

Desarrollo de capa dérmica reparable para fantasmas de venopunción

Andrés Mente Valderrama

Universidad de Chile

Andrea Wechsler Pizarro

Universidad del Desarrollo

Pablo Domínguez González

Universidad de Chile

El presente artículo presenta los resultados de un proyecto interdisciplinario integrado entre la Escuela de Diseño y la Escuela de Enfermería, ambas de la Universidad de Chile. En él se busca desarrollar un similar de capa dérmica biodegradable y reparable, para ser utilizada en fantasmas de venopunción. Para esto, se desarrolló un material similar a la piel humana con una matriz de material hidrocoloide con una carga orgánica rica en carbonato de calcio. Para esto, se definieron cuatro formulaciones con el aglomerante hidrocoloide seleccionado, variando los porcentajes de cada componente y de carga orgánica. Para caracterizar los materiales, se evaluó su densidad y contenido de humedad, además de su reparabilidad. Posteriormente, se comprobó la percepción de los usuarios (estudiantes y docentes de enfermería). Luego de comprobar el material, se utilizó en el fantoma desarrollado para la Escuela de Enfermería de la Universidad de Chile; de esta forma, se pudo verificar la percepción del usuario del fantoma completo. Esta comprobación se llevó a cabo en una experiencia docente real y consistió en rotaciones de simulación de punción venosa. Los resultados de la comprobación arrojaron que la capa dérmica desarrollada presenta una semejanza a la piel humana incluso mayor que la práctica actual con silicona de caucho, además de ser reparable mediante dilución con agua y biodegradable.

Palabras clave: simulación clínica, venopunción, simulador dérmico, reparabilidad, hidrocoloides

Introducción

En un contexto donde la simulación clínica mediante la práctica reiterada en un ambiente seguro es un método de aprendizaje esencial para la formación de profesionales de la salud, se hace imprescindible la utilización de fantasmas. Los fantasmas son dispositivos de simulación de morfología humana para practicar diversos procedimientos clínicos, aumentar la seguridad y adquirir habilidades propias del campo clínico, previo a la interacción con pacientes reales (Armijo-Rivera et al., 2021; Contreras et al., 2021; Dagnino, 2025; Sambuceti Núñez, 2016). Mediante la simulación se ofrece un espacio en el que se le puede enseñar al estudiante diversos escenarios de procedimientos, otorgando la posibilidad de una retroalimentación activa en la práctica.

Los fantasmas y simuladores de venopunción suelen estar compuestos por tres capas principales: dermis, venas e hipodermis. Cada una de estas capas tiene características únicas de compleja simulación. En este artículo en particular se abordará el análisis de la dermis.

Entre los materiales más idóneos para la manufactura de fantasmas se cuentan los elastómeros, como la silicona de caucho, por sus propiedades mecánicas y reológicas (elasticidad, viscoelasticidad, flexibilidad), su resistencia a altas temperaturas, agentes químicos y a otros agentes externos; junto con su similitud a la piel humana frente a la manipulación en la práctica de procedimientos clínico-quirúrgicos básicos como la punción, las suturas y las incisiones.

De igual forma, se identifican algunas sustancias como geles, gelatinas, colágeno, jabones balísticos y alcohol polivinílico (PVA), las que, gracias a su capacidad de interactuar con agua y otros componentes, son adecuadas para replicar distintas propiedades físico-mecánicas de tejidos humanos (Dabrowska et al., 2016); sin embargo, estos materiales tienden a tener menor estabilidad estructural

que las siliconas de caucho, tendiendo a la ruptura y la formación de grietas, lo que limita las posibilidades de uso en fantomas (Read et al., 2024).

Cuando el caucho siliconado se ve sometido de manera reiterada a procedimientos de punción, evidencia daños que reducen significativamente su vida útil. La acumulación de punciones en el dispositivo sin el reemplazo correspondiente causa un deterioro total de la capa dérmica hasta el punto de quiebre del material apreciable en la figura 1. Cabe mencionar que la fabricación bicomponente de estos materiales los hace de difícil reparación, recuperación mediante el reciclaje y una degradación a muy largo plazo.

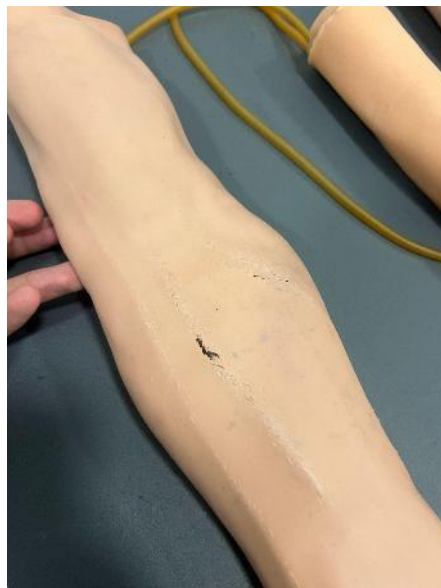


Figura 1. Quiebre de capa dérmica por punciones acumuladas en fantomas utilizados en ejercicios prácticos en escuelas de enfermería (autoría propia).

Por otro lado, el deterioro de la capa dérmica no solo afecta en ámbitos económicos, sino que también afecta la calidad de aprendizaje de los estudiantes. Los daños visibles acumulados en la superficie del dispositivo permiten identificar las punciones previamente realizadas como se observa en la figura 2, y localizar con facilidad la trayectoria de los simuladores venosos bajo la superficie dérmica y así reducir la complejidad del entrenamiento de técnicas de punción venosa y el palpado de los vasos sanguíneos. El método actual para evitar estas situaciones es el reemplazo de la pieza por completo

cada uno o dos años, debido a la complejidad de desensamblaje, y además de tener un elevado costo, tienen que ser importadas desde el extranjero (Zúñiga, 2024).



Figura 2. Daños de punción en fantomas utilizados en ejercicios prácticos en escuelas de enfermería (autoría propia).

