

APLICACIÓN DE LA TEORÍA CONSTRUCTUAL PARA EL DISEÑO DE UN CATÉTER FOLEY DE BAJO COEFICIENTE DE FRICCIÓN

I.M. Lecona-Licona, J.M. Rodríguez-Lelis

Centro Nacional de Investigación y Desarrollo Tecnológico, Cuernavaca, Morelos, México
im.lecona@gmail.com, jmlelis@cenidet.edu.mx

RESUMEN

El cateterismo urinario presenta problemas al momento de la penetración, principalmente la fricción que se genera entre el contacto del catéter con la uretra, provocando así una sensación de dolor y microlesiones en las paredes internas uretrales. Por esto se realiza el estudio, cálculo y diseño comparativo de un catéter comercial y un catéter diseñado optimizado con base a la teoría constructual desarrollada por Bejan, la metodología aplicada se determina con las ecuaciones que relaciona la fricción con la generación de entropía, de igual manera se presenta el diseño optimizado del catéter Foley en SolidWorks® y para simular el fenómeno que en su implementación se realizó por medio de análisis de elementos finitos. Los resultados muestran que la optimización de la punta reduce la fricción entre la punta del catéter y la uretra, permitiendo una mejor cateterización y evitando la sensación del dolor.

Palabras Clave: Teoría Constructual, Optimización geométrica, Entropía

ABSTRAC

Urinary catheterization presents problems at the time of penetration, mainly the friction that is generated between the contact of the catheter with the urethra, thus causing a sensation of pain and micro-injuries in the internal urethral walls. For this reason, the study, calculation and comparative design of a commercial catheter and an optimized designed catheter based on the constructive theory developed by Bejan is carried out, the applied methodology is determined with the equations that relate friction with the generation of entropy, equally In this way, the optimized design of the Foley catheter is presented in SolidWorks® and to simulate the phenomenon that was carried out in its implementation by means of finite element analysis. The results show that tip optimization reduces friction between the catheter tip and the urethra.

Keywords: Constructive Theory, Geometric Optimization, Entropy

1. INTRODUCCIÓN

El catéter Foley ha sido un dispositivo médico muy importante que se usa para drenar la orina de la vejiga implementado por el Dr. F. E. Foley [1] desde sus inicios en 1930.

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 2024 la producción mundial alcanzara los 1,138 MDD [3].

Al menos en México se estima que en 2012 la producción del sector de dispositivos médicos alcanzó un monto de 10,598 MDD y se prevé que para el 2024 la producción de dispositivos médicos alcance un total de 19,039 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 pinza, 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 1.

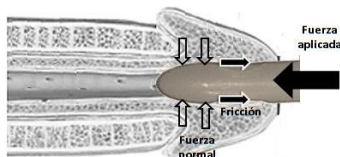


Figura 1. Fuerzas generadas durante la penetración del catéter en la uretra masculina

La disminución de altos niveles del coeficiente de fricción entre el dispositivo médico y el tejido ayudan a poder realizar un cateterismo suave [7]. La piel de la uretra es un material viscoelástico por su alto contenido de agua; se han realizado diferentes investigaciones de la piel para definir las propiedades mecánicas de la dermis por medio de un torque aplicado en la piel, determinando que la elasticidad disminuye después de los 30 años y se asocia con un incremento en los componentes viscoelásticos [8]. Así como el efecto de la velocidad de deformación en el comportamiento del esfuerzo- deformación. Sander observó una diferencia en el flujo plástico para diferentes curvas de esfuerzo- deformación variando la velocidad de deformación [9].

La importancia de los efectos del tejido y los parámetros de la geometría de la punta en las fuerzas de inserción demuestran la relación entre el ángulo y la fuerza generada, Sin embargo, a nivel microscópico estas postulaciones ya no son aplicables, pero según E. Rabinowicz publicó en el libro “Friction and Wear of Materials” en el que explica que hay que tomar en

cuenta nuevas condiciones y factores como lo son, el área de contacto entre las superficie deslizante, el tipo de enlace que se forma en la interface, la forma de la ruptura y separación de la capa del material, obteniendo un coeficiente de fricción en relación con adhesión [10,11].

