



Universidad de Valladolid

FACULTAD DE CIENCIAS

Grado en Óptica y Optometría

MEMORIA TRABAJO FIN DE GRADO TITULADO

Polímeros en óptica y optometría

Presentado por: Daniel Abril Frontela

Tuteado por: Luis Antonio Calvo Bleye

Tipo de TFG: Revisión

En Valladolid a 18/12/2017

INDICE

1. INTRODUCCIÓN.....	4-5
2. DESARROLLO HISTÓRICO DE LOS POLÍMEROS.....	7-8
3. TIPOS DE POLÍMEROS.....	8
3.1 NATURALES.....	8
3.2 SINTÉTICOS.....	8
3.3 ARTIFICIALES.....	8
4. PLÁSTICOS EMPLEADOS EN MEDICINA.....	9
4.1 TEMPORALES.....	9
4.2 PERMANENTES O SEMIPERMANENTES.....	9
5. USO DE LOS POLÍMEROS EN MEDICINA.....	10
5.1 IMPLANTES CARDIOVASCULARES.....	10
5.2 APLICACIONES ORTOPÉDICAS.....	10
5.3 IMPLANTES PARA LA ADMINISTRACIÓN SOSTENIDA DE FÁRMACOS.....	10
5.3.1 POR DIFUSIÓN.....	10
5.3.2 POR DEGRADACIÓN.....	10
5.3.3 POR HINCHAZÓN.....	11
6. USO DE LOS POLIMEROS EN OFTALMOLOGÍA.....	11
6.1 USO DE LOS POLÍMEROS EN LA CIRUGÍA RECONSTRUCTIVA Y REPARADORA DE ANEJOS DEL GLOBO OCULAR.....	11
6.2 IMPLANTES DE PMMA.....	11
6.3 IMPLANTES DE SILICONAS DE DIVERSOS TIPOS.....	11-12
6.4 LAS METILCELULOSAS Y SUS DERIVADOS.....	12
6.5 LOS CIANOACRILATOS.....	12
7. LENTES OFTÁLMICAS.....	13
7.1 LENTES OFTÁLMICAS PARA BAJA VISIÓN.....	13
7.2 LENTES QUE POLARIZAN LA LUZ.....	13
7.3 LENTES FOTOCROMÁTICAS.....	14
8. HISTORIA DE LAS LENTES DE CONTACTO.....	15-16-17
9. LENTES DE CONTACTO ACTUALES.....	18
9.1 LENTES DE CONTACTO BLANDAS.....	18-19
9.2 LENTES DE CONTACTO RÍGIDAS.....	19
9.3 COMO SE FABRICAN LAS LENTES DE CONTACTO.....	19
9.3.1 EL <<SPING CASTING>>.....	19
9.3.2 MOLDE DE POLIMERIZACIÓN TUBULARES.....	20
9.3.3 MOLDE DE INYECCIÓN.....	20
9.4 CARACTERÍSTICAS DE LOS POLÍMEROS DE LAS LENTES DE CONTACTO.....	20

10. LENTES INTRAOCULARES.....	21
10.1 LENTES INTRAOCULARES PLEGABLES.....	21
10.1.1 NUEVAS SILICONAS DE GRAN PUREZA ÓPTICA.....	21
10.1.2 LAS LLAMADAS LENTES DE CONTACTO INTRAOCULARES (ICL).....	22
10.2 OTRAS APLICACIONES DEL PMMA EN OFTALMOLOGÍA...	22
11. SISTEMA DE LIBERACIÓN CONTROLADA DE FÁRMACOS.....	23
11.1 LENTES DE CONTACTO COMO SISTEMA DE ADMINISTRACIÓN DE FÁRMACOS.....	24
11.2 TRATAMIENTOS DE PATOLOGÍAS OCULARES BASADA EN LA ADMINISTRACIÓN DE FÁRMACOS MEDIANTE LENTES DE CONTACTO.....	24
11.2.1 ANTIBIÓTICOS PARA INYECCIÓN OCULAR.....	24-25
11.2.2 LESION CORNEAL.....	25
11.2.3 SÍNDROME DE OJO SECO.....	25-26
12. CONCLUSIONES.....	27
13. REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS.....	28-29

1. Introducción

Si hablamos de la diversidad de materiales plásticos que existen y de sus muchas y variadas aplicaciones en el ámbito médico, a todos se nos viene a la cabeza las prótesis dentales, las piernas ortopédicas, las prótesis de rodilla... Pero siempre nos olvidaríamos de la prótesis más implantada de toda la medicina, que no es ni más ni menos que las lentes intraoculares, ya que están presentes en el 20-30% de la población en los países desarrollados tanto para la corrección de errores refractivos, como para fines cosméticos y terapéuticos. A parte de la lente intraocular, y por supuesto las lentillas, los polímeros son muy útiles para el tratamiento de numerosas dolencias oculares, en las que nos centraremos más tarde. Estos polímeros son de baja densidad, se les puede dar forma fácilmente y son biocompatibles. En la actualidad, los polímeros han sido perfeccionados, por eso, no es extraño que uno de sus usos sea las aplicaciones biomédicas.

Antes de entrar en materia, y empezar a hablar de los polímeros, hay que saber que estos se forman por la repetición de un grupo de átomos que forman la unidad monomérica. Cada muestra de polímero se caracteriza por su función de distribución de pesos moleculares. Cuando los polímeros están formados por dos o tres monómeros se llaman copolímeros y estos pueden ser alternados en bloque, unidades alternadas, al azar o de injerto¹.

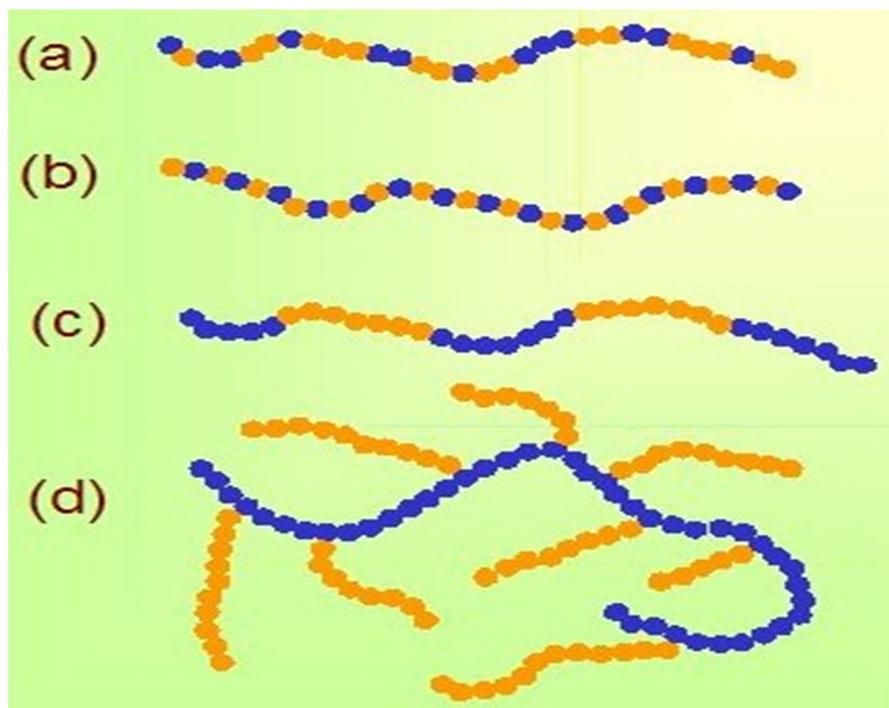


Fig 1 distintos tipos de copolímeros que existen: a) al azar b) unidades alternadas c) en bloque d) injertos¹²

