

Metodología de Evaluación de Eye-trackers como Dispositivos de Acceso Alternativo para Personas con Parálisis Cerebral

A. Clemotte ^{a,b,*}, M.A. Velasco ^a, R. Raya ^c, R. Ceres ^d, R. de Córdoba ^b, E. Rocon ^a

^a Centro de Automática y Robótica, Consejo Superior de Investigaciones Científicas, Ctra. Campo Real Km 0.2, Arganda del Rey, Madrid, España.

^b Departamento de Ingeniería Electrónica, Universidad Politécnica de Madrid, Av. Complutense, 30, Madrid, España.

^c Departamento de Tecnologías de la Información, Universidad CEU San Pablo, C/ Julián Romea, 18, Boadilla del Monte, Madrid, España

^d Instituto Cajal, Consejo Superior de Investigaciones Científicas, Av. Dr. Arce, 37, Madrid, España.

Resumen

Los procedimientos de evaluación de los sistemas alternativos de acceso al ordenador son poco rigurosos, sistemáticos y formales. Este trabajo presenta una metodología para la valoración de la interacción usuario-ordenador, cuando los sistemas de eye-tracking son utilizados como herramienta de acceso alternativo al ordenador por personas con Parálisis Cerebral (PC). Para ello, proponemos tres métricas de evaluación: tasa de fallos de calibración, tasa de error en el clic y tiempo de clic. Validamos la metodología, comparando 3 (tres) eye-trackers, con 9 (nueve) participantes con PC con trastornos motores severos. Los resultados indican que la calibración es un proceso crítico en estos escenarios como refleja la alta tasa de fallos de calibración medida. Los participantes con PC también tienen una alta tasa de error del clic, lo que indica que el uso de eye-trackers para alcanzar un objeto en pantalla es un proceso complejo para estos niveles de discapacidad motriz. Los tiempos de clics son similares entre todos los eye-trackers y participantes. Este trabajo pretende establecer líneas metodológicas para la efectiva evaluación de estos dispositivos, que pueden llegar a ser una interesante alternativa de acceso al ordenador para esta población.

Palabras Clave:

Acceso alternativo, eye-trackers, metodología, evaluación, valoración, parálisis cerebral, ley de Fitts.

1. Introducción

1.1. La parálisis cerebral y los sistemas de comunicación aumentativos alternativos

La parálisis cerebral (PC) es una de las discapacidades más severas de los niños (McIntyre, Morgan, Walker, & Novak, 2011). La definición más citada de PC es la que la describe como “un trastorno de la postura y el movimiento debido a un defecto o lesión en el cerebro inmaduro (Bax et al., 2005)”, en los periodos perinatales principalmente. Los sistemas de comunicación aumentativa y alternativa (AAC, acrónimo en su terminología anglosajona *Augmentative and Alternative Communication*) son un medio eficaz para complementar y mejorar las habilidades de comunicación funcional e interacción con el entorno de las personas con PC (Clarke & Price, 2012; Fager, Bardach, Russell, & Higginbotham, 2012; Pennington, 2008; Wilkinson & Mitchell, 2014). Sin embargo, existe un grupo de personas con PC, severamente afectadas por esta discapacidad que presentan serias dificultades para interactuar con sistemas AAC basados en

ordenadores, controlados con un ratón o un teclado. En este sentido, Davies et al. (Davies, Chau, Fehlings, Ameratunga, & Stott, 2010) encontraron que un 65% de personas afectadas por la PC no podían usar ni un ratón ni el teclado estándar, quedando por ende inhabilitados para utilizar herramientas AAC. Una alternativa para estos casos tan severos son los seguidores de la mirada o eye-trackers (ET).

Estos dispositivos son capaces de estimar el punto de la mirada en la pantalla de un computador (Duchowski, 2007), permitiendo a las personas controlar un ordenador con los ojos. Los ETs aprovechan una de las escasas habilidades residuales de los casos más graves de la PC: el movimiento de los ojos (Borgestig, Sandqvist, Parsons, Falkmer, & Hemmingsson, 2016). Se han desarrollado otras tecnologías para el acceso al ordenador basadas en electro-oculografía (Úbeda, Iáñez, & Azorín, 2011)(Himabundu, Vivekanandan, Sourabh, & Emmanuel, 2011), electro-encefalografía (Kim, Kim, & Jo, 2015), o movimientos de la cabeza (Raya, Roa, Rocon, Ceres, & Pons, 2010). También hay investigaciones para mejorar el clic, algunas de ellas sobre la base de la electromiografía de superficie (Chin, Barreto, Cremades, & Adjouadi, 2008)(Navallas, Ariz, Villanueva, San Agustín, & Cabeza, 2011). Sin embargo, todas estas soluciones son invasivas respecto a los ETs. Las tecnologías basadas en voz, como por ejemplo (Saz Torralba, Ricardo, Dueñas, & Solano, 2011), han sido

* Autor en correspondencia.

Correo electrónico: a.clemotte@alumnos.upm.es (A. Clemotte)

URL: <http://g-nec.com> (A. Clemotte)

descartadas ya que los usuarios con altos grados de discapacidad no son capaces de expresión oral.

1.1 Evaluación de la interacción: un problema no resuelto

Existe un problema respecto a la evaluación o valoración de estos dispositivos y su interacción por parte de los potenciales usuarios. Las métricas que usualmente se utilizan para evaluar estos dispositivos son la precisión y la exactitud, expresadas en grados angulares. Estas medidas se llevan a cabo bajo condiciones controladas de luz y restringiendo los movimientos de la cabeza (Nyström, Andersson, Holmqvist, & van de Weijer, 2013). La evaluación con estas dos métricas está centrada en medir la calidad del dispositivo, que sirve de interfaz de acceso al ordenador. Esto justifica la reducción de las influencias relacionadas con el usuario y el entorno (movimientos de cabeza y luz respectivamente). El objetivo de este trabajo estuvo centrado en medir la calidad de la interacción entre el usuario y el ordenador, y no únicamente al dispositivo de acceso al ordenador. Este enfoque ofrece una mejor medida de cómo será el uso de estos dispositivos en una situación real, donde no se controlan ni el movimiento de la cabeza ni la luz. Por este motivo, hemos descartado las métricas de precisión y exactitud. Además, las evaluaciones se suelen realizar con personas sin discapacidad, o en caso de incluir personas con discapacidad, no se suele familiarizar al usuario con el ensayo a realizar (Mauri, Granollers, Solanas, & Lleida Solano, 2007). Sin embargo, las personas con trastornos motores graves suelen tener dificultades en el control cervical (Raya et al., 2010), por lo que es incorrecto extrapolar los resultados obtenidos ya que no serían representativos. La proyección de estos resultados a los usuarios con PC puede llevar fácilmente a falsas expectativas. Nuestra metodología será validada con personas con PC. Los terapeutas, los familiares y los usuarios deben conocer las fortalezas y limitaciones de estas interfaces alternativas para poder determinar el uso o no de estos dispositivos (Man & Wong, 2007). Un procedimiento estandarizado y validado podrá responder efectivamente a esta cuestión. Nuestros resultados quieren orientar en la valoración de la interacción a estos grupos de personas, por lo tanto, las métricas serán altamente funcionales e intuitivas: la tasa de error de calibración, del clic y el tiempo de clic.

