinkVantage.avi	3	3	3	0	100
ThinkVantage2.avi	5	4	4	0	80
ThinkVantage3.avi	2	2	2	0	100
ThinkVantage4.avi	9	8	8	0	88.88
ThinkVantage5.avi	20	16	6	10	30
ThinkVantage6.avi	10	9	8	1	80
WCUnknown.mov	21	26	19	7	90.48
WCUnknown2.wmv	10	5	5	0	50
WCUnknown3.wmv	30	21	21	0	70
WCUnknown4.wmv	23	9	7	2	30.43
WCUnknown5.mov	19	27	19	8	100
WCUnknown6.wmv	10	6	4	2	40
WCUnknown7.wmv	10	8	4	4	40
WCUnknown8.wmv	16	12	8	4	50
WCUnknown9.wmv	2	3	2	1	100
WCUnknown10.avi	45	37	37	0	82.22
WCUnknown11.avi	16	21	13	8	81.25
WCUnknown12.wmv	9	10	6	4	66.66
WCUnknown13.avi	12	13	11	2	91.66
WCUnknown14.avi	41	31	28	3	68.29
					<b>75.16</b>

Així, durant l'anàlisi es va assolir una sensibilitat o taxa de positius correctes (TPC) promitg del 75.16%, amb un rang d'error o de falsos parpelleigs de 0 a 10 en funció del vídeo. Més d'un 60% dels vídeos analitzats aconsegueixen superar el 80% d'encert en la detecció del parpelleig, i només un 25% dona resultats inferiors o iguals al 50% en la TPC.

## Conclusions

A partir dels resultats obtinguts d'aquest primer estudi s'ha constatat que, per a la correcta execució del programa, fa falta una bona il·luminació i una bona qualitat d'imatge (mínim 720 x 1080 píxels amb una resolució de 20x20 píxels pels ulls), condicions que són fàcilment assolibles en entorns controlats de captació de les imatges (per exemple, en una oficina o aula ben il·luminada). A causa d'unes condicions d'il·luminació poc apropiades, algun vídeo dels analitzats el percentatge d'encert de parpelleig és només del 30% (ThinkVantage5.avi a la [TAULA 6.1](#)). Val a dir que, en la versió del programa desenvolupat que s'ha utilitzat en l'estudi, el conjunt d'algorismes conté alguns paràmetres no fixes (sensibilitat per la identificació de l'iris com a objecte circular en l'algorisme de localització de l'iris, i llinard dinàmic pel càlcul de l'altura de l'ull) que cal determinar i entrar manualment abans del recompte en funció de les característiques oculars de l'usuari i de la distància entre l'usuari i la càmera. Aquest treball conjunt va permetre disposar d'una eina per comptabilitzar automàticament els parpelleig per la realització futura d'estudis implicats amb el seu comptatge. Actualment l'algoritme s'està millorant per augmentar l'eficàcia i velocitat. L'objectiu final del mateix és la seva implantació a qualsevol dispositiu dotat de càmera web per tal que permeti la detecció automàtica del parpelleig, ja sigui per dur a terme recerca relacionada amb la caracterització del mateix o per controlar a temps real els diversos paràmetres descrits anteriorment per, si escau, procedir a reeducar l'usuari mitjançant un sistema de *feedback*.

## Capítol 7

### Anàlisi i influència de la distància durant l'ús d'ordinador

#### Publicacions i contribucions a congressos

**Argilés M**, Cardona G, Pérez-Cabré E, Pérez-Magrané R, Morcego B, Gispets J. Real-time non-intrusive assesment of viewing distance during computer use. *Optometry & Vision Science* 2016;93(12):1525-1531. DOI: 10.1097/OPX.0000000000000995

Cardona G, **Argilés M**, Pérez-Cabré E, Morcego B, Pérez R, Gispets J. Real-Time non-instrusive assessment of viewing distance during computer use. Poster, *European Academy of Optometry and Optics*, Barcelona, 2017.

#### Introducció

Tal com s'ha comentat a diverses parts d'aquesta tesi, les alteracions del parpelleig i la incorrecta distància de visualització de la pantalla, factors que estan íntimament relacionats entre ells [Moon et al, 2106; Munshi et al, 2017], provoquen, en major part, els símptomes associats a la SVI [Zetterberg et al, 2013; Chu et al, 2014]. És crític, doncs, desenvolupar mecanismes i estratègies, no invasives, per avaluar aquests aspectes.

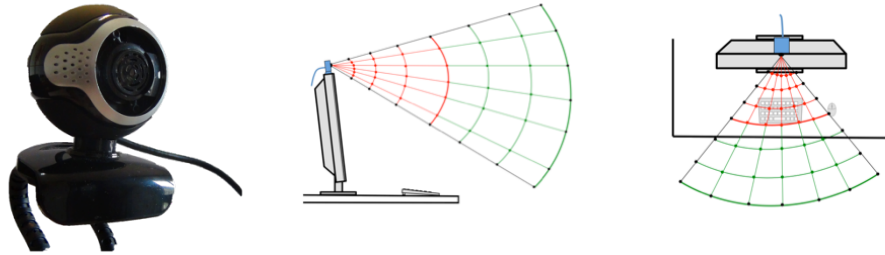
En aquest sentit, aquesta part de l'estudi aborda el desenvolupament d'un sensor, basat en ultrasons, fàcilment aplicable a qualsevol dispositiu amb PVD (si bé inicialment es provà en el context d'ordinadors de sobre taula), per determinar la distància de visualització a temps real. A més, el software que gestiona aquest sensor incorpora un sistema de *feedback* que, en un futur, pot servir per una possible reeducació de la distància de visualització.

#### Mètodes

El disseny preliminar del sensor d'ultrasons automàtic fou desenvolupat per membres del Departament d'ESAI de la UPC. Aquest sensor mesura, a temps real, la distància dels usuaris a la pantalla de l'ordinador. El model en concret està compost pel sensor SRF08, capaç de detectar l'usuari en un rang de 3 cm a 11 m, perfectament aplicable a la distància habitual de treball amb PVD (de 30 cm a 100 cm, aproximadament).

El sensor funciona emetent impulsos d'ultrasons inaudibles per la oïda humana i mesurant el temps que triga la ràfega d'impulsos a retornar al sensor, un cop reflectida, en aquest cas a l'usuari de PVD. L'angle de detecció del sensor és fix, en forma de con d'uns 30° (**FIGURA 7.1**). A través d'un dispositiu Bridge U2toUSB es va adaptar un controlador de dispositiu de hardware per connectar-ho a l'ordinador. El conjunt complet del sensor es va adaptar dins d'una carcassa de càmera web per poder acoblar-lo fàcilment a l'ordinador. El software desenvolupat permet realitzar una mesura de la distància cada 7 segons (temps configurable), i guarda les dades en un document de text (format .txt). A més, incorpora un mecanisme primari de *feedback* mitjançant el qual, si l'usuari es troba dins d'un rang de distàncies de treball considerades com a correctes, apareix un indicador en forma de llumeta verda a la part inferior de la pantalla, que es torna vermella si detecta una distància fora del rang prèviament definit (per exemple, a 40 cm).

Per a determinar la utilitat i viabilitat del sensor d'ultrasons es va realitzar un estudi a l'IES Josep Lladonosa de Lleida. Per a l'estudi es van incloure dades de 20 alumnes, que prèviament havien signat un document de consentiment informat. Es va demanar als alumnes de realitzar seqüencialment un total de quatre tasques diferents davant de l'ordinador, sense proporcionar-los informació específica sobre els paràmetres que se'ls mesuraria. Cada tasca es realitzava durant un període de temps de 10 minuts, sense descans entre elles. Per evitar que la possible fatiga visual pogués influenciar en els resultats obtinguts, les diverses tasques van ser programades i presentades de manera aleatòria a cada participant. Les tasques a realitzar consistien en veure un fragment de pel·lícula, jugar a un joc en línia, realitzar una tasca acadèmica mitjançant un processador de textos i consultar lliurement pàgines d'internet (pàgines socials, oci, evitant les pàgines amb contingut de videoclips). Es van escollir aquestes tasques per les diferents demandes cognitives i de concentració que requereixen. Així, en un ordre de més a menys concentració trobem: la realització d'un treball acadèmic, la visualització d'informació per internet, la realització d'una partida a un joc en línia i la visualització d'un vídeo.



**FIGURA 7.1.** Esquerra: sensor d'ultrasons emprat en l'estudi, adaptat en una carcassa de webcam. Dreta: Esquema del rang de detecció del sensor.

A la **FIGURA 7.2** es mostren dues imatges corresponents a la realització de l'estudi en el centre docent esmentat. En elles s'observa un moment de la realització de les proves per part d'una alumna i la disposició dels sensors, situats en tres dels ordinadors de l'aula d'informàtica amb les condicions d'il·luminació habituals d'aquesta sala. Cal dir que en el moment d'iniciar les proves es donava instruccions als alumnes de situar-se en una postura correcta ergonòmicament i que la seva distància a la pantalla fos aproximadament d'uns 65 cm.



**FIGURA 7.2.** Imatges de la disposició dels sensors mentre es realitzaven les mesures dins l'aula de l'institut. Cada ordinador compta amb un sensor d'ultrasons i una càmera web, que s'emprà per enregistrar imatges, utilitzades en el desenvolupament de l'algorisme descrit al capítol anterior.

Un cop iniciat el període de mesures, durant les quatre activitats que es feien de forma seqüencial, ja no es tornaven a donar instruccions als estudiants referents a la seva posició o distància. Durant tot el temps en què es realitzaven les tasques programades, el sensor d'ultrasons enregistrava i emmagatzemava les dades de la distància de treball. Un

cop acabat el procés de recollida de dades es disposava d'un conjunt de fitxers de text amb unes 100 mesures de distància per cada tasca realitzada i per usuari. D'aquestes, es va fer un primer filtratge, extraient-ne les dades de distància que corresponguessin a situacions anòmales (per exemple, que un usuari s'hagués apartat de l'ordinador a mitja tasca per fer alguna pregunta al responsable de l'estudi). A partir d'aquí, es va calcular la mitjana de les distàncies de treball per cada tasca i usuari, amb el corresponent valor de desviació estàndard (SD). També es va considerar, per cada usuari, el paràmetre anomenat rang de distàncies, que consisteix en la diferència entre la distància màxima i la mínima de treball per a una tasca determinada. Per avaluar el comportament general dels usuaris davant d'una determinada tasca, a continuació es va calcular la mitjana dels valors anteriors entre tots els usuaris.

### **Resultats**

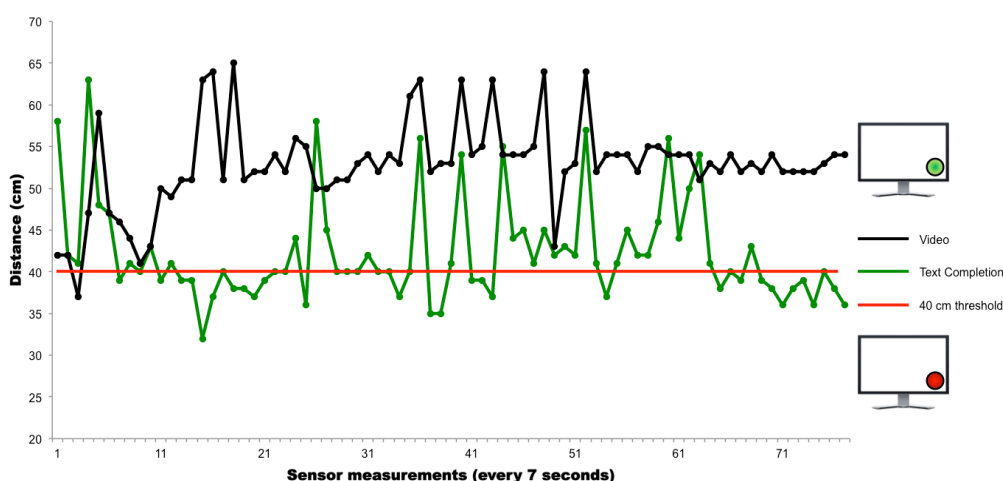
Els resultats estan resumits a la **TAULA 7.1**. La segona columna de la taula mostra els valors de la distància de treball mitjana de tots els usuaris en funció de la tasca realitzada, conjuntament amb el valor de la SD de cada una d'elles. A la tercera columna de la taula s'inclou el rang de distàncies corresponent a la mitjana de les diferències entre la distància màxima i mínima de cada usuari, acompanyat del seu valor de SD.

Dels resultats inclosos a la **TAULA 7.1** podem destacar, en primer lloc, que tres de les quatre tasques realitzades obtenen una distància de treball mitjana molt similar (54 cm en el joc en línia, treball acadèmic i visualització d'informació a internet), mentre que la visualització d'un vídeo implica un major distanciament de l'usuari respecte la pantalla de l'ordinador, uns 62 cm. Aquestes troballes poden originar-se en la diferent càrrega cognitiva de les tasques proposades, de les quals les més exigents són les que corresponen amb distàncies més curtes respecte la pantalla.

**TAULA 7.1.** Mitjana de distàncies d'observació i rang (diferència entre la distància màxima i mínima) per cada tasca (videojoc, vídeo, treball acadèmic, internet). Les mesures són presentades amb els valors de la mitjana i la desviació estàndard ( $\pm$ SD).

Tasca	Mitjana de la distància de treball (mm)	Rang de distàncies (diferència mitjana entre distància màxima i mínima) (mm)
Vídeo joc	543.6 $\pm$ 70.7	226.5 $\pm$ 78.0
Vídeo	622.7 $\pm$ 77.6	229.5 $\pm$ 115.2
Treball acadèmic	545.4 $\pm$ 78.6	262.5 $\pm$ 96.6
Internet	545.5 $\pm$ 71.0	269.0 $\pm$ 106.7

Pel que fa al rang de distàncies de treball, en el cas del joc en línia i del vídeo s'obté una variació lleugerament més petita d'aquest rang, uns 23 cm. D'altra banda, durant la realització d'un treball acadèmic amb un processador de textos i durant la lectura d'informació en pàgines d'internet, les variacions de la distància de treball augmenten sensiblement, amb valors de 26 i 27 cm, respectivament. Aquests resultats ens indiquen que els usuaris no mantenen constant la seva distància d'observació durant cada una de les tasques, sinó que es situen a distàncies més curtes o més grans durant els 10 minuts d'enregistrament, tal i com es pot veure en un exemple per dues tasques a la **FIGURA 7.3**.



**FIGURA 7.3.** Variació de la distància d'un participant mentre realitzava dues tasques (en color negre el vídeo, i en color verd el treball acadèmic). El sensor obtenia una mesura cada 7 segons.

Així, la **FIGURA 7.3** mostra un exemple de variació de distàncies de treball mentre un participant realitzava la tasca de mirar un vídeo (en negre) i la del treball acadèmic (en verd) durant un període de 10 minuts. S'ha exclòs el primer minut, en el qual es comprovà que la majoria de participants es movien fins assolir una certa estabilitat a un determinat rang de distàncies.

Tal com es visualitza a la **FIGURA 7.3**, un mateix participant va variant la distància d'observació durant el temps de realització de cada tasca. Així, per exemple, s'evidencien distàncies des dels 35 fins als 65 cm durant la visualització del vídeo. També es pot observar que les distàncies mesurades per una mateixa tasca oscil·len al voltant d'un valor mitjà que podem considerar indicatiu de la predilecció individual de postura i distància davant la pantalla segons la tasca que realitzi. D'aquesta manera, en l'exemple de la **FIGURA 7.3**, es posa de manifest clarament la tendència a l'apropament a la pantalla mentre es realitza el treball acadèmic, en comparació a quan es visualitza el vídeo. Aquest és un comportament general: els usuaris d'ordinador van canviant de postura i distància mentre realitzen tasques específiques davant la pantalla, i en algunes situacions, com també s'observa en l'exemple de la **FIGURA 7.3**, se sobrepassa la distància mínima recomanada, acostant-se a menys de 40 cm.

El sensor dissenyat conté una versió primària de *feedback*, del qual es va comprovar el correcte funcionament a temps real. Així, es va confirmar que quan els usuaris s'apropaven a menys de 40 cm de la pantalla s'encenia l'avís en forma de llumeta vermella, i si entraven dins el marge visualment considerat com a correcte (de 40 a 80 cm) la llumeta es tornava verda. No es va donar instruccions als participants al respecte, pel que restarà objecte de futurs estudis valorar l'efectivitat d'aquest avís en pantalla per regular la distància d'observació. Les dades obtingudes en aquest estudi, també han permès elaborar una taula de correlació entre les diverses distàncies d'observació per cada tasca, tal i com es presenta a la **TAULA 7.2**.



**TAULA 7.2.** Correlació entre la mitjana de distàncies d'observació. Es presenta el coeficient de correlació de Pearson (r) conjuntament amb la significança estadística (p) entre parèntesis.

Tasca		Vídeo Joc	Vídeo	Treball acadèmic	Internet
Vídeo Joc	r		0.327	0.597	0.473
	p	-	(0.159)	(0.005)	(0.035)
Vídeo	r		-	0.629	0.624
	p			(0.003)	(0.003)
Treball acadèmic	r			-	0.740
	p				(<0.001)

Aquestes dades ens indiquen si hi ha una relació entre les diferents distàncies obtingudes per cada tasca, és a dir, els casos de bona correlació (valors de r superiors a 0.4 i  $p < 0.05$ ) evidencien que, per exemple, si un usuari prefereix distàncies curtes per la tasca del treball acadèmic, tendirà també a preferir distàncies curtes mentre està jugant al videojoc. Per contra, si es comparen les tasques del vídeojoc i del vídeo, on no hi ha correlació significativa, no només les distàncies tendeixen a ser diferents, com s'ha mencionat més amunt, sinó que, a més, es trenca aquesta "coherència" interna individual que posava de manifest que un determinat usuari preferia, per norma general, distàncies curtes o distàncies llargues per totes les seves tasques.

### Conclusions

A partir de les troballes d'aquest estudi es pot considerar que el sensor és sensible per detectar diferències en la posició dels usuaris amb una resolució temporal de 7 segons. Dels resultats obtinguts s'intueix una influència de la demanda cognitiva de la tasca sobre la distància de treball. Com hem indicat, la distància d'observació de les PVD és essencial no només per explicar possibles aspectes relacionats amb la SVI i la fatiga visual, sinó també com a factor de risc en l'aparició o progressió d'errors refractius miòpics al suposar un possible estrès sobre el sistema visual (sistema acomodatiu i vergencial).

Com a aspecte a destacar mencionarem el correcte funcionament del sistema de *feedback* indicador de la distància incorrecta. Cal dissenyar futurs treballs per valorar l'efectivitat d'aquest indicador en un entorn real de treball i per determinar, com ja hem mencionat en el cas del parpelleig, la possibilitat de reeducar o condicionar aquests aspectes en usuaris de PVD.

## Capítol 8

### Estudi de la influència de la llum blava de les pantalles LED en el parpelleig

#### Publicacions i contribucions a congressos

**Argilés M**, Cardona G, Pérez-Cabré E , Tapia L. Estudio de las características del parpadeo en la lectura de textos en soporte electrónico con uso de filtro de luz azul. *Presentación oral, XI Reunión Nacional de Óptica, Salamanca, 2015; Libro de Abstracts, p. 78.*

Fernández C, **Argilés M**, Pérez-Cabré E, Cardona G. Spectral radiance of blue light filters on ophthalmic lenses. Poster, *IX Reunión Iberoamericana de Óptica y XII Reunión Iberoamericana de Óptica (RIAO-OPTILAS), Chile, 2016; Abstract Book, p. 319.*

Fernández C, **Argilés M**, Pérez-Cabré E, Cardona G. Spectral radiance of blue light filters on ophthalmic lenses. *Óptica Pura y Aplicada*, 2016; 50 (2):165-172 DOI: 10.7149/OPA.50.2.49072.

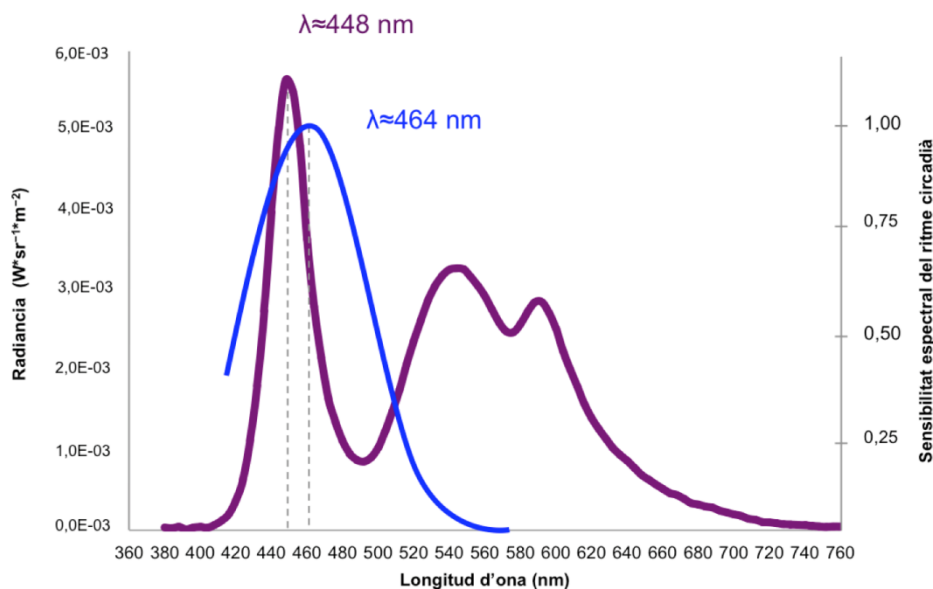
#### Introducció

Un dels aspectes que s'han posat a debat darrerament tracta de l'efecte de la llum blava emesa per les pantalles digitals amb sistema d'il·luminació LED sobre el sistema visual i els ritmes circadians. Existeixen publicacions que afirmen que l'ús de les pantalles digitals produeix canvis importants en el cicle i la qualitat de la son [Chellapa et al, 2013; Van der Lely et al, 2015; Heo et al, 2017], ja que llum blava que emeten redueix la producció de la melatonina nocturna, principalment quan s'utilitzen a les fosques [Figueiro et al, 2011]. Per aquests i altres motius, en els darrers anys han aparegut molts productes al mercat per reduir l'emissió de llum blava d'aquests dispositius. Alguns dels fabricants d'aquests productes indiquen que els seus filtres també contribueixen a reduir la fatiga visual provocada per l'ús dels dispositius digitals. Donat que un dels objectius d'aquesta tesi doctoral és estudiar els factors associats amb la SVI, es planteja avaluar aquests aspectes, relacionant-los amb les alteracions del parpelleig i amb la pròpia fatiga visual.

Dividirem aquest apartat en dues parts: la primera corresponent a l'estudi de la transmitància d'alguns filtres d'absorció de llum blava que es poden trobar actualment en el mercat i la segona a l'exploració del possible efecte de la llum blava sobre el parpelleig.

### 8.1. Estudi de la transmitància de filtres comercials d'absorció de llum blava.

Les pantalles LED emeten en el rang de l'espectre visible i tenen un màxim d'emissió al voltant de 450-460 nm, que correspon a la regió de llum blava. Aquesta regió de l'espectre també coincideix amb la radiació a la qual és sensible el pigment melanopsina de la retina, que regula els ritmes circadians (**FIGURA 8.1**).



**FIGURA 8.1.** Corba de radiància d'una pantalla LED (en lila), i corba de la sensibilitat espectral del ritme circadià (en blau).

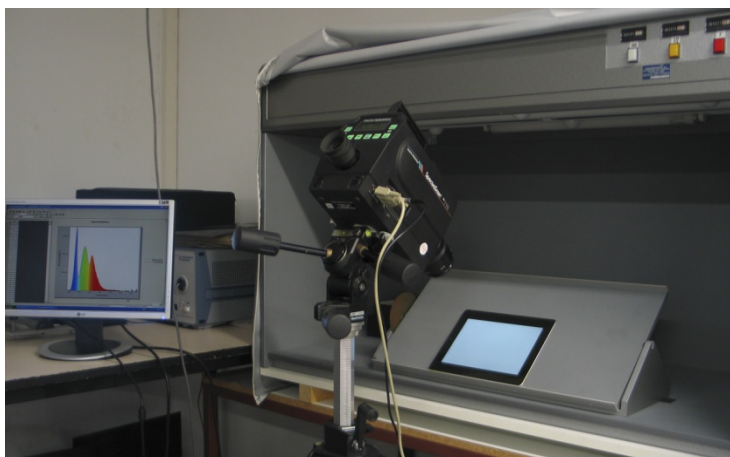
A la **FIGURA 8.1** observem que els màxims de les dues corbes estan molt propers. D'això es pot desprendre que, a més emissió de llum blava per part dels dispositius amb il·luminació LED, més supressió de melatonina es produeix. Una aproximació per determinar i comparar l'efecte dels diversos filtres de llum blava que existeixen al mercat consisteix en estudiar el seu espectre de transmissió. Entre les diverses opcions que trobem al mercat tenim els filtres incorporats en lents oftàlmiques, que es comercialitzen amb la intenció d'absorbir part d'aquesta llum blava, i els productes tipus làmina, que es superposen sobre les pantalles (per exemple, Reticare<sup>®</sup>). Finalment, hi ha aplicacions per mòbil que modifiquen directament les característiques espectrals de la llum emesa per la pantalla, si bé aquesta darrera opció no serà objecte d'estudi en el

present treball (vegi's, per exemple, l'estudi en el marc del grup de recerca GOAPI [García, 2016]).

Així, es van analitzar diferents vidres oftàlmics de diverses cases comercials i el filtre Reticare<sup>®</sup> de nivell alt per tal de mesurar i posteriorment comparar el percentatge d'absorció de llum blava.

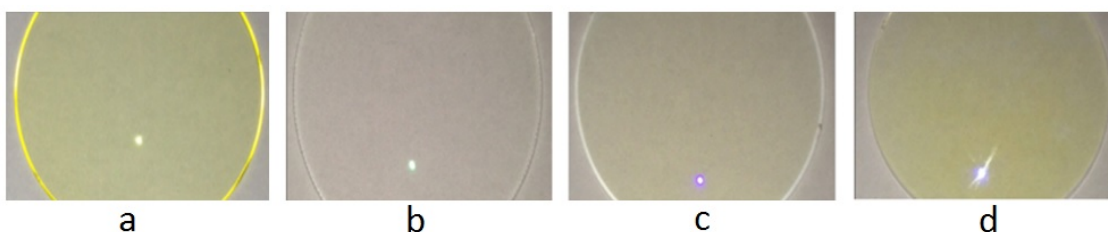
### Mètodes

Per dur a terme l'estudi es van realitzar mesures radiomètriques amb l'espectroradiòmetre Photo Research PR-715, que analitza el rang de l'espectre visible (280-780 nm) en passos de 4 nm. Es va utilitzar una tauleta gràfica d'il·luminació LED (iPad mini ME280TY) i es van anar superposant seqüencialment les diferents lents oftàlmiques i el filtre Reticare<sup>®</sup> per la seva anàlisi (**FIGURA 8.2**).



**FIGURA 8.2.** Muntatge experimental on s'observa l'espectroradiòmetre analitzant la composició espectral d'una pantalla de tauleta iPad.

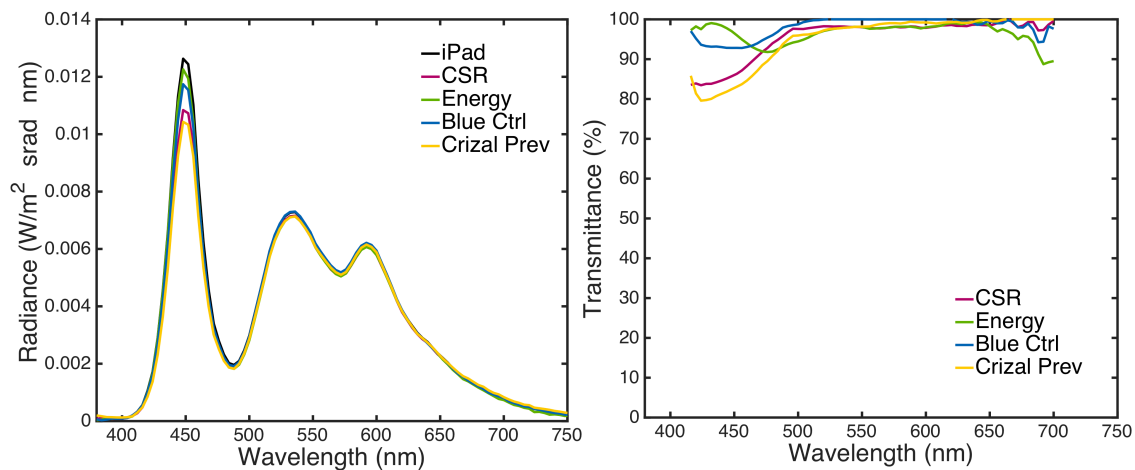
Les diferents mostres disponibles pertanyien a les cases Prats<sup>®</sup>, Indo<sup>®</sup>, Hoya<sup>®</sup> i Essilor<sup>®</sup> (**FIGURA 8.3**).



**FIGURA 8.3.** Mostres analitzades de lents oftàlmiques que incorporen filtre de llum blava. (a) CSR de Prats; (b) Energy de Indo; (c) Blue Control de Hoya; (d) Crizal Prevencia de Essilor.

## Resultats

Per tal de determinar la transmissió de cada filtre es va mesurar inicialment la radiància espectral de la font de llum utilitzada (tauleta gràfica amb il·luminació tipus LED). La comparació d'aquesta corba amb les obtingudes per cada opció analitzada ens permet determinar el percentatge d'absorció de cada filtre comercial. La **FIGURA 8.4** mostra les diferents radiàncies espectrals mesurades amb la tauleta i la tauleta amb les diverses lents interposades davant. La **FIGURA 8.4** també mostra, a la dreta, la transmissió de cada mostra, obtinguda del quocient entre la seva radiància, i la radiància de la font de llum.



**FIGURA 8.4.** Radiància espectral (esquerra) i transmissió (dreta) obtingudes de cada mostra analitzada.

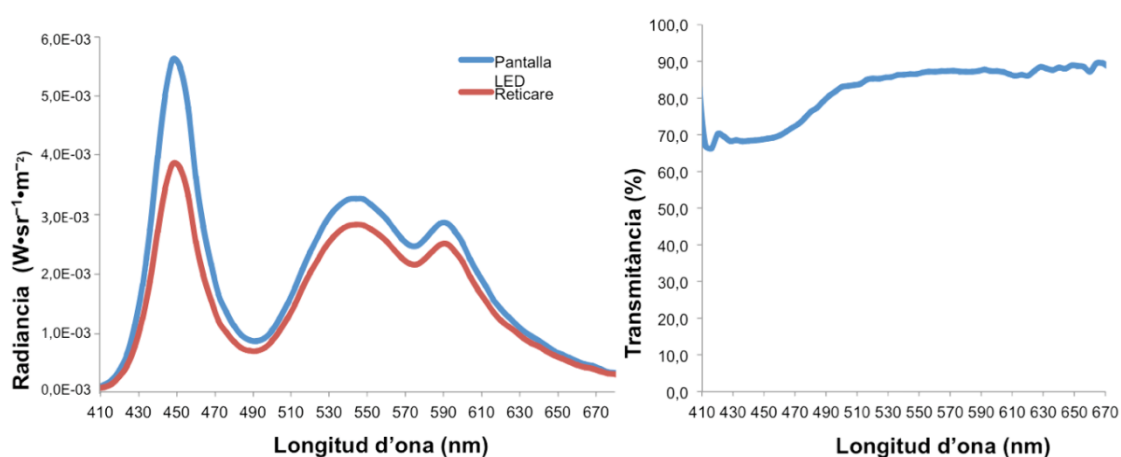
De la **FIGURA 8.4** es pot observar que totes les lents analitzades filtren selectivament la franja de la llum blava, que és la zona de l'espectre on s'observa una certa disminució de l'energia respecte la radiació emesa per la tauleta. Contràriament, la resta de l'espectre visible es manté inalterat. Veiem, però, que cada fabricant aconsegueix una absorció diferent en aquesta franja de l'espectre. Aquest fet també queda reflectit en les corbes de transmissió incloses a la **FIGURA 8.4**. Per una millor comprensió, la **TAULA 8.1** mostra el percentatge d'absorció numèric obtingut per a cada filtre:

**TAULA 8.1.** Percentatge d'absorció de les mostres analitzades

Lents oftàlmiques	Absorció (%)
<b>Prats (CSR)</b>	14.7 %
<b>Indo (Energy)</b>	2.9 %
<b>Hoya (Blue Control)</b>	7.1 %
<b>Essilor (Crizal Prevencia)</b>	17.4 %

Com es pot observar a la **TAULA 8.1**, el percentatge d'absorció varia significativament segons cada fabricant, des d'un mínim del 3% per la lent Energy de Indo, fins al màxim del 17.4% per la lent Crizal Prevencia de Essilor. Amb valors intermitjos, el filtre Blue Control, comercialitzat per Hoya, aconsegueix un 7.1% d'absorció en el blau, mentre que el CSR de Prats obté un 14.7%. A partir dels percentatges d'absorció de cada mostra també es constata que, com més gran és l'absorció del filtre en la zona de la llum blava, més groguenca és l'aparença de la lent oftàlmica corresponent (veure **FIGURA 8.3**).

En segon lloc, es va analitzar la radiància espectral del filtre Reticare<sup>®</sup>, i comparant-la amb la radiància espectral de la pantalla digital sense filtre, es va determinar la transmissió del mateix. Tal com es veu a la **FIGURA 8.5**, el filtre presenta una absorció selectiva a la zona de 460 nm: en aquesta zona proporciona un 30% d'absorció, mantenint un 90% de transmissió a la resta de l'espectre visible (**FIGURA 8.5**).



**FIGURA 8.5.** Radiància espectral en el rang de l'espectre visible de la tauleta gràfica (en blau) i del mateix dispositiu amb un filtre Reticare<sup>®</sup> superposat (vermell). A la dreta es mostra el gràfic de transmissió del filtre, obtingut del quocient entre els dos anteriors.

## Conclusions

L'estudi de diverses lents oftàlmiques comercialitzades per a usuaris de pantalles que incorporen filtres blaus indica que, encara que totes elles filtren selectivament la franja de la llum blava, no hi ha un percentatge d'absorció comparable entre les mostres. Són necessaris futurs estudis per arribar a un consens sobre quin percentatge d'absorció és el més adequat per protegir l'usuari de PVD de possibles efectes nocius a nivell de retina i per evitar l'alteració del ritme circadià. Igualment, caldrien més estudis per determinar el nivell adequat d'absorció de llum blava requerit per prevenir fatiga visual o símptomes de SVI. Aquest darrer aspecte s'explora breument en el següent apartat.

### 8.2. Exploració de l'efecte de la llum blava sobre el parpelleig

Les lents oftàlmiques descrites anteriorment es comercialitzen amb la intenció de prevenir o reduir la fatiga visual en usuaris de pantalles digitals. D'altra banda, el parpelleig s'ha explorat en investigacions per avaluar de manera indirecta la fatiga visual i l'atenció visual [Benedetto et al, 2014; Martins i Carvalho, 2015; Wang et al, 2017]. A la vista d'aquests precedents, es desenvolupa un estudi pilot per determinar la possible influència del sistema d'il·luminació LED de les pantalles sobre el parpelleig.

Així, tal com s'ha descrit a l'apartat 2.1.3, les diverses investigacions indiquen que el parpelleig disminueix en freqüència [Benedetto et al, 2013], i augmenta el percentatge de parpelleigs incomplets [Chu et al, 2014; Argilés et al, 2015] durant la lectura en pantalles digitals, comparades amb lectura en format paper, sota unes mateixes condicions controlades de distància, il·luminació, mida de la lletra, etc. Com a aspecte diferenciador de la lectura en paper, es planteja la possibilitat que sigui la pròpia font lluminosa de les pantalles la causa de les variacions del parpelleig, l'augment dels símptomes de sequedat ocular i de fatiga visual en la SVI. A més, certes investigacions com la [Benedetto et al, 2013] on es comparen diverses pantalles, entre elles llibres digitals (sense il·luminació incorporada) i tauletes gràfiques (amb sistema de retroil·luminació), mostren que les pantalles de tipus LED disminueixen més la freqüència de parpelleig que els llibres digitals.

És important considerar el tipus de pantalla utilitzat: la majoria de tauletes gràfiques més modernes utilitzen un sistema d'il·luminació per LED que proporciona unes millors característiques de definició i rendiment pel sistema de visualització de dades i imatges.



En canvi, els llibres electrònics es basen en tinta electroforètica, i no incorporen un sistema d'il·luminació propi de l'aparell. Per aquest motiu consumeixen menys energia, però no es poden utilitzar en ambients foscos o de nit, sense un sistema d'il·luminació extern addicional. En la següent taula es presenta una comparació entre aquests dos sistemes (**TAULA 8.2**).

**TAULA 8.2.** Taula comparativa entre els dos sistemes de lectura digital més utilitzats: llibres electrònics i tauletes gràfiques.