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 constructual desarrollada por Bejan [12]; La presente describe un diseño óptimo que pueda reducir la fricción y entropía por medio de la teoría constructual, para el desarrollo de catéteres Foley.

2. FORMULACIÓN

2.1 Teoría Constructual

El principio de la Ley Constructual 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 constructual establece que: para que un sistema de flujo 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].

Wechsato, et al. [13], reportaron una red geométrica generadas por la teoría constructual en un cuerpo de forma específica, tanto para la distribución de fluidos como para el transporte de calor de un volumen finito. Ojeda, J. et al. [23] reportaron la aplicación de la teoría constructual para el enfriamiento de un volumen de forma de disco, desde la periferia al centro del disco, con un elemento de generación de calor mediante una red, considerando un primer elemento fundamental cilíndrico.

El efecto del tiempo en los principios de optimización de la teoría constructual, fue reportado por Dan, N. et al. [12], donde estudiaron el problema de enfriamiento de un volumen con generación de calor, mediante una red de un material de mayor conductividad que conduce la energía colectada de todo el elemento a un punto de desalojo de calor. El modelo simplificado de Phan-Thien & Tanner fue reportado por Oliveira, O. et al. [13], donde desarrollan las ecuaciones a partir de la ley constructual para el flujo de un fluido no newtoniano en canales y tuberías; definiendo las relaciones del esfuerzo cortante en función del número adimensional de Deborah y el parámetro de elongación, parámetro característico del modelo reológico.

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 2, 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.

2.2 Deformación Elástica

Para la deformación elástica generada en el contacto se consideró la fuerza normal del contacto elástico de Hertz en la que se produce una deformación que es proporcional a la carga que se aplica entre una aspereza de radio R y un semiplano.

Sustituyendo la ecuación de la deformación elástica, multiplicamos por el desplazamiento que genera, sustituyendo en la penetración por aspereza y al simplificar se tiene la forma final para la energía de deformación elástica

$$E_d = \frac{8}{15} \frac{1}{E * R^2} \left(\frac{3W_{adh}}{4N_{asp}} \right)^{\frac{5}{3}} \quad (1)$$

2.3 Fricción y Adhesión

En general, la fricción a nivel microscópico generada entre el látex y la piel es un fenómeno que se compone de tres contribuciones: adhesión interfacial entre asperezas en contacto, acción cortante de la película del fluido viscoso y la deformación durante el movimiento relativo [15].

Rabinowicz plantea que la fricción se produce por fuerzas tangenciales transmitidas a través del contacto, cuando las superficies son presionadas a través de una fuerza normal [16].

$$\mu = \frac{\tau}{H_m - \frac{2W_{adh} * \cot \theta}{r_{adh}}} \quad (2)$$

2.4 Energía Térmica

Para la disipación de energía mediante calor que se genera en el contacto de la piel con el látex producto de la fricción se consideró que la energía térmica que se libera es proporcional a la velocidad con que se desliza un cuerpo sobre otro [17], la que llamó coeficiente de energía por fricción [24].

$$\mu = \frac{E_T}{4p\delta_0} \quad (3)$$

Donde E_T es la energía Térmica, p es la carga que se aplica y δ_0 es el desplazamiento, se encontró que este coeficiente es igual a un cuarto del coeficiente de fricción, por lo tanto, se sustituye en la ecuación para la energía térmica por fricción [24], donde se encuentra que después de una sustitución de términos [16].

$$E_T = \frac{\mu_a W_{adh}}{4N_{asp}} \quad (4)$$

2.5 Temperatura Superficial

Cuando dos superficies sólidas se ponen en contacto bajo una carga como lo es la piel con el látex, el área de contacto real que estas presentan por lo general es mucho menor que el área geométrica. Por tal motivo la adhesión de la interfaz de la superficie se ve afectada por el área real de contacto, la cual está en función de la carga normal, rugosidades de la superficie y propiedades mecánicas.