Lo anteriormente planteado deja en claro la necesidad de identificar los materiales más adecuados para generar una capa dérmica biodegradable, reparable, de manufactura local y de bajo costo para un fantoma de venopunción desensamblable, con el fin de extender la vida útil del fantoma en comparación con la práctica actual.

Este estudio se enmarca en un proyecto colaborativo e interdisciplinario entre académicos y estudiantes del Laboratorio de materiales biobasados BioLab FAU y la Escuela de Enfermería, ambos de la Universidad de Chile, con quienes se desarrollaron fantomas desensamblables y reparables de bajo costo para la práctica de venopunción de nivel básico e intermedio. Actualmente, el fantoma y, en consecuencia, la piel desarrollada durante este proyecto se encuentra en proceso de protección de propiedad intelectual.

El estudio en particular fue desarrollado en el contexto de la asignatura seminario de investigación para optar al grado de licenciado en diseño, por lo que el estudio se desarrolló en

periodos acotados; el enfoque principal fue el de comprobar su funcionamiento mediante una comprobación directa con el usuario.

Métodos

Este proyecto se aborda desde la perspectiva del diseño centrado en el usuario. Este enfoque busca identificar las características de quien utilizará el producto, cómo lo utilizará y qué necesidades este producto debe satisfacer, con el objetivo de crear soluciones más pertinentes y efectivas. Sin embargo, en situaciones donde se diseña para una disciplina específica, como la simulación clínica, el trabajo interdisciplinario es enriquecido desde la experiencia de usuarios expertos en enfermería y conocimientos técnicos de diseño.

Para el desarrollo de un simulador de capa dérmica reparable, la investigación se estructura en dos etapas principales. Durante la primera etapa, se recopiló información relativa a las propiedades de la piel humana necesarias para simular; con esta información se seleccionó un material, se evaluó su densidad y contenido de humedad y se determinó su reparabilidad. El material desarrollado fue validado en uso por estudiantes y docentes de enfermería. Luego de comprobar el material de forma aislada, se evaluó su uso instalado en fantomas de venopunción desarrollados en conjunto con el equipo BioLab FAU en rotaciones de simulación con estudiantes de primer año de enfermería.

Selección y caracterización del material

Para comenzar, se realizó una selección de materiales potenciales para ser utilizados como símiles de capa dérmica. Mediante una exhaustiva revisión bibliográfica, se consideraron distintos factores para la exploración de materiales. En primer lugar, se levantó información respecto a las características y propiedades físicas de la piel humana, específicamente de las primeras capas dérmicas (epidermis, dermis e hipodermis), con el fin de acotar la exploración en bancos de materiales y poder contrastar con las propiedades de materiales explorados previamente.

Se seleccionó un material base cuyo componente principal es un hidrogel hidrocoloide activado con agua, debido a su capacidad para formar matrices semisólidas que replican de forma efectiva la resistencia, elasticidad y respuesta táctil de la dermis humana. Se optó por este hidrocoloide específicamente por su reparabilidad, facilidad de manufactura, potencial de producción local y bajo impacto ambiental. Estas características resultan especialmente relevantes en el contexto del desarrollo de simuladores médicos sostenibles y de bajo costo. Diversos estudios han demostrado la factibilidad técnica y la viabilidad experimental de trabajar con este tipo de materiales, destacando su versatilidad en el diseño de compuestos blandos de origen biológico (Barros Milla, 2021; Inostroza Muñoz, 2021). El uso de aglomerantes naturales como el alginato, en combinación con refuerzos de residuos orgánicos o minerales, ha sido explorado ampliamente como alternativa funcional frente a materiales sintéticos, tanto por sus propiedades mecánicas como por su estética y sostenibilidad (Cantuarias Brañes, 2021; Núñez Herrera, 2021). Además, investigaciones como la de Canales (2020) han validado el potencial de los compuestos vegetales reforzados para aplicaciones que demandan flexibilidad, resistencia y apariencia similar a tejidos naturales, lo que refuerza su pertinencia en el desarrollo de capas dérmicas para fantasmas médicos.

La formulación base utilizada en este estudio fue adaptada de un desarrollo de código abierto propuesto por Canales (2020), cuyo objetivo era la creación de materiales biobasados con apariencia y comportamiento similares al cuero natural. Dicha formulación considera alginato de sodio como aglomerante principal, glicerina como plastificante con propiedades flexibilizantes, aceite de oliva como plastificante secundario y preservante, y agua purificada como diluyente para favorecer la formación de hidrogeles. Además, incorpora una carga orgánica en forma de cáscara de tomate pulverizada, destinada a aportar textura, cuerpo y propiedades estéticas al material.

Para los fines específicos de este estudio, la formulación original fue adaptada y codificada como *GIAC*, manteniendo las proporciones relativas de los componentes, pero reemplazando la carga de cáscara de tomate por cáscara de huevo pulverizada. Este cambio no solo responde a la

disponibilidad local del residuo, sino también a su contenido mineral, especialmente de carbonato de calcio, que actúa como agente de gelificación natural para el alginato, eliminando la necesidad de agregar calcio externo. Adicionalmente, la cáscara de huevo proporciona una coloración clara y una textura que favorecen la simulación visual y táctil de la piel humana en contextos de entrenamiento clínico.

A partir de esta formulación base se diseñaron tres variantes experimentales con el propósito de analizar el comportamiento mecánico, sensorial y estético del material, así como su comparabilidad con simuladores dérmicos comerciales. En total, se trabajó con cuatro formulaciones: dos sin carga orgánica (G y GA) y dos con carga de cáscara de huevo (G1AC y G2AC). La formulación G prescinde tanto del aceite como de la carga, permitiendo evaluar la respuesta base del aglomerante en combinación con glicerina y agua. Por su parte, la variante GA introduce aceite de oliva como segundo plastificante, sin carga orgánica, con el objetivo de analizar su efecto sobre la elasticidad y conservación del material.

En cuanto a las formulaciones con carga, G1AC mantiene el equilibrio original de proporciones con 4% de carga, mientras que G2AC incrementa levemente los niveles de glicerina y carga, y reduce el contenido de agua, para evaluar su efecto en la densidad, resistencia y respuesta táctil del material.

