

Coloides y mascarillas antipartículas reusables: de la divulgación física a la innovación tecnológica.

Miguel Ángel Fernández-Rodríguez
Departamento de Física Aplicada, Universidad de Granada

Cuando en Marzo de 2020 nos confinamos para evitar la expansión del virus SARS-CoV-2, un numeroso colectivo de ciudadanos se aglutinó en lo que se llamaría *CoronavirusMakers*, una de las principales iniciativas ciudadanas que surgieron en ese momento. Intentaron ayudar en las distintas necesidades materiales que iban surgiendo durante la emergencia sanitaria. Apoyaron al personal sanitario en primera línea de batalla, que no disponía de suficientes Equipos de Protección Individual (EPI), mediante el diseño e impresión 3D de centenares de miles de pantallas faciales con licencia libre para permitir su producción descentralizada, su análisis y su mejora. Estas protegen como barrera física ante las gotas de secreciones proyectadas en estornudos y toses, especialmente frecuentes en los procedimientos médicos realizados a pacientes infectados. Varios de estos modelos diseñados y fabricados por ciudadanos de manera altruista fueron testeados con las normas EPI correspondientes a petición de distintos gobiernos de comunidades autónomas, que emitieron informes de autorización para su uso durante la emergencia sanitaria. También intentaron paliar la escasez de respiradores para pacientes graves, llegando a realizar ensayos preclínicos autorizados por la *Agencia Española de Medicamentos y Productos Sanitarios* con resultados prometedores [1]. Regresando al inicio del confinamiento, en las primeras semanas cundió la desinformación, quizás más rápido que el virus, y como físico especializado en coloides e interfases me uní a este colectivo para ofrecer una visión divulgativa de la física de aerosoles. Respondía una y otra vez a esta sencilla pregunta: ¿puede un virus, o una multitud de ellos, mantenerse en suspensión? Esta pregunta era a menudo respondida con la equivocada lógica de la implicación que tiene la gran diferencia de densidades entre el virus y el aire, que llevó a pensar que el tiempo de residencia de un objeto más denso que el aire circundante debe ser poco significativo. Probablemente Brown y Einstein se revolvieron entonces en sus tumbas. Debiera ser sencillo rebatir tal afirmación recurriendo a la imagen de una niebla espesa formada por minúsculas gotas de agua en suspensión; o a las nocivas micropartículas producidas por el tráfico urbano, que son en gran parte responsables de la mala calidad del aire en nuestras ciudades. Lo cierto es que entramos en el dominio de las micro y nanopartículas que no se ven a simple vista, y eso dificulta la comprensión de los conceptos físicos que se tratan de explicar. Por ejemplo, la dispersión de Mie, responsable del color blanco de la niebla, nos indica la presencia de micropartículas en suspensión.

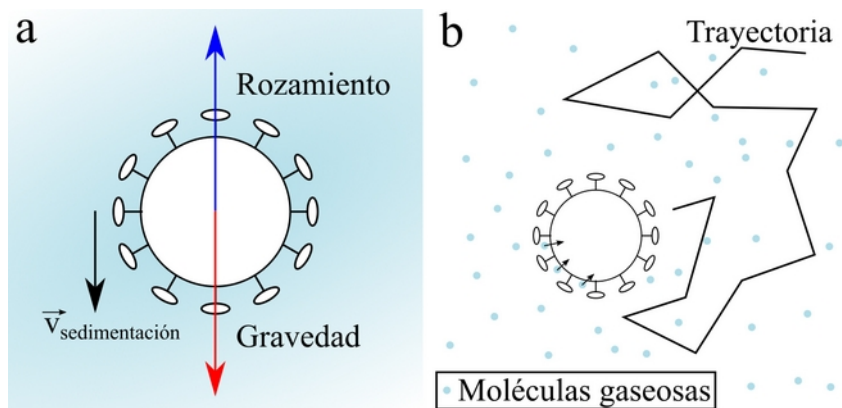


Figura 1. (a) Sedimentación de un virus en el aire. (b) Movimiento Browniano de un virus debido a las colisiones con las moléculas de aire.

