



UNIVERSITAT POLITÈCNICA DE CATALUNYA
BARCELONATECH
Escola d'Enginyeria de Barcelona Est

TRABAJO FINAL DE MÁSTER

Máster en Ingeniería Química

GUANTES MÉDICOS DESECHABLES: MATERIALES Y PERSPECTIVAS



Memoria

Autor: María José Lovato Vélez
Director: Luis J. del Valle
Convocatoria: Junio 2020

Resumen

El presente Trabajo de Fin de Máster (TFM) es una revisión de artículos científicos, material bibliográfico y antecedentes históricos sobre los guantes médicos desechables. En esta revisión, se han estudiado datos desde el origen de estos guantes hasta las últimas innovaciones y mejoras que se están realizando en estos productos con creciente demanda mundial. Además, se ha analizado el empleo del caucho natural, su extracción como látex del árbol *Hevea brasiliensis*, su composición y las alternativas de cauchos sintéticos con sus respectivas ventajas e inconvenientes. Adicionalmente, se han evaluado los aditivos que se han empleado tradicionalmente en las formulaciones de guantes y las alternativas más recientes entre los que se destacan los reticulantes biobasados, los rellenos biodegradables, así como los agentes con propiedades antimicrobianas. Estos últimos en su aplicación como revestimientos, trícapas o nanohilos que se incorporan a la estructura del guante. Por otro lado, se compararon los tipos de producción por lotes y en continuo, se explicó un proceso genérico de fabricación de guantes con las distintas condiciones usuales de proceso y se analizaron las distintas opciones de tratamientos superficiales para obtener guantes con y sin polvo. A continuación, se ha revisado la normativa que regula los requisitos que deben cumplir los distintos tipos de guantes médicos y los ensayos que deben realizarse para verificar el cumplimiento de dichos requisitos. Posteriormente, se identificaron los aspectos de los guantes desechables que afectan al medio ambiente y las opciones de reducir el impacto como la biorremediación y el reciclaje de caucho. Finalmente, se han sugerido las rutas que deben tomar las investigaciones futuras en este campo.

Palabras clave: guantes desechables, caucho natural, caucho sintético, biodegradación de caucho, agente antimicrobiano, fabricación de guantes.

Resum

El present Treball de Fi de Màster (TFM) és una revisió d'articles científics, material bibliogràfic i antecedents històrics sobre els guants mèdics d'un sol ús. En aquesta revisió, s'han estudiat dades des de l'origen d'aquests guants fins a les últimes innovacions i millores que s'estan realitzant en aquests productes amb creixent demanda mundial. A més, s'ha analitzat l'ús del cautxú natural, la seva extracció com a làtex de l'arbre *Hevea brasiliensis*, la seva composició i les alternatives de cautxús sintètics amb els seus respectives avantatges i inconvenients. Addicionalment, s'han avaluat els additius que s'han emprat tradicionalment en les formulacions de guants i les alternatives més recents entre els quals es destaquen els reticulants biobasats, els farcits biodegradables, així com els agents amb propietats antimicrobianes. Aquests últims en la seva aplicació com revestiments, trícapas o nanofils que s'incorporen a l'estructura del guant. D'altra banda, es van comparar els tipus de producció per lots i en continu, s'ha explicat un procés genèric de fabricació de guants amb les diferents condicions usuals de procés i s'han analitzat les diferents opcions de tractaments superficials per obtenir guants amb i sense pols. A continuació, s'ha revisat la normativa que regula els requisits que han de complir els diferents tipus de guants metges i els assajos que s'han de fer per verificar-ne el seu compliment d'aquests requisits. Posteriorment, es van identificar els aspectes dels guants d'un sol ús que afecten el medi ambient i les opcions de reduir l'impacte com la bioremediació i el reciclatge de cautxú. Finalment, s'han suggerit les rutes que han de prendre les investigacions futures en aquest camp.

Paraules clau: guants d'un sol ús, cautxú natural, cautxú sintètic, biodegradació de cautxú, agent antimicrobià, fabricació de guants.

Abstract

The present Final Master's work is a review of scientific articles, bibliographic material and historical background on disposable medical gloves. In this review, data has been studied from the origin of these gloves to the latest innovations and improvements being made in these products with increasing global demand. The use of natural rubber, its extraction as latex from the *Hevea brasiliensis* tree, its composition and synthetic rubber alternatives with their respective advantages and disadvantages have also been analyzed. In addition, the additives that have traditionally been used in glove formulations and the most recent alternatives have been evaluated, among which are biobased crosslinkers, biodegradable fillers, as well as agents with antimicrobial properties. The latter in their application as coatings, trilayers or nanowires that are incorporated into the glove structure. On the other hand, the types of batch and continuous production were compared, a generic glove manufacturing process was explained with the different usual process conditions and the different surface treatment options to obtain gloves with and without powder were analyzed. Subsequently, the regulations governing the requirements that the different types of medical gloves must meet and the tests that must be carried out to verify compliance with those requirements have been reviewed. Afterwards, aspects of disposable gloves that affect the environment and options to reduce impact such as bioremediation and rubber recycling were identified. Finally, the routes that future research should take in this field have been suggested.

Keywords: disposable gloves, natural rubber, synthetic rubber, biodegradation of rubber, antimicrobial agent, glove making.

Agradecimientos

A Juan, por su apoyo y compañía.

A Luis J. del Valle, por su valiosa ayuda.

A la Ing. Lucía Montenegro, por confiar en mí y hacer posible mi viaje.

A mis amigos July, Cris, Stalin, Martín que, desde distintas partes del mundo, han estado siempre presentes.

A Ale, por compartir esta experiencia conmigo.

A la Secretaría de Educación Superior, Ciencia, Tecnología e Innovación (SENESCYT) del Ecuador, por la beca otorgada para cursar esta maestría.

Índice

RESUMEN	I
RESUM	II
ABSTRACT	III
AGRADECIMIENTOS	IV
1. PREFACIO	1
1.1. Origen del trabajo	1
1.2. Motivación	1
1.3. Requerimientos previos.....	2
2. INTRODUCCIÓN	3
2.1. Objetivo del trabajo	3
2.2. Alcance del trabajo	3
3. ANTECEDENTES	5
3.1. Origen y difusión del uso de guantes médicos.....	5
3.2. Mercado mundial de guantes médicos	9
4. MATERIALES DE LOS GUANTES MÉDICOS DESECHABLES	12
4.1. Cauchos o elastómeros.....	12
4.1.1. Guantes de látex o caucho natural (NR)	13
4.1.2. Guantes de caucho de poliisopreno (IR)	16
4.1.3. Guantes de cloropreno o policloropreno (CR).....	17
4.1.4. Guantes de vinilo o policloruro de vinilo (PVC).....	19
4.1.5. Guantes caucho de butilo (IIR)	20
4.1.6. Guantes de caucho de nitrilo o acrilonitrilo butadieno (NBR).....	21
4.1.7. Guantes de caucho de acrilonitrilo butadieno carboxilado (XNBR)	22
4.1.8. Guantes de acrilonitrilo butadieno hidrogenado (HNBR).....	23
4.2. Aditivos del caucho y de proceso	24
4.2.1. Agentes de vulcanización	24
4.2.2. Activadores de vulcanización	27
4.2.3. Aceleradores de vulcanización	28
4.2.4. Tensoactivos	29
4.2.5. Rellenos	30
4.2.6. Bioaditivos con propiedades ecológicas	31

4.2.7.	Agentes antimicrobianos	37
5.	PROCESOS DE FABRICACIÓN	49
5.1.	Procesos generales de fabricación y tipos de máquinas	49
5.2.	Proceso genérico de fabricación	50
5.3.	Fabricación de guantes con polvo	53
5.4.	Procesamiento sin polvo	55
5.4.1.	Cloración	55
5.4.2.	Recubrimientos	57
5.4.3.	Coagulantes y revestimientos libres de polvo	59
5.5.	Esterilización	59
6.	CARACTERIZACIÓN Y NORMATIVA	60
6.1.	Estándares de calidad según la Normativa Europea.....	60
6.1.1.	Norma europea UNE-EN 455 Guantes médicos para un solo uso.....	60
6.1.2.	Norma europea UNE-EN ISO 10993 Evaluación biológica de productos sanitarios	60
6.1.3.	Norma europea ISO 16604 Ropa para protección contra el contacto con la sangre y los fluidos corporales. Determinación de la resistencia de los materiales de la ropa protectora a la penetración de agentes patógenos transmitidos por la sangre. Método de prueba con el bacteriófago Phi-X 174	62
6.1.4.	Norma europea UNE-EN ISO 374 Guantes de protección contra los productos químicos y los microorganismos.....	63
6.1.5.	Marcado CE y Pictogramas	63
6.2.	Normativa ASTM.....	65
6.2.1.	Norma ASTM D3577 Especificación estándar para guantes quirúrgicos de caucho	65
6.2.2.	Norma ASTM D3578 Especificación estándar para guantes de examen de caucho	65
6.2.3.	Norma ASTM D5250 Especificación estándar para guantes de policloruro de vinilo para aplicaciones médicas	65
6.2.4.	Norma ASTM D6319 Especificación estándar para guantes de examen de nitrilo para aplicaciones médicas	66
6.2.5.	Norma ASTM D6977 Especificación estándar para guantes de examen de policloropreno para aplicaciones médicas	66
6.2.6.	Norma ASTM D412 Métodos de prueba estándar para caucho vulcanizado y elastómeros termoplásticos	66

6.2.7.	Norma ASTM D624 Método de prueba estándar para la resistencia al desgarro de goma vulcanizada convencional y elastómeros termoplásticos	68
6.2.8.	Norma ASTM D5712 Método de prueba estándar para el análisis de proteínas acuosas extraíbles en látex, caucho natural y productos elastoméricos utilizando el método Lowry modificado	68
6.2.9.	ASTM D6124 Método de prueba estándar para polvo residual en guantes médicos.....	68
6.2.10.	Norma ASTM D5151 Método de prueba estándar para la detección de agujeros en guantes médicos.....	69
6.2.11.	Norma ASTM F1671 Método de prueba estándar para la resistencia de los materiales utilizados en la ropa protectora a la penetración por patógenos transmitidos por la sangre utilizando la penetración de bacteriófagos Phi-X174 como sistema de prueba	69
6.2.12.	Norma ASTM D6978 Práctica estándar para la evaluación de la resistencia de los guantes médicos a la permeabilidad de los medicamentos de quimioterapia...	69
7.	IMPACTO AMBIENTAL _____	71
7.1.	Aspectos de los guantes sanitarios que afectan al medio ambiente.....	71
7.1.1.	Lenta degradación del caucho	71
7.1.2.	Residuos y basura en el proceso de producción.....	72
7.1.3.	Uso de azufre en la fabricación de guantes médicos	73
7.2.	Medidas para reducir el impacto ambiental	73
7.2.1.	Aditivos ecológicos que promuevan la biodegradación	73
7.2.2.	Tratamiento biológico del caucho.....	74
7.2.3.	Reciclaje de caucho	75
7.2.4.	Eficiencia energética.....	76
8.	PERSPECTIVAS DE DESARROLLO _____	78
8.1.	Materiales biodegradables	78
8.2.	Reciclaje del caucho	78
8.3.	Biorremediación.....	78
8.4.	Adición de agentes antimicrobianos	79
8.5.	Mejora de la sensibilidad táctil de los guantes de nitrilo.....	79
	CONCLUSIONES _____	80
	BIBLIOGRAFÍA _____	81

1. Prefacio

1.1. Origen del trabajo

Este trabajo tiene la finalidad de estudiar el estado actual de los materiales y proceso de manufactura de guantes desechables con aplicaciones médicas. Se busca conocer y comparar los distintos tipos de cauchos naturales y sintéticos empleados en su fabricación, y a la vez, identificar los aditivos que se añaden a las formulaciones, conocer la función de cada uno de ellos y determinar las mejoras que se han hecho desde la invención de los guantes médicos desechables. De igual manera, interesa establecer los retos que aún quedan para perfeccionar estos productos frente al incremento de su demanda. Adicionalmente, se desea evaluar la factibilidad económica y técnica de la incorporación de aditivos ecológicos, rellenos biobasados, agentes antimicrobianos, agentes antivirales, compuestos o materiales que mejoren las propiedades mecánicas de los guantes o faciliten el proceso de producción y la disposición final.

1.2. Motivación

Este trabajo está motivado por el incremento de la demanda mundial de material sanitario (entre el que se encuentran los guantes desechables) durante la pandemia del COVID-19. Ante este escenario, se requiere precisar las características necesarias y deseables en los guantes desechables usados por personal médico y la población civil.

Con el propósito de aumentar la cantidad de producción y mejorar las características de los guantes desechables disponibles en el mercado, se busca entender cuáles son las condiciones de elaboración actual, las tecnologías y características a mejorar. Se busca entender la tecnología disponible y extraer información de los artículos científicos publicados en los últimos años sobre materiales alternativos a los tradicionales, aditivos mejorados, rellenos y procesos de elaboración modificados que permitan elaborar productos más útiles y seguros, con características superiores (como biodegradabilidad, características antimicrobianas, propiedades mecánicas mejoradas, etc.) que se fabriquen considerando la optimización de costos de producción, el consumo energético y minimizando las desventajas e incomodidades en su uso habitual.

1.3. Requerimientos previos

- Estudiar el mercado actual de los guantes médicos desechables
- Conocer los métodos más difundidos de producción de guantes
- Establecer las ventajas e inconvenientes de cada material y método de elaboración
- Identificar las carencias que tienen los productos actuales
- Comprender el impacto ambiental del proceso de producción y de la disposición final de los guantes desechables

2. Introducción

2.1. Objetivo del trabajo

El objetivo de este trabajo es estudiar los aspectos relevantes de la fabricación de guantes desechables con aplicaciones médicas, identificar los materiales, los aditivos y las tecnologías disponibles y en desarrollo para la producción de guantes médicos desechables.

Evaluar la efectividad de la adición de nuevos rellenos, materiales, aditivos y bioaditivos a las fórmulas de elaboración para mejorar las propiedades mecánicas, las características antimicrobianas, antivirales y biodegradables de los guantes médicos desechables.

2.2. Alcance del trabajo

Este trabajo es un estudio teórico para conocer el estado de las investigaciones actuales en el campo de la fabricación de guantes desechables con aplicaciones médicas. Conocer las mejoras que se están realizando, los retos que aún quedan por superar y la dirección que deben seguir los futuros estudios.

3. Antecedentes

3.1. Origen y difusión del uso de guantes médicos

Para minimizar el riesgo de exposición a una infección cruzada entre el paciente y el personal sanitario, es necesario utilizar equipos de protección individual como los guantes médicos desechables. De acuerdo con las recomendaciones de la Organización Mundial de la Salud (OMS), siempre se deben usar guantes protectores en caso de contacto con sangre, mucosa, piel lesionada u otro material potencialmente infeccioso, así como contra agentes químicos y medicación peligrosa (1).

Los guantes médicos desechables son productos imprescindibles para mantener las condiciones de higiene, garantizar la seguridad de los pacientes y proteger contra las infecciones al usuario. Se emplean en muchos campos, como el dental, el médico, la cosmética, la cocina, la industria alimentaria, la industria farmacéutica, etc. (2).

Los microorganismos, agentes infecciosos y patógenos, como bacterias, virus, hongos, protozoos y priones, viven en el cuerpo humano y en el ambiente circundante (3). La mayoría de estos organismos no representa una amenaza para la población en general, pero los trabajadores sanitarios y sus pacientes están más expuestos a una cantidad importante de microorganismos patógenos que pueden ingresar al cuerpo y causar enfermedades. Las manos son una de las principales fuentes de propagación de infecciones. Aunque el lavado de manos es efectivo para eliminar la mayoría de microorganismos, hay circunstancias en que esta práctica no es suficiente y la exposición amerita el uso de una capa adicional de protección. Los guantes médicos son obligatorios al realizar procedimientos invasivos y al hacer contacto con sitios estériles (4).

En el sector médico, aún en épocas previas al conocimiento y comprensión de la existencia de los microorganismos, se descubrió que se podían transmitir enfermedades por el contacto cutáneo con pacientes enfermos o superficies contaminadas. Por tal motivo, se decidió usar una capa de protección en las manos, especialmente durante la cirugía y otros procedimientos invasivos (5). Muchos profesionales de la salud, incluso antes de que la naturaleza bacteriana de la infección se hubiera establecido a mediados del siglo XIX, estaban conscientes de que las lesiones abiertas accidentales durante su trabajo, podrían provocar una herida infectada, una enfermedad y posiblemente la muerte (6).

No se conoce con precisión el año en que se empezaron a utilizar guantes protectores en el sector sanitario. Hay indicios de que, en el año 1758, un obstetra llamado Walbaum ya protegía sus manos cubriéndolas con intestino de oveja. Otros médicos usaban guantes de algodón, seda o cuero (6).

Después de que Charles Goodyear desarrolló el proceso de vulcanización para estabilizar el caucho en 1844, este se convirtió en el material de elección para guantes médicos protectores bastante toscos. Se desconoce de quien surgió la idea original de usar guantes de látex esterilizados en el quirófano, pero indudablemente, uno de los primeros defensores de su uso fue William Halsted, del Hospital Johns Hopkins en Baltimore (USA). Aunque este médico, nunca publicó específicamente sobre este tema, influyó en los muchos visitantes de su departamento, provenientes de los Estados Unidos y Europa, para que adoptaran esta práctica. En la **Figura 1** se observa al equipo de trabajo de William Halsted (sentado) y a su colaborador John Finney utilizando un guante de caucho rudimentario en su mano derecha (6).



Figura 1. Equipo de trabajo de William Halsted (Ellis, 2010) (6)

Halsted, en una visita a la sala de autopsias, observó al patólogo William Welch, realizando un examen post mortem con un gran par de guantes de caucho bastante torpes de fabricación alemana. Halsted interesó a la Goodrich Rubber Company para hacer juegos de guantes de látex más delgados y menos rudimentarios, aunque todavía bastante rígidos y difíciles de manejar. Adicionalmente, los guantes fueron esterilizados pasándolos por agua en ebullición. El guante de caucho, reducido gradualmente tanto en grosor como en longitud, fue adoptado por el resto del equipo quirúrgico del Hospital Johns Hopkins de Baltimore (6).

A finales de la década de 1890, Halsted usaba guantes de látex en actividades relativamente sencillas que no requerían un toque delicado o destreza. Durante algún tiempo, nada se publicó realmente sobre el tema. De hecho, la primera publicación sobre el uso de guantes de látex estériles en cirugía no apareció hasta 1897. Esta publicación fue un artículo de Werner von Manteuffel, profesor de cirugía en Tartu (Estonia) en una revista quirúrgica alemana. El título del artículo fue “Rubber gloves in surgical practice” (6).

A principios del siglo XX, la utilización de guantes de látex esterilizados se había extendido ampliamente en la práctica quirúrgica (6). Actualmente, el uso de guantes médicos es obligatorio para cualquier procedimiento quirúrgico en hospitales, para minimizar la transmisión de enfermedades (5).

Los guantes médicos desechables están hechos de diferentes elastómeros, incluidos látex (caucho natural) y cauchos sintéticos como el caucho de nitrilo, vinilo y neopreno. Los guantes pueden contener polvo de almidón de maíz, en su interior, con la finalidad de lubricarlos y facilitar su colocación en las manos. El guante sanitario debe cumplir una triple función (1):

- Ser apto para la técnica sanitaria que se va a emplear
- Proteger al profesional del contacto con el paciente
- Proteger de los riesgos a los que se puede exponer el trabajador sanitario al realizar su trabajo; es decir, la exposición frente a agentes químicos y biológicos

Hay dos tipos de guantes sanitarios. El primer tipo son los guantes de examen que se usan para procedimientos menores, son ambidiestros y pueden ser estériles o no estériles. El peso es el factor que determina su calidad. El segundo tipo son los guantes quirúrgicos que se usan para cirugías, son guantes estériles y anatómicos, en los que se diferencia la mano derecha de la izquierda explícitamente. El espesor es el que determina la calidad (1).

Desde su creación hasta el día de hoy, la relación entre los guantes médicos de caucho natural y la alergia al látex sigue siendo fuerte y plantea desafíos importantes para la seguridad del paciente. Durante muchos años, se ha utilizado un recubrimiento de polvo en la superficie interior del guante de látex para lubricarlo y facilitar el ajuste y colocación en las manos. En enero de 2017 se prohibió la fabricación y venta de guantes de látex con polvo en los Estados Unidos por parte de la Administración de Drogas y Alimentos de los Estados Unidos (FDA). Se prohibieron los guantes de caucho natural con polvo para prevenir las alergias causadas por las proteínas del látex en el polvo. Los primeros estudios de casos, que identificaron a los guantes de látex como la fuente de exposición a alergias, crearon conciencia y proporcionaron dirección para los esfuerzos de reducción de riesgos. En los años que siguieron, un cambio hacia la utilización de guantes de látex sin polvo, bajos en proteínas y hacía guantes sintéticos coincidió con una disminución en la incidencia de alergia al látex, lo que justificó la prohibición de la FDA de guantes con polvo (7).

A medida que la demanda mundial de guantes médicos ha aumentado, se han hecho varios esfuerzos para mejorar sus características. Entre las posibles mejoras y modificaciones, se plantea la posibilidad del uso de aditivos para mejorar el proceso de fabricación de los guantes y sus propiedades finales. De igual manera, se han hecho investigaciones sobre nuevos rellenos biodegradables y agentes antimicrobianos. Los guantes actuales funcionan como barreras para el paso de los microorganismos, pero no los eliminan. Por lo tanto, la perforación del guante facilita la transferencia de patógenos a través de los agujeros (incluso microscópicos), lo que aumenta el riesgo de contaminación del sitio de cirugía. Para contener esta situación, los guantes deberían estar diseñado para ser completamente impermeables a los contaminantes o microorganismos durante su uso. Adicionalmente, la incorporación de agentes antibacterianos en los guantes sanitarios proporciona seguridad extra para reducir la transferencia bacteriana entre trabajadores sanitarios y pacientes (8).

Otro aspecto importante a mejorar en el diseño de los guantes médicos es la comodidad durante su uso por los sanitarios. El rendimiento de seguridad de estos guantes es relativamente indiscutible. Sin embargo, sus efectos sobre el desempeño de la mano no deben pasarse por alto. Muchos médicos afirman que los guantes reducen su sensibilidad y destreza manual (9). Los guantes médicos desechables han sido estudiados por una posible reducción en las capacidades de rendimiento táctil de los usuarios, centrándose en la sensibilidad, la destreza, la fricción, el agarre y la percepción del rendimiento, comparando el guante con la mano libre en la realización de tareas con distintos niveles de precisión. Por ello, parte de las investigaciones actuales se centran en desarrollar materiales más cómodos sin dejar de lado su eficiencia como barrera protectora (10).

3.2. Mercado mundial de guantes médicos

Desde su creación, se han desarrollado numerosas variantes de guantes desechables, que incluyen el caucho natural y cauchos sintéticos. Cada tipo de guante sintético tiene diferentes beneficios en comparación con los guantes convencionales de látex, y representan oportunidades de aplicación en múltiples sectores, como la medicina, la industria alimenticia, salas blancas, entre otras (11).

El aumento de la incidencia de enfermedades pandémicas como la gripe porcina (pandemia de H1N1), y la posterior necesidad de control de infecciones, ha impulsado el crecimiento del mercado mundial de los guantes desechables. La alta durabilidad de los guantes desechables, junto con la necesidad de protección contra productos químicos, hace que estos artículos sean un segmento importante de generación de ingresos en las industrias químicas (12). La industria de guantes médicos desechables ha aumentado su participación en el mercado en los últimos años, cada vez más empresas entran en este sector y la demanda actual de estos productos es relativamente alta, aunque el precio de los guantes médicos desechables es más bajo que en años anteriores (11).

La utilización de guantes desechables ha aumentado con los años debido al incremento de las preocupaciones de seguridad e higiene. Desde el punto de vista del material, el mercado está segmentado en caucho natural, nitrilo, vinilo, neopreno, butileno y otros cauchos sintéticos. El caucho natural es el segmento de mayor generación de ingresos debido a la facilidad de su uso y su abundante disponibilidad. La aplicación en el sector médico fue la que más contribuyó en el mercado debido a la amplia gama de aplicaciones en áreas tales como examinación y cirugías (12).

En la **Figura 2** se muestra un gráfico comparativo del mercado mundial del caucho natural y sintético desde el año 2002 hasta el año 2017. En general, el consumo de caucho tiene una marcada tendencia creciente, y por una ligera diferencia, el caucho sintético se produce más que el caucho natural. En 2017, la producción mundial de caucho ascendió hasta 28,414,000 toneladas. El caucho sintético tuvo una producción de 15,189,000 toneladas (53.46%) y el caucho natural de 13,225,000 toneladas (46.54%). Estos valores muestran que el caucho natural no ha sido completamente reemplazado y todavía se necesita en el mercado para mantener la producción (13).

Según la tendencia marcada, la producción de caucho natural continuará aumentando, pero posiblemente, su demanda no incrementará en el sector de guantes desechables o productos ligeramente reticulados. En los vehículos automotores, los neumáticos y otros elastómeros de alto rendimiento todavía se necesita mucho el caucho natural como componente principal en la formulación de sus productos. A menos que las investigaciones consigan un nuevo avance para crear productos equivalentes al caucho natural, el suministro de caucho natural depende en gran medida de las plantaciones y extracción de látex natural, que a su vez son dependientes de la meteorología y el uso de pesticidas (13).

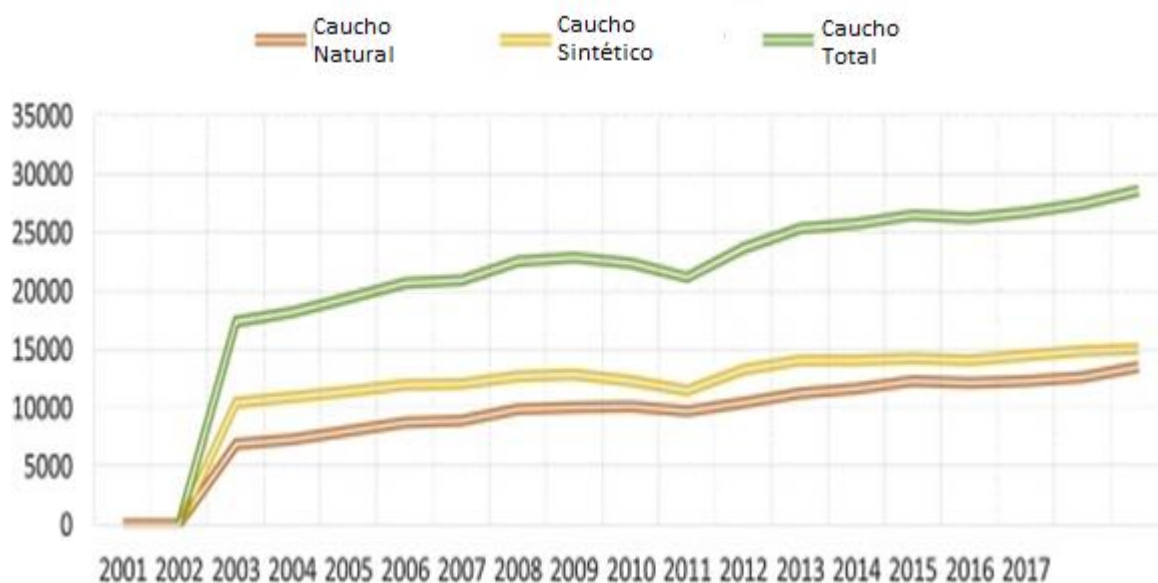


Figura 2. Producción mundial de caucho en ('000 toneladas) por año (Yew et al., 2019) (13)

En la **Figura 3** se presenta un resumen del mercado global de guantes médicos elaborado por Global Market Insights. Según los datos proporcionados, el mercado global de guantes médicos tenía un valor superior a los 7000 millones de dólares en el 2019 y se espera que alcance los 13500 millones de dólares para 2026, con una tasa de crecimiento anual compuesto (CAGR) del 10%. De igual manera, se pueden observar las CAGR pronosticadas entre 2020 a 2026 de distintos segmentos del mercado, donde el menor crecimiento es para los guantes reusables con un valor de 7.8 %, mientras que los guantes de nitrilo son los productos que más crecimiento esperado tienen, con un valor de 17.5 %; lo que permite deducir que los guantes médicos desechables son el segmento con mayor crecimiento en este mercado (14).



Figura 3. Tasa de crecimiento anual compuesto (CARG) del mercado de guantes médicos (Ugalmugle, 2020) (14)

Estados Unidos de Norteamérica dominó el mercado de guantes desechables en términos de ingresos en 2016, y se espera que mantenga su dominio al menos hasta el año 2023. Esto se atribuye a la infraestructura de atención médica bien establecida, al aumento en la adopción de guantes desechables en los entornos de atención médica para prevenir la atención médica y las infecciones asociadas a la industria alimentaria (12).

La industria de los guantes de látex (caucho natural) es un submercado de los productos de caucho y no es el mercado más grande en esta industria, pero sí tiene una importante tasa de crecimiento anual de 8 % a 10 %, en promedio. La previsión en el mercado de guantes de nitrilo los sitúa como el segundo tipo de guantes más demandados después de los guantes caucho natural. En los años de 2017 a 2023, la tasa de crecimiento anual se anticipó en 7.12% y alcanzará los 500 millones de dólares para el año 2023 (13).

El guante de nitrilo tiene el costo de material más bajo, en comparación con otros cauchos sintéticos como poliisoprenos o neoprenos, con un rendimiento mecánico y químico positivos para el mercado de guantes desechables. Aunque no mejora las propiedades mecánicas de los guantes de caucho natural, el caucho sintético aún domina el suministro de guantes de caucho en la producción mundial de guantes de médicos (5).

4. Materiales de los guantes médicos desechables

La calidad de los materiales utilizados para producir los guantes médicos desechables es de suma importancia, ya que determinan las propiedades del producto final. Al ser la barrera entre los pacientes y el personal médico, los guantes deben conservar su integridad y hermeticidad. La alta durabilidad y la resistencia a la perforación son propiedades cruciales de los guantes sanitarios para disminuir la propagación de infecciones en el hospital (5).

Existe una gran variedad de guantes médicos desechables según los requisitos necesarios para cada aplicación. Entre los materiales que se usan para elaborar los guantes sanitarios están, como actor principal, el caucho que puede ser natural o sintético y como complementos, una serie de aditivos, rellenos y compuestos químicos que actúan como reticulantes, activadores, catalizadores, coagulantes, rellenos, colorantes, etc.

