

**UNIVERSIDADE DE SÃO PAULO  
FACULDADE DE MEDICINA DE RIBEIRÃO PRETO**

**Modelo matemático da dinâmica da pálpebra  
superior durante o piscar**

**SHEILA ANDRADE DE PAULA**

**RIBEIRÃO PRETO**

**2009**

# **Livros Grátis**

<http://www.livrosgratis.com.br>

Milhares de livros grátis para download.

**SHEILA ANDRADE DE PAULA**

**Modelo matemático da dinâmica da pálpebra  
superior durante o piscar**

Tese apresentada à Faculdade de Medicina  
de Ribeirão Preto da Universidade de São  
Paulo para obtenção do Título de Doutor em  
Ciências Médicas.

**Área de Concentração:** Morfofisiologia de  
Estruturas Faciais.

**Orientador:** Prof. Dr. Antonio Augusto Velasco e Cruz

**RIBEIRÃO PRETO**

**2009**

AUTORIZO A REPRODUÇÃO E DIVULGAÇÃO TOTAL OU PARCIAL DESTE TRABALHO, POR QUALQUER MEIO CONVENCIONAL OU ELETRÔNICO, PARA FINS DE ESTUDO E PESQUISA, DESDE QUE CITADA A FONTE.

## FICHA CATALOGRÁFICA

Paula, Sheila Andrade de

Modelo matemático da dinâmica da pálpebra superior durante o piscar. Ribeirão Preto, 2009.

78p.: il.; 30 cm

Tese de Doutorado, apresentada à Faculdade de Medicina de Ribeirão Preto/USP. Área de Concentração: Morfofisiologia de Estruturas Faciais.

Orientador: Cruz, Antonio Augusto Velasco e

1. dinâmica; 2. piscar; 3. pálpebra.

## DEDICATÓRIA

*Essa tese é dedicada à **minha família**, que apesar da distância, sempre está muito presente: meus pais, Ivo e Terezinha; meus irmãos, Tatiana, Marcus e Thais; meus cunhados, Alípio, Ana Carmem, Ramon e Débora; meus sobrinhos, Ana Luiza, Luigi, Eduardo, Fernando e Breno; meus sogros Dorival e Néia; ao Daniel, meu amor, e ao pequeno Felipe que está chegando em breve. A vocês que me dão motivação, alegria e prazer de viver.*

## **AGRADECIMENTOS**

Em um trabalho de anos (quatro pra ser mais exata), muitas pessoas contribuem e merecem ser citadas. Sem elas esse trabalho não poderia ser concluído.

Meu primeiro “obrigado” é ao meu orientador, Dr. Augusto. Ele se apaixonou pelo movimento de piscar e vem contagiando uma série de pessoas, entre elas, eu. Peguei-me em diversas ocasiões sociais pensando no deslocamento físico palpebral, suas causas e conseqüências... Isso mostra a competência de um professor, que muito mais que um mestre, é um amigo. Um exemplo de competência, inteligência e entusiasmo. Ensinou-me desde tarefas simples como formatação até as mais sofisticadas, como pensar cientificamente. Justo, admirável, muito sincero e sempre disposto, esse é o professor Augusto.

Agradeço ao Carlos Stefanelli Heemann, que desenvolveu o aparelho de estímulo reflexo; ao Denny Marcos Garcia, que com sua formação em física médica e, principalmente boa vontade, me explicou conceitos básicos, me ajudando a entender melhor o trabalho aqui desenvolvido. Hoje ele é pós-graduando do Departamento e trabalha também com o movimento do piscar. Ao André Messias, hoje Docente da USP-RP, que mesmo quando estava na Alemanha respondia meus e-mails e esclarecia dúvidas (que eram constantes) prontamente.

Ao Rogério, a Amélia e principalmente à Cecília, do Departamento de Oftalmologia, sempre prestativos, que tanto me ajudaram para que essa tese pudesse ser defendida antes do Felipe nascer.

E como poderia deixar de citar os amigos: a Marcele (hoje no Canadá), que me incentivou a entrar na pesquisa sobre movimento palpebral, o Victor (hoje em BH) sempre trocando idéias sobre a tese e incentivando a não desistir, e o Daniel, meu marido, que teve que ter muita paciência para agüentar variações de humor de uma pós-graduanda estressada e grávida. Além de meu amigo, tem sido muito companheiro e me ajudado todos os dias com a tese.

***“Verdades sustentadas irracionalmente podem ser mais prejudiciais do que erros defendidos com sensatez”***

*Thomas Henry Huxley*

**Apoio Financeiro:**

**Capes- Coordenação de  
Aperfeiçoamento de Pessoal de  
Nível Superior.**



## **LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS**

---

<b>MOO.</b>	Músculo orbicular do olho
<b>MLPS.</b>	Músculo levantador da pálpebra superior
<b>MM.</b>	Músculo de Muller
<b>MRS.</b>	Músculo Reto Superior
<b>LW.</b>	Ligamento de Whitnall
<b>mm.</b>	Milímetros
<b>mA.</b>	Miliampere
<b>dp.</b>	Desvio padrão
<b>ep.</b>	Erro padrão
<b>s.</b>	Segundos
<b>R2.</b>	Coeficiente de determinação
<b>r.</b>	Coeficiente de correlação
<b>Teste t.</b>	Teste de <i>student</i>
<b>DMR.</b>	Distância da margem da palpebral superior ao reflexo pupilar central
<b>PPO.</b>	Posição primária do olhar
<b>Pixel.</b>	Ponto luminoso processado
<b>Hz.</b>	Hertz
<b>g.</b>	Gramas
<b>mm/s.</b>	Milímetros/segundo

## **LISTA DE FIGURAS**

---

<b>Figura 1.</b> Corte sagital esquemático ilustrando o íntimo contato da pálpebra com o globo ocular. ....	2
<b>Figura 2.</b> Figura esquemática da divisão anatômica do músculo orbicular do olho. Orbitário, palpebral pré-septal e palpebral pré-tarsal. ....	6
<b>Figura 3.</b> Foto da medida da distância da margem palpebral superior ao reflexo pupilar central (DMR) do olho direito. A linha vermelha na etiqueta milimetrada possibilita a conversão de <i>pixels</i> em milímetros. ....	23
<b>Figura 4.</b> Registro dos movimentos palpebrais. O sujeito posicionado em uma mentoneira em frente à tela de computador com o alvo. A câmera de vídeo posicionada lateralmente ao olho a ser analisado (marcação branca) e o foco de iluminação acessória em frente (marcação preta). ....	25
<b>Figura 5.</b> Marcador de papel de cor azul posicionado na base dos cílios, no centro da pálpebra – imagem captada pela câmera de vídeo. ....	26
<b>Figura 6.</b> Eletrodos posicionados sobre o nervo supraorbitário para o estímulo do piscar reflexo. ....	27
<b>Figura 7.</b> Dados obtidos. Pontos que mostram posição da pálpebra ( <i>y</i> ) em função do tempo ( <i>x</i> ). ....	28
<b>Figura 8.</b> Gráfico esquemático de amplitude <i>versus tempo</i> de um movimento de piscar. Note o ponto $\tau$ , no qual ocorre a transição dos movimentos. ....	29
<b>Figura 9.</b> Gráfico de amplitude <i>versus tempo</i> do movimento de piscar voluntário. Nota-se o “platô” inferior, pois a pálpebra permanece algum tempo em sua amplitude máxima. ....	33
<b>Figura 10.</b> Porcentagem dos movimentos espontâneos (gráfico hachurado) e reflexos (gráfico em branco) que conseguiram ser ajustados apenas pela solução criticamente amortecida e pelas duas soluções (crítica +subcrítica). ....	34
<b>Figura 11.</b> Movimentos de piscar espontâneo (à esquerda) e reflexo (à direita) de dois indivíduos - a linha contínua (vermelha) representa o ajuste do modelo. ....	46
<b>Figura 12.</b> Distribuição dos coeficientes de determinação dos movimentos de piscar espontâneo (gráfico hachurado) e reflexo (gráfico em branco). ....	47
<b>Figura 13.</b> Distribuição das amplitudes da fase descendente dos movimentos de piscar espontâneo (gráfico hachurado) e reflexo (gráfico em branco). ....	48
<b>Figura 14.</b> Distribuição das velocidades da fase descendente dos movimentos de piscar espontâneo (gráfico hachurado) e reflexo (gráfico em branco). ....	48

<b>Figura 15.</b> Distribuição dos tempos da fase descendente dos movimentos de piscar espontâneo (gráfico hachurado) e reflexo (gráfico em branco).....	49
<b>Figura 16.</b> Correlação linear entre a velocidade e amplitude da fase descendente do piscar espontâneo (bolas hachuradas) e reflexo (bolas brancas).....	49
<b>Figura 17.</b> Média das amplitudes da fase descendente no piscar espontâneo e reflexo.....	50
<b>Figura 18.</b> Média das velocidades da fase descendente no piscar espontâneo e reflexo.....	50
<b>Figura 19.</b> Média do tempo da fase descendente dos no piscar espontâneo e reflexo. ....	51
<b>Figura 20.</b> Distribuição das amplitudes da fase descendente do piscar espontâneo (gráfico hachurado) e do piscar reflexo (gráfico em branco) no ponto $\tau$ .....	52
<b>Figura 21.</b> Distribuição dos tempos da fase descendente do piscar espontâneo (gráfico hachurado) e do piscar reflexo (gráfico em branco) no ponto $\tau$ .....	52
<b>Figura 22.</b> Porcentagem da amplitude máxima equivalente ao ponto $\tau$ no piscar espontâneo (gráfico hachurado) e no piscar reflexo (gráfico em branco).....	53
<b>Figura 23.</b> Porcentagem do tempo da fase descendente equivalente ao ponto $\tau$ no piscar espontâneo (gráfico hachurado) e no piscar reflexo (gráfico em branco). ....	53
<b>Figura 24.</b> Gráfico esquemático da força resultante da contração das fibras musculares esqueléticas em geral ( <i>muscle twitch</i> ). ....	60
<b>Figura 25.</b> As Três possíveis soluções do modelo do oscilador harmônico amortecido. (a) subcrítico; (b) supercrítico; (c) crítico.....	61

## **LISTA DE TABELAS**

---

<b>Tabela 1.</b> Coeficientes de determinação ( $R^2$ ) dos ajustes críticos e subcríticos para os movimentos de piscar espontâneos e reflexos .....	35
<b>Tabela 2.</b> Parâmetros $g$ e $\omega$ dos movimentos de piscar espontâneo que foram ajustados pelas duas soluções (crítica e subcrítica). Note que na solução crítica temos apenas um parâmetro ( $g$ ), já que nesse caso $g = \omega$ .....	40
<b>Tabela 3.</b> Parâmetros $g$ e $\omega$ dos movimentos de piscar reflexo que foram ajustados pelas duas soluções (crítica e subcrítica). Note que na solução crítica temos apenas um parâmetro ( $g$ ), já que nesse caso $g = \omega$ .....	43

**RESUMO**

---



PAULA, S.A. **Modelo matemático da dinâmica da pálpebra superior durante o piscar**. 2009. 78f Tese (Doutorado)- Faculdade de Medicina de Ribeirão Preto, Universidade São Paulo, Ribeirão Preto, 2009.

Os movimentos palpebrais de piscar espontâneo, reflexo e voluntário em 21 olhos de 21 sujeitos normais foram medidos com uma técnica computadorizada de processamento de imagem que registrava a localização espacial, no meridiano vertical de um estímulo cromático de comprimento de onda na forma do azul. Para o estudo quantitativo dos parâmetros dos movimentos empregou-se o modelo matemático acelerado/oscilatório harmônico amortecido e foram testadas as três soluções possíveis de amortecimento, crítico, subcrítico e hiper-crítico.

Todos os movimentos espontâneos e reflexos foram extremamente bem ajustados pela solução criticamente amortecida com coeficientes de determinação variando de 0,94 a 1,00 (média 0,98) para os movimentos espontâneos e 0,96 a 1,00 (média 0,99) para os movimentos reflexos. Apenas 50% dos movimentos espontâneos e 58% dos reflexos foram ajustados pela solução de amortecimento subcrítica. Os movimentos voluntários de piscar não foram ajustados pelo modelo proposto. A solução de amortecimento supercrítico não ajustou nenhum movimento. Foi possível calcular com base no modelo proposto, a velocidade máxima da fase descendente do piscar, amplitude máxima atingida pela pálpebra e duração do movimento descendente. O piscar reflexo teve maior amplitude e maior velocidade que o piscar espontâneo. Foi encontrada uma boa correlação linear entre amplitude e velocidade tanto no piscar espontâneo ( $r=0,85$ ) como no reflexo ( $r=0,80$ ).

Pela primeira vez é citado na literatura um parâmetro teórico que representa a força contrátil do músculo orbicular do olho e reflete o momento em que esse músculo cessa sua atividade. Ele ocorreu quando a pálpebra já tinha percorrido em torno de 70% do tempo gasto para a pálpebra atingir sua amplitude máxima, tanto nos movimentos espontâneos como nos reflexos.

Os resultados indicam que os movimentos de piscar espontâneos e reflexos são muito bem ajustados pelo modelo acelerado/oscilatório harmônico amortecido.

**Palavras-chave:** dinâmica, pálpebra, piscar.

## **ABSTRACT**

---

PAULA, S.A. **Mathematical model of the upper eyelid motion during eyeblink**. 2009. 78f Thesis (Doctoral)- Faculdade de Medicina de Ribeirão Preto, Universidade São Paulo, Ribeirão Preto, 2009

A charge-coupled device video camera connected to a personal computer was used to record spontaneous, reflex and voluntary upper eyelid blinks in 21 eyes of 21 normal adult subjects. Movement analysis was performed with software that calculated the center of a blue spot in each frame. The accelerated/damped harmonic oscillator model and three different solutions (critically damped, underdamped and overdamped) were used to fit all blink functions obtained.

All spontaneous and reflex eyelid blinks were fitted with the critically damped solution of the model with correlation coefficients ranging from 0.94 to 1.00 (mean 0.98) to spontaneous blinks and 0.96 to 1.00 (mean 0.99) to reflex blinks.

Only 50% of spontaneous blink and 58% of reflex blinks were fitted with the underdamped solution of the model. The voluntary movements can't be fitted by the model. The underdamped solution can't be fit the movements. The overdamped solution doesn't fit any movement. It was possible to measure maximum velocity at any time, amplitude, and duration of the movements. The reflex blinks were faster and larger than spontaneous blinks. For both spontaneous ( $r=0.85$ ) and reflex ( $r=0.80$ ) blinks there was good linear correlation between amplitude and velocity.

It is the first time a theoretic parameter is cited in literature. It represents the contractile force of *orbicular oculi* muscle and occurs when the eyelid spend 70% of the time to get the maximal amplitude, for spontaneous and reflex movements.

Normal upper reflex and spontaneous blinks are described by functions that are extremely well fitted by the accelerated/damped harmonic oscillator model.

**Keywords:** dynamic, eyelids, eyeblink.

## SUMÁRIO

<b>1- INTRODUÇÃO .....</b>	<b>16</b>
<b>2- REVISÃO DE LITERATURA .....</b>	<b>27</b>
<b>3- OBJETIVOS .....</b>	<b>37</b>
<b>4- MATERIAL E MÉTODOS.....</b>	<b>39</b>
<b>5- RESULTADOS .....</b>	<b>53</b>
<b>6- DISCUSSÃO .....</b>	<b>58</b>
<b>7- CONCLUSÕES.....</b>	<b>65</b>
<b>8- REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS.....</b>	<b>67</b>
<b>9- ANEXO .....</b>	<b>79</b>

### **ANEXO DE PUBLICAÇÃO**

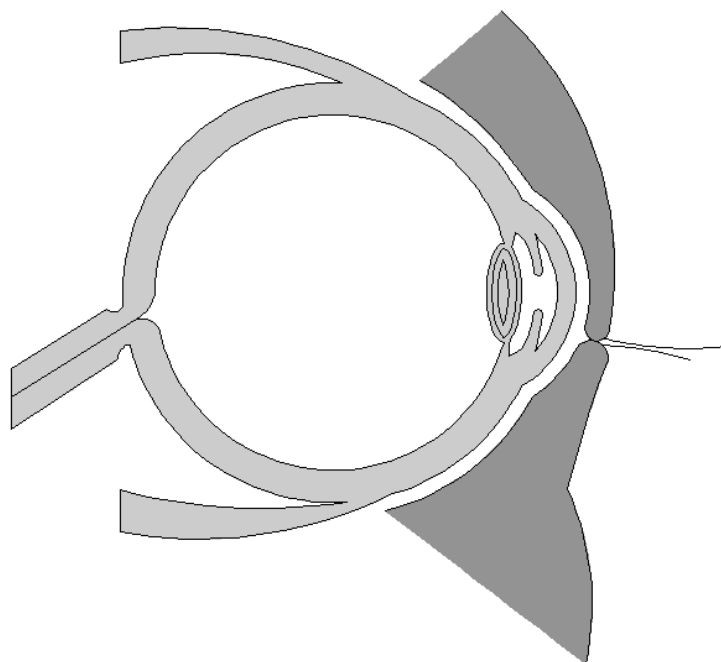
## **1- INTRODUÇÃO**

---

### 1.1. Anatomia da pálpebra superior

Como a pálpebra já foi muito bem estudada anatomicamente, para a introdução desse trabalho será utilizada, como texto base, a obra clássica de Whitnall (WHITNALL 1932).

As pálpebras, embriologicamente, são duas dobras musculomembranas de pele modificada derivadas do mesoderma e do ectoderma (SEVEL 1988), localizadas na frente da abertura orbitária. Elas se tocam através de suas margens cobrindo toda superfície anterior do olho, em íntimo contato (Figura 1), agindo como órgão protetor inclusive em relação à luz. Exercem também, importante papel na distribuição e drenagem do filme lacrimal (OWENS, PHILLIPS 2001, PALAKURU, WANG, AQUAVELLA 2007).



**Figura 1.** Corte sagital esquemático ilustrando o íntimo contato das pálpebras com o globo ocular.

A pálpebra superior é mais móvel do que a inferior, cobrindo a maior parte da superfície ocular durante os movimentos palpebrais. Em virtude de seu papel fundamental na proteção e em manter a umidade da superfície ocular, a dinâmica da pálpebra superior ganha importância quando comparada à inferior (EVINGER, MANNING, SIBONY 1991).

Para o entendimento deste estudo, é necessária uma descrição detalhada de algumas estruturas presentes na pálpebra superior. Essas estruturas são as responsáveis por gerar os movimentos palpebrais ou têm influência direta ou indireta na dinâmica dos seus movimentos. Serão descritas a pele palpebral superior, o músculo orbicular do olho (MOO), o músculo levantador da pálpebra superior (MLPS), o músculo de Müller (MM) e o sistema tarso-ligamentar.

### **1.1.1. A pele**

A pele da pálpebra superior é extremamente fina e em alguns indivíduos de pele clara pode-se até mesmo notar a proeminência da córnea através da sua transparência (BRON, TRIPATHI, TRIPATHI 1997). Os pêlos aí presentes são curtos, finos e as papilas dérmicas, glândulas sebáceas e sudoríparas são menos desenvolvidas do que em qualquer outra parte do corpo.

Devemos destacar a importância dessa pequena espessura da pele e das linhas demarcatórias da pálpebra. Para cirurgiões isso é de extremo valor, pois permite que cicatrizes fiquem praticamente inaparentes, além disso, escondidas por sulcos naturais presentes nessa estrutura (NEUBAUER 1988). Uma linha, visível na pele palpebral superior, muito importante para acessos cirúrgicos é o sulco palpebral superior, formado pela inserção de fibras do MLPS através do MOO (COLLIN, BEARD, WOOD 1978). Alterações estruturais da anatomia palpebral também podem ser diagnosticadas através da observação do sulco palpebral superior. Nas ptoses por desinserção da aponeurose do MLPS, nota-se um aumento da distância desse sulco em relação à margem palpebral e nos casos de ptose congênita pode ser notado um sulco múltiplo ou até mesmo a ausência do sulco palpebral, já que nesses

casos o músculo se encontra com pouca ou sem função (BERKE, WADSWORTH 1955). O sulco palpebral ajuda também na divisão anatômica da pele palpebral, que recebe o nome de acordo com o as estruturas subjacentes (tarso e septo): pele pré-tarsal e pré-septal.

O tecido celular subcutâneo presente na pele das pálpebras é um tecido fino e frouxo, sem gordura, o que deixa a pele pouco aderida aos tecidos presentes abaixo dela. Isso permite o acúmulo de grandes coleções de sangue ou transudatos (DUTTON 1989), menos comum nas comissuras, onde a pele é mais aderida. A partir do rebordo orbitário, a ela aumenta rapidamente em espessura em direção às regiões frontal, temporal e maxilar (NEUBAUER 1988).

Essa pequena espessura vista na pele palpebral superior também permite que a pálpebra execute movimentos com pouca ou nenhuma interferência mecânica.

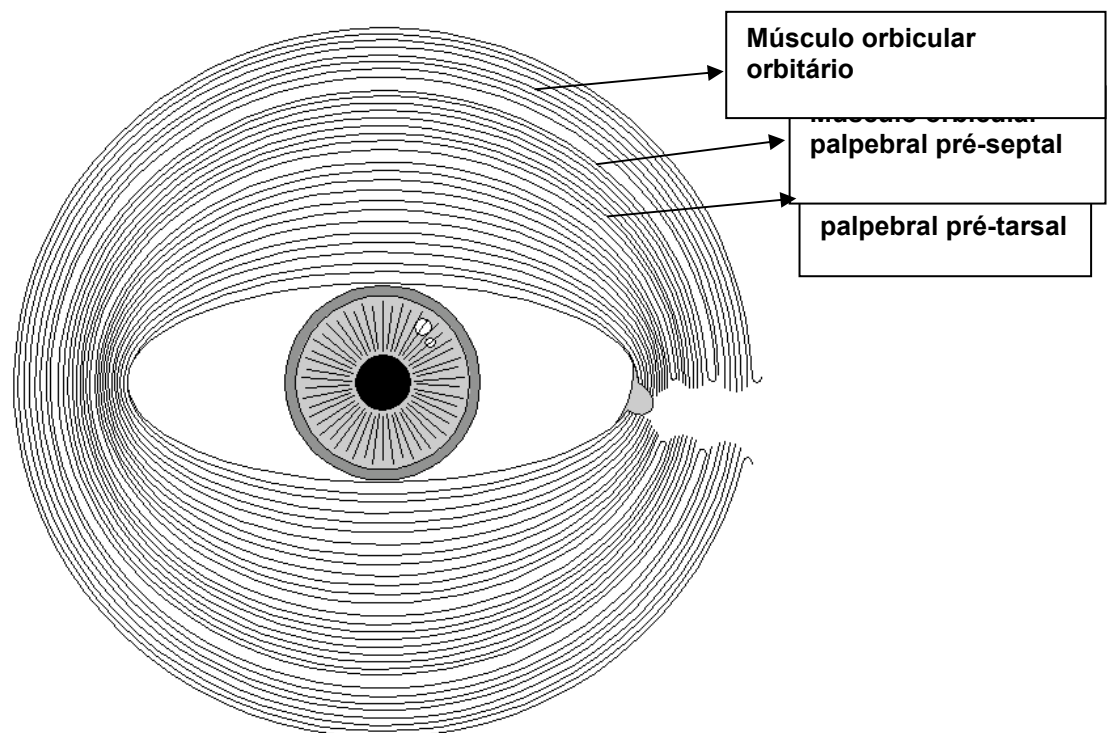
### **1.1.2. O músculo orbicular do olho**

Esse músculo deve ser descrito em detalhes quanto a sua anatomia e histologia, pois sua ação é de grande importância no objeto de estudo desta pesquisa. Ele faz parte dos músculos responsáveis pela mímica facial. A contração desses músculos controla movimentos específicos da face como o das pálpebras, nariz, boca e produz a expressão facial (GRAY 1995).

