

Sistema de Realidad Virtual para la Corrección de la Desviación Visual en Niños: Rediseño basado en el Criterio Terapéutico

A. R. Cuevas-Romero¹, L. K. Cepeda-Zapata¹, F. V. Blanco², D. Ibarra-Zárate¹ y L. M. Alonso-Valerdi¹

¹ Escuela de Ingeniería y Ciencias, Tecnológico de Monterrey, Nuevo León, México

² Escuela de Medicina, Tecnológico de Monterrey, Nuevo León, México

*A00825413@itesm.mx

Resumen

La desviación visual como el estrabismo, es una condición en la cual los ojos no pueden ver al mismo lugar. El principal tratamiento es a través de una cirugía, la cual puede ser imprecisa o no definitiva. Las terapias visuales, son una alternativa más económica y menos invasiva que han mostrado ser bastante efectivas para lograr la rehabilitación visual. El propósito del presente artículo es (1) evaluar la viabilidad de dos terapias visuales renderizadas en realidad virtual (“Pelota de Marsden” y “Feeding Dogs”) a través de la opinión de expertos en oftalmología; y (2) evaluar si se está atendiendo a los ejercicios terapéuticos. Por un lado, la viabilidad se evaluó por medio del “User Experience Questionnaire (UEQ)” aplicado a 15 profesionales de la salud, donde se encontraron los siguientes valores positivos (>0.80 , rango ± 3) para las cualidades globales: 1.46, para atractividad; 0.92, pragmatismo; y 1.13, cualidad hedonista. Por otro lado, el índice de atención durante la terapia se determinó a través del cálculo de entropía aproximada de señales electroencefalográficas (EEG). Con dicho parámetro, se logró diferenciar los estados de atención y no atención de 9 voluntarios sanos ($p < 0.05$) en el canal FP2 para el ambiente “Pelota de Marsden” y los canales TP1 y TP2 para el ambiente “Feeding Dogs”.

Palabras clave: Electroencefalografía, Estrabismo, Pelota de Marsden, Realidad Virtual, Terapia Visual.

1. Introducción

El estrabismo es una condición de desviación ocular en el que un solo ojo mantiene fijado un objeto determinado en su fovea [1], con una prevalencia en población mexicana del 2.3% [2]. La intervención debe ser pronta, con el fin de conservar el mayor potencial de binocularidad posible [3]. Además, está relacionada con otras comorbilidades psiquiátricas como el trastorno por déficit de atención [4] y/o alteraciones en el funcionamiento social [5] que pueden ser resueltas con un tratamiento oportuno.

La técnica más usada para corregir las desviaciones visuales es el corte quirúrgico de músculos oculomotores [6]. Esto mejora la calidad de vida del paciente [7], pero puede ser no efectiva debido a que implica elegir el músculo que mejor ajuste el ojo y una alta precisión al realizar el corte [8], [9]. Aunado a esto, existe falta de juicio respecto al reentrenamiento de visión binocular, el cual puede mejorar la ambliopía [10]. Los ambientes de realidad virtual (RV) son útiles para terapias por su gran versatilidad para simular diferentes situaciones. Se utilizan también como terapia de retroalimentación visual en rehabilitación de accidentes cerebrovasculares [11], así como poseer el potencial para el entrenamiento perceptivo terapéutico al simular con precisión la visión binocular con el uso de imágenes estereoscópicas [12], [13].

La implementación doméstica de un sistema de RV portátil puede reforzar la sesión de rehabilitación ejecutada en clínicas. La técnica de convergencia tradicional basada en la oficina y terapia acomodativa (OBVAT) es más efectiva que terapias realizadas solo en oficina o en casa para los síntomas de insuficiencia de convergencia [14]. Basado en esta técnica, se desarrolló VERVE, un juego que altera la convergencia demandada y que logró una mejoría significativa en los pacientes [15].

