



UNIVERSIDAD DE JAÉN
Facultad de Ciencias Experimentales

Trabajo Fin de Grado

DETERMINACIÓN DE LAS PROPIEDADES SUPERFICIALES DE LAS MASCARILLAS QUIRÚRGICAS Y SU VARIACIÓN CON EL PH.

Alumno: Lucía Rivera López

Jaén, Junio, 2021



UNIVERSIDAD DE JAÉN

FACULTAD DE CIENCIAS EXPERIMENTALES

Grado en Química

Trabajo Fin de Grado

DETERMINACIÓN DE LAS PROPIEDADES SUPERFICIALES DE LAS MASCARILLAS QUIRÚRGICAS Y SU VARIACIÓN CON EL PH.



Lucía Rivera López

Jaén, Junio, 2021

ÍNDICE

1. INTRODUCCIÓN.....	1
1.1. Energía libre superficial	4
1.2. Potencial zeta.....	5
2. OBJETIVOS Y PLAN DE TRABAJO	6
2.1. Objetivos	6
2.2. Plan de trabajo	7
3. MATERIALES Y MÉTODOS.....	7
3.1. Materiales.....	7
3.2. Métodos.....	12
3.2.1. Técnica de determinación de la energía libre superficial	12
3.2.2. Técnica de determinación del potencial zeta.....	19
4. RESULTADOS Y DISCUSIÓN.....	24
4.1. Análisis de la energía libre superficial.....	24
4.2. Análisis del potencial zeta.....	28
5. CONCLUSIONES.....	34
6. BIBIOGRAFÍA	35

ÍNDICE DE TABLAS

Tabla 3.1.1. Características generales de las mascarillas	8
Tabla 3.2.1. Parámetros de la tensión superficial (mJ/m^2) de los líquidos utilizados en los experimentos de medida de ángulos de contacto y thin layer Wicking (VAN OSS, C.J., 1994).....	18
Tabla 3.2.2. Fenómenos electrocinéticos. (MORENO, R., <i>et al.</i> , 1987)	21
Tabla 4.1.1. Ángulos de contacto	25
Tabla 4.1.2. Componentes de energía libre superficial de las mascarillas ...	26
Tabla 4.1.3. Componentes de energía libre superficial del algodón, la poliamida y el poliéster	26
Tabla 4.2.1. Potencial zeta a diferente pH para cada mascarilla	29

ÍNDICE DE FIGURAS

Figura 3.1.1. Mascarilla quirúrgica azul	9
Figura 3.1.2. Mascarilla quirúrgica blanca	10
Figura 3.1.3. Mascarilla quirúrgica negra	10
Figura 3.1.4. Mascarilla KN95	11
Figura 3.1.5. Mascarilla UJA blanca	12
Figura 3.1.6. Mascarilla UJA negra	12
Figura 3.2.1. Ángulo de contacto de equilibrio formado por un determinado sistema vapor-líquido-sólido. (SONG, J.W. y FAN, L.W., 2021)	14
Figura 3.2.2. Clasificación de la humectabilidad de una superficie mediante el ángulo de contacto. (SONG, J.W. y FAN, L.W., 2021)	15
Figura 3.2.3. Goniómetro Ramé-Hart 100-00	19
Figura 3.2.4. Posición de las pinzas en el soporte	19
Figura 3.2.5. Estructura de la doble capa en equilibrio de una partícula cargada positivamente. (AHUALLI, S.A., 2008)	20
Figura 3.2.6. Esquema de la doble capa eléctrica. (PAREDES-GARCÉS, A.R., 2018)	22
Figura 3.2.7. Analizador electrocinético EKA suministrado por Anton Paar .	23
Figura 3.2.8. NaCl (Scharlau)	24
Figura 3.2.9. Balanza analítica Mettler AE 240	24
Figura 3.2.10. Medidor de pH Edge marca Hanna	24
Figura 4.2.1. Comparación gráfica entre los valores de potencial zeta en la boca y los resultados obtenidos para las mascarillas quirúrgicas azules.....	30

Figura 4.2.2. Potencial zeta en función del pH de las distintas mascarillas quirúrgicas.....	31
Figura 4.2.3. Potencial zeta en función del pH para las mascarillas KN95....	32
Figura 4.2.4. Potencial zeta en función del pH para las mascarillas suministradas por la UJA	32
Figura 4.2.5. Análisis comparativo de todas las mascarillas estudiadas.....	33

RESUMEN

En el presente trabajo se recogen los resultados obtenidos en la determinación de las propiedades superficiales de las mascarillas quirúrgicas, KN95 y las mascarillas higiénicas suministradas por la Universidad de Jaén (UJA). El objetivo de este trabajo es estudiar su comportamiento frente a fenómenos de adhesión y difusión de virus y bacterias, para ello se ha determinado su energía libre superficial, así como la carga en medio acuoso y su variación a pH ácido, neutro y básico.

El estudio de la energía libre superficial se ha realizado mediante la técnica de ángulo de contacto. Todas las mascarillas han mostrado valores bajos de energía libre superficial, lo cual impide la adhesión de agentes patógenos. Los valores de las componentes polares, γ^- , γ^+ , obtenidos indican que todos los materiales estudiados son hidrófobos, exceptuando las mascarillas KN95.

La determinación de la carga de las mascarillas se llevó a cabo con medidas del potencial zeta, mediante el método de potencial de flujo. Todas las mascarillas presentan un aumento de carga superficial conforme aumenta el pH. Podemos destacar que la mascarilla KN95 presenta elevados valores de carga, prácticamente constantes con el pH, mientras que las mascarillas de la UJA presentan los valores más bajos de carga y una dependencia moderada con el pH.

Palabras clave: Mascarilla, Energía libre superficial, Potencial zeta.

ABSTRACT

In the present work are collected the results obtained from the determination of the surface properties of surgical masks, the KN95 and the hygienic masks supplied by the University of Jaén. The objective of this work is study their behavior against virus and bacteria adhesion and diffusion phenomena. For this purpose, the free energy surface of the above mentioned masks has been determined, as well as their charge in aqueous medium and their variation at acid pH (pH=5), neutral pH (pH=7) and basic pH (pH=9).

The study of the free energy surface was carried out using the contact angle technique. All the masks have shown low values of free energy surface, which prevents the adhesion of pathogenic agents on their surface. The values of the polar components, γ^- , γ^+ , obtained indicate that all the materials studied are hydrophobic, except KN95 masks.

The determination of the mask charge was carried out with zeta potential measurements, using the flow potential method. All the masks show an increase in surface charge with the increase of pH. We can highlight that the KN95 mask presents high values of charge, practically constant with pH, while the UJA masks present the lowest values of charge and a moderate dependence with pH.

Keywords: Masks, Free energy surface, Zeta potential.

1. INTRODUCCIÓN

Los coronavirus son una familia de virus estructuralmente esféricos, con un diámetro de entre 80 y 160 nanómetros. Constan de una bicapa lipídica y contienen genoma de ARN monocatenario de polaridad positiva con una longitud de entre 27 y 30 kilobases. (ARANDIA-GUZMÁN, J. y ANTEZANA-LLAVETA, G., 2020). Pertenecen a la familia Coronaviridae, que consta de virus de cuatro géneros (coronavirus alfa, beta, gamma y delta) y al orden Nidovirales. (SARIOL, A. y PERLMAN, S., 2020). Estos virus pueden causar infecciones respiratorias, desde leves hasta graves en humanos y otros mamíferos.

En 2002 se registró la aparición del coronavirus del síndrome respiratorio agudo severo (SARS-CoV) y en 2012 surgió el coronavirus del síndrome respiratorio de Oriente Medio (MERS-CoV), ambos betacoronavirus altamente patógenos. Estos aparecieron en humanos y causaron enfermedades respiratorias que llegaron a ser mortales, lo que convirtió a los coronavirus en una preocupación sanitaria del siglo XXI. (HU, B., *et al.*, 2020).

A finales del año 2019 en Wuhan, China, se registraron una serie de casos de neumonía, originados por un nuevo betacoronavirus. Este fue el primer brote de COVID-19, una enfermedad multisistémica que se desarrolla a partir del nuevo virus SARSCoV-2.

La Organización Mundial de la Salud (OMS) declaró el brote de COVID-19 como emergencia de salud pública internacional el 30 de enero de 2020. Fue en febrero cuando este brote alcanzó un pico epidémico. El número de casos continuó creciendo a un ritmo superior a 3.000 casos por día. Este hecho obligó a China a tomar medidas estrictas con el objetivo de controlar la propagación del virus. El 23 de enero se llevó a cabo el cierre de la ciudad de Wuhan y en las semanas siguientes se introdujeron una serie de restricciones, entre ellas el cierre de instalaciones públicas como escuelas y negocios, con el objetivo de disminuir los casos diarios en China. Estas medidas fueron efectivas, registrando una disminución de casos diarios en China, sin embargo, no evitaron la propagación internacional de COVID-19, lo cual se relacionó con la alta eficiencia

de transmisión del virus y el gran número de viajes internacionales. (HU, B., *et al.*, 2020).

A causa de su evolución, el 11 de marzo de 2020 la OMS nombró oficialmente el brote de COVID-19 como pandemia. A partir de ese momento, los casos en Europa, Estados Unidos y otras regiones sufrieron un gran aumento. (PALACIOS-CRUZ, M.E., *et al.*, 2020).

El 14 de marzo de 2020 el Gobierno, reunido en Consejo de Ministros extraordinario presidido por el presidente Pedro Sánchez, declaró el estado de alarma en todo el territorio nacional por un periodo de quince días, con el objetivo de afrontar la situación de emergencia sanitaria provocada por el coronavirus COVID-19 en España. Dicho estado de alarma se ha prolongado en varias ocasiones debido al aumento del número de contagios y de muertes.

Una de las medidas más eficaces a la hora de detener el contagio ha sido el uso de la mascarilla. El 20 de mayo de 2020, el Boletín Oficial del Estado (BOE) publicaba una orden en la que establecía el uso obligatorio de la mascarilla para las personas de edad superior a seis años en la vía pública, en espacios al aire libre y en espacios cerrados públicos, siempre que no fuera posible mantener una distancia de seguridad interpersonal con un mínimo dos metros, recomendando su uso también a la población infantil de entre tres y cinco años. En esta misma publicación quedaba reflejada la vigencia de la norma, de modo que esta se mantendría durante todo el estado de alarma y sus posibles prórrogas.

