Caracterización mecánica y modelización de mallas quirúrgicas

C García-García[1], MT Carrascal-Morillo[1], A Alonso López[1], JT Castell-Gómez[2]
[1] *ETS Ingenieros Industriales, UNED, Madrid*
[2] *Hospital Universitario La Paz, Madrid*

Resumen

- Se presentan los resultados obtenidos en la fase preliminar de la tesis doctoral *Modelización y Simulación del proceso de integración tisular de mallas quirúrgicas* (C García-García, Doctorando; MT Carrascal-Morillo, Directora de Tesis).
- En esta primera fase se caracteriza el comportamiento mecánico y se modelizan matemáticamente, considerando un material hiperelástico anisótropo, diversas mallas quirúrgicas comerciales - Repol Angimesh (Angiologica BMSrl, Italy), Duramesh® (Sukol, USA), Ultrapro™ (Ethicon, USA), Goretex® (WL Gore, USA), Proceed™ (Ethicon, USA) - y un prototipo de malla denominado *Spider* (patente ES 2 540 597 B1; MT Carrascal-Morillo y JT Castell-Gómez, inventores; UNED y Fundación Investigación Biomédica Hospital Universitario La Paz, titulares). Todas las mallas estudiadas presentan en mayor o menor medida un comportamiento anisótropo, excepto la malla *Spider* cuyo comportamiento es isótropo.
- Por último, se plantea y resuelve un modelo de hernioplastia abodiminal mediante el método de los elementos finitos asumiendo un comportamiento hiperelástico isótropo para el tejido abdominal. Se analizan los resultados prestando especial atención al comportamiento mecánico en la interfaz malla-tejido.

Caracterización mecánica de las mallas

- Se realizaron ensayos de tracción uniaxiales sobre muestras de 100 mm x 20 mm (norma ASTM D5035) - Fig. 1(a).
- Se consideran dos direcciones ortogonales de ensayo - Fig. 1(a).
- Máquina ensayo uniaxial universal (Servosis, Spain) - Fig. 2(b).

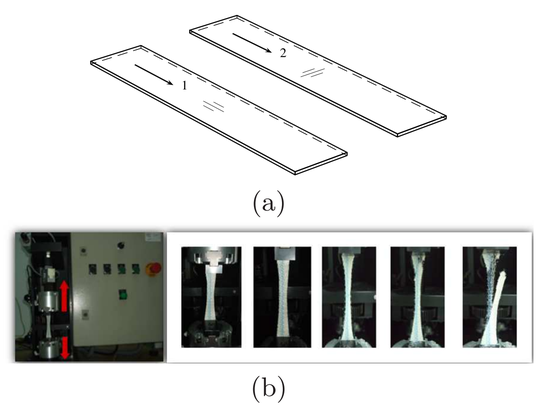


Figura 1: (a) Direcciones de ensayo. (b) Ensayos mecánicos sobre muestras de mallas quirúrgicas.

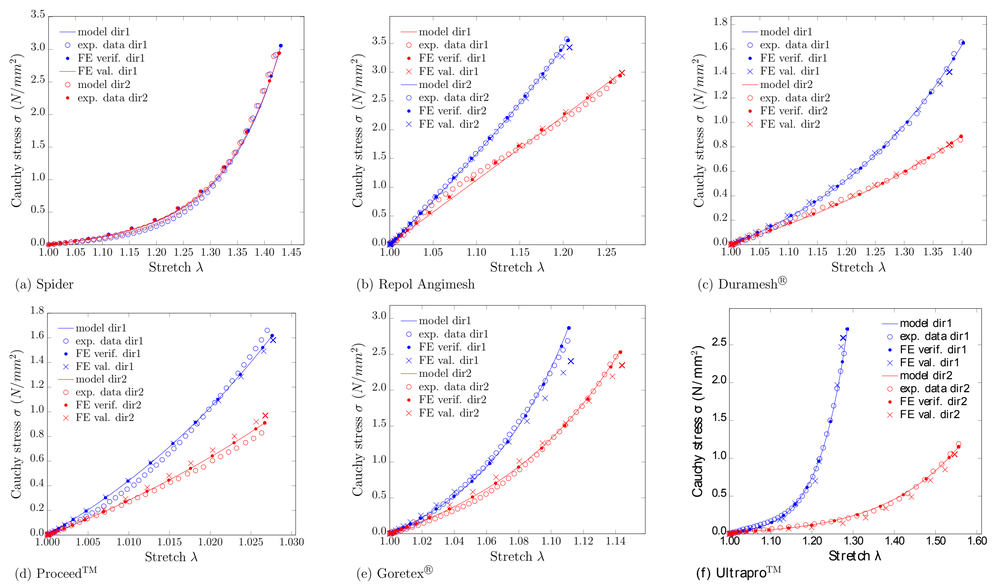


Figura 2: Curvas tensión-alargamiento de las mallas ensayadas.