Esta investigación busca rediseñar un prototipo presentado en [16], basado en ambientes virtuales renderizados en dispositivos móviles para apoyar la ejercitación visual en casa. A partir de la retroalimentación obtenida se decidió utilizar la pelota de Marsden como modelo de esta nueva aproximación terapéutica. Por lo tanto, el objetivo del presente trabajo es presentar el rediseño del primer prototipo, y la validación de dicho rediseño, para lo cual: (1) se realizaron entrevistas y pruebas de campo en la clínica oftalmológica Oseguera en Monterrey, Nuevo León (Oseguera-Loza, 2019); (2) se rediseñó el primer prototipo con base en la retroalimentación obtenida; (3) se entrevistó a 15 expertos en oftalmología para evaluar la viabilidad del nuevo prototipo; y (4) se evaluó la aplicabilidad de la entropía aproximada de las señales de electroencefalografía (EEG) como parámetro de monitoreo del uso efectivo del prototipo. A continuación, se detalla esta investigación.

2. Metodología

2.1 Investigación de Campo

La investigación de campo se realizó con la Dra. Myriam Oseguera Loza en la clínica oftalmológica Oseguera en Monterrey, N.L. Tres terapistas describieron el proceso de una sesión de rehabilitación visual, se aplicaron los primeros prototipos de los ambientes virtuales en las terapistas y pacientes entre 4 y 15 años para recopilar la retroalimentación que desencadenó las propuestas finales. Además, fue señalada la importancia de contar con un método de seguimiento y evaluación del paciente al realizar los ejercicios visuales, sea en consultorio o en casa (comprobación del sistema).

El perfil de estos pacientes se caracteriza por poseer problemas de convergencia y divergencia, los cuales conllevan afectaciones de lectoescritura e identificación de tamaños. Por ende, las terapias visuales se efectúan en cinco pasos fundamentales: (1) fijación, (2) seguimiento, (3) movimientos sacádicos, (4) binocularidad, y (5) visualización en 2D y 3D. Las sesiones son de una hora, dos veces por semana. El tratamiento dura dos años, extendiéndose si los ejercicios no son realizados con la frecuencia requerida en casa. Los movimientos oculares efectuados durante la terapia son arriba-abajo, izquierda-derecha, diagonales, y rotaciones en sentido y en contra de las manecillas del reloj. También se proporciona retroalimentación auditiva y táctil, se corrige la postura y modifica la percepción visual.



Fig. 1. Investigación de campo en la clínica oftalmológica Oseguera en Monterrey, N.L. En la primera imagen se ilustra el ejercicio de la pelota de Marsden. El resto de las imágenes corresponden al uso y retroalimentación didáctica del prototipo por parte de los pacientes.

2.2 Rediseño e Implementación del Nuevo Prototipo

De acuerdo con la investigación de campo, se rediseñó el ambiente virtual con dos perspectivas distintas, la primera centrada en una digitalización de la terapia presencial: “Pelota de Marsden” (Figura 2A); y la segunda con una recontextualización con temática canina: “Feeding Dogs” (Figura 2B). La pelota de Marsden consiste en una pelota fijada al techo con letras grabadas en su superficie. De la misma forma, el paciente debe fijar la mirada en la letra indicada por la terapeuta. El ejercicio puede ser realizado sobre una viga (como se muestra en la Figura 1), acostado o sentado. Estos programas fueron diseñados en el motor gráfico Unity3D, exportados en apk con el kit de desarrollo de software de Android e instalados desde una computadora.

2.2.1. Pelota de Marsden

El ambiente virtual “Pelota de Marsden” contiene nueve letras grabadas sobre una pelota blanca que se balancea alejándose y acercándose del usuario como un péndulo (Figura 1). Durante el ejercicio, el usuario debe mantener su atención sobre la letra que parpadee. El usuario debe recordar la secuencia de las letras que parpadean en cada ejercicio para formar la palabra objetivo y seleccionarla del menú proporcionado al final de la secuencia. El parpadeo ocurre a una frecuencia de 12 Hz intercalando negro y blanco, y la duración de parpadeo de cada letra es de 1 segundo. El escenario virtual de la Pelota de Marsden se ilustra en la Figura 2A.

