

# Aplicación de la Teoría Constructural para el Diseño de un Catéter Foley de Bajo Coeficiente de Fricción

Leona Licona Irving Mauricio<sup>1</sup>, Rodríguez Lelis Jose Maria<sup>2</sup>

<sup>1,2</sup> Centro Nacional de Investigación y Desarrollo Tecnológico, Depto de Tribología y Biomecánica, Interior Internado Palmira s/n Col. Palmira C.P 62490, Cuernavaca, Morelos, México.

## I. Resumen

El principio de la Ley Constructural fue establecido por Bejan en 1996. Explica de manera simple la complejidad de las formas que surgen en la naturaleza, esta teoría permite el diseño y la comprensión de sistemas naturales y así poder predecir los fenómenos de la naturaleza y hacer un adecuado análisis de lo que se está diseñando [13]. La ley constructural establece que: para que un sistema de tamaño finito persista en el tiempo (para vivir) debe evolucionar de tal manera que facilite el acceso a sus corrientes. Esta ley es predictiva en todos los planos, en sistemas inanimados, animados y de flujo humano [12],[25].

Este modelo numérico que se presenta a continuación se desarrolló para describir la generación de entropía y de fricción en el contacto de la sonda Foley y la uretra, tomando en cuenta en que el análisis entre el látex y la piel de la uretra que presenten un comportamiento viscoelástico [14], se tomaron como base de este estudio el látex debido a que es el más comercial y accesible en centros de salud y comercial y las dimensiones que se toman son las estándar que se presentan en la Figura 1, también respetando la norma NOM-052-SSA1-93 que es la aplicable a sondas Foley además se tomaron los diferentes modelos matemáticos de deformación, fricción, adhesión y generación de energías, debido a la fricción producida entre la uretra y el látex al momento de la fuerza aplicada.

Los análisis de fricción que se han investigado hasta la actualidad se basan en teorías de mecánica clásica, esto conlleva a que no se reduzcan la fricción con geometrías óptimas la fricción que se genera entre el látex y la piel es de un valor de 0.2. Sin embargo, algunos investigadores estudian nuevas teorías de optimización de fuerzas y energías, es posible que por medio de la teoría constructural desarrollada por Bejan [12]; La presente describe un diseño óptimo que pueda reducir la fricción y entropía por medio de la teoría constructural, para el desarrollo de catéteres Foley.

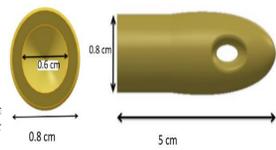


Figura 1. Vista trasera y lateral con dimensiones de la punta del catéter comercial.

## II. Introducción

El catéter Foley ha sido un dispositivo médico muy importante que se usa para drenar la orina en la vejiga desde sus inicios en 1930 implementado por el Dr. F. E. Foley [1]. Existen algunos modelos de catéter Foley, sin embargo, lo que cambia son el material con el que están fabricados, algunos son de silicón, teflón o látex, debido a que todos hacen la misma función el más comercial y accesible para centros de salud por su bajo costo es el de látex, así es como se observa que muchos han mejorado los materiales con los cuales están fabricados. Pero el concepto fundamental es exactamente el mismo desde hace siglos. A pesar del paso del tiempo, todavía hay problemas asociados con el uso de estos dispositivos, ya que en ocasiones es necesario cambiar de manera periódica el catéter por su tiempo de vida en el interior de la uretra, la alternativa más usual es bañar de lubricante el catéter para facilitar la penetración, una mala inserción del catéter puede ocasionar microlesiones [2].

En México en el año 2012, la producción del sector de dispositivos médicos alcanzó un valor de 635 MDD (millones de dólares) y se estima que, gracias a las nuevas tecnologías y tendencias demográficas, para el periodo 2012 a 2020 la tasa media de crecimiento anual (TMCA) es de 7.6% y para el 2020 la producción mundial alcanzará los 1138 MDD [3]. Al menos en México se estima que en 2012 la producción del sector de dispositivos médicos alcanzó un monto de 10598 MDD y se prevé que para el 2020 la producción de dispositivos médicos alcance un total de 19039 MDD. En 2012 de las exportaciones de dispositivos médicos, el 74% pertenecen al grupo de instrumentos y aparatos de medicina. Entre estos los principales productos son catéteres Foley para drenar la orina de pacientes, al igual como pinzas, tijeras, bisturís, agujas, etc. [3,4].

