



UNIVERSITAT POLITÈCNICA DE CATALUNYA
BARCELONATECNI

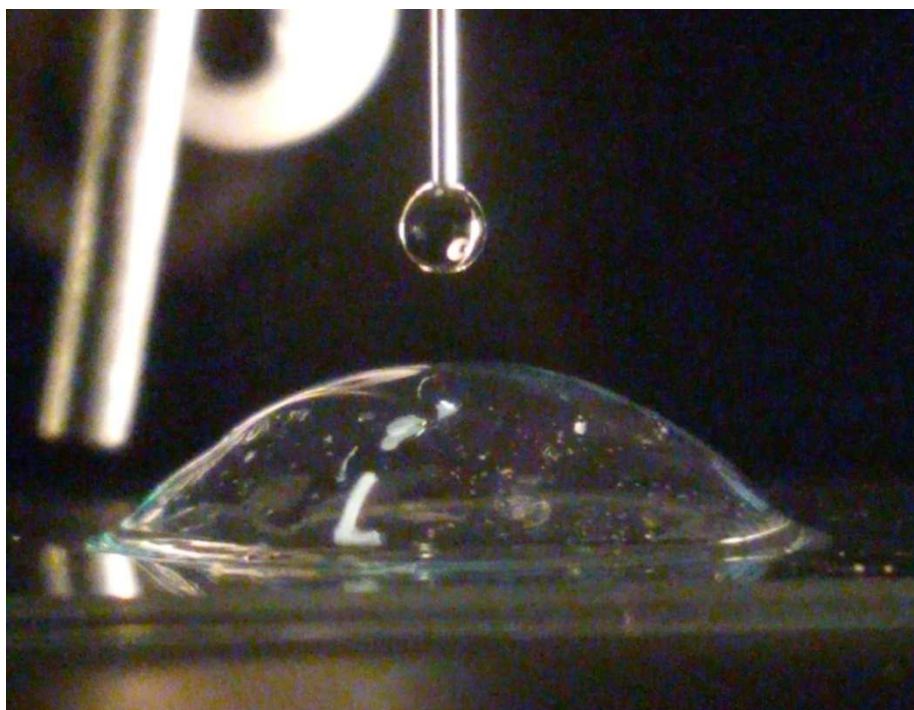
Facultat d'Òptica i Optometria de Terrassa



GRAU EN ÒPTICA I OPTOMETRIA

TREBALL FINAL DE GRAU

ESTUDI DE LA HUMECTACIÓ DE MATERIALS PER A LENTS DE CONTACTE EN FUNCIÓ DE LES DISSOLUCIONS DE MANTENIMENT I CONSERVACIÓ



CRISTINA JUNCÀ CLIMENT

Director/a: ESTER GUAUS GUERRERO
Departament: Departament d'enginyeria química

DATA DE LECTURA: 23/ 06/ 2015

Facultat d'Òptica i Optometria de Terrassa
© Universitat Politècnica de Catalunya, any (2015). Tots els drets reservats



GRAU EN OPTICA I OPTOMETRIA

El Sr./Sra. Ester Gaus Guerrero com a director/a del treball

CERTIFIQUEN

Que el Sr./Sra. Cristina Juncà Climent ha realitzat sota la seva supervisió el treball Estudi de la humectació per a materials per a lents de contacte en funció de les dissolucions de manteniment i conservació que es recull en aquesta memòria per optar al títol de grau en Òptica i Optometria.

I per a què consti, signo/em aquest certificat.

Sr/Sra.....
Tutor/a del treball

Sr/Sra.....
Director/a del treball

Terrassa, 8 de Juny de 2015



GRAU EN OPTICA I OPTOMETRIA

ESTUDI DE LA HUMECTACIÓ DE MATERIALS PER A LENTS DE CONTACTE EN FUNCIÓ DE LES DISSOLUCIONS DE MANTENIMENT I CONSERVACIÓ

RESUM

En aquest treball s'analitza la variació in vitro de la humectabilitat de la superfície d'alguns materials de lents de contacte (LC) depenen de la solució de manteniment utilitzada. L'anàlisi de la humectabilitat es realitza en funció de la tensió superficial i pH de les dissolucions de manteniment.

Per a poder estudiar la humectabilitat, els materials es condicionen submergits en diferents solucions de manteniment i es mesura l'angle de contacte que forma una gota d'aigua desionitzada sobre la superfície de les LC mitjançant la tècnica de gota sèssil. L'estudi s'ha dut a terme utilitzant tres lents hidrogel de silicó i tres lents d'hidrogel convencional. Com a dissolucions de manteniment s'utilitzen dos solucions úniques actualment disponibles al mercat, aigua MilliQ®, solució salina tamponada de fosfats i la mateixa solució del blister amb la que es comercialitza la lent. En el treball també s'han mesurat el pH i la tensió superficial (γ_L) de les dissolucions de manteniment emprades.

En les LC d'hidrogel convencional no iòniques la variació de l'angle de contacte depèn de la γ_L i en les iòniques del pH de la dissolució de manteniment. En les LC d'hidrogel de silicó amb tractaments superficials la variació de l'angle de contacte és multifactorial. Tant pels materials d'hidrogel convencional com pels de silicó són les solucions úniques les que proporcionen una millor humectabilitat de la superfície i una absorció d'aigua que es pot descriure per una cinètica d'absorció de segon ordre.



GRAU EN OPTICA I OPTOMETRIA

ESTUDIO DE LA HUMECTACIÓN DE MATERIALES PARA LENTES DE CONTACTO EN FUNCIÓN DE LAS DISOLUCIONES DE MANTENIMIENTO Y CONSERVACIÓN

RESUMEN

En este trabajo se analizará in vitro la variación de la humectabilidad en la superficie de algunos materiales de lentes de contacto (LC) dependiendo de la solución de mantenimiento utilizada. El análisis de la humectabilidad se realiza en función de la tensión superficial y el pH de las soluciones de mantenimiento.

Para poder estudiar la humectabilidad, los materiales han sido acondicionadas mediante soluciones de mantenimiento y se mide el ángulo de contacto que forma una gota de agua desionizada sobre la superficie de la LC mediante la técnica de la gota sécil. El estudio se ha llevado a cabo con la utilización de tres lentes de contacto hidrogel silicona y tres lentes de hidrogel convencional. Como disoluciones se han utilizado dos soluciones únicas actualmente disponibles en el mercado, agua MilliQ®, solución salina tamponada con fosfatos y la misma solución con la que se comercializa la lente. En este estudio también se han medido el pH i la tensión superficial (γ_L) de las disoluciones de mantenimiento.

En las LC de hidrogel convencional no iónicas la variación del ángulo de contacto depende de (γ_L) i en las iónicas del pH de la disolución de mantenimiento. En las LC de hidrogel de silicona con tratamientos superficiales la variación del ángulo de contacto es multifactorial. Tanto para las lentes de hidrogel convencional como para las lentes hidrogel silicona, son las soluciones de mantenimiento las que proporcionan una mayor humectabilidad de la superficie i una absorción de agua que se puede describir mediante una cinética de segundo orden.



OPTICA AND OPTOMETRY DEGREE

WETTING STUDY MATERIALS FOR CONTACT LENSES SOLUTIONS DEPENDING ON THE MAINTENANCE AND CONSERVATION

ABSTRACT

This project aims to analyse in vitro the change in the wettability of some materials used to manufacture contact lenses (CL) depending on the care solution used. The analysis of wettability is performed as a function of the surface tension and pH of the CL care solutions.

To study the wettability, the materials have been conditioned into care solutions and the contact angle that forms a deionized water drop on the CL surface is measured by the sessile drop technique. The study was conducted with the use of three silicone hydrogel CL and three conventional hydrogel CL. The CL care solutions used were: two unique solutions currently available on the market, MilliQ® water, phosphate buffered saline and solutions with which the lens is marketed. In this study, the pH and the surface tension (γ_L) of the CL care solutions have also been measured.

In the conventional no-ionic hydrogel CL, the contact angle variation depends on γ_L and in conventional ionic hydrogel CL depends on the pH of the CL care solution. In silicone hydrogel CL with surface treatments, the contact angle variation is multifactorial. For both conventional hydrogel lenses and silicone hydrogels lenses the unique solutions are the care solutions which provide better surface wettability and a water absorption that can be described by kinetics of second order.

This project studies the wettability of contact lenses depend on care solution used. They want to determine under what conditions superficial wettability manufacturer sells contact lenses; and the effect of pH and surface tension of keeping these solutions. The values of contact angles were obtained using the sessile drop method.

To carry out this study used six different types of contact lenses, two care solutions, phosphate buffered saline obtained in the laboratory, water MilliQ® and blister with the same solution that sells the lens. The three conventional hydrogel materials are: Polymacon, and Methafilcon Omafalcon A, while three silicone hydrogel are: Lotrafalcon B, A and Balafilcon Comfilcon A. Regarding the solutions used Bausch & Lomb Biotrue and Hydro of Health Disop.

Using the appliance model Krus, DSA 100 has obtained the initial measurement of the contact angles and the evolution of this material time for each and every solution. The pH and surface tension of each solution was measured using a pH meter Crison micropH model 2000 and model K100 Krus of blood pressure.

During the experimental method has taken into account various aspects. One of them is the time that each contact lens has been immersed in the care solution measures before contact angle. We controlled that the measures were taken after last 7 days of the placement of the lens in the solution to be analyzed.

It should be noted that prior to obtaining the values of the contact angle lens has dried for 15 seconds with the role of laboratory and tweezers to remove excess solution from the surface and get a real value.

Another highlight is the conditions of fast action, has sought work in the laboratory at a temperature of 27°C and humidity of 50%. The variation of these two factors is very important because it could cause an alteration in obtaining the results, especially in the case of pH.

The results obtained to measure contact angles are represented in graphical dispersion. In each of them you can see classified material to the evolution of the contact angle for each solution. For each material and each solution has been represented in the graph which shows the kinetics of first and second order. Each representing obtained trend line and the regression line. The regression line allows us to provide a value in the slope, which indicates that the linearity continues this representation and therefore the absorption constant, k , of the material.

Of the two representations obtained kinetics first order and second order, we were in that we get a value on the regression line closest to 1. As a criterion to consider the variation of the angle contact time could be described as a kinetic absorption has been considered that the value of the correlation coefficient r^2 was higher than 0.85.

These results have also been treated by graphic block, as the data of pH values in the solutions to obtain a visual representation of the results.

In addition to the aforementioned graphic data must also be treated in order to apply the Pearson correlation. This setting allows us to evaluate the importance that causes variation in pH and surface tension for each case.

To determine the degree of correlation between surface tension and contact angle starting materials in which those observed linear dependence calculate the Pearson

correlation coefficient imposing a confidence interval of 95%.

The results show that the LC variation conventional hydrogel contact angle depends on strength of ionic character of the surface. In these lenses the ionic character confers the presence of acid metacrylic in the composition of the material, such as the LC Methafilcon.

In the lens nonionic Omaficon A and Polymacon, the contact angle decreases to reduce the surface tension of the solution and conditioning, thus indicating that they are only dispersive forces (the character more or less nonpolar surface and polar character MilliQ water) describing the interfacial tension. In the presence of ionic lens carboxylic acid functional group on the surface it causes acid-base interaction that determines the interfacial tension between the water and the surface of the material MilliQ.

In CL silicone hydrogel are the factors that regulate the interaction between water and the surface of the material MilliQ are not so clear, possibly due to two of them, Balafilcon Lotrafilcon A and B, have surface treatments. The dependence of the angle of contact with the pH of the CL Comfilcon A, indicates the possible existence of some ionizable agent in their composition, but is considered as non ionic.

CL seems to Lotrafilcon B are both factors, interaction dispersive acid and base, which regulates the contact angle. None of the material Balafilcon the two properties described be studied changes in contact angles, which may be indicating that we should consider other factors such as surface roughness or the presence of certain electrolytes in dissolution and conditioning.

All results are also presented in table format so you can quickly compare the values obtained represent and each measure more accurately.

We conclude this work emphasizing the importance of maintaining the solution humectabilitat surface in contact lenses. Since we deal with silicone hydrogel lenses such as conventional hydrogel.

The results of the in vitro measurements of the contact angle shows the importance of maintaining the solution humectabilitat surface in contact lenses. As we have seen at work involvement caused the material is not only remarkable in silicone hydrogel lenses, it is also very present in conventional hydrogel lenses. It has been observed that water MilliQ® equipped CL, the CL untreated surface presents a hydrophobic surface that you have them.

In all types of lenses used unique solutions provide greater humectabilitat surface in contact lenses as in all materials, the values of contact angles obtained when the CL are submerged in two unique solutions used are much smaller than in saline solution or MilliQ® blister respectively.

The decrease in the contact angle of water with time MilliQ® best fits a second order kinetic absorption when the CL were conditioned on unique solutions. It is observed that the absorption kinetics of dissolution Disop is slower than the dissolution Biotrue. It would be interesting to do a clinical study to determine whether this behavior may be related to the perceived comfort of users of the LC and LC-speed dehydration depending on the frequency of blinking.

In those materials that the main monomer HEMA, as in the case of Omaficon Polymacon A and the non-ionic surface and the interaction of water with the surface

depends on dispersive forces, so the contact angle decreases by increasing the surface tension of the solution and conditioning. When HEMA is copolymerized with acrylic acid, as is the case with Methafilcon, the acid-base interaction forces determine the contact angle and that increasing the pH of the dissolution of maintenance.

Without the use of surfactants or buffered solutions at pH different from the tear in conventional hydrogel lenses not prepared nor sufficiently moistens the surface of these for their use. For this reason, we conclude that this type of contact lens, without prior preparation, when introduced to the ocular surface has a very low wettability. This may be related to a discomfort of the material in the first instance because the lens is not moistened by tears and facilitates its natural movement on the cornea.

AGRAIMENTS:

- A la tutora d'aquest projecte, Ester Gaus per a la seva dedicació i seguiment.
- Al Centre Universitari de la visió per facilitar el material utilitzat al llarg de la investigació.
- Al senyor Navarro per cedir les instal·lacions i aparells necessaris per a poder dur a terme les mesures experimentals.
- A la meva família i parella per recolzar-me en tot moment per a la realització d'aquest projecte.

ÍNDEX

1. INTRODUCCIÓ	1
2. OBJECTIUS DEL TREBALL	3
3. MARC TEÒRIC	5
3.1 PROPIETATS QUE DEFINEIXEN BIOCOMPATIBILITAT D'UNA LENT DE CONTACTE	5
3.1.1 PERMEABILITAT ALS GASOS O COEFICIENT DE PERMEABILITAT (DK)	5
3.1.2 TRANSMISSIBILITAT A L'OXIGEN (DK/T)	6
3.1.3 HUMECTABILITAT SUPERFICIAL	6
3.2 HIDROGEL CONVENCIONAL	7
3.2.1 CARACTERÍSTIQUES.....	7
3.2.2 CLASSIFICACIÓ DE LES LENTS HIDROGEL CONVENCIONAL	8
3.3 HIDROGEL SILICONA.....	10
3.3.1 CARACTERÍSTIQUES DE LES LENTS HIDROGEL SILICONA	10
3.3.2 PROPIETATS.....	13
3.3.3 CLASSIFICACIÓ DE LES LENTS HIDROGEL DE SILICONA.....	17
3.4 PROPIETATS DE LES DISSOLUCIONS DE CONSERVACIÓ I MANTENIMENT DE LES LENTS DE CONTACTE.....	18
4. MATERIALS I MÈTODES	21
4.1 MOSTRES DE LENTS DE CONTACTE UTILITZADES.....	22
4.1.1 CLASSIFICACIÓ	22
4.2 SOLUCIONS DE MANTENIMENT UTILITZADES	23
4.2.1 DISSOLUCIONS DEL BLISTER (UN BORN).....	23
4.2.2 DISSOLUCIONS ÚNIQUES:	24
4.2.3 DISSOLUCIÓ SALINA TAMPONADA AMB FOSFATS (PBS)	25
4.3 MÈTODES DE MESURA.....	26
4.3.1 MESURA DE L'ANGLE DE CONTACTE	26
4.3.2 MESURA DEL PH	29
4.3.3 MESURA DE LA TENSÍO SUPERFICIAL	31
5. RESULTATS EXPERIMENTALS	34
5.1. RESULTATS ANGLE DE CONTACTE	34
5.1.1 CINÈTICA D'ABSORCIÓ.....	39
5.2. RESULTATS PH.....	44
5.3. RESULTATS TENSÍO SUPERFICIAL.....	48
5 CONCLUSIONS	53
6 BIBLIOGRAFÍA	55

1. INTRODUCCIÓ

Una lent de contacte és un sistema òptic compensador (encara que també poden tenir un ús cosmètic o terapèutic) que s'utilitza per a corregir les principals ametropies que pateix la població i que són la miopia, l'astigmatisme i la hipermetropia. El seu ús per a corregir la presbícia també està augmentat en l'actualitat.

La lent de contacte es col·loca a la superfície ocular en contacte amb la pel·lícula llagrimal, de manera que es manté hidratada i lubricada a cada parpelleig. (Tighe, BJ, 2002)

Actualment al mercat trobem diversos tipus de materials i dissenys per a lents de contacte. En quant a material podem destacar-ne les d'hidrogel convencional i les d'hidrogel silicona com a més utilitzades actualment tot i que també es continuen utilitzant les lents permeables al gas.

Una lent de contacte es fabriquen amb materials polimèrics i les d'hidrogel es caracteritzen a més perquè el material absorbeix en el seu sí un contingut d'aigua, que varia segons la matriu polimèrica. El material que s'utilitza per a fabricar les lents de contacte ha de ser biocompatible i aquesta biocompatibilitat ve marcada fonamentalment per la seva permeabilitat a l'oxigen i per la humectabilitat de la seva superfície.

Les lents de contacte no és més que un cos estrany a l'ull, que utilitzem per a corregir el defecte refractiu, per aquest motiu ha de tenir uns rigorosos tractament i desinfecció per tal de no ocasionar danys oculars. Totes i cadascuna de les lents utilitzades han de mantenir-se en dissolucions de conservació i desinfecció. Per a tractar una superfície lenticular, s'haurien de seguir uns passos concrets; la desinfecció de la lent per evitar la proliferació de diversos agent microbians, la humectació i tractament amb agents per a esclarir la superfície i treure els restes d'aquests agents netejadors i finalment una solució que condicioni i prepari la lent per a poder tornar a ser col·locada a la superfície ocular.

El que es pretén investigar amb aquest treball és la humectació de lents de contacte d'hidrogel natives de diferent material i quina és l'afectació superficial de les diverses solucions de manteniment utilitzades per a la desinfecció i conservació de les lents de contacte. Concretament es treballarà amb diverses marques tant d'hidrogel convencional com hidrogel silicona per a confirmar si el comportament dels dos materials davant de les solucions és el mateix. S'han escollit tres fabricants; Alcon, Bausch & Lomb i Cooper Vision.

Concretament per a poder veure l'afectació d'aquestes tipus de solució s'ha utilitzat una composició obtinguda al laboratori de solució salina. El que es volia intentar reproduir amb aquest tipus de solució és un medi el més similar possible a la llàgrima natural, però en el qual ens assegurem que no hi ha present cap tipus de tenso actius ni component humectants i que per tant els valors obtinguts fossin el més similar possibles quan la lent de contacte es troba immersa a la llàgrima.

Per altra banda les solucions úniques utilitzades per a fer l'estudi seran tres marques de solució única. Dues d'elles de la marca comercial *Disop*; una d'elles indicada

especialment per a lents hidrogel silicona i l'altre específica per a tot tipus de lents toves i permeables al gas, igual que la última solució anomenada; es tracta d'una preparació comercialitzada per Bausch & Lomb amb el nom de *Biotrue*

A més de prendre les mesures en les dues solucions esmentades anteriorment, també s'analitzaran les lents tal i com el fabricant considera que són les condicions idònies, amb la solució amb la que s'emmagatzemen al blister.

La composició, característiques i propietats de cada solució les comentarem amb profunditat en els següents apartats del treball.

Tal i com s'ha comentat anteriorment l'estudi consisteix explícitament en veure les variacions superficials que pateixen les lents de contacte al canviar-les de solució. Passant per solució del blister; tal i com el fabricant les envia; amb solució salina, i per tant en un medi en que la superfície no es veu alterada amb component humectants i amb dos tipus de solució única, la qual desinfecta i humecta la seva superfície.

El mètode emprat per a veure com varia la humectació superficial de la lent de contacte serà mitjançant la mesura de l'angle de contacte que forma l'aigua sobre la superfície de la lent, utilitzant la tècnica de la gota sèssil, que posteriorment s'explicarà amb detall en l'apartat 4.

