

Silicona de moldeo como sustituto mecánico para tejido biológico

Jairo Andrés Mantilla-Villalobos¹, Diego Fernando Villegas-Bermúdez²

¹Grupo de investigación en diseño y manufactura (DIMA), Escuela de ingeniería mecánica, Universidad industrial de Santander, Colombia. Email: jairo2218051@correo.uis.edu.co

²Grupo de investigación en energía y medio ambiente, Escuela de ingeniería mecánica, Universidad industrial de Santander, Colombia. Email: dfvilleg@uis.edu.co

Resumen

En diversas disciplinas como la investigación forense, la industria balística y la biomecánica, es de gran interés encontrar un sustituto artificial para el tejido vivo que permita realizar pruebas experimentales, recreando, según la aplicación, propiedades térmicas, eléctricas, ópticas, acústicas y mecánicas. Para este fin, se han utilizado diferentes materiales como sustitutos, entre los cuales destacan las suspensiones líquidas, las gelatinas, los elastómeros, las resinas epoxi, los metales y los textiles, no obstante, solo las gelatinas y los elastómeros pueden tener un comportamiento mecánico similar al tejido vivo, generalmente viscoelástico y en muchos casos, hiper elástico. El presente trabajo tiene como objetivo recrear las propiedades mecánicas a tracción y compresión del tejido uterino para una gestación promedio, enfatizando en que no se han documentado materiales sustitutos con propiedades mecánicas similares al útero. El material sustituto se requiere para ser implementado en un modelo dinámico experimental de útero grávido artificial que contempla las estructuras del feto, el útero y el líquido amniótico, y que permite estudiar la cinemática fetal durante el embarazo. La silicona estudiada será empleada para la piel del feto y el recubrimiento interior del modelo uterino que, a diferencia del gel balístico, es químicamente estable en medios acuosos, con alta durabilidad y termo estabilidad, características que ayudan a la ejecución de los ensayos experimentales y reducen la variabilidad de las propiedades mecánicas del material por agentes externos. Se ejecutó la caracterización mecánica en tracción y compresión de una silicona de moldeo con dureza shore 30A. La obtención de las probetas se realizó con base en la metodología de Chanda, mezclando en partes iguales la base polimérica con el agente de curado, para posterior vertimiento la mezcla en moldes impresos de ácido poli láctico flexible (PLA+) con la geometría negativa de las probetas. Se ensayaron cinco velocidades de deformación (0.5, 0.72, 3.6, 24 y 90 min⁻¹) para los ensayos de tracción y una velocidad de deformación (0.5 min⁻¹) en los ensayos de compresión, mediante la fractura controlada de las probetas en una máquina de ensayos universal MTS Bionix. Las gráficas de esfuerzo real vs deformación real, así como esfuerzo real vs estiramiento muestran un comportamiento hiper elástico no lineal. Se realizaron ajustes polinómicos de séptimo orden para cada set de datos ($R > 0.98$) con los cuales se compararon estadísticamente las velocidades de deformación ensayadas ($p > 0.05$). Al comparar los resultados del comportamiento a tracción de la silicona, se observó un ajuste satisfactorio con los datos experimentales presentados en la literatura. El comportamiento a compresión de la silicona difiere con respecto al del tejido biológico, mostrando mayor rigidez en el rango ensayado, lo cual puede atribuirse al ordenamiento aleatorio de las fibras de colágeno en el tejido uterino (miometrio) cuando es sometido a cargas compresivas. Se ajustó el modelo de Veronda–Westmann para el comportamiento hiper elástico no lineal de la silicona mediante el método de mínimos cuadrados, respaldando la practicidad de este modelo para tejido biológico. Se concluye que la silicona ensayada puede ser utilizada como sustituto experimental del tejido uterino sometido a cargas de tracción y compresión, aclarando que en cargas compresivas el sustituto produciría deformaciones menores a las reales. Por otro lado, las constantes ajustadas en el modelo hiper elástico de Veronda–Westmann permiten estudiar la respuesta uterina en diferentes escenarios de interés mediante simulación computacional.

Palabras clave: Tejido uterino; Elasticidad no lineal; Caracterización mecánica; Silicona de moldeo; Hiper elasticidad.

Abstract

Depending on the application, it is of great interest in various disciplines such as forensic research, the ballistics industry and biomechanics to find an artificial substitute for living tissue that allows experimental tests to be performed, recreating thermal, electrical, optical, acoustic and mechanical properties. For this purpose, different materials have been used as substitutes, mainly liquid suspensions, gelatines, elastomers, epoxy resins, metals and textiles, however, only gelatines and elastomers can have a mechanical behavior close to living tissue, generally viscoelastic and, in many cases, hyper elastic. The present work aims to recreate the tensile and compressive mechanical properties of uterine tissue for an average gestation, emphasizing that no surrogate materials with mechanical properties analogous to the uterus have been documented. The surrogate material is required to be implemented in an experimental dynamic model of artificial pregnant uterus that considers the structures of the fetus, the uterus and the amniotic fluid, and that allows the study of fetal kinematics during pregnancy. The silicone studied will be used for the skin of the fetus and the inner lining of the uterine model which, unlike the ballistic gel, is chemically stable in aqueous media, with high durability and thermal stability, characteristics that help the execution of the experimental tests and reduce the vulnerability of the mechanical properties of the material to external agents. The mechanical characterization in tension and compression of a molding silicone with shore hardness 30A was carried out. The specimens were obtained based on the methodology of Chanda, mixing in equal parts the polymeric base with the curing agent, and then pouring the mixture into printed molds of flexible poly lactic acid (PLA +) with the negative geometry of the specimens. Five strain rates (0.5, 0.72, 3.6, 24 y 90 min^{-1}) for tensile tests and one strain rate (0.5 min^{-1}) for compression tests were tested by controlled fracture of the specimens in an MTS Bionix universal testing machine. The plots of true stress vs true strain, as well as true stress vs stretch show a non-linear hyper elastic behavior. When comparing the tensile behavior results of silicone, a satisfactory fit with the experimental data presented in the literature was observed. The compression behavior of silicone differs from that of biological tissue, showing higher stiffness in the range tested, which can be attributed to the random arrangement of collagen fibers in the uterine tissue (myometrium) when subjected to compressive loads. The Veronda-Westmann model was fitted for the nonlinear hyper elastic behavior of silicone by means of the least squares method, supporting the practicality of this model for biological tissue. It is concluded that the tested silicone can be used as an experimental substitute for uterine tissue subjected to tensile and compressive loads, clarifying that in compressive loads the substitute would produce smaller deformations than the real ones. On the other hand, the adjusted constants in the hyper elastic Veronda-Westmann model allow studying the uterine response in different situations of interest through computer simulation.