2.2.2. Feeding Dogs

El objetivo de la recontextualización, “Feeding Dogs”, es alimentar perros. Se renderizan perros en ubicaciones aleatorias, sin traslapar en 2D y 3D, mientras un hueso se traslada automáticamente hacia ellos. El movimiento de la cabeza no es un factor considerado para promover el máximo uso ocular. El hueso posee una intercalación lumínica de rojo y blanco a 15 Hz. Este ambiente cuenta con tres niveles de dificultad, donde la cantidad de perros a alimentar (principiantes = 4, intermedios = 7, avanzados = 9) y la velocidad de desplazamiento del hueso aumenta. El perro por alimentar se distingue por un halo blanco que desaparece al oprimir el gatillo de los visores, que reaparece en un intervalo de 3 a 7 segundos después. Puede haber más de un perro a alimentar simultáneamente. El escenario puede ser jugado con el ojo derecho, izquierdo o ambos, aquel que no sea seleccionado emitirá una pantalla negra en vez del videojuego. La simulación del parche será aplicable para pacientes con dominancia ocular a partir de las indicaciones médicas de la terapeuta [17].

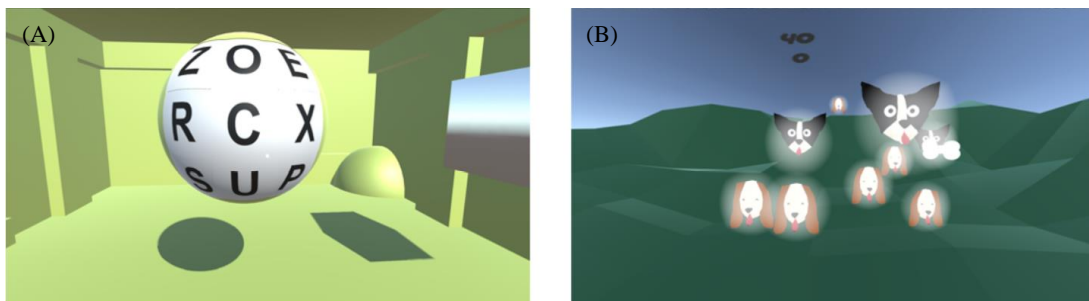


Fig. 2. Implementación virtual del rediseño del prototipo: (A) Pelota de Marsden y (B) Feeding Dogs.

2.3 Evaluación realizada por Expertos en Oftalmología

El rediseño fue evaluado por una muestra de 15 expertos en oftalmología entre 25 y 51 años. Se les mostró un video explicando el objetivo, contexto y funcionalidad del sistema. El video puede ser

consultado en <https://youtu.be/prLP-GrJ394>. Posteriormente, completaron el cuestionario UEQ (User Experience Questionnaire) en español para proporcionar su retroalimentación sobre el prototipo.

El esquema evaluativo del UEQ consiste en 26 preguntas las cuales se responden en una escala de -3 hasta +3, abarcando 6 variables: (1) atractividad, perspectiva general del sistema; (2) claridad, facilidad para el usuario al momento de familiarizarse con el sistema y aprender a usarlo; (3) eficiencia, capacidad del usuario para resolver las tareas sin esfuerzo extra; (4) dependencia, nivel de control del usuario sobre el sistema; (5) estimulación, emoción y motivación involucradas en el uso del sistema; y (6) novedad, nivel de innovación y creatividad del sistema. El enlace de esta herramienta, su paquete de análisis y guía se encuentra en [18].