4.1. Cauchos o elastómeros

Entre los guantes médicos desechables usados para el examen y cirugía existen dos opciones:

- Guantes de látex o caucho natural (NR, “natural rubber”) o caucho sintético con polvo
- Guantes de látex o caucho natural (NR, “natural rubber”) o caucho sintético sin polvo

El polvo en los guantes permite un buen ajuste de la mano y una buena percepción táctil. Por otro lado, el polvo es peligroso para los pacientes y sanitarios alérgicos al látex, ya que las proteínas del látex, causantes de las alergias a este material, se adhieren al polvo y se difunden fácilmente por el ambiente, aumentando la incidencia de alergias.

El polvo está prohibido en algunos países como Estados Unidos, Alemania y Reino Unido. Los guantes de látex sin polvo son una alternativa adecuada para los trabajadores de la salud que no tienen alergia al látex, aunque se produce fricción durante su uso al no tener polvo (15).

Entre los tipos más comunes de guantes de caucho sintético se pueden enlistar los siguientes (5):

- Guantes de caucho de poliisopreno (IR)
- Guantes de caucho de cloropreno (CR)
- Guantes de caucho de policloruro de vinilo (PVC)
- Guantes de caucho de butilo (IIR)
- Guantes de caucho de acrilonitrilo butadieno (NBR)
- Guantes de caucho de acrilonitrilo butadieno carboxilado (XNBR)
- Guantes de caucho de acrilonitrilo butadieno hidrogenado (HNBR)

En la **Figura 4** se muestra una comparación de las apariencias del guante de látex o caucho natural (NR), el guante de nitrilo o acrilonitrilo butadieno (NBR) y el guante de vinilo o policloruro de vinilo (PVC). Los guantes de látex son translúcidos, los de nitrilo por lo general se colorean en tonalidades azules, púrpuras o negras y los de vinilo suelen ser transparente. Los guantes de látex y nitrilo pueden encontrarse estériles o sin esterilizar, mientras que los de vinilo comúnmente se usan en ambientes no estériles (15).



Figura 4. Comparación de los guantes de látex, nitrilo y vinilo (AMMEX, 2020) (16)

4.1.1. Guantes de látex o caucho natural (NR)

El caucho natural (NR) o cis-1,4-poliisopreno, cuya estructura química se muestra en la **Figura 5**. Es una materia prima estratégica utilizada en más de 40 mil productos que incluyen 400 dispositivos médicos (17). La presencia del caucho ha modernizado el mundo a través de su amplia funcionalidad. El caucho es un material que tiene propiedades elásticas y es capaz de recuperar su forma original después de deformarse (18).

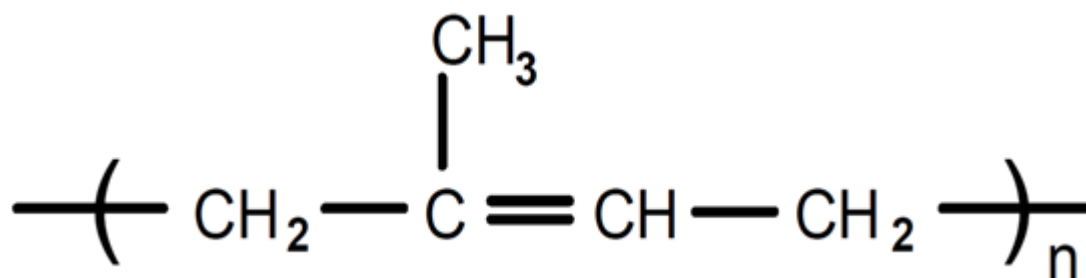


Figura 5. cis-1,4-poliisopreno, unidad repetitiva del caucho natural (Simpson, 2002) (19)

El caucho natural se puede aislar del látex proveniente de más de 200 especies diferentes de plantas naturales como *Hevea sp.*, *Castilla sp.*, *Manihot sp.*, *Guayule sp.*, *Taraxacum kok-saghyz sp.*, etc. (17) incluyendo ejemplos sorprendentes como los dientes de león. Solo una fuente de árbol, *Hevea brasiliensis*, es comercialmente significativa (19). La producción de látex lechoso generada por un árbol *Hevea brasiliensis* fluctúa entre 19.8 g y 90.5 g (13).

El látex de caucho natural de *Hevea brasiliensis* es un sistema coloidal de partículas de cis-1,4 poliisopreno dispersas en un suero acuoso. El líquido blanco lechoso consiste en aproximadamente 34 % de caucho cis-1,4-poliisopreno, 2-3 % de proteínas, 0.1-0.5 % de glucósidos de esterol, 1.5-3.5 % de resinas, 0.5-1.0 % de cenizas, 1.0-2.0 % de azúcares y 55-65 % de agua (20) (19).

La extracción de látex del árbol *Hevea brasiliensis* se observa en la **Figura 6**. Se hacen una serie de cortes estratégicos en la corteza del árbol para trazar un camino al látex que irá fluyendo poco a poco de la planta hacia un contenedor ubicado estratégicamente (21).

El árbol *Hevea brasiliensis* es un tipo estable de planta que se ve afectada por varias enfermedades y problemas de calentamiento global. Estos factores hacen que la producción de látex reduzca. Por lo tanto, se han hecho investigaciones con las especies de plantas de látex Guayule (*Parthenium argentatum*) y diente de león ruso (*Taraxacum kok-saghyz*). Se ha demostrado que estas especies pueden ser una alternativa en las plantaciones de caucho destinadas a la producción de látex comercial. Además, el procesamiento del látex proveniente de *Guayule* se puede hacer con la maquinaria existente para manejar el látex de *Hevea brasiliensis* y la proteína contenida en el látex de *Guayule* es menor que la existente en el látex de *Hevea* (17).

El caucho bruto (en el estado que se extrae de la planta) necesita un proceso de reticulado por vías físicas o químicas para hacer que las propiedades del caucho (rigidez, resistencia a la abrasión, módulo, resistencia a la tracción, alargamiento, etc.) mejoren y convertirlo en un material útil para distintas aplicaciones, entre las que está la producción de guantes médicos desechables (13).



Figura 6. Extracción de látex del árbol *Hevea brasiliensis* (Priyadarshan, 2017) (21)

El guante de látex o caucho natural (NR) muestra excelentes propiedades mecánicas como alta elasticidad, alta tactilidad y retención de tensión. Ninguno de los materiales sintéticos tiene las propiedades equivalentes y el costo del material en comparación con el caucho natural ofrecido en términos de rendimiento físico (5). Las temperaturas mínima y máxima de operación son $-51\text{ }^{\circ}\text{C}$ y $104\text{ }^{\circ}\text{C}$, respectivamente. La mayoría de los guantes médicos de examinación y quirúrgicos están hechos de este material y son una excelente barrera de protección contra microorganismos y fluidos infecciosos (13).

Los factores negativos del caucho natural son la presencia de impurezas (proteínas y grasas). Se ha descubierto que la proteína presente en el látex tiene propiedades antimicrobianas y desempeña un papel importante en las respuestas de defensa de la planta, pero al permanecer en los guantes de látex causa alergias a cierta parte de la población expuesta (22). La probabilidad de verse afectado por este contenido de proteínas es considerablemente baja. Se desconoce el nivel de exposición necesario al látex para provocar sensibilización o reacciones alérgicas (1).

La alergia al látex puede ocurrir después de la primera exposición y los síntomas tempranos pueden incluir urticaria, picazón, congestión o secreción nasal y para cierta población puede ser seguido por asma, dolor torácico y dificultad para respirar (provocados por inhalación de partículas de látex). En los aislados casos graves puede causar anafilaxia, que puede provocar la muerte por dificultad respiratoria y la caída de la presión arterial (13).

Una alergia al látex puede manifestarse como una hipersensibilidad inmediata de tipo 1 (mediada por anticuerpos de tipo inmunoglobulina E) o una alergia de hipersensibilidad de efecto retardado de tipo 4 (mediada por células T) (23). Sin embargo, la dermatitis de contacto de tipo 4, causada por la mediación de células T, es la forma más común de alergia, y se encuentra principalmente entre las personas ocupacionalmente expuestas, mediada principalmente por la sensibilización de la piel (24).

Gran parte de la proteína se puede eliminar mediante diversos procesos de lixiviación. Por lo tanto, la cantidad de EP (proteína extraíble) puede variar de un producto a otro, dependiendo de las condiciones de procesamiento utilizadas. Los guantes de látex tienen, por lo general, niveles de EP que varían entre 20 $\mu\text{g/g}$ y 1000 $\mu\text{g/g}$. Aunque se desconoce el nivel umbral para la sensibilización, los estudios que se han realizado estudiando esta problemática han proporcionado pautas para la fabricación de guantes bajos en proteínas con riesgo reducido (25).

La investigación de Dong y Masuda (2003) propuso la creación sintética de caucho a partir de tolueno para obtener cis-1,4-poliisopreno con un rendimiento de aproximadamente 91.7 % con un catalizador de aluminio y neodimio (relación 300: 1) a 30 °C (26). Este porcentaje es inferior al 96-97 % de cis 1-4 poliisopreno que suele tener el caucho natural extraído del látex. Por lo tanto, las propiedades mecánicas del caucho de síntesis todavía se están quedando atrás del rendimiento del caucho natural ya que la resistencia a la tracción, la elasticidad y la resistencia al desgarro del caucho natural muestran un mejor rendimiento (25).

4.1.2. Guantes de caucho de poliisopreno (IR)

El poliisopreno (IR) es un caucho sintético que tiene la fórmula química presentada en la Figura 5, la misma que la del caucho natural, el cis-1,4-poliisopreno y, por lo tanto, se aproxima mucho al comportamiento de su rival natural. El poliisopreno fue comercializado por primera vez en 1960 por la compañía Shell (27). Es más uniforme y de color más claro que el caucho natural. Debido a una distribución de peso molecular más estrecha, exhibe una menor tendencia a cristalizar por deformación, por lo tanto, exhibe una mejor resistencia a la tracción y al desgarro que el caucho natural. En general, el poliisopreno sintético se comporta como el caucho natural durante el procesamiento, y se puede curar con el mismo tipo de sistemas que el caucho natural (19).

La mayoría de los guantes quirúrgicos sintéticos se componen de poliisopreno, y presentan una gran destreza, sensibilidad, sin contenido de proteínas y una calidad de confort para el usuario muy alta (28). El nombre poliisopreno se puede confundir fácilmente con el caucho natural porque el monómero del caucho natural se conoce como isopreno, pero tienen distinto origen y pureza. Las principales diferencias entre el poliisopreno sintético y el poliisopreno natural son el olor y el contenido de proteínas. El poliisopreno sintético que contiene 90-92% de cis-1,4-poliisopreno. El poliisopreno presenta excelentes propiedades mecánicas como elasticidad, alargamiento, retención de tensión y flexibilidad a baja temperatura (5).

El poliisopreno se obtiene de la polimerización del monómero de isopreno (2-metil-1,3-butadieno) a partir de varias rutas posibles de polimerización. Las formas isoméricas que pueden obtenerse son las configuraciones trans 1,4; configuraciones cis 1,4; configuraciones 1,2 y configuraciones 3,4. La principal diferencia entre este caucho sintético y el natural es que el caucho sintético contiene una mezcla de diferentes isómeros, mientras el caucho natural está conformado casi en su totalidad por la configuración cis 1,4 (29).

En comparación con otros cauchos sintéticos, el costo del poliisopreno es mucho mayor para la producción en masa por las características de su proceso de producción. El poliisopreno sintético está libre de proteínas, mientras que el poliisopreno del caucho natural las tiene y pueden producir reacciones alérgicas. A pesar del contenido de proteínas, el caucho natural sigue siendo la opción popular para los guantes quirúrgicos debido a su bajo costo y alta retención de tensión que confiere mayor sensibilidad al tacto (5).

4.1.3. Guantes de cloropreno o policloropreno (CR)

El caucho de policloropreno (CR) es uno de los cauchos sintéticos más comúnmente utilizados para la fabricación de guantes altamente resistentes a la temperatura y sustancias químicas agresivas (5). La estructura de su unidad repetitiva se presenta en la **Figura 7**. El policloropreno es un producto registrado y patentado por la compañía DuPont y es llamado Neopreno® (13).

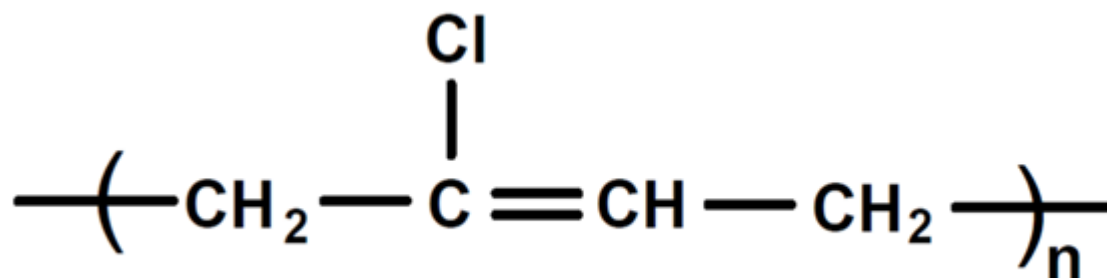


Figura 7. Unidad repetitiva del caucho de policloropreno (Simpson, 2002) (19)

El cloropreno, 2-clorobuta-1,3-dieno (C_4H_5Cl), es un líquido volátil e inflamable que se usa para hacer la polimerización del caucho sintético de policloropreno que es el primer caucho comercial sintético que se produjo en 1939. El policloropreno se produce por polimerización en emulsión, durante la cual son posibles las formas de adición que se muestran en la **Figura 8** (19):

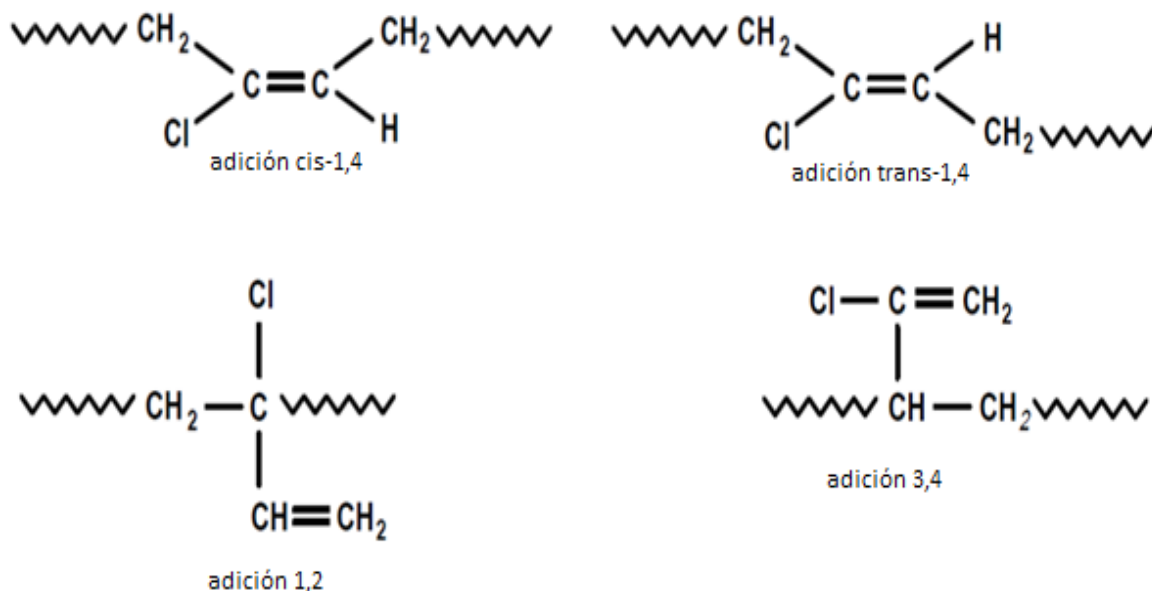


Figura 8. Formas de adición del policloropreno (Simpson, 2002) (19)

Dado que no es posible producir comercialmente un polímero basado en la forma cis 1,4, los polímeros comerciales se basan en la forma trans 1,4 que tiene un punto de fusión cristalino de 75 °C y una temperatura de transición vítrea de -45 °C (19).

Hay dos formas convencionales de producir cloropreno, el primer método viene del proceso de obtención de policloropreno a partir de butadieno. Este proceso integra el butadieno y el cloro en el sistema de síntesis de diclorobutadieno y produce una mezcla de 1,4-diclorobuteno-2 (1,4 DCB) y 3,4-diclorobuteno (3,4 DCB). Después de la separación de ambos isómeros, pasan de (1,4 DCB) a (3,4 DCB) antes de reunirse para enviarse al sistema de síntesis de cloropreno. Posteriormente, la reacción de deshidrohalogenación tiene lugar para una mol de 3,4-DCB reaccionado con una mol de hidróxido de sodio, por lo tanto, la reacción elimina un cloro y un hidrógeno de la cadena final del 3,4-DCB para crear otro doble enlace. Se produce el 2-cloro-1,3-butadieno o cloropreno (30) (13).

El segundo método, para la síntesis de policloropreno, tiene lugar a través de reacciones de dos pasos. El primer paso es dimerizado de moléculas de acetileno y elaboración de monovinil acetileno. El paso consecuente es la hidroclicación que convierte el monovinil acetileno en cloropreno. La destilación es necesaria para refinar el cloropreno la mezcla reactiva y consume una gran cantidad de energía para

eliminar sustancias no deseadas en el proceso de síntesis. Hay menos pasos de procesamiento en comparación con el proceso de butadieno cloropreno, pero las materias primas son más costosas que el butadieno y el cloro añadido (13).

El policloropreno es un elastómero adecuado para resistir la intemperie, los rayos solares y el ozono. La temperaturas mínima y máxima de operación son - 25 °C y 93 °C, respectivamente (31). Las propiedades del policloropreno son sobresalientes en la industria de los guantes debido a la resistividad ambiental, la estabilidad térmica y la excelente resistencia al aceite. Las propiedades mecánicas y la resistencia a la inflamabilidad también están más allá de cualquier otro guante convencional a base de nitrilo (13).

Existen varios factores que limitan la venta y fabricación del policloropreno, uno de ellos puede ser proteger la técnica exclusiva y los datos del producto patentado. Además, los productos de policloropreno son caros en comparación con el caucho natural y otros productos sintéticos. El proceso general para la fabricación de policloropreno consume mucha energía, especialmente en el refinado donde se emplea destilación para eliminar sustancias no deseadas (13).

Actualmente, hay 7 fabricantes en el mundo de cloropreno y 6 de ellos son a través del proceso de butadieno. Sin embargo, el requisito de licencias de las autoridades y el precio del petróleo pueden convertirse en el factor limitante para nuevas inversiones en la fabricación de productos de caucho a base de cloropreno. El policloropreno como material quirúrgico para guantes de goma difícilmente dominará el mercado desde la perspectiva de la economía (13).

4.1.4. Guantes de vinilo o policloruro de vinilo (PVC)

El guante de vinilo está hecho de policloruro de vinilo, cuya estructura química se muestra en la **Figura 9**. El guante de vinilo tiene peores propiedades físicas y mecánicas en comparación con los guantes de látex natural, son más rígidos, como un bajo módulo, resistencia al desgarro, resistencia a la tracción, tacto y comodidad, pero es más barato y está libre de polvo y proteínas residuales del caucho natural (32).

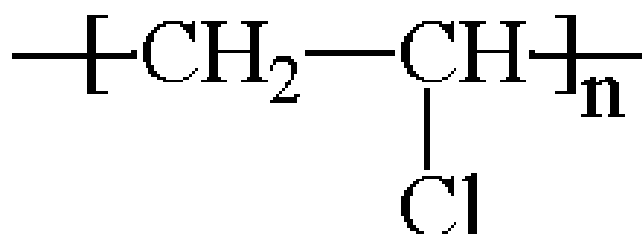


Figura 9. Unidad repetitiva del policloruro de vinilo (Simpson, 2002) (19)

Los guantes de vinilo son generalmente transparentes y se ajustan holgadamente, se pueden usar en entornos no estériles y para manipular material y fármacos no peligrosos. Sus propiedades de barrera son inferiores a la de otros guantes sintéticos (15). Un estudio sobre la permeabilidad de 13 guantes diferentes a 13 agentes de quimioterapia reveló que los guantes de vinilo son los más permeables, incluso después de una aplicación a corto plazo (33). Estos guantes se desgastan fácilmente con el uso (34).

4.1.5. Guantes caucho de butilo (IIR)

Los guantes de caucho de butilo (IIR) están compuestos de isobutileno e isopreno. La estructura química de la unidad repetitiva del caucho de butilo se muestra en la **Figura 10** (19):

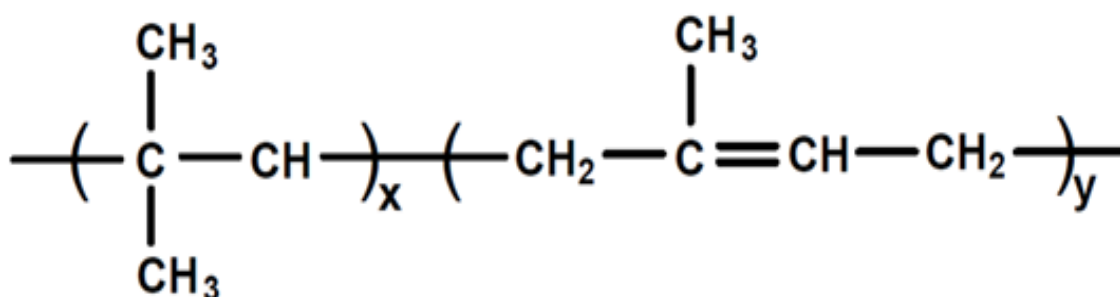


Figura 10. Unidad repetitiva del caucho de butilo (Simpson, 2002) (19)

Las calidades comerciales de IIR (caucho de butilo) se preparan copolimerizando pequeñas cantidades de isopreno con poliisobutileno. El contenido de isopreno del copolímero se conoce normalmente como porcentaje de insaturación molar, e influye en la tasa de curado con azufre. El poliisobutileno, al estar saturado, confiere naturalmente al caucho un mayor nivel de resistencia a los ataques de oxígeno, ozono y luz ultravioleta en comparación con el caucho natural (19).

Los cauchos de butilo comerciales típicamente contienen entre 0.5 y 3.0 % de insaturación molar. El empaquetamiento estrecho de la cadena de isobutileno confiere al caucho un alto grado de impermeabilidad a los gases (19).

Los guantes de caucho de butilo tienen temperaturas mínima y máxima de operación de -51 °C y 121 °C, respectivamente. Estos guantes tienen muy buenas características impermeables, pero son de los más costosos que otros guantes de caucho sintético (13).

4.1.6. Guantes de caucho de nitrilo o acrilonitrilo butadieno (NBR)

El caucho de nitrilo también se conoce como caucho de acrilonitrilo butadieno (NBR), fue patentado en 1934 por los químicos Erich Konrad y Eduard Tschunkur de la IG Farbenindustrie (35). En la **Figura 11** se presenta la estructura química de la unidad repetitiva del caucho de acrilonitrilo butadieno (13).

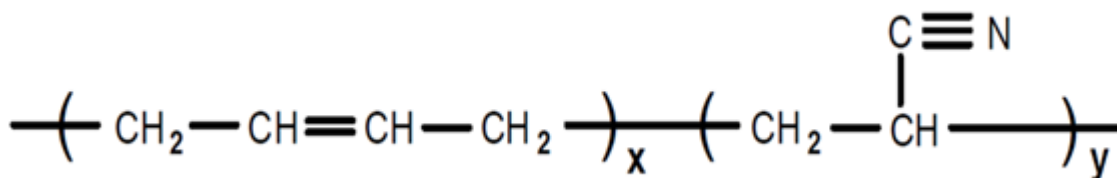


Figura 11. Unidad repetitiva del caucho de acrilonitrilo butadieno (Simpson, 2002) (19)

La introducción de acrilonitrilo en el esqueleto del caucho le imparte resistencia al aceite y solventes no polares (19). El caucho de acrilonitrilo butadieno contiene un rango de acrilonitrilo del 18 % al 50 %, lo que conduce a una mayor dureza, resistencia al desgarro, resistencia al calor y resistencia a la abrasión (36).

El aumento en el contenido de acrilonitrilo incrementa la polaridad de las moléculas del caucho de acrilonitrilo butadieno y la temperatura de transición vítrea. La naturaleza más rígida y menos elástica de los guantes de acrilonitrilo butadieno son sus principales desventajas. De igual manera, su baja relajación de estrés los hace menos cómodos para el usuario. El caucho de acrilonitrilo butadieno tiene mayor rigidez, menor elasticidad, pero mejor resistencia a la tracción en comparación con el caucho natural (37).

Los guantes de nitrilo son altamente resistentes a la rotura y tienen una vida útil más larga que los guantes de látex (12). Muchos guantes quirúrgicos y de examinación están hechos de este material. Por lo general, son de color azul o negro, y si hay una punción con aguja, es fácilmente visible (15). Las temperaturas mínima y máxima de operación son -34 °C y 121 °C, respectivamente (13).

Debido al riesgo de alergia al látex, el uso de guantes sin látex hechos de acrilonitrilo butadieno se ha promovido cada vez más durante la última década. Estudios anteriores han demostrado que los guantes de nitrilo butadieno son resistentes a los pinchazos y tienen un menor riesgo de perforaciones en comparación con los guantes de látex durante el cuidado del paciente (24).

El caucho de nitrilo es uno de los tipos más populares de caucho sintético debido a su alta elasticidad, resistencia química y menor costo en comparación con otros cauchos sintéticos (5). Con el aumento de los informes de reacciones alérgicas a los productos de látex natural, los guantes acrilonitrilo

butadieno son ahora el material de guantes alternativo altamente recomendado en la industria del cuidado de la salud (37).

4.1.7. Guantes de caucho de acrilonitrilo butadieno carboxilado (XNBR)

El caucho de acrilonitrilo butadieno carboxilado (XNBR) contiene uno o más tipos de ácido acrílico como añadido, la cadena resultante es similar al acrilonitrilo butadieno, excepto por la presencia de grupos carboxilo que se producen cada 100 a 200 átomos de carbono. La estructura química de la unidad repetitiva de este caucho se presenta en la **Figura 12** (19).

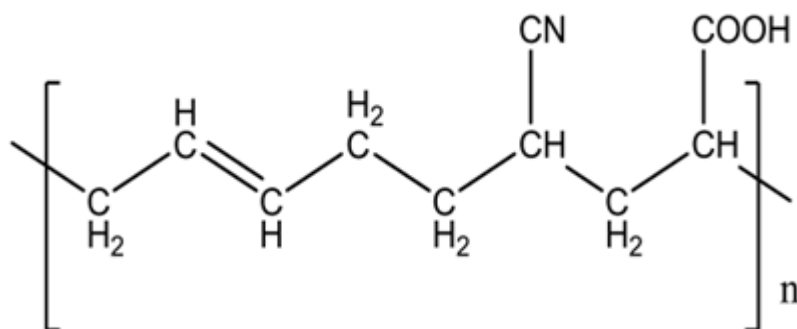


Figura 12. Unidad repetitiva del caucho de acrilonitrilo butadieno carboxilado (Simpson, 2002) (19)

La composición del caucho de acrilonitrilo butadieno carboxilado (XNBR) incluye 2-15 % de ácidos carboxílicos, 17-45 % de acrilonitrilo y 40-81 % de butadieno, con 35-45 % de contenido sólido total (TSC) (38). Contiene varios tipos de grupos funcionales activos, incluidos los grupos nitrilo (-CN), carboxilo (-COOH) y alqueno. Todos estos grupos pueden participar en la reticulación, formando principalmente enlaces iónicos y covalentes; lo que aumenta en gran medida las propiedades físicas en comparación con el caucho de acrilonitrilo butadieno (39).

Los ácidos carboxílicos son disolventes polares y pueden actuar como un enlace funcional con el hidrógeno ubicado en la cola del compuesto, como los ácidos láuricos y los ácidos mirísticos, donde el enlace de hidrógeno se puede sustituir por cadenas de polímeros a través de la reacción de hidrólisis. El contenido de acrilonitrilo (CN) puede variar de nivel bajo, medio a alto en la composición del caucho. Componentes como el ácido carboxílico y el acrilonitrilo contribuyen en gran medida a la resistividad del solvente y la resistencia a la tracción, respectivamente. El aumento de acetonitrilo en el látex de nitrilo podría aumentar la rigidez física y mejorar la resistencia a las sustancias químicas. Además, el alto contenido de acrilonitrilo contribuye a reducir las propiedades hidrofílicas y a un comportamiento más polar de los guantes (5).

Los guantes de acrilonitrilo butadieno carboxilado tienen temperaturas mínima y máxima de operación son -34 °C y 121 °C, respectivamente. Se pueden emplear estos guantes con fines quirúrgicos y de

examinación (13). Estos guantes muestran una resistencia a la abrasión enormemente mejorada, una mayor dureza, una mayor resistencia a la tracción y al desgarro, una mejor fragilidad a baja temperatura y una mejor retención de las propiedades físicas después del envejecimiento con aceite caliente y aire en comparación con el caucho de nitrilo común (19).

4.1.8. Guantes de acrilonitrilo butadieno hidrogenado (HNBR)

El caucho de acrilonitrilo butadieno hidrogenado (HNBR) es el resultado de la eliminación de los dobles enlaces en la cadena principal del copolímero por hidrogenación. Su estructura química se muestra en la **Figura 13**. Este material exhibe mejorada resistencia al ozono y a la oxidación. Las calidades disponibles comercialmente ofrecen diferentes grados de hidrogenación con dobles enlaces residuales que varían desde 0.8 % a 6 % (19).

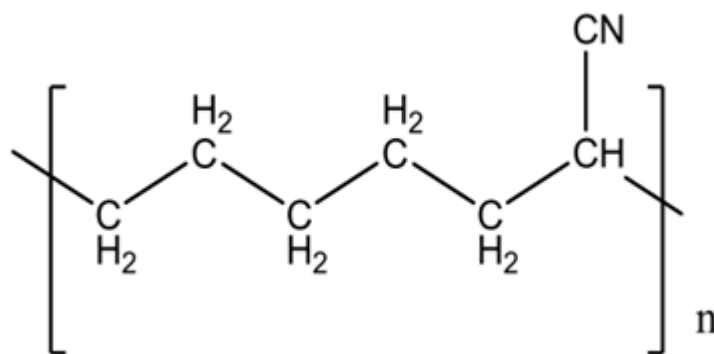


Figura 13. Unidad repetitiva del caucho de acrilonitrilo butadieno hidrogenado (Simpson, 2002) (19)

El caucho de acrilonitrilo butadieno hidrogenado se produce mediante una solución catalítica de hidrogenación de la insaturación de butadieno en el polímero. Debido a la columna vertebral en gran parte saturada del caucho, tiene una resistencia a la temperatura significativamente mejor (-30 °C y 149 °C) y resistencia al envejecimiento en comparación con el caucho de nitrilo. Las aplicaciones para HNBR aprovechan su excelente resistencia a los fluidos orgánicos (40).

