



Revista Mexicana de Oftalmología

www.elsevier.es



Artículo original

Precisión de un sistema de aberrometría Hartmann-Shack, en la evaluación de las aberraciones oculares

Accuracy of a Hartmann Shack aberrometer system to assess the ocular aberrations

Juan Carlos Ochoa-Tabares,¹ Everardo Hernández-Quíntela,² Narilly Del Carmen Ruiz-Quintero,² Ramón Naranjo-Tackman.³

1 Jefe del Servicio de Córnea y Responsable del Programa de Trasplantes de Servicios Optométricos y Ópticos Clínica Santa Lucía, Guadalajara, Jalisco.

2 Adscrito al Servicio de Córnea Cirugía Refractiva y Enfermedades Externas, Asociación Para Evitar La Ceguera en México IAP. México, D.F., México.

3 Jefe de Servicio de Córnea Cirugía Refractiva y Enfermedades Externas, Asociación Para Evitar La Ceguera en México IAP. México, D.F., México.



Palabras clave:

Aberrometría;
Aberraciones oculares de alto orden;
Hartmann-Shack;
Correlación de Spearman; Prueba de Bland Altman; México.

Resumen

Objetivo: Evaluar la precisión (confiabilidad y repetitividad) de un sensor del frente de onda tipo Hartmann-Shack.

Metódo: Es un estudio de una serie de casos, prospectivo, comparativo, aleatorizado, no consecutivo. A cada voluntario se le realizó 4 veces el estudio de frente de onda, 2 ocasiones por cada examinador. (Dos examinadores: A y B). Se determinó el valor del coeficiente correlación de Spearman. Se obtuvo el grado de confiabilidad Alfa. Como otra alternativa para valorar la correlación entre las medidas, se usó la prueba de Bland Altman.

Resultados: Se evaluaron 42 ojos de 21 sujetos, (6 hombres

Abstract

Objective: Evaluate the accuracy (reliability and repeatability) of a wavefront sensor-type Hartmann Shack.

Method: A study of a case series, prospective, randomized, non-consecutive. Each volunteer underwent 4 times the study of wave front, 2 times by each examiner. (Two examiners: A and B). We determined the correlation coefficient of Spearman and the degree of alpha reliability. As another alternative to assess the correlation between measures, we used the Bland Altman test.

Results: We evaluated 42 eyes of 21 subjects (6 men and 15 women). The age range was 20 to 50 years (mean 30.29 \pm 8.92). We

Keywords:

Aberrometry;
Ocular higher-order aberrations;
Hartmann-Shack;
Spearman correlation;
Bland Altman test; Mexico.

y 15 mujeres). Su rango de edad fue de los 20 a los 50 años (media 30.29 ± 8.92). Se determinó el valor del coeficiente correlación de *Spearman*, cuyos valores para la correlación intraclase para la esfera, cilindro y eje fue de .9964, .9790 y .8148 respectivamente. Se obtuvo el grado de confiabilidad Alfa estandarizado para cada variable donde el valor para la esfera, cilindro y eje fue de .9992, .9948 y .9455 respectivamente. En la prueba de Bland Altman, un máximo de 4 casos se sitúan mas allá de ± 1.96 desviación estándar.

Conclusiones: Una sola determinación de frente de onda utilizando este sistema, es precisa para la obtención del valor de la refracción y de las aberraciones oculares, sin alterar el estado de acomodación. Estos resultados han consolidado la aplicación de este tipo de tecnología en forma cotidiana.

determined the correlation coefficient of Spearman, whose values for the intraclass correlation for the sphere, cylinder and axis was .9964, .9790 and .8148 respectively. We obtained the degree of standardized alpha reliability for each variable where the value for the sphere, cylinder and axis was .9992, .9948 and .9455 respectively. In the Bland Altman test, a maximum of 4 cases lie beyond ± 1.96 standard deviation.

Conclusions: A single wavefront determination using this system, is required to obtain the value of the refraction and ocular aberrations, without altering the state of accommodation. These results have strengthened the application of this technology on a daily basis.