Caracterización matemática de las mallas

Modelo material hiperelástico anisótropo con función densidad de energía [1]:

$$W(\mathbf{C}) = \frac{1}{4}\sum_{r}^{s}\mu_r\left[\frac{1}{\alpha_r}(\tilde{I}_r^{\alpha_r}-1)+\frac{1}{\beta_r}(\tilde{J}_r^{\beta_r}-1)+\frac{1}{\gamma_r}(J^{-2\gamma_r}-1)\right]; \qquad (1)$$

μ_r, α_r, β_r and γ_r $(r = 1, 2, 3, ..., s)$ son parámetros materiales del modelo. Los invariantes $\tilde{I}_r = \mathrm{tr}(\mathbf{C}\tilde{\mathbf{L}}_r)$ y $\tilde{J}_r = \mathrm{tr}((\mathrm{cof}\mathbf{C})\tilde{\mathbf{L}}_r)$ representan su anisótropía y son función del tensor de deformación derecho de Cauchy-Green $\mathbf{C}$ y de un tensor estructural, $\tilde{\mathbf{L}}_r = \sum_i^3 w_i^{(r)}\mathbf{L}_i$, $r = 1, 2, ...$, donde $\mathbf{L}_i$ representa las direcciones de anisotropía consideradas y $w_i$unas constantes de ponderación que pueden ser asimiladas a parámetros materiales relacionados con la anisotropía del modelo. Los parámetros materiales se obtienen a partir de un problema de regresión no lineal en base al algoritmo de Levenberg-Marquardt - Cuadro 1.

	$\mu\ (N/mm^2)$	α	β	γ	$w_1^{(1)}$	$w_2^{(1)}$	ϵ_1 (%)	ϵ_2 (%)	r_1	r_2
Goretex®	2.5843	6.2148	8.4593	0.0046	0.7750	0.2250	3.0833	4.6162	0.9968	0.9994
Repol Angimesh	8.3602	1.0000	1.8824	0.9196	0.7618	0.2382	1.4156	2.3376	0.9995	0.9978
Proceed™	3.1500	13.5392	19.5989	0.0000	0.1680	0.8320	4.4674	3.2314	0.9983	0.9999
Duramesh®	1.3736	3.3323	1.2480	0.0000	0.6000	0.4000	3.6922	1.9027	0.9985	0.9996
Ultrapro™	0.1007	10.7579	4.7189	0.0793	0.8000	0.2000	3.3312	2.4832	0.9992	0.9973
Spider	0.8637	22.5907	1.0000	0.0000	0.2000	0.2000	4.1249	4.5051	0.9992	0.9997

Cuadro 1: Parámetros materiales obtenidos mediante regresión no lineal.

Simulación

- Implementación del modelo material en el programa de elementos finitos Abaqus® mediante la subrutina UANISOHYPER_INV.
- Verificación de la implementación: sobre un único elemento se reproducen las condiciones del ensayo a tracción (Fig. 2, FE verif.).
- Validación de la implementación: se reproducen *in silico* las muestras de las mallas y los ensayos; se comparan*versus* ensayos experimentales (Fig. 2, FE val.).
- Se construye un modelo de hernioplastia abdominal (Fig. 3) y se obtienen los desplazamientos y las tensiones producidos en la malla quirúrgica y en la zona abdominal (Fig. 4). Se comparan resultados *versus* abdomen sano.