En el caucho de acrilonitrilo butadieno insaturado, el doble enlace en el bloque de las cadenas (dieno) se une con un átomo de hidrógeno para encadenar el 1,3 butadieno a través del proceso de hidrogenación. El mejor proceso para tratar el doble enlace insaturado (dieno) del caucho es la hidrogenación ya que mejora sus propiedades mecánicas en comparación con otros procesos como la halogenación (13).

El costo de caucho de acrilonitrilo butadieno hidrogenado es mucho más alto que el del nitrilo (hasta diez veces superior). Para productos ligeramente reticulados rara vez se adquiere HNBR como materia

prima (41). Los productos ligeramente reticulados se producen en masa mayoritariamente con fines médicos o domésticos y los productos no se recomiendan para uso pesado (13).

4.2. Aditivos del caucho y de proceso

Existen sustancias adicionales al caucho que se añaden a las formulaciones de los guantes médicos desechables para lograr que adquieran las propiedades finales deseadas. Las propiedades básicas de los guantes dependen en gran medida de los cauchos utilizados en su fabricación. Sin embargo, estas propiedades pueden modificarse favorablemente a través de la elección apropiada de ingredientes en la formulación. Algunos se agregan para facilitar o acelerar la reticulación, otros mejoran la capacidad de procesamiento y otros para mejorar las propiedades del producto de caucho terminado. Entre estos compuestos se encuentran los rellenos: agentes de vulcanización, aceleradores de vulcanización, activadores de vulcanización, retardadores e inhibidores de la vulcanización, plastificantes, suavizantes, rellenos e ingredientes diversos (40).

4.2.1. Agentes de vulcanización

La vulcanización transforma el polímero lineal en una macromolécula tridimensional mediante la inserción de enlaces cruzados entre las cadenas de polímero (40). En 1838, Charles Goodyear descubrió que el azufre era un agente de reticulación para el proceso de vulcanización, cuando el caucho líquido tenía pocas aplicaciones debido al bajo rendimiento físico. La invención del proceso de vulcanización introdujo en la producción de artículos con diversos usos. El proceso de vulcanización se puede realizar con varios agentes reticulantes, de varias maneras, como los procesos convencionales de aire caliente en horno, microondas, rayos UV e infrarrojos para productos ligeramente reticulados (5).

4.2.1.1. Azufre

El azufre (S) es el agente vulcanizante más comúnmente utilizado en la industria del caucho, proporciona enlaces entrecruzados de azufre entre las moléculas de polímero de cadena larga que determinarán las propiedades del guante producido (37). El sistema tradicional de curado con azufre conlleva algunos problemas para el guante y al usarse con un acelerador para aumentar la duración del curado puede aumentar el riesgo de alergia tipo IV por el contacto con dermatitis humana (13).

El sistema de curado a base de azufre es perjudicial en términos de riesgos ambientales y para la salud. El azufre también haría que la película de látex sea amarillenta, causando problemas de olor, con pobres propiedades de envejecimiento y baja resistencia a la tracción (5).

La reticulación con azufre genera enlaces covalentes en el material, es la técnica convencional usada más ampliamente para crear productos de elastómeros. Esta técnica mejora la suavidad y durabilidad

de los guantes y tiene bajo costo comparativo con otras técnicas. Tiene efectos negativos para el medio ambiente y produce sustancias corrosivas por lo que constantemente se estudian alternativas más ecológicas (13).

4.2.1.2. Reticulantes de iones metálicos

El uso de iones metálicos como reticulantes podría competir con formulaciones donde se emplea el azufre como agente de vulcanización. Según estudios realizados, se ha comprobado que el problema alérgico tipo IV producido por el azufre se supera con la introducción de iones metálicos a las formulaciones de guantes de caucho sintético (5).

La reticulación con iones metálicos se usa principalmente en guantes de nitrilo y policloropreno. Con esta técnica se mejoran las propiedades físicas y mecánicas del guante de nitrilo, se mejora la resistencia química en comparación con la reticulación con azufre y se reduce el costo de sustancias porque no se requiere iniciador ni acelerador. El incremento de iones metálicos afecta la rigidez de los guantes de nitrilo aunque se necesitan estabilizantes para evitar la propagación desigual de iones metálicos en la superficie del guante (13).

La reticulación de iones metálicos es un método probado y viable en aplicaciones industriales, otorga propiedades mejoradas de los guantes de nitrilo, como resistencia a la tracción, estiramiento, fuerza de rotura y módulo de Young. Los posibles reticulantes de iones metálicos para el caucho de nitrilo incluyen (5):

- Iones cromo (III)
- Iones férricos (III)
- Iones aluminio (III)

La aplicación de cromo en la industria del caucho todavía es rara, pero con frecuencia aparece como agente de reticulación para sistemas de enfriamiento de agua en la industria de hidrocarburos. El costo del cromo es un 70% mayor que el de los iones aluminio (III) y férrico (III). Además, los residuos de iones de cromo plantean muchos problemas medioambientales y también provocan fluctuaciones en la calidad del lodo al desecharse (42).

El ion férrico (III) tiene un alto peso molecular en comparación con el cromo y el aluminio; por lo tanto, es mucho más adecuado como agente de reticulación. Se propuso el ion férrico (III) en la patente de EE. UU. EP3145990B1 como un agente de reticulación en la formulación de compuestos de guantes. Sin embargo, esta práctica puede considerarse no adecuada para los guantes quirúrgicos, ya que los iones férricos pueden causar un cambio de color debido a la oxidación y generalmente estos guantes quirúrgicos se esterilizan con rayos gamma (5).

Con respecto al ion metálico de aluminio, cloruro de aluminio AlCl_3 , hidróxido de aluminio $\text{Al}(\text{OH})_3$ y sulfato de aluminio $\text{Al}_2(\text{SO}_4)_3$ se han probado exitosamente en el laboratorio y han demostrado ser viables en el proceso a escala comercial. La formulación con iones metálicos trivalentes y un ion metálico divalente demostró mejorar las propiedades mecánicas y físicas del guante (13).

El mecanismo principal detrás de la funcionalidad del ion metálico tiene que ver con sus cargas. En la reticulación tradicional, el azufre establece un puente con el butadieno con enlace covalente, mientras que el grupo carboxílico se une con el óxido de zinc (iniciador) mediante un enlace iónico con el ion zinc (Zn^{+2}). Finalmente, el acelerador del sistema convencional cuenta con azufre para formar enlaces covalentes con butadieno. Todos estos enlaces de azufre, acelerador e iniciador pueden reemplazarse por un enlace iónico con un ion metálico trivalente, como iones cromo (III), ferroso (III) y aluminio (III) por lo tanto se tiene, un tiempo más corto de proceso y un menor consumo de energía (13).

Para el caucho de acrilonitrilo butadieno carboxilado, el reticulante de iones metálicos resuelve los problemas principales del sistema de curado de azufre que es el color amarillento del guante, mal olor, envejecimiento deficiente y baja resistencia a la tracción. La duración del curado con iones de metales es más corta que la que involucra azufre. El curado típico con iones metálicos óxido de zinc, ZnO y óxido de magnesio, MgO) implica sal y óxidos de metales multivalentes, para formar iones reticulados con restos carboxílicos. La forma de reticulado de iones metálicos puede asociarse en pares, tríos, cuartetos o agregados superiores (hasta diez unidades de ion-contracción) debido al gran diámetro que tienen, aproximadamente 0.5 nm - 1 nm (43).

Los iones divalentes óxido de zinc y óxido de magnesio también pueden emplearse en el proceso de curado del caucho de cloropreno. La densidad de entrecruzamiento, el módulo y la resistencia a la tracción de la película de caucho se han mejorado mediante la adición de ambos iones metálicos divalentes (13).

4.2.1.3. Resinas fenólicas

La reticulación con resinas fenólicas se usa principalmente para el caucho de butilo. Se forman enlaces covalentes, se juntan los fenoles policíclicos por grupos alquilo. Es un proceso rápido que mejora la resistencia a la tracción y la resistencia a la tensión. Es un sistema de curado complejo y si se emplea para caucho natural se deben emplear altas temperaturas de curado (13).

4.2.1.4. Métodos físicos de vulcanización

Los métodos físicos son otra de las opciones para ayudar a la reticulación de las formulaciones de caucho sintético. Entre estos métodos están los rayos ultravioleta, los rayos gamma y el proceso térmico (13).

La reticulación con rayos ultravioleta (UV) puede producirse a temperatura ambiente, cortos tiempos de proceso y sin productos químicos nocivos. Está demostrado que la formación de enlaces cruzados covalentes, asistida por UV se puede llevar a cabo tanto en líquido (prevulcanización UV del caucho) como en estado sólido (postvulcanización UV de películas sólidas). Se ha comprobado que tanto la densidad de la red como el módulo de Young aumentan con el aumento de la intensidad de la radiación, lo que se evidencia en la formación de una red más entrecruzada (44).

Cuando se usan rayos gamma, el aumento de la dosis de radiación aumenta proporcionalmente la resistencia a la tracción, se mejoran las propiedades físicas y mecánicas y se tiene control completo de la densidad de reticulado. Las desventajas de los rayos gamma son que se requiere gran cantidad de energía para la fabricación, la exposición directa al ser humano puede causar varias enfermedades cancerosas y no hay suficientes datos técnicos disponibles (13). Las investigaciones han demostrado que el caucho de acrilonitrilo butadieno carboxilado puede ser reticulado covalentemente por radiación de alta energía como los rayos gamma o el haz electrónico (44).

En la reticulación térmica no es necesario añadir agentes químicos de reticulación, hay mayor consumo de energía o mayor tiempo en comparación con el tipo de sistema de curado químico convencional (13).

4.2.2. Activadores de vulcanización

Se utilizan tanto en la vulcanización con azufre como en la vulcanización con peróxido. El efecto de los activadores es aumentar la eficiencia de la reticulación del sistema de vulcanización (40).

El óxido de zinc (ZnO) actúa como un activador de vulcanización donde mejora la reticulación entre las cadenas de polímero y forma la reticulación iónica entre las moléculas de polímero. La adición de ZnO mejora la eficiencia de vulcanización y actúa como un activador para la reticulación de azufre (37). Como activador de la vulcanización, el óxido de zinc requiere la presencia de ácidos grasos, convirtiendo así el zinc en una forma soluble en caucho. El ácido esteárico es el ácido graso más utilizado, pero puede reemplazarse por ácido láurico. Los ácidos grasos también proporcionan características mejoradas de procesamiento de la mezcla de la formulación del caucho (compounding) junto con una dispersión mejorada de cargas y productos químicos (40).

El óxido de magnesio (MgO) a menudo se emplea en la vulcanización de policloropreno. El óxido de plomo es un activador efectivo para la vulcanización de azufre, pero es costoso y tóxico, por lo tanto, rara vez se usa (40).

4.2.3. Aceleradores de vulcanización

La velocidad de vulcanización de un compuesto de caucho se puede controlar mediante un acelerador. Los nuevos desarrollos han dado como resultado productos que mejoran el rendimiento de los compuestos y que superan los problemas dermatológicos causados por los activadores tradicionales, y no generan nitrosaminas y otros productos volátiles o extraíbles (19).

Las reacciones de hipersensibilidad retardada se deben a la exposición a los aceleradores del caucho, incluidos los compuestos mercapto, tiuram (resina p-ter-butil-fenolformaldeídica), las tioureas y los carbamatos, que mejoran la elasticidad de los productos de caucho natural y evitan roturas (45).

Los aceleradores también se agregan al caucho de nitrilo para aumentar notoriamente la velocidad de vulcanización con un proceso que toma un tiempo mucho menor mientras reduce el uso de azufre en el sistema (37). La presencia del acelerador aumenta la densidad de reticulados para el azufre y butadieno por la presencia de enlaces covalentes en el compuesto del caucho (13).

El caucho de nitrilo carboxilado (XNBR) ha pasado por una investigación intensiva para la reducción de aceleradores (tiourea, tiuram, tiazol y carbamato) que pueden causar alergia química tipo IV para la piel. Sin embargo, se ha encontrado que la reducción del acelerador reducirá la unión covalente con butadieno y, por lo tanto, se necesitará mayor energía y mayor tiempo de curado para el proceso reticulado (13).

Laskowska et al. (2014) reportaron que los métodos de reticulación más adecuados para XNBR implican la aplicación de óxidos o sales de metales bivalentes como aceleradores ZnO, MgO, CaO). Los enlaces cruzados covalentes se forman principalmente durante la vulcanización convencional con azufre (46). Según Przybyszewska y Zaborski (2009), el grado de reticulación de XNBR depende significativamente de la superficie específica, el tamaño y la morfología de las partículas de ZnO (47).

Al vulcanizar caucho de acrilonitrilo butadieno carboxilado (XNBR) con un sistema mixto que consta de aceleradores de peróxido de zinc y azufre, Ibarra y Alzoriz (2000) produjeron materiales con propiedades mecánicas favorables debido a la formación de enlaces iónicos o agregados que imparten rigidez y dan como resultado valores más altos de tensión con deformación constante, abrasión resistencia y módulo de almacenamiento (48)(39).

En un estudio de materiales de acrilonitrilo butadieno carboxilado (XNBR) con óxidos de metales alcalinos (MgO, BaO, CaO) y un hidróxido ($\text{Ca}(\text{OH})_2$), se informó que la resistencia a la tracción del acrilonitrilo butadieno carboxilado (XNBR) está determinada por la resistencia de los enlaces iónicos, que a su vez dependen del tamaño de los iones de metales alcalinos. La estructura de la red espacial, además de su densidad, es un determinante importante de las propiedades mecánicas básicas y avanzadas de los compuestos de caucho y productos finales obtenidos (39).

4.2.4. Tensoactivos

Los tensoactivos tienen la capacidad de mezclarse naturalmente con sustancias químicas de cargas iguales o diferentes. La estructura molecular de un tensoactivo tiene dos secciones diferentes: una cola hidrofóbica y una cabeza hidrofílica. Se usan tensoactivos para reducir la tensión interfacial, facilitar la extracción y mejorar la suavidad del guante de nitrilo. Las propiedades de un tensoactivo dependen en gran medida de su estructura química y la carga de sus iones (5).

Los tensoactivos se pueden clasificar en cuatro tipos: aniónicos, catiónicos, anfóteros y no iónicos que se esquematizan en la **Figura 14**. En la formulación de caucho de nitrilo, estos agentes pueden tener varias funciones para mejorar las propiedades del guante. Una de estas mejoras es la reducción de la tensión superficial del compuesto de caucho de nitrilo gracias a que las cargas del tensoactivo interactúan con los monómeros de la formulación. Los tensoactivos no iónicos tienen alta resistencia a la acción de medios mineralizados, los microorganismos y el esfuerzo cortante. Por lo tanto, el tensoactivo no iónico funcionaría adecuadamente en medios mineralizados como el ion metálico y la sal que aparecen en la formulación del caucho de nitrilo. El tensoactivo aniónico funciona mejor para tratar la suciedad, la arcilla y algunas manchas aceitosas (5).

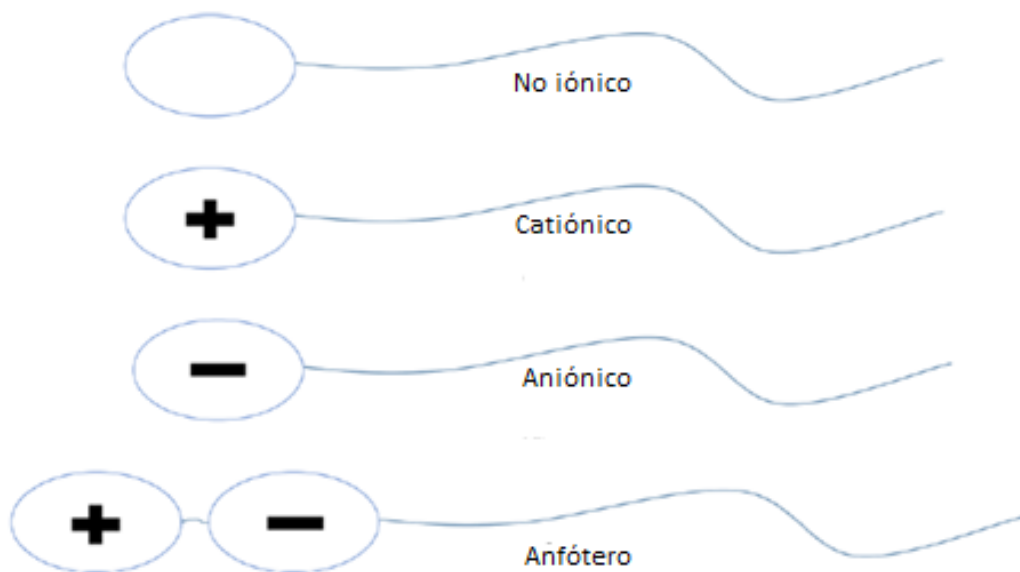


Figura 14. Tipos de tensoactivos (Yew et al., 2020) (5)

El tensoactivo aniónico primero se ionizará, y la carga negativa se liberará y unirá a partículas de carga positiva como arcilla e impurezas con carga positiva. Los ejemplos de tensoactivos aniónicos incluyen alquil éter sulfato, alquil acil isetionatos, sales de ácido sulfónico y alcohol sulfatos. El tensoactivo aniónico genera fácilmente niveles de espuma más altos que otros tipos de tensoactivos. En el caucho de nitrilo, que contiene sustancias con diferentes cargas, el tensoactivo aniónico puede actuar para

eliminar el residuo químico de carga positiva no deseado y puede añadirse durante el proceso de lixiviación (5).

El tensoactivo de catiónico tiene propiedades detergentes muy mínimas. Los ejemplos de tensoactivos catiónicos son cloruro de alquil C8-10 hidroxietil dimetil propilamina y cloruro de alquil C8-10 hidroxietil dimetilamonio. El tensoactivo catiónico se usa para aumentar el efecto de limpieza de los tensoactivos aniónicos. Los tensoactivos catiónicos pueden funcionar como agentes de unión con la cola carboxílica (-COOH) y reducir la tensión superficial del caucho de nitrilo (5).

Los tensoactivos no iónicos tienen una parte hidrofílica y una cola hidrofóbica sin grupos cargados y no interactúan con ningún ion. La estructura tensoactiva hidrofílica no iónica está dotada de varios átomos de oxígeno en parte de las cadenas que pueden establecer enlaces de hidrógeno con moléculas de agua. El enlace de hidrógeno se romperá fácilmente una vez que aumente la temperatura de la solución tensoactiva y para retener la unión en la formulación de caucho de nitrilo, la temperatura debe mantenerse a un nivel relativamente bajo y óptimo. Las cargas no iónicas pueden contribuir a la relajación de la tensión superficial; por lo tanto, la textura del guante de nitrilo puede ser más suave y con mayor tacto (5).

El uso de tensoactivos en el caucho de nitrilo es teóricamente viable para producir un guante de caucho de nitrilo con suavidad adecuada y elongación mejorada. Las propiedades del tensoactivo agregado a la fórmula del caucho pueden armonizar todo el sistema de reticulación y retrasar la reacción para una mejor coordinación del reticulante de iones metálicos en el proceso de unión iónica. La selección del tensoactivo adecuado, ya sea aniónico, catiónico, anfótero o no iónico, depende del agente de reticulación y la formulación del caucho. La simeticona es un tensoactivo que actúa como agente antiespumante para disolver las microburbujas durante la elaboración del compuesto de látex (5).

4.2.5. Rellenos

La cantidad de refuerzo que proporciona un relleno para un caucho depende de una serie de variables. Lo más importante es lograr una gran interfaz de relleno-caucho. Este tipo de contacto de interfaz solo puede ser proporcionado por partículas de relleno que son de dimensiones coloidales. Las partículas deben proporcionar un área específica entre $6 \text{ m}^2/\text{cm}^3$ y $300\text{-}400 \text{ m}^2/\text{cm}^3$. Los rellenos fuera de ese rango generalmente causan problemas de dispersabilidad y procesabilidad. El negro de humo es el relleno más utilizado para compuestos de caucho, pero la industria del caucho utiliza una amplia variedad de rellenos blancos, que van desde sílices altamente reforzantes hasta blanqueadores diluidos y calizas. Algunos de estos rellenos influyen en la tasa de generación de reticulación debido a su acidez o alcalinidad. La sílice y los silicatos contienen cantidades sustanciales de oxígeno combinado que reprime o retrasa la reacción de vulcanización (19).

En los últimos años, los nanorellenos (nanofillers) de carbono similares a los aluminosilicatos (montmorillonita, bentonita) han encontrado una aplicación cada vez mayor en los compuestos de polímeros desarrollados para diversos fines. El grafeno en escamas y óxido de grafeno (GO) son algunos de los nanorellenos de carbono más populares (39).

Se ha reportado que la adición de óxido de grafeno (GO) y óxido de grafeno carboxilado (GOCOOH) al caucho de acrilonitrilo butadieno carboxilado (XNBR) produjo como resultado una mejora significativa adicional en la resistencia a la tracción, así como a la abrasión y resistencia a la perforación. Los mejores resultados se obtuvieron para los compuestos XNBR rellenos con GOCOOH. Se observó que un mayor contenido de nanorelleno condujo a un mayor aumento en la resistencia mecánica. Esto también se reflejó en los estudios de hinchamiento con tolueno y n-hexano. Los valores de hinchamiento fueron los más bajos para los compuestos de XNBR con la mayor resistencia a la tracción. Los compuestos de XNBR que contenían GO estaban ligeramente menos densamente reticulados que los compuestos sin él, lo que sugiere que la presencia de GO impide la formación de enlaces cruzados en la matriz de caucho (39).

Los rellenos convencionales para el policloropreno son negro de humo, sílice pirógena, óxido de magnesio y óxido de zinc (31). Se han encontrado investigaciones sobre el uso de materiales celulósicos como rellenos para el cloropreno que logran buenas propiedades mecánicas (13).

4.2.6. Bioaditivos con propiedades ecológicas

La extracción de compuestos biológicos y su adición en matrices poliméricas podría marcar una nueva tendencia en la producción de los guantes desechables. Estos bioaditivos se enfocan en proporcionar propiedades ecológicas a los guantes desechables. Los bioaditivos ayudan a aumentar la tasa de degradación de los guantes una vez que han cumplido su vida útil. Estas sustancias de origen biológico podrían derivarse del desperdicio de alimentos, plantas naturales y plantas acuáticas como micro y macro algas (5).

4.2.6.1. Reticulantes de base biológica

El uso de bioaditivos puede ser viable para su aplicación en la industria de polímeros de caucho para la formación controlada de enlaces y la reducción de la adhesividad del material. El reticulante de base biológica se está utilizando actualmente en varias compañías como Bayer, Royal Cosun y BASF para algunos tipos diferentes de productos poliméricos. El caucho de nitrilo puede ser una plataforma para el uso de este tipo de reticulante de base biológica en la producción de artículos biodegradables como guantes desechables usados capaces de descomponerse en condiciones atmosféricas (5).

El reticulante de base biológica podría promover en el producto el respeto del medio ambiente, y el ciclo de vida del producto generaría una menor huella de carbono. El reticulante de base biológica

ayudará en el compostaje de productos poliméricos, donde los compuestos moleculares y estructurales se desintegrarán y los componentes fraccionados se transportarán a través de la membrana celular microbiana para su asimilación. Por lo tanto, el desperdicio anual de guantes de goma del hospital se puede reducir en función del reticulante de base biológica y la formulación del material (5).

La empresa Bayer presentó el primer reticulante de base biológica para productos de poliuretano en 2015. El reticulante de base biológica Pentametildiisocianato (PDI) contiene el 70% de carbono molecular procedente de biomasa. El PDI se deriva de la biomasa, sin competencia de la producción de alimentos. El producto muestra un alto rendimiento y propiedades respetuosas con el medio ambiente y proporciona buenas características finales del producto elaborado con este aditivo (dureza, resistencia a la tracción, resistencia a la compresión, resistencia a la abrasión, resistencia al desgarro y resistencia al impacto) (49).

Otro tipo de reticulante de base biológica es el ácido poli(γ -glutámico) (PGA), un compuesto polimérico con el que puede beneficiarse la reacción de reticulación producida por los microorganismos *Bacillus subtilis* F-2-01 y *Bacillus subtilis* IFO3335 (13). Hay varias aplicaciones para el PGA, como la esterificación, la irradiación y como aditivo para la reticulación. Los estudios han mostrado que el PGA podría inducir una densidad reticulada diferente en el poliuretano, mejorando así la resistencia del producto, incluida la resistencia a la tracción y la durabilidad (5).

Un hallazgo reciente discutió la reticulación de PGA con sacáridos (quitosano) a través de la esterificación en presencia de carbodiimida soluble en agua (WSC) con dimetilsulfóxido (DMSO). Las conclusiones de Murakami y Aoki (2006) fueron principalmente para hidrogel, a escala de laboratorio. Sin embargo, el proyecto todavía tiene potencial para la reticulación como reticulante de base biológica a escala industrial (50). Las diferencias de la densidad de reticulación afectan las propiedades físicas causadas por otras variables. La optimización de variables como la cantidad de quitosano, la cantidad de PGA y la concentración de aditivo químico podría ayudar a mejorar el rendimiento de la reticulación. La idea de utilizar extracto biológico como aditivos químicos para mejorar y promover la calidad y el respeto al medio ambiente de los guantes de goma es beneficiosa para el mercado (5).

Adicionalmente, se han realizado experimentos con el reticulante biológico de almidón con sacarosa reforzado con nanofibrillas de celulosa (CNF). Los resultados obtenidos han sido positivos con un buen rendimiento en resistencia mecánica, alta flexibilidad y propiedades de barrera (51).

4.2.6.2. Aceleradores de compostaje

Zhang y Sun (2018) han introducido el uso de polvo de judía y cáscara de cangrejo por sus propiedades fisicoquímicas y microbiológicas en el compostaje de cualquier producto de desecho orgánico, donde

el producto agregado puede acelerar el período de compostaje en función de algunos parámetros (52). La optimización de las condiciones de compostaje como la temperatura, la carga de microorganismos, la carga de enzimas y la fitotoxicidad podrían acelerar el proceso de compostaje. La introducción de pulpa de manzana, ácido cítrico, azufre elemental, ácido sulfúrico, trihidrato de fosfato de hidrógeno de magnesio y superfosfato de calcio ha mostrado resultados prometedores para el compostaje en productos poliméricos. Estos bioaditivos son capaces de retener el nitrógeno en el suelo y reducir la emisión de gases de efecto invernadero durante el período de compostaje. El mecanismo de conservación de nitrógeno tiene lugar en la eliminación de la volatilización de amoníaco durante el relleno sanitario o el método de compostaje (53).

4.2.6.3. Almidón

El almidón es uno de los polisacáridos comúnmente usados para las películas (films) de caucho biodegradable. El almidón está compuesto por 20-30% de amilosa y 70-80% de amilopectina (54).

El almidón proveniente de la palma de sagú (*Metroxylon sagu*) es un relleno orgánico, abundante y de bajo costo. El almidón de sagú tiene el mayor contenido de amilosa (27%) en comparación con otros tipos de almidones. El contenido de amilosa en los almidones es un criterio importante para su uso como material biodegradable, ya que puede convertirse en una fuente de nutrientes para que los microorganismos inicien el proceso de biodegradación. Sin embargo, el almidón sin alguna modificación es inútil. Las modificaciones físicas o químicas son obligatorias para cumplir con las propiedades específicas de los films de látex. La modificación química del almidón de sagú nativo se puede lograr mediante hidrólisis ácida (55).

La hidrólisis ácida es uno de los métodos más efectivos para reducir el tamaño de partículas del almidón. La hidrólisis ácida induce la formación de un grupo éster sulfato en la superficie del almidón que puede aumentar la interacción entre el caucho y el almidón. Los ácidos fuertes como el ácido clorhídrico y el ácido sulfúrico se usan comúnmente para la hidrólisis del almidón (56).

La degradación natural del caucho natural es un proceso lento, ya que los enlaces entrecruzados entre el polímero de caucho deben romperse. Kiing et al. (2013) estudiaron el potencial de incorporar almidón modificado químicamente en caucho natural para hacer mezclas biodegradables. Descubrieron que los almidones modificados que se mezclaban con caucho natural al 20 % aún podrían biodegradarse hasta el 50 % en 12 semanas (57).

Afiq y Azura (2013) también encontraron que el almidón de sagú es una sustancia nutritiva para acelerar el crecimiento de colonias microbianas en la superficie de las películas de caucho natural durante la prueba de enterramiento de suelo. Se ha sugerido que los microorganismos favorecían el

consumo de enlaces glucosídicos más simples en el almidón durante los períodos de biodegradación en comparación con las moléculas de poliisopreno de las películas hechas solo de caucho natural (58).

Linos et al. (2000) encontraron que una bacteria gramnegativa identificada como *Pseudomonas aeruginosa* AL98 fue capaz de desintegrar caucho natural, ya sea en estado bruto como concentrados de látex natural o en estado vulcanizado como guante de látex, así como cis-1,4-poliisopreno sintético crudo (59).

Dauda et al 2019 diseñaron un experimento con el objetivo de desarrollar un almidón de sagú de tamaño de partícula pequeño para mejorar las propiedades mecánicas y la biodegradabilidad de las películas de látex al desecharlas. El almidón de sagú nativo (NSS) se hidrolizó con diferentes condiciones de temperatura, acidez y duración. Los resultados mostraron que los parámetros óptimos para la hidrólisis ácida del almidón de sagú fue con ácido sulfúrico 2,18 M en condiciones ambientales (27 °C) durante 7 días. El tamaño de partícula medido del almidón nativo de sagú fue 1,233 μm y se redujo a 0,313 μm (55).

Al final del experimento se encontró que el almidón de sagú hidrolizado con ácido (AHSS) mejoró las propiedades mecánicas y la resistencia al hinchamiento de las películas de caucho en comparación con las películas de caucho natural (NR) con relleno de NSS y las películas de caucho de acrilonitrilo butadieno carboxilado (XNBR) con relleno de NSS. La evaluación de biodegradación por análisis de pérdida de masa indica que las películas de NR rellenas de AHSS y las películas de XNBR rellenas de AHSS tienen una mayor tasa de biodegradación. En conclusión, la adición de AHSS aumentó las propiedades mecánicas y biodegradables de ambos tipos de películas de caucho (NR y XNBR) en comparación con las películas con relleno de NSS (55).