O MOO é um músculo facial complexo, innervado pelo VII par craniano, o nervo facial, e sua contração é responsável pelo fechamento da fenda palpebral. Anatomicamente suas fibras musculares são dispostas em finas camadas que correm paralelas à margem palpebral e se estendem além dos limites da pálpebra, pela região periorbitária. Embora ele seja uma estrutura contínua, é geralmente dividido em relação ao rebordo orbitário em porção orbitária e porção palpebral. A porção palpebral, confinada à parte móvel da pálpebra, por sua vez, é subdividida em relação às estruturas subjacentes em pré-tarsal e pré-septal como exemplificado na figura 2 (LANDER, WIRTSCHAFTER, MCLOON 1996). Essa divisão é justificável já que essas



regiões exercem diferentes papéis na expressão facial, fechamento palpebral, piscar e função do sistema lacrimal. A porção orbitária é a parte mais periférica do MOO. Origina-se medialmente à margem da órbita, ao lado do nariz, ao longo de uma linha curva que se estende do forame supra ao infraorbital. É interrompido no nível do ligamento palpebral medial, onde nascem também algumas fibras. Emite fibras cutâneas apenas no supercílio e parte medial da pálpebra inferior, sendo conectado à pele quase que exclusivamente por tecido conectivo. O MOO orbitário faz um trajeto elíptico em torno da região orbitária, espalhando-se em direção às regiões frontal, temporal, zigomática e maxilar, exercendo papel auxiliar no fechamento palpebral forçado, proteção à luz e acomodação excessiva.



**Figura 2.** Figura esquemática da divisão anatômica do músculo orbicular do olho mostrando os três feixes do músculo: orbitário, palpebral pré-septal e pré-tarsal.

A porção palpebral do MOO é a parte essencial do músculo. Suas fibras nascem no canto medial por fibras superficiais e profundas, deslizam sobre a pálpebra e terminam na comissura lateral. Porém as fibras superficiais do orbicular pré-tarsal envolvem os canálculos lacrimais e as profundas formam o músculo de Duverney-Horner, ou lacrimal, que se insere na crista lacrimal posterior (AHL, J.C. 1982). Ainda na margem palpebral o orbicular pré-tarsal se diferencia em músculo de Riolan, uma delicada faixa de músculo estriado que corresponde à linha cinzenta, situada anteriormente à transição cutâneo-mucosa (WULC, DRYDEN, KHATCHATURIAN 1987).

Histologicamente o MOO consiste de feixes de fibras estriadas separadas da epiderme por um tecido conectivo frouxo. Suas fibras musculares são muito semelhantes às dos músculos extra-oculares, porém, possuem menos tecido conectivo e gordura entre as fibras, ou seja, são mais compactas (KUWABARA, COGAN, JOHNSON 1975). As miofibras do MOO têm menor diâmetro do que as de qualquer músculo esquelético, incluindo os músculos faciais (POLGAR, JOHNSON, WEIGHTMAN et al. 1973), além disso, apresentam diferenças regionais de área seccional e tipo de fibras, o mesmo padrão apresentado por coelhos e macacos (MCLOON, WIRTSCHAFTER 1991). A região pré-tarsal é composta quase que exclusivamente por fibras tipo 2 (fibras rápidas), afastando-se da margem existe uma proporção progressivamente maior de fibras tipo1 (lentas), embora o músculo como um todo seja composto por 80 a 90% de fibras tipo 2 (CAMPBELL, WILLIAMS, FRUEH et al. 1999, NELSON, BLAIVAS 1991). Podemos notar ainda que as miofibras da região pré-tarsal são mais curtas que as da região pré-septal, o que pode ter um papel importante na fisiologia dos movimentos palpebrais (LANDER, WIRTSCHAFTER, MCLOON 1996). Um exemplo, o movimento de piscar espontâneo é exercido principalmente pela porção palpebral pré-tarsal do MOO, e cabe à porção orbital apenas um papel acessório na oclusão forçada (GORDON 1951).

### **1.1.3. O músculo levantador da pálpebra superior**

O MLPS é um músculo especial, o maior responsável por elevar a pálpebra superior. É um músculo estriado, que se origina no ápice da órbita, na asa menor do esfenóide, sobre o forâmen óptico, em um anel fibroso que é a origem de todos os músculos retos: o anel de Zinn. Situa-se sobre o músculo reto superior (MRS), no teto da órbita, em íntima relação, existindo adesões entre suas fáscias (LEMKE, STASIOR, ROSENBERG 1988). Da sua origem, ele se dirige para frente do globo, cruzando o equador, e após atravessar o ligamento de Whitnall (LW), vai se inserir anteriormente na placa tarsal superior através da sua aponeurose (DUTTON 1989, EPSTEIN 1962). Apresenta ainda, como descrito anteriormente, inserção cutânea no nível da margem tarsal superior, gerando o sulco palpebral superior que é um reflexo da função desse músculo (COLLIN, BEARD, WOOD 1978).

As fibras do MLPS são similares às do MRS. São fibras pequenas, com abundante quantidade de mitocôndrias entre as miofibrilas. A grande diferença entre os dois músculos está na inserção, e conseqüentemente, no objeto de ação. O MRS insere-se no globo ocular, por um compacto tendão sendo responsável principalmente pelo movimento ocular para cima; o MLPS insere-se na borda anterior do tarso através de uma bainha de fibras colágenas, mais apropriadamente chamada de aponeurose, exercendo a função de levantar a pálpebra superior (KUWABARA, COGAN, JOHNSON 1975).

### **1.1.4. O músculo de Müller**

O MM ou tarsal superior, possui uma ação antagonista ao MOO. É um pequeno e fino músculo liso, involuntário, de inervação simpática, que se origina no nível do fórnice conjuntival superior e insere-se na margem superior do tarso superior. Tem papel de levantar 2 a 3 mm a pálpebra superior em condições fisiológicas (BEARD 1985). Ele possui apenas 10 mm de comprimento, e se situa abaixo da aponeurose do MLPS. Apresenta estreita relação com este músculo principalmente na sua origem onde se podem notar

fibras lisas do MM entrelaçadas com as fibras estriadas do MLPS (BERKE, WADSWORTH 1955).

#### **1.1.5. A estrutura tarso-ligamentar**

O tarso um tecido fibroelástico de 28 a 30 mm de comprimento e nove a 12 mm de altura; apresenta espessura central de 1 mm sendo mais fino nas extremidades. Constitui o esqueleto das pálpebras, uma importante estrutura de sustentação palpebral. A união das extremidades do tarso superior com o inferior irá dar origem às comissuras medial e lateral, que são ligadas à órbita pelos ligamentos tarsais. O ligamento medial se divide para envolver o saco lacrimal. Importantes estruturas responsáveis pela dinâmica palpebral como o MM e a aponeurose do MLPS inserem-se no tarso e sua correta inserção é indispensável para o bom funcionamento palpebral (KUWABARA, COGAN, JOHNSON 1975).

O LW pode ser descrito como uma espessa condensação fibrosa, visto como uma linha branca no limite entre o MLPS e sua aponeurose (DUTTON 1989, WHITNALL 1910). Ele se estende da parede lateral da órbita, onde está fundida com a cápsula da glândula lacrimal e periósteo lateral, até a parede medial na tróclea. Sua função é controversa e parece estar relacionada a limitar longitudinalmente o movimento do MLPS (*check ligament*). Reforçando essa idéia, estudos em cadáveres mostraram que ao se tracionar o MLPS posteriormente, ou simular um encurtamento da aponeurose, o LW torna-se tenso (LEMKE, STASIOR, ROSENBERG 1988).

A estrutura tarso-ligamentar é um arcabouço importante na gênese dos movimentos palpebrais, pois durante o estado de vigília, com olhos abertos, ela é deformada pelo tônus do MLPS, o que permite o armazenamento de certa quantidade de energia potencial. Quando o MLPS relaxa a pálpebra recebe um estímulo a mais no fechamento dos olhos (EVINGER, MANNING, SIBONY 1991).

## 1.2. A morfologia da fenda palpebral

As duas pálpebras se unem pelas suas extremidades e delimitam, sobre e abaixo das suas margens livres, a fenda ou fissura palpebral. As duas extremidades (interna e externa) são chamadas de cantos ou comissuras.

O contorno da pálpebra superior visto de uma forma bidimensional tem uma forma parabólica (MALBOUISSON, BACCEGA, CRUZ 2000). Isso é dado pela contração tônica do MLPS em posição primária do olhar, que deforma o sistema tarso-ligamentar para cima, como referido anteriormente (MALBOUISSON, CRUZ, MESSIAS et al. 2005).

A largura da fenda palpebral em indivíduos normais varia em torno de 28 mm. A obliquidade da fissura é determinada pela posição relativa do canto externo ao interno, que é em torno de 2,33mm (BRON, TRIPATHI, TRIPATHI 1997, CRUZ, BACCEGA 2001, FOX 1966). Em pessoas normais o canto externo é inserido em uma posição mais alta que o interno, sendo isso mais pronunciado em asiáticos (HANADA, SOUZA JR, MORIBE et al. 2001).

A morfologia da fenda palpebral pode variar, dentro da normalidade, com a idade e sexo (VAN DEN BOSCH, LEENDERS, MULDER 1999), porém diversas patologias são bem conhecidas por deformar o formato da pálpebra, alguns exemplos típicos são a orbitopatia de Graves e as blefaroptoses (CRUZ, COELHO, BACCEGA et al. 1998).

## 1.3. Movimentos palpebrais

Observando-se os movimentos palpebrais, podem-se distinguir dois tipos: os que acompanham os movimentos oculares como o sacádico e o movimento persecutório palpebral, e o movimento de piscar, que não acompanha os movimentos oculares (BECKER, FUCHS 1988).

Os movimentos das pálpebras superiores são resultado de três forças ativas (dois músculos esqueléticos e um músculo liso) e uma força passiva, (estrutura tarso-ligamentar das pálpebras) (EVINGER, MANNING, SIBONY

1991). Uma breve exposição desses movimentos será feita para melhor compreensão do nosso trabalho.

### **1.3.1. Movimento sacádico**

Movimentos sacádicos oculares são movimentos rápidos desencadeados pela mudança de fixação foveal (BECKER, FUCHS 1988, EVINGER, MANNING, SIBONY 1991). O termo “sacádico palpebral” foi instituído por Becker e Fuchs em 1988 quando demonstraram que os movimentos palpebrais que acompanham os sacádicos oculares verticais são muito semelhantes a esses em termos de duração e velocidade (BECKER, FUCHS 1988).

Os movimentos sacádicos palpebrais podem ser divididos em dois tipos: os ascendentes, que acompanham as rotações oculares para cima (supraversão), e os descendentes associados à infraversão. Os movimentos sacádicos da pálpebra superior são gerados pela ação de um único músculo, o MLPS (FUCHS, BECKER, LING et al. 1992).

A fase ascendente do sacádico é bem semelhante à fase ascendente do piscar, de modo que o sistema nervoso parece produzir um padrão semelhante de atividade para o MLPS nesses dois movimentos (BECKER, FUCHS 1988, EVINGER, MANNING, SIBONY 1991, GUITTON, SIMARD, CODÈRE 1991). Nessa fase, ocorre apenas a contração do MLPS. Já o sacádico descendente é bem diferente da fase descendente do piscar. No primeiro caso acontece o relaxamento do MLPS, que, associado a forças elásticas passivas palpebrais (estruturas tarso-ligamentares) e ao fenômeno gravitacional, levam a pálpebra superior a descer (EVINGER, MANNING, SIBONY 1991). Na fase descendente do piscar a atividade elétrica do MLPS é nula e existe um aumento de atividade do MOO (FUCHS, BECKER, LING et al. 1992, GUITTON, SIMARD, CODÈRE 1991).

Em um estudo recente, foi demonstrado que os movimentos sacádicos palpebrais superiores e inferiores obedecem ao modelo do oscilador harmônico amortecido (MALBOUISSON, CRUZ, MESSIAS et al. 2005).

### **1.3.2. Movimento persecutório**

O movimento persecutório ocular ocorre quando há uma fixação foveal contínua em um objeto que se move (EVINGER, FUCHS 1978) com uma velocidade constante, sem ultrapassar 30 a 40º/s, pois nessa velocidade o olho é capaz de fixar continuamente o objeto, possibilitando que a imagem do objeto fixado permaneça estacionária na retina (RASHBASS 1961). Se a velocidade ultrapassar essa medida, a fóvea não consegue acompanhar o estímulo e passam a ocorrer vários movimentos sacádicos na direção do objeto, com mudanças rápidas de fixação foveal. Os movimentos palpebrais que acompanham os movimentos persecutórios oculares são também chamados movimentos persecutórios palpebrais, ainda muito pouco estudados (EVINGER, FUCHS 1978, FALCAO, MALBOUISSON, CRUZ et al. 2008)

### **1.3.3. Movimento de piscar**

O movimento de piscar é o ato de abrir e fechar as pálpebras de uma maneira bem coordenada.

#### **1.3.3.1. Tipos**

Existem dois tipos de piscar: o piscar voluntário e o involuntário (SCHELLINI, SVERZUT, HOYAMA et al. 2006).

O piscar voluntário é um ato consciente e é acompanhado pela ativação das porções palpebral e orbitária do MOO simultaneamente (KIRKWOOD 2006).

O piscar involuntário divide-se em reflexo e espontâneo. O piscar reflexo é um fenômeno generalizado em mamíferos e reflete uma resposta rápida a estímulos externos, de curta duração. Alguns estímulos são bastante utilizados na prática clínica, ou até mesmo em pesquisas, por exemplo, o reflexo trigeminal que pode ser evocado por estimulação tátil na superfície ocular (conjuntiva, córnea, cílios) ou por choque elétrico, diretamente no nervo supraorbitário. Outro estímulo é o reflexo à luz, o *Dazze Reflex* (PLAINIS, MURRAY, CARDEN 2006), que ocorre após súbita exposição a uma grande

intensidade luminosa e temos ainda o reflexo de aproximação, o *Menace Reflex*, que é gerado quando um objeto é trazido inesperadamente ao campo de visão do indivíduo a ser analisado (HALL 1936).

O piscar espontâneo é uma atividade normal do indivíduo e ocorre independente de estímulos (DOUGHTY 2002). É o tipo mais comum de piscar e ocorre durante horas, sem estímulo aparente (ESTEBAN, TRABA, PRIETO 2004).

### **1.3.3.2. A frequência do piscar espontâneo**

A frequência do piscar pode ser medida em número de movimentos ocorridos por minuto, ou pela análise dos intervalos de tempo ocorridos entre duas piscadelas consecutivas (*interblinks*).

Os dados encontrados na literatura sobre a frequência do piscar espontâneo em indivíduos normais variam amplamente (4 a 21 movimentos de piscar por minuto), pois ela pode ser influenciada por uma gama de fatores extrínsecos e intrínsecos, às vezes difícil de controlar. Idade é um desses fatores, recém nascidos piscam menos que crianças em idade pré-escolar (LAVEZZO, SCHELLINI, PADOVANI et al. 2008). Alterações de superfície ocular como olho seco aumentam nitidamente a frequência do piscar (NAKAMORI, ODAWARA, NAKAJIMA et al. 1997), que pode ser reduzida por instilação de anestésico tópico (NAASE, DOUGHTY, BUTTON 2005). Situações que alterem o estado mental do paciente, principalmente situações de estresse como falar em público é associado a um maior número de movimentos de piscar (MORI, EGAMI, NAKAMORI et al. 2008) e é notado a diminuição da frequência do piscar em situações que exigem atenção do indivíduo, como ler um livro ou assistir a um filme (SCHLOTE, KADNER, FREUDENTHALER 2004). A dopamina é um neurotransmissor diretamente relacionado à frequência com que os pacientes piscam. Na esquizofrenia, patologia que apresenta um alto nível sérico de dopamina, é observada uma frequência de piscar aumentada que é o inverso do que ocorre na doença



Parkinson, na qual os pacientes praticamente não piscam e o nível sérico de dopamina é muito baixo (KARSON 1983, SUN, BAKER, CHUKE et al. 1997).

Em 1928, Ponder e Kennedy notaram que analisando os *interblinks* conseguiam definir quatro classes comportamentais de frequência de piscar em 50 pacientes analisados. A classe I, em forma de J, foi a forma mais comum de distribuição encontrada nos pacientes analisados. Ela caracterizava-se por muitos *interblinks* com duração curta (0,5 a 2 segundos) e poucos intervalos de longa duração (>10 segundos), a classe II ou irregular apresentava intervalos longos e curtos, a classe III, bimodal, mostrava duas fases distintas, a primeira, marcada por intervalos pequenos, e a segunda, por intervalos longos e a classe IV ou simétrica era caracterizada apenas por intervalos longos. Nesse artigo, os autores estimularam o piscar de diversas formas e apesar da frequência se alterar, o padrão de classes não se modificou em um mesmo indivíduo (PONDER, KENNEDY 1928). Isso reforça a idéia de um gerador central para os movimentos de piscar.

### **1.3.3.3. Controle neural do piscar**

O piscar espontâneo é parte de um sistema intrínseco cujo gerador central é composto por diferentes estruturas pré-motoras do tronco cerebral, altamente influenciadas pela atividade dopaminérgica (ESTEBAN, TRABA, PRIETO 2004). Sabe-se também que estruturas corticais como o córtex visual o giro frontal medial têm correspondência também com o piscar espontâneo (YOON, CHUNG, SONG et al. 2005).

Muitos autores se preocuparam em descobrir áreas específicas envolvidas com fechamento e abertura ocular, com estimulação ou lesão de algumas áreas cerebrais. Hoje já é bem sabido que as áreas pré-motoras relacionadas ao fechamento palpebral situam-se próximas no colículo superior, substância cinzenta periaquedutal e comissura posterior, já as áreas relacionadas à abertura ocular estão abaixo do colículo superior, próximas ao núcleo caudado e tegumento dorsolateral do cérebro médio (NASHOLD, GILLS, WILSON 1967).

#### **1.3.3.4. A importância das pálpebras e do piscar**

As pálpebras constituem um dos mais importantes elementos de proteção do olho. Essa função pode ser percebida através da ação sensitiva dos cílios contra partículas estranhas, da lubrificação exercida pela secreção das glândulas presentes nas pálpebras e principalmente pelos movimentos palpebrais protetores.

Os cílios estão situados na borda das pálpebras e estão associados a um plexo nervoso sensitivo com um limiar de ativação muito baixo, um estímulo a apenas um cílio evoca um reflexo palpebral de proteção (piscar) (MCGOWAN, LAWRENSON, RUSKELL 1994). Isso impede que pequenas partículas consigam alcançar a superfície externa do globo ocular, funcionando como um mecanismo de proteção do olho.

As pálpebras possuem também glândulas sebáceas (glândulas de Meibômio) e lacrimais (glândulas de Krause e Wolfring) que secretam respectivamente a camada mais externa e a intermediária do filme lacrimal, elementos essenciais na lubrificação ocular. Porém, é através do movimento de piscar que as pálpebras exercem sua principal função: a proteção ocular.

No que diz respeito à acuidade visual, um grupo do Japão tem estudado, com *wavefront*, as aberrações ópticas que ocorrem após o piscar em indivíduos normais, comparados com pacientes com diagnóstico de olho seco (KOH, MAEDA, HIROHARA et al. 2008, KOH, MAEDA, HIROHARA et al. 2006). Estes e outros estudos têm mostrado que o movimento de piscar é o grande responsável pela distribuição do filme lacrimal (OWENS, PHILLIPS 2001) e que isso tem um papel chave na qualidade óptica dos indivíduos (MONTES-MICO 2007).

Outra função importante do movimento de piscar é a drenagem lacrimal. O papel de “bomba lacrimal” que é atribuído ao MOO ocorre na verdade pelo ato piscar os olhos. Pelo fechamento das pálpebras ocorre a contração do MOO e conseqüentemente, compressão das estruturas por ele envolvidas, canalículo e saco lacrimal, empurrando a lágrima através do sistema de drenagem. Com a abertura das pálpebras ocorre expansão do saco lacrimal,

criando um mecanismo de vácuo, que suga a lágrima contida no olho (PAVLIDIS, STUPP, GRENZEBACH et al. 2005).

Mas o papel do movimento de piscar supera o de proteção, lubrificação e drenagem lacrimal. Na área da psiquiatria a exploração do piscar voluntário tem dado perspectiva de melhora da qualidade de vida de alguns pacientes. Muitos indivíduos com paralisia generalizada, como ocorre nos estágios avançados da esclerose múltipla, mantêm ainda a capacidade de fechar os olhos voluntariamente. Alguns estudos têm focado no desenvolvimento de aparelhos computadorizados portáteis que captem os movimentos voluntários desse tipo de paciente e auxiliem na comunicação deles com o meio externo (CHAU, BETKE 2005, HORI, SAKANO, SAITOH 2004)

#### **1.4. Métodos de registro**

Vários métodos têm sido usados para capturar o movimento da pálpebra superior.

Já foram usados sistemas mecânicos (KENNARD, GLASER 1964), cinefotografia de alta velocidade (NIIDA, MUKUNO, ISHIKAWA 1987, RIGGS, KELLY, MANNING et al. 1987), o *magnetic search-coil* que mede o deslocamento de uma mola presa a pálpebra superior em um campo eletromagnético (BECKER, FUCHS 1988, BOUR, ONGERBOER DE VISSER, ARAMIDEH et al. 2002, BOUR, ARAMIDEH, ONGERBOER DE VISSER 2000, EVINGER, MANNING, SIBONY 1991, FUCHS, BECKER, LING et al. 1992, GUITTON, SIMARD, CODÈRE 1991, HASAN, BAKER, SUN et al. 1997, STAVA, HUFFMAN, BAKER et al. 1994, SUN, BAKER, CHUKE et al. 1997, TRIGO, ROA, GRUART et al. 2003, VANDERWERF, BRASSINGA, REITS et al. 2003, VANDERWERF, REITS, SMIT et al. 2007, WOUTERS, VAN DEN BOSCH, MULDER et al. 2001) e o registro com câmera de vídeo (FALCAO, MALBOUISSON, CRUZ et al. 2008, FRUEH, HASSAN, MUSCH 2005, MALBOUISSON, CRUZ, MESSIAS et al. 2005, MESSIAS, RIOS, SIQUIRA et

al. 2002) que tem sido usado com sucesso nos experimentos do nosso laboratório.

### **1.5. Justificativa e relevância do estudo**

O interesse para a realização do presente estudo decorreu da constatação da ausência na literatura de um processo matemático de quantificação dos parâmetros relativos ao movimento do piscar em indivíduos normais.

O desenvolvimento de um modelo que descrevesse de maneira formal a dinâmica do movimento palpebral superior durante o piscar seria importante não só do ponto de vista teórico, mas também como ferramenta para a análise de processos patológicos que acometem a dinâmica palpebral.