	<b>e-book (e-link)</b>	<b>Tablet (LCD)</b>
<b>Bateria</b>	+	-
<b>Lectura llum solar</b>	SI	Dificultat reflexes
<b>Lectura nocturna</b>	NO (depenent models)	SI
<b>Aplicacions (App's)</b>	NO	SI
<b>Preu</b>	-	+
<b>Fatiga Visual</b>	-	+

## Mètodes

Es va analitzar una mostra de 29 subjectes (19 dones, 10 homes), d'edats compreses entre 18 i 30 anys. Tots els participants van ser informats del procediment de les mesures i es va seguir el protocol segons la LO 15/1999 de Protecció de Dades Personals. Els criteris d'inclusió foren els mateixos que per l'estudi detallat al capítol 4. Tal com hem comentat, existeixen diversos productes al mercat que tenen l'objectiu de filtrar la llum blava emesa per les pantalles LED, ja sigui vidres oftàlmics, filtres o aplicacions mòbil. Per aquest estudi es va escollir el filtre Reticare<sup>®</sup> de nivell alt de protecció. En comparació amb les lents oftàlmiques, aquest filtre proporciona un percentatge més elevat d'absorció de les longituds d'ona que explorem. Com en els estudis descrits anteriorment, s'avaluaren 3 condicions experimentals diferents:

- Condició *baseline*: (3 minuts, 2 metres, silenci, posició primària de mirada)
- Lectura en tauleta gràfica: (6 minuts, 60 cm de distància)
- Lectura en tauleta gràfica amb filtre d'absorció de llum blava: (6 minuts, 60 cm de distància)

Tots els pacients havien d'utilitzar la refracció habitual per la visió pròxima. Cada condició va ser enregistrada amb una videocàmera Canon Legria HF M307 o una Webcam Microsoft LifeCam HD3000, amb una freqüència de 30 Hz. Amb l'anàlisi *frame a frame* posterior del vídeo es va avaluar la freqüència de parpelleig (promig per minut) i el percentatge de parpelleigs complets/incomplets (considerant un parpelleig complet quan el recorregut de la parpella superior sobrepassava els 2/3 de l'iris visible). L'eina emprada per facilitar el recompte del parpelleig fou la pàgina web descrita anteriorment (Capítol 4, Figura 4.1).

## Resultats

A la **TAULA 8.3** es mostra la freqüència de parpelleig (en parp/min) i el percentatge de parpelleig incomplets (en %) en diferents situacions: *baseline*, durant la lectura d'un text en una tauleta (tauleta), i durant la lectura d'un text en la mateixa tauleta amb la incorporació del filtre Reticare sobre la pantalla (tauleta + filtre). A la taula es proporciona la mediana obtinguda entre tots els participants, i entre parèntesis es mostren els valors mínim i màxim, és a dir, el rang. Els resultats posen en evidència, en primer lloc, que la freqüència de parpelleig disminueix durant el procés de lectura, sigui amb la tauleta directament o amb la tauleta incorporant el filtre de llum blava, respecte la freqüència de parpelleig *baseline* de referència. Aquest fet, com ja hem comentat anteriorment, respon a l'augment de la demanda cognitiva que es produeix durant l'activitat de lectura. A més, s'obtenen valors molt semblants de freqüència de parpelleig amb i sense filtre Reticare. Per altra banda, el percentatge de parpelleigs incomplets augmenta considerablement durant la lectura de textos sense utilitzar el filtre de llum blava, mentre que s'aprecia una disminució d'aquest mateix valor quan s'utilitza el filtre davant la pantalla de la tauleta. En aquest cas, el percentatge de parpelleigs incomplets és molt semblant a l'obtingut en la condició *baseline*. Cal dir però, que entre els participants hi ha una gran variabilitat de dades, tal com s'observa amb els valors màxim i mínim a la **TAULA 8.3**.

**TAULA 8.3.** Taula on es mostren els resultats de freqüència de parpelleig i percentatge de parpelleigs incomplets en les condicions experimentals avaluades, comparant la lectura en una tauleta gràfica sense i amb filtre selectiu de llum blava.

Condicions experimentals	Freqüència de parpelleig (parp/min)	Parpelleigs incomplets (%)
	Mediana (mín – màx)	Mediana (mín – màx)
<i>Baseline</i>	14 (1-38)	9,1 (0-54,2)
<b>Tauleta</b>	6,00 (0-42)	16,7 (0-100)
<b>Tauleta + Filtre</b>	6,00 (0-36)	9,1 (0-50)

### Conclusions

Així, malgrat el caràcter preliminar de l'estudi, s'observa una disminució en el percentatge de parpelleigs incomplets quan es filtra la llum blava. Aquest fet ens pot donar indicis que l'emissió d'aquestes pantalles podria contribuir a augmentar la fatiga visual dels usuaris a través de l'alteració del parpelleig, específicament del percentatge de parpelleigs incomplets. Malgrat que els resultats d'aquest estudi són preliminars, algunes investigacions recents semblen corroborar la hipòtesi plantejada. En el treball de [Ayaki et al, 2017] es va estudiar com afectava la supressió de la llum blava en les funcions visuals. Els autors van utilitzar un algoritme de color que suprimia l'emissió de la llum blava, minimitzant l'alteració de la percepció del color, i van avaluar diverses funcions visuals, entre elles l'interval màxim de parpelleig (temps que la còrnia està exposada). Els resultats mostraren que, a més del fet que l'exposició a la llum blava a la nit modificava el ritme circadià mitjançant la supressió de la melatonina, l'interval de parpelleig era més gran amb la incorporació del filtre, és a dir, segons els autors, aquest filtre suposava un avantatge pels símptomes de sequedat ocular.

Pàgina deliberadament en blanc.

## Capítol 9

### Condicionament del parpelleig durant l'ús de dispositius digitals

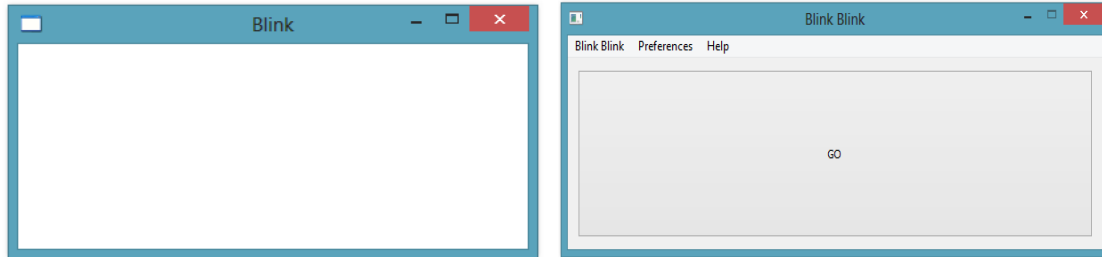
#### Introducció

Fins a l'actualitat s'han desenvolupat diversos estudis per tal de valorar la possibilitat de millorar o condicionar el parpelleig durant l'ús de pantalles digitals, tal com s'ha descrit a l'apartat 2.4. Entre ells, la presentació ràpida e intermitent d'una figura blanca superposada a la pantalla, acompanyada d'instruccions de parpellejar, va obtenir bons resultats, amb un augment de la freqüència del parpelleig, sense provocar distraccions notables en els usuaris [Cardona et al, 2014]. L'efecte de la incorporació de llàgrima artificial [Acosta et al, 1999] i l'ús d'un metrònom, acompanyat d'una ordre de parpelleig [Rosenfield, 2011], no foren tan prometedors, i resultaren invasius pels usuaris.

Recentment s'ha publicat un estudi on es descriu un programa que periòdicament fa aparèixer dues franges a la part baixa i alta de la pantalla. Amb aquest dispositiu s'intenta modificar la freqüència de parpelleig, amb resultats prometedors en els estudis preliminars [Nosch et al, 2015]. Aquesta aplicació, anomenada Blink-Blink i desenvolupada a la *Fachhochschule Nordwestschweiz* (FHNW) de Olten (Suïssa), permet ajustar la configuració de diversos paràmetres, com ara opacitat, duració, freqüència i amplitud de les franges. Per l'estudi preliminar es configurà amb un interval de 600 ms (temps d'aparició a la pantalla), ocupant un 40% de la pantalla i amb un grau d'opacitat del 25%.

Després de valorar els diversos intents previs, aquesta proposta ens va semblar interessant, ja que permetia condicionar el parpelleig amb un mètode poc intrusiu, i per tant anava en la línia d'aquesta tesi. Ens vam posar en contacte amb la Dra. Daniela Nosch i el seu equip per a explorar la possibilitat de realitzar una col·laboració en aquest àmbit. Es va valorar incorporar possibles millores al programa Blink-Blink i tenir en compte els parpelleigs incomplets per a la realització de futurs estudis que exploressin l'aplicabilitat i utilitat del sistema. Per facilitar el desenvolupament d'aquestes millores, el doctorand feu una estada de 1 mes a la FHNW per treballar més detingudament amb l'animació i el disseny de possibles futurs estudis.

Durant l'estada es van realitzar millores substancials de l'animació Blink-Blink. Així, en primer terme es va dissenyar un menú directe per tal de configurar més fàcilment els paràmetres i millorar l'accessibilitat per l'usuari, tal com es mostra en la **FIGURA 9.1**.



**FIGURA 9.1.** A la imatge de l'esquerra es mostra la pantalla antiga de l'aplicació, a la dreta la nova versió per configurar més fàcilment els diversos paràmetres.

El nou menú inclou tres icones: Blink-Blink, *Preferences* i *Help*. A la part inferior, tal com es mostra en la **FIGURA 9.1**, al prémer la icona "GO", l'animació s'executa directament. Al menú de *Preferences* s'obre una finestra amb els diferents paràmetres: *Coverage*, *Opacity*, *Frecuency*, *Duration* i *Color*. *Coverage* (amplada de les franges) permet optar entre 10%, 25% i 50%. La *Opacity* (opacitat) ofereix valors de 10%, 25%, 50% 75% i 100% (el 100% correspon al negre absolut). Per la *Frecuency* (freqüència) es va dissenyar un *Slide Bar* per triar des de 0 a 1000 s. La *Duration* (duració) ofereix valors de 0.5s, 1s 1.5s i 2s. Finalment, es va valorar la incorporació de l'opció de canviar el color de les franges per tal que l'estímul fos diferent. Pel *Color* (color) es va triar: negre, blau, vermell, groc, verd i blanc. L'aplicació també inclou un document amb instruccions en PDF (**FIGURA 9.2**).

També es va treballar en la incorporació de l'animació en plataformes de *smartphone* i tauleta gràfica a través de la conversió en App. Es va dissenyar un prototip de l'aplicació, un possible logotip i el *claim* (frase que parla de les qualitats del producte i es fa servir en publicitat). A la **FIGURA 9.3** es mostra el menú principal de l'App Blink-Blink amb les opcions de configuració dels diversos paràmetres.

**Manual 'Blink Blink' Program**

The 'Blink Blink' program was developed to improve subjective symptoms of dry eye during prolonged computer work. Click on *Blink Blink.exe*, and the following Menu screen will open:

**Program Preferences**

**1.Coverage**  
Coverage is the percentage of screen covered by the appearance of the two bars. It can be set as:  
25%; 50%; 75%; 100%

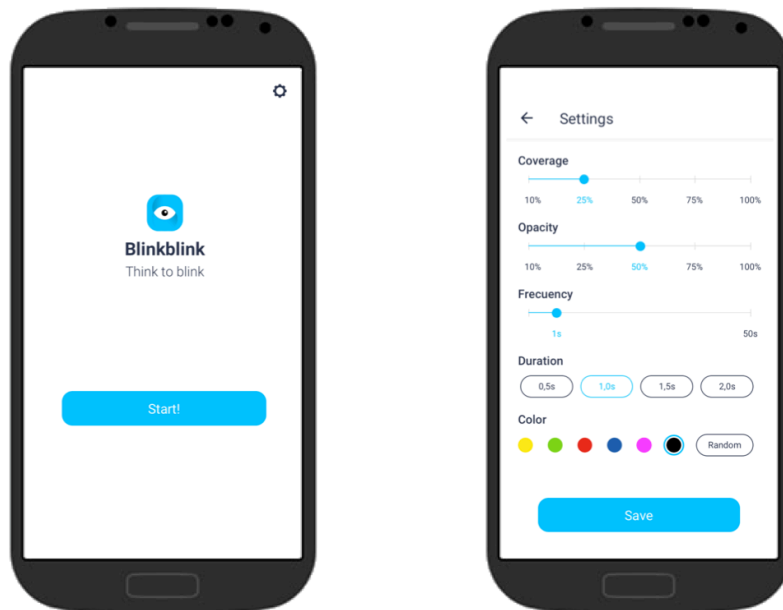
**2.Opacity**  
Opacity represents the percentage of transparency of the bars. It can be adjusted by moving the bars. The higher the percentage, the darker the bars will appear.

**3.Interval**  
The interval describes the time interval between each animation. It can be set between, 1 and 1000 seconds.

**4.Duration**  
Duration of each animation in seconds (s), i.e. the duration of the appearance of the bars during each animation:  
0.5s; 1.0s; 1.5s; 2.0s

**5.Color**  
The color of the bars can be chosen, and there are two setting options:  
-Fixed: one specific color is selected while the program is running.  
-Random: The bars change in color randomly during the running program.

**FIGURA 9.2.** Menú d'instruccions de l'aplicació Blink-Blink.



**FIGURA 9.3.** Menú principal del prototip Blink-Blink, a la dreta el menú per configurar els paràmetres.

Les millores realitzades durant l'estada a la FHNW tenen com a objectiu facilitar als usuaris la tasca d'elecció dels paràmetres, però deixant una opció de *Default Mode* amb les preferències inicials. La incorporació de noves interfases i l'opció més fàcil de configuració dels paràmetres ha suposat un canvi important en l'animació inicial Blink-Blink. Aquesta animació es pot descarregar gratuïtament, i en la seva versió actual funciona amb el sistema operatiu Windows.

Aquest tema és el darrer que s'ha iniciat durant el desenvolupament de la tesi. Es comenta en el capítol de treballs futurs quins són els passos següents que es portaran a terme a partir dels quals s'espera obtenir resultats experimentals.



## Capítol 10

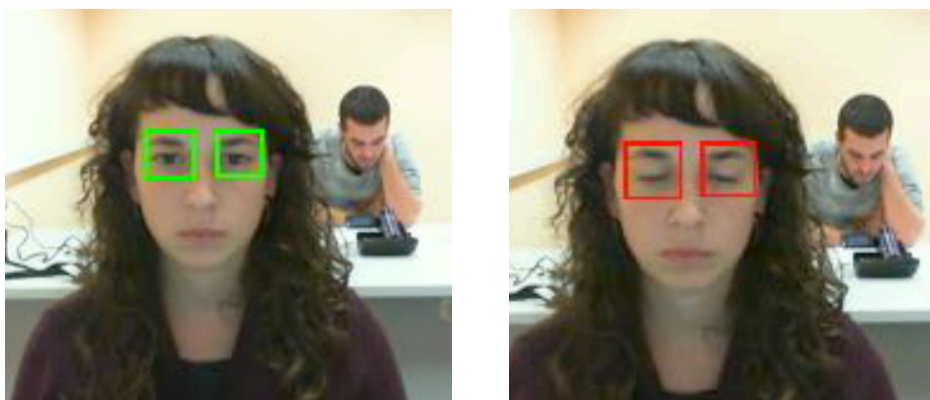
### Projectes en curs i futurs

#### Introducció

En els capítols anteriors s'han descrit els esforços duts a terme per estudiar i modificar el parpelleig i la distància d'observació amb l'objectiu de millorar els símptomes de la SVI durant l'ús de dispositius digitals. La cerca bibliogràfica i els treballs realitzats demostren que aquest és un terreny fèrtil d'investigació en el qual hi ha diverses vies possibles de treball futurs. En part, molts d'aquests treballs són la continuació dels projectes realitzats en aquesta tesi per seguir millorant i desenvolupant eines i estratègies en la direcció d'alleugerir la SVI.

#### 10.1. Millorar l'algoritme de detecció de parpelleig

Millorar l'algoritme proposat per tal que s'executi independentment del sistema de Matlab<sup>®</sup> i s'automatitzin els paràmetres no fixes per a que no sigui necessària la seva introducció de manera manual. La pròxima versió hauria d'incloure l'opció de comptatge a temps real mitjançant càmera web. En aquest punt ja s'està treballant, tot i que no s'ha descrit amb més detall en aquesta memòria donat que ens trobem en estadis molt preliminars. En la següent imatge es poden visualitzar 2 *frames* del nou algoritme, incorporant la detecció de l'ull obert (esquerra) i de parpelleig (dreta) (**FIGURA 10.1**).



**FIGURA 10.1.** Algoritme millorat per a la detecció del parpelleig. A la dreta es comptabilitza el parpelleig i el requadre esdevé de color vermell.

## 10.2. Condicionament de la distància durant l'ús de pantalles digitals

Implementar el sistema de *feedback* per reeducar la distància en usuaris de pantalles digitals com ara ordinadors, tauletes gràfiques o telèfons intel·ligents. L'objectiu d'aquest *feedback* és aconseguir una disminució del grau de fatiga visual amb la implementació del mateix i explorar amb més profunditat la possible relació entre distància de treball i progressió miòpica.

A més, es valora substituir l'ús del sensor d'ultrasons per una càmera web integrada al dispositiu i detectar la distància amb mètodes de processament d'imatges que identifiquin característiques diferenciadores de la cara dels usuaris, prèvia calibració. Actualment, gràcies als resultats preliminars de l'estudi realitzat, s'està desenvolupant un Treball Final de Grau en el Departament d'Enginyeria de Sistemes, Automàtica i Informàtica Industrial (UPC) de títol "*Study and design of monitoring system for working distance during computer use based on image processing*" que treballa en aquesta direcció.

## 10.3. Condicionament del parpelleig durant l'ús de pantalles digitals

L'animació Blink-blink ha estat provada anteriorment [Nosch et al, 2015] amb resultats prometedors i amb les millores que es van implementar pot esdevenir una eina favorable pel condicionament del parpelleig de manera no intrusiva. En futurs estudis, ja dissenyats entre les dues Universitats (FHNW i UPC), es determinarà l'eficàcia d'aquest sistema. Paral·lelament, s'ha de continuar desenvolupant l'animació Blink-Blink a través de la coordinació entre les dues Universitats (FHNW i UPC), principalment migrant l'aplicació en format *App* cap a telèfons intel·ligents i tauletes gràfiques.

## Capítol 11

### Conclusions

A partir dels estudis realitzats que emmarquen aquesta Tesi i dels objectius que es van plantejar inicialment obtenim un seguit de conclusions, que descrivim a continuació:

#### **1. Relació entre el parpelleig i les pantalles digitals**

L'augment del percentatge de parpelleigs incomplets s'apunta com una de les causes principals dels símptomes de sequedat ocular i fatiga visual relacionades amb la SVI. A partir dels estudis duts a terme s'arriba a la conclusió que l'afectació de l'ús d'aquests dispositius no només es plasma en una reducció de la freqüència de parpelleig (causes atencionals) sinó també en l'augment dels parpelleigs incomplets. Al comparar la lectura mitjançant dispositius electrònics i en suport paper, s'ha detectat que hi ha un augment dels parpelleigs incomplets en el primer cas, que no es posa de manifest en el segon. L'aparició de símptomes de sequedat ocular, amb una gran variabilitat individual, dependrà de factors com el temps d'exposició, la distància i la tasca realitzada, així com de les pròpies característiques individuals de la superfície ocular.

Si bé els estudis es troben en una fase preliminar sense resultats estadístics fermes, cal dir que un dels factors que semblen relacionar-se amb l'augment del percentatge de parpelleig incomplet durant l'ús de dispositius digitals és la pròpia llum de les pantalles, en aquest cas la llum blava. Així sembla demostrar-se al trobar una millora en el parpelleig incomplet amb la interposició davant la pantalla d'un filtre d'absorbància selectiva del blau.

#### **2. Comportament i condicionament de la distància durant l'ús d'ordinador**

A través del treball realitzat podem indicar que la distància de treball o de visualització davant de l'ordinador no és fixa, sinó que els usuaris es posen a diferents distàncies en funció de factors diversos. Tots els subjectes de l'estudi realitzat es movien de manera inconscient davant l'ordinador. Aquesta alteració respecte de la distància recomanada com a òptima des de consideracions visuals i ergonòmiques pot originar un estrès en les habilitats visuals requerides per veure correctament la pantalla (com ara el sistema de vergències i el sistema acomodatiu), augmentant el risc de fatiga visual. Els sistemes de vergències i acomodatiu són les habilitats visuals que eviten la visió doble (coordinant

adequadament els 2 ulls) i permeten la visió nítida (enfocant a través del canvi diòptric ocular) mentre es realitza una tasca en visió pròxima. És per aquest motiu que si aquests dos sistemes estan sotmesos a canvis durant un temps important, el sistema visual podria generar fatiga i contribuir als símptomes de la SVI. Per aquest motiu els professionals de la salut visual recomanen descansar el sistema visual mirant un punt llunyà cada cert temps de treball en visió propera.

D'altra banda, la distància de treball varia segons les tasques atencional, amb una major distància quan es realitza una visualització de vídeo que en tasques que involucren un exercici o lectura. Aquesta preferència per les distàncies curtes quan s'està realitzant tasques d'alta càrrega cognitiva pot contribuir als símptomes de fatiga visual i, segons darrers estudis, a possibles canvis refractius, amb una aparició i augment de la miopia.

El sensor desenvolupat per la realització d'aquest treball és sensible per detectar diferències en la posició dels usuaris de manera no intrusiva amb una resolució temporal de 7 segons, tot incorporant un senzill sistema de *feedback* per la possible reeducació de la distància i la millora de la fatiga visual.

### **3. Algoritme desenvolupat per a la detecció del parpelleig**

Els resultats preliminars de l'algoritme per a la detecció i comptatge automàtic del parpelleig són favorables per futures línies de recerca que necessitin informació sobre el parpelleig. La versió actual de l'algoritme treballa dins la plataforma Matlab<sup>®</sup> a través de l'encadenament de diversos algoritmes que es basen, de manera general, en la detecció, seguiment i quantificació del parpelleig a través de un enregistrament de vídeo. Aquesta primera etapa d'implementació del algoritme ha demostrat una bona sensibilitat per la detecció i comptatge del parpelleig, sent una de les primeres eines específiques en recerca per aquest propòsit. Aquesta eina, no invasiva i automàtica, pot esdevenir una alternativa assequible i econòmica per la caracterització del parpelleig en àmbits diversos de la investigació visual, neurociència, fisiologia, etc. Futures línies de recerca es dirigiran a la millora de l'algoritme, la seva migració a diverses plataformes (tauletes, *smartphones*) i el seu ús a temps real.

#### **4. Descripció completa del parpelleig.**

Mitjançant una prova de concepte, s'ha posat de manifest que els índexs utilitzats per descriure l'estat de sequedat ocular de l'ull mitjançant la valoració del parpelleig promig, no permeten distingir entre usuaris que presenten parpelleig incomplets o molt irregulars, d'altres que tenen un parpelleig adequat. Per superar aquestes limitacions, hem proposat una mesura de la regularitat del parpelleig que, conjuntament amb la freqüència i l'amplitud, ens descriu de manera completa el parpelleig i avalua l'exposició de la superfície ocular, donant-nos uns valors indicatius en cas de problemes de sequedat ocular. L'avaluació conjunta dels tres paràmetres, permet la detecció de problemes de sequedat ocular, amb l'avantatge afegit de donar informació sobre quin aspecte del parpelleig (freqüència, amplitud o regularitat) és més indicat actuar per millorar l'estat visual del pacient.

#### **5. Condicionament del parpelleig durant l'ús de pantalles digitals**

Diverses investigacions prèvies han estudiat estratègies per condicionar i/o modificar el parpelleig dels usuaris de pantalles digitals, especialment l'ordinador. Entre elles s'ha avaluat l'ús de llàgrima artificial [Acosta et al, 1999] i l'ús d'un metrònom per marcar el ritme del parpelleig voluntari [Portello et al, 2013]. Aquestes estratègies, però, no van resultar massa efectives i van interferir en les tasques que realitzaven els usuaris. D'altra banda, en l'estudi de [Tsubota et al, 2002] es van emprar làmines antireflectants davant les pantalles, observant un augment de la freqüència de parpelleig, però sense investigar-ne els possibles efectes a llarg termini i en condicions d'alta càrrega cognitiva.

Tot apunta que el condicionament no invasiu i sense interferir en la tasca ha de recaure en modificacions a la pròpia pantalla, de manera que sigui poc molest pels usuaris i que tingui un efecte en el parpelleig. En aquest sentit, [Cardona et al, 2014] van estudiar amb bons resultats l'efecte d'un rectangle blanc superposat de manera ràpida a la pantalla, conjuntament amb una orde de parpelleig voluntària. Durant la realització d'aquesta tesis doctoral es va plantejar seguir aquesta estratègia i afegir-hi també l'objectiu de millorar els parpelleigs incomplets. Un primer pas en aquest sentit fou l'ús de l'eina Blink-Blink [Nosch et al, 2015], amb resultats prometedors en estudis preliminars. Amb les millores que s'han implementat en aquesta eina, es considera oportú valorar la seva eficàcia per al condicionament del parpelleig de manera no

intrusiva. Futurs estudis, ja dissenyats entre les dues Universitats (FHNW i UPC), provaran el nou programa en usuaris d'oficina, mesurant paràmetres com símptomes de sequedat ocular i freqüència i amplitud del parpelleig.

## Referències

- [Abelson et al, 2012] Abelson R, Lane KJ, Rodriguez J, Johnston P, Angjeli E, Ousler G, Montgomery D. Validation and verification of the OPI 2.0 System. *Clinical Ophthalmology* 2012, 6: 613-22
- [Acosta et al, 1999] Acosta MC, Gallar J, Belmonte C. The influence of eye solutions on blinking and ocular comfort at rest and during work at video display terminals. *Experimental Eye Research* 1999, 68(6):663-669.
- [Agarwal et al, 2013] Agarwal S, Goel D, Sharma A. Evaluation of the factors which contribute to the ocular complaints in computer users. *Journal of Clinical & Diagnostic Research* 2013, 7(2):331-335.
- [Alex et al, 2013] Alex A, Edwards A, Hays JD, Kerkstra M, Shih A, Paiva CS, Pflugfelder C. Factors predicting the ocular surface response to desiccating environmental stress. *Investigative Ophthalmology & Visual Science* 2013, 54(5):3325-3331.
- [Ang et al 2014] Ang CK, Mohidin N, Chung KM. Effects of wink glass on blink rate, nibeut and ocular surface symptoms during visual display unit use. *Current Eye Research* 2014, 39(9):879-884.
- [Anshel, 2005] Anshel J. (Ed.). Visual ergonomics handbook. *New York: Taylor & Francis*, 2005.
- [Argilés et al, 2015] Argilés M, Cardona G, Pérez-Cabré E, Rodríguez M. Blink rate and incomplete blinks in six different controlled hard-copy and electronic Reading conditions. *Investigative Ophthalmology & Vision Science* 2015, 56(11):6679-6685.
- [Argilés et al, 2016] Argilés M, Cardona G, Pérez-Cabré E, Pérez-Magrané R, Morcego B, Gispets J. Real-time non intrusive assesment of viewing distance during computer use. *Optometry & Vision Science* 2016;93(12):1525-1531.
- [Ayaki et al, 2017] Ayaki M, Hattori A, Maruyama Y, Tsubota K, Negishi K. Large-scale integration in tablet screens for blue-light reduction with optimized color: The effects on sleep, sleepiness, and ocular parameters. *Cogent Biology* 2017, 3(1): 1294550.
- [Bababekova et al, 2011] Bababekova Y, Rosenfield M, Hue JE, Huang RR. Font size and viewing distance of handheld smart phones. *Optometry and Vision Science* 2011, 88(7): 795-797.
- [Baccino et al, 2001] Baccino T, Jaschinki W, Bussolon J. The influence of bright background flicker during different saccade periods on saccadic performance. *Vision Research* 2001, 41(28): 3909–3916.

[Bagheban et al, 2014] Bagheban AA, Kangari H, Hosseini S, Rahmani S. Lower tear meniscus in computer reading task with and without soft contact lens. *Journal of Paramedical Sciences* 2014, 5(3):12-16.

[Bahill et al, 1975] Bahill AT, Clark MR, Stark L. The main sequence, a tool for studying human eye movements. *Mathematical Biosciences* 1975, 24(3-4): 191-204.

[Bali et al, 2014] Bali J, Neeraj N, Bali RT. Computer vision syndrome: a review. *Journal of Clinical Ophthalmology & Research* 2011, 2(1):61-68.

[Barbato et al, 2007] Barbato G, De Padova V, Paolillo AR, Arpaia L, Russo E, Ficca G. Increased spontaneous eye blink rate following prolonged wakefulness. *Physiology & Behavior* 2007, 90(1):151-154.

[Basrai i Aghazadeh, 2004] Basrai F, Aghazadeh F. Effects of VDT monitor placement and single versus bifocal glasses on somatic discomfort and postural profiles in data entry tasks. *Journal of Human Ergonomy* 2004, 33 (1-2): 29-43.

[Benedetto et al, 2013] Benedetto S, Draï-Zerbib V, Pedrotti M, Tissier G, Baccino T. E-readers and visual fatigue. *Public Library of Science One* 2013, 8(12):e83676.

[Benedetto et al, 2014] Benedetto S, Carbone A, Draï-Zerbib V, Pedrotti M, Baccino T. Effects of luminance and illuminance on visual fatigue and arousal during reading. *Computers in Human Behavior* 2014, 41:112-119.

[Bjork i Kugelberg, 1953] Bjork A, Kugelberg E. The electrical activity of the muscles of the eye and eyelids in various positions and during movement. *Journal of Neurophysiology* 1953, 5(4):595-602.

[Blehm et al, 2005] Blehm C, Vishnu S, Khattak A, Mitra S, Yee R. Computer vision syndrome: a review. *Survey of Ophthalmology* 2005, 50(3):253-62.

[Bridgeman i Montegut, 1993] Bridgeman B, Montegut M. Faster flicker rate increases reading speed on CRT. *Proc. SPIE, Human Vision, Visual Processing and Digital Display IV*, 1993, 1913:134-145.

[Bristow et al, 2005] Bristow D, Frith C, Rees G. Two distinct neural effects of blinking on human visual processing. *NeuroImage* 2005, 27(1):136-145.

[Bron et al, 2004] Bron AJ, Tiffany JM, Gouveia SM, Yokoi N, Voon LW. Functional aspects of the tear film lipid layer. *Experimental Eye Research* 2004, 78(3):347-360.

[Burr, 2005] Burr D. Vision: in the blink of an eye. *Current Biology* 2005,15(14):554-556.

[Cabrerizo, 2014] Cabrerizo, M. Estudi i implementació d'un algorisme per a la detecció del parpelleig. *Treball Final de Grau*. Direcció: Dr. Bernardo Morcego i Dr. Ramon Pérez, Escola Enginyeria de Terrassa (EET), juny 2014.



[Caplan et al, 1996] Caplan R, Guthrie D, Komo S. Blink rate in children with attention deficit hyperactivity disorder. *Biological Psychiatry* 1996, 29(12):1032-1038.

[Cardona et al, 2011] Cardona G, Garcia C, Serés C, Vilaseca M, Gispets J. Blink rate, blink amplitude, and tear film integrity during dynamic visual display terminal tasks. *Current Eye Research* 2011, 36(3):190-197.

[Cardona et al, 2014] Cardona G, Gómez M, Quevedo L, Gispets J. Effect of transient blur and VDT screen luminance changes on eyeblink rate. *Contact Lens & Anterior Eye* 2014, 37(5):363-367.

[Cardona i Quevedo, 2013] Cardona G, Quevedo N. Blinking and Driving: the Influence of Saccades and Cognitive Workload. *Current Eye Research* 2013,39(3):239-244.

[Chahine i Krekelberg, 2009] Chahine G, Krekelberg B. Cortical contributions to saccadic suppression. *Public Library of Science One* 2009, 4(9): e6900.

[Chan et al, 2010] Chan KK, Hui CL, Lam MM, Tang JY, Wong GH, Chan SK, Chen EY. A three year prospective study of spontaneous eye-blink rate in first episode schizophrenia: relationship with relapse and neurocognitive function. *East Asian Archive of Psychiatry* 2010, 20(4):174-179.

[Chellappa et al, 2013] Chellappa SL, Steiner R, Oelhafen P, Lang D, Götz T, Krebs J, Cajochen C . Acute exposure to evening blue-enriched light impacts on human sleep. *Journal of Sleep Research* 2013, 22:573-580.

[Chu et al, 2011] Chu C, Rosenfield M, Portello JK, Benzoni J, Collier JD. A comparison of symptoms after viewing text on a computer screen and hardcopy. *Ophthalmic & Physiological Optics* 2011, 31(1):29-32.

[Chu et al, 2014] Chu C, Rosenfield M, Portello JK. Blink patterns: reading from a computer screen versus hard copy. *Optometry & Vision Science* 2014, 91(3):297-302.

[Cobb, 1990] Cobb S. Harmon revisited. *Optometric Extension Program* 1990.

[Collier i Rosenfield, 2011] Collier JD, Rosenfield M. Accommodation and convergence during sustained computer work. *Optometry* 2011, 82(7):434-440.

[Craig et al, 2013] Craig JP, Willcox MD, Argüeso P, Maissa C, Stahl U, Tomlinson A, Stapleton, F. The TFOS International Workshop on Contact Lens Discomfort: report of the contact lens interactions with the tear film subcommittee. *Investigative Ophthalmology & Visual Science* 2013, 54(11):123-156.

[Cullen i Van Horn, 2011] Cullen KE, Van Horn MR. The neural control of fast vs. slow vergence eye movements. *The European Journal of Neuroscience* 2011, 33(11):2147-54.

[Daum et al, 2004] Daum KM, Clore KA, Simms SS, Vesely JW, Wilczek DD, Spittle BM, Good GW. Productivity associated with visual status of computer users. *Optometry* 2004, 75(1): 33-47.

[Dauvergne et al, 2004] Dauvergne C, Ndiaye A, Buisseret-Delmas C, Buisseret P, Vanderwerf F, Pinganaud G. Projections from the superior colliculus to the trigeminal system and facial nucleus in the rat. *Journal of Comparative Neurology* 2004,18(3):233-247.

[Delgado-García et al, 2003] Delgado-García JM, Gruart A, Trigo JA. Physiology of the eyelid motor system. *Annals of the New York Academy of Science*. 2003; 1004:1-9.

[Doane, 1980] Doane MG. Interactions of eyelids and tears in corneal wetting and the dynamics of the normal human eyeblink. *American Journal of Ophthalmology* 1980, 89:507–516.

[Doughty, 2001] Doughty MJ. Consideration of three types of spontaneous eyeblink activity in normal humans: During reading and video display terminal use, in primary gaze, and while in conversation. *Optometry & Vision Science* 2001, 78(10):712–725.

[Doughty i Naase, 2006] Doughty MJ, Naase T. Further analysis of the human spontaneous eye blink rate by a cluster analysis-based approach to categorize individuals with “normal” versus “frequent” eye blink activity. *Eye & Contact Lens* 2006,32(6):294–299.

[Esteban et al, 2004] Esteban A, Traba A, Prieto J. Eyelid movements in health and disease. The supranuclear impairment of the palpebral motility. *Clinical Neurophysiology* 2004, 34(1):3–15.

[Evinger et al, 1994] Evinger C, Manning K, Pellegrini JJ, Basso M, Powers S, Sibony P. Not looking while leaping: the linkage of blinking and saccadic gaze shifts. *Experimental Brain Research* 1994, 100(2):337–344.

[Figueiro et al, 2011] Figueiro M, Plitnick B, Wood B, Rea M. The impact of light from computer monitors on melatonin levels in college students. *Neuro Endocrinology Letters* 2011, 32:58-63.

[Fogarty i Stern, 1989] Fogarty C, Stern JA. Eye movements and blinks: their relationship to higher cognitive processes. *International Journal of Psychophysiology* 1989, 8(1):35–42.

[Freudenthaler et al, 2003] Freudenthaler N, Neuf H, Kadner G, Schlote T. Characteristics of spontaneous eyeblink activity during video display terminal use in healthy volunteers. *Graefe’s Archive for Clinical and Experimental Ophthalmology* 2003, 241(11):914–920.

[Gandhi, 2007] Gandhi NJ. Consequence of blinks on interactions between the eye and head components of gaze shifts. *Neuroscience Meeting Planner. San Diego, CA: Society for Neuroscience* 2007, Abstract online: Program 178.2, Poster KK8.

[Gandhi, 2012] Gandhi NJ. Interaction between gaze-evoked blinks and gaze shifts in monkeys. *Experimental Brain Research* 2012, 216(3):321–339.

[Garcia, 2016] Garcia Josué. Anàlisi i comparació de diferents aplicacions per al control de la llum blava de dispositius electrònics 2016, Treball Final de Grau. Facultat d'Òptica i Optometria de Terrassa.

[Gong et al, 2005] Gong S, DeCuypere M, Zhao Y, LeDoux MS. Cerebral cortical control of orbicularis oculi motoneurons. *Brain Research* 2005, 1047(2):177-193.

[Gossens i Van Opstal, 2000] Gossens HH, Van Opstal AJ. Blink-perturbed saccades in monkey I. Behavioral analysis. *Journal of Neurophysiology* 2000, 83(6):3411-3429.

[Gowrisankaran et al, 2007] Gowrisankaran S, Sheedy JE, Hayes JR. Eyelid squint response to asthenopia-inducing conditions. *Optometry & Visual Science* 2007, 4(7):611-619.

[Gowrisankaran et al, 2012] Gowrisankaran S, Nahar N, Hayes JR, Sheedy JE. Asthenopia and Blink Rate Under Visual and Cognitive Loads. *Optometry & Visual Science* 2012, 89(1):1-8.

[Gruart et al, 1995] Gruart A, Blazquez P, Delgado-Garcia JM. Kinematics of spontaneous, reflex, and conditioned eyelid movements alerts in cat. *Journal of Neurophysiology* 1995, 74(1):226-248.

[Grossfeld H, 1951] Visual space and physical space. *The Journal of Psychology Interdisciplinary and Applied* 1951, 32:25-33.

[Hales et al, 1994] Hales TR, Sauter SL, Peterson MR, Fine LJ, Putz-Anderson V, Schleifer LR, Ochs TT, Bernard BP. Musculoskeletal disorders among visual display terminal users in a telecommunications company. *Ergonomics* 1994, 37(10):1603-1621.

[Hall, 1945] Hall A. The origin and purposes of blinking. *British Journal of Ophthalmology* 1945, 29(9):445-467.

[Hayes et al, 2007] Hayes JR, Sheedy JE, Stelmack JA, Heaney CA. Computer Use, Symptoms, and Quality of Life. *Optometry & Vision Science* 2007, 84(8):728-744.