Keywords: Uterine tissue; Nonlinear elasticity; Mechanical characterization; Molding silicone, Hyper elasticity.

1. Introducción

El desarrollo de sustitutos para el tejido biológico es de gran importancia en diversas áreas, incluyendo la industria forense, la industria balística y la biomecánica. Estos sustitutos son esenciales para replicar las propiedades mecánicas del tejido humano, permitiendo experimentación que sería imposible realizar en seres vivos. Con ese objetivo, se han utilizado diversos materiales como sustitutos del tejido biológico, incluyendo cueros, pieles animales, gelatinas, elastómeros, resinas, metales y textiles [1]. Cada uno de estos ofrece diferentes ventajas y desventajas. Los cueros y pieles animales, por ejemplo, son similares en estructura y propiedades mecánicas a la piel humana, pero conllevan dificultades éticas y de disponibilidad. Las gelatinas y resinas son fáciles de moldear, pero carecen de la durabilidad necesaria para estudios prolongados. Entre los elastómeros, las siliconas destacan como uno de los materiales más prometedores debido a su estabilidad, durabilidad y no toxicidad [2].

El presente estudio se centra en la caracterización mecánica de una silicona de moldeo para evaluar su adecuación como sustituto de tejido biológico, con un enfoque particular en la piel y el útero en gestación. El material sustituto se necesita para ser implementado en un modelo dinámico experimental de útero grávido artificial, que incluye las estructuras del feto, el útero y el líquido amniótico. Este modelo pretende estudiar la cinemática fetal durante el embarazo. En estudios previos, Annaidh, et al. [3] realizaron la caracterización mecánica a tracción de la piel humana en la región posterior del tronco, mientras que Groves, et al. [4] estudiaron el comportamiento a tracción de la piel en la región mamaria obtenida por mastectomía. Estos estudios soportan el hecho de que las propiedades mecánicas de la piel dependen de la distribución de las fibras de colágeno, tal como mencionan Delalleau, et al. [5], Kalra, et al. [6] y Dwomoh, et al. [7], presentando elasticidad no lineal. En lo concerniente a la piel, se han desarrollado diversos materiales que recrean satisfactoriamente sus propiedades mecánicas, entre los que se destaca la investigación de Chanda et al.

[8], que evaluó una silicona con diferentes proporciones en su preparación. En contraste, no se han encontrado investigaciones para emular las propiedades del útero en gestación.

Varios estudios han caracterizado el tejido uterino. Conrad [9], [10] evaluó las propiedades del útero extrayendo muestras por histerectomía en cesáreas, incluyendo 105 muestras de mujeres no gestantes y 65 muestras de mujeres gestantes. Manoogian, et al. [11] encontraron las propiedades a tracción del segmento inferior del útero de seis donantes, con un total de 19 muestras obtenidas por cesaria. Pearsall, et al. [12] caracterizaron el útero a tracción y compresión en mujeres nulíparas y múltiparas, evaluando muestras de la región anterosuperior del útero y del fundus. Estos datos serán la referencia de comparación con el material ensayado. Por otro lado, se ha reportado que el tejido uterino muestra propiedades viscoelásticas Omari, et al. [13], razón por la cual se implementan las mismas velocidades de deformación que las utilizadas en las referencias mencionadas. Debido a que el tejido biológico presenta un comportamiento elástico no lineal, se han desarrollado múltiples modelos hiperelásticos para ajustarse a este fenómeno. Entre estos modelos destacan el modelo de Ogden, empleado tanto para tejido humano por ejemplo en las inserciones meniscales [14], como para tejido animal para piel en cerdos [15], el modelo de Mooney-Rivlin [16], el modelo de Yeoh [17] y el modelo de Veronda-Westmann [18], siendo este último ampliamente ajustado a la respuesta uniaxial en tracción de la piel [8], [19].

2. Métodos

El desarrollo metodológico contempló la generación de probetas, la ejecución de ensayos mecánicos, el análisis de resultados y el ajuste del modelo hiperelástico. A continuación, se describe de manera detallada cada una de las fases.

2.1. Generación de probetas

La silicona de moldeo NicPro Silicone-Rubber (Figura 1) con dureza shore 30A y en cumplimiento a las normas ASTM D4236 y EN71, fue seleccionada como posible sustituto mecánico del tejido uterino. Esta selección se realizó con base en los buenos resultados obtenidos por Chanda [8] al variar las concentraciones de base polimérica y agente de curado para recrear el comportamiento mecánico de la piel en la región posterior del tronco.



Figura 1. Silicona para la generación de probetas.

Se definieron dos tipos de probetas para la ejecución de los ensayos, una probeta de forma rectangular con dimensiones de 16mm x 80mm x 3mm, para los ensayos de tracción y una probeta con forma cilíndrica de diámetro 28.6 mm y altura 12.8 mm, para los ensayos de compresión con base en la norma ASTM D575.

Se generaron 2 tipos de moldes, uno para las probetas de tracción y otro para las probetas de compresión, que permitieron el proceso de fundido. Los moldes se obtuvieron mediante manufactura aditiva utilizando modelado por deposición fundida (FDM) con una impresora comercial Ender 3S1pro de la compañía Creality (Shenzhen, China). Para el proceso de segmentación y preparación de la impresión se utilizó el software Ultimaker CURA 5.6.0 (Utrecht, Holanda). El material de impresión fue ácido poliláctico flexible (PLA+) de la empresa AtaraxiaArt, el cual se escogió pensando en facilitar el proceso de desmolde. En la figura 2 se muestra el proceso de impresión (figura 2a) y los moldes para la obtención de las probetas de tracción (figura 2b), cada uno de estos permite fundir 5 probetas independientes.

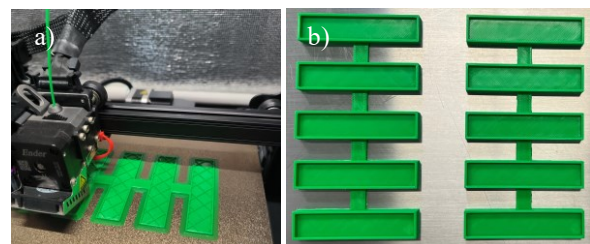


Figura 2. Generación de moldes de tracción. a) Proceso de impresión, b) Moldes terminados.

Para el proceso de fundido, se realizó la mezcla previa en partes iguales de base polimérica y agente de curado en un recipiente calibrado. El vertimiento de la mezcla se hizo después de enfriar los moldes a una temperatura de 5°C por un tiempo de 30 min, esto con el objetivo de ralentizar el proceso de curado para la liberación de burbujas generadas durante el mezclado de las partes. El proceso de curado tuvo una duración aproximada de 5 horas y se realizó a temperatura ambiente de 25 °C. En la figura 3 se muestra el proceso de vertimiento y las probetas generadas al final del moldeo.