Cuando un enlace es formado entre dos materiales con energía de superficie y, respectivamente, la energía de superficie de la interface por unidad de área cambia a. Este cambio de energía o trabajo de adhesión por unidad de área puede expresarse la temperatura superficial promedio como

$$T = \frac{Q_t}{\pi(r_{com}^3 k_T \rho C_p v_i)^{1/2}} \quad (5)$$

2.6 Entropía en Contacto Catéter-Uretra

Para la comprensión de los efectos que provoca el calor de fricción en los materiales como son la piel y el látex que soportan el rozamiento, se recurre convencionalmente a la primera ley de la termodinámica, a fin de calcular la máxima temperatura que las superficies pueden tolerar antes del deterioro irreversible. Esto implica que las energías almacenadas en el sistema se desprecien y que la razón de generación de calor por fricción que según Tian y Kennedy, la consideración de resistencia al flujo de calor se puede aplicar al calentamiento por fricción [15].

A partir de la primera ley de la termodinámica se exprese como:

$$Q - W = 0 \quad (6)$$

Al sustituir (6) con $v\mu N$ y despejando se obtiene el calor generado por fricción por unidad de tiempo y se expresa como:

$$Q = \mu N v \quad (7)$$

Para el cálculo y desarrollo matemático de la generación de entropía en el catéter dentro de la uretra, debemos de hacer primero el análisis del fenómeno que está ocurriendo, recordando que, en un material al ser deformado, el trabajo desarrollado en deformarlo, de acuerdo al primer principio de la termodinámica, es igual a la energía contenida en este más el calor disipado a causa de las deformaciones [18]. Partiendo de la entropía por transferencia de calor generada por fricción entre dos superficies, despejando las ecuaciones (1) y la (4) resolviendo para (7) resumiendo (5), igualando las ecuaciones y despejando la entropía queda la siguiente ecuación, que básicamente es un resultado de la entropía producida a causa de la

fricción y como se sabe que la entropía es una energía que no está disponible para el sistema, es decir entre más fricción más entropía y más energía no aprovechada, es por ese motivo que se baja el valor de fricción para así generar menos entropía.

$$S = \frac{\frac{8}{15} \frac{1}{E^{2/3} R^{1/3}} \left(\frac{3W_{adh}}{4N_{asp}} \right)^{5/3} + \frac{\mu_a W_{adh}}{4N_{asp}} + \mu N v}{\pi^2 r_{com}^3 k_T \rho C_\rho v T} \quad (8)$$

Con la ecuación (8) se determinará la generación de entropía que existe entre el catéter y la uretra, así sabemos cuánta energía útil existe y cuánta energía es la que se transforma, para que se entienda mejor el concepto de la generación de la entropía dentro de la uretra, se establece que por cada valor de fricción del contacto de la piel con el látex hay un valor de entropía así que si se reduce el valor de la fricción se reduce el valor de la entropía por ese motivo es importante reducir el coeficiente de fricción, la ecuación mostrada es tan solo en un punto pero si se va variando el punto de contacto varía la fricción y varía la entropía.

3. METODOLOGÍA

Con base al análisis de la teoría constructual aplicada que presenta la geometría optimizada. Otro factor de importancia a ser considerado en el diseño son las propiedades mecánicas de los materiales que en este caso es la piel y el látex para conocer la interacción del sistema. Los elementos en los que se centra el análisis son aquellos donde se produce un contacto directo durante el proceso de penetración, en este caso la punta del catéter Foley y la entrada de la uretra. En la Tabla 1 se muestran los valores mecánicos de la piel y del látex que han servido para desarrollar el cálculo de la punta del catéter Foley.

Tabla 1. Valores de mecánicos de las ecuaciones

Propiedad	Látex	Piel
Densidad	1152 Kg/m ³	933 Kg/m ³
Dureza	30-90	40-90
Módulo de elasticidad	22.1 MPa	9.5 MPa
Esfuerzo de fluencia	8.5 MPa	7.6 MPa
Poisson	0.50	0.20
Coefficiente de expansión térmica	5x10 ⁻⁶ 1/k	3.5x10 ⁻⁶ 1/k
Energía Superficial	---	14e ⁻⁰² N/m
Radh	4.152	---
Coefficiente de Fricción	0.25	0.21
Velocidad	0.5 mm/s	0.5 mm/s
Radio de contacto	1.26x10 ⁻³	1.26x10 ⁻³
Número de aspereza	1.70 x10 ⁻³	1.70 x10 ⁻³
Conductividad térmica	0.140 w/m °C	3.36x10 ⁻³ w/m °C
Capacidad Calorífica	0.4 j/gC	---

3.1 Catéter Comercial

A continuación, se exponen sus dimensiones del diseño comercial y una descripción de este. De manera general, todos los diseños comerciales cuentan con las dimensiones de un grosor de 0.8mm estándar de diámetro como en la Figura 2 lo cual genera mayor fricción.