Las macromoléculas o polímeros pueden ser lineales, ramificadas o entrecruzadas. Los dos primeros tipos darán lugar a materiales termoplásticos (en los que al calentarlas adquieren movilidad y al aplicarles una fuerza externa se deslizan unas respecto a otras lo que produce una deformación plástica observable macroscópicamente) y el otro tipo a materiales termoestables (los puntos de entrecruzamiento impiden el deslizamiento de unas cadenas respecto a otras). Cuando la proporción de puntos de entrecruzamiento de la red es pequeña y el polímero es flexible, al aplicarle fuerzas externas el material se deforma recuperando sus dimensiones originales, son los conocidos elastómeros o cauchos. La elasticidad, estabilidad de forma o plasticidad del material, también es consecuencia de la estructura lineal o entrecruzada de las macromoléculas^{12, 13}.

Tabla 1: Propiedades de los 3 tipos de polímeros¹³

	Termoplásticos	Termoestables	Elastómeros
Calor	Funde	No funde	No funde
Disolventes	Solubles	Insolubles	Insolubles, se hinchan
Estructura	Lineales	Entrecruzados	Poco entrecruzados
Cristalinidad	Amorfos o cristalinos	Amorfos	Amorfos
Prop. Mecánicas	Rígidos a $T < T_g$ $E \approx 10^3$ MPa	Rígidos, $\epsilon \approx 4\%$ $E \approx 10^4$ MPa	$\epsilon \approx 100-1000\%$ E bajos \approx MPa
Procesado	Sin reacción química	Con reacción química	Con reacción química
Ejemplos	PE, PP, PVC, Poliamidas, Poliésteres	Resinas epoxi, Resinas fenol-formaldehido...	Caucho, Polibutadieno, Poliisopreno.

Abril D. Polímeros en óptica y optometría.

2. Desarrollo histórico de los polímeros

Ya desde la antigüedad se han utilizado polímeros naturales como la madera, la resina, la lana..., pero el afán por descubrir o adquirir nuevos materiales con propiedades únicas condujo al desarrollo de los primeros polímeros sintéticos, fabricados a escala industrial en sus inicios, ya que no fueron estudiados con anterioridad.

A mediados del siglo XIX, científicos como Charles y Nelson Goodyear, antes de que Kekulé desarrollara la técnica de formulación de compuestos orgánicos, transformaron el caucho en un elastómero termoestable útil llamado caucho vulcanizado, o en un plástico duro termoestable (ebonita).

En un inicio, las propiedades de los polímeros parecían anómalas si fuesen comparadas con las de los materiales ya conocidos, lo que llevó a rechazar resultados experimentales obtenidos por que fueron considerados fallidos.

Leo Baekeland en los inicios del siglo XX, aportó la baquelita, sintetizada mediante cantidades controladas de fenol y formaldehído y considerada como el primer polímero sintético en ser comercializado.

Antes de dar inicio la Primera Guerra Mundial, ya había un gran abanico de plásticos a disposición del público, ejemplos de estos eran el poliestireno, la laca, la baquelita y el caucho, entre otros.

Hasta después de la Segunda Guerra Mundial, no hubo un gran avance en el desarrollo de la tecnología de los polímeros debido al mínimo conocimiento de la naturaleza y química de los polímeros.

Sobre los años veinte, se establecieron las bases de la ciencia moderna de los polímeros a manos del premio nobel Hermann Staudinger, el cual probó que los polímeros naturales y sintéticos no eran agregados, sino moléculas de cadena larga con grupos terminales distintivos, también fue el primero en introducir el concepto de macromoléculas, que a día de hoy definen a los polímeros.

Posteriormente, esta hipótesis fue corroborada por los científicos Herman Mark y Kurt Meyer (1928) mientras hacían un estudio cristalográfico de la celulosa y el caucho natural.

Dos décadas después, el estudio e investigaciones en el campo de los polímeros aumentaron enormemente y se establecieron los principios fundamentales de la ciencia de los polímeros.

En la década de 1940 la innovación en la tecnología de los polímeros creció rápidamente, llegando al punto de sustituir en un gran número de aplicaciones a otros materiales de naturaleza metálica y cerámica usados tradicionalmente.

No es una novedad decir que los polímeros sintéticos han ido reemplazando a los naturales en numerosos campos, y esto es debido a

su facilidad de transformación, a sus mejores propiedades mecánicas y resistencia frente a la acción de sustancias químicas agresivas.

En la actualidad, no se podría imaginar un mundo sin el empleo de los polímeros, ya que nos hacen más fácil la vida cotidiana, destacando el papel, la seda, el almidón y una gran diversidad de lacas, plásticos, resinas y gomas^{14, 24}.

3. Tipos de polímeros

Atendiendo a su origen, los biomateriales pueden ser:

3.1 Naturales

Los biopolímeros naturales son materiales complejos y heterogéneos. Dentro de estos polímeros naturales, se podría hacer una clasificación con cuatro fuentes distintas, como son: polímeros naturales de origen animal (colágeno/gelatina), origen marino (quitina), origen agrícola (lípidos y grasas e hidrocoloides: proteínas y polisacáridos) y origen microbiano (ácido poliláctico (PLA) y polihidroxialcanoatos (PHA)). Los PLA Y PHA pueden ser a día de hoy los de más amplia aplicación, ya que costan de altas tasas de biodegradabilidad y excelentes propiedades físico-mecánicas^{2, 3, 14}.

3.2 Sintéticos

Estos biopolímeros, son obtenidos a través de procesos de polimerización controlada por el ser humano a partir de materias primas de bajo peso molecular. Comúnmente se les llama materiales biomédicos. Uno de los polímeros sintéticos más conocidos es la silicona, La silicona es estable a altas temperaturas e inerte, es de gran utilidad en variedad de aplicaciones industriales y en aplicaciones médicas y quirúrgicas, como prótesis valvulares cardíacas e implantes de mamas³.