Desafortunadamente, aceptar esto se convierte en un acto de fe para quien no ha disfrutado de un aprendizaje paulatino de la Física. Ante tal situación, recurrí a una sencilla demostración física: dado que un aerosol es un caso particular de un coloide suspendido en una fase fluida gaseosa, el aire, todo se reduce a comparar los tiempos característicos de sedimentación $\tau_s = R/v_s$ (donde R es el radio del coloide y v_s la velocidad límite de sedimentación) y del movimiento Browniano $\tau_D = R^2/D$ (donde D es el coeficiente de difusión Browniana que tiene unidades $[D] = \text{m}^2/\text{s}$), particularizando al caso de un virus o aglomerado de estos en el aire como se muestra en la Figura 1. Por un lado, cuando desarrollamos la expresión de τ_s , resulta ser proporcional a la viscosidad del fluido η e inversamente proporcional a la diferencia de densidades entre el coloide y el fluido $\Delta\rho$ y al radio del coloide R . Un fluido más viscoso retrasará la sedimentación, mientras que una mayor diferencia de densidades o un mayor tamaño del coloide acelerará su sedimentación. Por otro lado, τ_D se obtiene fácilmente para el caso de un coloide esférico gracias a la ecuación de Stokes-Einstein, resultando ser proporcional a η y a R^3 e inversamente proporcional a la temperatura. Un fluido viscoso y un tamaño mayor del coloide atenuarán las colisiones aleatorias con las moléculas de aire debido a que se incrementa su inercia, mientras que un incremento en la temperatura hará que estas colisiones sean más frecuentes y con mayor transferencia energética. Para sustituir valores, usaremos la densidad del ADN, la fracción más densa de un virus, que ronda los 1.7 g/cm^3 , y el radio del virus SARS-CoV-2, de unos 30 nm . Con estos datos $\tau_D \approx 10^{-5} \tau_s$, es decir, τ_D es 5 órdenes de magnitud menor que τ_s , y por lo tanto un virus tan pequeño está claramente dominado por el movimiento Browniano y no sedimentará, a pesar de ser tres órdenes de magnitud más denso que el aire. Una manera intuitiva de entenderlo es la siguiente: en el tiempo en que el virus podría caer una distancia R por sedimentación, ha sido desplazado esa misma distancia R cien mil veces en direcciones aleatorias, incluyendo desde abajo hacia arriba, debido a las colisiones con las moléculas de aire circundante. Si igualamos los tiempos $\tau_D \approx \tau_s$ obtendremos el caso límite en el que la sedimentación empieza a ser relevante, y obtenemos un radio del coloide de $\sim 500 \text{ nm}$, en el que podríamos empaquetar varias centenas de virus, según el empaquetamiento esférico que escojamos. Recordemos aquí que estamos despreciando la contribución de otras secreciones que puedan acompañar a los virus exhalados que los harán más o menos densos, y que asignamos a todo el virus la densidad de su componente más denso, el ADN. Es razonable esperar que un número significativo de coloides exhalados por personas infectadas tengan este tamaño o mayor y sedimenten con el tiempo. Pero una fracción de estos coloides será de menor tamaño y se mantendrán en suspensión por mucho tiempo. Esta fracción no será despreciable en un entorno donde se incorporan estos coloides infecciosos todo el tiempo por la exhalación, tos, estornudos y procedimientos médicos sobre pacientes infectados. Además, la relación área/volumen de estos coloides es muy alta, lo cual propicia el proceso de evaporación y reduce el tamaño de estos, haciéndolos más susceptibles a mantenerse en suspensión. Por lo tanto, en aire en reposo, un virus o un aglomerado de centenares de estos tiene el potencial de quedarse en suspensión indefinidamente. Afortunadamente, esto también es su principal debilidad, ya que al estar dominados por el movimiento Browniano una mera corriente de aire los arrastrará y diluirá, y el contacto con la lluvia los precipitará, como podemos corroborar cada vez que ha llovido y percibimos que el aire está más limpio. De ahí la importancia de la ventilación de espacios cerrados como medida preventiva.