## **2. OBJETIVOS**

---

O presente estudo objetiva:

- Testar um modelo teórico para descrição matemática dos movimentos de piscar com suas três possíveis soluções
- Analisar os parâmetros obtidos com o novo modelo matemático nos movimentos do piscar espontâneo, voluntário e reflexo

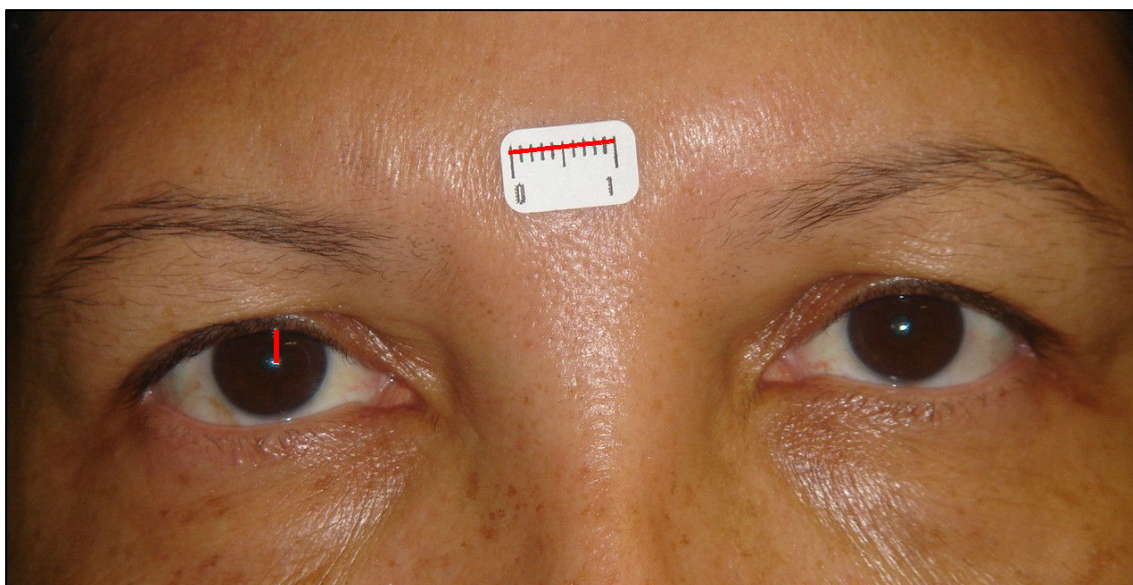
### **3. MATERIAL E MÉTODOS**

---

### 3.1. População do estudo

Os movimentos de piscar foram colhidos em 21 olhos de 21 indivíduos voluntários hígidos, sem qualquer cirurgia ocular prévia e sem uso de medicamentos.

A amostra obtida compreendeu 7 homens e 14 mulheres com idades que variavam de 25 a 62 anos (média de  $35,1 \pm 11,2$  dp). A média das distâncias da margem palpebral superior ao reflexo pupilar central (DMR) do olho direito de cada indivíduo da amostra foi de  $3,042 \text{ mm} \pm 0,677$  dp, medido com o programa *Image J* (disponível na *internet* no <http://rsb.info.nih.gov/ij/>). Uma etiqueta milimetrada de 10 mm era colocada na região glabellar do sujeito e utilizada para a conversão de pixel/milímetros (Figura 3).



**Figura 3.** Foto da medida da distância da margem palpebral superior ao reflexo pupilar central (DMR) do olho direito. A linha vermelha na etiqueta milimetrada possibilita a conversão de *pixels* em milímetros.



Foram colhidos cinco movimentos de cada tipo de piscar (espontâneo, reflexo e voluntário) da pálpebra direita de cada indivíduo, totalizando 105 movimentos de cada tipo.

### **3.1.1. Perdas**

Foram excluídos os movimentos que foram mal colhidos provavelmente por erro no posicionamento do paciente ou má captação do movimento pela câmera.

Apenas um piscar espontâneo foi desconsiderado, obtendo-se um total de 104 movimentos espontâneos. No piscar reflexo houve três movimentos de diferentes sujeitos e dois de um mesmo indivíduo que foram descartados pelo mesmo motivo, compreendendo um total de 100 movimentos reflexos a ser analisados. Não houve perdas no piscar voluntário, logo, 105 movimentos voluntários foram analisados.

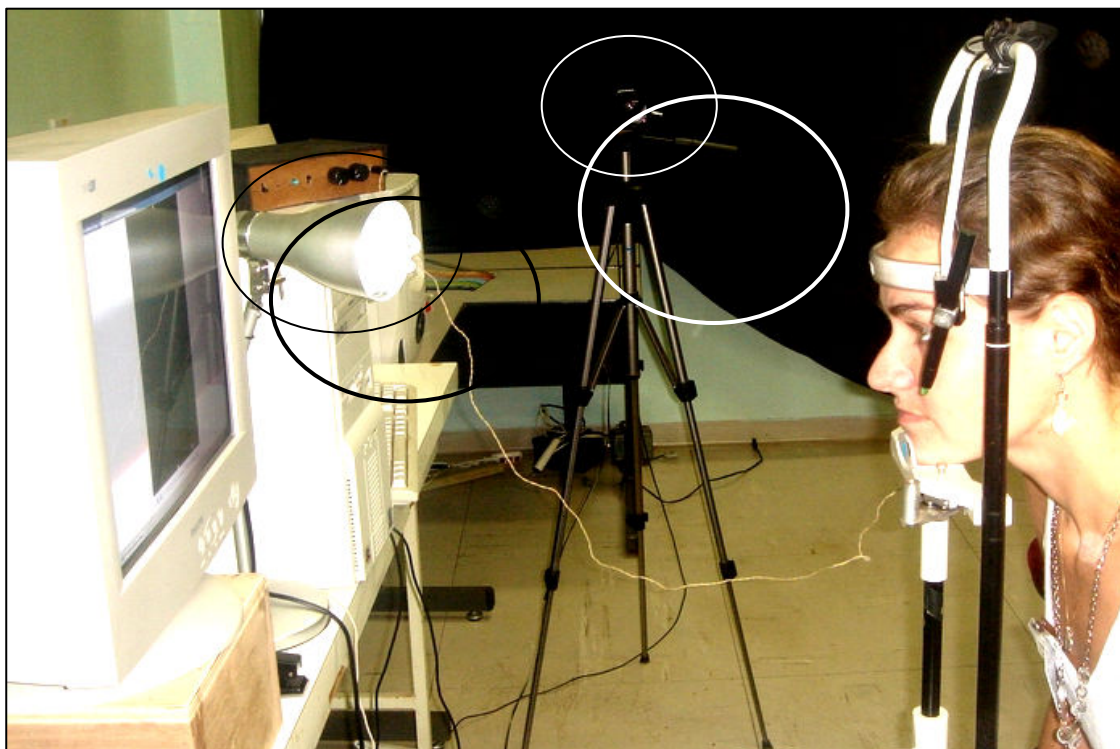
Após as perdas, de um total de 315 movimentos, 309 foram analisados.

## **3.2. Método**

### **3.2.1. Registro dos movimentos**

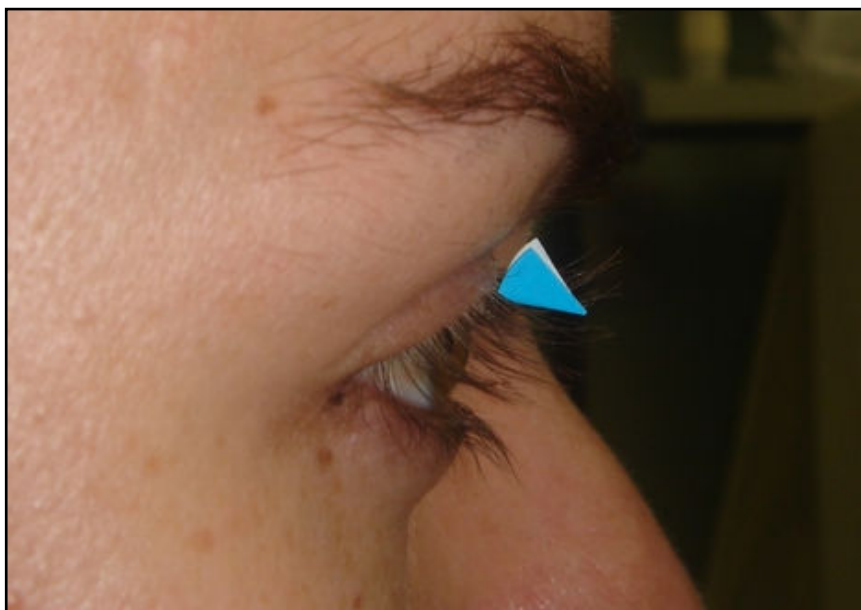
Os movimentos foram registrados por uma câmera de vídeo digital (Watt, 202 D), com resolução temporal de 30 quadros por segundo, acoplada a um tripé que ficava posicionado lateralmente ao olho testado, e conectada a um microcomputador por uma placa de vídeo (Picollo ®).

O indivíduo era acomodado em um banco, com apoio para o mento e para a região frontal e com ajuste de altura. Um alvo para a fixação (um pequeno ponto) era gerado na tela do computador posicionada a 1 metro em frente ao sujeito. Tomava-se o cuidado de alinhar o alvo ao eixo visual na posição primária do olhar. Uma fonte de iluminação acessória auxiliava a filmagem (Figura 4).



**Figura 4.** Registro dos movimentos palpebrais. O sujeito posicionado em uma mentoneira em frente à tela de computador olhando o alvo. A câmera de vídeo posicionada lateralmente ao olho a ser analisado (marcação branca) e o foco de iluminação acessória em frente (marcação preta).

O microcomputador continha um programa que foi especialmente desenvolvido para fins de pesquisa do laboratório de oculoplástica da Faculdade de Medicina de Ribeirão Preto-USP (MESSIAS, RIOS, SIQUIRA et al. 2002). O programa, escrito em Delphi 5.0, calculava, em tempo real, o deslocamento no meridiano vertical de qualquer corpo de cor azul. Para se obter sinal no *software* um marcador de papel de cor azul (gramatura = 0,0113 g) foi colocado na base dos cílios, na porção central da pálpebra superior de cada olho a ser estudado (Figura 5).



**Figura 5.** Marcador de papel de cor azul posicionado na base dos cílios, no centro da pálpebra – foto tirada lateralmente, na mesma posição da câmera de vídeo.

### **3.2.2. Aquisição dos movimentos**

O indivíduo era solicitado olhar o alvo enquanto os movimentos espontâneos do piscar eram registrados durante um minuto. Cinco movimentos de cada sujeito eram selecionados.

Para estimular o piscar reflexo foi utilizado um aparelho especificamente desenvolvido para o trabalho que liberava uma micro corrente que variava de 1 a 4 mA ao comando manual. O aparelho continha dois eletrodos por onde passava a corrente. Um era posicionado abaixo do supercílio, sobre a proeminência do nervo supraorbitário (sentido pela palpação da região), e o outro um centímetro acima deste (Figura 6). Para melhorar a transmissão da microcorrente era utilizada uma pasta condutora que é especificamente utilizada para eletro estimulação. A força da microcorrente era ajustada de acordo com a sensibilidade ao estímulo de cada sujeito; sendo escolhida a menor corrente dentro desse intervalo (1 a 4 mA) que estimulasse um piscar. O estímulo era aplicado a intervalos de 10 segundos por cinco vezes.

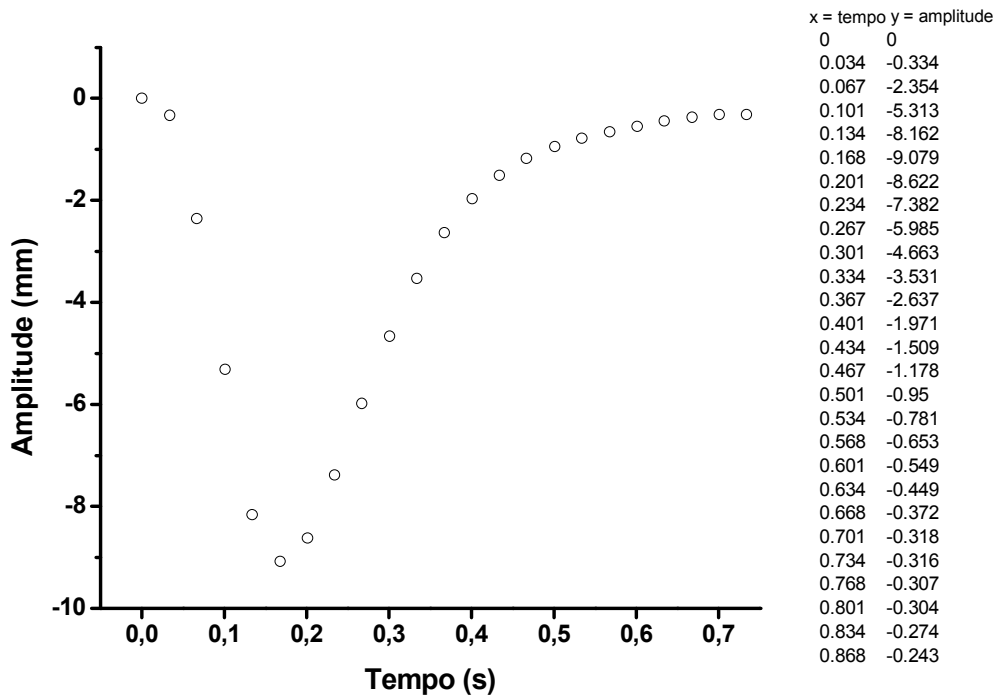


**Figura 6.** Eletrodos posicionados sobre o nervo supraorbitário para o estímulo do piscar reflexo.

Para o movimento de piscar voluntário, era solicitado que o indivíduo executasse um piscar cada vez que ouvisse um estalido (bater de palmas). O estímulo era dado a cada 10 segundos, por cinco vezes.

### **3.2.3. Processamento dos dados obtidos**

Os dados obtidos correspondiam a pontos de posição palpebral, medida em milímetros, em função do tempo, em segundos (Figura 7).

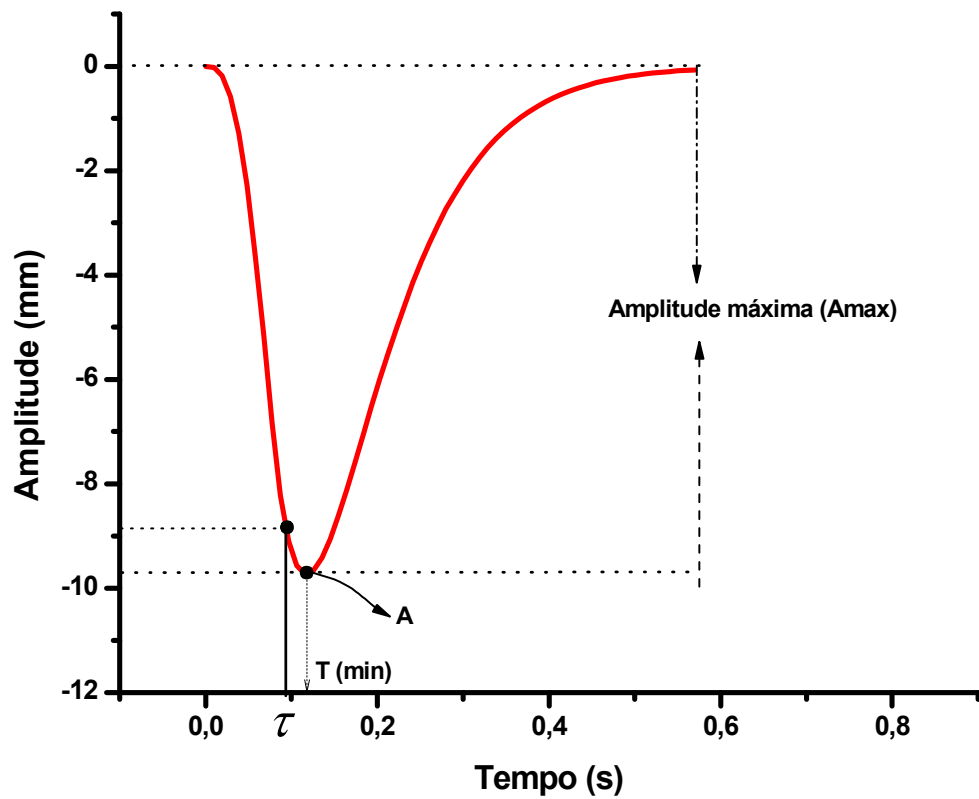


**Figura 7.** Dados obtidos. Os pontos mostram a posição da pálpebra (y) em função do tempo (x).

### 3.2.4. Ajuste dos movimentos

Os movimentos foram ajustados por um modelo matemático que está descrito de maneira detalhada em sua forma analítica no anexo 2.

Resumidamente, o modelo assume que o movimento de piscar é composto por duas fases com propriedades dinâmicas distintas. As duas fases são separadas por um ponto  $\tau$ , no tempo (Figura 8).



**Figura 8.** Gráfico esquemático de amplitude *versus tempo* de um movimento de piscar. Note o ponto  $\tau$ , no qual ocorre a transição dos movimentos.

Teoricamente esse é o ponto no qual o orbicular para de agir e onde a pálpebra tem sua velocidade máxima. Essa primeira fase, descendente, é um movimento acelerado que tem sua posição em função do tempo, segundo a equação 1.

$$S_I(t) = \frac{1}{12}bt^3(t - 2\tau) \quad (1)$$

Onde  $S(t)$  é a posição,  $b$  é um parâmetro a ser determinado e  $t$  o tempo. (considerando-se posição e velocidade inicial igual a zero).

A segunda fase, após o ponto  $\tau$ , é descrita como um oscilador harmônico amortecido, cujas soluções são classificadas como supercrítica,

crítica e subcrítica, tendo posição em função do tempo descrita pelas equações 2, 3 e 4, dependendo dos valores assumidos pelos parâmetros  $g$  e  $\omega$ .

$$S_{II\text{ supercrítico}}(t) = -\frac{b\tau^3}{6K} e^{-g(t-\tau)} \left\{ \frac{K\tau}{2} \cosh[K(t-\tau)] + \left( \frac{g\tau}{2} + 1 \right) \sinh[K(t-\tau)] \right\}, \mathbf{g} > \omega \quad (2)$$

$$S_{II\text{ crítico}}(t) = -\frac{b\tau^3}{6} e^{-g(t-\tau)} \left\{ \frac{\tau}{2} + \left( \frac{g\tau}{2} + 1 \right) (t-\tau) \right\}, \mathbf{g} = \omega \quad (3)$$

$$S_{II\text{ subcrítico}}(t) = -\frac{b\tau^3}{6\Omega} e^{-g(t-\tau)} \left\{ \frac{\Omega\tau}{2} \cos[\Omega(t-\tau)] + \left( \frac{g\tau}{2} + 1 \right) \sin[\Omega(t-\tau)] \right\}, \mathbf{g} < \omega \quad (4)$$

Onde  $S_{II}(t)$  é a posição,  $g$  é o coeficiente de frenagem,  $\omega$  é a frequência angular natural e  $b$  é um parâmetro a ser determinado e  $t$  o tempo.

Os valores numéricos correspondentes aos pontos experimentais dos movimentos (Figura 6) foram transferidos para o programa *JMP IN 5.1* para o ajuste do modelo matemático proposto e para o *Origin 7.5* para o cálculo do coeficiente de determinação.

O modelo foi testado em todos os movimentos obtidos e as três soluções foram testadas.

### 3.3. Análise estatística

Foi utilizado o teste **t** pareado na comparação dos movimentos já que se tratava dos mesmos movimentos nos mesmos sujeitos e no mesmo olho.

## **4. RESULTADOS**

---

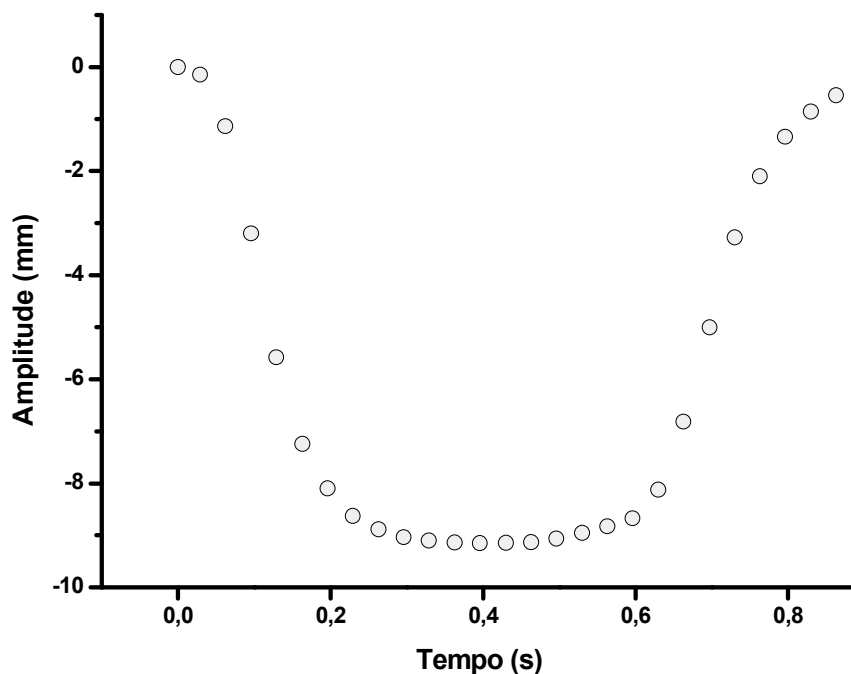


## 4.1. Ajuste dos movimentos pelo modelo do piscar

### 4.1.1. Verificação da melhor solução de ajuste

O modelo que previa um amortecimento supercrítico ( $g > \omega$ ) na fase ascendente não se adequou ao movimento do piscar. Nenhum piscar conseguiu ser ajustado por essa equação que não permitia nenhuma oscilação no final do gráfico, ou seja, da pálpebra.

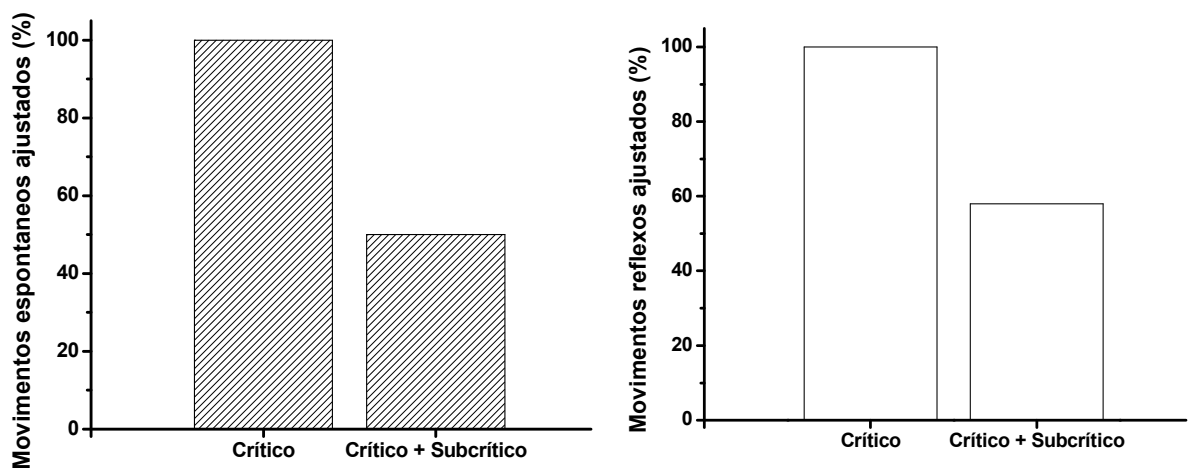
Do mesmo modo, o movimento de piscar voluntário mostrou características dinâmicas inteiramente diferentes e não foi ajustado por nenhuma das três equações, pois o movimento apresentou um componente voluntário de oclusão da fenda que deformava a parte final da fase descendente do piscar (Figura 9).



