
Título

**Desarrollo de una
herramienta informática
de ayuda en la
adaptación de lentes de
contacto**

Máster Universitario en Investigación
en Ciencias de la Visión

Curso 2014-2015

Alumna: Paula Cardeñoso

Tutor: Dr. Raúl Martín Herranz



Universidad de Valladolid

AUTORIZACIÓN DEL TUTOR PARA LA EXPOSICIÓN PÚBLICA DEL TRABAJO DE FIN DE MÁSTER

(Art. 6.2 del Reglamento de la UVA sobre la Elaboración y Evaluación del Trabajo Fin de Máster)

D. Raúl Martín Herranz, en calidad de Tutor de la alumna Dña. Paula Cardeñoso, del Máster en Investigación en Ciencias de la Visión, del curso académico 2014-2015:

CERTIFICA haber leído la memoria del Trabajo de Fin de Máster titulado "*Desarrollo de una herramienta informática de ayuda en la adaptación de lentes de contacto*" y estar de acuerdo con su exposición pública en la convocatoria de Julio 2015.

En Valladolid a 30 de junio de 2015

Vº Bº



Fdo.: D. Raúl Martín Herranz
El Tutor

“No hay que empezar siempre por la noción primera de las cosas que se estudian, sino por aquello que pueda facilitar el aprendizaje”

Aristóteles

CV ABREVIADO

Experiencia laboral

- Julio-Agosto 2012 : trabajó en Óptica Alcañiz, plaza mayor Valladolid
- Marzo 2013-Octubre 2013: trabajó en Óptica Alcañiz, plaza mayor Valladolid
- Octubre 2013: trabajó en Óptica María Simón
- Octubre 2013-Enero 2014: trabajó en Óptica Iris, Valladolid
- Enero 2014-Junio 2014: trabajó Óptica Asensio, Salamanca
- Junio 2014-Septiembre 2014: trabajó en Óptica Alcañiz, plaza mayor Valladolid
- Abril 2015-Actualmente: trabaja en Óptica Alcañiz, plaza mayor Valladolid

Formación académica

- 2007-2009 Título bachillerato / Colegio San José
- 2009-2012 DIPLOMATURA ÓPTICA-OPTOMETRÍA / Universidad de Valladolid
- 2013-2014 CURSO ADAPTACIÓN AL GRADO ÓPTICA-OPTOMETRÍA
- 2014-2015 Master Investigación Ciencias de la Visión/ Universidad de Valladolid

Formación extra académica

- 1999-2009 Título profesional de piano / Conservatorio profesional de música de Valladolid
- 2009 Título inglés Trinity college
- 2010-2011 Título de monitor de natación
- 2012 Título inglés PET (Universidad Cambridge)
- 2012 (Enero-febrero) Prácticas en empresa : Óptica María Simón
- 2013 Curso de normalización de pautas de procedimiento en la actuación optométrica (COOCYL+SACYL, convenio)
- 2013 Curso de manifestaciones oculares de fármacos y enfermedades sistémicas.
- 2014 Curso de detección precoz de tumores de lesiones tumorales de conjuntiva

Otros

- Miembro del coro universitario de Valladolid desde 2009
- Miembro del grupo scout íberos MSC desde 1999
- Participación voluntariado en Tanzania, África con personas con albinismo, Verano 2012

AGRADECIMIENTOS

Quiero agradecer a mi tutor, Raúl Martín Herranz, la orientación, dedicación y paciencia a lo largo de la realización de este trabajo.

Agradecer también enormemente a mi padre su apoyo y orientación, sin la cual no habría sido posible la elaboración del programa.

INDICE

Introducción.....	13
Hipótesis y objetivos	19
Material y métodos	23
Fórmulas utilizadas en el programa	25
Entorno de desarrollo de software	27
Análisis estadístico	29
Resultados.....	31
Descriptivos	33
Discusión	39
Conclusiones	45
Bibliografía.....	49
Anexos.....	53

1. Introducción

Las lentes de contacto (LC) son un medio muy difundido para corregir las ametropías, estimándose más de 125 millones de usuarios en todo el mundo ^{1,2}. Para adaptarlas se recomienda una selección adecuada tanto del material como de los parámetros de las LC para ocasionar el mínimo impacto sobre la superficie ocular ^{3,4}.

Aunque existen diferentes guías clínicas o recomendaciones, cada fabricante suele proporcionar el método de cálculo para sus lentes que suelen estar condicionadas por los parámetros fabricados y legítimos intereses comerciales de cada fabricante.

Existen dos grandes tipos de LC, las hidrofílicas (que tienen agua en el polímero) y las rígidas permeables a los gases (RPG) que no incorporan agua en el polímero⁵. El proceso de adaptación y el cálculo de sus parámetros es muy diferente para estas dos grandes familias de LC⁴. También pueden definirse 3 grandes parámetros para calcular en un proceso de adaptación estándar (refractivo) que son; la determinación del radio, del diámetro y de la potencia de la LC.

Parámetros de las LC RPG.

Los principales parámetros a definir en una adaptación de lentes RPG son:

1. **Radio base:** es la curvatura de la porción central de la superficie posterior de la LC. Si el radio es igual en toda la superficie posterior le lente se denomina esférica, mientras que si su magnitud varía se tratará de lentes esféricas. Los valores pueden oscilar desde 6,50 mm hasta 10,00 mm, dependiendo del fabricante.
2. **Diámetro total:** es el tamaño total de la lente, se expresa en milímetros. Los valores oscilan desde 7,00 mm hasta 9,80 mm, dependiendo de fabricantes. En adaptaciones refractivas tiene que ser menor que el diámetro corneal, por este motivo también se denominan lentes de apoyo corneal.
3. **Potencia:** la potencia de la lente está determinada por los radios anterior y posterior así como del material de la lente (índice de refracción). Dependiendo de la ametropía a corregir se pueden emplear LC RPG esféricas o tóricas.

Parámetros de las lentes hidrofílicas o blandas (LCH).

Los principales parámetros a definir en una adaptación de LCH son:

1. **Radio base:** es la curvatura de la porción central de la superficie posterior de la lente de contacto. Oscila entre 8,00 y 9,50 mm dependiendo del fabricante.
2. **Diámetro total:** es el tamaño total de la lente, se expresa en milímetros siendo su valor estándar de 14,00 mm. Siempre tiene que ser mayor que el diámetro corneal, sobrepasando el limbo y apoyando en la conjuntiva bulbar en la zona escleral.
3. **Potencia:** la potencia de la lente está determinada por los radios anterior y posterior así como del material de la lente (índice de refracción). El rango abarca prácticamente todas las potencias, aunque a mayor frecuencia de reemplazo de las LC hay más limitaciones en la disponibilidad de parámetros. Dependiendo de la ametropía del paciente pueden emplearse LCH esféricas o tóricas.

Por ejemplo, en el caso de la adaptación de lentes RPG el cálculo del radio es más crítico que en caso de las lentes hidrofílicas que presentan unos rangos de fabricación muy acotados, existiendo, en muchas ocasiones, solo uno o dos radios para elegir por diseño o modelo de lente. Por el contrario, la relación entre el radio de la lente RPG y la córnea es más crítica y se suele evaluar mediante la interpretación del fluorograma, tiñendo la lágrima con fluoresceína sódica y valorando la cantidad de lágrima entre la lente y la córnea a nivel central, medio-periférico y en el borde⁴.

Otro parámetro relevante es el diámetro de la lente, en el que nuevamente las diferencias entre lentes RPG e LCH son relevantes. Las lentes hidrofílicas tienen que presentar un diámetro superior al corneal normalmente entre 14,00 y 14,50 mm sin que sea un valor crítico en la mayoría de las adaptaciones refractivas. Si bien, las LC tóricas suelen fabricarse con diámetros ligeramente mayores que las esféricas para mejorar su estabilización sobre la superficie ocular y evitar el giro de la lente (junto a otros sistemas de estabilización). Por el contrario, las lentes RPG tienen que presentar un diámetro menor que el de la córnea (excepto en diseños esclerales o semiesclerales que suelen dedicarse a casos con córneas irregulares y no se consideran de primera elección).⁶ El diámetro suele oscilar de 7,00 a 9,80 mm si bien el más común suele ser 9,60 mm. En ocasiones el diámetro de la lente RPG tiene que variarse para conseguir un mejor centrado, evitar complicaciones, etc.