[Heo et al, 2017] Heo JY, Kim K, Fava M, Mischoulon D, Papakostas GI, Kim MJ, Ah K, Oh Y, Yu BH, J HI. Effects of smartphone use with and without blue light at night in healthy adults: A randomized, double-blind, cross-over, placebo-controlled comparison. *Psychiatric research* 2017, 87:61-70.

[Himebaugh et al, 2009] Himebaugh NL, Begley CG, Bradley A, Wilkinson JA. Blinking and tear break-up during four visual tasks. *Optometry & Vision Science* 2009, 86(2):106-114.

[Hirota et al, 2013] Hirota M, Uozato H, Kawamorita T, Shibata Y, Yamamoto S. Effect of incomplete blinking on tear film stability. *Optometry & Vision Science* 2013, 90(7):650-657.

[Hupé et al, 2012] Hupé JM, Bordier C, Dojat M. A bold signature of eyeblinks in the visual cortex. *NeuroImage* 2012, 61(1):149-161.

[INSHT, 2006] INSHT. Guía técnica de evaluación y prevención de los riesgos relativos a la utilización de equipos con pantallas de visualización. Real Decreto 488/1997, de 14 de Abril BOE nº97, de 23 de abril. Edición 2006.

[Jaschinski, 2002] Jaschinski W. The proximity-fixation-disparity curve and the preferred viewing distance at a visual display as an indicator of near vision fatigue. *Optometry & Vision Science* 2002, 79(3):158–169.

[Kaneko i Sakamoto, 2001] Kaneko, K. Sakamoto, K. Spontaneous blinks as a criterion of visual fatigue during prolonged work on visual display terminals. *Perceptual & Motor Skills* 2001, 92(1):234-250.

[Karla et al, 2014] Karla S, Ruusuvirta T, Wikgren J. Effect of emotional picture viewing on voluntary eyeblinks. *Plos One* 2014; 9(3):e89536.

[Katnani et al, 2012] Katnani H, Van Opstal J, Gandhi NJ. (2012). Blink perturbation effects on saccades evoked by microstimulation of the superior colliculus. *Public Library of Science One* 2012, 7(12): e51843.

[Kerr i Symons, 2006] Kerr MA, Symons E. Computerized presentation of text: Effects on children's reading of informational material. *Reading and Writing* 2006, 19(1):1-19.

[Kleiser et al, 2004] Kleiser R, Seitz RJ, Krekelberg B. Neural correlates of saccadic suppression in humans. *Current Biology* 2004, 14(5):386–390.

[Kollbaum et al, 2016] Kollbaum PS, Meyer D, Huenink S, Rickert M, Chamberlain P, Hall L. Digital device user survey of eye fatigue. *Investigative Ophthalmology & Visual Science* 2016, 57(12): 1492-1492.

[Korosec et al, 2006] Korosec M, Zidar I, Reits D, Evinger C, Vanderwerf F. Eyelid movements during blinking in patients with Parkinson's disease. *Movement Disorders Journal* 2006, 21(8):1248-1251.

[Ladas et al, 2013] Ladas A, Frantzidis C, Bamidis P, Vivas AB. Eye Blink Rate as a biological marker of Mild Cognitive Impairment. *International Journal of Psychophysiology: Official Journal of the International Organization of Psychophysiology* 2013, 93(1):12-16.

[Lin et al, 2008] Lin YH, Chen CY, Lu SY, Lin YC. Visual fatigue during VDT work: effects of time-based and environment-based conditions. *Displays* 2008, 29(5):487-492.

[Liversedge et al, 2011] Liversedge SP, Gilchrist ID, Everling S. The Oxford Handbook of Eye Movements. *Oxford Library of Psychology*, 2011.

[Macducdoc et al, 2017] Macducdoc MM, Haider AH, Nalbandian A, Youm JH, Morgan PV, Crow RW, Visual consequences of electronic reader use: a pilot study. *International Ophthalmology* 2017, 37:433-439.

[Mangen et al, 2013] Mangen A, Walgermo BR, Brönnick K. Reading linear texts on paper versus computer screen: Effects on reading comprehension. *International Journal of Educational Research* 2013, 58:61-68.

[Mann et al, 2002] Mann S, Vrij A, Bull R. Suspects, lies and videotape: An analysis of authentic high-stakes liars. *Law & Human Behavior* 2002, 26(3): 365–376.

[Martins i Carvalho, 2015] Martins R, Carvalho JM. Eye blinking as an indicator of fatigue and mental load, a systematic review. *Occupational Safety and Hygiene III* 2015: 231-235.

[Miura et al, 2013] Miura DL, Hazarbassanov RM, Yamasato CN, Bandeira e Silva F, Godinho CJ, Gomes JÁP. Effect of a light-emitting timer device on the blink rate of non-dry eye individuals and dry eye patients. *The British Journal of Ophthalmology* 2013, 97(8):965–977.

[Miyake-Kashima et al, 2005] Miyake-Kashima M, Dogru M, Nojima T, Murase M, Matsumoto Y, Tsubota K. The effect of antireflection film use on blink rate and asthenopic symptoms during visual display terminal work. *Cornea* 2005, 24(5):567-577.

[Montes-Micó et al, 2004] Montes-Micó R, Cáliz A, Alió JL. Wavefront analysis of higher order aberrations in dry eye patients. *Journal of Refractive Surgery* 2004, 20(3): 243-247.

[Moon et al, 2016] Moon JH, Kim KW, Moon NJ. Smartphone use is a risk factor for pediatric dry eye disease according to region and age: a case control study. *BMC ophthalmology* 2016, 16(1): 188.

[Morcego et al, 2016] Morcego B, Argilés M, Cabrerizo M, Cardona G, Pérez R, Pérez-Cabré E, Gispets J. Blinking supervision in a working environment. *Journal of Biomedical Optics* 2016, 21(2):25005.

[Moulakaki et al, 2017] Moulakaki AI, Recchioni A, Del Águila-Carrasco AJ, Esteve-Taboada JJ, Montés-Micó R. Assessing the accommodation response after near visual tasks using different handheld electronic devices. *Arquivos Brasileiros de Oftalmologia* 2017, 80(1):9-13.

[Muhamedagic et al, 2014] Muhamedagic L, Muhamedagic B, Halilovic EA, Halimic JA, Stankovic A, Muracevic B. Relation between near work and myopia progression in student population. *Mater Sociomedica* 2014, 26(2):100-103.

[Munshi et al, 2017] Munshi S, Varghese A, Dhar-Munshi S. Computer vision syndrome—A common cause of unexplained visual symptoms in the modern era. *International Journal of Clinical Practice* 2017, 71(7): e12962.

[Murube i Murube, 2002] Murube J, Murube E. Near vision accommodation in horizontality with VDT: why low blinking and dry eye? *Advanced Experimental of Medicine and Biology* 2002, 506:1205-1211.

[Mutti et al, 1996] Mutti D, Zadnik K, Adams A. Myopia: the nature versus nurture debate goes on. *Investigative Ophthalmology & Vision Science* 1996, 37(6):952-957.

[Mutti i Zadnik, 1996] Mutti D, Zadnik K. Is computer use a risk factor for myopia? *Journal of American Optometry Association* 1996, 67(9): 521-30.

[Nakano et al, 2009] Nakano T, Yamamoto Y, Kitajo K, Takahashi T, Kitazawa S. Synchronization of spontaneous eyeblinks while viewing video stories. *Proceedings of the Real Society: Biological Science* 2009, 276(1673):3635–3644.

[Nakatani et al, 2011] Nakatani H, Orlandi N, Leeuwen C. Precisely timed oculomotor and parietal EEG activity in perceptual switching. *Cognitive Neurodynamics* 2011, 5(4):399–409.

[Nielsen et al, 2008] Nielsen PK, Sogaard K, Skotte J, Wolkoff P. Ocular surface area and human eye blink frequency during VDU work: the effect of monitor position and task. *European Journal of Applied Physiology* 2008, 103(1):1-7.

[Nosch et al, 2015] Nosch DS, Foppa C, Tóth M, Joos, RE. Blink animation software to improve blinking and dry eye symptoms. *Optometry & Vision Science* 2015, 92(9): e310-e315.

[Nøjgaard et al, 2005] Nøjgaard JK, Christensen KB, Wolkoff P. The effect on human eye blink frequency of exposure to limonene oxidation products and methacrolein. *Toxicology Letters* 2005, 156(2):241-251.

[Orchand i Stern, 1991] Orchard LN, Stern JA. Blinks as an index of cognitive activity during reading. *Integrative Physiological and Behavioral Science* 1991, 26(2):108-116.

[Ousler et al, 2007] Ousler GW, Michaelson C, Christensen MT. An Evaluation of Tear Film Breakup Time Extension and Ocular Protection Index Scores Among Three Marketed Lubricant Eye Drops. *Cornea* 2007,26:949-52.

[Ousler et al, 2008] Ousler GW, Hagberg KW, Schindelar M, et al. The Ocular Protection Index. *Cornea* 2008,27:509-13

[Ousler et al, 2014] Ousler GE, Abelson MB, Johnston PR, Rodriguez J, Lane K, Smith LM. Blink patterns and lid –contact times in dry-eye and normal subjects. *Clinical Ophthalmology* 2014, 8(5):869-874.

[Piccoli et al, 2001] Piccoli B, d’Orso M, Zambelli PL, Troiano P, Assini R. Observation distance and blinking rate measurement during on-site investigation: new electronic equipment. *Ergonomics* 2001, 44(6):668-676.

[Portello et al, 2013] Portello JK, Rosenfield M, Chu CA. Blink rate, incomplete blinks and computer vision syndrome. *Optometry & Vision Science* 2013, 90(5):482-487.

[Pult et al, 2013] Pult H, Riede-Pult BH, Murphy PJ. A new perspective on spontaneous blinks. *Ophthalmology* 2013, 120(5):1086-1091.

[Ranasinghe et al, 2016] Ranasinghe P, Wathurapatha WS, Perera YS, Lamabadusuriya DA, Kulatunga S, Jayawardana N, Katulanda P. Computer vision syndrome among computer office workers in a developing country: an evaluation of prevalence and risk factors. *BMC research notes* 2016, 9(1):150.

[Randolph S, 2017] Computer Vision Syndrome. *Workplace Health & Safety* 2017, 65(7): 328-328.

[Reddy et al, 2013] Reddy SC, Low CK, Lim YP, Low LL, Mardina F, Nurshela MP. Computer vision syndrome : a study of knowledge and practices in university students. *Nepal Journal of Ophthalmology* 2013, 5 (10):161–168.

[Rempel et al, 2007] Rempel D, Willms K, Anshel J, Jaschinski W, Sheedy JE. The effects of visual display distance on eye accommodation, head posture, and vision and neck symptoms. *Human Factors* 2007, 49(5):830–838.

[Ridder i Tomlinson, 1995] Ridder WH, Tomlinson A. Spectral characteristics of blink suppression in normal observers. *Vision Research* 1995, 35(18):2569–2578.

[Ridder i Tomlinson, 1997] Ridder WH, Tomlinson A. A Comparison of Saccadic and Blink Suppression in Normal Observers. *Vision Research* 1997, 37(22):3171–3179.

[Rideout et al, 2010] Rideout VJ, Foehr UG, Roberts DF. Generation M2. Media in the Lives of 8- to 18-Year Olds. A Kaiser Family Foundation Study. The Henry J. Kaiser Family Foundation: Menlo Park, CA. 2010.

[Rosenfield, 2011] Rosenfield M. Computer vision syndrome: a review of ocular causes and potential treatments. *Ophthalmic Physiological Optics the Journal of the British College of Ophthalmic Opticians Optometrists* 2011, 31(5):502–515.

[Robertson et al, 2013] Robertson MM, Ciriello VM, Garabet AM. Office ergonomics training and a sit-stand workstation: effects on musculoskeletal and visual symptoms and performance of office workers. *Applied Ergonomics* 2013, 44(1):73–85.

[Rosenfield, 2016] Rosenfield M. Computer vision syndrome (aka digital eye strain). *Optometry* 2016, 17(1): 1-10.

[Rosenfield et al, 2017] Rosenfield M, Lan M, Liu L. Cell phone viewing distance and age in a chinese population. *Investigative Ophthalmology & Visual Science* June 2017, 58 (8): 5420-5420.

[Ross et al, 1996] Ross J, Burr D, Morrone C. Suppression of the magnocellular pathway during saccades. *Behavioural Brain Research* 1996, 80(1-2):1–8.

[Schleicher et al, 2008] Schleicher R, Galley N, Briest S, Galley L. Blinks and saccades as indicators of fatigue in sleepiness warnings: looking tired? *Ergonomics* 2008, 51(7):982–1010.

[Schlote et al, 2004] Schlote T, Kadner G, Freudenthaler N. Marked reduction and distinct patterns of eye blinking in patients with moderately dry eyes during video display terminal use. *Graefe's Archives of Clinical Experimental Ophthalmology* 2004, 242(2):306-312.

[Seghers et al, 2003] Seghers J, Jochem A, Spaepen A. Posture, muscle activity and muscle fatigue in prolonged VDT work at different screen height settings. *Ergonomics* 2003, 46(7): 714–730.

[Sheedy, 2000] Sheedy JE. Doctor Ergo and CVS Doctors: Meeting the eye care needs of computer users. *Journal of Behavioral Optometry* 2000, 11(5):123–125.

- [Sheedy et al, 2005] Sheedy JE, Gowrisankaran S, Hayes JR. Blink rate decreases with eyelid squint. *Optometry & Visual Science* 2005, 82(10):905-911.
- [Shi i Tomasi, 1994] Shi J, Tomasi C. Good Features to Track. *Proceedings of the IEEE Conference on Computer Vision and Pattern Recognition 1994, CVPR1994*: 593-600.
- [Shieh i Chen, 1997] Shieh K, Chen M. Effects of screen color combination, work-break schedule, and workplace on VDT viewing distance. *International Journal of Industrial Ergonomics* 1997, 20(1): 11-18.
- [Shieh i Lee, 2007] Shieh K, Lee D. Preferred viewing distance and screen angle of electronic paper displays. *Applied Ergonomics* 2007, 38(5): 601-608.
- [Sibony i Evinger, 1998] Sibony PA, Evinger C. Anatomy and physiology of normal and abnormal eyelid position and movement. In: Miller NR, Newman NJ (eds) Walsh & Hoyt's clinical neuro-ophthalmology.1998, Williams & Wilkins, Baltimore, pp. 1509-1592.
- [Skotte et al, 2007] Skotte JH, Nojgaard JK, Jorgensen LV, Christensen KB, Sjogaard H. Eye blink frequency during different computer task quantified by electrooculography. *European Journal of Applied Physiology* 2007, 99(2): 113-119.
- [Speklé et al, 2010] Speklé EM, Heinrich J, Hoozemans MJ, Blatter BM, Van der Beek AJ, Van Dieën JH, Van Tulder MW. The cost effectiveness of the RSI QuickScan intervention program for computer workers: results of an economic evaluation alongside a randomized controlled trial. *Biomedical Central Musculoskeletal Disorders* 2010, 11: 259–270.
- [Statista,2016] <https://www.statista.com>. Vist últim cop el 05/07/2017.
- [Sun et al, 1997] Sun WS, Baker RS, Chuke JC, Rouholiman BR, Hasan SA, Gaza W, Stava MW, Porter JD. Age-related changes in human blinks. Passive and active changes in eyelid kinematics. *Investigative Ophthalmology & Visual Science* 1997, 38(1): 92-99
- [Sutherland i Gale, 2011] Sutherland CE, Gale TJ. Eye-Screen distance monitoring for computer use. *33rd Annual International Conference of the IEEE EMBS* 2011, 30(3):2164-2167.
- [Taptagaporn i Saito, 1993] Taptagaporn D, Saito S. Visual comfort in VDT operation; physiological resting states of the eye. *Indian Health* 1993, 31(1): 13-28.
- [Tosha et al, 2009] Tosha C, Borsting E, Ridder WH, Chase C. Accommodation response and visual discomfort. *Ophthalmic & Physiological Optics* 2009, 29(6): 625–633.
- [Tsubota i Nakamori, 1993] Tsubota K, Nakamori K . Dry eyes and video display terminals. *New England Journal of Medicine* 1993, 328(8): 584.
- [Tsubota i Nakamori, 1995] Tsubota K, Nakamori K. Effects of ocular surface area and blink rate on tear dynamics. *Archives of Ophthalmology* 1995, 113(2): 155-158.



- [Tsubota et al, 2002] Tsubota K, Miyake M, Matsumoto Y, Shintani M. Visual protective sheet can increase blink rate while playing a hand-held video game. *American Journal of Ophthalmology* 2002, 133(5):704–705.
- [Uchino et al, 2008] Uchino M, Schaumberg D, Dogru, M, Uchino Y, Fukagawa K, Tsubota K. Prevalence of dry eye disease among Japanese visual display terminal users. *Ophthalmology* 2008, 115(11): 1982–1988.
- [VanderWerf et al, 2003] VanderWerf F, Brassinga P, Reits D, Aramideh M, Ongerboer B. Eyelid movements: behavioral studies of blinking in humans under different stimulus conditions. *Journal of Neurophysiology* 2003, 89(5):2784–2796.
- [Van der Lely et al, 2015] Van der Lely S, Frey S, Garbazza C, Wirz-Justice A, Jenni OG, Steiner R, Wolf S, Cajochen C, Bromundt V, Schimdt C. Blue blocker glasses as a countermeasure for alerting effects of evening light-emitting diode screen exposure in male teenagers. *Journal of Adolescents Health* 2015, 56(1):113-119.
- [Van Tilborg et al, 2017] Van Tilborg M, Murphy PJ, Katherine ES. Impact of dry eye symptoms and daily activities in a modern office. *Optometry and Vision Science* 2017, 94(6):688-693.
- [Victor3d.cat, 2014]. <http://www.victor3d.cat/>. Vist últim cop el 08/12/2016.
- [Viola i Jones, 2001] Viola P, Jones M. Rapid object detection using a boosted cascade of simple features. *Proceedings of the 2001 IEEE Computer Society Conference on Computer Vision and Pattern Recognition 2001. CVPR2001, vol. 1*: 1-511-518.
- [Wahlstrom, 2005] Wahlstrom J. Ergonomics, musculoskeletal disorders and computer work. *Occupational Medicine* 2005, 55(3): 168-176.
- [Wang et al, 2017] Wang Y, Zhong X, Tu Y, Wang L, Zhang Y, Wang T, Zhou W. A model for evaluating visual fatigue under LED light sources based on long-term visual display terminal work. *Lighting Research & Technology* 2017; 1477153517690019.
- [Wiggins et al, 1991] Wiggins NP, Daum KM. Visual discomfort and astigmatic refractive errors in VDT use. *Journal of American Optometric Association* 1991;62(9):680-684.
- [Wu, 2011] Wu HC. Electronic paper display preferred viewing distance and character size for diferent age agroup. *Ergonomics* 2011, 54(9):806-814.
- [Wurtz, 2008] Wurtz RH. Neuronal mechanisms of visual stability. *Vision Research* 2008, 48(20):2070–2089.
- [Yan et al, 2008] Yan Z, Hu L, Chen H, Lu F. Computer Vision Syndrome: A widely spreading but largely unknown epidemic among computer users. *Computers in Human Behavior* 2008, 24(5): 2026-2042.
- [Yang et al, 2017] Yan S, Song X, Lie Z, Yu J. The anti-fatigue driving system design based on the eye blink detect. *Proceedings SPIE* 2017:10322.

[Ye et al, 2007] Ye Z, Abe Y, Kusano Y, Takamura N, Eida K, Takemoto T, Aoyagi K. The influence of visual display terminal use on the physical and mental conditions of administrative staff in Japan. *Journal of Physiological Anthropology* 2007, 26(2): 69–73.

[Yoshimura et al, 2017] Yoshimura M, Kitazawa M, Maeda Y, Mimura M, Tsubota K, Kishimoto T. Smartphone viewing distance and sleep: an experimental study utilizing motion capture technology. *Nature and Science of sleep* 2017; 9: 59-65.

[Zakai et al, 2017] Zakai MU, Mehrotra N, Agarwal A, Verma JS, Bajpai A. Cross-sectional study of computer vision syndrome among human resource professionals in tertiary care hospital. *Invertis Journal of Science & Technology* 2017,10(1): 27-30.

[Zetterberg et al, 2013] Zetterberg C, Forsman M, Richter HO. Effects of visually demanding near work on trapezius muscle activity. *Journal of Electromyography and Kinesiology: Official Journal of the International Society of Electrophysiological Kinesiology* 2013, 23(5):1190–1198.

## Compendi de Publicacions (Set 2013- Maig 2018)

### Treballs publicats en revistes indexades

Argilés M, Cardona G, Pérez-Cabré E, Rodríguez M. Blink rate and incomplete blinks in six different controlled hard-copy and electronic Reading conditions. *Investigative Ophthalmology & Vision Science* 2015; 56(11):6679-6685. DOI: 10.1167/iov.15-16967

Morcego B, Argilés M, Cabrerizo M, Cardona G, Pérez R, Pérez-Cabré E, Gispets J. Blinking supervision in a working environment. *Journal of Biomedical Optics* 2016; 21(2):25005. DOI:10.1117/1.JBO.21.2.025005

Argilés M, Cardona G, Pérez-Cabré E, Pérez-Magrané R, Morcego B, Gispets J. Real-time non-intrusive assesment of viewing distance during computer use. *Optometry & Vision Science* 2016; 93(12):1525-1531. DOI: 10.1097/OPX.0000000000000995

### Treballs publicats en revistes no indexades

Argilés M, Cardona G, Pérez-Cabré E. Cómo afectan las pantallas electrónicas al sistema visual?. *Gaceta de Optometria y Óptica Oftálmica*, 2016, 513:48-52.

Fernández C, Argilés M, Pérez-Cabré E, Cardona G. Spectral radiance of blue light filters on ophthalmic lenses. *Óptica Pura y Aplicada*, 2016; 50 (2):165-172. DOI:10.7149/OPA.50.2.49072

### Treballs presentats en congressos

Argilés M, Cardona G, Pérez-Cabré E, Tapia L. Estudio de las características del parpadeo en la lectura de textos en soporte electrónico con uso de filtro de luz azul. Presentación oral, *XI Reunión Nacional de Óptica, Salamanca, 2015; Libro de Abstracts, p. 78.*

Argilés M, Cardona G, Pérez-Cabré E, Rodríguez M. Frecuencia de parpadeo y parpadeos incompletos en seis condiciones controladas de lectura electrónica y papel. Poster, *24 Congreso Internacional de Optometría, Contactología y Óptica oftálmica, Madrid, 2016.*

Fernández C, Argilés M, Cardona G, Pérez-Cabré E, Spectral radiance of blue light filters on ophthalmic lenses. Poster, *IX Reunión Iberoamericana de Óptica y XII Reunión Iberoamericana de Óptica (RIAO-OPTILAS), Chile, 2016; Abstract Book, p. 319.*

Cardona G, Argilés M, Pérez-Cabré E, Morcego B, Pérez R, Gispets J. Real-Time non-instrusive assessment of viewing distance during computer use. Poster, *European Academy of Optometry and Optics, Barcelona, 2017.*

Argilés M, Cardona G, Pérez-Cabré E. Real time blink monitoring: a realistic approach. Poster, *European Academy of Optometry and Optics, Pula, 2018. Abstract Book, p.117.*

Argilés M. Computer Vision Syndrome. Presentación oral, *European Academy of Optometry and Optics, Pula, 2018. Abstract Book, p.38.*

### Treballs en consideració de publicació

Argilés M, Cardona G, Pérez-Cabré E. Blink rate and ocular surface: is this the whole picture? *PLoS One*. Data de submissió: 6 de Febrer de 2018.

Pàgina deliberadament en blanc.

1 **TITLE:** BLINK RATE AND INCOMPLETE BLINKS IN SIX DIFFERENT CONTROLLED  
2 HARD-COPY AND ELECTRONIC READING CONDITIONS

3

4

5 **Authors:** Marc Argilés, MSc ^  
6 Genís Cardona, PhD ^  
7 Elisabet Pérez-Cabré, PhD ^  
8 Margarita Rodríguez, MSc ^

9

10

11 ^ Technical University of Catalonia, School of Optics and Optometry, Optics and  
12 Optometry Department, c/Violinista Vellsolà, 37, E08222, Terrassa, Spain.

13

14

15

16 Word Count: **5854**

17 N. Tables: **3**

18 N. Figures: **4**

19

20 **Corresponding Author:** Genís Cardona ([gcardona@oo.upc.edu](mailto:gcardona@oo.upc.edu))  
21 School of Optics and Optometry of Terrassa  
22 c/Violinista Vellsolà, 37  
23 E08222 Terrassa, Catalonia, Spain  
24 +34 93 739 8774  
25 <http://orcid.org/0000-0002-4770-8992>

26

27

28 Submission Date: **26<sup>th</sup> March 2015**, revised **1<sup>st</sup> July 2015**, revised 24<sup>th</sup> August 2015

29 **ABSTRACT**

30

31 *Purpose:* to evaluate spontaneous blink rate (SEBR) and percentage of incomplete blinks in  
32 different hard-copy and visual display terminal (VDT) reading conditions, as compared with  
33 baseline conditions.

34 *Methods:* A sample of 50 participants (29 females, age range 18 to 74 years) were recruited  
35 for this study. All participants had good ocular health and reported no symptoms of dry eye  
36 (OSDI score < 15). Face video recordings were captured while participants observed in  
37 silence a landscape picture at 2 meters (baseline) and during six different, 6-minute  
38 controlled reading experimental conditions. Texts were presented in electronic (tablet and  
39 computer display at 100% and 330% zoom levels) and hard-copy (text in book position in  
40 silence and aloud and text pasted on the computer display) formats. Video analysis was  
41 subsequently conducted to assess blink parameters.

42 *Results:* All reading conditions resulted in a decrease in SEBR when compared with baseline  
43 conditions (all  $p < 0.001$ ), with the least negative impact corresponding to reading in a 330%  
44 expanded display. The percentage of incomplete blinks was found to increase when reading  
45 was conducted on an electronic platform, in contrast to hard-copy text.

46 *Conclusions:* The high cognitive demands associated with a reading task lead to a reduction  
47 in SEBR, irrespective of type of reading platform. However, only electronic reading resulted  
48 in an increase in the percentage of incomplete blinks, which may account for the symptoms  
49 experienced by VDT users.

50

50 **FOREIGN LANGUAGE (SPANISH) ABSTRACT**

51

52 *Objetivos:* Evaluar la frecuencia espontánea de parpadeo (FEP) y el porcentaje de  
53 parpadeos incompletos en diferentes condiciones de lectura, incluyendo texto en papel y en  
54 terminales de visualización de datos (TVD), en comparación con condiciones *baseline*.

55 *Métodos:* Una muestra de 50 participantes (29 mujeres, edades entre 18 y 74 años) fueron  
56 reclutados. Todos los participantes tenían buena salud ocular y no presentaban síntomas de  
57 ojo seco (OSDI < 15). Se capturaron videos mientras los participantes observaban en  
58 silencio una imagen situada a 2 metros (*baseline*), y en seis diferentes condiciones  
59 controladas de lectura (durante 6 minutos). Los textos se presentaron en formato electrónico  
60 (tableta, pantalla con un nivel de zoom de 100% y de 330%) y papel (libro en silencio y en  
61 voz alta y texto pegado encima de la pantalla). Posteriormente, se analizaron los videos para  
62 evaluar los parámetros del parpadeo.

63 *Resultados:* Todas las condiciones de lectura provocaron una disminución de la FEP al  
64 compararlas con el *baseline* (todas las  $p < 0.001$ ), siendo el impacto menos negativo en el  
65 caso de la pantalla expandida a 330%. El porcentaje de parpadeos incompletos aumentó  
66 durante la lectura electrónica, en comparación con papel.

67 *Conclusiones:* La demanda cognitiva asociada a la lectura origina una disminución en FEP  
68 en todas las plataformas de lectura. Sin embargo, sólo la lectura electrónica ocasiona un  
69 aumento del porcentaje de parpadeo incompleto, lo que puede explicar los síntomas de  
70 sequedad ocular en usuarios de TVD.

71

## 71 INTRODUCTION

72 It may be argued that reading text presented in hard-copy or electronic formats is one of the  
73 most common cognitive demanding near vision tasks. Researchers from different disciplines  
74 agree that the choice of reading platform, however, is not trivial<sup>1-5</sup>. For example, while dry  
75 eye is a frequently reported symptom amongst visual display terminal (VDT) users<sup>1-4</sup>, reading  
76 in paper format has not been traditionally associated with complaints of dry eye.

77 Visual fatigue among VDT users was first documented by Hultgren and Knave in 1974<sup>6</sup>, with  
78 symptoms increasing towards the end of the day<sup>7</sup>. Several factors may account for the  
79 differences in visual fatigue among reading platforms. Firstly, ocular exposure, which results  
80 in tear film evaporation<sup>8</sup>, is influenced by actual screen position, and is more relevant for  
81 desktop computers<sup>9</sup>. It may be noted that ergonomic recommendations for these devices  
82 suggest that the center of the display should be placed slightly lower than the horizontal line  
83 of sight. In contrast, laptop users have been observed to place their devices in a variety of  
84 positions<sup>10</sup>, usually opting for a lower position, as compared to desktop computers. As for  
85 tablets, e-books and other handheld devices such as smart phones, they are usually viewed  
86 in inferior gaze, similar to traditional printed reading material, and at a shorter distance,  
87 although user preferences also may vary<sup>10,11</sup>. Although ergonomic recommendations aim at  
88 reducing postural related symptoms arising from prolonged computer use, as far as we  
89 know, they do not consider the relationship between display position and ocular surface  
90 exposure.

91 Secondly, subtle differences between hard-copy and electronic formats have been observed  
92 in spontaneous eyeblink rate (SEBR) and blink amplitude (complete or incomplete). Changes  
93 in SEBR have been documented to be modulated by fine motor controls, speech centers,  
94 emotional states, cognitive demands and attention<sup>8,9,12-14</sup>, although previous research has  
95 also revealed a possible influence of other, device-related factors on SEBR. Thus, Benedetto  
96 and co-workers compared a liquid crystal display (LCD) tablet, an electronic ink reader (E-



97 ink) and a paper book, describing an overall subjective preference for the paper book, with  
98 the LCD tablet presenting the worst results in terms of visual fatigue and reduction in SEBR,  
99 which the authors attributed to the higher level of luminance emitted by the LCD device<sup>15</sup>. On  
100 the contrary, Chu et al, while also reporting higher levels of discomfort (in terms of blurred  
101 vision) when viewing a text on the computer screen<sup>16</sup>, did not uncover any difference in  
102 SEBR between both conditions<sup>17</sup>. Interestingly, however, they described a higher percentage  
103 of incomplete blinks during computer use, which may have accounted for ocular discomfort.  
104 Other authors have also documented that incomplete blinking, rather than an actual  
105 decrease in SEBR, is the main contributory factor of dry eye symptoms, further supporting  
106 the role of blink amplitude in visual fatigue<sup>18</sup>.

107 Lastly, reading involves horizontal saccade eye movements, followed by fixations. To  
108 maintain stable and continuous vision, saccades are accompanied by a certain degree of  
109 visual suppression<sup>19</sup>, the depth of which depends on the actual amplitude of the saccade<sup>20</sup>.  
110 Thus, for small amplitude saccades, such as those involved in reading, visual suppression is  
111 effective in stabilizing vision. However, visual suppression in saccades with amplitude larger  
112 than 33° is less effective, often requiring a coupled eyeblink, with its corresponding  
113 suppression, to maintain visual stability<sup>21</sup>. It may be hypothesized that reading larger text  
114 presented in a panoramic display may result in an increase of the percentage of large  
115 amplitude horizontal saccades which, in turn, may introduce changes in SEBR.

116 The aim of the present study was to explore SEBR and blink amplitude from video recordings  
117 of a sample of non-dry eye subjects while they were reading the same text in six different  
118 reading configurations including three hard-copy (A4 text pasted on a desktop display; A4  
119 text in normal lower gaze reading position in silent reading; A4 text in normal lower gaze  
120 reading position reading aloud) and three electronic (text at a 100% zoom level presented on  
121 a panoramic desktop display [PC100]; text at a 330% zoom level presented on a panoramic  
122 desktop display [PC330]; text displayed on a tablet in normal lower gaze reading position and

123 in silent reading) formats. Results were compared with those obtained while subjects were  
124 observing a landscape picture on the median plane at 2 m and silence. In addition, given the  
125 documented, albeit still controversial, influence of age and gender on SEBR, which some  
126 authors have associated with the higher prevalence of dry eye in the elderly population and  
127 in females<sup>22-26</sup>, the relationship between these predictor variables and blink parameters was  
128 investigated.

129

129 **METHOD**

130 *Participants*

131 Fifty participants (29 females) with ages ranging from 18 to 74 years (mean  $\pm$  SD of 34.1  $\pm$   
132 16.4 years) were recruited for this study. All participants were in good general and ocular  
133 health, had no known neurological disorders or took any medications that could affect  
134 blinking and were neither diagnosed nor reported any symptoms of dry eye (Ocular Surface  
135 Disease Index [OSDI] score  $< 15$ )<sup>27</sup>. All participants had binocular corrected distance and  
136 near visual acuity  $\geq 1$  (decimal). Exclusion criteria were binocular vision imbalance of more  
137 than 4 prism diopters of esophoria or 10 prism diopters of exophoria at near (Von Graefe  
138 technique, with a 6 $\Delta$  base-up dissociating prism in front of the right eye and a 12 $\Delta$  base-in  
139 measuring prism in front of the left eye), near point of convergence cut off of 5 cm for break  
140 and 7 cm for recovery with accommodative target, presence of any heterotropia, decreased  
141 accommodation amplitude, defined as  $>2.00D$  below the lowest expected amplitude based  
142 on the Hofstetter's formula of  $15-1/4$  age (push-up technique)<sup>28</sup>, amblyopia, oculomotor  
143 abnormalities and self-reported dyslexia or other forms of reading disability.

144 All participants provided written informed consent after the nature of the study was explained  
145 to them, although they were not explicitly informed that blinking would be monitored until  
146 after completion of the reading sessions to avoid possible contamination of the results<sup>29</sup>. The  
147 study was conducted in accordance with the tenets of the Declaration of Helsinki of 1975 (as  
148 revised in Tokyo in 2004) and received the approval of an Institutional Review Board  
149 (Universitat Politècnica de Catalunya).

150

151 *Baseline and reading conditions*

152 Seven different experimental configurations were tested (baseline and six reading  
153 conditions). **Table 1** presents a summary of the main characteristics of each experimental

154 setting. During baseline (3 minutes), subjects were instructed to observe in silence a high-  
155 contrast landscape picture pasted on the wall at 2 m and eye level. All the other experimental  
156 settings (6 minutes) required subjects to read a text in various conditions, either in hard-copy  
157 or electronic format, in silence or aloud.

158 A collection of short easy reading stories by a famous Catalan author (Quim Monzó) was  
159 used as reading material and all texts were presented in the same typeface (Arial), font size  
160 (9), line spacing (1.15) and approximate number of words per page. The same reading  
161 stories were presented either in Catalan or Spanish according to the mother tongue of the  
162 participants. Electronic reading took place on a panoramic 24 inch, 16:9 liquid crystal display  
163 (TFT-LCD) set to a resolution of 1920 per 1080 pixels, 32 bit colour configuration, contrast  
164 ratio 700:1 and 75 Hz refresh rate or on a 9.7 inch, 4:3 display tablet (Energy i10 Quad  
165 SuperHD, Energy Sistem Soyntec S.A, Spain) at a resolution of 2048 per 1536 pixels. The  
166 same display was employed to present the text at 330% magnification. This magnification  
167 value was set by adjusting the zoom level slider of the word processor software until the lines  
168 of the text fitted completely the whole width of the display. It must be noted that whereas  
169 hard-copy A4 size (297 mm x 210 mm) is very similar to the electronic page size when  
170 displayed at 100% scale (PC100), the actual screen size of the tablet is slightly smaller (239  
171 mm x 179 mm).

172 The level of luminance emitted by each display (computer and tablet) was measured with a  
173 light meter GOSSEN MAVOLUX 5032 (GOSSEN Foto- und Lichtmesstechnik GmbH,  
174 Nürnberg, Germany) with the luminance attachment and adjusted to allow comparison  
175 among themselves and with the hard-copy text format (**Table 1**). Small differences in  
176 luminance were allowed to guarantee correct visualization of the text.

177 Room temperature and humidity were maintained at 20°C ( $\pm$  2°C) and 40% ( $\pm$  10%),  
178 respectively, by adjusting and as displayed in the air conditioning settings. Background

179 illumination was between 750-800 lx, and provided by diffuse lighting to avoid unwanted  
180 screen reflections.

### 181 *Procedure*

182 Following a complete visual and ocular examination according to the inclusion and exclusion  
183 criteria, each participant completed the sequence of experimental conditions in a different  
184 random order to account for the potential effect of fatigue on the results. Block randomization  
185 was employed to assign a different order of experimental conditions to each participant.  
186 Baseline and reading sessions took place in the same day between 10.00 h. and 14.00 h and  
187 all measurements were completed in about 40 minutes.

188 Subjects were instructed to scroll down using the middle wheel of a mouse or to flip pages by  
189 lightly tapping the edge of the screen (tablet) or by physically turning the page (hard-copy  
190 text). Subjects marked the last word they were able to read in each session and continued  
191 reading from the same word in the following session. Subjects were allowed time to  
192 familiarize themselves with the corresponding reading device before each reading session.  
193 All participants were instructed, if necessary, to use their spectacles instead of their contact  
194 lenses on the day of the study.