Este comportamiento podría deberse a una mejor compatibilidad de AHSS en películas de NR y XNBR en comparación con NSS en películas de látex NR y XNBR. Lo poco amorfo, el tamaño de partículas más pequeño y la presencia de éster de sulfato contribuyen a una mayor interacción relleno-caucho entre AHSS y la matriz de caucho. Las películas de NR rellenas con AHSS mostraron el mayor porcentaje de pérdida de masa (que se relaciona con la biodegradabilidad) seguido de las películas de látex NR sin relleno y NSS. La tendencia de pérdida de masa para la película de látex NR es similar a la de las películas de látex XNBR. Las películas de látex NR y XNBR sin relleno tienen una pérdida de masa menor (es decir, una degradación menor) (55).

La incorporación del almidón de sagú como relleno o matriz para producir compuestos no solo ayuda a la desintegración de los compuestos poliméricos, sino que también es económico y ecológico. La cadena de polisacáridos de amilosa y amilopectina del almidón es consumida por microbios en el suelo para producir enzimas como las amilasas y glucosidasas que rompen los enlaces glucosídicos en el almidón. Además, se ha sugerido que los microorganismos prefieren consumir enlaces glucosídicos

más simples en el almidón durante los períodos de biodegradación en comparación con las moléculas de poliisopreno de caucho natural solo. En el proceso de biodegradación, las bacterias que degradan el caucho natural lo consumen como la única fuente de carbono y energía para su crecimiento. El caucho tiene que ser dividido extracelularmente en compuestos de bajo peso molecular; para que puedan transportarse a través de la membrana celular y utilizarse para el metabolismo (60).

La estructura del caucho natural, que tiene un grupo funcional de doble enlace carbono-carbono por unidad de isopreno, este grupo funcional es la diana principal de las enzimas llamadas oxigenasas (61). La secreción de las oxigenasas por las bacterias que degradan el caucho se utiliza para iniciar la descomposición del polímero y consumir los productos de escisión generados como fuente de carbono. Hasta la fecha, los estudios anteriores han demostrado que la mayoría de los microorganismos solo degradan las muestras de caucho natural sin rellenos, mientras que los estudios sobre el efecto del almidón de sagú incorporado en el látex aún en la degradación microbiana son limitados (60).

Hay varias bacterias que pueden hidrolizar el almidón. La existencia de este tipo de bacterias es el factor clave para determinar la efectividad de la incorporación de almidón de sagú en la composición de látex con fines de biodegradación. La efectividad de incorporación de almidón se evaluó midiendo la tasa de biodegradación de los guantes enterrados (60).

En el trabajo de investigación de Rahman et al. (2019), la degradación guantes de caucho natural rellenos con almidón de sagú (SS/NR) se demostró mediante un cultivo mixto de una muestra de suelo donde se enterraron los guantes. La prueba de tinción de Gram del cultivo mixto mostró que las bacterias gramnegativas son la especie dominante como bacterias efectivas para degradar los guantes de caucho natural SS/NR. La prueba de hidrólisis de almidón se realizó para confirmar la existencia de bacterias degradantes de almidón en cultivos mixtos que consumen almidón de sagú de los guantes (60).

Con base en los resultados de la tasa de biodegradación obtenidos, se observó la existencia de bacterias que degradan el almidón junto con bacterias que degradan el caucho, lo que acelera la biodegradación de los guantes de caucho natural SS / NR en un 53,68%. Mientras tanto, la tasa de biodegradación de los guantes de látex de caucho natural sin relleno de almidón de sagú (control) fue solo del 50,31%. Estas tasas de biodegradación fueron obtenidas después de tener enterrados los guantes durante 5 meses. Por lo tanto, la adición de almidón de sagú ha mostrado un aumento en la tasa de biodegradación, que puede usarse como método alternativo para superar el problema de eliminación de desechos sólidos (60).

La **Figura 15** muestra la reacción positiva del yodo en placas de agar con almidón de sagú que contienen bacterias degradadoras de guantes de caucho natural SS/NR. La formación de la zona clara alrededor de las bacterias indica que el almidón fue hidrolizado, lo que significa que las bacterias fueron capaces de descomponer el almidón en maltosa a través de la actividad de la enzima α -amilasa extracelular. En base a los resultados obtenidos, está comprobado que el cultivo mixto de la muestra enterrada contiene bacterias que degradan el almidón, las cuáles son muy beneficiosas para la aplicación de almidón en los guantes de caucho natural SS/NR. El mecanismo de unión entre las partículas de almidón y caucho natural depende de la interacción de los lípidos y la amilosa enrollada al azar en las partículas de caucho. A medida que el proceso de hidrólisis ocurre en la amilosa, los enlaces se rompen y reducen la interacción efectiva con las partículas de caucho y, por lo tanto, disminuyen la integridad física de los guantes de caucho natural SS/NR. Por tal motivo, se aumenta la viabilidad de la degradación de los guantes de caucho natural SS/NR (60).



Figura 15. Formación de una zona clara en el agar con almidón de sagú (Rahman et al., 2019) (60)

4.2.6.4. Polímero de base biológica

La tecnología de polímeros de base biológica aún se encuentra bajo investigación intensiva y no está a la par con los productos de polímeros a base de petróleo. La tecnología futura, la economía y la tendencia medioambiental favorecerían los recursos renovables y los materiales biodegradables. Los productos de caucho biodegradables en condiciones atmosféricas aún no se comercializan. El método experimental para degradar el caucho natural con peróxido de dicumilo (DCP), *Pseudomonas sp.* y *Gordonia sp.* es uno de los métodos viables en condiciones atmosféricas (62). En la producción de polímeros, las materias primas derivadas del petróleo podrían reemplazarse por materiales renovables (aceite de tung, aceite de soja y aceite de canola) con un enlazador de base biológica para inducir el proceso de reticulación (ácido poliláctico y ácido esteárico). Los procesos se han probado y son viables a escala de laboratorio (5).

El triglicérido del aceite de tung está compuesto principalmente por ácido α -eleosteárico (ácido cis-9, trans-11, trans-13-octadecatrienoico) con alta insaturación y conjugación de doble enlace carbono-carbono. El aceite de tung y el aceite de soja son materias primas de base biológica para la síntesis polimérica y se han investigado a fondo para diferentes aplicaciones. El producto termoestable a base de aceite de soja posee propiedades físicas equivalentes al plástico duro y rígido y es biodegradable en condiciones ambientales. La polimerización del aceite de tung debe realizarse a altas temperaturas (100 °C – 200 °C), y las propiedades físicas podrían verse elevadas por la copolimerización del aceite de tung y divinilbenceno iniciada por trifluoruro de boro eterato de dietilo (63).

Los polihidroxialcanoatos (PHA) son una clase de plástico de base biológica y biodegradable. El caucho de nitrilo y el caucho natural mezclados con PHA han demostrado propiedades biodegradables y una reducción en el costo de fabricación (64). Adicionalmente, la investigación futura sobre bioaditivos podría centrarse en materias primas abundantes, como microalgas, macroalgas y otros compuestos de origen vegetal, como bioaditivos que podrían mejorar las características del producto y convertirse en una opción de la industria de productos ecológicos (5).

El pigmento de microalgas y los compuestos bioactivos pueden ayudar a reducir la dependencia de colorantes sintéticos y productos químicos. La cadena funcionalizada de ácido carboxílico y ácidos grasos de este pigmento ayudaría a mejorar las propiedades físicas en productos ligeramente reticulados (5).

4.2.7. Agentes antimicrobianos

Aunque los materiales antibacterianos se usan ampliamente en la vida diaria, y las propiedades antibacterianas de los nanomateriales se están explorando y desarrollando cada vez más como

productos comerciales, su citotoxicidad y biocompatibilidad aún siguen suscitando dudas y preocupaciones. Por tal motivo, su uso no termina de extenderse en el sector sanitario (5).

En los tiempos actuales, la tendencia en los guantes desechables se inclina hacia un recubrimiento con sustancias antimicrobianas y agentes humectantes en la capa externa e interna como una nueva característica para el mercado. La capa interna de recubrimiento proporciona propiedades antisépticas e hidratantes para el personal médico, mientras que la capa externa reduce la propagación de infecciones durante el contacto del usuario con objetos (5).

Un revestimiento antimicrobiano es especialmente deseable para guantes quirúrgicos. Los guantes estarían cubiertos con una fina capa de antiséptico letal para los microorganismos que los mataría en fracciones de minuto. El recubrimiento antimicrobiano en guantes de látex ha surgido recientemente en el sector médico, particularmente para guantes de examen y guantes quirúrgicos. El recubrimiento de agentes antimicrobianos es una nueva tendencia para los fabricantes de guantes en esta década y esta característica puede reducir la infección microbiana hasta un 99,99% sin ningún riesgo de dispersión por lixiviación (65).

La ventaja del recubrimiento quirúrgico de guantes con agentes antimicrobianos es que asegura la eliminación de la mayoría de las bacterias, virus y patógenos. Aunque los guantes quirúrgicos se esterilizan (mediante rayos gamma) y se envuelven individualmente, se exponen a patógenos al abrir el paquete. Las otras formas de eliminar bacterias son mediante el uso de sustancias químicas derivadas del alcohol, yodo, fenoles y cloro. La actividad de estas sustancias no es muy estable y existe el riesgo de transferencia al usuario por el contacto (66). Por lo tanto, la gama de recubrimientos antimicrobianos con alta estabilidad de aditivos químicos en guantes quirúrgicos podría aportar valor agregado y seguridad para los usuarios para realizar los procedimientos quirúrgicos (5).

Como resultado de la naturaleza extremadamente delgada de los guantes quirúrgicos y la posibilidad de pincharse o romperse durante el uso, el riesgo de contaminación parece ser trágicamente alto. Es extremadamente importante buscar nuevos materiales para usar en aplicaciones biomédicas. La resistencia a los antibióticos ha llevado a la búsqueda de nuevos agentes que puedan inhibir el crecimiento bacteriano. Los agentes antibacterianos con potencial para incorporarse en guantes de caucho natural o sintético incluyen biguanidas como sales de clorhexidina, la sal de gluconato (CHG) y polihexametil biguanida (PHMB), sales de amonio cuaternario como cloruro de benzalconio y cloruro de bencetonio, fenoles clorados como triclosán, aceites esenciales como farnesol, fenoxietanol, octoxiglicerina, compuestos de yodo, sales de plata, agentes antifúngicos, algunos extractos de aceite vegetal, como violeta de genciana, verde brillante, compuestos a base de quitosano, cúrcuma, alcohol polivinílico (PVAI) y similares (8).

4.2.7.1. Tricapa antimicrobiana

En algunos casos, el recubrimiento externo no se recomienda para guantes quirúrgicos porque puede causar efectos secundarios indeseables, como la transferencia del recubrimiento a los tejidos, células y órganos del paciente durante la cirugía. La tecnología de recubrimiento antimicrobiano de tres capas aplicada en guantes quirúrgicos, donde los agentes antimicrobianos aparecen entre películas de caucho, podría lograrse mediante la inmersión triple en el compuesto de caucho y las soluciones antimicrobianas durante el proceso de manufactura. Esta distribución de capas podría ser la solución para evitar la propagación del antimicrobiano al paciente. Entre los agentes antimicrobianos que podrían usarse están el triclosán, los nanocompuestos, los agentes antimicrobianos a base de iones metálicos, surfactantes del aceite vegetal, colorantes antisépticos, clorhexidina, gluconato, sal de cloruro de dodecil dimetil amonio, el cloruro de benzalconio y similares (5).

El recubrimiento antimicrobiano podría proteger contra las infecciones, incluso en el desafortunado caso de punción en el guante. La triple capa en el guante de caucho es una barrera adicional de protección para evitar el contacto directo de los patógenos transmitidos por la sangre (5). Los estudios han sugerido que las tasas de perforación del guante varían entre 16 % y 60 % en procedimientos quirúrgicos. Se ha registrado que, durante la cirugía, la manipulación de objetos abrasivos y cortantes y el estrés mecánico del material asociado al movimiento generan daños que conducen a microperforaciones que amenazan la integridad de la barrera del guante y permiten la migración bacteriana a través de la superficie del guante (67).

En la **Figura 16** se presenta el prototipo de un innovador guante quirúrgico antimicrobiano de tres capas. La imagen (A) corresponde a una toma microscópica de un corte transversal donde se aprecia, en la capa del medio, una mezcla en forma de gotas del antimicrobiano (clorhexidina y sales de amonio cuaternario) y la imagen (B) es un esquema que muestra las superficies interna (I) y externa (O) adyacentes a las capas límite elastoméricas. En la punción del guante, el agente antimicrobiano se libera de la capa intermedia, lo que resulta en la deposición del agente antimicrobiano activo en el sitio de la lesión o punción (67).

Debido a que las gotas del agente antimicrobiano están secuestradas entre dos capas límite elastoméricas, en ausencia de lesiones no existe una exposición crónica de la sustancia a la superficie de la piel, lo que reduce el riesgo de sensibilidad por exposición prolongada (67).

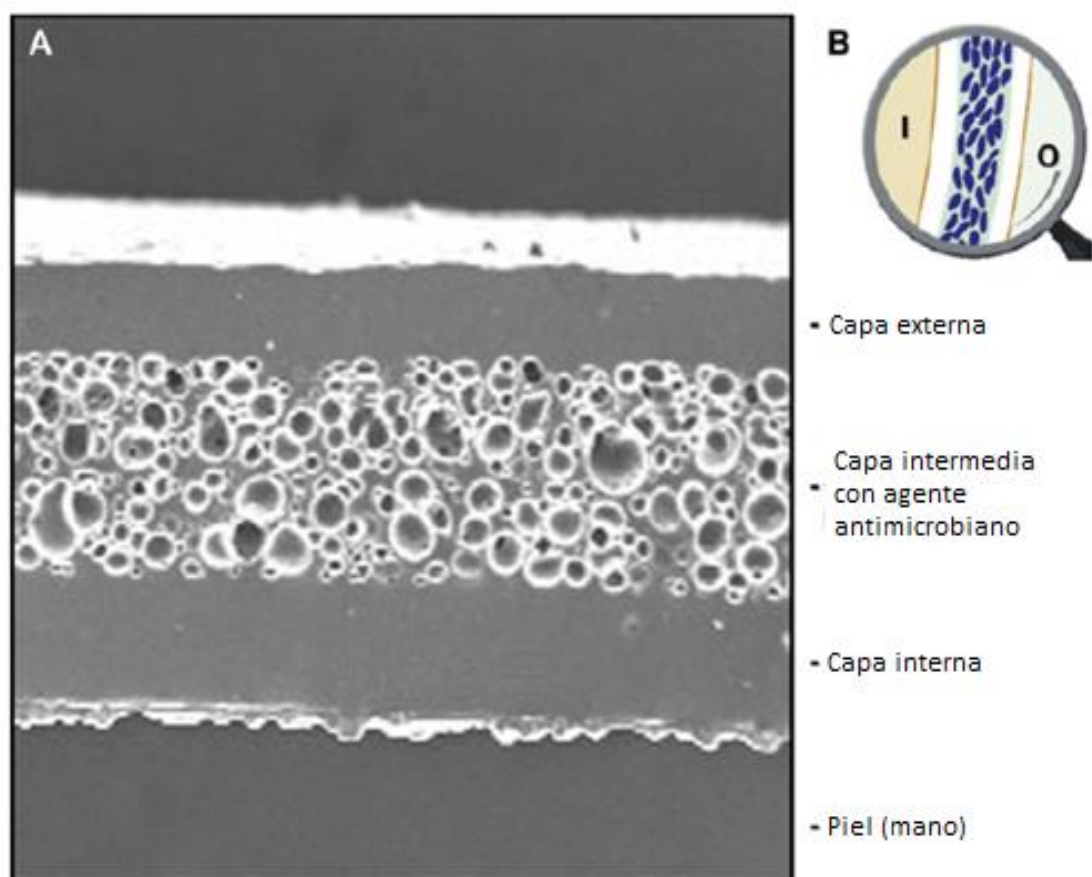


Figura 16. Guante tricapa con agente antimicrobiano (Daeschlein et al., 2011) (67)

Los estudios de laboratorio realizados por Bricout et al. (2003) y Krikorian et al. (2007), que utilizaron varios tipos de virus como sustancia de prueba, demostraron una reducción significativa (81 % - 85 %) en el número de virus transmitidos después de la punción con una aguja hueca de la tricapa del guante antimicrobiano en comparación con un guante de látex de doble capa. Estos estudios documentan claramente el beneficio de este guante quirúrgico como una barrera antiviral protectora cuando se expone a poblaciones de pacientes quirúrgicos de alto riesgo (68)(69).

4.2.7.2. Partículas de iones de plata

Se conoce desde hace mucho tiempo que la plata iónica (Ag^+) es un elemento metálico antimicrobiano que puede actuar contra las bacterias incluida la *Escherichia coli* (8). Para aprovechar la actividad del ion de plata se suele usar nitrato de plata (AgNO_3) que es un polvo sólido con propiedades antisépticas. Se puede usar como recubrimiento en la superficie de varios productos para matar células virales y bacterianas (70).

La acción antimicrobiana ion de plata (Ag^+) se basa en la atracción electrostática entre los componentes proteicos de la membrana celular del microorganismo y las nanopartículas cargadas positivamente

(Ag⁺). En la **Figura 17** se presenta un esquema del mecanismo de inactivación de los iones de plata cuando ingresan a una célula bacteriana (8).

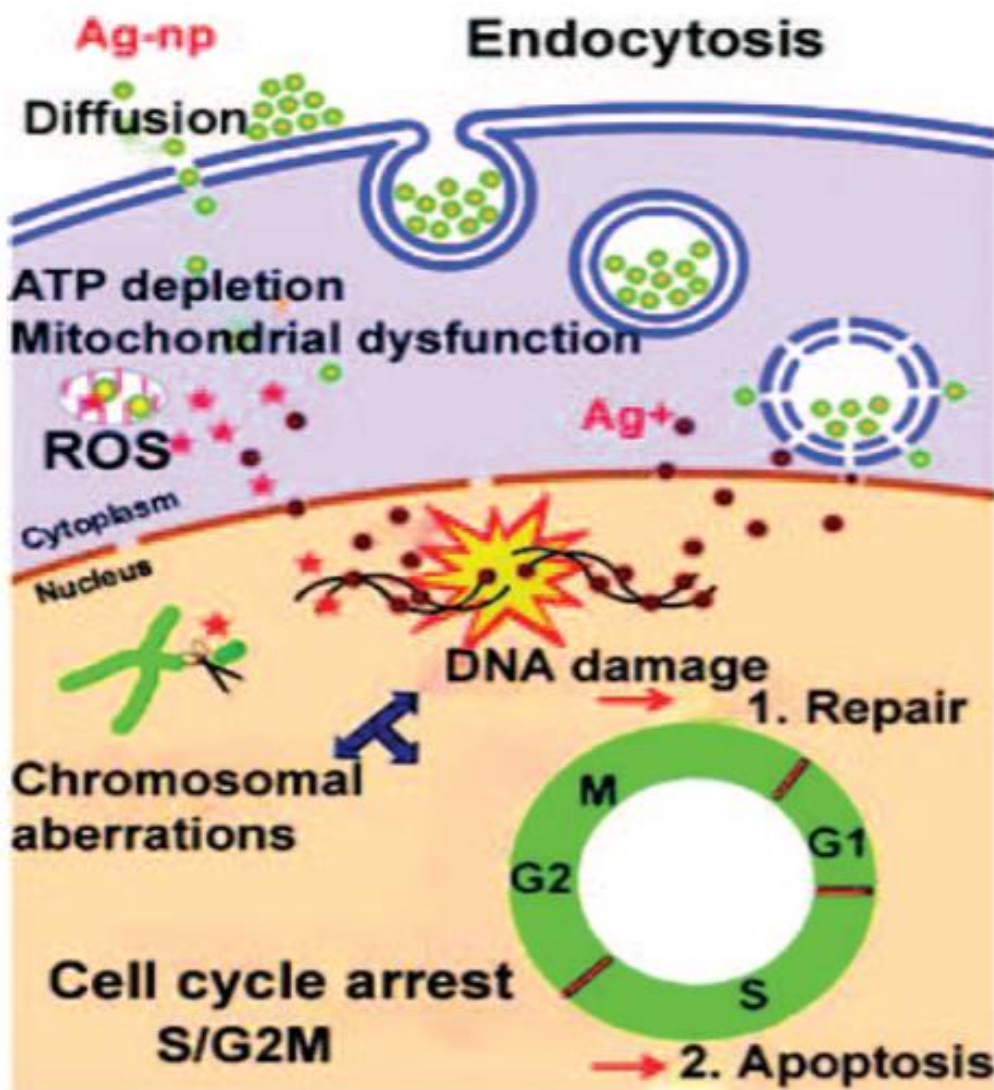


Figura 17. Mecanismo de los iones de plata para inactivar una célula bacteriana (Babadi et al.,2016) (8)

El ion plata (Ag⁺) tiene un efecto tóxico sobre las bacterias y exhibe actividad inhibitoria contra todos los patógenos humanos con tres mecanismos. Al principio, Ag⁺ interfiere con la membrana celular bacteriana causando plasmólisis que resulta en la inhibición de la síntesis de la membrana celular. En segundo lugar, Ag⁺ interfiere con el grupo tiol de la célula bacteriana que afecta la reacción de la cadena respiratoria, la división celular y conduce a la muerte celular. En tercer lugar, Ag⁺ penetrará en la pared celular bacteriana causando daño al ADN y también afectando la síntesis de proteínas (70).

Rathnayake et al. (2013) estudiaron la síntesis de una espuma de látex de caucho natural a base de nanopartículas de plata (NRLF) para impartir propiedades bacterianas y antifúngicas. Las muestras de NRLF mostraban actividades antibacterianas reflejadas en la presencia de una pequeña zona de inhibición alrededor del material en placas Petri con cultivos de *Escherichia coli* (71).

4.2.7.3. Partículas de iones de cobre

En varios estudios se ha reconocido que el cobre tiene el potencial de actividad antibacteriana. El cobre muestra actividad bactericida contra una variedad de bacterias que incluyen *Escherichia coli*, *Listeria monocytogenes*, *Clostridium difficile*, levaduras y virus (72). Casey et al. (2010) reportaron que las superficies que contienen cobre reducen continuamente la contaminación microbiana ambiental (73).

En la investigación de Noyce et al. (2006), los resultados mostraron que el cobre es un potente antibacteriano y que puede actuar contra bacterias resistentes a antibióticos como MRSA, EMRSA-1 y EMRSA-16, evitando su persistencia a largo plazo (74) (8).

4.2.7.4. PDMS Cu

En la investigación realizada por Tripathy et al. (2018) se han demostrado las propiedades antibacterianas del polímero de polidimetilsiloxano (PDMS) combinado con nanohilos de hidróxido de cobre (PDMS Cu) para reducir la viabilidad de un panel de patógenos clínicos resistentes a múltiples fármacos (*Escherichia coli*, *Staphylococcus aureus* (MRSA) y *Klebsiella pneumoniae*). La superficie PDMS Cu exhibió una actividad superior como película antimicrobiana en comparación con un cubreobjetos de vidrio de control (75).

La eficacia antibacteriana de la superficie PDMS Cu también se probó exponiéndola en una sala de pacientes junto con controles (cubreobjetos de vidrio y sustratos PDMS). En esta ocasión se descubrió que PDMS Cu tenía el número mínimo de colonias bacterianas adheridas en su superficie en comparación con los controles. Este comportamiento muestra las propiedades antibacterianas superiores de PDMS Cu en comparación con los controles en un entorno real del ámbito hospitalario (75).

Además de los experimentos anteriores, se demostró que la aplicación de una película delgada de PDMS Cu, como una cubierta en el diafragma del estetoscopio, podía evitar la transmisión de diferentes patógenos de un paciente a otro en un entorno hospitalario. La capacidad de recubrir con una capa delgada de PDMS Cu los guantes de caucho de acrilonitrilo butadieno (NBR) disponibles en el mercado proporciona evidencia convincente y una oportunidad atractiva para introducir guantes antibacterianos en los hospitales para reducir la propagación de infecciones nosocomiales (75).

En la **Figura 18** se muestra evidencia fotográfica de esta investigación. En la imagen (18a) aparece un esquema que explica el comportamiento antibacteriano de la superficie PDMS Cu. En la imagen (18b) se muestran las colonias bacterianas en placas de agar chocolate después de (18b1) 2 y (18b2) 4 horas de exposición al medio ambiente en una sala de pacientes. En el apartado (18c) se muestran imágenes de microscopía confocal de la biopelícula bacteriana de *Escherichia coli* en el cubreobjetos y las superficies PDMS Cu después de 5 días de incubación en medio de cultivo caldo Luria (LB) con área de escaneo [70 μm (eje x) X 70 μm (eje y)] (75).

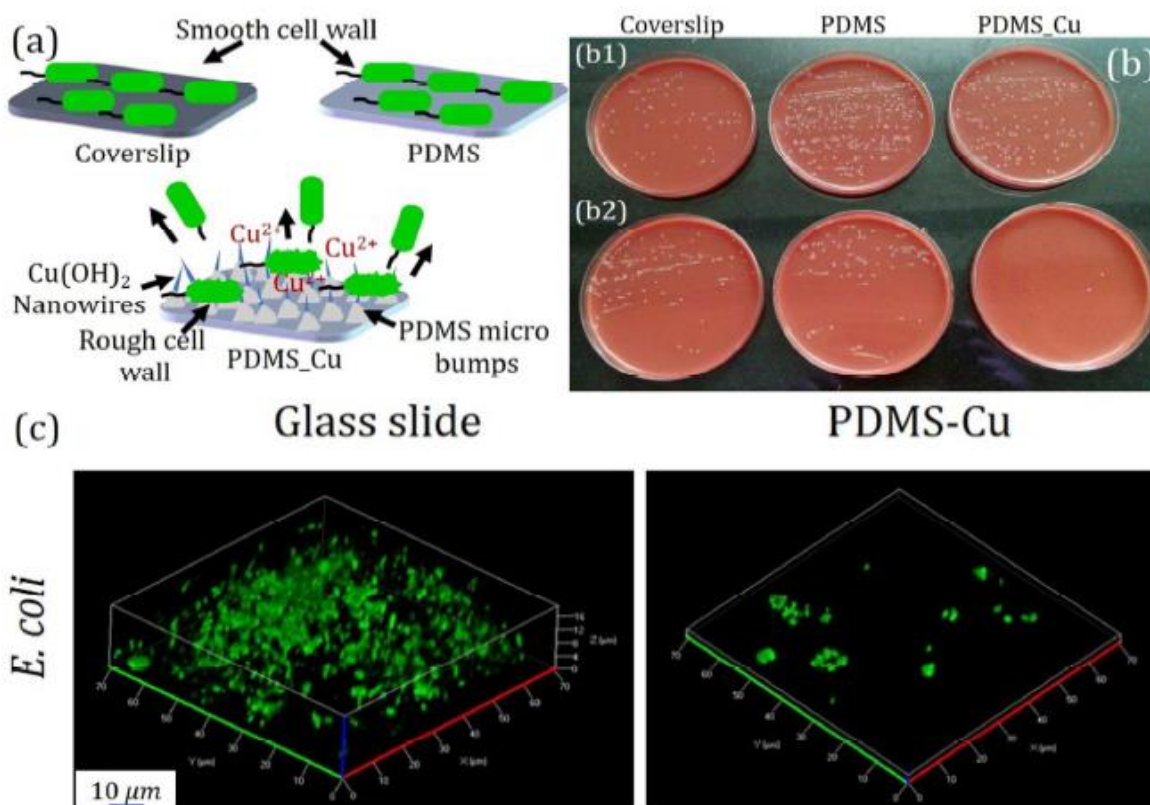


Figura 18. Imágenes de la actividad antibacteriana del PMDS Cu (Tripathy et al., 2018) (75)

4.2.7.5. Clorhidrato de polihexametileno biguanida (PHMB)

La eficacia antibacteriana in vitro de polihexametileno biguanida (PHMB) ha recibido considerable atención de investigación. Se ha comprobado que este compuesto exhibe un bajo riesgo de sensibilización por contacto con la piel humana. Debido a su fuerte e inespecífica interacción con fosfolípidos cargados negativamente, el PHMB tiene un amplio espectro antimicrobiano, que cubre las bacterias grampositivas y gramnegativas, bacterias intracelulares (*Chlamidia*, *Mycoplasma*) y hongos (*Candida spp.* y *Aspergillus spp.*) (76). Sin embargo, se conocen algunas bacterias que no son susceptibles, particularmente *Pseudomonas spp.* o *Acinetobacter spp.*, y otros bacilos gramnegativos no fermentadores como *Alcaligenes spp.* (77).

En la investigación de Kahar Bador et al. (2015) se realizó un estudio in vitro sobre la eficacia antibacteriana de un nuevo guante médico no estéril a base de nitrilo sin polvo recubierto con el ingrediente activo clorhidrato de polihexametileno biguanida (PHMB) en su superficie exterior. Estos guantes están destinados a ser usados durante la examinación del paciente para evitar la contaminación cruzada de microorganismos entre superficies de los entornos de atención médica. El objetivo del estudio fue comparar la eficacia de los guantes médicos de nitrilo sintético con recubrimiento antibacteriano de PHMB en la superficie externa (Gammex Nitrile Antibacterial, Ansell Ltd., Canadá) con guantes de control no antibacterianos basados en la misma formulación de nitrilo (Micro-Touch Denta-Glove White Nitrile, Ansell Ltd., Australia) para reducir la contaminación de los guantes después de medidas comunes de atención al paciente en un entorno de UCI (77).

El estudio experimental in vitro demostró que el número de bacterias recuperadas de las superficies de prueba de acero inoxidable inicialmente estériles después del contacto con guantes contaminados estandarizados fue significativamente menor después del contacto con guantes médicos con revestimiento antibacteriano en comparación con guantes de control idénticos no antibacterianos. En conclusión, el uso de guantes médicos antibacterianos puede ser una nueva estrategia para prevenir o reducir la contaminación cruzada y, por lo tanto, la transmisión indirecta de microorganismos en entornos de UCI. Sin embargo, la posible selección de bacterias como *Pseudomonas spp.* o *Acinetobacter spp.* debe observarse cuidadosamente y estudiarse con más detalle (77).

4.2.7.6. Solución de Gardine

La solución de Gardine es un colorante antiséptico innovador con efectos antibacterianos de amplio espectro preparada al combinar verde brillante con clorhexidina (8) El verde brillante y la clorhexidina, cuando se usan independientemente, han demostrado tener una baja eficacia antimicrobiana. Sin embargo, cuando se usan en combinación, se ha demostrado que tienen una eficacia antimicrobiana mejorada significativamente en comparación con un antiséptico solo. Esta eficacia antimicrobiana mejorada es el resultado de un efecto sinérgico de la combinación de verde brillante y clorhexidina (78). La solución de Gardine está bajo la patente mundial WO2014/113269A1 para superficies a base de polímeros (5).