Lo expuesto hasta el momento muestra la causa del uso continuado de la mascarilla como medida de protección ante el coronavirus COVID-19, ya que se considera que este virus puede transmitirse de una persona a otra a través de varias vías, siendo considerados como principales fuentes de transmisión, el contacto directo e inhalación de aerosoles. (WANG, J. y DU, G., 2020).

Cuando una persona habla, tose o estornuda, emite aerosoles que provienen de sus vías respiratorias y pueden difundirse a través del aire. Los aerosoles que contienen patógenos son llamados bioaerosoles y su comportamiento aerodinámico puede variar debido a su tamaño, que puede

oscilar desde los nanómetros hasta cientos de micrómetros. Los aerosoles de entre 15 y 100 micras pueden alcanzar las vías respiratorias superiores, siendo estas la nariz, la cavidad nasal, la boca, la garganta y la laringe. Los aerosoles de 5 a 15 micras son capaces de alcanzar la tráquea y los bronquios principales y los aerosoles de igual o menos de 5 micras pueden llegar a los alveolos. (Enfermedad por coronavirus, COVID-19, 15 enero 2021, Ministerio de Sanidad).

Un estudio realizado por el Doctor van Doremalen *et al.*, reflejado en su artículo publicado en 2020 acerca de la estabilidad en aerosol y en superficie del SARS-CoV-2, indica que la transmisión de este virus a través de las vías mencionadas es posible, ya que permanece activo en los aerosoles durante horas y en las superficies durante días.

Una mascarilla, es un producto sanitario que cubre parcialmente la cara, en concreto, la boca y la nariz, con el objetivo de proteger y reducir la transmisión directa de agentes infecciosos, lo cual se consigue gracias a su capacidad para filtrar pequeñas gotas respiratorias, núcleos de gotas y aerosoles.

La capacidad de filtración de cualquier material varía con el tamaño de partícula. El mecanismo de filtración es diferente para partículas pequeñas, que se retienen por difusión (debido al movimiento browniano), y para partículas más grandes, que se retienen por impacto o intercepción. El tamaño de partícula más difícil de retener está alrededor de 300 nm (0,3 μm). (Evaluación del riesgo de la transmisión de SARS-CoV-2 mediante aerosoles. Medidas de prevención y recomendaciones, 18 noviembre 2020. Ministerio de Sanidad).

El uso de la mascarilla reduce la emisión de aerosoles cuando hablamos, tosemos o estornudamos, y reduce la exposición a virus que contengan los aerosoles, ya que filtra el aire respirado a través de ella.

Se debe tener en cuenta el comportamiento hidrófobo o hidrófilo del material de las mascarillas a la hora de estudiar la adhesión y difusión de los aerosoles en estas. Un material hidrófobo evitaría la adhesión de los aerosoles y por tanto, los virus contenidos en ellos, mientras que un material hidrófilo tendría problemas a la hora de evitar la fijación de este tipo de partículas, pudiendo incluso difundirse hacia el interior de la mascarilla.

1.1. ENERGÍA LIBRE SUPERFICIAL

La energía libre superficial de un material puede definirse como el trabajo necesario para dar lugar a una nueva unidad de área en dicho material. (ALVAREZ-LUGO, A.E. y CARO-SPINEL, S., 2009).

La ecuación de Dupré:

$$\Delta G_{12}^a = -W_{12}^a = \gamma_{12} - \gamma_1 - \gamma_2$$

Nos da la energía libre de adhesión entre dos materiales diferentes, pero solo es válida cuando la interacción entre los materiales 1 y 2, o del primero consigo mismo es de tipo dispersivo (no polar). Esto supone un grave problema, ya que nos interesa estudiar la interacción interfacial completa, y no solo su componente dispersiva, usando parámetros individuales de las fases en contacto.

En 1963, Fowkes estableció una relación de la tensión superficial con las distintas interacciones intermoleculares que ocurren en la interfase. Propuso que esta magnitud se puede descomponer en varias componentes, correspondiendo cada una a un tipo de interacción intermolecular:

$$\gamma_i = \sum_j \gamma_i^j$$

Siendo j los distintos tipos de interacciones: dipolo-dipolo, dipolo-dipolo inducido, dispersión (London), y al resto de interacciones de diferente carácter a las anteriores, como los puentes de hidrógeno, los enlaces π o el enlace metálico.

En 1964, Fowkes fue el primero en indicar que la energía libre superficial total de sólidos o líquidos puede dividirse en dos componentes:

$$\gamma = \gamma^d + \gamma^n$$

De modo que la energía libre superficial total de sólidos y líquidos es la suma de las componentes de dispersión o de Lifshitz- Van der Waals (γ^d) y las componentes de no dispersión o apolares (γ^n). (VALDERRAMA, L. y MIRANDA, H., 2005).

Un análisis de la energía libre superficial nos aportará información sobre la posibilidad de fijación de agentes patógenos sobre la superficie, la capacidad de esta de estructurar las moléculas de agua en torno a ella, la polaridad y el carácter hidrófobo o hidrófilo de las mascarillas.

1.2. POTENCIAL ZETA

Prácticamente todos los materiales adquieren carga eléctrica en su superficie por el hecho de entrar en contacto con el agua o una disolución acuosa. Esta carga superficial produce una distribución de iones y potencial entorno a la partícula que se conoce como doble capa eléctrica.

La zona que se encuentra entre la superficie sólida y el seno del electrolito se denomina doble capa eléctrica (d.c.e).

Los fenómenos electrocinéticos tienen lugar al intentar separar la parte móvil de la d.c.e de la superficie cargada. Estos fenómenos ocurren cuando se tienen dos fases en movimiento relativo, dando lugar a una diferencia de potencial eléctrico. También pueden darse cuando se genera un movimiento mecánico debido a la aplicación de una diferencia de potencial eléctrico.

El estudio de los fenómenos electrocinéticos nos permite caracterizar las propiedades de las fibras, las cuales pueden ser estudiadas a través de la determinación del potencial zeta del sistema. (GIMÉNEZ-MARTÍN, E., 1999).

Con un análisis del potencial zeta a diferente pH podremos realizar comparaciones acerca de la dependencia de la carga superficial con las variaciones del pH para cada mascarilla.

2. OBJETIVOS Y PLAN DE TRABAJO

2.1. OBJETIVOS

Antes de la aparición del nuevo coronavirus SARS-CoV-2, el uso de las mascarillas quirúrgicas se limitaba al campo sanitario. Sin embargo, la aparición de una pandemia a nivel mundial provocada por este virus, nos obligó a utilizar este objeto de protección a toda la población de manera continuada.

Las mascarillas cumplen una doble función ante las enfermedades víricas respiratorias, ya que son capaces de evitar la transmisión e infección de enfermedades. (KIM, M.C., *et al.*, 2020). Sin embargo, su uso prolongado puede provocar cambios de humedad y pH en estas, ya que la exposición de vapores y aerosoles exhalados por la boca es capaz de modificar las condiciones de pH, y por tanto la capacidad de respuesta ante fenómenos de adhesión.

El objetivo de esta memoria de TFG es estudiar el comportamiento de las mascarillas quirúrgicas frente a fenómenos de adhesión de virus y bacterias. Para ello se han medido algunas de las propiedades superficiales de éstas, en concreto, la energía libre superficial, de naturaleza termodinámica, y el potencial zeta de naturaleza eléctrica, siendo esta última fuertemente dependiente del pH.

En un primer momento, el material objeto de estudio eran las mascarillas quirúrgicas. Dado que gran parte de la población ha optado por el uso de las mascarillas KN95 como medida de protección frente a la COVID-19, se decidió añadir éstas a nuestro estudio. Con el fin de poder realizar un estudio comparativo entre los resultados, ampliamos el análisis a las mascarillas higiénicas suministradas por la Universidad de Jaén a sus trabajadores.

2.2. PLAN DE TRABAJO.

Para la realización de esta memoria de TFG se ha seguido el siguiente cronograma:

- 1.- Búsqueda de referencias bibliográficas. (1ª Quincena de febrero)
- 2.- Análisis de las componentes de la energía libre superficial de los distintos materiales mediante la técnica de ángulos de contacto. (2ª Quincena de febrero - 1ª quincena de marzo)
- 3.- Análisis de la carga superficial de los distintos materiales mediante técnicas electroforéticas. (2ª Quincena de marzo – 1ª quincena de abril)
- 4.- Análisis, comparación y discusión de resultados. (2ª Quincena de abril)
- 5.- Escritura del trabajo. (Mayo)

3. MATERIALES Y MÉTODOS

3.1. MATERIALES

El material objeto de estudio de esta memoria de TFG son las mascarillas. En este apartado se recogen los datos que se han conseguido acerca de todas las mascarillas utilizadas, los cuales han sido extraídos de los paquetes de cada una ellas, además de algunas características de interés para las mascarillas en general.

Los datos específicos de cada una de las mascarillas utilizadas para este estudio son muy reducidos, esto se debe a la poca información que reflejan los paquetes en los que se venden al público. Se ha buscado información más específica por internet partiendo del modelo, marca, normativa o productor de cada una, sin embargo, no ha sido posible conseguir más datos acerca de los materiales de los que están compuestas.

Según la norma UNE-EN 14683: 2019, las mascarillas quirúrgicas pueden clasificarse en tres tipos en función de su eficacia de filtración bacteriana (BFE) y presión diferencial, lo cual viene recogido en la tabla 3.1.1.

La BFE mide la efectividad de una mascarilla a la hora de retener el paso de partículas procedentes del exterior hacia el interior de la mascarilla.

La presión diferencial consiste en medir la presión de intercambio de aire del material de la mascarilla.

Otra clasificación de interés depende del tamaño de poro del filtro, es decir, su capacidad para filtrar determinadas partículas, ya que como se mencionó anteriormente, el virus se transmite principalmente por la inhalación de aerosoles.

Tabla 3.1.1. Características generales de las mascarillas.