En un trabajo anterior (Clemotte, Velasco, Torricelli, Raya, & Ceres, 2014) estudiamos la precisión de un ET sin restricción de movimientos de la cabeza. Este trabajo se realizó con personas sin discapacidad, utilizando métricas de precisión y exactitud para medir la calidad de la interacción. En otros trabajos propusimos métricas para evaluar el rendimiento del usuario con el ET (Clemotte, Brunetti, Raya, Ceres, & Rocon, 2013; Clemotte, Raya, & Ceres, 2014; Clemotte, Raya, Ceres, & Rocon, 2013), pero sin realizar ensayos con personas con PC.

1.2 Objetivo

El objetivo de este trabajo es presentar una metodología para la evaluación funcional de la interacción mediante ETs, cuando son utilizados como canal de acceso alternativo al ordenador por parte de personas con PC. Además, presentamos la validación de la metodología mediante un ensayo con nueve personas gravemente afectadas por la PC, sin restricción alguna de sus movimientos cervicales, para evaluar en qué grado estas personas son capaces de utilizar un ET. Para el ensayo hemos evaluado tres ETs comerciales, de bajo costo, basándonos en tres métricas: el número

de fallos de calibración, tiempo para realizar el clic y tasa de error en tareas de apuntamiento en pantalla.

2. Metodología

2.1 Criterios de inclusión y participantes reclutados

Hemos incluido en el estudio sólo a usuarios sin problemas de audición, con capacidad visual suficiente para identificar objetos en toda la pantalla del ordenador, con un tamaño mínimo de 1cm a una distancia de 60cm de la pantalla. La utilización de gafas no ha sido un criterio de exclusión. Por otro lado, se reclutaron solamente usuarios con una capacidad cognitiva suficiente para seguir las instrucciones del terapeuta y que permita mantener la atención en una tarea un mínimo de 15 minutos. Con estos criterios hemos reclutado a 9 personas con PC. El perfil de los participantes se puede ver en la Tabla 1, con las evaluaciones clínicas MACS (Eliasson et al., 2006; Öhrvall, Krumlinde-Sundholm, & Eliasson, 2014) y GMFCS (Palisano, Rosenbaum, Bartlett, & Livingston, 2008). Todos los participantes, a excepción de uno, tienen niveles MACS IV o V, que son los grados más severos de la escala, que les impide usar el ratón o el teclado, lo que justifica el uso de ETs como interfaz de acceso. El nivel IV de la escala MACS implica que el usuario maneja un grupo limitado de objetos en situaciones y niveles adaptados y el nivel V que no maneja objetos y que tiene una habilidad muy limitada para realizar incluso acciones simples. La edad media de los participantes fue de 17 años (± 13 años). Para la clasificación de la experiencia con los ETs hemos solicitado a los terapeutas que clasifiquen a los usuarios según la experiencia que los pacientes hayan tenido con éstos. Los 9 participantes con PC fueron reclutados de dos centros especializados: ATENPACE y el Colegio de Educación Especial San Rafael, ambos de Madrid.

Tabla 1. Perfil de los 9 participantes con PC reclutados para las pruebas, con sus niveles MACS (M), GMFCS (G), sexo (S), edad (E) y experiencia en el uso de ETs.

Participante	MACS	GMFCS	S	E	Experiencia ET
US01	5	4	M	8	Baja
US02	3	5	M	15	Baja
US03	5	5	F	5	Baja
US04	5	5	F	11	Baja
US05	5	4	F	5	Media
US06	5	5	M	29	Alta
US07	5	5	F	31	Alta
US08	5	5	M	38	Baja
US12	4	4	F	8	Baja

Además, 7 sujetos sin discapacidad (NI) participaron en los experimentos. El grupo NI estaba compuesto de 5 hombres y 2 mujeres, con edad media de 28 años y una desviación estándar de 5 años, Tabla 2. Ambos grupos llevaron a cabo las mismas tareas de alcance en el ordenador. Los datos de las personas sin PC se utilizaron como valores de referencia.

Los comités de ética de los dos centros aprobaron el estudio. Todos los pacientes fueron informados previamente y firmaron un consentimiento informado por escrito para participar de este experimento.

2.2 Disposición del usuario y el entorno

Los participantes con PC estuvieron acompañados por un terapeuta, de manera que éste se sintiese apoyado por alguien familiar durante los ensayos. Se ha tenido especial cuidado de que los usuarios estuvieran en el rango de visión del ET durante la prueba y que los niños prestaran atención durante las indicaciones como durante el ensayo. Todos los participantes se localizaron a la distancia óptima del ET (aproximadamente 60 cm), a la altura del centro de la pantalla, lo que garantiza las mejores medidas. La rutina de acomodación de los participantes incluía mover al participante, a la pantalla y al ET. La Figura 1 ilustra la disposición de un usuario durante la prueba. Las pruebas se realizaron en un ambiente con luz artificial y natural, sin ninguna fuente de luz que apuntara directamente a los ojos del participante ni al ET, para evitar medidas distorsionadas.

2.3 Equipos

Tres ETs fueron seleccionados para este estudio: Tobii EyeX (Tobii, Suecia, etiquetado como ET01), Tobii X2-30 (Tobii, Suecia, etiquetado como ET02) y TheEyeTribe (TheEyeTribe, Dinamarca, etiquetado como ET03). Todos basados en video-oculografía, con fuentes de luz infrarroja, del tipo remoto. Se ha tenido como criterio principal la no invasividad de estos tipos de dispositivos, la robustez y el bajo costo, como aspecto adicional de usabilidad.

Los 3 ETs trabajan a una frecuencia de muestreo de 30 Hz y son capaces de obtener datos de ambos ojos de forma independiente (binoculares). Los ETs pueden operar a una distancia de entre 40 y 90 centímetros del participante, pero la distancia óptima es de 60 cm para todos los casos. También permiten que el participante mueva la cabeza hasta 50 y 35 centímetros horizontal y vertical respectivamente.

La principal diferencia entre los ETs es que los primeros (ET01 y ET02, de la marca Tobii) constan de un modelo fisiológico de tres dimensiones del ojo humano y la mirada. Estos dispositivos están compuestos por un sistema compacto que incluye una cámara de video y una fuente de luz IR, invisible para el ojo humano. El centro de la pupila y el reflejo corneal captados por el video son procesados en tiempo real, lo que permite estimar el punto donde el usuario está mirando, previo proceso de calibración. Estos sistemas se suelen ubicar bajo la pantalla del ordenador, como se puede ver en la Figura 1.

La información proporcionada por el ET se utilizó para controlar el cursor de un computador, mediante un software de control desarrollado a medida para esta prueba, el cual se ejecutó en un ordenador. Este software de control filtraba los datos sin procesar que provenían del ET y localizaba el cursor en el punto donde el participante estaba mirando. El filtro utilizado para este experimento fue el filtro de medianas, aplicado a cada eje independientemente. Este filtro responde rápidamente a los movimientos del ojo, introduciendo poco retardo en el control del cursor. La pantalla seleccionada fue una de 20,1 pulgadas (51,13 cm), con 27 cm de alto y 43 cm de ancho. Estas dimensiones permitieron realizar el experimento con las condiciones de separación entre objetos en la pantalla que mencionaremos.