195

### 196 *Video recording and analysis*

197 During baseline and reading sessions, video captures of the eyes of the participants were  
198 obtained with either a Canon Legria HF M307 (Canon España S.A., Acobendas, Madrid,  
199 Spain), which supported 3.3 MP image capture at a resolution of 1920x1080 and frame rate  
200 of 60 frames per second (fps), or a webcam LifeCam HD-3000 (Microsoft, Pozuelo de  
201 Alarcón, Madrid, Spain), with a resolution of 1280x720 and frame rate of 30 fps. Cameras  
202 were placed next to the hard-copy text and tablet and tilted upwards or affixed to the top of  
203 the computer screen to ensure that in all conditions the eye movements of the participants

204 could be recorded in good quality while not intruding with the task at hand (**Figure 1**). All  
205 video captures were saved onto an external hard drive for subsequent analysis.

206 A real-time analysis of the video captures was conducted by two external independent  
207 examiners, unaware of the reading conditions associated to each video, although complete  
208 masking was not possible as line of gaze and convergence were markers of observation  
209 distance. Complete blinks were counted when none of the cornea was visible on blink  
210 completion (**Figure 2**)<sup>17</sup>. Otherwise, blinks were counted as incomplete. Minor twitches or lid  
211 tremors were ignored.

212 An *ad hoc* blink counting application (freely available at: <http://www.blinkcounter.oo.upc.edu>)  
213 was developed to facilitate video analysis. A horizontal grating with 60 small squares  
214 denoted one minute of video recording. Each square corresponded to one second and the  
215 software allowed marking more than one blink per square if necessary. The occurrence of  
216 complete or incomplete blinks was marked by pressing the corresponding predefined  
217 keyboard keys, that is, examiners revised each one-minute segment of video recording in  
218 real time while this software was running in the background. Once a minute of video  
219 recording is reviewed the application provides data on the total number of blinks and on the  
220 percentage of incomplete blinks.

221 For analysis purposes, the first minutes of all video captures were discarded, that is, baseline  
222 was assessed from the start of minute 2 to the end of minute 3 and reading sessions from  
223 the start of minute 2 to the end of minute 6<sup>30</sup>. Videos were examined independently by each  
224 examiner and only in case of discrepancies with their individual results were they subjected  
225 to further joint frame-by-frame analysis to inspect particular blinking events. Both examiners  
226 attended a training session before the start of the analysis to define criteria regarding blink  
227 amplitude and to familiarize themselves with the video assessment procedure.

228

229 *Data Analysis*

230 Statistical analysis of the data was performed with the SPSS software 19.0 for Windows. All  
231 data were examined for normality with the Kolmogorov-Smirnov test, which, as previously  
232 reported on blink parameters<sup>9</sup>, uncovered several instances of non-normal distribution.  
233 Accordingly, descriptive statistics of the study variables are presented in terms of median  
234 and interquartile range values. The Friedman test was used to investigate the statistical  
235 significance of the differences in SEBR and in percentage of incomplete blinks between the  
236 experimental conditions and the Wilcoxon test for paired samples was employed for pair-  
237 wise analysis. In addition, the Mann-Whitney test was used to assess the differences in the  
238 study variables between males and females and the Spearman rho correlation test to explore  
239 the influence of age on blink parameters. In all cases, the significance level was established  
240 at 95% ( $p < 0.05$ ). Given the exploratory nature of the present research, no Bonferroni  
241 correction was applied to control family-wise type I error to avoid missing a possible effect  
242 worthy of further investigation<sup>31</sup>. (Please note that, with 7 experimental conditions and 21  
243 multiple comparisons, the cut-off for statistical significance would correspond to an adjusted  
244 p-value  $< 0.002$ ).

245

## 245 RESULTS

246 **Table 2** displays a summary of the results of SEBR and percentage of incomplete blinks for  
247 each of the experimental conditions. When submitted to a group Friedman analysis,  
248 statistically significant differences were found in both blink parameters among the seven  
249 conditions (also shown in **Table 2**). Therefore, a post-hoc pair-wise analysis was conducted  
250 with the Wilcoxon test for paired samples to determine the origin of these differences.

251 Regarding SEBR, all reading conditions were found to lead to a reduction of blinking  
252 frequency, when compared with the baseline measurement (all  $p < 0.001$ ) (**Figure 3**).  
253 Significant statistically differences were also found between reading aloud and the other  
254 reading in silence conditions (all  $p < 0.05$ ), with participants experimenting a further reduction  
255 in SEBR when reading aloud. In addition, reading in an expanded display at 330% was found  
256 to increase SEBR, when compared with all the other reading conditions (both text and  
257 electronic formats) (all  $p < 0.05$ ). Other interesting statistically significant differences in SEBR  
258 were encountered between the following pairs of conditions: hard-copy text in book position  
259 and tablet ( $Z = -2.077$ ;  $p = 0.038$ ) and hard-copy text in book position and hard-copy text  
260 pasted on a computer display ( $Z = -2.304$ ;  $p = 0.021$ ).

261 The same analysis for the percentage of incomplete blinks revealed several statistically  
262 significant differences between hard-copy text and electronic text, with electronic reading  
263 leading to an increase in the percentage of incomplete blinks (**Figure 4**). These findings were  
264 particularly relevant when comparing reading in an expanded display at 330% with hard-copy  
265 text in book position ( $Z = -3.082$ ;  $p = 0.002$ ), hard-copy text pasted on a computer display ( $Z$   
266  $= -3.783$ ;  $p < 0.001$ ) and reading aloud a hard-copy text in book position ( $Z = -2.988$ ;  $p =$   
267  $0.003$ ). In addition, reading in an expanded display was also found to lead to a larger  
268 percentage of incomplete blinks than reading in a 100% display ( $Z = -2.040$ ;  $p = 0.041$ ).

269 A weak, statistically significant positive correlation was revealed between age and SEBR ( $\rho$   
270  $= 0.310$ ;  $p = 0.021$ ) in baseline conditions. Age and OSDI scores were not correlated ( $\rho =$



271 0.079;  $p = 0.585$ ). The Mann-Whitney test for unrelated samples disclosed statistically  
272 significant differences in SEBR between males and females in almost all experimental  
273 conditions (**Table 3**). Interestingly, although none of the participants had an OSDI score over  
274 15 (cut-off for dry eye used as an exclusion criterion), mean OSDI score for males and  
275 females was 8.3 and 12.7, respectively. However, this difference was not statistically  
276 significant.

277

277 **DISCUSSION**

278 The aim of the present study was to assess several blink related parameters while  
279 participants read texts in hard-copy and electronic format under controlled conditions, as  
280 compared with a baseline situation of silent observation of a target at 2 m. Previous efforts  
281 have been directed at investigating differences in SEBR and percentage of incomplete  
282 eyeblinks between texts presented in hard-copy format and on various types of displays  
283 <sup>4,8,9,13-18</sup>, although, to the best of our knowledge, these studies were in general limited to a  
284 single device.

285 Spontaneous blink rate in baseline conditions (median of 15.5 blinks per minute; interquartile  
286 range of 16 blinks per minute) was similar or slightly higher than the results reported in  
287 previous studies. For example, Doughty calculated an average of  $14.5 \pm 3.3$  blinks per  
288 minute in primary gaze, based on the findings of 22 previous studies. It must be noted that, in  
289 contrast with other authors<sup>32</sup>, our criteria did not exclude participants with SEBR higher than  
290 21 blinks per minute in baseline conditions, previously labeled as “frequent blinkers”<sup>33,34</sup>. This  
291 might have resulted in a higher median SEBR and in a larger inter-subject variability than  
292 previously described, as well as in an increased probability of type II error. In addition,  
293 measurements in baseline conditions were restricted to two minutes, instead of the  
294 recommended five minutes<sup>9</sup>, as it was observed that some of the participants failed to remain  
295 interested in the fixation target after three minutes. This may be acknowledged as a limitation  
296 of the present research.

297 In agreement with other studies, all reading conditions, both in hard-copy and electronic  
298 format, led to a similar reduction in SEBR when compared to baseline conditions<sup>17,35</sup>. These  
299 findings may be explained by the attentional and cognitive demands associated with the  
300 reading task, which have been found to influence the central “pacemaker” mechanism  
301 governing SEBR. Tablet and computer at 100% zoom level resulted in a similar compromise  
302 in SEBR, with median values of 6 and 6.5 blinks per minute, respectively. Interestingly,

303 however, this reduction was not as manifest when participants read text presented on an  
304 expanded display at 330%. The inclusion of an experimental condition requiring participants  
305 to read text in expanded format aimed at testing the hypothesis that SEBR would improve in  
306 a situation involving an increase in the percentage of large amplitude saccades (larger than  
307 33°), many of which have been found to be associated with blinks (to reinforce visual  
308 suppression)<sup>21</sup>. Nevertheless, it may be noted that, as far as we know, the association of  
309 blinking and large amplitude saccades has not been previously documented in the context of  
310 large format reading material or platforms.

311 Previous researchers have reported that the ocular discomfort experienced by computer  
312 users may be associated with an increase in the percentage of incomplete blinks, rather than  
313 with an actual reduction in SEBR<sup>17,18</sup>. Therefore, the advantage offered by the expanded  
314 display in terms of SEBR may not result in an actual reduction in ocular discomfort,  
315 particularly when considering the percentage of incomplete blinks observed with this reading  
316 condition. In effect, in contrast with hard-copy reading, reading in electronic format led to an  
317 increase in the percentage of incomplete blinks. In addition, this difference was particularly  
318 significant when comparing the expanded 330% display (13.5% of incomplete blinks) and the  
319 tablet (14.5% of incomplete blinks) with all hard-copy texts (from 0 to 5% of incomplete  
320 blinks), as well as with electronic reading at 100% (9% of incomplete blinks). These findings  
321 are in agreement with a recent investigation<sup>17</sup>, although the difference in incomplete blinks  
322 between electronic and hard-copy texts has not been explored in detail in the literature.  
323 Nevertheless, it may be argued that the contribution of incomplete blinking may be critical to  
324 explain the dry eye symptoms reported by VDT users and not by readers in traditional  
325 formats<sup>8,18,36</sup>, although it may be noted that one of our participants exhibited 100%  
326 incomplete blinks in both tablet and reading aloud conditions (see **Figure 4**). The specific  
327 influence of VDT on incomplete blinks remains unexplained and may not only be attributed to  
328 differences in the actual position of the reading source. Indeed, incomplete blinks were found  
329 when participants read on a VDT display at 100%, but were less frequent when the same

330 participants read a hard-copy text pasted on the switched off display under approximately the  
331 same, previously defined conditions (illumination, luminance, distance, font type and size,  
332 etc.).

333 Regarding age, OSDI scores and SEBR our findings were inconsistent. Thus, although a  
334 weak statistically significant correlation was found between SEBR and age ( $\rho = 0.310$ ;  $p =$   
335  $0.021$ ), with elder participants presenting larger SEBR scores, there was a lack of correlation  
336 between OSDI scores and age ( $\rho = 0.079$ ;  $p = 0.585$ ). The influence of age in SEBR has  
337 been described in the literature<sup>22,23</sup>, and has been attributed to the associated increase in dry  
338 eye in the elderly population. The age distribution of the present study sample was skewed  
339 towards younger participants without dry eye symptoms ( $OSDI < 15$ ). Therefore, even though  
340 it may be speculated that with a wider age range, a stronger correlation between SEBR and  
341 age might have been found, further research is needed to clarify this issue.

342 On the other hand, females were found to blink more frequently than men in all but one of the  
343 experimental conditions, and to report larger OSDI scores (median values of 12.7 for females  
344 and 8.3 for males, although  $p > 0.05$ ). Controversial evidence exists in the literature about  
345 blink parameter differences between males and females<sup>24-26</sup>, with some authors describing a  
346 possible link between SEBR gender differences and hormone-related factors such as use of  
347 estroprogestinics or phase of the ovarian cycle, both of which may affect blinking on the one  
348 hand and tear production on the other. The present findings give support to the existence of  
349 gender differences, although further research with two groups of OSDI-matched males and  
350 females is required to investigate whether these differences have an ocular surface or central  
351 origin.

352 It must be noted that we based our estimation of the required sample size on the meta-  
353 analysis conducted by Doughty<sup>9</sup>, in which reading resulted in a SEBR of  $7.9 \pm 3.3$  blinks per  
354 minute. With an alpha level of 0.05 and an 80% power to detect a difference between  
355 reading conditions of at least one standard deviation, a sample size of 16 was deemed

356 necessary. In addition, recent work by Chu et al<sup>17</sup> on blink amplitude in computer screen  
357 versus hard copy disclosed a change in the percentage of incomplete blinks from 7.02% (SD  
358 7.96%) to 4.33% (SD 6.27%), respectively. The required sample size to replicate these  
359 findings, that is, to detect changes in the percentage of incomplete blinks between different  
360 electronic and hard copy conditions was found to be 80. Therefore, it may not be ruled out  
361 that, regarding blink amplitude, the present statistical analysis based on a sample of 50  
362 participants was underpowered to detect differences.

363 In conclusion, the present findings, in which significant differences were disclosed in several  
364 blink parameters among electronic and hard-copy reading conditions, highlight the need to  
365 explore the percentage of incomplete blinks in addition to the commonly assessed SEBR. In  
366 effect, statistically significant differences were found between hard-copy and electronic  
367 reading in the percentage of incomplete blinks, a finding that warrants further research in this  
368 direction. In a constantly changing society in which hand-held devices are not only ubiquitous  
369 but usually accessed under less than optimal viewing conditions (distance, font size,  
370 luminance), the evaluation of blink parameters in real life situations and across platforms  
371 may be particularly relevant to assist in the design of strategies aimed at improving the  
372 ocular comfort and health of VDT users.

373

373 **REFERENCES**

- 374 1. Blehm C, Vishnu S, Khattak A, Mitra S, Yee RW. Computer Vision Syndrome: A  
375 review. *Surv Ophthalmol.* 2005; 50: 253-262.
- 376 2. Rosenfield M. Computer vision syndrome: a review of ocular causes and potential  
377 treatments. *Ophthalmic Physiol Opt.* 2011; 31: 502-515.
- 378 3. Uchino M, Schaumberg DA, Dogru M et al. Prevalence of dry eye disease among  
379 Japanese visual display terminal users. *Ophthalmology.* 2008; 15: 1982-1988.
- 380 4. Rosenfield M, Jahan S, Nunez K, Chan K. Cognitive demand, digital screens and  
381 blink rate. *Comput Hum Behav.* 2015; 51: 403-406.
- 382 5. Benedetto S, Carbone A, Draï-Zerbib V, Pedrotti M, Baccino T. Effects of luminance  
383 and illuminance on visual fatigue and arousal during digital reading. *Comput Hum*  
384 *Behav.* 2014; 41: 112-119.
- 385 6. Hultgren H, Knave B. Discomfort glare and disturbances from light reflections in an  
386 office landscape with CRT display terminals. *Appl Ergon.* 1974; 5: 2-8.
- 387 7. Rossignol AM, Morse EP, Summers VM, Pagnotto LD. Visual display terminal use  
388 and reported health symptoms among Massachusetts clerical workers. *J Occup Med.*  
389 1987; 29: 112-118.
- 390 8. Himebaugh NL, Begley CG, Bradley A, Wilkinson JA. Blinking and tear break-up  
391 during four visual tasks. *Optom Vis Sci.* 2009; 86: E106-E114.
- 392 9. Doughty M. Consideration of three types of spontaneous eyeblink activity in normal  
393 humans: during reading and video display terminal use, in primary gaze, and while in  
394 conversation. *Optom Vis Sci.* 2001; 78: 712-725.
- 395 10. Straker L, Jones KJ, Miller J. A comparison of the postures assumed when using  
396 laptop computers and desktop computers. *Appl Ergon.* 1997; 28: 263-268.
- 397 11. Bababekova Y, Rosenfield M, Hue JE, Huang RR. Font size and viewing distance of  
398 handheld smart phones. *Optom Vis Sci.* 2011; 88: 795-797.

- 399 12. Berolo S, Wells RP, Amick BC 3<sup>rd</sup>. Musculoskeletal symptoms among mobile hand-  
400 held device users and their relationship to device use: a preliminary study in a  
401 Canadian university population. *Appl Ergon*. 2011; 42: 371-378.
- 402 13. Stern JA, Walrath LC, Goldstein R. The endogenous eyeblink. *Psychophysiology*.  
403 1984; 21: 22-33.
- 404 14. Wu Z, Begley CG, Situ P, Simpson T. The effects of increasing ocular surface  
405 stimulation on blinking and sensation. *Invest Ophthalmol Vis Sci*. 2014; 55: 1555-  
406 1563.
- 407 15. Benedetto S, Draï-Zerbib V, Pedrotti M, Tissier G, Baccino T. E-Readers and visual  
408 fatigue. *Plos ONE*. 2013; 8: e83676.
- 409 16. Chu CA, Rosenfield M, Portello JK, Benzoni JA, Collier JD. A comparison of  
410 symptoms after viewing text on a computer screen and hard copy. *Ophthalmic*  
411 *Physiol Opt*. 2011; 31: 29-32.
- 412 17. Chu CA, Rosenfield M, Portello JK. Blink patterns: Reading from a computer screen  
413 versus hard copy. *Optom Vis Sci*. 2014; 91: 297-302.
- 414 18. Hirota M, Uozato H, Kawamorita T, Shibata Y, Yamamoto S. Effect of incomplete  
415 blinking on tear film stability. *Optom Vis Sci*. 2013; 90: 650-657.
- 416 19. Wurtz RH. Neuronal mechanisms of visual stability. *Vis Res*. 2008; 48: 2070–2089.
- 417 20. Gandhi NJ. Interaction between gaze-evoked blinks and gaze shifts in monkeys. *Exp*  
418 *Brain Res*. 2012; 216: 321–339.
- 419 21. Evinger C, Manning K, Pellegrini JJ, Basso M, Powers S, Sibony P. Not looking while  
420 leaping: the linkage of blinking and saccadic gaze shifts. *Exp Brain Res*. 1994; 100:  
421 337–344.
- 422 22. Tsubota K, Hata S, Okusawa Y, Egami F, Ohtsuki T, Nakamori K. Quantitative  
423 videographic analysis of blinking in normal subjects and patients with dry eye. *Arch*  
424 *Ophthalmol*. 1996; 114: 715-720.

- 425 23. Sun WS, Baker RS, Chuke JC, Rouholiman BR, Hasan SA, Gaza W, Stava MW,  
426 Porter JD. Age-related changes in human blinks. Passive and active changes in  
427 eyelid kinematics. *Invest Ophthalmol Vis Sci.* 1997; 38: 92-99.
- 428 24. Doughty MJ. Further assessment of gender- and blink pattern-related differences in  
429 the spontaneous eyeblink activity in primary gaze in young adult humans. *Optom Vis*  
430 *Sci.* 2002; 79: 439-447.
- 431 25. Chen WH, Chiang TJ, Hsu MC, Liu JS. The validity of eye blink rate in Chinese adults  
432 for the diagnosis of Parkinson's disease. *Clin Neurol Neurosurg.* 2003; 105: 90-92.
- 433 26. Sforza C, Rango M, Galante D, Bresolin N, Ferrario VF. Spontaneous blinking in  
434 healthy persons: an optoelectronic study of eyelid motion. *Ophthal Physiol Opt.* 2008;  
435 28: 345-353.
- 436 27. Schiffman RM, Christianson MD, Jacobsen G, Hirsch JD, Reis BL. Reliability and  
437 validity of the Ocular Surface Disease Index. *Arch Ophthalmol.* 2000; 118: 615-621.
- 438 28. Scheiman M, Cotter S, Kulp MT, Mitchell GL, Cooper J, Gallaway M, Hopkins KB,  
439 Bartuccio M, Chung I; Convergence Insufficiency Treatment Trial Study Group.  
440 Treatment of accommodative dysfunction in children: results from a randomized  
441 clinical trial. *Optom Vis Sci.* 2011; 88: 1343-1352.
- 442 29. Doane MG. Interactions of eyelids and tears in corneal wetting and the dynamics of  
443 the normal human eyeblink. *Am J Ophthalmol.* 1980; 89: 507-516.
- 444 30. Zaman ML, Doughty MJ. Some methodological issues in the assessment of the  
445 spontaneous eyeblink frequency in man. *Ophthalmic Physiol Opt.* 1997; 17: 421-432.
- 446 31. Armstrong RA. When to use the Bonferroni correction. *Ophthalmic Physiol Opt.* 2014;  
447 34: 502-508.
- 448 32. Doughty MJ. Spontaneous eyeblink activity under different conditions of gaze (eye  
449 position) and visual glare. *Graefes Arch Clin Exp Ophthalmol.* 2014; 252: 1147-1153.



- 450 33. Doughty MJ, Naase T, Button NF. Frequent spontaneous eyeblink activity associated  
451 with reduced conjunctival surface (trigeminal nerve) tactile sensitivity. *Graefes Arch*  
452 *Clin Exp Ophthalmol.* 2009; 247: 939-946.
- 453 34. Doughty MJ, Naase T. Further analysis of the human spontaneous eyeblink rate by a  
454 cluster-analysis-based approach, to categorise individuals with 'normal' versus  
455 'frequent' eyeblink activity. *Eye Contact Lens.* 2006; 32: 294-299.
- 456 35. Orchard LN, Stern JA. Blinks as an index of cognitive activity during reading. *Integr*  
457 *Physiol Behav Sci.* 1991; 26: 108-116.
- 458 36. Portello JK, Rosenfield M, Chu CA. Blink rate, incomplete blinks and computer vision  
459 syndrome. *Optom Vis Sci.* 2013; 90: 482-487.
- 460

460 **FIGURE LEGENDS**

461

462 **Figure 1.** Screen capture of the video recordings obtained from the same participant in each  
463 of the seven experimental configurations. (a) silent observation of a landscape picture at 2 m;  
464 (b) text (book position); (c) tablet; (d) text aloud (book position); (e) text pasted over display;  
465 (f) PC330; (g) PC100

466 **Figure 2.** Screen capture of the video recordings obtained from the same participant at the  
467 moment of a complete (a) and an incomplete blink (b). (1) text (book position); (2) PC330

468 **Figure 3.** Box plot diagram of spontaneous blink frequency (SEBR) (in blinks per minute) for  
469 each experimental condition

470 **Figure 4.** Box plot diagram of percentage of incomplete blinks for each experimental  
471 condition

472

472 **TABLES**473 **Table 1:** Summary of the experimental configurations for baseline and reading conditions.

474

<b>Experimental configuration</b>	<b>Description</b>	<b>Time (min)</b>	<b>Observation distance (cm)</b>	<b>Luminance (cd/m<sup>2</sup>)</b>
<b>Baseline</b>	Observing in silence a landscape picture pasted on the wall at 2 m and at eye level	3	200	130
<b>Tablet</b>	Reading in silence a text presented on a tablet placed on a bookrest (45° reading angle)	6	40	120
<b>PC100</b>	Reading in silence a text presented on a display at 100% magnification	6	60	210
<b>PC330</b>	Reading in silence a text presented on panoramic display at 330% magnification	6	60	210
<b>Text (pasted over display)</b>	Reading in silence an A4 text pasted over a switched off display	6	60	140
<b>Text (book position)</b>	Reading in silence an A4 text placed on a bookrest (45° reading angle)	6	40	150
<b>Text aloud (book position)</b>	Reading aloud an A4 text placed on a bookrest (45° reading angle)	6	40	150

475

476

476 **Table 2:** Spontaneous blink rate (SEBR) and percentage of incomplete blinks for each  
 477 experimental condition. Results are presented as median and interquartile range. The  
 478 outcome of the Friedman analysis of statistical significance is shown as  $\chi^2$  and p.

479

Experimental configuration	SEBR (blinks/minute)	Incomplete blinks (%)
	Median (interquartile)	Median (interquartile)
<b>Baseline</b>	15.5 (16)	14.5 (29.5)
<b>Tablet</b>	6 (11)	14.5 (28.5)
<b>PC100</b>	6.5 (11)	9 (20)
<b>PC330</b>	11.5 (11)	13.5 (25.8)
<b>Text (pasted over display)</b>	7 (12)	0 (16.3)
<b>Text (book position)</b>	5 (10)	5 (22.8)
<b>Text aloud (book position)</b>	4 (9)	0 (14.5)
<b>Friedman test</b>	$\chi^2 = 75.71$ ( $p < 0.001$ )	$\chi^2 = 28.46$ ( $p < 0.001$ )

480

481

482

483

484

485

485 **Table 3:** Spontaneous blink rate (SEBR) in males and females. Results are presented as  
 486 median and interquartile range. The outcome of the Mann-Whitney analysis of statistical  
 487 significance is shown as Z and p.

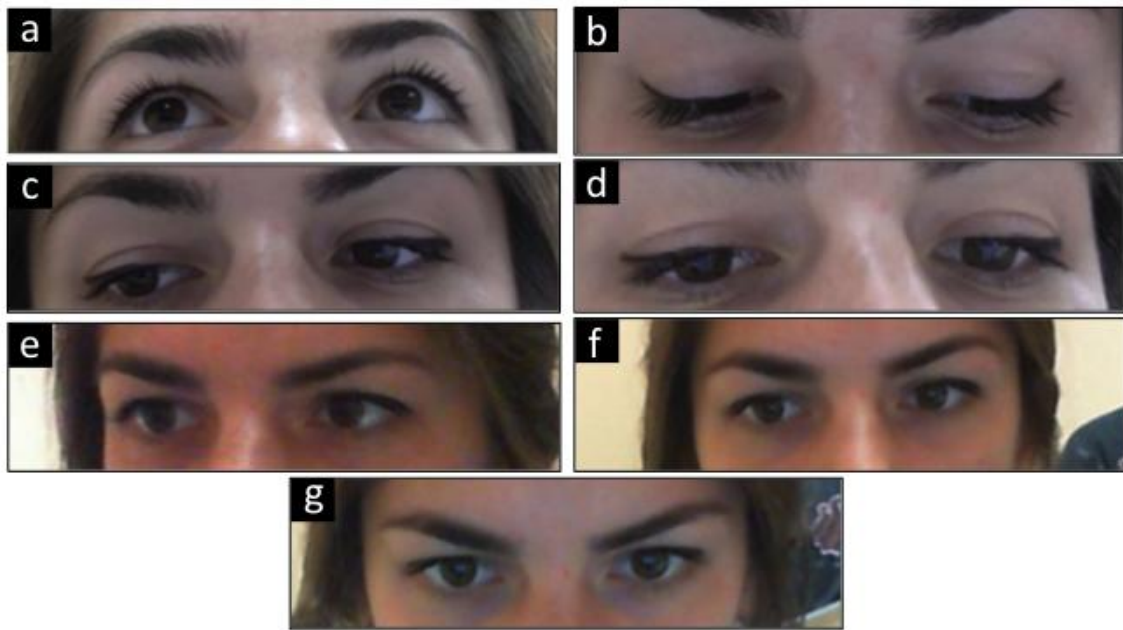
488

Experimental configuration	SEBR (blinks/minute)		Z	p
	Median (interquartile)			
	Male	Female		
<b>Baseline</b>	9 (12)	20 (16)	-2.932	0.003
<b>Tablet</b>	4 (6)	8 (14)	-1.498	0.134
<b>PC100</b>	5 (8)	10 (13)	-2.377	0.017
<b>PC330</b>	7 (8)	16 (13)	-2.392	0.017
<b>Text (pasted over display)</b>	3 (5)	10 (15)	-3.446	0.001
<b>Text (book position)</b>	4 (3)	8 (14)	-2.343	0.019
<b>Text aloud (book position)</b>	2 (7)	6 (10)	-1.979	0.048

489

490

491 **Figure 1**



492

493

494

495

496

497

498

499

500

501

502

503

504

505

506

507

508

509 **Figure 2**



510

511

512

513

514

515

516

517

518

519

520

521

522

523

524

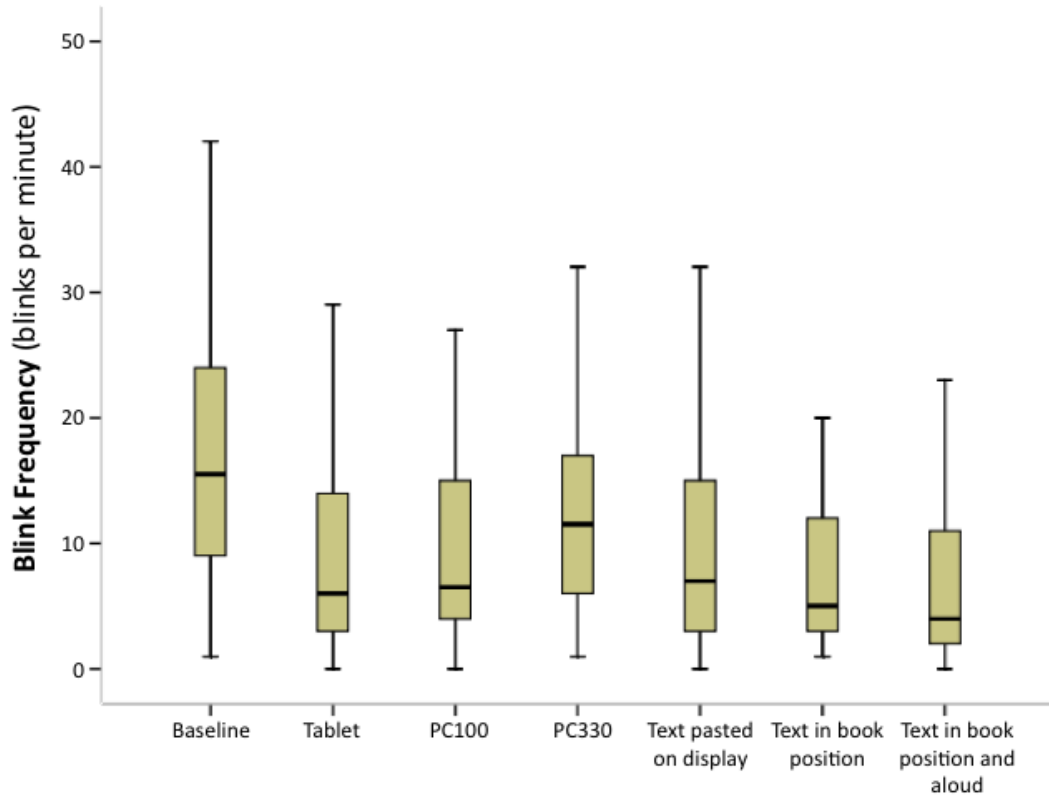
525

526

527

528 **Figure 3**

529



530

531

532

533

534

535

536

537

538

539

540

541

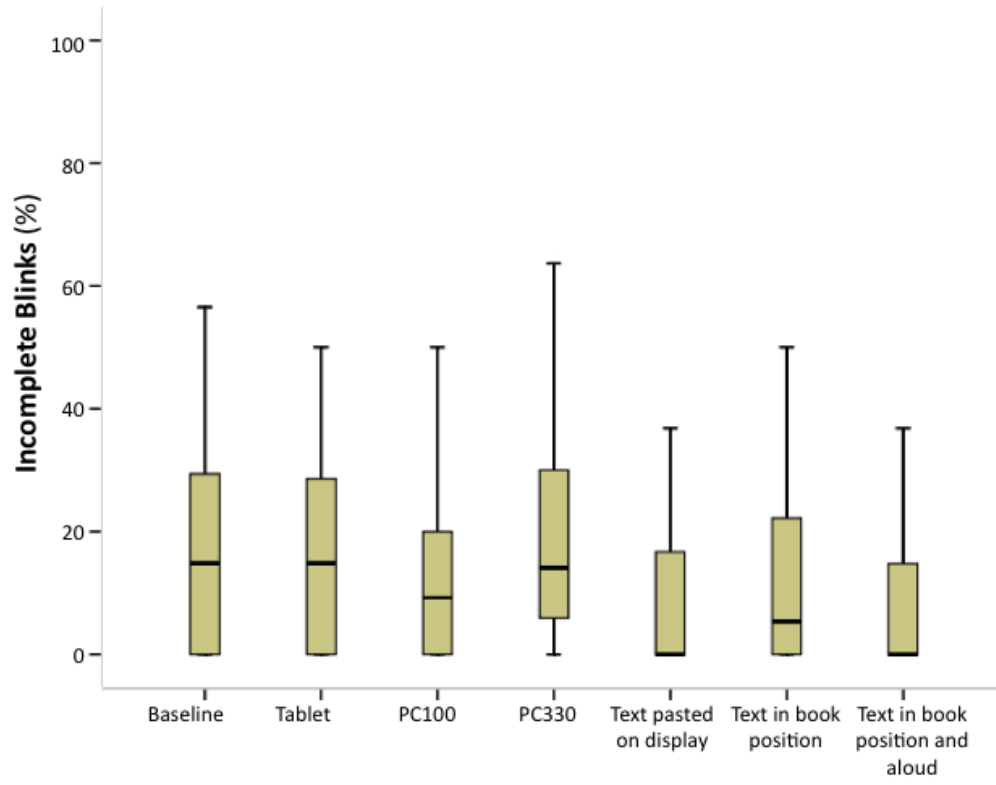
542



543

544 **Figure 4**

545



546

547

Final draft of: Bernardo Morcego; Marc Argilés; Marc Cabrerizo; Genís Cardona; Ramon Pérez; Elisabet Pérez-Cabré; Joan Gispets, "Blinking supervision in a working environment," J. Biomed. Opt. 21(2), 025005 (2016). doi: 10.1117/1.JBO.21.2.025005

## **Blinking supervision in a working environment**

**Bernardo Morcego<sup>a</sup>, Marc Argilés<sup>b</sup>, Marc Cabrerizo<sup>a</sup>, Genís Cardona<sup>b</sup>, Ramon Pérez<sup>a</sup>, Elisabet Pérez-Cabré<sup>b</sup>, Joan Gispets<sup>b</sup>**

<sup>a</sup> Universitat Politècnica de Catalunya, Advanced Control Systems Research Group, Rbla. Sant Nebridi, 10, E08222, Terrassa, Spain.

<sup>b</sup> Universitat Politècnica de Catalunya, Faculty of Optics and Optometry, Optics and Optometry Department, c/Violinista Vellsolà, 37, E08222, Terrassa, Spain.

**Address all correspondence to:**

Dr. Bernardo Morcego

Advanced Control Systems Research Group

Universitat Politècnica de Catalunya

Rbla. Sant Nebridi, 10

E08222, Terrassa, Catalonia, Spain

**E-mail address:**

[bernardo.morcego@upc.edu](mailto:bernardo.morcego@upc.edu)

Final draft of: Bernardo Morcego; Marc Argilés; Marc Cabrerizo; Genís Cardona; Ramon Pérez; Elisabet Pérez-Cabré; Joan Gispets, "Blinking supervision in a working environment," J. Biomed. Opt. 21(2), 025005 (2016). doi: 10.1117/1.JBO.21.2.025005

## **Abstract**

The health of the ocular surface requires blinks of the eye to be frequent in order to provide moisture and to renew the tear film. However, blinking frequency has been shown to decrease in certain conditions, such as when subjects are conducting tasks with high cognitive and visual demands. These conditions are becoming more common as people work or spend their leisure time in front of video display terminals (VDT). Supervision of blinking frequency in such environments is possible thanks to the availability of computer-integrated cameras. Therefore, the aim of the present study is to develop an algorithm for the detection of eye blinks and to test it, in a number of videos captured, while subjects are conducting a variety of tasks in front of the computer. The sensitivity of the algorithm for blink detection was found to be of 87.54% (range 30-100%), with a mean false positive rate of 0.19% (range 0-1.7%), depending on the illumination conditions during which the image was captured and other computer-user spacial configurations. The current automatic process is based on a partly modified preexisting eye detection and image processing algorithms and consists of 4 stages that are aimed at eye detection, eye tracking, iris detection and segmentation and iris height/width ratio assessment.

**Keywords:** automatic eye blink detection, blinking frequency, image processing algorithm, computer vision syndrome (CVS), video display terminal (VDT), dry eye, webcam

## **1. Introduction**

Users of visual display terminals (VDT) commonly complain of visual fatigue after prolonged work in front of the computer. The term Computer Vision Syndrome (CVS) was coined to describe the diverse symptoms reported by computer users, including eyestrain, tired eyes, irritation, a burning sensation, dry eye, redness, blurred long vision and double vision<sup>1</sup>. Among these, dry eye is the most frequently reported ocular complaint of VDT users<sup>2,3</sup>. Computer use has been associated with an alteration of the blinking patterns and with a larger palpebral aperture, which is influenced by screen position. The joint contribution of both factors results in a greater exposure of the ocular surface to the environment and in an increased tear film evaporation and instability, leading to dry eye symptomatology<sup>4</sup>.

Spontaneous eye blink rate (SEBR), which is usually measured in blinks per minute (blinks/min), has been found to be a very sensitive parameter to changes in the cognitive demands. For instance, SEBR was observed to have increased from 4.5 blinks/min while reading, to 17 blinks/min at rest, with a further increment to 26 blinks/min during conversation<sup>5</sup>. Similarly, several authors described a sharp decrease in SEBR when subjects perform a highly demanding task with the computer. Indeed, Skotte and co-workers noted a change in SEBR from 16 blinks/min to 5 blinks/min when comparing passive (watching a film) to active computer tasks (this requires subjects to connect a sequence of small dots on the screen)<sup>6</sup>. Similarly, Himebaugh et al, evaluated SEBR whilst participants conducted a series of low to high levels of concentration on VDT tasks (looking at a blank computer screen or watching a film, and playing a computer game or viewing a series of rapidly changing letters, respectively)<sup>7</sup>. They observed a

Final draft of: Bernardo Morcego; Marc Argilés; Marc Cabrerizo; Genís Cardona; Ramon Pérez; Elisabet Pérez-Cabré; Joan Gispets, "Blinking supervision in a working environment," J. Biomed. Opt. 21(2), 025005 (2016). doi: 10.1117/1.JBO.21.2.025005

comparatively reduced blinking rate during the high concentration activities, in addition to a higher level of fluctuation in SEBR values, particularly during the computer game trial.