Finalmente, el último parámetro relevante es el cálculo de la potencia que requiere el ajuste de la potencia en dioptrías al plano corneal, clínicamente el cambio refractivo es relevante en potencias superiores a $\pm 4,00$ dioptrías. Además, en el caso de la adaptación de lentes RPG la potencia del menisco lagrimal situado entre la córnea y la lente tiene que ser tenido en cuenta para ajustar la refracción de forma adecuada^{4,7}.

Otros parámetros interesantes a la hora de adaptar lentes de contacto son la elección del material, régimen de uso, reemplazo, etc. que exceden los objetivos de este trabajo y que el profesional tiene que elegir en función del candidato a adaptar, sus necesidades, características y uso de las lentes⁸.

Aunque existen guías clínicas no comerciales como la de la American Optometric Association, éstas suelen presentar recomendaciones muy generales o ambiguas. Como por ejemplo, “el objetivo de la adaptación es prescribir una lente de un material fisiológicamente adecuado que provoque un impacto mecánico mínimo en la superficie corneal proporcionando la corrección óptica necesaria” o indicando “que el radio de la lente de contacto hidrofílica tiene que ser 1,0 mm más plano que la media queratométrica” sin que estas recomendaciones sean fáciles de cumplir (por la oferta de parámetros que difícilmente permitirán encontrar una lente con radio exactamente 1,0 mm mayor que la media de la queratometría media) por lo que no es fácil para un profesional novel identificar con seguridad los parámetros de las lentes adecuados hasta adquirir una experiencia mínima, que le permita gestionar la tolerancia clínica para clasificar una adaptación como óptima.

Además, tanto las recomendaciones de los fabricantes como las pautas generales en algunas guías generalistas^{3,5} no presentan estudios clínicos que contrasten el grado de acierto o aproximación en la adaptación clínica, de manera que el profesional sin experiencia puede tener numerosas dudas entre escoger unos parámetros u otros, lo que se puede traducir en procesos de adaptación más largos, que pueden requerir mayor número de pruebas de LC y de visitas del futuro usuario, por ejemplo.

Por tanto, es fácil suponer que al óptico-optometrista recién graduado se le puedan plantear dudas a la hora de seleccionar una lente de contacto adecuada a cada paciente y afrontar el cálculo del radio, potencia y diámetro puede parecerle complicado, sobre todo en el caso de lentes permeables en los que los parámetros tienen que ajustarse con mayor detalle a las recomendaciones clínicas adecuadas. Además, se da la paradoja de que el manejo adecuado se consigue con la experiencia laboral, y es precisamente esta transición de novel-principiante a

profesional-medio experimentado la que resulta complicada si no se cuenta con un profesional que tutorice o guíe esta etapa (aspecto común al no existir un periodo de entrenamiento como en otras profesiones –residencia en los médicos- u otros países –periodo de preregistration year en Reino Unido, por ejemplo-.⁹

Disponer de una herramienta informática, validada clínicamente que permita ayudar en el proceso de cálculo de los parámetros principales de las lentes de contacto (radio, diámetro y potencia) podría ser muy interesante para ayudar a los profesionales noveles o principiantes, así como a los futuros estudiantes de optometría, a afrontar con mayor seguridad sus adaptaciones.

Por tanto, el objetivo de este trabajo fin de máster es diseñar, programar y validar clínicamente (de forma retrospectiva) una herramienta informática de apoyo a la adaptación de LC hidrofílicas y RPG con fines refractivos que permita a futuros optometristas afrontar el proceso para adquirir la experiencia necesaria para adaptar LC de forma segura y eficiente a los futuros usuarios.

2. Hipótesis y Objetivos

Hipótesis

Es posible elaborar una herramienta informática que permita calcular los principales parámetros (radio, diámetro y potencia) de las LC con un margen de error aceptable desde el punto de vista clínico.

Objetivos

El presente trabajo se pretende desarrollar cumpliendo los siguientes objetivos:

1. Revisar los criterios generales para calcular el radio, diámetro y potencia de una lente hidrofílica y RPG tanto esférica como tórica a partir de los datos clínicos de los candidatos a usar LC (queratometría y refracción principalmente).
2. Diseñar una herramienta informática que recoja estos cálculos de forma fácil e intuitiva.
3. Comparar retrospectivamente la propuesta de la herramienta informática con una muestra clínica de adaptaciones de LC reales, determinando la relación entre los parámetros (radio, diámetro y potencia) calculados y los finalmente adaptados.

3. Material y métodos

3.1. Fórmulas utilizadas en el programa.

3.1.1 Cálculos empleados en las LC RPG Esféricas

Cálculo del radio base: la fórmula empleada en nuestro programa ha sido $k+0,05$; siendo k el valor del meridiano más plano de la córnea en milímetros.

Cálculo del diámetro total: el diámetro de la lente debe ser menor que el diámetro corneal, aproximadamente 2 mm. El valor propuesto en el programa es de 9,60 mm por defecto.

Cálculo de la potencia: para realizar el cálculo de la potencia se ha tenido en cuenta el valor esférico de la refracción y el astigmatismo refractivo y su relación con el corneal, realizando los siguientes cálculos:

$$\text{Menisco Lagrimal} = \text{Radio corneal Mayor} - \text{Radio Base}$$

$$\text{Corrección potencia} = \left[\frac{\text{Menisco Lagrimal}}{0.05} \right] \times 0.25$$

$$\text{Potencia LC} = \frac{\text{Potencia en gafa}}{(1 - \text{potencia en gafa} \times \text{distancia vértice})} + \text{Corrección potencia}$$

3.1.2 Cálculos empleados en las LCRPG Tóricas

Cálculo del radio base: las lentes permeables tóricas precisan definir dos radios que se han calculado asumiendo una adaptación paralela, estos es igual a k , siendo k el valor del meridiano más plano de la córnea en milímetros.

$$\text{radio base} = \text{radio corneal mayor}$$

$$\text{radio secundario} = \text{radio corneal menor}$$

Cálculo del diámetro total: El valor propuesto en el programa fue de 9,60 mm por defecto.

Cálculo de la potencia: para realizar el cálculo de la potencia se tuvo en cuenta el valor esférico de la refracción y el astigmatismo refractivo y su relación con el corneal, mediante los siguientes cálculos:

$$\text{Astigmatismo Inducido ML} = \frac{n_{\text{Lágrima}} - n_{\text{LC}}}{R_b \times 0.001} - \frac{n_{\text{Lágrima}} - n_{\text{LC}}}{R_s \times 0.001}$$

Siendo ML=Menisco lagrimal

$$\text{Potencia Posterior Horizontal} = \frac{1 - n_{\text{LC}}}{R_b \times 0,001}$$

$$Potencia Posterior Vertical = \frac{1 - nLC}{Rs \times 0.001}$$

$$Potencia Total = \frac{Esfera gafa}{(1 - Esfera gafa \times dv)}$$

Siendo dv =la distancia al vértice en metros.

$$Potencia Anterior Horizontal = P Total - P Posterior Horizontal$$

$$Potencia Anterior Vertical = P Anterior Horizontal + AstgIndML$$

$$Potencia Total Horizontal = P Anterior Horizontal + P Posterior horizontal$$

$$Potencia Total Vertical = P Anterior Vertical + P Posterior Vertical$$

$$Esfera LC = Potencia Total Horizontal$$

$$Cilindro LC = Potencia Total Vertical - Potencia Total Horizontal$$

$$Eje cilindro LC = Eje cilindro Gafa$$

3.2.1 Cálculos empleados en las LCH esféricas

Cálculo del radio base: la fórmula empleada en nuestro programa ha sido $k+0,8$; siendo k el valor del meridiano más plano de la córnea en milímetros.

Cálculo del diámetro total: el diámetro estándar de fabricación es de 14,00mm si bien pueden estar indicados diámetros mayores o menores con un rango de 12,50 a 14,50 mm. El valor propuesto en el programa es de 14,00 mm por defecto.

Cálculo de la potencia: la potencia se determinó a partir de la refracción del sujeto en gafa (refracción subjetiva) teniendo en cuenta la distometría o distancia al vértice (en metros) en potencias iguales o superiores a $\pm 4,00$ D.

$$Potencia LC = \frac{Potencia en gafa}{(1 - potencia en gafa \times distancia vértice)}$$

3.2.2 Cálculos empleados en las LCH tóricas

Cálculo del radio base: la fórmula empleada en nuestro programa ha sido $(k+k')/2$, siendo k y k' el valor de la queratometría en milímetros.