Históricamente, el verde brillante se ha utilizado como un antiinfeccioso tópico para el uso con lesiones cutáneas y actualmente se usa en combinación con violeta de genciana y hemisulfato de proflavina en las salas de neonatos como una solución antiséptica de amplio espectro (78). La aplicación diaria de clorhexidina en bajas concentraciones no es tóxica, y se usa ampliamente en soluciones de enjuague bucal junto con otros antisépticos (8).

Los cultivos de bacterias tratadas con la solución de Gardine muestran una reducción significativa, la fracción ribosomal 30 s, para todos los organismos probados, incluidos MRSA, VRE, *Escherichia coli*,

Acinetobacter y *Candida albicans*. Se puede conseguir la destrucción completa de la subunidad ribosomal 30 s dependiendo del tiempo de exposición. Los colorantes antisépticos interfieren con la comunicación célula-célula, lo que inhibe la agregación de bacterias y la formación de biopelículas y finalmente conduce a la lisis de la membrana bacteriana (8).

Los resultados del estudio realizado por Reitzel et al. (2009) indican que los guantes de examen de látex y nitrilo de Gardine son altamente eficaces para reducir significativamente la contaminación patogénica a corto plazo (30 segundos) y a largo plazo (24 horas). Por lo tanto, los guantes recubiertos de Gardine podrían ser valiosos para los hospitales, ya que representan un medio alternativo para la prevención de la propagación de patógenos microbianos invasivos. En un entorno de pacientes clínicos, el uso de guantes antisépticos efectivos, junto con buenos procedimientos de higiene de manos, podría reducir significativamente la transmisión de patógenos microbianos (78).

El proceso de impregnación de Gardine se llevaría a cabo durante la fabricación del guante, lo que reduciría los costos que implicarían un proceso de fabricación adicional independiente. Además, la solución de Gardine contiene una combinación de materiales baratos de uso común que se pueden comprar a granel a bajo costo. Según las estimaciones de los materiales y el tiempo necesario de manufactura, los guantes recubiertos con Gardine no tendrían un aumento superior 10% en el costo de los guantes de examen de látex y nitrilo sin recubrimiento. Este proceso daría como resultado guantes antimicrobianos rentables que pueden disminuir la propagación de patógenos (78).

4.2.7.7. Compuestos de amonio (QAC)

Los compuestos de amonio cuaternario (QAC) son conocidos como biocidas catiónicos activos. Estos compuestos se usan principalmente en tensoactivos. Los compuestos de amonio cuaternario además de poseer actividad antibacteriana, son excelentes para su uso en la limpieza de superficies duras y para la desodorización (8).

Los compuestos de amonio cuaternario se han clasificado como agentes activos de membrana durante muchos años, las bacterias experimentan una serie de eventos cuando entran en contacto con agentes catiónicos compuestos de amonio: En primer lugar, los QAC se adhieren e insertan en la pared celular, interactúan con la membrana citoplasmática, liberan el material citoplasmático al exterior de la membrana, producen la lisis de proteínas y ácidos nucleicos que termina con la degradación de la pared celular a través de enzimas autolíticas. En general, la pérdida y el daño de diferentes partes de las bacterias conducen a su inactivación (8).

En la **Figura 19** se observa la representación del ataque de QAC a la pared celular de una bacteria con la consecuente lisis y muerte del microorganismo (79).

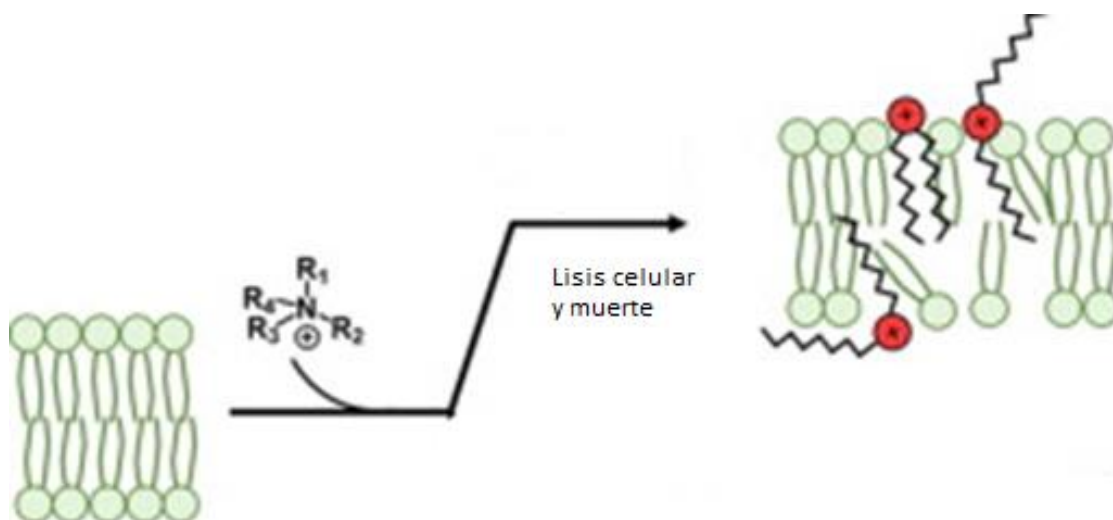


Figura 19. Lisis de célula bacteriana por acción de QAC (Morrison et al., 2019) (79)

4.2.7.8. Fibras de quitosano trimetilado (TMC) producidas por electrohilado

El quitosano es un agente antimicrobiano que consiste en unidades de β -(1 \rightarrow 4)-D-glucosamina y β -(1 \rightarrow 4)-N-acetil D-glucosamina con buena incompatibilidad. Desafortunadamente, el quitosano normalmente se disuelve solamente en soluciones ácidas. Por lo tanto, los derivados de quitosano solubles en agua, como el quitosano cuaternizado (QCh) y los quitosanos alquilados como el quitosano trimetilado (TMC) son alternativas al quitosano solo, para ser utilizados como agentes antibacterianos en condiciones de pH neutro (80).

Normalmente para introducir agentes antimicrobianos en los guantes se han utilizado capas de recubrimiento en los guantes. Sin embargo, la rugosidad de la superficie de los guantes suele disminuir con estos recubrimientos, lo que aumenta el deslizamiento del guante sobre superficies u objetos durante su uso. Por lo tanto, se requieren alternativas de recubrimientos antimicrobianos en guantes con materiales que mejoren la rugosidad de la superficie. Las fibras ultrafinas, cargadas con agentes antibacterianos, son uno de los materiales que resuelven este problema. La técnica más utilizada para producir estas fibras es el electrohilado porque brinda la oportunidad de controlar convenientemente las medidas de las fibras (81).

En la investigación realizada por Vongsetskul et al. (2015) se produjeron fibras ultrafinas de alcohol polivinílico (PVAI), elaboradas por electrohilado, cargadas con quitosano trimetilado (TMC) con diámetros entre 70 nm y 175 nm se recubrieron con éxito en guantes de nitrilo. Las fibras se produjeron usando TMC acuoso mezclado con soluciones de PVAI. Los guantes recubiertos de fibra mostraron características antimicrobianas contra las bacterias gramnegativas (*Escherichia coli*, *Pseudomonas aeruginosa* y *Acinetobacter baumannii*) y la levadura (*Candida albicans*). De igual manera, el

recubrimiento de fibras electrohiladas de PVAI cargadas con TMC en la superficie externa del guante mejoró la rugosidad de la superficie y la humectabilidad (81).

4.2.7.9. Mangostán

El mangostán es una fruta tropical. Las xantonas son metabolitos secundarios que se encuentran en algunas familias de plantas, hongos y líquenes. Han sido aisladas en el área del pericarpio del mangostán. Las xantonas tienen alta eficacia como antioxidantes, antitumorales, antiinflamatorias, antialérgicas, antibacterianas, antifúngicas y antivirales (82).

La cáscara de mangostán es un tipo de biomaterial hidrófobo adecuado para cuidados médicos, productos de limpieza, cuidados de la piel y cosméticos. (83). Tiene el potencial de inhibir las células tratadas como *Staphylococcus aureus*, *Staphylococcus albus* y *Micrococcus luteus* y hongos fitopatógenos como *Fusarium oxysporum f.sp. vasinfectum*, *Alternaria tenuis* y *Drechslera oryzae*. De igual manera, presenta un fuerte efecto inhibitorio contra *Propionibacterium acnes* y *Staphylococcus epidermidis* y puede usarse como un tratamiento alternativo para el acné. Adicionalmente, puede inhibir las células cancerosas y es candidata para aplicaciones preventivas y terapéuticas debido a sus propiedades antioxidantes, antitumorales, antialérgicas, antibacterianas, antifúngicas y antivirales (70).

Agregar polvo de cáscara de mangostán, como relleno en la formulación del caucho natural, para la formación de películas de guantes de látex a través del proceso de inmersión, puede ayudar a las propiedades antimicrobianas sin perder las propiedades físicas (suavidad y grosor de la película) y mecánicas (resistencia a la tracción y elongación) de la película de caucho natural (83).

En el estudio realizado por Moopayak y Tangboriboon (2020) se comparó las características y propiedades de la cáscara de mangostán con nitrato de plata. La cáscara de mangostán se probó y estudió para su aplicación como aditivo al caucho natural para hacer guantes médicos. Se midieron y reportaron las propiedades mecánicas (resistencia a la tracción, porcentaje de alargamiento en la rotura, rigidez y carga máxima) de los guantes médicos de caucho natural desarrollados (70).

Las películas de caucho natural obtenidas con polvo de cáscara de mangostán fueron lisas, de buena apariencia, transparentes y delgadas, con buena elongación, buena resistencia a la tracción, sin fugas de agua, y como no son tóxicas para la piel, son adecuadas para la aplicación en guantes médicos (70).

En la **Tabla 1** se presenta una comparación de las propiedades mecánicas de los guantes de caucho natural con y sin cáscara de mangostán donde se puede notar que estas no solo se conservaron, sino que mejoran ligeramente (70).

Tabla 1. Propiedades mecánicas de los guantes de caucho natural (Moopayak & Tangboriboon, 2020) (70)

Muestras	Resistencia a la tracción (MPa)	Estiramiento a la rotura (%)
Guantes de caucho natural sin cáscara de mangostán	26.3 ± 3.3	727.5 ± 32.2
Guantes de caucho natural con cáscara de mangostán	30.3 ± 6.0	803.3 ± 31.6

Los guantes con la cáscara de mangostán mostraron menor toxicidad que los guantes que contenían nitrato de plata, la cual puede afectar la piel humana y debe usarse en la cantidad adecuada para prevenir la infección microbiana. Así, un rango en la concentración de cáscara de mangostán de 80 µg/ml a 100 µg/ml puede inhibir la bacteria *Escherichia coli*, *Bacillus subtilis*, *Staphylococcus aureus* y *Pseudomonas aeruginosa* (70).

5. Procesos de fabricación

Los guantes médicos contienen diversos grados de compuestos químicos para ayudar a la formación del guante. La diferencia en los métodos de fabricación, los compuestos químicos y el método de tratamiento superficial permiten obtener diferentes productos finales con distintas propiedades (10). El caucho natural concentrado o el caucho sintético, necesita combinarse con varias sustancias químicas como el agente vulcanizante, el acelerador, el iniciador, agentes contra la degradación, rellenos y otras sustancias químicas antes de enviarlo al proceso de fabricación del producto (13) (83).

5.1. Procesos generales de fabricación y tipos de máquinas

Para la fabricación de guantes de caucho natural o sintético, existen básicamente dos tipos de máquinas: por lotes y en cadena continua. El funcionamiento de las máquinas por lotes se presenta en la **Figura 20**, es el más utilizado para guantes quirúrgicos, puede describirse mejor como un grupo de moldes que siguen su camino a través de una serie de tanques de inmersión. Estas máquinas tienden a ser muy flexibles porque los parámetros para cada función de inmersión se pueden configurar de forma independiente y no dependen de los parámetros de los otros tanques de inmersión, como sucede en la cadena continua (25).

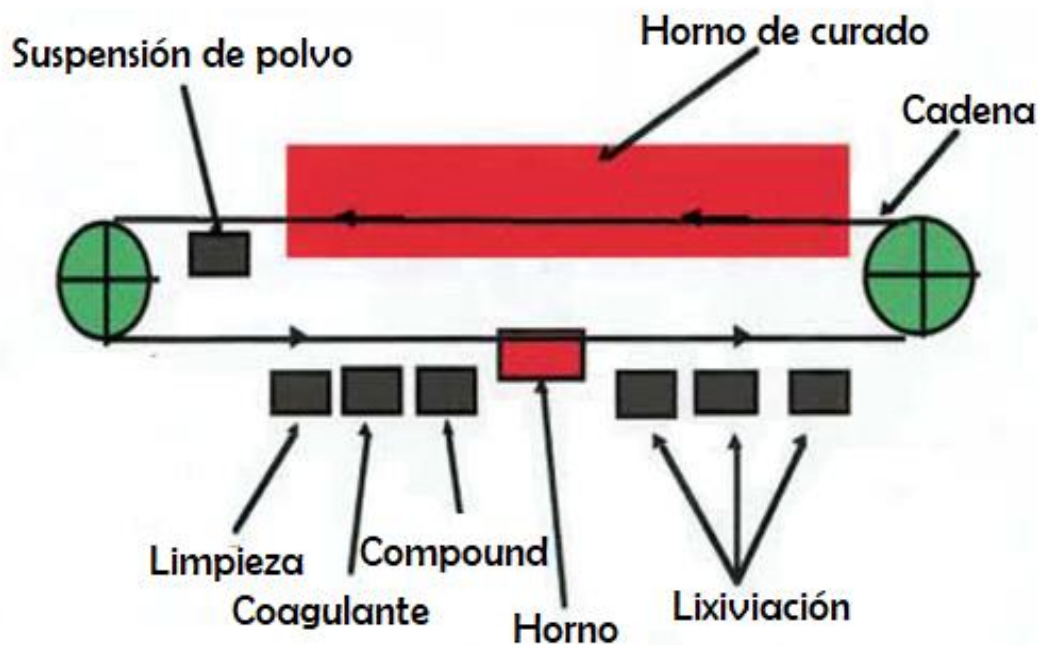


Figura 20. Proceso por lotes para la fabricación de guantes (Yip & Cacioli, 2002) (25)

El diseño de una máquina en proceso continuo, representado en la **Figura 21**, es mucho más crítico que el de una máquina de lotes. La velocidad del movimiento de la cadena, la longitud de los tanques de inmersión y las distancias individuales entre cada punto de inmersión son muy interdependientes; si el tiempo de residencia en un tanque necesita ser ajustado, no puede hacerse sin afectar todos los otros tiempos de inmersión. La única forma de hacer dicho ajuste, es alterar físicamente las longitudes de la ruta o aumentar la longitud del tanque de interés. Las máquinas discontinuas se usan generalmente para la fabricación de guantes quirúrgicos, y las máquinas de cadena se usan para fabricar guantes quirúrgicos y de examen (25).

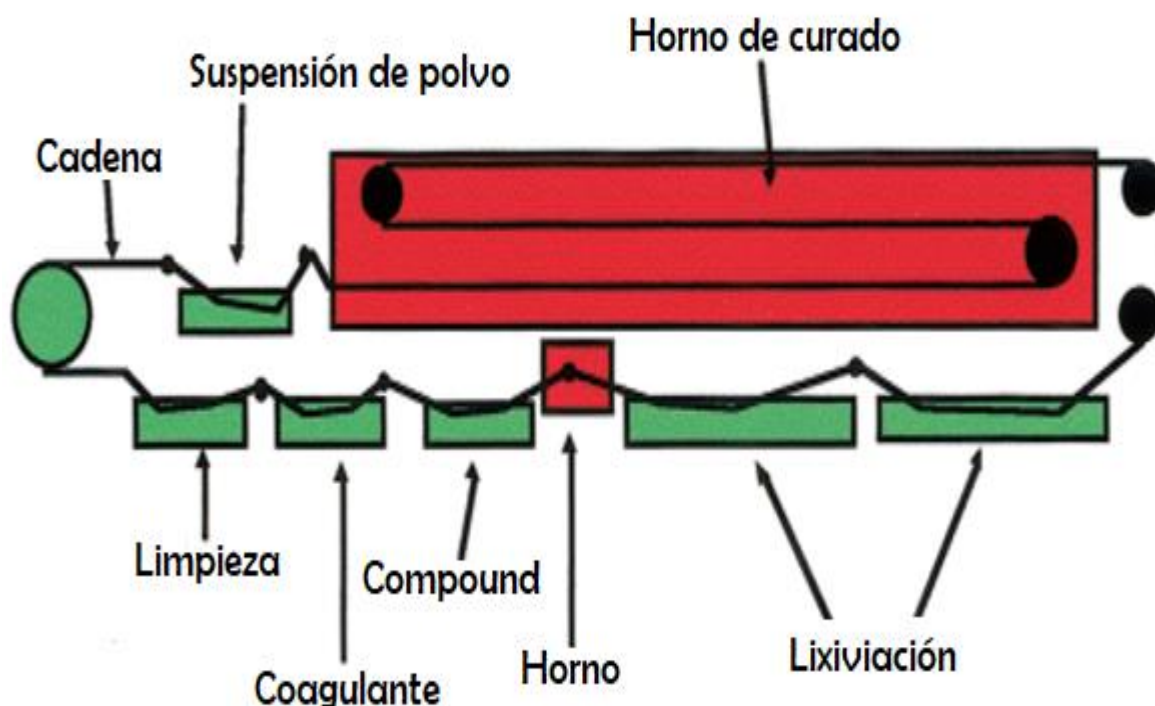


Figura 21. Proceso continuo para la fabricación de guantes (Yip & Cacioli, 2002) (25)

5.2. Proceso genérico de fabricación

Aunque los fabricantes tienen muchas características propias en sus procesos de fabricación particulares, generalmente siguen la secuencia estándar que se presenta en la **Figura 22**. El primer paso para la elaboración de los guantes es la formulación (compounding), que corresponde a la obtención de la mezcla compuesta de caucho natural concentrado o el caucho sintético con diferentes sustancias químicas (compound) según las características de los procesos posteriores y el producto final que se requiera obtener (5).

Los moldes, en los que se forman los guantes, generalmente son cerámicos, pero pueden ser de plásticos termorresistentes. En la mayoría de los procesos de fabricación de guantes, se debe limpiar cuidadosamente el molde antes de iniciar la producción. La superficie del molde debe mantenerse limpia para obtener un depósito uniforme y continuo de la mezcla compuesta (compound) de caucho natural o sintético. Se puede utilizar una variedad de agentes de limpieza, incluidas soluciones alcalinas, soluciones ácidas, agentes oxidantes, tensoactivos o una combinación de estos (25).

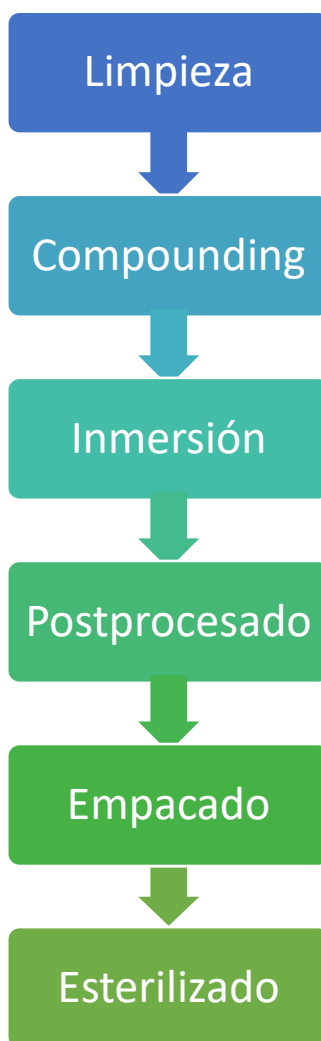


Figura 22. Proceso estándar de fabricación de guantes (Yip & Cacioli, 2002) (25)

Después de la limpieza, el siguiente paso es la inmersión del molde en la mezcla coagulante. El coagulante juega un papel vital para la formación de productos de caucho, ayudará a controlar la cantidad de la mezcla compuesta de caucho (compound) que se depositará en el molde y eventualmente determinará el grosor del guante. Se pueden usar varios coagulantes, el convencional es una mezcla de nitrato de calcio y carbonato de calcio con un agente humectante (también conocido como agente de separación) adecuado que generalmente es un compuesto no iónico (25).

La función del agente humectante es reducir la tensión superficial del compuesto coagulante, lo que facilita la adhesividad de la mezcla compuesta de caucho (compound) al molde y permitirá que el guante curado se retire fácilmente del molde. El carbonato de calcio se usa generalmente como agente humectante, aunque en algunos de los procesos sin polvo, se pueden usar otras sales o incluso algunos polímeros (5). El grosor del guante se puede afectar o controlar con la temperatura del coagulante, la concentración del coagulante y la duración de la inmersión (13).

Después de la inmersión en coagulante, se continúa con un secado ligero y la inmersión del molde en la mezcla compuesta de caucho (compound) que puede contener caucho sintético o natural y generalmente se habrá mezclado con curativos, antioxidantes y estabilizadores. En la **Figura 23** se representan los procesos de inmersión en coagulante y la inmersión en la mezcla compuesta de caucho (compound) (84).

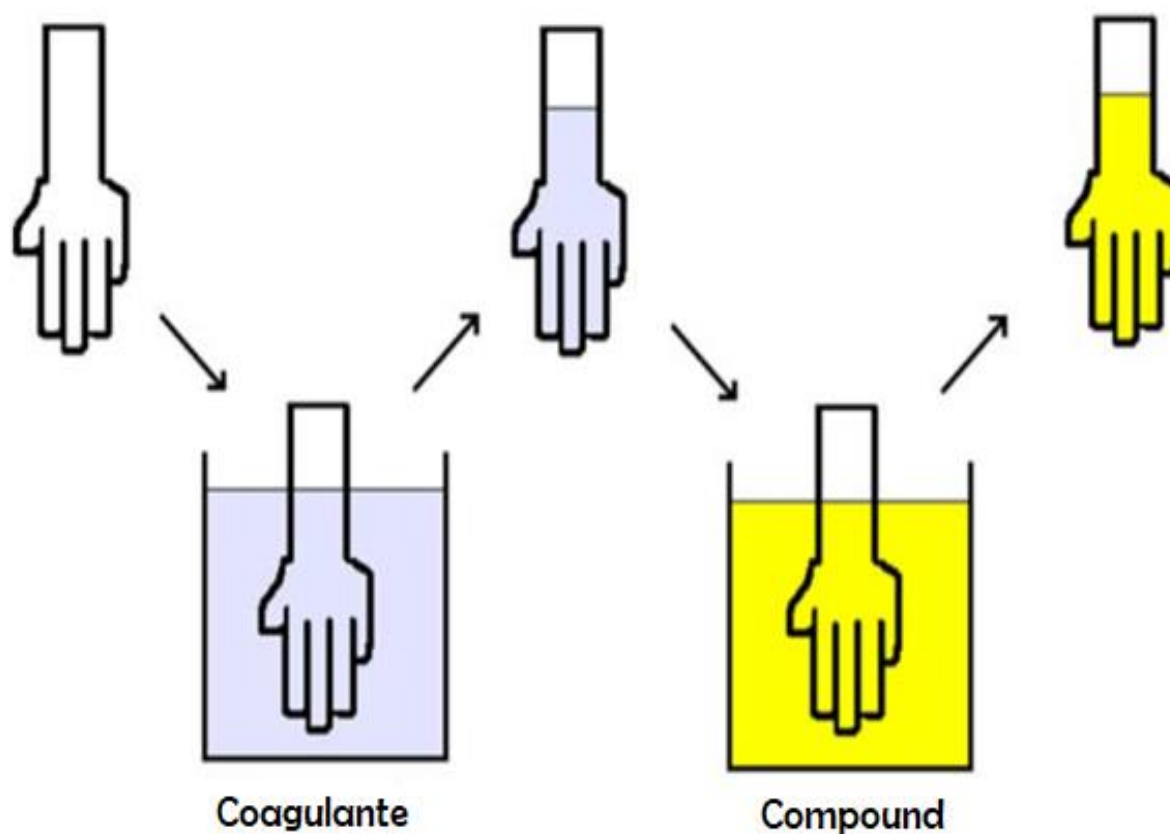


Figura 23. Esquema del proceso de inmersión en coagulante y mezcla compuesta de caucho (compound) (Groves & Routh 2017) (84)

Después de la inmersión en la mezcla compuesta de caucho (compound), el molde con la capa que ha quedado adherida, puede someterse a una prevulcanización. La prevulcanización es un proceso de curado parcial que se realiza para acondicionar al material antes de la lixiviación (25).

El proceso de lixiviación es efectivo para eliminar el coagulante residual y si se trabaja con caucho natural, algunas proteínas solubles. Se utiliza agua caliente (80 °C aproximadamente), y los tanques se reponen regularmente con agua dulce para evitar su saturación. El proceso de lixiviación conlleva muchos beneficios, que incluyen el establecimiento de una mayor unión del enlace entre los componentes y mejoramiento de la durabilidad estática (25). Los problemas alérgicos que surgen de los guantes de caucho natural pueden resolverse prolongando el tiempo de lixiviación o aumentando la temperatura del baño de agua (13) (2).

El caucho lixiviado ingresa en un horno de curado donde alcanzará sus propiedades finales. En el proceso de vulcanización o curado, la película de caucho se seca y retícula químicamente. Los agentes de vulcanización se han agregado en la mezcla compuesta de caucho elaborada en el proceso de formulación (compounding), también se añadieron aditivos tales como activador y acelerador de la reticulación de ser necesarios (5).

El rango de temperatura óptimo para la vulcanización es de 70 °C a 150 °C (13) Los tiempos óptimos de 10 a 30 minutos (83). La vulcanización en un rango de baja temperatura conduce a una mejor elasticidad, mientras que las temperaturas más altas producen una mayor resistencia a la tracción. Entre más alta sea la temperatura y más largo el tiempo de vulcanización, más alta será la densidad de reticulación y más rígido el producto final (5).

La salida del horno de vulcanización es el punto en el que los procesos pueden variar significativamente según el fabricante y el tipo de guante (25).

5.3. Fabricación de guantes con polvo

Para fabricar guantes con polvo se pueden utilizar tres enfoques distintos:

El primer enfoque consiste en la inmersión de los moldes con el caucho curado en una suspensión de polvo, luego la remoción de los guantes empolvados de los moldes y su embalaje. Este es el enfoque más simple y posiblemente el más utilizado, donde la superficie del guante puede contener altos niveles de materiales residuales (25).

El segundo enfoque se conoce como lixiviación posterior. Durante el proceso de vulcanización, el agua atrapada en el caucho se convierte en vapor y escapa a través de la película. A medida que el vapor pasa a través de la película, transporta, agentes coagulantes y de vulcanización residuales, así como proteínas solubles. En consecuencia, la superficie del guante al salir del horno de vulcanización estará colmada de estos materiales (25).

En un tanque de lixiviación con agua caliente y limpia, la superficie del guante se lava fácilmente y se reduce efectivamente la concentración de los materiales residuales antes mencionados. Es crucial que el agua en el tanque de lixiviación se renueve continuamente; de lo contrario, la concentración del material extraíble aumenta hasta un punto en el que se agregan contaminantes en lugar de eliminarse de la superficie del guante. Después de la segunda lixiviación el guante se empolva, se retira del molde y empaqa. Esta secuencia de pasos se esquematiza en la **Figura 24** (25).

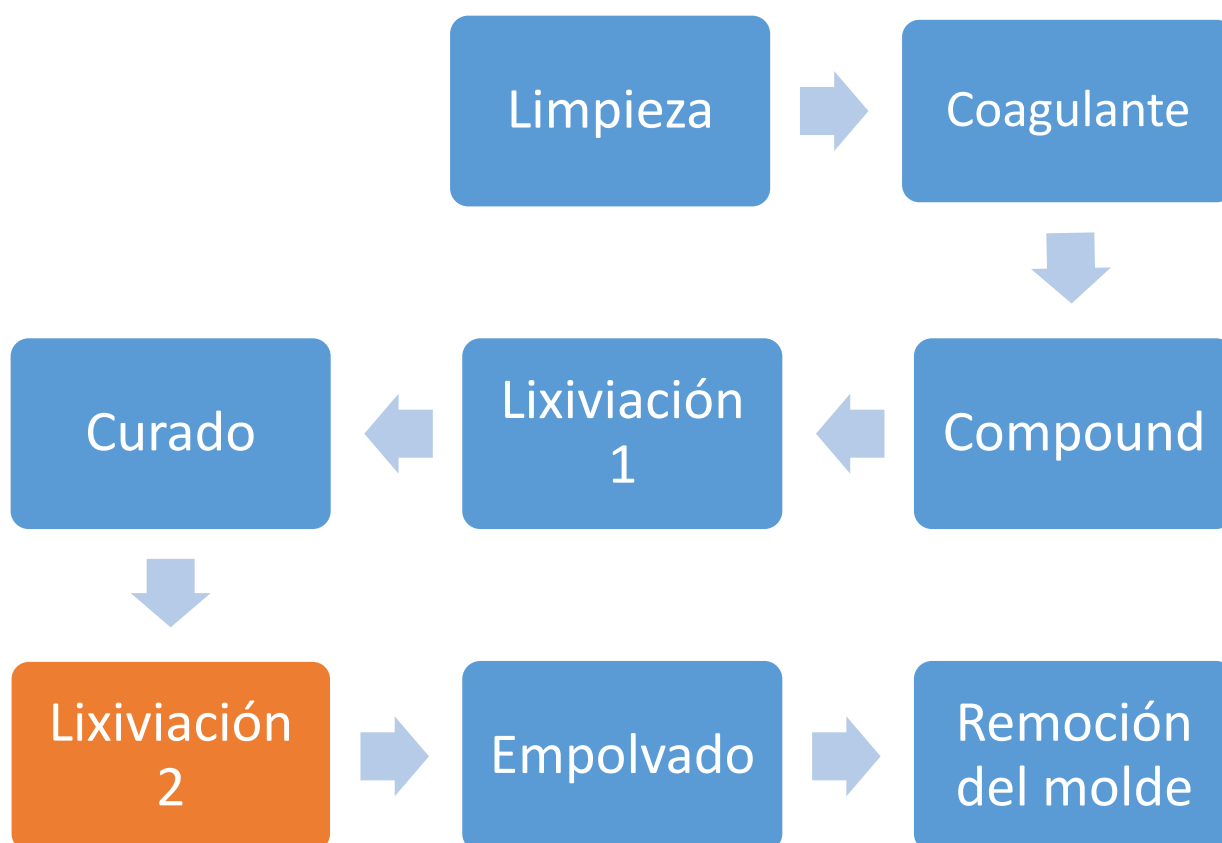


Figura 24. Proceso de lixiviación posterior (Yip & Cacioli, 2002) (25)

En el tercer enfoque los guantes, después de empolvarse y retirarse de los moldes, son postprocesados. Los guantes se colocan en una lavadora comercial donde se someten a un lavado con agua caliente y detergente, seguido de enjuague con agua caliente. Este lavado es muy efectivo en la eliminación de productos químicos residuales como coagulantes y agentes de vulcanización, y también se reduce drásticamente los niveles de proteínas (25).