## **2. Background**

Given its widespread application in multiple fields of science, psychologists, psychiatrists, ophthalmologists and neurophysiologists have studied blinking of the human eye for decades. Some authors used electrooculography (EOG) for this purpose<sup>6</sup>. That is a relatively complex technique, not easily applicable for blink monitoring in a real life-working environment. However, in more recent times, the incorporation of cheap integrated cameras in computers suggests the possibility of using image processing techniques for the evaluation of SEBR, instead of using other more invasive or intrusive methods. Several efforts have subsequently been conducted to developing automatic blink detection strategies.

Won and co-workers, 2010, described a blinking detection algorithm based on binary images<sup>8</sup>. The binarisation threshold is critical and depends on the illumination conditions of the image, that is, it requires a previous normalization process whereby the threshold is automatically determined<sup>9</sup>. Won used two features to detect whether the eye was open or closed: firstly, consecutive frames were compared to determine the number of cumulated black pixels, since in the open eye conditions the presence of the iris/pupil leads to a greater number of black pixels; secondly, the relation between iris height and width was measured. These two factors were combined using a support vector machine (SVM) to determine the frames, and thus the time during which the eyelids were closed.

Final draft of: Bernardo Morcego; Marc Argilés; Marc Cabrerizo; Genís Cardona; Ramon Pérez; Elisabet Pérez-Cabré; Joan Gispets, "Blinking supervision in a working environment," J. Biomed. Opt. 21(2), 025005 (2016). doi: 10.1117/1.JBO.21.2.025005

Similarly, Jiang et al., 2013, were able to detect the beginning and the end of an eyeblink<sup>10</sup>. The difference between two consecutive frames was binarised and morphological operations were employed to determine the presence of the iris. The detection of the iris was based on dimension parameters requiring the definition of several thresholds, which needed to be optimized in advance. With optimal values for these thresholds, the authors reported True-Positive Rates (TPR) of 90.3% and False-Positive Rates (FPR) of 0.1%, this is an accuracy of 99.7%, using their technique. A level of precision of 66% was reported by Tan and Zhang, in their proposed method for iris detection through pattern recognition<sup>11</sup>, which was subsequently improved to take into account the different configurations resulting from the actual position of the iris with respect to the maximal response zone<sup>12</sup>. With this method the authors reported an accuracy of 88% in blink detection.

Finally, Mitelman and co-workers developed the semi-automatic Eye State Detection (ESD) algorithm<sup>13</sup>, with which the authors were able to detect the differences between open and closed eye conditions by examining the corresponding brightness and the frequency distribution of the image. This method, which requires a training process to define several thresholds, relied on brightness peaks arising from the iris and the pupil regions. Later, Bernard et al. implemented an accurate image processing analysis to detect the two lines that correspond to the margins of the eyelids, whereupon the distance between these two lines was monitored to identify eyeblinks<sup>14</sup>.

### **3. Blinking supervision with image processing**

The blink counting algorithm that was developed in this study consists of a combination of known image processing algorithms, with the addition of a new algorithm which was inspired by the work of Jiang et al, 2013<sup>10</sup>. The present algorithm is conceptually divided into two tasks: eye segmentation and blink counting.

The first task, eye segmentation, is to carry out two key procedures: eye detection and eye tracking. This combination of procedures improves the efficiency, in terms of the actual computing time required for eye detection in each frame, since eye tracking only requires a portion of the image to operate. The second task, also involves the combination of two algorithms: iris detection and the iris height/width ratio evaluation. Redundancy was introduced to improve the accuracy and to avoid false blinking detection results (false positives). Blinks are only counted when both the algorithms detect a blink within the same set of consecutive frames. A detailed description of these algorithms follows on.

#### *3.1 Eye detection*

For eye detection, the rapid object detection algorithm developed by Viola and Jones, 2001, is applied<sup>15</sup>. This algorithm was first created to identify faces that are in an image, using a learning cascade feature detector. The implementation in MATLAB® (MathWorks, Inc, Natick, MA) of this algorithm can detect eyes, mouths, noses and it may also be trained to detect other user defined objects (facial features). The algorithm works by locating the left eye of the subject in the first frame, whereupon the eye tracking algorithm becomes active until the eye has disappeared (see **figure 1**). At that time, the cascade learning feature detector recommences and

Final draft of: Bernardo Morcego; Marc Argilés; Marc Cabrerizo; Genís Cardona; Ramon Pérez; Elisabet Pérez-Cabré; Joan Gispets, "Blinking supervision in a working environment," J. Biomed. Opt. 21(2), 025005 (2016). doi: 10.1117/1.JBO.21.2.025005

the process continues. It must be noted that blinking does not interfere with eye detection. In fact, even if the iris is lost during the interval of a blink, the eye is still detected.

### *3.2 Eye tracking*

After the eye is detected, the region where the eye is located is used as the input region for the Kanade-Lucas-Tomasi feature tracking algorithm<sup>16,17</sup>. The MATLAB® implementation of this algorithm is very thorough, including the tracking features and it also allows updates in regard to the size and the location of the feature search space, according to the relation between the positions of these features in consecutive frames.

In the present application of the algorithm, the configuration that is considered optimal is: the number of pyramid levels where the tracking points are looked for is 4; the maximum bidirectional error, which is a parameter to help check good tracking points and eliminate uncertain ones, is 2; the maximum number of search iterations is 40; and the type of assumed transformations between frames is similarity, which are, changes in scale, position and orientation of the object is allowed.

Finally, provided that the eye is successfully tracked from one frame to the next one, the region where the eye is located is used as the input region for blink detection. Blinks are counted in the next two algorithms.



### *3.3 Iris detection*

The aim of this algorithm is to identify and segment the iris in each frame so that when the iris is not detected, the algorithm assumes a blink has taken place. This algorithm is inspired by the work of Jiang et al, 2013<sup>10</sup>, although several important modifications were implemented. First, the luminosity of the image is normalized using a 31x31 pixel median filter, after which the Otsu<sup>18</sup> optimal threshold binarisation is applied. Finally, the eyebrow is erased with a mask and the borders are removed (to eliminate fortuitous portions of glasses, hair, etc.) (see **figure 2**).

At this point of the process, the image contains a black eye shape with fragments of the eyelids and, less frequently, of the eyebrows. In order to remove all but the iris (see **figure 3**), an opening process<sup>9,18</sup> is applied with a disk structuring element of four pixels of radius. This operation keeps the iris and sometimes other round-shaped elements. Thereupon the image is labelled and only the largest object is kept. Provided that the iris is the only visible shape, an erosion process<sup>9,18</sup> is subsequently applied, which results in the homogenization of the shape of the iris.

Finally, the Hough Transform<sup>9,18</sup> is used to detect circular shapes in the image and thus to segment the iris. If one circular shape is detected, a no-blink condition is registered. Conversely, when a circle is detected in a frame but lost in the following one, the algorithm registers the beginning of a blink. The sensitivity of the circular Hough Transform, which is set to 0.82, determines whether the shape under consideration is circular or not.

It must be noted that this algorithm is not perfect. Indeed, in some cases the iris is not properly segmented from the surrounding anatomical structures, such as margins of the eyelids, thus failing to detect a circular shape, which leads to a false blink count (false positive). Therefore, as noted previously, the iris detection algorithm is combined with a second algorithm based on iris height/width ratio evaluation in order to improve the accuracy in blink detection.

### *3.4 Iris height/width ratio evaluation*

This algorithm computes and compares the width and height of the iris. It is based on the work of Won et al<sup>8</sup>, although only the iris is used in the present modification of the algorithm, whereas these authors assessed the entire eye. Iris width and height were selected since their ratio suffers significant changes during an eye blink.

The maximum horizontal width and vertical height of the iris are measured from the image obtained in the last step of the iris detection algorithm. Assuming the algorithm is processing frame  $j$ . Since the image contains a round shaped object, the first column, starting left, that contains a black pixel is the leftmost end of the iris,  $l(j)$ . Similarly, the rightmost, top and bottom ends are identified,  $r(j)$ ,  $t(j)$ ,  $b(j)$ . The height-width ratio of frame  $j$  is

$$w(j) = \frac{b(j) - t(j)}{r(j) - l(j)}$$

An adaptive threshold,  $\bar{w}(j)$ , is calculated from the previous  $N$  frames as follows:

Final draft of: Bernardo Morcego; Marc Argilés; Marc Cabrerizo; Genís Cardona; Ramon Pérez; Elisabet Pérez-Cabré; Joan Gispets, "Blinking supervision in a working environment," J. Biomed. Opt. 21(2), 025005 (2016). doi: 10.1117/1.JBO.21.2.025005

$$\bar{w}(j) = \frac{1}{N} \sum_{i=j}^{j-N} w(i)$$

where  $N$  was empirically set at 10 frames. Once the adaptive threshold is obtained, this value is compared with the current height-width ratio to determine the presence of a blink:

$$blink(j) = \begin{cases} true & \text{if } w(j) < K_{th} \bar{w}(j) \text{ and } w(j-1) > K_{th} \bar{w}(j-1) \\ false & \text{otherwise} \end{cases}$$

It must be noted that, to ensure the correct detection, this equation contains the parameter  $K_{th}$ , which needs to be adjusted depending on the illumination conditions, the camera configuration, the distance to the subject and other factors too.  $K_{th}$  is a value between 0 and 1, typically around 0.9.

#### 4. Algorithm testing (preliminary results)

Preliminary trials revealed that the current version of the algorithm was not fast enough to be useful for real time video stream monitoring. Consequently, in its current state of development it was only used with recorded videos.

The algorithm was tested on 17 one-minute videos of subjects undertaking different actions on personal computers (reading texts, playing games, browsing the web, etc.). All participants provided written informed consent after the nature of the study was explained to them.

A variety of illumination conditions, working distances, face configurations (with and without glasses), skin tone and webcam resolutions were included in the preliminary trials to assess the

Final draft of: Bernardo Morcego; Marc Argilés; Marc Cabrerizo; Genís Cardona; Ramon Pérez; Elisabet Pérez-Cabré; Joan Gispets, "Blinking supervision in a working environment," J. Biomed. Opt. 21(2), 025005 (2016). doi: 10.1117/1.JBO.21.2.025005

performance of the algorithm in less than ideal conditions, albeit closer to real-life ones. Each video was manually revised to determine the true blink count, then this value was compared with the value obtained by our algorithm to calculate true blink positives (TP) and false blink positives (FP) and true blink negatives (TN) and false blink negatives (FN). Furthermore, true-positive [TPR=TP/(TP+FN)\*100] and false-positive rates [FPR=FP/(FP+TN)\*100] were determined to compare the performance of our algorithm to that of previously described algorithms.

After reviewing the 17 one-minute videos, the total number of blinks was 269, with a range from 2 to 45 per video. The mean TPR was 87.54% and the mean FPR was 0.19%, in accordance with the published report by Jiang and co-workers<sup>10</sup>. The range of TPR was from 30% to 100% and the range of FPR was from 0 to 1.7%. It must be noted that the worst values of TPR and FPR corresponded to the combination of very challenging illumination conditions, dark skin tone with features of interest were more difficult to discriminate from background, and low camera resolutions, resulting in video captures in which it was very difficult to observe the eye of the participants. In contrast, TPR and FPR values were close to 100% and 0%, respectively, provided that illumination conditions were close to those recommended by ergonomic standards such as, for example, ISO 9241-6<sup>19</sup>, which notes that the average room illumination should be between 320 and 600 lx, uniform and without large differences between the surrounding environment and the workstation. In addition, a webcam resolution of at least 720 pixels was considered a requirement for quality image acquisition. Given that these minimum criteria were met, it was found that the parameter  $K_{th}$  did not need for further adjustments prior to video analysis.

For instance, good blink detection conditions are shown in **Figure 4**, in which the subject blinked 19 times. Although our algorithm slightly overestimated the number of true blinks, all real blinks were detected, resulting in a TPR of 100% and a FPR of 0.52%. Conversely, **Figure 5** depicts a more challenging situation, in which the combination of darker skin tone, low webcam resolution, and unsatisfactory illumination conditions lead to an underestimation of true blinks (only 9 of 23 real blinks were successfully detected), with TPR and FPR rates of 30.43% and 0.06%, respectively.

## 5. Conclusion

The present research aims to develop and implement an algorithm for automatic blink detection and counting. Preliminary trials on recorded videos show good sensitivity of the algorithm to detect blinks, provided that normal illumination conditions and webcam resolutions are present. Given the relevance of blink frequency in the visual fatigue symptoms experienced by most computer users, non-invasive and non-intrusive blink monitoring strategies are a first step towards developing bio-feedback mechanisms for blink re-education. The innovation of the present algorithm relies on requiring the configuration of only one parameter,  $K_{th}$ , which may be kept constant if the workplace has normal illumination conditions, and on being functional on most computer-integrated webcams, thus supporting the need for further research to the advance in its implementation on other ubiquitous devices, such as tablets and smart phones. Further research is being carried out to make the algorithm operational on real-time video streaming and

Final draft of: Bernardo Morcego; Marc Argilés; Marc Cabrerizo; Genís Cardona; Ramon Pérez; Elisabet Pérez-Cabré; Joan Gispets, "Blinking supervision in a working environment," J. Biomed. Opt. 21(2), 025005 (2016). doi: 10.1117/1.JBO.21.2.025005

with standard computing languages and tools. An application incorporating bio-feedback for blinking re-education is currently under development.

Final draft of: Bernardo Morcego; Marc Argilés; Marc Cabrerizo; Genís Cardona; Ramon Pérez; Elisabet Pérez-Cabré; Joan Gispets, "Blinking supervision in a working environment," J. Biomed. Opt. 21(2), 025005 (2016). doi: 10.1117/1.JBO.21.2.025005

## **Acknowledgments**

Authors are grateful to all the staff and students of the Secondary School Josep Lladonosa of Lleida, Spain, who have participated in the video recording process to collaborate in this research study.

E. Pérez and G. Cardona thank the Spanish Ministerio de Economía y Competitividad and Fondos FEDER for financial support (project number DPI2013-43220-R).

## References

1. C. Blehm et al, "Computer vision syndrome: a review," *Surv. Ophthalmol.* **50**, 253-262 (2005).
2. J.R. Hayes et al, "Computer use, symptoms, and quality of life," *Optom. Vis. Sci.* **84**, E739-E745 (2007).
3. M. Uchino et al, "Prevalence of dry eye disease among Japanese visual display terminal users," *Ophthalmology.* **15**, 1982-1988 (2008).
4. K. Tsubota and K. Nakamori, "Effects of ocular surface area and blink rate on tear dynamics," *Arch. Ophthalmol.* **113**, 155-158 (1995).
5. A.R. Bentivoglio et al, "Analysis of blink rate patterns in normal subjects," *Mov. Disord.* **12**, 1028-1034 (1997).
6. J.H. Skotte et al, "Eye blink frequency during different computer tasks quantified by electrooculography," *Eur. J. Appl. Physiol.* **99**, 113-119 (2007).
7. N.L. Himebaugh et al, "Blinking and tear break-up during four visual tasks," *Optom. Vis. Sci.* **86**, E106-E114 (2009).
8. O.L. Won, C.L. Eui and R.P. Kang, "Blink detection robust to various facial poses," *J. Neurosci. Meth.* **193**, 356-372 (2010).
9. R.C. Gonzalez and R.E. Woods, *Digital image processing. 2nd ed.* Prentice Hall, Upper Saddle River, NJ (2002).
10. X. Jiang et al, "Capturing and evaluating blinks from video-based eyetrackers," *Behav. Res. Methods.* **45**, 656-663 (2013).



Final draft of: Bernardo Morcego; Marc Argilés; Marc Cabrerizo; Genís Cardona; Ramon Pérez; Elisabet Pérez-Cabré; Joan Gispets, "Blinking supervision in a working environment," *J. Biomed. Opt.* 21(2), 025005 (2016). doi: 10.1117/1.JBO.21.2.025005

11. H. Tan and Y-J. Zhang, "Detecting eye blink states by tracking iris and eyelids," *Pattern Recogn. Lett.* **27**, 667–675 (2006).
12. Y. Tian, T. Kanade and J.F. Cohn, "Dual-State Parametric Eye Tracking," *Proc. Fourth IEEE Int. Conf. Automatic Face and Gesture Recognition*, pp. 26-30 (2000).
13. R. Mitelman et al, "A noninvasive, fast and inexpensive tool for the detection of eye open/closed state in primates," *J. Neurosci. Meth.* **178**, 350–356 (2009).
14. F. Bernard et al, "Eyelid contour detection and tracking for startle research related eye-blink measurements from high-speed video records," *Comput. Meth. Prog. Bio.* **112**, 22–37 (2013).
15. P. Viola and M. Jones, "Rapid Object Detection using a Boosted Cascade of Simple Features," *Proc. 2001 IEEE Computer Society Conference on Computer Vision and Pattern Recognition (CVPR 2001)*, Kauai, HI, pp. 511–518 (2001).
16. B. Lucas and T. Kanade. "An Iterative Image Registration Technique with an Application to Stereo Vision," *International Joint Conference on Artificial Intelligence*, pp. 674–679 (1981).
17. C. Tomasi and T. Kanade. *Detection and Tracking of Point Features*. Carnegie Mellon University Technical Report CMU-CS-91-132, (1991).
18. R. Szeliski. *Computer Vision: Algorithms and Applications*. Springer, New York, (2010).
19. ISO 9241-6, *Ergonomic requirements for office work with visual display terminals (VDTs) – Part 6: Guidance on the work environment*, (1999).

## FIGURES

**Figure 1:** Eye segmentation. Each row shows the result of the algorithms on the sample frames.

From left to right: original image portion; Viola and Jones eye detection algorithm, which is highlighted with a yellow square; Kanade-Lucas-Tomasi eye tracking algorithm, with calculated features highlighted with green crosses.

**Figure 2:** The Binarisation process. Each row shows the result of the algorithms on the same sample frames as in figure 1. From left to right: original image; luminosity normalization; binarisation; and eyebrow masking.

**Figure 3:** Iris detection and segmentation is a step-by-step process. Each row shows the result continued from the samples of figure 2. From left to right: initial image; opening operation; the largest object preservation and homogenization; and the detection of circular shapes.

**Figure 4:** Blink detection in optimal conditions (True-positive rate: 100%; False-positive rate: 0.52%).

**Figure 5:** Blink detection in challenging conditions (True-positive rate: 30.43%; False-positive rate: 0.06%).

Final draft of: Bernardo Morcego; Marc Argilés; Marc Cabrerizo; Genís Cardona; Ramon Pérez; Elisabet Pérez-Cabré; Joan Gispets, "Blinking supervision in a working environment," J. Biomed. Opt. 21(2), 025005 (2016). doi: 10.1117/1.JBO.21.2.025005

## **Biographies**

**Bernardo Morcego** is an Associate Professor at the Universitat Politècnica de Catalunya (UPC). He received a PhD degree in Computer Science from the UPC in 2000. He has been teaching several subjects in the area of automatic control in the schools of Engineering and Aeronautics in Terrassa and Barcelona. He is a member of the Research Center for Supervision, Safety and Automatic Control of UPC. His research interests include UAV control systems and computer vision applications.

**Marc Argilés** graduated in Optometry in 2009 and was awarded a Master of Science in Vision in 2011 by the Universitat Politècnica de Catalunya (UPC). He is currently undertaking a PhD degree in Optical Engineering at UPC, with research interests related to dry eye symptoms, computer vision syndrome and the relationship of ocular blinking and cognition. He is actively involved in various projects linking new visual display terminals with related vision problems.

**Marc Cabrerizo** received a degree in Industrial Electronics and Automatic Control in 2014 from the Universitat Politècnica de Catalunya (UPC), Terrassa, Spain. He's currently working as PLC and Robot programmer in a Spanish company of manufacturing packaging machinery (SR INNOVA) located in Barcelona, Spain.

Final draft of: Bernardo Morcego; Marc Argilés; Marc Cabrerizo; Genís Cardona; Ramon Pérez; Elisabet Pérez-Cabré; Joan Gispets, "Blinking supervision in a working environment," J. Biomed. Opt. 21(2), 025005 (2016). doi: 10.1117/1.JBO.21.2.025005

**Genís Cardona** received his degree in Optometry (1992) at the Universitat Politècnica de Catalunya (UPC), and MSc (1994) and PhD (1996) degrees at the University of Manchester Institute of Science and Technology (UK). He is currently employed as full-time lecturer at the Department of Optics and Optometry of the UPC. His research interests include ocular surface and tear film, contact lenses, refractive surgery, blinking and intraocular lenses.

**Ramon Pérez** received a MSc degree in Physics in 1993 from the University of Barcelona and a PhD degree in physics in 2003 from the Universitat Politècnica de Catalunya (UPC), Terrassa, Spain. He currently holds a position as a lecturer at the Department of Automatic Control at the same university. His current research interests include control and supervision, particularly focused in water systems. He is part of the Advanced Control Systems (cs2ac) research group at the UPC and of the Technological Center of Manresa (CTM).

**Elisabet Pérez-Cabré** received a PhD degree in Physics from the Universitat Politècnica de Catalunya (UPC) in 1998. Her academic activities at the School of Optics and Optometry in UPC involve lecturing mainly on fundamental optics and optical instruments. Her current research interests include encryption techniques, programmable diffractive optical elements and biomedical optics. She is a Senior Member of the International Society for Optical Engineering (SPIE). She is also a member of the Spanish Optical Society (SEDOPTICA) and the European Optical Society (EOS).

Final draft of: Bernardo Morcego; Marc Argilés; Marc Cabrerizo; Genís Cardona; Ramon Pérez; Elisabet Pérez-Cabré; Joan Gispets, "Blinking supervision in a working environment," J. Biomed. Opt. 21(2), 025005 (2016). doi: 10.1117/1.JBO.21.2.025005

**Joan Gispets** was awarded a degree in Optometry at the Universitat Politècnica de Catalunya (UPC) in 1992, a MSc degree in Optometry and Vision Science at the University of Manchester in 1993 and a PhD at the UPC in 2009. He has been a Faculty member of the Optics and Optometry Department at UPC since 1995. He is currently Dean of the Faculty. His research interests are related to contact lenses, keratoconus, non-invasive diagnostic techniques and myopia.

Figure 1

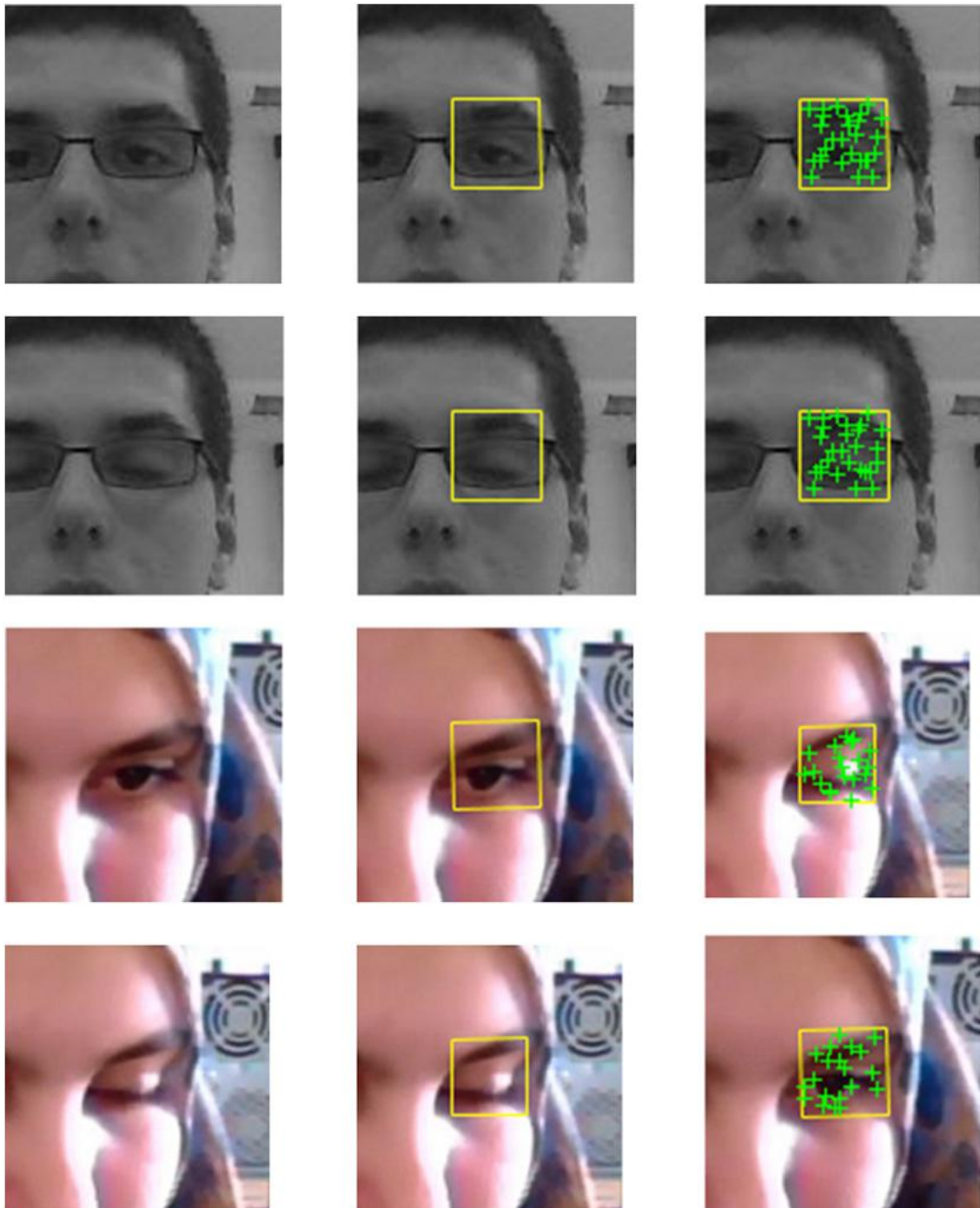


Figure 2

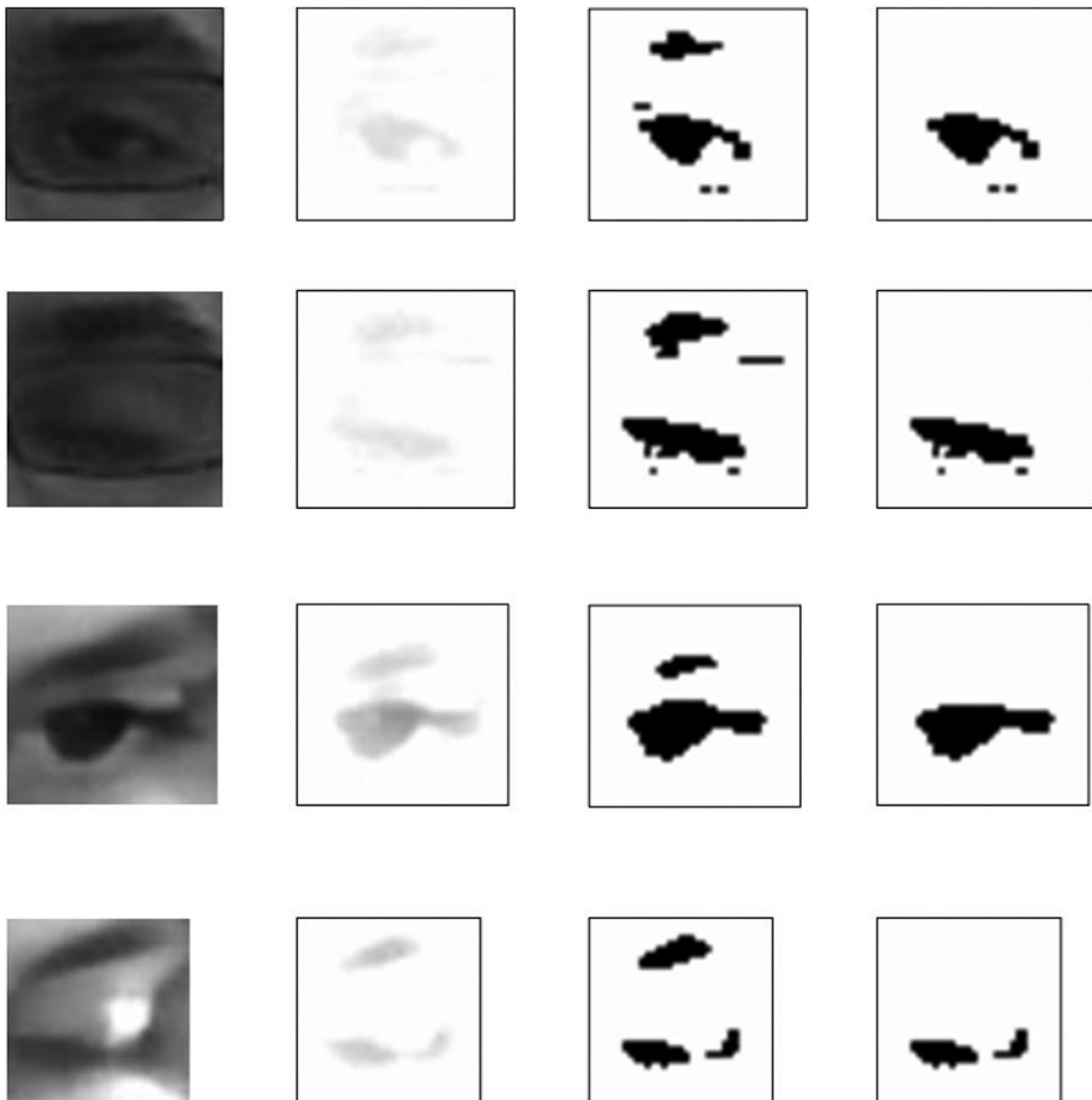


Figure 3

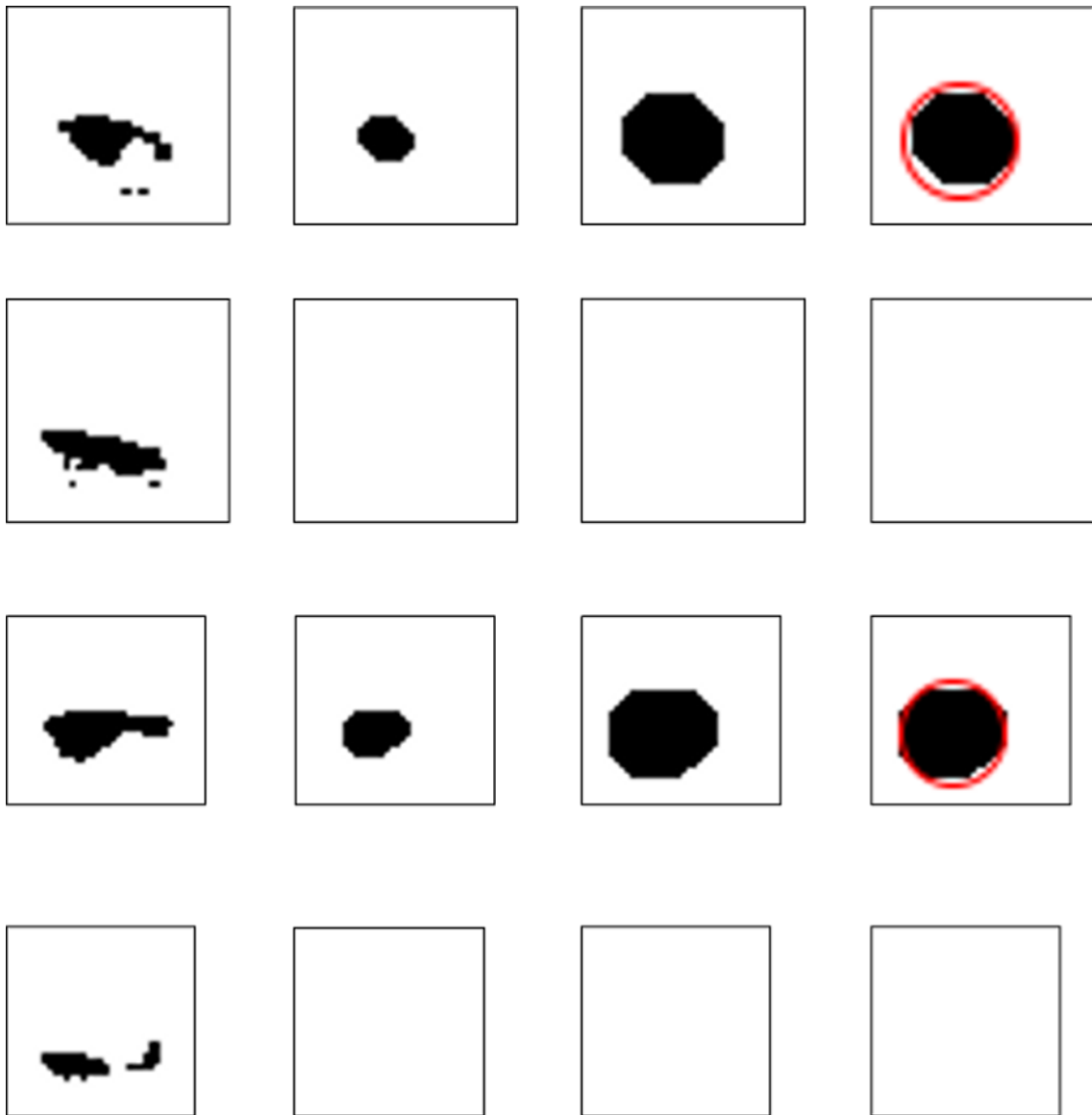
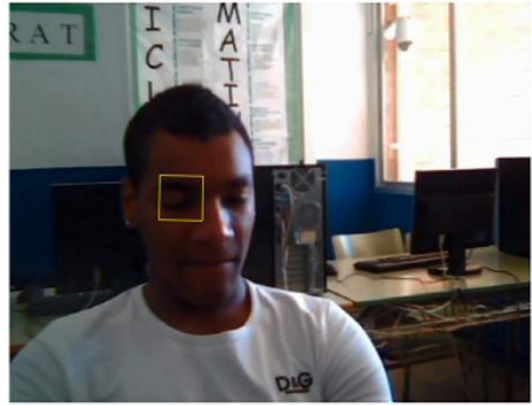




Figure 4



Figure 5



1 **TITLE: Real-Time Non-Intrusive Assessment of Viewing Distance during**  
2 **Computer Use**

3 **Authors:** Marc Argilés, MSc ^  
4 Genís Cardona, PhD ^  
5 Elisabet Pérez-Cabré, PhD ^  
6 Ramon Pérez-Magrané, PhD &  
7 Bernardo Morcego, PhD &  
8 Joan Gispets, PhD ^

10 ^Department of Optics and Optometry, School of Optics and Optometry of  
11 Terrassa, Universitat Politècnica de Catalunya · BarcelonaTech, Terrassa, Spain

12 & Department of Automatic Control, Terrassa School of Engineering, Universitat  
13 Politècnica de Catalunya · BarcelonaTech, Terrassa, Spain

15 N. Tables: **2**

16 N. Figures: **5**

17 N. Words: **4155**

19 **Corresponding Author:** Genís Cardona ([gcardona@oo.upc.edu](mailto:gcardona@oo.upc.edu))  
20 School of Optics and Optometry of Terrassa  
21 c/ Violinista Vellsolà, 37  
22 E08222 Terrassa, Catalonia, Spain  
23 +34 93 739 8774  
24 <http://orcid.org/0000-0002-4770-8992>

26 Submitted: **4th of February 2016**; Revised **15<sup>th</sup> of June 2016**

27 **ABSTRACT**

28

29 *Purpose:* to develop and test the sensitivity of an ultrasound-based sensor to assess the  
30 viewing distance of visual display terminals operators in real time conditions.

31 *Methods:* A modified ultrasound sensor was attached to a computer display to assess viewing  
32 distance in real time. Sensor functionality was tested on a sample of 20 healthy participants  
33 while they conducted four 10-minute randomly presented typical computer tasks (a match-  
34 three puzzle game, a video documentary, a task requiring participants to complete a series of  
35 sentences and a predefined internet search).

36 *Results:* The ultrasound sensor offered good measurement repeatability. Game, text  
37 completion and web search tasks were conducted at shorter viewing distances (54.4 cm  
38 [CI95% 51.3 to 57.5 cm], 54.5 cm [CI95% 51.1 to 58.0 cm] and 54.5 cm [CI95% 51.4 to 57.7 cm],  
39 respectively) than the video task (62.3 cm [CI95% 58.9 to 65.7 cm]). Statistically significant  
40 differences were found between the video task and the other three tasks (all  $p < 0.05$ ). Range  
41 of viewing distances (from 22 to 27 cm) was similar for all tasks ( $F = 0.996$ ;  $p = 0.413$ ).

42 *Conclusions:* Real-time assessment of the viewing distance of computer users with a non-  
43 intrusive ultrasonic device disclosed a task-dependent pattern.

44

45 **KEY WORDS**

46 Computer; Myopia; Ultrasound sensor; Viewing distance; Visual fatigue

47

48

49 Recent decades have witnessed a constant increase in the number of computers at home and  
50 at the workplace, with a reported 78.9% of US households owning a computer in 2012<sup>1</sup> and an  
51 estimated 2 billion computers worldwide in 2014. Computers and visual display terminals  
52 (VDT), ranging from smartphones to desktop computers and TVs, are ubiquitous in developed  
53 countries, and serve as a platform for internet access, gaming, communication, entertainment  
54 and work.