► Introducción

La medición de las aberraciones oculares ha sido objeto de interés por más de 100 años. Solamente en años recientes, se han desarrollado tecnologías que permiten la medición del error refractivo no convencional, incluyendo las aberraciones de bajo y alto orden. Se presenta la oportunidad de compensar los errores refractivos, más allá de los términos desfera y cilindro.¹

El uso de sistemas ópticos para corregir las aberraciones oculares, han permitido obtener imágenes de conos in vivo y la identificación de sus diferentes tipos.² Esta corrección también se ha utilizado, para demostrar la existencia de una capacidad visual supranormal, después de la corrección de las aberraciones oculares.³

La corrección ocular de las aberraciones de forma cotidiana, no es posible con la tecnología actual, consistente en una ablación corneal a la medida. Existen propuestas muy prometedoras en este rubro, como la metodología usada por el Dr. Dagudeza visualid R Shapiro⁴ o de la elaboración de lentes de contacto a la medida, pueden ser una solución a tales alteraciones. Si una corrección

óptica se basa en cirugía de córnea, la biomecánica de ésta puede dar lugar a aberraciones no predecibles,⁵ y los lentes de contacto tienen el factor de descentramiento y rotación.⁶

Si el propósito, es obtener una corrección hecha a la medida para alcanzar la visión supranormal (o exenta de aberraciones) en la mayoría de los pacientes, el primer elemento requerido, es la medida exacta y reproducible del estudio de frente de onda.

Las aberraciones oculares son medidas dinámicas. Las mediciones de hasta 60 hertzios (hz), demuestran claramente la presencia de variaciones pequeñas que ocurren en el corto plazo. Se han realizado varios estudios, que tratan la capacidad de repetición de medidas estáticas de las aberraciones del frente de onda,⁷ y de la dinámica de las aberraciones oculares. Sin embargo, al conocimiento de los autores, ningún estudio trata específicamente la precisión (confiabilidad y repetitividad), de un sensor del frente de onda de Hartmann-Shack LADARWAGUDEZA VISUALE (Alcon Laboratories®, Inc. Fort Worth, Texas, EUA).

En este estudio, utilizamos un sensor del frente de onda tipo Hartmann-Shack para medir

aberraciones oculares de categoría baja y alta, para determinar la capacidad de repetición de estas medidas y estimar su confiabilidad. Asumimos una córnea maleable, con capacidad de acomodación fisiológica y un diámetro pupilar, sin efecto de medicamentos.

► Material y métodos

Se trata de un estudio de una serie de casos, prospectivo, comparativo, aleatorizado, no consecutivo. Se incluyeron pacientes de la consulta del Servicio de Córnea y Cirugía Refractiva del Hospital Dr. Luis Sánchez Bulnes, Asociación Para Evitar la Ceguera en México. Fueron voluntarios, quienes aceptaron participar en el estudio, quienes firmaron el consentimiento informado.

Se obtuvieron los antecedentes generales y médicos relevantes, se obtuvo agudeza visual, refracción clínica y capacidad visual. Se incluyeron en esta prueba personas de 20 a 50 años, sin alteraciones oculares, cirugía ocular, enfermedades metabólicas u opacidad de medios. Sólo se incluyeron voluntarios, con un diámetro pupilar mayor de 4 mm y sin uso de lentes de contacto, al menos un mes previo al estudio. No se alteró la capacidad de acomodación, ni la función pupilar.

A cada voluntario, se le realizó cuatro veces el estudio de frente de onda para cada ojo, dos ocasiones por el examinador A y dos ocasiones por el examinador B, con una secuencia de turnos determinada por una tabla de números aleatorios.

La adquisición de un estudio de frente de onda, se realizó con un aberrómetro tipo Hartmann-Shack (LADARWAGUDEZA VISUALE®). A continuación, se describe el procedimiento de realización de la prueba.

Al encender el dispositivo, se realiza un protocolo de calibración. Se utiliza para ese fin un dispositivo óptico, que simula un ojo humano con un valor refractivo conocido, este se somete al procedimiento de medición del frente de onda y se obtiene un valor refractivo, que debe corresponder exactamente a los valores de referencia (esfera + 3.92, cilindro -1.07 x 85°).