Mascarilla/ Propiedad	Quirúrgicas	KN95	Caseras
Tamaño poro	2 micras	0.3 micras	Indeterminado
BFE	Tipo I $\geq 95\%$ Tipo II $\geq 98\%$ Tipo IIR $\geq 98\%$	$\geq 95\%$	Indeterminado
Presión diferencial	$< 40 \text{ Pa/cm}^2$	$> 40 \text{ Pa/cm}^2$	$> 60 \text{ Pa/cm}^2$
Evitan contagiarme	No	Sí	No
Evitan que contagie al resto	Sí	Sí	Indeterminado

- **Mascarillas quirúrgicas azules.**

Modelo/Especificación: WS1016/17.3X9.4cm

Marca: Weisheng

Normativa Nacional: GB/T32610-2016

Materiales: Tejido no tejido 70%, Tejido Meltspun 30%

BFE $\geq$ 95%

Producido por: Dong Guan Wei Sheng Empresa Limitada Médico Técnica

Dirección: No.601, Block3, Da Ling Shan Industrial Area, Lian Sheng Road, Humen Town, Dong Guan City, Guang Dond, China.



Figura 3.1.1. Mascarilla quirúrgica azul.

- **Mascarillas quirúrgicas Blancas.**

Normativa ejecutiva: GB/T32310-2016

Materiales: Tejido no tejido 67% Tejido de tela 33%

BFE $\geq$ 98%

Producido por: Industria y comercio Co., Ltd. De Xiantao Shengmei

Dirección: Parque Industrial de la ciudad de Maozui No. 18, ciudad de Xiantao, China.



Figura 3.1.2. Mascarilla quirúrgica blanca.

- **Mascarillas quirúrgicas negras.**

Nombre: Mascarilla protectora desechable

Modelo/Especificación: 175x95 mm

Materiales: Tela no tejida 70%, Tela meltblown 30%

BFE $\geq$ 98%

Producido por: ANHUI LEKANG SANITARY MATERIALS CO., LTD.

Dirección: Qingcao Industrial Park, Tongcheng, Anqing City, Anhui Province



Figura 3.1.3. Mascarilla quirúrgica negra.

- **Mascarillas KN95:**

Modelo: 8002A

Normativa ejecutiva: GB2626-2006 KN95/EN149:2001+A1: 2009 FFP2 NR D

Materiales: Tela no tejida, Tela fundida, Algodón

BFE $\geq$ 95%

Distribuido por: QD Global International S.L.

Producido por: Yantai Lisong Technology Co., Ltd.



Figura 3.1.4. Mascarilla KN95.

- **Mascarillas suministradas por la UJA:**

Nombre: Mascarilla higiénica, SANIBED PRODUCTOS HIGIÉNICOS

Fabricadas con material homologado según las especificaciones de la norma UNE0065:2020 y Community Face Coverings CWA 17553:2020

Materiales: 80% poliéster, 20% poliamida. Tejido transpirable, hidrófugo, repelente de agua y microgotas. Acabado hidrofugado + antibacteriano.

BFE $>$ 90%

Dirección: Bedmar, Jaén, Polígono Industrial Los Llanos 19, 23537 Bedmar.

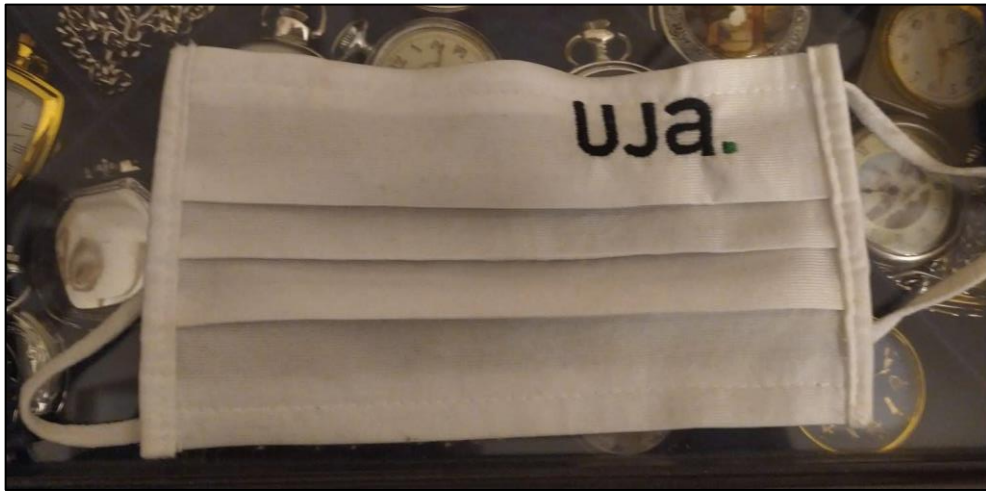


Figura 3.1.5. Mascarilla UJA blanca.



Figura 3.1.6. Mascarilla UJA negra.

3.2. MÉTODOS

3.2.1. TÉCNICA DE DETERMINACIÓN DE ENERGÍA LIBRE SUPERFICIAL

Se conocen varias técnicas útiles para el cálculo de las componentes de la energía libre superficial, eligiendo una u otra en función de la morfología del sólido que se quiera estudiar. Algunas de ellas son la técnica de ángulos de contacto, la técnica de penetración de líquidos en capa fina (thin layer Wicking) o la técnica de ascenso capilar.

La técnica de penetración de líquidos en capa fina (thin layer Wickhing), fue propuesta por Van Oss *et al.*, y desarrollada más tarde por Chibowski y Holysz. Se usa para determinar la energía libre de superficies sólidas y homogéneas, sin embargo, es de gran utilidad cuando se quieren realizar medidas de materiales en polvo y porosos. Cuando no es posible obtener las superficies óptimas para utilizar esta técnica, se opta por usar otra, como la técnica de ascenso capilar, en la cual en lugar de analizar un frente horizontal, se opta por utilizar un frente vertical. Este método también se usa cuando el material puede adoptar una morfología capilar.

La técnica de ángulos de contacto es la más adecuada cuando se dispone de una superficie donde la gota depositada es termodinámicamente estable. Normalmente cuando se estudian materiales fibrosos, debido a su porosidad es común el uso de la técnica de penetración de líquidos en capa fina, o de ascenso capilar, salvo que el material objeto de estudio sea hidrófobo, en cuyo caso tal penetración es imposible. (VIDOY-RUIZ, D., 2020).

En nuestro estudio, los tejidos, o los recubrimientos utilizados sobre estos, muestran gran carácter hidrófobo, lo que nos obligó a usar la técnica de ángulos de contacto.

ÁNGULOS DE CONTACTO

Fundamento teórico

Se sabe que una gota de agua depositada en una superficie sólida, por regla general, no se extiende uniformemente a lo largo de la superficie, sino que permanece en ella adquiriendo una forma de lente. (DRELICH, J.W., *et al*, 2019).

La medida de ángulos de contacto se usa para caracterizar materiales que presentan superficies planas atendiendo a sus propiedades de mojado. La geometría es el balance de las fuerzas que intervienen en la línea de contacto

sobre la superficie del sólido, en la que se encuentran las tres fases: sólido-líquido, líquido-gas y sólido-gas.

Thomas Young (1805) propuso que las fuerzas que actúa en este punto son tensiones superficiales que se relacionan según la ecuación:

$$\gamma_{SG} - \gamma_{SL} = \gamma_{LG} \cos \theta$$

Donde γ son las tensiones superficiales entre cada una de las tres interfases (sólido, líquido, gas) y θ es el ángulo de contacto con la superficie o ángulo de Young.

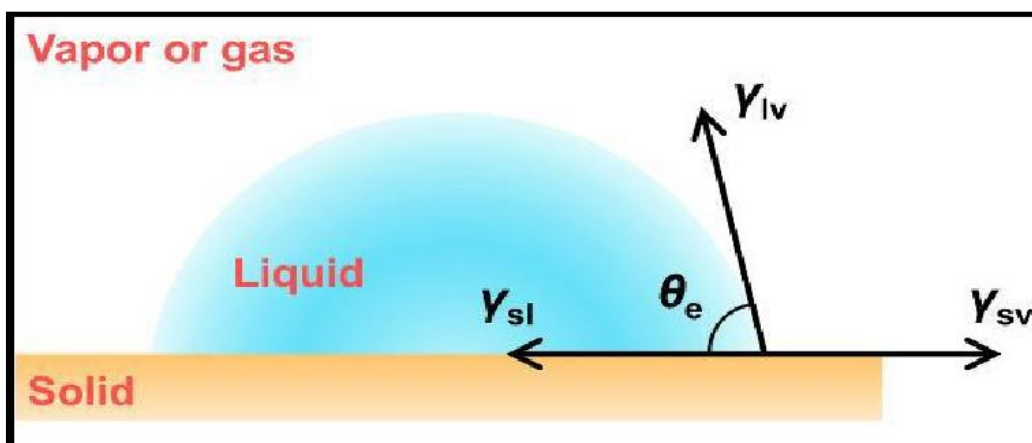


Figura 3.2.1. Ángulo de contacto de equilibrio formado por un determinado sistema vapor-líquido-sólido. (SONG, J.W. y FAN, L.W., 2021).

Clásicamente si la gota es de agua y forma un ángulo de contacto mayor de 90°, se considera una superficie hidrofóbica. Esta condición implica que la energía superficial del sólido es baja. En cambio, si la superficie es hidrófila, se observará un ángulo de contacto menor a 90° y la mojabilidad, adhesividad y la energía superficial del sólido serán altas. Cuando se obtiene un valor muy bajo de ángulo de contacto, la superficie se denomina superhidrófila, mientras que con valores muy altos de ángulos de contacto, la superficie se denomina superhidrofóbica. (SONG, J.W. y FAN, L.W., 2021).