3.3 Artificiales

Estos biopolímeros son el resultado de la modificación de ciertos polímeros naturales mediante procesos químicos. Uno de estos biopolímeros más conocidos es el nitrato de celulosa, empleado en la elaboración de explosivos y como materia prima para la fabricación de pinturas, lacas, barnices entre otros³.

4. Plásticos empleados en medicina

Los plásticos dentro de la medicina son utilizados en diversos procesos y productos tanto de material sintético como de tipo natural.

- Material clínico, quirúrgico y de diagnóstico como pueden ser: Mascarillas, guantes, jeringuillas, vendajes, catéteres, compresas, bolsas de plasma...
- En odontología para realizar empastes, dentaduras postizas...
- Prótesis
- Para la dosificación de medicamentos

Hay miles de usos más, pero de todos estos, el más sorprendente y extenso puede ser el de los implantes. Estos implantes poliméricos pueden ser temporales o permanentes.

4.1 Temporales

Una vez cumplida su función se extraen del cuerpo humano como pueden ser las suturas, los adhesivos, matrices de regeneración de huesos, tubos de drenaje...

4.2 Permanentes o semipermanentes

Se mantienen en el tiempo para facilitar y ayudar a realizar funciones vitales del ser humano. Podemos encontrar: Articulaciones, huesos, prótesis vasculares, tendones, lentes intraoculares...

Las mayores ventajas de los plásticos para que su uso sea fundamental en esta ciencia tan importante y no lo sea otro tipo de materiales, deriva de⁵:

- Reproducibilidad de sus características
- Versatilidad de presentación o aspecto (líquidos, hidrogeles, espumas...), propiedades mecánicas (duros, rígidos, elásticos o lo contrario) e interacción con el agua (solubles e hidrófobos)
- Estabilidad a la biodegradación y corrosión

Aunque el número de tipos de plásticos utilizados en medicina es muy extenso, encontramos una gran cantidad de ellos que son a los que más uso dan como son⁵:

- Polietileno
- Policloruro de vinilo
- Polipropileno
- Poliestireno
- Acrilonitrilo
- Polidimetil siloxano
- Policarbonato
- Poliésteres

5. Uso de los polímeros en medicina

Es muy extenso todos los usos que se le puede dar en el ámbito médico a este material, pero de entre todos ellos, cabe destacar su aplicación en:

5.1 Implantes cardiovasculares

Diversas alteraciones estructurales del corazón y el sistema vascular traen como consecuencia disfunciones circulatorias; dependiendo de la gravedad de tal lesión, será necesario o no el reemplazo o intervención de aquellas estructuras dañadas por medio de diferentes implantes que pueden ser tanto de tipo biológico como sintético. Han llegado a ser usados en casos de insuficiencia cardíacas, estrechamiento de la válvula mitral, bypass coronarios y oxigenadores de sangre durante la intervención quirúrgica¹⁴.

5.2 Aplicaciones ortopédicas

Se basa en la utilización de prótesis, que consisten en dispositivos mecánicos elaborados generalmente para cumplir la función de algún hueso o ligamento. Por esto, deben ser creados con materiales con excelentes propiedades mecánicas, para resistir los esfuerzos a los que son sometidos y con bajos coeficientes de fricción para disminuir el desgaste por roce¹⁴.

Otro de los campos donde los polímeros empiezan a tener una presencia significativa son los dispositivos de fijación ósea, como puede ser las uniones de prótesis de cadera y rodilla los cuales, utilizan un cemento óseo elaborados con PMMA y sirve de relleno entre el implante y el hueso¹⁴.

5.3 Implantes para la administración sostenida de fármacos

Son los llamados polímeros inteligentes. Estos funcionan de tal manera que pueden desencadenar una respuesta ante pequeños cambios en los estímulos de su alrededor que pueden ser: temperatura, cambios de pH, campos eléctricos, magnéticos... Los más representativos en los mecanismos de liberación de fármacos son los polímeros sensibles a cambios de pH y temperatura. Es un sistema de liberación prolongada del fármaco mientras dure el estímulo y existen tres mecanismos principales para este sistema⁶:

5.3.1 Por difusión

Momento en el que el fármaco pasa a través del polímero que forma el dispositivo de liberación prolongada. El más conocido son las membranas; el medicamento se encuentra en una matriz recubierta de una membrana lo que posibilita la difusión.

5.3.2 Por degradación

La liberación depende de lo que el polímero tarde en degradarse.

5.3.3 Por hinchazón

El fármaco disuelto se ubica en un soporte de polímero hidrófilo el cual se hincha sin disolverse al entrar en contacto con un medio acuoso,

hidrogel. El fármaco migra hacia el medio acuoso lo que implica un proceso de absorción de agua y del fármaco por un mecanismo de difusión controlada por el hinchamiento del polímero.

6. Uso de los polímeros en oftalmología

6.1 Uso de los polímeros en la cirugía reconstructiva y reparadora de anejos del globo ocular

El uso de las siliconas va más allá de los implantes mamarios, en los párpados también puede ser incluido como relleno este polímero en casos de atrofia de la grasa orbitaria.

Tras posibles traumatismos y fracturas, las paredes orbitarias se reconstruyen con materiales acrílicos y siliconas rígidas⁷.

Con frecuencia, los canalículos y vías lagrimales son ocluidos utilizando siliconas a modo de "tapones" o tubos flexibles que reconstruyen la vía lagrimal⁷.

En casos más graves como por ejemplo la exéresis de todo el globo ocular incluyendo los párpados, existen prótesis completas del mismo de silicona, PMMA y resinas sintéticas que reproducen con exactitud el ojo contralateral¹⁴.

6.2 Implantes de PMMA

El uso del PMMA está muy relacionado con esta materia, ya que se viene utilizando en múltiples implantes ya sea con fines ópticos (lentes intraoculares o queratoprostesis) o con otros fines como:

- Glaucomas con difícil tratamiento, se utilizan diversos tipos de válvulas de este material, que sirven de drenaje del humor acuoso, estableciendo una unión entre la cámara anterior y el espacio conjuntival.
- Útiles como prótesis cosméticas, los llamados ojos de cristal.
- Durante la cirugía de la catarata, se utilizan anillos de tensión capsular de polimetilmetacrilato (PMMA) como estabilizadores de la cápsula⁷.
- Este material también se encuentra en los identadores maculares ya que se fabrican con PMMA recubierto de silicona de grado médico, el cual incrementa su biocompatibilidad¹⁴.

6.3 Implantes de siliconas de diversos tipos

Este material, tiene diversas maneras de ser utilizado y se considera esencial en los desprendimientos de retina, se puede utilizar como:

- Explantes esclerales de silicona sólida
- Explantes esclerales de esponjas de silicona
- Implantes intraesclerales de silicona sólida
- Bandas de cerclajes de silicona flexible

Todas estas formas de utilización de la silicona en desprendimiento de la retina, funcionan basándose en el mismo principio, que consiste en presionar desde fuera a la esclera uniéndola a la coroides con la retina, taponando así las roturas retinianas culpables del desprendimiento de retina.

