

## Sistema móvel de baixo custo para rastreamento do olhar voltado á identificação de disfunções oculomotoras

Antonio Diaz Tula\*, Andrew T. N. Kurauchi\*, Carlos H. Morimoto\*  
Silvia Veitzman\*\* e Jéssica Natuline Ianof \*\*

\*Departamento de Ciência da Computação, IME-USP, São Paulo, Brasil

\*\*Departamento de Neurologia, FMUSP, São Paulo, Brasil

e-mail: diaztula@ime.usp.br

**Resumo:** O estudo dos movimentos oculares é muito importante na identificação de disfunções oculomotoras. No entanto, os sistemas comerciais de rastreamento do olhar possuem custos muito elevados e mobilidade limitada. Nesse artigo apresentamos um sistema de rastreamento do olhar móvel de baixo custo montado na cabeça, voltado ao estudo dos movimentos oculares para a identificação de disfunções oculomotoras. São apresentadas as descrições de hardware e software desenvolvidos, além de um exemplo prático do seu uso em teste de acompanhamento visual. O sistema proposto pode ajudar na avaliação oculomotora dos pacientes, buscando melhorar sua qualidade de vida.

**Palavras-chave:** rastreador do olhar, disfunção oculomotora, baixo custo, mobilidade.

**Abstract:** *The study of eye movements is very important in the identification of oculomotor dysfunctions. Nonetheless, commercial eye tracking systems are very expensive and have limited mobility. In this paper we present a low cost, mobile head-mounted eye tracking platform for the study of eye movements, with the objective to help in the identification of oculomotor dysfunctions. We describe the hardware and software developed, as well as a simple case study of visual pursuits. The proposed system can help in the oculomotor evaluation of patients, aiming at improving their quality of life.*

**Keywords:** *eye tracker, oculomotor dysfunction, low cost, mobile.*

### Introdução

A visão é o sentido primário mais importante e a sua disfunção causa um grande impacto sobre a vida dos indivíduos. Enquanto doenças que acometem a saúde ocular são facilmente diagnosticadas e tratadas, as alterações da visão binocular tais como as desordens oculomotoras ou visuo-perceptivas são mais sutis e pouco diagnosticadas. As alterações oculomotoras são frequentes na população geral, variando de 20 a 30% [1, 2]. Esta disfunção é também muito encontrada em pacientes com problemas neurológicos tais como mal de Parkinson, doença de Alzheimer, miastenia gravis, esclerose múltipla e encefalopatia traumática crônica, entre outras.

Apesar de atribuímos às disfunções oculomotoras como grandes causadoras do impacto negativo gerado sobre o processo de reabilitação e da execução de tarefas da vida diária destes pacientes, há poucos trabalhos na literatura, nas últimas 4 décadas, abordando o diagnóstico e/ou tratamento destas alterações de forma a incorporar técnicas objetivas de registro dos movimentos oculares [3, 4, 5]. A maioria destes trabalhos avaliou e normatizou as alterações oculomotoras em pacientes através da análise dos movimentos oculares durante a leitura, não levando em consideração que pacientes com outras deficiências associadas, tais como a motora da fala ou a cognitiva, não são capazes de realizar esta tarefa. Além disso, a literatura não estabelece, de forma clara, os parâmetros da função oculomotora que devem ser considerados e monitorados com a finalidade de avaliar a efetividade da reabilitação neuro-cognitiva [6] ou que possam afetar o seu prognóstico.

O uso de sistemas de rastreamento do olhar representa uma alternativa para o estudo e avaliação das funções oculomotoras e cognitivas. O monitoramento do olhar é feito por meio de rastreadores do olhar, que são dispositivos que estimam o ponto observado pelo usuário numa superfície plana, por exemplo, um monitor de computador. No entanto, os rastreadores do olhar comerciais são muito custosos (em torno de 30.000 dólares). Além disso, os rastreadores remotos tem mobilidade limitada, sendo difícil transportá-los até as consultas ou outros lugares para a realização dos testes oculomotores.

O presente artigo tem como objetivo descrever um sistema baseado em um rastreador do olhar móvel de baixo custo montado na cabeça, de fácil transporte e utilização, para auxiliar o estudo dos movimentos oculares e a identificação de disfunções oculomotoras.