Los principales factores que influyen en la superficie de contacto son las propiedades mecánicas del dispositivo biomédico y los parámetros, como es la fuerza de fricción y rugosidad superficial [5-6]. Al momento de la inserción se le aplica una fuerza a la sonda para introducirla en la uretra, esta a su vez genera fuerzas de fricción, como se aprecia en la Figura 2. La disminución de altos niveles del coeficiente de fricción entre el dispositivo médico y el tejido ayudan a poder realizar un cateterismo suave [7].

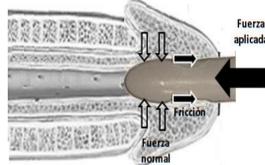


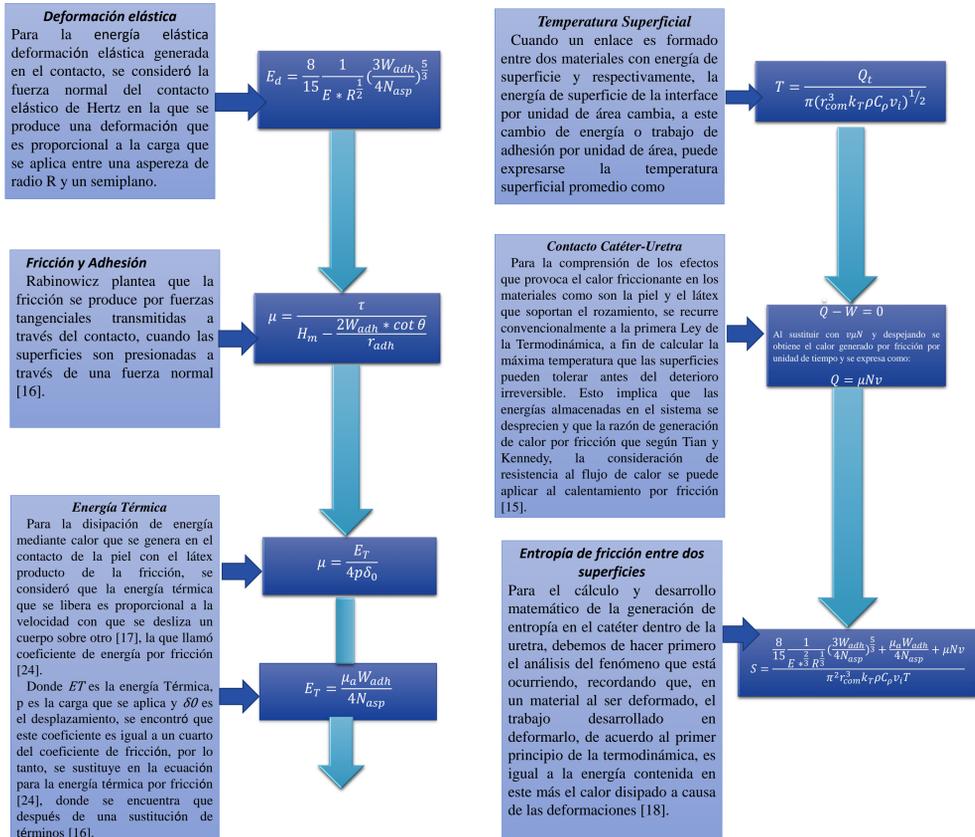
Figura 2. Fuerzas generadas durante la penetración del catéter en la uretra masculina.

## III. Objetivo

Diseñar un catéter Foley que tenga un bajo coeficiente de fricción con respecto a los que ya existen, y contenga la aplicación de la teoría constructural.