2. OBJECTIUS DEL TREBALL

Els objectius d'aquest treball son:

- Posar a punt la tècnica de la gota sèssil per mesurar angles de contacte sobre lents de contacte d'hidrogel.
- Investigar en quines condicions d'humectabilitat superficial el fabricant comercialitza les lents de contacte.
- Comparar angles de contacte mesurats sobre lents de contacte natives d'hidrogel convencional i d'hidrogel de silicona.
- Estudiar in vitro la influència del sistema de manteniment sobre l'angle de contacte de lents d'hidrogel convencional i de silicona
- Valorar l'efecte de la tensió superficial i el valor de pH de les dissolucions de manteniment en la superfície de les lents de contacte.
- Veure el comportament de la superfície de la lent de contacte depenen de la solució de manteniment utilitzada.

3. MARC TEÒRIC

3.1 Propietats que defineixen biocompatibilitat d'una lent de contacte

Sovint, a la vida quotidiana, quan s'adapta una lent de contacte se'n destaca si es tracta d'una hidrogel convencional, o hidrogel silicona i a partir d'aquí es valora el seu comportament enfront al pas d'oxigen. Certament per tal de realitzar un cas d'adaptació és bàsic conèixer el material de la lent a adaptar per tal de predir el seu comportament.

Tot i així el tipus de material del que està formada la lent per si sol, però, no ens dona gaire informació; el que si ens aporta molta informació del comportament d'aquesta, pel que fa a la transmissibilitat a l'oxigen, són els valors de permeabilitat a l'oxigen, Dk , i transmissibilitat a l'oxigen, $i Dk/t$.

Seguidament puntualitzarem les diferències bàsiques entre aquests dos valors, que sovint es confonen.

A l'apartat 3.1.3 ens centrarem en l'efecte de la humectabilitat superficial d'un material i la importància d'aquesta amb la comoditat i visió del pacient.

3.1.1 Permeabilitat als gasos o coeficient de permeabilitat (Dk)

Podem definir el coeficient de permeabilitat (Velázquez Guerrero, R, 2002) com a una constant característica del material que només es compleix en condicions específiques.

Aquest concepte es defineix mitjançant; El coeficient de difusió (D) i el coeficient de solubilitat (k), i per tant ho expressem mitjançant " Dk "

On D és el coeficient de difusió (en cm^2/seg) que representa la quantitat d'oxigen que passa a través de la unitat d'àrea del material en un segon.

En aquest cas k és el coeficient de solubilitat de l'oxigen en el material (en cm^3 (STP)/ $\text{cm}^3 \times \text{mmHg}$), que representa els cm^3 d'oxigen que queden dissolts en un cm^3 del material a 760 mmHg de pressió.

Donat que és una característica pròpia dels materials, de manera que si treballem amb diferents gasos, els resultats obtinguts d'aquesta variaran. Aquest valor dependrà de la solubilitat del gas utilitzat en fer la mesura (K). Per exemple, treballant en els dos casos amb lents hidrogel convencional, el valor de Dk en CO_2 és deu vegades major que el Dk obtingut fent les mesures amb oxigen, ja que la solubilitat del CO_2 és molt major que la de l'oxigen.

Per tal de poder representar-ho amb major comoditat, com a unitats de mesura utilitzem els "*barrers*". ($\text{barrer} = 10^{-11} (\text{cm}^2/\text{s}) (\text{mLO}_2/(\text{mL} \times \text{mmHg}))$)

3.1.2 Transmissibilitat a l'oxigen (Dk/t)

El coeficient de transmissibilitat a l'oxigen és característic de cada lent i en unes condicions concretes.

Aquesta propietat ens indica la permeabilitat als gasos però tenint en compte el gruix d'aquesta. És important tenir en compte el fet que en aquest cas tenim en compte el disseny i la fabricació de la lent ja que podem trobar resultats molt diversos depenen de si treballem amb una lent positiva o una lent de potència negativa. Aquest fet és imprescindible ja que a lents negatives al centre hi trobem el punt més prim de la lent, mentre que en les lents positives, al centre, hi trobem el punt més gruixut.

Per tal de poder unificar la mesura els fabricant generalment donen aquest paràmetre utilitzant una lent negativa de -3.00D.

Les unitats emprades per a determinar aquest valor és "hectobarrer/cm" (Chhabra. M; Prausnitz. J, M; Radke, C, J, 2009)

3.1.3 Humectabilitat superficial

La humectabilitat és defineix com la facilitat amb la que un fluid s'expandeix a través d'un sòlid i per tant, la capacitat que té un líquid de mullar un sòlid.

De manera més específica i centrant-nos en un aspecte més físic, la humectabilitat es pot descriure també com la adherència d'un fluid sobre una capa sòlida, mitjançant la interacció de forces moleculars.

La seva determinació s'estableix mesurant in vitro l'angle de contacte entre la gota de líquid en equilibri amb l'horitzontal de la superfície sòlida.

Concretament l'angle de contacte és el format entre la tangent del perímetre de la gota, en el punt en què s'uneixen la gota amb la superfície del sòlid, i l'horitzontal del pla, comptada per l'interior de la gota. Es mesura en angles, quan més proper a 0 sigui aquest angle, millor s'estendrà el líquid sobre la superfície i per tant major humectabilitat tindrà el sòlid. (Fowke, F.M; Zisman, W.A, 1964)

La descripció teòrica en el que és basa aquest fenomen físic és la llei de Young: (Kwok & Neumann, 1999)

$$\gamma_{SG} = \gamma_{SL} + \gamma_{LG} \cos \theta \quad (\text{equació 1})$$

Aquest concepte va sorgir com la consideració de l'equilibri de les tres fases: la fase líquida de la gota (L), la fase sòlida de la superfície, en el nostre cas la lent de contacte (S) i la fase gas de l'aire ambient (V).

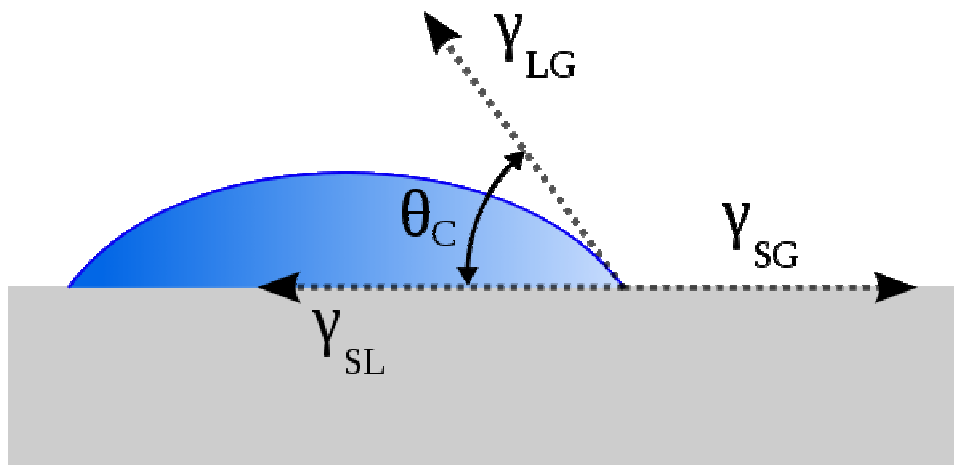


Figura 1 Angle de contacte en una superfície

A l'anterior imatge (Figura 1) podem veure que l'angle format és el resultat de la interacció entre els tres medis que subteixeixen θ .

Quan més petit sigui el valor obtingut, i per tant més proper a 0 podrem determinar d'una manera més fiable que el sòlid amb el que es treballa és molt més humectable.

Aquesta propietat, però, no depèn només de la de la estructura química de la lent, sinó que també és molt important el mètode de fabricació (Maldonado-Codina C, Efron N., 2003) (2004), qualitat i quantitat de llàgrima (Velázquez, R., 2002), parpelleig de l'usuari (Pintor R, Mexía E y Valle YL, 2009) .

D'aquesta manera podem relacionar directament la superfície de la lent amb la comoditat i la visió del pacient.

Podem mesurar l'angle de contacte seguint dues tècniques diferents, la gota captiva i la gota sèssil.

En la nostra experimentació ens decantarem per a la utilització de gota captiva, ja que per a treballar amb hidrogels de silicó la utilització d'aquest mètode és molt més fiable i exacte.

3.2 Hidrogel convencional

3.2.1 Característiques

Les lents d'hidrogel convencional, també anomenades lents de contacte toves o hidrofíliques, estan conformades per una fase polimèrica que determina el nivell màxim d'hidratació de l'hidrogel i la fase aquosa.

Concretament els polímers d'hidrogel formen una trabècula que manté les molècules d'aigua retingudes al seu interior, i a través de la qual, els gasos i altres molècules de mida petita passen.

Aquest tipus de lent de contacte permeten el pas de molècules que siguin d'una mida menor que els espais formats per la xarxa de la malla, i passen a través de l'aigua, de manera que a major quantitat d'aigua, major pas d'aquestes molècules ja que l'estructura en forma de malla serà major.

Als anys 80 Holden y Mertz (Holden & Mertz, 1980) (M, Covery.; D, Sweeney.; R, Tery.; P, Sankaridurg.; B, Holden., 2001) van determinar una sèrie de valors idonis per a un ús adequat de les lents de contacte d'hidrogel convencional. El valor de DK/t ideal en una lent utilitzada de manera diürna es de 34.30 unitats. En canvi per a una lent utilitzada de manera nocturna el Dk/t hauria de ser d'aproximadament 87.3 unitats.

El fet que el valor sigui molt major per a lents d'ús nocturn és obvi, ja que la còrnia durant la nit rep molt menys oxigen ja que les parpelles impedeixen l'arribada d'aquest. Per aquest motiu, si a aquest fet, hi sumem la barrera creada per una lent de contacte amb poca transmissibilitat, podríem causar un edema extrem molt perjudicial per al pacient.

Posteriorment aquesta teoria va tenir algunes modificacions; Harvitt i Bonanno (JA, Bonanno Harvitt., 1999) van concretar que per tal d'evitar edemes superiors als nocturn necessitàvem un valor de Dk/t de 35 en el cas de lents de contacte d'ús diürn i d'un 125 en cas d'utilitzar lents per a un ús nocturn, tot i que es va concretar el fet que amb un Dk/t de 87 unitats es podria evitar la hipòxia epitelial.

Papas al 1998 (E, Papas., 1998) va destacar el concepte "d'hiperèmia limbal". Aquest nou paràmetre fa referència a la transmissibilitat d'oxigen d'una lent de contacte analitzant la seva perifèria.

El valor "idoni" de Dk/t que comentàvem anteriorment hauria de ser constant en tota la superfície, tant si prenem el valor a la zona central de la lent, com a la perifèria d'aquesta.

Aquest fet és molt important en les lents d'elevada potència negativa, ja que com em esmentat anteriorment el gruix és diferents al centre que a la perifèria, el que ens ocasionaria un edema limbal a la part més externa de l'àpex corneal.

En el cas que traguéssim tota l'aigua en aquestes lents obtindríem una estructura polimèrica anomenada xerogel. Tindria una conformació rígida i pràcticament impermeable a l'oxigen, fet que ens corrobora el fet que el que ens permet el pas d'oxigen a través de la lent, és la quantitat d'aigua. La permeabilitat augmenta amb la hidratació de la lent, augmentat la seva component viscosa.

Aquest fet està representat per la relació directa entre el logaritme del Dk dels hidrogel i la seva hidratació, que s'aplica també a tots els hidrogels convencionals, amb menors desviacions independentment de la composició química de la fase polimèrica.

3.2.2 Classificació de les lents hidrogel convencional

El component principal del material de les lents de contacte és el hidroxietilmetacrilat (HEMA). El primer hidrogel desenvolupat va ser el polihidrocietilmetacrilat (PHEMA), anomenat Polymacon que pot contenir fins a un 38% d'aigua. L'HEMA es pot

copolimeritzar amb d'altres molècules donant lloc a diferents materials que presenten propietats diferents en quant a contingut d'aigua, Dk i humectabilitat. Partint d'aquestes propietats, la FDA (Agència americana del medicament) va fer una classificació de les lents hidrogel convencional, concretament les va dividir en quatre grups: (Velázquez Guerrero, R, 2002)

- Grup I: Lent no iòniques que contenen entre el 35 i 50% d'aigua

Aquest tipus de lents es caracteritzen per no atraure cap a la superfície o repel·lir partícules amb càrrega iònica com per exemple calci, lisozima i proteïnes, totes elles presents a la llàgrima. En aquest grup d'hidrogels convencionals, l'HEMA es copolimeritza amb altres monòmers hidrofílics, com la N-vinilpirrolidona (NVP), etilenglicoldimetacrilat (EGDMA), metacrilat de gliceril (GMA) y metilmetacrilat (MMA). (Torrent J.; Guaus E.; Morillo M., 1995)

- Grup II: Lents no iòniques que contenen entre el 51 i 80% d'aigua

Es caracteritzen per no atraure cap a la seva superfície ni repel·lir partícules amb càrrega iònica, a més d'això tenen una gran permeabilitat a causa del seu major contingut en aigua. En aquest grup d'hidrogels convencionals, els monòmers que formen la matriu polimèrica son del mateix tipus que els indicats en el grup I.

- Grup III: Lents iòniques que contenen entre el 35 i el 50% d'aigua

Es caracteritzen per atraure partícules amb càrrega iònica. En aquest grup d'hidrogels convencionals, els monòmers que formen la matriu polimèrica son del mateix tipus que els indicats en el grup I, però a més s'utilitzen monòmers com l'àcid acrílic (AA) i l'àcid metacrílic (MAA) que poden ionitzar-se originant càrregues negatives sobre la superfície del material de la lent.

- Grup IV: Lents iòniques que contenen entre el 51 i 80% d'aigua

Es caracteritzen per atraure partícules amb càrrega iònica dins la matriu polimèrica conté el mateix tipus de monòmers indicats pel grup III.

Seguidament introduïrem una taula amb tots els materials que ens trobem dins de cada grup i el percentatge en aigua.

Taula 1

Materials utilitzats en la fabricació de lents hidrofíliques classificats en els grups de la FDA amb indicació del seu contingut en aigua.

GRUP I	GRUP II	GRUP III	GRUP VI
Baixa hidratació (<50% H2O) No iònic	Alta hidratació (>50% H2O) No iònic	Baixa hidratació (<50% H2O) Iònic	Alta hidratació (>50% H2O) Iònic
Lotrafilcon A (24%) Tefilcon (38%) Tetrafilcon A (39%) Crofilcon (39%) Dimefilcon A (36%) Helifilcon A,B (43%) Phemfilcon A (30%) Isofilcon (36%) Mafilcon (33%) Polimacon (38%) Benz 3X (49%) Hioxifilcon (49%)	Alphafilcon A (66%) Hioxifilcon A (59%) Lidofilcon B (79%) Surfilcon (74%) Lidofilcon A (70%) Vifilcon A (55%) Ofilcon A (74%) Xylofilcon (67%) Scafilcon A (71%) OmafilconaA (60%)	Etafilcon (43%) Builcon A (45%) Deltafilcon A (43%) Droxifilcon A (47%) Malfilcon (33%) Phemfilcon A (38) Ocufilecon (44%)	Builcon A (55%) Perfilcon (71%) Etafilcon C (55%) Ocufilecon B (55%) Phemfilcon A (55%) Tetrafilcon B (58%) Methafilcon A (55%) Vifilcon A (55%) Ocufilecon B (53%) Focofilcon A (55%) Methafilcon B (55%)

3.3 Hidrogel silicona

3.3.1 Característiques de les lents hidrogel silicona

Les lents d'hidrogel silicona van ser un dels avenços més destacables pel que fa a les lents de contacte. Inicialment al mercat només existien els hidrogels convencionals que estaven compostats bàsicament per cadenes tridimensionals relativament rígides, formades mitjançant l'enllaç de les molècules de carboni amb altres radicals.

Es pot generalitzar el fet que durant més de tres dècades, el pas d'oxigen a través de la lent ha resultat ser el motor de la innovació en els materials de les lents de contacte. Les lents de silicona van resultar una revolució ja que era el primer material que permetia una elevada transmissibilitat a l'oxigen a diferència de les hidrogel convencionals que a causa de la baixa permeabilitat facilitava notablement la proliferació de diferents patologies oculars com per exemple Queratitis microbiana si l'ús de la lent de contacte era excessiu al recomanat per al professional.

Una de les primeres millores dutes a terme per Holden i Mertz, van ser la fabricació de materials d'alta hidratació, fet que permetia augmentar el coeficient de difusió de l'oxigen en la fracció hidratada del polímer, millorant així la seva permeabilitat.

Aquest fet, però, es va trobar molt dificultat pel fet que les lents amb major contingut en aigua necessiten una estructura més gruixuda, de manera que el guany aconseguit amb aquest nou material més hidratat, passa ser insignificant a causa del disseny necessari per a la seva fabricació.

Més tard, però, va sorgir la fabricació de lents de contacte amb materials més permeables, la silicona.

Les lents hidrogel de silicona han resultat ser un dels avenços més grans en el món de la contactologia ja que es tracta d'un material pioner gràcies a les seves característiques al permetre una millora molt notable en el pas d'oxigen, aconseguint valors de Dk/t de 300 hectobarrer/cm.

Tot i així, El problema que va sorgir amb aquest tipus de material inicialment va ser la difícil biocompatibilitat amb superfície ocular.

Com ja em esmentat anteriorment les lents tradicionals estaven compostes per 2-hidroxietilmetacrilat també anomenat HEMA. En aquest tipus de lents de contacte el contingut en aigua tenia un paper molt important ja que d'això depenia la seva transmissibilitat de l'oxigen. Una lent amb un alt contingut en aigua permetia un major pas d'oxigen a través d'ella.

Aquest fet, va canviar radicalment amb la introducció de les primeres lents hidrogel de silicona, ja que el pas de l'oxigen depenia en primera instància, de la proporció de silicona en la seva fabricació.

Els materials HSi es caracteritzen fonamentalment per la seva elevada transmissibilitat als gasos, mòdul d'elasticitat també notablement més alt i una menor hidrofília. La hidrofília es la propietat física d'aquelles molècules que tenen tendència a interactuar o dissoldre's en aigua (o en qualsevol substància polar). Aquest tipus de molècules són capaces de formar ponts d'hidrogen i generalment estan polaritzades.

El fet que les lents d'hidrogel de silicona tinguin baixa hidrofília obliga a recobrir-les amb un tractament superficial que permeti una millor humectabilitat de la lent al submergir-la amb la llàgrima natural de l'ull.

Les primeres lents d'hidrogel de silicona introduïdes al mercat van ser: Acuvue Advance (J&J), seguida de O2 Optix, actualment anomenades Air Optix (Vision, Alcon-Civa) Acuvue Oasys (Johnson & Johnson, 2014).

Aquest nou material va obrir un gran ventall de possibilitats, després d'aquell nou descobriment, la FDA al 1999, va aprovar la utilització de lents de contacte de dia i de nit, a més de l'ús prolongat durant 30 dies consecutius sense l'aparició de cap efecte hipotòxic a l'epiteli, estroma i endoteli, ni en la resposta vascular, considerades com a indicadors d'estrès hipòxic.

No obstant això, cal comentar el fet que aquest nou material tampoc no cobria íntegrament els criteris de biocompatibilitat amb la superfície ocular. Ja que en diversos estudis posteriors s'ha detectat algunes alteracions, que tot i tenir poca

rellevància clínica posen de manifest algunes peculiaritats d'aquests materials, sobretot en un àmbit més purament mecànic.

Alguns d'aquests efectes són l'aplanament corneal i les lesions epitelials arquejades i superficials en la regió corneal subjacent al limbe superior.

També es van observar indicis d'orificis corneals al retirar les lents i tenyir la llàgrima amb fluoresceïna. Efectes directament relacionats amb la formació d'agregats mucolítics a l'espai retro-lental que clínicament s'han identificat com a boles de mucina.

El seguit d'alteracions clíniques esmentades anteriorment estan directe o indirectament relacionades amb el major mòdul de rigidesa i elasticitat dels materials d'hidrogel silicona de primera generació.

Passat uns anys, van sorgir al mercat les anomenades lents de silicona de nova generació. Aquest tipus de lents de contacte mostraven la evolució de les hidrogel de silicona presents ja al mercat, però amb noves formulacions que, sense prescindir de la transmissibilitat als gasos, permetessin una millor confortabilitat. Per a poder dur a terme les dues funcions era necessari reduir el mòdul d'elasticitat i millorar la hidrofília.

El mòdul d'elasticitat és una característica molt important en les lents de contacte ja que es tracta de la mesura de la rigidesa d'un material elàstic. Es pot definir també com a la relació entre la tensió uniaxial i l'allargament unitari uniaxial en el qual es compleix la llei de Hooke (abans d'arribar al límit elàstic). (Enciclopèdia Catalana)

D'aquesta manera, amb una nova generació de lents d'hidrogel silicona es va aconseguir una lent amb una major hidratació i amb un menor Dk/t, tot i que la variació del Dk/t no aportes una modificació destacable pel que fa al pas d'oxigen.

