

**Universidade do Minho**  
Escola de Ciências

Andreia do Carmo Gonçalves

**Alterações das propriedades óticas do olho  
com a utilização de computadores**



**Universidade do Minho**  
Escola de Ciências

Andreia do Carmo Gonçalves

**Alterações das propriedades óticas do olho  
com a utilização de computadores**

Dissertação de Mestrado  
Mestrado em Optometria Avançada

Trabalho realizado sob orientação da  
**Professora Doutora Sandra Maria de Braga Franco**

agosto de 2018

## **DECLARAÇÃO**

**Nome:** Andreia do Carmo Gonçalves

**Endereço eletrónico:** andreia-357@hotmail.com

**Número do Bilhete de Identidade:** 14585224 5 ZX1

**Título da Dissertação de Mestrado:**

Alterações das propriedades óticas do olho com a utilização de computadores

**Orientadores:**

Professora Doutora Sandra Maria de Braga Franco

**Ano de conclusão:** 2018

**Designação do Mestrado:** Optometria Avançada

De acordo com a legislação em vigor, não é permitida a reprodução de qualquer parte desta dissertação.

Universidade do Minho, \_\_\_/\_\_\_/\_\_\_\_\_

Assinatura: \_\_\_\_\_

*“A maior recompensa para o trabalho do homem não é o que ele ganha com isso,  
mas o que ele se torna com isso.”*

*John Ruskin*



## **Agradecimentos**

Neste espaço pretendo agradecer a todos os que me apoiaram na concretização desta etapa da minha formação académica. Um simples obrigado é pouco perante o que todas estas pessoas fizeram para que eu pudesse concluir esta etapa.

Em primeiro lugar, quero agradecer á minha orientadora, Professora Doutora Sandra Maria de Braga Franco, por toda a disponibilidade e orientação, que permitiram a conclusão deste trabalho. Agradeço-lhe ainda por todos os conhecimentos que me transmitiu durante esta etapa.

Em segundo lugar, quero agradecer à minha família, aos meus pais e irmã, pois sem eles nada disto seria possível. Obrigado por acreditarem em mim e por me apoiarem sempre que mais preciso.

Em terceiro lugar, quero agradecer aos amigos que a universidade me deu, especialmente à Andreia Gomes, Joana Domingues, Diana Brandão, Cátia Gomes, Ana Ferreira e Andreia Mota, por toda a força e apoio que me deram durante esta fase.

Em quarto lugar, e não menos importantes, aos meus amigos Monçanenses, Andréa Ferreira, Diana Abreu, Kelly Fernandes, Carolina Guedes, Bruno Alves, David Afonso e Tiago Morais, que sempre estiveram ao meu lado, obrigado por todo o apoio e por me acompanharem em todas as fases da minha vida.

Por último, e essenciais para a realização desta dissertação, a todos os participantes que se mostraram disponíveis para participar neste estudo, obrigado por toda a ajuda.



## **Resumo**

Objetivo: Este estudo teve como principal objetivo conhecer as alterações nas propriedades óticas oculares, com a realização de uma tarefa ao computador.

Neste estudo participaram 29 estudantes da Universidade do Minho, dos quais, após a aplicação dos critérios de inclusão, permaneceram 20 (17 mulheres e 3 homens) com uma média de idades de  $22,7 \pm 1,9$  anos.

Numa sessão preliminar foi realizado um exame visual optométrico de modo a garantir os critérios de inclusão. Numa segunda sessão, a cada paciente foram avaliadas as aberrações oculares, com recurso a um aberrómetro Hartmann-Shack, antes e após realizarem uma tarefa de leitura de 30 minutos num computador.

Observou-se que existem alterações após o uso do computador, no entanto as diferenças encontradas não foram estatisticamente significativas. O valor do equivalente esférico (M) também foi avaliado e verificou-se que diminuiu após tarefa para ambos os diâmetros de pupila. No entanto, mais uma vez, as diferenças encontradas não foram estatisticamente significativas.

O valor de RMS Total e RMS LOA aumentaram tanto para a pupila de 3 mm como para a pupila de 5 mm, embora as diferenças só foram estatisticamente significativas para a pupila de 3 mm.

Conclusão: Verificou-se que existe uma tendência para mudanças nas propriedades óticas do olho humano embora não se tenha verificado diferenças estatisticamente significativas nas aberrações oculares após tarefa.





## **Abstract**

Objective: The aim of this study was to evaluate the ocular optical properties changes performing tasks on computers.

29 students from the University of Minho participated in this study but only 20 (17 females and 3 males) remained after applying the inclusion criteria (mean age of  $22,7 \pm 1,9$  years).

In a preliminary session, an optometric visual examination was performed to guarantee the inclusion criteria. In the second session, each patient was evaluated for ocular aberrations using a Hartmann-Shack aberrometer before and after performing a 30-minute reading task on a computer.

As a result it was observed that there are changes after the use of the computer but those differences were not statistically significant. The spherical equivalent value (M) was also evaluated and decreased after the task for both pupilar diameters.

However, once again, the differences found were not statistically significant. The value of RMS Total and RMS LOA increased for both the 3 mm and 5 mm pupils, although the differences were statistically significant only for the 3 mm pupil.

Conclusion: These results suggests that a tendency for alterations in the optical properties of the human eye exists, although no statistically significant differences were observed in the ocular aberrations after the task.



# Índice

DECLARAÇÃO.....	iv
Agradecimentos .....	v
Resumo.....	vii
Abstract .....	ix
ABREVIATURAS .....	xiii
ÍNDICE DE FIGURAS .....	xv
ÍNDICE DE TABELAS.....	xvii
<b>1. Introdução.....</b>	<b>19</b>
<b>1.1 Motivação .....</b>	<b>19</b>
<b>1.2 Hipótese e objetivos do estudo .....</b>	<b>20</b>
1.2.1 Hipóteses .....	20
1.2.2 Objetivos .....	20
<b>2. Revisão bibliográfica.....</b>	<b>21</b>
<b>2.1 Propriedades óticas do olho humano .....</b>	<b>21</b>
2.1.1 Princípios básicos das aberrações oculares .....	22
2.1.2 Componentes óticos do olho humano e fontes de aberrações.....	23
2.1.3 Representação das aberrações oculares por polinómios de Zernike .....	24
2.1.4 Descritores da qualidade ótica ocular e da imagem na retina.....	25
2.1.4.1 Root Mean Square (RMS) .....	26
2.1.4.2 Point Spread Function (PSF) .....	26
2.1.4.3 Optical transfer function (OTF) .....	27
2.1.5 Técnicas de medição de aberrações.....	27
<b>2.2 Síndrome visual associado ao uso do computador .....</b>	<b>30</b>
2.2.1 Alterações na acomodação com o uso do computador .....	33
2.2.1.1 Alterações no valor das aberrações oculares e na qualidade da imagem retiniana com a acomodação .....	36
<b>3. Materiais e métodos .....</b>	<b>39</b>
<b>3.1 Amostra .....</b>	<b>39</b>
<b>3.2 Sistema de medida .....</b>	<b>40</b>
<b>3.3 Procedimento de recolha de dados.....</b>	<b>42</b>
3.3.1 Antes da tarefa .....	42
3.3.2 Durante a tarefa .....	43
3.3.3 Depois da tarefa .....	43
<b>3.4 Análise de dados .....</b>	<b>44</b>
<b>3.5 Análise estatística .....</b>	<b>44</b>

<b>4. Resultados</b> .....	<b>45</b>
<b>4.1 Análise das propriedades óticas antes da tarefa</b> .....	<b>45</b>
<b>4.2 Alterações das propriedades óticas oculares após o uso do computador</b> .....	<b>50</b>
4.2.1 Avaliação das aberrações oculares antes e após a tarefa .....	50
4.2.2 Avaliação do M (equivalente esférico) antes e após a tarefa.....	53
4.2.3 Avaliação da qualidade ótica ocular antes e após tarefa .....	57
<b>5. Discussão</b> .....	<b>59</b>
<b>5.1 Propriedades óticas antes da tarefa</b> .....	<b>59</b>
<b>5.2 Alterações das aberrações oculares com a tarefa</b> .....	<b>61</b>
<b>5.3 Alteração do M simples e M complexo após tarefa</b> .....	<b>62</b>
<b>6. Conclusão e trabalho futuro</b> .....	<b>65</b>
<b>Bibliografia</b> .....	<b>67</b>

## **ABREVIATURAS**

HOA's- Aberrações oculares de alta ordem

LCA- Aberração cromática longitudinal

LOA's – Aberrações oculares de baixa ordem

M- Equivalente Esférico

MTF- Modulation Transfer Function

OTF- Função transferência ótica

PSF- Point Spread Function

RMS – Root Mean Square

SVC- Síndrome visual associado ao uso dos computadores

TCA- Aberração cromática transversal

WA- Aberração ocular



## ÍNDICE DE FIGURAS

Figura 2.1 Efeito de dispersão no olho humano (Adaptado de D. Piñero <i>et al.</i> ). <sup>4</sup> .....	21
Figura 2.2 Pirâmide com os Polinómios de Zernike até à 10 <sup>a</sup> ordem (fonte: M. Lombardo <i>et al.</i> ). <sup>9</sup> .....	24
Figura 2.3 Nesta figura está representado a Point Spread Function. Na imagem A observa-se uma fonte pontual de alta qualidade, que possui um contraste alto, a imagem B é a representação da fonte pontual num olho aberrado, neste caso o ponto aparece com baixa qualidade e baixo contraste (adaptado de Lombardo <i>et al.</i> ). <sup>9</sup> .....	26
Figura 2.4 Funcionamento do Aberrómetro Hartmann-Shack. <sup>26</sup> .....	28
Figura 2.5 Funcionamento do aberrómetro tipo Tsherning. <sup>26</sup> .....	28
Figura 2.6 Prevalência de sintomas em pacientes com SVC, diferenciando o sexo feminino do sexo masculino (adaptado de Logaraj <i>et al.</i> ). <sup>30</sup> .....	32
Figura 2.7 Alterações no atraso acomodativo com o aumento do estímulo (D).....	35
Figura 2.8 Neste gráfico pode -se observar a variação da aberração esférica aquando o estímulo acomodativo aumenta, para 15 olhos adaptado de López-Gil N <i>et al.</i> . <sup>53</sup> .....	37
Figura 2.9 Neste gráfico pode-se observar as variações da aberração esférica para 15 olhos, quando o estímulo acomodativo aumenta, adaptado de López-Gil N <i>et al.</i> . <sup>53</sup> .....	37
Figura 2.10 Neste gráfico observa-se o valor do RMS das aberrações corneais antes da tarefa, após uma hora de tarefa e no final da tarefa (adaptado de Buheren <i>et al.</i> ). <sup>51</sup> .....	38
Figura 3.1 Aberrómetro Visionix 120, ( <a href="http://visionix-vx120.com/es">http://visionix-vx120.com/es</a> em Fevereiro de 2018).....	40
Figura 4.1 Representação dos valores do M simples antes e após a tarefa, para a pupila de 3 mm e 5 mm incluído o outlier.....	53
Figura 4.2 Representação dos valores do M complexo antes e após a tarefa, para a pupila de 3 mm e 5 mm incluído o outlier. ....	54
Figura 4.3 Representação dos valores do M simples (D), antes e após tarefa, para uma pupila de 3 mm e 5 mm. ....	55
Figura 4.4 Representação dos valores do M complexo (D), antes e após tarefa, para uma pupila de 3 mm e 5 mm. ....	56
Figura 4.5 Representação dos valores do RMS antes e após tarefa, para uma pupila de 3 mm. ....	57
Figura 4.6 Representação dos valores do RMS antes e após tarefa, para uma pupila de 5 mm. ....	58





## ÍNDICE DE TABELAS

Tabela 2.1 Prevalência de SVC avaliada em estudos anteriores.....	30
Tabela 2.2 Prevalência dos sintomas de SVS em estudos anteriores.....	31
Tabela 2.3 Prevalência de sintomas em pacientes com SVC, diferenciando o sexo feminino do sexo masculino (adaptado de Shantakumari N. <i>et al.</i> ). <sup>38</sup> .....	32
Tabela 2.4 Prevalência de alterações oculares após a utilização prolongada de computadores, tablet's e telemóveis em comparação com a prevalência das mesmas alterações oculares num grupo de controlo (adaptado de Clayton Blehm <i>et al.</i> ). <sup>45</sup> .....	34
Tabela 4.1 Valores dos coeficientes de Zernike em microns ( $\pm$ SD) das aberrações oculares, antes da tarefa para uma pupila de 3 mm.....	46
Tabela 4. 2 Valores dos coeficientes de Zernike em microns ( $\pm$ SD) das aberrações oculares, antes da tarefa para uma pupila de 5 mm.....	47
Tabela 4.3 Média dos coeficientes de Zernike em microns ( $\pm$ SD) das aberrações oculares totais para uma pupila de 3 mm. ....	50
Tabela 4.4 Média dos coeficientes de Zernike em microns ( $\pm$ SD) das aberrações oculares totais para uma pupila de 5 mm .....	51



# 1. Introdução

## 1.1 Motivação

Ao longo dos anos a utilização de computadores, *tablets* e *smartphones* tem vindo a aumentar drasticamente, sendo por motivos profissionais ou lúdicos. Grande parte do dia é hoje passado em contacto com estes dispositivos digitais.

Após a utilização prolongada de dispositivos digitais os indivíduos começam a sentir sintomas, entre eles: fadiga ocular, olhos cansados, irritação ocular, hiperemia ocular, visão desfocada, diplopia, dor lombar e dores de cabeça.<sup>1</sup> Este conjunto de sintomas que os indivíduos experimentam após a utilização excessiva de dispositivos eletrónicos, caracteriza-se por fazer parte de um síndrome, Síndrome Visual Associado Ao Uso De Computadores (SVC).

A intensidade dos sintomas do SVC depende do tempo de exposição, distância ao computador e fatores ambientais (luminância de fundo, fontes de brilho, humidade, temperatura e ventilação).<sup>2,3</sup>

Estima-se que quase 60 milhões de pessoas sofram de SVC e que um milhão de novos casos apareçam a cada ano. Considerando que o número de indivíduos com SVC aumenta cerca de um milhão por ano, torna-se importante estudar o seu efeito no olho humano.

Desta forma, neste trabalho investigar-se-á as possíveis diferenças ou a inexistência destas nas propriedades óticas oculares após a realização de uma tarefa no computador com duração de trinta minutos. Para efetuar esta análise, vão ser medidas as aberrações oculares e verificar-se-á se se alteram com a tarefa.

## **1.2 Hipótese e objetivos do estudo**

### **1.2.1 Hipóteses**

1. o uso do computador altera as propriedades óticas do olho humano;
2. a utilização prolongada do computador provoca alterações no valor do equivalente esférico (M) após tarefa;
3. a utilização do computador no dia-a-dia provoca alterações na qualidade ótica global do olho humano.

### **1.2.2 Objetivos**

Este estudo tem como principal objetivo conhecer as alterações nas propriedades óticas oculares após o uso do computador, em pacientes emetropes jovens, avaliando o valor das aberrações oculares.

Neste trabalho, pretende-se destacar as alterações nas propriedades óticas oculares após a realização de uma tarefa no computador e por isso irão ser investigados os seguintes tópicos:

1. a distribuição das aberrações oculares do olho humano antes da tarefa;
2. as alterações após tarefa de leitura no computador das aberrações oculares;
3. as diferenças no valor do M após tarefa de leitura no computador;
4. as mudanças no valor do RMS do olho humano após tarefa de leitura no computador.