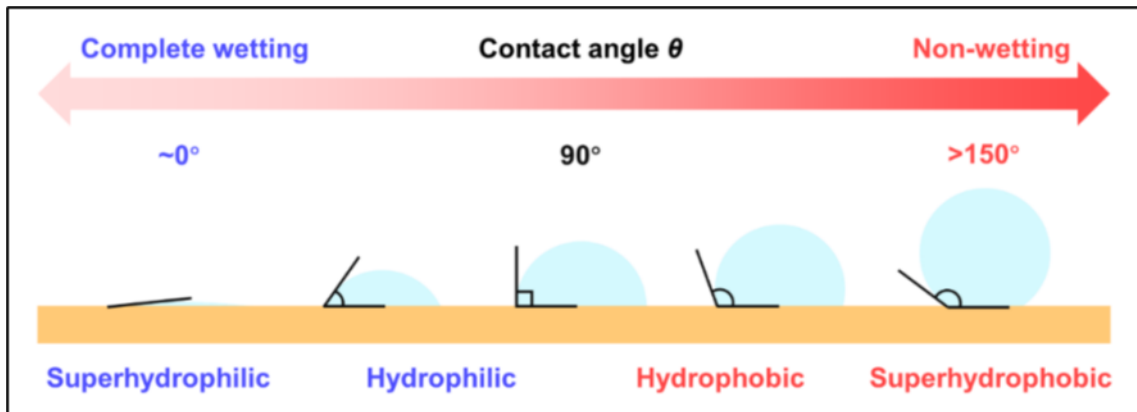


Figura 3.2.2. Clasificación de la humectabilidad de una superficie mediante el ángulo de contacto. (SONG, J.W. y FAN, L.W., 2021).

La ecuación de Young indica que cuando un líquido se extiende en una superficie, éste es invariante en presencia de gravedad y sólo es válida para superficies ideales, es decir, superficies homogéneas, lisas, rígidas, no porosas y químicamente inertes. Por tanto, el ángulo de contacto θ solo depende de las propiedades físico-químicas de las tres fases (sólido- líquido, líquido-gas y sólido-gas).

Gibbs (1878), modifica la ecuación de Young teniendo en cuenta el efecto de una interfase sobre las otras dos (efecto químico), y estudiando cómo afecta al ángulo de contacto con la superficie de las gotas pequeñas (<1µl).

La ecuación de Young nos da la energía libre superficial entre dos materiales diferentes y solo es válida cuando la interacción presente entre ellos es de tipo dispersivo (no polar). Esto representa una importante limitación, ya que tenemos que estimar la interacción interfacial completa, y no solo su componente dispersiva.

En 1963, Fowkes relacionó la tensión superficial con los distintos tipos de interacciones intermoleculares que tienen lugar en la interfase. Sugirió la descomposición de esta magnitud en varias componentes, cada una de las cuales se correspondía a un tipo de interacción molecular:

$$\gamma_i = \sum_j \gamma_i^j$$

Donde el superíndice j se refiere a los distintos tipos de interacciones: dispersión de London, dipolo-dipolo inducido y a todo un conjunto de

interacciones que no presentan el mismo carácter que las anteriores, tales como puentes de hidrógeno, enlaces π o enlace metálico.

Este último conjunto de interacciones no dispersivas se unificaron bajo el parámetro γ^n , denominado componente polar de la tensión superficial. De tal modo que:

$$\gamma^n = \gamma - \gamma^d$$

Donde γ es la tensión superficial total y γ^d incluye las contribuciones de carácter dispersivo. Del mismo modo, para el trabajo de adhesión tendremos:

$$W_A^n = W_A - W_A^d$$

(ONTIVEROS-ORTEGA, A., 1996).

Modelo de Van Oss, Good y Chaudhury

Las aportaciones más recientes acerca de la interpretación de la tensión superficial y sus componentes se deben a Van Oss y Good (VAN OSS, C.J., 1986; 1987; 1988; 1993 y 1994) y a Fowkes (FOWKES, F.M., 1983) (FOWKES, F.M., *et al.*, 1990).

Ambos autores atienden a dos clases de interacciones en el estado condensado: las de Van der Waals y las interacciones ácido-base de Lewis, o interacciones electrón-receptor/electrón-donante.

Una de sus grandes aportaciones es la interpretación de lo que hasta entonces se denominaba componente “polar” de las interacciones interfaciales, además de la propuesta de procedimientos experimentales para evaluar los parámetros que caracterizan dicha interacción.

La componente LW de la tensión interfacial γ_{12}^{LW} se puede expresar mediante la regla de Good-Girifalco:

$$\gamma_{12}^{LW} = \left[\sqrt{\gamma_1^{LW} - \gamma_2^{LW}} \right]^2 = \gamma_1^{LW} + \gamma_2^{LW} - 2 \sqrt{\gamma_1^{LW} - \gamma_2^{LW}}$$

Donde γ_1^{LW} y γ_2^{LW} son dos componentes Lifshitz-Van der Waals de las tensiones superficiales de las fases 1 y 2, respectivamente.

Las interacciones entre las sustancias apolares pueden ser únicamente de tipo LW, mientras que las sustancias polares constan de partes polares y apolares.

Así, para dos sustancias polares 1 y 2, la energía libre superficial se puede expresar como:

$$\Delta G_{A,1,2}^{TOTAL} = \Delta G_{A,1,2}^{LW} + \Delta G_{A,1,2}^{AB}$$

Considerando la tensión superficial: $\gamma^{TOTAL} = \gamma^{LW} + \gamma^{AB}$

El modelo de Van Oss expresa la componente ácido-base AB de $\Delta G_{A,1,2}^{TOTAL}$, como función de dos parámetros γ^+ y γ^- , característicos, respectivamente, de la capacidad de cada sustancia para ser receptora de electrones (ácido de Lewis) o donante de electrones (base de Lewis). Ambas contribuciones son intrínsecamente asimétricas y, por tanto, no aditivas. En la mayoría de los casos la componente electrón donador es diferente a la componente electrón aceptor ($\gamma^+ \neq \gamma^-$).

La ecuación base del modelo de Van Oss se expresa como:

$$\gamma_{12}^{TOTAL} = \gamma_1^{LW} + \gamma_2^{LW} - 2\sqrt{\gamma_1^{LW}\gamma_2^{LW}} + 2\sqrt{\gamma_1^+\gamma_1^-} + 2\sqrt{\gamma_2^+\gamma_2^-} - 2\sqrt{\gamma_1^+\gamma_2^-} - 2\sqrt{\gamma_1^-\gamma_2^+}$$

Pudiendo expresar la relación entre el ángulo de contacto θ y las componentes de la energía libre superficial LW y AB de un sólido (subíndice 1) y la tensión superficial de un líquido (subíndice 3) como:

$$2\sqrt{\gamma_1^{LW}\gamma_{Li}^{LW}} + 2\sqrt{\gamma_1^+\gamma_{Li}^-} + 2\sqrt{\gamma_1^-\gamma_{Li}^+} = \gamma_{Li}(1 + \cos\theta)$$

Donde γ_{Li}^{LW} , γ_{Li}^+ , γ_{Li}^- son las componentes de la tensión superficial de los líquidos y γ_{Li} es la tensión superficial del líquido i que forma un ángulo de contacto θ sobre el sólido.

Realizando medidas de ángulos de contacto de tres líquidos diferentes, cuyas componentes de tensión superficial sobre un sólido son conocidas, se obtendrá un sistema de tres ecuaciones con tres incógnitas. Resolviendo dicho sistema se puede hallar el valor de las tres variables desconocidas, es decir, las componentes de la energía libre superficial del sólido problema (γ_1^{LW} , γ_1^+ y γ_1^-).

(ONTIVEROS-ORTEGA, A., 1996).

Tabla 3.2.1. Parámetros de la tensión superficial (mJ/m²) de los líquidos utilizados en los experimentos de medida de ángulos de contacto y thin layer Wicking (VAN OSS, C.J., 1994).

LÍQUIDO	γ	γ^{LW}	γ^+	γ^-
Diyodometano	50,8	50,8	0	0
Formamida	58,0	39,0	2,28	39,6
Agua	72,8	21,8	25,7	25,5

Procedimiento experimental

Para determinar las componentes de la energía libre superficial de las distintas mascarillas se usaron tres líquidos, agua, formamida y diyodometano, de componentes de tensión superficial conocidas, las cuales se recogen en la tabla 3.2.1.

Para la medida de los ángulos de contacto se ha usado un goniómetro Ramé-Hart 100-00 (Ramé-Hart, Inc., EE. UU.), el cual puede verse en la figura 3.2.3. Para realizar las medidas, es necesario que el material donde se van a medir los ángulos, presente una superficie lisa, lo cual se consiguió con el uso de varias pinzas que se situaron en los extremos del soporte, manteniendo así el ángulo sobre la mascarilla objeto de estudio lo más estirada y lisa posible, como se puede observar en la figura 3.2.4.

Se realizaron 10 medidas de ángulos de contacto de los tres líquidos mencionados anteriormente en cada una de las mascarillas. Con la media de estas medidas de ángulos de contacto (recogidas en la tabla 4.1.1) se pudo determinar las componentes de la energía libre superficial.

Dado que el sistema de ecuaciones a resolver para poder determinar dichas componentes requiere un volumen importante de cálculos, se optó por calcularlas con ayuda del programa Liquidun.



Figura 3.2.3. Goniómetro Ramé-Hart 100-00.



Figura 3.2.4. Posición de las pinzas en el soporte.

3.2.2. TÉCNICA DE DETERMINACIÓN DE POTENCIAL ZETA

Fenómenos electrocinéticos

El estudio de los fenómenos electrocinéticos nos permite caracterizar las propiedades de las fibras, las cuales pueden ser estudiadas a través de la determinación del potencial zeta del sistema.

Cuando las partículas coloidales se encuentran suspendidas en un medio polar adquieren carga eléctrica superficial, la cual se origina debido a diferentes mecanismos como la adsorción de tensioactivos iónicos, la disociación de moléculas superficiales o la desigual adsorción de iones disueltos en el medio.

La carga eléctrica produce un campo eléctrico que atrae contraiones del medio. Estos iones de signo opuesto forman una capa fina y compacta próxima a la superficie de la partícula, que está rodeada a su vez por otra capa de mayor grosor, denominada capa difusa.

La carga superficial y la de los contraiones que se distribuyen alrededor manteniendo la electroneutralidad del sistema, forman la doble capa eléctrica. (AHUALLI, S.A., 2008).

Según el modelo de Stern, la doble capa eléctrica está formada por una capa compacta, o capa de Stern, que apantalla la carga real de la superficie del sólido, y una capa difusa de iones.