Tot i els problemes anteriorment comentats, en menys de 6 anys amb només 5 materials i 9 dissenys, aquests dissenys van ocupar entre el 20 i el 30% del mercat. Aquest fet és degut a que les lents d'hidrogel convencional (HEMA), a causa de les característiques del material, ofereixen una baixa permeabilitat.

En l'actualitat i després de les diferents innovacions ens els materials i els dissenys, podem definir les lents d'hidrogel silicona amb 5 característiques bàsiques:

- Baixa hidratació (contenen poca aigua en la seva composició)
- Alta transmissibilitat al gas
- Major mòdul d'elasticitat (major flexibilitat)
- Poc hidrofíliques.
- Tractament superficial

3.3.2 Propietats

Seguidament exposarem i remarcarem les quatre característiques que defineixen les lents de contacte d'hidrogel silicona.

- Hidratació

Podem definir hidratació com a l'acumulació o addició de molècules d'aigua a una determinada composició, ja sigui en estat líquid o sòlid.

El principal component de les hidrogel silicona es bàsicament un polímer inorgànic derivat del polisiloxà el qual és altament permeables al gas però total o parcialment hidrofòbics, en aquest motiu radica el fet que en general les lents d'hidrogel silicona tinguin una baixa humectabilitat enfront a les d'hidrogel convencional.

A causa de la composició química d'aquests tipus de lents, i al contrari que amb les hidrogel convencional, a menor quantitat d'aigua, major quantitat d'hidrogel silicona i per tant menys humectabilitat i major permeabilitat als gasos; ja que la silicona, com em esmentat abans té una major transmissibilitat als gasos enfront de l'aigua.

Tot i així encara no s'ha pogut demostrar la existència de cap relació lineal entre la humectació i la permeabilitat als gasos.

Seguidament es presentarà un quadre comparatiu en el que es podrà veure que quan treballem amb lents d'hidrogel silicona, els valors de Dk/t que trobem son molt més elevats que quan treballem amb materials d'hidrogel convencional, aquest fet és causat per la composició i la quantitat d'aigua.

Tal i com podem veure, tot i treballar en molts casos amb un percentatge similar d'aigua (entre 45 i 55%) veiem que el valor dels Dk/t son molt diferenciats, en les hidrogel silicona.

Taula 2
Hidrogel silicona

	Lotrafilcon B	Enfilcon A	Comfilcon A	Stenfilcon A
<i>Dk/t</i>	33 %	46 %	48 %	54 %
<i>% aigua</i>	138	125	160	100

Taula 3
Hidrogel convencional

	Ocufilecon B	Omafilecon A	Ocufilecon D	Tetrafilecon A
<i>Dk/t</i>	52 %	60 %	55 %	43 %
<i>% aigua</i>	24	44	28.1	20.9

- Transmissibilitat al gas

Encara que totes les altres propietats de les lents de contacte també s'han anat perfeccionant al llarg del temps, el pas d'oxigen ha sigut un punt clau d'evolució pel que fa al disseny i material de les lents.

El fet d'afegir el polímer de silicona a les lents de contacte ha donat una solució viable a un dels grans inconvenients de les hidrogel convencional, i per tant aconseguir una millor oxigenació de la còrnia sense recórrer a materials amb un major contingut en aigua, amb els quals sempre ens trobàvem limitats per la màxima transmissibilitat de l'aigua (80 barrer/cm). (J.M, González Mejiome.; C, Villa Collar., 2007)

El problema que ens trobàvem amb les hidrogel convencional era que tot i que certament l'augment en el contingut en aigua de la lent de contacte sí que provocava un augment en el Dk/t del material, la fabricació d'una lent amb aquest nou material amb major hidratació, requeria un major gruix, de manera globalment no augmentava el pas d'oxigen de la lent de contacte.

Les lents HSi, a més de tenir un major permeabilitat als gasos que les hidrogel convencional, són fabricades amb un espessor inferior a 0.1mm, de manera que presenten una major consistència i una manipulació més senzilla per al pacient.

Alguns dels estudis realitzats i presentats a la "Gaceta òptica" ens indiquen que les lents al mercat d'hidrogel silicona ens proporcionen uns valors de flux d'oxigen superior al 97% amb l'ull obert i un 93% amb l'ull tancat. Aquests valors ens indiquen que pràcticament les lents que hi ha actualment al mercat són gairebé "les ideals" ja que permeten una oxigenació de la còrnia molt per sobre dels valors obtinguts amb les hidrogel convencional.

- Propietats mecàniques

Les propietats més destacades en les lents d'hidrogel silicona són la elasticitat i la rigidesa del material. Encara que no són la mateixa propietat, les dues dades ens indiquen la resposta d'un material quan se li aplica una força (càrrega).

Concretament la elasticitat (Enciclopèdia Catalana) es podria definir com aquella propietat mecànica dels materials de patir deformacions reversibles quan es troben sota l'acció de forces exteriors i de recuperar la seva forma original quan ja no hi ha una força externa sobre l'element.

Aquesta, va directament relacionada amb les forces que actuen entre les partícules, de manera que podem explicar aquest efecte a nivell microscòpic. Quan s'aplica una força a nivell extern es produeix una modificació entre la distància entre les partícules, el que exteriorment percebem és una deformació macroscòpica.

El fet que la deformació només sigui present quan estem exercint la pressió a la superfície de l'objecte es degut a que el treball mecànic exercit (quan treballem a novells relativament baixos) s'acumula en forma d'energia mecànica en el material i quan desapareix aquesta pressió externa les molècules poder reordenar-se com inicialment.

Pel que fa a la propietat anomenada rigidesa [9], podem definir-la com a la resistència que ofereix un cos elàstic a ser deformat per l'acció d'una força aplicada.

Com es pot veure analitzant les dues definicions, tot i que els conceptes no són exactament el mateix, podríem dir que pel que fa a l'anàlisi de les lents de contacte podríem unificar els dos conceptes fent referència a la resistència que oposa un material a ser deformat (rigidesa) i quina facilitat té en recuperar la seva força original quan disminueix la pressió exercida externament.

En referirem a aquest comportament mitjançant el concepte "mòdul de Young". (P, Martinez.; M, Azuaga., 1997)

El comportament de les lents depèn bàsicament del seu material i composició. Seguint aquesta definició podem diferenciar dues fases; la part més viscosa, que és aquella que no es recupera després de rebre la força, i la part elàstica corresponent a aquella fracció de la lent que no rep deformació. Prenent com a referència les mesures extretes de "Rosset *a*" (G, Ross.; M, Nasso.; V, Franklin.; Lydon, 2005) en les lents d'hidrogel de silicona les dues components anteriorment esmentades, són notablement més abundants en les Hsi que no pas amb les lents d'hidrogel convencional.

Encara i així, dins dels diferents tipus d'hidrogel silicona trobem molts components i en diferents percentatges, fet que comporta una alteració en el seu comportament.

Per exemple el material Lotrafilcon A és el material amb el major component elàstic i viscos, mentre que el material Balafilcon A té un te les dues components en quantitats equiparables a les lents hidrogel convencional. (J.M, González Mejiome.; C, Villa Collar., 2007)

Aquesta propietat és molt important en la comparativa entre hidrogel convencional i hidrogel silicona ja que és un factor important en la comoditat del pacient.

La elasticitat del material determina la resposta de deformació i recuperació de la lent quan aquesta està sotmesa a la pressió de la parpella. A major mòdul d'elasticitat de la lent de contacte, significarà que la lent retornarà més ràpidament a la seva forma natural i que per tant tindrà una menor adaptació a la parpella del pacient.

Aquest fet repercutirà negativament a la comoditat ja que la fricció serà major, sobretot en zones com la regió corneal perifèrica i la regió limbal ja que són zones en que la parpella i la superfície ocular es troben més properes.

- Humectabilitat superficial

A causa de la seva composició, la humectabilitat superficial en el cas de les hidrogel silicona és menor que en el cas de les hidrogel convencional.

El que determina aquesta propietat és el siloxà, que es tracta d'un polímer que conté silici, oxigen i hidrogen. Una de les seves característiques principals és que es pot polimeritzar amb molta facilitat i formar silicones, que com esmentat són molt hidrofòbiques.

El fet que les silicones siguin tant hidrofòbiques obliguen a que les lents de contacte d'hidrogel silicona portin un recobriments per tal de poder millorar la seva humectabilitat superficial.

La humectabilitat superficial en lents de contacte és molt important ja que és la capacitat que té un líquid d'estendre's i deixar un rastre a la superfície, depèn bàsicament de les interaccions moleculars entre les molècules en superfície dels dos compostos.

Podem determinar el grau d'humectabilitat d'una superfície mitjançant l'angle que forma el líquid al entrar en contacte amb la superfície, el que denominarem angle de contacte. (Fernández Refojo, M.)

Bàsicament aquest treball es centrarà en gran part en determinar aquesta propietat en els diferents tipus de lents de contacte utilitzats. Per aquest motiu caldria comentar alguns dels tractaments que utilitzen les lents hidrogel de silicona que actualment trobem al mercat. Bausch & Lomb, utilitza un tractament d'oxidació de plasma anomenat *Performa*® que permet que la superfície es formi uns petits dipòsits de silicat, el que permet que la llàgrima humecti la superfície de manera uniforme.

En el cas de la casa comercial ALCON, el tractament utilitzat es basa amb un tractament de deposició de plasma en superfície, que crea una capa uniforme de 25 nanòmetres sobre la superfície de la lent de contacte.

El plasma es pot definir com un estat de la matèria, similar a l'estat gasós, però en aquest cas les partícules estan carregades elèctricament i per tant són bones conductores de la electricitat, responen forta i positivament a les càrregues elèctriques.

En el cas de Johnson & Johnson aconseguix una major humectabilitat sense recórrer a cap tractament superficial, sinó que introdueix a la seva formulació del polímer una molècula d'elevat pes molecular de la família de la polyvinyl pirrolidona amb elevada afinitat al fluid lacrimal, aquesta tecnologia l'han patentat amb el nom de *Hydraclear*®, i alguns exemples de lents de contacte que podríem trobar al mercat serien *Acuvue advance*, *Acuvue Oasys* i la *Biofinity*. (Whittaker, R., 2012)

Ja per acabar amb aquesta primer part introductòria de les lents hidrogel de silicona es vol destacar la importància de la quantitat d'aigua de la lent de contacte. És important tenir en compte que les lents d'hidrogel de silicona poden canviar molt la seva permeabilitat segons el contingut de siloxà.

La disminució del contingut en aigua de les hidrogels de silicona s'associa a un augment de la seva permeabilitat i transmissibilitat a l'oxigen, aquest fet és obvi tenint en compte que, tal i com em destacat anteriorment la transmissibilitat de la silicona és major que la de l'aigua i per tant *quan més aigua té la lent de contacte, més disminueix la seva permeabilitat*.

A l'inrevés passa amb els hidrogels convencionals, a major quantitat d'aigua, més permeabilitat ja que l'hidrogel convencional és més permeable que l'aigua.

- Tractament superficial

Un altre dels punts claus en les lents hidrogel de silicona és que, a diferència de les lents d'hidrogel convencional, si que necessiten un tractament superficial, ja que la silicona és molt hidròfoba, i sense aquest tractament, la lent de contacte no es mullaria.

Especificarem els tres tractaments superficials que trobem en els tres dissenys d'hidrogel silicona amb els que treballarem.

En el cas de la lent de contacte formada per *Lotrafilcon B* te una cobertura de plasma de 25 nm com a tractament superficial.

El plasma és un estat de la matèria en el qual pràcticament tots els àtoms estan ionitzats i amb una certa quantitat d'electrons lliures, això implica que sigui un gran conductor elèctric i que per tant tingui una elevada polaritat positiva. Aquesta característica li ofereix la propietat de ser polar i que per tant tingui una elevada afinitat amb l'aigua. (NSDL Scoutt Reports, 2004)

En el cas de lent de contacte conformada per *Balafilcon A* utilitza un tractament superficial basat en plasma d'oxidació.

En aquest cas el tractament superficial és similar a l'anterior esmentat, però en aquest cas el procediment utilitzat és d'oxidació.

La tercera lent de contacte amb la que treballarem es la formada per *Comfilcon A*, aquest està fabricat utilitzant la tecnologia Aquafirm de Cooper Vision que produeix un materials de SiH naturalment humectable i que per tant tot i ser una lent hidrogel silicona no és necessari l'ús de un tractament superficial. De fet aquest tipus de lents és una de les primeres hidrogel silicona llençades al mercat que no precisa de cap tractament superficial.

Concretament, aquest tipus de lent es basa amb una tecnologia en que el material és capaç de retenir l'aigua al seu interior i així es minimitza la seva hidratació. Aquest procés s'aconsegueix mitjançant la formació d'enllaços d'hidrogen amb oxigen.

Segons l'article esmentat anteriorment el fet que una lent de contacte tingui una major humectabilitat atorga un major confort durant tot el dia i una major resistència als dipòsits. (Whittaker. G, 2007)

3.3.3 Classificació de les lents hidrogel de silicona

Podem classificar les lents d'hidrogel silicona en tres grans grups, depenen de la seva composició de manera que cadascuna d'elles no te perquè substituir l'anterior ja que tenen propietats diferents i responen de manera concreta. (Martin Herranz. R, 1997)

- 1a Generació: Balafilcon i Lotrafilcon A.
- 2a Generació: Tanaka. Senofilcon A, Galafilcon A
- 3a Generació: Comfilcon A, Enfilcon A

1a Generació

Aquests tipus de polímer utilitzen una conformació TRIS i poden incloure monòmers que contenen seqüències de cautxú de silicona.

El material Balafilcon te un Dk de 99 barrers i es concentra en un enfocament basat en TRIS al tenir com a component silici.

Pel que fa al polímer de Lotrafilcon A es tracta d'un concentrat en macròmers siloxi d'una cadena principal formada a base de TRIS. Aquest te el major Dk de les lents

hidrogel silicona, concretament de 140 barrers, el que li atorga una alta permeabilitat a l'oxigen.

- 2a Generació

Les lents anomenades de segona generació són aquelles en que la seva composició es basa fonamentalment amb el polímer Tanaka, un macròmer siloxi i monòmers hidròfils, com podria ser HEMA i N,N-dimetilacrilamida (DMA).

Aquest tipus de lent de contacte d'hidrogel silicona conte el valor més baix de Dk, concretament de 60 barrers, però també te un contingut molt elevat d'aigua (47%). Un polímer similar a aquest seria Senofilcon, comercialitzat per Vistakon amb la lent Acuvue Oasys.

- 3a Generació

Dins d'aquest grup trobaríem el material Comfilcon, un exemple d'aquest tipus de material seria la lent Biofinity, comercialitzada per CooperVision i el qual s'utilitzarà a la part pràctica en aquesta investigació.

Sense utilitzar derivats basats en TRIS, és la conformació més nova, tot el silici afegit del material es basa en macròmers de siloxi. La patent del material utilitza dos macròmers siloxi de diferents tamanys que, quan es combinen, produeixen una permeabilitat a l'oxigen molt alta. S'aconsegueix un Dk de 128.

3.4 Propietats de les dissolucions de conservació i manteniment de les lents de contacte

Les propietats de les solucions de conservació pot ser molt variat depenen de la finalitat d'aquella solució i del tipus de lents de contacte al que estigui indicat.

Una de les propietats destacables de les solucions és el pH, sobretot serà una dada destacable en el cas de treballar amb lents de contacte toves, ja que és un paràmetre que s'ha vinculat directament al pacient. L'ull humà és capaç de tolerar pH del rang de 6,2 – 9,0 en 0.2M (K, N, SUBBARAMAN, R, & J, 2008)

Tot i que el valor de pH no és un valor estàtic i igual que la d'altres fluid corporals el seu valor pot variar al llarg del dia i de les condicions, s'ha determinat mitjançant diversos estudis que el pH idoni en les dissolucions de manteniment es trobaria dins d'un rang entre 6,6 i 7,8 pH. Tal i com podem veure el valor desitjat en les solucions de manteniment també és proper el pH de la llàgrima ($7,45 \pm 0,16$).

(Veys. J; Meyler. J; Davies. I, 2008)

Un factor que pot ser també molt important en una solució de manteniment podria ser la tensió superficial; aquesta descriu l'atracció residual que les molècules exerceixen cap a l'interior i que causen una membrana molecular damunt del líquid.

Per quantificar la tensió superficial d'un líquid utilitzem milli-Newtons per metre (MN/m)

Sabem que els líquids estan formats per molècules que s'atrauen entre elles, aquesta atracció entre molècules ve donada a causa de les forces anomenades de "cohesió" tal com es pot veure a la Figura 2..

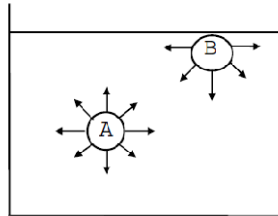


Figura 2 Forces d'atracció entre les molècules

Les molècules en superfície també son sotmeses a l'atracció d'aquelles que es troben en posicions més inferiors, i per tant es veuen atretes de manera vertical cap a l'interior del recipient, aquestes molècules que ocupen una posició més externa es mantenen en la seva posició quan hi ha un equilibri de forces en que una força intermolecular repulsiva compensa l'atractiva.

Aquest fet ocasiona que el seguit de molècules presents a la capa externa, es comportin com una membrana i que al voler modificar l'estructura superficial del líquid, la força atractiva de les molècules sota seu, la faci retrocedir avall.

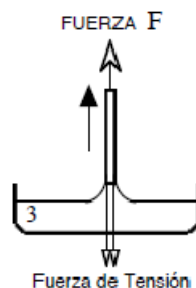


Figura 3 Forces de tensió produïdes pel líquid, on F és la força que ha d'exercir la placa per a separar-se del líquid.

Basant-nos en la figura 3, poder observar que si la força exterior "F" no és molt gran, s'observa que la l'anell no es separa del líquidaixò significa que "F" és compensada pel pes de la placa més la component vertical de les forces cap avall que fa el líquid sobre la placa. Podem obtenir el valor de la força exercida per les molècules quan "F" sigui tan gran que aconseguim separar l'anella del líquid.

L'aigua pura es calcula que te aproximadament una tensió superficial de 72mN/m, mentre que les llàgrimes humanes el seu valor és troba en l'interval de 40 a 46 mN/m, la presència de proteïnes dissoltes, mucines, i altres molècules presents a la llàgrima provoquen que es redueixi la tensió superficial del líquid en relació amb l'aigua pura.

El que es consideraria "ideal" seria aconseguir una solució de manteniment amb un valor de tensió superficial similar a l'aconseguit amb la llàgrima artificial, i per tant proper a 40 mN/m. S'aconsegueix reduir el valor de la tensió superficial afegint tensioactius com els que posteriorment trobem en les composicions de les diferents solucions de manteniment.

Un exemple de tensioactiu que s'està incorporant actualment a les Ic és l'àcid hialurònic. Es tracta d'una substància viscoelàstica amb un comportament reològic i per tant variable, depenen de si es troba situada entre dues superfícies (moment d'elevada viscositat) o bé depenen del moviment en el que es trobi sotmès, com per exemple el parpelleig, situació en la que constantment es sotmet el fluid a un moviment (viscositat baixa). (Tena Marsà. X, 2009) Les seves propietats li atorguen unes característiques idònies per a ser utilitzat en les solucions de manteniment ja que la seva tensió superficial és molt similar a la de la llàgrima humana, de manera que facilita la humectació de la lent de contacte i condiona la lent per a la seva millor interacció amb la superfície ocular .

En tercer lloc podríem destacar la importància de la osmolaritat en les solucions de manteniment. La osmolaritat és una mesura quantitativa de solut en la dissolució. Aquests soluts, com ara tensioactius, agents quelants i tampons, exerceixen una pressió osmòtica que es registra en miliosmols per quilogram (mOsm/ Kg).

El que es busca amb una solució de manteniment ideal seria que tingués una osmolaritat similar a la llàgrima i per tant amb un valor proper a 275-310 mOsm/ Kg. El fet que la solució de manteniment sigui tant important pel que fa a la seva osmolaritat ve donat a causa que una solució amb una osmolaritat molt diferent a la de la llàgrima causa una variació en la quantitat de solut en el medi aquós, el que causaria una incomoditat al pacient lligada a la sequedat ocular.

Per últim destacaríem la viscositat d'aquestes solucions. La viscositat és una mesura quantitativa de la resistència d'un fluid a fluir quan és sotmet a un esforç tallant d'una velocitat de cisallament particular. Es mesura en centipoises (cP).