2.4 Procedimiento de evaluación

Cada participante realizó la prueba en dos etapas: demostración y registro. La etapa de demostración se utilizó para instruir y familiarizar al participante sobre cómo realizar la tarea sin recoger datos. En el modo de registro, el participante realizó una calibración y luego un grupo de tareas de apuntamiento y clic, y los datos fueron almacenados para su posterior análisis. Las sesiones duraron en total aproximadamente 40 minutos. Este tiempo incluyó el tiempo necesario para preparar adecuadamente al participante, para obtener una buena calibración y para descansar cuando el participante lo solicitaba. Se realizaron ocho sesiones en total, durante tres meses. Las dos primeras sesiones fueron dedicadas a la etapa de demostración, que se realizaron en un mes. En las siguientes seis sesiones se realizó la recopilación de datos, durante dos meses.



Figura 1. Hemos pedido a los usuarios que movieran el cursor y realizaran el clic mirando a los objetos que aparecieron en pantalla. Posteriormente hemos analizado resultados según distintas métricas. En la figura se puede ver un momento de una sesión, en la etapa de demostración. El participante con PC está frente a la pantalla de la computadora y el ET (que se encuentra debajo de la pantalla).

Tabla 2. Perfil de los 7 participantes sin discapacidad reclutados, con sus respectivos sexos, edades y experiencia en el uso de ETs.

Participante	Sexo	Edad	Experiencia ET
US20	M	30	Alta
US21	M	30	Media
US23	M	37	Alta
US24	F	23	Media
US25	F	26	Media
US26	M	26	Media
US27	M	23	Media

2.5 Calibración, apuntamiento y clic

Antes de cada sesión, se realizó un proceso de calibración con cada participante. La calibración consistió en mirar 9 figuras animadas, cuyas posiciones eran conocidas, pero cuyo orden de aparición era aleatorio, con el objetivo de evitar el efecto del aprendizaje.

A continuación, se le solicitó al usuario que apuntara el cursor a una figura animada en la pantalla mirándolos, la cual apareció en 10 posiciones y 3 tamaños diferentes. La posición inicial de la figura fue una de las cuatro esquinas de la pantalla, seleccionada al azar en tiempo de ejecución. Sin embargo, las siguientes posiciones siguieron una regla, con el fin de controlar la dificultad de la tarea, de acuerdo con el concepto de índice de dificultad de la ley de Fitts (Mackenzie, 1992). Este índice se define según (1), donde A es la amplitud del movimiento necesario para llegar al objeto y W es el tamaño del objeto en pantalla, Figura 2. Este índice nos permitió configurar diferentes rangos de dificultad, de modo que las tareas estuvieran adaptadas a las capacidades de los participantes. Para este experimento, el rango del ID se estableció entre 1,00 y 2,60 bits, en pasos de 0,20 bits. Esta gama de valores cubre los índices de dificultad de las tareas de apuntamiento que habitualmente se realizan con el ordenador (Velasco et al., 2016). Para cada uno de estos ID hemos definido los valores de A y W , Tabla 3.

$$ID = \log_2(A/W + 1) \quad (1)$$

Esta secuencia se ha repetido para todos los participantes. A pesar de que la amplitud del movimiento A y el tamaño del objeto W se establecieron previamente (off-line), el ángulo de aparición de la figura se definió en tiempo de ejecución (on-line) de forma aleatoria, de manera que la posición no era determinística.

Los clics se realizaron mediante la técnica de permanencia o dwell. Esta técnica genera un clic cuando la dispersión de las posiciones del cursor, en ambos ejes horizontal y vertical, es menor que un umbral preestablecido de 68 píxeles o 2cm, durante un segundo (Borgestig et al., 2016). Una vez que se ha realizado un clic mediante permanencia, se deshabilita la posibilidad de hacer otro clic durante un segundo, para evitar el efecto de rebote (la detección de múltiples clics cuando se debe detectar un solo clic).

2.6 Realimentación al participante

Los participantes recibieron dos estímulos de realimentación sensorial durante las tareas, según los consejos de Majaranta, (Majaranta, MacKenzie, Aula, & Riih , 2006). Por un lado, tuvieron una realimentación auditiva mediante dos sonidos diferentes, según realizaban el clic dentro o fuera del objetivo en pantalla. Por otro lado, tuvieron una realimentación visual, mostrando un cuadro verde alrededor de la figura objetivo, cuando el cursor ingresaba en el área de ésta. Durante la tarea el participante no tenía realimentación visual de la posición del cursor. La experiencia nos dice que los participantes con PC considerados como principiantes tienden a distraerse con esta realimentación y los considerados expertos tratan de compensar la posición del cursor, ajustando su mirada según lo que ven en la pantalla.

2.7 Métricas de valoración

Hemos definido tres métricas de para la evaluación de la interacción: tasa de fallos de calibración, tasa de error del clic y tiempo de clic. La tasa de fallos de calibración es la relación entre el número de fallos de calibración debido a una calibración de baja calidad y el número de calibraciones realizadas. La tasa de error del clic y el tiempo de clic se calcularon sólo con las sesiones que han tenido una calibración aceptable. La tasa de error del clic es la relación entre el número de tareas fallidas (clic fuera del objeto en pantalla) y la cantidad total de tareas realizadas. El tiempo de clic es el tiempo transcurrido entre el momento en el que aparece la figura en la pantalla y el clic. El tiempo de clic se calcula sólo con las tareas en las cuales se ha realizado el clic dentro de la figura en pantalla. La Figura 3 esquematiza la relación entre las diferentes métricas definidas.

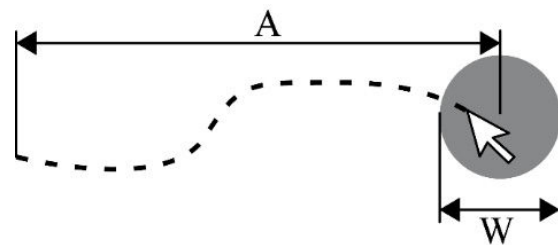


Figura 2. Representación gráfica de los parámetros amplitud de movimiento (A) y tamaño del objeto en pantalla (W) de una tarea de alcance a un objetivo, los cuales definen el índice de dificultad según la Ley de Fitts.

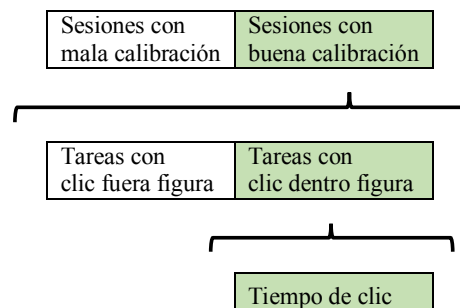


Figura 3. Esquema de la relación entre las métricas: sólo se han analizado los tiempos de clic de las tareas con el clic dentro de la figura y que tuvieron una calibración correcta.

2.8 Análisis de datos

El procesamiento de los datos capturados incluyó cuatro pasos:

(I) *Análisis del error de calibración de los usuarios sin PC*. En función del resultado de este valor se estableció el umbral para clasificar las calibraciones realizadas por las personas con PC en aceptables o no. Los ETs retornan un número que tiene relación con el error del proceso de calibración, cuanto más pequeño mejor, expresado en píxeles (ET01 y ET02) o en grados (ET03). El valor del umbral de calibración para los usuarios con PC se estableció como una proporción de cuatro veces la calidad de la calibración media de los usuarios sin discapacidad.