55 Hultgren and Knave<sup>2</sup> first documented visual fatigue in computer workers in 1974, and the  
56 term Computer Vision Syndrome (CVS) was later introduced to describe a constellation of  
57 body, ocular and visual symptoms affecting this population. These manifestations, which are  
58 particularly well documented in desktop computer users, may include headache, tired eyes,  
59 irritation, dry eyes, blurred vision at near or distance (after prolonged near vision work) and  
60 double vision.<sup>3-7</sup> Symptoms are influenced, among other factors, by actual VDT exposure time,  
61 type of screen, background luminance, glare sources and distance from the screen.<sup>8-11</sup>

62 In particular, viewing distance in computer users is the focus of interest of many studies on  
63 CVS and ergonomics, even though there is a large discrepancy regarding the actual definition  
64 of correct viewing distance, with a range from 30 to 100 cm. Indeed, short viewing distances  
65 have been related to an increased visual strain,<sup>8,12</sup> with users reporting fewer symptoms of  
66 visual fatigue at 100 cm than at 50 cm when font size is adjusted to provide the same visual  
67 angle, and regardless of individual dark-focus point (that is, resting level of accommodation  
68 and vergence, which is about 67 cm).<sup>13</sup> In this regard, it is not surprising that the various  
69 international standards also recommend different viewing distances.<sup>14</sup> For instance, the EN ISO  
70 9241-5<sup>15</sup> suggests a viewing distance of 60 cm  $\pm$  15 cm; the US MIL STD 1472-C<sup>16</sup> states an  
71 average distance of 40 cm for continuous viewing and a minimum distance of 25 cm for  
72 intermittently viewed displays; finally the DIN 66234<sup>17</sup> proposes a range between 45 and 60

73 cm, but recommends 50 cm when frequent refixations are necessary between keyboard or  
74 source documents and VDT.<sup>18</sup>

75 In addition, viewing distance has been found to depend on such factors as size and resolution  
76 of visual stimuli, type of task<sup>19</sup> and screen/text color combination. Thus, for example, given the  
77 recommendation of adopting a 3x acuity reserve,<sup>20</sup> a shorter viewing distance is associated  
78 with prolonged viewing of texts in fonts of small size. Similarly, white text on blue background  
79 was found to result in a greater viewing distance (60.3 cm) than same size red text on green  
80 background (47.4 cm), with observers viewing text at the commonly employed black on white  
81 combination at an average distance of 56.9 cm.<sup>12</sup>

82 It is also relevant to mention that myopia onset and progression, defined as an increase in  
83 myopia of more than -0.25 dioptres (D) and up to -1.00 D per year,<sup>21,22</sup> have been related to  
84 both viewing distance for near work and the amount of time spent conducting near work  
85 tasks.<sup>23-25</sup> In view of the global socio-economic impact of myopia,<sup>26</sup> it may be of interest to  
86 accurately monitor viewing distance in order to gain a better understanding of the  
87 contribution of distance as a possible risk factor of and to develop strategies to prevent  
88 myopia onset and progression.

89 Considering the documented association between viewing distance, visual fatigue, CVS and  
90 myopia onset and progression, the current lack of an affordable, non-intrusive means of  
91 determining viewing distance in real time is unexpected. In this regard, only two previous  
92 attempts at measuring viewing distance in real time were uncovered in our literature review.  
93 On the one hand, Eastwood-Sutherland and Gale developed an infra-red system consisting of a  
94 video camera and infra-red LED markers attached to the forehead or the back of the head of  
95 VDT operators.<sup>19</sup> With this instrument, the authors were able to document changes in viewing  
96 distance with a temporal resolution of 7 Hz, noting a link between the type of activity being

97 conducted and distance, with internet browsing resulting in shorter viewing distances than  
98 writing a text. On the other hand, Piccoli and co-workers designed an ultrasound emitter (at 40  
99 KHz), coupled with a receiving sensor placed on the operator's forehead<sup>27</sup> with which the  
100 authors reported an accuracy of  $\pm 0.5$  cm and a maximum temporal resolution of 10 Hz when  
101 measuring viewing distance on a sample of VDT users.

102 It may be noted that both approaches require sophisticated equipment and controlled  
103 experimental settings (placing a sensor or marker on the forehead of the VDT operator) that  
104 prevent their simple implementation in a real life environment such as an office or school. It  
105 was therefore the main goal of the present study to develop an automated sensor, based on  
106 ultrasound technology, easily attachable to any VDT and adaptable to any working  
107 environment, as well as the accompanying software, to measure viewing distance of computer  
108 users in real time conditions. To test whether our sensor was able to detect small changes in  
109 viewing distance, measurements were conducted on a sample of participants performing four  
110 typical computer tasks. As previous investigators have described an influence of the type of  
111 task on viewing distance,<sup>19</sup> this research question was also explored.

112

113     **METHODS**

114     *Study Sample*

115     A group of 20 volunteers was recruited to participate in the present study, which took place in  
116     the facilities of a high school in the city of Lleida (Spain) between April and May 2014.  
117     Participants were selected at random from those attending a word processor workshop in the  
118     computer classroom. Inclusion criteria were age between 14 and 25 years (inclusive), spherical  
119     component of the refractive error between +5.00 and -5.00 D, ocular astigmatism < -2.00 D  
120     and corrected monocular and binocular visual acuity at distance and near equal or better than  
121     0.0 logMAR. Patients presenting any eye disease, dry eye, binocular vision abnormalities,  
122     amblyopia or anisometropia > 1.00 D were excluded from the study, as were those showing  
123     low cooperation with the study protocol, defined as the inability to comply with the given  
124     instructions, mainly to conduct each task during the predetermined 10-minute interval and in  
125     silence. Both spectacle and contact lens wearers were included in the study.

126     All participants provided written informed consent after the nature of the study was explained  
127     to them, although details regarding the specific aim of the investigation (distance evaluation)  
128     were not revealed until the completion of the study. Parental consent was obtained for those  
129     participants who were underage. The study was conducted in accordance with the Declaration  
130     of Helsinki tenets of 1975 (as revised in Tokyo in 2004) and received the approval of the Ethics  
131     Review Board of the Hospital Universitari Mútua de Terrassa.

132

133     *Instrumentation: Distance Sensor*

134     The distance sensor was developed specifically for this study by an interdisciplinary team  
135     composed by members of the Departments of Automatic Control and Optics and Optometry of



136 the Universitat Politècnica de Catalunya. This device includes hardware and software  
137 components. Essentially, the hardware measurement subsystem is a modified ultrasonic range  
138 finder (SFR02, Devantech Ltd. [Robot Electronics], Norfolk, England), which is a small distance  
139 sensor, typically used in robotic applications, with a range from 0.15 m to 6 m within its  
140 detection field (**Figure 1**). It must be noted that detection sensitivity decreases with distance  
141 from the sensor, although it remains high within the range of distances that are relevant for  
142 the purpose of the present study (see **Figure 1**). This sensor uses two standard communication  
143 interfaces (I2C and serial) which are not very common in personal computers. Therefore, an  
144 adapter was employed to convert the I2C protocol to USB and to supply power to the device.  
145 The two boards with the main sensor and the I2C to USB adapter are small enough to fit into  
146 the casing of a standard webcam, as shown in **Figure 2**, which is convenient to mount the  
147 whole device on a computer display.

148 The software processing subsystem of the distance sensor is programmed in Java (Oracle  
149 Corporation, Redwood Shores, CA), allowing for its portability among different operating  
150 systems. Although the software can work both remotely and on-site, in the first version of the  
151 sensor only the on-site functionality was considered. Three main operations are included in  
152 the software: sensor set-up, distance acquisition and display and data recording. The set-up  
153 process is based on the software provided by the manufacturer and is almost plug-and-play.  
154 The automatic calibration of the sensor is executed as soon as the application is started,  
155 whereupon, according to the manufacturer, the sensor does not require any further  
156 calibration, relying instead on an automatic tuning algorithm working continuously in the  
157 background to ensure correct measurements. Distance is measured every 7 seconds by  
158 default, although this time interval may be adjusted as necessary, with a maximum temporal  
159 resolution of 100 ms. All measurements are stored in a file in which local date is recorded, as  
160 well as the local time associated with each measurement. Sensor resolution is 1 cm.

161 The software may be configured to present a red or green notification at the right lower edge  
162 of the screen when observers are beyond or within the recommended viewing distance,  
163 respectively. This distance may be adjusted at any value, for example at 40 cm.

164

#### 165 *Procedure*

166 Notwithstanding the automatic continuous calibration described by the manufacturer, prior to  
167 monitoring viewing distance in human participants in the classroom, a preliminary study was  
168 conducted to investigate whether the sensor offered repeatable recordings at various  
169 controlled testing distances. In this occasion, an object was placed at exactly 20, 40, 60, 80 and  
170 100 cm from the sensor and 10 consecutive measurements were obtained of each distance  
171 over the course of approximately one minute. The mean and variance of the readings obtained  
172 at each distance were determined. The range of tested distances (20 to 100 cm) was selected  
173 as this is the range that may be considered useful for the purpose of monitoring viewing  
174 distance of VDT operators.

175 Participants were recruited following a complete optometric examination in accordance with  
176 the inclusion and exclusion criteria. At the beginning of each session, participants were  
177 instructed and assisted to sit in front of the computer at a distance of 60 cm and to adjust the  
178 height of their chairs and configuration of armrests to ensure comfort and to align the top of  
179 the screen at eye level. The inclination angle of the screen was of 100 degrees from the  
180 horizontal plane of the computer desk. Computer screens were 20 inch liquid crystal displays  
181 (TFT-LCD) set to a resolution of 1280 per 1024 pixels, 32 bit colour configuration and 75 Hz  
182 refresh rate. Measurements were simultaneously conducted on three computers adjusted to  
183 exactly the same configuration.

184 Four different typical computer tasks were presented to the participants in a random order.  
185 Tasks consisted in a popular match-three puzzle game, a video documentary, a task requiring  
186 participants to complete a series of sentences and a predefined internet search. Display  
187 luminance was approximately equivalent for all tasks (about 210 cd/m<sup>2</sup>, as measured with a  
188 light meter [Gossen Mavolux 5032; Gossen Foto- und ichtmesstechnik GmbH, Nürnberg,  
189 Germany] with the luminance attachment). When necessary, tasks were completed with the  
190 aid of a keyboard and mouse combination. Task duration was set at 10 minutes and distance  
191 from the screen was readjusted at 60 cm between tasks. As noted above, for each 10-minute  
192 task and participant, distance measurements (in cm units) were recorded every 7 seconds. The  
193 average distance for each task and participant was then calculated, as well as the  
194 corresponding range of viewing distances, defined by the difference between maximum and  
195 minimum viewing distances (in cm units) recorded during that particular 10-minute interval.

196 Room illuminance was provided by indirect lighting in order to avoid glare sources, and was  
197 maintained at about 500 lx. Room temperature and humidity were constantly monitored  
198 throughout the experimental sessions and remained approximately constant at about 22°C  
199 and between 53 and 58%, respectively. Sessions took place during the mornings of consecutive  
200 days. All measurements were conducted while participants used their habitual visual  
201 correction.

202

### 203 *Data analysis*

204 Statistical analysis of the data was performed with the SPSS software 19.0 (IBM Corp., NY, US)  
205 for Windows. All data were examined for normality using the Kolmogorov-Smirnov test, which  
206 revealed normal distributions for all variables. Therefore, descriptive statistics present results  
207 regarding distance and range as the averages of all participants for each task and the

208 corresponding standard deviation (SD). An analysis of variance test (ANOVA) was subsequently  
209 employed to explore the statistical significance of the differences between the four tasks in  
210 average viewing distances and average range of distances and, when statistical significance  
211 was found, a *post-hoc* Bonferroni test was used for pair-wise analyses of the differences  
212 between tasks in these parameters. Possible associations between the average viewing  
213 distances of the different tasks were investigated with a Pearson's test of correlation. A p-  
214 value of 0.05 or less was considered to denote statistical significance throughout the study.

215

216 **RESULTS**

217 *Study sample demographics*

218 Twenty young subjects participated in the study (11 were female), with an age of  $17.07 \pm 3.14$   
219 years (mean  $\pm$  SD). Ten participants had myopia, 6 hyperopia and 4 were emmetropes, with an  
220 average spherical refractive error of the study sample of  $-1.23$  D ( $\pm 0.72$  D).

221

222 *Sensor operability*

223 Sensor repeatability at the controlled distances of 20 cm, 40 cm, 60 cm, 80 cm and 100 cm was  
224 good. Maximum and minimum variance values of 0.16 cm at 100 cm and of 0.09 cm at 20 cm,  
225 respectively, were obtained. The average of the 10 measurements was centered at the  
226 corresponding distance under evaluation.

227

228 *Viewing distance in different tasks*

229 Viewing distance values for each task are summarized in **Table 1**. Results are presented as  
230 average distance (**Figure 3**) and range of viewing distances (difference between maximum and  
231 minimum viewing distance) (**Figure 4**) for each task. It may be observed that, although all  
232 participants started their tasks at a set distance of 60 cm, viewing distance changed during the  
233 10-minute period. Thus, whereas during the game, text completion and web search tasks a  
234 slightly shorter viewing distance was measured (54.4 cm [CI95% 51.3 to 57.5 cm], 54.5 cm  
235 [CI95% 51.1 to 58.0 cm] and 54.5 cm [CI95% 51.4 to 57.7 cm], respectively), participants  
236 settled at an average of 62.3 cm [CI95% 58.9 to 65.7 cm] when tasked with watching a video.  
237 When submitted to an ANOVA analysis, a statistically significant difference was found between  
238 average distance values as a whole ( $F = 5.447$ ;  $p = 0.002$ ). Further pair-wise exploration of this

239 difference with a Bonferroni test revealed statistically significant differences between the  
240 video task and the other three tasks (p values of 0.008, 0.009 and 0.010 for the game, text  
241 completion and web search tasks, respectively).

242 Range of viewing distances was similar for all tasks ( $F = 0.996$ ;  $p = 0.413$ ), with values from 22  
243 to 27 cm. Therefore, even if mean viewing distance was close to the initial set value of 60 cm,  
244 within each 10 minute evaluation interval participants did not remain stationary at the initial  
245 distance, placing themselves alternately at shorter and longer distances while conducting their  
246 particular tasks. For instance, distance measurements for one specific participant while  
247 performing the video and text completion tasks are plotted in **Figure 5**. The horizontal line at  
248 40 cm denotes a minimum recommended viewing distance. It may be observed that this  
249 participant had a preferred viewing distance for each task: about 54 cm for the video task and  
250 about 40 cm while conducting the text completion task. However, during the 10-minute  
251 duration of the task the participant kept changing to shorter or longer distances from the  
252 display, sometimes going under the threshold of 40 cm. From this information it is possible to  
253 measure the range of distances that a given participant uses during the development of each  
254 task. It is also noticeable from **Figure 5** that approximately the first ten measures are more  
255 irregular than the other set of measurements. This pattern was common for all tasks and  
256 participants, suggesting that during the first minute of each task the participant is deciding on  
257 the most comfortable viewing distance.

258 Finally, upon examining possible associations between the variables under study with the  
259 Pearson correlation test, a moderate to strong statistically significant positive correlation was  
260 found between the average viewing distances of many of the tasks (**Table 2**), that is, in  
261 general, participants opting to complete one task at a shorter viewing distance also preferred  
262 shorter distances for the other tasks.

263 **DISCUSSION**

264 The main objective of the present study was to develop an affordable (price of each sensor is  
265 about 10\$), non-intrusive method to evaluate viewing distance of VDT users and to test it on a  
266 sample of participants undertaking four typical computer tasks. Previous efforts at assessing  
267 viewing distance in real time in computer users rely on either infrared<sup>19</sup> or ultrasound complex  
268 systems,<sup>27</sup> requiring part of the equipment, or at least some markers, to be placed on the  
269 forehead of the participants. Therefore, it is believed that these approaches lack operability in  
270 that they involve non-trivial installation and configuration, and may interfere with the task  
271 being conducted by the participants. The present approach is almost plug-and-play, and no  
272 expertise is needed to upload the software to the local computer and to keep the sensor  
273 running silently in the background while it monitors viewing distance. In fact, the software also  
274 contemplates a remote mode of operation with which a central server computer may govern  
275 several sensors installed at different local computers without the need for any further local  
276 software configuration. In this regards, it may be easily implemented in a working or academic  
277 environment, as well as at home on a personal computer.

278 It may be noted that in its current configuration the instrument lacks the temporal and spatial  
279 resolution of previous devices, with measurements conducted every 7 seconds and a  
280 maximum distance resolution of 1 cm. However, within these limitations, the sensor was  
281 found to provide repeatable and accurate measurements when a series of consecutive  
282 recordings were conducted at controlled prefixed distances of 20, 40, 60, 80 and 100 cm.

283 When testing our sensor on a sample of VDT users undertaking different tasks, the equipment  
284 revealed the influence of the type of task on viewing distance. In effect, interactive tasks (text  
285 completion, web searching and game) were associated with shorter viewing distances than the  
286 non-interactive video watching task. However, in disagreement with previous research,<sup>19</sup> in

287 which no details on the study sample are provided, no statistically significant difference was  
288 found between the text completion and the web browsing tasks. It may be noted that previous  
289 research has documented a relationship between the type of task being conducted by  
290 computer operators and aspects such as eyeblink<sup>28</sup> rate and visual stress or fatigue.<sup>29</sup> These  
291 authors attributed their findings on the actual cognitive demands associated with each task,  
292 with more difficult tasks resulting in a reduction in eyeblink rate<sup>28</sup> and an increase in visual  
293 fatigue.<sup>29</sup> Although the present research investigated similar tasks to those described by these  
294 authors, further research is required to determine whether viewing distance is regulated by  
295 task difficulty or by other undisclosed factors.

296 The present findings served to underline that viewing distance may be considered an intrinsic  
297 attribute of each individual. In effect, even if viewing distance was found to depend on the  
298 type of task, participants were consistent throughout the four different tasks when opting for  
299 either short or long viewing distances. Besides, even though all participants conducted all tasks  
300 with their habitual correction, and any subjects with binocular vision abnormalities were  
301 excluded from the study, it may be speculated whether small differences in such binocular  
302 vision function parameters as amplitude and flexibility of accommodation may account for  
303 differences in preferred viewing distance. Likewise, given the reported relationship between  
304 viewing distance at near and myopia onset and progression, it may be interesting to  
305 investigate whether myopes prefer shorter viewing distances than hyperopes and whether this  
306 preference is a cause or a consequence of their refractive error. The small study sample and  
307 exploratory nature of the present research did not allow conclusions to be drawn in this  
308 regard, opening avenues for further research.

309 This first version of the software included a crude feedback mechanism consisting of a small  
310 red or green circle appearing on the lower right-hand side of the screen (right side of **Figure 5**).  
311 This notification, which could be set at any distance or deactivated, advised computer users of



312 their correct or incorrect viewing habits. Further research shall be devoted to design new,  
313 more effective feedback strategies, such as switching off the display or progressively reducing  
314 its luminance.

315 In conclusion, the present findings revealed a task dependence on viewing distance in  
316 computer users. The implications of our results on such relevant issues as myopia onset and  
317 progression or visual fatigue require further research. The design and implementation of non-  
318 intrusive real-time distance monitoring mechanisms could be the first step towards developing  
319 effective feedback strategies to advice computer and other VDT users to maintain correct  
320 viewing habits both at home and at during work.

321

322 **ACKNOWLEDGMENTS**

323 The authors (GC & EPC) thank the Spanish Ministerio de Economía y Competitividad and  
324 Fondos FEDER for financial support (project number DPI2013-43220-R).

325

326 **REFERENCES**

327

- 328 1. [http://www.census.gov/hhes/computer/files/2012/Computer\\_Use\\_Infographic\\_FINAL](http://www.census.gov/hhes/computer/files/2012/Computer_Use_Infographic_FINAL)  
329 [.pdf](#)
- 330 2. Hultgren H, Knave B. Discomfort glare and disturbances from light reflections in an  
331 office landscape with CRT display terminals. *Appl Ergon* 1974;5:2-8.
- 332 3. Thomson WD. Eye problems and visual display terminals –the facts and the fallacies.  
333 *Ophthalmic Physiol Opt* 1998;18:111-9.
- 334 4. Cole BL, Maddocks JD, Sharpe K. Effect of VDUs on the eyes: report of a 6-year  
335 epidemiological study. *Optom Vis Sci* 1996;73:512-28.
- 336 5. Lie I, Watten RG. VDT work, oculomotor strain, and subjective complaints: an  
337 experimental and clinical study. *Ergonomics* 1994;37:1419-33.
- 338 6. Scheiman M. Accommodative and binocular vision disorders associated with video  
339 display terminals: diagnosis and management issues. *J Am Optom Assoc* 1996;67:531-  
340 9.
- 341 7. Rosenfield M. Computer vision syndrome: a review of ocular causes and potential  
342 treatments. *Ophthal Physiol Opt* 2011;31:502-15.
- 343 8. Lin YH, Chen CY, Lu SY, Lin YC. Visual fatigue during VDT work: effects of time-based  
344 and environment-based conditions. *Displays* 2008;29:487-92.
- 345 9. Hollands JG, Parker HA, McFadden S, Boothby R. LCD versus CRT displays: a  
346 comparison of visual search performance for colored symbols. *Hum Factors*  
347 2002;44:210-21.
- 348 10. Sheedy J, Smith R, Hayes J. Visual effects of the luminance surrounding a computer  
349 display. *Ergonomics* 2005;48:1114-28.
- 350 11. Shieh KK, Lai YK. Effects of ambient illumination, luminance contrast, and stimulus type  
351 on subjective preference of VDT target and background color combinations. *Percept*  
352 *Mot Skills* 2008;107:236-52.

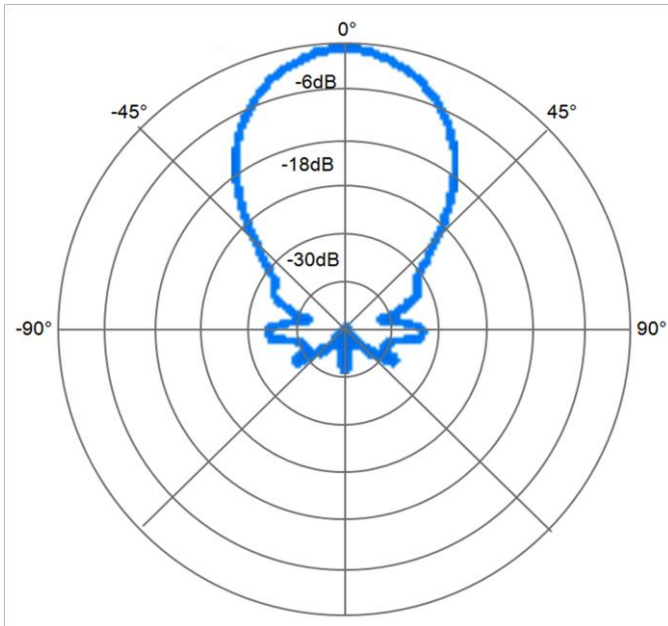
- 353 12. Shieh KK, Chen MT. Effects of screen color combination, work-break schedule, and  
354 workplace on VDT viewing distance. *Int J Ind Ergonom* 1997;20:11-8.
- 355 13. Jaschinski-Kruza W. Visual strain during VDU work: The effect of viewing distance and  
356 dark focus. *Ergonomics* 1988;31:1449-65.
- 357 14. Helander MG, Rupp BA. An overview of standards and guidelines for visual display  
358 terminals. *Appl Ergon* 1984;15:205-12.
- 359 15. ISO 9241-5, Ergonomic Requirements for Office Work with Visual Display Terminals  
360 (VDTs) – Part 5: Workstation Layout and Postural Requirements. Geneva: ISO; 1998.
- 361 16. MIL-STD-1472-C, Military Standard, Human Engineering Design Criteria for Military  
362 Systems, Equipment and Facilities. Washington DC: US Department of Defense; 1981.
- 363 17. DIN 66234, Characteristic Values for the Adaptation of Workstations with Fluorescent  
364 Screens to Humans. Berlin: German DIN Association; 1981.
- 365 18. Swann M. Ergonomic Recommendations for Work at a VDT Workstation. Surrey, UK:  
366 Ergonomic Solutions Limited; 2003.
- 367 19. Eastwood-Sutherland C, Gale TJ. Eye-screen distance monitoring for computer use.  
368 *Conf Proc IEEE Eng Med Biol Soc* 2011;2164-7.
- 369 20. Sheedy JE, Shaw-McMinn PG. Diagnosing and Treating Computer-related Vision  
370 Problems. Burlington, MA: Butterworth Heinemann; 2003.
- 371 21. Edwards MH, Lam CS. The epidemiology of myopia in Hong Kong. *Ann Acad Med*  
372 *Singapore* 2004;33:34-8.
- 373 22. Shih YF, Chiang TH, Hsiao CK, Chen CJ, Hung PT, Lin LL. Comparing myopic progression  
374 of urban and rural Taiwanese schoolchildren. *Jpn J Ophthalmol* 2010;54:446-51.
- 375 23. Muhamedagic L, Muhamedagic B, Halilovic EA, Halimic JA, Stankovic A, Muracevic B.  
376 Relation between near work and myopia progression in student population. *Mater*  
377 *Sociomed* 2014;26:100-3.
- 378 24. Wu LJ, You QS, Duan JL, Luo YX, Liu LJ, Li X, Gao Q, Zhu HP, He Y, Xu L, Jonas JB, Wang  
379 W, Guo XH. Prevalence and associated factors of myopia in high-school students in  
380 Beijing. *PLoS One*. 2015; 10: e0120764.

- 381 25. Lee YY, Lo CT, Sheu SJ, Lin JL. What factors are associated with myopia in young adults?  
382 A survey study in Taiwan Military Conscripts. *Invest Ophthalmol Vis Sci* 2013;54:1026-  
383 33.
- 384 26. Smith TS, Frick KD, Holden BA, Fricke TR, Naidoo KS. Potential lost productivity  
385 resulting from the global burden of uncorrected refractive error. *Bull World Health*  
386 *Organ* 2009;87:431-7.
- 387 27. Piccoli B, D'Orso M, Zambelli PL, Troiano P, Assini R. Observation distance and blinking  
388 rate measurement during on-site investigation: new electronic equipment. *Ergonomics*  
389 2001;44:668-76.
- 390 28. Himebaugh NL, Begley CG, Bradley A, Wilkinson JA. Blinking and tear break-up during  
391 four visual tasks. *Optom Vis Sci* 2009;86:E106-14.
- 392 29. Gowrisankaran S, Nahar NK, Hayes JR, Sheedy JE. Asthenopia and blink rate under  
393 visual and cognitive loads. *Optom Vis Sci* 2012;89:97-104.
- 394
- 395

396 **FIGURES**

397 **Figure 1.** Beam pattern of the transducer used on the ultrasonic sensor. Receiving sensitivity is  
398 -65dB at 40KHz according to technical specifications of manufacturer. Sensitivity reduction at  
399 various distances is shown in dB.

400



401

402 **Figure 2.** Sensor and USB adapter fitted inside a webcam case.

403

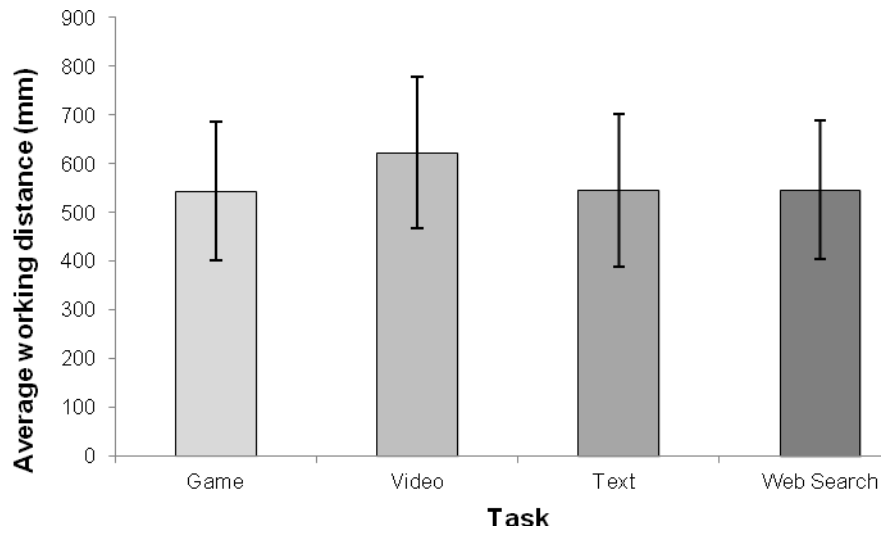


404

405

406 **Figure 3.** Average viewing distance (in mm) for each task ( $\pm 2SD$  error bars are shown). The  
407 horizontal line at 60 cm denotes initial viewing distance for all tasks.

408



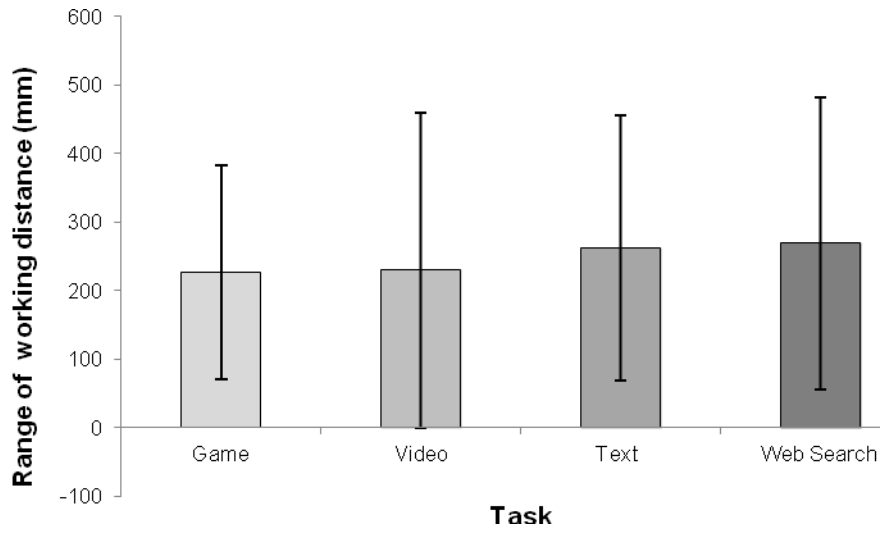
409

410



411 **Figure 4.** Average range of distances (in mm) for each task ( $\pm 2SD$  error bars are shown).

412



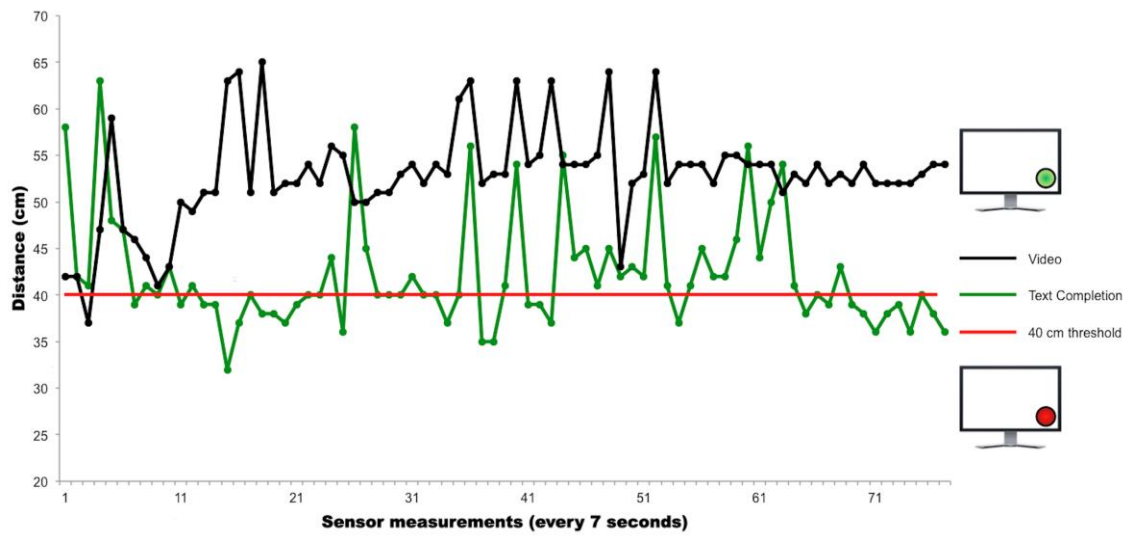
413

414

415 **Figure 5.** Consecutive sensor measurements within a 10 minute interval. Two tasks are drawn  
416 (watching a video and completing a text). A 40 cm reference threshold is shown. The software  
417 may be configured to present a red or green on-screen notification as a feedback mechanism  
418 when observers are beyond or within the recommended viewing distance, respectively.

419

420



421

422

423 **TABLES**

424 **Table 1.** Average distance and range of observation distances (difference between maximum  
425 and minimum observation distance) for each task (game, video, text completion, web search).  
426 Data is presented as mean and standard deviation ( $\pm$ SD). The longest average working  
427 distance corresponded to the video task, with small, not significant differences between the  
428 other three tasks. The range of observation distances over the 10-minute interval was similarly  
429 large for all tasks.

430

TASK	Observation Distance (cm)	Range of Observation Distances (cm)
Game	54.4 $\pm$ 7.1	22.6 $\pm$ 7.8
Video	62.3 $\pm$ 7.8	22.9 $\pm$ 11.5
Text Completion	54.5 $\pm$ 7.8	26.2 $\pm$ 9.7
Web Search	54.5 $\pm$ 7.1	26.9 $\pm$ 10.7

431

432

433

434 **Table 2.** Correlations between mean observation distances for the different tasks. Pearson  
 435 coefficient of correlation, *r*, and statistical significance, *p* (between brackets), are presented.  
 436 The highest correlation was found between the web search and text completion tasks,  
 437 whereas average working distances for video and game were not correlated. Overall these  
 438 findings suggest that each subject consistently selects shorter or longer working distances to  
 439 conduct most tasks.

440

<b>TASK</b>	<b>Game</b>	<b>Video</b>	<b>Text Completion</b>	<b>Web Search</b>
<b>Game</b>	-	0.327 (0.159)	0.597 (0.005)	0.473 (0.035)
<b>Video</b>		-	0.629 (0.003)	0.624 (0.003)
<b>Text Completion</b>			-	0.740 (<0.001)

441

442

**TÍTULO: CÓMO AFECTAN LAS PANTALLAS ELECTRÓNICAS  
AL SISTEMA VISUAL**

**Autores: Marc Argilés Sans, MSc, OC. 20001  
Genís Cardona, PhD, OC. 7000  
Elisabet Pérez-Cabré, PhD**

\* Departamento de Óptica y Optometría, Facultad de Óptica y Optometría de Terrassa (FOOT),  
Universidad Politécnica de Cataluña

**Dirección para correspondencia:** Genís Cardona  
Facultat d'Òptica i Optometria de  
Terrassa  
Violinista Vellsolà, 37  
08222 Terrassa

**Correo electrónico:** [gcardona@oo.upc.edu](mailto:gcardona@oo.upc.edu)

## **Resumen**

Actualmente las pantallas electrónicas se están usando para muchas tareas cotidianas, tanto en el entorno laboral como en el ocio. Ordenadores, tabletas gráficas y *smartphones* se convierten en la principal demanda visual en niños, jóvenes y adultos, llegando su uso, en algunos casos, a las 14 horas diarias. Las últimas investigaciones indican que los problemas visuales derivados de este uso excesivo son causados, en parte, por las pantallas electrónicas y no tanto por el mero sobreesfuerzo visual del trabajo prolongado en visión próxima. La tecnología va avanzando y nuestros hábitos visuales cambian, con lo que debemos conocer las posibles repercusiones de estos hábitos sobre el sistema visual y las soluciones actualmente en aplicación o en desarrollo para afrontar esta nueva demanda visual.

## **Palabras clave**

Parpadeo, ojo seco, síndrome visual informático, pantallas de visualización de datos

## **Introducción**

El uso de las pantallas electrónicas se extiende a muchas actividades de la vida diaria, como la lectura y escritura de todo tipo de documentos, la visualización de películas, juegos electrónicos, transferencias bancarias, interacción social y otras. La ubicuidad de estos dispositivos electrónicos se evidencia en los datos de venta: por ejemplo, en el año 2013 a nivel mundial se vendieron 195 millones de tabletas gráficas, cerca de 967 millones de *smartphones* y unos 2200 millones de ordenadores<sup>1</sup>. Además, estos dispositivos en muchos casos se utilizan durante la jornada laboral y también para las actividades sociales, con el consiguiente aumento de las horas de uso. Así, algunos estudios indican que llegamos a estar unas 14 horas al día mirando pantallas electrónicas<sup>2</sup>. En este sentido, una encuesta reciente realizada por el Colegio Oficial de Ópticos Optometristas de Cataluña a 1456 personas reveló que los menores de 30 años pasan alrededor de 10.5 horas de media delante de las pantallas, y los de entre 30 y 60 años unas 9 horas<sup>3</sup>. Este hecho, junto a los problemas visuales relacionados con el uso de estos dispositivos, nos plantea la necesidad de abrir nuevas y fértiles vías de estudio que repercutan en beneficio de nuestros pacientes.

## **Síndrome Visual Informático**

Se encuentra ampliamente documentado que el uso prolongado del ordenador tiene consecuencias negativas en la salud, afectando psicológicamente<sup>4</sup> y económicamente al rendimiento laboral<sup>5</sup>. La Asociación Americana de Optometría define el Síndrome Visual Informático (SVI) como el conjunto de problemas oculares y visuales relacionados con el uso del ordenador<sup>6</sup>, aunque actualmente esta definición debería incorporar las nuevas pantallas como tabletas gráficas o *smartphones*. Algunos estudios indican que un 75% de los usuarios que trabajan entre 6 y 9 horas delante del ordenador se quejan de problemas visuales<sup>7</sup>, si bien otros autores señalan que el porcentaje llega al 90% en aquellos usuarios que realizan tareas prolongadas por más de 3 horas<sup>8</sup>.

En una muestra de 795 estudiantes universitarios que utilizaban una media de 2 horas diarias el ordenador se observó que el 90% de ellos presentaba

síntomas relacionados con el SVI<sup>9</sup>. Estos resultados son obvios para todo profesional de la salud visual que se enfrenta, periódicamente, a pacientes que, o bien refieren problemas visuales, o bien solicitan recomendaciones y tratamiento para mejorar su comodidad durante el uso de estos dispositivos.

En una primera clasificación, los problemas visuales o síntomas que se asocian con el SVI se podrían dividir en:

- Astenópicos: Dolor ocular, ojos cansados.
- Superficie ocular: Ojos llorosos, irritación, ojo seco.
- Visuales: Visión borrosa, visión doble.
- Extraoculares: Dolor cervical y dolor de espalda.