## 2. Revisão bibliográfica

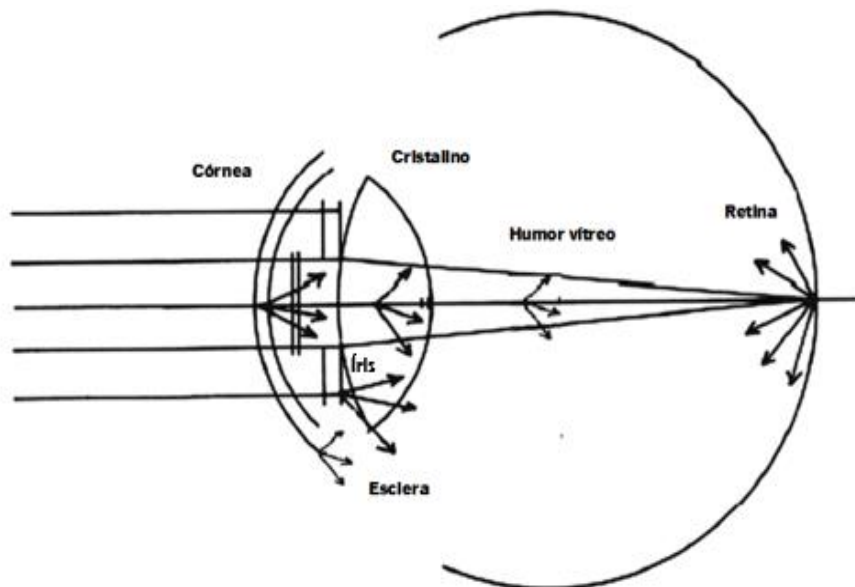
### 2.1 Propriedades óticas do olho humano

O olho humano é constituído pela córnea, pela íris, pela esclera, pelo cristalino, pelo humor vítreo e pela retina que têm como objectivo focar imagens do mundo exterior na retina, onde são convertidas, pelos fotorreceptores, num sinal neural, num processo designado de fototransdução. Os sinais neurais são então transportados e integrados no córtex visual, a parte do cérebro que processa a informação visual.

No olho humano são produzidos três efeitos que diminuem a sua qualidade ótica, sendo eles: a dispersão, a difração e aberrações oculares.

A dispersão ocular é um fenómeno físico associado à propagação da luz através de meios com heterogeneidades óticas ou meios não homogéneos. Estas irregularidades são caracterizadas por variações espaciais no índice de refração.<sup>4</sup>

. Este efeito ocorre principalmente na córnea e no cristalino,<sup>5,6</sup> quando a transparência dos seus meios ou a regularidade das suas superfícies são afetadas. A dispersão aumenta com o avanço da idade pois no cristalino começam a formar-se opacidades que a provocam .<sup>4,7,8</sup>



**Figura 2.1** Efeito de dispersão no olho humano (Adaptado de D. Piñero *et al.*).<sup>4</sup>

A difração é qualquer desvio dos raios de luz que não podem ser interpretados por reflexão ou refração. Este efeito é uma propriedade fundamental da natureza ondulatória da luz, quando esta passa por uma abertura com a mesma ordem de grandeza do comprimento de onda. Podemos observar este efeito no olho humano, por exemplo, quando a pupila apresenta diâmetros reduzidos. Geralmente, todos os sistemas óticos apresentam uma abertura limitada, sendo impossível eliminar ou compensar os efeitos da difração no olho humano.

Para além da dispersão e difração, também existem as aberrações oculares que provocam a desfocagem da imagem e, conseqüentemente, degradam a qualidade da imagem da retina.

### **2.1.1 Princípios básicos das aberrações oculares**

A aberração é um defeito ou imperfeição que provoca alterações na frente onda. A aberração ocular é definida pela diferença entre a frente de onda aberrada e a frente de onda ideal. Existem dois tipos de aberrações: monocromáticas e cromáticas. As aberrações monocromáticas, como o nome sugere, são defeitos que ocorrem para um único comprimento de onda, enquanto que as aberrações cromáticas são resultado da refração desproporcional da luz com diferentes comprimentos de onda. As aberrações cromáticas podem-se dividir em dois tipos: aberração cromática longitudinal (LCA) e aberração cromática transversal (TCA). A aberração cromática longitudinal ocorre quando existe uma diferença de foco em relação ao comprimento de onda,<sup>9</sup> enquanto que a aberração cromática transversal ocorre quando existem mudanças nos desvios angulares dos raios com o comprimento de onda.<sup>10</sup> A aberração cromática transversal está relacionada com o fato do sistema ótico não ser um sistema centrado, a fóvea não está alinhada com o eixo ótico e existem descentrações da pupila. No estudo de Marcos *et al.*,<sup>11</sup> foi referido que o TCA variou consideravelmente em toda a população, no entanto, esta variação não esteve associada à variabilidade da localização da fóvea nem à centralização de pupila, mas sim associada às irregularidades presentes nos componentes oculares, já referido num estudo anterior por Marcos. *et al.*<sup>12</sup>

### 2.1.2 Componentes óticos do olho humano e fontes de aberrações

O olho humano é composto por vários componentes mas existem quatro que, em conjunto, têm um papel importante na formação da imagem na retina e na qualidade ótica da mesma, tratando-se estes da córnea, o cristalino, a pupila e a retina. Os raios de luz emergem do objeto, passam pela córnea e cristalino, onde os raios são refratados para que possam ser focados num ponto único na retina. A pupila tem a função de controlar a quantidade de luz que entra no olho humano. Na retina irá ser formada a imagem que, através de impulsos nervosos, envia a informação através do nervo ótico para o cérebro.

A córnea constitui a primeira superfície ocular. A sua geometria tem como característica ser mais curva na zona central enquanto que na periferia é mais plana, permitindo uma redução do valor da aberração esférica total do olho humano. Além disso, a forma da córnea varia de indivíduo para indivíduo, podendo dar origem a astigmatismo e aberrações assimétricas de alta ordem.

O segundo componente, a pupila, controla a abertura do sistema ótico, influenciando a quantidade de luz que entra, atingindo a retina. Na presença de altos níveis de luz, a abertura pupilar diminui, limitando a entrada dos raios mais periféricos, aumentando a profundidade de foco e minimizando o valor das aberrações de alta ordem (HOA). Quando a pupila dilata, o valor das aberrações aumenta, levando a uma diminuição da qualidade ótica do sistema ocular, como referiram Thibos *et al.* e Castejón-Mochón *et al.*<sup>13,14</sup>

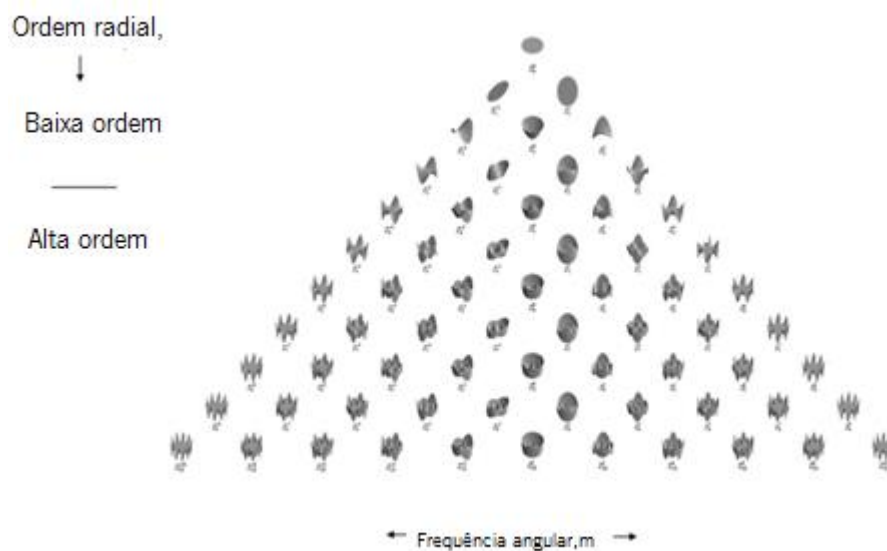
O terceiro componente, o cristalino, é o segundo meio refrativo do olho mais potente sendo uma lente biconvexa completamente transparente cuja potência pode variar entre +16 e +20 D. Existem vários fatores relacionados com o cristalino que podem levar à diminuição da sua qualidade ótica, usualmente este componente, está descentrado em relação à córnea diminuindo a qualidade ótica total.<sup>15</sup> No entanto, em vários estudos,<sup>16-18</sup> verificou-se que entre o cristalino e a córnea há uma compensação das aberrações oculares, levando a que o valor da aberração ocular total seja sempre inferior à aberração provocada pela superfície anterior da córnea. Consequentemente, esta compensação entre o cristalino e a córnea, resulta numa imagem retiniana melhorada. Um outro fator, que pode levar à diminuição da qualidade ótica é o aumento do valor das aberrações oculares com a idade. Este aumento ocorre porque com a idade os raios de curvatura mudam, o que significa que os valores das aberrações oculares também mudam, reduzindo o mecanismo de compensação e aumentando os valores totais das aberrações oculares.<sup>19</sup>



Considerando que existem descentrações e inclinações entre as superfícies oculares, a pupila e a fóvea, que não permitem que haja um eixo ótico claramente definido, pode haver lugar à diminuição da qualidade ótica do olho humano.

### 2.1.3 Representação das aberrações oculares por polinômios de Zernike

A aberração de onda é definida como as alterações que a frente de onda sofre à medida que passa pelo olho humano, podendo ser caracterizada por séries de Seidel, séries infinitas de Taylor ou polinômios de Zernike. Geralmente utiliza-se a série de polinômios de Zernike,<sup>9,20,21</sup> pois é a mais adequada para descrever a frente de onda dado que possui propriedades de ortogonalidade num círculo unitário, permitindo que cada polinômio seja independente de todos os outros. Os seus coeficientes são expressos normalmente em micrómetros ( $\mu\text{m}$ ) ou unidades de comprimento de onda ( $\lambda$ ) e a representação destes é feita por  $Z_n^m$ , em que  $n$  é a ordem radial e o  $m$  é o ângulo de frequência.



**Figura 2.2** Pirâmide com os Polinômios de Zernike até à 10ª ordem (fonte: M. Lombardo *et al.*).<sup>9</sup>

Este conjunto de polinômios de Zernike está dividido em dois grupos, os de baixa ordem (LOA) e os de alta ordem (HOA). De baixa ordem fazem parte todos os coeficientes que pertencem há 0ª, 1ª e 2ª ordens, enquanto que as restantes ordens pertencem à alta ordem.

Neste estudo foram considerados os coeficientes até à 6ª ordem. A 0ª ordem não tem relevância clínica, dado que é um termo constante, por outro lado, a 1ª ordem também não apresenta relevância clínica, pois os termos desta ordem representam efeitos prismáticos na vertical e horizontal, enquanto que, à 2ª ordem pertencem o defocus e o astigmatismo. No geral, pode concluir-se que as HOA's apresentam valores pouco significativos, sendo que na maioria aproximam-se de zero à exceção da aberração esférica que normalmente possui valores positivos.<sup>22,23</sup>

Em geral, os coeficientes de Zernike formam um conjunto ortogonal que representa aberrações equilibradas, e têm a vantagem de apresentarem propriedades matemáticas ideais para pupilas circulares.<sup>24,25</sup> No entanto a sua utilização também apresenta duas desvantagens referidas por Marco Lombard *et al.*,<sup>9</sup> pois os coeficientes não fornecem informação sobre o impacto relativo das aberrações oculares na qualidade ótica ocular e, quando, por exemplo, a córnea apresenta uma forma irregular, estes polinómios não conseguem transmitir informação correta acerca das aberrações oculares. Devido a estas desvantagens foram criadas várias métricas para quantificar a qualidade da imagem, como por exemplo a Point-Spread Function (PSF) e Modulation Transfer Function (MTF), que se irão mencionar no ponto seguinte.

#### **2.1.4 Descritores da qualidade ótica ocular e da imagem na retina**

As primeiras métricas que quantificam a qualidade ótica foram introduzidas tendo como base polinómios de Zernike. No entanto, para além destas, foram criadas outras formas para melhor descrever a frente de onda, tais como as métricas objetivas que quantificam a qualidade de frente de onda ótica no plano da pupila (métricas de perfil pupilar) e outras que quantificam a qualidade da imagem na retina (métricas no plano da imagem).

A degradação da qualidade da imagem pode ser estimada usando várias métricas, por exemplo, *Root Mean Square* (RMS), *Point-Spread Function* (PSF), *Modulation Transfer Function* (MTF) .

#### 2.1.4.1 Root Mean Square (RMS)

O RMS descreve as propriedades óticas do olho, e pode ser definido como o desvio da frente de onda em relação a uma frente de onda plana (ideal) representado com um único número, que é mais simples e facilmente interpretado. Pode ser determinado individualmente para os termos de ordem superior ou inferior ou calculado para o total das aberrações.

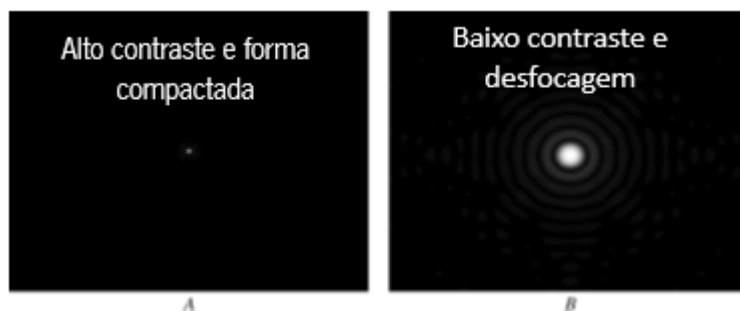
Como se pode verificar na equação apresentada abaixo, é possível calcular o RMS a partir dos coeficientes de Zernike.

$$RMS^2 = \sum (Z_n^m)^2$$

#### 2.1.4.2 Point Spread Function (PSF)

A PSF é definida como a imagem de uma fonte pontual produzida pelo sistema ótico do olho humano. Num olho óticamente perfeito, uma fonte pontual produz uma imagem da retina com alto contraste e forma compacta. A imagem retiniana de uma fonte pontual num olho com aberrações, por outro lado, tem menor contraste e é desfocada pela ótica do olho.

Uma métrica escalar utilizada frequentemente para representar a qualidade de imagem da PSF em olhos aberrados é a razão de Strehl. É definida como a relação entre a intensidade máxima real da PSF (na presença de aberrações) e a intensidade máxima para uma PSF óticamente perfeita (limitada apenas pela difração). A relação de Strehl pode variar entre 0 e 1, correspondendo o valor 1 ao sistema ótico sem aberrações limitado apenas por difração.



**Figura 2.3** Nesta figura está representado a Point Spread Function. Na imagem A observa-se uma fonte pontual de alta qualidade, que possui um contraste alto, a imagem B é a representação da fonte pontual num olho aberrado, neste caso o ponto aparece com baixa qualidade e baixo contraste (adaptado de Lombardo *et al.*).<sup>9</sup>

### **2.1.4.3 Optical transfer function (OTF)**

A OTF é uma função complexa que engloba tanto o MTF (Modulation Transfer Function) como o PSF (Point Spread Function). Estas métricas transmitem conhecimento sobre a variação da qualidade da imagem na retina, mais especificamente a variação do contraste e fase da imagem objeto.

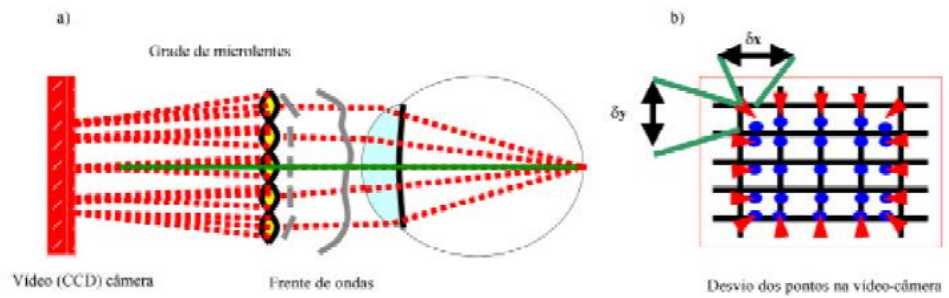
O MTF informa acerca do contraste de várias frequências e representa a degradação da imagem para cada frequência espacial de onda sinusoidal, esta grandeza pode variar entre 0 e 1 (modulação) sendo que um MTF de 1 descreve um olho perfeito sem aberrações, enquanto que, um MTF de 0 representa um sistema aberrado.

### **2.1.5 Técnicas de medição de aberrações**

Ao longo do tempo, a evolução das técnicas de deteção de frentes de onda redefiniu o significado do erro refrativo, pois, os defeitos do olho humano são agora medidos e expressos em erros de frente de onda.