En un salón cerrado de 2.5 x 3.0 m, con una temperatura de 18 °C, con una iluminación constante de 85 candelas x m², se procede a instalar al paciente en forma cómoda (sentado), al frente del dispositivo, con ajuste de la altura y la mentonera, de forma que el canto lateral se encuentre alineado

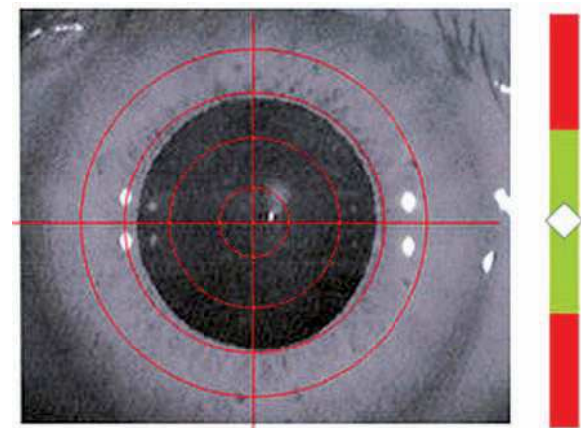
a las marcas del sistema. Seguidamente, desplazamos el dispositivo con el joystick, evaluando la posición de ambos ojos a tragudeza visual de la pantalla de medición.

Se ocluye el ojo no examinado. Se solicita al paciente que mantenga su vista en el centro de la imagen de fijación, aclarándose que **ésta puede observarse borrosa por momentos durante el proceso**. Se alinea la mira del aberrómetro en los ejes X y Y, en el centro de la pupila y enseguida se alinea el eje Z. Éste se encuentra correctamente alineado, cuando el rombo blanco se ubica dentro del área verde de su barra de desplazamiento. Nosotros tomamos como requisito, que el rombo blanco se colocará en la parte media de la franja verde (**Figura 1**).

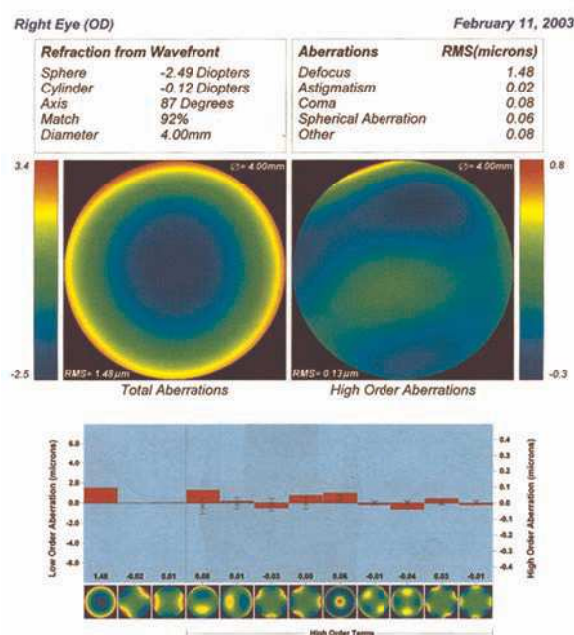
Previo a cada toma, se solicita al paciente que parpadee y enseguida se obtiene la determinación del frente de onda, si la imagen es satisfactoria se acepta y si no lo es, se repite la toma. Este proceso se repite cinco veces, al terminar se realiza el cálculo de la refracción y de las aberraciones, se eliminan las dos mediciones que muestran mayor diferencia y se realiza un promedio de las tres restantes.

Las mediciones para el cálculo de frente de onda, se realizaron en un radio de 4 mm. No fue necesaria la conexión entre los puntos de la imagen de Hartmann-Shack y no hubo pérdidas de datos en ninguna imagen, que se manifiestan como ausencia de marcas en la rejilla, lo anterior refleja la calidad de las determinaciones.

► **Figura 1.** Centrado adecuado en los ejes X, Y y Z para la determinación de la aberrometría.