El fet que la viscositat sigui una de les característiques més rellevants de les solucions de manteniment ve donat perquè mentre l'usuari duu la lent de contacte posada contínuament existeix una interacció entre la lent de contacte i la superfície ocular, ja sigui la còrnia com la parpella. El fet que la solució de manteniment augmenti la viscositat permet que la força de fregament sigui menor i que per tant les tensions de cisallament disminueixin evitant així possible erosions oculars.

Cal destacar el fet que la viscositat pot variar molt depenen de la temperatura a la que es vegi sotmès el líquid en qüestió. Obtenint les dades d'un estudi realitzat al febrer del 2008 per l'acadèmia Americana d'optometria, podem esmentar que totes les solucions per a lents de contacte toves presenten menor viscositat a la temperatura ocular (34°C) que a temperatura ambient (20°C). La viscositat de l'aigua és de 1,0 cP, mentre que la viscositat de la llàgrima humana mostra una viscositat no-newtoniana, per la qual cosa la viscositat de la pel·lícula llagrimal disminueix a mesura que augmenta la taxa de cisallament, d'aproximadament 5,0-1,5 cP a 25°C. (KRISTINE DALTON, 2008)

4. MATERIALS I MÈTODES

Per tal de dur a terme aquest treball i veure com afecten les solucions de manteniment a la humectabilitat i la tensió superficial de la lent, es van utilitzar sis tipus de lents de contacte; tres d'hidrogel silicona i tres d'hidrogel convencional que pertanyessin als diferents grups establerts per la FDA.

Per a fer les mesures també es van utilitzar tres solucions úniques de manteniment de dues cases diferents, les diverses solucions presents als blisters i solució salina elaborada al laboratori i aigua ultrapura de qualitat MILLIQ®

Tal i com s'ha comentat anteriorment l'estudi consisteix explícitament en veure les variacions superficials que pateixen les lents de contacte al canviar-les de solució. Passant per solució del blíster; tal i com el fabricant les envia; amb solució salina, i per tant en un medi en que la superfície no es veu alterada amb component humectants i amb dos tipus de solució única, la qual desinfecta i humecta la seva superfície.

Totes les mesures experimentals s'han realitzat al laboratori de superfícies (edifici TR3) i al laboratori d'electroquímica, interfícies, i pel·lícules manomètriques (edifici TR1) del Departament d'Enginyeria Química al Campus de Terrassa de la UPC.

4.1 Mostres de lents de contacte utilitzades

4.1.1 Classificació

Les taules 4 i 5 mostren les característiques i els paràmetres de les lents de contacte utilitzades. (Consejo general de ópticos optometristas, 2012)

Taula 4

Hidrogel convencional utilitzats

Lc	SOFLENS 38	LENT SOFT	PROCLEAR
<i>Marca</i>	Bausch&Lomb	Cooper Vision	Cooper Vision
<i>Material</i>	Polymacon	Methafilcon	Omafilcon A
<i>Components</i>	HEMA (Metacrilat dihidroxi etil)	HEMA/ MA (àcid metacrilic)	HEMA/ PC (metacrilat d'oxi etil fosforil colina)
<i>Disseny</i>	Asfèric	Asfèric	Asfèric
<i>DK/t</i>	8.4	23.5	52.3
<i>Hidratació</i>	38.6 %	55%	62 %
<i>Reemplaçament</i>	Mensual	Mensual	Mensual
<i>Diàmetre</i>	14.00 mm	14.20 mm	14.20 mm
<i>Radi-Corba base</i>	8.60 mm	8.60 mm	8.60 mm
<i>Espessor(-3.00)</i>	0.10 mm	0.08 mm	0.08 mm
<i>Classificació FDA</i>	Grup I No iònic- baix contingut en aigua	Grup IV iònic- alt contingut en aigua	Grup II No iònic- baix contingut en aigua

Taula 5
Hidrogel silicona escollits

Lc	AIR OPTIX AQUA	PURE VISION 2	BIOFINITY
<i>Marca</i>	Alcon – CivaVison	Bausch & Lomb	CooperVision
<i>Material</i>	Lotrafilcon B	Balafilcon A	Comfilcon A
<i>Components *</i>	TRIS/ silicone monomer	FM0411M/ HOB/ IBM/ M3U	TPVC/ NCUE/ PBVC
<i>Disseny</i>	Biasfèric	Asfèric	Asfèric
<i>DK/t</i>	138	130	160
<i>Hidratació</i>	33%	36%	48%
<i>Reemplaçament</i>	Mensual	Mensual	Mensual
<i>Diàmetre</i>	14.20 mm	14.50 mm	14.00 mm
<i>Radi-Corba base</i>	8.60 mm	8.9 mm	8.60 mm
<i>Espessor(-3.00)</i>	0.08 mm	0.10 mm	0.08 mm
<i>Tractament superficial</i>	recobriments de plasma	plasma d'oxidació	No en té

4.2 Solucions de manteniment utilitzades

4.2.1 Dissolucions del Blister (un born)

Les lents de contacte venen emmagatzemades de manera individual en petits sàculs per tal de conservar-se fins a l'últim moment en condicions estèrils. Aquestes envasos individuals són anomenats "*blisters*" i contenen la lent dins d'una solució estèril i tamponada, de composició variable segons el material i fabricant. En alguns casos en aquesta dissolució no hi trobem res més que dissolució salina, en altres casos en canvi, hi trobem algun tipus de tensioactiu o conservant. . Les taules 6 i 7 ens mostren els components de les dissolucions dels "blisters" de les lents de contacte utilitzades.

En aquest treball també es vol investigar en quines condicions d'humectabilitat el fabricant comercialitza les lents, i si aquesta solució altera superficialment la lent, ja sigui perquè hi hagi algun component humectable o bé algun tensioactiu.

Seguidament explicarem els diferents components que hi podem trobar en els blisters segons la marca i tipus de lents de contacte.

Taula 6

Composició de la solució del blister en les lents d'hidrogel convencional utilitzades

Material de la Ic	Composició de la solució al blister
<i>Polymacon</i>	Dissolució salina tamponada 0.1% alcohol polivinílic
<i>Methafilcon</i>	Dissolució salina tamponada
<i>OmafilconA</i>	Dissolució salina tamponada

Taula 7

Composició de la solució en el blister de les lents hidrogel silicona utilitzades

Material de la Ic	Composició de la solució al blister
<i>Lotrafilcon B</i>	Dissolució salina tamponada 1% copolímer 845
<i>Balafilcon A</i>	Dissolució salina tamponada amb borats
<i>Comfilcon A</i>	Dissolució salina tamponada

4.2.2 Dissolucions úniques:

En aquest treball s'ha utilitzat les dissolucions úniques indicades a les taules 8 i 9.

- Biotrue

Concretament, la solució *Biotrue* s'ha escollit per a aquest treball per a comprovar realment l'efecte humectant ja que ha sigut premiada per a molts experts, per atorgar a la superfície de la lent de contacte una major hidratació i desinfecció de qualssevol lent tova. De fet, aquest producte es comercialitza amb quatre característiques innovadores: pH igual que la llàgrima, lubricant natural similar al de la llàgrima, doble sistema de desinfecció i alt contingut en Sulfobetaína que ajuda a protegir les proteïnes beneficioses de la llàgrima.

A més d'això també ens asseguren que s'ha desenvolupat mitjançant un estudi dels funcionament de l'ull i la llàgrima per tal de poder garantir la salut ocular gràcies a la seva capacitat per a netejar, hidratar i mantenir humectades les lents durant 20 hores.

Tal i com s'ha esmentat a l'apartat que engloba els objectius del treball, amb aquest estudi també es podrà determinar la importància i l'efecte d'aquesta solució i si realment trobem resultats significatius pel que fa a la humectació en la superfície.

Taula 8

Composició solució Biotrue(Bausch & Lomb)

Laboratori	Nom comercial	Agents desinfectants	Tensioactius	Altres (dissó tampó, electròlits, etc..)
Bausch & Lomb	Biotrue	sulfobetaina, poliaminopropilbiguanida (0.00013%) i poliquaternim (0.0001%)	Àcid hialurònic, poloxamina,	àcid bòric, borat de sodi, edetat de disodi i clorur de sodi

- Disop Lent Soft HA

Per tal de poder realitzar una comparativa de si realment les solucions úniques aporten a la lent de contacte noves característiques que puguin millorar el seu comportament, pel que fa a la humectabilitat i la tensió superficial s'ha utilitzat dues solucions.

La primera esmentada era Biotrue a més d'aquesta s'han pres les mateixes mesures amb totes les lents després de submergir-les en una solució de marca blanca, comercialitzada per Disop on també trobem àcid hialurònic en la seva composició.

Aquest tipus de solució esta indicada per a tots tipus de lents de contacte toves i permeables al gas, i el que es pretén és comprar els resultats obtinguts en els dos casos per tal de poder arribar a la conclusió de si la solució de B&L realment atorga un comportament millorat a la lent de contacte.

Taula 9

Composició solució Hidro health (HA)

Laboratori	Nom comercial	Agents desinfectants	Tensioactius...)	Altres (dissó tampó, electròlits, etc..)
Disop	Hidro Health (HA)	polihexametil biguanida (0.0001%),	poloxàmer 407, àcid hialurònic	Clorur sòdic, àcid bòric, tetraborat sòdic, citrat sòdic, edetat sòdic (0.02%),

4.2.3 Dissolució Salina tamponada amb fosfats (PBS)

Podem definir com *dissolució salina* (0.9%) a tota dissolució homogènia estàndard lleugerament hipertònica respecte al líquid extracel·lular i amb un pH àcid, també el podem anomenar suero fisiològic. (Plummer, David T., 1994)

En aquesta cas però la solució salina utilitzada per a fer aquest estudi ha sigut aconseguida al laboratori per tal d'evitar components que poguessin alterar els resultats com podrien ser tensioactius o solucions humectants. Concretament es va seguir la recepta dissolució tampó fosfats (PBS)

El material utilitzat per a la composició de la solució van ser:

- Balança analítica de 4 xifres significatives
- Matràs aforat de 250 mL
- Vasos de precipitats

Es van pesar 2.0016g NaCl, 0.0503g KCl i 0.3448g $\text{NaH}_2\text{PO}_4 \cdot \text{H}_2\text{O}$, afegint el dissolvent necessari es va obtenir una dissolució de 250 mL.

Es va mesurar el pH en aquesta dissolució i era aproximadament $\text{pH}=6$. Per tal de desplaçar l'equilibri cap a la dreta, basificar-la, es va afegir NaOH, aconseguint un pH de 7.4.

Com ja s'ha comentat anteriorment el que es pretenia obtenir amb aquesta mostra és una reproducció el més fidedigna possible de la composició de llàgrima, i així poder analitzar els efectes i el comportament de la lent de contacte, en llàgrima, per aquest motiu es buscava un pH concret de 7.4. (Garg, Sheppard, Donnenfeld, & Friedlaender, 2007)

Podem definir "*llàgrima*" com al líquid present com una pel·lícula precorneal localitzat al sàcul llagrimal. Es poden distingir tres fases, superficial lipídica, el medi aquós i posterior mucínica. En la primera fase hi trobem com a component principals ceres, èsters de colesterol i alguns lípids polars, la seva funció principal és formar una barrera al contingut de les bores palpebrals i així evitar que la llàgrima s'expulsi per sobre les vores palpebrals.

(J.L, Delgado.; L, Rivera., 2011)

4.3 Mètodes de mesura

En aquest treball es mesurarà el valor i la evolució en el temps de l'angle de contacte i la tensió superficial depenen de la solució de manteniment utilitzades.

Per tal de poder compara els diversos resultats i extreure una conclusió es van fer les mesures amb la lent

4.3.1 Mesura de l'angle de contacte

Per a obtenir les mesures experimentals utilitzat en aquest projecte es va disposar d'un aparell de mesura de gota sèssil, model Kruss, DSA 100.

Aquest aparell consisteix en una base utilitzada de suport que es troba dins d'una cabina, el la qual podem determinar el valor de la temperatura i la humitat en cada moment.

Per tal d'obtenir la mesura el que es procedirà és a fer caure una gota d'aigua just al damunt de la superfície de la lent de contacte; posteriorment s'utilitzarà el programa per a mesurar l'angle de contacte obtingut inicialment i la evolució d'aquest al llarg del temps.

Com a patró, veurem la evolució de tots els angles de contacte en 20 segons.

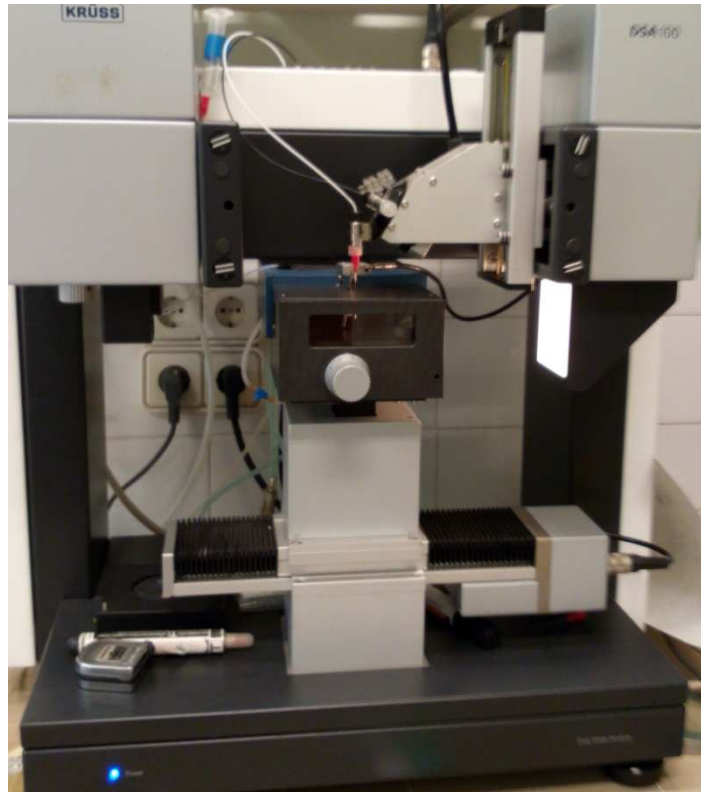


Figura 4 Aparell Krüss- Model DSA 100 utilitzat per a fer les mesures d'angle de contacte.

Seguidament presentarem una seria d'instruccions per a calibrar l'aparell i com s'ha de procedir per tal d'obtenir una mesura.

1. Engegar l'ordinador i després l'aparell, abans destapar-lo (sempre em de tenir en compte que la xeringa no estigui posada).
2. Obrir el programa 2006.
3. Posar la xeringa.

Comprovar quina és la Temperatura i humitat que indica el programa. Si la humitat fos molt inferior al 50% posaríem un "didal" d'aigua desionitzada dins la cabina per fer-la augmentar.

4. Omplir la xeringa d'aigua mitjançant el programa:

Clicar damunt "Dosing"- "S1"- "Refil"- "Refilnow"

5. Un cop la xeringa està plena es comprova si les dades de temps i volum son correctes.
6. Anar al menú; "measurements" i es selecciona la opció de 20s per tal de regular que la gravació es realitzi durant el temps desitjat.
7. El volum de la gota a la pestanya de "N-Pos" ha de ser de 5.0 μ L
8. Es procedeix a treure una gota. Amb la xeringa a una alçada de 30mm, es clica a la fletxa verda del menú per a treure la gota. Quan ja està a punt de caure, es retira amb el dit i es clica un sol cop per a crear una gota nova més petita.

9. S'ha de baixar la xeringa a una posició de 80mm, just perquè surti a la pantalla de gravació.
10. Realitzar una segona comprovació de Temperatura i humitat per assegurar que no ha variat molt.
11. Es prepara la lent, traient-la del recipient de control i assecant-la durant 15 segons.
12. Es diposita la lent dins el calaix de mesura.
13. Es baixa una mica més la xeringa, fins que quedi a un centímetre aproximadament de la lc.
14. Mentre va sortint la gota, s'ha de clicar amb el ratolí la tecla per iniciar la gravació.
Esperar que acabi la gravació i guardar la mesura a la carpeta triada.
15. Treure la lent i posar-la a la dissolució d'on venia per si s'ha de repetir la mesura.
16. Cridar el programa on s'han guardat les imatges per a obtenir els valors d'angle de contacte en els diferents temps.
17. Un cop s'ha obtingut el vídeo de la gota damunt la lc, s'ha de buscar el moment 0. Aquest moment és l'instant següent després de caure la gota sobre la lc.
18. Es congela el vídeo en aquell moment i es clica amb el botó dret, es selecciona sempre el mètode de "mesura amb cercle" .

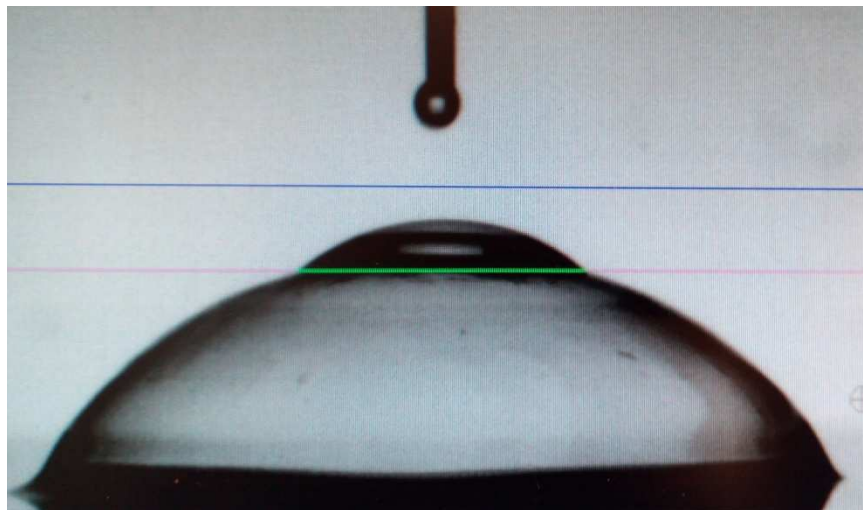


Figura 5 Moment en que la gota entre en contacte amb la lent.

19. Es clica una altra vegada el botó dret es selecciona "baselinedetection", aquesta línia ha d'estar just tangent de la base de la gota. S'ha de mesurar la distància de la línia fins a la part inferior de la pantalla.
20. Es torna a clicar botó dret damunt el vídeo i es selecciona "profile".
21. Per a fer les mesures, s'ha de clicar botó dret i seleccionar la opció "computation".

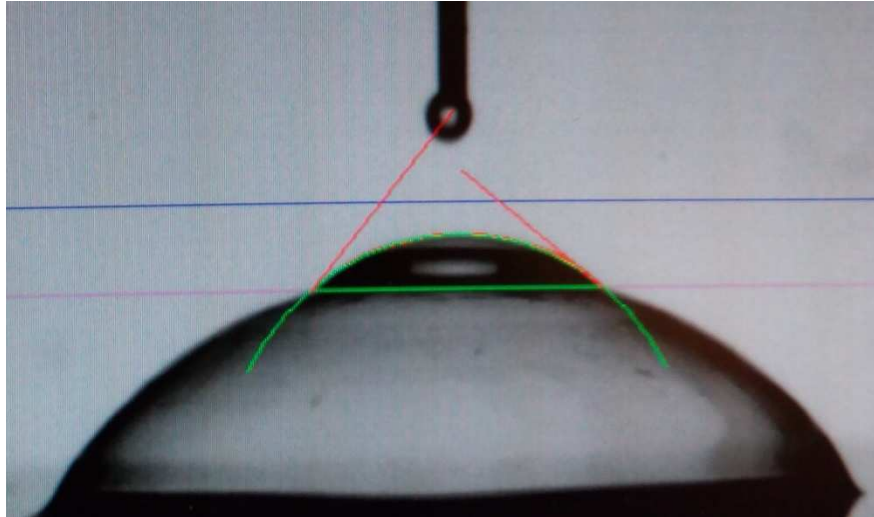


Figura6 Moment en que obtenim el valor de l'angle de contacte en un milisegon.

22. Guardar al final com a Excel els resultats mesurats dels angles de contacte a diferents temps.
23. Un cop s'ha obtingut els valors en un Excel, representar una gràfica per tal de veure l'evolució de l'angle de contacte.

Aquest procediment s'ha dut a terme per a cada lent de contacte i per a cada solució de manteniment, obtenint així 24 gràfiques.

És molt important destacar el fet que durant la obtenció de resultats es va procurar mantenir un valor de temperatura i humitat dins la cabina i que el temps d'assecat de les lents de contacte abans de mesurar l'angle de contacte va ser en tots el mateix, de 15 segons.