**Figura 9.** Gráfico de amplitude versus tempo do movimento de piscar voluntário. Nota-se o “platô” inferior, no qual a pálpebra permanece algum tempo em sua amplitude máxima.

Excluindo-se os movimentos voluntários e o modelo com a solução de amortecimento supercrítico, restaram 104 movimentos espontâneos e 100 movimentos reflexos para serem ajustados pelo modelo com as duas soluções de amortecimento restantes: o amortecimento subcrítico ( $g < \omega$ ) e o criticamente amortecido ( $g = \omega$ ).

A solução criticamente amortecida ajustou todos os 204 movimentos testados (espontâneos e reflexos). Cinquenta por cento dos movimentos de piscar espontâneo e 58% do reflexo foram ajustados pelas duas soluções (amortecimento crítico e subcrítico), como ilustrado na figura 10. Nenhum movimento foi ajustado apenas pela solução subcrítica.



**Figura 10.** Porcentagem dos movimentos espontâneos (gráfico hachurado) e reflexos (gráfico em branco) que conseguiram ser ajustados apenas pela solução criticamente amortecida e pelas duas soluções (crítica +subcrítica).

Na Tabela 1 são expostos os coeficientes de determinação ( $R^2$ ) dos ajustes críticos e subcríticos para os movimentos de piscar espontâneos e reflexos.

É interessante notar que, em um mesmo paciente, movimentos distintos podem apresentar ajuste pelas duas soluções ou apenas uma solução (Tabela 1).

**Tabela 1.** Coeficientes de determinação (R<sup>2</sup>) dos ajustes críticos e subcríticos para os movimentos de piscar espontâneos e reflexos.

PACIENTE	PISCAR	PISCAR ESPONTÂNEO		PISCAR REFLEXO	
		R <sup>2</sup> Crítico	R <sup>2</sup> Subcrítico	R <sup>2</sup> Crítico	R <sup>2</sup> Subcrítico
1	1	0,94	0,978	0,996	0,996
1	2	0,958	0,977	0,98	0,987
1	3	0,947	*	0,984	0,985
1	4	0,944	0,974	0,99	0,992
1	5	0,967	0,968	0,995	*
2	1	0,973	0,982	0,987	0,991
2	2	0,984	0,997	0,988	0,991
2	3	0,982	*	0,981	0,986
2	4	0,991	0,993	X	X
2	5	0,986	*	X	X
3	1	0,976	*	0,968	*
3	2	0,98	*	0,994	0,995
3	3	0,979	*	0,993	0,993
3	4	0,995	0,995	0,987	*
3	5	0,989	*	0,977	*
4	1	0,976	*	0,993	*
4	2	0,98	*	0,987	*
4	3	0,979	0,972	0,978	*
4	4	0,986	*	0,988	*
4	5	0,989	*	0,979	*
5	1	0,988	0,988	0,974	*
5	2	0,992	0,996	0,986	0,987
5	3	0,988	*	0,984	0,985
5	4	0,982	*	0,976	*
5	5	0,964	*	X	X
6	1	0,981	0,983	0,997	0,997
6	2	0,985	*	0,986	*
6	3	0,988	*	0,987	*
6	4	0,987	0,995	0,987	*
6	5	0,988	*	0,969	0,862
7	1	0,983	0,992	0,979	0,99
7	2	0,966	0,991	0,983	0,991

continua

**continuação**

7	3	0,989	0,991	0,989	0,996
7	4	0,994	0,996	0,995	0,997
7	5	0,984	0,986	0,986	0,989
8	1	0,996	*	0,976	0,984
8	2	0,992	0,997	0,992	0,993
8	3	0,795	0,983	X	X
8	4	0,994	0,998	0,986	0,992
8	5	0,952	0,982	X	X
9	1	0,988	*	0,987	*
9	2	0,976	0,995	0,991	0,991
9	3	0,994	0,995	0,977	*
9	4	0,976	0,989	0,989	*
9	5	0,994	*	0,977	*
10	1	0,984	*	0,989	0,99
10	2	0,989	0,991	0,996	0,998
10	3	0,983	0,991	0,979	0,983
10	4	0,99	0,993	0,996	0,998
10	5	0,99	*	X	X
11	1	0,99	*	0,996	*
11	2	0,988	0,991	0,997	0,998
11	3	0,98	0,984	0,996	0,998
11	4	0,99	0,992	0,987	0,993
11	5	0,99	*	0,995	0,995
12	1	0,992	*	0,996	*
12	2	0,987	*	0,994	*
12	3	0,985	*	0,992	0,994
12	4	0,996	*	0,984	0,993
12	5	0,989	*	0,994	*
13	1	0,987	0,993	0,987	0,993
13	2	0,993	*	0,993	*
13	3	0,99	0,993	0,996	0,997
13	4	0,987	0,99	0,996	0,997
13	5	0,952	*	0,996	*
14	1	0,996	*	0,978	0,991
14	2	0,986	*	0,996	*
14	3	0,994	0,995	0,978	*
14	4	0,978	0,913	0,986	*

**continua**

**conclusão**

14	5	0,987	*	0,994	0,995
15	1	0,99	*	0,995	0,996
15	2	0,981	*	0,995	*
15	3	0,99	*	0,993	*
15	4	0,983	*	0,995	*
15	5	0,993	*	0,997	0,998
16	1	0,994	*	0,989	0,991
16	2	0,981	0,985	0,966	0,982
16	3	0,995	0,995	0,994	*
16	4	0,978	*	0,995	0,995
16	5	0,987	*	0,977	0,986
17	1	0,985	0,99	0,985	0,99
17	2	0,978	0,987	0,99	0,992
17	3	0,994	0,995	0,978	0,987
17	4	0,99	0,992	0,984	0,989
17	5	0,988	0,992	0,987	0,991
18	1	0,987	*	0,989	*
18	2	0,987	*	0,99	*
18	3	0,981	*	0,988	*
18	4	0,979	*	0,987	*
18	5	0,989	*	0,981	*
19	1	0,99	*	0,988	0,991
19	2	0,995	*	0,99	0,993
19	3	0,987	*	0,995	*
19	4	0,99	*	0,99	0,99
19	5	0,995	*	0,989	0,991
20	1	0,992	0,993	0,991	*
20	2	0,992	0,994	0,994	*
20	3	0,987	0,992	0,995	*
20	4	0,991	0,99	0,995	*
20	5	0,994	*	0,971	0,987
21	1	0,992	0,994	0,992	0,995
21	2	0,994	0,994	0,99	0,993
21	3	0,992	0,994	0,994	0,995
21	4	0,992	0,994	0,992	0,994
21	5	0,994	0,994	0,992	0,994

**X: movimentos excluídos devido a erro de captação; \*: movimentos que não foram ajustados**

Observando-se as médias dos coeficientes de determinação dos movimentos de piscar espontâneo que foram ajustados pelas duas soluções (crítica e subcrítica), encontra-se respectivamente 0,980 e 0,988. A diferença entre as médias (0,008), embora significativa pelo teste *t* pareado, ( $t = 2,07$ ,  $p = 0,04$ ) é irrelevante do ponto de vista prático. Em relação ao piscar reflexo, as médias dos coeficientes dos movimentos ajustados pela solução crítica e subcrítica foram respectivamente 0,987 e 0,989. A diferença entre essas médias foi menor do que a dos movimentos espontâneos (0,001) e sem significância estatística pelo teste *t* pareado ( $t = -0,91$ ,  $p = 0,37$ ).

Como dito anteriormente, as soluções subcrítica e crítica diferem principalmente nos valores assumidos pelos parâmetros  $g$  e  $\omega$ . Na primeira,  $g$  é menor que  $\omega$  e na segunda  $g$  é igual a  $\omega$ . Se observarmos esses parâmetros ( $g$  e  $\omega$ ) nos movimentos que conseguiram ser ajustados pelas duas soluções, teremos as tabelas a seguir (Tabelas 2 e 3).

**Tabela 2.** Parâmetros  $g$  e  $\omega$  dos movimentos de piscar espontâneo que foram ajustados pelas duas soluções (crítica e subcrítica). Note que na solução crítica temos apenas um parâmetro ( $g$ ), já que nesse caso o  $g = \omega$ .

PACIENTE	PISCAR	R <sup>2</sup> crítico	$g$ crítico	R <sup>2</sup> subcrítico	$g$ subcrítico	$\omega$ subcrítico
1	1	0,94	9,015	0,978	3,804	7,134
1	2	0,958	9,996	0,977	5,605	8,373
1	4	0,944	9,716	0,974	3,823	7,425
1	5	0,967	11,582	0,968	8,049	10,092
2	1	0,973	12,623	0,982	7,186	10,086
2	2	0,984	23,665	0,997	12,883	17,71
2	4	0,991	15,913	0,993	13,965	15,051
3	4	0,995	16,353	0,995	16,059	16,1
4	3	0,979	13,462	0,972	12,175	12,223
5	1	0,988	15,206	0,988	15,027	15,123
5	2	0,992	12,962	0,996	13,051	13,115
6	1	0,981	18,808	0,983	13,323	15,812
6	4	0,987	16,114	0,995	16,043	16,054
7	1	0,983	17,779	0,992	11,191	14,328
7	2	0,966	18,727	0,991	9,715	13,896
7	3	0,989	15,112	0,991	11,828	13,755
7	4	0,994	13,939	0,996	10,793	12,576

continua

**conclusão**

7	5	0,984	12,465	0,986	9,643	11,003
8	2	0,992	13,737	0,997	10,945	12,497
8	3	0,795	13,653	0,983	1,803	6,619
8	4	0,994	13,994	0,998	10,037	12,098
8	5	0,952	16,856	0,982	7,734	11,866
9	2	0,976	15,356	0,995	8,534	12,031
9	3	0,994	13,127	0,995	10,969	12,138
9	4	0,976	14,347	0,989	9,831	12,166
10	2	0,989	15,259	0,991	11,047	13,111
10	3	0,983	14,785	0,991	10,972	12,98
10	4	0,99	15,805	0,993	13,042	14,648
11	2	0,988	15,249	0,991	11,047	13,111
11	3	0,98	14,798	0,984	9,859	12,331
11	4	0,99	15,805	0,992	13,236	14,725
12	1	0,992	16,486	0,994	13,444	15,189
12	2	0,987	15,435	0,993	11,208	13,613
12	3	0,985	15,257	0,993	9,651	12,38
12	4	0,996	14,565	0,995	14,277	14,434
12	5	0,989	15,087	0,994	11,22	13,264
13	1	0,987	17,914	0,993	12,755	15,505
13	3	0,99	20,792	0,993	14,957	17,934
13	4	0,987	22,281	0,99	15,655	18,968
14	3	0,994	11,376	0,995	10,066	10,814
14	4	0,978	11,267	0,913	13,151	13,176
16	2	0,981	14,121	0,985	9,64	11,836
16	3	0,995	14,508	0,995	14,147	14,354
17	1	0,985	15,283	0,99	11,571	13,766
17	2	0,978	21,053	0,987	12,13	15,677
17	3	0,994	16,054	0,995	13,75	14,975
17	4	0,99	17,702	0,992	14,079	16,032
17	5	0,988	18,536	0,992	13,932	16,566
19	1	0,99	17,223	0,993	12,837	14,995
19	2	0,995	15,306	0,994	14,761	14,808
19	3	0,987	17,049	0,992	11,914	14,673
19	4	0,99	12,965	0,99	12,954	12,956
21	1	0,992	18,399	0,994	14,301	16,65
21	2	0,994	20,798	0,994	18,366	19,645
21	3	0,992	18,443	0,994	14,65	16,819
21	4	0,992	15,921	0,994	13,215	14,787
21	5	0,994	16,952	0,994	14,681	15,048

**Tabela 3.** Parâmetros  $g$  e  $\omega$  dos movimentos de piscar reflexo que foram ajustados pelas duas soluções (crítica e subcrítica). Note que na solução crítica temos apenas um parâmetro ( $g$ ), já que nesse caso o  $g = \omega$ .

PACIENTE	PISCAR	$R^2$ crítico	$g$ crítico	$R^2$ subcrítico	$g$ subcrítico	$\omega$ subcrítico
1	1	0,996	17,889	0,996	17,078	17,497
1	2	0,98	18,005	0,987	11,361	14,277
1	3	0,984	19,161	0,985	13,503	16,038
1	4	0,99	17,056	0,992	13,715	15,537
2	1	0,987	11,411	0,991	8,747	10,185
2	2	0,988	11,887	0,991	9,307	10,727
2	3	0,981	10,078	0,986	7,584	8,961
3	2	0,994	15,866	0,995	13,01	14,459
3	3	0,993	15,383	0,993	15,373	15,373
5	2	0,986	16,479	0,987	15,702	16,157
5	3	0,984	15,552	0,985	14,225	15,026
6	1	0,997	13,451	0,997	13,153	13,317
6	5	0,969	13,033	0,862	15,939	15,94
7	1	0,979	20,88	0,99	11,826	15,978
7	2	0,983	20,762	0,991	12,728	16,358
7	3	0,989	16,96	0,996	11,371	14,405
7	4	0,995	20,986	0,997	16,91	19,087
7	5	0,986	18,317	0,989	13,168	15,703
8	1	0,976	13,593	0,984	9,619	12,027
8	2	0,992	17,156	0,993	12,372	15,022
8	4	0,986	15,265	0,992	9,848	12,94
9	2	0,991	14,357	0,991	14,179	14,286
10	1	0,989	11,831	0,99	11,176	11,57
10	2	0,996	13,713	0,998	11,108	12,568
10	3	0,979	14,169	0,983	10,109	12,216
10	4	0,996	13,505	0,998	10,871	12,485
11	2	0,997	18,188	0,998	14,47	16,44
11	3	0,996	16,685	0,998	12,267	14,599
11	4	0,987	14,75	0,993	9,1	12,327
11	5	0,995	17,483	0,995	15,909	16,787
12	3	0,992	16,486	0,994	13,447	15,19
12	4	0,984	15,24	0,993	9,7	12,408
13	1	0,987	17,916	0,993	12,753	15,503
13	3	0,996	21,054	0,997	17,777	19,508
13	4	0,996	17,583	0,997	15,177	16,483
14	1	0,978	12,992	0,991	8,5	11,059
14	5	0,994	11,376	0,995	10,112	10,837
15	1	0,995	13,628	0,996	11,989	12,91
15	5	0,997	13,53	0,998	12,481	13,036
16	1	0,989	14,045	0,991	11,651	13,03
16	2	0,966	9,74	0,982	6,119	8,091
16	4	0,995	14,506	0,995	14,153	14,356
16	5	0,977	17,14	0,986	10,246	13,549
17	1	0,985	15,283	0,99	11,567	13,765
17	2	0,99	17,701	0,992	14,079	16,311

continua



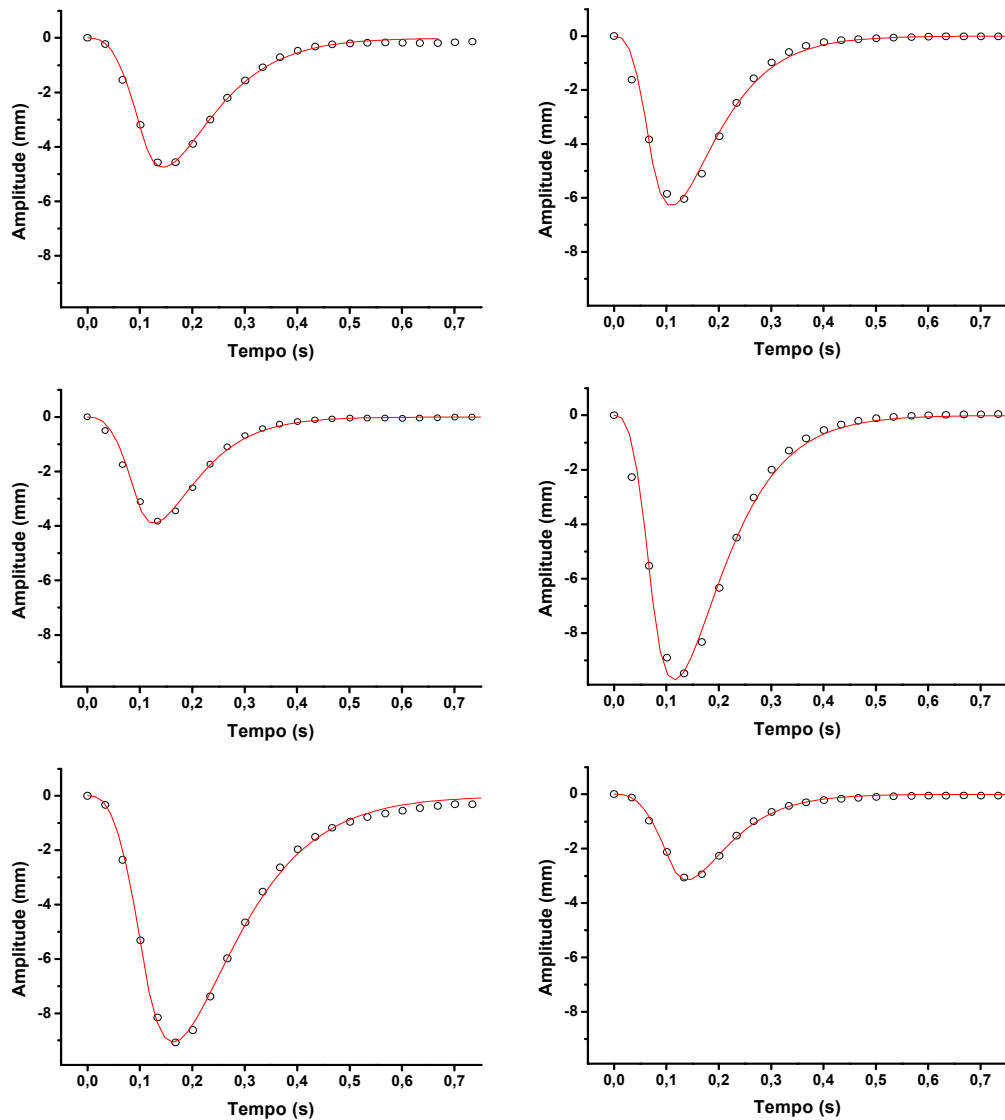
**conclusão**

17	3	0,978	21,054	0,987	12,13	15,868
17	4	0,984	17,358	0,989	13,004	15,489
17	5	0,987	18,536	0,991	13,943	16,566
19	1	0,988	16,185	0,991	12,519	14,615
19	2	0,99	17,217	0,993	12,835	14,995
19	4	0,99	12,965	0,99	12,956	12,957
19	5	0,989	15,188	0,991	12,241	13,943
20	5	0,971	17,888	0,987	9,864	13,736
21	1	0,992	18,399	0,995	14,301	16,65
21	2	0,99	15,154	0,993	12,123	13,885
21	3	0,994	20,798	0,995	18,366	19,645
21	4	0,992	18,444	0,994	14,647	16,818
21	5	0,992	15,921	0,994	13,217	14,788

A diferença média entre os parâmetros  $\omega$  e  $g$  nos movimentos de piscar espontâneo e reflexo é muito pequena ( $1,974 \pm 1,254$  dp nos movimentos espontâneos e  $1,839 \pm 1,052$  dp nos reflexos), ou seja, nos ajustes subcríticos  $g$  e  $\omega$ , assumem praticamente o mesmo valor, que é o que configura a solução criticamente amortecida ( $g = \omega$ ). Dessa maneira optou-se pelo modelo acelerado/criticamente amortecido que assumia que  $g$  e  $\omega$  eram iguais e que ajustou todos os movimentos colhidos.

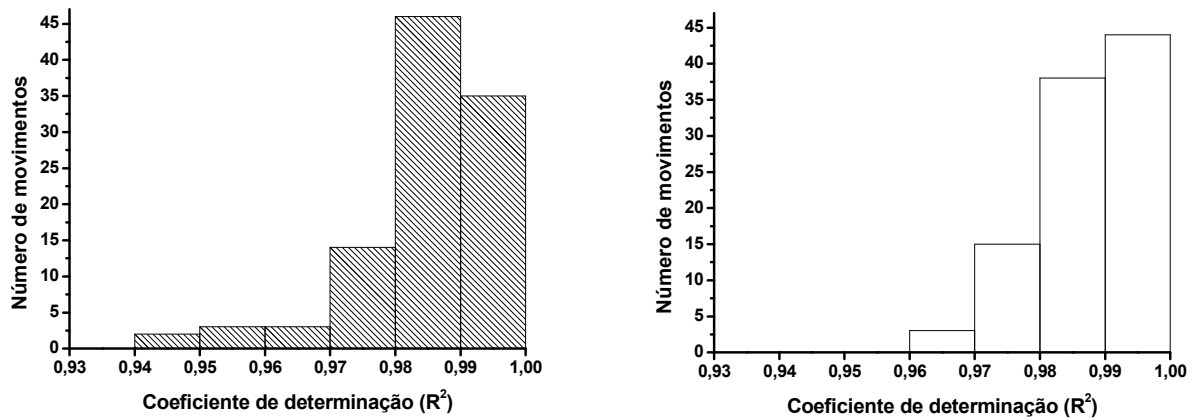
#### **4.1.2. Ajuste do movimento pelo modelo do piscar acelerado/ oscilatório harmônico criticamente amortecido**

Todos os movimentos de piscar espontâneo e reflexo foram muito bem ajustados pelo modelo matemático desenvolvido, independente da sua amplitude (Figura 11).



**Figura 11.** Movimentos de piscar espontâneos (à esquerda) e reflexos (à direita) de dois indivíduos - a linha contínua (vermelha) representa o ajuste do modelo.

Como mostrado na tabela 1 os coeficientes de determinação variaram de 0,94 a 1,00 com média de  $0,98 \pm 0,01$  dp para os movimentos de piscar espontâneo e 0,96 a 1,00 com média de  $0,99 \pm 0,01$  dp para os movimentos de piscar reflexo (Figura 12).

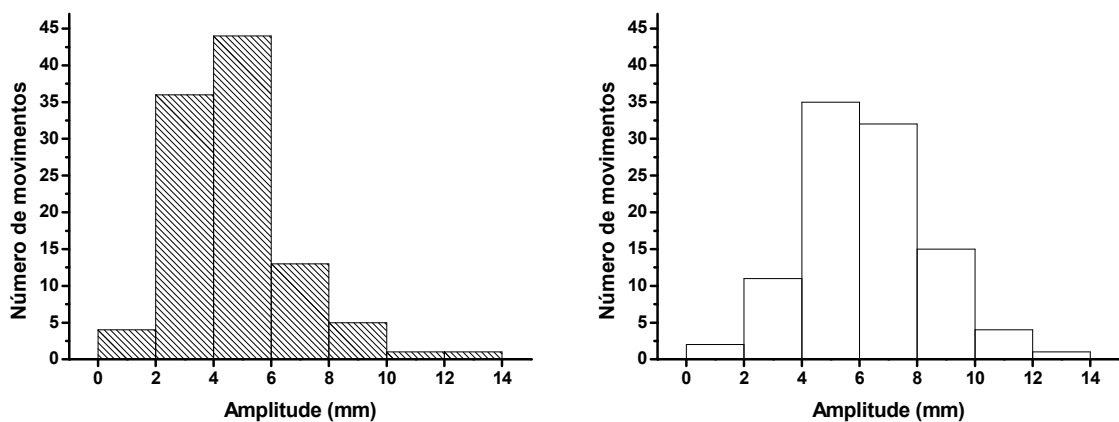


**Figura 12.** Distribuição dos coeficientes de determinação dos movimentos de piscar espontâneo (gráfico hachurado) e reflexo (gráfico em branco).