► **Figura 2.** Muestra del reporte que genera el aberrometro.



Los valores obtenidos fueron refracción de frente de onda: esfera, cilindro y eje; match: porcentaje de las aberraciones oculares totales, que se pueden expresarse en términos esfero cilíndricos; aberraciones de bajo orden: defocus, astigmatismo oblicuo, astigmatismo; aberraciones de alto orden: coma vertical, coma horizontal, trifoil, aberración esférica, astigmatismo secundario y tetrafoil (**Figura 2**).

Las aberraciones obtenidas fueron descritas como un polinomio de expansión de Zernike hasta el cuarto orden, con un total de 14 términos descritos. Para el análisis de estos de estos datos, se realizaron pruebas descriptivas con medidas de tendencia central. Se calculó del tipo de distribución y para evaluar la correlación, se obtuvo el coeficiente de *Spearman*. Se realizó un análisis de consistencia interna, usando una escala de confiabilidad Alfa.

La información fue transferida a una base de datos y procesada con el programa estadístico SPSS (SPSSWIN versión 11. LEAD® Technologies Inc. EUA).

► **Tabla 1.** Valores de tendencia central para la refracción de frente de onda y las aberraciones oculares.

VARIABLE	PROMEDIO	DE ±	MINIMO	MAXIMO
Esfera	-2.12	3.28	-10.43	3.90
Cilindro	-2.32	1.93	-6.53	-0.12
Aberraciones totales	1.4	2.27	0.14	5.64
Aberraciones de alto orden	0.03	0.50	0.13	0.09
Astigmatismo	0.87	0.72	0.03	5.63
Match	87.79	17.40	27.00	99.00
Coma	0.08	0.07	0.01	0.46
Defocus	1.74	1.75	-2.03	5.63
Astigmatismo oblicuo	-0.04	0.54	-1.73	1.23
Astigmatismo	-0.57	0.78	-2.59	0.63
Coma vertical	0.02	0.09	-0.13	0.46
Coma horizontal	0.00	0.05	-0.09	0.14
Trifoil (1)	-0.03	0.06	-0.26	-0.08
Trifoil (2)	0.00	0.04	-0.11	0.13
Aberración esférica	0.00	0.04	-0.12	0.12
Astigmatismo secundario (1)	0.00	0.04	-0.12	0.12
Astigmatismo secundario (2)	-0.01	0.04	-0.15	0.04
Tetrafoil (1)	0.00	0.02	-0.09	0.04
Tetrafoil (2)	0.00	0.02	-0.09	0.04

► Resultados

Se evaluaron ambos ojos de 21 sujetos voluntarios, seis hombres y 15 mujeres, para un total de 42 ojos. Su rango de edad fue de 20 a 50 años (media 30.29 ± 8.92). Los participantes fueron emétopes o amétopes, que con corrección alcanzan una agudeza visual de 20/30 o mejor. Para conocer el tipo de distribución de los datos, se determinó el valor de Kewness y Kurtosis que mostraron una tendencia asimétrica, por lo que se eligió la prueba de *Spearman*, para determinar su correlación. Por no haber diferencias significativas entre ojos izquierdo y derecho, los resultados que se mencionan a continuación reflejan un acumulado de ambos ojos.

En nuestro grupo, los valores de tendencia central para la refracción de frente de onda y las aberraciones oculares, se presentan en la **Tabla 1**.



► **Tabla 2.** Coeficiente de correlación de *Spearman** y valor de correlación intraclase.