Este procedimiento se esquematiza en la **Figura 25**. No todas las formulaciones de guantes se prestan al lavado de esta manera y, en consecuencia, se requiere algún trabajo de desarrollo para realizar este cambio en un proceso existente que no utiliza el procesamiento posterior. Es importante tener en cuenta que el proceso de lixiviación para la eliminación de proteínas solubles en agua solo es crítico para los guantes hechos de caucho natural y no para los guantes de caucho sintético (25).

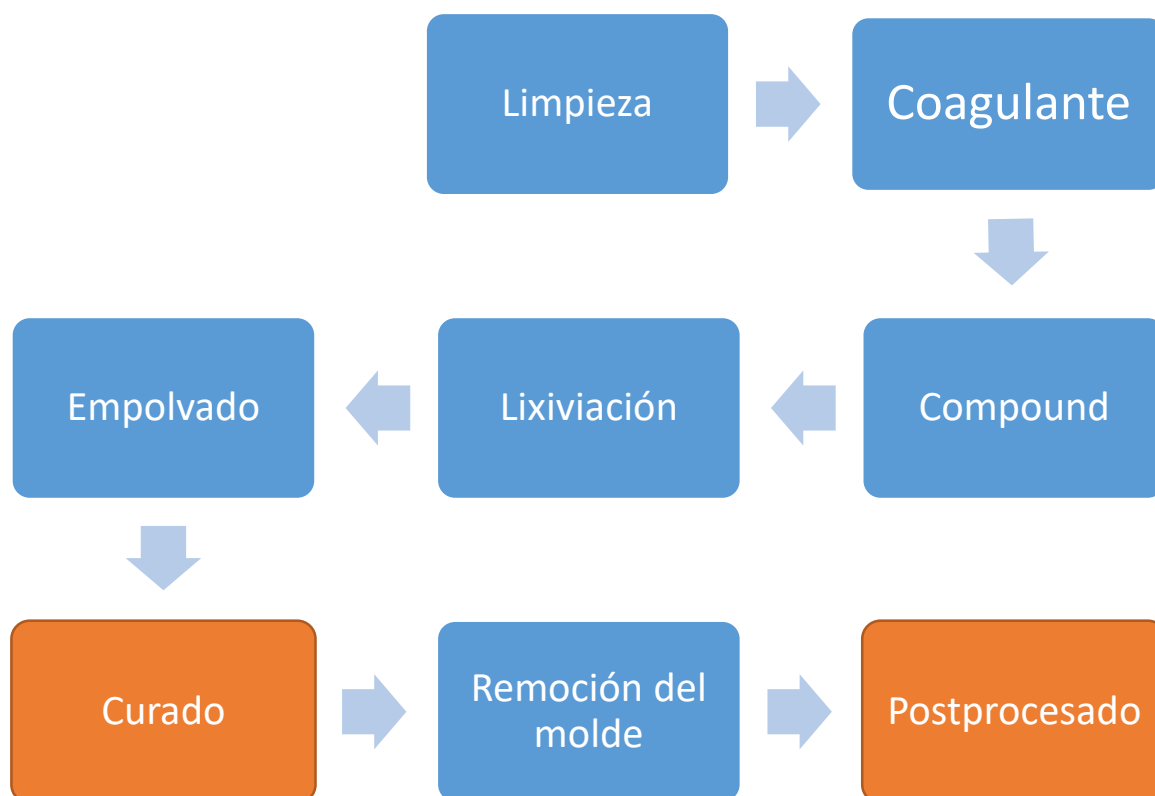


Figura 25. Postprocesado (Yip & Cacioli, 2002) (25)

5.4. Procesamiento sin polvo

A nivel mundial, hasta aproximadamente el año 2000, se usaba polvo (almidón o carbonato de calcio) para recubrir la superficie interior de los guantes, lo que facilitaba la colocación y fijación del guante. Sin embargo, debido al aumento en los incidentes de alergias reportadas al látex (caucho natural), ha habido preocupaciones sobre las proteínas causantes de las alergias, que se transportan, con el polvo, hacia al aire tras la extracción del guante. En consecuencia, en 2010, el Ejecutivo de Salud y Seguridad (en el Reino Unido) publicó pautas que establecen que los guantes de látex deben estar libres de polvo (10). Progresivamente, con el paso del tiempo, estas prohibiciones se han ido adoptando en el resto del mundo.

Hay varios métodos disponibles para la producción de guantes sin polvo, entre los que se encuentran la cloración, los recubrimientos y coagulantes y recubrimientos libres de polvo (25).

5.4.1. Cloración

La cloración es probablemente el método más utilizado para la fabricación de guantes sin polvo. Los dobles enlaces en el polímero de poliisopreno contenido en el caucho natural son muy susceptibles a

la adición de cloro. El efecto del cloro en la superficie del guante es endurecer y eliminar la adherencia de la superficie del caucho; de hecho, la cloración es un tipo de envejecimiento acelerado. El cloro es perjudicial para las propiedades físicas del guante. Por esta razón, es importante que el proceso de cloración se controle cuidadosamente. La cloración excesiva dará como resultado guantes que tengan una vida útil más corta y propiedades físicas más pobres. Los guantes de caucho natural también se decolorarán y tendrán un mal olor. La cloración de los guantes se puede realizar con distintas técnicas, los guantes se pueden producir de la manera estándar en que se producen guantes con polvo y luego someterse a un proceso de cloración por lotes (25).

Con la cloración, la textura de la superficie del guante se endurecerá y se sentirá suave, lo que reducirá el problema de adherencia y mejorará la duración de la colocación. Los expertos industriales creen que el proceso de cloración ayuda a descomponer las proteínas del caucho natural al reaccionar el cloro con su grupo amino (5).

Un ciclo de cloración puede incluir los siguientes pasos: prelavado, exposición a una solución de cloro, neutralización, enjuague y secado. Los guantes con polvo pueden colocarse directamente en el equipo de cloración, y con el uso de altas concentraciones de cloro, los guantes se cloran por dentro y por fuera, y el exterior recibe una dosis más pesada. Los guantes procesados de esta manera generalmente están muy descoloridos y tienen un olor distinto. También tienden a tener valores más bajos de resistencia a la tracción y muestran una disminución marcada en sus propiedades de tracción envejecidas (25).

Un proceso alternativo es invertir manualmente los guantes para exponer la superficie interna y clorarlos usando una solución de menor resistencia. Los guantes se vuelven a invertir. Se pueden secar en esta etapa, o se pueden someter a otro ciclo de cloración para reducir la pegajosidad de la superficie. Los guantes que no están clorados por segunda vez generalmente tienen buenas características de agarre, pero tienden a pegarse entre sí en la caja, lo que dificulta la dispensación. Los procesos en los que se usan concentraciones más bajas de cloro producen guantes que tienen mejores propiedades físicas que los producidos con altas concentraciones de cloro (25).

Otra técnica es el uso de la cloración en línea. La ventaja de usar este método es que el exterior del guante clorado se puede invertir con lo que se convierte en la superficie interna. La cloración posterior se realiza muy ligeramente en la superficie ahora expuesta (después de la inversión). Estos procesos ayudan a mantener mejores propiedades físicas. Además, se mejora la colocación y los guantes no se pegarán entre sí en el embalaje (25).

5.4.2. Recubrimientos

El recubrimiento de la superficie interna del guante, seguido de la cloración de la superficie externa, se está convirtiendo en la técnica más común para hacer que los guantes estén libres de polvo. Algunos recubrimientos proporcionan una excelente colocación de manos secas, mientras que otros proporcionan una buena colocación tanto en seco como en húmedo. Los materiales de recubrimiento típicos son poliacrilatos, poliuretanos y combinaciones de ambos (25). Los recubrimientos se pueden clasificar como:

- Hidrogeles
- No hidrogeles

Los recubrimientos de hidrogel están compuestos de materiales que absorben agua muchas veces su peso y se hinchan y deslizan para que el guante se pueda poner fácilmente. Los no hidrogeles repelen el agua, y la topografía del recubrimiento imita las características de una superficie con polvo. Estos recubrimientos permiten una buena capacidad de colocación, ya que generalmente proporcionan una topografía en la superficie interna del guante que contiene protuberancias esféricas duras incrustadas en una matriz de unión blanda como se puede observar en la **Figura 26**.

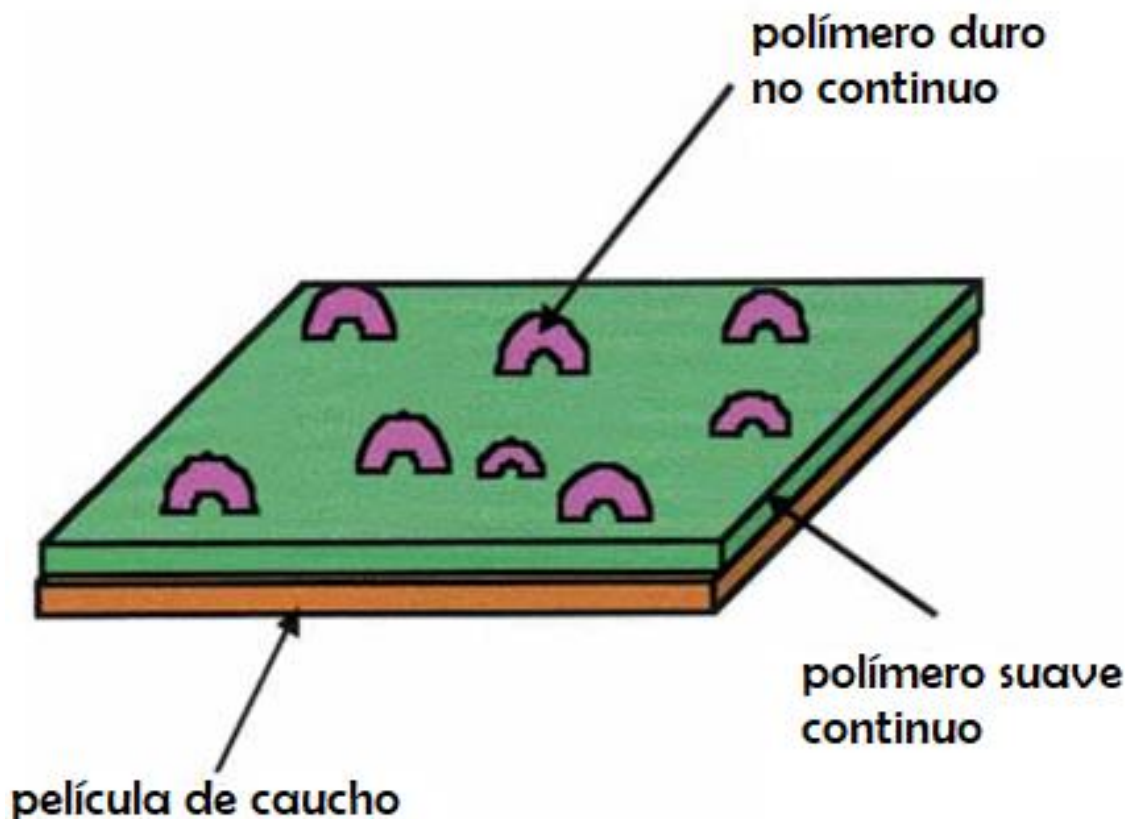


Figura 26. Recubrimiento del tipo no hidrogel, con protuberancias (Yip & Cacioli, 2002) (25)

Esta topografía se parece mucho a una superficie con polvo, que se muestra en la **Figura 27**, sobre la cual las partículas de polvo esféricas actúan como "rodamientos de bolas" y permiten que la mano se deslice sobre la superficie del guante (25).

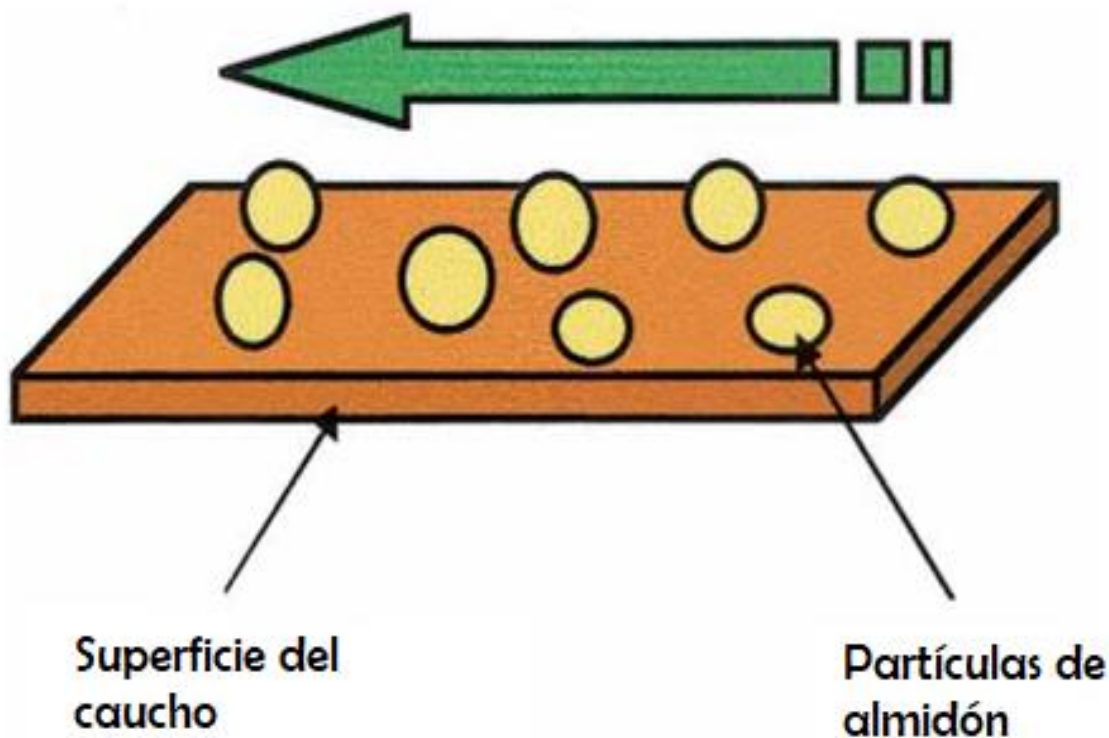


Figura 27. Superficie de un guante con polvo de almidón (Yip & Cacioli, 2002) (25)

Existen dos métodos para aplicar recubrimientos a los guantes: en línea y después del procesamiento. Las aplicaciones de revestimiento en línea ocurren durante el proceso de fabricación de guantes justo antes del secado final en el horno. El recubrimiento se aplica con una sobre-inmersión del guante que tendrá aún la capa de mezcla compuesta de caucho (compound) húmeda. Esta capa húmeda, a veces se usa para asegurar una buena adhesión del recubrimiento a la superficie del guante (25).

Los recubrimientos después del proceso se refieren al lavado de los guantes terminados en una lavadora por lotes y al mismo tiempo tratar los guantes con un material de recubrimiento. Los materiales típicamente utilizados son los mismos que los utilizados en aplicaciones de revestimiento en línea. Los guantes húmedos recubiertos se secan luego en secadores discontinuos. Un inconveniente de esta técnica es que ambos lados del guante pueden estar recubiertos; Esto afecta el agarre de la superficie exterior y, a menudo, no proporciona una capacidad de colocación adecuada (25).

5.4.3. Coagulantes y revestimientos libres de polvo

Varios fabricantes de guantes están utilizando procesos que no involucran polvos. La técnica utiliza los recubrimientos mencionados anteriormente junto con un coagulante sin polvo. Típicamente, un coagulante contiene un agente de liberación (polvo) para facilitar la extracción o retirada del guante terminado del molde. Se han desarrollado coagulantes que no requieren polvo para liberar el guante del molde. Los agentes de liberación orgánicos se están utilizando como sustitutos del polvo. La adherencia y el agarre se pueden controlar para proporcionar al usuario del guante las características deseadas. En algunos casos, las modificaciones a la formulación y procesamiento de caucho producen un material más seco y menos pegajoso, eliminando la necesidad de todos los polvos. La no utilización de polvo en el proceso de fabricación de guantes ha eliminado la necesidad de lavado y cloración. Sin embargo, esto puede afectar el contenido de proteína en los guantes de caucho natural, porque el lavado y la cloración son técnicas excelentes para reducir los materiales alergénicos extraíbles (25).

5.5. Esterilización

La esterilización es un proceso muy importante para los guantes quirúrgicos y optativo para los guantes que se utilizarán para examen. La esterilización se realizará a través de óxido de etileno o irradiación gamma (procesos que no afectarían las propiedades del guante de caucho) para eliminar los microorganismos (85).

6. Caracterización y Normativa

Los guantes de protección médica deben evaluarse con los estándares adecuados antes de estar disponibles para uso comercial. Los parámetros básicos (longitud, color, grosor, recubrimiento, presencia o ausencia de polvo, cantidad de proteínas, textura, etc.) de los guantes médicos se monitorean y controlan de cerca para cumplir con estándares internacionales como los estadounidenses (ASTM), los europeos (EN) y los de la Organización Internacional para el Estándar (ISO) (13).

6.1. Estándares de calidad según la Normativa Europea

6.1.1. Norma europea UNE-EN 455 Guantes médicos para un solo uso

La Norma Europea UNE-EN 455, recoge los estándares de calidad armonizados en el marco de la Unión Europea para los guantes médicos desechables, tanto quirúrgicos como de examen. Consta de 4 partes:

UNE-EN 455-1. Parte 1: Requisitos y Ensayos para determinar la ausencia de agujeros.

UNE-EN 455-2. Parte 2: Requisitos y Ensayos para determinar las propiedades físicas. Especifica aspectos como la talla y longitud de los guantes, así como su resistencia analizada en función de la fuerza de rotura antes y después del envejecimiento.

UNE-EN 455-3. Parte 3: Requisitos y ensayos para la evaluación biológica. Especifica los requisitos para valorar la seguridad biológica de los guantes y trata aspectos como etiquetado y envasado.

UNE-EN 455-4. Parte 4: Determinación de la vida útil del guante.

6.1.2. Norma europea UNE-EN ISO 10993 Evaluación biológica de productos sanitarios

La Norma Europea UNE-EN ISO 10993 establece procedimientos de ensayos biológicos para productos sanitarios en general, donde se incluyen los guantes médicos. Consta de 18 partes (cabe mencionar que la parte 8 se encuentra anulada desde el 2007):

UNE-EN ISO 10993-1 Parte 1: Evaluación y ensayos mediante un proceso de gestión del riesgo.

UNE-EN ISO 10993-2 Parte 2: Requisitos relativos a la protección de los animales.

UNE-EN ISO 10993-3 Parte 3: Ensayos de genotoxicidad, carcinogenicidad y toxicidad para la reproducción.

UNE-EN ISO 10993-4 Parte 4: Selección de los ensayos para las interacciones con la sangre.

UNE-EN ISO 10993-5 Parte 5: Ensayos de citotoxicidad in vitro.

UNE-EN ISO 10993-6 Parte 6: Ensayos relativos a los efectos locales después de la implantación.

UNE-EN ISO 10993-7 Parte 7: Residuos de la esterilización por óxido de etileno.

UNE-EN ISO 10993-8 Parte 8: Selección y cualificación de los materiales de referencia para ensayos biológicos (Anulada).

UNE-EN ISO 10993-9 Parte 9: Marco para la identificación y cuantificación de productos potenciales de degradación.

UNE-EN ISO 10993-10 Parte 10: Ensayos de irritación y sensibilización cutánea.

UNE-EN ISO 10993-11 Parte 11: Ensayos de toxicidad sistémica.

UNE-EN ISO 10993-12 Parte 12: Preparación de muestras y materiales de referencia.

UNE-EN ISO 10993-13 Parte 13: Identificación y cuantificación de los productos de degradación de productos sanitarios poliméricos.

UNE-EN ISO 10993-14 Parte 14: Identificación y cuantificación de los productos de degradación de materiales cerámicos.

UNE-EN ISO 10993-15 Parte 15: Identificación y cuantificación de los productos de degradación de metales y aleaciones.

UNE-EN ISO 10993-16 Parte 16: Diseño del estudio toxicocinético de productos de degradación y sustancias lixiviables.

UNE-EN ISO 10993-17 Parte 17: Establecimiento de los límites permisibles para sustancias lixiviables.

UNE-EN ISO 10993-18 Parte 18: Caracterización química de materiales.

6.1.3. Norma europea ISO 16604 Ropa para protección contra el contacto con la sangre y los fluidos corporales. Determinación de la resistencia de los materiales de la ropa protectora a la penetración de agentes patógenos transmitidos por la sangre. Método de prueba con el bacteriófago Phi-X 174

La Norma europea ISO 16604 describe un método de prueba de laboratorio para medir la resistencia de los materiales utilizados en la ropa protectora (en la que se incluyen los guantes médicos) a la penetración de agentes patógenos transmitidos por la sangre. Este método de ensayo utiliza un microbio de prueba en condiciones de contacto continuo con el líquido. Las determinaciones de "aprobado o reprobado" de la ropa protectora se basan en la detección de penetración viral a una presión hidrostática específica utilizando el aparato de prueba ISO 13994 como el que se observa en la **Figura 28**.



Figura 28. Equipo para ensayo de penetración según ISO 13994 (Ormond & Barker, 2014) (86)

6.1.4. Norma europea UNE-EN ISO 374 Guantes de protección contra los productos químicos y los microorganismos

La Norma europea UNE-EN ISO 374 describe los ensayos que se deben realizar a los guantes médicos para comprobar su resistencia a productos químicos y microorganismos. Esta normativa cuenta con 5 partes:

UNE-EN ISO 374-1 Parte 1: Terminología y requisitos de prestaciones.

UNE-EN ISO 374-2 Parte 2: Determinación de la resistencia a la penetración. Específica en método de ensayo para determinar la resistencia a la penetración de los guantes que protegen contra los productos químicos y/o los microorganismos. Contempla un ensayo de fuga de aire y uno para la fuga de agua.

UNE-EN ISO 374-3 Parte 3: Determinación de la resistencia a la permeación por productos químicos. Especifica el procedimiento para la determinación de la resistencia de los materiales de los guantes de protección a la permeación por productos químicos no gaseosos potencialmente peligrosos, bajo condiciones de contacto continuo. El ensayo no representa condiciones que se puedan encontrar durante el uso y los datos de ensayo deben estar restringidos a comparar materiales según los tiempos de penetración.

UNE-EN ISO 374-4 Parte 4: Determinación de la resistencia a la degradación por químicos. Especifica el procedimiento de ensayo de resistencia química del material que mide su degradación en contacto con un producto. Este proceso se define como el deterioro o la pérdida de una o más propiedades de dicho material debido al contacto con un producto químico. Se mide, en concreto, el cambio en la resistencia a la perforación que puede sufrir el material tras el contacto con el producto químico de interés.

UNE-EN ISO 374-5 Parte 5: Terminología y requisitos de prestaciones para riesgos por microorganismos.

6.1.5. Mercado CE y Pictogramas

El Mercado CE se aplica para los guantes médicos de examen y quirúrgicos, es obligatorio y sirve como instrumento para regular y controlar la comercialización, y el uso de manera segura de este tipo de productos dentro de la Unión Europea. Los guantes médicos pueden ser (87):

- Clase I: guantes de exploración
- Clase I estéril: guantes de exploración esterilizados
- Clase IIa: Guantes de uso quirúrgico.

Como Producto sanitario (PS):







- Mercado CE en base al RD1591/2009. Clase I o IIa. Declaración de conformidad, etc.

Como Equipo de protección individual (EPI):

- Mercado CE en base al RD 1407/92. Categoría III. Declaración de conformidad, examen CE tipo
- Serán “Guantes de protección contra los productos químicos y los microorganismos” CE + nº organismo de control notificado

El cumplimiento de la legislación y las normas obliga a identificar los guantes con una serie de pictogramas, entre los que se pueden encontrar los que se muestran en la **Tabla 2** (87):

Tabla 2. Pictogramas en guantes sanitarios según Normativa Europea (Alonso Encinas et al., 2017) (87)

Marcado CE		Deberá identificar si es en base a PS o EPI (o ambos) señalando la legislación
Protección química		Los códigos «A», «D» y «F» designan los compuestos químicos para los cuales se ha obtenido al menos clase 2 en el ensayo de resistencia a la permeación
Baja resistencia química		No se cumple la condición anterior, pero se cumplen las condiciones de estanqueidad al agua y al aire, deberá consultarse la hoja de instrucciones
Protección contra microorganismos		La norma exige que se obtenga como mínimo un nivel 2 que se corresponde con un AQL < 1,5
Riesgos mecánicos		Las letras a, b, c, d indican los niveles de prestación obtenidos en los ensayos de abrasión, corte, rasgado y perforación.
Radiaciones ionizantes		Protección contra la radiación ionizante y la contaminación radiactiva.

6.2. Normativa ASTM

6.2.1. Norma ASTM D3577 Especificación estándar para guantes quirúrgicos de caucho

La norma ASTM D3577 cubre ciertos requisitos para los guantes quirúrgicos de caucho estériles empaquetados que se utilizan para realizar procedimientos quirúrgicos. Esta especificación sirve para guantes quirúrgicos de caucho natural (Tipo 1) y de caucho sintético (Tipo 2) estériles.

Para cumplir con este estándar, los guantes se fabricarán con cualquier compuesto de polímero de caucho, con las superficies internas y externas libres de talco y con dimensiones y propiedades físicas que cumplan con los requisitos especificados. Se realizarán pruebas de esterilidad, ausencia de agujeros, dimensiones físicas, resistencia a la tracción, alargamiento final, tensión en el alargamiento, residuo libre de polvo, cantidad de polvo, contenido de proteína y contenido de proteína antigénica para comprobar la conformidad de los guantes de goma con los requisitos especificados.

6.2.2. Norma ASTM D3578 Especificación estándar para guantes de examen de caucho

La norma ASTM D3578 cubre ciertos requisitos para guantes de caucho natural utilizados en la realización de exámenes médicos y procedimientos de diagnóstico y terapéuticos. También cubre guantes de caucho natural utilizados en el manejo de material médico contaminado. Esta especificación sirve para guantes de caucho natural que se ajustan a la mano, emparejados y con distintas tallas, guantes de caucho natural estériles envasados y guantes de caucho natural no estériles envasados o a granel.

El material bajo esta especificación consiste en guantes Tipo 1 y Tipo 2, que se fabricarán con cualquier compuesto de caucho natural, con las superficies internas y externas libres de talco y con dimensiones y propiedades físicas que deben cumplir con los requisitos especificados. Se realizarán pruebas de esterilidad, ausencia de agujeros, dimensiones físicas, resistencia a la tracción, alargamiento final, tensión en el alargamiento, residuo libre de polvo, cantidad de polvo, contenido de proteína y contenido de proteína antigénica para evaluar la conformidad de los guantes de goma con los requisitos. especificado.

6.2.3. Norma ASTM D5250 Especificación estándar para guantes de policloruro de vinilo para aplicaciones médicas

La norma ASTM D5250 está destinada a ser un procedimiento para evaluar el rendimiento y la seguridad de los guantes de examen de policloruro de vinilo. Esta especificación cubre ciertos requisitos para estos guantes utilizados en la realización de exámenes médicos y procedimientos de

diagnóstico y terapéuticos. También cubre guantes de policloruro de vinilo utilizados para manipular material médico contaminado.

Esta especificación es similar a la de la ASTM D3578 para guantes de examen de caucho y sirve para guantes de policloruro de vinilo que se ajustan a la mano, emparejados y por talla. También sirve para guantes de policloruro de vinilo estériles o no estériles o envasados a granel. Esta especificación no cubre los guantes bidimensionales de poli cloruro de vinilo termosellados.

6.2.4. Norma ASTM D6319 Especificación estándar para guantes de examen de nitrilo para aplicaciones médicas

La norma ASTM D6319 cubre ciertos requisitos para los guantes de caucho de nitrilo utilizados en la realización de exámenes médicos y procedimientos de diagnóstico y terapéuticos. Esta especificación cubre los guantes de examen de caucho de nitrilo que se ajustan a la mano, emparejados y por tallas. También sirve para guantes de examen de caucho de nitrilo estériles o no estériles o a granel. Esta normativa es similar a la de la Especificación D3578 para guantes de examen de caucho.

6.2.5. Norma ASTM D6977 Especificación estándar para guantes de examen de policloropreno para aplicaciones médicas

La norma ASTM D6977 proporciona ciertos requisitos para los guantes de caucho de policloropreno utilizados en la realización de exámenes médicos y procedimientos de diagnóstico y terapéuticos. Esta especificación cubre los guantes de examen de goma de policloropreno que se ajustan a la mano, emparejados y por tallas. También sirva para guantes de examen de hule de policloropreno estériles o no estériles o a granel no estériles. Esta especificación es similar a la ASTM D3578 para guantes de examen de goma y la ASTM D6319 para guantes de examen de nitrilo para aplicaciones médicas.

6.2.6. Norma ASTM D412 Métodos de prueba estándar para caucho vulcanizado y elastómeros termoplásticos

La norma ASTM D412 proporciona lineamientos para medir las propiedades mecánicas para el caucho vulcanizado y otros materiales de comportamiento similar al caucho, que son los materiales con los que se confeccionan los guantes médicos, pero no incluye ebonita o caucho duro a temperatura ambiente y temperatura aumentada (2) (5).

Los ensayos del estándar ASTM D412 se ejecutan en una máquina de ensayo universal (también llamada máquina de ensayo de tracción) que se muestra en la **Figura 29**. Para realizar el ensayo de tracción, las películas de látex/caucho se cortan en forma de mancuernas utilizando un cortador de

troquele. La velocidad de cruceta se ajusta a 500 mm/min. Normalmente, los resultados son el promedio de 5 muestras (55).



Figura 29. Inicio de la prueba de resistencia a la tracción, progreso y finalización según ASTM D412 (Mecmesin, 2020) (88)

Aunque el estándar ASTM D412 tiene en cuenta una gran variedad de propiedades de tracción distintas, las siguientes son las más comunes (5):

- Resistencia a la tracción: Es el máximo esfuerzo de tracción aplicado al estirar de manera axial y progresiva una probeta normalizada hasta su rotura.
- Esfuerzo de tracción en un alargamiento dado: Es el esfuerzo necesario para estirar axialmente la sección uniforme de una probeta normalizada de ensayo hasta un alargamiento dado. Se mide la elasticidad de un material bajo deformación por tracción.
- Alargamiento máximo: Es el alargamiento en el que se produce la rotura de una probeta normalizada al aplicar el esfuerzo de tracción axial continuado.