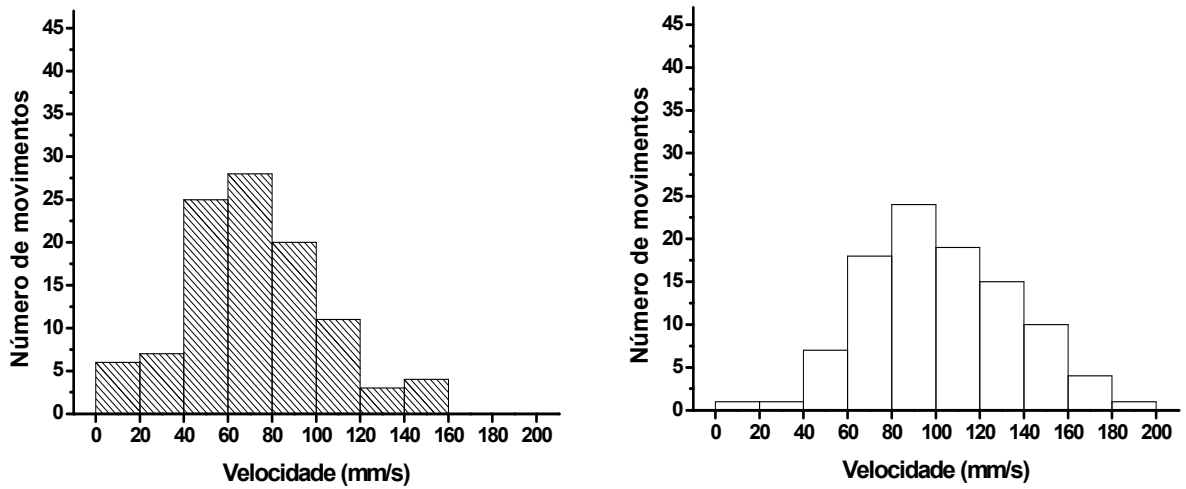
## 4.2. Comparação entre os movimentos espontâneos e reflexos

### 4.2.1. Movimentos isolados

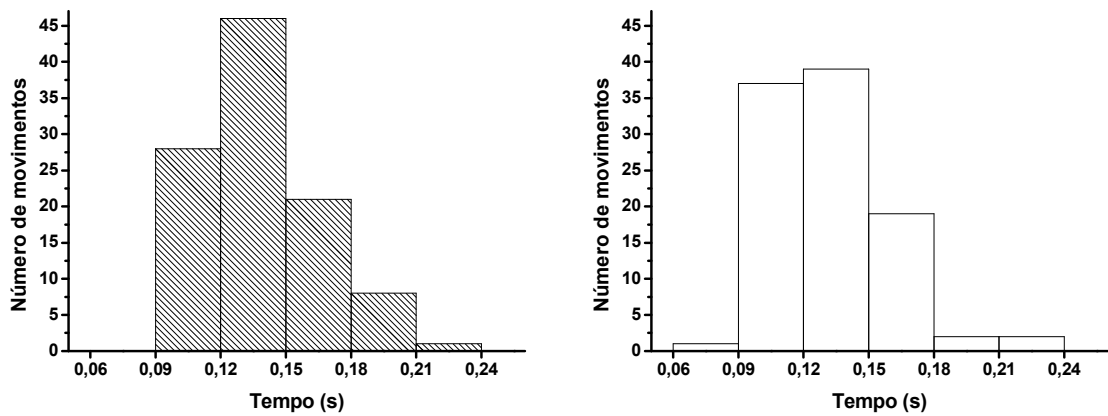
As distribuições da amplitude, velocidade e tempo da fase descendente dos movimentos de piscar espontâneo e reflexo são mostrados nas figuras 13, 14 e 15 respectivamente.



**Figura 13.** Distribuição das amplitudes da fase descendente dos movimentos de piscar espontâneo (gráfico hachurado) e reflexo (gráfico em branco).

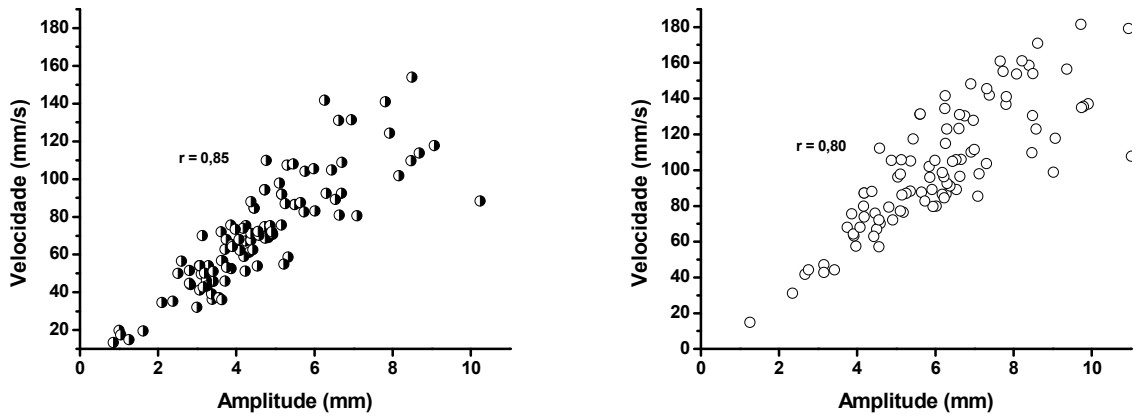


**Figura 14.** Distribuição das velocidades da fase descendente dos movimentos de piscar espontâneo (gráfico hachurado) e reflexo (gráfico em branco).



**Figura 15.** Distribuição dos tempos da fase descendente dos movimentos de piscar espontâneo (gráfico hachurado) e reflexo (gráfico em branco).

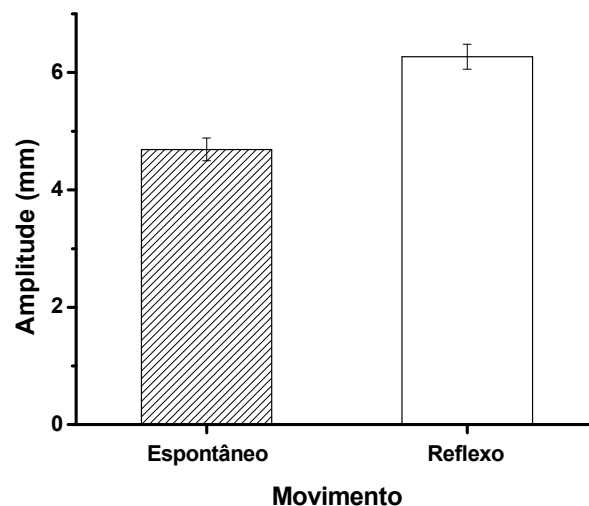
A velocidade máxima da fase descendente foi linearmente correlacionada à amplitude tanto nos movimentos espontâneos ( $r = 0,85$ ) como nos movimentos reflexos ( $r = 0,8$ ), ilustrados na Figura 16.



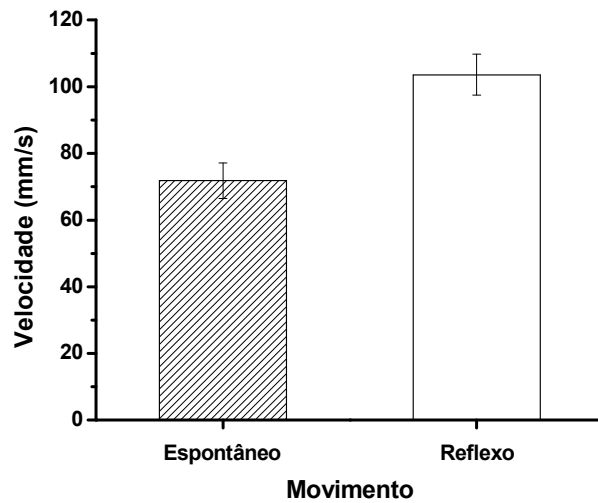
**Figura 16.** Correlação linear entre a velocidade e amplitude da fase descendente do piscar espontâneo (bolas hachuradas) e reflexo (bolas brancas). O  $r$  refere-se ao coeficiente de correlação.

#### 4.2.2. Média dos movimentos

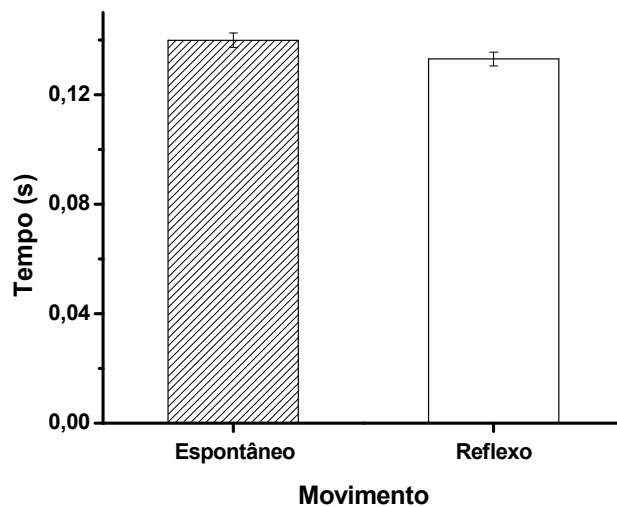
A média das amplitudes, velocidades e tempos da fase descendente dos 5 movimentos de cada um dos 21 sujeitos para os movimentos de piscar espontâneo e reflexo são ilustradas nas figuras 17, 18 e 19.



**Figura 17.** Média das amplitudes da fase descendente no piscar espontâneo e reflexo.



**Figura 18.** Média das velocidades da fase descendente no piscar espontâneo e reflexo.

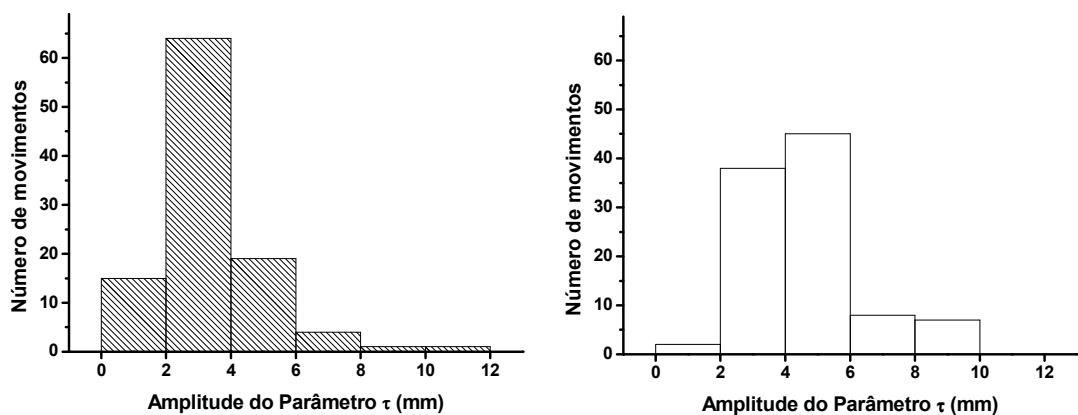


**Figura 19.** Média do tempo da fase descendente dos no piscar espontâneo e reflexo.

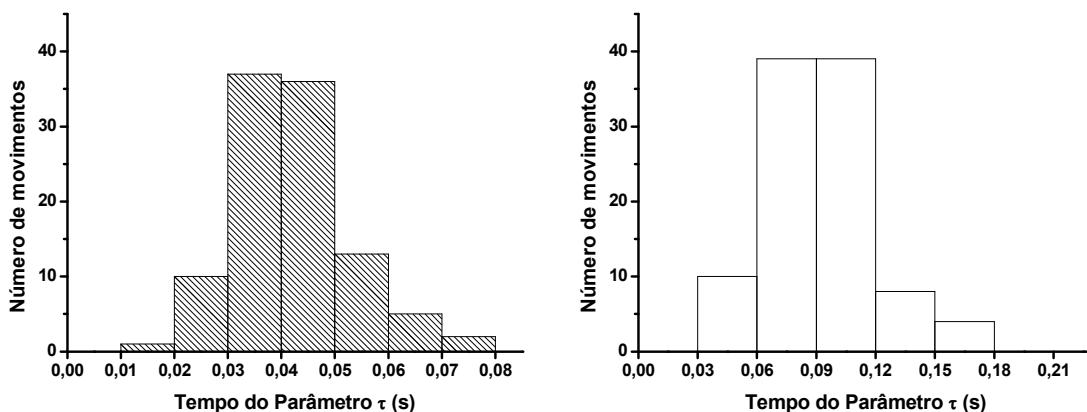
O teste *t* pareado ( $t = -3,41$ ;  $p = 0,00149$ ) revelou que o valor médio da amplitude máxima do piscar reflexo ( $6,41 \text{ mm} \pm 0,4 \text{ ep}$ ) foi significativamente maior que a do piscar espontâneo ( $4,65 \text{ mm} \pm 0,3 \text{ ep}$ ) e que a média da velocidade máxima do piscar reflexo ( $103,6 \text{ mm/s} \pm 6,2 \text{ ep}$ ) foi

significativamente maior que a do piscar espontâneo ( $71,8 \text{ mm/s} \pm 5,3 \text{ ep}$ ) ( $t = -3,9$ ;  $p = 0,00036$ ). Os valores médios do tempo da fase descendente do piscar reflexo ( $0,13 \text{ s}$ ) e espontâneo ( $0,14 \text{ s}$ ) não diferiram ( $t = 0,94$ ;  $p = 0,35162$ ).

Os valores médios da amplitude e tempo no ponto  $\tau$ , no qual ocorre a transição do movimento de acelerado para oscilatório harmônico criticamente amortecido, estão ilustrados na figura 20 e 21.

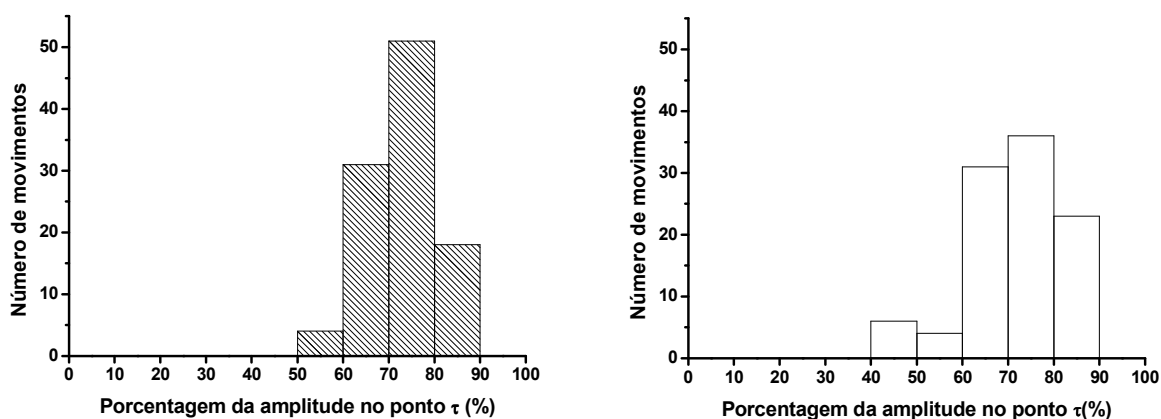


**Figura 20.** Distribuição das amplitudes da fase descendente do piscar espontâneo (gráfico hachurado) e do piscar reflexo (gráfico em branco) no ponto  $\tau$ .

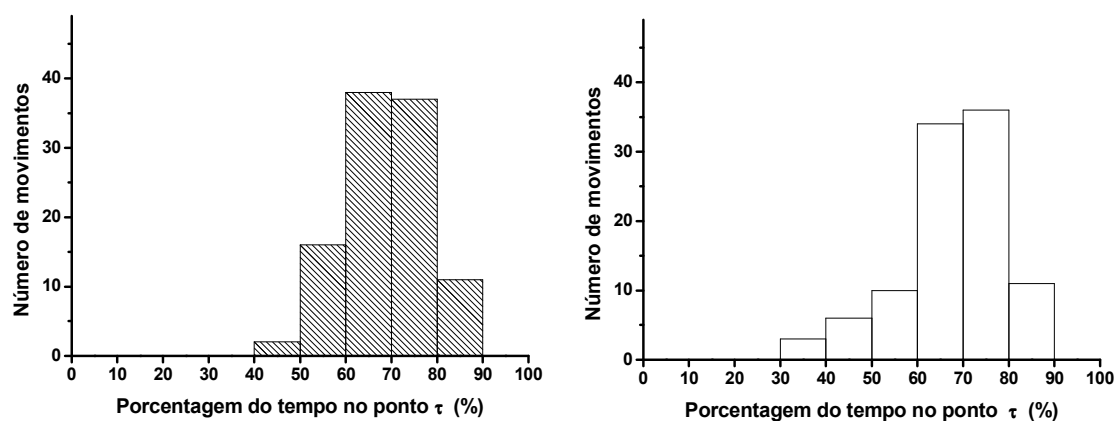


**Figura 21.** Distribuição dos tempos da fase descendente do piscar espontâneo (gráfico hachurado) e do piscar reflexo (gráfico em branco) no ponto  $\tau$ .

O valor desse parâmetro ( $\tau$ ) corresponde a 73% e 72% do valor da amplitude máxima e 69% e 68% do valor do tempo da fase descendente no piscar espontâneo e reflexo respectivamente (Figura 21 e 22).



**Figura 22.** Percentagem da amplitude máxima equivalente ao ponto  $\tau$  no piscar espontâneo (gráfico hachurado) e no piscar reflexo (gráfico em branco).



**Figura 23.** Percentagem do tempo da fase descendente equivalente ao ponto  $\tau$  no piscar espontâneo (gráfico hachurado) e no piscar reflexo (gráfico em branco).

O tempo decorrido desse ponto ( $\tau$ ) até o ponto onde a amplitude é máxima não diferiu entre os dois tipos de movimento, piscar espontâneo e reflexo ( $t = 0,04s$ ), porém a distância percorrida foi maior no piscar reflexo ( $1,8 \text{ mm} \pm 0,1 \text{ ep}$ ) do que no piscar espontâneo ( $1,2 \text{ mm} \pm 0,1 \text{ ep}$ ) sendo esta diferença estatisticamente significativa ( $t = -3,27$ ;  $p = 0,00220$ ).



## **5. DISCUSSÃO**

---

Quando se afirma que a física é uma ciência exata, o que se quer dizer é que suas leis, uma vez expressas em forma de equações matemáticas, descrevem e predizem os resultados de medidas quantitativas precisas. A vantagem de um modelo teórico quantitativo não é apenas ser prático, e sim, dar aos cientistas o poder de prever com precisão e de controlar o fenômeno natural.

O presente estudo vem então tentar, através de uma equação matemática, padronizar o estudo da dinâmica palpebral, para se entender o que ocorre na realidade quando se mudam parâmetros e o poder de prever mudanças na cinemática palpebral com intervenções medicamentosas e cirúrgicas. Um comentário qualitativo sobre o movimento palpebral pode ser útil, mas não é o suficiente como definição.

A mecânica é a parte da física que estuda os movimentos e as variações de energia e força que atuam sobre um corpo. Ela é dividida em três partes fundamentais: cinemática, dinâmica e estática. Cinemática é a parte que estuda o movimento sem se preocupar com os motivos (força) que originam os mesmos. Dinâmica é o estudo das relações entre força e movimento, é estudar a cinemática e suas causas. Estática é o conjunto de forças que agem em um corpo em equilíbrio (NUSSENZVEIG 2002). O enfoque dado nesse trabalho é sobre a dinâmica do movimento.

O movimento de piscar tem sido objeto de vários estudos há muitos anos. Diversas categorias de pesquisadores como neurologistas, oftalmologistas, psiquiatras, fisiologistas, biólogos, físicos, têm focado o movimento do piscar de acordo com interesses específicos desses diferentes campos de atuação.

De uma maneira geral, as pesquisas sobre o piscar podem ser divididas em trabalhos sobre o *ritmo e frequência*, que podem variar com a idade (BELLEBAUM, DAUM 2004, LAVEZZO, SCHELLINI, PADOVANI et al. 2008), falta de sono (CREVITS, SIMONS, WILDENBEEST 2003), estado mental

(HOLLAND, TARLOW 1972, 1975, WOOD, SAUNDERS 1962) e em diferentes patologias como na doença de Parkinson (KANEKO, SAKAMOTO 2001, KOROSSEC, ZIDAR, REITS et al. 2006), esquizofrenia (STEVENS 1978), olho seco (EVINGER, BAO, POWERS et al. 2002, NAKAMORI, ODAWARA, NAKAJIMA et al. 1997, SCHLOTE, KADNER, FREUDENTHALER 2004).

Outros pesquisadores se interessam pelos mecanismos geradores, ou seja, *o controle neural do piscar* (ESTEBAN, TRABA, PRIETO 2004, EVINGER, BASSO, MANNING et al. 1993, ONGERBOER DE VISSER, BOUR 2006, SMIT, BUISSERET, BUISSERET-DELMAS et al. 2006, ZERARI-MAILLY, DAUVERGNE, BUISSERET et al. 2003) e há ainda os que estudam os parâmetros físicos do movimento como velocidade e duração, *a dinâmica do movimento*, (EVINGER, MANNING, SIBONY 1991, VANDERWERF, BRASSINGA, REITS et al. 2003), que podem variar com a restrição da pálpebra (SCHICATANO, MANTZOURANIS, PESHORI et al. 2002), cirurgias (ABELL, COWEN, BAKER et al. 1999) ou patologias como paralisia facial (BAKER, RADMANESH, ABELL 2002, HUFFMAN, BAKER, STAVA et al. 1996, VANDERWERF, REITS, SMIT et al. 2007).

Apesar de extensa a literatura sobre o piscar, o grande problema encontrado é a interpretação e comparação dos dados, pois esse movimento carece de uma descrição formal e matemática. Independente do modo de registro, o estabelecimento de um modelo matemático que defina o movimento de piscar é de extrema importância, pois irá permitir que parâmetros sejam calculados de maneira padronizada e com grande acurácia matemática.

Alguns autores já tentaram criar modelos para descrever o movimento palpebral. Em 1991 foi publicado um modelo mecânico simplificado dos músculos e ligamentos atuantes na pálpebra (EVINGER, MANNING, SIBONY 1991). Com esse modelo, o autor consegue mostrar o papel das forças passivas que impulsionam o movimento palpebral no sentido inferior. Ao abrir os olhos, o MLPS estaria ativo distendendo todos os ligamentos e tendões para cima. Essa energia armazenada seria dissipada ao cessar a contração do MLPS impulsionando o movimento palpebral para baixo. No piscar, além do

relaxamento do MLPS, há uma força ativa representada pela contração do MOO (BJORK, KUGELBERG 1953, HOLDER, SCOTT, HANNAFORD et al. 1987, VAN ALLEN, BLODI 1962)

Assim como no presente trabalho, em 2003, Trigo e col. descrevem um modelo biomecânico utilizando gatos (TRIGO, ROA, GRUART et al. 2003). O movimento de piscar do gato apresenta características diferentes do piscar humano. A fase ascendente é dividida em duas partes distintas, uma inicial mais rápida e uma mais tardia que para os autores é exponencial. No modelo, Trigo e col também utilizam o oscilador harmônico para descrever essa fase tardia do piscar felino.