Hoje em dia, com recurso a aberrómetros oculares, acede-se a medidas pormenorizadas das aberrações de frente de onda. A maioria destes medem as aberrações transversais em função da posição da pupila. A aberração transversal é medida entre a distância angular e o centro de cada uma das imagens, em que, o centro da imagem corresponde a uma pupila de entrada centrada. A aberração de onda é obtida a partir de um conjunto de aberrações locais transversais. Estas podem ser medidas quando os raios entram ou saem da pupila, dependendo do tipo de aberrómetro utilizado.

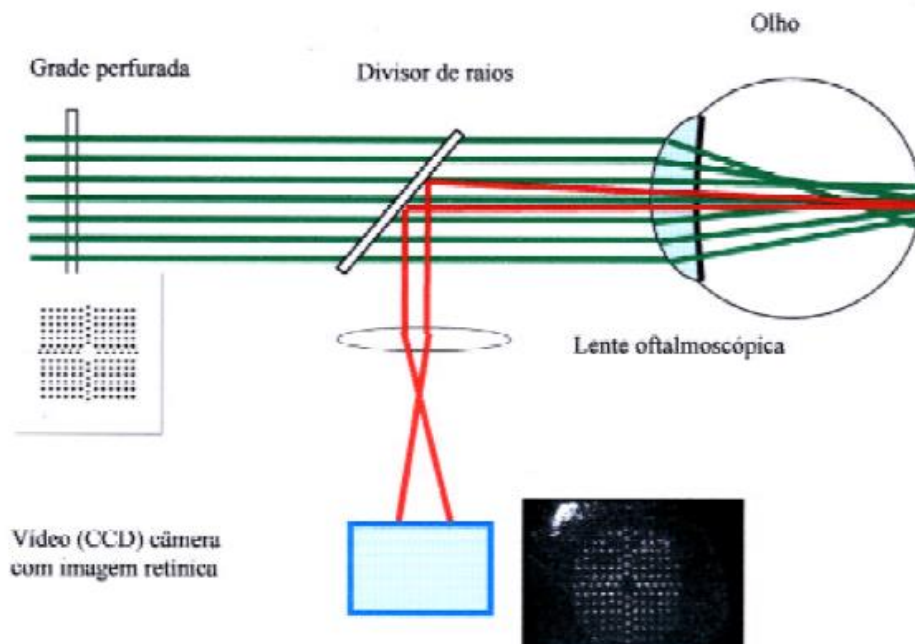
Um dos mais conhecidos e utilizado neste estudo é o Hartmann-Shack (H-S), que realiza a medição das aberrações oculares aquando os raios saem do olho (aberrómetro de saída). Esta técnica, um feixe laser estreito (representado a verde na figura 2.4) é projetado na mácula e posteriormente refletido (representado a vermelho ponteadado na figura 2.4) O raio refletido passa por todo o olho humano formando no final a frente de onda com aberrações óticas. Estas vão ser captadas por microlentes, representadas a amarelo na figura 2.4, formando um foco na câmara de vídeo representados pelos retângulos vermelhos. No final o sistema irá efetuar a comparação entre a posição dos pontos  $\delta x$  e  $\delta y$  que correponderá à diferença entre a posição ideal e real, desta diferença resultará o valor das aberrações oculares



**Figura 2.4** Funcionamento do Aberrômetro Hartmann-Shack.<sup>26</sup>

Para além do H-S, existe ainda o aberrômetro tipo Tcherning e o Laser Ray tracing.

O aberrômetro tipo Tcherning é baseado numa técnica sequencial. Neste sensor de frente de onda, uma máscara padrão de pontos (orifícios regulares) é usada para projetar vários feixes de laser na retina. As aberrações oculares existentes fazem com os raios provenientes de diferentes partes da pupila se concentrem em diferentes posições na retina. Portanto, as aberrações de frente de onda oculares podem ser calculadas a partir de todo o padrão de pontos captados de uma só vez por um oftalmoscópio.



**Figura 2.5** Funcionamento do aberrômetro tipo Tsherning.<sup>26</sup>

O Laser Ray tracing (aberrômetro de entrada) é um sistema baseado também numa técnica sequencial muito semelhante ao aberrômetro Tsherning. A técnica usada neste aberrômetro

consiste num feixe de luz projetado sequencialmente por um espelho de varrimento através de diferentes localizações da pupila na retina. Cada padrão pontual na retina é visualizado por ótica simples e capturado por uma camara CCD. A frente de onda ocular é reconstruída a partir da sequência dos deslocamentos da imagem em comparação com os pontos de referência. Portanto, a aberrometria de traçados de raios é baseada num método de passagem dupla, ordenada usando projeção direta e pode ser implementada de uma maneira objetiva ou subjetiva.

## 2.2 Síndrome visual associado ao uso do computador

Os indivíduos que sofrem de SVC caracterizam-se por apresentarem sintomas, tais como olho vermelho, desconforto ocular, dores de cabeça, olho seco, diplopia, quando o uso prolongado de computadores/tabletes. Num estudo, Ranasinghe *et al.*,<sup>27</sup> revelaram que numa amostra de 2210 trabalhadores, os indivíduos diagnosticados com SVC passavam um tempo médio superior em frente ao computador ( $7,8 \pm 3,3$  h) em relação aqueles que não tinham sido diagnosticados com SVC ( $6,7 \pm 3,5$  h).

Na tabela seguinte 2.1 pudemos observar a prevalência desta síndrome em vários estudos realizados anteriormente.

**Tabela 2.1** Prevalência de SVC avaliada em estudos anteriores.

<b>Autores</b>	<b>Ano</b>	<b>% de usuários de computador com sintomas</b>	
<b>Shresthaa <i>et al.</i></b> <sup>28</sup>	2011	92,1%	
<b>Alemayehu <i>et al.</i></b> <sup>29</sup>	2014	73,9%	
<b>Logaraj M. <i>et al.</i></b> <sup>30</sup>	2014	Estudantes de Engenharia	81,9%
		Estudantes de Medicina	78,6%
<b>Ranasinghe <i>et al.</i></b> <sup>27</sup>	2016	67,4 %	
<b>Noreen <i>et al.</i></b> <sup>31</sup>	2016	67,2%	
<b>Venkatesh <i>et al.</i></b> <sup>32</sup>	2016	Homens	79,6 %
		Mulheres	89,9 %
<b>Rashidi <i>et al.</i></b> <sup>33</sup>	2017	Sintomas agudos	72,39 %
		Sintomas crónicos	27,60 %
<b>Assefa <i>et al.</i></b> <sup>34</sup>	2017	73%	

Na tabela 2.1 pudemos observar que em geral a prevalência da SVC é alta, em que os valores dos estudos representados variaram entre 67,2% e 92,1%.

Os indivíduos com SVC após um período prolongado do uso de computador sentem principalmente os seguintes sintomas: dor de cabeça, irritação ocular, fadiga ocular, secura ocular, dor nos olhos, visão desfocada/dificuldade em focar, visão dupla e dor de pescoço. Em estudos

anteriores avaliou-se a prevalência destes sintomas associados à SVC, como podemos observar na tabela 2.2.

**Tabela 2.2** Prevalência dos sintomas de SVS em estudos anteriores.

<b>Autores</b>	<b>Ano</b>	<b>Dor de cabeça</b>	<b>Irritação ocular</b>	<b>Fadiga ocular</b>	<b>Secura ocular</b>	<b>Dor nos olhos</b>	<b>Visão desfocada/dificuldade em focar</b>	<b>Visão dupla</b>	<b>Dor de pescoço</b>
<b>Turner<sup>35</sup></b>	1982	50-59%	13%	50%					
<b>Starr et al.<sup>36</sup></b>	1982	75%	61%			65%	52%	10%	65%
<b>Dain et al.<sup>37</sup></b>	1985	4,3%		5,4%	0,5%	3,8%	4,9%		
<b>Gauri et al.<sup>28</sup></b>	2011	85,5%	48,7%	88,2%	61,8%	71,1%	64,5%	11,8%	67,1 %
<b>Alemayehu et al.<sup>29</sup></b>	2014	22,2%	7,7,%		13,4%			8,8%	
<b>Ranasingh e et al.<sup>27</sup></b>	2016	45,7 %	26,2%		31,1%		VP 23,8%		
							VL 20,1%	13,7%	
<b>Noreen et al.<sup>31</sup></b>	2016	38%*	48%	15%*					21,8%
<b>Venkatesh et al.<sup>32</sup></b>	2016	38,5%	22,7%						30,9%
<b>Anbesse et al.<sup>34</sup></b>	2017	23%	23%				42,4%		

Na tabela 2.2 podemos observar que o sintoma mais frequente após um período prolongado do uso de computador é a dor de cabeça, seguida pela irritação ocular. Estes dois sintomas são também os mais estudados. O sintoma menos comum observado na tabela foi a diplopia.

Num outro estudo,<sup>38</sup> observou-se as diferenças nos valores da prevalência de sintomas entre o sexo feminino e masculino como podemos observar na seguinte tabela.



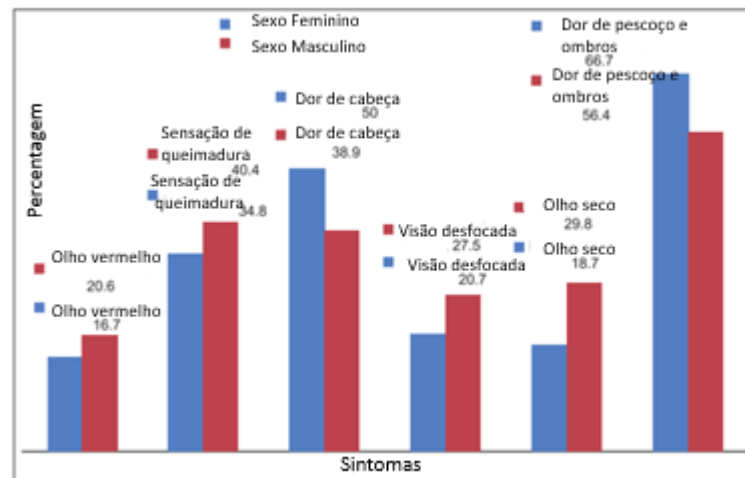
**Tabela 2.3** Prevalência de sintomas em pacientes com SVC, diferenciando o sexo feminino do sexo masculino (adaptado de Shantakumari N. *et al.*).<sup>38</sup>

Sintomas	Sexo Masculino	Sexo Feminino	Total
Dor de cabeça	43.9	58.2*	53.3
Olho seco, cansado e dorido	49.7	46.9	48.0
Sensação de ardor	52.9	55.6	54.8
Visão dupla	12.9	10.9	11.5
Halos à volta dos objetos	17.4	19.4	18.3
Necessidade de interromper a tarefa	32.3	37.3	35.7
Visão desfocada para longe	16.1	29.6*	24.8

\*P<0.05

Na tabela 2.3 pudemos observar que o sintoma mais prevalente foi a sensação de ardor, seguida pela dor de cabeça, e os menos comuns foram visão dupla e “halos” à volta dos objetos. A diferença na prevalência dos sintomas entre homem e mulher foi significativa no caso da dor de cabeça e e visão desfocada para longe, sendo ambos mais prevalentes nos indivíduos de sexo feminino.

Num outro estudo,<sup>30</sup> também foi avaliada a prevalência dos sintomas associados ao CVS entre homens e mulheres, como vamos poder observar na seguinte figura 2.6.



**Figura 2.6** Prevalência de sintomas em pacientes com SVC, diferenciando o sexo feminino do sexo masculino (adaptado de Logaraj *et al.*).<sup>30</sup>

No gráfico representado na figura 2.6 observou-se que a dor de pescoço e dor no ombro, seguido pela dor de cabeça foram os sintomas mais prevalentes após um longo período a utilizar o computador. Estes dois sintomas foram mais prevalentes nos indivíduos do sexo feminino, enquanto

que os restantes sintomas foram mais prevalentes nos homens. O olho vermelho neste estudo foi o sintoma menos comum.

Em relação aos sintomas relacionados com alterações da lágrima, vários autores têm-se dedicado ao estudo da relação do uso de computador com o aparecimento desta sintomatologia e de alterações na lágrima. Genis *et al.*,<sup>39</sup> Schole *et al.*,<sup>40</sup> e Henderson *et al.*,<sup>41</sup> concluíram que após os pacientes estarem um período prolongado ao computador, a taxa de frequência do pestanejo diminuiu. Mais especificamente, Henderson *et al.*,<sup>41</sup> determinaram que diminuiu de 18,4 pestanejos por minuto para 3,6 pestanejos por minuto. Para além disso houve maior percentagem de pestanejo incompleto e a qualidade lacrimal foi mais afetada que o volume lacrimal.

Para além das alterações da lágrima com o uso de computador também existem alterações na acomodação que causam sintomas após o uso do computador, como vamos poder melhor perceber no capítulo seguinte.

### **2.2.1 Alterações na acomodação com o uso do computador**

Hoje em dia existe uma grande versatilidade de tamanhos de ecrãs de computadores. No entanto, quanto mais reduzidos forem os ecrãs e as letras será necessária uma menor distância aos dispositivos, conseqüentemente a acomodação é afetada,<sup>42</sup> para que haja uma visão clara e nítida em tais distâncias.

O processo acomodativo depende da acuidade visual próxima, profundidade de foco, diâmetro da pupila e das aberrações de frente de onda.<sup>43</sup>

Para além do uso de computadores implicar uma maior acomodação e convergência, os usuários,<sup>42</sup> após o uso destes dispositivos, sentem que a visão distante fica desfocada, o que poderá dever-se a uma resposta acomodativa imprecisa.<sup>42</sup>

Em estudos anteriores,<sup>43,44</sup> observou-se que os pacientes apresentavam alterações acomodativas e binoculares após o uso do computador /tablet, nomeadamente G.Shrestha *et al.*,<sup>28</sup> observaram que num grupo de indivíduos que usava o computador durante todo o dia 35,5 % apresentaram inflexibilidade acomodativa.

Num estudo de revisão,<sup>45</sup> referiu-se um artigo,<sup>a</sup> em que foram comparadas as alterações oculares de um grupo de indivíduos que usou durante um período prolongado de computadores/tablets/smartphones com um grupo de controlo, verificou-se, como pudemos observar na tabela 2.4, que no grupo que utilizou durante um período prolongado computadores/tablets/smartphones as alterações oculares no geral foram mais acentuadas, à excepção da estereopsia e alteração da visão das cores que foi mais prevalente no grupo de controlo. A alteração ocular com maior prevalência foi a baixa capacidade de convergência fusional nos indivíduos que utilizaram o computador durante um longo período. Num estudo de revisão,<sup>46</sup> foi referido acerca do estudo de Watten *et al.*,<sup>b</sup> que após oito horas de trabalho os participantes apresentaram uma redução de ARN e ARP, concluiu-se assim que a capacidade de convergir e divergir diminui. No entanto, no mesmo estudo de revisão,<sup>46</sup> foi referido que no estudo de Nyman *et al.*,<sup>c</sup> que após cinco horas de trabalho os participantes não apresentaram diferenças significativas no ARN.