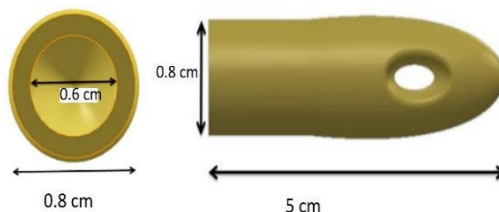


Figura 2. Vista trasera y lateral con dimensiones de la punta del catéter comercial

3.2 Geometría del Catéter Optimizada

En el análisis inicial se hizo en el software MatLab® el cual realizó cálculos para determinar la geometría óptima de la punta del catéter Foley propuesto desde una punta comercial. El cálculo y las observaciones realizadas describen que existen muchos otros organismos que respetan la geometría constructual que se encuentran en la naturaleza.

De acuerdo a la teoría constructual aplicada que es el cambio de geometría para aprovechar la mayor energía disponible para un sistema, se tomaron las condiciones iniciales en las que se desarrolló el fenómeno como lo fue el material y fuerzas que actúan en ese instante, es decir, el medio en el que se desarrolla, algunos de los parámetros iniciales fueron en el ángulo del radio de adhesión (Radh), la fuerza que se aplica, velocidad y cortantes, para algunos datos de las ecuaciones se complementaron valores encontrados en artículos, con todos estos valores se resolvieron las ecuaciones, se hizo un cálculo de iteración en un programa de MatLab® y por cada perfil de catéter esto fue con la finalidad de observar cómo fue teniendo variaciones en resultados de acuerdo a las variaciones a la geometría hasta llegar a una geometría óptima.

Estos resultados son principalmente cambio en las energías como son la energía elástica, energía por fricción, energía superficial y entropía, una vez que se obtuvieron los resultados de los parámetros resultó de igual forma la geometría que genera menos fricción y entropía, posteriormente se tomaron los valores de dimensiones para realizar el dibujo en SolidWorks®. Como se describe en la Figura 3, la primera curva de la izquierda corresponde a la punta del catéter comercial con alta fricción y alta generación de entropía, este catéter comercial contiene un diámetro de 0.8cm y una longitud de punta de 5cm, posteriormente realizaron variaciones de curva en la punta para el cambio de la geometría, con este cambio se disminuyó el área de contacto que por consecuencia se obtuvo la reducción de fricción y de entropía que existe en el punto de contacto entre el catéter y la uretra, la curva del lado derecho es la optimizada con respecto a la inicial y con esto podemos afirmar que así la zona afectada es menor que en el catéter inicial. La geometría optimizada de las bases de la teoría constructual, es la que se presenta a continuación.

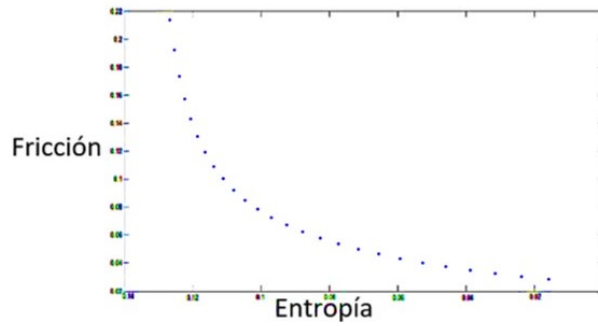


Figura 3. Perfil en 2D de la variación de la longitud de la punta del catéter

Tabla 2. Valores en variación de entropía en función de la fricción

Fr	Entropía (JK)	Fr	Entropía (JK)
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

Con las variaciones de dimensiones se tienen una variación en el ángulo, en cuanto a resultados del radio y de fricción, en la Tabla 2 y la Figura 4 se explica las reducciones de fricción, esto es variando el ángulo como dato de entrada variable, que conlleva a la variación del radio de adhesión.