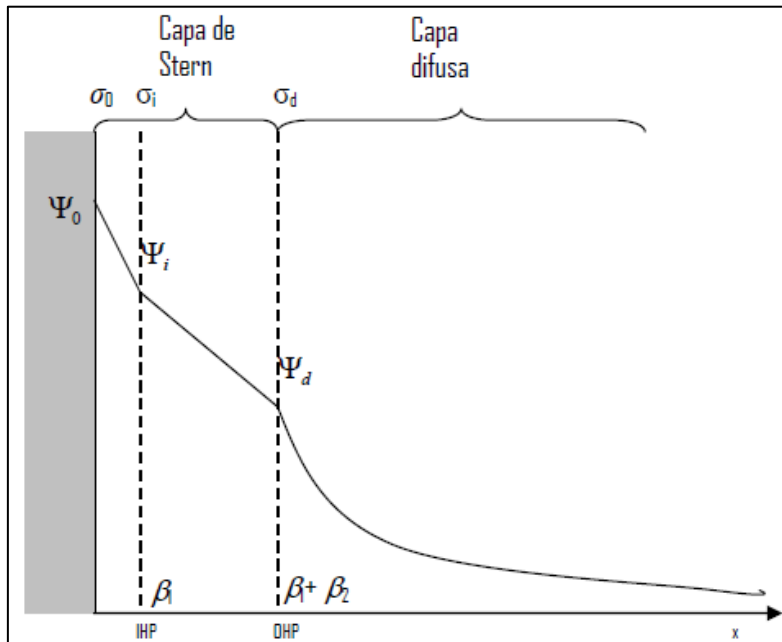


Figura 3.2.5. Estructura de la doble capa en equilibrio de una partícula cargada positivamente. (AHUALLI, S.A., 2008).

Los fenómenos electrocinéticos se producen al intentar separar de una superficie la parte móvil de la doble capa eléctrica.

Existen varios fenómenos electrocinéticos: la electroósmosis, la electroforesis, el potencial de flujo y el potencial de sedimentación.

El movimiento de partículas cargadas en un líquido estacionario como resultado de aplicar una diferencia de potencial, es lo que se conoce como electroforesis. Por otro lado, cuando se produce el movimiento de un líquido con respecto a una superficie cargada, hablamos de electroósmosis. También se dan fenómenos en los que se crea una diferencia de potencial. En el caso del potencial de sedimentación, esto se debe al movimiento de partículas cargadas en el seno de un líquido, mientras que el potencial de flujo se da cuando el líquido fluye a través de la superficie cargada fija. (MORENO, R., et al., 1987).

Tabla 3.2.2. Fenómenos electrocinéticos. (MORENO, R., et al., 1987).

Fase móvil	Potencial	
	Aplicado	Producido
Líquida	Electroósmosis	Potencial de flujo
Sólida	Electroforesis	Potencial de sedimentación

El método más adecuado para determinar el potencial zeta en materiales fibrosos es el potencial de flujo. La técnica de electroósmosis también puede usarse para este tipo de materiales, pero se ve limitada por diversos factores, como, por ejemplo, el hecho de que al aplicar campos eléctricos elevados la fibra se carboniza y las disoluciones se descomponen. (GIMÉNEZ-MARTÍN, E., 1999).

Concepto de potencial zeta

Cuando se sumerge un sólido con carga uniforme en su superficie en una disolución acuosa, éste adsorbe contra-cargas como consecuencia de su interacción con electrolitos en solución. Esta distribución de carga en torno a la superficie del sólido es la responsable del potencial superficial.

Medir el potencial eléctrico que se genera en la superficie es físicamente imposible, de modo que se mide una distancia diferencial desde la superficie, siendo este potencial el potencial zeta, que corresponde al potencial eléctrico medido en el punto donde termina la capa difusa, es decir, el plano de deslizamiento. Este potencial es capaz de predecir el comportamiento coloidal en suspensiones y puede asociar el signo y magnitud de la carga eléctrica superficial a las partículas que se encuentran en suspensión.

POTENCIAL DE FLUJO

Fundamento teórico

Como se ha mencionado anteriormente, el método más adecuado para determinar el potencial zeta en materiales fibrosos es el potencial de flujo.

El principio de medición del potencial de flujo se basa en hacer fluir soluciones acuosas iónicas a través del medio fibroso, que, formando un tapón poroso, se sitúa entre dos electrodos convenientemente dispuestos. (GIMÉNEZ-MARTÍN, E., 1999).

Se produce una transferencia de carga y masa debido a la aparición de un potencial de flujo al hacer pasar un electrolito a través de un capilar o material poroso. El líquido arrastra la carga a la parte móvil de la doble capa y su desplazamiento origina una intensidad de flujo, dando lugar a una intensidad de potencial que se opone a la transferencia de carga, produciendo una intensidad de fuga. La medida del potencial de flujo está relacionada con una condición de equilibrio cuando las intensidades de flujo y de fuga se anulan. (MORENO, R., et al., 1987).

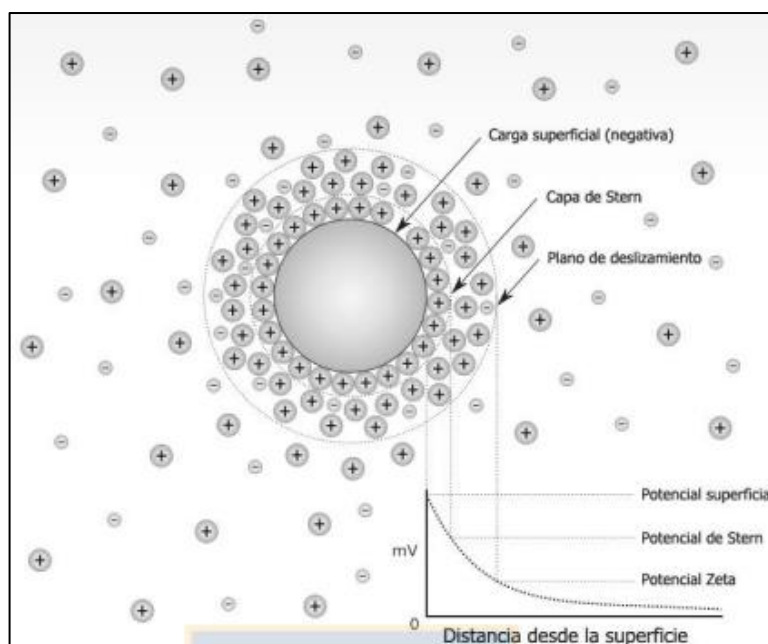


Figura 3.2.6. Esquema de la doble capa eléctrica. (PAREDES-GARCÉS, A.R., 2018).

Procedimiento experimental

Las medidas del potencial zeta se realizaron con un analizador electrocinético EKA suministrado por Anton Paar (figura 3.2.7), dispositivo comercial adquirido por los servicios técnicos de la Universidad de Jaén.

El potencial de cada una de las mascarillas se midió a tres pH diferentes. Para ello se utilizó una disolución de cloruro de sodio de concentración 10^{-2} M, la cual se preparó pesando 0,116 gramos de NaCl (Scharlau) en una balanza analítica Mettler AE 240 (Figura 3.2.9), después se introdujeron en un matraz aforado de 2 litros de volumen y se enrasó con agua destilada.

Para conseguir los distintos pH, ácido (pH=5), neutro (pH=7) y básico (pH=9), se utilizó un medidor de pH Edge marca Hanna (Figura 3.2.10) y disoluciones de diferentes concentraciones de ácido clorhídrico e hidróxido de sodio, con las que se consiguió aumentar o disminuir el pH de la disolución de cloruro de sodio.

Se usaron muestras de 1 gramo de cada una de las mascarillas, que se pesaron con la balanza analítica antes mencionada. Después se introdujeron en un cilindro de vidrio, situado entre los dos electrodos, constituyendo así el tabique poroso. Una vez colocada la mascarilla y la disolución al pH deseado para cada medida, se iniciaba el proceso. Tras varias medidas, el aparato nos daba directamente el valor medio del potencial zeta gracias al programa ya integrado.



Figura 3.2.7. Analizador electrocinético EKA suministrado por Anton Paar.

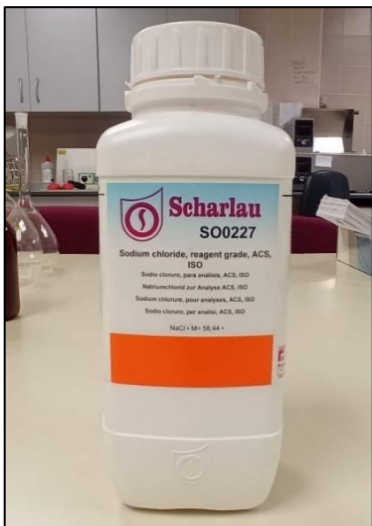


Figura 3.2.8. NaCl (Scharlau).



Figura 3.2.9. Balanza analítica Mettler AE 240.



Figura 3.2.10. Medidor de pH Edge marca Hanna.

4. RESULTADOS Y DISCUSIÓN

4.1. ANÁLISIS DE LA ENERGÍA LIBRE SUPERFICIAL

En la siguiente tabla se muestran los datos de ángulos de contacto para todas las mascarillas estudiadas, obtenidos con los distintos líquidos problemas ensayados.

Tabla 4.1.1. Ángulos de contacto.

Mascarillas\Ángulo(°)	Agua	Formamida	Diyodometano
Quirúrgica azul	108±7	110±6	71±5
Quirúrgica blanca	109±3	102±7	70±11
Quirúrgica negra	114±3	108±3	91±6
KN95	111±3	101±9	94±4
UJA blanca	131±4	120±5	106±3
UJA negra	131±4	118±5	103±6

Tabla 4.1.2. Componentes de energía libre superficial de las mascarillas.

Mascarillas\ ELS	$\gamma^{LW}(\text{mJ/m}^2)$	$\gamma^+(\text{mJ/m}^2)$	$\gamma^-(\text{mJ/m}^2)$	$\gamma^{TOT}(\text{mJ/m}^2)$
Quirúrgica azul	22±3	5.6±0.2	9±3	36±5
Quirúrgica blanca	23±6	2.5±0.1	4.1±0.8	29±7
Quirúrgica negra	12±2	0.5±0.3	3±0.6	15±3
KN95	11±1	0±0	82±1	11±3
UJA blanca	6.7±1	0.14±0.12	0.21±0.05	7±1
UJA negra	7.6±2	0.1±0.016	0.09±0.04	7.8±2.1

Tabla 4.1.3. Componentes de energía libre superficial del algodón, la poliamida y el poliéster.