Cal destacar també que per a la realització de les mesures en la solució del blister es va agafar la lent, es va assecar 15 segons i es va procedir a tirar la gota. En canvi, per a la realització de les mesures en les diverses solucions, ja sigui solució de manteniment o solució salina, es va treure la lent del blister, es va aclarir amb solució salina, es va assecar durant 15 segons i es va tenir una setmana justa en un porta lents amb la solució a analitzar. Al cap d'una setmana, es va treure la lent del porta lents, es va assecar durant 15 segons i es va procedir a la fer la mesura de la mateixa manera que els altres casos.

4.3.2 Mesura del pH

El pH s'ha mesurat utilitzant un pHmetre Crison model micropH 2000. L'elèctrode de pH està conformat per un tub en el que al seu interior trobem un cable connectat al pHmetre, dins d'aquest tub hi trobem clorur de potassi 3M, juntament amb aquest tub hi trobem cables de plata i platí.

El sistema utilitzat per pH-metre és bastant fràgil ja que a la base del tub de vidre hi ha una membrana, la qual permet el pas als ions H^+ i HO^- , cap a l'interior de l'elèctrode.

Els ions H^+ i OH^- entraran a l'elèctrode a través d'aquella membrana creant així una càrrega lleugerament positiva i lleugerament negativa a cada extrem. (B.V, Lenntech)



Figura7pHmetre utilitzat per a realitzar les mesures.

El potencial de les càrregues determina el número de ions H^+ i OH^- , quan el pH-metre tingui aquest valor, apareixerà a la pantalla el valor de pH calculat.

Seguidament, en aquest apartat també explicarem com em procedit per a calcular el pH de les diferents solucions de manteniment.

Em primer lloc, necessitem: el pH-metre, les solucions tamponades, les solucions a analitzar i un vas de precipitats. El primer que farem després d'encendre el pH-metre és mirar la temperatura ambient que hi ha i la que ens indica el termòmetre de l'aparell.

Tal i com em comentat anteriorment el que es pretén a l'hora de fer els diversos estudis es que la temperatura al fer les mesures sigui entre 25 i 28°C ja que variacions molt dràstiques de la temperatura podria fer variar els valors de pH.

Posteriorment, quan el valors de la temperatura ambient és constant, el que procedirem serà a calibrar el pH-metre; ho farem seguint una sèrie de passos: (Universitat Politècnica de Catalunya (UPC), 2015)

1. Encenem el pH-metre
2. Premem el botó amb el dibuix de una ampolla, aquest botó ens permetrà calibrar-lo.
3. Calibrarem el pH-metre mitjançant dues solucions anomenades patró, aquestes dues solucions el que ens permetran es afinar l'aparell de manera que el valor de pH que ens doni serà el més ajustat possible. La seva composició és basa amb potassi dihidrogenfosfat, di sodi-hidrogenfosfat i germicida.
4. Inicialment posarem l'elèctrode dins de la primera solució patró, amb un pH de 7, un cop l'aparell hagi fet la mesura, calcularem el pH de la segona dissolució, la qual ens hauria d'indicar que te un pH de 4.1.
Un cop feta la mesura significa que s'ha calibrat correctament l'instrument i procedirem a fer el càlcul de la solució que ens interessa per a l'estudi.
5. Col·loquem la solució en un vas de precipitats, aproximadament un volum que arribi a cobrir la llargada de l'elèctrode, i submergim aquest a l'interior de la solució.

6. Clicarem al damunt del botó "ENT" per tal que ens faci la mesura i obtindrem els resultats. Cal comentar el fet que el pH pot variar segons la temperatura, per aquest motiu les mesures obtingudes al laboratori es van fer amb una temperatura d' aproximadament 25°C, temperatura presa amb un termòmetre ambient.
7. Farem dues mesures de cada solució repetint el procediment pel tal d'aconseguir el valor més exacte possible.
8. Seguidament per tal de poder mesurar la següent solució, netejarem amb aigua Milli Q totes les parets de l'elèctrode i posteriorment l'assecarem amb un paper.
9. També netejarem amb aigua Milli Q el recipient després de llençar la solució ja mesura i abans de fer la mesura de la següent dissolució.
10. Afegirem una mica de solució a mesurar per impregnar les parets, la llençarem i posteriorment avocarem la resta de solució al recipient i procedirem a fer la mesura.

4.3.3 Mesura de la tensió superficial

La tensió superficial es va mesurar utilitzant un Tensiòmetre Kruss model K100.

Un dels mètodes emprats per a calcular la tensió superficial d'un líquid és el mètode de placa (Whilhemly 1863), aquest mètode consisteix en una placa de geometria rectangular perfectament coneguda en contacte (horitzontalment) amb la superfície del líquid per a que es mulli. Posteriorment anem exercint una força vertical sobre la placa per aixecar-la poc a poc, a cada costat del líquid es forma una fase d'intercuva, s'aixeca i aplaca fins que es produeix la separació entre placa i líquid.

Just en la posició en que la placa deixa de fer contacte amb el líquid es pot calcular l'equilibri de forces entre les forces de tensió entre el líquid i la placa i la força que s'ha de realitzar per a produir l'aixecament d'aquesta. (J.L & .R, 2005)

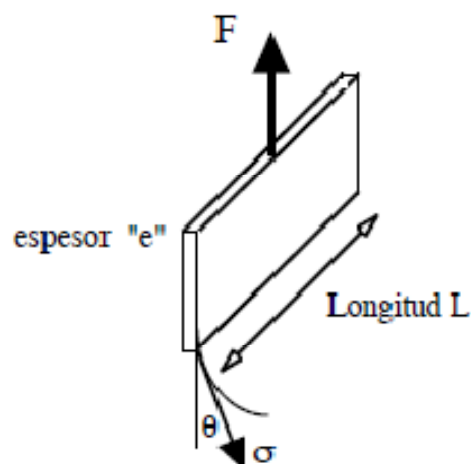


Figura 8 Forces sobre un sòlid que estirem cap amunt, i sobre, la pel·lícula del líquid que es forma

D'aquest fenomen en podem extreure la fórmula per tal de veure el balanç de forces:

$$F = 2(L+e) \sigma \cos \theta \quad \text{Però } e \ll L \text{ i } \theta = 0$$

$$\sigma = \frac{F}{2L} \quad (\text{equació 2})$$

La placa utilitzada es de platí lleugerament rugós per tal que l'angle de contacte format entre aquesta i el líquid sigui el mes petit possible i el podem igualar a 0. Teòricament la precisió de la mesura esta nomes limitada per el coneixement de la geometria de la placa (L i e) i la precisió de la balança. A la pràctica no és pot obtenir una precisió millor que ± 0.2 dina/cm.

Seguint el mètode de Whilhemly mesurarem la tensió superficial de les diferents dissolucions.

Els passos a seguir per a la obtenció dels resultats són els següents:

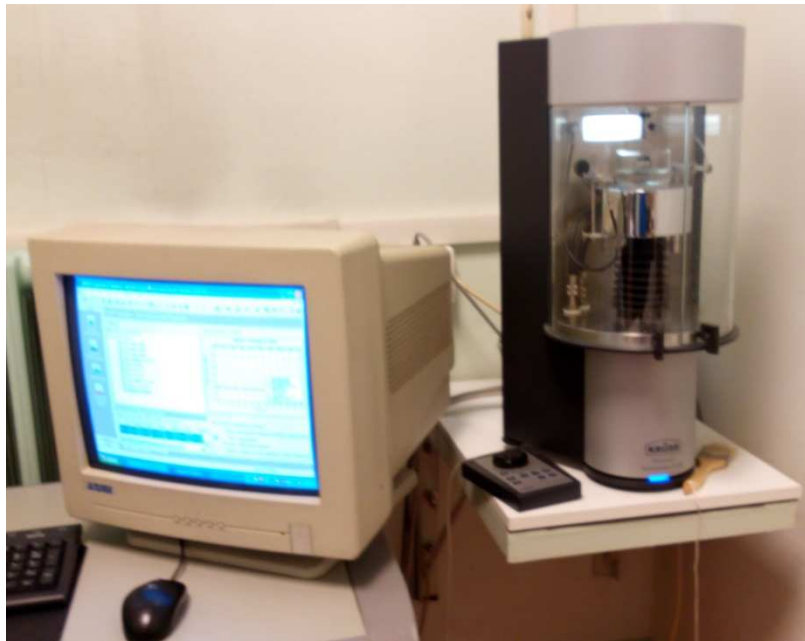


Figura 9 Tensiòmetre model K100 utilitzar per a mesurar la tensió superficial.

1. Encenem la màquina i seleccionem la superfície amb la que treballarem
2. Agafem la placa de platí i la netegem amb mescla cròmica, formada per àcid sulfúric i dicromat potàssic.
3. Esclarim la placa amb aigua MilliQ® i la deixem assecar.
4. Agafem un recipient net i l'omplim del líquid a mesurar, cal tenir en compte que hauríem de treballar amb aproximadament 40 mL del líquid.
5. Un cop tenim el recipient ple el col·loquem a l'instrument i l'acostem a la placa, fins que quedi molt a prop.



Figura 10 Recipient i placa de crom utilitzada per a fer les mesures de tensió superficial.

6. Posteriorment li donem l'ordre a l'instrument per a que faci la mesura, de manera que ell mateix s'ajustarà de manera automàtica per a acostar-se fins al límit del líquid.

Quan la placa ja estigui molla procedirà a estirar-la amb una força vertical per a calcular la l'esforç provocat en sentit contrari i ens donarà el valor.

Cal comentar que de cada líquid es faran dues mesures per tal d'obtenir un valor fiable. Entre mesura i mesura s'ha d'esclarir la placa amb abundant aigua MilliQ® i deixar assecar, amb excepció de la mesura de la tensió superficial amb l'aigua MilliQ®.

5. RESULTATS EXPERIMENTALS

5.1. Resultats angle de contacte

A les següents gràfiques es mostrarà, classificat per materials, l'evolució de l'angle de contacte en les diferents solucions de manteniment utilitzades. Les figures 11-13 corresponen a hidrogels convencionals i les Figures 14-16 a hidrogels de silicona.

Totes les mesures s'han realitzat en condicions d'humitat relativa d'aproximadament el 50% i a una temperatura de 27°C.

Els resultats d'angle de contacte obtinguts pels material Methafilcon (Figura 11), Omafilcon (Figura 12) i Polymacon (Figura 13) permeten classificar les cinc dissolucions en dos grans grups, dissolucions que donen valors d'angle de contacte inicial al voltant del valor 50 graus o superior i dissolucions que donen valors d'angle de contacte inicial inferior a 50 graus. Aquestes diferències en l'angle de contacte inicial també s'observen en l'angle de contacte límit, tal com es pot veure a la Taula 10.

En el material Methafilcon, son l'aigua MilliQ i la dissolució del blister, les que donen uns valors d'angle de contacte molt elevats, mentre que en el segon grup hi trobaríem la dissolució salina, i les dues dissolucions de manteniment, per les que els valors d'angle de contacte obtinguts disminueixen notablement, del que deduïm que la superfície de la lent és més humectable.

La Figura 11 ens mostra, que pel material Omafilcon. al, en el que l'angle de contacte és molt major hi trobarem l'aigua Milli Q com a la Figura 11, però en segon lloc hi trobem la dissolució salina en lloc de la dissolució del blister, aquest fet ens pot donar molta informació de la composició i el comportament d'aquest material.

A més d'això, també cal comentar que, a diferència de l'anterior material d'hidrogel convencional, els valors d'angle de contacte més baixos no s'aconsegueixen amb la solució Biotrue, sinó que els aconseguim amb la solució del blister.

La Figura 13 pertany a la representació de l'última lent de contacte d'hidrogel convencional de material Polymacon. per aquest material, la diferència dels valors dels angles entre les dos dissolucions que donen el valor d'angle de contacte més alt i les 3 que el donen menor és menys pronunciada. Son la dissolució del blister y la dissolució salina les que donen els valors d'angle de contacte més elevat

D'altra banda en les 3 lents d'hidrogel convencional estudiades aquella dissolució que ens dona angles de contacte menors és la dissolució Biotrue (Taula 10) . Per l'únic material en que podríem matisar aquesta afirmació seria pel Omafilcon la il·lustració 12, pel que els valors d'angle de contacte menors els obtenim mitjançant la solució del propi blister.

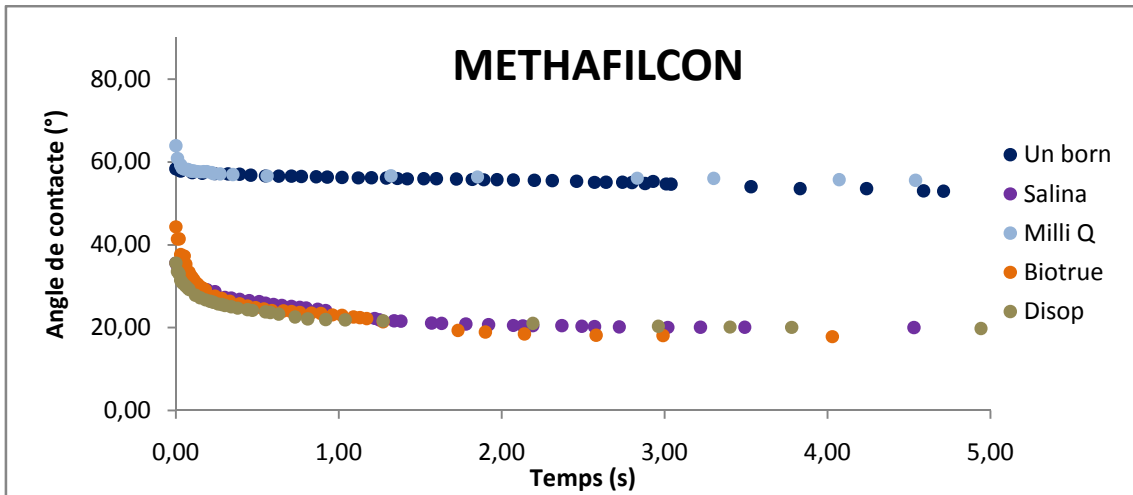


Figura11 Representació evolució de l'angle de contacte utilitzant com a material Methafilcon

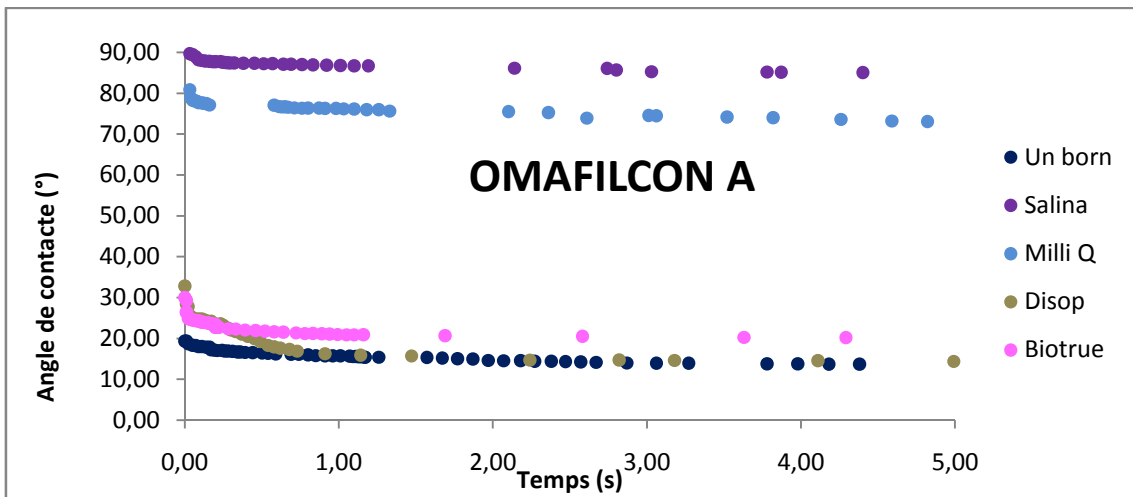


Figura 12 Representació evolució de l'angle de contacte utilitzant com a material Omafalcon A

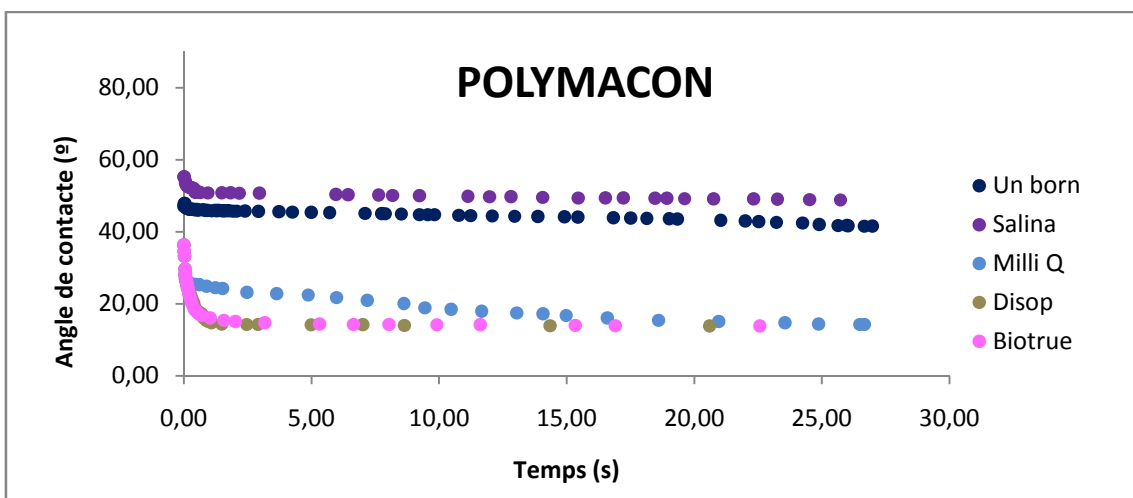


Figura 13 Representació evolució de l'angle de contacte utilitzant com a material Polymacon

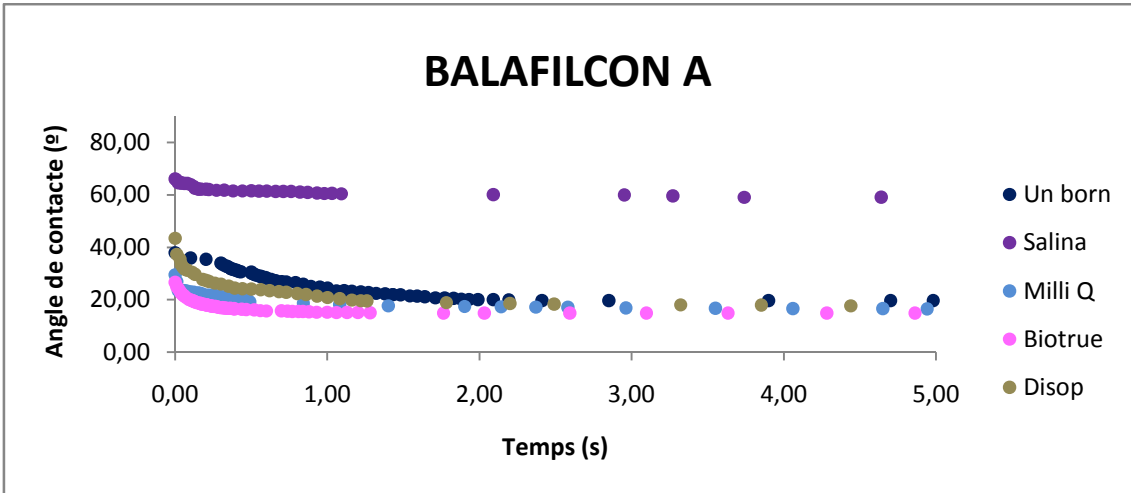


Figura 14 Representació evolució de l'angle de contacte utilitzant com a material Balafilcon A

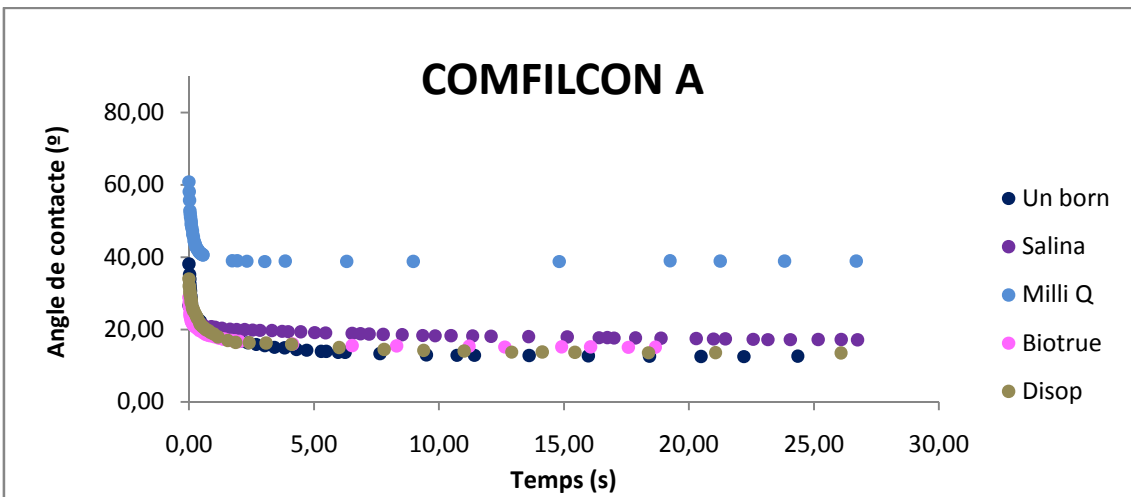


Figura 15 Representació evolució de l'angle de contacte utilitzant com a material Comfilcon A