VARIABLE	A1 A2	A1 B1	A1 B2	A2 B1	A2 B2	A1 B2	Correlación Intraclase**
Esfera	.989	.993	.991	.994	.998	.994	.9964
Cilindro	.983	.984	.929	.987	.940	.936	.9790
Eje	.735	.963	.584	.786	.854	.622	.8148
Aberraciones totales	.987	.987	.964	.997	.994	.993	.9927
Aberraciones de alto orden	.877	.813	.809	.904	.902	.800	.2876
Astigmatismo	.984	.984	.987	.982	.993	.982	.9958
Match	.968	.977	.973	.970	.981	.964	.9512
Coma	.878	.795	.815	.792	.863	.735	.9482
Defocus	.991	.990	.948	.996	.954	.954	.9838
Astigmatismo oblicuo	.863	.984	.847	.864	.756	.855	.0292
Astigmatismo	.974	.897	.961	.902	.968	.883	.9104
Coma vertical	.904	.781	.841	.782	.899	.718	.9187
Coma horizontal	.817	.822	.826	.799	.845	.879	.8687
Trifoil (1)	.878	.883	.849	.913	.881	.871	.9101
Trifoil (2)	.843	.815	.826	.842	.855	.802	.8860
Aberación esférica	.761	.741	.6657	.798	.737	.872	.7848
Astigmatismo secundario (1)	.485	.430	.652	.664	.624	.576	.6847
Astigmatismo secundario (2)	.804	.641	.729	.734	.729	.829	.8997
Tetrafoil (1)	.663	.587	.650	.741	.619	.590	.7058
Tetrafoil (2)	.707	.668	.489	.692	.624	.645	.7896

* Valor de $p < 0.0001$, Correlación significativa $0 < 0.01$ (2-tailed). ** Valor de $p < 0.00001$, definición de acuerdo absoluto. Los números 1 y 2 hacen referencia a la primera y segunda determinación para cada explorador (A o B).

Se determinó el valor del coeficiente correlación de *Spearman* (Tabla 2) y se obtuvo el valor de la correlación intraclase. Se determinó el valor de confiabilidad Alfa, que refleja un análisis de consistencia interna (Tabla 3), para cada comparación y variable. Como otra alternativa para valorar la correlación entre las medidas, se usó la prueba de *bland altman*. Los datos se agrupan en tablas por tipo de análisis. Para la representación gráfica de estos datos, utilizamos de dispersión (Figuras 3 a 14).

► Discusión

En nuestro estudio, se obtienen una correlación y consistencia elevadas, para cada una de las variables estudiadas y operadores entre sí. Estos hallazgos son relevantes, pues las mediciones se

obtuvieron sin alterar el estado de acomodación, fuente de variaciones. El instrumento, dentro de su análisis, realiza una discriminación de este factor. El presente estudio muestra la eficacia de esta propiedad.

En los datos descriptivos, observamos que el promedio para la mayoría de las aberraciones de alto orden fue de .57 o menor, valor esperado para el tipo de población que estudiamos.⁸

La prueba de correlación de *Spearman* que se definió en términos de acuerdo absoluto, (cuyo valor de total correlación es 1.0.5 es bueno, .7 o mayor, es muy bueno) los valores obtenidos fueron superiores a .cinco en 115 de 120 comparaciones intra e interexaminador, todas con un valor de $p < 0.0001$. Esto representa la ausencia de diferencias significativas entre las comparaciones realizadas. El valor de correlación intraclase para

► **Tabla 3.** Coeficiente de confiabilidad Alfa.*

VARIABLE	A1 A2	A1 B1	A1 B2	A2 B1	A2 B2	B1 B2	ALFA	ALFA STD*
Esfera	.9973	.9967	.9956	.9970	.9955	.9977	.9991	.9992
Cilindro	.9954	.9938	.9685	.9939	.9685	.9650	.9948	.9948
Eje	.7715	.9491	.6882	.8253	.9058	.7367	.9456	.9455
Aberraciones totales	.9918	.9908	.9873	.9969	.9949	.9956	.9982	.9982
Aberraciones de alto orden	.9735	.9614	.2714	.9724	.2880	.2755	.6188	.8689
Astigmatismo	.9958	.9956	.9956	.9959	.9983	.9947	.9990	.9990
Match	.9237	.9020	.9132	.9881	.9938	.9863	.9871	.9872
Coma	.9698	.9347	.9528	.9368	.9731	.9221	.9863	.9865
Defocus	.9977	.9966	.9699	.9976	.9709	.9729	.9958	.9960
Astigmatismo oblicuo	.9026	.2297	.9113	.2399	.8354	.2304	.1073	.8348
Astigmatismo	.9699	.8362	.9691	.8543	.9922	.8533	.9757	.9766
Coma vertical	.9638	.8797	.9432	.9010	.9670	.8675	.9786	.9788
Coma horizontal	.8726	.8673	.8522	.8509	.8730	.8988	.9630	.9637
Trifoil (1)	.8976	.8932	.8722	.9454	.9325	.9311	.9762	.9764
Trifoil (2)	.9268	.8717	.8777	.8945	.9163	.8637	.9695	.9701
Aberación esférica	.6454	.6098	.6798	.9316	.9155	.9451	.9376	.9369
Astigmatismo secundario (1)	.6060	.5866	.7013	.7402	.7152	.7540	.8948	.8964
Astigmatismo secundario (2)	.9250	.8555	.8821	.9119	.9018	.9498	.9729	.9742
Tetrafoil (1)	.6273	.6969	.7150	.7712	.7342	.7101	.9058	.9070
Tetrafoil (2)	.8544	.8301	.7283	.7809	.7182	.8371	.9366	.9382