Material	$\gamma^{LW}(\text{mJ/m}^2)$	$\gamma^+(\text{mJ/m}^2)$	$\gamma^-(\text{mJ/m}^2)$	$\gamma^{TOT}(\text{mJ/m}^2)$
Algodón	45.0	0.92	50.4	49.5
Poliamida	50.8	0	54.9	50.8
Poliéster	47.5±0.5	0.1±0.1	56.7±0.1	52.3

La tabla 4.1.2 recoge los resultados obtenidos usando el modelo de Van Oss de las componentes de la energía libre superficial (componente dispersiva, γ^{LW} , electrón aceptor γ^+ , electrón donador γ^- , y total γ^{TOT}) de cada una de las mascarillas estudiadas.

Lo primero que llama la atención, son los bajos valores obtenidos de energía libre superficial y sus componentes para las mascarillas. Si comparamos estos con los resultados que aparecen en la bibliografía y que se muestran en la tabla 4.1.3 para las fibras comúnmente utilizadas en la fabricación de las mascarillas, podemos observar diferencias apreciables entre estos. Podemos relacionar dichas diferencias a los tratamientos superficiales a los que se ven sometidas las mascarillas en su fabricación.

Es interesante que se haya optado por recubrimientos que bajen la energía libre superficial, ya que esto impide la adhesión de nanopartículas, virus y bacterias sobre su superficie. En este sentido, podemos destacar que las mascarillas suministradas por la Universidad de Jaén, son las que presentan los valores más bajos, seguidas de las KN95, y las quirúrgicas.

Se ha observado que dentro de las mascarillas quirúrgicas, las de mayor energía libre superficial son las azules, indicando que son las que más fijarían agentes patógenos en su superficie, mientras que las negras, al presentar valores más bajos, serían las que menos.

Si hacemos un análisis de la componente dispersiva, γ^{LW} , que nos da una idea de la capacidad que tiene la superficie de estructurar las moléculas de agua en torno a ella, observamos:

Las suministradas por la Universidad de Jaén muestran valores muy bajos de esta magnitud (entre 7 y 8 mJ/m²), seguidas de las mascarillas KN95 y las quirúrgicas blancas con valores en torno a 12 mJ/m² y, finalmente, destacan las quirúrgicas azules por tener la mayor capacidad de estructurar moléculas de agua en torno a su superficie.

En todas las mascarillas domina el carácter apolar o presentan una polaridad muy baja, salvo en las KN95 que presentan un carácter claramente

electrón-donor, con valores de 82 mJ/m² para la componente γ^- y de 0 mJ/m² para la componente γ^+ .

Como cabía esperar los valores obtenidos de las componentes polares, γ^- y γ^+ , de aproximadamente 0 mJ/m², indican que todos los materiales son de carácter hidrófobo, destacando en este sentido las quirúrgicas negras y las suministradas por la Universidad de Jaén a sus trabajadores.

Este comportamiento no se aprecia en la KN95, donde los valores de las componentes polares indican que se trata de un material de carácter hidrófilo ya que superan el límite de hidrofobicidad ($\gamma^- > 28,2$ mJ/m² y $\gamma^+ = 0$ mJ/m²).

4.2. ANÁLISIS DEL POTENCIAL ZETA DE LAS MASCARILLAS

Las mascarillas quirúrgicas azules han sido siempre las mascarillas de uso común como producto sanitario, utilizado para cubrir la nariz y la boca y, con el propósito de proporcionar una barrera frente a la transmisión de agentes infecciosos entre el personal sanitario y paciente. Hasta hace unos meses, el uso de estas mascarillas se restringía a un uso temporal limitado, operaciones, curas... etc., que no excedía unas horas. La pandemia provocada por la COVID-19 ha hecho de estas un objeto de uso prolongado en el tiempo, de varias horas en el mejor de los casos, durante el cual las condiciones de humedad y pH se ven modificadas debido a las variaciones del pH que se experimentan en la saliva en los distintos episodios a los que se ve sometida la boca.

A la hora de seleccionar los pH con los que realizar nuestro estudio, se han considerado tres parámetros. En primer lugar, se ha tenido en cuenta el pH de una boca sana, que se corresponde con un valor aproximado de 7,4. En condiciones ácidas este valor es inferior a 5,5 y en condiciones básicas, normalmente después de su lavado con agentes tensioactivos, es de hasta 10 (MOYANO-NÚÑEZ, J.M., 2020). Teniendo todo esto en cuenta, los valores de pH elegidos para nuestro estudio han sido 5, 7 y 9.

Tabla 4.2.1. Potencial zeta a diferente pH para cada mascarilla.

Mascarillas	ZP (mV) pH 5	ZP (mV) pH 7	ZP (mV) pH 9
Quirúrgica Azul	-20.36	-43.31	-56.08
Quirúrgica Blanca	-40.65	-53.78	-53.64
Quirúrgica Negra	-50.13	-52.5	-63.69
KN95	-54.5	-49.51	-57.44
UJA Blanca	-38.9	-50.33	-46.26
UJA Negra	-36.27	-41.77	-43.09

En la figura 4.2.1 podemos ver los valores de potencial zeta a diferentes pH obtenidos para las mascarillas quirúrgicas azules junto con los valores de pH considerados para una boca sana.

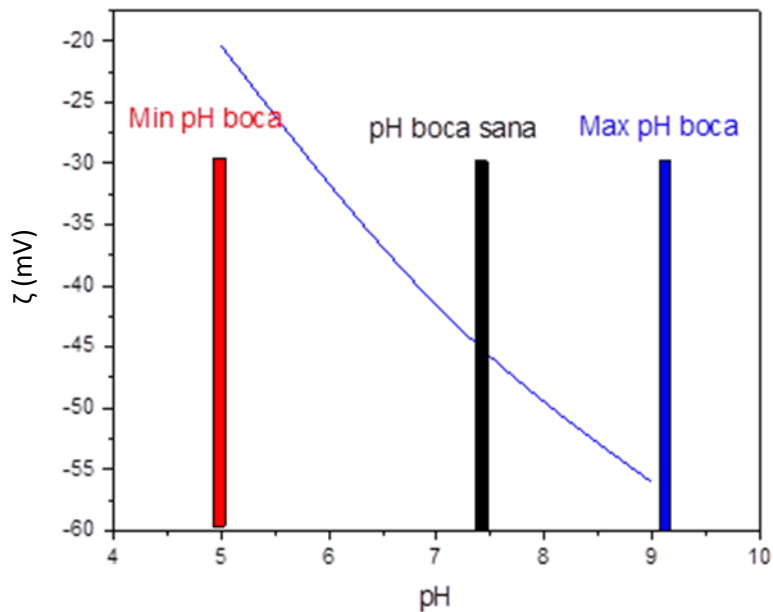


Figura 4.2.1. Comparación gráfica entre los valores de potencial zeta en la boca y los resultados obtenidos para las mascarillas quirúrgicas azules.

Es significativo observar que la carga superficial de las mascarillas quirúrgicas azules varía entre estos tres valores de pH elegidos, de forma dramática, obteniendo valores de 20mV para pH 5 pasando por 45mV para pH 7 y alcanzando valores de 55mV para pH 9.

Si asumimos que los agentes patógenos se fijan en el tejido mediante interacción electrostática, claramente los resultados muestran que este tipo de interacciones se modifican sustancialmente según varía el pH.

En la figura 4.2.2 se muestra un estudio comparativo del efecto que el tinte de las mascarillas produce en su carga superficial, considerando para dicho estudio tres tipos de mascarillas quirúrgicas de uso comercial, azules, blancas y negras.

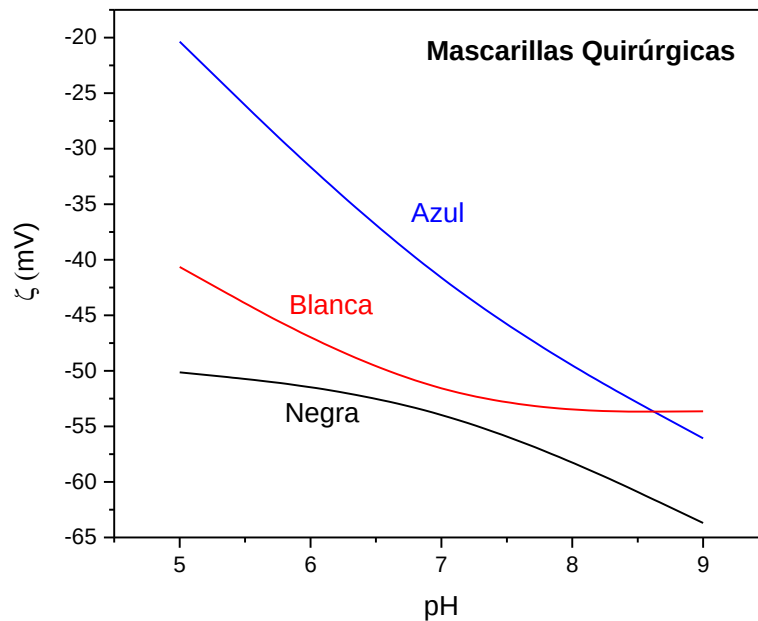


Figura 4.2.2. Potencial zeta en función del pH de las distintas mascarillas quirúrgicas.

Los resultados muestran que:

- 1.- El tinte modifica la carga superficial de las mascarillas.
- 2.- La carga de las mascarillas aumenta con el pH, posiblemente debido a la adsorción de grupos hidroxilo (OH^-) sobre la superficie de la fibra.
- 3.- Las mascarillas negras son las que más carga negativa adquieren mientras que las azules son las que menos.
- 4.- La carga de las mascarillas azules es la que presenta más dependencia con las variaciones de pH, mientras que son las blancas las que se presentan más inertes frente a estas variaciones.

Se ha comparado el comportamiento de estas mascarillas quirúrgicas con otras de uso común, las mascarillas KN95, cuyos resultados de variación de la carga con el pH se muestran en la figura 4.2.3. Hemos elegido el mismo rango de representación de la figura 4.2.2 para evidenciar una característica que la diferencia de las anteriores, ya que en este caso presentan un valor de carga elevado, en torno a 55mV, que prácticamente es independiente del pH.