6.2.7. Norma ASTM D624 Método de prueba estándar para la resistencia al desgarro de goma vulcanizada convencional y elastómeros termoplásticos

La norma ASTM D624 describe los procedimientos para medir la resistencia al desgarro del caucho vulcanizado convencional y los elastómeros termoplásticos que son los materiales con los que se fabrican los guantes médicos desechables. El caucho vulcanizado y los elastómeros termoplásticos (TPE) a menudo fallan en el servicio debido a la generación y propagación de un tipo especial de ruptura llamada desgarro. Este método de prueba mide la resistencia a la acción de rasgado. Los resultados obtenidos en una prueba de resistencia al desgarro solo pueden considerarse como una medida bajo las condiciones de ensayo y pueden no tener ninguna relación directa con el rendimiento del material en su uso final. La importancia de las pruebas de desgarro debe determinarse en base a la aplicación individual o al rendimiento del producto.

La prueba se lleva a cabo estirando una probeta normalizada, utilizando un equipo adecuado. Por lo general se emplea la máquina de prueba de tracción universal. La prueba de rasgado se realiza con una velocidad de cruceta de 50 mm/min. Es conveniente que los resultados sean el promedio de 5 muestras (55).

6.2.8. Norma ASTM D5712 Método de prueba estándar para el análisis de proteínas acuosas extraíbles en látex, caucho natural y productos elastoméricos utilizando el método Lowry modificado

La Norma ASTM D5712 cubre una prueba analítica para determinar la cantidad de proteína extraíble acuosa total asociada con caucho natural y productos elastoméricos. Las proteínas solubles en agua se extraen en una solución tampón y luego se precipitan para concentrarlas y también para separarlas de las sustancias solubles en agua que pueden interferir con la determinación. La proteína extraída se redisuelve y cuantifica colorimétricamente mediante el método Lowry modificado utilizando un estándar de proteína.

6.2.9. ASTM D6124 Método de prueba estándar para polvo residual en guantes médicos

La Norma ASTM D6124 está diseñada para determinar la cantidad de polvo residual y otros sólidos que se encuentran en los guantes médicos. Este método de prueba es adecuado y está diseñado como un método de referencia para evaluar muestras de guantes médicos. Este método de prueba cubre la determinación del polvo promedio o la masa retenido en un filtro que se encuentra en una muestra de guantes médicos.

6.2.10. Norma ASTM D5151 Método de prueba estándar para la detección de agujeros en guantes médicos

La Norma ASTM D5151 está diseñado para detectar agujeros que tienen fugas de agua y comprometen así la utilidad del guante. Este método de prueba es adecuado y está diseñado como un método de referencia para evaluar muestras de guantes médicos. El material del guante debe ser lo menos susceptible a la posibilidad de perforación o perforación. Este método de prueba cubre la detección de agujeros en guantes médicos. Se limita a la detección de agujeros que permiten fugas de agua en las condiciones de la prueba.

6.2.11. Norma ASTM F1671 Método de prueba estándar para la resistencia de los materiales utilizados en la ropa protectora a la penetración por patógenos transmitidos por la sangre utilizando la penetración de bacteriófagos Phi-X174 como sistema de prueba

La Norma ASTM F1671 se utiliza para medir la resistencia de los materiales utilizados en la ropa protectora, entre la que están los guantes médicos, a la penetración de agentes patógenos transmitidos por la sangre utilizando un microbio de prueba en condiciones de contacto continuo con líquidos. Las determinaciones de aprobación o falla del material de ropa protectora se basan en la detección de penetración viral.

Este método de prueba se ha definido específicamente para modelar la penetración viral de la hepatitis (B y C) y los virus de inmunodeficiencia humana transmitidos en la sangre y otros fluidos corporales potencialmente infecciosos. Las inferencias para la protección contra otros patógenos deben evaluarse caso por caso. Este método de prueba aborda solo el rendimiento de materiales que se determina que son resistentes a los virus.

6.2.12. Norma ASTM D6978 Práctica estándar para la evaluación de la resistencia de los guantes médicos a la permeabilidad de los medicamentos de quimioterapia

La Norma ASTM D6978 cubre un protocolo para la evaluación de la resistencia de los materiales de guantes médicos a la permeación de medicamentos de quimioterapia contra el cáncer potencialmente peligrosos en condiciones de contacto continuo. Se realiza una evaluación basada en el avance de permeación de nueve medicamentos de quimioterapia a través del material del guante durante un cierto período de tiempo determinado. Se enfatiza que las condiciones utilizadas en esta evaluación tienen la intención de aproximarse a la condición más desfavorable para usos clínicos. Los datos deben restringirse para uso relativo cuando se comparan materiales de guantes.

Los guantes médicos desechables expuestos a soluciones acuosas de agentes de quimioterapia en sus concentraciones más altas se evalúan durante 4 horas a intervalos de 30 minutos. La celda de permeación se usa bajo condiciones de contacto continuo en una configuración de circuito cerrado sin recirculación como la que se muestra en la **Figura 30**.

El líquido de recolección mezclado es agua o la solución acuosa en la que se disuelve el medicamento, y el muestreo se realiza con la reposición del líquido recolectado. La temperatura de permeación es de 35 ± 2 °C. Se evalúa la porción más delgada del guante, ya sea del puño o de la palma. Los agentes de quimioterapia obligatorios a analizar son: carmustina, ciclofosfamida, doxorubicina (adriamicina), etopósido, 5-fluorouracilo, paclitaxel y tiotepa (89).

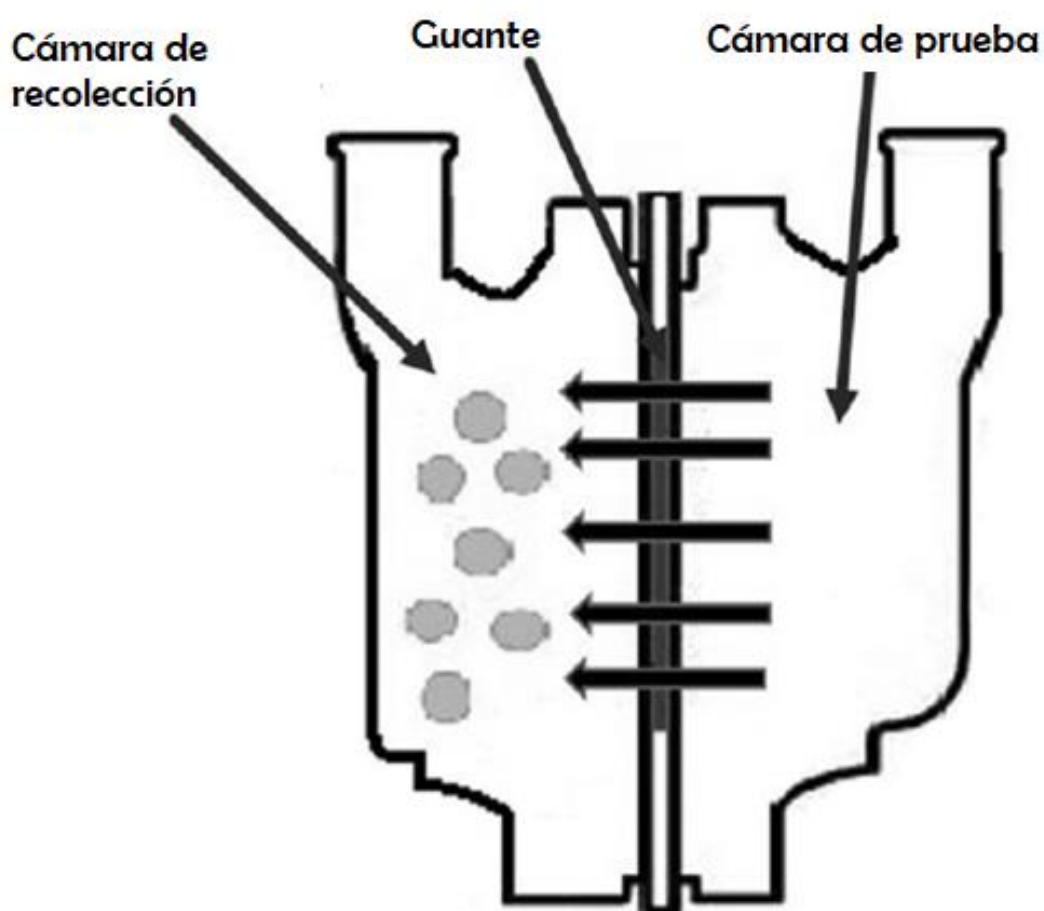


Figura 30. Celda de permeación en circuito cerrado (Banaee & Hee 2019) (89)

7. Impacto Ambiental

7.1. Aspectos de los guantes sanitarios que afectan al medio ambiente

7.1.1. Lenta degradación del caucho

Los cauchos se han utilizado ampliamente en productos, incluso antes de que Charles Goodyear descubriera el sistema de vulcanización con azufre en los materiales poliméricos y lo patentara, a mediados de 1800 (90). Los guantes son los productos, hechos de caucho natural o sintético, más fabricados en el mundo. Cada año, la demanda mundial de guantes de goma aumenta a pesar de los muchos problemas ambientales relacionados con los guantes desechables y el caucho en general (55).

Como el guante es un producto descartable, los guantes usados se desechan después de un único uso. Por este motivo, el aumento de la producción de guantes resulta en un aumento de residuos sólidos. El 24% de los desechos sólidos médicos totales provienen de guantes de caucho (60). El Global Development Research Center reportó que el 57 % al 80% de los desechos sólidos de caucho terminan en un vertedero. El resto de los desechos se tratan por combustión, incineración, relleno sanitario, vertido abierto, reciclaje y otros. La incineración y la combustión son difíciles de aplicar debido al alto costo y la cantidad de energía requerida. De hecho, la combustión de películas de caucho o productos de desecho de caucho aumenta la formación de gases peligrosos como el dióxido de carbono, lo que es perjudicial para el medio ambiente (91).

Los guantes desechados tardan normalmente al menos dos años en degradarse en un entorno natural. La perduración prolongada de los residuos de caucho se debe a la incorporación de aditivos en su proceso de fabricación. Muchos guantes comerciales altamente aditivados requieren aún más tiempo para descomponerse completamente en el suelo en condiciones ambientales. La Junta del Caucho de Malasia ha informado que la tasa promedio de biodegradación del caucho natural en el tratamiento con alto contenido de nutrientes es de 36.9 mg/semana y en los controles sin nutrientes adicionales es de 12.0 mg/semana para piezas de 15 x 9 cm² (91).

Las cadenas de carbono provienen de petróleo o combustibles fósiles, empleadas en la mayoría de los productos de caucho sintético, conducen a la persistencia ambiental y la no biodegradabilidad por parte de los microbios de estos artículos (5). Se ha descubierto que las bacterias y los hongos tienen la capacidad de degradar el caucho natural, pero el proceso es lento y aún más pausado en guantes con densidades de reticulación más altas (60) (90).

7.1.2. Residuos y basura en el proceso de producción

El análisis del flujo de materiales se considera una de las herramientas y métodos más efectivos en la evaluación de la ecoeficiencia de un proceso de producción. El análisis de flujo de materiales de la producción tradicional de guantes de caucho natural se muestra en la **Figura 31** (92).

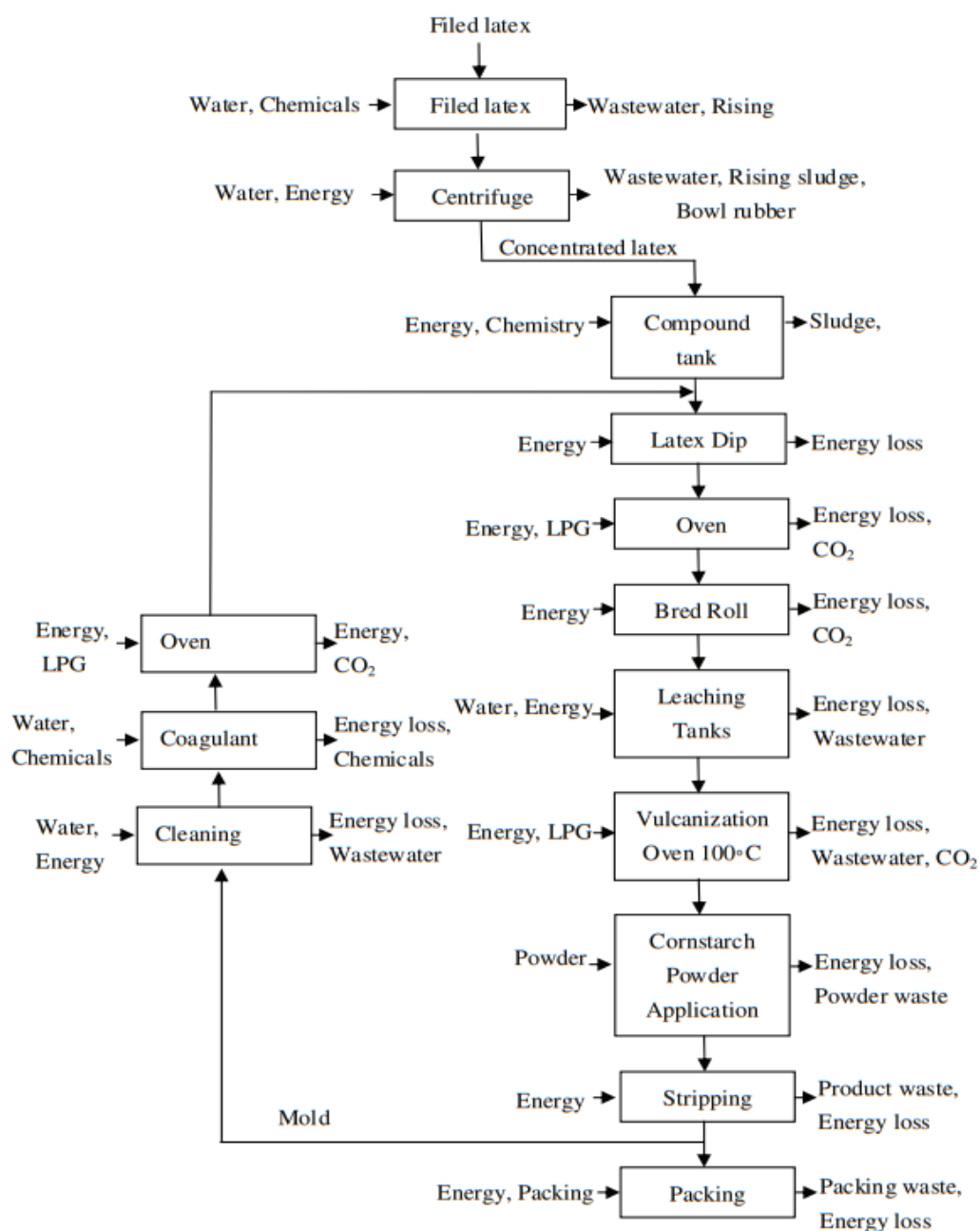


Figura 31. Análisis de flujo de materiales en la producción de guantes de caucho natural (Rattanapan et al., 2012) (92)

En el esquema se puede observar la secuencia de pasos de producción desde el ingreso del látex sin tratar hasta la obtención de los guantes empacados y listos para su distribución. En cada paso del proceso de fabricación, constan los materiales que ingresan y las corrientes que salen hacia el ambiente. Se puede notar que en los procesos de lavado y lixiviación se generan corrientes de agua de enjuague contaminada. En los procesos que involucran calentamiento o acción mecánica se producen pérdidas energéticas y en los hornos impulsados por GLP, adicionalmente a las pérdidas de energía, se generan emisiones de dióxido de carbono. También se puede notar que hay desperdicio del material de los guantes y del empaque en los eslabones finales de la cadena de fabricación. Este proceso de producción causa impactos ambientales y humanos (92).

7.1.3. Uso de azufre en la fabricación de guantes médicos

El azufre es uno de los agentes de reticulación más ampliamente utilizado para la vulcanización del caucho natural y sintético. El sistema de curado a base de azufre es perjudicial en términos de riesgos ambientales y para la salud. La liberación de gases tóxicos a base de azufre puede provocar lluvia ácida, devolviendo grandes cantidades de ácido sulfúrico a la tierra, destruyendo la vegetación y la calidad inminente del suelo. Además, los compuestos gaseosos de azufre pueden causar problemas respiratorios como irritación e inflamación. Una mayor concentración de dióxido de azufre puede causar quemaduras en los ojos y podría ser letal para los humanos (5).

7.2. Medidas para reducir el impacto ambiental

7.2.1. Aditivos ecológicos que promuevan la biodegradación

Uno de los enfoques más efectivos para tratar el problema de generación de desechos es la adición de rellenos biodegradables naturales o rellenos que promuevan la biodegradación en la formulación de los guantes. Estos rellenos pueden ser almidón o materiales basados en almidón. El contenido de amilosa en los almidones es un criterio importante para su uso como material biodegradable, ya que puede convertirse en una fuente de nutrientes para que los microorganismos inicien el proceso de biodegradación. La incorporación de almidón puede acelerar las actividades de los microorganismos, pudiendo así descomponer los compuestos de manera más efectiva (60). Se podrían emplear rellenos de almidón de sagú modificado y demás rellenos biodegradables que se citan el apartado 4.2.6 de este trabajo.

La adición de nuevos aditivos verdes como componentes de los guantes de caucho aumenta la susceptibilidad de los guantes a biodegradarse. Aunque se disminuyen las propiedades mecánicas, los valores obtenidos aún se encuentran dentro de normativa. A medida que el mercado verde crece

enormemente por año, la introducción de guantes de caucho biodegradables en el mercado bajo la segmentación de tecnología verde creará una oportunidad para las industrias productoras (91).

La combinación de bioaditivos con los distintos tipos de cauchos (tanto natural como sintéticos) podría respaldar los 3 pilares de la sostenibilidad para el sector ambiental, social y financiero (5).

7.2.2. Tratamiento biológico del caucho

Aunque la biodegradación del caucho se ha investigado durante más de 90 años, el difícil aislamiento de bacterias relevantes, los largos períodos de cultivo, además de la escasez de herramientas genéticas debido a los sistemas de transformación ineficientes, han obstaculizado el avance en esta área de investigación (93). En los últimos años, el uso abundante del caucho y la consiguiente generación extensiva de desechos de este material ha aumentado el interés en esta área con el propósito de implementar la biorremediación (94).

Entre las bacterias capaces de degradar el caucho, los actinomicetales han dominado la literatura con respecto a la degradación del cis-1,4 poliisopreno. *Streptomyces*, *Nocardia* y *Gordonia* son los géneros más destacados. En contraste, la degradación del caucho entre las bacterias gramnegativas es rara. Hasta ahora, solo cuatro cepas gramnegativas: *Xanthomonas sp.*, *Pseudomonas sp.*, *Methylibium sp.* y *Actinobacter sp.* muestran esta capacidad (94).

Las especies de *Mycobacterium*, *Gordonia* y *Nocardia* atacan al sustrato de caucho directamente, formando una biopelícula y fusionándose con el polímero para iniciar la degradación en la superficie celular. En comparación con las cepas que secretan enzimas, el grupo bacteriano adhesivo ha sido implicado como degradadores mucho más efectivos de este material (95).

Existe evidencia de que algunos de los aditivos que se agregan a los guantes de caucho, inhiben la descomposición microbiana. La extracción de estos agentes inhibidores (antioxidantes), utilizando solventes orgánicos, ha demostrado favorecer la colonización y descomposición del caucho por *Gordonia sp.* y *Micromonospora sp.* Se ha comprobado que el pretratamiento químico del caucho podría mejorar enormemente la degradación microbiana. Sin embargo, el uso de grandes cantidades de solventes químicos para remover los inhibidores del caucho no es seguro para el medio ambiente. Por lo tanto, también se ha examinado la degradación de los antioxidantes por medio de los hongos de la pudrición blanca, que están bien documentados con respecto a sus capacidades de degradación de la lignina. En vista de la semejanza entre los aditivos de caucho y los compuestos degradables por hongos, estos organismos se consideraron ideales (94).

Debido a su alto peso molecular, el caucho no puede ser absorbido por las células bacterianas y debe dividirse extracelularmente. El caucho se descompone inicialmente mediante escisión oxidativa de los dobles enlaces de carbono, dando como resultado acetoniil diprenil acetoaldehído. Los grupos aldehído

se oxidan a ácido carboxílico y se forman compuestos de menor peso molecular que son absorbidos por las bacterias (94).

7.2.3. Reciclaje de caucho

Los cauchos reciclados incluyen caucho recuperado, caucho molido o caucho sintético reprocesado. Si bien la mayoría de los esfuerzos en la devulcanización de cauchos son costosos y generan riesgos de eliminación, el mejor método de reciclaje de caucho es incorporar los desechos de caucho en nuevos productos, ya sea como relleno o como parte de la matriz polimérica. Es más fácil reciclar los desechos de caucho molido o en forma de migajas en lugar de regenerarlos o devulcanizarlos. La reducción del tamaño de los residuos de caucho no tiene efectos significativos sobre el procesamiento y las propiedades de los nuevos compuestos de caucho (90).

Phadke et al. (1986) encontraron que un aumento en el área de la superficie del caucho molido, como resultado de la reducción de tamaño, proporciona una mejor interacción con el caucho natural que puede conducir a una difusión más eficiente y una menor concentración de azufre en la fase matriz de caucho (96). De acuerdo con Ismail et al. (2002), las características de curado y las propiedades mecánicas no muestran ningún efecto adverso significativo con la incorporación de polvo de caucho reciclado en compuestos de caucho natural, incluso al 40 % de concentración (97).

En la **Figura 32** se presenta un ejemplo de una planta de reciclaje y remediación del caucho mediante acción microbiana. El caucho residual se tritura para favorecer el posterior ataque microbiano. A continuación, el caucho molido se somete a calentamiento para desnaturalizar los compuestos inestables, y a la vez, esterilizar el caucho para asegurar la ausencia de microorganismos patógenos que puedan inactivar o competir con los microorganismos que se utilizan en los biorreactores (94).

Después del calentamiento, se realiza un proceso de desintoxicación en el que se pueden usar hongos de la pudrición blanca para degradar los aditivos del caucho. Una vez que se han retirado los aditivos, se realiza un proceso de devulcanización con *T. ferroxidans* para romper los enlaces de sulfuro del caucho y se puede completar la descomposición con potentes degradadores como *Nocardia sp.*, *Rc* o *Gordonia polyisoprenivorans* y los compuestos de menor peso molecular pueden ser catabolizados por *Streptomyces sp.* o *Xanthamonas sp.* Alternativamente, el caucho devulcanizado se puede filtrar, lavar, secar y combinar con caucho fresco para su reutilización (94).

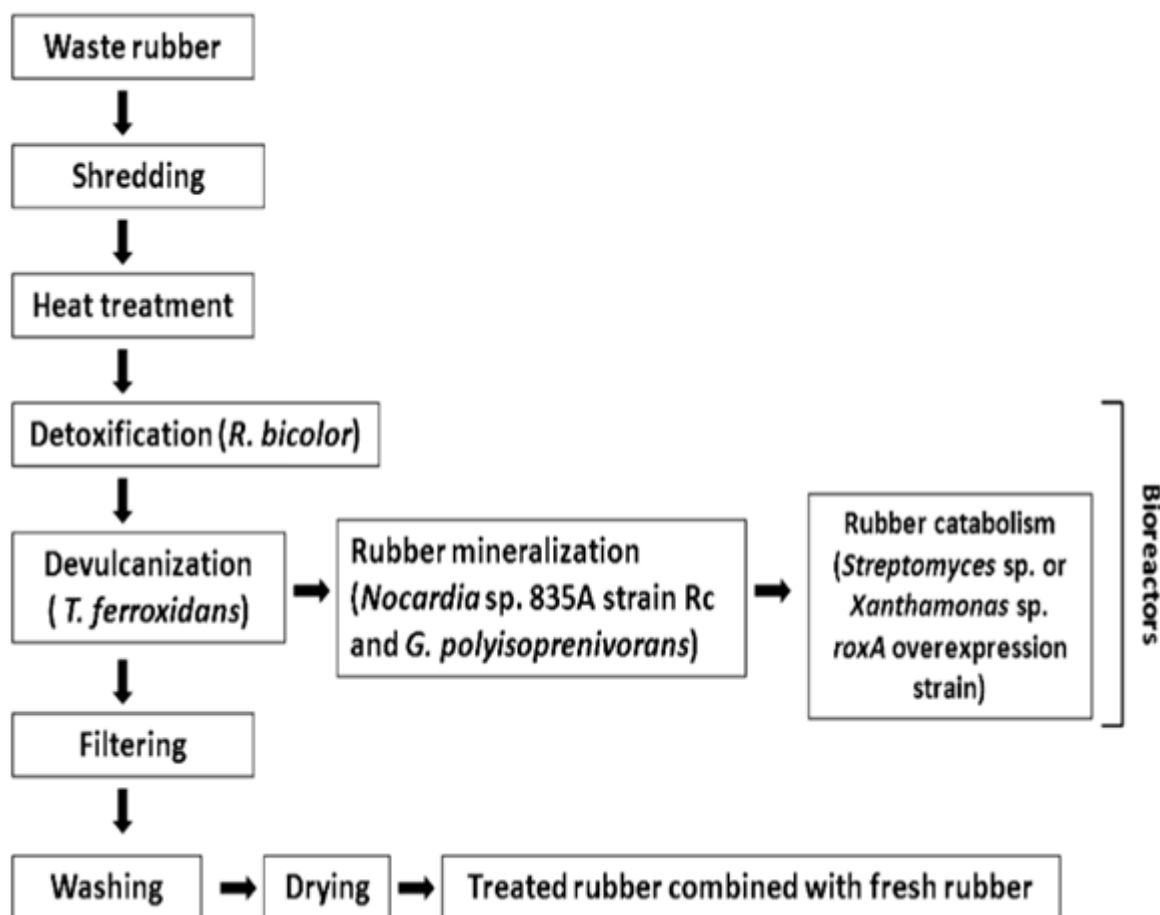


Figura 32. Ejemplo de reciclado de caucho (Chengalroyen & Dabbs, 2013) (94)

7.2.4. Eficiencia energética

El uso de aditivos de reticulación metálicos, en el curado del caucho, disminuye la temperatura del proceso vulcanización, y a la vez, reduce el tiempo de proceso. Estas mejoras se reflejan en un menor consumo energético y una disminución de las emisiones de gases de efecto invernadero, debido al menor consumo de combustible o energía eléctrica para el calentamiento.

Adicionalmente, la implementación de biorremediación y rellenos que promueven la biodegradación, reducen la cantidad de desechos de caucho que se tratan por combustión o incineración. Por lo tanto, se reduce el consumo de energía en el proceso de disposición final de los guantes desechables y contribuye una reducción adicional de emisiones.

El proceso de vulcanización es el que más energía consume en la confección de guantes de caucho natural y sintético. Por lo tanto, disminuir la energía consumida en este proceso afecta significativamente al total de energía consumido.

La reducción del tiempo de proceso es una de las formas simples pero efectivas de reducir el costo de producción e indirectamente aumentar la cantidad de producción. La optimización de la duración de la vulcanización garantiza una mayor producción de guantes por hora de producción. Por otra parte, la utilización de energía renovables y biocombustibles como medio de calentamiento, reduciría el consumo de combustibles fósiles (5).

8. Perspectivas de desarrollo

8.1. Materiales biodegradables

Los bioaditivos, mezclados con el caucho de los guantes, pueden mejorar la tasa de biodegradación, compostaje y reducir la cantidad de desechos globales no degradables (98). Los materiales biodegradables actualmente estudiados en laboratorios podrían descomponerse en condiciones ambientales y con reacciones de compostaje cuidadosamente optimizadas y controladas en plantas de compostaje industrial (5).

La copolimerización de bioelementos o bioaditivos puede conducir a una nueva perspectiva de estudio. La investigación futura sobre guantes médicos basados en caucho natural y sintético debe centrarse en la incorporación de nuevos y mejores compuestos biodegradables mientras se producen guantes de alta calidad (5).

8.2. Reciclaje del caucho

Según las investigaciones consultadas sobre el reciclaje del caucho, este método ha demostrado ser una forma eficiente de reducir la cantidad de desechos generados por los guantes médicos desechables. Es necesario realizar investigaciones más profundas de la incorporación de caucho reciclado molido y esterilizado para elaborar nuevos guantes médicos.

Es importante estudiar cómo afecta el caucho reciclado a la integridad de los guantes a largo plazo y averiguar si hay conservación de contaminantes del uso previo del material. También se debería evaluar la posibilidad de agregar este material molido a otros productos elaborados con caucho como guantes protectores de uso industrial, empaques, neumáticos, etc.

8.3. Biorremediación

La biorremediación es una opción amigable con el medio ambiente para eliminar los desechos de los guantes médicos desechables. Es importante que se realicen más estudios para optimizar el uso de microorganismos para la devulcanización de caucho con hongos de la pudrición blanca y el aislamiento de bacterias descomponedoras del caucho. Se deben investigar las condiciones óptimas de proceso y diseñar plantas capaces de llevar este procedimiento de manera sostenible, con costos razonables y tecnología accesible.

8.4. Adición de agentes antimicrobianos

Los estudios mencionados en este trabajo, sobre agentes antimicrobianos, son pruebas que se han hecho a escala laboratorio. Se debe comprobar la eficacia de los agentes a una escala piloto para comprobar la factibilidad de producción de este tipo de artículos. Se deben seguir haciendo investigaciones para añadir de manera rentable y segura agentes antimicrobianos en los guantes médicos. Se debe profundizar en pruebas sobre la seguridad de los antimicrobianos para la piel y comprobar su eficacia a través del tiempo.

8.5. Mejora de la sensibilidad táctil de los guantes de nitrilo

Desde la fabricación hasta la distribución, los guantes son probados para evaluar sus características físico químicas y las propiedades de protección de los materiales. Sin embargo, un aspecto que queda relativamente relegado es la comodidad y compatibilidad ergonómica con el usuario (10). Los guantes de nitrilo presentan cierta rigidez debido a la presencia del grupo acetonitrilo que fortalece su estructura. Sin embargo, es menos costoso que otros cauchos sintéticos. El caucho de nitrilo con mejorada retención de la tensión tiene un enorme potencial de mercado para uso médico, especialmente en el sector quirúrgico. En el caucho natural, la retención de la tensión es de alrededor del 81 %, para el poliisopreno y el neopreno sintéticos es más del 80 % y para el caucho de nitrilo convencional es del 41 % (5).