Estas variaciones permiten establecer el impacto individual y combinado de los componentes sobre la performatividad del material simulador. Para asegurar la replicabilidad y coherencia experimental, todos los porcentajes fueron normalizados a un total del 100%, como se muestra en la Tabla 1.

Tabla 1. Formulaciones desarrolladas (elaboración propia, basada en *Canales, 2020).

Matriz					
Formulación	Alginato de sodio (%)	Glicerina (%)	Aceite de oliva (%)	Agua purificada (%)	Carga (%)

G	6	14	0	80	0
GA	6	12	2	80	0
*G1AC	5	11	5	75	4
G2AC	6	15	5	70	4

La preparación de las mezclas se llevó a cabo a temperatura ambiente con variaciones entre los 15°C y 30°C. En primer lugar, se masaron los componentes por separado en una balanza de precisión marca Kern modelo FKB 6K0.02. Posteriormente, se mezclaron los componentes líquidos en un recipiente para posteriormente incorporar los componentes secos, procurando lograr una mezcla homogénea eliminando posibles grumos. Las mezclas se dejaron secar en un molde abierto rectangular bajo luz infrarroja por 24 hrs. Posterior al secado de las muestras y el desmoldado, se les añadió una capa de sellante en la cara inferior del material, frotando una barra en base a cera de abejas diluida en aceite de almendras, como se puede observar en la figura 3. El sellante aplicado al material estudiado se basó en la formulación de código abierto para tratamiento de láminas de kombucha (Bogers, 2020). Posterior al sellado del material, se dejó secar por 20 hrs. bajo una lámpara infrarroja.



Figura 3. Sellado de material (elaboración propia).

Luego de la elaboración de las probetas, se midió la densidad y contenido de humedad según la norma ASTM D1037. Las propiedades físicas fueron comparadas con las de la piel humana (Agache & Humbert, 2004) y las de *Ecoflex™ Supersoft*, elastómero utilizado actualmente para el desarrollo de fantasmas (Smooth-on Inc., 2024). Los ensayos físicos se llevaron a cabo en las cuatro formulaciones, en cinco repeticiones por formulación, utilizando pie de metro digital, balanza de precisión marca Kern modelo FKB 6K0.02 y una estufa de secado marca Binder, modelo ED115.

Para calcular la densidad de los materiales desarrollados, se dimensionaron cinco muestras por formulación de 50 x 50 mm cada una. Con pie de metro digital se midieron los espesores en cuatro puntos de cada muestra para obtener un promedio y calcular el volumen aproximado de la muestra. Con estos datos y luego de haber masado cada probeta, se calculó la densidad de cada una mediante la siguiente fórmula:

$$p = m/v \quad p: \text{Densidad (g/cm}^3\text{)} \quad m: \text{Masa (g)} \quad v: \text{Volumen (cm}^3\text{)}$$

El contenido de humedad se calculó sometiendo las cinco repeticiones de 50 mm x 50 mm por formulación como se puede apreciar en las figuras 8a y 8b, en una estufa de secado por 24 horas a 100°C, documentando la masa inicial de la muestra y la masa final posterior al secado. Se calculó mediante la siguiente fórmula:

$$\% \text{ de c. de humedad} = \left(\frac{w_1 - w_2}{w_2} \right)$$

w_1 : Masa inicial presecado.

w_2 : Masa final postsecado por 24 hrs.

Reparabilidad

Se definieron y aplicaron métodos experimentales para evaluar su reparabilidad, entendida como la capacidad del material de recuperar su integridad visual y funcional luego de una intervención. La

selección de dichos métodos se basó tanto en una revisión bibliográfica de experiencias previas con materiales hidrocoloides como en consultas realizadas a especialistas en diseño de biomateriales blandos. Los criterios considerados para establecer un método válido de reparación incluyeron: la eliminación de marcas visibles, la facilidad de ejecución para usuarios no expertos y la asequibilidad del proceso en contextos de baja tecnología.

La literatura disponible en el ámbito del diseño de biomateriales sostenibles señala que los materiales basados en hidrocoloides permiten su reactivación parcial mediante hidratación y aplicación de calor suave (Barros Milla, 2021; Inostroza Muñoz, 2021). En esta línea, Cantuarias Brañes (2021) plantea que la reversibilidad es una característica clave en lo que denomina *arquitecturas blandas*, dentro de las cuales los biogeles reparables juegan un rol central. Además, Canales (2020) destaca que la inclusión de residuos orgánicos como refuerzo en compuestos blandos no necesariamente compromete la posibilidad de reparación, siempre que se mantenga una matriz cohesiva y estable.

A partir de estos antecedentes, se diseñaron pruebas experimentales con las formulaciones desarrolladas, utilizando condiciones que simulan el daño típico en un contexto clínico. Se ensayaron dos métodos de aplicación de agua purificada: vertido localizado (20 ml sobre la zona dañada usando jeringa) y sumergido (10 segundos de inmersión completa de la muestra). Posteriormente, las probetas fueron secadas a temperatura ambiente y sometidas a tres niveles de tratamiento térmico mediante una plancha doméstica: sin calor, calor mínimo (100 °C) y calor medio (150 °C), con el fin de observar el efecto del calor en la cohesión de la matriz y la posible reactivación del aglomerante. Para sistematizar los resultados de la experimentación, se utilizó una rúbrica de evaluación cualitativa, en la que se asignó una calificación de 0 a 1 a cada combinación de método de aplicación de agua y calor. La puntuación 0 correspondía a casos en que no hubo eliminación de marcas de punción ni recomposición del material; la puntuación 0,5 se otorgó al notarse reparación parcial del daño, aunque persistieran cicatrices visibles en la superficie; y la puntuación 1 en caso de una reparación completa, sin huellas ni evidencia perceptible del daño inicial. Esta rúbrica permitió establecer criterios reproducibles para

evaluar la eficacia de los distintos métodos de restauración, con base en la observación directa y objetiva de la muestra tratada.