Tabla 3. Secuencia de los índices de dificultad de las tareas, distribuidos al azar, con sus correspondientes amplitudes de movimiento (A, en cm y píxeles) y anchos de figura (W, en cm y píxeles).

Orden	ID (bits)	A (pix)	A (cm)	W (pix)	W (cm)
1	1,4	327	9,6	200	5,9
2	1,6	325	9,6	160	4,7
3	2,6	505	14,9	100	2,9
4	1,2	207	6,1	160	4,7
5	2,2	575	16,9	160	4,7
6	2,0	600	17,6	200	5,9
7	2,4	427	12,6	100	2,9
8	1,0	200	5,9	200	5,9
9	1,8	248	7,3	100	2,9
Min	1,0	200	5,9	100	2,9
Max	2,6	600	17,6	200	5,9

(II) *Descartar tareas de las personas con PC con baja calidad de calibración y calcular tasa de error de calibración.* Con el umbral establecido en I., se ha calculado la tasa de error en la calibración de las personas con PC y se han descartado las tareas asociadas a una calibración de baja calidad.

(III) *Descartar tareas outliers.* Se han eliminado las tareas consideradas atípicas (outliers), provenientes de las sesiones con buena calibración. Para ello se analizó el tiempo de clic de cada tarea. Una tarea se consideró como un valor atípico cuando el tiempo de clic fue mayor a un valor definido de acuerdo por (2), donde Promedio es el tiempo medio de clic de todas las tareas y Std, la desviación estándar. Asumimos que si una tarea toma demasiado tiempo implica que el participante ha perdido la atención o se ha distraído.

(IV) *Análisis de datos.* Se analizaron los tiempos de clic y la tasa de error en el clic de las tareas con buena calibración y que no se consideraron valores atípicos.

$$\text{Tiempo max} = \text{Promedio} + 2 * \text{Std} \quad (2)$$

Para el análisis estadístico, realizamos el test de normalidad con la prueba de Lilliefors ($\alpha=0,05$). Si las muestras son normales realizaremos un paramétrico, sino un test no paramétrico, según sean muestras pareadas o independientes.

3. Resultados

Por razones de claridad, organizamos los resultados de acuerdo con las tres métricas antes definidas, más los resultados correspondientes con el umbral de calibración establecido para los usuarios con discapacidad.

3.1 Umbral de calibración

En promedio los usuarios sin discapacidad tuvieron un error en la calibración de 25 píxeles (ET01 y ET02) o $0,6^\circ$ (ET03), Figura 4 (abajo). Ningún grupo de muestras tuvo una distribución normal, por lo que se aplicó el test no paramétrico Wilcoxon de rangos con signo ($\alpha=0,05$). Se pudo rechazar la hipótesis de la igualdad entre los errores de calibración de los ETs ET01 y ET03 ($Z=2,52$, $p<0,05$) así como entre el ET02 y el ET03 ($Z=2,53$, $p<0,05$). No

existe suficiente evidencia para rechazar la igualdad entre los errores de calibración del ET01 y el ET02 ($p>0,05$). Como se explicó en la Sección 2.8, este valor se utilizó para establecer el umbral para la clasificación de las calibraciones como aceptables o no para los usuarios con PC, el cual fue 100 píxeles (ET01 y ET02) o $2,4^\circ$ (ET03). En la Figura 4 (arriba) se ve el umbral como una línea de puntos horizontal.

3.2 Tasa de error de calibración de usuarios con PC

Se realizaron 81 calibraciones con los usuarios con PC. De estas, 57 presentaron baja calidad (error por encima del umbral establecido), lo que corresponde a una tasa de fallo de calibración global del 70%.

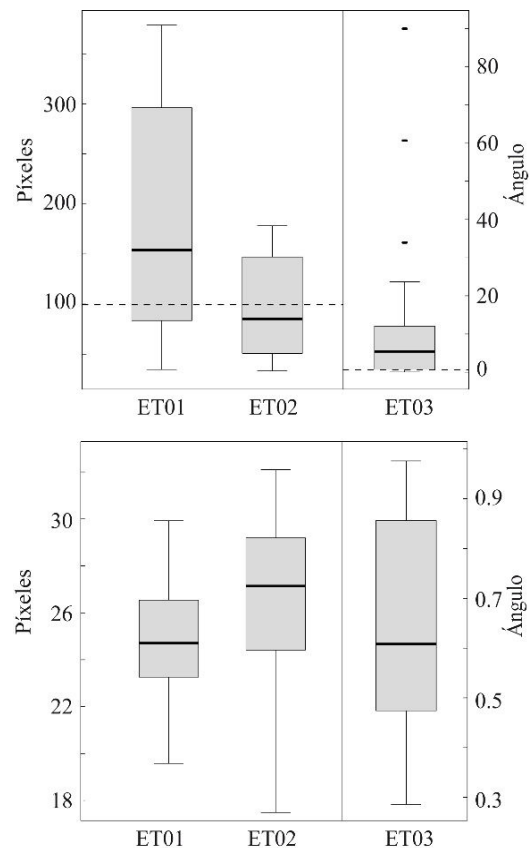


Figura 4. Gráfico de cajas del error de calibración de los participantes con PC (arriba) y sin (abajo) por cada ET. En el gráfico de cajas de los participantes con PC (arriba) el umbral se representa como una línea de trazos (100 píxeles y $2,4^\circ$).

ET03 presenta la tasa de fallos de calibración media más alta, de más de 90%. ET01 y ET02 han conseguido una buena calibración aproximadamente en el 50% de los intentos. Las buenas calibraciones de los usuarios con PC tienen un error medio de 67 ± 28 y 42 ± 21 píxeles para el caso de ET01 y ET02 respectivamente y $0,8^\circ \pm 0,4$ para el caso de ET03. Todos los errores de calibración son significativamente diferentes: ET01 y ET02 ($Z=2,42$, $p<0,05$), ET01 y ET03 ($Z=5,35$, $p<0,05$), y ET02 y ET03 ($Z=4,77$, $p<0,05$). La tasa de fallos de calibración

de cada ET y de cada participante se resume en la Tabla 4. Los datos de los participantes con (*) de la Tabla no se utilizaron para el análisis posterior. Estos participantes decidieron abandonar las pruebas, posiblemente debido a su alta tasa de fallos de calibración.

Tabla 4. Tasa de fallo de calibración por participante y por ET, para el grupo con PC. Las celdas vacías indican que las calibraciones no se han realizado. Los datos de los participantes con (*) no se utilizaron en el resto del análisis.

	ET01	ET02	ET03	Promedio
US01*	100	100	100	100
US02*	0		100	50
US03*	67	100	100	89
US04	50	67	100	72
US05	67	50	90	69
US06	0	0		0
US07	100	0	40	47
US08*		67	100	84
US12	67	0	100	56
Promedio	56	48	91	

3.3 Tiempo de clic

De acuerdo con los criterios definidos en la Sección 2.7, hemos eliminado las tareas con valores atípicos de tiempo de clic, descartando 3,35% de las tareas de los usuarios con PC (Tiempo max=7s, Promedio=3s, Std=2s) y 2,80% de las tareas realizadas por los participantes sin discapacidad (Tiempo max=2,8s, Promedio=2,5s, Std=0,16s). En total, después de descartar valores atípicos, se analizaron 616 tareas (380 de participantes del grupo NI y 261 de participantes con PC). En promedio, las personas sin discapacidad realizaron 56 tareas (18 con cada ET) y las personas con PC 44 tareas (15 con cada ET), Tabla 5. Todas estas tareas han sido realizadas con una calibración aceptable, según los términos definidos.