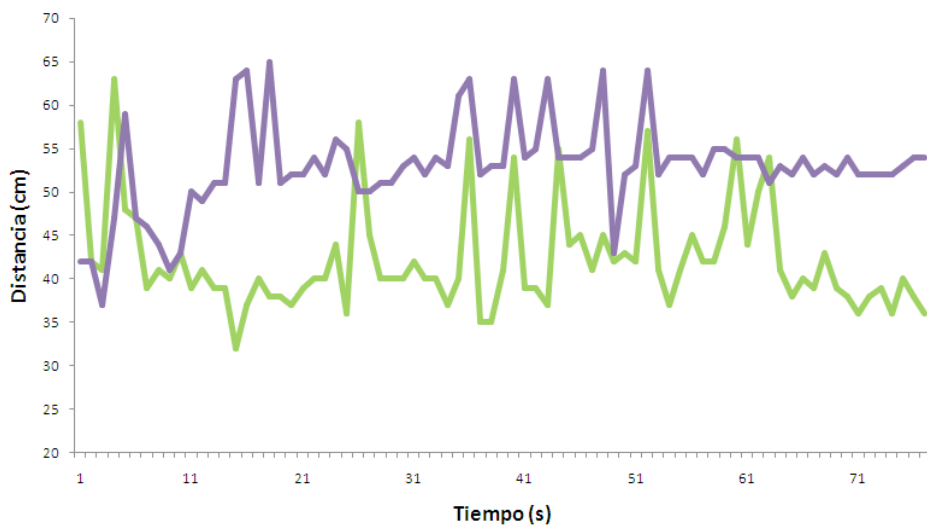
La aparición de alguno o varios de estos síntomas depende de un cúmulo de factores visuales y posturales. Por ejemplo, hay que tener en cuenta que factores como el diseño de la mayoría de lentes progresivas (que obligan a girar el cuello para mirar a través de la adición correcta en función de la distancia de trabajo)<sup>5</sup>, la posición elevada de la pantalla (sobre los 20° del plano visual frontal)<sup>10</sup>, un bajo contraste de la pantalla, una baja resolución o los reflejos en la misma<sup>11</sup>, elevan los síntomas durante y tras el trabajo prolongado frente a las pantallas. Esta nueva demanda visual requiere cambios en el diseño de lentes óptimas para trabajar en la oficina y también debe propiciar flexibilidad durante la realización del examen optométrico rutinario: por ejemplo, examinar la visión a 40 cm y en posición primaria de mirada puede ser inadecuado o insuficiente para evaluar estas nuevas demandas visuales.

Por otra parte, la correcta distancia de trabajo frente a las pantallas es un tema de debate entre los profesionales que intentan definir la legislación relacionada con la seguridad en el trabajo, existiendo una gran discrepancia en la definición de lo que debe considerarse una distancia ideal. Si bien se sabe que una mayor distancia evita problemas de fatiga visual, hay estudios que indican valores correctos de visualización de 50 cm<sup>12</sup>, mientras que otros apuntan que 67 cm se considera el “punto de foco oscuro”, estado de reposo acomodativo y



vergencia<sup>13</sup>, por lo que el sistema visual debería estar más cómodo trabajando a esa distancia. Por regla general, existe un rango de distancias de trabajo que puede variar entre 30 y 100 cm según el observador, siendo difícil determinar un valor fijo para todas las situaciones y usuarios. Algunos estudios proponen mirar un objeto lejano dos veces cada hora para descansar la mirada y prevenir la fatiga visual<sup>14</sup>.

Por su parte, la distancia de trabajo dependerá de varios factores, como el lugar de trabajo, la resolución de la pantalla, el tamaño del estímulo o el tipo de tarea que se está realizando<sup>14</sup>. Recientemente, se realizó un estudio en la Facultad de Óptica y Optometría de Terrassa para evaluar la distancia de trabajo de distintos usuarios que realizaban un conjunto de tareas con distinta carga cognitiva. En este estudio se empleó un sensor de ultrasonidos acoplado a la pantalla para detectar automáticamente la distancia de observación de cada usuario. Los participantes realizaron distintas tareas en su ordenador, como desarrollar un trabajo académico, jugar a un juego, navegar libremente en internet y visualizar un vídeo. La **Figura 1** muestra los resultados obtenidos para un mismo usuario al realizar dos tareas distintas. Como conclusiones del estudio se observó que la distancia de trabajo variaba según la demanda cognitiva de la tarea (en general, el usuario se acerca a la pantalla en actividades que requieren más concentración, por ejemplo en la realización de un trabajo académico, representado en verde en la **Figura 1**). Además, se registró una gran variabilidad de distancias a lo largo del tiempo en el que transcurría una determinada tarea, detectando posiciones excesivamente cercanas a la pantalla sin que realmente el usuario fuera consciente de ello (ver **Figura 1**).



**Figura 1.** Distancia de observación de un mismo usuario mientras realiza dos tareas distintas: visualización de un vídeo (en morado) y realizando un trabajo académico (verde). Se aprecia la tendencia a acercarse a la pantalla mientras se realiza la tarea de mayor carga cognitiva (en verde). También se observa cómo, en ambas tareas, la distancia de trabajo varía notablemente en el tiempo.

### **Pantallas electrónica vs texto impreso**

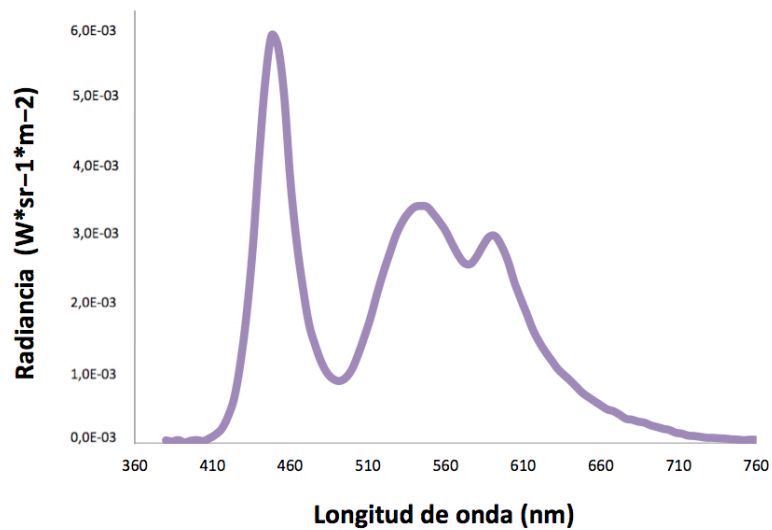
Algunos estudios recientes investigan si los síntomas visuales son debidos específicamente a la utilización de pantallas o, por el contrario, se originan por el esfuerzo visual debido al trabajo prolongado en visión cercana. Los autores de uno de estos estudios evaluaron la respuesta acomodativa cuando los participantes leían un texto mostrado en la pantalla del ordenador y lo compararon con los resultados obtenidos al observar una copia en papel superpuesta a la pantalla. Los resultados mostraron un incremento del LAG acomodativo de 0,33 D durante la visualización de la pantalla<sup>15</sup>. Otros investigadores, sin embargo, han observado una variación de 0,13 D en las mismas condiciones anteriores<sup>16</sup>, siendo éste un cambio clínicamente no significativo.

Además, se ha visto que, comparando la realización de una tarea de lectura en ordenador con la observación en las mismas condiciones de mirada de un texto

en papel, los síntomas visuales son más evidentes en la tarea realizada delante de la pantalla, con el consiguiente aumento de la fatiga visual<sup>17</sup>. Otros estudios han determinado también que la lectura durante 20 minutos de un texto en una tableta origina síntomas de fatiga visual, al contrario que la lectura durante el mismo periodo de tiempo del texto en papel<sup>18</sup>. Por otro lado, algunos autores han apuntado que la comprensión lectora es mejor durante la lectura en papel que en la lectura electrónica<sup>19</sup>, y que la lectura en ordenador aumenta la necesidad de concentración si la comparamos con la misma tarea en papel<sup>20</sup>.

Una diferencia sustancial entre la lectura de un texto en papel y en pantalla recae en la radiación que recibe el ojo por el hecho de situarse frente a un dispositivo con una fuente de iluminación propia. Los sistemas de iluminación de las pantallas han ido evolucionando con el desarrollo de la tecnología, y actualmente el sistema que se está extendiendo más corresponde a las pantallas LCD iluminadas por LEDs. Estas pantallas emiten en el visible y tienen un pico de emisión en la banda azul del espectro, con un máximo de emisión centrado en 450-460 nm (ver **Figura 2**). Esta franja del espectro coincide con la radiación a la que es más sensible la melanopsina retiniana que regula los ritmos circadianos. Así, existen publicaciones que documentan una alteración de los ritmos circadianos a las 2 horas de utilización de estos dispositivos<sup>21</sup>, y otros que afirman que, con una iluminación de 40 lux (valores similares a los de una tableta) ya se producen cambios significativos en el sueño<sup>22</sup>. Relacionado con estos hallazgos, se ha visto que la luz azul de las pantallas es capaz de suprimir la producción de melatonina nocturna<sup>23</sup>, con un consiguiente menoscabo del rendimiento cognitivo<sup>24</sup>. Este efecto nocivo de la luz azul LED parece ser más importante cuando estos dispositivos se utilizan a oscuras y antes de ir a dormir. Además, podemos intuir que el uso de las pantallas en estas condiciones ha aumentado<sup>25</sup>. A raíz de esto, actualmente se están comercializando productos que reducen esta luz azul emitida por las pantallas. Podemos encontrar, por ejemplo, filtros de absorción selectiva que se superponen delante de las pantallas (Reticare<sup>®</sup>) o software informático que al instalarlo en el ordenador controla a nivel de programación la emisión de la pantalla (f.lux<sup>®</sup>).

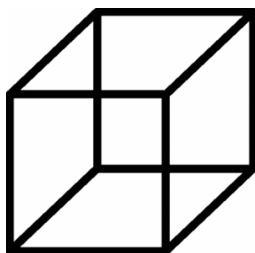
El estudio de los efectos de la luz azul sobre el sistema visual y su incidencia en la fatiga visual conforma un área de trabajo muy activa en la actualidad.



**Figura 2.** Gráfico de emisión (radiancia) de una pantalla LCD con iluminación LED donde se observa claramente el pico de emisión de luz azul con un máximo alrededor de los 450 nm.

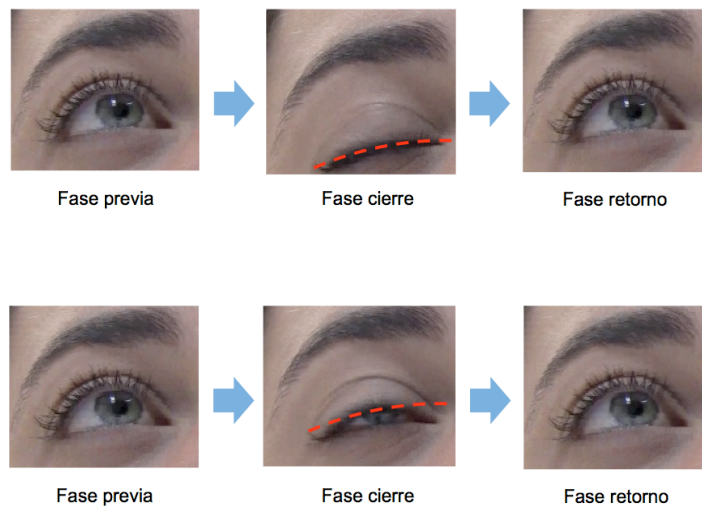
### El parpadeo y las pantallas electrónicas

El parpadeo es un factor importante a tener en cuenta durante el uso de pantallas. Un parpadeo adecuado contribuye a la correcta distribución de la película lagrimal y a la secreción lipídica de las glándulas de Meibomio, protegiendo la superficie ocular. Pero también se ha visto que el parpadeo juega un papel importante en la cognición: así, las tareas que requieren mucha atención visual tienen tendencia a inhibir el parpadeo<sup>26</sup>. Además, el parpadeo también facilita la interpretación de la percepción visual. Por ejemplo, cuando miramos una imagen ambigua, como el cubo de Necker (**Figura 3**), los cambios de interpretación espacial (pasar de ver el cubo con su cara más próxima hacia la izquierda y abajo o hacia la derecha y arriba) van casi siempre asociados a un parpadeo previo y/o un movimiento sacádico<sup>27</sup>. Parece ser que el parpadeo puede tener un efecto de “reset atencional” en la percepción visual, que nos permite desconectar brevemente la atención y reestructurar-la de manera diferente.



**Figura 3.** Cubo de Necker. Es generalmente necesario parpadear para cambiar la orientación espacial del cubo que percibimos. Sin parpadear el cambio perceptivo requiere un mayor esfuerzo.

En condiciones normales de visión se considera como una frecuencia de parpadeo estándar la de unos 12-15 parp/min<sup>28</sup>, aunque se ha documentado que el parpadeo varía según las condiciones cognitivas. Por ejemplo, durante la lectura el parpadeo se reduce a unos  $7,9 \pm 3,3$  parp/min y durante una conversación puede alcanzar valores de  $21,5 \pm 5,6$  parp/min<sup>28</sup>. Por su parte, muchas investigaciones han demostrado que el parpadeo disminuye con el uso de pantallas<sup>29</sup>: por ejemplo, se observaron diferencias de frecuencia de parpadeo leyendo un texto en papel (10 parp/min) y el mismo texto en pantalla (7 parp/min)<sup>30</sup>. Además, no es únicamente la reducción de la frecuencia sino que también se ha documentado un aumento del porcentaje de parpadeos incompletos (un parpadeo en el que no llegan a tocarse los párpados superiores e inferiores, **Figura 4**) cuando se utilizan pantallas, comparado con la realización de la misma tarea de lectura en soporte papel<sup>31</sup>. De hecho, algunas investigaciones recientes apuntan que es precisamente el aumento en el porcentaje de parpadeos incompletos lo que conduce a muchos de los problemas de sequedad ocular asociados con la lectura electrónica<sup>31</sup>.



**Figura 4.** En las imágenes superiores podemos observar cómo se realiza un parpadeo completo, durante la fase de cierre el párpado superior baja más de  $2/3$  de la amplitud ocular. En cambio, en las imágenes inferiores el parpadeo incompleto no baja más de  $2/3$  de la amplitud ocular, y los párpados superior e inferior no llegan a tocarse, pudiendo generar problemas de sequedad ocular crónica en la parte inferior de la superficie ocular.

En un estudio realizado en la Facultad de Óptica y Optometría de Terrassa se corroboró un aumento del porcentaje de parpadeos incompletos durante la visualización de pantallas electrónicas, en comparación con la lectura de un mismo texto impreso en una copia en papel que se superponía sobre la pantalla del ordenador apagada, es decir, manteniendo las mismas condiciones de mirada en las dos tareas<sup>32</sup>. La **Tabla 1** muestra los resultados obtenidos: si bien la media de parpadeos es similar cuando se lee en pantalla o en el papel, el porcentaje de parpadeos incompletos casi se triplica al utilizar la pantalla electrónica en comparación con el soporte papel, siendo las diferencias estadísticamente significativas. Otros autores compararon la lectura mediante una tableta, un *e-book* y un libro<sup>33</sup>, en las mismas condiciones experimentales, describiendo mayores alteraciones del parpadeo con la tableta, en comparación con las otras dos situaciones, aumentando, además, la fatiga visual. Por lo tanto, parece existir un factor en las pantallas electrónicas con un sistema de iluminación incrustado al dispositivo que altera el parpadeo y contribuye a los problemas de sequedad ocular, aspecto que se debería tener en cuenta para futuros tratamientos.

Configuración experimental	Frecuencia de parpadeo (parpadeos/minuto)	Parpadeos incompletos (%)
Tableta gráfica	6	14.5
Papel	5	5

**Tabla 1.** Variación del parpadeo comparando la lectura de un texto en tableta versus un libro en las mismas condiciones. Se ve como existe un aumento del porcentaje de parpadeos incompletos durante la visualización de la pantalla, contribuyendo notablemente a los problemas de sequedad ocular y al SVI<sup>32</sup>.

### Conclusión

En estudios recientes se ha puesto de manifiesto que las pantallas de visualización de datos pueden tener un impacto importante en el sistema visual, no sólo por las horas de uso en visión cercana, sino también por la propia emisión del sistema de iluminación contenido en las mismas, con una repercusión en los estados cognitivos y de vigilia del observador. Se ha comprobado que el uso de dispositivos como ordenadores, tabletas o *smartphones* durante la noche para ver la televisión, películas, series, juegos, interacción social, etc., puede generar insomnio y provocar sueño durante el día siguiente, con lo que se aconseja limitar el uso de estos aparatos antes de ir a dormir. También hemos visto que la lectura y los síntomas visuales con el uso de pantallas electrónicas no son los mismos que durante la lectura en papel, siendo los problemas de sequedad ocular los de más prevalencia con el uso de pantallas. En general, si se usan tabletas gráficas, parece que leeremos en mejores condiciones y tendremos menos fatiga visual si aumentamos la iluminación ambiental, si controlamos la distancia de trabajo y si realizamos un parpadeo frecuente, regular y completo<sup>5,31,32</sup>. Viendo el incremento mundial en el uso de pantallas electrónicas, es importante estudiar sus efectos en nuestro sistema visual, así como diseñar estrategias para minimizar los problemas de fatiga visual que generan.

## Bibliografia

1. **Gartner**. <http://www.gartner.com/technology/home.jsp>.
2. **Rideout VJ, Foehr UG, Roberts DF**. Generation M2. Media in the Lives of 8- to 18-Year Olds. A Kaiser Family Foundation Study. The Henry J. Kaiser Family Foundation: Menlo Park, CA. 2010.
3. **COOOC**. <http://www.victor3d.cat/pantalles/quees.html>
4. **Seghers J, Jochem A, Spaepen A**. Posture, muscle activity and muscle fatigue in prolonged VDT work at different screen height settings. *Ergonomics*, 2003; 46: 714–730.
5. **Rosenfield M**. Computer vision syndrome: a review of ocular causes and potential treatments. *Ophthalmic Physiological Optics the Journal of the British College of Ophthalmic Opticians Optometrists*, 2011; 31:502–515.
6. **Yan Z, Hu L, Chen H, Lu F**. Computer Vision Syndrome: A widely spreading but largely unknown epidemic among computer users. *Computers in Human Behavior*, 2008; 24: 2026-2042.
7. **Mutti D, Zadnik K**. Is computer use a risk factor for myopia? *Journal of American Optometry Association*, 1996; 67: 521-30.
8. **Hayes JR, Sheedy JE, Stelmack JA, Heaney CA**. Computer Use, Symptoms, and Quality of Life. *Optometry & Vision Science*, 2007; 84:728-744.
9. **Reddy et al**. Computer vision syndrome : a study of knowledge and practices in university students. *Nepal Journal of Ophthalmology*, 2013; 5:161–168.
10. **Jaschinski W**. The proximity-fixation-disparity curve and the preferred viewing distance at a visual display as an indicator of near vision fatigue. *Optometry & Vision Science*, 2002; 79:158–169.
11. **Anshel J**. Visual ergonomics handbook. *New York: Taylor & Francis*, 2005.
12. **Shieh K, Lee D**. Preferred viewing distance and screen angle of electronic paper displays. *Applied Ergonomics*, 2007; 38: 601-608.
13. **Jaschinski Kruza W**. Visual strain during VDU work: The effect of viewing distance and dark focus. *Ergonomics*, 1988; 31: 1449-1465.
14. **Cheu RA**. Good vision at work. *Occupational Health and Safety*, 1998; 67:20-4.
15. **Wick B, Morse S**. Accommodative accuracy to video display monitors. *Optometry and Vision Science*. 2002; 79s: 218.
16. **Penisten et al**. Comparisons of dynamic retinoscopy measurements with a



print card, a video display terminal, and a PRIO system tester as test targets. *Optometry*, 2004; 75: 231–240.

**17. Chu et al.** A comparison of symptoms after viewing text on a computer screen and hardcopy. *Ophthalmic & Physiological Optics*, 2011; 31:29–32

**18. Polonen M, Järvenpää T, Häkkinen J.** Reading e-books on a near eye display: comparison between a small-sized multimedia display and a hard copy. *Displays*, 2012; 33, 157-167.

**19. Mangen A, Walgermo BR, Brönnick K .** Reading linear texts on paper versus computer screen: Effects on reading comprehension. *International Journal of Educational Research*, 2013; 58:61-68.

**20. Wäslund E.** Experimental studies of human computer interaction: working memory and mental workload in complex cognition. Göteborg: Department of Psychology. Gothenburg University, 2007.

**21. Wood B, Rea MS, Plitnick B, Figueiro MG.** Light level and duration of exposure determine the impact of self-luminous tablets on melatonin suppression. *Applied Ergonomics*, 2013;44:237-240.

**22. Chellappa et al.** Acute exposure to evening blue-enriched light impacts on human sleep. *Journal of Sleep Research*, 2013; 22:573-580

**23. Figueiro M, Plitnick B, Wood B, Rea M.** The impact of light from computer monitors on melatonin levels in college students. *Neuro Endocrinology Letters*, 2011; 32:58-63.

**24. Gabel et al.** Effects of artificial dawn and morning blue light on daytime cognitive performance, well-being, cortisol and melatonin levels. *Chronobiology International*, 2013; 30:988–97.

**25. National Sleep Foundation.** Sleep in America Poll: Communications technology in the bedroom. Washington, DC, 2011.

**26. Cardona et al.** Blink rate, blink amplitude, and tear film integrity during dynamic visual display terminal tasks. *Current Eye Research*, 2011; 36:190-197.

**27. Nakatani H, Orlandi N, Leeuwen C.** Precisely timed oculomotor and parietal EEG activity in perceptual switching. *Cognitive Neurodynamics*, 2011; 5:399–409.

**28. Doughty MJ.** Consideration of three types of spontaneous eyeblink activity in normal humans: During reading and video display terminal use, in primary gaze, and while in conversation. *Optometry & Vision Science*, 2001; 78(10):712–725

- 29. Chu C, Rosenfield M, Portello JK.** Blink patterns: reading from a computer screen versus hard copy. *Optometry & Vision Science*, 2014; 9:297– 302.
- 30. Tsubota K, Nakamori K .** Dry eyes and video display terminals. *New England Journal of Medicine*, 1993; 328(8): 584
- 31. Hirota et al.** Effect of incomplete blinking on tear film stability. *Optometry & Vision Science*, 2013; 90(7):650-657.
- 32. Argilés M, Cardona G, Pérez-Cabré E, Rodríguez M.** Blink rate and incomplete blinks in six different controlled hard-copy and electronic reading conditions. *Investigative Ophthalmology & Visual Science*, 2015 (*In press*).
- 33. Benedetto et al.** E-readers and visual fatigue. *Public Library of Science One* ,2013; 8(12):e83676.

# Spectral radiance of blue light filters on ophthalmic lenses

## Radiancia espectral de lentes oftálmicas con filtros de luz azul

Cristina Fernández, Marc Argilés, Elisabet Pérez-Cabrés\*, Genís Cardona

1. School of Optics and Optometry, Universitat Politècnica de Catalunya, Vionista Vellsolà 37, 08222 Terrassa (Barcelona)

(\*) E-mail: [elisabet.perez@upc.edu](mailto:elisabet.perez@upc.edu)

S: miembro de SEDOPTICA / SEDOPTICA member

Received / Recibido: xx/xx/xxxx

. Accepted / Aceptado: xx/xx/xxxx

DOI: xxxxx

### ABSTRACT:

As a result of the recent improvement in light-emitting diode (LED) technology, the displays of the vast majority of electronic devices are now illuminated by LEDs. There are several advantages of this type of light source over its predecessors; however, recent research is giving support to the fact that prolonged exposition to the white LEDs emission in the blue spectrum may have a negative impact on visual health, as well as, on biological rhythms (circadian rhythms). As a consequence, ophthalmic lens manufacturers have recently introduced in the market innovative lenses that incorporate blue light filters, especially designed for electronic device users. In this work, the performance of different blue light filters present on commercially available ophthalmic lenses was tested and compared. Lenses were placed in front of a LED-based backlight tablet, in a similar way a common user would be reading a text on the electronic device. The absorption characteristics of the various samples from four different ophthalmic lens manufacturers were measured. Analysis of the different samples from the same manufacturer was conducted and blue light filters from different manufacturers were compared.

**Key words:** Blue light filters, ophthalmic lenses, LED backlight screens, electronic devices, circadian rhythm

### RESUMEN:

Como resultado de las mejoras en la tecnología LED (del inglés, *light-emitting diode*), las pantallas de la mayoría de dispositivos electrónicos actuales están iluminadas por LEDs. Muchas son las ventajas de esta fuente de luz sobre las fuentes predecesoras; sin embargo, algunas investigaciones recientes han puesto de manifiesto el hecho que la exposición prolongada a la emisión en la zona azul del espectro de los LEDs blancos puede tener un efecto negativo en la salud visual y en los ritmos biológicos (ritmos circadianos). Como consecuencia de ello, los fabricantes de lentes oftálmicas han introducido recientemente en el mercado lentes innovadoras que incorporan filtros de luz azul, especialmente diseñadas para los usuarios de dispositivos electrónicos. En este trabajo, se evaluaron y compararon diferentes filtros de luz azul en lentes oftálmicas comerciales. Se disponían las lentes frente a una tableta retro-iluminada con LEDs, de manera similar a como un usuario se situaría delante del dispositivo electrónico para leer un texto. Se analizó la capacidad de absorción de varias muestras de un mismo fabricante, y se comparó el resultado entre filtros azules de distintas marcas comerciales.

**Palabras clave:** Filtros de luz azul, lentes oftálmicas, pantallas retro-iluminadas por LED, dispositivos electrónicos, ritmos circadianos

### REFERENCES AND LINKS / REFERENCIAS Y ENLACES

- [1] Z. Yan, L. Hu, H. Chen, F. Lu, "Computer Vision Syndrome: A widely spreading but largely unknown epidemic among computer users," *Computers in Human Behaviour*, **24**(5), 2026-2042 (2008).
- [2] M. Rosenfield, "Computer vision syndrome: a review of ocular causes and potential treatments," *Ophthalmic Physiol. Opt.*, **31**(5), 502-515 (2011).

- [3] C. Chu, M. Rosenfield, J. K. Portello, J. Benzoni, J. D. Collier, "A comparison of symptoms after viewing text on a computer screen and hardcopy," *Ophthalmic Physiol. Opt.*, **31** (1), 29-32 (2011).
- [4] R. Courtin, B. Pereira, G. Naughton, A. Chamoux, F. Chiambaretta, C. Lanhers, F. Dutheil, "Prevalence of dry eye disease in visual terminal workers: a systematic review and meta-analysis," *BMJ Open*, **6**, e009675 (2016).
- [5] M. Argilés, G. Cardona, E. Pérez-Cabré, M. Rodríguez, "Blink rate and incomplete blinks in six different controlled hard-copy and electronic displays," *Invest. Ophthalmol. Vis. Sci.*, **56** (11), 6679-6685 (2015).
- [6] F. Behar-Cohen, C. Martinsons, F. Viénot, G. Zissis, A. Barlier-Salsi, J. P. Cesarini, O. Enouf, M. García, S. Picaud, D. Attia, "Light-emitting diodes (LED) for domestic lighting: Any risks for the eye?," *Prog. Retin. Eye Res.*, **30** (4), 239-257 (2011).
- [7] J. F. Duffy, C. A. Czeisler, "Effect of light on human circadian physiology," *Sleep Med. Clin.*, **4** (2), 165-177 (2009).
- [8] G. C. Brainard, J. P. Hanifin, J. M. Greeson, B. Byre, G. Glickman, E. Gerner, M. Rollang, "Action spectrum for melatonin regulation in humans: evidence for a novel circadian photoreceptor," *J. Neurosci.*, **21** (16), 6405-6412 (2001).
- [9] B. Wood, M. S. Rea, B. Plitnick, M. Figueiro, "Light level and duration of exposure determine the impact of self-luminous tablets on melatonin suppression," *Appl. Ergon.*, **44** (2), 237-240 (2013).
- [10] M. Figueiro, B. Plitnick, B. Wood, M. Rea, "The impact of light computer monitor on melatonin levels in college students," *Neuro Endocrinol Lett.*, **32** (2), 58-63 (2011).
- [11] S. L. Chellappa, R. Steiner, P. Oelhafen, D. Lang, T. Götz, J. Krebs, C. Cajochen, "Acute exposure to evening blue-enriched light impacts on human sleep," *J. Sleep. Res.*, **22** (5), 573-580 (2013).
- [12] C. Cajochen, S. Frey, D. Anders, J. Spati, M. Bues, A. Pross, R. Mager, A. Wirz-Justice, O. Stefani, "Evening exposure to a light-emitting diodes (LED)-backlit computer screen affects circadian physiology and cognitive performance," *J. Appl. Physiol.*, **110**, 1432-1438 (2011).
- [13] A. Chang, D. Aeschbach, J. F. Duffy, C. A. Czeisler, "Evening use of light-emitting eReaders negatively affects sleep, circadian timing and next-morning alertness," *PNAS*, **112** (4), 1232-1237 (2015).
- [14] Reticare: <http://www.reticare.com>. Date of access December 23rd 2016.
- [15] J. Escofet, S. Bará, "Reducing the circadian input from self-luminous devices using hardware filters and software applications," *Lighting Res. Technology*, **0**: 1-16 (2015).
- [16] S. van der Lely, S. Frey, C. garbazza, A. Wirz-Justice, O. G. Jenni, R. Steiner, S. Wolf, C. Cajochen, V. Bromundt, C. Schmidt, "Blue blocker glasses as a countermeasure for alerting effects of evening light-emitting diode screen exposure in male teenagers," *J. of Adolescent Health*, **56**, 113-119 (2015).

---

## 1. Introduction

In modern society the use of electronic digital devices is rapidly increasing, with computers, smartphones, tablets and televisions being ubiquitous. As a result, all age groups (children, youth and adults) report increasingly demanding visual tasks. In addition, particular research efforts are being directed to evaluate the relation between the use of electronic displays and some visual problems [1-3]. In particular, in 2008 the American Optometric Association defined the *Computer Vision Syndrome* (CVS) as the combination of ocular and vision problems initially associated with the use of computers [1-3], a definition that may nowadays be extrapolated to the use of any other type of modern electronic display. One of the most prevalent problems associated with CVS is dry eye [4]. Researchers have reported that ocular discomfort, specifically dry eye symptoms, may be associated with an increase of incomplete blinks (that is, the eye is not completely closed in the downward process of a blink) when electronic displays are used [5].

Overall, one of the main components of electronic devices is a backlight screen consisting of a liquid crystal display (LCD) layer and a light source, which is set behind the screen. This illumination system allows the use of these devices in poorly lit environments and, in general, improves and facilitates visualization of data shown in the screen. Until recently, the most commonly used backlight system was based on cold cathode fluorescent light (CCFL). As a consequence of the recent improvement in light-emitting diode (LED) technology, the screens of the vast majority of electronic devices are now illuminated by white light LEDs. Two LED configurations are available: those emitting white light from a

phosphorous coating and those compounding white light by combining red, blue and green (RGB) LEDs. The advantages of the LED technology over previous illumination systems are numerous, such as affording a wider variety of colours, higher contrast and resolution, and thinner screens, among others. Nevertheless, some disadvantages have also been described, which are currently still under study. For example, prolonged exposition to the white LEDs main emission in the blue area of the visible spectrum may have a negative impact on visual health, as well as, on biological rhythms (circadian rhythms) [6,7]. Some of the negative effects of this radiation may originate in the coincidence of the white light LED emission peak (at approximately 450 nm) with the wavelength of maximum absorption of the melanopsin pigment of the retina (around 460 nm), which regulates the cycle of sleeping and waking in human biological rhythms (Fig. 1).

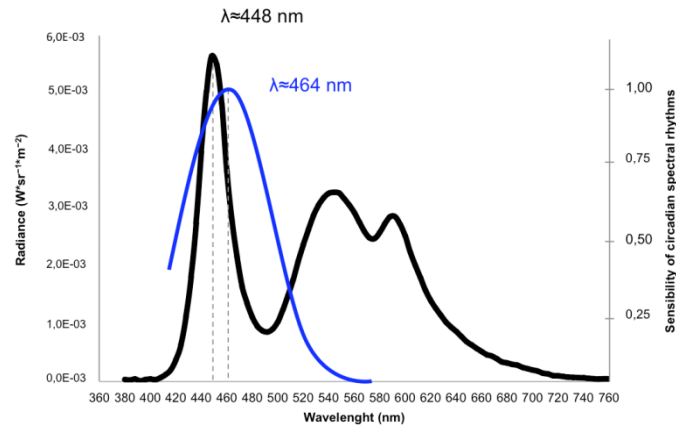


Fig.1. Spectral radiance of a LED backlight screen (in black) and normalized spectral absorption values of the melanopsin pigment (in blue)

It has been observed that, under natural conditions, the circadian cycle oscillates according to light exposure (specifically, light from the blue or short wavelength spectral region). At night, in dim light or darkness, melatonin (or sleep hormone) secretion by the pineal gland is initiated, allowing the human body to become ready to sleep and rest. On the contrary, during the day, melatonin secretion is stopped under the exposure to sunlight, thus promoting a state of alertness and wakefulness. Nevertheless, this biorhythm cannot differentiate exposure to a natural light source from that of an artificial light. Thereby, some studies have documented a disruption of circadian rhythms with the use of electronic displays at night [8,9] and an inhibition of melatonin production by the effect of the blue light emission of LED displays [10,11,12,13].

In order to reduce the level of the emitted blue light reaching the eyes of electronic display users, different approaches have recently been implemented. For instance, a set of filters with different attenuation levels is commercially available [14]. These filters are designed to be attached to the displays, so that they partially block the blue light emission of the device. Another possibility is to install and activate an application for computers, smartphones or tablets. This software will automatically control the emission of the display according to the time of the day the user is employing the device, moving towards warmer colours towards the end of the day. Both, hardware filters and software applications were compared in a recent work [15]. A recent work has investigated the use of orange-tinted blue blocker therapeutic lenses to reduce the effects of LED illuminated screens on evening users of these devices [16]. Finally, several ophthalmic lens manufacturers have introduced in the market innovative ophthalmic lenses incorporating blue light filters. These lenses are specifically recommended for ordinary users of electronic devices, thus allowing prolonged exposure to the screen radiation, or for night-time users.

In this work, the performance of different blue light filters incorporated in commercially available ophthalmic lenses was tested and compared. In section 2, a detailed description of the materials used for the experiments as well as the tested samples is provided. Section 3 focuses on the analysis of the obtained results, comparing the absorption capacity of various samples of the same manufacturer and also

comparing various samples from four different ophthalmic lens manufacturers. Finally, conclusions are summarized in Section 4.

## 2. Material and method

### 2.a. Experimental setup

The current study used an iPad mini ME280TY/A tablet from Apple as an example of a self-luminous screen with LED technology. The illuminating system consists of an array of RGB LEDs as shown in the microscopic view of Fig. 2(a). The area of this tablet is 20x13.47cm and was used as the illuminating light source for all the experimental measurements of the ophthalmic lenses under study. The tablet displayed a uniform white picture filling the whole screen in its maximum radiance and was always plugged to the external power supply network to ensure the maximum RGB LED emission. Under these conditions, the initial emission spectrum of the tablet was taken as a reference to later compute the spectral transmission of the ophthalmic lenses. The radiometric measurements in this study were obtained with the spectroradiometer "Photo Research PR-715", a device that allows for the analysis of the visible spectrum (380-780nm) in 4nm steps. Figure 2(b) shows the experimentally measured spectral radiance of the tablet displaying a white uniform image in its maximum radiance.

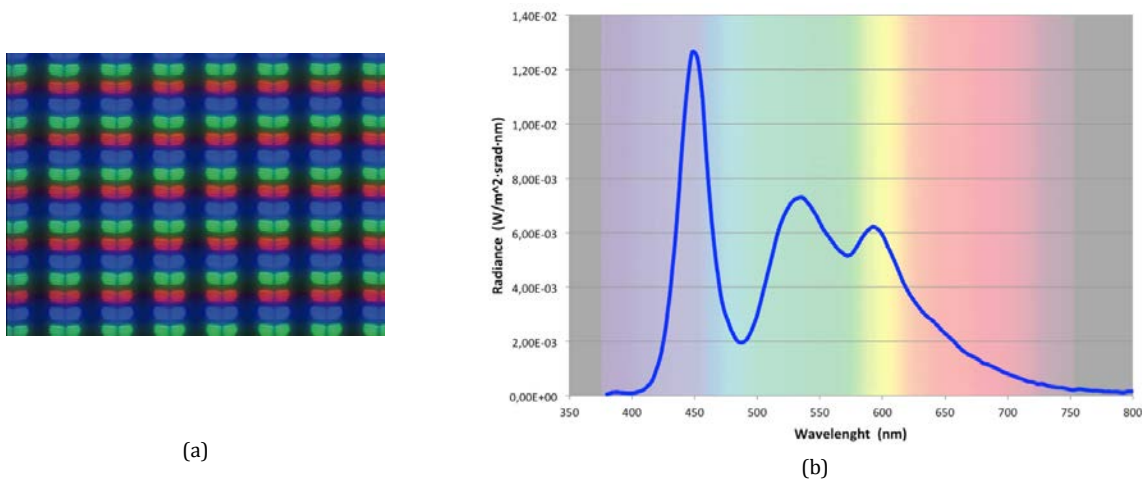


Fig. 2 (a) Microscopic view of the RGB LED array of the iPad mini ME280TY/A tablet. (b) Spectral emission of the same device.