Comprobación por estudiantes de enfermería

La validación en uso del material desarrollado se realizó con la participación de 24 estudiantes de la carrera de Enfermería, cursando entre el octavo y décimo semestre, con el fin de obtener valoraciones más precisas y contextualizadas respecto a la utilidad formativa, realismo y desempeño del simulador en entornos de enseñanza (Armijo-Rivera et al., 2021).

Los participantes de este estudio firmaron un consentimiento informado para la recopilación de datos personales, sus respuestas y uso de fotografías con fines investigativos.

Durante el desarrollo de la instancia que se puede observar en la figura 4, cada estudiante recibió un catéter intravenoso periférico calibre #22 y #18, así como un par de guantes de nitrilo, y se les instruyó a realizar un procedimiento de punción sobre dos probetas fabricadas con los cuatro materiales formulados, simulando las condiciones de entrenamiento con un fantoma comercial. Esta estrategia de comparación directa entre prototipos desarrollados y modelos comerciales responde a los criterios de evaluación performática propuestos por Read et al. (2024). Los atributos evaluados fueron la textura, elasticidad, palpabilidad y punción del material, dimensiones consideradas fundamentales para aproximarse a la biomecánica de la piel humana. Estas propiedades han sido ampliamente documentadas por Agache y Humbert (2004) como determinantes en la percepción sensorial de la piel y su comportamiento frente a estímulos mecánicos, siendo esenciales para asegurar el realismo de los simuladores. En ese sentido, Dabrowska et al. (2016) destacan que el éxito de un material simulador radica no solo en sus propiedades físicas objetivas, sino también en su capacidad de generar respuestas subjetivas congruentes con la experiencia clínica real.



Figura 4. Comprobación de capa dérmica con estudiantes de enfermería de 7^{mo} y 8^{vo} semestre (autoría propia).

Para la recolección de datos, se utilizó un cuestionario de escala Likert del 1 al 5, donde 1 representaba una menor similitud con la piel humana y 5 una mayor similitud. Se consideró como valor de corte el número 3, interpretado como un umbral de equivalencia performática, es decir, cuando el desempeño del simulador desarrollado no presenta diferencias funcionales relevantes respecto al estándar comercial (Read et al., 2024). En este caso se escogió *Ecoflex™ Smooth-On Inc.* (n.d., 2024), un elastómero de silicona reconocido por su flexibilidad, resistencia y similitud con los tejidos blandos humanos.

Se llevó a cabo un análisis estadístico de los resultados mediante el software *Prism* de Graphpad, en el cual se analizaron las respuestas por variable de evaluación, en contraste con la respuesta constante 3, la cual podría traducirse en que la variable a evaluar no se diferencia del fantoma comercial.

Comprobación por docentes de enfermería

Según Armijo-Rivera et al. (2021), la integración de equipos docentes especializados en los procesos de validación contribuye a asegurar la alineación de los simuladores con los objetivos formativos y estándares de calidad internacionales. La validación del material por parte de docentes de enfermería se efectuó mediante la técnica cualitativa de *focus group*. La metodología de *focus group* es ampliamente utilizada en investigación aplicada en salud, dado que posibilita la obtención de información cualitativa rica a partir de la interacción y discusión entre participantes con conocimiento experto (Agache & Humbert, 2004). En este caso, la aplicación de dos instancias permitió incorporar distintos perfiles docentes: en la primera, el jefe de la escuela de enfermería y una docente especialista en simulación de paciente adulto; y en la segunda, un grupo más amplio conformado por diez docentes, siete del área de adulto y tres del área pediátrica. Esta estrategia permitió triangular percepciones entre profesionales de distintas áreas clínicas, incrementando la validez interna de los resultados (Dabrowska et al., 2016).

Durante ambas sesiones, se solicitó a los participantes manipular las cuatro formulaciones y realizar punciones con catéteres intravenosos periféricos calibre #22, registrando audiovisualmente sus comentarios y mediante notas de campo. La elección de un método observacional y participativo responde a las recomendaciones de Read et al. (2024), quienes enfatizan que la evaluación cualitativa directa por parte de expertos proporciona información más detallada sobre el comportamiento de los materiales que los análisis puramente cuantitativos.

Posteriormente, los registros fueron analizados mediante un proceso de categorización temática, complementado con un análisis descriptivo de los puntajes obtenidos por variable (textura, elasticidad, palpabilidad y punción) utilizando el software GraphPad Prism. Las valoraciones se contrastaron con una respuesta de referencia 3, la cual representó la equivalencia performática con el fantoma comercial.

Comprobación de capa dérmica en fantoma

Luego de evaluar en uso la capa dérmica desarrollada, se instaló en el fantoma de punción

desensamblable desarrollado por BioLab FAU, para ser entregado a la Escuela de Enfermería de la Universidad de Chile. Se exploraron métodos de moldeado para poder incluir surcos vasculares o poder adaptarse a una forma tridimensional de un prototipo de fantoma; sin embargo, el material hidrocoloide, al ser un material de secado por evaporación del agua, complejiza el moldeo con dobles curvaturas. Por este motivo, para fines de este estudio, se fabricó la capa dérmica laminar y se instaló en el fantoma desensamblable mediante un sistema de calce.



Figura 5. Fantoma con capa dérmica desarrollada en uso durante rotaciones con estudiantes (autoría propia).

Se fabricaron 20 fantasmas de punción intravenosa de simulación básica, los cuales se pueden observar en la figura 5, desmontables, con capa dérmica biobasada, los que fueron comprobados en uso en rotaciones de simulación con estudiantes de primer año. Durante las rotaciones se observó el desempeño del material desarrollado y del fantoma en su totalidad, recopilando también comentarios de estudiantes y docentes de enfermería.

Resultados y discusión

Selección y caracterización del material

Los resultados de los ensayos físicos realizados se contrastaron con datos de caracterización de piel humana extraídos de la investigación de Agache & Humbert (2004) y de silicona de caucho utilizada en simulación de capa dérmica, *Ecoflex™ Supersoft* de la marca estadounidense Smooth-on Inc., como se puede observar en la Tabla 2, Fig. 6 y Fig. 7.