Los aceites de silicona sustituyen el contenido normal del interior del globo ocular rellenando la cavidad vítrea, manteniendo así la retina en posición y evitando posibles desprendimientos de retina. Pero el uso de aceites de silicona, no está exento de complicaciones, se sabe que el 100% de los pacientes sometidos a vitrectomía combinada con aceite de silicona desarrollan catarata aun después de que se retire el mismo. La hipertensión ocular es posiblemente la principal complicación del uso de ese material, se puede llegar a presentar desde el primer día del postoperatorio, observándose un descenso de la presión intraocular en los primeros 2 meses y estabilizándose hacia el tercer mes^{8, 14}.

6.4 Las metilcelulosas y derivados

Utilizados como productos de protección intraocular durante la cirugía, se encuentran como fármacos en forma de lágrima artificial y ayudan a mantener el endotelio corneal intacto.

También se ha demostrado la eficacia de la metilcelulosa, ya que esta podría causar una disminución del grado de cicatrización, lo que sirve como medicación adyuvante de la trabeculectomía para disminuir la PIO^{9, 14}.

6.5 Los cianoacrilatos

Su principal uso es el de adhesivo de urgencia en casos de perforaciones de pequeño tamaño del globo ocular junto con lentes de contacto terapéuticas en situaciones donde los tejidos no faciliten una sutura¹⁴.

7. Lentes oftálmicas

Como bien es sabido, las lentes oftálmicas no son más que un medio refractante limitado por dos superficies curvas transparentes y cuyas características ópticas vienen determinadas tanto por la geometría de la lente como por la naturaleza óptica de dicho medio. Estas lentes pueden ser de tres tipos ya sea mineral, orgánico y policarbonato cada uno con sus ventajas e inconvenientes respecto a los otros. Son de gran utilidad en el campo óptico y oftalmológico y numerosas casas como por ejemplo Zeiss, Essilor, Prats... son las que se encargan de la fabricación, innovación y mejora de las mismas.

Los usos que podemos obtener del uso de estas lentes son infinitos y la mejora de la calidad de visión no es sino una entre tantas ventajas que podemos conseguir con el empleo de las lentes oftálmicas.

Podemos encontrar lentes de todo tipo, y si bien las más conocidas son las lentes monofocales y lentes progresivas, otras como las digitales o de sol también deberían formar parte de nuestro día a día.

7.1 Lentes oftálmicas para baja visión

Hay muchas maneras de combatir la baja visión como pueden ser las lupas, telescopios manuales etc. Las lentes con filtros terapéuticos son de los más usados para todas aquellas personas cuya retina reacciona de forma más sensible a la luz difusa o a los deslumbramientos.

7.2 Lentes que polarizan la luz

Los reflejos de luz polarizada pueden provocar deslumbramientos desagradables. Por ello estas lentes son capaces de filtrar estos reflejos que pueden tener un impacto negativo en nuestra visión, sobre todo cuando conducimos. Otra ventaja clave es que ofrecen una visión más nítida. Los contornos están más definidos;

permiten ver de manera más relajada en condiciones de luz solar intensa.

7.3 Lentes fotocromáticas

Los cristales fotocromáticos ofrecen una protección precisa frente a los rayos ultravioletas. Los ojos pueden verse perjudicados también por una mala protección como puede ser el hecho de usar gafas de sol en condiciones de poca luminosidad ya que, puede incrementar con el tiempo el riesgo de aumentar la sensibilidad de los ojos a la luz. Los cristales fotocromáticos evitan poner los ojos en peligro, ya que se adaptan a la luminosidad existente sin forzar la visión.

8. Historia de las lentes de contacto

El mayor desarrollo del estudio de polímeros en oftalmología viene dado por el éxito y demanda de estas lentes correctoras o cosméticas.

Se atribuye a **Leonardo Da vinci** (a principios del siglo XVI) el primer instrumento que podría asemejarse a una lente de contacto. En el margen de uno de sus escritos, se encontró un dibujo de un sistema óptico consistente en una semiesfera de vidrio llena de agua. También dibujó unas lentes de contacto similares a las actuales, también una ampolla de cristal desde la que debían tallarse.

Sobre esta base a mediados del siglo XVII, **René Descartes** diseñó un tubo con una curvatura semejante a la de la córnea, lleno de agua, por el que se miraba.

A finales de siglo XVII, **Philippe de la Hire**, dio la idea de utilizar un vidrio con forma cóncava sobre el globo ocular.

Thomas Young en pleno siglo XIX, ideó un sistema que modificaba la refracción del ojo.

En 1823, el astrónomo británico **Sir John Herschel**, sugirió la creación de un tipo de lente con la misma forma del ojo humano y que se adaptara sobre él.

En 1886, **Galezowski** diseñó un disco de un material semejante a la gelatina impregnado en cocaína, para aplicar sobre la abertura después de la extracción de la catarata. Puede ser considerado como un primer intento de lentilla tanto terapéutica como de liberación lenta de fármacos.

Saemisch en 1887, fue el primero en aplicar una lentilla con fines de protección ocular con éxito. Esta lentilla se utilizó como una lente de cristal en un globo ocular que quedó desprotegido al perder parte del párpado superior.

Fick un año después, aportó lentes hechas de moldes de cadáveres y estampó el nombre de "lentes de contacto", eran afocales y se apoyaban sobre la esclera. El objetivo de este científico fue el de corregir los astigmatismos en los queratoconos.

Ese mismo año, **Kalt** diseñó las primeras lentes corneales.

Müller en 1889, describió en su Tesis las primeras lentes de contacto con poder óptico, que él mismo utilizó para corregir su defecto refractivo y experimentando así, el primer edema de córnea. Colaboró con el óptico **Otto Himmler**, quién fue el primero que fabricó lentes de contacto torneadas.

Gracias a **Fick, Kalt, Müller** y sus colaboradores ópticos, establecieron las bases teóricas de las lentes de contacto, elaborando numerosas fórmulas aún presentes en la actualidad y describiendo las primeras complicaciones de las lentes de contacto.

En 1927 se comercializan las primeras lentes de contacto de cristal. **Adolph W. Müller-Welt** empezó a fabricar estas lentes de contacto de cristal escleral con la técnica de soplado a mano. Su laboratorio que se llamaba Müller-Welt Contact Linsen, producía amplias gamas de lentes de prueba, pero eran muy grandes e incómodas por lo que se toleraban pocas horas. En este año se popularizó el uso de las lentes de contacto.