**Tabela 2.4** Prevalência de alterações oculares após a utilização prolongada de computadores, tablet's e telemóveis em comparação com a prevalência das mesmas alterações oculares num grupo de controlo (adaptado de Clayton Blehm *et al.*).<sup>45</sup>

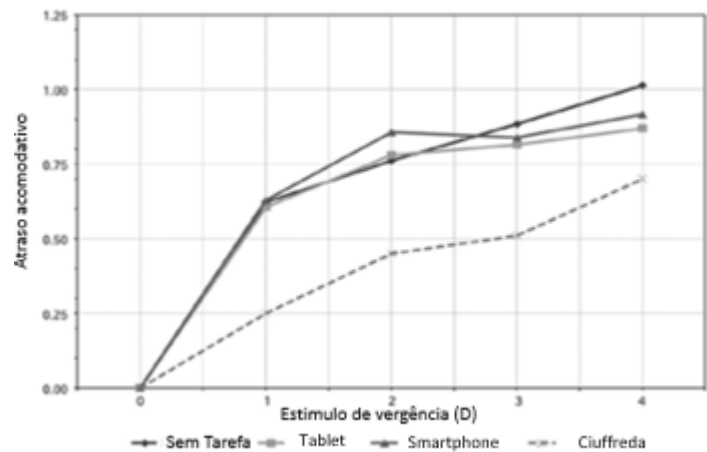
Tipo de alteração ocular	VDT % (n = 32)	Grupo de controlo % (n = 15)
Baixa convergência fusional	46.9	13.3
Heteroforia	34.4	13.3
Insuficiência de convergência	28.1	13.3
Olho ambliope	12.5	0
Desordens refrativas	12.5	0
Suspeitas de doença ocular	9.4	6.6
Alteração da visão das cores	6.2	6.6
Sem estereopsia	6.2	6.6

<sup>a</sup> Gur S, Ron S, Heicklen-Klein A: Objective evaluation of visual fatigue in VDU workers. *Occup Med (Lond)* 44:201-4, 1994 referenciado por Clayton Blehm *et al.*

<sup>b</sup> Watten RG, Lie I & Birketvedt O. The influence of long- term visual near-work on accommodation and vergence: a field study. *J Hum Ergol* 1994; 23: 27-39 referenciado por M.Rosenfield

<sup>c</sup> Nyman KG, Knave BG & Voss M. Work with video display terminals among office employees. *Scand J Work Environ Health* 1985; 11: 483-487 referenciado por M. Rosenfield

Moulakaki *et al.*,<sup>43</sup> avaliaram o valor do atraso acomodativo em função do aumento do valor do estímulo, aquando a utilização de um tablet ou smartphone. A partir do gráfico representado na figura 2.7, pode-se concluir que todas as respostas de acomodativas apresentaram um deslocamento perante a linha teórica, demonstrando que um certo valor de atraso acomodativo está presente para todos os estímulos.



**Figura 2.7** Alterações no atraso acomodativo com o aumento do estímulo (D).

O esforço acomodativo durante o trabalho próximo pode ser um fator causal do desenvolvimento da miopia. Embora não haja evidência científica de que o desenvolvimento da miopia esteja associado ao uso de computadores, uma miopia transitória após o uso do computador, tablet's e telemóveis é observada em vários estudos,<sup>47,48</sup> mais especificamente num estudo anterior,<sup>47</sup> após a tarefa, foi observada miopia transitória em 66% dos indivíduos míopes e 52% dos indivíduos emetropes.

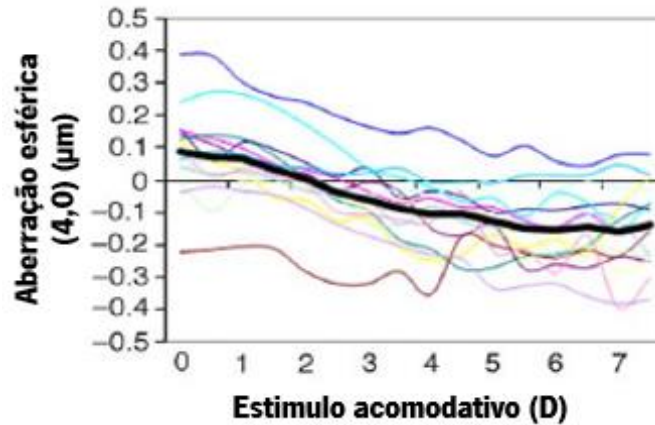
No entanto, Rosenfield *et al.*,<sup>49</sup> não detetaram nenhuma diferença significativa, após realizar um estudo que se baseou na medição monocular e binocular da flexibilidade acomodativa com o objetivo de detetar alterações acomodativas após a utilização do computador.

### **2.2.1.1 Alterações no valor das aberrações oculares e na qualidade da imagem retiniana com a acomodação**

Hofer *et al.*<sup>50</sup> relataram que os valores das aberrações oculares não são constantes no olho humano, variando ao longo do tempo. Durante o processo acomodativo, o cristalino altera a sua forma, posição, mais especificamente, há um aumento de curvatura central anterior, aplanção periférica e aumento da espessura do cristalino.<sup>9</sup> A acomodação pode flutuar entre 0,03D e 0,50 D, consoante a amplitude de acomodação.<sup>9</sup> Tendo em conta estas mudanças, espera-se que o valor das aberrações oculares também se altere.

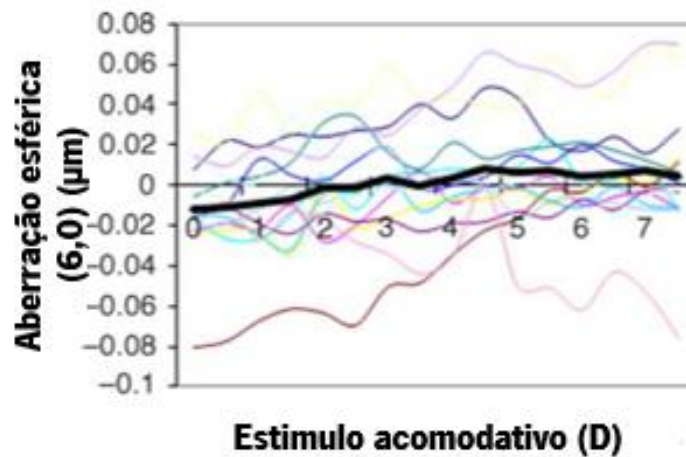
Num estudo,<sup>51</sup> observou-se que após 2 horas de leitura os indivíduos míopes e emetropes apresentaram uma diminuição no  $Z(4,0)$ . Para além da desta diminuição, no mesmo estudo houve diferenças significativas no  $Z(3,1)$ ,  $Z(3,-1)$  e também pequenas mudanças na quinta e sexta ordem. Num outro estudo,<sup>22</sup> também se observou alterações no  $Z(4,0)$ ,  $Z(3,-1)$ ,  $Z(3,1)$  e  $Z(2,2)$ , no entanto os termos  $Z(3,-1)$ ,  $Z(3,1)$  e  $Z(2,2)$  não apresentaram uma variação constante variando de indivíduo para indivíduo.

A conseqüente alteração da  $Z(4,0)$ , após a acomodação, é consensual entre os autores, que afirmam que quanto maior é o estímulo acomodativo, maior será a variação da aberração esférica no sentido negativo, podendo em alguns casos passar de valor positivo a valor negativo.<sup>9,43,52</sup> Como se pode observar no gráfico da figura 2.8, no estudo de Norberto López-Gil *et al.*,<sup>53</sup> tal como noutros estudos,<sup>22,43,51,52</sup> observou-se que a aberração esférica diminuiu para a maioria dos pacientes consoante o aumento do estímulo.



**Figura 2.8** Neste gráfico pode -se observar a variação da aberração esférica aquando o estímulo acomodativo aumenta, para 15 olhos adaptado de López-Gil N *et al.*.<sup>53</sup>

He *et al.*,<sup>52</sup> observaram que as aberrações oculares a partir da quarta ordem comportam-se de forma muito semelhante ao estado de repouso. No estudo de Norberto López- Gil *et al.*,<sup>53</sup> pode-se observar mais especificamente que Z(6,0) com o aumento do estímulo acomodativo ficou ligeiramente positiva, tal como se pode observar no gráfico representado na figura 2.9.

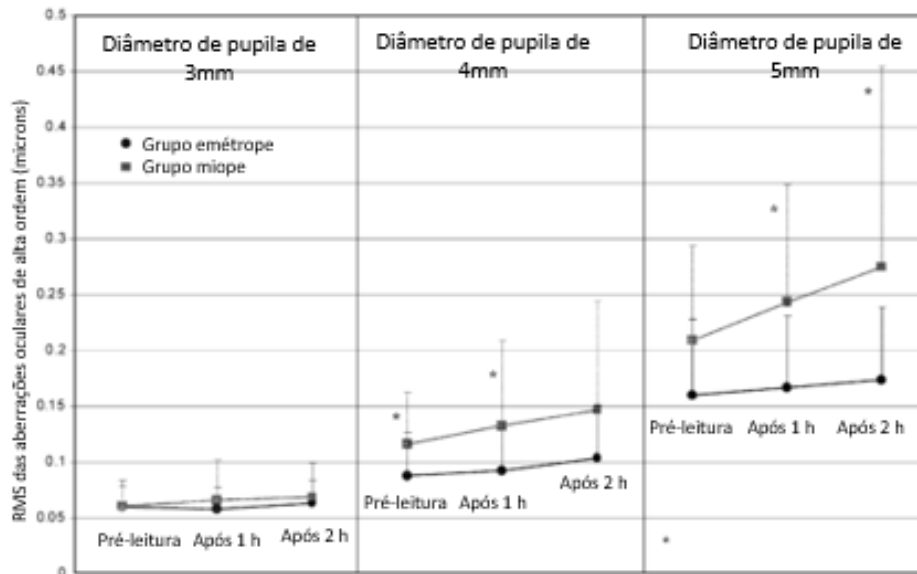


**Figura 2.9** Neste gráfico pode-se observar as variações da aberração esférica para 15 olhos, quando o estímulo acomodativo aumenta, adaptado de López-Gil N *et al.*.<sup>53</sup>

Tendo em conta que as aberrações oculares alteram com a acomodação, espera-se que a qualidade ótica do olho humano também altere. O RMS permite ter uma noção geral da variação da frente de onda ideal. Quanto maior for o valor do RMS, maior será o valor aberração de frente de

onda e, conseqüentemente, pior será a qualidade de imagem.<sup>52</sup> He *et al.*,<sup>52</sup> analisaram as alterações do RMS com a acomodação e verificaram que o RMS diminui para uma variação de estímulo entre 0 e 1 D, permanece entre 1 e 3 D e depois aumenta gradualmente para maiores níveis de estímulo.

Num outro estudo,<sup>51</sup> avaliou-se o valor do RMS das aberrações corneais de alta ordem, antes da tarefa de leitura, após uma hora de leitura e após duas horas de leitura, para os diâmetros de pupila de 3 mm, 4 mm e 5mm, como pudemos ver na figura 2.10:



**Figura 2.10** Neste gráfico observa-se o valor do RMS das aberrações corneais antes da tarefa, após uma hora de tarefa e no final da tarefa (adaptado de Buheren *et al.*).<sup>51</sup>

No gráfico representado na figura 2.10, pode-se observar que para os três tamanhos de pupila (3mm, 4 mm e 5mm), em ambos os grupos analisados ( grupo de emétopes e de míopes) houve um aumento do valor do RMS consoante o aumentou o período de leitura.

### **3. Materiais e métodos**

#### **3.1 Amostra**

Os participantes selecionados para este estudo foram recrutados a partir de um grupo de estudantes da Universidade do Minho. Numa sessão preliminar, realizou-se um exame visual optométrico de modo a garantir o cumprimento dos critérios de inclusão. Neste exame avaliou-se o estado refrativo, a acomodação, a visão binocular e a saúde ocular.

O estado refrativo foi avaliado de forma objetiva e subjetiva. A acomodação foi avaliada através da amplitude de acomodação (método de Sheard) e da flexibilidade acomodativa para VP (lentes de  $\pm 2$  D). O estado da visão binocular foi avaliado através da medição das forias (método de Van Graeffe) e das reservas fusoriais para VL e a 40 cm.

Foram avaliados 29 sujeitos dos quais 20 cumpriam os seguintes critérios de inclusão: miopia  $< -0,50$  D, hipermetropia  $< +0,50$  D e anisometropia  $< 0,50$  D, sem disfunção acomodativa ou de visão binocular e história de patologia ou cirurgia ocular. Nenhum deles tomava medicação que pudesse influenciar a acomodação. Os vinte participantes selecionados (17 mulheres e 3 homens), tinham idades compreendidas entre os 19 anos e 25 anos (média de idade  $22,7 \pm 1,9$  anos). O equivalente esférico calculado a partir dos valores do exame visual optométrico foi de  $-0,031$  D, enquanto que o valor do equivalente esférico calculado a partir do aberrómetro para 3 mm foi de  $0,037$  D e para 5 mm foi de  $0,030$  D.

O estudo foi conduzido de acordo com os princípios da Declaração de Helsinquia, tendo os participantes assinado um consentimento informado após a explicação da natureza do estudo. O estudo foi aprovado pela Subcomissão de Ética para as Ciências da Vida e da Saúde da Universidade do Minho.



### 3.2 Sistema de medida

Para obter o valor das aberrações oculares totais, antes e após a tarefa, utilizou-se um aberrômetro Visionix VX 120 (Visionix-Luneau Technologies, Chartres, France). Este sistema é automático e combina um aberrômetro Hartmann-Shack, um topógrafo corneal e um autorrefratômetro.

O sistema Hartmann-Shack do VX 120 mede 1,500 pontos em 0,2 s, numa área com um diâmetro de 2,0 mm a 7,0 mm. Possui ainda um sistema baseado em Sheimpflug, que utiliza luz monocromática de 455 nm para obter a paquimetria.<sup>54</sup> Além disto o Visionix permite também realizar topografia da córnea, pois, graças ao sistema de disco de Plácido que possui. É capaz de projetar 24 anéis na superfície corneal, medindo cerca de 100 mil pontos numa zona com um diâmetro compreendido entre os 0,33 mm a 10,0 mm.<sup>54</sup>

Este sistema combina tecnologias que permitem ainda obter uma estimativa biométrica de várias estruturas do segmento anterior, medição de aberrações de frente de onda interna e ocular e medidas de PIO.<sup>54</sup>



**Figura 3.1** Aberrômetro Visionix 120, ( <http://visionix-vx120.com/es> em Fevereiro de 2018)

Num estudo, realizado por Piñero *et al.*,<sup>54</sup> foi avaliada a repetibilidade intra-sessão das medidas de geometria da córnea e medidas de aberrometria pelo VX 120 numa população saudável. Neste estudo o aparelho forneceu dados consistentes do eixo do astigmatismo, no entanto, observou-se variabilidade significativa para o eixo de astigmatismo corneal menor ou igual a 0,75 D. Avaliaram-se também os valores de cada coeficiente de Zernike, verificando-se correlações positivas moderadas e estatisticamente significativas, com a exceção da aberração esférica secundária.

David P. Piñero *et al.* também analisaram a validade do VX 120 na medição do RMS e constataram que os valores obtidos do RMS das aberrações de alta ordem (pupila de 5 mm) apresentavam no geral altos níveis de repetibilidade intra-sessão. No entanto, a consistência foi mais limitada para os parâmetros aberrométricos de quinta, sexta e sétima ordens em comparação com as terceira e quarta ordens, à exceção do quadrafoil.<sup>54</sup>

No geral, o VX 120 é um sistema multidiagnóstico que fornece uma boa repetibilidade de medições de diferentes formas geométricas e parâmetros do olho humano.

### **3.3 Procedimento de recolha de dados**

Na recolha de dados foi realizada uma sessão para cada participante, dividida em três partes. Numa primeira parte foram determinadas as aberrações oculares.

Na segunda parte, cada participante foi instruído a ler um texto apresentado num monitor de computador durante um período de 30 minutos.

Na terceira e última parte, após 30 minutos de leitura, para cada participante, voltou-se a medir aberrações oculares, com o objetivo de se compararem os valores das aberrações oculares, antes e após tarefa.

#### **3.3.1 Antes da tarefa**

Na 1ª parte obteve-se o valor das aberrações oculares do olho humano antes da tarefa (condição de visão de longe) de leitura.

O sensor Hartmann- Shark do aparelho atrás descrito, foi usado para medir as aberrações oculares totais de ambos os olhos. Inicialmente foram dadas indicações para se sentarem na cadeira em frente ao aparelho e para se posicionarem adequadamente, apoiando corretamente p queixo e testa. Em seguida pediu-se aos sujeitos para fixarem o alvo de modo a reduzir a influência da acomodação nas medições aberrações oculares. Antes de se iniciarem as medições, pediu-se aos sujeitos para pestanejarem de forma a manter a integridade do filme lacrimal. Todo o procedimento foi realizado utilizando funções de auto-centralização, diminuindo erros do operador. Foram obtidas três medidas para cada olho e a média das mesmas calculada. Na análise de dados só foram utilizados os dados relativos ao olho direito de cada sujeito.