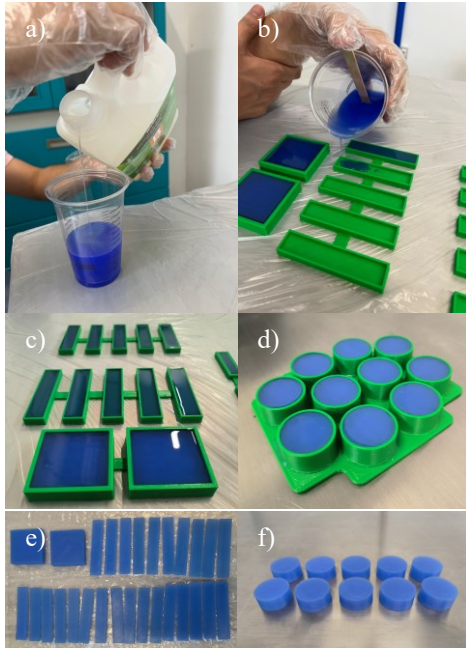


Figura 3. Moldeo de probetas.

Para la ejecución de los ensayos mecánicos, se trabajaron 25 probetas de tracción y 10 probetas de compresión.

2.2. Ensayos mecánicos

Se probaron cinco velocidades de deformación en las pruebas de tracción, cada una con un tamaño muestral de 5 probetas para un total de 25 muestras. Las velocidades de deformación trabajadas son típicas en ensayos experimentales de tejido biológico [3], [8], [11], [12], [20], estas fueron: 0.5, 0.72, 3.6, 24 y 90 min^{-1} . El ensayo se planteó de esta manera con el objetivo de probar si el material ensayado tenía un comportamiento viscoelástico dependiente de la velocidad de carga. Las probetas ensayas en tracción se sujetaron en sus extremos mediante la adaptación de un dispositivo de goma que evitó el deslizamiento de la probeta durante la prueba, la longitud libre entre mordazas fue de 50 mm. En la figura 4 se muestra el dispositivo adaptado para la sujeción y algunas fotografías del ensayo.



Figura 4. Ensayos de tracción. a) Dispositivo de sujeción, b) Montaje inicial, c) Ensayo en marcha.

Para la realización de los ensayos se empleó la máquina de ensayos universal MTS Bionix LandMark370, en donde se controló la velocidad con la que se desplaza el cilindro hidráulico y considerando la longitud libre entre mordazas, así como las velocidades de deformación definidas anteriormente, se utilizaron velocidades de 25, 36, 180, 1200 y 4500 mm/min . En cuanto a los ensayos de compresión, se ensayaron 10 probetas con una velocidad de deformación de 0.5 min^{-1} , misma empleada en la única referencia encontrada donde se prueba tejido uterino a compresión [ref]. La figura 5 muestra algunas fotografías del ensayo de compresión.

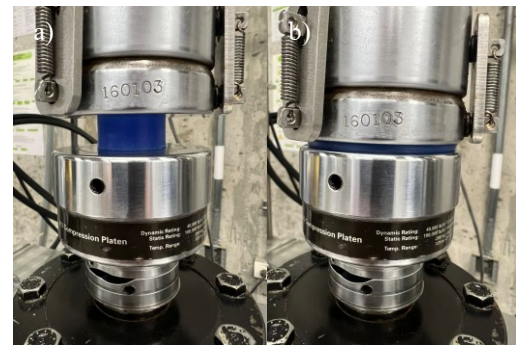


Figura 5. Ensayo de compresión. a) Montaje inicial, b) Ensayo en marcha.

2.3. Procesamiento de datos

Durante los ensayos realizados se midieron dos variables, el desplazamiento del cilindro hidráulico y el valor de la fuerza aplicada sobre la probeta con una frecuencia de 10 Hz. Con estas variables se procedió a calcular el esfuerzo y la deformación unitaria ingenieril, para posteriormente calcular el esfuerzo y la deformación unitaria real dados por las ecuaciones (1) y (2):

$$\sigma_{\text{real}} = \sigma_{\text{ing}}(1 + \epsilon_{\text{ing}}) \quad (1)$$

$$\epsilon_{\text{real}} = \ln(1 + \epsilon_{\text{ing}}) \quad (2)$$

En donde σ_{real} es el esfuerzo real, σ_{ing} es el esfuerzo ingenieril dado por F/A_0 , ϵ_{ing} es la deformación unitaria ingenieril dada por $(l_i - l_0)/l_0$ y ϵ_{real} es la deformación unitaria real en el elemento.

Con los valores de deformación unitaria real se calculó el alargamiento real (λ) en la dirección de aplicación de la carga dado por la ecuación (3):

$$\lambda = 1 + \epsilon_{\text{real}} \quad (3)$$

Se ajustaron regresiones polinómicas de séptimo orden para cada una de las gráficas de esfuerzo real vs deformación real, para un total de 25 regresiones en

tracción y 10 regresiones en compresión. Este enfoque permitió comparar estadísticamente las diferencias en los valores de esfuerzo para cada velocidad de deformación ensayada. La estimación de los intervalos de confianza para la media poblacional se realizó asumiendo una distribución normal de los datos, dada por la ecuación (4):

$$IC_{1-\alpha} = \left[\bar{x} - t_{\alpha/2} \frac{S}{\sqrt{n}} \leq \mu \leq \bar{x} + t_{\alpha/2} \frac{S}{\sqrt{n}} \right] \quad (4)$$

En donde $IC_{1-\alpha}$ hace referencia al intervalo de confianza, α es el nivel de significancia de la estimación, \bar{x} es la media muestral, S es la desviación estándar muestral, n es el tamaño de la muestra y $t_{\alpha/2}$ es el estadístico para la distribución t student con $n - 1$ grados de libertad. Pruebas tipo t de student para diferencias de medias con un valor de significación del 5% ($\alpha = 0.05$) fueron computadas en los datos donde el cruce de los intervalos de confianza podría representar diferencias significativas.