En 1932, la fundación ZEISS patentó lentes talladas en cristal que tenían un apoyo escleral y poder refractivo con tres diferentes tipos de curvaturas

En 1938 hay un gran cambio en el mundo de las lentes de contacto ya que llegan las lentes rígidas de PMMA, el descubrimiento de los nuevos polímeros plásticos transparentes supuso un avance extraordinario en el desarrollo de las lentes de contacto. Este material era duro, poco moldeable, tenía una transmisibilidad luminosa igual a la del cristal y buena resistencia frente al rayado entre otras características. Las famosas lentes de contacto rígidas habían llegado para quedarse durante mucho tiempo porque, a pesar de ser muy incómodas en el transcurso de la adaptación, te otorgaban una visión excepcional y la tolerancia era mayor que con las lentes de cristal anteriores.

Sobre mediados del siglo XX, **Obrig** descubrió accidentalmente el uso de la fluoresceína y de la luz "negra" importantes para la valoración final de una buena adaptación de las lentes de contacto.

En 1948 **Kervin Tuohy** retomó la idea de **Kalt** de lentes de contacto corneales pero esta vez utilizando polímeros. No fue hasta 1950 que obtuvo la patente y con ello el uso masivo de lentes de contacto por su mejor tolerancia al permitir una correcta oxigenación de la córnea.

Entre 1950 y 1971, se inventan las lentes de contacto blandas o hidrofílicas a manos de **Otto Wichterle**, el creador del polímero llamado HEMA, el cual utilizó para crear una lente de contacto más flexible y con un alto contenido en agua. Este nuevo material supuso la mejoría de la tolerancia de manera espectacular, popularizando así el uso de las lentillas. Se diferenciaban de las lentes rígidas en cuanto que estas eran muy cómodas desde el primer día y tenían la particularidad de que te permitían hacer deportes de riesgo sin que se cayeran del ojo.

En 1970 salieron al mercado las primeras lentes de contacto rígidas permeables al gas, las cuales mejoraban mucho el PMMA de las lentes rígidas que existían hasta la fecha. Permitían que pasase una gran cantidad de oxígeno, previniendo los edemas corneales que eran frecuentes con las lentes anteriores rígidas. Tenían un inconveniente y es que se deformaban más fácilmente debido a que el material era más inestable.

En 1982, **Michael Bay** ideó una manera de fabricar lentes blandas desechables (de hidrogel) con nueva tecnología, lo que permitía abaratar mucho los costes de fabricación. Esta lente se llamó Danales. No tardó mucho tiempo en despertar la curiosidad de grandes empresas por lo que Vistakon(Johnson & Johnson) compró esta tecnología.

En 1987, Vistakon hizo historia lanzando la primera lente desechable quincenal llamada Acuvue. Esto mejoró mucho la comodidad y salud visual de los usuarios que veían como ya no tenían que usar lentes deterioradas o con depósitos, esquivando así los problemas que esto conllevaba^{25, 26}.

9. Lentes de contacto actuales

Estas lentes de contacto actuales, están hechas de polímeros de cadenas de dos o más monómeros que según se ordenen estos, el tamaño de las cadenas y otros factores, dará lugar a las propiedades finales del material.

Actualmente contamos con numerosos tipos de lentes de contacto, aquí las dividiré en lentes de contacto blandas y lentes de contacto rígidas.

También existen:

- Lentes de contacto de uso diurno,
- De uso nocturno (ortoqueratología)
- Piggy back que consiste en un sistema de compensación mediante la adaptación de una lente rígida sobre una lente blanda
- Lentes híbridas que se caracterizan por tener una zona blanda (la periferia) y otra rígida (zona central).
- Las lentes esclerales que se llevan fabricando desde los inicios de la historia de las lentes de contacto y se componen por lentes de contacto rígidas de gran diámetro.
- Lentes cosméticas, lentes de contacto blandas personalizadas que ayudan a paliar el efecto antiestético producido por lesiones traumáticas o cirugías
- Lentes terapéuticas conocidas también como lentes de contacto protectoras y que ayudan al tratamiento farmacológico combinándose con la administración de medicamentos. Suele tratarse de una lente de gran tamaño que cubre la córnea, retiene su humedad y protege la superficie del globo ocular.

9.1 Lentes de contacto blandas

En la actualidad, muchas personas optan por este tipo de lentes de contacto ya que sus ventajas son numerosas. Lo que en un primer momento decanta la balanza hacia este tipo de lentillas por parte del usuario es su facilidad de adaptación ya que se les hace mucho más sencillo acostumbrarse y notan una mayor comodidad inicial. La estabilidad es también una gran virtud ya que suelen desplazarse menos al ser más grandes. A la hora de hacer deporte son ideales, puesto que no se ven afectadas en deportes con riesgo de impactos y la probabilidad de caerse del ojo es menor. La córnea no se ve afectada por su uso ya que, no suelen deformarla. Es muy difícil que las micropartículas del aire, agua... se encuentren en la zona que queda entre la lente de contacto y la córnea, por lo que se podría decir que sirve como una barrera más de defensa. Pero no todo es perfecto y para ejemplo este tipo de lentes de

contacto ya que tiene algunos inconvenientes como que son menos duraderas. Su manipulación es más complicada y son menos permeables a los gases que los materiales rígidos. Cada usuario de lentes de contacto requiere una graduación y estas no corrigen todas, además si no son especiales, no corrigen astigmatismos corneales superiores a 0,75 dioptrías ni astigmatismos irregulares. Se ensucian más y tienen mayor riesgo de contaminación. Son frágiles y su limpieza y mantenimiento si se lleva a cabo correctamente es más complejo y caro¹⁰.

9.2 Lentes de contacto rígidas

A pesar de las numerosas ventajas de las lentes de contacto blandas, mucha gente tiene a las lentes de contacto rígidas permeables al gas como su primera opción. Estas lentes, permiten un mayor intercambio lagrimal con la córnea, lo que supone un menor riesgo de contraer queratitis infecciosa. También permiten un mayor aporte de oxígeno a la córnea por lo que hay una menor alteración de la fisiología ocular. Presentan una mayor resistencia a depósitos proteicos, por lo que la tasa de personas que padezcan conjuntivitis papilar gigante será menor. La calidad de visión es mayor que con las lentes de contacto blandas, sobre todo en astigmatismos corneales elevados, corneas irregulares y en pacientes que acaban de salir de una cirugía refractiva. No presentan contenido en agua, lo que supone una mayor estabilidad visual al no tener cambios de hidratación dependientes del ambiente o lágrima. La principal desventaja de estas lentes es la incomodidad inicial que supone al usuario la adaptación¹².

Entre un 10 y un 50% de usuarios de lentes de contacto abandonan su uso transcurridos los primeros años. Una readaptación a lentes de contacto rígidas permeables al gas pueden permitir un porte cómodo y seguro¹¹.