### **3.3.2 Durante a tarefa**

De seguida, procedeu-se à 2ª parte que consistiu na leitura de um texto apresentado no monitor de um computador fixo colocado a 40 cm durante 30 minutos,. O texto usado foi sempre o mesmo, tendo sempre o mesmo tamanho e contraste.

### **3.3.3 Depois da tarefa**

Por fim realizou-se a terceira e última tarefa, consistindo na realização da medida das aberrações oculares com o sensor aberrações. A medição realizada foi semelhante à efetuada na primeira parte das medidas.

### 3.4 Análise de dados

Para cada participante, obtiveram-se os valores das aberrações totais do olho direito, para uma pupila de 3 mm e 5 mm, para todos os coeficientes de Zernike até à 6ª ordem, antes e após a realização da tarefa

Após a realização de todas as medidas, exportaram-se os dados obtidos para posterior análise

Utilizaram-se os valores exportados para calcular o equivalente esférico (M), antes e após tarefa. O M foi calculado de forma simples e complexa, De seguida apresenta-se ambas as fórmulas para cada um deles, para o M simples equação 3.1 e para o M complexo 3.2:

$$M \text{ simples} = \frac{-Z(2,0)*4\sqrt{3}}{r^2} \quad (3.1)$$

$$M \text{ complexo} = \frac{-Z(2,0)*4\sqrt{3}+Z(4,0)*12\sqrt{5}}{r^2} \quad (3.2)$$

O RMS também foi calculado para o antes e depois da tarefa, para LOA', 3ª ordem, 4ª ordem, 5ª ordem, 6ª ordem, HOA e o RMS Total.

### 3.5 Análise estatística

Para a análise estatística utilizou-se o SPSS ( version 24, SPSS, Inc.). A normalidade dos dados foi avaliada através do teste de Kolmogorov-Sminov.. No caso de a distribuição ser normal utilizou-se T-test emparelhado para comparar as médias obtidas antes e após a realização da tarefa.

No caso de a distribuição das variáveis não ser normal utilizou-se testes Wilcoxon e Friedman.

Um valor de p menor ou igual a 0,05 foi considerado estáticamente significativo.

## **4. Resultados**

Neste capítulo serão apresentados e analisados os resultados obtidos antes e após tarefa de forma a avaliar as alterações verificadas com a realização da mesma

Inicialmente será feita a análise dos valores das aberrações oculares antes da realização da tarefa em visão de perto. Em seguida analisam-se as alterações nas propriedades óticas do olho humano, mais especificamente aberrações oculares, com a realização da tarefa ao computador. Também serão analisadas as possíveis alterações existentes no valor do equivalente esférico ( $M$ ). Por último será avaliada a influência da realização de uma tarefa ao computador na qualidade ótica ocular, através da análise dos valores do RMS obtidos antes e após a tarefa.

### **4.1 Análise das propriedades óticas antes da tarefa**

Numa fase inicial realizou-se a medição do valor das aberrações oculares e nas tabelas 4.1 e 4.2, encontram-se os valores médios dos coeficientes de Zernike até à sexta ordem para uma pupila de 3 mm e 5 mm, respetivamente.

**Tabela 4.1** Valores dos coeficientes de Zernike em microns ( $\pm$  SD) das aberrações oculares, antes da tarefa para uma pupila de 3 mm.

	Aberrações de baixa ordem						Aberrações de alta ordem					
	3ª ordem ( $\mu\text{m}$ )		4ª ordem ( $\mu\text{m}$ )		5ª ordem ( $\mu\text{m}$ )		6ª ordem ( $\mu\text{m}$ )					
Z (2,-2)	0,018 $\pm$ 0,050	Z (3,-3)	-0,025 $\pm$ 0,021*	Z (4,-4)	0,002 $\pm$ 0,010	Z (5,-5)	0,001 $\pm$ 0,005	Z (6,-6)	0,000 $\pm$ 0,001			
Z (2,0)	-0,016 $\pm$ 0,102	Z (3,-1)	-0,012 $\pm$ 0,026	Z (4,-2)	0,001 $\pm$ 0,007	Z (5,-3)	0,002 $\pm$ 0,003*	Z (6,-4)	0,000 $\pm$ 0,001			
Z (2,2)	-0,056 $\pm$ 0,105*	Z (3,1)	-0,014 $\pm$ 0,025*	Z (4,2)	0,001 $\pm$ 0,009	Z (5,-1)	-0,001 $\pm$ 0,004	Z (6,-2)	0,000 $\pm$ 0,001			
		Z (3,3)	0,012 $\pm$ 0,023*	Z (4,4)	0,002 $\pm$ 0,008	Z (5,1)	0,001 $\pm$ 0,002*	Z (6,0)	0,000 $\pm$ 0,001			
				Z (4,0)	0,000 $\pm$ 0,017	Z (5,3)	-0,001 $\pm$ 0,003*	Z (6,2)	0,000 $\pm$ 0,001			
						Z (5,5)	-0,002 $\pm$ 0,005	Z (6,4)	0,000 $\pm$ 0,001			
								Z (6,6)	0,000 $\pm$ 0,001			

**Tabela 4.2** Valores dos coeficientes de Zernike em microns ( $\pm$  SD) das aberrações oculares, antes da tarefa para uma pupila de 5 mm.

Aberrações de baixa ordem	Aberrações de alta ordem					
	3ª ordem ( $\mu\text{m}$ )	4ª ordem ( $\mu\text{m}$ )	5ª ordem ( $\mu\text{m}$ )	6ª ordem ( $\mu\text{m}$ )		
Z (2,-2)	0,051 $\pm$ 0,100*	Z (3,-3) -0,062 $\pm$ 0,072*	Z (4,-4) 0,010 $\pm$ 0,023	Z (5,-5) 0,001 $\pm$ 0,019	Z (6,-6)	0,000 $\pm$ 0,008
Z (2,0)	-0,008 $\pm$ 0,208	Z (3,-1) -0,034 $\pm$ 0,070*	Z (4,-2) 0,002 $\pm$ 0,020	Z (5,-3) 0,006 $\pm$ 0,011*	Z (6,-4)	0,001 $\pm$ 0,006
Z (2,2)	-0,127 $\pm$ 0,245*	Z (3,1) -0,016 $\pm$ 0,076	Z (4,2) 0,004 $\pm$ 0,027	Z (5,-1) 0,002 $\pm$ 0,017	Z (6,-2)	-0,002 $\pm$ 0,004
		Z (3,3) 0,009 $\pm$ 0,067	Z (4,4) 0,009 $\pm$ 0,024	Z (5,1) 0,007 $\pm$ 0,009*	Z (6,0)	-0,001 $\pm$ 0,010
			Z (4,0) 0,007 $\pm$ 0,064	Z (5,3) -0,005 $\pm$ 0,009*	Z (6,2)	0,001 $\pm$ 0,007
				Z (5,5) -0,009 $\pm$ 0,016*	Z (6,4)	0,000 $\pm$ 0,006
					Z (6,6)	0,000 $\pm$ 0,009



Nas tabelas 4.1 e 4.2, observa-se os valores médios das aberrações oculares, obtidos imediatamente antes da tarefa de visão de perto ter início. Em ambas, os valores das aberrações oculares aproximaram-se de zero, à medida que a ordem dos coeficientes aumenta, sendo mais facilmente detectado a partir da 4ª ordem. Verificou-se ainda que quanto maior foi a ordem dos coeficientes de Zernike a dispersão dos valores diminuiu.

Os coeficientes que apresentaram valores superiores, são os de baixa ordem, composta pelos coeficientes  $Z(2,-2)$ ,  $Z(2,0)$  e  $Z(2,-2)$ . O coeficiente que apresentava valores superiores para ambos diâmetros de pupila foi o  $Z(2,2)$ . Estes valores foram diferentes de zero, sendo esta diferença estatisticamente significativa para ambas as pupilas ( $p=0,027$  para 3 mm e  $p=0,032$  para 5 mm). O coeficiente  $Z(2,-2)$  também revelou valores diferentes de zero para ambos diâmetros de pupila, no entanto esta diferença não foi estatisticamente significativa para a pupila de 3 mm ( $p=0,120$ ), enquanto que, para a pupila de 5 mm a diferença foi estatisticamente significativa ( $p=0,034$ ). O  $Z(2,0)$  apresentou para ambos os diâmetros de pupila valores diferentes de zero mas não foram estatisticamente significativos ( $p=0,493$  para 3 mm e  $p=0,872$  para 5 mm).

Na 3ª ordem, o coeficiente que apresentou valores superiores, para ambos os diâmetros da pupila, foi o  $Z(3,-3)$ . Este coeficiente apresentou valores diferentes de zero, esta diferença foi estatisticamente significativa para ambos os diâmetros de pupila ( $p<0,001$  para 3 mm e  $p=0,001$  para 5 mm).

Os coeficientes  $Z(3,1)$  e  $Z(3,3)$  apresentaram valores diferentes de zero, esta diferença foi estatisticamente significativa para uma pupila com diâmetro de 3mm ( $Z(3,1)$  com  $p=0,021$  e  $Z(3,3)$  com  $p=0,028$ ), enquanto que para o mesmo diâmetro de pupila,  $Z(3,-1)$  não apresentou diferença de zero estatisticamente significativa ( $p=0,059$ ).

Para um diâmetro de pupila de 5mm, o coeficiente  $Z(3,-1)$  apresentou valores diferentes de zero com significância estatística ( $p=0,046$ ), enquanto que os coeficientes  $Z(3,1)$  e  $Z(3,3)$  apresentaram valores também diferentes de zero mas sem significância estatística ( $Z(3,1)$  com  $p=0,345$  e  $Z(3,3)$  com  $p=0,543$ ).

A partir da quarta ordem os valores aproximam-se cada vez mais do zero, sendo que os coeficientes com valores maiores, para ambos os diâmetros da pupila são o  $Z(4,-4)$  e o  $Z(4,4)$ ; os valores destes coeficientes foram diferentes de zero mas nenhum destes dois coeficientes apresentou valores estatisticamente significativos diferentes de zero ( $Z(4,-4)$  para 3 mm  $p=0,282$  e para 5 mm  $p=0,066$ ;  $Z(4,4)$  para 3 mm  $p=0,354$  para 5 mm  $p=0,119$ ).

O coeficiente  $Z(4,0)$ , apresentou valores diferentes de zero mas não revelou diferenças estatisticamente significativas, esta situação é comum a ambos diâmetros de pupila estudados ( $p=0,954$  para 3 mm e  $p=0,611$  para 5 mm).

Na quinta ordem, observou-se que os coeficientes  $Z(5,-3)$  e  $Z(5,5)$  foram os que apresentaram valor superior para a pupila de 3 mm, enquanto que para a pupila de 5 mm foram os  $Z(5,-3)$ ,  $Z(5,1)$  e  $Z(5,5)$ . Nesta ordem os coeficientes  $Z(5,-3)$ ,  $Z(5,1)$  e  $Z(5,3)$  apresentaram valores diferentes de zero com significância estatística para ambos os diâmetros das pupilas ( $Z(5,-3)$  para 3 mm  $p=0,028$  e para 5 mm  $p=0,027$ ;  $Z(5,1)$  para 3 mm  $p=0,022$  e para 5 mm  $p=0,002$ ;  $Z(5,3)$  para 3 mm  $p=0,047$  e para 5 mm  $p=0,024$ ). O coeficiente  $Z(5,5)$  apresentou valores diferentes de zero mas com significância estatística apenas para a pupila de diâmetro 5 mm (para 3 mm  $p=0,092$  e para 5 mm  $p=0,020$ ).

Na sexta ordem, verificou-se que tanto para uma pupila de 3 mm como para 5 mm, os coeficientes de Zernike apresentaram valores muito semelhantes entre si e muito próximos de zero. A diferença entre o coeficiente  $Z(6,0)$  e zero não foi estatisticamente significativa para ambos os diâmetros (para 3 mm  $p=0,832$  e para 5 mm  $p=0,753$ ).

## 4.2 Alterações das propriedades óticas oculares após o uso do computador

### 4.2.1 Avaliação das aberrações oculares antes e após a tarefa

O estudo das alterações das propriedades óticas oculares com a realização de tarefa foi feito através da análise das alterações das aberrações oculares antes e após a tarefa no computador. As alterações nas aberrações oculares de 2ª ordem a 6ª ordem estão representadas nas seguintes tabelas para uma pupila de 3 mm e 5 mm.

**Tabela 4.3** Média dos coeficientes de Zernike em microns ( $\pm$  SD) das aberrações oculares totais para uma pupila de 3 mm.

3 mm							
WA Totais (microns)							
	Antes da tarefa	Depois da tarefa	$\rho$ Value		Antes da tarefa	Depois da tarefa	$\rho$ Value
<b>Z(2,-2)</b>	0,018 $\pm$ 0,050	0,002 $\pm$ 0,041	0,135	<b>Z(5,-5)</b>	0,001 $\pm$ 0,005	0,000 $\pm$ 0,006	0,573
<b>Z(2,0)</b>	-0,016 $\pm$ 0,102	-0,021 $\pm$ 0,161	0,875	<b>Z(5,-3)</b>	0,002 $\pm$ 0,003	0,001 $\pm$ 0,003	0,646
<b>Z(2,2)</b>	-0,056 $\pm$ 0,105	-0,050 $\pm$ 0,110	0,493	<b>Z(5,-1)</b>	-0,001 $\pm$ 0,004	-0,001 $\pm$ 0,004	0,578
<b>Z(3,-3)</b>	-0,025 $\pm$ 0,021	-0,023 $\pm$ 0,021	0,552	<b>Z(5,1)</b>	0,001 $\pm$ 0,002	0,002 $\pm$ 0,003	0,868
<b>Z(3,-1)</b>	-0,012 $\pm$ 0,026	-0,017 $\pm$ 0,031	0,423	<b>Z(5,3)</b>	-0,001 $\pm$ 0,003	-0,001 $\pm$ 0,003	0,951
<b>Z(3,1)</b>	-0,014 $\pm$ 0,025	-0,020 $\pm$ 0,034	0,272	<b>Z(5,5)</b>	-0,002 $\pm$ 0,005	-0,001 $\pm$ 0,004	0,296
<b>Z(3,3)</b>	0,012 $\pm$ 0,023	0,010 $\pm$ 0,022	0,659	<b>Z(6,-6)</b>	0,000 $\pm$ 0,001	0,000 $\pm$ 0,001	0,351
<b>Z(4,-4)</b>	0,002 $\pm$ 0,010	-0,001 $\pm$ 0,007	0,156	<b>Z(6,-4)</b>	0,000 $\pm$ 0,001	0,000 $\pm$ 0,002	0,351
<b>Z(4,-2)</b>	0,001 $\pm$ 0,007	0,001 $\pm$ 0,006	0,845	<b>Z(6,-2)</b>	0,000 $\pm$ 0,001	0,000 $\pm$ 0,000	0,799
<b>Z(4,0)</b>	0,000 $\pm$ 0,017	0,001 $\pm$ 0,015	0,765	<b>Z(6,0)</b>	0,000 $\pm$ 0,001	0,000 $\pm$ 0,001	0,881
<b>Z(4,2)</b>	0,001 $\pm$ 0,009	-0,001 $\pm$ 0,010	0,535	<b>Z(6,2)</b>	0,000 $\pm$ 0,001	0,000 $\pm$ 0,002	0,654
<b>Z(4,4)</b>	0,002 $\pm$ 0,008	0,000 $\pm$ 0,011	0,737	<b>Z(6,4)</b>	0,000 $\pm$ 0,001	0,000 $\pm$ 0,002	0,575
				<b>Z(6,6)</b>	0,000 $\pm$ 0,001	0,000 $\pm$ 0,002	0,232

**Tabela 4.4** Média dos coeficientes de Zernike em microns ( $\pm$  SD )das aberrações oculares totais para uma pupila de 5 mm