Los participantes sin PC han tardado 2,44s en realizar un clic, frente a los 2,67s que se han demorado los usuarios con PC (los diferencian 0,23s), ($Z=3,95$, $p<0,05$, ninguna de las dos muestras es normal). Los participantes con PC tomaron un promedio de 2,99s para realizar un clic con ET01 y 2,76s con ET02 (los participantes del grupo NI tomaron 2,45s y 2,43s respectivamente), esta diferencia es significativa ($Z=4,58$, $p<0,05$). Por otro lado, tomaron 2,55s con ET02 y 2,98s con ET03 (los participantes del grupo NI tomaron 2,43s y 2,44s respectivamente), esta diferencia no es significativa ($Z=1,88$, $p>0,05$). La diferencia entre ET01 y ET03 si es significativa ($Z=5,11$, $p<0,05$). Más detalles de estas medidas se pueden ver en la Tabla 6 (de los participantes con PC).

3.4 Tasa de error del clic

La tasa de error de clic de los participantes sin PC fue de 4,6% y la de los usuarios con PC de alrededor del 47%. El análisis por ETs nos indica que con ET01 y ET02 la tasa de error fue de 38% y 50%, respectivamente. En el caso del grupo NI, la tasa de error fue de 0% con ambos ETs.

Los cuatro participantes con PC que fueron comparados (US04, US05, US06 y US12) tuvieron tasas de error similares con cada ET (ET01 y ET02), excepto el participante US04 (0% con ET01 y 100% con ET02). En esta comparación, el ET con la tasa de error más baja fue ET01. Si no consideramos los resultados de US04, el rendimiento de ambos ETs sería similar (50% y 51% para ET01 y ET02 respectivamente).

Los participantes con PC US05 y US07 tuvieron tasas de error similares con ET02 y ET03, en promedio 0% y 53% respectivamente. En el caso del grupo NI 0% y 14%. En este caso, la comparación nos dice que ET02 tiene una tasa de error menor que ET03. Los datos de todos los participantes están en la Tabla 7.

4. Discusión

A continuación, discutimos temas relacionados con la tecnología y la metodología en función de los resultados obtenidos.

4.1 Tasa de error de calibración

La alta tasa de error en la calibración medida en los experimentos sugiere que el proceso de calibración es muy complejo para los participantes con PC. Es posible que esto se deba a que les es complicado mantener la atención en todos los puntos de calibración. Si se hubiesen usado menos puntos de calibración este proceso hubiese durado menos tiempo. Sin embargo, el número de puntos de calibración condiciona la calidad de la misma (Guestrin, 2010; Wilkinson & Mitchell, 2014). De hecho, el ET03 requiere como mínimo 9 puntos de calibración.

Tabla 5. Número de tareas de alcance por participante y por ET de ambos grupos de participantes: PC y NI. La celda vacía corresponde a una tarea no realizada. Las celdas con * corresponden con tareas con una tasa de fallos en la calibración del 100%, por lo que no se han analizado estos datos.

	ET01	ET02	ET03	Total
Usuarios sin PC				
US20	19	18	18	55
US21	18	19	19	56
US23	19	20	18	57
US24	20	19	18	57
US25	18	18	20	56
US26	18	19	18	55
US27	20	18	19	57
Total	132	131	130	393
Promedio	18	18	18	18/56
Usuarios con PC				
US04	9	10	*	19
US05	8	18	18	44
US06	18	19		37
US07	*	39	43	82
US12	10	31	*	41
Total	45	117	61	223
Promedio	9	23	12	15/44

La precisión de los eye-trackers disminuye si el usuario se mueve de la posición de calibración (Cerroloza, Villanueva, Villanueva, & Cabeza, 2012). Esto justifica no reutilizar calibraciones y realizar nuevas calibraciones para cada sesión, de manera que se puedan conseguir los mejores resultados. Por lo que una calibración buena no garantiza que el sistema sea preciso a la hora de su utilización.

Tabla 6. Tiempo de clic por participante por ET (s). Este tiempo incluye el tiempo de permanencia y el margen entre clics consecutivos.

	ET01	ET02	ET03	Promedio
Usuarios sin PC				
US20	2,45	2,42	2,43	2,43
US21	2,45	2,43	2,43	2,44
US23	2,45	2,43	2,44	2,44
US24	2,45	2,43	2,44	2,44
US25	2,45	2,43	2,43	2,44
US26	2,45	2,43	2,42	2,43
US27	2,45	2,43	2,43	2,44
Promedio	2,45	2,43	2,44	
Usuarios con PC				
US04	3,21	2,75		2,98
US05	2,65	2,55	3,46	2,89
US06	2,73	2,81		2,77
US07		2,55	2,50	2,53
US12	3,38	2,95		3,17
Promedio	2,90	2,72	2,98	

Tabla 7. Tasa de error (%) por participantes y por ET de ambos grupos de participantes: PC e NI.

	ET01	ET02	ET03	Promedio
Usuarios sin PC				
US20	0	0	0	0
US21	0	0	47	15
US23	0	0	0	0
US24	0	0	0	0
US25	0	0	50	16
US26	0	0	0	0
US27	0	0	0	0
Promedio	0	0	14	
Usuarios con PC				
US04	0	100		50
US05	0	0	50	16
US06	50	52		51
US07		0	55	27
US12	100	100		100
Promedio	38	50	52	

A conocimiento de los autores, no existe en la bibliografía ningún estudio que analice la tasa de error en la calibración en la interacción entre una persona con PC y un ordenador. En este sentido, hemos presentado una solución heurística para demostrar que este factor (el error en la calibración) no es despreciable. Si bien la solución seleccionada puede no ser la óptima, permitió valorar la dificultad de realizar este proceso indispensable para utilizar un ET. De hecho, a través de los resultados medidos, parece ser fundamental introducir esta métrica entre los atributos a analizar para describir la calidad de la interacción, de manera que sea descrita con mayor precisión.

4.2 Tasa de error del clic

La alta tasa de error reveló que el uso de ETs en una tarea de alcance en una interfaz gráfica es un proceso complejo para estos niveles de discapacidad. Esto no es así para los usuarios sin ningún tipo de patología, los cuales pueden realizar tareas con bajas tasas de fallo. Existen trabajos que estudian la tasa de error, pero lo hacen con personas levemente afectadas por la PC, con niveles MACS o GMCFS I, II o II (Saavedra, Joshi, Woollacott, & van Donkelaar, 2009). Nosotros hemos hecho pruebas con personas severamente afectadas, que se encuentran en los rangos más elevados como nivel IV o V. Un estudio de Man et al. revela los graves problemas de utilizar eye-trackers con personas con PC (Man & Wong, 2007). En su estudio los usuarios no han sido capaces de utilizar estos dispositivos, debido a que estos salían del rango de visión del eye-tracker. No obstante, es importante recalcar que nuestra validación no ha incluido ninguna técnica de ayuda para el alcance y la selección de las tareas. Es probable que estos sistemas de asistencia reduzcan la tasa de error del clic.