2.4 Estimación del Nivel Atencional

Una de las necesidades reportadas durante la investigación de campo en la clínica oftalmológica Osegura se relaciona con la falta de métodos que permitan confirmar si el paciente realiza efectivamente la terapia visual asignada. Cabe destacar que la población que es atendida en esta clínica son niños quienes muy fácilmente se distraen y dejan de efectuar la terapia. Por lo tanto, se propone evaluar la efectividad del uso del prototipo, monitoreando la actividad neuronal para diferenciar entre dos estados: (1) el paciente presta atención y por defecto atiende la terapia, o (2) el paciente no está prestando atención. La identificación de estados de atención y no atención por medio de EEG se complementa, pero no se sustituye, por el número de palabras identificadas en el ejercicio de Pelotas de Marsden, y el número de caninos alimentados adecuadamente en Feeding Dogs. El número de aciertos sirven como un monitoreo en tiempo real del nivel de atención del niño. El monitoreo de señales de EEG sirve para (1) identificar el número y la distribución de los recursos mentales usados durante los ejercicios, (2) cuantificar y cualificar los cambios neuroplásticos resultantes de la efectividad del tratamiento, y (3) determinar el grado de la corrección visual que muchas veces no es detectable visualmente por el terapeuta.

2.5 Parámetro atencional: Neurométrica basada en actividad de EEG

Para evaluar la viabilidad de una neurométrica basada en EEG que refleje el nivel de atención de una persona, se reclutaron 9 individuos sanos, 5 hombres y 4 mujeres entre 7 y 61 años, consintiendo su participación y divulgación de resultados. Para registrar las señales de EEG se usó la diadema Muse 2014 (InterAxon Inc.) con 4 canales fronto-temporales (TP9, FP1, FP2 y TP10) posicionados de acuerdo con el sistema internacional 10-20. La efectividad de la banda Muse como sistema de registro de EEG se encuentra validado por [19]. Se grabaron tres estados mentales de cada individuo: (A) estado basal, con ojos cerrados y aislados a cualquier estímulo; (B) visualización de los escenarios virtuales, sin prestar la atención debida a los ejercicios ('No Atención'); (C) interacción con los escenarios virtuales, prestando atención a los ejercicios y realizándolos de forma efectiva ('Atención').

Los datos fueron exportados a Matlab R2020a, considerando un minuto de registro para cada uno de los 3 estados mentales. Las señales se preprocesaron con EEGLAB versión 2019 [18] de la siguiente manera: primero se eliminó el offset de cada canal, y después se suavizó cada señal por medio de una segmentación de 250ms por ventana. Una vez preprocesada la señal de EEG, se calculó la entropía aproximada [20] con (1)

$$ApEn(m, r) = \lim_{N \rightarrow \infty} [\Phi^m(r) - \Phi^{m+1}(r)] \quad (1)$$

donde $\Phi^m(r)$ es (2),

$$\Phi^m(r) = \frac{1}{N - m + 1} \sum_{i=1}^{N-m+1} \log C_i^m(r) \quad (2)$$

y $C_i^m(r)$ es (3),

$$C_i^m(r) = \text{numeros de } x(j) \text{ donde } \frac{d[x(i), x(j)] \leq r}{N - m + 1} \quad (3)$$

y donde los vectores $x(i) = \{u(i), u(i + 1), \dots, u(i + m - 1)\}$ y $x(j) = \{u(j), u(j + 1), \dots, u(j + m - 1)\}$ de una serie de datos $u = \{u(1), u(2), \dots, u(N)\}$ y $d[x(i), x(j)] = \max_{k=1,2,\dots,m} (|u(i + k - 1) - u(j + k - 1)|)$ es el cálculo de la distancia entre cada valor de $x(i)$ y $x(j)$. $ApEn(m, r)$ refiere a un patrón de complejidad para secuencias finitas [20].