2.4. Modelo hiperelástico

El comportamiento unificado a tracción para la silicona ensayada fue ajustado al modelo hiperelástico de Veronda-Westmann [18], el cual se ha trabajado en anterioridad en el modelado no lineal de siliconas, geles y tejido blando (músculos, cartílago, tendones, etc.) [17], [19]. Este modelo propone una relación para la energía de deformación (W) en términos de los invariantes del tensor de Cauchy-Green, los cuales a su vez son función de los alargamientos principales [21], estableciendo las ecuaciones (5 - 8).

$$W = c_1 [e^{c_2(I_1-3)} - 1] - \frac{c_1 c_2}{2} (I_2 - 3) \quad (5)$$

$$I_1 = \sum_{i=1}^3 \lambda_i^2 \quad (6)$$

$$I_2 = \sum_{i,j=1}^3 \lambda_i^2 \lambda_j^2 \quad (7)$$

$$I_3 = \prod_{i=1}^3 \lambda_i^2 \quad (8)$$

En donde W es la función de densidad de energía de deformación, I_i son los invariantes del tensor de Cauchy-Green, λ_i son los alargamientos principales y c_1, c_2 son constantes del material. Obsérvese que para un cuerpo incompresible sometido a carga axial en la dirección 1, los invariantes del tensor de Cauchy-Green se resuelven [22]:

$$I_1 = \lambda_1^2 + 2\lambda_1^{-1} \quad (9)$$

$$I_2 = \lambda_1^{-2} + 2\lambda \quad (10)$$

$$I_3 = \lambda_1 \lambda_2 \lambda_3 = 1 \quad (11)$$

Los esfuerzos principales de Cauchy para un elemento sometido a carga axial se calcularon mediante la ecuación (12) propuesta por Martins [23], lo que resulta en la expresión de Veronda-Westmann para ensayos de tracción/compresión (13):

$$\sigma_1 = \lambda_1 \frac{\partial W}{\partial \lambda_1} - \lambda_3 \frac{\partial W}{\partial \lambda_3}, \quad \sigma_2 = \sigma_3 = 0 \quad (12)$$

$$\sigma_1 = 2 \left(\lambda_1^2 - \frac{1}{\lambda_1} \right) c_1 c_2 \left(e^{c_2(I_1-3)} - \frac{1}{2\lambda_1} \right) \quad (13)$$

Con los datos de esfuerzo real vs alargamiento real de la silicona, calculados utilizando las ecuaciones (1) y (3), respectivamente, fue ajustada la ecuación (13) mediante el método de mínimo cuadrados utilizando la librería de optimización de MATLAB (MathWorks, Natick, Massachusetts). Se obtuvieron las constantes c_1, c_2 y estas fueron comparadas con referencias experimentales para otra silicona con características de dureza similar. Adicionalmente, se realizó una comparación entre el comportamiento a tracción y a compresión de la silicona con respecto a referencias experimentales para la piel y el tejido uterino.

3. Resultados

3.1. Ensayos de tracción.

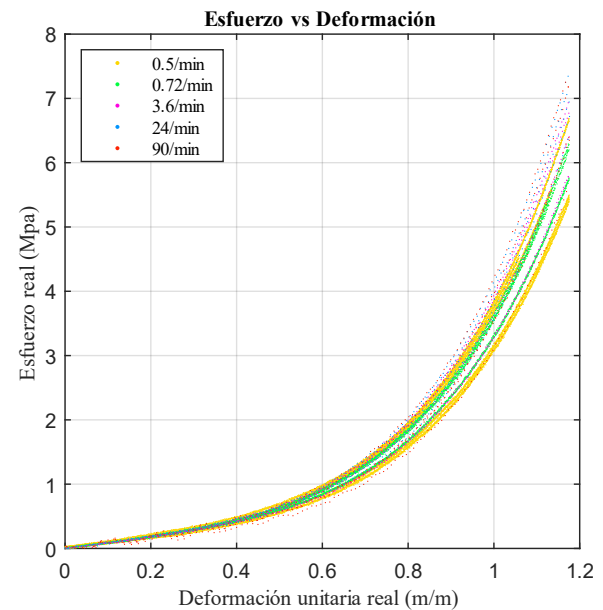


Figura 6. Gráfica de esfuerzo real vs deformación unitaria real para diferentes velocidades de deformación en la silicona ensayada en tracción.

La figura 6 muestra el comportamiento a tracción para la silicona ensayada a diferentes velocidades de deformación. Ninguna de las probetas ensayadas presentó fractura y todas retornaron a su longitud inicial una vez retirada la carga. Se observa un comportamiento hiperelástico no lineal, cuya forma está en concordancia con el comportamiento teórico experimental debido a la orientación de las fibras de colágeno presentes en el tejido (Figura 7) [7]. Para bajas deformaciones las fibras de colágeno se encuentran enredadas y entrelazadas, razón por la cual estas no aportan rigidez al tejido, lo que representa un módulo elástico pequeño asociado a las propiedades mecánicas de la elastina. Por otro lado, a medida que aumenta la deformación, tanto las fibras de colágeno como de elastina se orientan en la dirección de aplicación de la carga y estas se estiran, ofreciendo mayor resistencia a la deformación y evidenciando un módulo elástico elevado [1]. El rango de operación habitual para tejido biológico suele llegar hasta la segunda región [24].

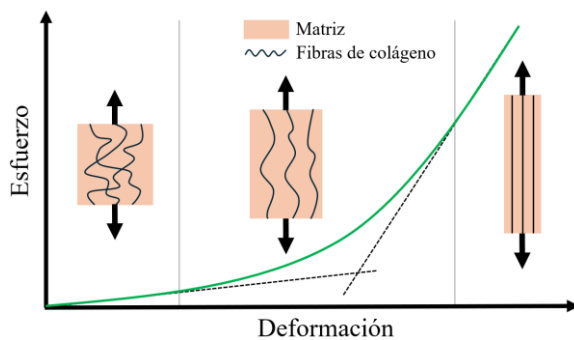


Figura 7. Comportamiento típico de tejido blando sometido a cargas de tracción.

Para verificar la dependencia de la silicona con respecto a las velocidades de deformación ensayadas, se decidieron evaluar los intervalos de confianza para el esfuerzo en diferentes niveles de deformación (Figura 8). Obsérvese que los intervalos de confianza del esfuerzo para cada velocidad de deformación se entrecruzan, a excepción de los intervalos de confianza para 0.72 min^{-1} y 24 min^{-1} en la última gráfica, correspondiente a una deformación unitaria real de $\epsilon_{\text{real}} = 1.2$. Para estos valores, la prueba t student para diferencia de medias arrojó un valor $p < 0.05$, no obstante, al ser el único par de medias con diferencias y teniendo en cuenta que no es un comportamiento recurrente entre velocidades de deformación consecutivas, se infiere que pudo deberse a una probeta defectuosa o que esta sufrió deslizamiento en las sujeciones para ese nivel de deformación. Con base en los resultados, es evidente que el comportamiento de la silicona en tracción no es dependiente de la velocidad de deformación en el rango ensayado, lo que concuerda con los resultados obtenidos por Chanda, et al [19].