Cálculo del diámetro total: El valor escogido por defecto para las lentes hidrofílicas tóricas fue de 14,50 mm.

Cálculo de la potencia: al igual que en las lentes esféricas, la potencia se determinó a partir de la refracción del sujeto en gafa (refracción subjetiva), teniendo en cuenta la distometría en potencias iguales o superiores a $\pm 4,00$ D para cada uno de los meridianos. El eje del astigmatismo debe coincidir con el de la refracción en gafa.

$$Esfera LC = \frac{Esfera gafa}{(1 - esfera gafa \times distancia vértice)}$$

$$Cilindro LC = \frac{cilindro gafa + esfera gafa}{(1 - (cilindro gafa + esfera gafa) \times dv)} - Esfera LC$$

3.2. ENTORNO DE DESARROLLO DE SOFTWARE

Para el desarrollo del programa de ayuda al cálculo de LC incluido en este trabajo se han utilizado los siguientes lenguajes, entornos y herramientas.

Como lenguaje de programación se ha elegido Java™, creado por Sun Microsystems a principios de los 90 y distribuido actualmente por Oracle. Las razones de esta elección son múltiples:

- a) Al utilizar un código intermedio de ejecución independiente de máquina, permite desarrollo de software multiplataforma, si se dispone para la plataforma de trabajo de la correspondiente Máquina Virtual Java (JVM) para poder interpretar el código intermedio (bytecode) sobre la arquitectura concreta en que se quiera ejecutar el programa. Esto facilita la ejecución tanto en entornos de escritorio como entornos móviles o web. La versión de Java empleada en este trabajo es la JavaSE 1.6¹⁰.
- b) Pertenece a la familia de lenguajes orientados a objeto, lo que facilita una programación segura y eficiente de aplicaciones, siguiendo la metodología de modelado y desarrollo basada en clases, que permiten encapsular la naturaleza y el comportamiento de las entidades relevantes para el problema que se esté resolviendo.
- c) Existe una enorme comunidad de desarrolladores, que proporcionan constantemente entornos y herramientas de desarrollo, bibliotecas de componentes de utilidad que

facilitan el desarrollo modular de aplicaciones y la integración de soluciones con entornos de datos y proceso ya existentes.

- d) Existen excelentes entornos integrados de desarrollo (IDE) que facilitan enormemente las tareas de estructuración, escritura y documentación de código, así como la depuración de programas y otras características más avanzadas como el desarrollo en equipo usando sistemas de mantenimiento de versiones, no empleado en este trabajo.

Para el desarrollo del programa se ha empleado el entorno integrado de desarrollo Eclipse, versión Kepler ¹¹. Este IDE es de uso libre y gratuito y cuenta con un sinfín de herramientas y complementos que facilitan el desarrollo de programas en diversos lenguajes de programación, tanto para aplicaciones de escritorio como para aplicaciones móviles o aplicaciones web. En este trabajo se ha empleado el Standard SDK (Kit de Desarrollo de Software), orientado a la programación de aplicaciones Java no empresariales, dado que los programas que se han desarrollado no exigen un desarrollo basado en componentes y se pueden construir siguiendo un enfoque sencillo usando la edición estándar de Java.

Para la construcción de la interfaz gráfica se ha usado el conjunto de componentes gráficas Swing, para el que se cuenta con herramientas de diseño interactivo de ventanas que facilitan la construcción de la aplicación.

3.2.1. Diseño de la solución

Para facilitar el uso separado de cada uno de los programas de cálculo de las diversas clases de LC implementadas, se ha optado por construir aplicaciones independientes para cada caso: LC hidrofílicas esféricas, hidrofílicas tóricas, RPG esféricas y RPG tóricas.

Para cada tipo de LC se ha diseñado una clase Java que contiene los parámetros de la lente, almacenadas como atributos de la clase, así como el comportamiento, representado por los métodos de la clase.

Cada aplicación se implementa por medio de una clase de aplicación Java que contiene un método de entrada 'main' que la habilita para ser ejecutada como aplicación Java. Desde ese método se llama al constructor de la clase, en cuyo cuerpo se crean, configuran y activan los componentes Swing de la interfaz gráfica necesarios en cada caso. Siguiendo un esquema de programación orientada a eventos, se asocian a las acciones de usuario sobre la interfaz

llamadas a métodos de la clase de aplicación que se encargan de actualizar los parámetros de la lente y de calcular los datos relevantes de la misma a partir de ellos.

Se ha construido también una aplicación Java para importar y procesar datos de pacientes y prescripciones de LC existentes, de cara a poder validar los algoritmos empleados en nuestros programas para el cálculo de las LC y poder así generar el análisis estadístico que se presenta en otra parte de la memoria. Esta aplicación hace uso de un conjunto de clases Java para importar y exportar datos de ficheros en formato Excel, que están disponibles como parte del proyecto POI de Apache ¹².

3.3 PACIENTES.

Se han seleccionado retrospectivamente 312 ojos (156 pacientes) adaptados en el Grupo de Optometría del IOBA, de los cuales 178 se adaptaron con lentes hidrofílicas y 114 con lentes RPG, de los que se ha recogido su queratometría, refracción así como los parámetros de las lentes adaptadas (radio, potencia y diámetro).

3.4 ANÁLISIS ESTADÍSTICO.

Los datos se recogieron en una hoja de Microsoft Office Excel 2007 (Windows 7) para su posterior análisis con el programa SPSS 15.0 para Windows. Se comprobó que los datos no seguían una distribución normal con la Prueba de Kolmogorov-Smirnov por lo que se empleó un análisis no paramétrico para el contraste de hipótesis de igualdad en muestras relacionadas (mediante la prueba de los rangos de Wilcoxon, tomando $P < 0,05$ como estadísticamente significativo) y para analizar la correlación (mediante la prueba Rho de Spearman, tomando $P < 0,05$ como estadísticamente significativo) entre el radio, diámetro y potencia calculado por el programa y el adaptado.

Se determinó el grado de acuerdo entre el radio y potencia (esfera y cilindro) calculado por el programa y el adaptado mediante un análisis de Bland-Altman ¹³ de manera diferenciada para lentes hidrofílicas y RPG. Las diferencias entre las medidas de ambos dispositivos se representaron frente a la media de ambos equipos y se calcularon los límites de acuerdo (LoA) al 95% (diferencia media $\pm 1,96$ * desviación estándar de la diferencia media).

4. Resultados

4.1. Descriptivos

De los 312 ojos reclutados se han tenido que desechar 6 registros, 2 adaptados con lentes blandas y 4 adaptados con lentes RPG por errores o datos incompletos, por lo que la muestra final empleada fue de 306 ojos (152 pacientes) adaptados en el Grupo de Optometría del IOBA, de los cuales 176 se adaptaron con lentes hidrofílicas y 110 con lentes RPG.

En la tabla 1 se resumen los datos refractivos y parámetros de las LC calculados por el programa con los finalmente adaptados.

		Esfera (D)	Cilindro (D)	Eje (°)	Radio (mm)	Diámetro (mm)
LC HSi Esféricas	Calculada	-2,61 ± 2,52			8,42 ± 0,26	14,00 ± 0,00
	Adaptado	-2,87 ± 2,44			8,59 ± 0,06	14,15 ± 0,10
	P	<0,01			<0,01	<0,01
LC HSi Tóricas	Calculada	-1,54 ± 3,32	-1,47 ± 0,86	91,37 ± 69,09	8,56 ± 0,36	14,50 ± 0,00
	Adaptado	-1,59 ± 3,48	-1,26 ± 0,85	103,7 ± 65,58	8,64 ± 0,17	14,42 ± 0,16
	P	0,020	0,166	0,107	0,173	<0,01
LC H Esféricas	Calculada	-1,40 ± 3,20			8,54 ± 0,26	14,00 ± 0,00
	Adaptado	-1,53 ± 3,06			8,61 ± 0,15	14,12 ± 0,16
	P	<0,01			<0,01	<0,01
LC H Tóricas	Calculada	-0,91 ± 4,15	-1,84 ± 1,08	90,09 ± 67,90	8,52 ± 0,25	14,50 ± 0,00
	Adaptado	-1,06 ± 4,08	-1,79 ± 1,03	114,5 ± 67,71	8,57 ± 0,15	13,92 ± 1,40
	P	0,020	0,166	0,107	0,173	<0,01
LC RPG Esféricas	Calculada	-5,04 ± 7,25			7,59 ± 0,25	9,20 ± 0,00
	Adaptado	-4,66 ± 7,21			7,74 ± 0,28	9,61 ± 0,77
	P	0,022			<0,01	<0,01
LC RPG Tóricas	Calculada	-4,10 ± 6,84	1,77 ± 1,14	105,6 ± 68,29	7,48 ± 0,24	9,60 ± 0,00
	Adaptado	-3,65 ± 6,33	-1,35 ± 0,33	77,00 ± 41,77	7,83 ± 0,22	9,52 ± 0,18
	P	0,043	0,043	0,197	<0,01	<0,01

Tabla 1.- Comparación de los datos calculados por el programa y los finalmente adaptados según el tipo de lente de contacto.