4.3 Tiempo de clic

El movimiento de los ojos suele clasificarse en tres grupos principales: la fijación, las sacadas y el seguimiento (Land & Tatler, 2009). La fijación es el estado más estable de los ojos y es cuando este recolecta información visual del entorno. Una sacada es un movimiento rápido y simultáneo de ambos ojos en la misma dirección, entre dos fijaciones. Las sacadas son movimientos balísticos que no pueden ser interrumpidos o alterados a voluntad. Estos son los movimientos más rápidos registrados en el cuerpo humano (Carpenter, 1988): velocidad pico de 700 °/s (o 1466 cm/s a una distancia de 60 cm de una pantalla). El seguimiento es el movimiento de los ojos cuando la atención se fija en un objetivo en movimiento. Los tiempos de clics son similares entre todos los eye-trackers y participantes, alrededor 2,5 y 3 segundos. Este valor tiene sentido si tenemos en cuenta que los movimientos sacádicos son cortos (200 ms (Drewes, 2014)) y muy rápidos en relación con el tiempo total necesario para realizar un clic (1 s). En la Figura 5 se puede ver la distancia entre el centro de la figura en pantalla y el cursor (eje ordenadas) en función del tiempo (eje abscisa), de un usuario con PC para distintas tareas. Se puede ver que al inicio la distancia a la figura se encuentra estable (Tiempo de reacción). Durante este instante, la figura ha cambiado de posición en la pantalla, pero el usuario aún no ha reaccionado al estímulo. A continuación, la distancia disminuye rápidamente (130 ms) hasta que la mirada llega a la figura (Tiempo de alcance o acercamiento). Finalmente, la distancia vuelve a estabilizarse, mientras que el

usuario espera que se realice el clic por permanencia (Tiempo de permanencia).

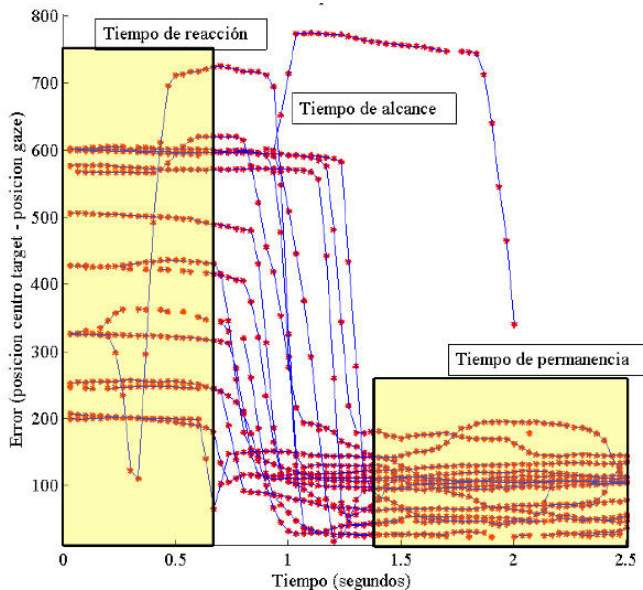


Figura 5. Distancia entre el cursor y el centro del objetivo en pantalla en función del tiempo, para distancias tareas realizadas por un mismo participante con PC.

4.4 Clic por permanencia

El clic por permanencia fue implementado a través del análisis de la dispersión del cursor. Otro enfoque es considerar un clic cuando el cursor permanezca dentro de un área fija. Sin embargo, esta última estrategia es muy sensible a los movimientos involuntarios del participante, que es una condición común de las personas con PC. Nuestra estrategia no requiere que todos los puntos del cursor estén dentro de un área fija, sólo la mayoría de ellos. En este sentido, hemos favorecido la estrategia que permita los mejores resultados. Dependiendo de la tarea y de la experiencia del usuario, el tiempo óptimo para considerar un clic puede variar desde los pocos cientos de milisegundos a un segundo (Majaranta & Riih , 2002). Se ha visto que el tiempo de permanencia tiene relación con la tasa de error (Tien & Atkins, 2008). Por este motivo, el tiempo de permanencia ha sido ajustado de manera a minimizar la tasa de error en el clic.

4.5 Corta edad usuarios y entrenamiento

Uno de los objetivos de nuestro trabajo fue evaluar la metodología con potenciales usuarios de esta tecnología, entre los cuales se encuentran también niños menores de 10 años, como es el caso de US03 y US05, de tan solo 5 años de edad. La interacción con el ordenador, al basarse en un gesto tan natural como el movimiento de los ojos, resulta bastante intuitivo para personas de cualquier edad. Sin embargo, los niños necesitaron más ayuda y atención que las personas mayores para seguir las entender y seguir las indicaciones. Este fue uno de los motivos por el cual un terapeuta acompañó a todos los usuarios con PC durante los ensayos, teniendo especial cuidado para que los niños realizarán el protocolo, especialmente durante la calibración.

La corta de edad de algunos usuarios también fue uno de los motivos para incluir en nuestro protocolo sesiones previas de familiarización. Un estudio longitudinal muy interesante fue presentado por (Borgestig et al., 2016), quienes analizaron el tiempo en completar una tarea y la tasa de acierto de un sistema basado en eye-tracking. Reclutaron 10 niños, entre ellos un usuario con 1 año, un usuario con 5 años y dos con 6 años. En dicho estudio, las tasas de error y tiempo de clic (y su varianza) fueron similares a las nuestras.

4.6 Calidad de interacción sobre calidad de interfaz de acceso

El objetivo principal de este trabajo fue presentar una metodología de evaluación de la interacción entre una persona con PC y un ordenador, cuando éste último es controlado a través de la mirada. La metodología la evaluamos en el contexto de una comparación de tres ETs. Existen muchas técnicas de ayuda a la interacción, que previsiblemente mejoraran los resultados obtenidos. Algunas de estas ayudas hacen hincapié en el filtrado del cursor (Wobbrock, Fogarty, Liu, Kimuro, & Harada, 2009), otras en ayudas al clic (Jansen, Findlater, & Wobbrock, 2011), etc. No obstante, no hemos incluido en esta evaluación ninguna de estas técnicas ya que entonces estaríamos evaluando, además del ET, a la ayuda incluida, lo que afectaría a nuestros resultados. En este sentido, nuestros resultados no reflejan la calidad de la interacción final, pero si dan una indicación de cual ET tiene más potencialidad y con el que debería iniciarse un entrenamiento sistemático. De todas formas, la tasa de error medida, es parecida a la tasa de error del estudio de (Borgestig et al., 2016): media 45% (std 27%), lo cuales mejoran con un entrenamiento diario después de 15-20 meses aproximadamente un 20%. Esto indica que el tiempo de uso y entrenamiento afecta a la tasa de error, la cual puede disminuir y hacer efectivo el uso de ETs.

Este estudio no pretende desaconsejar la utilización de eye-trackers en la población con PC, sino establecer líneas metodológicas o directrices para la efectiva evaluación de estos dispositivos y verificar de manera objetiva su idoneidad con este tipo de usuarios. La metodología propuesta permitiría evaluar también sus beneficios e incluso realizar comparaciones debido a la naturaleza cuantitativa de los resultados.