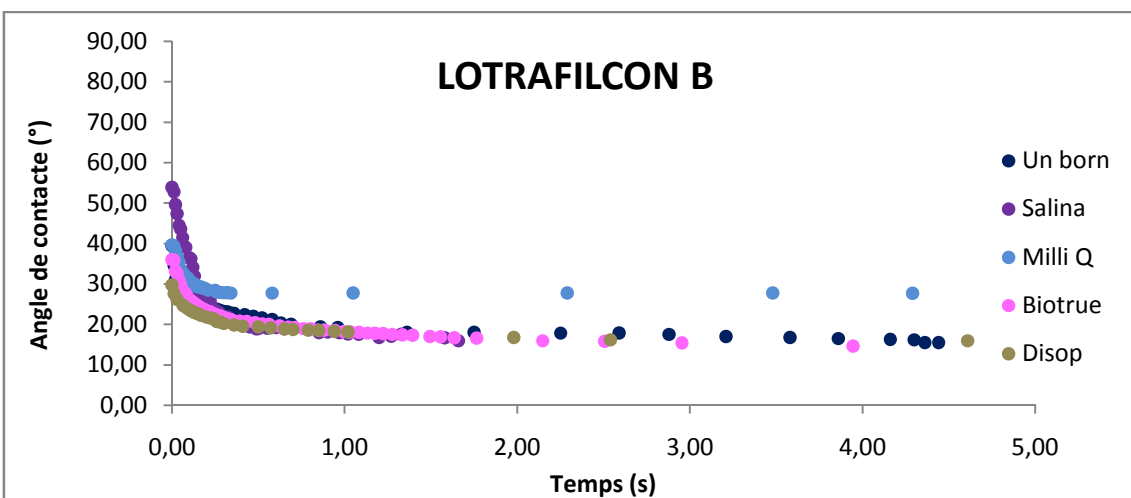


Figura 16 Representació evolució de l'angle de contacte utilitzant com a material Lotrafilcon A

Les figures 14, 15 i 16 ens mostren els valors dels angles de contacte pels materials d'hidrogel de silicona Balafilcon A, Comfilcon i Lotrafilcon B, respectivament. Pel material Balafilcon A, tal i com es pot veure a la il·lustració 14, en totes les solucions utilitzades veiem un comportament similar amb valors d'angle de contacte inicial i límit inferiors a 50 graus excepte, per la solució salina (taula 10). Aquest resultat ens indica que un cop la lent de contacte ha passat una setmana condicionada en aquesta solució la seva humectació disminueix notablement. Aquest mateix comportament s'observa pel material Lotrafilcon B (Figura 16) encara que només és l'angle inicial de la dissolució salina el que dona per sobre de 50 graus, mentre que l'angle límit es dedueix considerablement (taula 10). Pel material Comfilcon la figura 15 mostra que és l'aigua MilliQ la que presenta el valor d'angle de contacte inicial més alt.

Un altre fet destacable al analitzar les diferents gràfiques d'hidrogel silicona és els resultats obtinguts amb les mesures quan la lent es trobava submergida en solució Biotrue i Disop. Tal i com podem veure en les diverses il·lustracions 14, 15 i 16, en tots els casos les mesures obtingudes amb aquestes dues solucions són les que ens aporten un angle de contacte més baix i per tant una superfície més humectable. Tot i així, cal destacar que la gràfica 14, on representem el material Balafilcon, la corba que representa la solució Biotrue ens dona uns valors significativament més baixos que la solució Disop; l'angle límit obtingut amb la solució Biotrue és de $14,90^\circ$ mentre que l'obtingut amb la solució Disop és de $17,30^\circ$.

D'acord amb l'equació de Young (equació 1) l'angle de contacte de l'aigua MilliQ® sobre la superfície de les LC depèn de les tensions superficials de l'aigua MilliQ®, que es un valor constant en aquest estudi, de la tensió superficial del material de la LC i de la tensió interfacial entre la LC i la fase líquida. En aquest estudi s'observa que la tensió interfacial entre l'aigua MilliQ® i la superfície de la LC depèn de com ha estat condicionada la LC.

Agafant com a referència l'angle de contacte inicial quan les LC es condicionen amb aigua MilliQ®, s'observa que les LC d'hidrogel convencional presenten angles iguals o superiors a les de les LC d'hidrogel de silicona. Entre els hidrogels de silicona l'angle més alt el dona el material Comfilcon A que es fabrica sense tractament superficial. S'observa que quan la LC està hidratada en aigua MilliQ®, les LC sense tractament superficial tenen un caràcter més hidrofòbic que aquelles que si que en duen.

La taula 10 adjuntada a continuació és un breu resum de les dades obtingudes mitjançant les solucions de manteniment i les diferents superfícies utilitzades. En aquesta queden plasmades l'angle inicial aconseguit en el temps 0, moment en que la gota toca la superfície de la lent de contacte, l'angle límit al que arriba; i per tant l'angle més petit que aconseguim amb aquella solució i el temps que es necessita per tal d'obtenir aquests angles límit.

Taula 10

Representació dels valors de l'angle de contacte i temps, mesurats en els diferents materials.

Solució Blister						
Materials	Methafilcon	Omafilcon A	Polymacon	Balafilcon A	Comfilcon A	Lotrafilcon B
θ inici	58.30°	19.30°	47.14°	38.00°	38.10°	39.5°
θ límit	48.63°	13.67°	41.58°	16.64°	12.57°	15.47°
Temps límit	24.22 s	4.38 s	26.98 s	2.41 s	22.21 s	4.44 s
Solució salina						
Materials	Methafilcon	Omafilcon A	Polymacon	Balafilcon A	Comfilcon A	Lotrafilcon B
θ inici	35.64°	90.27°	55.31°	65.99°	26.61°	53.90°
θ límit	20.16°	82.17°	48.90°	57.29°	17.15°	16.00°
Temps límit	4.53 s	19.73 s	25.72 s	24.40 s	26.75 s	1.66 s
Solució Milli Q						
Materials	Methafilcon	Omafilcon A	Polymacon	Balafilcon A	Comfilcon A	Lotrafilcon B
θ inici	63.86°	96.23°	58.62°	29.60°	60.98°	39.76°
θ límit	52.14°	66.65°	54.14°	16.20°	38.83°	27.66°
Temps límit	26.21 s	26.15 s	26.67 s	9.35 s	8.98 s	5.99 s
Solució Biotrue						
Materials	Methafilcon	Omafilcon A	Polymacon	Balafilcon A	Comfilcon A	Lotrafilcon B
θ inici	44.36°	30.00°	36.34°	26.63°	28.93°	36.00°
θ límit	17.86°	19.40°	13.87°	14.90°	15.11°	12.80°
Temps límit	4.03 s	13.70 s	22.56 s	4.28 s	15.11 s	11.35 s
Solució Disop HA						
Materials	Methafilcon	Omafilcon A	Polymacon	Balafilcon A	Comfilcon A	Lotrafilcon B
θ inici	35.64°	32.83°	39.98°	43.49°	34.08°	29.73°
θ límit	19.41°	14.41°	16.15°	17.30°	13.47°	15.30°
Temps límit	13.01 s	25.98 s	20.59 s	10.21 s	26.08 s	25.83 s

5.1.1 Cinètica d'absorció

Mitjançant les gràfiques representades anteriorment de la variació de l'angle de contacte i relacionant-ho amb el temps, també podem analitzar la cinètica d'absorció que segueix el material al mesurar l'angle de contacte.

Partirem de la base que la velocitat d'absorció hauria de complir que:

$$V \text{ absorció: } -\frac{d\theta}{dt} \text{ (equació 3)}$$

Ja que la variació de l'angle de contacte entre el temps ha de ser negativa perquè a mesura que augmentem en el temps es va obtenint una disminució d'aquest angle amb un període de temps més llarg.

Si suposem que la velocitat d'absorció és proporcional a l'angle de contacte. Al fer la integral d'aquesta equació ens trobem que:

$$-\frac{d\theta}{\theta} = dt \rightarrow \ln\theta = \ln\theta - k t \quad \text{(equació 4)}$$

En el cas que al representar aquesta gràfica on a l'eix "x" apareixeria la variació en el temps i a l'eix "y" la representació del logaritme neperià de l'angle de contacte ($\ln\theta = f(t)$) obtinguéssim una linealitat podríem deduir que el material estaria seguint una *cinètica de primer ordre*.

Si suposem que la velocitat d'adsorció és proporcional al quadrat de l'angle de contacte, al integrar s'obté l'equació:

$$\frac{1}{\theta} = \frac{1}{\theta} + k t \quad \text{(equació 5)}$$

En aquest cas el que representarem serà $\frac{1}{\theta} = f(t)$, en la que a la gràfica es representarà a l'eix "x" la evolució en el temps i a l'eix "y" la inversa de l'angle de contacte obtingut. En el cas que el material segueixi una linealitat en aquesta gràfica es podrà afirmar que aquest material segueix un model de *cinètica de segon ordre*.

En les següents gràfiques analitzem la cinètica de les diferents solucions en contacte amb la superfície dels materials.

Per a cada material i cada solució s'ha representat la gràfica en la que es mostra la cinètica de primer i de segon ordre. De cada representació s'ha obtingut la línia tendència i la recta de regressió. La recta de regressió ens permet donar un valor en la pendent, la qual ens indica la linealitat que segueix aquesta representació i per tant la constant d'absorció, k , del material.

De les dues representacions obtingudes, la cinètica de primer ordre i la de segon ordre, ens quedem amb aquella en que obtenim un valor en la recta de regressió més

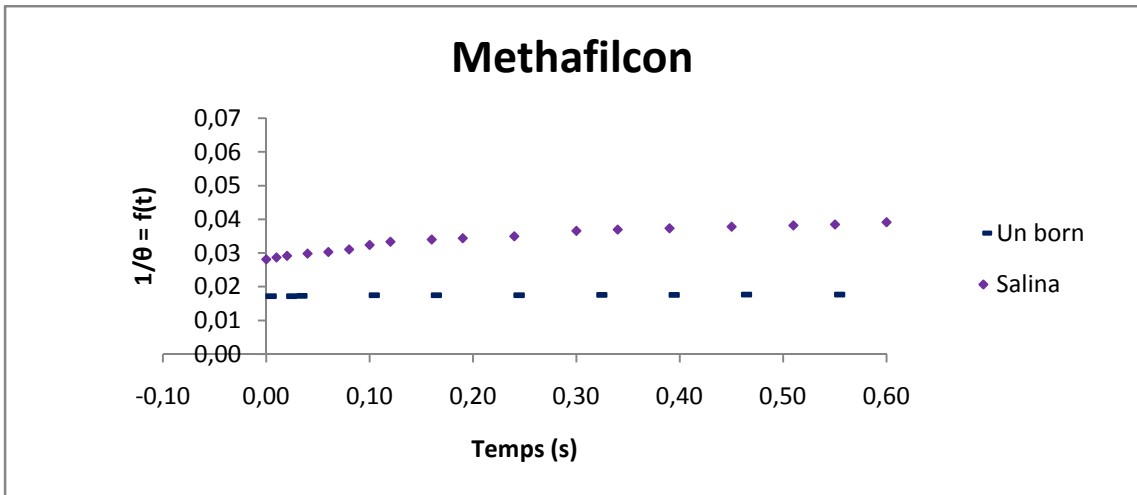
proper a 1. Com a criteri per a considerar que la variació de l'angle de contacte amb el temps es podia descriure com una cinètica d'absorció s'ha considerat que el valor del coeficient de correlació r^2 fos alt superior a 0,85.

En aquells materials en que els dos valors de la recta de regressió són inferiors a 0,85 s'ha considerat que la variació de l'angle de contacte amb el temps no depèn únicament de l'absorció del material, i que per tant hi ha altres factors involucrats.

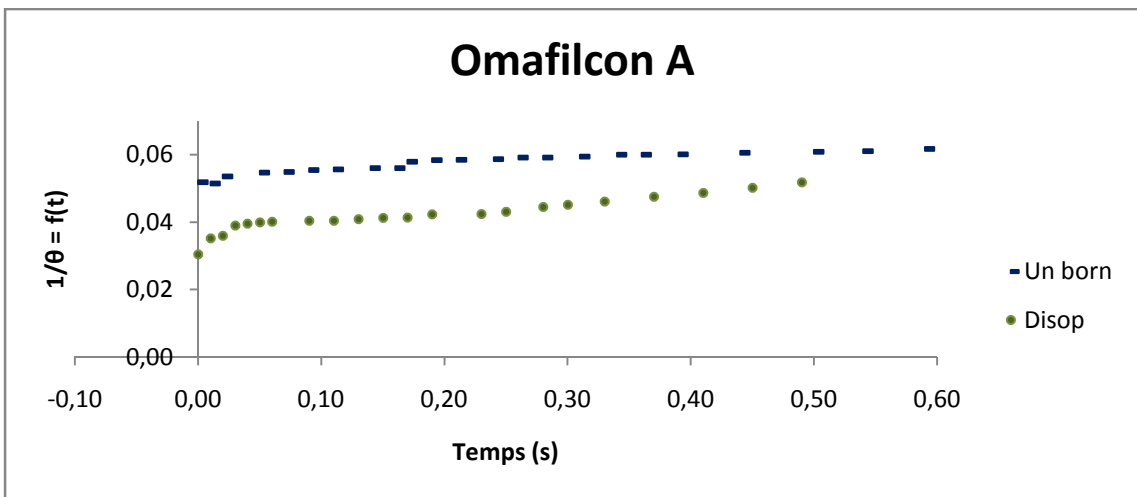
La taula 11 ens mostra les equacions de les rectes obtingudes i els valors dels coeficients de regressió. Les figures 16, 17 i 18 mostren que els hidrogels convencionals presenten pendents petites el que indica que hi ha poca absorció de la dissolució en el material i que per tant l'angle de contacte no varia en el temps.

Per altra banda, a les gràfiques 20, 21 i 23 podem veure que la línia de tendència agregada té en general un pendent més pronunciat, i que per tant l'angle de contacte varia en el temps. Veiem una disminució en aquest valor a mesura que avancem en el temps i que per tant el material absorbeix en part la solució que hi ha a la superfície del material.

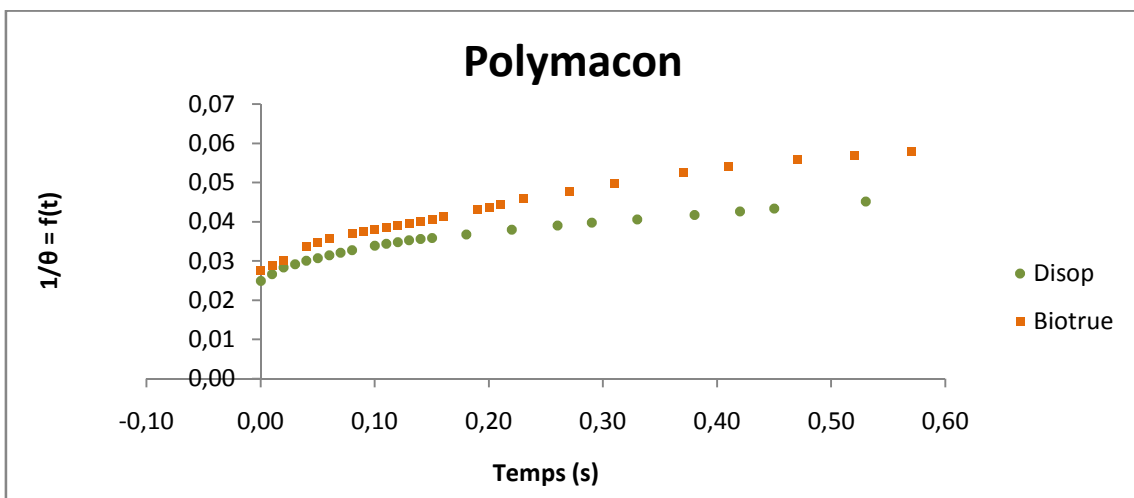
El material que mostra una variació més complexa de l'angle de contacte amb el temps es el Methafilcon y la dissolució que presenta un comportament més homogeni sobre tots els materials, a excepció del Methafilcon, es la dissolució única Disop. Amb menys variabilitat de la constant cinètica, k , i del angle de contacte inicial. Comparant els valors de la constant k de les dues dissolucions úniques, observem que la dissolució Disop presenta una cinètica d'absorció més lenta que la dissolució Biotrue i dona valors d'angle de contacte inicials lleugerament més alts que la dissolució Biotrue, tal com també mostrava la taula 10.



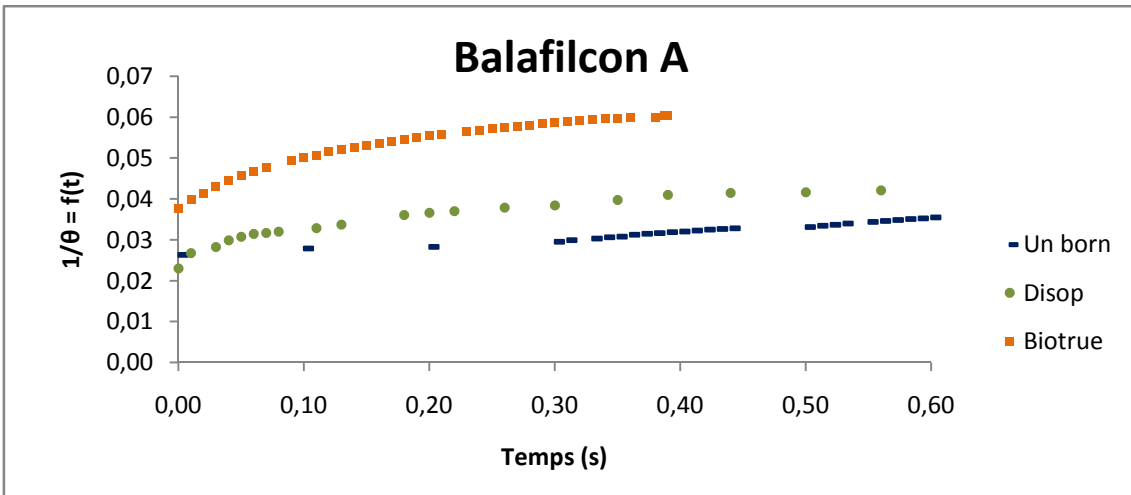
II-lustració 17 Cinètica d'absorció per Methafilcon



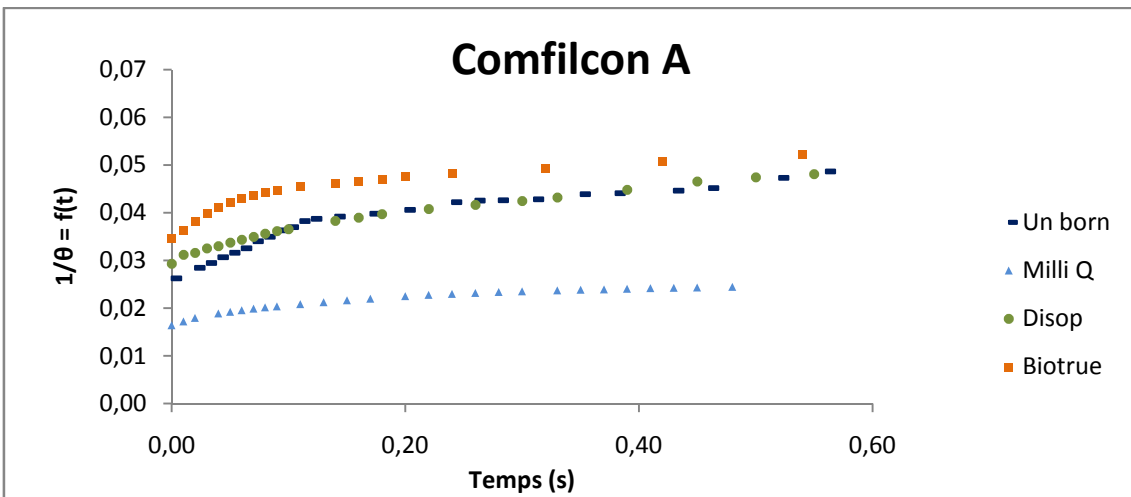
II-lustració 18 Cinètica d'absorció per a Omafilcon A



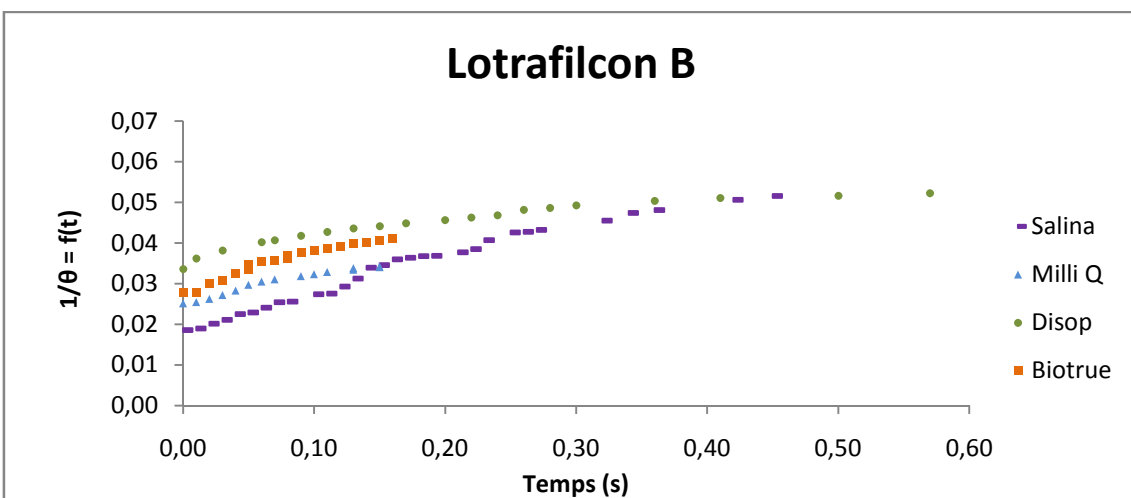
II-lustració 19 Cinètica d'absorció per a Polymacon



II-lustració 20 Cinètica d'absorció per a Balafilcon A



II-lustració 21 Cinètica d'absorció per a Comfilcon A



II-lustració 22 Cinètica d'absorció per a Lotrafilcon B

Taula 11

Equacions de la recta obtingudes.