Se ha encontrado un buen acuerdo (Figura 1) y correlación (Figura 2) entre el valor de la esfera calculado y el adaptado ligeramente mejor en lentes hidrofílicas que en permeables. Además el valor de esfera calculado es similar al adaptado tanto en lentes hidrofílicas convencionales como hidrogeles de silicona (Figura 3). Un resultado similar se encontró para el cilindro (Figura 4) si bien el caso de lentes tóricas es mucho menor, especialmente en las lentes RPG.

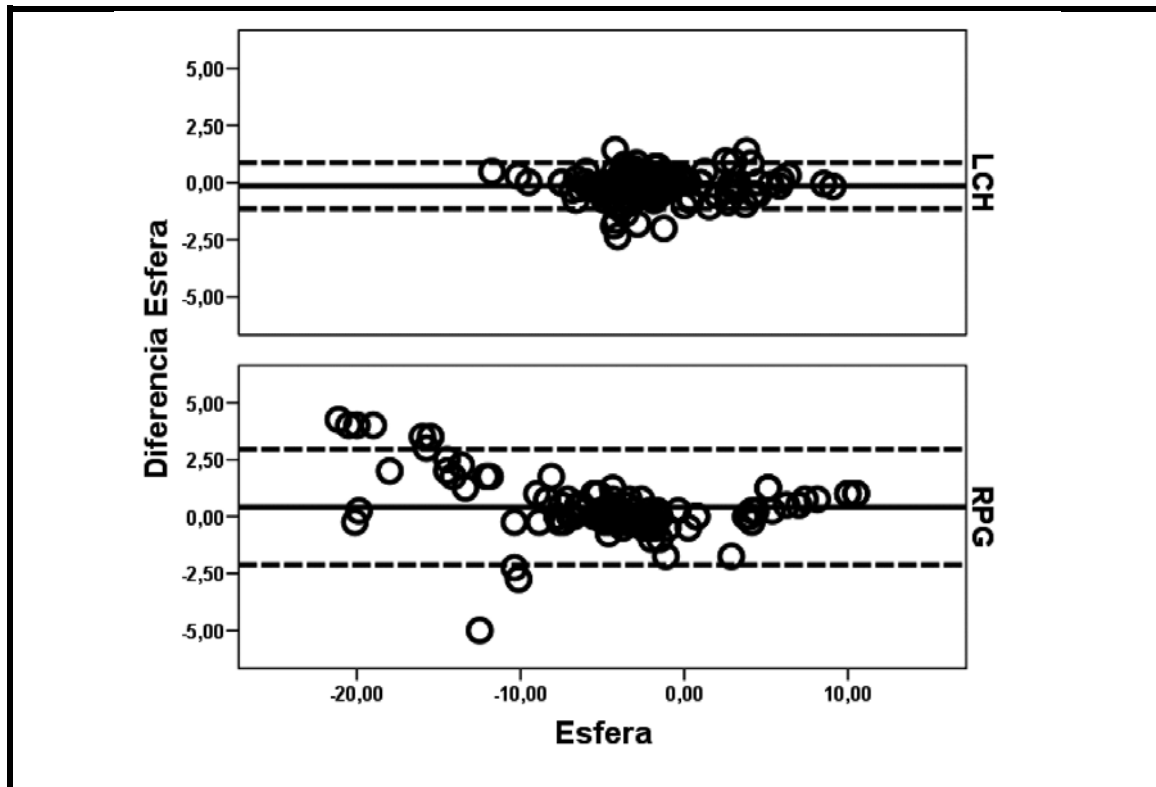


Figura 1.- Grado de acuerdo entre el valor de esfera calculada y adaptada para lentes blandas (diferencia media de $-0,13 \pm 0,52$ con límite de acuerdo de $0,88$ a $-1,14$ D) y lentes RPG (diferencia media $+0,27 \pm 1,20$ con límite de acuerdo de $2,62$ a $-2,08$ D).

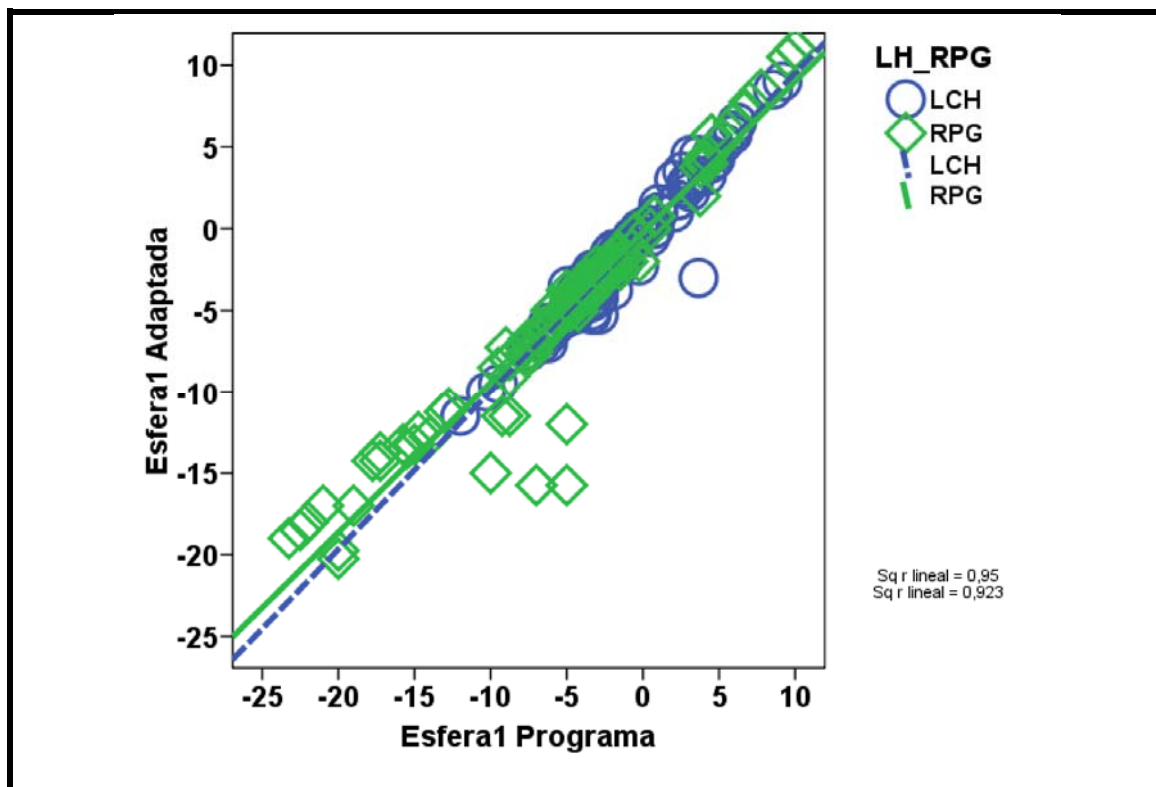


Figura 2.- Correlación entre el valor de esfera para lentes blandas ($r = 0,95$ $p < 0,01$) y lentes RPG ($r = 0,93$ $p < 0,01$).