* Valor de Alfa estandarizado para un caso. Los números 1 y 2 hacen referencia a la primera y segunda determinación para cada explorador (A o B).

las aberraciones de alto orden, fueron menores pero significativas, mostrando una adecuada correlación y consistencia, se evalúa con un criterio semejante a la correlación de *Spearman*.

Se calculó la confiabilidad Alfa intra e interexaminador y se obtuvieron valores altos, en general. En este rubro también es evidente el menor desempeño de este índice, para las aberraciones de alto orden (Alfa=.2714) y astigmatismo oblicuo (Alfa=.2297). Debemos realizar pruebas más extensas para dar una adecuada interpretación a estos cambios, ya que la confiabilidad y variabilidad en estos casos no fueron óptimas.

Las variaciones observadas en estas dos variables, no afectaron el valor estandarizado para una prueba Alfa = .8689 y .8348, respectivamente. Esto denota que se trata de desviaciones aisladas. Una causa probable para las pequeñas variaciones

observadas, es la fluctuación a corto plazo, ya referida para este tipo de pruebas.⁹

Al observar los gráficos de dispersión, observamos que al aumentar el orden (segundo, tercero o cuarto), se manifiesta una dispersión de magnitud mayor. Esto habla de su menor precisión, aunque la n disminuye considerablemente, ya que bastantes casos no tuvieron aberraciones a este nivel.

El método de *bland y altman* es gráfico y analítico, permitiendo discriminar cuánto difiere un nuevo método de otro y evaluar, si la magnitud de esta diferencia es aceptable. Este método considera que, al no conocerse la precisión real de los valores estudiados, la mejor estimación es el promedio de las mediciones. La magnitud del promedio de las diferencias, indica el sesgo entre las dos que se comparan.^{10,11}



Figura 3. Esfera.

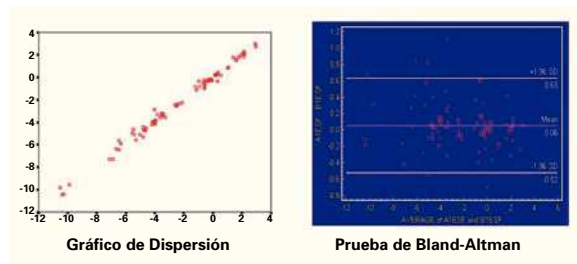


Figura 4. Cilindro.

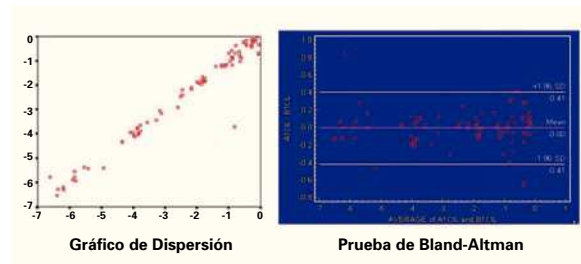


Figura 5. Match.