Materials	Eq. de la recta i R ² de cinètica 1/θ - Solucions				
	Un born	Salina	MilliQ®	Disop	Biotrue
Methafilcon	$y=-0.013x+4.58$ $R^2=0.946$	$y=0.011x+0.031$ $R^2=0.942$	-	-	-
Omafilcon A	$y=0.010x+0.054$ $R^2=0.845$	-	-	$y=0.030x+0.036$ $R^2=0.886$	-
Polymacon	-	-	-	$y=0.025x+0.030$ $R^2=0.947$	$y=0.052x+0.032$ $R^2=0.953$
Balafilcon A	$y=0.012x+0.027$ $R^2=0.975$	-	-	$y=0.020x+0.030$ $R^2=0.866$	$y=0.049x+0.043$ $R^2=0.890$
Comfilcon A	$y=0.032x+0.031$ $R^2=0.862$	-	$y=0.014x+0.018$ $R^2=0.88$	$y=0.014x+0.036$ $R^2=0.845$	$y=0.010x+0.043$ $R^2=0.823$
Lotrafilcon B	-	$y=0.08x+0.020$ $R^2=0.964$	$y=0.061x+0.025$ $R^2=0.951$	$y=0.030x+0.038$ $R^2=0.872$	$y=0.085x+0.029$ $R^2=0.942$

5.2. Resultats pH

A la següent taula és presenten els valors de pH obtinguts per a cada solució de manteniment utilitzada, hi ha més d'una mesura ja que es va repetir el procediment de dos a tres vegades al prendre la mesura s'obtenien valors diferents en la segona unitat del resultat. Les mesures de pH s'han realitzat a una temperatura de 27°C.

Taula 12

Valors de pH obtingut per a cada dissolució

Dissolucions	pH 1	pH 2	pH 3	pH mitjana
<i>Blister Methafilcon</i>	6.62	6.62	-	6.62
<i>Blister Omafilcon A</i>	7.32	7.33	7.33	7.32
<i>Blister Polymacon</i>	7.10	7.11	7.13	7.11
<i>Blister Balafilcon A</i>	7.21	7.21	-	7.21
<i>Blister Comfilcon A</i>	7.35	7.35	-	7.35
<i>Blister Lotrafilcon B</i>	7.16	7.16	-	7.16
<i>PBS (salina)</i>	7.38	7.33	7.35	7.35
<i>Milli Q</i>	6.45	6.66	6.73	6.61
<i>Biotrue</i>	7.48	7.48	-	7.48
<i>Disop</i>	7.34	7.35	7.35	7.35

Tal i com es pot veure a la taula 12 representada anteriorment, quasi totes les dissolucions de manteniment i les del blister tenen un pH tamponat al voltant del valor del pH de la llàgrima, excepte el blister de Methafilcon. L'aigua MilliQ té un pH lleugerament més àcid de 6,621.

Per tal de determina si hi ha una dependència entre el valor del angle de contacte inicial i el pH de las dissolucions de manteniment, s'han fet les representacions que mostren les figures 22-27 . A l'eix "y" de la gràfica s'ha representat el pH de la solució de manteniment en la que es guardaven les lents de contacte, i a l'eix "x" s'ha representat l'angle de contacte inicial de cada material, anteriorment mostrat a la taula 10.

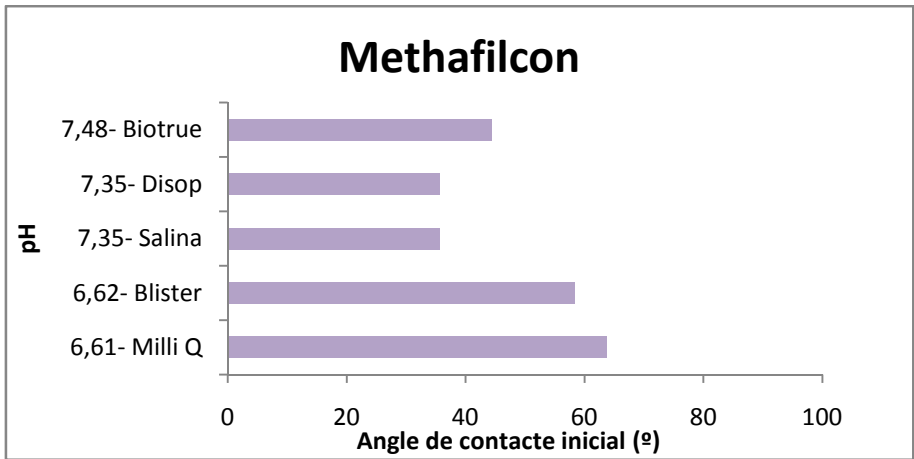


Figura 23 Resultats de pH relacionats amb l'angle de contacte per a Methafilcon

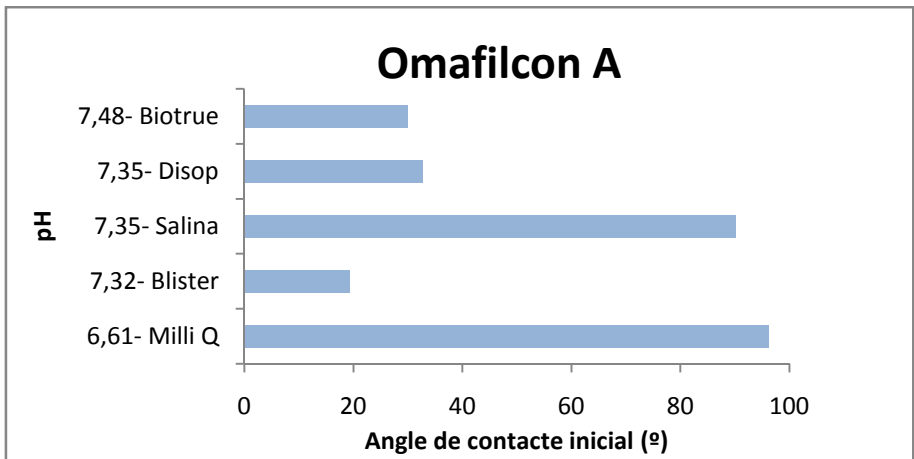


Figura 24 Resultats de pH relacionats amb l'angle de contacte per a Omafilcon A

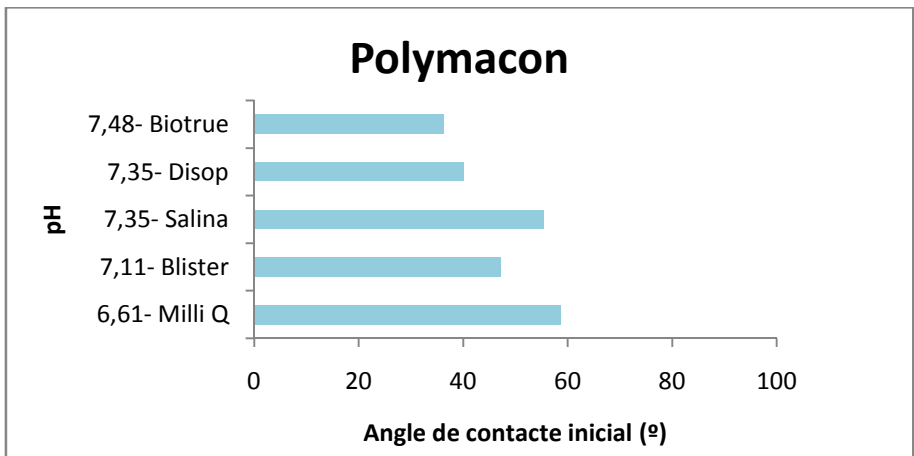


Figura 25 Resultats de pH relacionats amb l'angle de contacte per a Polymacon

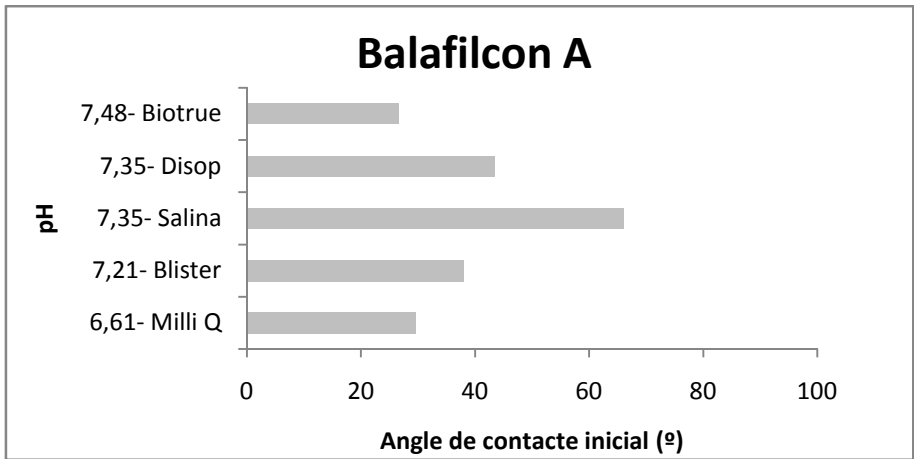


Figura 26 Resultats de pH relacionats amb l'angle de contacte per a Balafilcon A

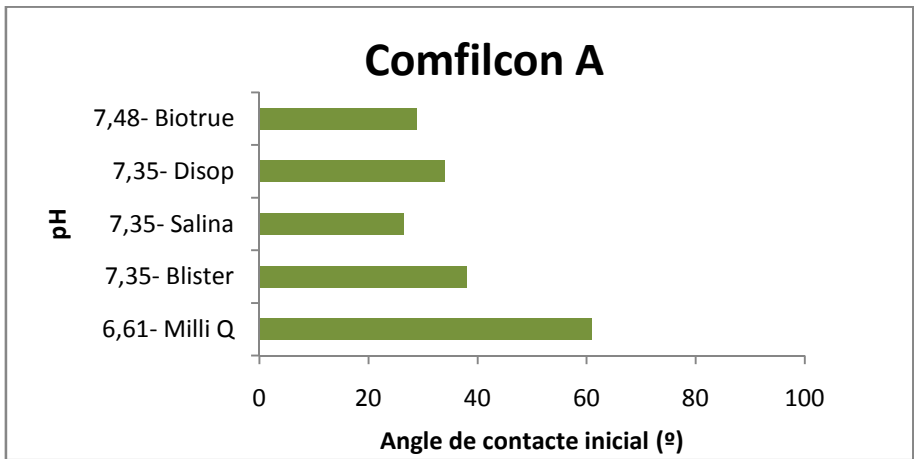


Figura 27 Resultats de pH relacionats amb l'angle de contacte per a Comfilcon A

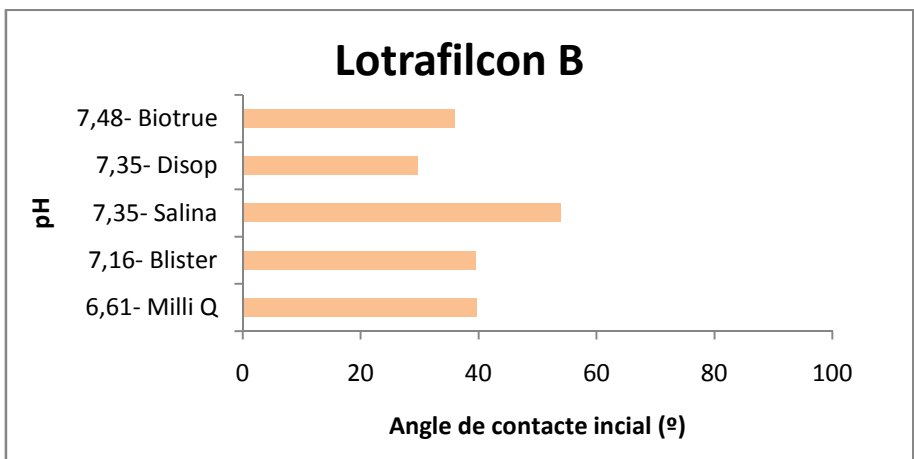


Figura 28 Resultats de pH relacionats amb l'angle de contacte per a Lotrafilcon B

Mirant les representacions obtingudes podem analitzar si existeix una dependència lineal entre el angle de contacte mesurat sobre del material i el valor de pH amb la solució de manteniment.

A la figura 24, on es representa el material Methafilcon podem veure com hi ha una clara dependència en el valor del pH, en aquelles dues solucions en que el valors de pH és igual (7.35 en la solució Disop i solució salina) podem veure com el valor inicial en l'angle de contacte és el mateix. S'observa a més que l'angle de contacte té tendència a disminuir a l'augmentar el pH

El alguns materials com per exemple Comfilcon A (figura 28) podem veure que també hi hauria alguna relació entre el pH i el valor de l'angle obtingut tot i que juntament amb aquest entren en contacte altres factors. Per aquest motiu dues solucions amb el mateix pH te comportaments diferents.

En la resta de figures (25-29), tal i com podem veure, tot i treballar amb solucions amb el mateix valor en el pH el comportament del material i per tant el valor inicial de l'angle de contacte no mostra una correlació lineal amb el PH.

Per a determinar el grau de correlació entre el pH i l'angle de contacte en els dos materials Methafilcon i Comfilcon A, que mostren aquesta dependència lineal, calculem el coeficient de correlació de Pearson (r) imposant un interval de confiança del 95%. La taula 13 mostra una correlació negativa forta pel Methafilcon amb una probabilitat del 96,8% i més feble en el cas del Comfilcon quan considerem les 4 dissolucions estudiades més la dissolució del blister de la lent nativa. En el cas d'excloure la dissolució del blister, la correlació s'incrementa en el cas del material Comfilcon A amb una probabilitat de 97,5%.

Taula 13

Correlació de Pearson entre l'angle inicial i el valor de pH de les solucions.

MATERIAL	Recte de regressió (r)	Valor p
<i>Methafilcon</i>	-0.910	0.032
<i>Methafilcon (excloent solució del blister)</i>	-0.867	0.133
<i>Comfilcon A</i>	-0.788	0.113
<i>Comfilcon A (excloent solució del blister)</i>	-0.975	0.025

5.3. Resultats tensió superficial

Per a poder comentar els resultats obtinguts al calcular experimentalment la tensió superficial (γ_L), primerament els representarem en format taula i posteriorment els relacionarem amb l'angle inicial de cada material, aquell mesurat quan la gota cau just damunt de la superfície de la lent. Per tal d'aconseguir unes mesures més exactes es van repetir dues vegades i es va fer el promig. Les mesures de tensió superficial s'han realitzat a una temperatura de 27°C.

Taula 14

Resultats de tensió superficial

Solucions	$\gamma_L 1$	$\gamma_L 2$	γ_L mitjana
<i>PBS (salina)</i>	72.23	72.22	72.22
<i>Milli Q</i>	71.93	72.06	72.00
<i>Biotrue</i>	40.27	39.28	39.78
<i>Disop</i>	39.73	39.73	39.73

A les següents gràfiques el que es representa és la relació dels valors obtinguts de la tensió superficial i l'angle de contacte inicial obtingut en els diversos materials.

La relació inicial que podríem extreure és que la lent de contacte hauria de ser més humectable quan ha sigut submergida amb una solució en que la tensió superficial fos menor, ja que la força d'atracció entre les molècules de la superfície és també més petita i per tant al caure la gota damunt la lent l'acondiciament superficial de la solució facilitarà l'extensió d'aquesta damunt del material i per tant la disminució de l'angle de contacte obtingut serà ràpida. En el cas que la tensió superficial de la solució sigui major significarà que hi ha una més elevada força d'atracció entre les molècules del sí de la dissolució que respecte a les de la superfície i al caure la gota damunt la lent de contacte submergida anteriorment a la solució haurien d'esperar que l'angle inicial fos més elevat i que la disminució d'aquest valor en l'angle de contacte serà de manera més esglaonada-

En les figures presentades anteriorment podem determinar si l'angle de contacte obtingut en el material depèn o no, de la tensió superficial de la solució utilitzada. Tal i com podem veure a la figura 31 i 32, les que pertanyen a Omafilcon A i Polymacon respectivament, podem veure que hi ha una dependència lineal entre els valors de tensió superficial del líquid i l'angle de contacte aconseguit. En aquests dos materials podem determinar que el comportament és similar, i que per tant en el cas que la lent es trobi en contacte amb una solució de manteniment amb una tensió superficial baixa, obtenim uns valors d'angle de contacte també baixos.