4.7 Limitaciones del estudio

Una de las limitaciones de este estudio es el reducido número de participantes con PC (nueve), lo que impide extraer conclusiones sólidas y estadísticamente significativas para la población con PC en su conjunto. Sin embargo, la población es similar a la de trabajos equivalentes publicados en la literatura: un participante en (K thner, Kübler, & Halder, 2015), siete participantes en (Ding, Rodriguez, Cooper, & Riviere, 2015), y siete participantes en (Velasco et al., 2016). Existe una gran dificultad para realizar sesiones regulares con este tipo de usuarios dadas su limitada disponibilidad. No obstante, se ha puesto especial énfasis en caracterizar con detalle el perfil de los usuarios, de modo que los resultados obtenidos en este trabajo puedan ser extrapolados a perfiles similares. En todo caso, un grupo más amplio de participantes mejoraría y consolidaría claramente las conclusiones de este documento.

5. Conclusión y trabajos futuros

En este trabajo hemos presentado una metodología, basada en tres métricas, para valorar la interacción entre un usuario y el ordenador, cuando un eye-tracker es utilizado como canal alternativo de acceso al ordenador por parte de personas con parálisis cerebral. Además, presentamos la evaluación de la metodología mediante un ensayo con 3 eye-trackers de bajo costo, 9 usuarios con parálisis cerebral y un grupo de control de 7 usuarios sin discapacidad.

Encontramos que la calibración es la primera gran barrera que deben sobrepasar estos usuarios debido a la alta tasa de fallo en la calibración. Además, las altas tasas de error del clic revelaron que los eye-trackers como canal de acceso alternativo pueden no cumplir las expectativas de usabilidad de estos potenciales usuarios. Los tiempos de clics fueron similares entre todos los observadores y participantes.

Este estudio no pretende desaconsejar la utilización de eye-trackers en la población con PC, sino establecer líneas metodológicas para la efectiva evaluación de estos dispositivos, que pueden llegar a ser una interesante alternativa de acceso al ordenador para esta población. Como trabajos futuros, se prevé evaluar la metodología con personas con discapacidades motoras afines, como pueden ser la Esclerosis Lateral Amiotrofia (ELA) o la Lesión Medular.

English Summary

Evaluation methodology for eye-trackers as alternative access device for people with cerebral palsy

Abstract

The procedures for evaluating alternative computer access systems are neither rigorous, systematic nor formal. We present a methodology to evaluate the user-computer interaction, based on three metrics, when people with cerebral palsy (CP) use eye-trackers as an alternative access device. We validated the methodology by comparing three commercial eye-trackers with nine participants seriously affected by CP. The results indicate that the calibration is a very critical process in these scenarios because of the high rate of calibration failures measured. The participants with CP also have a high click error rate, indicating that using eye-trackers to reach an object on the screen is a complex process for these levels of disability. The click times are similar between all eye-trackers and participants. This study is not intended to discourage the use of eye-trackers in the population with CP, but to establish methodological guidelines for the effective evaluation of commercial devices, which can be an interesting alternative to computer access for this population.

Keywords:

Alternative access, Eye-trackers, Methodology, Evaluation, Assessment, Cerebral palsy, Fitts' Law.

Agradecimientos

Los autores agradecen a ATENPACE (España) y Colegio San Rafael (España) por su colaboración, en especial a los participantes, sin ellos, este estudio no habría sido posible. A.

Clemotte da las gracias a ITAIPU Binacional (Paraguay). Esta investigación fue financiada por el Proyecto INTERPLAY (RTC-2014-1812-1) e INTERAAC (RTC-2015-4327-1).

Referencias

- Bax, M., Goldstein, M., Rosenbaum, P., Leviton, A., Paneth, N., Dan, B., ... Damiano, D. (2005). Proposed definition and classification of cerebral palsy. *Developmental medicine & child neurology*, 47(8), 571-576. <http://doi.org/10.1017/S001216220500112X>
- Borgestig, M., Sandqvist, J., Parsons, R., Falkmer, T., & Hemmingsson, H. (2016). Eye gaze performance for children with severe physical impairments using gaze-based assistive technology—A longitudinal study. *Assistive Technology*, 28(2), 93-102. <http://doi.org/10.1080/10400435.2015.1092182>
- Carpenter, R. H. S. (1988). *Movements of the Eyes* (2.^a ed.). London, UK: Pion.
- Cerrolaza, J. J., Villanueva, A., Villanueva, M., & Cabeza, R. (2012). Error characterization and compensation in eye tracking systems. En *Proceedings of the Symposium on Eye Tracking Research and Applications - ETRA '12* (p. 205). New York, New York, USA: ACM Press. <http://doi.org/10.1145/2168556.2168595>
- Chin, C. A., Barreto, A., Cremades, J. G., & Adjouadi, M. (2008). Integrated electromyogram and eye-gaze tracking cursor control system for computer users with motor disabilities. *Journal of rehabilitation research and development*, 45, 161-174. <http://doi.org/10.1682/JRRD.2007.03.0050>
- Clarke, M., & Price, K. (2012). Augmentative and alternative communication for children with cerebral palsy. *Paediatrics and Child Health*, 22(9), 367-371. <http://doi.org/10.1016/j.paed.2012.03.002>
- Clemotte, A., Brunetti, F., Raya, R., Ceres, R., & Rocon, E. (2013). Interfaces alternativas de acceso al ordenador: principios comunes y propuesta de métricas de valoración. En *VII Congreso Iberoamericano de Tecnologías de apoyo a la discapacidad, IBERDISCAP*. Santo Domingo.
- Clemotte, A., Raya, R., & Ceres, R. (2014). *Análisis de interfaces basadas en movimientos de iris y de cabeza para personas con parálisis cerebral*. Editorial Académica Española.
- Clemotte, A., Raya, R., Ceres, R., & Rocon, E. (2013). Preliminary Result from a Multimodal Interface for Cerebral Palsy Users Based on Eye Tracking and Inertial Technology. En J. L. Pons, D. Torricelli, & M. Pajaro (Eds.), *Converging Clinical and Engineering Research on Neurorehabilitation* (pp. 443-448). Springer Berlin Heidelberg. http://doi.org/10.1007/978-3-642-34546-3_72
- Clemotte, A., Velasco, M. A., Torricelli, D., Raya, R., & Ceres, R. (2014). Accuracy and Precision of the Tobii X2-30 Eye-tracking under Non Ideal Conditions. En *International Congress on Neurotechnology, Electronics and Informatics - Neurotechnix*. Roma.
- Davies, C., Chau, T., Fehlings, D. L., Ameratunga, S., & Stott, N. S. (2010). Youth with cerebral palsy with differing upper limb abilities: how do they access computers? *Archives of physical medicine and rehabilitation*, 91(12), 1952-6. <http://doi.org/10.1016/j.apmr.2010.08.013>
- Ding, D., Rodriguez, S. P., Cooper, R. a., & Riviere, C. N. (2015). Improving Target Acquisition for Computer Users With Athetosis. *Assistive Technology*, 27(1), 52-58. <http://doi.org/10.1080/10400435.2014.984260>
- Drewes, H. (2014). Eye Gaze Tracking. En *Interactive Displays* (pp. 251-283). Chichester, UK: John Wiley & Sons, Ltd. <http://doi.org/10.1002/9781118706237.ch8>
- Duchowski, A. (2007). *Eye tracking methodology: Theory and practice*. Springer-Verlag New York Inc.
- Eliasson, A.-C., Krumlinde-Sundholm, L., Rösblad, B., Beckung, E., Arner, M., Ohlqvist, A.-M., & Rosenbaum, P. (2006). The Manual Ability Classification System (MACS) for children with cerebral palsy: scale development and evidence of validity and reliability. *Developmental medicine & child neurology*, 48(7), 549-54. <http://doi.org/10.1017/S0012162206001162>
- Fager, S., Bardach, L., Russell, S., & Higginbotham, J. (2012). Access to augmentative and alternative communication: New technologies and clinical decision-making. *Journal of Pediatric Rehabilitation Medicine*, 5(September 2015), 53-61. <http://doi.org/10.3233/PRM-2012-0196>
- Guestrin, E. D. (2010). *Remote, Non-Contact Gaze Estimation with Minimal Subject Cooperation*. University of Toronto.
- Himabundu, J., Vivekanandan, S., Sourabh, K., & Emmanuel, D. (2011). Cursor Control Using Bio-potential Signals for People with Motor Disabilities. *International Journal of Bioinformatics and Soft Computing*,