9.3 Como se fabrican las lentes de contacto

Existen tres sistemas de fabricación de lentes de contacto:

9.3.1 El <<sping casting>>

Este método consiste en fabricar la lente de contacto por centrifugación a través de unos moldes abiertos cóncavos que giran y en ellos se inyecta el monómero. Se utiliza el Hema como polímero y el número de dioptrías viene dado según la velocidad de giro. Es la primera técnica por la cual se fabricaron lentes de contacto blandas. Este sistema ofrece como ventajas un menor coste de fabricación, una elevada reproductibilidad y una superficie de la lente lisa y con bordes finos. En cuanto a sus inconvenientes nos encontramos ante una menor calidad óptica y tiende a descentrarse^{14, 15}.

9.3.2 Molde de polimerización tubulares

Técnica de torneado más propiamente dicho. De estos moldes se cortan tacos con un torno que luego pulen y tallan. Si la lente es rígida ahí acaba el proceso y si es hidrofílica se hidrata después de ese proceso. Son las de más calidad óptica y permiten tallar todos los parámetros, lo que quiere decir que se pueden hacer lentes de cualquier dioptría, forma y radio de curvatura. Ofrecen una mejor adaptación, pero hay peor reproductibilidad y los costes son mayores¹⁵.

9.3.3 Moldes de inyección

Inyección del polímero en el interior de un molde cóncavo y presión sobre el mismo por un molde convexo que formará la lente. Este método nos asegura una buena reproductibilidad y un bajo coste de producción una vez hecho el molde. Como inconveniente tenemos que no siempre asegura bordes y superficies sin defectos^{14, 15}.

9.4 Características de los polímeros de las lentes de contacto

- Densidad: Se utiliza para solucionar problemas de centrado
- Transparencia: Viene relacionada con los componentes químicos, pureza e hidratación de la lente de contacto
- Índice de refracción: Depende del tipo de polímero y de la densidad del material y a mayor índice, más fina será la lente.
- Estabilidad térmica: Relacionado con la transmisión del calor de la córnea a la atmósfera. Es importante esta característica a la hora de la esterilización
- Humectabilidad: Capacidad de adherencia de un líquido a la lente de contacto. A mayor humectabilidad, más agua retendrán por lo que serán más permeables al oxígeno
- Contenido acuoso: Capacidad de absorción de un líquido
- Permeabilidad y transmisibilidad de gases: La cornea necesita estar suficientemente hidratada para la comodidad del usuario de lentes de contacto. De esta manera, evitaremos problemas como la sensación de cuerpo extraño o la irritación ocular. A mayor permeabilidad al oxígeno, más se favorece la hidratación de la lente^{14, 16}.
- Rigidez o flexibilidad del material: Se relaciona con la comodidad y el rendimiento visual
- Dureza: Resistencia a la abrasión
- Estabilidad dimensional de las lentillas: Propiedad que permite al material óptico conservar sus curvaturas y diámetros originales, con respecto al tiempo, temperatura, pH y tonicidad¹⁶.

10 Lentes intraoculares

Estas lentes son muy jóvenes aún, pues sus inicios datan de mediados del siglo XX cuando Harold Ridley observa la buena tolerancia de un trozo de plástico de la carlinga de su avión dentro del ojo de un piloto de la R.A.F a los 4 años del incidente.

Durante casi 40 años el único polímero usado ha sido el PMMA. Las únicas variaciones que ha habido en ese tiempo fueron el lugar de colocación de la lente y en su forma. La primera lente que colocó Ridley fue en la cámara posterior.

Strampelli y Barraquer realizaron implantes con éxito en la cámara anterior, pero, al cabo de unos años descompensaba el endotelio corneal teniendo que extraerlas por lo que se determinó que el lugar idóneo para colocar las lentes intraoculares era la cámara posterior. Los hápticos de estas lentes debían ser muy flexibles y se introdujo el metil polipropileno (prolene). Posteriormente se diseñaron los hápticos flexibles de PMMA.

Las lentes intraoculares debían ser totalmente estériles por lo que se produjo la aparición del sistema de óxido de etileno que esterilizaba las lentes intraoculares.

El control de la potencia de este tipo de lentes se hace una a una. El PMMA tenía sus problemas como era la liberación de monómero (tóxico para el paciente) cuando no estaba totalmente polimerizado. Otro de sus problemas era el control de calidad en sus acabados, por los cuales había riesgo de producir aumento de la presión intraocular, hemorragias e inflamación.

Una vez más, la introducción de la alta tecnología y fabricación controlada por ordenador garantizó la homogeneidad del producto y su calidad.

10.1 Lentes intraoculares plegables

Útiles en la cirugía de cataratas ya que ahora, se hacen incisiones de menor medida para que una vez extraído el cristalino por facoemulsificación, se introduzca la lente con ayuda de un inyector (en el caso de las de silicona) y unas pinzas desplegándose la lente dentro del ojo una vez situada en el saco capsular.

En la actualidad existen nuevos materiales en lentes plegables utilizados para cirugías refractivas. Estas lentes son refractivas e intentan corregir altas miopías o hipermetropías. Se colocan sobre el cristalino transparente al que no pueden tocar. Existen dos tipos de polímeros.

10.1.1 Nuevas siliconas de gran pureza óptica

Tienen un alto índice de refracción y poseen características hidrófobas. Esto les permite ser puestas delante del cristalino y detrás del iris al que tocan sin dañarlo. Aún están en fase de estudio

10.1.2 Las llamadas lentes de contacto intraoculares (ICL)

Son lentes de una alta hidratación e índice de refracción, y magníficamente permeables al agua. El polímero de estas lentes es un derivado HEMA. Estas como las anteriores, también se han en fase de estudio y tanto las ventajas como inconvenientes de ambas son similares hoy por hoy.

10.2 Otras aplicaciones del PMMA en oftalmología

Es el ejemplo de las válvulas de PMMA en glaucomas las cuales, son de varios tipos, pero todas ellas están hechas con al menos una parte de este material y en algún caso se utiliza una base de silicona. Otra aplicación son los anillos de Morcher, usados para la estabilización del segmento anterior en casos en los que se complica la cirugía de catarata. Una variante de estos últimos se puede utilizar en casos de alteración iridiana, reconstruyendo parcialmente la pupila. No olvidarse de los anillos intraestromales, útiles para la corrección de ciertas patologías como puede ser el queratocono. La odontoqueratoprostesis tiene como principal objetivo insertar una zona óptica en un ojo que ha perdido el segmento anterior pero que conserva en perfecto estado la retina. Prótesis oculares de PMMA (ojos de cristal)

La cirugía en el desprendimiento de retina usa por sistema algún tipo de silicona como puente de unión de la esclera y coroides a la retina desprendida. En casos de complicaciones vítreas, se realiza una vitrectomía y el vítreo, se sustituye por aceite de silicona, el cual puede ser retirado, pero los actuales son tan selectos que se aconseja mantenerlos¹⁴.