## IV. Metodología

En la mayoría de los análisis de sistemas mecánicos se analizan a nivel macroscópico, sin embargo a nivel microscópico suceden otros fenómenos que podrían influenciar los cálculos para poder innovar un diseño



## V. Resultados

Estos resultados son principalmente cambio en las energías como son la energía, fricción y entropía, una vez que se obtuvieron los resultados, posteriormente se tomaron los valores de dimensiones para realizar el dibujo en SolidWorks. La primera curva corresponde a la punta de 5cm de longitud esta punta contiene fricción y entropía tiene un grosor de 0.8cm. La forma geométrica optimizada aprovecha mas las energías que existen en los contactos y podemos afirmar que se aplican geometrías de sistemas naturales y la teoría constructural.

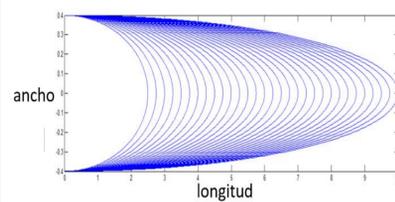


Figura 3. Perfil en 2D de la variación de la longitud de la punta del catéter.

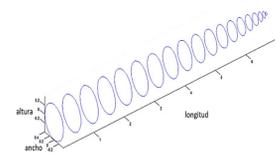


Figura 5. Variación en 3D del aumento de longitudes de la punta del catéter.

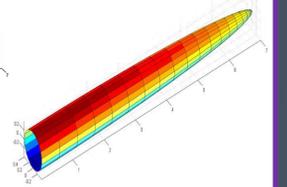


Figura 6. Vista isométrica del diseño en MatLab de la punta del catéter diseñado

Tabla 1. Valores en variación de entropía en función de la fricción

Fr	Entropía (J/K)	Fr	Entropía (J/K)
0.2139	0.1241	0.0672	0.0431
0.1924	0.1161	0.0623	0.0391
0.1736	0.1085	0.0578	0.0354
0.1573	0.1011	0.0537	0.0320
0.1430	0.0940	0.0500	0.0290
0.1304	0.0872	0.0465	0.0262
0.1192	0.0807	0.0433	0.0238
0.1092	0.0744	0.0403	0.0215
0.1003	0.0684	0.0375	0.0196
0.0923	0.0627	0.0350	0.0178
0.0851	0.0573	0.0326	0.0162
0.0785	0.0523	0.0304	0.0147
0.0726	0.0475	0.0284	0.0135

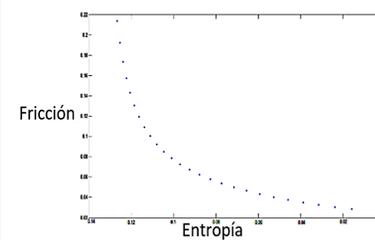


Figura 4. Reducción de entropía con variación en la geometría

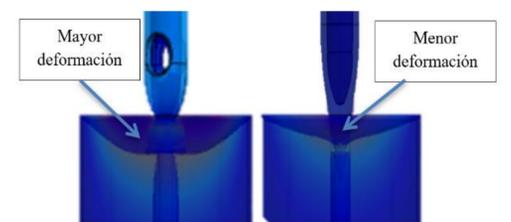


Figura 7. Esfuerzos en el inicio de penetración del catéter comercial y el catéter diseñado



Figura 8. Vista lateral con dimensiones de la Punta del Catéter Optimizado.

## VI. Conclusión

La geometría propuesta a base de análisis constructural para el diseño presenta un aumento de longitud en la punta y una punta definida para la entrada en la uretra. Además, cuenta una notable reducción de fricción y reducción de entropía a lo largo de la punta al momento de la penetración cuenta con las mismas medidas de grosor que es de 0.8 cm, pero con una longitud de 7 cm.

En este diseño se realizó a través de cálculos por computadora y el diseño conceptual por medio de SolidWorks se demostró que al variar el contacto entre la superficie y la uretra también varió el coeficiente de fricción de la ecuación de Rabinowicz y por lo consiguiente existió un cambio la entropía.

Se respetó La NORMA OFICIAL MEXICANA NOM-052-SSA1-93, establece las especificaciones sanitarias de las sondas para drenaje urinario de hule látex natural estéril modelo Foley.

Con los estudios, análisis y cálculos que se efectuaron para el diseño del catéter fue posible reducir la fricción hasta en un 13% y una entropía del 11%, eso es en comparación del catéter diseñado con el catéter comercial, por tal motivo podemos decir que entre menos contacto existe entre la piel y el látex existe menos fricción y menos entropía.