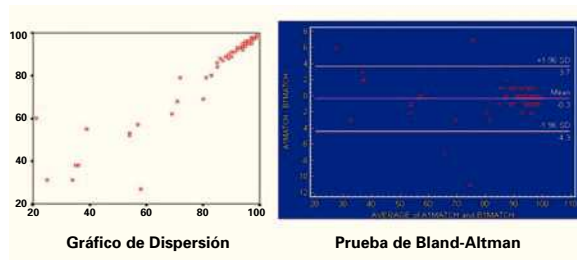


Figura 6. Aberraciones totales.

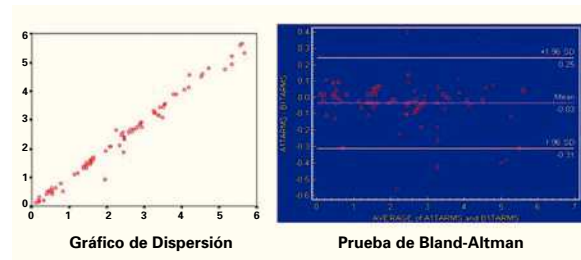


Figura 7. Aberraciones de alto orden.

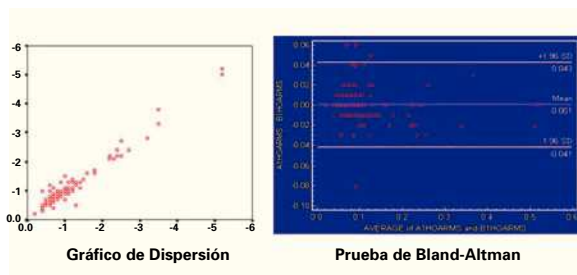


Figura 8. Defocus.

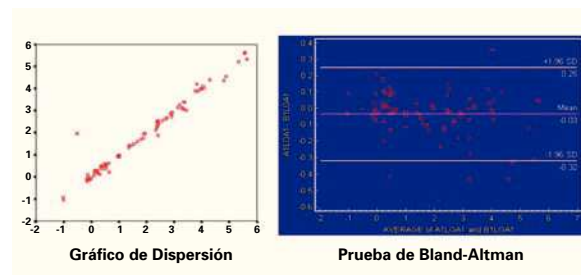


Figura 9. Astigmatismo.

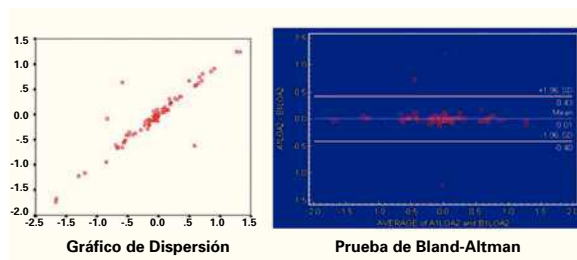


Figura 10. Coma.

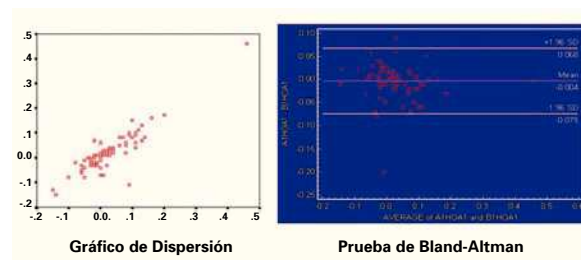


Figura 11. Tetrafoil.

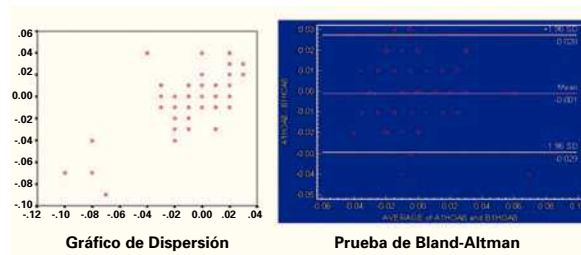


Figura 12. Aberración esférica.