### Materiais e métodos

A plataforma para o estudo de funções oculomotoras desenvolvida consiste de um rastreador do olhar móvel de baixo custo do tipo montado na cabeça, pelo menos um computador para rodar os testes e um monitor para apresentar os estímulos visuais, além do software para controlar os testes, coletar os dados e fazer a análise. A Figura 1 mostra a configuração típica da plataforma.

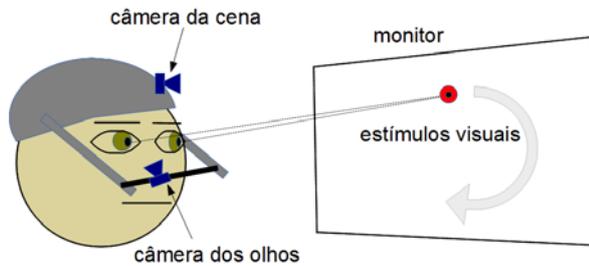


Figura 1: Sistema de rastreamento do olhar móvel utilizando uma câmera para os olhos e outra para a cena.

**Rastreador do olhar de baixo custo** - Os rastreadores do olhar podem ser classificados, segundo a forma em que são utilizados, em remotos e montados na cabeça. Os rastreadores remotos possuem uma câmera de vídeo que fica a certa distância do usuário, para rastrear as características faciais e estimar o ponto observado no monitor. Como a câmera está fixa, movimentos muito grandes do usuário fazem com que os olhos não sejam mais capturados pelo campo visual da câmera, prejudicando o rastreamento. Para resolver esse problema, os rastreadores montados na cabeça são vestidos pelo usuário. Nestes rastreadores as câmeras que capturam os olhos e a cena estão fixas na cabeça, permitindo a livre movimentação do usuário sem perder o rastreamento.

Rastreadores do olhar de baixo custo podem ser construídos a partir de componentes relativamente baratos, como webcams. Foi desenvolvido um rastreador móvel montado na cabeça, mostrado na Figura 2, que consiste em um capacete de ciclista com uma estrutura de alumínio para fixar as duas câmeras. Uma das câmeras aponta para os olhos do usuário, possui um led infravermelho perto da lente e um filtro de luz visível. O uso do led infravermelho junto com o filtro de luz visível faz as pupilas aparecerem mais escuras que as outras partes do olho, como a íris, esclera e pele, facilitando sua segmentação. O centro da pupila é estimado como sendo o centro de uma elipse ajustada no contorno da pupila. Já a câmera da cena aponta para a frente do usuário, capturando a mesma cena que os olhos, sendo utilizada para detectar e rastrear o monitor.

Para estimar o ponto observado é necessário um processo de calibração, durante o qual o usuário tem que olhar para vários pontos no monitor. Durante a calibração, os pontos mostrados no monitor devem ser detectados na imagem da cena, com o objetivo de calcular a função de mapeamento (homografia) entre as características dos olhos, como o centro da pupila ou o vetor formado pelo centro da pupila e os reflexos corneais produzidos pelo led infravermelho, e a imagem da cena. Uma segunda função de mapeamento é utilizada para mapear o ponto na imagem da cena para o monitor [7].

Embora o rastreador móvel permita maior liberdade de movimentação ao usuário, deslocamentos em profundidade (mudando a distância do usuário até o monitor) incrementam o erro na estimação do ponto observado, problema conhecido como paralaxe [8].



Figura 2: Rastreador do olhar montado num capacete de ciclista com uma câmera voltada para os olhos e outra para a cena.

Fatores como a iluminação ambiente e a refração produzida pela córnea na pupila também afetam a precisão na estimação do ponto observado. Isto introduz erro durante o processo de rastreamento do olhar.

#### **Software para a realização de testes oculomotores**

O software para a realização de testes oculomotores é responsável por apresentar os estímulos visuais e coletar a informação do olhar. Para o desenvolvimento do software para testes escolhemos a linguagem Python, por permitir desenvolver aplicativos de forma fácil e rápida, além de ser portátil. Para a geração de estímulos visuais utilizamos a biblioteca PsychoPy [9], projetada para a realização de estudos de neurociência.