El valor de retención de la tensión determinará el rendimiento táctil, ya que son propiedades correlacionadas. Por lo tanto, la investigación futura debe centrarse en mejorar las propiedades de retención de estrés para mejorar la sensibilidad y el tacto de los cirujanos que realizan procedimientos quirúrgicos. Convencionalmente, la retención de la tensión y la suavidad darían como resultado el debilitamiento de las propiedades de tracción de los cauchos. La selección de los agentes de reticulación adecuados y la optimización meticulosa de la formulación del caucho de nitrilo es una posible perspectiva de investigación futura (5).

Se necesitan experimentos para clasificar todos los posibles compuestos adecuados para el caucho de nitrilo, ya sea como estabilizador o refuerzo de unión para optimizar la relación de unión y crear guantes de calidad con resistencia a la tracción, alargamiento y módulo adecuados para guantes quirúrgicos de nitrilo (13).

Conclusiones

Desde 1758, cuando se usaban intestinos de oveja para proteger las manos de los médicos hasta la actualidad en la que se estudian guantes biodegradables con recubrimientos hechos por electrohilado se han generado muchos progresos. Estos avances han surgido de entender la estructura y morfología de los microorganismos y virus patógenos.

El descubrimiento de la vulcanización tuvo gran impacto desde su invención. Lo que empezó como la reticulación rústica del caucho natural en el látex ha trascendido en nuevos elastómeros altamente reticulados como XNBR y HNBR. Se ha generado un aumento en términos de rendimiento para diferentes aplicaciones.

El reticulante de iones metálicos y las sustancias reticulantes biológicas significan opciones muy favorables para la reducción del tiempo de procesamiento, ahorro de energía, cuidado del medio ambiente y disminución de alergias en comparación con los aditivos contaminantes tradicionalmente usados como el azufre.

Los aditivos con propiedades antimicrobianas representan un paso hacia adelante en cuanto a la protección contra microorganismos y virus patógenos. Es importante, desarrollar estudios a largo plazo que aseguren su inocuidad de estas sustancias y perfeccionar la tecnología a escala industrial para trasladar los buenos resultados obtenidos en laboratorio al mercado global.

Los polímeros biobasados y los aditivos naturales representan en muchos casos la revalorización y aprovechamiento de materiales normalmente considerados desperdicio y significan un avance en dirección a la producción verde y la economía circular. Se necesita una optimización de los parámetros críticos de fabricación para lograr que la calidad del guante biodegradable cumpla con los requisitos normativos de los guantes tradicionales y se produzcan en masa.

El reciclaje y biorremediación de los guantes de caucho natural y sintético, así como otros productos elaborados con estos materiales, representan una opción ecológica al problema de acumulación de residuos. Es importante hacer más investigación exhaustiva en este campo para encontrar nuevos procedimientos y perfeccionarlos a fin de que no representen grandes costos y sean competitivos con los métodos actuales de manejo de desechos.

Bibliografía

1. Orriols, R.M. y Mazon, L. Gestión de guantes sanitarios. Protección adecuada del profesional, coste-efectividad y responsabilidad ambiental. Asociación Española Medicina Trabajo. 2018, Vol. 27, p. 175-181.
2. Tangboriboon, N. et al. Efficient stoneware hand mold for slip casting in natural rubber latex glove preparation. Progress in Rubber, Plastics and Recycling Technology. 2020, p. 1-22. ISSN 14782413. DOI 10.1177/1477760619895013.
3. Delves, P.; Martin, S.; Burton, D.; Roitt, I.M. Roitt's essential immunology. 13. 2017.
4. Ford, C.; Park, L. How to apply and remove medical gloves. British Journal of Nursing. 2019, Vol. 18, núm. 1, p. 26-28.
5. Yew, G.Y. et al. Unlocking the Secret of Bio-additive Components in Rubber Compounding in Processing Quality Nitrile Glove. Applied Biochemistry and Biotechnology. Applied Biochemistry and Biotechnology. 2020, ISSN 15590291. DOI 10.1007/s12010-019-03207-7.
6. Ellis, H. Surgical gloves. Journal of perioperative practice. 2010, Vol. 20, núm. 6, p. 219-220. ISSN 17504589. DOI 10.1177/175045891002000606.
7. Liberatore, K. y Kelly, K.J. Latex Allergy Risks Live On. Journal of Allergy and Clinical Immunology: In Practice [en línea]. American Academy of Allergy, Asthma & Immunology, 2018, Vol. 6, núm. 6, p. 1877-1878. ISSN 22132198. DOI 10.1016/j.jaip.2018.08.007. Disponible en: <https://doi.org/10.1016/j.jaip.2018.08.007>.
8. Babadi, A.A., Bagheri, S. y Hamid, S.B. Progress on antimicrobial surgical gloves: A review. Rubber Chemistry and Technology. 2016, Vol. 89, núm. 1, p. 117-125. ISSN 00359475. DOI 10.5254/rct.15.84882.
9. Idota, N. et al. Perforation rates in double latex gloves and protective effects of outer work gloves in a postmortem examination room: A STROBE-compliant study. Medicine. 2019, Vol. 98, núm. 27, p. e16348. ISSN 15365964. DOI 10.1097/MD.00000000000016348.
10. Preece, D., Lewis, R. y Carré, M.J. A critical review of the assessment of medical gloves. Tribology - Materials, Surfaces and Interfaces [en línea]. Taylor & Francis, 2020, Vol. 0, núm. 0, p. 1-10. ISSN 1751584X. DOI 10.1080/17515831.2020.1730619. Disponible en: <https://doi.org/10.1080/17515831.2020.1730619>.

11. 360MarketUpdates. Global Disposable Medical Gloves Market 2020: Top Countries Data, Industry Brief Analysis by Market Size, Defination, Trends, Driving Factors by Manufacturers With Forecast 2024 - MarketWatch. [en línea]. 2020. [Consulta: 19 mayo de 2020]. Disponible en: <https://www.marketwatch.com/press-release/global-disposable-medical-gloves-market-2020-top-countries-data-industry-brief-analysis-by-market-size-defination-trends-driving-factors-by-manufacturers-with-forecast-2024-2020-04-03>.
12. Sajeev, S. y Chandra, G. Disposable Gloves Market Size, Share, Trends & Industry Analysis 2023. [en línea]. 2018. [Consulta: 19 mayo 2020]. Disponible en: <https://www.alliedmarketresearch.com/disposable-gloves-market>.
13. Yew, G.Y. et al. Emerging crosslinking techniques for glove manufacturers with improved nitrile glove properties and reduced allergic risks: Materials Today Communications [en línea]. Elsevier Ltd., 2019, Vol. 19, p. 39-50. ISSN 23524928. DOI 10.1016/j.mtcomm.2018.12.014. Disponible en: <https://doi.org/10.1016/j.mtcomm.2018.12.014>.
14. Ugalmugle, S.S.R. Medical Gloves Market Share 2020-2026 | Global Industry Report. [en línea]. 2020. [Consulta: 15 junio 2020]. Disponible en: <https://www.gminsights.com/industry-analysis/medical-gloves-market>.
15. Srinivasan S. Powdered gloves: Time to bid adieu. J Postgrad Med. 2018, Vol. 64, núm. 1, p. 67-68.
16. AMMEX. AMMEX - AMMEX Branded Exam Grade Disposable Gloves. [en línea]. 2020. [Consulta: 15 junio 2020]. Disponible en: <https://www.ammex.com/ammex-4/>.
17. Mooibroek, H. y Cornish, K. Alternative sources of natural rubber. Applied Microbiology and Biotechnology. 2000, Vol. 53, núm. 4, p. 355-365. ISSN 01757598. DOI 10.1007/s002530051627.
18. Treloar, L.R. The Physics of Rubber Elasticity. 2005. ISBN 0198570279.
19. Simpson, R.B. Rubber Basics. 2002. ISBN 185957307X.
20. Cacioli, P. Introduction to latex and the rubber industry. Revue Francaise d'Allergologie et d'Immunologie Clinique. 1997, Vol. 37, núm. 8, p. 1173-1176. ISSN 03357457. DOI 10.1016/S0335-7457(97)80146-3.
21. Priyadarshan, P.M. Biology of *Hevea* Rubber. 2017. DOI 9783319545066.
22. Hänninen, A.R. et al. Increased allergen production in turnip (*Brassica rapa*) by treatments activating defense mechanisms. Journal of Allergy and Clinical Immunology. 1999, Vol. 104, núm. 1, p. 194-201. ISSN 00916749. DOI 10.1016/S0091-6749(99)70135-1.

23. Crippa, M. et al. Prevention of latex allergy among health care workers: Evaluation of the extractable latex protein content in different types of medical gloves. *American Journal of Industrial Medicine*. 2003, Vol. 44, núm. 1, p. 24-31. ISSN 02713586. DOI 10.1002/ajim.10232.
24. Bardorf, M.H. et al. Influence of material properties on gloves' bacterial barrier efficacy in the presence of microperforation. *American Journal of Infection Control* [en línea]. Elsevier Inc. 2016, Vol. 44, núm. 12, p. 1645-1649. ISSN 15273296. DOI 10.1016/j.ajic.2016.03.070. Disponible en: <http://dx.doi.org/10.1016/j.ajic.2016.03.070>.
25. Yip, E. y Cacioli, P. The manufacture of gloves from natural rubber latex. *Journal of Allergy and Clinical Immunology*. 2002, Vol. 110, núm. 2, p. S3-S14. ISSN 00916749. DOI 10.1067/mai.2002.124499.
26. Dong, W. y Masuda, T. Homogeneous neodymium iso-propoxide/modified methylaluminumoxane catalyst for isoprene polymerization. *Polymer*. 2003, Vol. 44, núm. 5, p. 1561-1567. ISSN 00323861. DOI 10.1016/S0032-3861(02)00937-0.
27. McMillan, F.M. *The Chain Straighteners*. 1979.
28. Zetune, K., et al. Puncture and/or cut resistant glove having maximized dexterity, tactility, and comfort. US20130139294. 2013.
29. Ciullo, P. a. y Hewitt, N. *The Rubber Formulary*. Compound material [en línea]. 1999, p. 764. DOI 10.1016/B978-081551434-3.50003-8. Disponible en: <http://books.google.com/books?id=Xyq5n62mEGYC&pgis=1>.
30. Lynch, M. Manufacture and use of chloroprene monomer. *Chemico-Biological Interactions*. 2001, Vol. 135-136, p. 155-167. ISSN 00092797. DOI 10.1016/S0009-2797(01)00188-0.
31. Wypych, G. CR polychloroprene. *Handbook of Polymers*. 2016, p. 77-80. DOI 10.1016/b978-1-895198-92-8.50026-4.
32. Ganeswaran, V., Mudhunuri, B. y Bishu, R.R. A study of latex and vinyl gloves: Performance versus allergy protection properties. *International Journal of Industrial Ergonomics*. 2008, Vol. 38, núm. 2, p. 171-181. ISSN 01698141. DOI 10.1016/j.ergon.2007.10.027.
33. Wallemacq, P.E. et al. Permeability of 13 different gloves to 13 cytotoxic agents under controlled dynamic conditions. *American Journal of Health-System Pharmacy*. 2006, Vol. 63, núm. 6, p. 547-556. ISSN 10792082. DOI 10.2146/ajhp050197.

34. Landeck, L., Gonzalez, E. y Koch, O.M. Handling chemotherapy drugs - Do medical gloves really protect? *International Journal of Cancer*. 2015, Vol. 137, núm. 8, p. 1800-1805. ISSN 10970215. DOI 10.1002/ijc.29058.
35. Konrad, E. y Tschunkur, E. «`Rubber like masses from butadiene hydrocarbons and polymerizable nitrils»' U.S. Patent US1973000. 1934.
36. McKeen, L. *Permeability Properties of Plastics and Elastomers*. William Andrew, 2016. ISBN 9780323508599.
37. Tan, K.Y. et al. Preliminary Study on Effect of Chemical Composition Alteration on Elastic Recovery and Stress Recovery of Nitrile Gloves. *MATEC Web of Conferences*. 2018, Vol. 152, p. 1-10. ISSN 2261236X. DOI 10.1051/mateconf/201815201011.
38. Lipinski, T.M. Nitrile rubber article having natural rubber characteristics. 2006 16759. 2012.
39. Krzemińska, S.M. et al. Effects of curing agents and modified graphene oxide on the properties of XNBR composites. *Polymer Testing*. 2020, Vol. 83. ISSN 01429418. DOI 10.1016/j.polymertesting.2020.106368.
40. Tyres, I. et al. *Rubber Technologist's Handbook, Volume 1*. 2001. ISBN 1859572626.
41. Keller, R. *Practical Guide to Hydrogenated Nitrile Butadiene Rubber Technology*. Smithers R. 2012. ISBN 978-1-84735-521-8.
42. Richardson, S.D. *Water Analysis: Emerging Contaminants and Current Issues*. *Analytical Chemistry*. 2003, Vol. 75, núm. 12, p. 2831-2857.
43. Fleischmann, D.D. et al. Influence of crosslinker and water on mechanical properties of carboxylated nitrile butadiene rubber (XNBR). *Polymer Testing* [en línea]. Elsevier, 2018, Vol. 66, núm. October 2017, p. 24-31. ISSN 01429418. DOI 10.1016/j.polymertesting.2018.01.001. Disponible en: <https://doi.org/10.1016/j.polymertesting.2018.01.001>.
44. Lenko, D. et al. Dual crosslinking of carboxylated nitrile butadiene rubber latex employing the thiol-ene photoreaction. *Journal of Applied Polymer Science*. 2013, Vol. 129, núm. 5, p. 2735-2743. ISSN 00218995. DOI 10.1002/app.38983.
45. Cook, K.A. y Kelso, J.M. Surgery-Related Contact Dermatitis: A Review of Potential Irritants and Allergens. *Journal of Allergy and Clinical Immunology: In Practice* [en línea]. Elsevier Inc, 2017, Vol. 5, núm. 5, p. 1234-1240. ISSN 22132198. DOI 10.1016/j.jaip.2017.03.001. Disponible en: <http://dx.doi.org/10.1016/j.jaip.2017.03.001>.

46. Laskowska, A. et al. Ionic elastomers based on carboxylated nitrile rubber (XNBR) and magnesium aluminum layered double hydroxide (hydrotalcite). *Express Polymer Letters*. 2014, Vol. 8, núm. 6, p. 374-386. ISSN 1788618X. DOI 10.3144/expresspolymlett.2014.42.
47. Przybyszewska, M. y Zaborski, M. The effect of zinc oxide nanoparticle morphology on activity in crosslinking of carboxylated nitrile elastomer. *Express Polymer Letters*. 2009, Vol. 3, núm. 9, p. 542-552. ISSN 1788618X. DOI 10.3144/expresspolymlett.2009.68.
48. Ibarra, L. y Alzorriz, M. Vulcanization of carboxylated nitrile rubber (XNBR) by a mixed zinc peroxide-sulphur system. *Polymer International*. 2000, Vol. 49, núm. 1, p. 115-121. ISSN 09598103. DOI 10.1002/(SICI)1097-0126(200001)49:1<115::AID-PI317>3.0.CO;2-X.
49. Kong, X. y Narine, S.S. Physical properties of polyurethane plastic sheets produced from polyols from canola oil. *Biomacromolecules*. 2007, Vol. 8, núm. 7, p. 2203-2209. ISSN 15257797. DOI 10.1021/bm070016i.
50. Murakami, S. y Aoki, N. Bio-based hydrogels prepared by cross-linking of microbial poly (γ -glutamic acid) with various saccharides. *Biomacromolecules*. 2006, Vol. 7, núm. 7, p. 2122-2127. ISSN 15257797. DOI 10.1021/bm0600264.
51. Balakrishnan, P. et al. Physicochemical, mechanical, barrier and antibacterial properties of starch nanocomposites crosslinked with pre-oxidised sucrose. *Industrial Crops and Products*. 2019, Vol. 130, núm. January, p. 398-408. ISSN 09266690. DOI 10.1016/j.indcrop.2019.01.007.
52. Zhang, L. y Sun, X. Effects of bean dregs and crab shell powder additives on the composting of green waste. *Bioresource Technology* [en línea]. Elsevier, 2018, Vol. 260, núm. February, p. 283-293. ISSN 18732976. DOI 10.1016/j.biortech.2018.03.126. Disponible en: <https://doi.org/10.1016/j.biortech.2018.03.126>.
53. Liu, L. et al. Bio-detoxification Bacteria Isolated from Dye-Polluted Soils Promote Lactic Acid Production from Ammonia Pretreated Corn Stover. *Applied Biochemistry and Biotechnology*. Applied Biochemistry and Biotechnology, 2019, Vol. 189, núm. 1, p. 129-143. ISSN 15590291. DOI 10.1007/s12010-019-02993-4.
54. Taghvaei, G.S. et al. Archive of SID Effect of Amylose / Amylopectin ratio on physico-mechanical properties of rubber compounds filled by starch Archive of SID. *Journal of Applied Chemical Researches*. 2010, Vol. 4, núm. 14, p. 53-60.
55. Dauda, S., Youa, Y.S. y Azuraa, A.R. The effect of acid hydrolyzed sago starch on mechanical properties of natural rubber and carboxylated nitrile butadiene rubber latex. *Materials Today*:

Proceedings [en línea]. Elsevier Ltd., 2019, Vol. 17, p. 1047-1055. ISSN 22147853. DOI 10.1016/j.matpr.2019.06.511. Disponible en: <https://doi.org/10.1016/j.matpr.2019.06.511>.

56. Wei, B. et al. Surface chemical compositions and dispersity of starch nanocrystals formed by sulfuric and hydrochloric acid hydrolysis. PLoS ONE. 2014, Vol. 9, núm. 2, p. 1-7. ISSN 19326203. DOI 10.1371/journal.pone.0086024.

57. Kiing, S.C., Dzulkefly, K. y Yiu, P.H. Characterization of Biodegradable Polymer Blends of Acetylated and Hydroxypropylated Sago Starch and Natural Rubber. Journal of Polymers and the Environment. 2013, Vol. 21, núm. 4, p. 995-1001. ISSN 15662543. DOI 10.1007/s10924-013-0576-0.

58. Afiq, M.M. y Rashid, A.A. Utilization of Starch to Accelerate the Growth of Degrading Microorganisms on the Surface of Natural Rubber Latex Films. Journal of Chemistry and Chemical Engineering. 2013, Vol. 7, núm. February 2013, p. 137-144.

59. Linos, A. et al. A Gram-negative bacterium, identified as *Pseudomonas aeruginosa* AL98, is a potent degrader of natural rubber and synthetic cis-1,4-polyisoprene. FEMS Microbiology Letters. 2000, Vol. 182, núm. 1, p. 155-161. ISSN 03781097. DOI 10.1016/S0378-1097(99)00583-2.

60. Rahman, M.F.A. et al. Studies on the Influence of Mixed Culture from Buried Soil Sample for Biodegradation of Sago Starch Filled Natural Rubber Latex Gloves. IOP Conference Series: Materials Science and Engineering. 2019, Vol. 548, núm. 1. ISSN 1757899X. DOI 10.1088/1757-899X/548/1/012018.

61. Jendrossek, D. y Birke, J. Rubber oxygenases. Applied Microbiology and Biotechnology. Applied Microbiology and Biotechnology, 2019, Vol. 103, núm. 1, p. 125-142. ISSN 14320614. DOI 10.1007/s00253-018-9453-z.

62. Roy, R.V. et al. Comparative studies on crosslinked and uncrosslinked natural rubber biodegradation by *Pseudomonas* sp. Bioresource Technology. 2006, Vol. 97, núm. 18, p. 2485-2488. ISSN 09608524. DOI 10.1016/j.biortech.2005.09.024.

63. Li, F. y Larock, R.C. Synthesis, structure and properties of new tung oil - Styrene - Divinylbenzene copolymers prepared by thermal polymerization. Biomacromolecules. 2003, Vol. 4, núm. 4, p. 1018-1025. ISSN 15257797. DOI 10.1021/bm034049j.

64. Bhatt, R. et al. PHA-rubber blends: Synthesis, characterization and biodegradation. Bioresource Technology. 2008, Vol. 99, núm. 11, p. 4615-4620. ISSN 09608524. DOI 10.1016/j.biortech.2007.06.054.

65. Arora, D.S. y Mahajan, H. Major Phytoconstituents of *Prunus cerasoides* Responsible for Antimicrobial and Antibiofilm Potential Against Some Reference Strains of Pathogenic Bacteria and Clinical Isolates of MRSA. *Applied Biochemistry and Biotechnology*. *Applied Biochemistry and Biotechnology*, 2019, Vol. 1, p. 1-20.
66. McDonnell, G. y Rusell, A.D. Antiseptics and Disinfectants: Activity, Action, and Resistance. *Clinical Microbiology Reviews*. 2001, Vol. 14, núm. 1, p. 227-227.
67. Daeschlein, G. et al. Evaluation of an innovative antimicrobial surgical glove technology to reduce the risk of microbial passage following intraoperative perforation. *American Journal of Infection Control* [en línea]. Elsevier Inc, 2011, Vol. 39, núm. 2, p. 98-103. ISSN 01966553. DOI 10.1016/j.ajic.2010.05.026. Disponible en: <http://dx.doi.org/10.1016/j.ajic.2010.05.026>.
68. Bricout, F. et al. Virus-Inhibiting Surgical Glove to Reduce the Risk of Infection by Enveloped Viruses. *Journal of Medical Virology*. 2003, Vol. 69, p. 538-545. DOI 10.1002/jmv.10342.
69. Krikorian, R. et al. Standardization of needlestick injury and evaluation of a novel virus-inhibiting protective glove. *Journal of Hospital Infection*. 2007, Vol. 66, p. 339-345. DOI 10.1016/j.jhin.2007.05.008.
70. Moopayak, W. y Tangboriboon, N. Mangosteen peel and seed as antimicrobial and drug delivery in rubber products. *Journal of Applied Polymer Science*. 2020, núm. January, p. 1-14. ISSN 10974628. DOI 10.1002/app.49119.
71. Rathnayake, I. et al. Novel Method of Incorporating Silver Nanoparticles into Natural Rubber Latex Foam. *Polymer-Plastics Technology and Engineering*. 2013, Vol. 52, p. 885–891. DOI 10.1080/03602559.2013.763366.
72. Airey, P. y Verran, J. Potential use of copper as a hygienic surface; problems associated with cumulative soiling and cleaning. *Journal of Hospital Infection*. 2007, Vol. 67, p. 271-277. DOI 10.1016/j.jhin.2007.09.002.
73. Casey, A.L. et al. Role of copper in reducing hospital environment. *Journal of Hospital Infection* [en línea]. Elsevier Ltd, 2010, Vol. 74, núm. 1, p. 72-77. ISSN 0195-6701. DOI 10.1016/j.jhin.2009.08.018. Disponible en: <http://dx.doi.org/10.1016/j.jhin.2009.08.018>.
74. Noyce, J.O., Michels, H. y Keevil, C.W. Potential use of copper surfaces to reduce survival of epidemic meticillin-resistant *Staphylococcus aureus* in the healthcare environment. *Journal of Hospital Infection*. 2006, Vol. 63, p. 289-297. DOI 10.1016/j.jhin.2005.12.008.

75. Tripathy, A. et al. A Nanowire-Based Flexible Antibacterial Surface Reduces the Viability of Drug-Resistant Nosocomial Pathogens. *ACS Applied Nano Materials*. 2018, Vol. 1, núm. 6, p. 2678-2688. ISSN 25740970. DOI 10.1021/acsanm.8b00397.
76. Koburger, T. et al. Standardized comparison of antiseptic efficacy of triclosan, PVP-iodine, octenidine dihydrochloride, polyhexanide and chlorhexidine digluconate. 2010, Vol. 65, p. 1712-1719. DOI 10.1093/jac/dkq212.
77. Kahar Bador, M. et al. Evaluation of the efficacy of antibacterial medical gloves in the ICU setting. *Journal of Hospital Infection* [en línea]. Elsevier Ltd, 2015, Vol. 90, núm. 3, p. 248-252. ISSN 15322939. DOI 10.1016/j.jhin.2015.03.009. Disponible en: <http://dx.doi.org/10.1016/j.jhin.2015.03.009>.
78. Reitzel, R.A. et al. Efficacy of novel antimicrobial gloves impregnated with antiseptic dyes in preventing the adherence of multidrug-resistant nosocomial pathogens. *American Journal of Infection Control* [en línea]. Association for Professionals in Infection Control and Epidemiology, Inc., 2009, Vol. 37, núm. 4, p. 294-300. ISSN 01966553. DOI 10.1016/j.ajic.2008.07.003. Disponible en: <http://dx.doi.org/10.1016/j.ajic.2008.07.003>.
79. Morrison, K.R. et al. More QACs, more questions: Recent advances in structure activity relationships and hurdles in understanding resistance mechanisms. *Tetrahedron Letters* [en línea]. Elsevier Ltd, 2019, Vol. 60, núm. 37, p. 150935. ISSN 18733581. DOI 10.1016/j.tetlet.2019.07.026. Disponible en: <https://doi.org/10.1016/j.tetlet.2019.07.026>.
80. Thanou, M. et al. Quaternized chitosan oligomers as novel gene delivery vectors in epithelial cell lines. *Biomaterials*. 2002, Vol. 23, p. 153-159.
81. Vongsetskul, T. et al. Antimicrobial nitrile gloves coated by electrospun trimethylated chitosan-loaded polyvinyl alcohol ultrafine fibers. *Polymer Bulletin*. Springer Berlin Heidelberg, 2015, Vol. 72, núm. 9, p. 2285-2296. ISSN 01700839. DOI 10.1007/s00289-015-1404-6.
82. Riscoe, M., Kelly, J.X. y Winter, R. Xanthonones as Antimalarial Agents: Discovery, Mode of Action, and Optimization. *Current Medicinal Chemistry*. 2005, Vol. 12, p. 2539-2549.
83. Moopayuk, W. y Tangboriboon, N. Anti-microbial and self-cleaning of natural rubber latex gloves by adding mangosteen peel powder. *Key Engineering Materials*. 2018, Vol. 777 KEM, p. 3-7. ISSN 10139826. DOI 10.4028/www.scientific.net/KEM.777.3.
84. Groves, R. y Routh, A.F. Film deposition and consolidation during thin glove coagulant dipping. *Journal of Polymer Science, Part B: Polymer Physics*. 2017, Vol. 55, núm. 22, p. 1633-1648. ISSN 10990488. DOI 10.1002/polb.24290.

85. Gonzalez-Andrades, M. et al. Improving the practicality and safety of artificial corneas: Pre-assembly and gamma-rays sterilization of the Boston Keratoprosthesis. *The Ocular Surface*. 2018, Vol. 16, p. 322-330. DOI 10.1016/j.jtos.2018.04.002.
86. Ormond, R.B. y Barker, R.L. Chemical, biological, radiological and nuclear (CBRN) protective clothing [en línea]. Woodhead Publishing Limited, 2014. ISBN 9781782420408. DOI 10.1533/9781782420408.1.112. Disponible en: <http://dx.doi.org/10.1533/9781782420408.1.112>.
87. Alonso Encinas, M. et al. Uso adecuado de los guantes sanitarios. *Osakidetza* [en línea]. 2017, Disponible en: https://www.osakidetza.euskadi.eus/contenidos/informacion/osk_publicaciones/es_publi/adjuntos/especializada/Uso_adecuado_guantes_sanitarios.pdf.
88. Mecmesin. Surgical rubber glove tensile strength testing. [en línea]. 2020. [Consulta: 12 junio 2020]. Disponible en: <https://www.mecmesin.com/publications/surgical-rubber-glove-tensile-strength-testing>.
89. Banaee, S. y Hee, S.S.Q. Glove permeation of chemicals: The state of the art of current practice, Part 1: Basics and the permeation standards. *Journal of Occupational and Environmental Hygiene* [en línea]. Taylor & Francis, 2019, Vol. 16, núm. 12, p. 827-839. ISSN 15459632. DOI 10.1080/15459624.2019.1678754. Disponible en: <https://doi.org/10.1080/15459624.2019.1678754>.
90. Yahya, N.Z.N. et al. Properties of natural rubber/styrene butadiene rubber/recycled nitrile glove (NR/SBR/rNBRg) blends: The effects of recycled nitrile glove (rNBRg) particle sizes. *Key Engineering Materials*. 2016, Vol. 673, p. 151-160. ISSN 10139826. DOI 10.4028/www.scientific.net/KEM.673.151.
91. Mismán, M.A. y Azura, A.R. Overview on the potential of biodegradable natural Rubber Latex gloves for commercialization. *Advanced Materials Research*. 2014, Vol. 844, p. 486-489. ISSN 10226680. DOI 10.4028/www.scientific.net/AMR.844.486.
92. Rattanapan, C., Suksaroj, T. y Ounsaneha, W. Development of Eco-efficiency Indicators for Rubber Glove Product by Material Flow Analysis. *Procedia - Social and Behavioral Sciences*. 2012, Vol. 40, núm. July 2015, p. 99-106. ISSN 18770428. DOI 10.1016/j.sbspro.2012.03.167.
93. Rose, K. y Steinbüchel, A. Biodegradation of natural rubber and related compounds: Recent insights into a hardly understood catabolic capability of microorganisms. *Applied and Environmental Microbiology*. 2005, Vol. 71, núm. 6, p. 2803-2812. ISSN 00992240. DOI 10.1128/AEM.71.6.2803-2812.2005.

94. Chengalroyen, M.D. y Dabbs, E.R. The Biodegradation of Latex Rubber: A Minireview. *Journal of Polymers and the Environment*. 2013, Vol. 21, núm. 3, p. 874-880. ISSN 15662543. DOI 10.1007/s10924-013-0593-z.
95. Arenskötter, M. et al. Taxonomic characterization of two rubber degrading bacteria belonging to the species *Gordonia polyisoprenivorans* and analysis of hyper variable regions of 16S rDNA sequences. *FEMS Microbiology Letters*. 2001, Vol. 205, núm. 2, p. 277-282. ISSN 03781097. DOI 10.1016/S0378-1097(01)00497-9.
96. Phadke, A.A., Bhowmick, A.K. y De, S.K. Effect of cryoground rubber on properties of NR. *Journal of Applied Polymer Science*. 1986, Vol. 32, núm. 3, p. 4063-4074. ISSN 10974628. DOI 10.1002/app.1986.070320322.
97. Ismail, H., Nordin, R. y Noor, A.M. The comparison properties of recycle rubber powder, carbon black, and calcium carbonate filled natural rubber compounds. *Polymer - Plastics Technology and Engineering*. 2002, Vol. 41, núm. 5, p. 847-862. ISSN 03602559. DOI 10.1081/PPT-120014392.
98. Xu, X. et al. Multifunctional Biomaterial Coating Based on Bio-Inspired Polyphosphate and Lysozyme Supramolecular Nanofilm. *Biomacromolecules*. 2018, Vol. 19, núm. 6, p. 1979-1989. ISSN 15264602. DOI 10.1021/acs.biomac.8b00002.