Pasaron dos meses desde que comenzó el confinamiento hasta que se hizo obligatorio llevar mascarillas en espacios públicos en España. Durante este tiempo, me centré en divulgar desde *CoronavirusMakers* la necesidad de llevar mascarillas, con gran ayuda de la plataforma ciudadana *Frena la Curva* y de la *Federación Nacional de Agrupaciones Empresariales Innovadoras y Clusters*. En otros países, como Japón, está arraigada la costumbre de llevar mascarilla para no contagiar a terceras personas, pero en España hizo falta una campaña de concienciación a todos los niveles y a marchas forzadas. Los estudios demuestran cómo una mascarilla quirúrgica llega a reducir el potencial infeccioso de las gotas exhaladas por una persona infectada hasta el punto de que la mayoría se vuelven no infecciosas [2], de

ahí la importancia de que todos las llevemos, para que la medida preventiva sea efectiva. No obstante, estas mascarillas se quedan cortas en las Unidades de Cuidados Intensivos (UCI) y en Servicios de Emergencias de hospitales, en los que se realizan procedimientos tales como traqueotomías que generan una gran cantidad de bioaerosoles. En estos ambientes, los más infecciosos del planeta, el personal sanitario debe observar un estricto uso de los EPI más avanzados. Es ahí donde entran en juego las mascarillas antipartículas, que nada tienen que ver con la definición usual de antipartículas en Física. Una mascarilla antipartículas, a diferencia de una mascarilla quirúrgica, se diseña para que sea hermética y no puede presentar fugas de aerosoles hacia el interior mayores a un cierto porcentaje, que determina si la mascarilla se denomina FFP1, FFP2 o FFP3, en grados de protección creciente autorizados en Europa. Durante la emergencia sanitaria se pudieron importar temporalmente mascarillas N95 y KN95, que siguen las normas americanas y chinas, respectivamente, y que se asimilan a las FFP2 como discutiremos a continuación. Estas mascarillas están normalmente fabricadas con “tejido no tejido”, una aglomeración de fibras micrométricas. En la Figura 2 muestro imágenes de 2 de las 4 capas que componen una mascarilla FFP3, donde las dos restantes eran similares a la primera capa, que a su vez son similares a las de los filtros de las mascarillas quirúrgicas. Por lo tanto, el grado de mayor filtración lo proporciona la segunda capa, que se produce fundiendo y proyectando, en inglés “meltblown”, fibras más pequeñas de polímero para crear una capa más tupida.

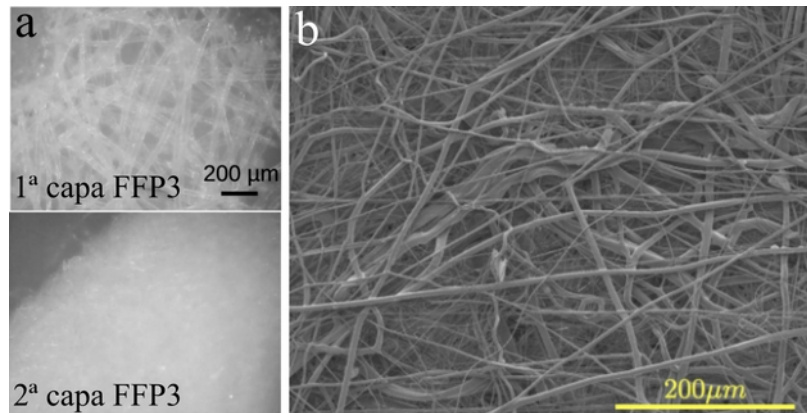


Figura 2. (a) Dos de las cuatro capas que conforman una mascarilla FFP3 vistas al microscopio óptico. (b) Imagen de microscopio electrónico de barrido de una mascarilla N95, similar a una FFP2. Imagen reproducida de [3] con licencia Creative Commons.

Por muy tupidas que sean las fibras, vemos que existen agujeros de tamaño micrométrico, porque de otro modo sería muy difícil respirar a través del material. Por lo tanto, un virus de radio 30 nm, o un aglomerado de radio ~ 500 nm, podría atravesar el filtro. Afortunadamente, el mecanismo de filtrado es más complejo. Para coloides mayores de 300 nm, el mecanismo de atrapamiento es inercial, esto quiere decir que cuando el coloide atraviesa el filtro su inercia le impide sortear el bosque de fibras y termina impactando con gran probabilidad en una. Para coloides menores de 300 nm, el mecanismo de atrapamiento es el movimiento Browniano: su trayectoria se ve tan alterada por las colisiones con las moléculas de aire circundante que aumenta mucho su probabilidad de impactar con una de estas fibras. Es por esto que los filtros son menos eficientes para coloides de tamaño en torno a los 300 nm, donde en condiciones atmosféricas típicas ninguno de estos mecanismos es decisivo y el coloide es capaz de sortear el filtro con mayor probabilidad. El lector notará que no estamos definiendo la naturaleza ni densidad del coloide, pero gracias a la discusión inicial ahora tiene herramientas para entender la poca dependencia de estos factores frente a su tamaño, cuando hablamos de coloides en suspensión. De ahí que los filtros se caractericen con la eficiencia de filtrado de coloides de este tamaño. Una mascarilla N95 tiene un filtro que es capaz de parar el 95% de los coloides de 300 nm, para un determinado caudal de aire, mientras que una FFP1 hace lo propio al 80%, una FFP2 al 94% y una FFP3 al 99%. Además,