**Análise dos dados** – Os dados coletados durante os testes são gravados em arquivos para análise posterior. Devido ao erro durante o rastreamento do olhar, os dados devem ser filtrados antes de continuar para a análise. Os filtros mais utilizados são a média móvel e o Savitzky–Golay [10]. Este último preserva melhor a forma dos picos nos dados, o que é desejável para detectar eventos muito rápidos como, por exemplo, pequenas sacadas.

#### **Caso de estudo: teste de acompanhamento de um estímulo em movimento**

Para mostrar como o sistema proposto pode ajudar no estudo dos movimentos oculares, fizemos um teste no qual o usuário tem que acompanhar com o olhar um estímulo visual que segue uma trajetória circular, como descrito por Maruta et al. [11]. O estímulo visual foi um círculo vermelho de  $0.5^\circ$  de diâmetro sobre um fundo preto. O estímulo movimenta-se numa trajetória circular com raio de  $10^\circ$  de ângulo visual (na configuração utilizada,  $1$  grau de ângulo visual corresponde aproximadamente a  $40$  pixels), em sentido horário, com uma frequência de  $0.8$  Hz. Um teste é constituído por dois ciclos.

#### **Resultados**

Os resultados do teste realizado para um dos autores, com a finalidade de mostrar o uso do equipamento em um teste oculomotor na prática, são mostrados nas Figuras 3, 4 e 5.

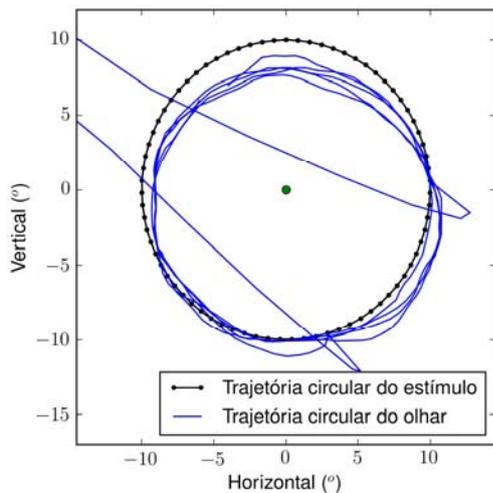


Figura 3: Trajetória circular do estímulo e do olhar durante o teste de acompanhamento visual. A descontinuidade representa uma piscada do usuário.

A Figura 3 mostra a trajetória circular do estímulo e a trajetória do olhar. A descontinuidade na trajetória do olhar é devida a uma piscada do usuário durante o teste. Como pode ser observado na Figura 3, as trajetórias do estímulo e do olhar ficaram próximas entre si. No entanto, métricas adicionais são necessárias para avaliar o desempenho do usuário no teste.

A Figura 4 mostra as métricas de posição descritas em [11], que medem a precisão espacial no acompanhamento do estímulo. O erro radial representa o desvio do olhar em relação ao raio da trajetória circular do estímulo, que foi na média  $5.81^\circ$  de ângulo visual. O erro de fase mostra o atraso angular no acompanhamento do estímulo, que foi de  $28.25^\circ$ . Já o erro tangencial representa o atraso do olhar medido em cima da circunferência da trajetória do estímulo, tendo uma média de  $5.77^\circ$  de ângulo visual.

A Figura 5 mostra as métricas que comparam a velocidade do movimento do olhar com a do estímulo. Segundo Maruta et al. [11], o ganho no acompanhamento nas posições horizontal e vertical serve para indicar se o usuário se ajustou à velocidade do estímulo. Para isso, a velocidade angular do estímulo e do olhar são calculadas em cada direção. Para calcular os ganhos é utilizada a Transformada Discreta de Fourier (para mais detalhes consultar [11]). Como pode ser observado na Figura 5, os ganhos no acompanhamento nas direções horizontal e vertical ficaram perto de 1, indicando que o participante conseguiu ajustar a velocidade do olhar à do estímulo.

## Discussão

A plataforma para realização de testes oculomotores utilizando um sistema de monitoramento ocular apresentada nesse artigo possui duas características principais: o baixo custo e a mobilidade.