Para calcular el valor entrópico, se usó el Predictive Maintenance Toolbox de Matlab. La entropía aproximada se calculó sobre segmentos de 10 segundos de las señales de EEG. Finalmente, se promediaron los valores de la entropía obtenidos por ventana para cada uno de los 3 estados mentales. Con los valores entrópicos promedio por canal, se obtuvieron valores relativos atencionales y no atencionales con respecto al estado basal como se muestra en (4)

$$e_{AR} = e_{AA} - e_{BA} \quad (4)$$

donde e_{AR} , e_{AA} y e_{BA} corresponde respectivamente a entropía atencional relativa, entropía atencional absoluta y entropía basal absoluta. La misma lógica se aplicó para los valores del estado no atencional. Nótese que los valores entrópicos se relativizaron al estado basal de cada voluntario debido a la alta variabilidad de las señales de EEG tanto intra- como intersujeto [21]. De no realizar la estandarización numérica, la comparación de los 10 voluntarios no sería correcta.

3. Resultados y Discusión

3.1.1. Evaluación del Prototipo realizada por expertos en Oftalmología

En la Tabla 1 se presentan las puntuaciones medias, desviación estándar e intervalos de confianza de cada categoría de la UEQ. El sistema logró una puntuación mayor a uno en todas las categorías excepto en eficiencia, con valor de 0.383.

Tabla 1: Puntuación media UEQ por escala, intervalos de confianza al 5%.

Escala	Media	Std. Dev.	N	Confianza	Intervalos de confianza	
Atracción	1.456	0.971	15	0.491	0.964	1.947
Transparencia	1.233	1.358	15	0.687	0.546	1.920
Eficiencia	0.383	1.224	15	0.620	-0.236	1.003
Controlabilidad	1.133	0.855	15	0.433	0.701	1.566
Estimulación	1.000	1.285	15	0.650	0.350	1.650
Novedad	1.267	1.403	15	0.710	0.557	1.977

En la Figura 3 se comparan los resultados obtenidos con una base de datos de referencia compuesta de 452 evaluaciones y 20190 participantes. Se puede destacar que todos los valores obtuvieron un valor mínimo de superior a la media, a excepción de Eficiencia, con un valor bajo.

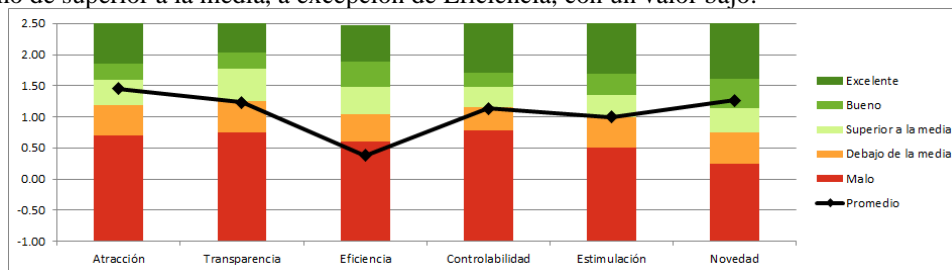


Fig. 3: Retroalimentación proporcionada por 15 expertos en oftalmología. Resultados del UEQ.

Se calcularon las cualidades globales de atractividad, pragmáticas y hedónicas. La calidad pragmática se calcula con el promedio de los aspectos de eficiencia, transparencia y controlabilidad; mientras que el hedónico se basa en aspectos de estimulación y novedad. Estas tres cualidades son respectivamente: 1.46, 0.92 y 1.13, los cuales tienen un valor positivo (> 0.80).

La percepción de los especialistas fue ambivalente: los resultados en atracción y novedad fueron superiores a la media, contrario al atributo de eficiencia. Por medio de retroalimentación directa se fundamentó este resultado por una percepción del ambiente virtual como una terapia no dirigida a una patología específica. Las recomendaciones cualitativas realizadas por los encuestados coinciden en el reenfoque del sistema como terapia para la condición de ambliopía.