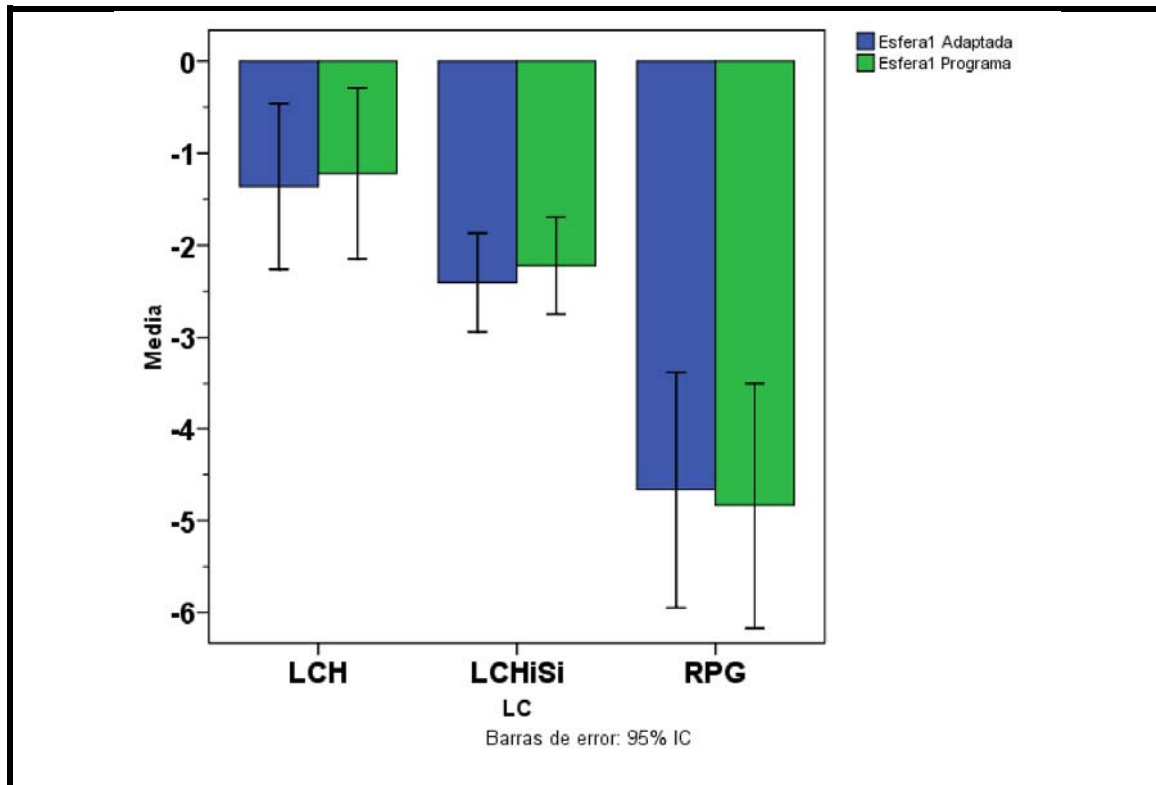


Figura 3.- Histograma con el valor de esfera calculado y adaptado en lentes hidrofílicas convencionales, hidrogeles de silicona y RPG.

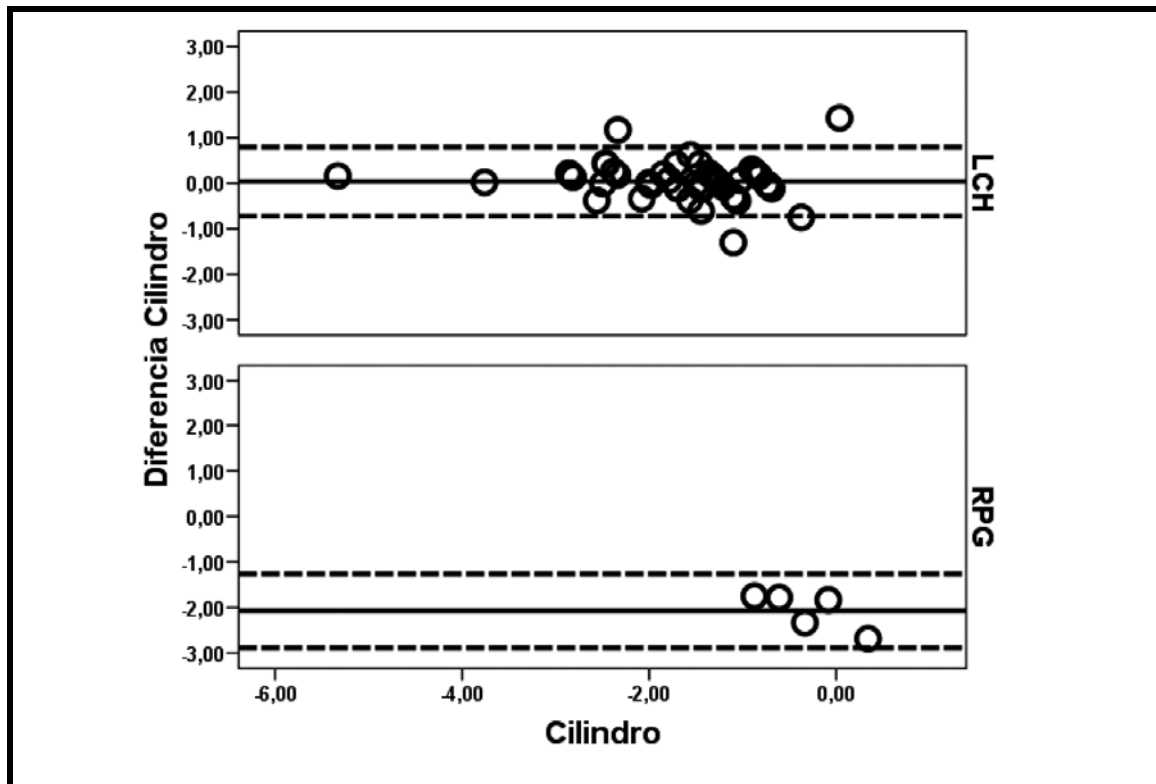


Figura 4.- Grado de acuerdo entre el valor del cilindro calculado y adaptado para lentes blandas (diferencia media $0,09 \pm 0,56$ con límite de acuerdo de 1,2 a -1,02 D) y lentes RPG (diferencia media $-2,07 \pm 0,41$ con límite de acuerdo de -1,26 a -2,88 D).

Respecto al radio, se ha encontrado un buen acuerdo (Figura 5) y correlación (Figura 6) tanto para el caso de lentes hidrofílicas como en RPG, si bien las lentes hidrofílicas parece mostrar un sesgo en el que la diferencia es mayor con radios menores.

Además, la diferencia entre el radio adaptado y el calculado es ligeramente mayor en lentes de hidrogel de silicona que en hidrogeles convencionales aunque la mayor diferencia la muestran las lentes RPG (Figura 7).

Respecto al diámetro, se han encontrado valores muy similares en el diámetro calculado y en el adaptado (Figura 8).