Tabla 2. Resumen ensayos físicos (elaboración propia)

Formulación	Densidad (gr/cm ³)	Contenido de humedad (%)
G	1,4	21
GA	1,5	24
G1AC	1,55	17
G2AC	1,58	23
Piel Humana ¹	1,2	-
Ecoflex TM 2	1,1	-

Nota:

¹ Piel humana (Agache & Humbert, 2004)

² Ecoflex (Smooth-on Inc., n.d.)



Figura 6. Gráfico comparativo de densidades de las formulaciones (elaboración propia basado en: Piel humana 1, Ecoflex 2).

Nota:

¹ Piel humana (Agache & Humbert, 2004)

² Ecoflex (Smooth-on Inc., n.d.)

En el ensayo de densidad, las formulaciones desarrolladas presentan una diferencia de alrededor de 24,8 % más denso que la piel humana; en contraste con *Ecoflex*, con una densidad 11,2 % menor que la piel humana, como se puede apreciar en la figura 6.

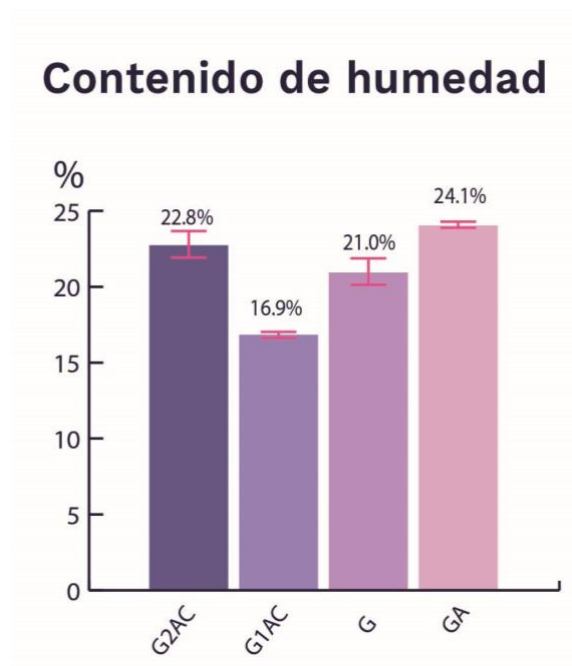


Figura 7. Gráfico comparativo del contenido de humedad de las formulaciones (elaboración propia).

El análisis de contenido de humedad realizado en base al procedimiento descrito en los métodos de ensayo, mostró variaciones moderadas entre las formulaciones, principalmente atribuibles a las diferencias de proporción de la base aglomerante, apreciables en la figura 7. Muestras con mayor presencia de plastificantes tendieron a retener más agua, mientras que las formulaciones con mayores componentes oleosos y carga orgánica presentaron menores porcentajes. Además, en las figuras 8a y 8b se puede apreciar las diferencias ópticas de las muestras pre y postsecado.

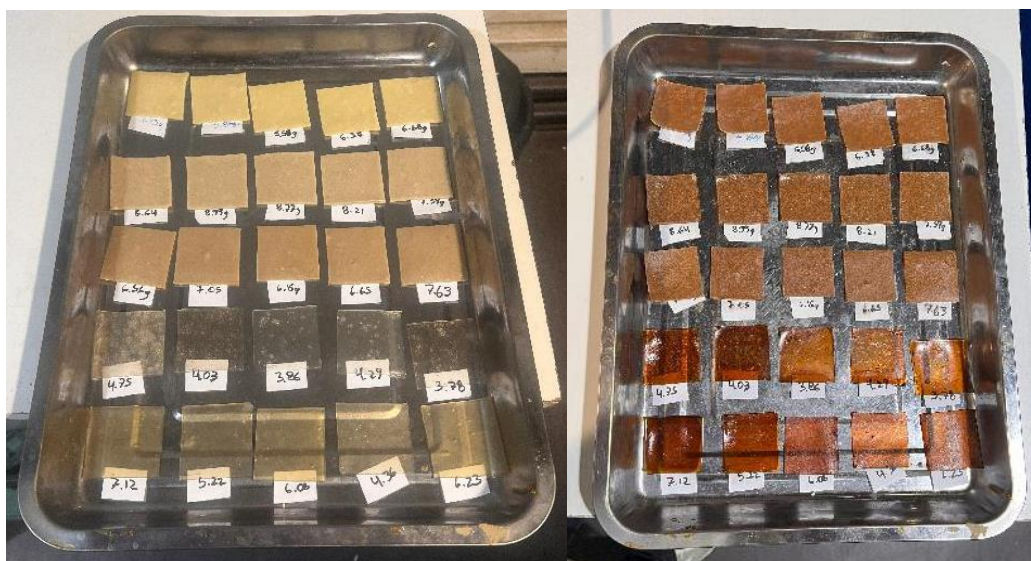


Figura 8a. Muestras masadas para ensayo de contenido de humedad (autoría propia), Figura 8b. Muestras posteriores a medición de contenido de humedad (elaboración propia).

Reparabilidad

Los resultados de la experimentación de reparabilidad se presentan en la tabla 3.

Tabla 3. Resultados de experimentación de reparabilidad (elaboración propia).

Código de mezcla	Hidratación mediante vertido			Hidratación mediante sumergido		
	Temperatura de secado			Temperatura de secado		
	Temp. ambiente, sin presión	100°	150°	Temp. ambiente, sin presión	100°	150°
G	0	0	0	1	1	0,5
GA	0,5	0,5	0	1	1	0,5
G1AC	0,5	0,5	1	1	1	0,5
G2AC	0,5	0,5	0	1	1	0,5

Nota:

0: No hubo eliminación de marcas de punción ni recomposición del material.

0,5: Se observa reparación de daños de punción, sin embargo, se observan cicatrices de reparación en el material.

1: Se observa total reparación de daños sin cicatrices.