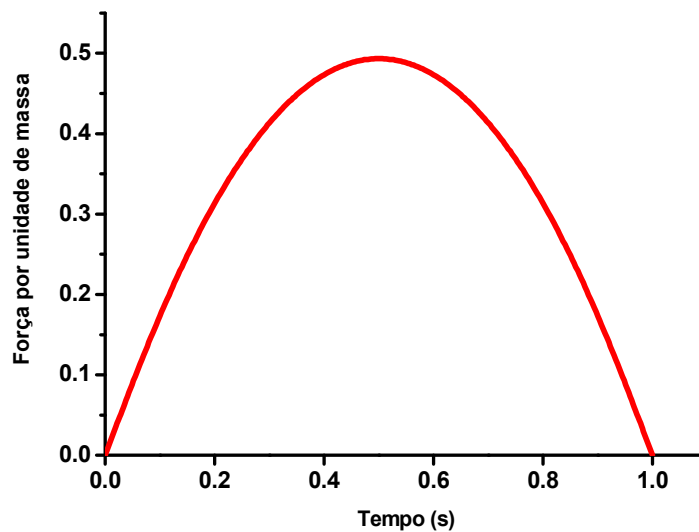
No movimento que ocorre em humanos, os mecanismos envolvidos já são bem conhecidos e a eletromiografia tem sido importante para a compreensão dos fatores neuromusculares que geram o piscar (ESTEBAN, SALINERO 1979, HOLDER, SCOTT, HANNAFORD et al. 1987, VAN ALLEN, BLODI 1962). Com esse instrumento consegue-se relacionar com precisão o músculo gerador e movimento resultante dessa contração.

Em posição primária do olhar, há uma situação em que o MOO e o MLPS encontram-se eletricamente ativos com seus tonos em condições basais e em equilíbrio (BJORK, KUGELBERG 1953). Ao piscar, acontecem fenômenos completamente distintos, que são divididos em duas fases: a primeira fase, ou fase descendente, na qual o MLPS até então, tonicamente ativo, inibe a sua atividade e o MOO, também tonicamente ativo, apresenta um pico de contração (VANDERWERF, BRASSINGA, REITS et al. 2003). O relaxamento de um antagonista não é uma característica reconhecida de contrações musculares em geral, mas pode ter uma significância nesse movimento em que o MOO contrai inicialmente contra uma reduzida resistência; isso deve reduzir o tempo em que a visão será perturbada (EVINGER, MANNING, SIBONY 1991). A disposição anatômica do MOO em torno da fenda palpebral permite que, com a contração das suas fibras durante o piscar, a pálpebra superior desça e a inferior suba, fazendo com que as margens palpebrais entrem em contato em frente ao olho, fechando a fenda

palpebral (WHITNALL 1932). A atividade do MOO cessa antes do MLPS iniciar sua contração (BJORK, KUGELBERG 1953). Quando o MLPS entra em atividade, a pálpebra é elevada até uma posição próxima a inicial sobre a qual há uma flutuação leve, dificultando a definição exata do término da fase ascendente do piscar (EVINGER, MANNING, SIBONY 1991).

Nesse estudo, foi desenvolvido um modelo matemático teórico para descrever o movimento do piscar. A compreensão do modelo requer que alguns conceitos básicos sejam explicitados. No modelo proposto, a fase descendente do movimento do piscar é descrita por um movimento uniformemente variado (movimento acelerado; equação 1 da página 30) e a fase ascendente, semelhante aos sacádicos ascendentes (EVINGER, MANNING, SIBONY 1991), represente um movimento oscilatório harmônico amortecido (equações 2, 3 e 4 da página 30) (MALBOUISSON, CRUZ, MESSIAS et al. 2005).

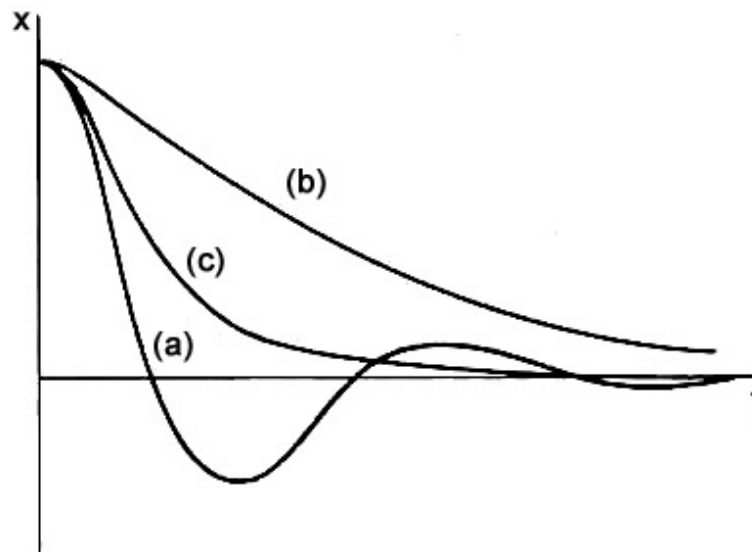
O movimento acelerado é um movimento uniformemente variado no qual o corpo a ser estudado possui uma aceleração constante e sua velocidade muda no decorrer do tempo (NUSSENZVEIG 2002). O movimento resultante da contração do MOO deve obedecer à regra das contrações de fibras musculares em geral, no qual as fibras iniciam a sua contração gradualmente, chegam ao seu pico e relaxam gradualmente (*muscle twitch*) (HILL, HOWARTH 1957) logo, a força resultante apresenta um formato parabólico e não uma força constante como mostra a Figura 24.



**Figura 24.** Gráfico esquemático da força resultante da contração das fibras musculares esqueléticas em geral (*muscle twitch*).

O movimento oscilatório é o movimento que um corpo faz em torno do seu próprio eixo (NUSSENZVEIG 2002). O corpo humano é uma fonte de fenômenos oscilatórios como os batimentos cardíacos, o vibrar das cordas vocais e tímpano. É um modelo simples, aplicável a uma série de situações e fenômenos naturais como o brilhar de uma estrela, o campo magnético da terra, as vibrações quando um átomo se move. E por ser de ampla aplicação, tem sido usado como modelo teórico para muitas situações em pesquisa, até mesmo no movimento de neurônios na construção de robôs humanóides (ITOH, MIWA, TAKANOBU et al. 2005).

Existem três possíveis soluções para o movimento oscilatório harmônico amortecido de acordo com intensidade do amortecimento: sub, super e criticamente amortecido (equações 2, 3 e 4 da página 30), que estão representadas esquematicamente na figura 25.



**Figura 25.** Três possíveis soluções do modelo do oscilador harmônico amortecido. (a) subcrítico; (b) supercrítico; (c) crítico.

Na solução subcrítica (a) o amortecimento é fraco e possibilita oscilação, mas a sua amplitude diminui com o tempo, na supercrítica (b), ao contrário, o amortecimento é forte, de maneira que a partícula começa o seu movimento e retorna lentamente para a posição de equilíbrio sem oscilar e a crítica (c), na qual a partícula também não oscila, mas retorna à posição de equilíbrio mais rapidamente (WATARI 2004).

Apesar de já ter sido descrito que o movimento sacádico palpebral obedece ao modelo oscilatório harmônico amortecido (MALBOUISSON, CRUZ, MESSIAS et al. 2005), não se sabe qual o tipo de amortecimento melhor se enquadra na situação da fase ascendente do piscar. Os dados obtidos no presente trabalho indicam que o modelo acelerado na fase descendente e o modelo do oscilador harmônico amortecido na fase ascendente do piscar descrevem com grande fidedignidade os movimentos reflexos e espontâneos, com coeficientes de determinação muito próximos a 1,0 (Figura 12).

O piscar voluntário não foi ajustado pelo modelo descrito. Ao se analisar o movimento voluntário nota-se um platô na posição inferior do gráfico (Figura 9), diferente do que ocorre no movimento reflexo e no espontâneo, que o

gráfico passa rapidamente da fase descendente para a ascendente. Transpondo o gráfico para a fisiologia do movimento, é possível notar que no movimento voluntário, existe um componente a mais no fechar dos olhos, que é a participação não só da porção palpebral do MOO como também da sua porção orbitária (WHITNALL 1932, GORDON 1951). A ação conjunta dessas duas porções do orbicular interfere no tempo de atuação desse músculo na pálpebra, e conseqüentemente no início da ação do MLPS, que seria o principal responsável pela fase ascendente do piscar, já que um músculo só começa a agir após a interrupção do tônus do outro (BJORK, KUGELBERG 1953).

A grande diferença entre as soluções testadas está nos valores considerados para os parâmetros  $g$  e  $\omega$ . Se  $g < \omega$  o amortecimento é subcrítico, se  $g = \omega$ , crítico e se  $g > \omega$ , supercrítico.

Nenhum movimento conseguiu ser modelado pela solução supercrítica, que previa um forte amortecimento no fim da fase ascendente. Esse resultado já era esperado, visto que essa equação não previa oscilações na fase final no gráfico e conseqüentemente, da pálpebra. Como já sabemos, a pálpebra apresenta forças elásticas que interagem no movimento palpebral (EVINGER, MANNING, SIBONY 1991), logo, fisiologicamente, o termino do movimento do piscar não pode ser aceito como um movimento rígido, sem oscilações.

As soluções crítica e subcrítica ajustaram muito bem os movimentos, porém o amortecimento crítico ajustou todos os movimentos (espontâneos e reflexos) e o subcrítico apenas 50% dos movimentos de piscar espontâneo e 58% dos reflexos (Figura 10). Ao se observar a média dos coeficientes de determinação dos movimentos ajustados pelas duas soluções (crítica e subcrítica) nota-se uma diferença irrisória no piscar espontâneo (0,008) e no reflexo (0,001), e apesar de estatisticamente significativa no piscar espontâneo ( $t = 2,07$ ,  $p = 0,04$ ), do ponto de vista prático essa diferença pode ser desconsiderada.

Vale lembrar que a diferença média dos parâmetros  $g$  e  $\omega$ , nos casos em que a solução subcrítica foi bem ajustada, é muito pequena. Em resumo,



nos leva a concluir que o movimento de piscar não é invariante. Dependendo das condições momentâneas relacionadas como as de atrito (quantidade de lágrima, qualidade do filme lacrimal) força do MOO, altura inicial da pálpebra, pode ou não haver um componente oscilatório palpebral na fase ascendente. Havendo o componente oscilatório, era esperado que a solução subcrítica descrevesse melhor o movimento, no entanto isso só ocorreu em 50% dos movimentos espontâneos e 58% (Figura 10) dos reflexos, e nesses casos o ajuste com a solução crítica também foi muito bom, o que sugere que o componente oscilatório na fase ascendente do piscar não é de grande importância.

Após a escolha do melhor modelo de ajuste foi calculado velocidade máxima da fase descendente do piscar, amplitude máxima alcançada pela pálpebra, tempo gasto para a pálpebra atingir a amplitude máxima e o valor de tempo teórico definido no modelo como  $\tau$ .

Concordando com estudos anteriores (EVINGER, MANNING, SIBONY 1991), amplitude e velocidade máxima apresentaram boa correlação linear com coeficientes de correlação muito próximos a 1,0 (0,86 para o piscar espontâneo e 0,80 para o reflexo – figura 16) e a média das amplitudes e velocidades do piscar reflexo foram maiores que as do espontâneo (Figuras 17 e 18). A média do tempo da fase descendente foi semelhante nos dois tipos de movimento e já era esperado, já que existiu uma correlação linear entre velocidade/amplitude.

O parâmetro  $\tau$  é descrito pela primeira vez na literatura, no presente trabalho. Teoricamente indica a transição entre o movimento descendente acelerado, marcado pela contração ativa do MOO e o início do movimento oscilatório harmônico, em que apenas o MLPS age. Esse parâmetro, portanto, deve refletir a capacidade contrátil do MOO. Os dados obtidos mostram que essa transição se dá quando a pálpebra já percorreu em torno de 70% do tempo da fase descendente, independente se o movimento é de natureza reflexa ou espontânea (Figura 23).

Futuros trabalhos com registro simultâneo de movimento palpebral e eletromiografia comparando-se sujeitos normais e pacientes com paralisia facial são necessários para se verificar o valor biológico, preditivo, da capacidade contrátil do MOO e conseqüentemente do parâmetro  $\tau$ .

## **6. CONCLUSÕES**

---

- Matematicamente, o movimento de piscar espontâneo e reflexo é bem descrito por um modelo que compreende uma fase inicial acelerada e outra final amortecida segundo um oscilador harmônico.
- O piscar voluntário não é bem ajustado pelo modelo proposto.
- A fase ascendente do movimento pode ser descrita pela solução crítica ou subcrítica de amortecimento. O amortecimento supercrítico não é adequado para descrever essa fase do movimento.
- A solução com amortecimento crítico ajustou todos os movimentos (espontâneos e reflexos) estudados com altos valores de coeficientes de determinação. A solução subcrítica ajustou um número menor de movimentos.
- O parâmetro  $\tau$  representa teoricamente a capacidade contrátil do MOO e ocorre quando a pálpebra percorreu 70% do tempo da fase descendente do piscar.

## **7. REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS**

---

Abell, KM, Cowen, DE, Baker, RS, Porter, JD. Eyelid Kinematics Following Blepharoplasty. *Ophthalmic plastic and reconstructive surgery*. 1999; 15: 236-42.

Ahl, NC, J.C., H. Horner'S Muscle and the Lacrimal System. *Archives of ophthalmology*. 1982; 100: 488-93.

Baker, RS, Radmanesh, SM, Abell, KM. The Effect of Apomorphine on Blink Kinematics in Subhuman Primates with and without Facial Nerve Palsy. *Investigative ophthalmology & visual science*. 2002; 43: 2933-8.

Beard, C. Muller's Superior Tarsal Muscle: Anatomy, Physiology, and Clinical Significance. *Annals of plastic surgery*. 1985; 14: 324-33.

Becker, W, Fuchs, AF. Lid-Eye Coordination During Vertical Gaze Changes in Man and Monkey. *J Neurophysiol*. 1988; 60: 1227-52.

Bellebaum, C, Daum, I. Effects of Age and Awareness on Eyeblink Conditional Discrimination Learning. *Behav Neurosci*. 2004; 118: 1157-65.

Berke, RN, Wadsworth, JA. Histology of Levator Muscle in Congenital and Acquired Ptosis. *AMA*. 1955; 53: 413-28.

BERKE, RN, WADSWORTH, JAC. Histology of Levator Muscle in Congenital and Acquired Ptosis. *Arch Ophthalmol*. 1955; 413-28.

Bjork, A, Kugelberg, E. The Electrical Activity of the Muscles of the Eye and Eyelids in Various Positions and During Movement . *Neurophysiol*. 1953; 5: 595-602.

Bour, L, Ongerboer De Visser, BW, Aramideh, M, Speelman, J. Origin of Eye and Eyelid Movements During Blinking. *Mov Disord*. 2002; 17 Suppl 2: S30-2.

Bour, LJ, Aramideh, M, Ongerboer De Visser, BW. Neurophysiological Aspects of Eye and Eyelid Movements During Blinking in Humans. *J Neurophysiol.* 2000; 83: 166-76.

Bron, AJ, Tripathi, RC, Tripathi, BJ. The Ocular Appendages: Eyelid, Conjunctiva and Lacrimal Apparatus. In: Medical CH, ed. *Wolff'S Anatomy of the Eye and Orbit.* 8ª ed. ed. London 1997:30-84.

Campbell, SP, Williams, DA, Frueh, BR, Lynch, GS. Contractile Activation Characteristics of Single Permeabilized Fibres from Levator Palpebrae Superioris, Orbicularis Oculi and Vastus Lateralis Muscles from Humans. *The Journal of physiology.* 1999; 519 Pt 2: 615-22.

Chau, M, Betke, M. Real Time Eye Tracking and Blink Detection with Usb Cameras. *Boston University Computer Science Technical Report.* 2005; 12: 1-10.

Collin, JRO, Beard, C, Wood, I. Experimental and Clinical Data on the Insertion of the Levator Palpebrae Superioris Muscle *American journal of ophthalmology.* 1978; 85: 292-801.

Crevits, L, Simons, B, Wildenbeest, J. Effect of Sleep Deprivation on Saccades and Eyelid Blinking. *European neurology.* 2003; 50: 176-80.

Cruz, AA, Coelho, RP, Baccega, A, Lucchezi, MC, Souza, AD, Ruiz, EE. Digital Image Processing Measurement of the Upper Eyelid Contour in Graves Disease and Congenital Blepharoptosis. *Ophthalmology.* 1998; 105: 913-8.

Cruz, AAV, Baccega, A. Análise Bidimensional Computadorizada Da Fenda Palpebral. *Arquivos brasileiros de oftalmologia.* 2001; 62: 73-8.

Doughty, MJ. Further Assessment of Gender- and Blink Pattern-Related Differences in the Spontaneous Eyeblink Activity in Primary Gaze in Young Adult Humans. *Optom Vis Sci.* 2002; 79: 439-47.

Dutton, JJ. Surgical Anatomy of the Eyelids. *A Color Atlas of Ptosis a Pratical Guide to Evaluation and Management.* 1ª ed. Singapore: PG publishing 1989:33-7.

Epstein, E. Surgical Anatomy of the Levator Palpebrae Insertion. *The British journal of ophthalmology*. 1962; 46: 503-9.

Esteban, A, Salinero, E. Reciprocal Reflex Activity in Ocular Muscles: Implications in Spontaneous Blinking and Bell's Phenomenon. *European neurology*. 1979; 18: 157-65.

Esteban, A, Traba, A, Prieto, J. Eyelid Movements in Health and Disease. The Supranuclear Impairment of the Palpebral Motility. *Neurophysiologie clinique = Clinical neurophysiology*. 2004; 34: 3-15.

Evinger, C, Bao, JB, Powers, AS, Kassem, IS, Schicatano, EJ, Henriquez, VM, Peshori, KR. Dry Eye, Blinking, and Blepharospasm. *Mov Disord*. 2002; 17 Suppl 2: S75-8.

Evinger, C, Basso, MA, Manning, KA, Sibony, PA, Pellegrini, JJ, Horn, AK. A Role for the Basal Ganglia in Nicotinic Modulation of the Blink Reflex. *Experimental brain research Experimentelle Hirnforschung*. 1993; 92: 507-15.

Evinger, C, Fuchs, AF. Saccadic, Smooth Pursuit, and Optokinetic Eye Movements of the Trained Cat. *The Journal of physiology*. 1978; 285: 209-29.

Evinger, C, Manning, KA, Sibony, PA. Eyelid Movements. Mechanisms and Normal Data. *Investigative ophthalmology & visual science*. 1991; 32: 387-400.

Falcao, MF, Malbouisson, JM, Cruz, AA, Messias, A. The Relationship between Two Types of Upper Eyelid Movements: Saccades and Pursuit. *Investigative ophthalmology & visual science*. 2008; 49: 2444-8.

Fox, SA. The Palpebral Fissure. *American journal of ophthalmology*. 1966; 62: 73-8.

Frueh, BR, Hassan, AS, Musch, DC. Horizontal Eyelid Movement on Eyelid Closure. *Ophthalmic plastic and reconstructive surgery*. 2005; 21: 109-11.

Fuchs, AF, Becker, W, Ling, L, Langer, TP, Kaneko, CR. Discharge Patterns of Levator Palpebrae Superioris Motoneurons During Vertical Lid and Eye Movements in the Monkey. *J Neurophysiol*. 1992; 68: 233-43.

Gordon, G. Observations Upon the Movements of the Eyelids. *The British journal of ophthalmology*. 1951; 35: 339-51.

Gray, H. Organs of Sense. In: Howden TPPaR, ed. *Gray's Anatomy*. New York, U.S.A: Barnes & Noble Books 1995:805-30.

Guitton, D, Simard, R, Codère, F. Upper Eyelid Movements Measured with a Search Coil During Blinks and Vertical Saccades. *Investigative ophthalmology & visual science*. 1991; 32: 3298-305.

Hall, AJ. Some Observations on the Acts of Closing and Opening the Eyes. *The British journal of ophthalmology*. 1936; 20: 257-95.

Hanada, LK, Souza Jr, EN, Moribe, I, Cruz, AAV. Comparison of Palpebral Fissure Obliquity in Three Different Racial Groups. *Ophthalmic plastic and reconstructive surgery*. 2001; 17: 423-6.

Hasan, SA, Baker, RS, Sun, WS, Rouholiman, BR, Chuke, JC, Cowen, DE, Porter, JD. The Role of Blink Adaptation in the Pathophysiology of Benign Essential Blepharospasm. *Archives of ophthalmology*. 1997; 115: 631-6.

Hill, AV, Howarth, JV. Alternating Relaxation Heat in Muscle Twitches. *The Journal of physiology*. 1957; 139: 466-73.

Holder, DS, Scott, A, Hannaford, B, Stark, L. High Resolution Electromyogram of the Human Eyeblink. *Electromyography and clinical neurophysiology*. 1987; 27: 481-8.

Holland, MK, Tarlow, G. Blinking and Mental Load. *Psychol Rep*. 1972; 31: 119-27.

Holland, MK, Tarlow, G. Blinking and Thinking. *Percept Mot Skills*. 1975; 41: 503-6.



Hori, J, Sakano, K, Saitoh, Y. Development of Communication Supporting Device Controlled by Eye Movements and Voluntary Eye Blink. Proceedings of the 26th Annual International Conference of the IEEE EMBS 2004; San Francisco, CA, USA 2004. p. 4302-5.

Huffman, MD, Baker, RS, Stava, MW, Chuke, JC, Rouholiman, BR, Porter, JD. Kinematic Analysis of Eyelid Movements in Patients Recovering from Unilateral Facial Nerve Palsy. *Neurology*. 1996; 46: 1079-85.

Itoh, K, Miwa, H, Takanobu, H, Takanishi, A. Application of Neural Network to Humanoid Robots-Development of Co-Associative Memory Model. *Neural Netw*. 2005; 18: 666-73.

Kaneko, K, Sakamoto, K. Spontaneous Blinks of Parkinson's Disease Patients Evaluated by Emg and Eog. *Electromyography and clinical neurophysiology*. 2001; 41: 87-95.

Karson, CN. Spontaneous Eye-Blink Rates and Dopaminergic Systems. *Brain*. 1983; 106 (Pt 3): 643-53.

Kennard, DW, Glaser, GH. An Analysis of Eyelid Movements. *The Journal of nervous and mental disease*. 1964; 139: 31-48.

Kirkwood, BJ. Why Do Humans Blink? A Short Review. *Insight (American Society of Ophthalmic Registered Nurses)*. 2006; 31: 15-7.

Koh, S, Maeda, N, Hirohara, Y, Mihashi, T, Bessho, K, Hori, Y, Inoue, T, Watanabe, H, Fujikado, T, Tano, Y. Serial Measurements of Higher-Order Aberrations after Blinking in Patients with Dry Eye. *Investigative ophthalmology & visual science*. 2008; 49: 133-8.