Se ajustaron regresiones polinómicas de séptimo orden para cada corrida experimental, todas con $R > 0.98$. Con las 25 regresiones individuales se ajustó una única regresión polinómica para modelar el comportamiento unificado a tracción de la silicona, la ecuación (14) presenta el polinomio obtenido.

$$\sigma_t = 0.4087\epsilon^7 - 0.2260\epsilon^6 - 1.3906\epsilon^5 + 5.6146\epsilon^4 - 2.5531\epsilon^3 + 1.0577\epsilon^2 + 0.7051\epsilon + 0 \quad (14)$$

La figura 9 muestra la gráfica del polinomio unificado de tracción en conjunto con los datos obtenidos de las 25 regresiones polinómicas individuales para incrementos de deformación de 0.05. Se observa como el módulo de elasticidad aumenta hasta aproximarse a una constante y hacerse máximo, lo que sería equivalente a la región 3 para tejido biológico (Figura 7).

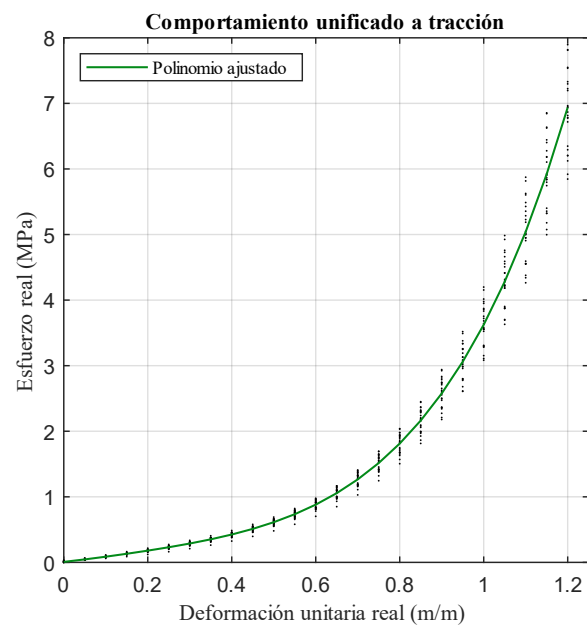


Figura 8. Comportamiento unificado a tracción para la silicona ensayada.

3.2. Ensayos de compresión

En cuanto a los ensayos de compresión, la figura 10 muestra los resultados para las 10 probetas ensayadas. Nótese que existe una amplia variabilidad en los datos de compresión, especialmente para deformaciones unitarias superiores a 0.6. Este comportamiento sugiere aumentar el tamaño muestral para obtener una estimación más confiable, no obstante, se entiende que las probetas fueron comprimidas a menos de un 20% de su altura original (figura 5).

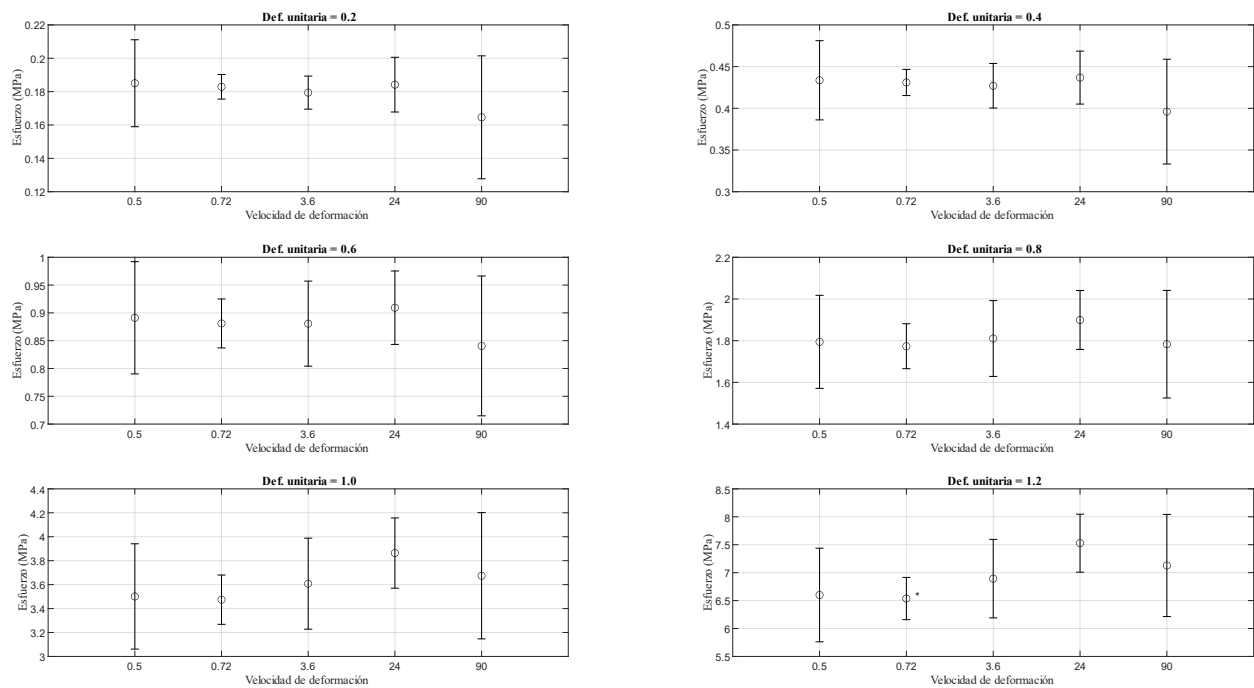


Figura 9. Intervalos de confianza para el esfuerzo en diferentes niveles de deformación. Se comparan los esfuerzos para las velocidades de deformación ensayadas. El símbolo * representa un valor $p < 0.05$.

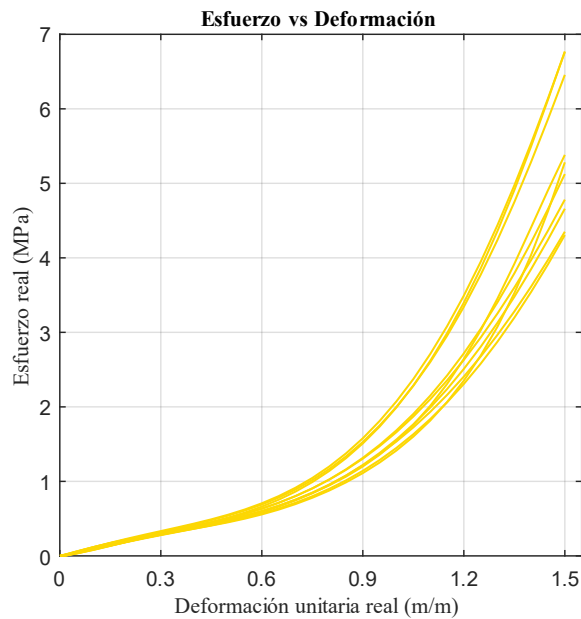


Figura 10. Gráfica de esfuerzo real vs deformación unitaria real para los ensayos de compresión.