Los resultados obtenidos evidencian que el método de sumerción durante 10 segundos permitió un mayor grado de reparación en comparación con el método de vertido localizado, independientemente del tipo de formulación evaluada. Esta tendencia sugiere que una hidratación más

uniforme e intensa, como la lograda mediante inmersión, favorece la activación del aglomerante (alginato de sodio) y su capacidad de recomposición.

Particularmente, la formulación G1AC, que contiene cáscara de huevo como carga orgánica cálcica, presentó el mejor desempeño en condiciones de temperatura elevada (150 °C), alcanzando una calificación de 1 (reparación completa) bajo ambos métodos de hidratación. Este comportamiento podría explicarse por la presencia del carbonato de calcio en la cáscara de huevo, que actúa como agente reticulante natural para el alginato, permitiendo mantener la integridad del material incluso tras el estrés térmico (Cantuarias Brañes, 2021; Canales, 2020). Las formulaciones sin carga (G y GA), en cambio, mostraron una mayor dependencia del tipo de hidratación: el método de vertido fue menos efectivo en ambos casos, alcanzando en G solo calificaciones de 0 (sin reparación), mientras que el método de inmersión permitió una reparación completa (1) o parcial (0,5) dependiendo de la temperatura aplicada.

Una tendencia común observada en todas las formulaciones fue que la aplicación de calor a 150 °C, en combinación con el método de sumergido, resultó menos efectiva que a 100 °C, disminuyendo la puntuación de reparación de 1 a 0,5. Esto sugiere que una temperatura excesiva puede provocar un secado superficial acelerado, impidiendo la reactivación completa del aglomerante antes de que se restablezca la cohesión del material. Este fenómeno ha sido descrito por Barros Milla (2021) y Núñez Herrera (2021), quienes advierten que en materiales basados en hidrocoloides, la aplicación térmica debe ser moderada para evitar cristalización superficial o rigidez prematura.

Otro hallazgo relevante es que las formulaciones con carga (G1AC y G2AC) mantuvieron un mejor rendimiento general frente al calor, lo que podría deberse a la capacidad de la carga para retener humedad y actuar como mediador térmico. En cambio, la formulación G, que no incluye ni aceite ni carga, presentó el desempeño más limitado, siendo incapaz de repararse bajo el método de vertido incluso a temperaturas controladas. Esto refuerza la importancia de la matriz multicomponente para

lograr estabilidad, elasticidad y reparabilidad en materiales blandos de simulación, como también lo señalan Inostroza Muñoz (2021) y Cantuarias Brañes (2021).

En conjunto, estos resultados indican que tanto la composición del material como el método de hidratación y temperatura aplicada tienen un impacto directo en su capacidad de reparación. Los datos permiten concluir que la inmersión seguida de secado a temperatura moderada (100 °C) es el método más eficiente y replicable para la recuperación funcional del material en escenarios de uso clínico simulado. Este tipo de respuesta favorece su utilización en entornos educativos donde se requiera reutilización frecuente y mantenimiento sencillo, como se propone en los principios de diseño de materiales biobasados sostenibles (Canales, 2020; Núñez Herrera, 2021).

Comprobación usuaria con estudiantes de enfermería

Para la instancia de comprobación con estudiantes, como se puede apreciar en la figura 9, las evaluaciones de cada variable otorgaron diversos resultados con una desviación estándar alta.

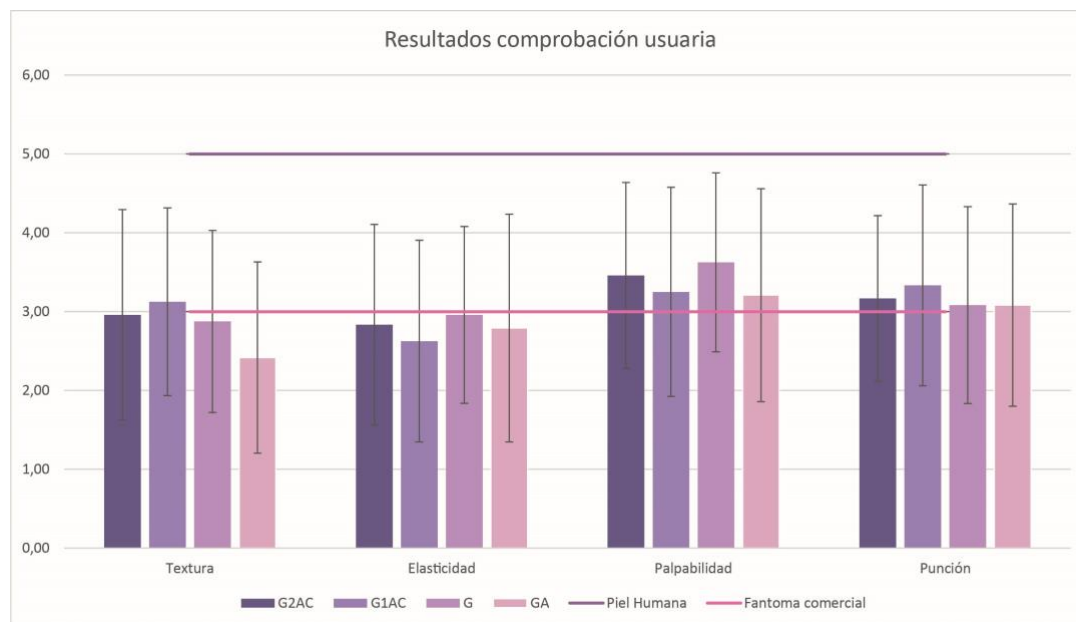


Figura 9. Resumen de resultados de comprobación con estudiantes (elaboración propia).

Los resultados obtenidos durante la validación usuaria con estudiantes de enfermería indican que las formulaciones desarrolladas presentan, en general, un desempeño comparable al de un fantoma comercial, especialmente en términos de textura, elasticidad, palpabilidad y capacidad de punción. La dispersión observada en las respuestas, reflejada en una desviación estándar elevada, puede estar influida por la variabilidad subjetiva de la percepción táctil entre los participantes, un fenómeno ampliamente documentado en estudios de simulación (Dabrowska et al., 2016).