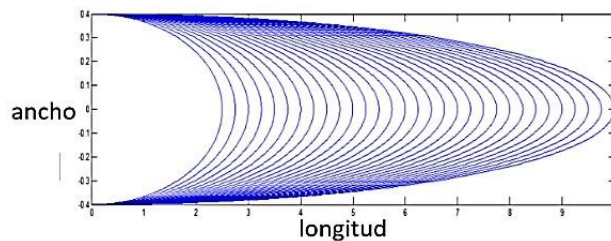


Figura 4. Reducción de entropía con variación en la geometría

De acuerdo con las propiedades de los materiales y de las ecuaciones que se utilizaron junto con las condiciones iniciales que se tomaron se graficó un perfil del catéter tomando en cuenta la fricción y la entropía como resultados y así es como hace varias iteraciones como se muestra en la Figura 5 y 6.

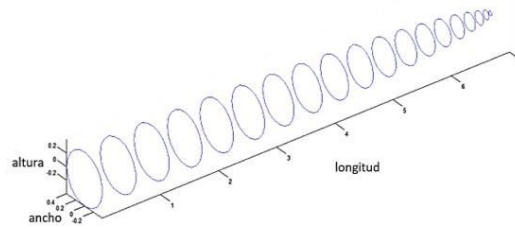


Figura 5. Variación en 3D del aumento de longitudes de la punta del catéter

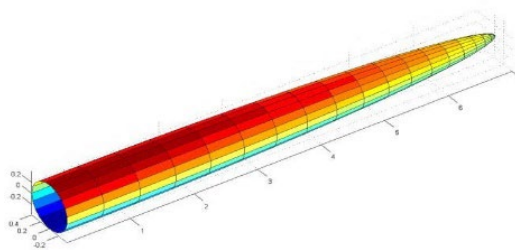


Figura 6. Vista isométrica del diseño en MatLab® de la punta del catéter diseñado

Como se observa en la Figura 8, la geometría propuesta a base del análisis constructual para el diseño, presenta un aumento de longitud en la 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 punta de 7 cm. el catéter diseñado presenta características mecánicas similares que un catéter Foley comercial, pero con la diferencia de la geometría optimizada, por lo que el daño a la superficie de la uretra disminuye y por lo tanto se disminuye la sensación del dolor.

El catéter se analizó por medio de métodos de elementos finitos en el software de COMSOL® como se observa en la figura 7.

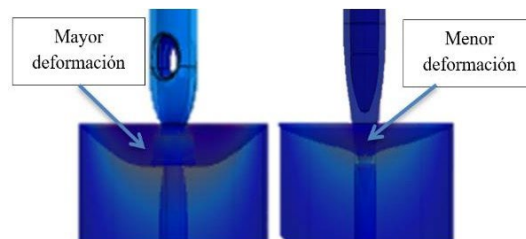


Figura 7. Esfuerzos en el inicio de penetración del catéter comercial y el catéter diseñado

4. CONCLUSIÓN

Se realizó un nuevo diseño de la punta del catéter Foley con geometría a través de la teoría constructual. El análisis muestra una geometría con punta óptima, lo que da como resultado la disminución de fricción y entropía, con esto permite una penetración rápida e indolora de la uretra.



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

En este diseño constructual que 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. Entre los parámetros que se controlaron en el proceso de fricción fueron la velocidad y el ángulo de contacto de la superficie de la punta del catéter con la punta de la uretra, ya que los demás términos dependen del material y del medio en el que se desarrolla el proceso, además 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 menor fricción y menor entropía.

4.1 Simbología

E_d = energía de deformación

E = módulo de elasticidad

R = radio de la aspereza

W_{adh} = trabajo de adhesión

N_{asp} = número de aspereza

μ = fricción

r = esfuerzo cortante

H_m = dureza del material

r_{adh} = radio de adhesión

ET = energía térmica

μ_a = consideración de 1/4 de fricción

T = temperatura superficial

Q_t = calor constante

r_{com} = radio de penetración

kT = conductividad térmica

ρ = densidad

c_p = capacidad calorífica

v_i = velocidad de la energía del calor

Q = calor

W = trabajo

N = fuerza normal

$v = \text{velocidad}$

$S = \text{entropía}$

5 REFERENCIAS

- [1] O. Beaujon: 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. Schwarzkopp, 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. Wechsato, 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 superficies: 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 Constructual 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 constructal ¡sigue la corriente!,201.