Se ajustó un polinomio general de séptimo orden para los ensayos de compresión, el procedimiento fue análogo al descrito anteriormente para los ensayos de tracción, aclarando que solo se ajustaron 10 polinomios individuales, uno para cada corrida experimental. La ecuación (15) presenta el polinomio ajustado:

$$\sigma_c = -2.0601\epsilon^7 + 10.3821\epsilon^6 - 21.1624\epsilon^5 + 22.5455\epsilon^4 - 11.0100\epsilon^3 + 2.0707\epsilon^2 + 0.9321\epsilon + 0 \quad (15)$$

La figura 11 muestra la gráfica del polinomio unificado de compresión en conjunto con los datos obtenidos de las 10 regresiones polinómicas individuales para incrementos de deformación de 0.05.

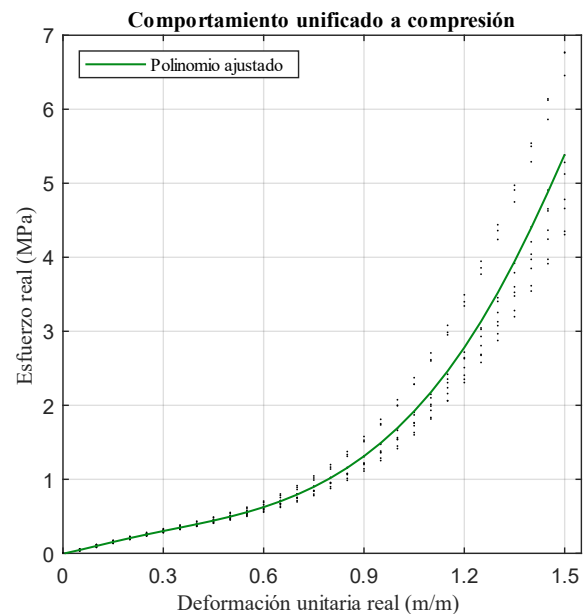


Figura 11. Comportamiento unificado a tracción para la silicona ensayada.

3.3. Ajuste del modelo hiperelástico.

La tabla 1 expone las constantes ajustadas para Veronda-Westmann y su comparación con los resultados de Chanda, et al [19] en una silicona con la misma dureza (shore 30A) de Smooth-On (Macungie, Pennsylvania), también mezclada en partes iguales.

Tabla 1. Constantes ajustadas para Veronda-Westmann.

Parámetro	Silicona	Chanda, et al. [19]
c_1	0.3521	0.7370
c_2	0.5403	0.3380

Fuente: Elaboración propia.

Se graficó el esfuerzo real vs alargamiento real para la silicona en tracción con el ajuste obtenido a través del modelo hiperelástico (figura 12). En la misma gráfica se trazó el modelo de Veronda-Westmann con las constantes ajustadas por Chanda, et al [19] presentadas en tabla 1. Se evidenció que el modelo propuesto por Chanda, et al solo se ajusta a los datos experimentales hasta un alargamiento de 1.7, comportamiento que se atribuye a que en ese estudio solo se caracterizó el material hasta un alargamiento de 1.5, mismo rango en el que se ajustó su modelo, mientras que, en la presente investigación se estiró la silicona hasta un alargamiento máximo de 2.2, permitiendo obtener un ajuste satisfactorio en un rango más amplio de trabajo. Obsérvese las curvas en negro y verde.

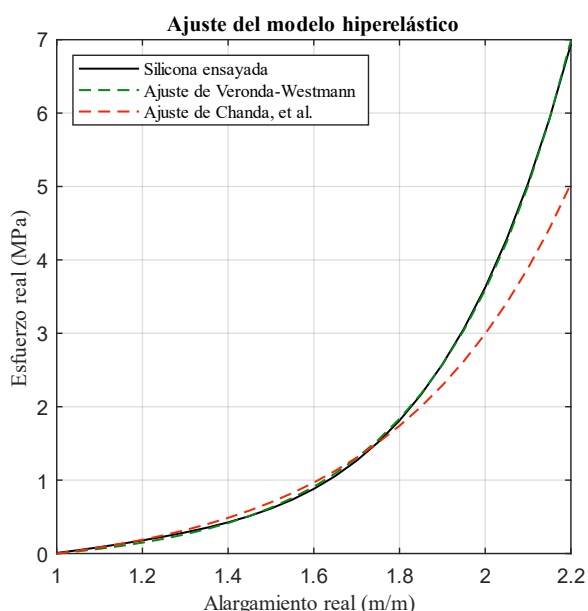


Figura 12. Ajuste del modelo de Veronda-Westmann a los datos experimentales de tracción.

3.4. Comparativa con tejido biológico.

El comportamiento de la silicona a cargas de tracción se comparó con los datos presentados por Groves, et al. [4] para piel humana. El estudio citado realizó ensayos de tracción uniaxial a una velocidad de 25mm/min en 8 muestras circulares obtenidas por mastectomía, misma velocidad que se implementó en la silicona. Se graficaron los límites inferior y superior de Groves, et al con los valores de la silicona ensayada (figura 13). El comportamiento a tracción de la silicona se encuentra dentro de los límites para la piel en la región mamaria del cuerpo, mostrando una rigidez elevada que conlleva a que su respuesta este cerca del límite superior. Debe aclararse que la comparación se realizó hasta valores de esfuerzo de 0.5 Mpa.

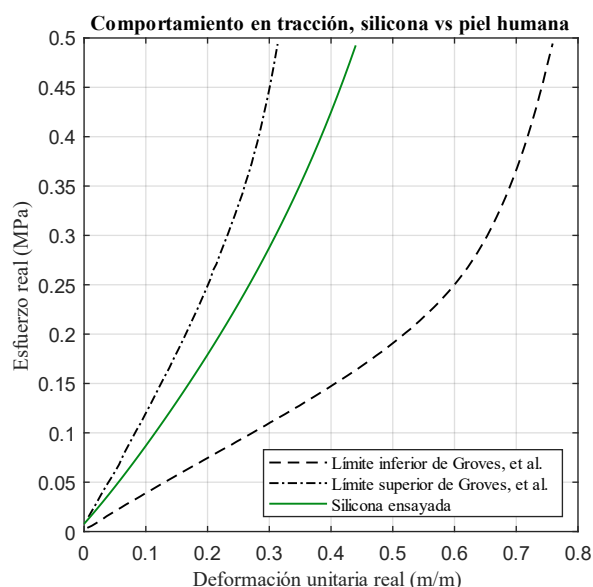


Figura 13. Comportamiento en tracción, silicona vs piel humana.