El hecho de que no se observaran diferencias estadísticamente significativas en la mayoría de las variables evaluadas sugiere que las formulaciones alcanzaron un nivel de realismo adecuado para fines educativos, lo cual es congruente con las propuestas de Read et al. (2024), quienes afirman que un simulador puede ser considerado equivalente desde el punto de vista pedagógico cuando cumple con la percepción sensorial mínima requerida para realizar procedimientos sin comprometer el aprendizaje.

La excepción encontrada en la formulación GA, que fue evaluada con menor similitud en la variable *textura*, puede deberse a las propiedades superficiales del material, posiblemente menos rugosas o más uniformes en comparación con la piel humana real o el fantoma comercial. Según Agache y Humbert (2004), la textura de la piel humana está influida por múltiples factores microestructurales como el grosor del estrato córneo y la presencia de pliegues dérmicos, los cuales resultan complejos de replicar en materiales sintéticos si no se consideran adecuadamente en el proceso de formulación.

Por otro lado, la formulación G fue valorada con una mayor similitud que el fantoma comercial en cuanto a *palpabilidad*, lo cual representa un hallazgo especialmente relevante. Esta variable está relacionada con la capacidad de percibir estructuras internas simuladas (como venas o trayectos vasculares), una característica crítica en la enseñanza de la punción venosa. Tal resultado podría estar vinculado a una combinación adecuada entre la rigidez superficial y la compresibilidad del material, tal como lo sugiere Dabrowska et al. (2016) en su análisis sobre la relación entre la estructura multicapa de la piel y la respuesta a la presión.

Además, el uso de *Ecoflex*TM, como base de las formulaciones evaluadas, podría haber contribuido positivamente al rendimiento global de los prototipos. Este material ha sido ampliamente utilizado en la industria de simulación médica debido a su capacidad de elongación, su bajo módulo de elasticidad y su buena respuesta al tacto (Smooth-On Inc., 2024). Su elección, por tanto, se alinea con las recomendaciones técnicas y pedagógicas para el desarrollo de simuladores realistas.

Comprobación con docentes de enfermería

Los comentarios obtenidos evidenciaron diferencias perceptuales claras entre formulaciones. Los docentes coincidieron en que las muestras sin carga orgánica (G y G1AC) presentaban una sensación “más plástica”, mientras que las formulaciones con carga orgánica ofrecían una resistencia más similar a la piel humana durante la punción. En particular, la formulación G1AC fue señalada como la más equilibrada en términos de textura, palpabilidad y respuesta mecánica, hallazgo coherente con lo reportado por Smooth-On Inc. (2024) respecto al desempeño de elastómeros de silicona con aditivos que mejoran la sensación táctil y la respuesta a la presión.

Comprobación de capa dérmica en fantoma

Durante las rotaciones de comprobación, se observó que luego de la punción de los simuladores sanguíneos, la sangre artificial se filtró a la superficie como se puede apreciar en la figura 10.



Figura 10. Teñido de las muestras postpunción, demuestra daño en capa dérmica al comprobar su uso (elaboración propia).

Al ser una sustancia acuosa teñida con colorantes artificiales, el material desarrollado se tiñó de rojo, haciendo que esta capa dérmica sea inutilizable al terminar la rotación. Sin embargo, las y los docentes del curso continuaron destacando la similitud del material y de su comportamiento con la piel humana.

Conclusiones

La investigación logró desarrollar una capa dérmica biobasada, reparable y biodegradable, diseñada para integrarse a un fantoma desmontable de venopunción, con el objetivo de extender su vida útil y reducir costos en entornos educativos. A través de validaciones con estudiantes y docentes de enfermería, se comprobó que las formulaciones alcanzaron niveles de realismo táctil y funcional comparables a simuladores comerciales como los fabricados en silicona de caucho. El material

desarrollado actualmente se encuentra en proceso de patentamiento, dejando en evidencia que el material desarrollado es altamente novedoso y se diferencia del resto de fantasmas en el mercado.

Los resultados obtenidos confirman que la reparabilidad del material desarrollado depende tanto de su formulación como del método de activación aplicado. Las formulaciones con carga orgánica cálcica (como G1AC y G2AC) demostraron mayor estabilidad y capacidad de recuperación, especialmente cuando se utilizaron métodos de inmersión y secado a temperatura moderada (100 °C). Estos hallazgos respaldan la viabilidad de utilizar materiales biobasados, reparables y de bajo costo como alternativas funcionales a los fantasmas comerciales en contextos de simulación clínica.

En términos pedagógicos, la investigación confirma que la participación conjunta de estudiantes y docentes en los procesos de validación favorece una evaluación más integral del simulador. Esta metodología mixta puede ser replicada en futuros desarrollos de dispositivos de simulación biomédica, constituyendo una herramienta de validación robusta para garantizar la calidad y eficacia educativa de los materiales.

A diferencia de los simuladores tradicionales, el material desarrollado permite su reparación con recursos básicos disponibles en escuelas de enfermería, sin requerir equipamiento industrial, y forma parte de un sistema desensamblable y reutilizable, lo que lo hace más sostenible y económico. Este enfoque no solo propone una solución técnica eficaz, sino que también introduce una perspectiva ecológica y pedagógica al diseño de dispositivos de simulación médica. Por sus propiedades reparables, biodegradables y de manufactura local, el material representa un aporte innovador y replicable en la enseñanza clínica basada en simulación.

Agradecimientos

A Cristian Pérez y Paola Sepúlveda de la Escuela de Enfermería de la Universidad de Chile por la disposición y la gestión para realizar las comprobaciones de este estudio.

Al equipo BioLab FAU por la contribución y la integración de esta investigación en proyecto de prestación de servicios.

Al Profesor Francisco Zúñiga de la Universidad Austral de Chile por otorgar una oportunidad importante para el desarrollo de esta investigación.