5 mm							
WA Totais (microns)							
	Antes da tarefa	Depois da tarefa	PValue		Antes da tarefa	Depois da tarefa	PValue
<b>Z(2,-2)</b>	0,051 $\pm$ 0,100	0,015 $\pm$ 0,099	0,063	<b>Z(5,-5)</b>	0,001 $\pm$ 0,019	-0,002 $\pm$ 0,020	0,255
<b>Z(2,0)</b>	-0,008 $\pm$ 0,208	-0,010 $\pm$ 0,339	0,977	<b>Z(5,-3)</b>	0,006 $\pm$ 0,011	0,007 $\pm$ 0,011	0,571
<b>Z(2,2)</b>	-0,127 $\pm$ 0,245	-0,127 $\pm$ 0,241	0,978	<b>Z(5,-1)</b>	0,002 $\pm$ 0,017	-0,002 $\pm$ 0,015	0,266
<b>Z(3,-3)</b>	-0,062 $\pm$ 0,072	-0,056 $\pm$ 0,072	0,296	<b>Z(5,1)</b>	0,007 $\pm$ 0,009	0,009 $\pm$ 0,012	0,478
<b>Z(3,-1)</b>	-0,034 $\pm$ 0,070	-0,058 $\pm$ 0,089	0,092	<b>Z(5,3)</b>	-0,005 $\pm$ 0,009	-0,007 $\pm$ 0,011	0,484
<b>Z(3,1)</b>	-0,016 $\pm$ 0,076	-0,037 $\pm$ 0,087	0,094	<b>Z(5,5)</b>	-0,009 $\pm$ 0,016	-0,006 $\pm$ 0,014	0,205
<b>Z(3,3)</b>	0,009 $\pm$ 0,067	0,009 $\pm$ 0,056	0,983	<b>Z(6,-6)</b>	0,000 $\pm$ 0,008	-0,001 $\pm$ 0,005	0,439
<b>Z(4,-4)</b>	0,010 $\pm$ 0,023	0,007 $\pm$ 0,019	0,479	<b>Z(6,-4)</b>	0,001 $\pm$ 0,006	0,002 $\pm$ 0,005	0,560
<b>Z(4,-2)</b>	0,002 $\pm$ 0,020	0,003 $\pm$ 0,019	0,701	<b>Z(6,-2)</b>	-0,002 $\pm$ 0,004	-0,002 $\pm$ 0,004	0,826
<b>Z(4,0)</b>	0,007 $\pm$ 0,064	0,007 $\pm$ 0,070	0,899	<b>Z(6,0)</b>	-0,001 $\pm$ 0,010	-0,001 $\pm$ 0,010	0,575
<b>Z(4,2)</b>	0,004 $\pm$ 0,027	-0,002 $\pm$ 0,035	0,260	<b>Z(6,2)</b>	0,001 $\pm$ 0,007	0,001 $\pm$ 0,008	0,851
<b>Z(4,4)</b>	0,009 $\pm$ 0,024	0,009 $\pm$ 0,032	0,993	<b>Z(6,4)</b>	0,000 $\pm$ 0,006	-0,001 $\pm$ 0,008	0,347
				<b>Z(6,6)</b>	0,000 $\pm$ 0,009	0,000 $\pm$ 0,006	0,911

Ao analisar os valores dos coeficientes de Zernike nas tabelas 4.3 e 4.4, antes e após tarefa, observa-se que a realização da tarefa ao computador provocou alterações nas aberrações oculares.

Analisando-se os valores de baixa ordem, verificou-se que para ambos os diâmetros de pupila Z(2,-2) e Z(2,0) diminuíram, no entanto não apresentaram diferenças estatisticamente significativas ( Z(2,-2) para 3 mm p= 0,135 e para 5 mm p= 0,063; Z(2,0) para 3 mm p= 0,875 e para 5 mm p= 0,977), enquanto que o Z(2,2) aumentou para 3 mm, mas para 5 mm manteve-se constante, para ambos os diâmetros não houve diferenças estatisticamente significativas (para 3 mm p= 0,493 e para 5 mm p= 0,978).

Na terceira ordem pode-se observar que o Z(3,-3) aumentou para ambos os diâmetros da pupila, no entanto não se verificou diferenças estatisticamente significativas (para 3 mm p= 0,552 e para 5 mm p= 0,296). Na mesma ordem, Z(3,-1), Z(3,1) diminuíram para ambos os diâmetros de pupila após tarefa. Enquanto que para a pupila de 3 mm o Z(3,3) diminuiu, para a pupila de 5

mm manteve-se constante. Em nenhuma das situações anteriores se verificou diferenças estatisticamente significativas ( $Z(3,-1)$  para 3 mm  $p= 0,423$  e para 5 mm  $p= 0,092$ ;  $Z(3,1)$  para 3 mm  $p= 0,272$  e para 5 mm  $p= 0,094$ ;  $Z(3,3)$  para 3 mm  $p= 0,659$  e para 5 mm  $p= 0,983$ ).

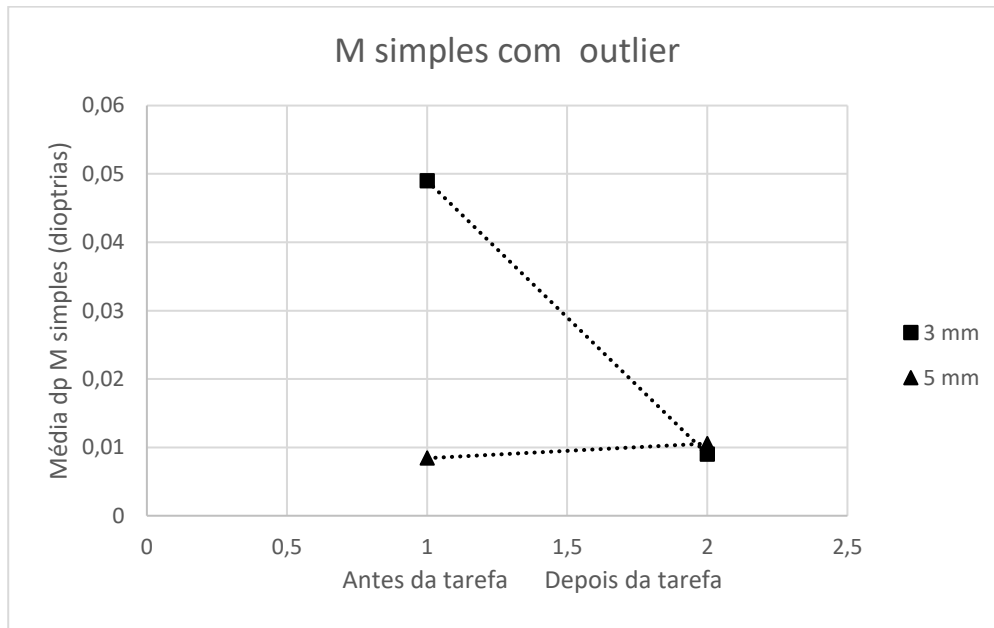
Na 4ª ordem, o  $Z(4,0)$  aumentou ligeiramente para a pupila de 3 mm, enquanto que para 5 mm se manteve constante, no entanto não houve diferenças estatisticamente significativas (para 3 mm  $p= 0,765$  e para 5 mm  $p= 0,899$ ). Na mesma ordem,  $Z(4,-4)$  e  $Z(4,2)$  diminuíram para ambos os diâmetros, após a tarefa, no entanto as diferenças não foram significativas ( $Z(4,-4)$  para 3 mm  $p= 0,156$  e para 5 mm  $p= 0,479$ ;  $Z(4,2)$  para 3 mm  $p= 0,535$  e para 5 mm  $p= 0,260$ ). O  $Z(4,-2)$  manteve-se constante para a pupila de 3 mm enquanto que para a pupila de 5mm aumentou, contudo não houve diferenças significativas (para 3 mm  $p= 0,845$  e para 5 mm  $p= 0,701$ ). O  $Z(4,4)$  diminui após tarefa para 3 mm, enquanto que para 5 mm manteve-se constante, no entanto tal como no coeficiente anterior  $Z(4,-2)$  não houve diferenças significativas.

Na 5ª ordem, os valores das aberrações aproximam-se cada vez mais do zero, continuando a não haver diferenças significativas entre o antes e após tarefa.

À 6ª ordem, pertence o  $Z(6,0)$ , verificou-se que se manteve contante antes e após tarefa, não apresentando diferenças significativas após tarefa ( $p=0,881$  e  $p=0,575$ ).

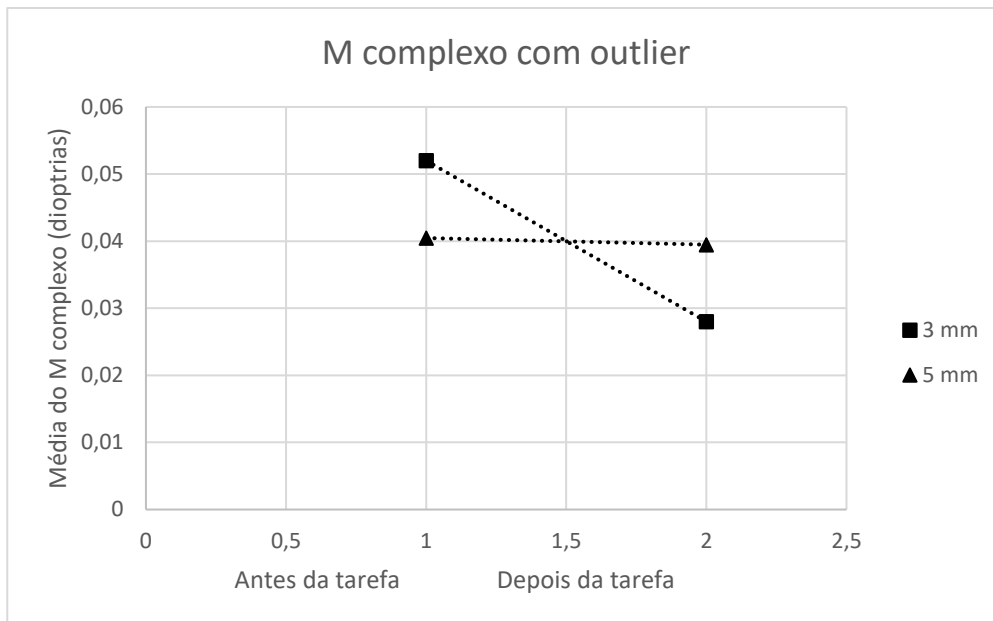
#### 4.2.2 Avaliação do M (equivalente esférico) antes e após a tarefa

Para avaliar as diferenças que possam existir no valor do equivalente esférico após a leitura no computador, analisou-se as variações do valor M simples e do M complexo, para uma pupila de 3 mm e 5 mm,.



**Figura 4.1** Representação dos valores do M simples antes e após a tarefa, para a pupila de 3 mm e 5 mm incluído o outlier.

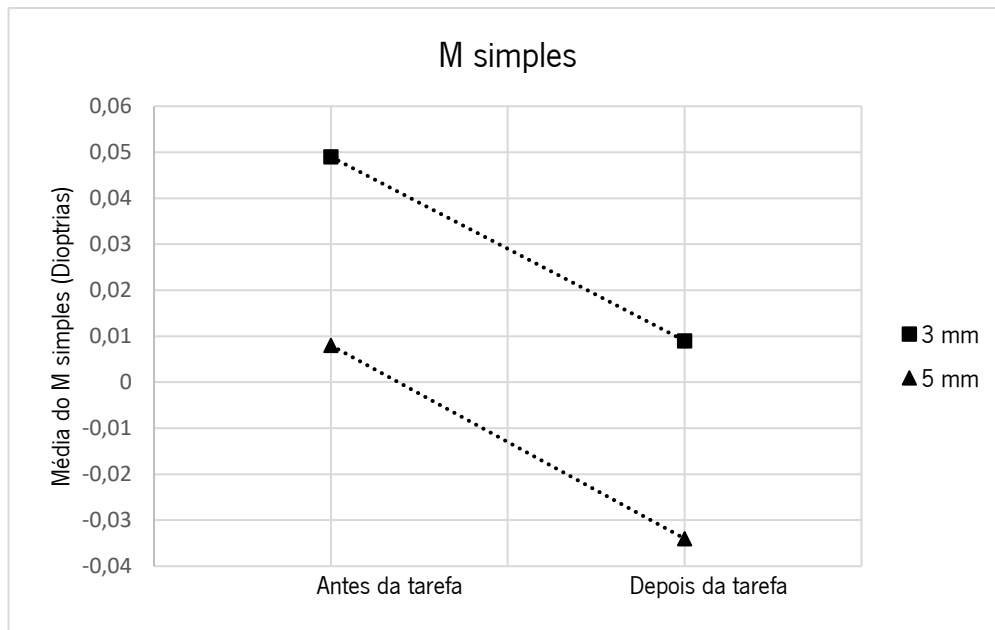
Na figura 4.1 pudemos observar que o valor do M simples para a pupila de 3 mm diminuiu, enquanto que para a pupila de 5 mm o valor aumentou ligeiramente. Para ambos os diâmetros de pupila não houve diferenças estatisticamente significativas após tarefa (para 3 mm  $p=0,397$  e para 5 mm  $p=0,977$ ).



**Figura 4.2** Representação dos valores do M complexo antes e após a tarefa, para a pupila de 3 mm e 5 mm incluído o outlier.

Na figura 4.2 pudemos observar que o valor do M complexo para a pupila de 3 mm diminuiu, enquanto que para a pupila de 5 mm o valor do M simples diminuiu ligeiramente, para ambos os diâmetros de pupila não houve diferenças estatisticamente significativas após tarefa (para 3 mm  $p=0,47$  e para 5 mm  $p=0,991$ ).

Observando os dados verificou-se a existência de um valor discrepante e retirando este valor dos cálculos, obtiveram-se os seguintes gráficos:

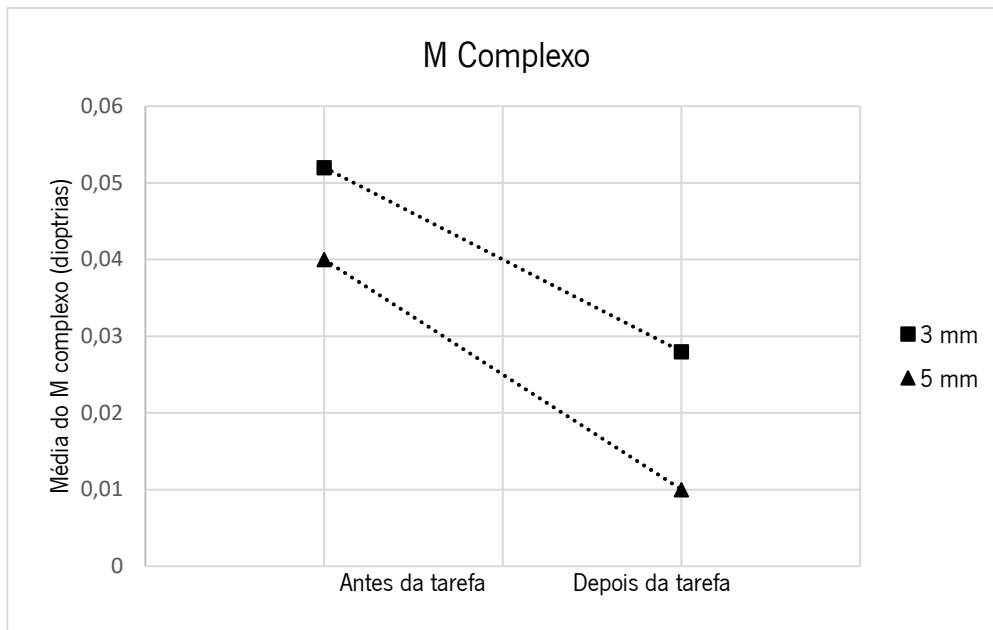


**Figura 4.3** Representação dos valores do M simples (D), antes e após tarefa, para uma pupila de 3 mm e 5 mm.

A partir do gráfico 4.3, verificou-se que após a tarefa o valor do M simples diminuiu para ambos os diâmetros de pupila, no entanto as diferenças não foram estatisticamente significativas (para 3 mm  $p= 0,397$  e para 5 mm  $p= 0,453$ ).

Verificaram-se resultados semelhantes para os valores do M complexo, como pudemos observar no gráfico seguinte 4.4.