## VII. Referencias

- [1] O. Beajon: Biografía del Hospital Vargas. Caracas, 1961.
- [2] BardMedical, Bard Coated Latex Foley Catheters, A superior catheter engineered for performance, 2004.
- [3] INEGI, Global Insight, Revista ProMexico,2013.
- [4] P. Hernández de Toledo, 2013, la industria de dispositivos médicos 2012, secretaria de economía de México, revista ProMexico,2013.
- [5] V. Arumugam, M.D. Naresh and R. Sanjeevi. "Effect of strain rate on the fracture behavior of skin". 1994.
- [6] D. Albrecht, D. Rohrmann, J. Hannapel, G. Schwarzkopf, W. Lutzeyer. History of alloplastic replacement of the urinary bladder. Journal of Urology 159 (5), 93rd AUA Annual Meeting San Diego 1998. Abstract # 519, 1998.
- [7] R. Andrawis, I. Andrawis. A History of Circumcision in ancient Egypt. Journal of Urol 167 (4) April 2002.
- [8] P.G. Agache, C. Monneur, J.L. Leveque and J. De Rigal. "Mechanical Properties and Young's Modulus of Human Skin in Vivo". 1980.
- [9] V. Arumugam, M.D. Naresh and R. Sanjeevi. "Effect of strain rate on the fracture behavior of skin". J. Biosci., Vol. 19, Number 3. 1994.
- [10] S. Misra, B. Kyle, S. Reed, Douglas, M. Okamura, "Needle-Tissue Interaction Forces for Bevel Tip Steerable Needles". IEEE Transactions and Biomedical Engineering, Octubre del, 2008.
- [11] E. Rabinowicz, "Friction and Wear of Materials" 2nd edition, John Wiley & Sons, 1995.
- [12] A. Bejan. Constructal theory network of conduction paths for cooling heat generating volume. Int. J. of Heat and Mass Transfer,1997.
- [13] W. Wechsattel, S. Lorente, A. Bejan, Optimal tree-shaped networks for fluid flow in a discshapedbody. Int. J. of Heat and Mass Transfer,2002
- [14] B. Holt, A. Tripathi, J. Morgan. "Viscoelastic Response of Human Skin to Low Magnitude Physiologically Relevant Shear", 2008.
- [15] D. Saraoz Domínguez, entropía y coeficiente de fricción, 2013.
- [16] J.A. Cuesta,La entropía como creadora de orden. Revista Española de Física, 2006.
- [17] M. Hinojosa Rivera, M.E. Reyes Melo, La rugosidad de las superChenificies: topometría, 2002.
- [18] C. J. Puente. Terminología inglés-español para la práctica médica (Ilustrada edición). Ediciones Díaz de Santos, 1997.
- [19] P. Agache, P.H. Courage Khazaka, J.W. Fluhr, Measuring the skin electronic GmbH -de Practical Aspects of Cosmetic Testing - How to Set Up a Scientific Study in Skin Physiology, 2002.
- [20] J. Rojas, M. Rondón, Meccia, Gina; Morales, Antonio. «Análisis por CG/EM de hidrocarburos y compuestos terpénicos en las especies Euphorbia caracasana Boiss y Euphorbia cotinifolia L. (Euphorbiaceae), 1997.
- [21] W.C. Chew, W. Weedon, "Un 3D medio perfectamente adaptado a partir de ecuaciones de Maxwell modificados con coordenadas estirados", microw. Optar. Technol. Letón, 1994.
- [22] B. Kopkin, "medición en línea de la resistencia y las propiedades elásticas de una banda de papel en marcha",2001.
- [23] F. Ojeda, J. Méndez, Teoría Constructural Aplicada a un Colector Solar en Forma de Disco, 2011.
- [24] N. Maeda; Chen, N; Tirrell, M; Israelachvili, JN (2002). Adhesion and Friction Mechanisms of Polymer-on-Polymer Surfaces
- [25] Mathieu Hautefeuille, La ley constructural ¡sigue la corriente!,2019