3.1.2. Estimación del Nivel Atencional del Paciente

La Figura 4 muestra el promedio final de las entropías de todos los sujetos en ambas pruebas. Es visible la diferencia entre los estados de atención y no atención. Sin embargo, solo el canal FP2 tiene una diferencia significativa ($p < 0.05$, marcado con asterisco) para el ambiente virtual de la “Pelota de Marsden”; y los canales TP9 y TP10 para el ambiente “Feeding Dogs”.

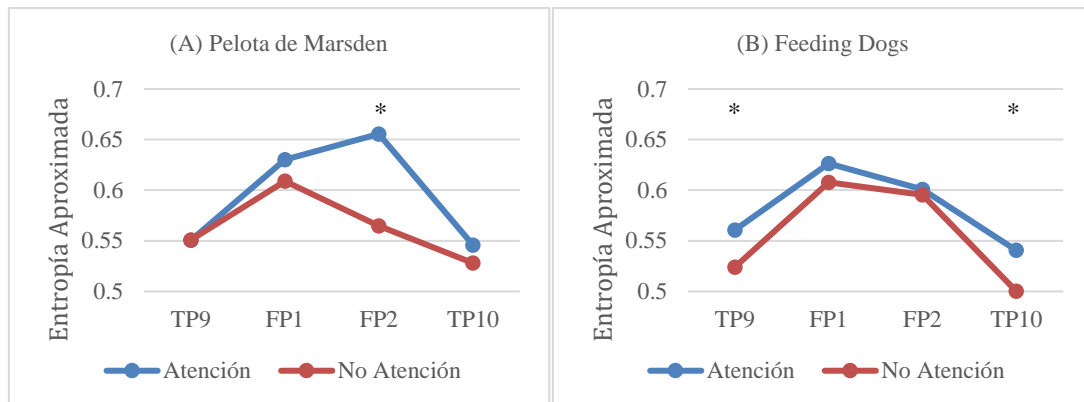


Fig. 4. Promedio de la entropía aproximada para cada ambiente virtual con análisis estadístico de prueba t pareada con un nivel de confianza del 95% (A) El canal FP2 fue significativo para el escenario de la “Pelota de Marsden” y (B) los canales TP9 y TP10 fueron significativos para el escenario de “Feeding Dogs”.

La entropía aproximada para la distinción entre “Atención” y “No Atención”, a través de Muse 2014, es una métrica confiable pero limitada por el número de canales. Por su facilidad de procesamiento podría ser implementada en tiempo real y ser un biomarcador objetivo en el avance de las terapias; sin embargo, dado que en este estudio no todas las diferencias entre canales fueron significativas, se necesitan hacer más pruebas con la población objetivo.

En busca de una neurométrica más fiable se propone utilizar un sistema de EEG con mayor densidad de electrodos. También se propone detectar el nivel atencional del paciente a través de potenciales visuales de estado estable (SSVEP por sus siglas en inglés) como se ha realizado antes en proyectos de interfaz entre cerebro y computadora con sistemas de registro portátiles [23]. Los SSVEP son la respuesta a estímulos periódicos visuales [24], en este caso, los que ofrecen el foco de atención dentro del videojuego, es decir, las letras a 12 Hz en la “Pelota de Marsden” y el hueso a 15 Hz en “Feeding Dogs”. Este tipo de esquema permitiría dar retroalimentación en tiempo real sobre la desfocalización del paciente al ejercicio terapéutico en curso, uno de los problemas más identificadas durante la investigación de campo realizada para el presente proyecto.

4. Conclusiones

Las terapias visuales tienen el objetivo la alineación visual que carecen los pacientes con desviaciones visuales. A través de los ambientes virtuales se busca crear un complemento de terapia visual portátil, asequible, efectivo y entretenido para su uso en casa. Para la evaluación del rediseño de las terapias visuales, se presentó el ambiente virtual a expertos del área de oftalmología quienes lo evaluaron a través de un UEQ. Por último, se evaluó el uso del prototipo, monitoreando la actividad eléctrica neuronal en estados de atención y no atención durante la inmersión en el ambiente virtual.