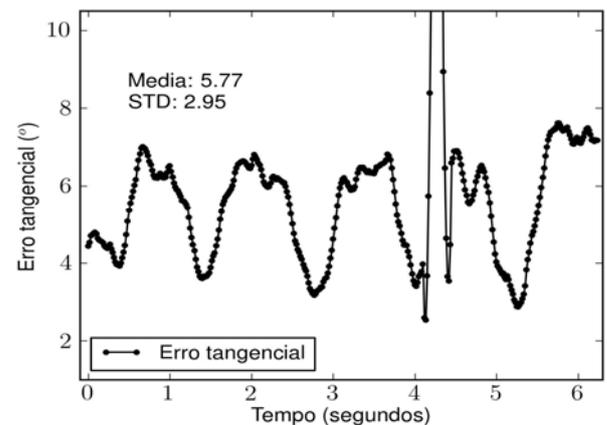
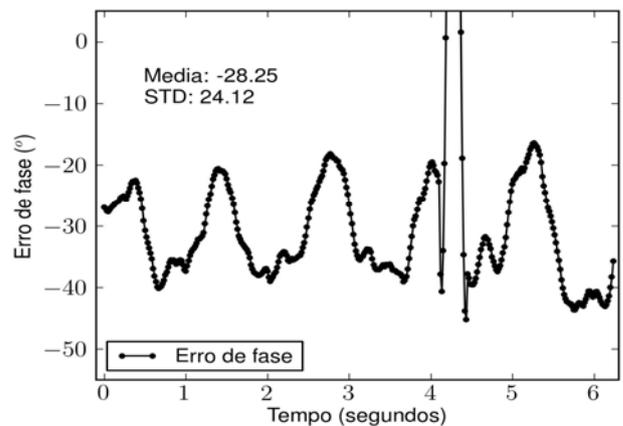
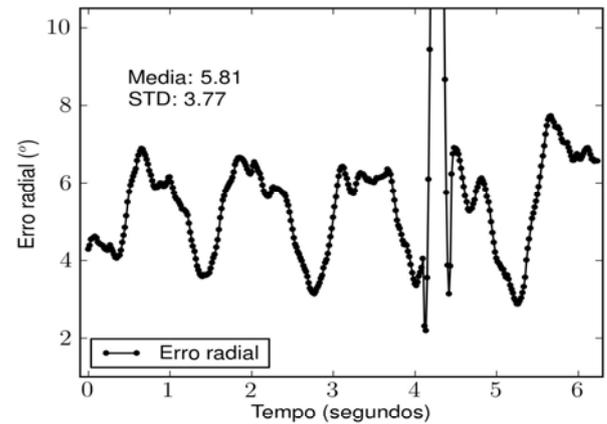


Figura 4: Erros de posição durante o acompanhamento visual do estímulo em movimento. Os picos que extrapolam as margens do gráfico correspondem a uma piscada do participante.

O baixo custo é resultado da utilização de componentes disponíveis comercialmente, com preços acessíveis. A mobilidade é garantida, pois o rastreador montado na cabeça permite maior liberdade de movimentação aos usuários. Além disso, é fácil transportar o equipamento até consultas ou outros lugares onde serão realizados os testes oculomotores. O rastreador desenvolvido foi utilizado para realizar um teste de acompanhamento visual, mostrando métricas que podem servir para a avaliação oculomotora e reabilitação neuro-cognitiva dos pacientes.