Koh, S, Maeda, N, Hirohara, Y, Mihashi, T, Ninomiya, S, Bessho, K, Watanabe, H, Fujikado, T, Tano, Y. Serial Measurements of Higher-Order Aberrations after Blinking in Normal Subjects. *Investigative ophthalmology & visual science*. 2006; 47: 3318-24.

Korosec, M, Zidar, I, Reits, D, Evinger, C, Vanderwerf, F. Eyelid Movements During Blinking in Patients with Parkinson's Disease. *Mov Disord.* 2006; 21: 1248-51.

Kuwabara, T, Cogan, DG, Johnson, CC. Structure of the Muscles of the Upper Eyelid. *Archives of ophthalmology.* 1975; 93: 1189-97.

Lander, T, Wirtschafter, JD, McLoon, LK. Orbicularis Oculi Muscle Fibers Are Relatively Short and Heterogeneous in Length. *Investigative ophthalmology & visual science.* 1996; 37: 1732-9.

Lavezzo, MM, Schellini, SA, Padovani, CR, Hirai, FE. Eye Blink in Newborn and Preschool-Age Children. *Acta ophthalmologica.* 2008; 86: 275-8.

Lemke, BN, Stasior, OG, Rosenberg, PN. The Surgical Relations of the Levator Palpebrae Superioris Muscle. *Ophthalmic plastic and reconstructive surgery.* 1988; 4: 25-30.

Malbouisson, JM, Baccega, A, Cruz, AA. The Geometrical Basis of the Eyelid Contour. *Ophthalmic plastic and reconstructive surgery.* 2000; 16: 427-31.

Malbouisson, JMC, Cruz, AAV, Messias, AM, Leite, LVO, Rios, GD. Upper and Lower Eyelid Saccades Describe a Harmonic Oscillator Function. *IOVS.* 2005; 46: 857-62.

McGowan, DP, Lawrenson, JG, Ruskell, GL. Touch Sensitivity of the Eyelid Margin and Palpebral Conjunctiva. *Acta Ophthalmol (Copenh).* 1994; 72: 57-60.

McLoon, LK, Wirtschafter, JD. Regional Differences in the Orbicularis Oculi Muscle: Conservation between Species. *Journal of the neurological sciences.* 1991; 104: 197-202.

Messias, AM, Rios, GD, Siquira, GB, Cruz, AAV. A New Computed Imagingsystem for Measurement of Eyelid Saccades. *ARVO;* 2002; 2002. p. 123.

Montes-Mico, R. Role of the Tear Film in the Optical Quality of the Human Eye. *Journal of cataract and refractive surgery*. 2007; 33: 1631-5.

Mori, A, Egami, F, Nakamori, K, Ohtsuki, T, Aikawa, K, Shintani, M, Matsumoto, Y, Goto, E, Tsubota, K. Quantitative Videographic Analysis of Blink Patterns of Newscasters. *Graefe's archive for clinical and experimental ophthalmology = Albrecht von Graefes Archiv fur klinische und experimentelle Ophthalmologie*. 2008; 246: 1449-53.

Naase, T, Doughty, MJ, Button, NF. An Assessment of the Pattern of Spontaneous Eyeblink Activity under the Influence of Topical Ocular Anaesthesia. *Graefe's archive for clinical and experimental ophthalmology = Albrecht von Graefes Archiv fur klinische und experimentelle Ophthalmologie*. 2005; 243: 306-12.

Nakamori, K, Odawara, M, Nakajima, T, Mizutani, T, Tsubota, K. Blinking Is Controlled Primarily by Ocular Surface Conditions. *American journal of ophthalmology*. 1997; 124: 24-30.

Nashold, BS, Jr., Gills, JP, Wilson, WP. Ocular Signs of Brain Stimulation in the Human. *Confinia neurologica*. 1967; 29: 169-74.

Nelson, CC, Blaivas, M. Orbicularis Oculi Muscle in Children. Histologic and Histochemical Characteristics. *Investigative ophthalmology & visual science*. 1991; 32: 646-54.

Neubauer, H. Surgical Procedures on the Lids. In: Blodi FC MG, Neubauer H, ed. *Surgical Ophthalmology*. 1ª ed. ed. Berlin: Springer-Verlag 1988:59-223.

Niida, T, Mukuno, K, Ishikawa, S. Quantitative Measurement of Upper Eyelid Movements. *Jpn J Ophthalmol*. 1987; 31: 255-64.

Nussenzveig, H. Curso De Física Básica. 4 ed. São Paulo: Blucher 2002.

Ongerboer de Visser, BW, Bour, LJ. Eye and Eyelid Movements During Blinking: An Eye Blink Centre? *Suppl Clin Neurophysiol*. 2006; 58: 16-25.

Owens, H, Phillips, J. Spreading of the Tears after a Blink: Velocity and Stabilization Time in Healthy Eyes. *Cornea*. 2001; 20: 484-7.

Palakuru, JR, Wang, J, Aquavella, JV. Effect of Blinking on Tear Dynamics. *Investigative ophthalmology & visual science*. 2007; 48: 3032-7.

Pavlidis, M, Stupp, T, Grenzebach, U, Busse, H, Thanos, S. Ultrasonic Visualization of the Effect of Blinking on the Lacrimal Pump Mechanism. *Graefe's archive for clinical and experimental ophthalmology = Albrecht von Graefes Archiv fur klinische und experimentelle Ophthalmologie*. 2005; 243: 228-34.

Plainis, S, Murray, IJ, Carden, D. The Dazzle Reflex: Electrophysiological Signals from Ocular Muscles Reveal Strong Binocular Summation Effects. *Ophthalmic Physiol Opt*. 2006; 26: 318-25.

Polgar, J, Johnson, MA, Weightman, D, Appleton, D. Data on Fibre Size in Thirty-Six Human Muscles. An Autopsy Study. *Journal of the neurological sciences*. 1973; 19: 307-18.

Ponder, E, Kennedy, WP. On the Act of Blinking. *Quart J Exp Physiol*. 1928; 18: 89-110.

Rashbass, C. The Relationship between Saccadic and Smooth Tracking Eye Movements. *The Journal of physiology*. 1961; 159: 326-38.

Riggs, LA, Kelly, JP, Manning, KA, Moore, RK. Blink-Related Eye Movements. *Investigative ophthalmology & visual science*. 1987; 28: 334-42.

Schellini, SA, Sverzut, EM, Hoyama, E, Padovani, CR, Cruz, AA. Palpebral Dimensions in Brazilian Children: Assessment Based on Digital Images. *Orbit (Amsterdam, Netherlands)*. 2006; 25: 209-13.

Schicatano, EJ, Mantzouranis, J, Peshori, KR, Partin, J, Evinger, C. Lid Restraint Evokes Two Types of Motor Adaptation. *J Neurosci*. 2002; 22: 569-76.

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 archive for clinical and experimental ophthalmology = Albrecht von Graefes Archiv fur klinische und experimentelle Ophthalmologie*. 2004; 242: 306-12.

Sevel, D. A Reappraisal of Development of the Eyelids. *Eye*. 1988; 2: 123-9.

Smit, AE, Buisseret, P, Buisseret-Delmas, C, De Zeeuw, CI, VanderWerf, F, Zerari-Mailly, F. Reticulo-Collicular and Spino-Collicular Projections Involved in Eye and Eyelid Movements During the Blink Reflex. *Neurosci Res*. 2006; 56: 363-71.

Stava, MW, Huffman, MD, Baker, RS, Epstein, AD, Porter, JD. Conjugacy of Spontaneous Blinks in Man: Eyelid Kinematics Exhibit Bilateral Symmetry. *Investigative ophthalmology & visual science*. 1994; 35: 3966-71.

Stevens, JR. Disturbances of Ocular Movements and Blinking in Schizophrenia. *Journal of neurology, neurosurgery, and psychiatry*. 1978; 41: 1024-30.

Sun, WS, Baker, RS, Chuke, JC, Rouholiman, BR, Hasan, SA, Gaza, W, Stava, MW, Porter, JD. Age-Related Changes in Human Blinks. Passive and Active Changes in Eyelid Kinematics. *Investigative ophthalmology & visual science*. 1997; 38: 92-9.

Trigo, JA, Roa, L, Gruart, A, Delgado-Garcia, JM. A Kinetic Study of Blinking Responses in Cats. *The Journal of physiology*. 2003; 549: 195-205.

Van Allen, MW, Blodi, FC. Electromyographic Study of Reciprocal Innervation in Blinking. *Neurology*. 1962; 12: 371-7.

Van Den Bosch, WA, Leenders, I, Mulder, P. Topographic Anatomy of the Eyelids, and the Effects of Sex and Age. *The British journal of ophthalmology*. 1999; 83: 347-52.

Vanderwerf, F, Brassinga, P, Reits, D, Aramideh, M, Oongerboer De Visser, B. Eyelid Movements: Behavioral Studies of Blinking in Humans under Different Stimulus Conditions. *J Neurophysiol*. 2003; 89: 2784-96.

Vanderwerf, F, Reits, D, Smit, AE, Metselaar, M. Blink Recovery in Patients with Bell's Palsy: A Neurophysiological and Behavioral Longitudinal Study. *Investigative ophthalmology & visual science*. 2007; 48: 203-13.

Watari, K. Mecânica Clássica. 2ª ed. São Paulo: Câmara Brasileira do Livro 2004.

Whitnall, S. On a Ligament Acting as a Check to the Action of the Levator Palpebrae Superioris Muscle. *J Anat Physiol*. 1910; 45: 131-9.

Whitnall, SE. Eyelids. In: The Anatomy of the Human Orbit and Accessory Organs of Vision. 2ª ed. London: Oxford University Press 1932:109-252.

Wood, LA, Saunders, JC. Blinking Frequency: A Neurophysiological Measurement of Psychological Stress. *Dis Nerv Syst*. 1962; 23: 158-63.

Wouters, RJ, Van Den Bosch, WA, Mulder, PG, Lemij, HG. Upper Eyelid Motility in Blepharoptosis and in the Aging Eyelid. *Investigative ophthalmology & visual science*. 2001; 42: 620-5.

Wulc, AE, Dryden, RM, Khatchaturian, T. Where Is the Gray Line? *Archives of ophthalmology*. 1987; 105: 1092-8.

Yoon, HW, Chung, JY, Song, MS, Park, H. Neural Correlates of Eye Blinking; Improved by Simultaneous Fmri and Eog Measurement. *Neuroscience letters*. 2005; 381: 26-30.

Zerari-Mailly, F, Dauvergne, C, Buisseret, P, Buisseret-Delmas, C. Localization of Trigeminal, Spinal, and Reticular Neurons Involved in the Rat Blink Reflex. *J Comp Neurol*. 2003; 467: 173-84.

## **8. ANEXOS**

---

**ANEXO 1****COMPROVANTE DE APROVAÇÃO DO COMITÊ DE ÉTICA**

COPIA

www.hcrp.fmrp.usp.br



Ribeirão Preto, 06 de dezembro de 2006

Ofício nº 3487/2006  
CEP/SPC

Prezada Senhora,

O trabalho intitulado **“QUANTIFICAÇÃO DO MOVIMENTO DO PISCAR SEGUNDO UM NOVO MODELO MATEMÁTICO”**, foi analisado pelo Comitê de Ética em Pesquisa, em sua 238ª Reunião Ordinária realizada em 04/12/2006, e enquadrado na categoria: **APROVADO, bem como o Termo de Consentimento Livre e Esclarecido**, de acordo com o Processo HCRP nº 10033/2006.

Atenciosamente.



**PROF. DR. SÉRGIO PEREIRA DA CUNHA**  
Coordenador do Comitê de Ética em  
Pesquisa do HCRP e da FMRP-USP

Ilustríssima Senhora  
**SHEILA ANDRADE DE PAULA**  
**PROF. DR. ANTONIO AUGUSTO VELASCO E CRUZ (Orientador)**  
Depto. de Oftalmologia, Otorrinolaringologia e Cirurgia de Cabeça e Pescoço



## ANEXO 1

### MODELO MATEMÁTICO

#### *Dinâmica do movimento da pálpebra superior durante o piscar*

Durante o piscar, o movimento da pálpebra superior é dividido em duas fases que apresentam propriedades dinâmicas distintas. A primeira fase, descendente, é desencadeada pela ação do músculo orbicular, que ao se contrair empurra a pálpebra superior para baixo e a inferior para cima promovendo a oclusão da fenda palpebral. Durante a fase de contração do orbicular o músculo levantador palpebral se relaxa. Considerando-se que o músculo orbicular aplique na pálpebra superior uma força de forma parabólica (não constante) (Eq.1) o movimento resultante no intervalo de tempo  $0 < t \leq \tau$ , será acelerado e terá sua posição equacionada em função do tempo pela Eq. (2).

$$f(t) = at(t - \tau) \quad (1)$$

$$S_I(t) = \frac{1}{6} at^3 \left( \frac{t}{2} - \tau \right) \quad (2)$$

Onde  $S(t)$  é a posição,  $a$  é um parâmetro a ser determinado e  $t$  o tempo. (considerando-se posição e velocidade inicial igual a zero).

A segunda fase, ascendente, é causada unicamente pela ação do músculo levantador palpebral. Isto é, o orbicular não participa dessa fase. As propriedades dinâmicas da fase ascendente do piscar são idênticas à fase ascendente dos sacádicos palpebrais. Ou seja, há uma força inicial que desencadeia o movimento para cima, porém essa força não pode ser considerada constante até o fim do movimento, além disso, outros fatores, como, atrito e elasticidade não podem ser desconsiderados. Esse movimento é descrito como um oscilador harmônico amortecido e tem posição em função do tempo descrita pelo modelo exemplificado na Eq.(3):

$$S_{II}(t) = Ae^{-gt} \left( \cos \sqrt{\omega^2 - g^2} t + \frac{g}{\sqrt{\omega^2 - g^2}} \sin \sqrt{\omega^2 - g^2} t \right) \quad (3)$$

Onde  $S_{II}(t)$  é a posição,  $A$  é a amplitude do movimento,  $g$  é o coeficiente de frenagem,  $\omega$  é a frequência angular natural e  $t$  o tempo (considerando-se  $A$  como sendo a posição inicial do movimento ( $S=A$  para  $t=0$ )).

A associação dos dois movimentos é possível em um modelo definido por partes, onde o tempo ( $\tau$ ) no qual há transição entre o movimento descendente e o ascendente é um dos parâmetros a ser estimado.

A situação onde o amortecimento é intenso, de maneira que a pálpebra começa seu movimento e retorna lentamente à posição de equilíbrio, sem oscilar, é denominado amortecimento supercrítico ( $g > \omega$ ) (Eq.4). O amortecimento crítico ( $g = \omega$ ) (Eq.5) ocorre quando a pálpebra retorna à posição de equilíbrio mais rapidamente. Um amortecimento fraco possibilita maiores oscilações e é denominado amortecimento subcrítico ( $g < \omega$ ) (Eq.6).

Assim, três tipos de amortecimento poderiam, teoricamente, estar implicados no movimento da pálpebra superior durante o piscar: o supercrítico (Eq. 4), o crítico (Eq.5) e o subcrítico (Eq. 6)

$$t > \tau \Rightarrow S_{II \text{ supercrítico}}(t) = -\frac{a\tau^3}{6K} e^{-g(t-\tau)} \left\{ \frac{K\tau}{2} \cosh[K(t-\tau)] + \left( \frac{g\tau}{2} + 1 \right) \sinh[K(t-\tau)] \right\} \quad (4)$$

$$t > \tau \Rightarrow S_{II \text{ crítico}}(t) = -\frac{a\tau^3}{6} e^{-g(t-\tau)} \left\{ \frac{\tau}{2} + \left( \frac{g\tau}{2} + 1 \right) (t-\tau) \right\} \quad (5)$$

$$t > \tau \Rightarrow S_{II \text{ subcrítico}}(t) = -\frac{a\tau^3}{6\Omega} e^{-g(t-\tau)} \left\{ \frac{\Omega\tau}{2} \cos[\Omega(t-\tau)] + \left( \frac{g\tau}{2} + 1 \right) \sin[\Omega(t-\tau)] \right\} \quad (6)$$

Onde  $\tau$  é o instante no qual o movimento acelerado gerado pelo orbicular deixa de agir e os outros parâmetros foram descritos nas equações anteriores, sendo  $\Omega = \sqrt{\omega^2 - g^2}$  e  $K = \sqrt{g^2 - \omega^2}$ .

No movimento regido pela primeira fase do modelo, a máxima velocidade é atingida em  $t = \tau$ , e pode ser calculada por (Eq. 7)

$$v_I(\tau) = -\frac{1}{6} a\tau^3 \quad (7)$$

A amplitude máxima ocorre quando  $S_{II}(t)$  é mínimo, onde  $t = t_{\min}$ , instante no qual a pálpebra pára e inicia seu movimento de subida. Assim, temos para os movimentos harmônicos subcríticos (Eq.8) e críticos (Eq.9):

---

$$t_{\min} = \tau + \frac{1}{\Omega} \arctan\left(\frac{2\Omega}{\omega^2\tau + 2g}\right), \quad A_{\max} = \frac{b\tau^3}{12g} e^{-g(t_{\min}-\tau)} \left\{ \frac{\omega^2\tau^2 + 4(1+g\tau)}{\sqrt{[\omega^2\tau + 2g]^2 + 4\Omega^2}} \right\} \quad (8)$$

$$t_{\min} = \tau + \frac{2}{g(g\tau + 2)}, \quad A_{\max} = \frac{b\tau^3}{12g} e^{-g(t_{\min}-\tau)} (g\tau + 2) \quad (9)$$

## **ANEXO DE PUBLICAÇÃO**

---

# **MATHEMATICAL MODEL OF THE UPPER EYELID MOTION DURING BLINKING**

Sheila Andrade de Paula; Antonio Augusto Velasco e Cruz

Department of Ophthalmology, Otorhinolaryngology, and Head and Neck Surgery, of  
the Scholl of Medicine of Ribeirão Preto – University of São Paulo – Brazil Av.  
Bandeirantes, 3900 14049-900 – Ribeirão Preto, SP – Brazil  
Phone: +55 16 3602 2523 e-mail: [aavecruz@fmrp.usp.br](mailto:aavecruz@fmrp.usp.br)

**ABSTRACT**

**PURPOSE.** To determine whether experimentally measured upper eyelid blinks can be fitted to a mathematical function. **METHODS.** A charge-coupled device video camera connected to a personal computer was used to record spontaneous and reflex upper eyelid blinks in 21 eyes of 21 normal adult subjects. Movement analysis was performed with software that calculated the center of a blue spot in each frame. The accelerated/damped harmonic oscillator model and three different solutions (underdamped, critically damped and overdamped) were used to fit all blink functions obtained. **RESULTS.** All spontaneous and reflex eyelid blinks were fitted with the critically damped solution of the model with correlation coefficients ranging from 0.94 to 1.00 (mean 0.98) to spontaneous blinks and 0.96 to 1.00 (mean 0.99) to reflex blinks. The underdamped solution fitted some movements. The overdamped solution can't be fit the movements. The voluntary movements can't be fitted by the model. It was possible to measure maximum velocity at any time, amplitude, and duration of the movements. The reflex blinks were faster and larger than spontaneous blinks. For both spontaneous and reflex blinks there was good linear correlation between amplitude and velocity. **CONCLUSIONS.** Normal upper reflex and spontaneous blinks are described by functions that are extremely well fitted by the accelerated/ damped harmonic oscillator model.

**Keywords:** Dynamic, eyelid, blink.

## **INTRODUCTION**

The assessment of movement of upper eyelid during blink is an important step in the examination of many conditions that affect the eyelid function, such as blepharoptosis, cicatricial lagophthalmos and Bell's palsy. Many different methods have been used to record eyelid movements, including the use of lever arms,[1] high-speed cinephotography,[2] light reflection,[3] and the magnetic search-coil technique[4, 5]

One problem in interpreting and comparing data on eyelid blink is the lack of a theoretical mathematical model of the dynamics of these movements. The establishment of such a model is important because it would allow the calculation of any parameters of the movement dynamics in a standard manner.

In the present report, we describe the use of a mathematical model for analyzing data from these movements that were experimentally obtained for upper eyelids.

## **MATERIALS AND METHODS**

This research is in agreement with the Declaration of Helsinki.

### **Subjects**

Upper eyelid blinks were recorded in 21 eyes of 21 normal adult subjects. The sample comprised 7 men and 14 women (age range, 25–62 years; mean,  $35,1 \pm 11,2$  SD). The mean of the margin reflex distance (MRD) was  $3,042 \text{ mm} \pm 0,677$  SD. No subjects showed ophthalmologic or neurologic abnormalities.

### **Blinking Recording**

Eyelid motion during blinking was recorded with a charge-coupled device (CCD) camera connected to a computer by a frame grabber (Picolo@). The camera's

---

temporal resolution was the standard NTSC (30 Hz or 30 frames per second; National Television Systems Committee). Movement analysis was performed with software that calculated in real time the center of a blue spot in each frame. To provide the signal for the software, a small piece of blue paper (0.0113 g) was attached to the eyelashes of the central portion of the upper eyelid.

### **Procedure**

Blinks were recorded while subjects faced a screen (60cm distance). Two types of blinks were measured: spontaneous and reflex. To obtain reflex blinks, the electrical stimulation of the supraorbital nerve was employed. The stimulus was 1.5 to 4 mA in magnitude. The exact parameters were established for each subject and choose the minimal stimuli that can evocate a blink. There were 5 reflex blinks with an interstimulus interval of 10 seconds. There were collected 5 naturally occurring spontaneous blinks for 1 minute.

### **Data collection**

Custom software has been developed in Delphi 7.0 [6] to analyze the data. The data points of the records of blinks were analyzed graphically and the resultant functions were fitted using the purpose model. This model allowed the calculation of the maximum and final amplitude, the velocity at any time, and the duration of each blink movement.



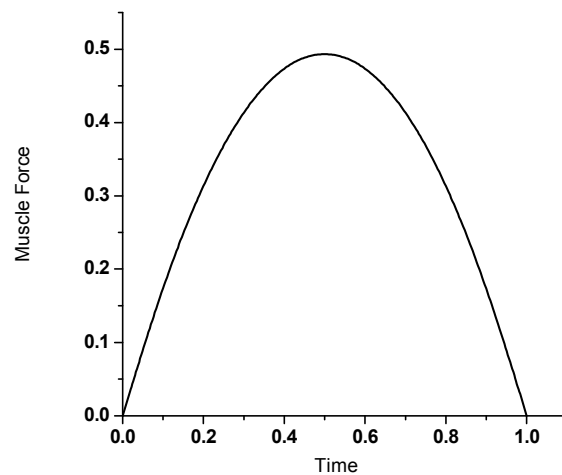
## Statistical analysis

Blinks data comparisons were performed using paired t-Test. All statistical analysis was performed using JMP® 7.0 and Origin 7.0.

## Accelerated/Damped Harmonic Oscillator Model

The model is based on the following assumptions:1) The position and velocity of the eyelid before the movement is equal to zero.2) The down phase of the blinking is an accelerated movement generated a force due to *orbicularis oculi* muscle(OOM)contraction. This force is assumed to represent a muscle twitch and thus has a quadratic shape.3). The up phase of the blinking describes a harmonic oscillator function.4) At the end of the movement the eyelid returns to its initial position.