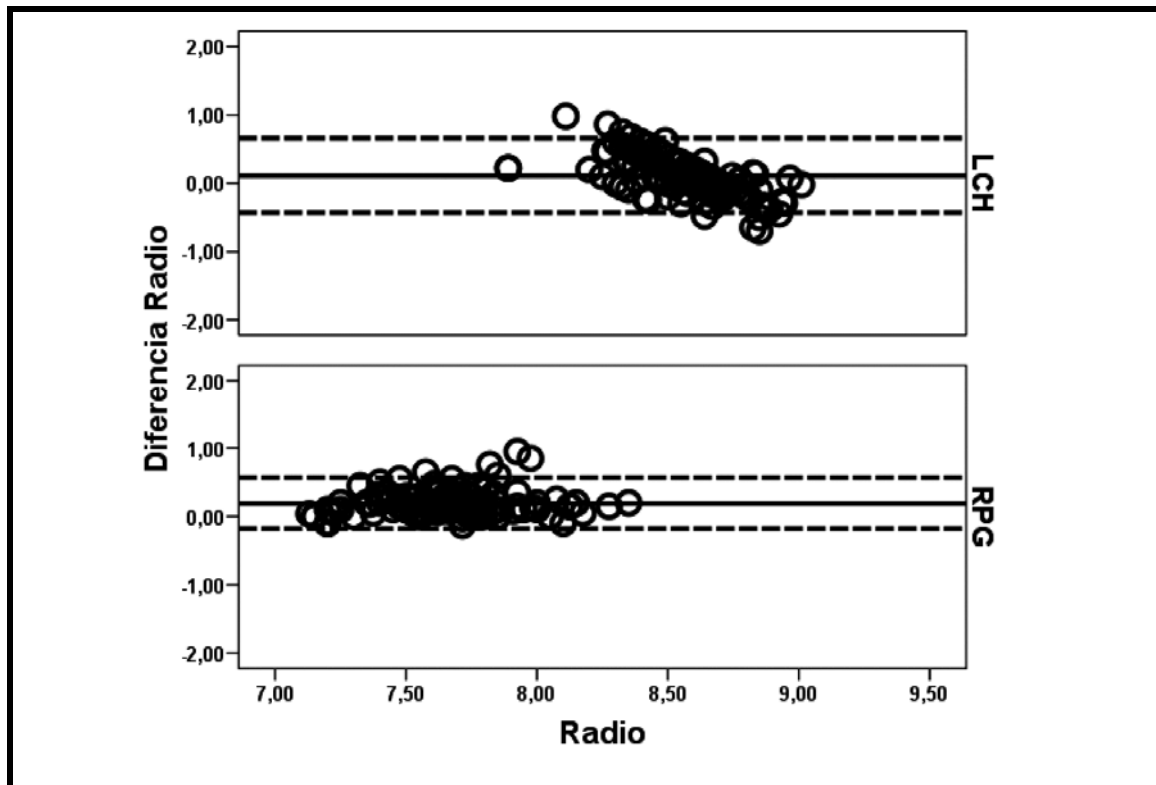


Figura 5.- Grado de acuerdo entre el valor del radio calculado y adaptado para lentes blandas (diferencia media $0,11 \pm 0,28$ con límite de acuerdo de 0,66 a -0,43 mm) existiendo una correlación lineal significativa ($r=0,72$ $P<0,01$) y lentes RPG (diferencia media $0,19 \pm 0,19$ con límite de acuerdo de 0,57 a -0,18 mm, no estadísticamente correlacionado $r=0,02$ $P=0,84$).

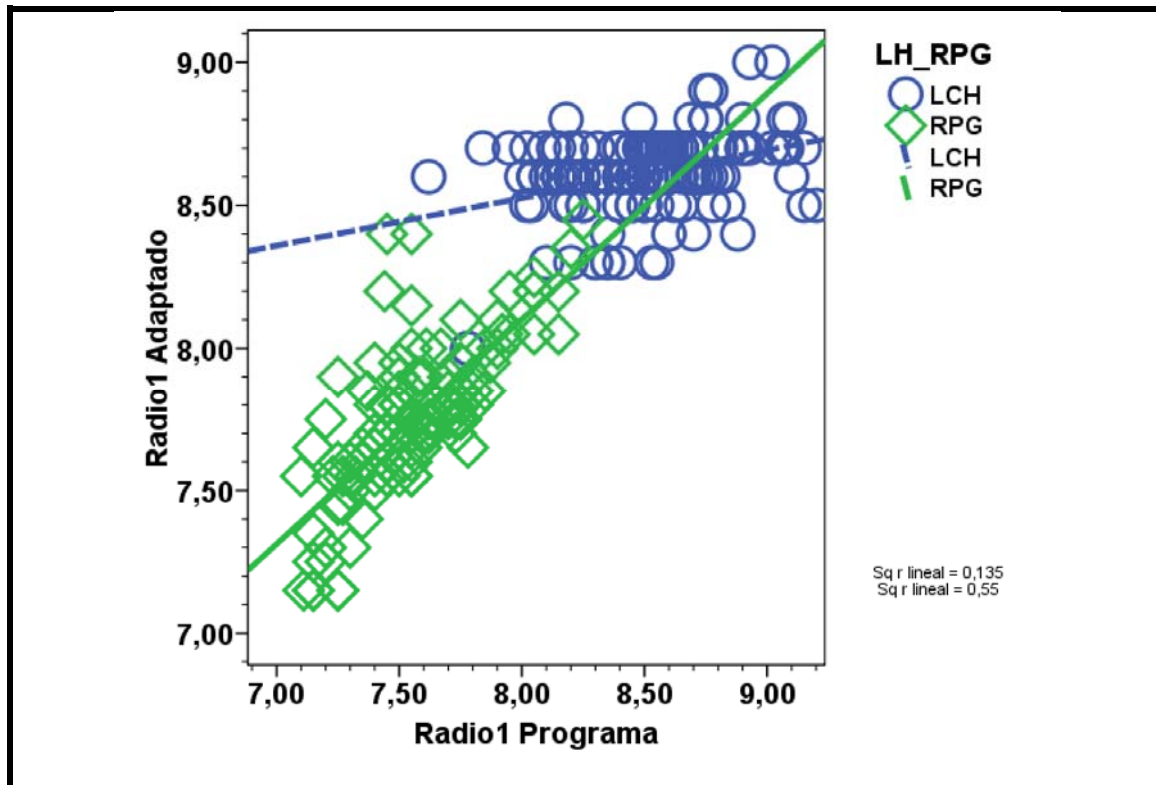


Figura 6.- Correlación entre el valor del radio calculado y adaptado para lentes blandas ($r = 0,28$ $p < 0,01$) y lentes RPG ($r = 0,82$ $p < 0,01$).

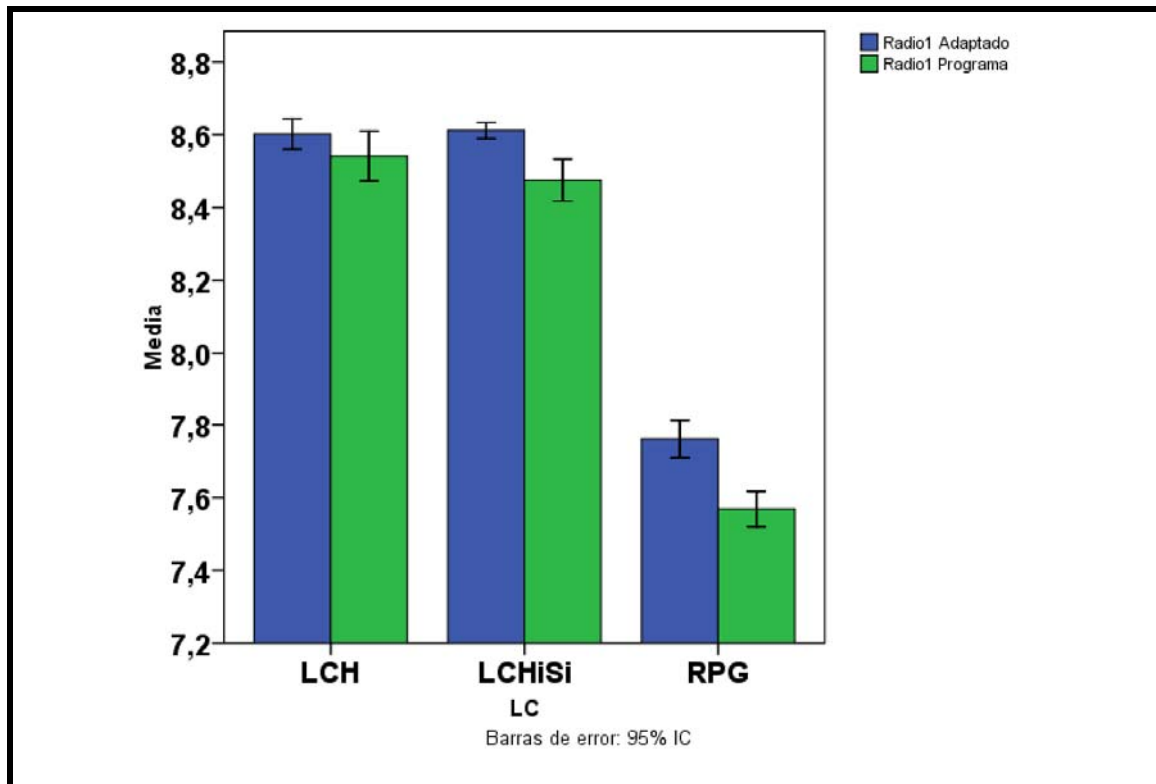


Figura 7.- Histograma con el valor del radio calculado y adaptado en lentes hidrofílicas convencionales, hidrogeles de silicona y RPG.).