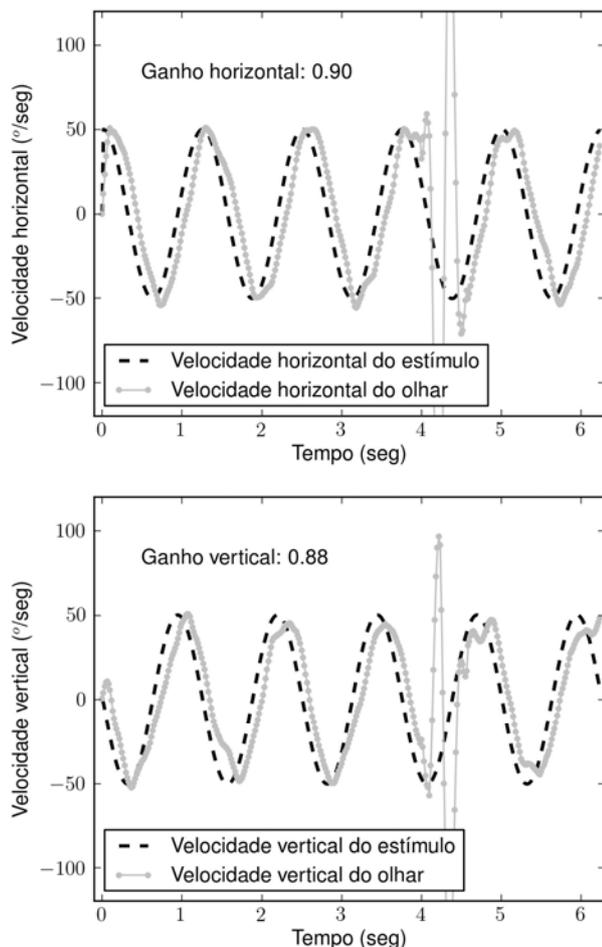


Figura 5: Ganho no acompanhamento nas direções horizontal e vertical. As curvas com forma de senóide representam a velocidade angular do estímulo e do olhar. Os valores de ganho próximos a 1 indicam que o usuário ajustou a velocidade do olhar à do estímulo.

Dentre as limitações da plataforma podemos mencionar que ela deve ser usada em ambientes com iluminação controlada, o que é uma restrição dos rastreadores do olhar existentes. Para melhorar a qualidade dos resultados, estamos desenvolvendo algoritmos robustos a condições de iluminação para a detecção da pupila e outras características faciais, com o fim de ampliar os cenários de uso da plataforma. Além disso, estamos trabalhando na correção do erro de paralaxe para permitir maior movimentação do usuário, sobretudo movimentos em profundidade.

## Conclusão

O sistema de rastreamento do olhar móvel de baixo custo apresentado nesse artigo representa uma ferramenta para estudar os movimentos oculares, com o objetivo de identificar disfunções oculomotoras. Tal estudo permitirá uma melhor reabilitação neurocognitiva dos pacientes, com objetivo de melhorar sua qualidade de vida.

## Agradecimentos

Durante o desenvolvimento deste trabalho, os autores Antonio, Andrew e Carlos receberam apoio financeiro, processos 2012/04426-0, 2013/06791-0 e 2011/00267-1, Fundação de Amparo à Pesquisa do Estado de São Paulo (FAPESP).

## Referências

- [1] Hokoda, SC. "General binocular dysfunctions in an urban optometry clinic," *Journal of American Optometry Association*, 56, 560-562; 1985.
- [2] Scheiman M. Wick B. "Clinical management of binocular vision: Heterophoric, accommodative and eye movement disorders," Philadelphia, PA Lippincott & Wilkins, 3rd edition, 2008.
- [3] Ron S, Najenson T, Hary D, Pryworkin W. "Eye movements in brain damaged patients," *Scandinavian Journal of Rehabilitation Medicine* 10, 39-44; 1978.
- [4] Kapoor N, Ciuffreda KJ, Han Y. "Oculomotor rehabilitation in acquired brain injury: a case series," *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 85, 1667-1678, 2004.
- [5] Han Y, Ciuffreda KJ, Kapoor N. "Reading-related oculomotor testing and training protocols for acquired brain injury," *Brain Research Protocols* 14, 1-12; 2004.
- [6] Leslie S, "Accommodation in acquired brain injury," In Suhoff IB, Kapoor N Ciuffreda KJ editores. *Visual and Vestibular Consequences of Acquired Brain Injuries*, Santa Ana CA: Optometric Extension Program Foundation: 2001.
- [7] D. Winfield and D. J. Parkhurst, "Starburst: A hybrid algorithm for video-based eye tracking combining feature-based and model-based approaches," in *CVPR'05 - Workshops*, 2005, vol. 3, pp. 79-79.
- [8] Mardanbegi D, Hansen D W. "Parallax error in the monocular head-mounted eye trackers," *Proceedings of ACM Conference on Ubiquitous Computing*. 2012; 689-94.
- [9] J. W. Peirce, "Generating stimuli for neuroscience using PsychoPy," *Front. Neuroinform.*, vol. 2, no. 00010, 2009.
- [10] Savitzky, A.; Golay, M.J.E, "Smoothing and Differentiation of Data by Simplified Least Squares Procedures," *Analytical Chemistry* 36 (8), 1964.
- [11] J. Maruta, K. J. Heaton, E. M. Kryskow, A. L. Maule, and J. Ghajar, "Dynamic visuomotor synchronization: quantification of predictive timing.," *Behav. Res. Methods*, vol. 45, no. 1, pp. 289-300, Mar. 2013.