11 Sistemas de liberación controlada de fármacos

La administración tópica de medicamentos en terapias oftalmológicas consiste en colocar el fármaco directamente sobre el ojo mediante goteo. Después de esta aplicación el tiempo de estancia del fármaco en la película lagrimal es en su mayoría corto y la absorción es entre un 1% y un 10% de la dosis aplicada.

Habitualmente, estas limitaciones son compensadas con la aplicación de dos o más dosis seguidas, a fin de alcanzar la dosis terapéutica en el tejido, e incluso, la repetición de esto varias veces al día. Todo este proceso conlleva a que se produzcan variaciones muy marcadas en los niveles del fármaco en los tejidos, pudiendo alcanzarse valores superiores o inferiores a los niveles terapéuticos requeridos.

Además, el uso de gotas oculares está asociado a una rápida variación en la velocidad de administración del fármaco a la córnea, lo cual a su vez limita la eficacia del sistema terapéutico. Si bien la administración tópica clásica mediante gotas es de fácil aplicación y presenta menos complicaciones potenciales que otros sistemas de administración tópica (inyecciones, insertos, etc.), no es posible tener un control adecuado de la administración del fármaco.

Por otra parte, la absorción sistémica del fármaco a través del drenaje lagrimal genera una distribución del mismo en tejidos no específicos y evita el pasaje por el hígado, pudiendo causar efectos adversos sistémicos importantes.

A fin de mejorar la absorción del fármaco en el sitio de acción se han desarrollado estrategias alternativas que permiten aumentar su tiempo de permanencia en el ojo. Estos sistemas se denominan sistemas de transporte y liberación controlada de fármacos y se basan en la posibilidad de localizar el fármaco precisamente en el sitio de acción y suministrar la cantidad necesaria durante el tiempo requerido, con el propósito de mejorar la biodisponibilidad y disminuir los efectos no deseados.

Los sistemas de transporte y liberación de medicamentos son creados para regular la velocidad de liberación del fármaco, mantener una concentración terapéutica estable en el organismo, y evitar que se produzcan fluctuaciones importantes en sus niveles plasmáticos. La liberación del fármaco a partir de estos sistemas puede ser constante durante un periodo o bien puede estar promovida por la acción de un determinado factor del entorno.

Dentro de los sistemas alternativos para la administración de medicamentos oculares se encuentran las formulaciones semisólidas (geles), los sistemas coloidales, los insertos y las lentes de contacto. Estos sistemas incrementan la eficiencia de las terapias oculares, pero no son perfectos, presentan algunos inconvenientes como puede ser: visión borrosa en el caso de geles, problemas de colocación y expulsión, como sucede con los injertos¹⁷.

11.1 Lentes de contacto como sistema de administración de fármacos

En el caso de las lentes de contacto, además de prolongar el tiempo de permanencia, también mejora la absorción, ya que su dimensión y ubicación (frente a la córnea) permite un contacto íntimo con la superficie corneal. Las lentes de contacto blandas son las más adecuadas para llevar a cabo estos fines.

Estas lentes de contacto terapéuticas, son preparadas como sistemas de liberación mediante la inmersión de la lente en una solución del principio activo y actuando como reservorio.

Los inconvenientes que se presentan con las lentes de contacto blandas comerciales como sistemas de liberación controlada es su baja afinidad y capacidad de captar diferentes tipos de fármacos. Asimismo, en los casos donde la carga del fármaco es adecuada, su mayor limitación reside en que la liberación para algunos fármacos ocurre demasiado rápido como para mantener niveles terapéuticos durante períodos de tiempo largos²⁰.

Una estrategia aplicada recientemente en el campo de la tecnología farmacéutica para el desarrollo de sistemas de transporte y liberación controlada de fármacos es el uso de hidrogeles responsivos, materiales con grupos funcionales capaces de modificar su estructura en respuesta a estímulos externos.

La aplicación de hidrogeles responsivos se basa en la posibilidad de que estos materiales modifiquen sus estructuras ante cambios del entorno, provocados por la presencia de un estado patológico, por requerimientos biológicos fluctuantes o por la aparición de ciertas biomoléculas, y liberen la cantidad apropiada del principio activo (fármaco) en función de la magnitud de ese cambio¹⁷.

11.2 Tratamiento de patologías oculares basado en la administración de fármacos mediante lentes de contacto

La utilización de lentes de contacto como forma de liberación de fármacos se ha orientado desde los inicios a patologías de la superficie ocular y del segmento anterior. Sin embargo, su potencial aplicación en el tratamiento de enfermedades del segmento posterior ha sido recientemente puesta en valor y se ha comenzado a desarrollar una nueva línea investigadora en ese sentido¹⁷.

11.2.1 Antibióticos para la infección ocular

Una infección ocular puede ser causada por bacterias, hongos o por un virus, y cursar en forma de conjuntivitis, queratitis, endoftalmitis, u otras patologías. Estas patologías pueden complicarse en el tiempo por lo que su tratamiento puede ser muy costoso. El método más comúnmente

conocido para tratar estos trastornos oculares es la aplicación de soluciones oftálmicas tópicas en forma de gotas²⁰.

Sin embargo, el desafío de tales tratamientos es mantener concentraciones suficientemente altas del fármaco en el tejido afectado. Se requieren altas concentraciones de fármaco en cada gota para conducir una cantidad útil de medicamento al ojo en un corto tiempo. Las complicaciones e ineficiencias asociadas con la administración tópica de medicamentos han impulsado la búsqueda nuevas alternativas que proporcionen una administración prolongada y sostenida de fármacos, toxicidad mínima y facilidad de uso.

Un método bien estudiado y conveniente para proporcionar el suministro sostenido de fármacos es el uso de lentes de contacto de hidrogel; por diseño, tales lentes de contacto ya proporcionan comodidad, claridad y biocompatibilidad, y por lo tanto son una opción atractiva para aplicaciones de medicamentos oculares.

Estudios recientes describen la síntesis de lentes de contacto de hidrogel convencionales que incorporan ciprofloxacina encapsulada en nanoesferas y demuestran que la ciprofloxacina liberada de dos tipos diferentes de lentes inhibe continuamente el crecimiento de *S. aureus* o *P. aeruginosa* en cultivos líquidos¹⁸.

11.2.2 Lesión corneal

Las lesiones de la córnea se pueden producir por multitud de causas, por ejemplo lesiones químicas, abrasiones, cuerpos extraños... La aplicación tópica de distintos agentes, como el factor de crecimiento epidérmico, ha demostrado acelerar la cicatrización. Además, en este caso, la lente de contacto actúa como vendaje protector frente a posibles elementos dañinos, como el parpadeo e invulnerabilidad ante agentes externos. De esta forma, se favorece que las nuevas células permanezcan en la superficie corneal²⁰.