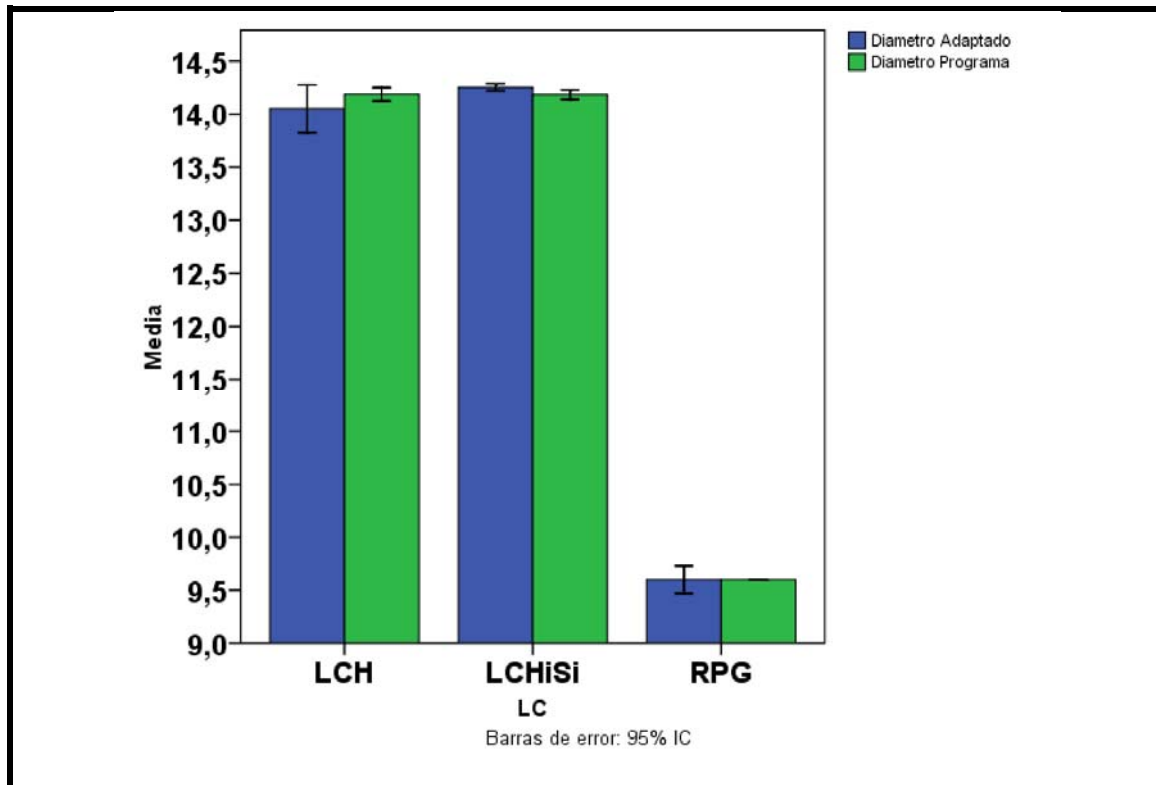


Figura 8.- Histograma con el valor del diámetro calculado y adaptado en lentes hidrofílicas convencionales, hidrogeles de silicona y RPG.).

5. Discusión

El proceso de adaptación de LC puede resultar un desafío para los profesionales noveles que necesitan un periodo de tiempo (curva de aprendizaje) para adquirir la pericia y competencias profesionales necesarias para realizar una adaptación con garantías. El uso de herramientas informáticas es una alternativa para la estandarización de cálculos más o menos complejos en ciencias y especialmente en ciencias de la visión, como puede ser el cálculo de lentes intraoculares, en el que los fabricantes disponen de diferentes herramientas para calcular estas lentes.

Sin embargo, no es frecuente que los principales fabricantes de lentes de contacto ofrezcan este tipo de herramientas para adaptar sus productos con fines refractivos, siendo más común para ayudar en la adaptación de casos complejos ^{14,15,16}. A nivel clínico las principales recomendaciones se refieren a cálculos para elegir el radio de la lente, ya sea blanda o RPG, y después el profesional debe valorar la adaptación en base al comportamiento estático y dinámico de la lente sobre la superficie ocular ⁴, aspecto que requiere cierta pericia.

Con este Trabajo de Fin de Master se pretende llenar este hueco implementando una herramienta informática que no sólo cubra los aspectos teóricos de la adaptación de LC. Es decir, la aproximación matemática a los cálculos para elegir el radio, potencia y diámetro de las lentes a adaptar, sino que por primera vez, ya que no se ha encontrado un análisis similar en la literatura, se contrastan estos valores con los realmente adaptados en una muestra suficientemente representativa de adaptaciones refractivas, tanto de lentes hidrofílicas como de RPG.

Este abordaje permite afrontar un proceso de estandarización del cálculo de los parámetros de las lentes de contacto que puede resultar muy útil a la hora de iniciar la carrera profesional, o incluso durante el periodo académico de estudiante. Ya que permitiría poner el foco en el proceso de valoración clínica de la lente, más que en el cálculo matemático ya que se han encontrado unos resultados teóricos muy similares a los finalmente adaptados que permiten ser optimistas sobre la generalización de esta herramienta en el proceso formativo de futuros profesionales. Si bien, en algunos aspectos las diferencias encontradas puede ser clínicamente aceptables, por ejemplo en el límite de acuerdo para la potencia esférica (Figura 1), especialmente en el caso de lentes RPG que puede estar motivado por el efecto del menisco

lagrimal, etc. su valor sería más orientativo, aunque la diferencia media sea muy próxima a cero. Sin embargo, el cálculo de la potencia de la LC es un proceso más sencillo (mediante sobre-refracción) que el cálculo del radio de la lente, valor que muestra un buen acuerdo entre el radio estimado por el programa y el finalmente adaptado (Figura 5).

En cualquier caso, al conocer estas diferencias entre el programa y la realidad clínica, el futuro profesional tiene más información para interpretar los resultados que pueda obtener en un proceso de adaptación. Por ejemplo, si la diferencia encontrada en su gabinete excede los límites de acuerdo calculados, puede ser un motivo de alerta de algún posible error, que el profesional podrá detectar a tiempo, minimizando su impacto en el proceso de adaptación (incremento en número de visitas o pedidos de lentes al fabricante), que puede redundar en una atención menos eficiente.

Por tanto, aunque algunos resultados pueden considerarse discretos (límites de acuerdo en el valor de la potencia esférica, especialmente en lentes RPG) otros arrojan valores muy similares (como en el diámetro, tanto para lentes LCH como RPG) con muy buena correlación entre los valores estimados y los adaptados que permiten ser optimistas incluso con el futuro desarrollo de nuevos algoritmos que mejoren la precisión y acierto de estas herramientas informáticas de ayuda a la adaptación de lentes de contacto.

Limitaciones del estudio o trabajo

A pesar de que las fórmulas empleadas en el programa para realizar los cálculos de los parámetros de las lentes no tienen una gran complicación matemática, se han encontrado dificultades debido a la exactitud numérica del programa, que distaba en ocasiones de los parámetros que proporciona el fabricante de las lentes, así como la necesidad de un ajuste adecuado a los “pasos de fabricación” de cada fabricante o de uso habitual clínico. En futuras versiones se podrían valorar ajustes matemáticos para adecuarlo a los estándares habituales empleados en la adaptación de LC.

En el caso de las lentes RPG tóricas, la variación que existe entre las lentes adaptadas y las del programa, puede deberse a los parámetros fijos establecidos por el programa (índice de refracción de lágrima y LC) los cuales variarán en mayor o menor grado en función del paciente y del fabricante, respectivamente. Además, la elección de radios de la LC paralelos a la queratometría puede explicar estas diferencias, dado que existen otras técnicas de adaptación como 2/3, etc. o la elección de lentes bitóricas para compensar el astigmatismo inducido que

no se ha tenido en cuenta en esta versión del programa y que se podrá implementar en futuras versiones para mejorar los cálculos de los radios y potencias en lentes RPG tóricas.

El programa se ha diseñado pensando en estudiantes o profesionales noveles más como una herramienta de orientación y de cálculo, pero podría utilizarse de una manera más amplia incorporando datos personales y ficha clínica de cada paciente. Actualmente el programa no permite registrar y guardar datos de la historia clínica, pero podría resultar de gran utilidad incorporarlo todo en un mismo programa informático de cara a la difusión y uso profesional.

Perspectivas de futuro

Una vez desarrollada esta primera herramienta, se plantea la posibilidad de mejorar, a partir de los valores de regresión encontrados, nuevas fórmulas o algoritmos que permitan una mayor precisión o acierto en adaptaciones de LC refractivas.

Así mismo, este tipo de abordaje se puede plantear para otro tipo de adaptaciones en casos complicados como en córneas irregulares, post cirugías corneales, queratocono o también en ortoqueratología, de manera que se pudieran disponer de herramientas que ayuden al profesional a un cálculo previo y que aporten su validación clínica.

Sin embargo, dados los intereses legítimos de los diferentes fabricantes, quizá estas herramientas serían aplicables en exclusiva para los diferentes diseños que cada fabricante incluye y que generalmente no comparte, por lo que sería interesante una mayor implicación de la industria en la realización de este tipo de herramientas.