- I(1), 9-21.
- Jansen, A., Findlater, L., & Wobbrock, J. O. (2011). From the lab to the world: lessons from extending a pointing technique for real-world use. *Proceedings of the 2011 annual conference extended abstracts on Human factors in computing systems - CHI EA '11*, 1867-1872. <http://doi.org/10.1145/1979742.1979888>
- Käthner, I., Kübler, A., & Halder, S. (2015). Comparison of eye tracking, electrooculography and an auditory brain-computer interface for binary communication: a case study with a participant in the locked-in state. *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*, 12(1), 76. <http://doi.org/10.1186/s12984-015-0071-z>
- Kim, M., Kim, B. H., & Jo, S. (2015). Quantitative evaluation of a low-cost noninvasive hybrid interface based on EEG and eye movement. *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, 23(2), 159-68. <http://doi.org/10.1109/TNSRE.2014.2365834>
- Land, M., & Tatler, B. (2009). *Looking and Acting: Vision and eye movements in natural behaviour* (1.ª ed.). Oxford University Press.
- Mackenzie, I. S. (1992). Fitts' law as a research and design tool in human-computer interaction. *Human-computer interaction*, 7(1), 91-139.
- Majaranta, P., MacKenzie, I. S., Aula, A., & Riihã, K.-J. (2006). Effects of feedback and dwell time on eye typing speed and accuracy. *Universal Access in the Information Society*, 5(2), 199-208. <http://doi.org/10.1007/s10209-006-0034-z>
- Majaranta, P., & Riihã, K.-J. (2002). Twenty years of eye typing. En *Proceedings of the symposium on Eye tracking research & applications - ETRA '02* (p. 15). New York, New York, USA: ACM Press. <http://doi.org/10.1145/507072.507076>
- Man, D. W. K., & Wong, M.-S. L. (2007). Evaluation of computer-access solutions for students with quadriplegic athetoid cerebral palsy. *The American journal of occupational therapy*, 61(3), 355-64.
- Mauri, C., Granollers, T., Solanas, A., & Lleida Solano, E. (2007). On the Assessment of the Interaction Quality of Users with Cerebral Palsy. En *Second International Conference on Availability, Reliability and Security ARES* (pp. 799-805). Vienna.
- McIntyre, S., Morgan, C., Walker, K., & Novak, I. (2011). Cerebral Palsy-Don't Delay. *Developmental Disabilities Research Reviews*, 17(2), 114-129. <http://doi.org/10.1002/ddrr.1106>
- Navallas, J., Ariz, M., Villanueva, A., San Agustín, J., & Cabeza, R. (2011). Optimizing interoperability between video-oculographic and electromyographic systems. *Journal of Rehabilitation Research and Development*, 48(3), 253. <http://doi.org/10.1682/JRRD.2010.06.0112>
- Nyström, M., Andersson, R., Holmqvist, K., & van de Weijer, J. (2013). The influence of calibration method and eye physiology on eyetracking data quality. *Behavior research methods*, 45(1), 272-88. <http://doi.org/10.3758/s13428-012-0247-4>
- Öhrvall, A.-M., Krumlinde-Sundholm, L., & Eliasson, A.-C. (2014). The stability of the Manual Ability Classification System over time. *Developmental Medicine & Child Neurology*, 56(2), 185-189. <http://doi.org/10.1111/dmcn.12348>
- Palisano, R. J., Rosenbaum, P., Bartlett, D., & Livingston, M. H. (2008). Content validity of the expanded and revised Gross Motor Function Classification System. *Developmental Medicine & Child Neurology*, 50(10), 744-750. <http://doi.org/10.1111/j.1469-8749.2008.03089.x>
- Pennington, L. (2008). Cerebral palsy and communication. *Paediatrics and Child Health*, 18(9), 405-409. <http://doi.org/10.1016/j.paed.2008.05.013>
- Raya, R., Roa, J. O. J. O., Rocon, E., Ceres, R., & Pons, J. L. J. L. (2010). Wearable inertial mouse for children with physical and cognitive impairments. *Sensors and Actuators A: Physical*, 162(2), 248-259. <http://doi.org/10.1016/j.sna.2010.04.019>
- Saavedra, S., Joshi, A., Woollacott, M., & van Donkelaar, P. (2009). Eye hand coordination in children with cerebral palsy. *Experimental Brain Research*, 192(2), 155-165. <http://doi.org/10.1007/s00221-008-1549-8>
- Saz Torralba, O., Ricardo, W., Dueñas, R., & Solano, E. L. (2011). Development of Voice-Based Tools for Accessibility to Computer Services. *Computación y Sistemas*, 15(1), 7-15.
- Tien, G., & Atkins, M. S. (2008). Improving hands-free menu selection using eyegaze glances and fixations. En *Proceedings of the 2008 symposium on Eye tracking research & applications - ETRA '08* (p. 47). New York, New York, USA: ACM Press. <http://doi.org/10.1145/1344471.1344482>
- Úbeda, A., Iáñez, E., & Azorín, J. M. (2011). Wireless and Portable EOG-Based Interface. *IEEE/ASME Transactions on mechatronics*, 16(5), 870-873.
- Velasco, M. a., Raya, R., Ceres, R., Clemotte, A., Ruiz Bedia, A., Gonzalez Franco, T., & Rocon, E. (2016). Positive and Negative Motor Signs of Head Motion in Cerebral Palsy: Assessment of Impairment and Task Performance. *IEEE Systems Journal*, 10(3), 967-973. <http://doi.org/10.1109/JSYST.2014.2318075>
- Wilkinson, K. M., & Mitchell, T. (2014). Eye Tracking Research to Answer Questions about Augmentative and Alternative Communication Assessment and Intervention. *Augmentative and Alternative Communication*, 30(2), 106-119. <http://doi.org/10.3109/07434618.2014.904435>
- Wobbrock, J. O., Fogarty, J., Liu, S., Kimuro, S., & Harada, S. (2009). The angle mouse: target-agnostic dynamic gain adjustment based on angular deviation. En *SIGCHI Conference on Human Factors in Computing Systems* (pp. 1401-1410). Boston, Massachusetts, USA: ACM. <http://doi.org/10.1145/1518701.1518912>