si el filtro está cargado electrostáticamente, la sección eficaz de las fibras que los componen aumenta, atrayendo a mayor distancia a coloides que tengan la capacidad de cargarse. Es el caso del coloide universalmente aceptado para determinar la eficiencia de estos filtros, un aerosol de 300 nm de sal común (NaCl), cuya curiosa generación y selección de tamaños por columna electrostática se deja como lectura [4]. A diferencia de las mascarillas N95 y KN95, que se testean como se ha descrito, las mascarillas FFP1, FFP2 y FFP3 añaden un ensayo extra con coloide de parafina de 1 micrómetro, que se usa como modelo de bacterias, más grandes que los virus, y que a su vez es el único que se testea en las mascarillas quirúrgicas e higiénicas. El problema viene al exigir a una mascarilla que se beneficia de la carga electrostática del filtro que sea resistente a un aerosol de parafina, una sustancia apolar con poca capacidad de cargarse electrostáticamente. Además, la parafina es poco representativa en el caso de modelar un virus compuesto de proteínas y ADN, todas ellas macromoléculas susceptibles de ser cargadas y por lo tanto eficientemente paradas por un filtro electrostático. Afortunadamente, la Unión Europea tomó nota, al menos parcialmente, y autorizó de manera temporal las mascarillas a las que sólo se les exige el test con aerosol de NaCl, que son las mascarillas N95, KN95, y aquellas que el lector puede encontrar con el epígrafe “*media máscara filtrante para proteger contra COVID-19*”. No obstante, esta autorización parcial, mientras dure la pandemia, exige que las mascarillas sean de un solo uso, lo cuál conlleva interesantes implicaciones como veremos a continuación.

Probablemente debido al seguimiento mediático de los movimientos ciudadanos como *CoronavirusMakers*, empecé a recibir llamadas de personal sanitario trabajando en UCI y Emergencias de hospital, que nos pedían mascarillas FFP2 y FFP3 que escasearon en los primeros meses de la pandemia. Es interesante resaltar que China, principal productor del material filtrante, restringió fuertemente su exportación en abril de 2020. También es útil tener en cuenta la dificultad en crear mascarillas que cumplan la normativa europea, ejemplificada en el caso de la muy loable iniciativa del CSIC para crear mascarillas FFP2, que no empezaron a comercializarse hasta julio de 2020. En este contexto, y gracias a los contactos con foros empresariales, nos pusimos en contacto con empresas que poseían las tecnologías de fabricación de estas mascarillas en España. Lamentablemente, esos contactos fueron infructuosos. En conversaciones con la Directora General de la *Unidad de Mercado Interior, Industria, Emprendimiento y PYME*, la cuál es una *Dirección General de la Comisión Europea*, nos aseguró que los estados miembros ya disponen de herramientas para poner industrias estratégicas al servicio de la sociedad ante una situación de emergencia. No obstante, no he encontrado evidencia de ninguna instancia en que esta medida se llegase a aplicar con estas empresas, que hubiese resultado tan útil para frenar los contagios del personal sanitario. Ante este panorama, en el que seguía recibiendo llamadas de sanitarios con escasez de EPI, decidimos seguir el que la revista *Make* calificaría como *Plan C*, en “*Plan C: Our Panel To Learn About The Maker Response To Covid-19 In Spain*”. La idea principal que perseguíamos estaba basada en la “*Mascarilla elastomérica reutilizable*” propuesta por el Hospital Pediátrico de Boston y la Escuela de Medicina de la Universidad de Harvard. Consiste en usar los filtros electrostáticos de respirador estándar, disponible en hospitales, que nunca llegaron a faltar. Estos filtros tienen eficiencias de filtrado superiores a las máscarillas N95/FFP2, para aerosol de 300 nm de NaCl, reportado por los fabricantes y comprobado con medidas independientes que llevamos a cabo en la Universidad de Granada [4]. Debido a la gran experiencia del colectivo *CoronavirusMakers* en la impresión 3D, el prototipado fue un proceso rápido. No obstante, las mascarillas no podían producirse directamente por tecnología aditiva, debido a los microporos que presenta el material resultante. Por el contrario, sí que se podían hacer moldes con impresión 3D y obtener una mascarilla de silicona, que gracias a la capilaridad rellena estos microporos en la mascarilla final. Llegamos al punto en que debíamos producir prototipos con técnicas de moldeado de elastómeros industriales, y tres empresas, *Coeca*, *Tecnasa* y *Eyser Hidráulica* prestaron todos sus recursos, con ayuda económica de la ONG *Plastic Oceans* y tantos otros actores, como la *Asociación Deportiva de Mérida*, la *Oficina de Transferencia de Tecnología del Sistema de Salud Público de Andalucía*, o la *Asociación de Miembros*