La respuesta de la silicona antes cargas de tracción y compresión se comparó con referencias experimentales para tejido Uterino en mujeres gestantes (figura 14). Obsérvese el ajuste satisfactorio del comportamiento en tracción de la silicona con respecto los datos reportados por Pearsall [12] y Manoogian [11], lo que postula a la silicona como un sustituto potencial del tejido uterino para ser implementado en montajes experimentales artificiales.

Con respecto a la respuesta en compresión, se evidencia una mayor elasticidad, con menor rigidez en comparación al comportamiento en tracción. Pearsall [12] explica este fenómeno a través de la organización de la red de colágeno en el miometrio. Si bien las fibras de colágeno pueden alinearse y estirarse en tracción, esto no ocurre en cargas compresivas. Es también importante mencionar que en la obtención de

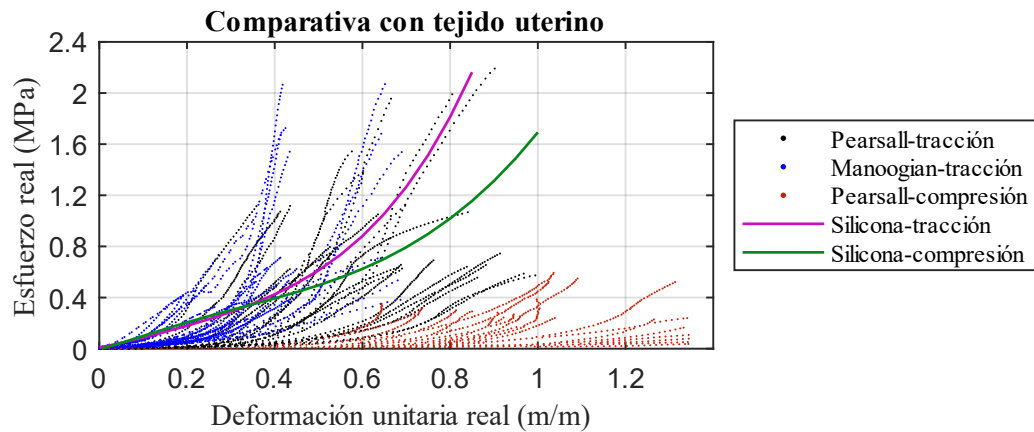


Figura 14. Comparativa de la silicona vs tejido uterino.

probetas ocurrió una relajación del tejido al momento del corte, además, las pruebas se realizaron de manera no confinada, lo que produjo una pérdida de humedad importante durante la compresión. Estos hechos dificultan la comparación de la silicona vs la respuesta compresiva del tejido biológico y sugieren la realización de nuevas pruebas confinadas.

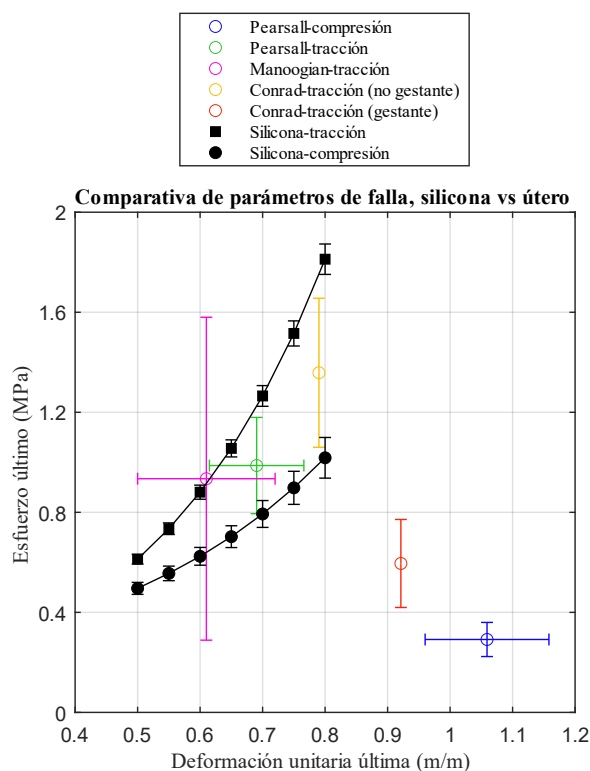


Figura 15. Comparativa de parámetros de falla, esfuerzo y deformación últimos, para varias referencias experimentales con los resultados de la silicona.

Finalmente se contrastó el esfuerzo y deformación últimos de referencias experimentales de tejido uterino con las curvas de tensión-compresión para la silicona. La estimación de los intervalos de confianza al 95% se ejecutó siempre que los datos presentados por las referencias lo permitieran. En la figura 15 se evidencia que el comportamiento a tracción de la silicona se encuentra dentro de los intervalos de confianza, razón por la cual este sustituto podría emular los esfuerzos y las deformaciones en la falla. Los parámetros de falla para compresión siguen estando alejados al resultado obtenido en la silicona.

4. Conclusiones

Se realizó la caracterización mecánica a tracción y a compresión de una silicona de moldeo para utilizarla como posible sustituto mecánico de tejido biológico. Se ensayaron diferentes velocidades de deformación, no obstante, no se encontró dependencia con este parámetro en el rango evaluado. El comportamiento obtenido en tracción se asemeja al de la piel humana en la región mamaria y al tejido uterino tanto en mujeres gestantes como no gestantes, lo que postula a la silicona como un sustituto artificial potencial.

Aunque se conoce que el comportamiento a compresión de tejido blando es menos rígido que a tracción, considerando la carencia de investigaciones en tejido uterino bajo carga compresivas, se identifica la necesidad de cuantificar sus propiedades a compresión a través de ensayos mecánicos confinados con tamaños muestrales que permitan tener baja incertidumbre y que su vez sirvan para realizar comparaciones reales con materiales para su emulación. Existe la necesidad de desarrollar un sustituto artificial al tejido uterino para ser implementado en diversas investigaciones [25].