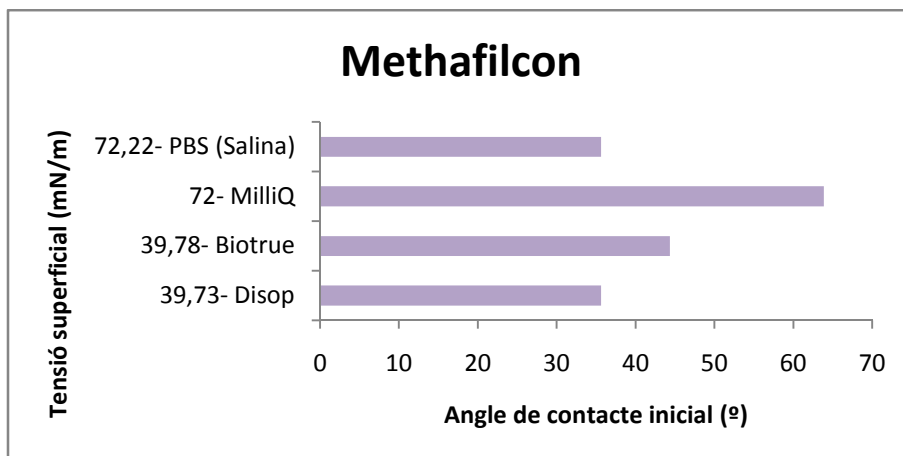


Figura 29 Resultats de tensió superficial relacionats amb l'angle de contacte per a Methafilcon

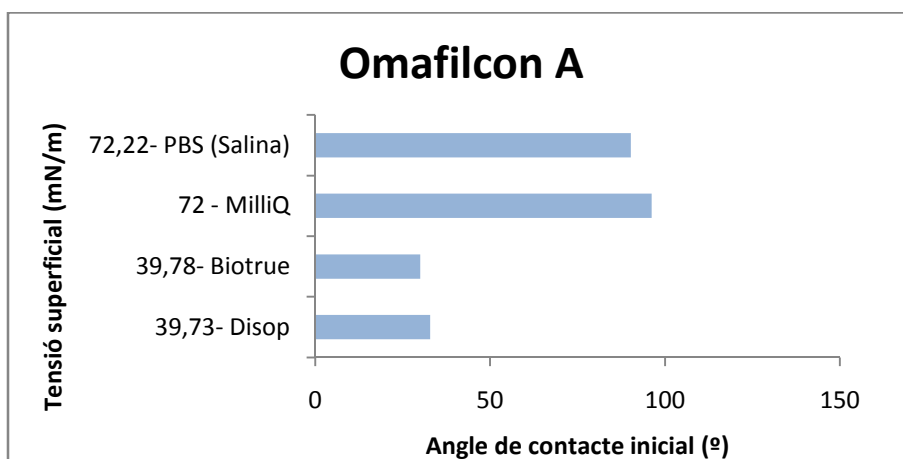


Figura 30 Resultats de tensió superficial relacionats amb l'angle de contacte per a Omafilcon A

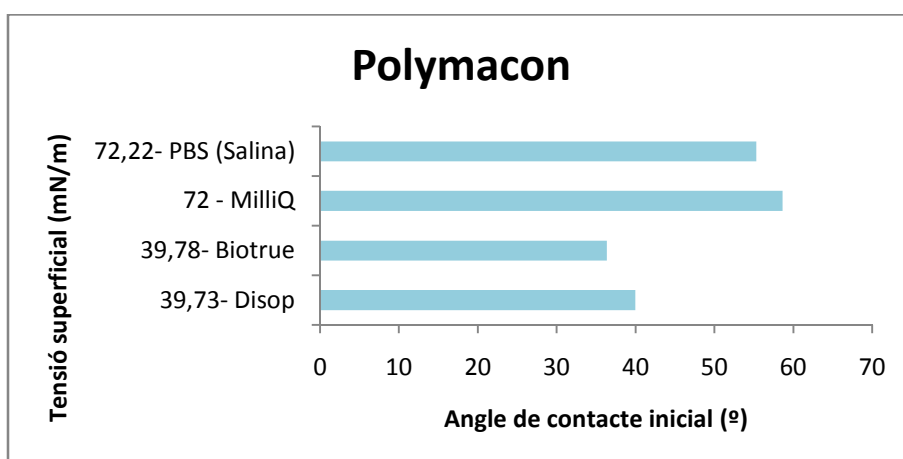


Figura 31 Resultats de tensió superficial relacionats amb l'angle de contacte per a Polymacon

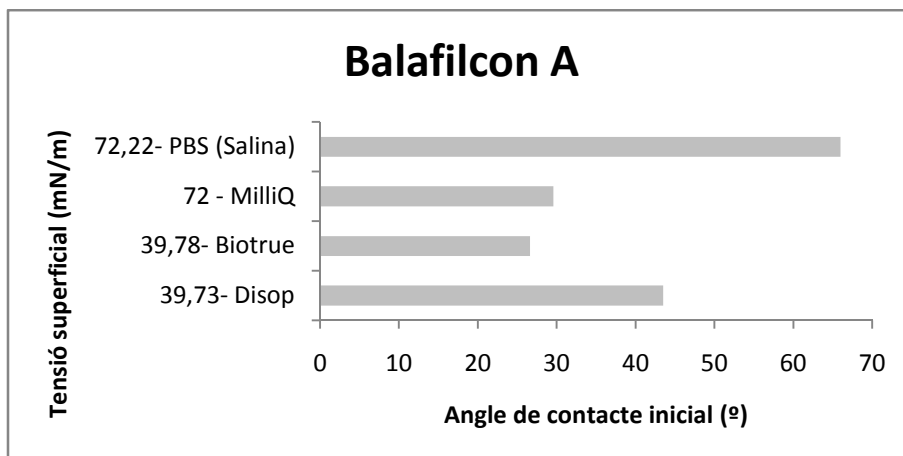


Figura 32 Resultats de tensió superficial relacionats amb l'angle de contacte per a Balafilcon A

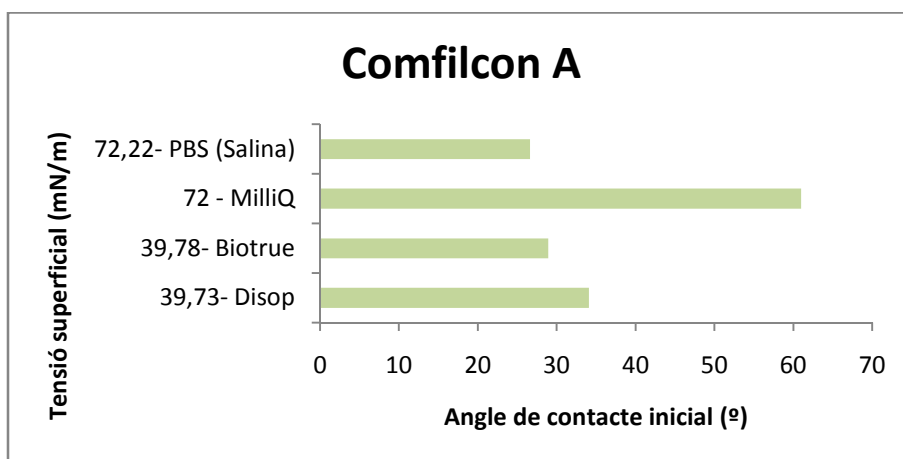


Figura 33 Resultats de tensió superficial relacionats amb l'angle de contacte per a Comfilcon A

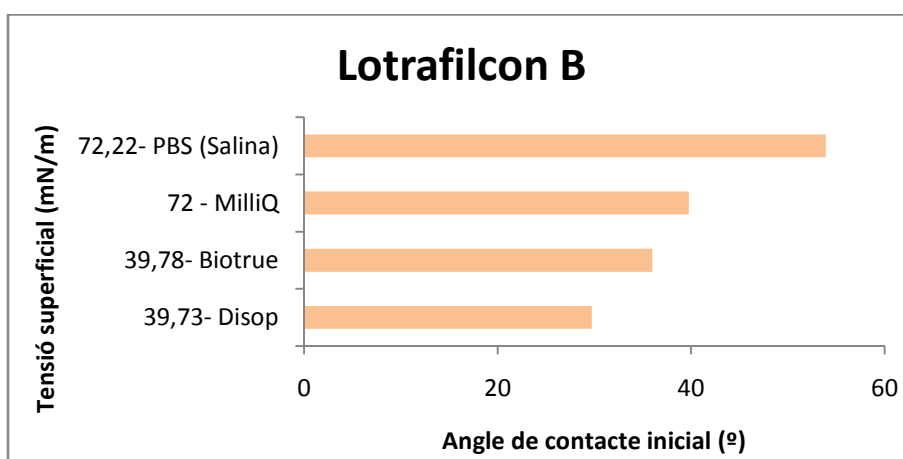


Figura 34 Resultats de tensió superficial relacionats amb l'angle de contacte per a Lotrafilcon B

Un altre característica comuna en les dues figures anteriorment comentades és el fet que els resultats obtinguts mitjançant les solucions úniques en general ens donen uns valors de tensió superficial molt inferiors que l'aigua MilliQ® i la solució salina. Aquest fet és causat perquè són solucions aquoses amb tensioactius no iònics que disminueixen la tensió superficial de l'aigua.

El fet que només veiem una repetició d'aquests resultats en aquests dos casos podria donar motiu de pensar que aquest comportament és degut al material de la lent de contacte. En tots dos casos veiem que el monòmer principal que forma aquesta lent de contacte és HEMA, i per tant ja és lògic que els valors experimentals obtinguts siguin similars.

Pel que fa a la resta de gràfiques (30, 33, 34 i 35) podem veure on les gràfiques no segueixen una linealitat, obtenim angles amb valors alts i baixos tant indistintament si el valor de la tensió superficial de la solució és alt o baix. Només el material Lotrafilcon sembla mostra una certa disminució de l'angle de contacte al disminuir la tensió de la dissolució però indicant una certa dispersió. D'aquest fet podem deduir que excepte per a Omafilcon A i Polymacon, la tensió superficial de la solució no es la principal propietat que determina el valor de l'angle de contacte inicial obtingut.

Per determinar el grau de correlació entre tensió superficial i angle de contacte inicial en aquells materials en els que s'ha observat dependència lineal calculem el coeficient de correlació de Pearson imposant un interval de confiança del 95%. La taula 15 mostra una correlació negativa forta pel Omafilcon A i pel Polymacon amb unes probabilitats del 99,7% i del 98,3% respectivament, i més feble en el cas del Lotrafilcon B. Per aquest últim material la millor correlació s'ha obtingut estudiant la dependència múltiple del pH i de la tensió superficial de les 4 dissolucions estudiades excloent la del blister, com mostra la taula 16.

Taula 15

Correlació de Pearson entre l'angle inicial i els valors de tensió superficial de les dissolucions

MATERIAL	Recta de regressió (r)	Valor p
<i>Omafilcon A</i>	-0.997	0.03
<i>Polymacon</i>	-0.983	0.017
<i>Lotrafilcon B</i>	-0.790	0.210

Taula 16

Correlació de Pearson tenint en compte les dues variables, pH i tensió superficial

MATERIAL	r múltiple	p- value pH	p- value tensió
<i>Lotrafilcon B</i>	0.989	0.157	0.096

Els resultats mostren que en les LC d'hidrogel convencional la variació de l'angle de contacte depèn força del caràcter iònic de la superfície. En aquestes lents el caràcter iònic el confereix la presència d'àcid metacrílic en la composició del material, com és el cas de la LC de Methafilcon. En les lents no iòniques Omafilcon A i Polymacon, l'angle de contacte disminueix al disminuir la tensió superficial de la dissolució condicionadora, indicant per tant que són només forces dispersives (entre el caràcter

més o menys apolar de la superfície i el caràcter polar de l'aigua MilliQ) les que descriuen la tensió interfacial. En la lent iònica la presència del grup funcional àcid carboxílic a la superfície origina que sigui la interacció àcid-base la que determina la tensió interfacial entre l'aigua MilliQ i la superfície del Material.

En les LC d'hidrogel de silicona els factors que estan regulant la interacció entre el aigua MilliQ i la superfície del material no estan tant clars, degut possiblement a que dos de elles, Balafilcon A i Lotrafilcon B, presenten tractaments superficials. La dependència de l'angle de contacte amb el pH per la LC de Comfilcon A, indica la possible existència d'algun agent ionitzable en la seva composició, encara que està considerada com a no iònica. En la LC de Lotrafilcon B sembla que son ambdós factors, la interacció dispersiva i l'àcid base, les que regulen l'angle de contacte. Pel material Balafilcon A cap de les 2 propietats estudiades descriuen be les variacions dels angles de contacte, el que ens pot estar indicant que s'haurien de considerar altres factors com per exemple la rugositat de la superfície, o la presència de uns determinats electròlits en la dissolució condicionadora.

5 Conclusions

La tècnica de la gota sèssil ens ha permès mesurar angles de contacte sobre materials de LC amb captura per vídeo de la variació de l'angle amb el temps i el seu posterior tractament.

Els resultats de les mesures in vitro de l'angle de contacte mostren la importància de la solució de manteniment en la humectabilitat de la superfície en les lents de contacte. Tal i com hem pogut veure en el treball l'afectació provocada en el material no només és destacable en les lents d'hidrogel silicona, sinó que també és molt present en les lents hidrogel convencional. S'ha observat que en LC condicionades en aigua MilliQ®, les LC sense tractament superficial presenten una superfície més hidrofòbica que les que en tenen.

Cada fabricant utilitza un tipus diferent de dissolució d'emmagatzematge en el blister. La dissolució d'emmagatzematge del blister és una dissolució salina tamponada que en alguns materials inclou també un agent humectant. La humectabilitat de la superfície del material que confereix aquesta dissolució és generalment inferior a la que confereixen les dissolucions úniques.

En tots els tipus de lents utilitzades les solucions úniques aporten una major humectabilitat superficial en les lents de contacte ja que en tots els materials, els valors dels angles de contacte obtinguts quan les LC es troben submergides en les dues solucions úniques utilitzades són molt menors que en solució salina, MilliQ® o solució del blister respectivament.

La disminució de l'angle de contacte de l'aigua MilliQ® amb el temps s'ajusta millor a una cinètica d'absorció de segon ordre quan les LC han estat condicionades en les dissolucions úniques. S'observa que la cinètica d'absorció de la dissolució Disop és més lenta que la de la dissolució Biotrue. Seria interessant fer un estudi clínic per esbrinar si aquest comportament pot estar relacionat amb la percepció de confortabilitat dels usuaris de LC i amb la velocitat de deshidratació de les LC en funció de la freqüència de parpelleig.

En aquells materials en que el monòmer principal és HEMA, com en el cas de Omafilcon A i Polymacon, la superfície és no-iònica i la interacció de l'aigua MilliQ® amb la superfície depèn de forces dispersives, per això l'angle de contacte disminueix a l'augmentar la tensió superficial de la dissolució condicionadora. Quan l'HEMA es troba copolimeritzat amb àcid metacrílic, com és el cas del Methafilcon, les forces d'interacció àcid-base condicionen l'angle de contacte i aquest disminueix a l'augmentar el pH de la dissolució de manteniment.

La utilització de solucions sense tensioactius o tamponades a un pH diferent del de la llàgrima en lents d'hidrogel convencional no prepara ni humecta suficientment la superfície d'aquestes pel seu ús. Per aquest motiu deduïm que aquest tipus de lent de contacte, sense un condicionament previ, quan s'introdueix a la superfície ocular te una molt baixa humectabilitat. Aquest fet pot veure's relacionat amb una incomoditat del material en primera instància ja que la lent no és humectada per la llàgrima i no facilita el seu moviment natural sobre la còrnia.

En els materials d'hidrogel de silicona les interaccions de l'aigua MilliQ® amb la superfície del material son més complexes i la variació de l'angle de contacte depèn d'una combinació de factors que requeririen un estudi més detallat.

6 Bibliografía

- Abadías Ferreiro. C. (2012). *Cambios en las superficies de las lentes de contacto*. Terrassa: Facultat d'òptica i optometria de Terrassa.
- B.V, Lenntech. (s.f.). *Water treathment solutions*. Recuperado el Abril de 2015, de <http://www.lenntech.es/ph-y-alcinidad.htm>
- Bausch & Lomb. (s.f.). Recuperado el Març de 2015, de soluciones multipropósito: www.biotrue.com
- Chhabra. M; Prausnitz. J, M; Radke, C, J. (2009). *Modeling Corneal Metabolism and Oxygen*. American Academy of Otometry: Optomery and Vision Science.
- Consejo general de ópticos optometristas. (2012). *Vademecum informado de contactología*. Madrid: Grupo ICM comunicación.
- E, Papas. (1998). On the relationship between soft contact lens oxygen transmissibility and induced limbal hyperaemia. 67:125-31.
- Enciclopèdia Catalana, S. (s.f.). *diccionari*. Recuperado el Març de 2015, de www.diccionari.cat
- Fernández Refojo, M. (s.f.). *3 tipos y propiedades de los materiales de las lentes de contacto*. Recuperado el Abril de 2015, de Oftalmo.com: <http://www.oftalmo.com/publicaciones/lentes/cap3.htm>
- Fowke,. F.M; Zisman, W.A. (1964). Contact angle, wettability, and adhesion. *Food and agriculture organization of the United Nations*, 1.
- G, Ross.; M, Nasso.; V, Franklin.; Lydon. (2005). Silicon hydrogels: Trends in products and propierties. *Presented at BCLA 29th clinical conference & exhibition Brighton*. Brighton; UK.
- Garg, A., Sheppard, J. D., Donnenfeld, E., & Friedlaender, M. (2007). Clinical applications of antibiotics and anti-inflammatory drugs in opthalmology. New Delhi, India: Editorial medica Panamericana.
- Institut d'estudis catalans. (s.f.). Recuperado el Febrer de 2015, de www.dlc.iec.cat
- J.L, Delgado.; L, Rivera. (2011). Tear Film, Interaction and Adherence to Silicone Hydrogel. *Ciencia i tecnologia de la salud visual i ocular- Vol-9*, 106.
- J.L, S., & .R, A. (2005). *Metodos de medición de la tensión superficial o interfacial*. Mérida-Venezuela: Universidad de los Andes, escuela de ingeniería química.
- J.M, González Mejiome.; C, Villa Collar. (2007). Hidrogeles de silicona: qué son, cómo los usamos u qué podemos esperar de ellos. *Gaceta óptica*, 10-13.
- JA, Bonanno Harvitt. (1999). Re-evaluation of the oxigen diffusion model for predicting minimum contact lens Dk/t values needed to avoid corneal anoxia. 76.

- Johnson & Johnson. (2014). *catalogo de productos*. Recuperado el Març de 2015, de www.jnj.productos.com
- K, D., N, L., SUBBARAMAN, R, R., & J, L. (2008). Physical Properties of Soft Contact. *Centre for Contact Lens Research, School of Optometry, University of Waterloo* (págs. Vol. 85, N. 2, pp. 122–128). Waterloo, Ontario, Canada: American Academy of Optometry.
- KRISTINE DALTON, O. L. (2008). Physical Properties of Soft Contact. *OPTOMETRY AND VISION SCIENCE*, VOL. 85, NO. 2, PP. 122–128.
- Kwok, D., & Neumann, A. (1999). Contact angle measurement and contact angle interpretation. *Advances in Colloid and Interface Science*. 5 King's College Road, Toronto, Ontario, Canada: DEpartment of Mechanical and industrial Engineering, University of Toronto.
- M, Covery.; D, Sweeney.; R, Tery.; P, Sankaridurg.; B, Holden. (2001). Hypoxic effects on the anterior eye of high-Dk soft contact lens wearers are negligible. *Optometry & vision science*, 95-99.
- Maldonado-Codina C, Efron N. (2004). Impact of manufacturing technology and material composition on the clinical performance of hydrogel lenses. *Optometry vision science*, 81: 442-54.
- Maldonado-Codina C, Efron N. (2003). Hydrogel materials and manufacture. *practice optometry*, 4: 101-13.
- Martin Herranz. R. (1997). *Contactología aplicada- Manual práctico para la adaptación de lentes de contacto*. Madrid: Colegio Nacional de opticos de España.
- NSDL Scoutt Reports. (2004). <http://www.plasmas.org/>. Recuperado el Abril de 2015
- ópticas, Chessal. (s.f.). opticachessal.com. Recuperado el Març de 2015, de www.opticaschessal.com/index.php/articulos/24-hidrogeles-de-silicona
- P, Martinez.; M, Azuaga. (1997). Medición de la elasticidad de Young. *Laboratorio IV- Dpto. de física*, (pág. 1). Barcelona.
- Pintor R, Mexía E y Valle YL. (2009). Comodidad con Lentes de Contacto: Un Factor Multidimensional. *Revista Panamericana de Lentes de Contacto*, 5-9.
- Plummer, David T. (1994). *An intridcuttion to practice biochemistry*. McGraw-Hill, Inc.
- Tena Marsà. X. (2009). *Universitat Autònoma de Barcelona*. Recuperado el Abril de 2015, de <http://www.tdr.cesca.es/handle/10803/4550>
- Tighe, BJ. (2002). Contact lens complication. En B. Tighe, *Contact lens complication* (págs. 71-84). Oxford: Butterworth-Heinemann: Efron N.
- Torrent J.; Gaus E.; Morillo M. (1995). Biomateriales para la corrección de anomalías visuales. *Ver y Oir*, 97: 11-19.

- txec. (Març de 2015). *Generalitat de catalunya, llei de Hooke*. Obtenido de www.txec.cat
- UGD; *Universitat de Girona*. (s.f.). Recuperado el Abril de 2015, de www.udg.edu/portals/71/departament/FA/guions/Tensio-superficial.pdf
- Universitat Politècnica de Catalunya (UPC). (abril de 2015). *Escola politècnica superior d'enginyeria de Manresa*. Obtenido de http://epsem.upc.edu/~plantapilot/castella/procediment_4.2.html
- Velázquez, R. (2002). *Material de Lentes de Contacto y sus Propiedades*. Recuperado el Abril de 2015, de Columna Internacional IACLE México: <http://www.imagenoptica.com.mx/pdf/revista50/materiales.htm>
- Velázquez Guerrero, R. (2002). Materiales de lentes de contacto y sus propiedades. *Columna internacional IACLE*, 1.
- Veys. J; Meyler. J; Davies. I. (2008). *Contact lens care*. Europe, Middle East & Africa: The vision Care institut, Jhonson & Jhonson, Medical Ltd.
- Vision, Alcon-Civa. (s.f.). *Alcon*. Recuperado el Març de 2015, de www.Alcon-Civa/Vision-catalogo2014.com
- Whittaker. G. (2007). Biofinity, hidrogeles de silicona - Director de la categoria global de productes d'hidrogel silicona a coopervision. *Imagen optica, periodismo con vision (contactologia)*.
- Whittaker. R. (2012). Biofinity, hidrogeles silicona. *Revista-54; Contactología*, 2.