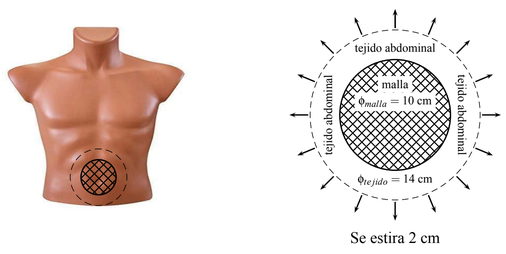


Figura 3: Modelización hernioplastia

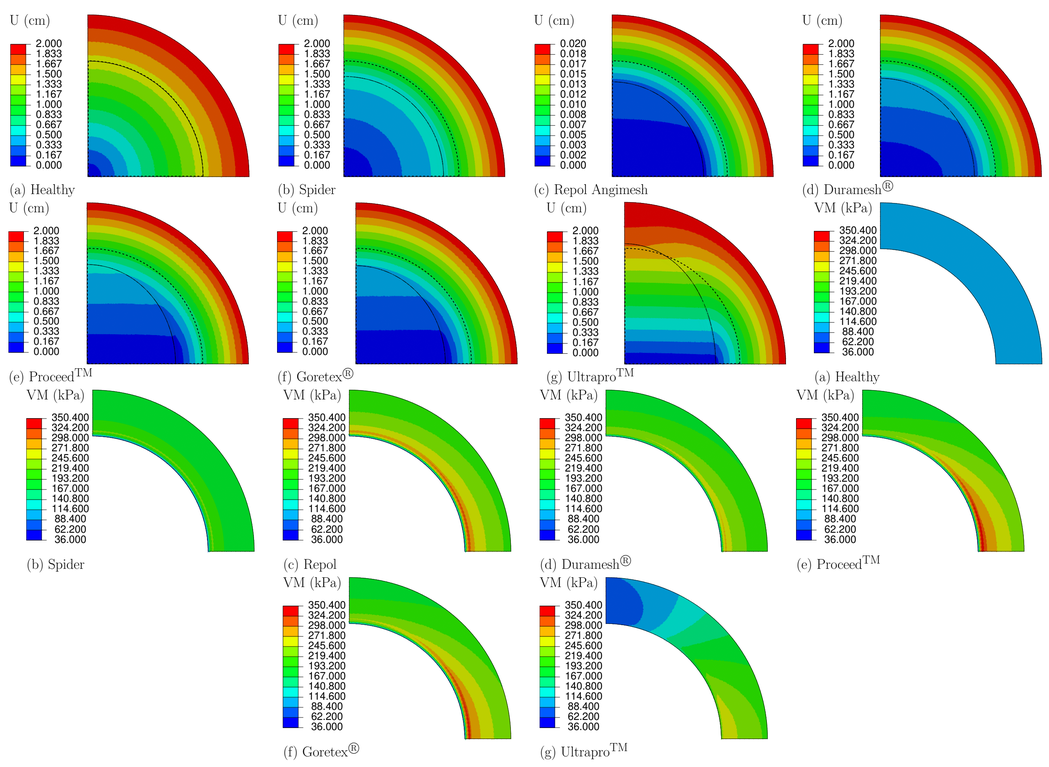


Figura 4: Resultados simulación

- Se estudia el salto que se produce en términos de tensión de Von Mises en la interfaz malla-tejido. Se comparan resultados *versus* abdomen sano - Fig. 5

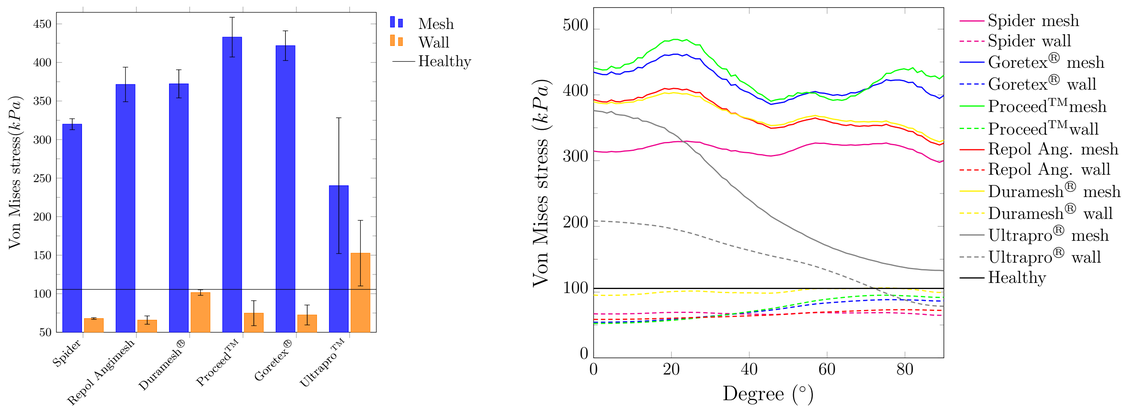


Figura 5: Salto medio y desviación std. tensión VM en interfaz malla-tejido (wall) (izqda.). Salto tensión VM interfaz malla-tejido (wall) (dcha.).

Conclusiones

- Se aprecia un aumento de la tensión de VM en la interfaz malla-tejido con respecto a la situación en el abdomen sano no herniado, lo que coincide con los hallazgos presentados tanto en estudios experimentales como clínicos.
- La presencia de la prótesis y su carácter anisótropo perturba considerablemente el comportamiento de la pared abdominal respecto del caso sano, llegándose a alcanzar estados tensionales significativamente más elevados en zonas concretas.

Principales referencias

[1] Mikhail Itskov and Nuri Aksel. A class of orthotropic and transversely isotropic hyperelastic constitutive models based on a polyconvex strain energy function. *International Journal of Solids and Structures*, 41(14):3833 – 3848, 2004.

[2] E.R. Saberski, S.B. Orenstein, and Y.W. Novitsky. Anisotropic evaluation of synthetic surgical meshes. *Hernia*, 15(1):47–52, 2011.