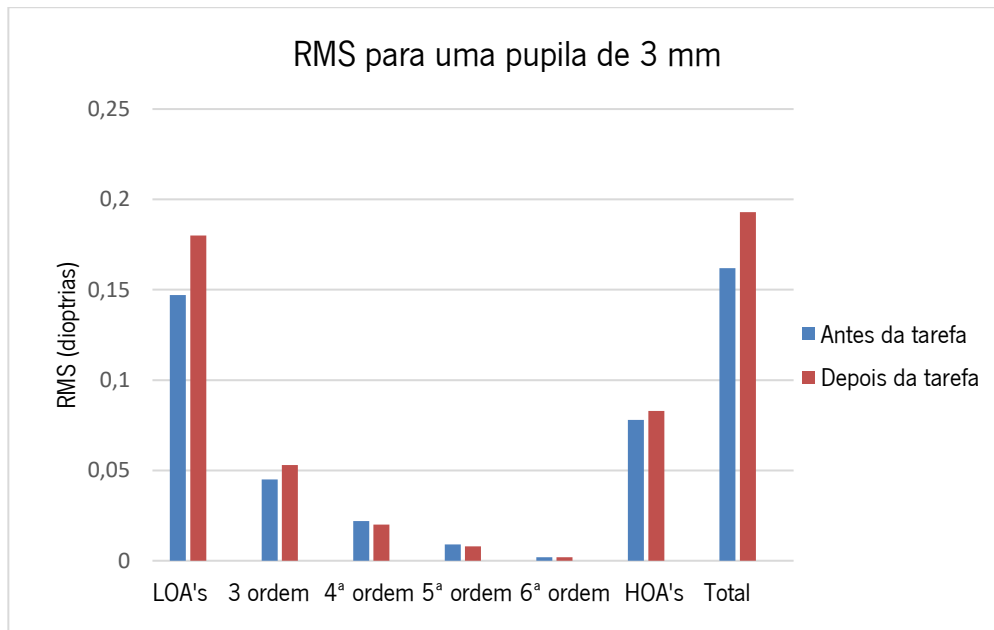


**Figura 4.4** Representação dos valores do M complexo (D), antes e após tarefa, para uma pupila de 3 mm e 5 mm.

No gráfico 4.4, observam-se os valores do M complexo antes e após tarefa. Constatou-se que o valor do M complexo diminuiu para ambos diâmetros de pupila estudados, tal como no M simples, também não se observou diferenças estatisticamente significativas (para 3 mm  $p= 0,470$  e para 5mm  $p= 0,496$ ).

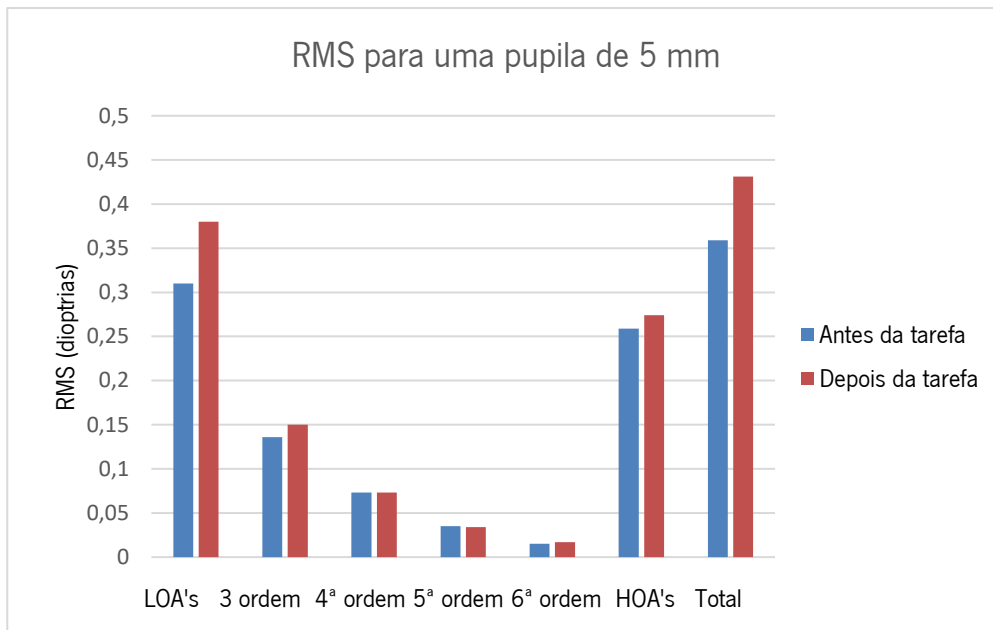
### 4.2.3 Avaliação da qualidade ótica ocular antes e após tarefa

A avaliação do RMS permite saber se com a realização da tarefa houve ou não alteração da qualidade ótica do olho. Por este motivo o RMS foi calculado para a pupila de 3 mm e 5 mm. No gráfico representado na figura 4.5 verifica-se que os valores do RMS antes e após tarefa para a pupila de 3 mm.



**Figura 4.5** Representação dos valores do RMS antes e após tarefa, para uma pupila de 3 mm.

No gráfico 4.5 verificou-se que na maioria dos valores estudados, o RMS aumentou, com exceção dos RMS de 4ª e 5ª ordens que diminuíram e da 6ª ordem que após tarefa manteve-se constante. No caso do RMS das aberrações de baixa ordem e RMS das aberrações totais houve diferenças estatisticamente significativas após tarefa (para RMS LOA's  $p=0,039$  e para RMS Totais  $p=0,044$ ), enquanto que para os restantes valores estudados não houve diferenças estatisticamente significativas ( para RMS 3ª ordem  $p=0,286$ , para RMS 4ª ordem  $p=0,218$ , para RMS 5ª ordem  $p=0,550$ , para RMS 6ª ordem  $p=0,117$ , para RMS HOA's  $p=0,601$ ).



**Figura 4.6** Representação dos valores do RMS antes e após tarefa, para uma pupila de 5 mm.

No gráfico 4.6 observam-se os valores de RMS antes e após tarefa, para a pupila de 5 mm. Constatou-se, tal como para a pupila de 3 mm, que na maioria das ordens o valor do RMS aumentou após a tarefa, embora este aumento não seja estatisticamente significativo (para RMS LOA's  $p=0,117$ , para RMS 3ª ordem  $p=0,296$ , para RMS 6ª ordem  $p=0,179$ , para RMS HOA'S  $p=0,391$ , para RMS Totais  $p=0,067$ ). Para a 4ª ordem, os valores do RMS mantiveram-se constantes enquanto que para a 5ª ordem diminuíram. Em nenhuma destas ordens o RMS apresentou diferenças estatisticamente significativas com a realização da tarefa (para RMS 4ª ordem  $p=0,823$  e para o RMS 5ª ordem  $p=0,654$ ).

## 5. Discussão

### 5.1 Propriedades óticas antes da tarefa

Nesta dissertação, antes da tarefa, realizou-se, com o auxílio de um aberrômetro, três medidas das aberrações oculares para o olho direito de cada paciente, realizando-se posteriormente a média destas.

Foram analisados os valores dos coeficientes de Zernike tanto para o diâmetro de pupila de 3 mm como para 5 mm cujos dados estão representados nas tabelas 4.1 e 4.2. Constata-se com base nestas tabelas que os valores das aberrações oculares possuem uma grande dispersão de valores, o que significa que existe uma grande variabilidade de valores entre indivíduos. Esta situação está de acordo com o que Cheng *et al.*<sup>22</sup> observaram no seu estudo,<sup>22</sup> onde também relataram uma grande dispersão de valores quando observaram os dados das aberrações oculares de 74 indivíduos com média de idade 24 anos, medidas por um aberrômetro Hartmann-Shack, quando o olho humano se encontrava no estado relaxado.

No estudo de Cheng *et al.*,<sup>22</sup> concluiu-se também que, à medida que as ordens dos coeficientes de Zernike aumentam, os valores aproximam-se cada vez mais de zero, principalmente a partir da quarta ordem. Embora nesta dissertação o mesmo se tenha verificado, observou-se que alguns valores são significativamente diferentes de zero a partir da 4ª ordem: para a pupila de 3 mm  $Z(5,-3)$ ,  $Z(5,1)$  e  $Z(5,3)$  e para a pupila de 5 mm  $Z(5,-3)$ ,  $Z(5,1)$ ,  $Z(5,3)$  e  $Z(5,5)$ .

Porter *et al.*,<sup>23</sup> realizaram um estudo em que participaram 109 indivíduos com média de idade de 41 anos, no qual, com o auxílio do aberrômetro Hartmann-Shack, mediu-se as aberrações oculares para uma pupila de 5 e 7 mm com a acomodação relaxada. Nesse estudo,<sup>23</sup> verificou-se que a maioria dos valores das aberrações oculares de alta ordem eram próximas de zero à exceção do  $Z(4,0)$  quando a acomodação estava relaxada para ambos os diâmetros de pupila. No estudo de Cheng *et al.*,<sup>22</sup> observou-se também que  $Z(4,0)$  apresentou valores superiores aos restantes coeficientes de Zernike para o diâmetro de pupila de 5mm, sendo os restantes muito próximos de zero, no entanto neste estudo observou-se que  $Z(4,0)$  era inferior ao valor do  $Z(4,0)$  do estudo de Porter *et al.*<sup>23</sup> Esta diferença observada entre os estudos deve-se à diferença de idade da amostra,

sendo que no estudo de Porter *et al.*,<sup>23</sup> a média de idade foi de 41 anos, tendo apresentado um valor superior de  $Z(4,0)$  ao estudo de Cheng *et al.*,<sup>22</sup> que apresentou uma amostra com uma idade média inferior.

No entanto, nesta dissertação  $Z(4,0)$ , ao contrário dos estudos referidos anteriormente,<sup>22,23</sup> para os diâmetros de pupila de 3 mm e 5 mm não apresentou uma diferença estatisticamente significativa de zero. Esta discrepância dos resultados é provavelmente devido à idade das populações estudadas, uma vez que a aberração esférica se torna mais positiva com a idade e nesta dissertação a média de idade foi inferior aos estudos referidos anteriormente.<sup>55,56</sup>

No estudo de Franco *et al.*,<sup>48</sup> mediu-se as aberrações oculares com o auxílio do aberrómetro de Hartmann-Shack, antes e após uma tarefa de leitura de 30 minutos, a 35 indivíduos emetropes com média de idade de 20 anos. Nesse estudo observou-se que o valor médio de  $Z(6,0)$  após tarefa foi muito próximo de zero, tal como o estudo de Cheng *et al.*<sup>22</sup> Nesta dissertação  $Z(6,0)$  não apresentou diferenças significativas de zero, tal como nos estudos referidos anteriormente,<sup>22,23</sup>  $Z(6,0)$  foi muito próximo de zero para ambos os diâmetros de pupila.

Também se verificou nesta dissertação que os coeficientes da 6ª ordem não apresentaram diferenças significativas de zero, o que era expectável dado que no estudo de Cheng *et al.*,<sup>22</sup> apresentaram valores muito próximos de zero.

A partir dos valores das aberrações antes da tarefa, concluiu-se ainda que para um maior diâmetro de pupila, no geral existiu um maior valor de aberrações oculares. Em vários estudos,<sup>57,58</sup> verificou-se resultados semelhantes aos resultados desta dissertação, um maior diâmetro da pupila implicou um aumento das aberrações oculares.

## 5.2 Alterações das aberrações oculares com a tarefa

Ao analisar os dados obtidos, observou-se que o  $Z(4,0)$  para a pupila de 3 mm aumentou ligeiramente após tarefa, esta diferença não foi estatisticamente significativa. Para a pupila de 5 mm o valor antes e após tarefa foi muito semelhante e a diferença também não foi estatisticamente significativa. Segundo os autores Franco *et al.*,<sup>48</sup>, era de esperar que o  $Z(4,0)$  diminuísse podendo haver situações em que os valores passassem de valores positivos para valores negativos, no entanto, neste estudo esta situação não se verificou. Esta discrepância poderá ter ocorrido dado que a amostra desta dissertação é inferior à amostra de Franco *et al.*<sup>48</sup>

No caso do  $Z(3,1)$  e  $Z(3,-1)$  após a tarefa, ambos os coeficientes para ambos diâmetros da pupila diminuíram o seu valor, no entanto não se verificaram diferenças estatisticamente significativas, estes resultados estão de acordo com o estudo Franco *et al.*<sup>48</sup> No estudo de Franco *et al.*,<sup>48</sup>  $Z(3,-1)$  para a pupila de 5 mm, diminuiu e apresentou uma diferença estatisticamente significativa após tarefa, no entanto nesta dissertação não se verificou diferenças estatisticamente significativas após tarefa, possivelmente por a amostra desta dissertação ser reduzida.

O coeficiente  $Z(6,0)$  manteve-se constante após a tarefa, tanto para a pupila de 3 mm como para a pupila de 5 mm, no entanto, num estudo anterior,<sup>48</sup> para a pupila de 3 mm  $Z(6,0)$  diminuiu após tarefa, apresentando diferenças estatisticamente diferentes de zero.

Nesta dissertação o número de participantes não foi suficiente para haver diferenças estatisticamente diferentes de zero após a tarefa.

### 5.3 Alteração do M simples e M complexo após tarefa

O M simples foi avaliado após a tarefa, com este procedimento pretendia-se determinar se a refração muda após a tarefa, verificou-se que o M simples sofre alterações, para ambos os diâmetros de pupila, no entanto as diferenças obtidas não foram estatisticamente significativas.

Também se calculou o M complexo, que apresentou um comportamento muito semelhante ao M simples, o M complexo diminuiu também após tarefa para ambos os diâmetros, no entanto também não houve diferenças estatisticamente significativas.

Franco *et al.*,<sup>48</sup> também calcularam o valor do M para a pupila de 3 mm e 5 mm, antes e após os participantes realizarem uma tarefa de leitura em papel durante o período de 30 minutos, e verificaram que o valor do M diminuiu após a tarefa tanto para uma pupila de 3 mm como de 5 mm. No entanto não se observaram diferenças estatisticamente significativas após tarefa para a pupila de 3 mm, enquanto que para a pupila de 5 mm foi encontrada uma diferença estatisticamente significativa após tarefa. Nesta dissertação, tal como no estudo de Franco *et al.*,<sup>48</sup> observou-se que para ambos os diâmetros de pupila, tanto o M simples como o M complexo diminuíram com a tarefa, no entanto, nesta dissertação, esta diminuição não foi estatisticamente significativas. No estudo de Franco *et al.*,<sup>48</sup> para a pupila de 5 mm houve um decréscimo estatisticamente significativo; esta diferença provavelmente ocorreu porque no estudo de Franco *et al.* a amostra é maior observando-se diferenças estatisticamente significativas.<sup>48</sup>

## 5.5 Alteração do RMS após tarefa

Nesta dissertação para avaliar a qualidade ótica do olho humano, antes e após tarefa, calculou-se o valor do RMS das aberrações de baixa ordem, 3ª ordem, 4ª ordem, 5ª ordem, 6ª ordem, HOA's e RMS Total, para a pupila de 3 e 5 mm.

Neste estudo, observou-se que após a tarefa, o valor do RMS no caso das LOA, 3ª ordem, HOA e RMS total, para a pupila de 3 mm, aumentou. No caso da 6ª ordem manteve-se constante e diminuiu para a 4ª e 5ª ordem. Para a pupila de 3 mm, as LOA e RMS Total apresentaram diferença estatisticamente significativa após tarefa, enquanto que para as restantes ordens não houve diferenças estatisticamente significativas após tarefa. Para a pupila de 5 mm, verificou-se que o valor do RMS LOA, 3ª ordem, 6ª ordem, HOA e Total aumentou após tarefa, enquanto que para 4ª ordem manteve-se constante e para a 5ª ordem diminuiu. No entanto em nenhuma destas situações houve uma diferença estatisticamente significativa após tarefa.

No estudo de Franco *et al.*,<sup>48</sup> para as pupilas de 3 e 5 mm, os autores observaram que o RMS Total e RMS LOA aumentaram após tarefa apresentando diferenças estatisticamente significativas. Nesta dissertação observou-se que o RMS Total e RMS LoA's também aumentaram após tarefa, tal como no estudo de Franco *et al.*,<sup>48</sup> no entanto apenas houve diferenças estatisticamente significativas para a pupila de 3mm.