De acuerdo con la opinión de la comunidad médica encuestada, la implementación en RV de ejercicios de rehabilitación visual es viable como alternativas terapéuticas para el estrabismo. No obstante, es necesario establecer métricas para evaluar la efectividad de la terapia. Por otro lado, la entropía promedio es una variable que se puede utilizar para diferenciar los estados de atención y no atención al realizar la terapia de RV. Aun así, es necesario realizar estas mismas pruebas con pacientes con desviaciones oculares para validar la neurométrica propuesta. Los escenarios virtuales “Pelota de Marsden” y “Feeding Dogs” son el inicio de la transición física a virtual de las sesiones terapéuticas que con las actualizaciones pertinentes basadas en las evaluaciones por las partes interesadas, pueden llegar a ser oficialmente aprobadas e implementadas a un nivel clínico, no como alternativa sustituta sino como herramienta de apoyo.

Declaración de conflictos de interés

Los autores declaran no tener ningún conflicto de interés para este trabajo.

Referencias

- [1] P. Riordan-Eva and J. J. Augsburger, *Vaughan & Asbury's General Ophthalmology*, 19th ed. McGraw-Hill Education LLC., 2018.
- [2] Ohlsson, Villarreal, Sjostrom, Cavazos, Abrahamsson, and Sjostrand, “Visual acuity, amblyopia, and ocular pathology in 12- to 13-year-old children in Northern Mexico,” *J. Am. Assoc. Pediatr. Ophthalmol. Strabismus*, vol. 7, no. 1, p. as1091853102420113, Feb. 2003, doi: 10.1067/mpa.2003.S1091853102420113.
- [3] “Principles of Strabismus Surgery,” in *Color Atlas of Strabismus Surgery*, New York, NY: Springer New York, 2007, pp. 8–16.
- [4] D. K. DeCarlo, E. Bowman, C. Monroe, R. Kline, G. McGwin, and C. Owsley, “Prevalence of attention-deficit/hyperactivity disorder among children with vision impairment.,” *J. AAPOS Off. Publ. Am. Assoc. Pediatr. Ophthalmol. Strabismus*, vol. 18, no. 1, pp. 10–4, Feb. 2014, doi: 10.1016/j.jaapos.2013.10.013.
- [5] Y. Bez et al., “Adult strabismus and social phobia: A case-controlled study,” *J. Am. Assoc. Pediatr. Ophthalmol. Strabismus*, vol. 13, no. 3, pp. 249–252, Jun. 2009, doi: 10.1016/j.jaapos.2009.02.010.
- [6] S. W. Merriam, “Surgical Management of Strabismus, 5 th Edition ,” 2006.
- [7] X. Wang et al., “Effectiveness of strabismus surgery on the health-related quality of life assessment of children with intermittent exotropia and their parents: A randomized clinical trial,” *J. AAPOS*, vol. 19, no. 4, pp. 298–303, Aug. 2015, doi: 10.1016/j.jaapos.2015.04.007.
- [8] E. Shen, T. Porco, and T. Rutar, “Errors in strabismus surgery,” *Arch. Ophthalmol.*, vol. 131, no. 1, pp. 75–79, Jan. 2013, doi: 10.1001/jamaophthalmol.2013.562.
- [9] D. K. Coats and S. E. Olitsky, *Strabismus surgery and its complications*. Berlin, Heidelberg:

- Springer Berlin Heidelberg, 2007.
- [10] P. L. Chen, J. T. Chen, M. C. Tai, J. J. Fu, C. C. Chang, and D. W. Lu, “Anisometric Amblyopia Treated with Spectacle Correction Alone: Possible Factors Predicting Success and Time to Start Patching,” *Am. J. Ophthalmol.*, vol. 143, no. 1, pp. 54–60, Jan. 2007, doi: 10.1016/j.ajo.2006.09.027.
 - [11] J. W. Burke, M. D. J. McNeill, D. K. Charles, P. J. Morrow, J. H. Crosbie, and S. M. McDonough, “Optimising engagement for stroke rehabilitation using serious games,” *Vis. Comput.*, vol. 25, no. 12, pp. 1085–1099, Aug. 2009, doi: 10.1007/s00371-009-0387-4.
 - [12] I. Vedamurthy *et al.*, “Recovering stereo vision by squashing virtual bugs in a virtual reality environment,” *Philos. Trans. R. Soc. B Biol. Sci.*, vol. 371, no. 1697, Jun. 2016, doi: 10.1098/rstb.2015.0264.
 - [13] B. T. Backus, B. D. Dornbos, T. A. Tran, J. B. Blaha, and M. Z. Gupta, “Use of virtual reality to assess and treat weakness in human stereoscopic vision,” in *IS and T International Symposium on Electronic Imaging Science and Technology*, 2018, pp. 1091–1096, doi: 10.2352/ISSN.2470-1173.2018.04.SDA-109.
 - [14] M. Scheiman *et al.*, “Randomized clinical trial of treatments for symptomatic convergence insufficiency in children,” *Arch. Ophthalmol.*, vol. 126, no. 10, pp. 1336–1349, Oct. 2008, doi: 10.1001/archophth.126.10.1336.
 - [15] C. Yaramothu *et al.*, “Proceedings #37: Virtual Eye Rotation Vision Exercises (VERVE): A Virtual Reality Vision Therapy Platform with Eye Tracking,” *Brain Stimul.*, vol. 12, no. 2, pp. e107–e108, Mar. 2019, doi: 10.1016/j.brs.2018.12.206.
 - [16] L. K. Cepeda-Zapata *et al.*, “Implementation of a Virtual Reality rendered in Portable Devices for Strabismus Treatment based on Conventional Visual Therapy,” in *Proceedings of the Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society, EMBS*, 2019, doi: 10.1109/EMBC.2019.8857222.
 - [17] H. Noguera, J. C. Castiella Acha, and M. Anguiano Jimenez, “Tratamiento médico y quirúrgico del estrabismo divergente primario,” *Arch. Soc. Esp. Oftalmol.*, vol. 89, no. 11, pp. 431–438, 2014, doi: <https://doi.org/10.1016/j.ofal.2014.03.004>.
 - [18] M. Schrepp, *User Experience Questionnaire Handbook*. 2015.
 - [19] O. E. Krigolson, C. C. Williams, A. Norton, C. D. Hassall, and F. L. Colino, “Choosing MUSE: Validation of a low-cost, portable EEG system for ERP research,” *Front. Neurosci.*, vol. 11, no. MAR, p. 109, Mar. 2017, doi: 10.3389/fnins.2017.00109.
 - [20] A. Delgado-Bonal and A. Marshak, “Approximate Entropy and Sample Entropy: A Comprehensive Tutorial,” *Entropy*, vol. 21, no. 6, p. 541, May 2019, doi: 10.3390/e21060541.
 - [21] M. X. Cohen, “Analyzing neural time series data: Theory and practice,” 2014.
 - [22] J. Chan, S. Dang, and S. P. Dow, “Improving crowd innovation with expert facilitation,” in *Proceedings of the ACM Conference on Computer Supported Cooperative Work, CSCW*, 2016, vol. 27, pp. 1223–1235, doi: 10.1145/2818048.2820023.
 - [23] Z. Qin and Q. Li, “High rate BCI with portable devices based on EEG,” *Smart Heal.*, vol. 9–10, pp. 115–128, 2018, doi: <https://doi.org/10.1016/j.smhl.2018.07.006>.
 - [24] A. M. Norcia, L. G. Appelbaum, J. M. Ales, B. R. Cottreau, and B. Rossion, “The steady-state visual evoked potential in vision research: A review,” *J. Vis.*, vol. 15, no. 6, p. 4, 2015, doi: 10.1167/15.6.4.