5. Referencias

- [1] L. A. Fenton, I. Horsfall, and D. J. Carr, "Skin and skin simulants," *Australian Journal of Forensic Sciences*, vol. 52, no. 1, pp. 96–106, Jan. 2020, doi: 10.1080/00450618.2018.1450896.
- [2] A. K. Dabrowska *et al.*, "Materials used to simulate physical properties of human skin," *Skin Research and Technology*, vol. 22, no. 1, pp. 3–14, Feb. 2016, doi: 10.1111/SRT.12235.
- [3] A. Ní Annaidh, K. Bruyère, M. Destrade, M. D. Gilchrist, and M. Otténio, "Characterization of the anisotropic mechanical properties of excised human skin," *J Mech Behav Biomed Mater*, vol. 5, no. 1, pp. 139–148, Jan. 2012, doi: 10.1016/J.JMBBM.2011.08.016.
- [4] R. B. Groves, S. A. Coulman, J. C. Birchall, and S. L. Evans, "An anisotropic, hyperelastic model for skin: Experimental measurements, finite element modelling and identification of parameters for human and murine skin," *J Mech Behav Biomed Mater*, vol. 18, pp. 167–180, Feb. 2013, doi: 10.1016/J.JMBBM.2012.10.021.
- [5] A. Delalleau, G. Josse, J. M. Lagarde, H. Zahouani, and J. M. Bergheau, "A nonlinear elastic behavior to identify the mechanical parameters of human skin in vivo," *Skin Res Technol*, vol. 14, no. 2, pp. 152–164, May 2008, doi: 10.1111/J.1600-0846.2007.00269.X.
- [6] A. Kalra, A. Lowe, and A. Al-Jumaily, "Mechanical Behaviour of Skin: A Review," *Journal of Material Sciences & Engineering*, vol. 5, no. 4, 2016, doi: 10.4172/2169-0022.1000254.
- [7] A. Baah-Dwomoh, J. McGuire, T. Tan, and R. De Vita, "Mechanical Properties of Female Reproductive Organs and Supporting Connective Tissues: A Review of the Current State of Knowledge," *Appl Mech Rev*, vol. 68, no. 6, Nov. 2016, doi: 10.1115/1.4034442/370054.
- [8] A. Chanda, "Biomechanical Modeling of Human Skin Tissue Surrogates," *Biomimetics*, vol. 3, no. 3, Sep. 2018, doi: 10.3390/BIOMIMETICS3030018.
- [9] J. T. Conrad, W. L. Johnson, W. K. Kuhn, and C. A. Hunter, "Passive stretch relationships in human uterine muscle," *Am J Obstet Gynecol*, vol. 96, no. 8, pp. 1055–1059, Dec. 1966, doi: 10.1016/0002-9378(66)90513-8.
- [10] J. T. Conrad and W. Kuhn, "The active length-tension relationship in human uterine muscle," *Am J Obstet Gynecol*, vol. 97, no. 2, pp. 154–160, Jan. 1967, doi: 10.1016/0002-9378(67)90535-2.
- [11] J. A. Bisplinghoff, A. R. Kemper, and S. M. Duma, "Dynamic material properties of the pregnant human uterus," *J Biomech*, vol. 45, no. 9, pp. 1724–1727, Jun. 2012, doi: 10.1016/J.JBIOMECH.2012.04.001.
- [12] G. W. Pearsall and V. L. Roberts, "Passive mechanical properties of uterine muscle (myometrium) tested in vitro," *J Biomech*, vol. 11, no. 4, pp. 167–176, Jan. 1978, doi: 10.1016/0021-9290(78)90009-X.
- [13] E. A. Omari, T. Varghese, M. A. Kliewer, J. Harter, and E. M. Hartenbach, "Dynamic and quasi-static mechanical testing for characterization of the viscoelastic properties of human uterine tissue," *J Biomech*, vol. 48, no. 10, pp. 1730–1736, Jul. 2015, doi: 10.1016/J.JBIOMECH.2015.05.013.
- [14] A. C. Abraham, J. T. Moyer, D. F. Villegas, G. M. Odegard, and T. L. Haut Donahue, "Hyperelastic properties of human meniscal attachments," *J Biomech*, vol. 44, no. 3, pp. 413–418, Feb. 2011, doi: 10.1016/J.JBIOMECH.2010.10.001.
- [15] S. Łagan and A. Liber-Kneć, "Application of the Ogden Model to the Tensile Stress-Strain Behavior of the Pig's Skin," *Advances in Intelligent Systems and Computing*, vol. 526, pp. 145–152, Oct. 2017, doi: 10.1007/978-3-319-47154-9_17.
- [16] Q. H. Jebur, M. J. Jweeg, M. Al-Waily, H. Y. Ahmad, and K. K. Resan, "Hyperelastic models for the description and simulation of rubber subjected to large tensile loading," *Archives of Materials Science and Engineering*, vol. 108, no. nr 2, pp. 75–85, 2021, doi: 10.5604/01.3001.0015.0256.
- [17] G. Marckmann, E. Verron, G. Marckmann, and E. Verron, "Comparison of hyperelastic models for rubber-like materials," *Rubber Chemistry and Technology*, vol. 79, no. 5, pp. 835–858, 2006, doi: 10.5254/1.3547969.
- [18] D. R. Veronda and R. A. Westmann, "Mechanical characterization of skin—Finite deformations," *J Biomech*, vol. 3, no. 1, pp. 111–124, Jan. 1970, doi: 10.1016/0021-9290(70)90055-2.
- [19] A. Chanda, V. Unnikrishnan, Z. Flynn, and K. Lackey, "Experimental study on tissue phantoms to understand the effect of injury and suturing on human skin mechanical properties," <http://dx.doi.org/10.1177/0954411916679438>, vol. 231, no. 1, pp. 80–91, Dec. 2016, doi: 10.1177/0954411916679438.
- [20] M. Ottenio, D. Tran, A. Ní Annaidh, M. D. Gilchrist, and K. Bruyère, "Strain rate and anisotropy effects on the tensile failure characteristics of human skin," *J Mech Behav Biomed Mater*, vol. 41, pp. 241–250, Jan. 2015, doi: 10.1016/J.JMBBM.2014.10.006.
- [21] M. J. Lohr, G. P. Sugerman, S. Kakaletsis, E. Lejeune, and M. K. Rausch, "An introduction to the Ogden model in biomechanics: benefits, implementation tools and limitations," *Philosophical Transactions of the Royal Society A*, vol. 380, no. 2234, Oct. 2022, doi: 10.1098/RSTA.2021.0365.
- [22] L. R. G. Treloar, "The elasticity and related properties of rubbers," *Reports on Progress in Physics*, vol. 36, no. 7, p. 755, Jul. 1973, doi: 10.1088/0034-4885/36/7/001.
- [23] P. A. L. S. Martins, R. M. N. Jorge, and A. J. M. Ferreira, "A Comparative Study of Several Material Models for Prediction of Hyperelastic Properties: Application to Silicone-Rubber and Soft Tissues," *Strain*, vol. 42, no. 3, pp. 135–147, Aug. 2006, doi: 10.1111/J.1475-1305.2006.00257.X.
- [24] J. M. Benítez and F. J. Montáns, "The mechanical behavior of skin: Structures and models for the finite element analysis," *Comput Struct*, vol. 190, pp. 75–107, Oct. 2017, doi: 10.1016/J.COMPSTRUC.2017.05.003.
- [25] K. M. Myers and D. Elad, "Biomechanics of the human uterus," *Wiley Interdiscip Rev Syst Biol Med*, vol. 9, no. 5, Sep. 2017, doi: 10.1002/WSBM.1388.