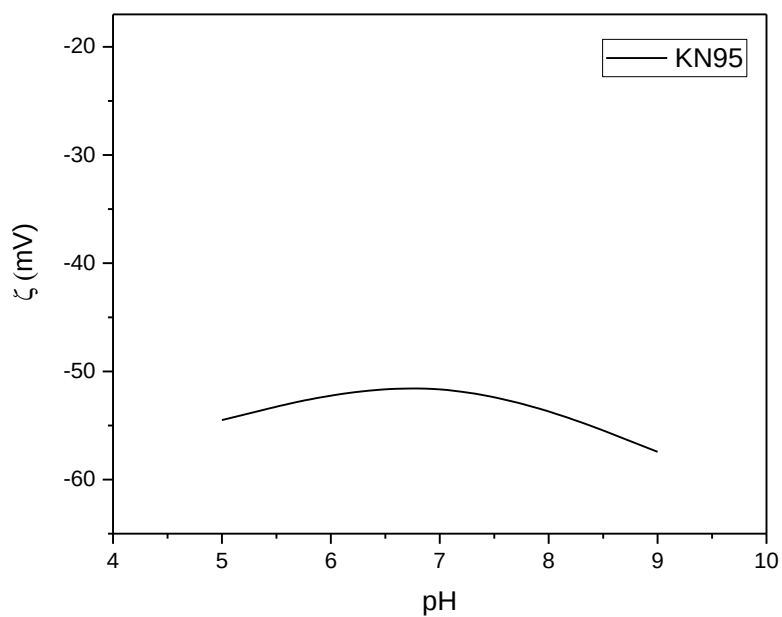


Figura 4.2.3. Potencial zeta en función del pH para las mascarillas KN95.

En esta figura podemos observar un comportamiento indiferente de estas mascarillas frente al pH.

A continuación se muestran los resultados obtenidos en el estudio comparativo entre las mascarillas suministradas por la UJA.

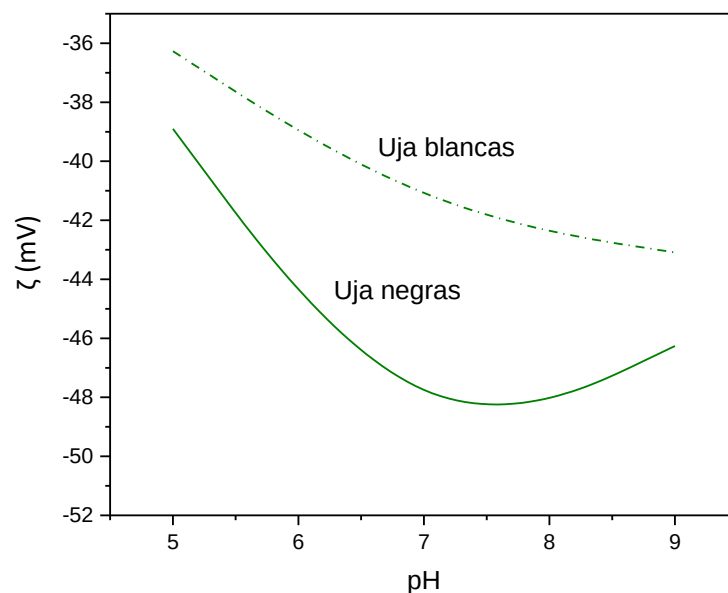


Figura 4.2.4. Potencial zeta en función del pH para las mascarillas suministradas por la UJA.

Podemos observar que estas mascarillas lavables presentan menos carga superficial que las anteriores, destacando por su poca dependencia con el pH, con diferencias entre pH extremos menores de 10 mV.

Puntualizar que la carga superficial de las mascarillas negras es superior, en valor absoluto, a la obtenida para las mascarillas blancas.

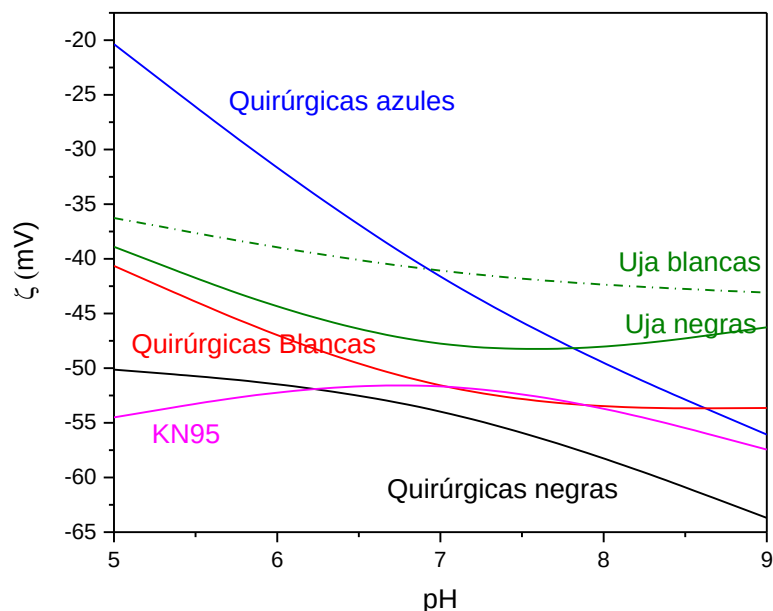


Figura 4.2.5. Análisis comparativo de todas las mascarillas estudiadas.

Por último, se ha realizado un estudio comparativo entre todas las mascarillas objeto de estudio, el cual se refleja en la figura 4.2.5 y de la cual podemos destacar los siguientes aspectos:

- 1.- En todos los casos un aumento del pH implica un aumento de carga superficial.
- 2.- A pH ácidos las mascarillas presentan su menor carga.
- 3.- Las mascarillas quirúrgicas son las que más modificaciones de su carga experimentan con la variación del pH, especialmente en el caso de las azules.
- 4.- Las mascarillas KN95 presenta valores de carga elevados y prácticamente constantes para los distintos valores de pH estudiados.
- 5.- Las mascarillas suministradas por la UJA presentan los valores más bajos de carga y su dependencia con el pH es moderada.

5. CONCLUSIONES

Los resultados obtenidos muestran:

Respecto a la energía libre superficial total:

- En general las mascarillas estudiadas poseen bajos valores de energía libre superficial. En este sentido, las mascarillas suministradas por la Universidad de Jaén son las que presentan menor riesgo de adhesión de agentes patógenos, seguidas de las mascarillas KN95 y de las quirúrgicas.

Respecto a las componentes de la energía libre superficial concluimos:

- Las componentes polares, γ^- , γ^+ , indican que casi todas las mascarillas son hidrófobas (excepto la KN95), destacando las mascarillas suministradas por la Universidad y las quirúrgicas negras, lo que les aporta mayor eficacia en la prevención de penetración de gotas.

Respecto a la carga superficial:

- El potencial zeta de las mascarillas depende fuertemente del pH. La carga superficial de las mascarillas quirúrgicas aumenta con éste, descartando las blancas, que son prácticamente inertes ante estas variaciones. Por otro lado, las mascarillas suministradas por la Universidad de Jaén presentan poca dependencia con el pH y en las KN59 se observa un comportamiento indiferente.

Con todo esto podríamos concluir que de acuerdo a las propiedades estudiadas, las mascarillas quirúrgicas en general, presentan los valores más altos de energía libre superficial en comparación con el resto de mascarillas estudiadas. En cuanto a la carga superficial, se ha observado un aumento de esta propiedad con el pH y una variación con los diferentes tintes. Dentro de este grupo debemos destacar las mascarillas quirúrgicas azules, dado que presentan propiedades completamente contrarias a las demás, siendo las que tienen mayor riesgo de adhesión de agentes patógenos y una carga superficial con gran dependencia frente al pH.

Sobre las mascarillas KN95 debemos destacar que son las únicas que presentan carácter hidrófilo, por lo que son las que tienen mayor riesgo de penetración de gotas sobre su superficie.

Por último, las mascarillas suministradas por la Universidad de Jaén son las que presentan un menor riesgo de adhesión de agentes patógenos, un mayor carácter hidrófobo y una carga superficial moderada, pero con poca dependencia frente al pH.

6. BIBLIOGRAFÍA

AHUALLI, S.A. (2008): Propiedades electrocinéticas de suspensiones coloidales concentradas, Tesis Doctoral Universidad de Granada, pp. 13,14.

ALVAREZ-LUGO, A.E. y CARO-SPINEL, S. (2009): "Determining surface free energy for Colombian asphalts". *Revista ingeniería e investigación*, volumen 29, nº2.

ARANDIA-GUZMÁN, J. y ANTEZANA-LLAVETA, G. (2020): "SARS-CoV-2: estructura replicación y mecanismos fisiopatológicos relacionados con COVID-19". *Gac Med Bol*, 43(2):170-178.

ASADI, S., CAPPA, C.D., BARREDA, S., WEXLER, A.S., BOUVIER, N.M. y RISTENPART, W.D., (2020): "Efficacy of masks and face coverings in controlling outward aerosol particle emission from expiratory activities". *Sci Rep*. 10(1):15665.

AYDIN, O., EMON, B., CHENG, S., HONG, L., CHAMORRO, L.P., SAIF, y M.T.A. (2002): "Performance of fabrics for home-made masks against the spread of COVID-19 through droplets: A quantitative mechanistic study". *Extreme Mechanics Letters*, Volume 40.

BEESOON, S., BEHAR, N. y PERWUELZ, A. (2020): "Universal masking during COVID-19 pandemic: Can textile engineering help public health? Narrative review of the evidence". *Preventive Medicine* 139.

CARRION, F.J. (2007): "Potenciales zeta del algodón en presencia de la mezcla de tensioactivos LAS (aniónico) con alquilpoliglucósido (no iónico)".

CHIBOWSKI, E. (2003): "Surface free energy of a solid from contact angle hysteresis". *Advances in Colloid and Interface Science*, 103(2), pp. 149-172.