de Cuerpos de Seguridad y Emergencias. Este proceso de innovación tecnológica tomó forma, se enviaron prototipos a distintos hospitales en España, y el proyecto LibreMask nació [5]. Fruto del feedback que obtuvimos del personal sanitario, como se puede ver en la Figura 3, fuimos iterando la mascarilla hasta que obtuvimos una versión que creíamos lista para homologar, y que enviamos a AITEX para testear. Lamentablemente, nos pedían garantizar que la mascarilla es de un solo uso, incluyendo un solo uso del portafiltros elastomérico, para acogernos a la disposición transitoria de la Unión Europea que la podría calificar como mascarilla para el COVID-19. Esto hubiese sido un contrasentido con los objetivos de este proyecto, que pretendía que el portafiltros fuese reusable, y los filtros intercambiables de un solo uso. Esto hizo necesario pasar el test de aerosol de parafina, que lamentablemente un filtro electrostático como el de los respiradores no está diseñado para pasar, y no pasó. Se da así la circunstancia en la que un filtro que está autorizado para aislar la respiración de pacientes conectados a respiradores, con patologías tan diversas como el SARS-CoV-2 o la tuberculosis, no se considera suficiente como filtro para un EPI del personal sanitario que les atiende en la misma habitación. No obstante, liberamos toda la información en abierto en inglés y español [5], y deseamos que pueda ser adoptado fuera de Europa, donde este test de parafina no es un obstáculo para la homologación como EPI reusable. Esta es por tanto una historia que ejemplifica cómo la divulgación tiene más poder del que solemos pensar, y puede conectar directamente con procesos de innovación tecnológica. Como ciudadanos y científicos debemos trabajar para que los criterios científicos no se vean obstaculizados por criterios de aparente índole burocrática, cuando se trata de paliar la escasez de EPI en una emergencia sanitaria.



Figura 3. (a) Segundo prototipo de LibreMask siendo probado por personal sanitario. (b) Máscaras enviadas a AITEX con arneses para la cabeza y filtros de respirador, para ser homologadas.

- [1] Marrero García, R. (2021). *Reespirator: prueba de concepto y validación preclínica de un nuevo modelo de ventilador mecánico* [Tesis doctoral, Universidad de La Laguna]. Base de datos [Dialnet](#).
- [2] Leung, N.H.L. et al. (2020). *Respiratory virus shedding in exhaled breath and efficacy of face masks*, Nature Medicine, 26, 676-680. [Link](#).
- [3] Bandi M. M. (2020). *Electrocharged facepiece respirator fabrics using common materials*, Proceedings of the Royal Society A, 476, 20200469. [Link](#).
- [4] Fernandez-Rodriguez, M.A., Casquero-Vera, J.A., Olmo-Reyes, F.J. y Alados-Arboledas, L. (2020), *Eficiencia de filtrado de distintos materiales ante partículas de 300 nm. Exposición a aerosoles en SARS-COV-2*, Informe publicado por el Instituto Interuniversitario de Investigación del Sistema Tierra en Andalucía, Universidad de Granada. Informe v1, 25 abril 2020: http://www.ugr.es/~mafernandez/Eficiencia_filtrado_300nm_UGR.pdf.
- [5] Proyecto LibreMask, *Mascarilla OSHW Grado UCI. Diseñada para uso sanitario en entornos con alta carga vírica*. (2020), <https://libremask.org/es> (Versión en inglés en <https://libremask.org/>).