6. Conclusiones

Las principales conclusiones de este trabajo son:

1. Adaptar LC requiere conocer sus parámetros así como el procedimiento de cálculo para identificar los parámetros adecuados a cada futuro usuario, además de las técnicas de valoración clínica necesarias para interpretar la adaptación estática, dinámica y respeto de la fisiología corneal. Sin embargo, el proceso de cálculo puede estandarizarse para ayudar o simplificar el proceso de adaptación.
2. La informática puede permitir el diseño de herramientas de ayuda para estudiantes o profesionales noveles en el proceso inicial hasta adquirir la destreza propia que se adquiere con la experiencia.
3. Las fórmulas matemáticas empleadas en el cálculo de parámetros son útiles para orientar al profesional y limitar el rango de parámetros a probar con cada paciente. Sin embargo, la interacción clínica LC-ojo presenta aspectos más relevantes, desde el punto de vista clínico, que el proceso matemático de cálculo de los parámetros de las LC.
4. El uso de la herramienta informática diseñada permite obtener valores similares desde un punto de vista clínico, en términos de potencia, radio y diámetro a los finalmente adaptados. Sin embargo, futuros diseños y algoritmos pueden ser necesarios para reducir estas diferencias y mejorar la predicción de parámetros previamente a la adaptación de lentes de contacto.

7. Bibliografía

1. Barr J. 2004 Annual Report. CL Spectrum 2005; Enero 2005.
2. Key JE. Development of contact lenses and their worldwide use. *Eye Contact Lens*. 2007;33:343-5.
3. Care of the Contact Lens Patient (CPG19) disponible en (<http://www.aoa.org/documents/optometrists/CPG-19.pdf>)
4. R Martín. *Contactología Aplicada*. Editorial: Imagen y Comunicación Multimedia, SL (Madrid). ISBN 84-933569-56. 2005
5. Martin R, Rodriguez G, de Juan V. Contact lenses definitions. Pag. 249-256 En Martin R, Corrales RM. "Ocular Surface: Anatomy and Physiology, Disorders and Therapeutic Care". Science Publishers ISBN: 978-1-57808-740-2. 2012. Enfield, NH (USA).
6. Martin R, Rodriguez G, de Juan V. Contact lens correction of regular and irregular astigmatism. pp 1-24 In: Goggin M [ed.] 2011. *Astigmatism*. InTech, Rijeka. Croatia.
7. Gasson, A. and J. Morris. 2003. *The contact lens manual. A practical guide to fitting*. Butterworth-Heinemann, London. UK.
8. Dillehay SM, Allee V. Material selection. pp. 239-258. In: Bennet E.S. and V. Allee. [eds.] 2000. *Clinical manual of contact lenses*. Lippincott Williams & Wilkins, Philadelphia. USA
9. <http://www.optical.org> (Fecha de consulta 23/06/2015)
10. <http://www.oracle.com/technetwork/java/javase/downloads/java-archive-downloads-javase6-419409.html>
11. (<http://www.eclipse.org/kepler/>)
12. (<https://poi.apache.org/>)
13. Bland M, Altman D. Statistical methods for assessing agreement between two methods of clinical measurement. *Lancet* 1986;8:307-10.
14. Bhattoa NS, Hau S, Ehrlich DP. A comparison of a topography-based rigid gas permeable contact lens design with a conventionally fitted lens in patients with keratoconus. *Cont Lens Anterior Eye*. 2010;33:128-35.
15. Jani BR, Szczotka LB. Efficiency and accuracy of computerised corneal topography software systems for fitting RGP contact lenses. *CLAO J*. 2000;26:91-6.
16. Mandathara PS, Fatima M, Taureen S, Dumpati S, Ali MH, Rathi V. RGP contact lens fitting in keratoconus using FITSCAN technology. *Cont Lens Anterior Eye*. 2013;36:126-9.

8. Anexos

ANEXO I

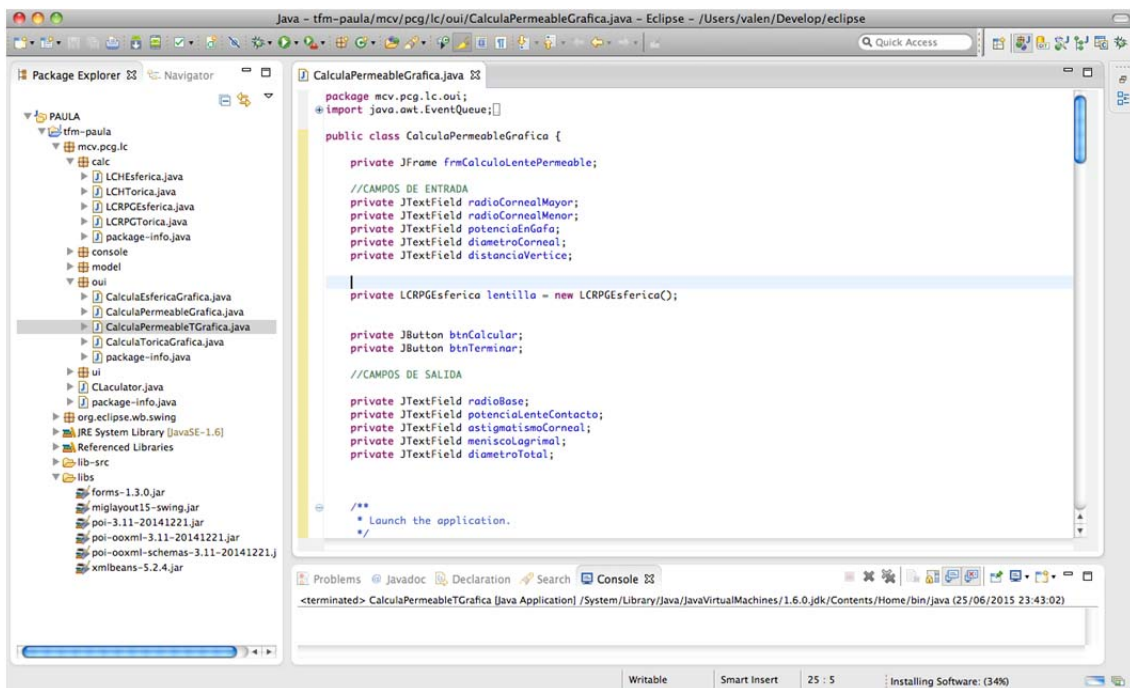


Imagen Anexo 1.- Captura de la consola JAVA de la programación.



Imagen Anexo 2.- Ventana con cálculo de parámetros de LCH esférica.

Cálculo Lente Tórica H

Radio Corneal Mayor 7.60

Radio Corneal Menor 7.40

Esfera en gafa -6.00

Cilindro en gafa -4.00

Eje del cilindro en gafa 120

Distancia Vertice 0.012

Calcular Lente Contacto

Radio Base **8.3**

Esfera en lente contacto **-5.597015**

Cilindro en lente contacto **-3.3315568**

Eje cilindro en lente contacto **120.0**

Terminar

Imagen Anexo 3.- Ventana con cálculo de parámetros de LCH tórica.

Cálculo Lente Esférica Permeable (RPG)

Radio Corneal Mayor 7.60

Radio Corneal Menor 7.40

Potencia en gafa -5.00

Diámetro Corneal 13

Distancia Vértice 0.012

Calcular Lente Contacto

Radio Base 7.65

Potencia Lente Contacto -4.716981

Diámetro Total 9.6

Astigmatismo Corneal 0.99999905

Menisco Lagrimal -0.05

Terminar

Imagen Anexo 4.- Ventana con cálculo de parámetros de RPG esférica.

Cálculo Lente Tórica Permeable (RPG)

Radio Corneal Mayor	7.60
Radio Corneal Menor	7.40
Potencia en gafa Esfera	-5.00
Potencia en gafa Cilindro	-5.00
Eje en gafa Cilindro	180.00
Diametro Corneal	13
Distancia Vértice	0.012
Indice Refraccion Lágrima	1.336
Índice Refracción Lente	1.48

Calcular Lente Contacto

Radio Base	7.6
Radio Secundario	7.4
Diametro Total	10.0
Astigmatismo Inducido Menisco Lagrimal	0.5120907
Astigmatismo Corneal	0.99999905
Esfera Lente Contacto	-4.71698
Cilindro Lente Contacto	-1.19487
Eje Cilindro Lente de Contacto	180.0

Terminar

Imagen Anexo 5.- Ventana con cálculo de parámetros de RPG esférica.