Andrés Minte Valderrama

Universidad de Chile

andres.minte2@gmail.com

<https://orcid.org/0009-0004-6307-2930>

Diseñador con mención en Industrias y Servicios (UCh), Licenciado en Diseño (Uch). Durante el transcurso de la carrera, ha desarrollado un profundo interés en el diseño enfocado en el usuario y en el desarrollo sostenible. En sus últimos dos años de carrera ha integrado su conocimiento de herramientas de prototipado digital, con herramientas de desarrollo material para proyectos de prestación de servicios y gestión de proyectos de diseño.

Andrea Wechsler Pizarro

Universidad del Desarrollo

awechsler@udd.cl

<https://orcid.org/0000-0002-3787-0777>

PhD Built Environment (UNSW) y Diseñadora industrial (UBB). Profesora Investigadora y Coordinadora de BioRed Iberoamérica del programa CYTED. Docente de cursos de investigación en diseño, diseño de materiales, diseño sustentable y proyectos de pre y posgrado tanto nacional como internacional. Ha levantado financiamientos nacionales e internacionales de investigación aplicada. Entre sus áreas de trabajo se cuentan diseño sustentable y nuevos materiales biobasados.

Pablo Domínguez González

Universidad de Chile

pdominguez@uchile.cl

<https://orcid.org/0000-0001-5269-0080>

Ingeniero en Mecánica (UTEM) y Máster en Tecnologías del Diseño (UAB). Profesor Asistente e investigador de la BioRed Iberoamérica del programa CYTED. Miembro del BioLab FAU y del NeuroLab 3d, (INCA). Docente y profesor guía de cursos y proyectos de diseño e ingeniería, de investigación, diseño de materiales, diseño sustentable y proyectos, entre otros. Asesor de proyectos en materiales compuestos, modelación paramétrica, simulación digital y prototipado rápido.

Referencias:

Agache, P., & Humbert, P. (Eds.). (2004). Measuring the skin. Springer-Verlag.

- Armijo-Rivera, S., Machuca-Contreras, F., Raul, N., de Oliveira, S. N., Mendoza, I. B., Miyasato, H. S., & Díaz-Guio, D. A. (2021). Characterization of simulation centers and programs in Latin America according to the ASPIRE and SSH quality criteria. *Advances in Simulation*, 6(1). <https://doi.org/10.1186/s41077-021-00188-8>
- Barros Milla, D. (2021). Desarrollo de un método DIY (hazlo tú mismo) que sistematice la fabricación de materiales que se cocinan a partir de hidrocoloides y residuos orgánicos: Casos de estudio bagazo de té y cáscara de naranja [Tesis de pregrado, Universidad de Chile]. Repositorio Académico. <https://repositorio.uchile.cl/handle/2250/180632>
- Bogers, L. (2020, 20 de Marzo). Kombucha Foil/Leather. Textile Academy – Fabricademy Class Archive. <https://class.textile-academy.org/2020/loes.bogers/files/recipes/kombuchapaper/>
- Canales, C. (2020). Tonato materia vegetal: Propuesta de refuerzo para compuesto estéticamente similar al cuero natural [Tesis de pregrado, Universidad de Chile]. Repositorio Académico. <https://repositorio.uchile.cl/handle/2250/180620>
- Cantuarias Brañes, S. (2021). Arquitectura blanda: Geles y biogeles como materiales de diseño arquitectónico [Tesis de pregrado, Universidad de Chile]. Repositorio Académico. <https://repositorio.uchile.cl/handle/2250/186417>
- Contreras, V. A. Y., Ríos, G. A. S., & Palma, F. A. S. (2021). Importancia de la simulación clínica en el desarrollo de personal y desempeño del estudiante de enfermería. *Ciencia y Enfermería*, 27. <https://doi.org/10.29393/ce27-39isvf30039>
- Dabrowska, A. K., Rotaru, G. M., Derler, S., Spano, F., Camenzind, M., Annaheim, S., Stämpfli, R., Schmid, M., & Rossi, R. M. (2016). Materials used to simulate physical properties of human skin. *Skin Research and Technology*, 22(1), 3–14. <https://doi.org/10.1111/srt.12235>
- Dagnino, F. (2025, April 30). La consolidación de la simulación clínica en las carreras de la salud. La Tercera. <https://www.latercera.com/educacion/noticia/la-consolidacion-de-la-simulacion-clinica-en-las-carreras-de-la-salud/>

- Inostroza Muñoz, M. (2021). Desarrollo de un método DIY (hazlo tú mismo) que sistematice la fabricación de materiales que se cocinan a partir de hidrocoloides y residuos orgánicos: Caso de estudio residuo de concha de mejillón y cáscara de huevo [Tesis de pregrado, Universidad de Chile]. Repositorio Académico. <https://repositorio.uchile.cl/handle/2250/180636>
- Núñez Herrera, S. (2021). Hacia nuevas materialidades sostenibles: Exploración del residuo cítrico como materia prima para la elaboración de un material compuesto biobasado [Tesis de pregrado, Universidad de Chile]. Repositorio Académico. <https://repositorio.uchile.cl/handle/2250/183763>
- Read, J., McNaught, K., Hazael, R., & Critchley, R. (2024). Evaluation of soft tissue simulant performance against economic and environmental impact. *Environmental Science: Advances*, 3(4), 585–602. <https://doi.org/10.1039/d3va00403a>
- Sambuceti Núñez, C. (2016). Simulación clínica con práctica deliberada en el proceso de aprendizaje en estudiantes de enfermería [Tesis de Magíster, Universidad de Chile]. Repositorio Académico. <https://repositorio.uchile.cl/handle/2250/170944>
- Smooth-On, Inc. (s. f.). Ecoflex™ Series technical information [Archivo PDF]. <https://www.smooth-on.com/documents/?doc=all#ecoflex-00-10>
- Smooth-on Inc. (2024). Smooth-on Medical Simulation & Orthotics/Prosthetics. <https://www.smooth-on.com/applications/medical-simulation/>
- Zúñiga, F. (2024, 29 de abril). Entrevista a Francisco Zúñiga responsable de Laboratorio de simulación clínica Universidad Austral de Chile (UACH) sede Puerto Montt.