Se realizó un estudio con conejos en los que se probó la liberación del factor del crecimiento epitelial a partir de lentes de contacto blandas (El factor de crecimiento epitelial se puede administrar a partir de algunos pero no de todos los materiales de hidrogel) embebidas en el fármaco y en otros en los que no se probó. Se mostró una mayor tasa de mejoría en los ojos de los animales a los que se les aplicó el fármaco en la lente de contacto¹⁹.

11.2.3 Síndrome de ojo seco

El ojo seco es una enfermedad multifactorial de la película lagrimal y de la superficie ocular asociada a síntomas como la irritación, ardor, sensación de cuerpo extraño, inestabilidad lagrimal entre otras y cuyo tratamiento habitual es la administración de lágrimas artificiales en forma de gotas oftálmicas²⁰.

A parte de este tratamiento, se realizó un estudio mediante la incorporación de diversas moléculas en lentes de contacto que tenían propiedades terapéuticas como fue el caso del ácido hialurónico, que conseguía una liberación constante del fármaco durante 24 horas²¹.

También se ha planteado la agregación de principios activos de fosfolípidos como por ejemplo la fosforilcolina ya que esta molécula juega un papel de suma importancia en el mantenimiento de la estabilidad de la película lagrimal^{22, 23}.

12. Conclusiones

Los polímeros llevan con nosotros desde el inicio de los tiempos y el ser humano ha sido capaz de usarlo para su beneficio desde entonces. El desarrollo y estudio de los polímeros ha sido algo que ha dado muchos quebraderos de cabeza y en la actualidad podemos encontrar tres tipos los naturales, sintéticos y artificiales.

En medicina, los podemos encontrar en aplicaciones ortopédicas, implantes cardiovasculares o implantes para la administración sostenida de fármacos. En todos estos casos y en muchos otros, nos ayudan a recobrar o mejorar nuestra salud.

Los polímeros son de verdadera utilidad en medicina y sobre todo en oftalmología ya que, pueden ser utilizados como implantes o protectores entre muchas otras cosas.

Un gran avance en el campo de la óptica fue en parte culpa de los polímeros, la invención de las lentes oftálmicas no solo sirvió para conseguir que la sociedad gozara de una mejor visión corrigiendo sus defectos ópticos sino que también, han ayudado para proteger la visión frente a la exposición de rayos ultravioletas o conseguir mejorar la agudeza visual con filtros especiales en personas con baja visión.

Las lentes de contacto se han abierto paso poco a poco entre nosotros y desde que se descubrió el primer diseño de estas hace más de 600 años su evolución ha sido algo muy continuo, tanto es así, que se pueden encontrar de diversos tipos y utilidades. Pueden ser rígidas o blandas, intraoculares, fáquicas o afáquicas etc. Aunque su principal beneficio es el de otorgar una gran corrección óptica, lo verdaderamente ventajoso de estas lentes se debe a su uso terapéutico. La administración de fármacos a través de las lentes de contacto tiene como consecuencia un mayor tiempo de permanencia y absorción.

Aunque aún está en pleno desarrollo e investigación, ya se empiezan a ver los primeros tratamientos de patologías oculares basados en la administración de fármacos mediante las lentes de contacto.

13 Referencias Bibliográficas

- 1 <https://es.slideshare.net/danielra100046/los-polmeros-en-medicina>
- 2 <http://www.agrowaste.eu/wp-content/uploads/2013/02/BIOPOLIMEROS.pdf>
- 3 <http://www.monografias.com/trabajos97/tipos-polimeros/tipos-polimeros.shtml>
4. <http://www.revistas.uis.edu.co/index.php/revistamedicasuis/article/viewFile/1999/2370>
- 5 <https://upcommons.upc.edu/bitstream/handle/2099.1/3093/34111-4.pdf>
- 6 <http://www.posgradoeinvestigacion.uadec.mx/CienciaCierta/CC38/2.html#.WdpuhevjiU>
- 7 <http://ajlsa.com/>
- 8 <http://www.medigraphic.com/pdfs/revmexoft/rmo-2009/rmo093i.pdf>
- 9 <http://www.intramed.net/43429>
- 10 <https://www.barraquer.com/noticias/lentillas-blandas-ventajas-y-desventajas/>
- 11 <https://www.informacionopticas.com/lentes-de-contacto-rigiditas-ventajas-y-desventajas/>
- 12 http://www.upv.es/materiales/Fcm/Fcm15/pfcm15_2.html
- 13 <http://ocw.uc3m.es/ciencia-e-oin/quimica-de-los-materiales/Material-de-clase/tema-6.-materiales-metalicos-ceramicos-y-polimeros-iii>
- 14 Plásticos aplicados en medicina .Carmen Sanchez Renamayor y col. Ediciones Uned. ISBN: 84-362-4837-6. Madrid. 2002.
Índice pag. 17-34 introducción pag. 151-170 sistemas de liberación controlada de fármacos 171-206.

15 <http://clearlents.blogspot.com.es/2013/04/metodos-de-fabricacion.html>

16 <http://www.imagenoptica.com.mx/pdf/revista50/materiales.htm>

17 <http://sedici.unlp.edu.ar/handle/10915/35028>

18 Garhwal R, Shady S, Ellis E, Ellis J, Leahy C, McCarthy S et al. Sustained Ocular Delivery of Ciprofloxacin Using Nanospheres and Conventional Contact Lens Materials. *Investigative Ophthalmology & Visual Science*. 2012;53(3):1341.

19 Schultz C, Morck D. Contact lenses as a drug delivery device for epidermal growth factor in the treatment of ocular wounds. *Clinical and Experimental Optometry*. 2010;93(2):61-65.

20 Bengani L, Hsu K, Gause S, Chauhan A. Contact lenses as a platform for ocular drug delivery. *Expert Opinion on Drug Delivery*. 2013;10(11):1483-1496.

21 Scheuer C, Fridman K, Barniak V, Burke S, Venkatesh S. Retention of conditioning agent hyaluronan on hydrogel contact lenses. *Contact Lens and Anterior Eye*. 2010;33:S2-S6.

22 <http://www.opticarustique.com/biocompatibles.htm>

23 Pitt W, Jack D, Zhao Y, Nelson J, Pruitt J. Loading and Release of a Phospholipid From Contact Lenses. *Optometry and Vision Science*. 2011;88(4):502-506

24 <http://tecnopolimeros.blogspot.com.es/2011/05/evolucion-historica-de-los-polimeros.html>

25 <http://coquada.com/cms/2016/12/09/historia-las-lentes-contacto/>

26 <https://cuidatuvista.com/historia-de-las-lentes-de-contacto/>