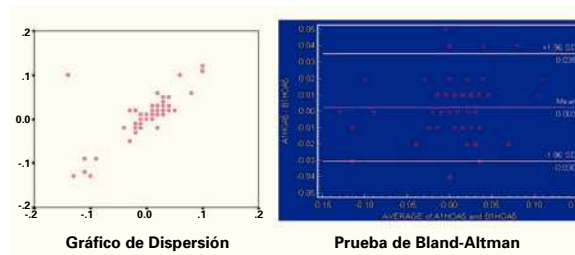


Figura 13. Astigmatismo secundario.

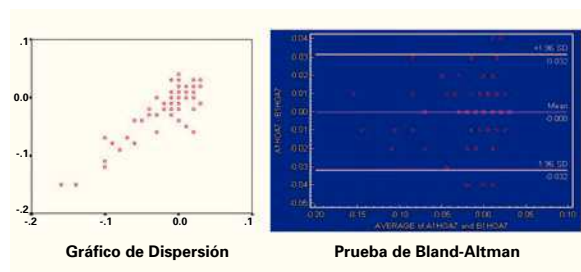
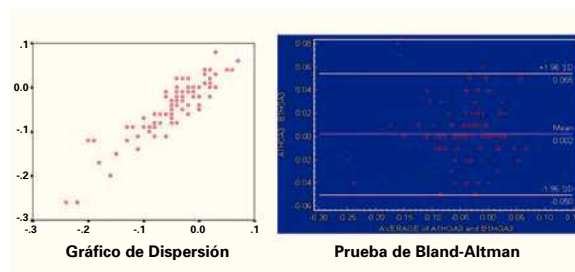


Figura 14. Tifoil.



Conclusiones

Nuestros resultados muestran que una sola determinación de frente de onda utilizando este sistema, es precisa para la obtención del valor preciso de la refracción y de las aberraciones oculares. Esta clase de resultados han tenido como consecuencia, la consolidación de la aplicación de este tipo de tecnología en forma cotidiana.¹²

Para la mejor evaluación de la precisión de las aberraciones de alto orden de este dispositivo, se necesita realizar pruebas con grupos más grandes y específicos, como en aquellos pacientes con errores refractivos altos, con aberraciones de alto orden, en pacientes posoperados de LASIK, entre otros.

Referencias

1. Liang J, Williams DR, Miller DT. Supernormal vision and high-resolution retinal imaging through adaptive optics. *J Opt Soc Am (A)* 1997;14:2884-2892.
2. Roorda A, Williams DR. The arrangement of the three cone classes in the living human eye. *Nature* 1999;397:520-522.
3. Arbelaez MC. Super vision: dream or reality. *J Refract Surg* 2001;2:S211-218.
4. Shapiro DR. Proposal for increased accuracy in wavefront-guided LASIK. *J Cataract Refract Surg* 2000;26:1570.
5. Roberts C. The cornea is not a piece of plastic. *J Refract Surg* 2000;16:407-413.
6. Dorronsoro C, Barbero S, Llorente L, et al. On-eye measurement of optical performance of rigid gas permeable contact lenses based on ocular and corneal aberrometry. *Optom Vis Sci* 2003;80:115-125.
7. Prieto PM, Vargas-Martin F, Goelz S, et al. Analysis of the performance of the Hartmann-Shack sensor in the human eye. *J Opt Soc Am (A)* 2000;17:1388-1398.
8. Viniguerra P, Camesisca FI, Calossi A. Statistical Analysis of physiological aberrations of the Cornea. *J Refract Surg* 2003;19:S265-S269.
9. Hofer H, Artal P, Singer B, et al. Dynamics of the eye's wavefront aberration. *J Opt Soc Am (A)* 2001;18:497-506.
10. Bland JM, Altman DG. Calculating correlation coefficients with repeated observations: Part 1--Correlation within subjects. *BMJ* 1995;310:446.
11. Bland JM, Altman DG. Calculating correlation coefficients with repeated observations: Part 2--Correlation between subjects. *BMJ* 1995;310:633.
12. Thibos LN, Hong X. Clinical applications of the Shack-Hartmann aberrometer. *Optom Vis Sci* 1999;76:817-825.