COURTY, J.M. y KIERLIK, E. (2020): "¿Cómo funcionan las mascarillas de protección respiratoria?". *Investigación y Ciencia* nº524

DRELICH, J.W., BOINOVICH, L., CHIBOWSKI, E., DELLA, V.C., HOLYSZ, L., MARMUR, A. y SIBONI, S. (2019): "Contact angles: history of over 200 years of open questions", *Surface Innovations* volumen 8(1–2), pp. 3-27.

ENA, J. y WENEL, R.P., (2020): "Un nuevo coronavirus emerge", *Revista Clínica Española*, 220(2), pp. 115-116.

ESPEJO-ESPADA. B. (2015): Determinación de la tensión superficial de adhesivos antes y después del curado. Trabajo Fin de Grado Universidad Carlos III, Madrid.

ESPINOSA-JIMENEZ, M., ONTIVEROS-ORTEGA y GIMENEZ-MARTIN, E. (1996): "Effect of N-Cetylpyridinium Chloride on the Surface Free Energy of Leacril Fabric", Universidad de Jaén.

ESPINOSA-JIMENEZ, M., GIMENEZ-MARTIN, E. y ONTIVEROS-ORTEGA, A. (1997): "Effect of a cationic dye on the surface free energy of Leacril fabric", Universidad de Jaén.

FENNELLY KP. (2020): "Particle sizes of infectious aerosols: implications for infection control", *Lancet Respir Med*, 8(9), pp. 914-924.

FOWKES, F.M., (1983): “physicochemical Aspects of Polimer Surfaces”, (Ed. Mittal, K.L.). *Plenum Press. New York*. Vol. 2, pp. 583.

FOWKES, F.M., RIDDLE, F.L, PASTORE, W. E. y WEBE. A., (1990): “Colloids Surfaces”, 43, 367.

GIMÉNEZ-MARTÍN, E. (1999): Análisis de las interacciones interfaciales en los procesos de adsorción de tensioactivos y tintes sobre fibras de Leacril, Tesis Doctoral Universidad de Jaén, pp. 25-28.

GOOD, R.J. y VAN OSS, C.J. (1992): “The Modern Theory of Contact Angles and the Hydrogen Bond Components of Surface Energies”. *Modern Approaches to Wettability*, pp. 1–27.

HU, B., GUO, H., ZHOU, P. y SHI, Z.L. (2020): “Characteristics of SARS-CoV-2 and COVID-19”. *Nature Reviews. Microbiology*.

KIM, M.C., BAE, S., KIM, J.Y., PARK, S.Y., LIM, J.S., SUNG, M. y KIM, S.H. (2020): “Effectiveness of surgical, KF94, and N95 respirator masks in blocking SARS-CoV-2: a controlled comparison in 7 patients”. *Infectious Diseases*, 52(12), pp. 908-912. 32845196.

LAKHOUIT, A. (2020): “Effect of face mask inks and dyes on human health during the COVID-19 pandemic”. *Authorea*.

MOLEON, J.A, ONTIVEROS-ORTEGA, A., GIMÉNEZ-MARTÍN, E. y PLAZA, I. (2015) “Effect of N-cetylpyridinium chloride in adsorption of graphene oxide onto polyester”, Universidad de Jaén.

MORENO, R., MOYA, J.S. y REQUENA, J. (1987): “Electroquímica de suspensiones cerámicas”. *Bol. Soc. Esp. Ceram. Vidr*, Madrid, vol. 26, nº 6, pp. 355-365.

MOYANO-NÚÑEZ, J.M. (2020): PH de la saliva, antes, durante y después a la ingesta de alimentos, Trabajo de grado previo a la obtención del título de odontología, Universidad de Guayaquil, pp. 33,34.

ONTIVEROS-ORTEGA, A. (1996): Adhesión de partículas coloides sobre superficies sólidas de interés tecnológico. Aspectos cinéticos y predicciones termodinámicas, Tesis Doctoral Universidad de Granada, pp. 53-56, 94-114.

ONTIVEROS-ORTEGA, A., ESPINOSA-JIMÉNEZ, M., CHIBOWSKI, E. y GONZÁLEZ-CABALLERO, F. (1998): "Effect of Tannic Acid on the Surface Free Energy of Cotton Fabric Dyed with a Cationic Dye", Universidad de Jaén.

PALACIOS-CRUZ, M.E., SANTOS, M.A., VELÁZQUEZ-CERVANTES, M. y LEÓN JUÁREZ. (2020): "COVID-19, una emergencia de salud pública mundial". *Revista Clínica Española*, Volume 221, Issue 1.

PAREDES-GARCÉS, A.R. (2018): Análisis superficial de secciones finas de pirita y potencial zeta de pirita expuesta a reactivos de flotación en aguas salinas, Tesis para optar al grado de Magister en Ciencias de la Ingeniería con mención en Ingeniería Química Universidad de Concepción.

SAN MARTIN-RODRÍGUEZ, L. y CAMACHO-BEJARANO, R. (2021): "Análisis de los materiales para la fabricación de mascarillas: el reto de hacer frente a la escasez de equipos de protección individual". *Enfermería Clínica*, Volumen 31, pp. S73-S77.

SANTARSIERO, A., CIAMBELLI, P., DONSI, G., QUIADRINI, F., BRIANCESCO, R., D'ALESSANDRO, D. y FARA, G.M. (2020): "Face masks. Technical, technological and functional characteristics and hygienic-sanitary aspects related to the use of filtering mask in the community". *Ann Ig*, 32(5), pp. 472-520.

SARIOL, A. y PERLMAN, S. (2020): "Lessons for COVID-19 Immunity from Other Coronavirus Infections". *Immunity*, 53(2), pp. 248-263.

SOMMERSTEIN, R., FUX, C.A., VUICHARD-GYSIN, D., ABBAS, M., MARSCHALL, J., BARMELLI, C., TROILLER, N., HARBARTH, R., SCHLEGEL, M., WIDMER, A. y SWISSNOSO, (2020): "Risk of SARS-CoV-2 transmission by aerosols, the rational use of masks, and protection of healthcare workers from COVID-19". *Antimicrob Resist Infect Control*, 9(1):100.

SONG, J.W. y FAN, L.W. (2021): Temperature dependence of the contact angle of water: A review of research progress, theoretical understanding, and implications for boiling heat transfer. *Advances in Colloid and Interface Science.*, volumen 288.

VALDERRAMA, L. y MIRANDA, H. (2005): "Determinación de la energía libre superficial mediante la medición del ángulo de contacto a minerales de la región de Atacama". Universidad de Atacama. XXI ENTME ·· Natai-RN, pp. 570-576.

VAN DOREMALEN, N., BUSHMARKER, T., MORRIS, DH., HOLBROOK, MG., GAMBLE, A., WILLIAMSON, BN., TAMIN, A., HARCOUT, JL., THORNBURG, NJ., GERBER, SI., LLOYD-SMITH, JO., DE WIT, E., y MUNSTER, VJ. (2020): "Aerosol and surface stability of HCoV-19 (SARS-CoV-2) compared to SARS-CoV-1". *The new england journal of medicine*.

VAN OSS, C.J., GOOD, R.J. y CHAUDHURY, M. K. (1987), *Sci. Technol.*, 22, 1.

VAN OSS, C.J., CHAUDHURY, M. K. y GOOD, R.J. (1987): *Adv. Colloid Interface Sci.*, 28, 35.

VAN OSS, C.J., GOOD, R.J. y CHAUDHURY, M. K. (1988): *Lagmuir*, 4, 884.

VAN OSS, C.J. (1993): *Colloids Surfaces A*, 78, 927.

VAN OSS, C.J., et al. (1993): *Contact Angle, Wettability and Adhesion*, (eds.): Mittal, K.L.). VSP. Utrecht, Holanda

VAN OSS, C.J. (1993): *Colloids Surfaces A: Physicochem. Eng. Asp.* 73, 1.

VAN OSS, C.J. (1994): *Interfacial Forces in Aqueous Media*. Marcel Dekker, Nueva York.

VARGA, Z., FLAMMER, A.J., STEIGER, P., HABERECKER, P., ANDERMATT, R., ZINKERNAGEL, A., MEHRA, M.R., SCHOLKMANN, F., SHCÜPBACH, R., RUSCHITZKA, F. y MOCH, H. (2020): "Electron microscopy of SARS-CoV-2: a challenging task – Authors' reply". *The Lancet*.

VIDOY-RUIZ, D. (2020): Revisión de las técnicas de determinación de energía libre superficial de un sólido: aplicaciones en materiales en forma de polvo y fibrosos, Trabajo Fin de Grado Universidad de Jaén.

WANG, J. y DU, G., (2020): "COVID-19 may transmit through aerosol". *Irish Journal of Medical Science*.

Enfermedad por coronavirus, COVID-19. (15 enero 2021) Información científica-técnica. Ministerio de Sanidad, pp. 5-7.

Evaluación del riesgo de la transmisión de SARS-CoV-2 mediante aerosoles. Medidas de prevención y recomendaciones. (18 noviembre 2020). Documento técnico. Ministerio de Sanidad, pp. 6-23.

BOLETÍN OFICIAL DEL ESTADO (20 mayo 2020) Sec. I. Pág. 33600. Ministerio de Sanidad.

El Gobierno decreta el estado de alarma para hacer frente a la expansión de coronavirus COVID-19. La Moncloa, Madrid, (14 de marzo de 2020). Gobierno de España. Available at: https://www.lamoncloa.gob.es/consejodeministros/resumenes/Paginas/2020/14_032020_alarma.aspx

¿Puedo reutilizar la mascarilla? ¿Cuál es preferible? Una revisión exhaustiva. Vista, Villoria oftalmología medicina estética. Available at:

<https://www.clinicavilloria.es/puedo-reutilizar-la-mascarilla-cual-es-preferible-una-revision-exhaustiva/>

UNE-EN 14683: 2019 + AC: Mascarillas quirúrgicas. Requisitos y métodos de ensayo. Available at: <https://www.ivami.com/es/equipos-de-proteccion-agentes-infecciosos-epai-productos-barrera/6334-en-14683-2019-ac-mascarillas-quirurgicas-requisitos-y-metodos-de-ensayo-medical-face-masks-requirement-and-tests-methods#:~:text=El%20documento%20UNE%2DEN%2014683,o%20en%20otros%20entornos%20m%C3%A9dicos>