The upper eyelid motion during a blinking can be divided into two phases with distinct dynamic properties. The first phase is the rapid down phase which follows a burst of OOM activity (contraction).The second phase is the up phase in which the OOM activity ceases and the lid returns more slowly to its starting position due to the contraction of the *levator palpebrae* muscle (LPM). If we assume that the force generated by the OOM contraction is represented by a quadratic function as shown in figure 1 and the resulting movement of the lid is accelerated (Eq. 1), the position of the lid in a specific time interval  $0 < t \leq \tau$  is given by the equation 2.



**Figure 1** – The muscle force generated by the *orbicularis oculi* activity.

$$f(t) = at(t - \tau) \quad (1)$$

$$S_I(t) = \frac{1}{12} at^3(t - 2\tau) \quad (2)$$

Where  $S(t)$  is the lid position,  $a$  is parameter to be estimated and  $t$  is the time. (taking into consideration that position and velocity is initially equal to zero).

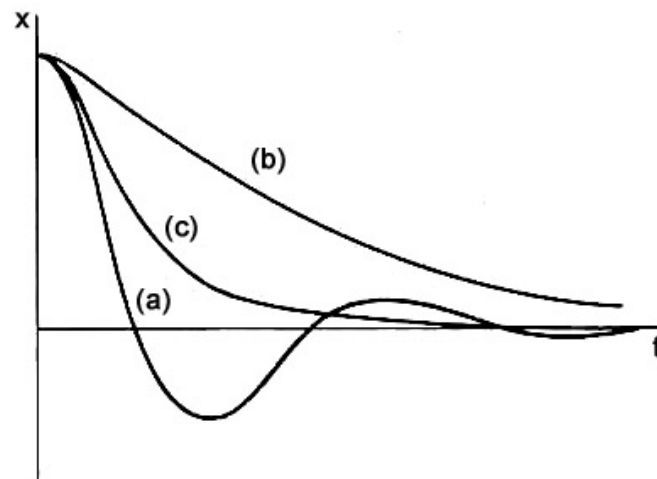
The up phase is analogous of the upward saccadic movements which describes a harmonic oscillator function (3):

$$S_{II}(t) = Ae^{-gt} \left( \cos \sqrt{\omega^2 - g^2}t + \frac{g}{\sqrt{\omega^2 - g^2}} \sin \sqrt{\omega^2 - g^2}t \right) \quad (3)$$

Where  $S_{II}(t)$  is the position,  $A$  is amplitude of the movement,  $g$  is the damping coefficient,  $\omega$  is the natural angular frequency and  $t$  is the time.

The association of the two phases is possible with a mathematical model defined by each phase and by a parameter ( $\tau$ ) which characterizes the instant of time of the transition between the two regimes. Besides, we need to consider that the starting position of descending movement is the final position of ascending movement.

The harmonic oscillator function allows three different damped conditions: *overdamped solution* ( $\omega < g$ ) when there aren't oscillations (4), *critically damped situation* ( $\omega = g$ ) (5) when the object returns fast to an equilibrium position and the *underdamped solution* ( $\omega > g$ ) (6), that allows oscillations (Figure 2).



**Figure 2** – Solutions of the damped harmonic oscillation model. Underdamped oscillation (a), critically damped situation (c) and overdamped solution (b).

Therefore the model can be written as:

$$t \leq \tau \Rightarrow S_I(t) = \frac{1}{6} a t^3 \left( \frac{t}{2} - \tau \right)$$

$$t > \tau \Rightarrow S_{II \text{ supercrítico}}(t) = -\frac{a \tau^3}{6K} e^{-g(t-\tau)} \left\{ \frac{K \tau}{2} \cosh[K(t-\tau)] + \left( \frac{g \tau}{2} + 1 \right) \sinh[K(t-\tau)] \right\} \quad (4)$$

$$t > \tau \Rightarrow S_{II \text{ crítico}}(t) = -\frac{a \tau^3}{6} e^{-g(t-\tau)} \left\{ \frac{\tau}{2} + \left( \frac{g \tau}{2} + 1 \right) (t-\tau) \right\} \quad (5)$$

$$t > \tau \Rightarrow S_{II \text{ subcrítico}}(t) = -\frac{a \tau^3}{6\Omega} e^{-g(t-\tau)} \left\{ \frac{\Omega \tau}{2} \cos[\Omega(t-\tau)] + \left( \frac{g \tau}{2} + 1 \right) \sin[\Omega(t-\tau)] \right\} \quad (6)$$

Where  $\tau$  is the instant that marks the transition between the ends of the accelerated movement and starts the harmonic oscillation. The other parameters have been already described being  $\Omega = \sqrt{\omega^2 - g^2}$  e  $K = \sqrt{g^2 - \omega^2}$ .

During the first phase of the blink the velocity attains its maximum value  $a$  at  $t = \tau$  and may be calculated by (7)

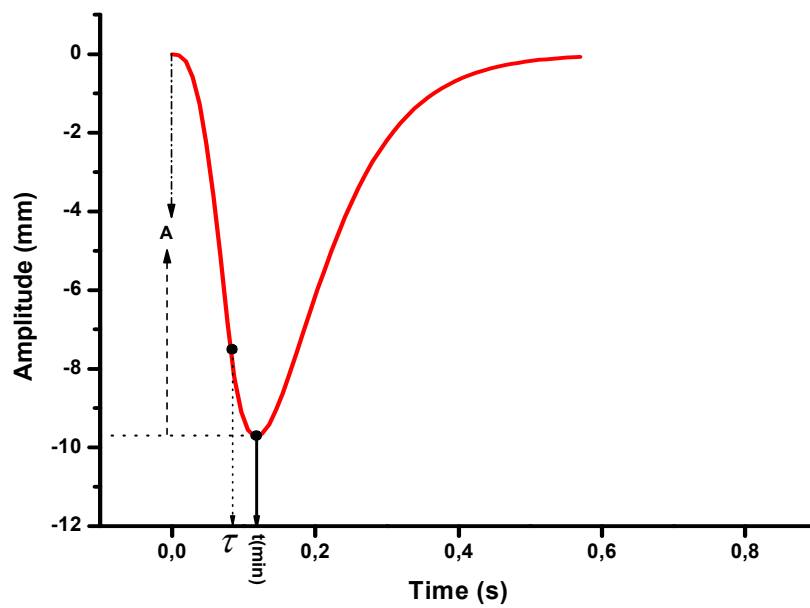
$$v_I(\tau) = -\frac{1}{6} a \tau^3$$

For  $t > \tau$  the solution is give by Eq. 8 (7)

$$v_{II}(t) = -\frac{a \tau^3}{6} e^{-g(t-\tau)} \left[ 1 - g \left( \frac{g \tau}{2} + 1 \right) (t-\tau) \right] \quad (8)$$

The maximal amplitude occurs when  $S_{II}(t)$  is minimum, where  $t = t_{\min}$ , that is the instant of time when the lid stops and initiate the up phase (Eq. 10):

$$t_{\min} = \tau + \frac{2}{g(g\tau + 2)}, \quad A_{\max} = \frac{b\tau^3}{12g} e^{-g(t_{\min} - \tau)} \left\{ \frac{\omega^2\tau^2 + 4(1 + g\tau)}{\sqrt{[\omega^2\tau + 2g]^2 + 4\Omega^2}} \right\} \quad (10)$$

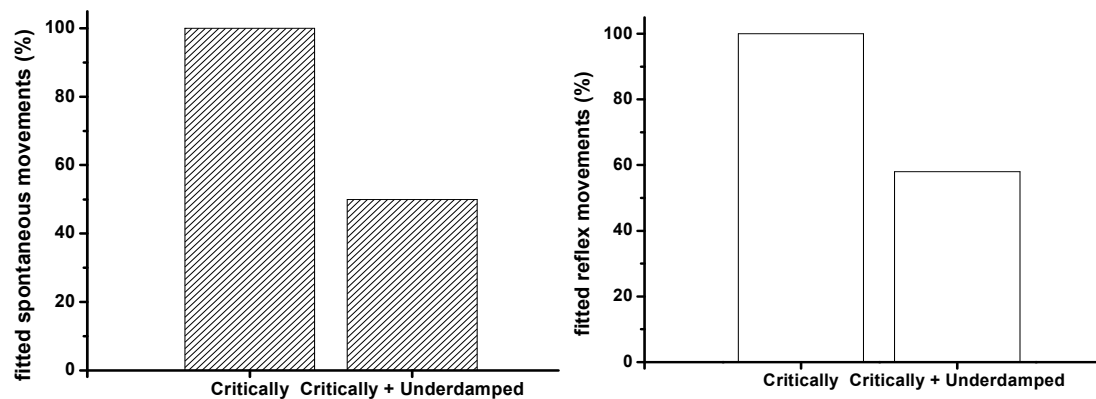


**Figure 3** – A theoretical blink with indication of the amplitude of the up phase (A),  $\tau$  and  $t_{\min}$ .

## RESULTS

### Different solutions of damped harmonic oscillation model

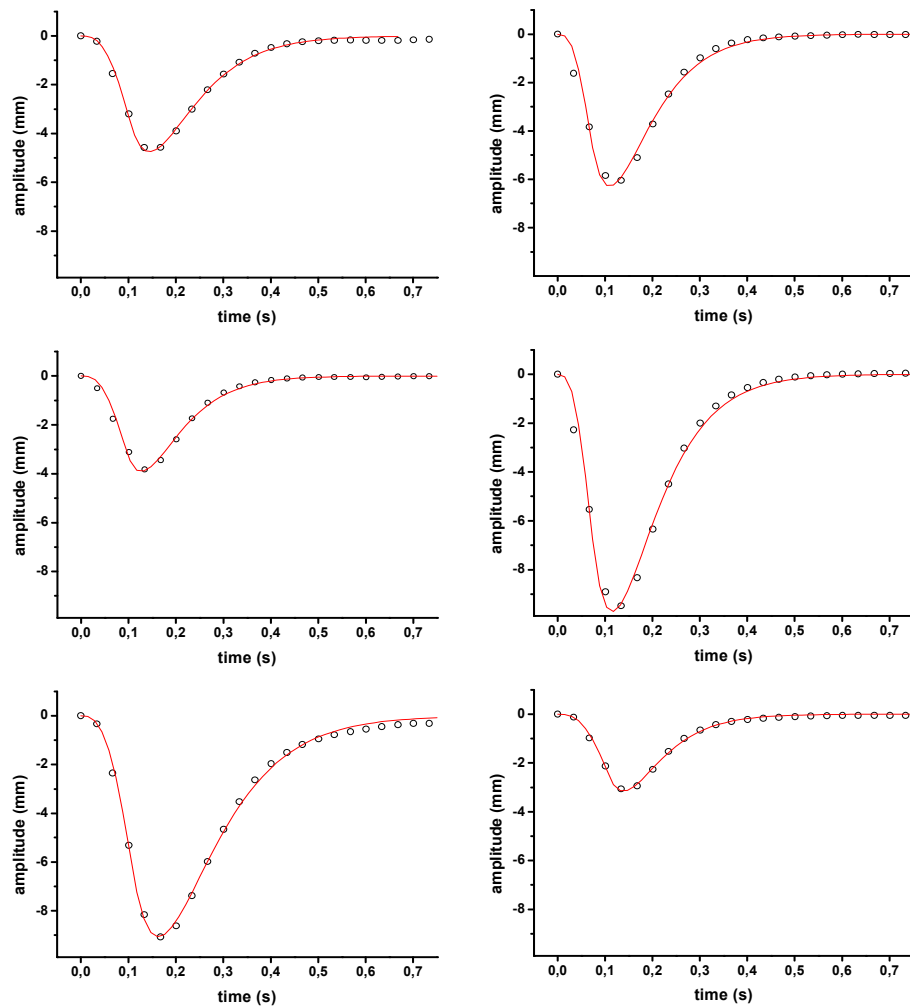
The critically damped and underdamped solutions fitted the data recordings, but only 50% of spontaneous blink and 58% of reflex blinks were fitted with the subcritical damped solution of the model (Figure 4).



**Figure 4** – Data fitted by critically damped and underdamped solutions for spontaneous and reflex blink.

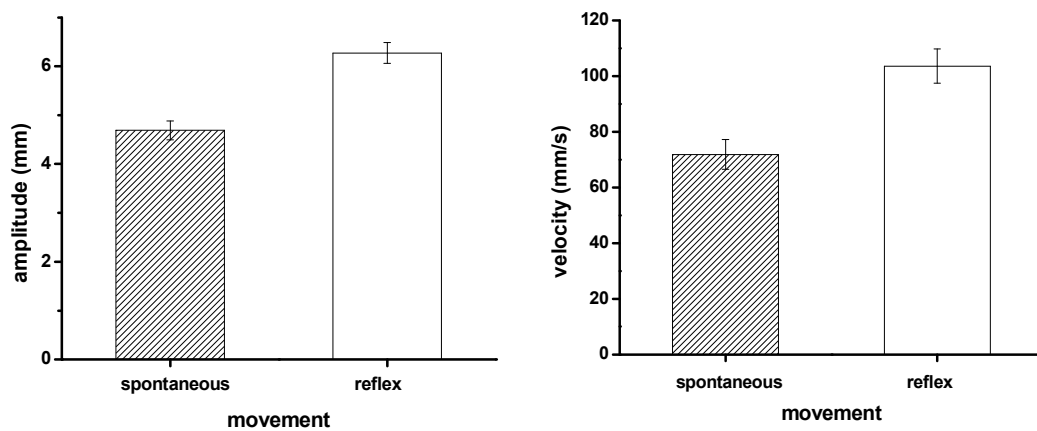
The overdamped solution can't be fit the movements. Furthermore, as the critically solution fitted all data, was choose the model with this damped situation to measure maximum velocity, amplitude, and duration of the movements.

Typical records of spontaneous and reflex blinks fitted by the model are shown in figure 6. All spontaneous and reflex eyelid blinks were extremely well fitted with the critically damped solution of the model with determination coefficients ranging from 0.94 to 1.00 (mean 0.98) to spontaneous blinks and 0.96 to 1.00 (mean 0.99) to reflex blinks (Figure 5).



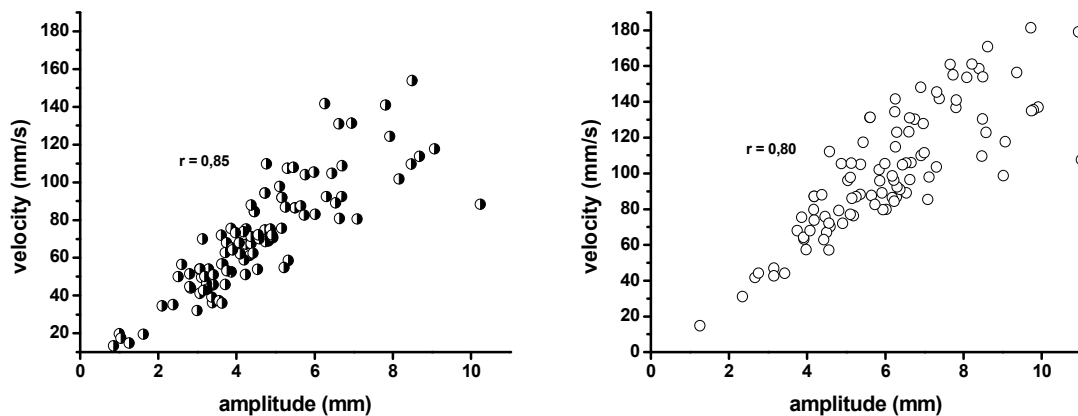
**Figure 6** – Records of spontaneous (left side) and reflex (right side) blinks fitted by the model.

The reflex blinks were faster and larger than spontaneous blinks (Figure 7).



**Figure 7** – Amplitude and velocity media for spontaneous and reflex blinks

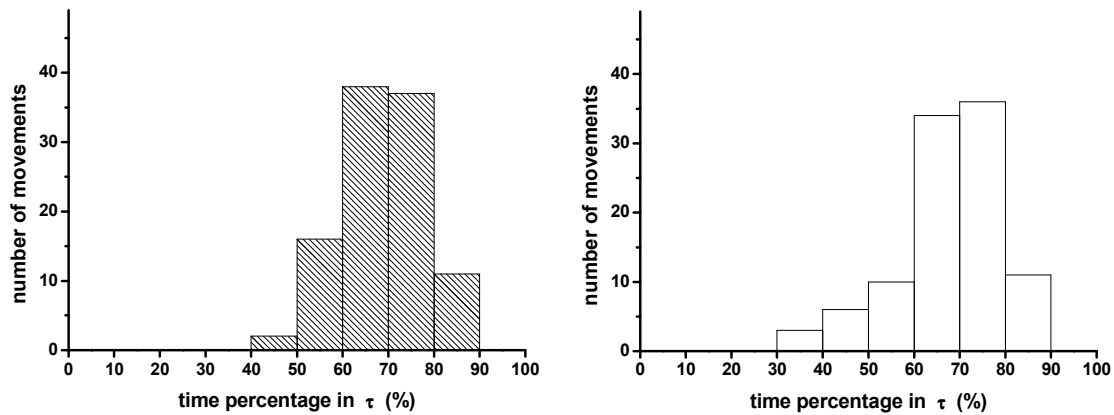
For both spontaneous and reflex blinks there was good linear correlation between amplitude and velocity (Figure 8).



**Figure 8** – Linear correlation between amplitude X velocity.

The parameter  $\tau$  that marks the transition between the ends of the accelerated movement and starts the harmonic oscillation occurs when the eyelid spend 70% of descending time (Figure 9).





**Figure 9** – Distribution of parameter  $\tau$

## DISCUSSION

A comprehensive study of upper eyelid movements in normal human subjects was presented long ago by Evinger, Manning and Sibony [4]. In this work, the authors provide a qualitative description of the mechanisms (muscles, ligaments, etc involved) associated with blinks and saccadic eyelid movements and, also, present statistical correlations between the amplitude and the maximum velocity for these movements. Although a mathematical model for saccadic and pursuit eyelid movements has been recently constructed [7, 8], a quantitative model describing completely the upper eyelid movement during a human blink has not yet been presented. This is the goal of the present section.

The upper eyelid movement during a single blink can be separated in two parts, which will be referred as phases I and II, having distinct dynamical properties. The first phase corresponds to a short, downwards, movement driven by a contraction of the OOM and other passive forces while the LPM remains inactive. This rapid movement

---

has a duration  $\tau$  after which the OOM activity ceases and the LPM retakes its action. The second phase is thus characterized by the elastic restoration force due to the LPM together with various resistive forces (e.g. friction of the lid over the eye, on the ligaments etc) acting in the system [4].

Our results show that normal upper eyelid blinks are described by functions that are extremely well fitted by the accelerated/ critically damped solution of the harmonic oscillator model and the underdamped too. It reflects that the blinks can be variable. When an oscillation of the elastic eyelid component occurs, is expected that the underdamped situation is better than critically damped, but isn't occurred. The idea that the dynamics of the ascending phase of upper eyelid blinks are similar as a upper eyelid saccadic movements, so they are strongly influenced by the elastic components of the eyelid tissues was clearly elaborated by Evinger et al. [4]

The parameter  $\tau$  has never been cited. Maybe it reflects the contractile activity of OOM.

Their peak velocities are also linearly correlated with movement amplitude similar as others publications about eyelid movements [4, 5, 7]. The reflex blinks are faster and larger than spontaneous blinks.

The characteristics of the voluntary blinks dynamics can be explained by the fact that in these movements exists other force acting in the eyelid. The orbital portion of OOM show activity in this movement, different of spontaneous and reflex blinks[9].

A fine analysis of the eyelid blink metrics may be clinically important. It may detect early abnormalities of the OOM in Bell's palsy also assess the abnormalities and

recovery of forces of the LPM in eyelid surgeries as ptosis, retraction in Grave's diseases.

## REFERENCES

1. Evinger, C, Shaw, MD, Peck, CK, Manning, KA, Baker, R, Blinking and associated eye movements in humans, guinea pigs, and rabbits. *J Neurophysiol*, 1984. 52:323-39.
2. Doane, MG, Interactions of eyelids and tears in corneal wetting and the dynamics of the normal human eyeblink. *American journal of ophthalmology*, 1980. 89:507-16.
3. Niida, T, Mukuno, K, Ishikawa, S, Quantitative measurement of upper eyelid movements. *Jpn J Ophthalmol*, 1987. 31:255-64.
4. Evinger, C, Manning, KA, Sibony, PA, Eyelid movements. Mechanisms and normal data. *Investigative ophthalmology & visual science*, 1991. 32:387-400.
5. Vanderwerf, F, Brassinga, P, Reits, D, Aramideh, M, Oongerboer De Visser, B, Eyelid movements: behavioral studies of blinking in humans under different stimulus conditions. *J Neurophysiol*, 2003. 89:2784-96.
6. Messias, AM, Rios, GD, Siquira, GB, Cruz, AAV. *A new computed imaging system for measurement of eyelid saccades*. in *ARVO*. 2002.

- 
7. Malbouisson, JMC, Cruz, AAV, Messias, AM, Leite, LVO, Rios, GD, Upper and lower eyelid saccades describe a harmonic oscillator function. *IOVS*, 2005. 46:857-62.
  8. Falcao, MF, Malbouisson, JM, Cruz, AA, Messias, A, The relationship between two types of upper eyelid movements: saccades and pursuit. *Investigative ophthalmology & visual science*, 2008. 49:2444-8.
  9. Gordon, G, Observations upon the movements of the eyelids. *The British journal of ophthalmology*, 1951. 35:339-51.

# Livros Grátis

( <http://www.livrosgratis.com.br> )

Milhares de Livros para Download:

[Baixar livros de Administração](#)

[Baixar livros de Agronomia](#)

[Baixar livros de Arquitetura](#)

[Baixar livros de Artes](#)

[Baixar livros de Astronomia](#)

[Baixar livros de Biologia Geral](#)

[Baixar livros de Ciência da Computação](#)

[Baixar livros de Ciência da Informação](#)

[Baixar livros de Ciência Política](#)

[Baixar livros de Ciências da Saúde](#)

[Baixar livros de Comunicação](#)

[Baixar livros do Conselho Nacional de Educação - CNE](#)

[Baixar livros de Defesa civil](#)

[Baixar livros de Direito](#)

[Baixar livros de Direitos humanos](#)

[Baixar livros de Economia](#)

[Baixar livros de Economia Doméstica](#)

[Baixar livros de Educação](#)

[Baixar livros de Educação - Trânsito](#)

[Baixar livros de Educação Física](#)

[Baixar livros de Engenharia Aeroespacial](#)

[Baixar livros de Farmácia](#)

[Baixar livros de Filosofia](#)

[Baixar livros de Física](#)

[Baixar livros de Geociências](#)

[Baixar livros de Geografia](#)

[Baixar livros de História](#)

[Baixar livros de Línguas](#)

[Baixar livros de Literatura](#)  
[Baixar livros de Literatura de Cordel](#)  
[Baixar livros de Literatura Infantil](#)  
[Baixar livros de Matemática](#)  
[Baixar livros de Medicina](#)  
[Baixar livros de Medicina Veterinária](#)  
[Baixar livros de Meio Ambiente](#)  
[Baixar livros de Meteorologia](#)  
[Baixar Monografias e TCC](#)  
[Baixar livros Multidisciplinar](#)  
[Baixar livros de Música](#)  
[Baixar livros de Psicologia](#)  
[Baixar livros de Química](#)  
[Baixar livros de Saúde Coletiva](#)  
[Baixar livros de Serviço Social](#)  
[Baixar livros de Sociologia](#)  
[Baixar livros de Teologia](#)  
[Baixar livros de Trabalho](#)  
[Baixar livros de Turismo](#)