The analysed samples of ophthalmic lenses were sequentially placed in front of the spectroradiometer, centred to the optical axis. The orientation effect of the lenses with reference to the display was first considered. Preliminary measurements evidenced no variation in the readings of the spectroradiometer irrespective of the actual orientation of the lenses (concave or convex surface facing the display). Therefore, subsequent measurements were conducted with samples placed with the convex curvature facing the tablet, which is the same orientation a user would employ the lenses when reading a text on the electronic device. The spectral radiance for each lens was recorded and compared to the spectral emission of the tablet screen without the lens. Therefore, any variation in the measured spectral radiance would account for the absorption characteristics of the analysed ophthalmic lens. The ratio between the spectral radiance of the tablet with and without the lens provides the percentage of filter transmission for each analysed wavelength. Figure 3 shows the experimental setup, including the spectroradiometer used to obtain the spectral information of the study samples. All measurements were taken under the same environmental conditions and during the same session.

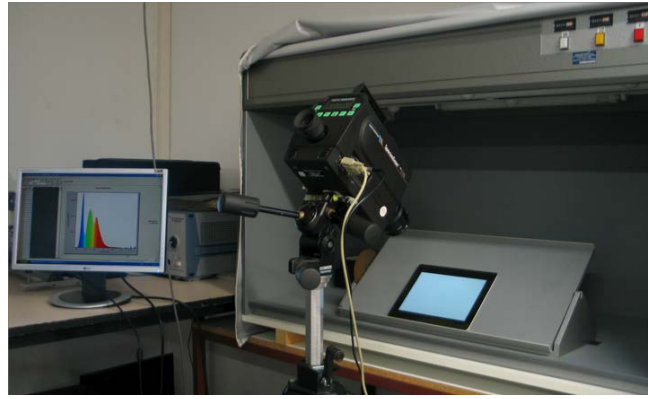


Fig. 3 Spectroradiometer (Photo Research PR-715) used in the experiments.

## 2.b. Analysed ophthalmic samples

Nowadays, several manufacturers incorporate blue filters in commercially available ophthalmic lenses. This study evaluated samples from four different manufacturers: Prats, Indo, Hoya and Essilor. In all but one case, lenses with blue filter were compared with lenses incorporating only the common anti-reflective (AR) coating, with all the other parameters remaining constant (lens material, surface geometry, refractive power, etc.).

Table 1 shows the number of evaluated samples as grouped by manufacturer. There was only one sample from Hoya, corresponding to the blue filter, that is, the lens with AR coating was not available in time for the study. However, the authors considered interesting to include this sample in the analysis to allow for comparison with the other lenses incorporating blue radiation filters. In contrast, there were 4 different samples from Prats: one with the AR coating, one with the blue filter for electronic device users (CSR) and two more samples defined as therapeutic lenses, with filters CSRa and CSRb.

Table 1. Number of samples for each of the analysed lenses with information on the intensity of the blue filter.

Brand	Total number of samples	Samples with only anti-reflective (AR) coating	Samples with blue filter (intensity of filter)
Prats®	4	1 - AR	3 - CSR; CSRa; CSRb
Indo®	2	1 - AR	1 - Energy
Hoya®	1	0	1 - Blue control
Essilor®	2	1 - AR	1 - Crizal Previa

Figure 4 shows the analysed ophthalmic lens samples incorporating blue filter. A certain yellowish colour may be observed from some of the samples since lenses have a selective absorption in the blue component of the visible spectrum.



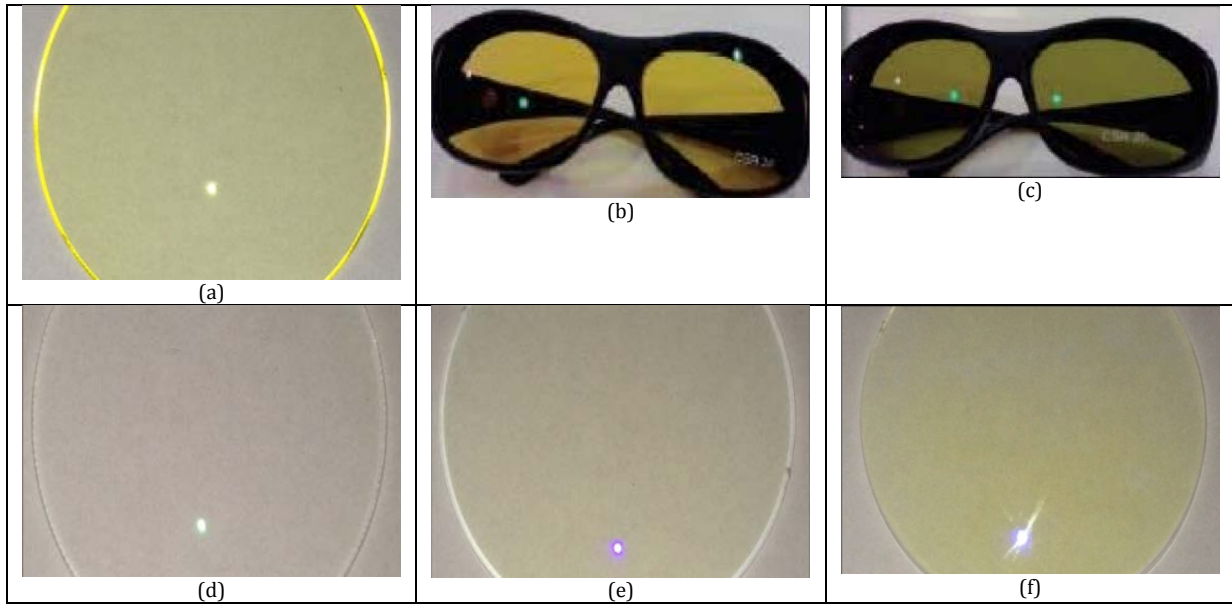


Fig. 4. Samples of the analysed ophthalmic lenses incorporating a blue filter: (a) CSR, (b) CSRa, (c) CSRb from Prats; (d) Energy from Indo; (e) Blue Control from Hoya; (f) Crizal Prevencia from Essilor.

### 3. Results

In this section, the spectral radiances and transmittances of the samples belonging to the same manufacturer are shown and compared. In all cases, the tablet spectral radiance is also plotted for comparison purposes.

Figure 5 shows the spectral radiances and transmittances corresponding to the Prats ophthalmic lenses. It may be observed that the AR coating rarely absorbed light from any wavelength of the visible spectrum, with a radiance curve clearly overlapping the emission curve of the iPad tablet. On the contrary, the three CSR filter samples each modified in a different degree the evaluated spectrum. The CSR sample designed for electronic device users specifically absorbed the blue region of the spectrum, where the RGB LEDs emission has the highest intensity. The CSRa and CSRb samples, however, modified the whole of the visible spectrum, manifesting a significant absorption in all chromatic components, with the strongest effect in the short wavelengths. Note that these therapeutic lenses are commonly recommended to avoid dazzle in those patients with light sensitive retinas.

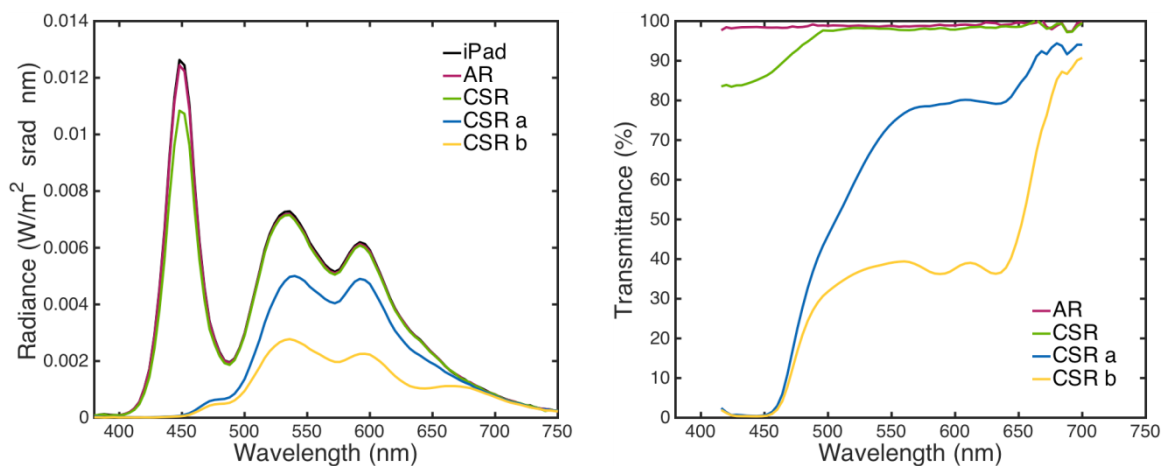


Fig. 5. Spectral radiances and transmittances obtained from the set of ophthalmic lenses from Prats. The curve of the tablet screen emission is shown for comparison.



Figure 6 depicts the results for the Indo ophthalmic lenses. Hardly noticeable differences in the spectral radiances measured from the tablet screen, the AR coating and the energy filter were evidenced, although a tiny reduction of the radiance in the blue region of the spectrum may be appreciated with the blue light filter. This effect can be clearly observed in the transmittance plot on the right of Figure 6.

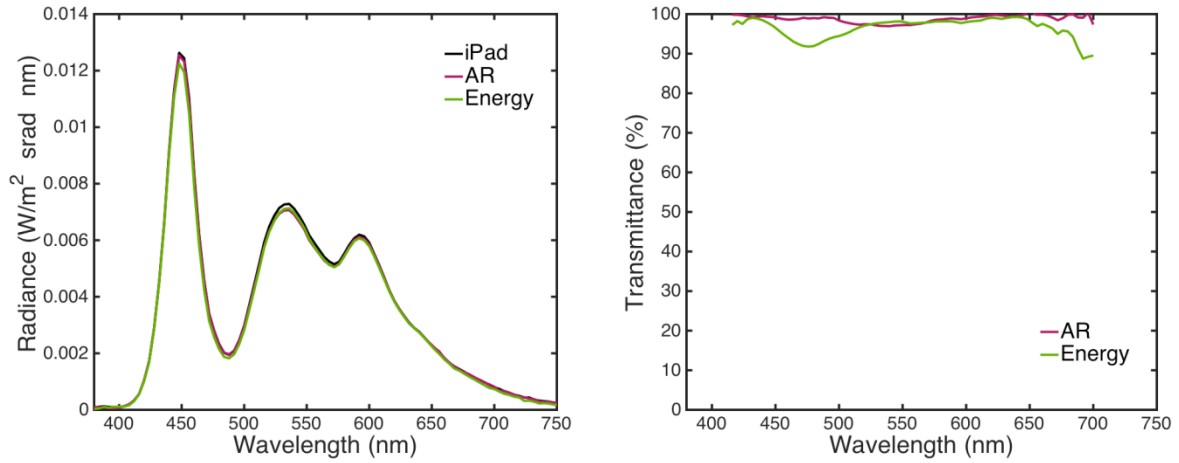


Fig. 6. Spectral radiances and transmittances obtained from the set of ophthalmic lenses from Indo. The curve of the tablet screen emission is shown for comparison.

The curves for the Blue control sample of Hoya is are plotted in Figure 7. This lens is directly compared with the emission of the tablet since the AR coating sample was not available in time for the study. It may be observed from Fig. 7 that the Hoya lens selectively absorbed only in the blue region of the visible spectrum, that is, it reduced slightly the maximum emission peak of the tablet in the short wavelength area. All the other wavelengths in the visible spectrum remained unaltered.

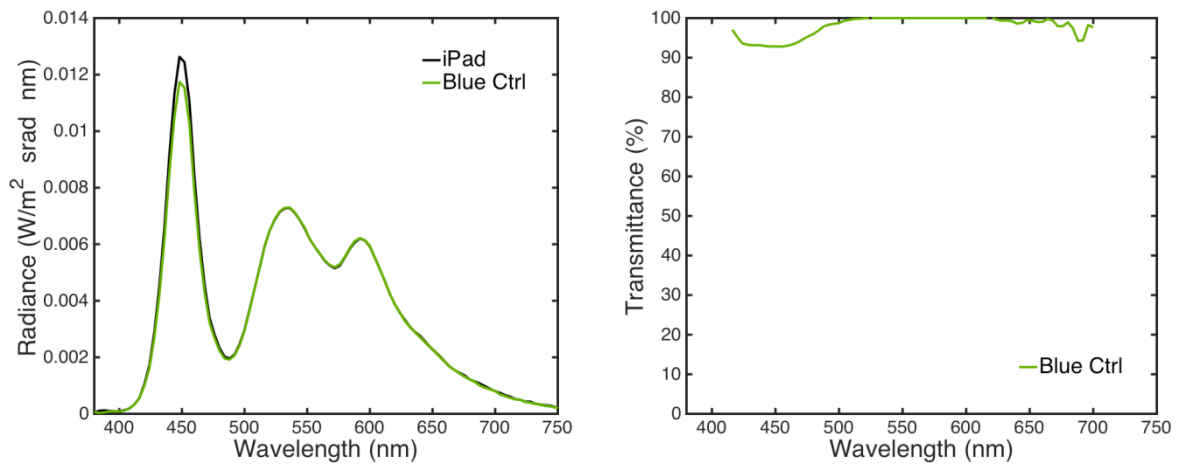


Fig. 7. Spectral radiances and transmittance obtained from the ophthalmic lens with Blue control filter from Hoya. The curve of the tablet screen emission is shown for comparison.

Finally, the results from the Essilor samples are presented in Fig. 8. The radiance and transmittance curves evidence that the AR coating of Essilor did not affect the spectral information of the illuminating

light source (tablet white screen). On the contrary, the Crizal Prevencia blue filter reduced a portion of the blue emission of the RGB LED screen. The other wavelengths of the visible spectrum remained unaltered with the incorporation of the blue filter.

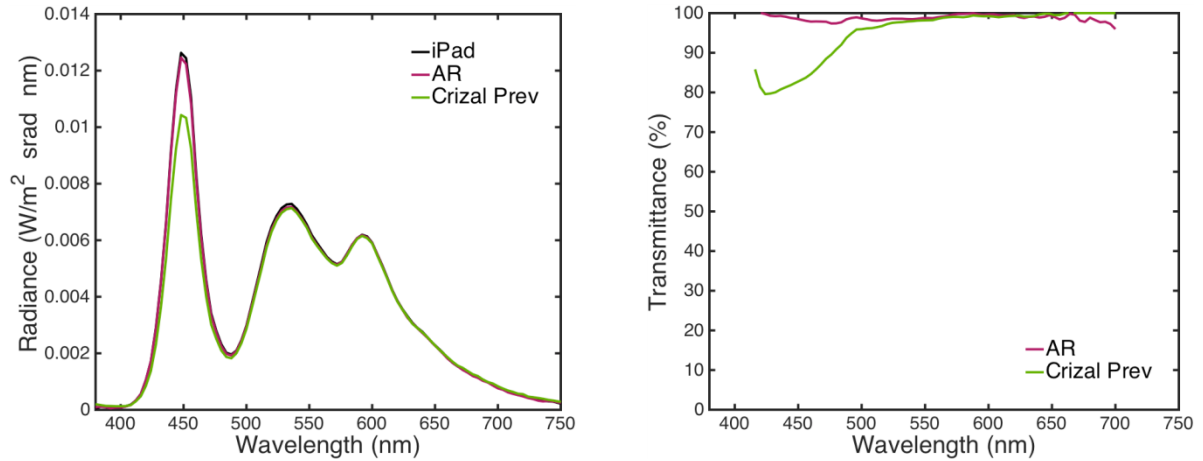


Fig. 8. Spectral radiances and transmittances obtained from the set of ophthalmic lenses from Essilor. The curve of the tablet screen emission is shown for comparison.

To allow for a better comparison between blue filters, Fig. 9 depicts the measured spectral radiance and transmittance of the tablet when the ophthalmic lenses incorporating blue filters for electronic device users are sequentially placed in front of the screen. It may be noticed that all tested lenses incorporating a blue filter performed a selective absorption in the blue region while transmitting the energy of the other wavelengths of the visible spectrum.

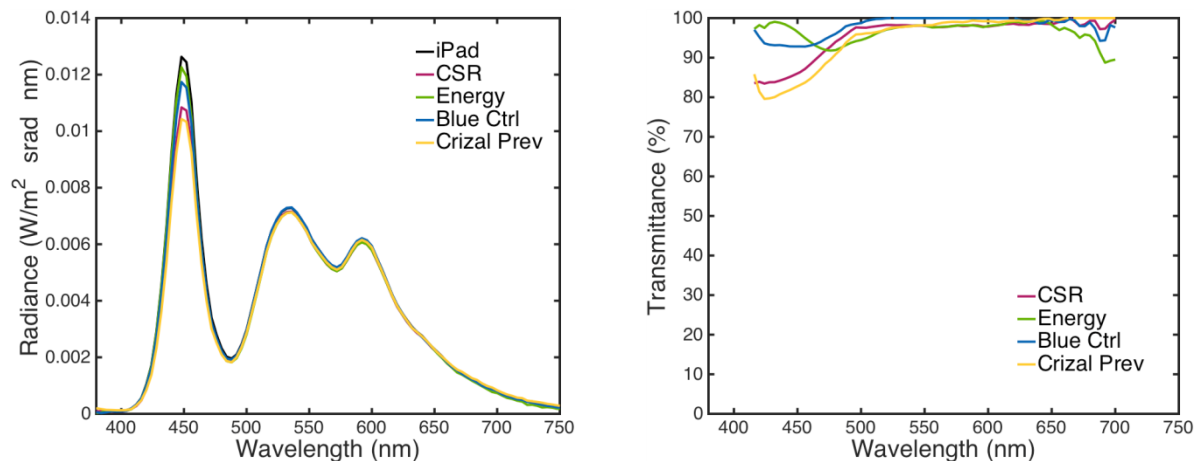


Fig. 9. Spectral radiances and transmittances obtained from the set of ophthalmic lenses incorporating blue filters. The curve of the tablet screen emission is shown for comparison.

Table 2 summarizes the obtained experimental results in terms of the percentage of absorbed light at the maximum emission peak of the RGB LED self-luminous tablet for each ophthalmic lens with blue filter.

Table 2. Percentage of absorption at the maximum tablet emission peak for the tested ophthalmic lenses with blue filter.

<b>Lenses</b>	<b>Absorption (%)</b>
Prats (CSR)	14.7 %
Indo (Energy)	2.9 %
Hoya (Blue Control)	7.1 %
Essilor (Crizal Previncia)	17.4 %

It may be noted from Table 2 that the percentage of blue light filter absorption varied significantly between manufacturers, with a range from 3% of absorption for the Indo Energy sample to 17.4% for the Essilor Crizal Previncia lens. The Blue Control from Hoya and the CSR from Prats provided intermediate values of absorption, with a 7.1% and a 14.7%, respectively. It is also interesting to remark that the degree of absorption of each lens coincided with the corresponding yellowish perception shown in Fig. 4. Thus, Figure 4(f) and 4(a) correspond to the highest blue light absorption of the Essilor and Prats samples, while Figure 4(e) and 4(d) are the mostly transparent lenses from Hoya and Indo.

#### 4. Conclusions

In this study, the authors analysed several samples of ophthalmic lenses that incorporate blue light filters, specifically designed for electronic device users. As advertised by the manufacturers, these lenses are sold to prevent visual fatigue and ocular pathologies. To achieve this aim, the incorporated filters partially block the blue light emission of LED illuminating sources used in tablets and other electronic devices.

This study has firstly confirmed that a self-luminous iPad mini ME280TY/A (Apple tablet) presents an emission peak in the blue region of the visible spectrum, with a maximum radiance around 450nm.

Secondly, when placing AR coating ophthalmic lenses in front of the RGB LED illuminated tablet, the spectral radiance of the system remained unaltered for all the evaluated samples obtained from different manufacturers: Prats, Indo and Essilor.

Thirdly, ophthalmic lenses including blue filters for electronic device users were found to alter the spectral radiance of the tablet only in the blue region of the visible spectrum, specifically at its peak of maximum emission. Therefore, it may be concluded that commercially available blue filters in ophthalmic lenses are effective to absorb some of the short wavelength emission. Nevertheless, each commercial filter shows a different degree of blue light attenuation. The range of absorption among the four tested brands of lenses goes from 3% for the Indo sample to 17.4% for the Essilor sample. Additionally, it is relevant to note that lenses with the highest yellowish appearance correspond to those with the highest level of absorbance of the blue tablet emission.

The present findings revealing a wide range of blue light attenuation in commercially available blue filters support the need to accurately determine the blue light absorption level required to avoid possible ocular pathologies and fluctuations in the circadian rhythm.

#### Acknowledgements

Authors would like to thank the Ministerio de Economía y Competitividad (Spain) and FEDER funds for financial support (project DPI2013-43220-R).

# FRECUENCIA DE PARPADEO Y PARPADEOS INCOMPLETOS EN SEIS CONDICIONES CONTROLADAS DE LECTURA EN FORMATO ELECTRÓNICO Y EN PAPEL

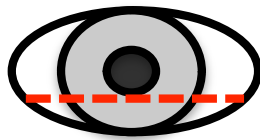
Marc Argilés, Genís Cardona, Elisabet Pérez-Cabré, Margarita Rodríguez  
([marcargiles@gmail.com](mailto:marcargiles@gmail.com); [gcardona@oo.upc.edu](mailto:gcardona@oo.upc.edu))

Facultat d'Òptica i Optometria de Terrassa, Universitat Politècnica de Catalunya · BarcelonaTech

## OBJETIVOS

Evaluar la frecuencia de parpadeo y el porcentaje de parpadeos incompletos en diferentes condiciones de lectura, incluyendo texto en papel (libro) y terminales de visualización de datos (ordenador y tabletas gráficas), comparados todos ellos con una condición *baseline*.

### Tipos de Parpadeo

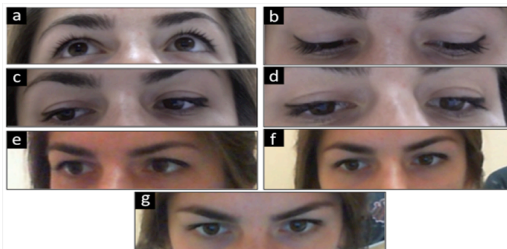


Incompleto  
 $\leq 2/3$   
Completo  
 $> 2/3$

Parpadeo completo	Parpadeo Incompleto
Permite mejor distribución de la lágrima	Sequedad ocular crónica
Proporciona comodidad visual	Asociado a la fatiga visual
Mejor calidad óptica	Asociado al uso de pantallas electrónicas

## MATERIAL Y MÉTODOS

Se reclutaron 50 participantes (29 mujeres) de edades entre 18 y 74 años. Todos los participantes tenían buena salud ocular y no presentaban síntomas de ojo seco (OSDI<15). Se capturaron vídeos de la cara y ojos de los participantes mientras éstos observaban en silencio una imagen situada a 2 metros (*baseline*), y en seis condiciones controladas de lectura (durante 6 minutos cada una). Posteriormente, se analizaron los vídeos para evaluar los parámetros del parpadeo.



- a *Baseline* en silencio
- b Libro
- c *Tablet*
- d Libro en voz alta
- e Texto delante del PC
- f PC al 330% (tamaño de letra)
- g PC al 100% (tamaño de letra)

## RESULTADOS

Todas las condiciones de lectura provocan una disminución de la frecuencia de parpadeo comparados con la condición *baseline* ( $p < 0.001$ ). En referencia a los parpadeos incompletos, se hallaron diferencias estadísticas entre la presentación del texto en papel y en formato electrónico, donde la lectura en pantalla electrónica aumentó el porcentaje de parpadeos incompletos.

Configuración experimental	Frecuencia de parpadeos (parp/min, Mediana (intercuartil))	Parpadeos incompletos, %, Mediana (intercuartil)
<b>Baseline</b>	15.5 (16)	14.5 (29.5)
<b>Tablet</b>	6 (11)	14.5 (28.5)
<b>PC100</b>	6.5 (11)	9 (20)
<b>PC300</b>	11.5 (11)	13.5 (25.8)
<b>Texto sobre pantalla PC</b>	7 (12)	0 (16.3)
<b>Libro</b>	4 (9)	0 (14.5)
Test de Friedman	$\chi^2=75.71$ ( $p < 0.001$ )	$\chi^2=28.46$ ( $p < 0.001$ )

## CONCLUSIONES

La lectura en formato electrónico se asocia a un mayor número de parpadeos incompletos en comparación con el formato papel. Esta característica se repite independientemente de la posición relativa entre la pantalla y el observador (posición frontal del PC o inferior de la *tablet*).

**Este hecho puede estar relacionado con una mayor incomodidad/sequedad ocular de los usuarios de pantallas electrónicas manifestada después de periodos de lectura prolongados.**

**El aumento de parpadeos incompletos durante la visualización de pantallas electrónicas es un factor importante en los síntomas de sequedad ocular y fatiga visual que se describen en el síndrome visual informático.**





## INTRODUCTION

Nowadays, in modern society, the use of **electronic digital devices** is rapidly increasing. As a consequence of the recent improvement in light-emitting diode (**LED**) **technology**, the screens of the vast majority of electronic devices are now illuminated by an array of red, blue and green (RGB) LEDs.

Nevertheless, some disadvantages have also been described, which are currently still under study. For example, prolonged exposition to the white LEDs main emission in the blue area of the visible spectrum may have a negative impact on visual health, as well as, on **biological rhythms (circadian rhythms)**.

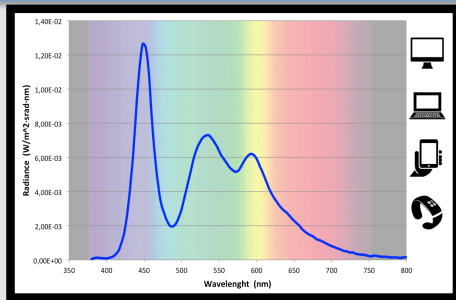
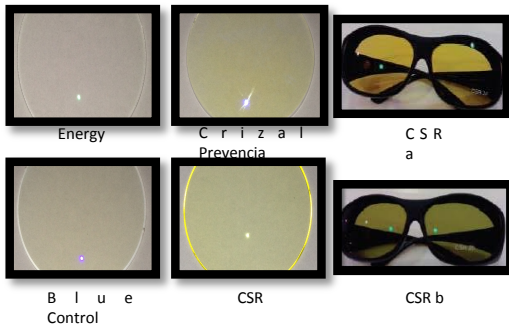
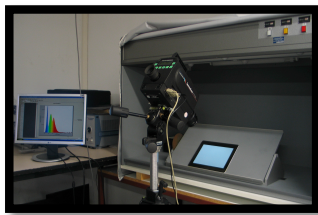


Figure 1. Spectral radiance of typical LED display, see the peak emission close to 450 nm.

## MATERIAL AND METHODS

This study uses a tablet Apple (iPad mini ME280TY/A). The radiometric measurements in this study were taken with a **spectroradiometer** "Photo Research PR-715" which analyses the visible range (380-780nm) within intervals of 4nm.



## RESULTS

All the filters have a selective absorbance to blue light. However, each lens are different in the degree of absorption, existing a difference about 14,5% with more and less effective lens.

One of the best effective filters are Essilor (Crizal Previncia) with 17,42 % of blue light blocking.

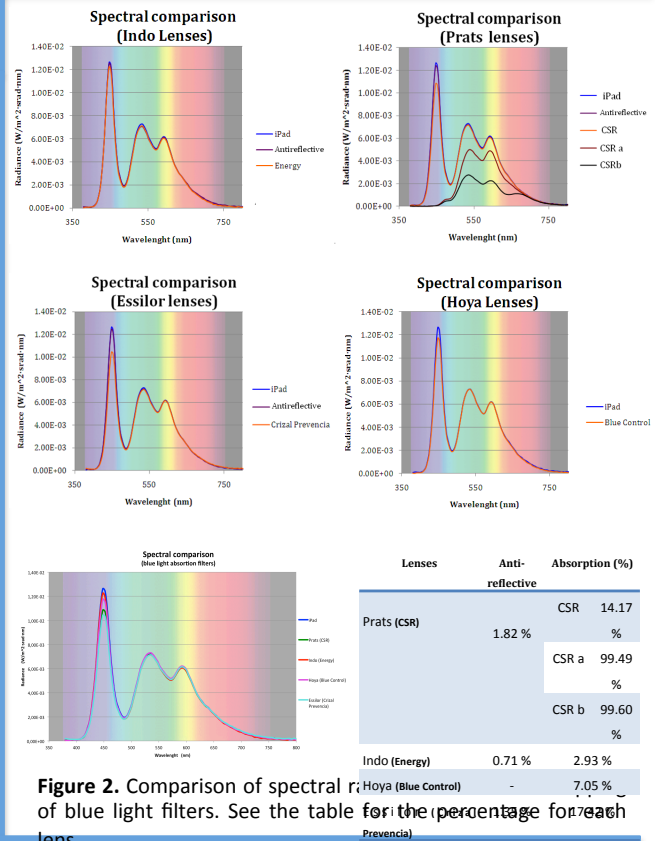


Figure 2. Comparison of spectral radiance of blue light filters. See the table for the percentage for each lens.

## CONCLUSIONS

According to this study we can confirm that backlight with LED technology used by iPad mini ME280TY/A (Apple tablet), when reproducing an uniform white image, a **peak of the maximum emission** appears in the blue area of the visible spectrum, around 450 nm in that case of RGB LED's.

Nevertheless **each manufacturer use different threshold for the attenuation of the blue light**. The range among the four tested brands is 14,5%, with individual values between 3% by Indo and 17.4% by Essilor.





# Real-Time non-intrusive assessment of viewing distance during computer use (2017BCN00956)

Cardona G<sup>1</sup>, Argilés M<sup>1</sup>, Pérez-Cabré E<sup>1</sup>, Pérez-Magrané R<sup>2</sup>, Morcego B<sup>2</sup>, Gispets J<sup>1</sup> ([genis.cardona@upc.edu](mailto:genis.cardona@upc.edu))

<sup>1</sup>Department of Optics and Optometry, **Universitat Politècnica de Catalunya** · BarcelonaTech, Spain

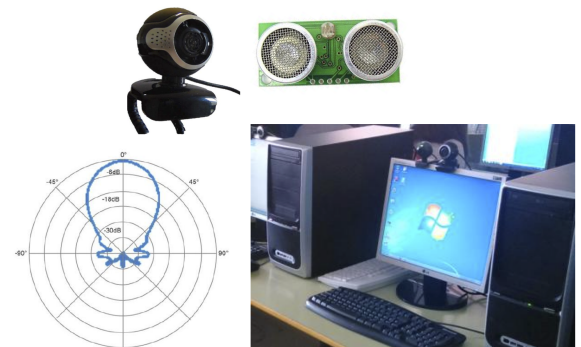
<sup>2</sup>Department of Automatic Control, School of Engineering, **Universitat Politècnica de Catalunya** · BarcelonaTech, Spain

## PURPOSE

Viewing **distance** in computer users is the focus of interest of many studies on **Computer Vision Syndrome** and ergonomics. However, there is a current lack of affordable instrumentation to measure viewing distance while users work on their terminals. The aim of this study was to develop and test an ultrasound-based sensor to assess viewing distance of visual display terminals operators in **real-time** conditions.

## MATERIAL AND METHODS

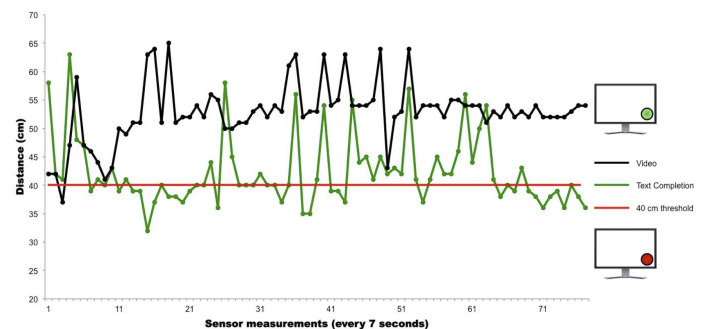
Twenty volunteers were included in the study (11 females; aged  $17.07 \pm 3.14$  years) and asked to conduct **four different typical computer tasks**, presented in a random order: a match three-puzzle game, a video documentary, text-completion task, and a predefined Internet search. Task **duration** was set at **10 minutes** and **distance from the screen** was readjusted at **60 cm** between tasks. During each task, the sensor took measurements of viewing distance **every 7 s** with a resolution of 1 cm.



## RESULTS

During the game, text completion, and web search tasks shorter viewing distances were obtained than during the video task (**Table 1**). Within each evaluation interval participants did not remain stationary (**Figure 1**), with a similar range (22 to 27 cm) of viewing distances for all tasks ( $F = 0.996$ ;  $p = 0.413$ ).

Task	Observation distance (cm)	Range of observation distances (cm)
<b>Game</b>	$54.4 \pm 7.1$	$22.6 \pm 7.8$
<b>Video</b>	$62.3 \pm 7.8$	$22.9 \pm 11.5$
<b>Text Completion</b>	$54.5 \pm 7.8$	$26.2 \pm 9.7$
<b>Web Search</b>	$54.4 \pm 7.1$	$26.9 \pm 10.7$



**Figure 1.** Consecutive sensor measurements within a 10-minute interval for two tasks. The software may be configured to present a red or green on-screen notification as a feedback mechanism when observers are beyond or within the recommended viewing distance, respectively.

## CONCLUSIONS

The present findings revealed a **task dependence on viewing distance in computer users**. The implications of our results on such relevant issues as **myopia onset** and progression or **visual fatigue** require further research. The design and implementation of non-intrusive real-time distance monitoring mechanisms could be the first step towards developing effective feedback strategies to advice computer and other visual display terminals users to maintain correct viewing habits both at home and at work.



# Real-Time Blink Monitoring: a Realistic Approach

Argilés M<sup>1</sup>, Cardona G<sup>1</sup>, Pérez-Cabré E<sup>1</sup>, Pérez-Magrané R<sup>2</sup>, Morcego B<sup>2</sup>, Gispets J<sup>1</sup>

<sup>1</sup>Department of Optics and Optometry, **Universitat Politècnica de Catalunya** · BarcelonaTech, Spain

<sup>2</sup>Department of Automatic Control, School of Engineering, **Universitat Politècnica de Catalunya** · BarcelonaTech, Spain

## PURPOSE

Some authors used electro-oculography for blink detection and monitoring, a relatively complex technique, not easily applicable in a real-life working environment. However, in more recent times, the incorporation of cheap integrated cameras in computers suggests the possibility of using image processing techniques for the evaluation of Spontaneous Eye Blink Rate (SEBR) instead of using other more invasive or intrusive methods. The present research aims to develop and implement an **algorithm for automatic blink detection and counting**.

## WHY EYE BLINK MONITORING IS IMPORTANT ?

**Spontaneous eye blink rate**, which is usually measured in blinks per minute (blinks/min), has been found to be a very sensitive parameter to changes in **cognitive demands**. For instance, SEBR was observed to have increased from 4.5 blinks/min while reading to 17 blinks/min at rest, with a further increment to 26 blinks/min during conversation. SEBR is reduced during **computer use**, research shows that this is related to visual fatigue and may contribute to **Digital Eye Strain**. Besides, blink parameters are being used to detect **visual fatigue of drivers**, and a lot of research has linked SEBR with **dopamine function**. There is a widespread application in multiple fields of science, such as psychologists, psychiatrists, ophthalmologists, and neurophysiologists.

## Did you know...

that eye blink has been related with:

**Visual Attention**

**Digital Eye Strain**

**Visual Fatigue**

**Dopamine Function**

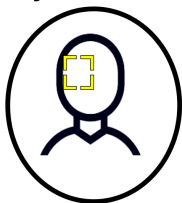
**Saccadic Eye Movements**

**Episodic Memory**

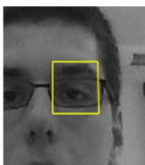
**Visual Perception**

## HOW IT WORKS

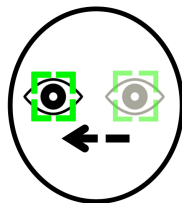
### 1. Eye detection



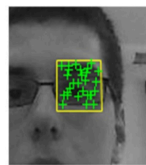
For **eye detection**, the rapid object detection algorithm developed by Viola and Jones is applied. The algorithm works by locating the left eye of the subject in the first frame.



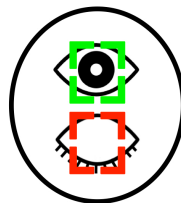
### 2. Eye tracking



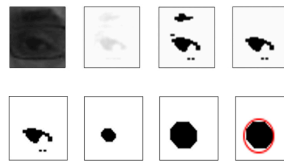
After the eye is detected, the region where the eye is located is used as the input region for the Kanade-Lucas-Tomasi feature **tracking algorithm**.



### 3. Blink detection



When the iris is not detected, the algorithm assumes a blink has taken place. Secondary, an opening and erosion process is used to detect **every blink**.



## METHODS AND RESULTS

The algorithm was tested on 17 one-minute videos of subjects undertaking different actions on personal computers.

Each video was manually revised to determine the true blink count, and then this value was compared with the value obtained by our algorithm to calculate true blink positives (TP), false blink positives (FP), true blink negatives (TN), and false blink negatives (FN).

$$\text{Sensitivity (\%)} = \frac{(\text{TP})}{(\text{TP} + \text{FN})} \times 100$$

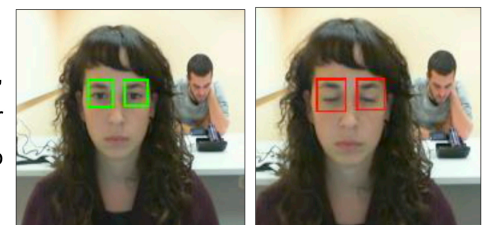
•The mean Sensitivity was 87.54% and the mean False Positive Rates was 0.19%.

•The range of True Positive Rates was from 30% to 100%.

•The range of False Positives Rates was from 0% to 1.7%.

## CONCLUSIONS

Preliminary trials on recorded videos show good sensitivity of the algorithm to detect blinks, provided that normal illumination conditions and webcam resolutions are present. Further research is being carried out to allow the algorithm to be operational on real-time video streaming and with standard computing languages and tools.









UNIVERSITAT POLITÈCNICA  
DE CATALUNYA  
BARCELONATECH