Para a pupila de 5 mm, Franco *et al.*,<sup>48</sup> verificaram ainda que para além de haver diferenças estatisticamente significativas para RMS Totais e RMS LOA's, também houve um aumento estatisticamente significativo para o RMS 4ª, 5ª e 6ª ordem após tarefa. No entanto, nesta dissertação, não houve consenso com Franco *et al.*,<sup>48</sup> pois nesta dissertação observou-se que o RMS LOA's, RMS HOA's e RMS 6ª ordem aumentaram, no entanto não houve diferenças estatisticamente significativas.

Outra discrepância que foi observada entre o estudo de Franco *et al.* e esta dissertação,<sup>48</sup> é que para a pupila de 5 mm, nesta dissertação o valor de RMS 4ª ordem manteve-se muito semelhante e o RMS 5ª ordem diminuiu ligeiramente, enquanto que no estudo de Franco *et al.*<sup>48</sup> o RMS 4ª ordem e 5ª ordem aumentaram e apresentaram diferenças estatisticamente significativas após tarefa.



No geral, os dados do RMS obtidos nesta dissertação estão de acordo com os dados obtidos nos estudos anteriores,<sup>48</sup> no entanto a diminuição dos valores de RMS da 4ª e 5ª ordens para a pupila de 3 mm e RMS 5ª ordem para a pupila de 5 mm não era esperado, tendo em conta que no estudo de Franco *et al.* todas ordens apresentaram um aumento após realização da tarefa.<sup>48</sup>

O número reduzido da amostra comprometeu, em parte, os resultados obtidos e na maioria dos parâmetros estudados, as diferenças encontradas não foram estatisticamente significativas. De modo a confirmar os resultados obtidos, o estudo devia ser alargado a uma amostra maior.

## 6. Conclusão e trabalho futuro

A realização desta dissertação permitiu chegar a conclusões acerca da alteração das propriedades óticas do olho humano após a utilização do computador.

Em resposta às hipóteses colocadas neste trabalho pode-se concluir:

- Houve alterações nas propriedades do olho humano após tarefa, embora não tenha havido diferenças estatisticamente significativas;
- A maioria das aberrações oculares apresentou valores superiores após tarefa, este efeito foi mais saliente para a pupila de 5 mm;
- Após a tarefa o valor do M simples e complexo para pupila de 3 mm e 5 mm diminuiu, embora não se tenham verificado diferenças estatisticamente significativas.
- Após tarefa o RMS Total, RMS LOA, RMS 3ª ordem e RMS HOA aumentou para 3 mm , para 5 mm o RMS Total, RMS LOA, RMS 3ª ordem, RMS 6ª ordem e RMS HOA também aumentaram, degradando a qualidade ótica do olho. No entanto só se verificou diferenças estatisticamente significativas após tarefa no caso do RMS Total e RMS LOA's para a pupila de 3 mm;

Num trabalho realizado posteriormente será necessário para obter resultados significativos uma amostra maior e uma maior duração de tarefa.



## Bibliografía

1. Sen a, Richardson S. A study of computer-related upper limb discomfort and computer vision syndrome. *J Hum Ergol (Tokyo)*. 2007;36(2):45-50. doi:10.11183/JHE1972.36.2\_45
2. Sheedy JE, Smith R, Hayes J. Visual effects of the luminance surrounding a computer display. *Ergonomics*. 2005;48(9):1114-1128. doi:10.1080/00140130500208414
3. Skills M, Shieh K. Effects of ambient illumination, luminance contrast, and stimulus type on subjective preference of VDT target and backgrounds color combinations. 2008;1988(1988):336-352.
4. Piñero DP, Ortiz D, Alio JL. Ocular scattering. *Optom Vis Sci*. 2010;87(9):682-696. doi:10.1097/OPX.0b013e3181e87da6
5. Van den Berg TJTP, Spekreijse H. Light scattering model for donor lenses as a function of depth. *Vision Res*. 1999;39(8):1437-1445. doi:10.1016/S0042-6989(98)00220-X
6. Hart RW, Farrell R a. Light scattering in the cornea. *J Opt Soc Am*. 1969;59(6):766-774. doi:10.1364/JOSA.59.000766
7. Hess R, Woo G. Vision through cataracts. *Investig Ophthalmol Vis Sci*. 1978;17(5):428-435. doi:10.1016/0039-6257(80)90054-5
8. IJspeert JK, De Waard PWT, Van Den Berg TJTP, De Jong PTVM. The intraocular straylight function in 129 healthy volunteers; dependence on angle, age and pigmentation. *Vision Res*. 1990;30(5):699-707. doi:10.1016/0042-6989(90)90096-4
9. Lombardo M, Lombardo G. Wave aberration of human eyes and new descriptors of image optical quality and visual performance. *J Cataract Refract Surg*. 2010;36(2):313-331. doi:10.1016/j.jcrs.2009.09.026
10. Thibos LN, Bradley A, Still DL, Zhang X, Howarth PA. Theory and measurement of ocular chromatic aberration. *Vision Res*. 1990;30(1):33-49. doi:10.1016/0042-6989(90)90126-6
11. Marcos S, Burns SA, Moreno-Barriuso E, Navarro R. A new approach to the study of ocular chromatic aberrations. *Vision Res*. 1999;39(26):4309-4323. doi:10.1016/S0042-6989(99)00145-5
12. Marcos S, Burns SA, Prieto PM, Navarro R, Baraibar B. Investigating sources of variability of monochromatic and transverse chromatic aberrations across eyes. *Vision Res*. 2001;41(28):3861-3871. doi:10.1016/S0042-6989(01)00133-X
13. Francisco Castejón-Mochón J, López-Gil N, Benito A, Artal P. Ocular wave-front aberration statistics in a normal young population. *Vision Res*. 2002;42(13):1611-1617. doi:10.1016/S0042-6989(02)00085-8
14. Thibos LN, Hong X, Bradley A, Cheng X. Statistical variation of aberration structure and image quality in a normal population of healthy eyes. *J Opt Soc Am A*. 2002;19(12):2329. doi:10.1364/JOSAA.19.002329
15. M.C.M Dunne, J.C. Barry, A.Hartmann, F. Culpin, J. de Main, A.Duke IF. *Measurement of Corneal and Crystalline Lens Misalignment Relative to the Visual Axis*.; 1995.
16. Artal P., Guirao A. BE& WD. Compensation of corneal aberrations by the internal optics of the eyes. *J Vis*. 2001;1:1-8. doi:10.1167/1.1.1
17. Artal P, Berrio E, Guirao A, Piers P. Contribution of the cornea and internal surfaces to the change of ocular aberrations with age. *J Opt Soc Am A Opt Image Sci Vis*. 2002;19(1):137-143. doi:10.1364/JOSAA.19.000137

18. He JC, Gwiazda J, Thorn F, Held R. Wave-front aberrations in the anterior corneal surface and the whole eye. *J Opt Soc Am A Opt Image Sci Vis.* 2003;20(7):1155-1163. doi:10.1364/JOSAA.20.001155
19. Marcos S. Are Changes in Ocular Aberrations With Age a Significant Problem for Refractive Surgery? *Journal Refract Surg.* 2002;18:1-8.
20. Mcalinden C, McCartney M, Moore J. Mathematics of Zernike polynomials: A review. *Clin Exp Ophthalmol.* 2011;39(8):820-827. doi:10.1111/j.1442-9071.2011.02562.x
21. Applegate RA, Marsack JD, Ramos R, Sarver EJ. Interaction between aberrations to improve or reduce visual performance. *J Cataract Refract Surg.* 2003;29(8):1487-1495. doi:10.1016/S0886-3350(03)00334-1
22. Cheng H, Barnett JK, Vilupuru AS, et al. A population study on changes in wave aberrations with accommodation. *J Vis.* 2004;4(4):272-280. doi:10.1167/4.4.3
23. Porter J, Guirao A, Cox IG, Williams DR. Monochromatic aberrations of the human eye in a large population. *J Opt Soc Am A.* 2001;18(8):1793. doi:10.1364/JOSAA.18.001793
24. Liang JZ, Williams DR. Aberrations and retinal image quality of the normal human eye. *J Opt Soc Am a-Optics Image Sci Vis.* 1997;14(11):2873-2883. doi:10.1364/JOSAA.14.002873
25. Liang J, Grimm B, Goelz S, Bille JF. Objective measurement of wave aberrations of the human eye with the use of a Hartmann–Shack wave-front sensor. *J Opt Soc Am A.* 1994;11(7):1949. doi:10.1364/JOSAA.11.001949
26. Jankov M, Mrochen M, Schor P, Chamon W, Seiler T. Frontes de ondas (wavefronts) e limites da visão humana Parte 2: aplicações. *Arq Bras Oftalmol.* 2002;65(6):685-690. doi:10.1590/S0004-27492002000600017
27. Ranasinghe P, Wathurapatha WS, Perera YS, et al. Computer vision syndrome among computer office workers in a developing country: an evaluation of prevalence and risk factors. *BMC Res Notes.* 2016;9(1):150. doi:10.1186/s13104-016-1962-1
28. Shrestha GS, Mohamed FN, Shaha DN. Visual problems among video display terminal (VDT) users in Nepal. *J Optom.* 2011;4(2):56-62. doi:10.1016/S1888-4296(11)70042-5
29. Mekuriaw Alemayehu, Ansha Nega, Eniyew Tegegne YM. Prevalence of Self Reported Computer Vision Syndrome and Associated Factors among Secretaries and Data Processors Who are Working in University of Gondar, Ethiopia. *J Biol.* 2014;4(15):33-37.
30. Logaraj M, Madhupriya V, Hegde S. Computer vision syndrome and associated factors among medical and engineering students in Chennai. *Ann Med Health Sci Res.* 2014;4(2):179. doi:10.4103/2141-9248.129028
31. Khola Noreen, Zunaira Batool, Tehreem Fatima TZ. Prevalence of Computer Vision Syndrome and Its Associated Risk Factors among Under Graduate Medical Students. *Pak J Ophthalmol.* 2016;32(3).
32. Venkatesh SH, Girish AT, Kulkarni P, Mannava S. A Study of Computer Vision Syndrome at the Workplace - Prevalence and Causative Factors. 2016;3(8):2375-2377.
33. Al Rashidi SH, Alhumaidan H. Computer vision syndrome prevalence, knowledge and associated factors among Saudi Arabia University Students: Is it a serious problem? *Int J Health Sci (Qassim).* 2017;11(5):17-19.  
<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/29114189><http://www.pubmedcentral.nih.gov/articlerender.fcgi?artid=PMC5669505>  
<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/29114189><http://www.pubmedcentral.nih.gov/articlerender.fcgi?artid=PMC5669505>.
34. Anbesse, Natnael Lakachew AD et al. Prevalence and associated factors of computer vision syndrome among bank workers in Gondar City, northwest Ethiopia. *Clin Optom.* 2017;Volume 9:67-76. doi:10.2147/OPTO.S126366
35. Turner PJ. Visual requirements for Vdu operators. *Aus J.optom.* 1982;65(2):58-64.
36. Starr SJ, Thompson CR, Shute SJ. Effects of video display terminals on telephone operators. *Hum Factors.* 1982;24(6):699-711. doi:10.1177/001872088202400607

37. Dain SJ, McCarthy AK. The role of measurement of oculomotor coordination in the assessment of visual display unit operators. *JOptom.* 1985;(1):71-76.
38. Shantakumari N, Eldeeb R, Sreedharan J, Gopal K. Computer use and vision-related problems among university students in Ajman, United Arab Emirate. *Ann Med Health Sci Res.* 2014;4(2):258. doi:10.4103/2141-9248.129058
39. Cardona G, García C, Serés C, Vilaseca M, Gispets J. Blink rate, blink amplitude, and tear film integrity during dynamic visual display terminal tasks. *Curr Eye Res.* 2011;36(3):190-197. doi:10.3109/02713683.2010.544442
40. 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 Arch Clin Exp Ophthalmol.* 2004;42(4):306-312. doi:10.1007/s00417-003-0845-z
41. Henderson RM. Effect of Visual Display Unit Use on Blink Rate and Tear Stability. *Optom Vis Sci.* 1991;68(December):888-892. doi:10.1097/00006324-199111000-00010
42. Collier JD, Rosenfield M. Accommodation and convergence during sustained computer work. *Optometry.* 2011;82(7):434-440. doi:10.1016/j.optm.2010.10.013
43. Moulakaki AI, Recchioni A, Aguila-Carrasco AJ Del, Esteve-Taboada JJ, Montes-Miro R. Assessing the accommodation response after near visual tasks using different handheld electronic devices. *Arq Bras Oftalmol.* 2017;80(1):9-13. doi:S0004-27492008000500023 [pii]
44. Wick B, Morse S. Accommodative accuracy to video display monitors. *Optom Vis Sci.* 2002;79(Supp):218.
45. Blehm C, Vishnu S, Khattak A, Mitra S, Yee RW. MAJOR REVIEW Computer Vision Syndrome : A Review. 2005;50(3). doi:10.1016/j.survophthal.2005.02.008
46. Rosenfield M. Computer vision syndrome: A review of ocular causes and potential treatments. *Ophthalmic Physiol Opt.* 2011;31(5):502-515. doi:10.1111/j.1475-1313.2011.00834.x
47. Collins MJ, Buehren T, Iskander DR. Retinal image quality, reading and myopia. *Vision Res.* 2006;46(1-2):196-215. doi:10.1016/j.visres.2005.03.012
48. Franco S, Oliveira CM. Assessing the wavefront aberrations of the emmetropic eye after a reading task. *Proc SPIE - Int Soc Opt Eng.* 2017;10453(August). doi:10.1117/12.2276055
49. Rosenfield M, Gurevich R, Wickware E, Lay M. Computer Vision Syndrome: Accommodation & Vergence Facility. *J Behav Optom.* 2010;21(5):119-122.
50. Hofer H., Artal P., Singer B., Aragón JL., Williams DR. Dynamics of the eye's wave aberration. *J Opt Soc Am A Opt Image Sci Vis.* 2001;18(3):497-506. doi:10.1364/JOSAA.18.000497
51. Buehren T, Collins MJ, Carney LG. Near work induced wavefront aberrations in myopia. *Vision Res.* 2005;45(10):1297-1312. doi:10.1016/j.visres.2004.10.026
52. He JC, Burns SA, Marcos S. Monochromatic aberrations in the accommodated human eye. *Vision Res.* 2000;40(1):41-48. doi:10.1016/S0042-6989(99)00156-X
53. López-Gil N, Fernández-Sánchez V. The change of spherical aberration during accommodation and its effect on the accommodation response. *J Vis.* 2010;10(13):12. doi:10.1167/10.13.12
54. Piñero DP, López-Navarro A, Cabezas I, Fez D de, Caballero MT, Camps VJ. Corneal Topographic and Aberrometric Measurements Obtained with a Multidiagnostic Device in Healthy Eyes: Intrasession Repeatability. *J Ophthalmol.* 2017;2017:1-9. doi:10.1155/2017/2149145
55. McLellan JS, Marcos S, Burns SA. Age-related changes in monochromatic wave aberrations of the human eye. *Investig Ophthalmol Vis Sci.* 2001;42(6):1390-1395.
56. Radhakrishnan H, Charman WN. Age-related changes in ocular aberrations with accommodation. *J Vis.* 2007;7(7):11.1-21. doi:10.1167/7.7.11

57. Rute Macedo-de-Araújo, Helena Ferreira-Neves, Laura Rico-del-Viejo, Sofia C. Peixoto-de-Matos and J, González-Méijome M. Light distortion and spherical aberration for the accomodating and nonaccomodating eye. *J Biomed Opt.* 2016;21(7):75003. doi:10.1117/1.JBO.21.7
58. Yang Y, Wu F. Comparison of the wavefront aberrations between natural and pharmacological pupil dilations. *Ophthalmic Physiol Opt.* 2007;27(2):220-223. doi:10.1111/j.1475-1313.2006.00461.x