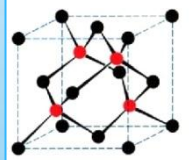


Análisis del Coeficiente de Fricción de un Catéter Foley con Recubrimiento DLC- (Carbono Tipo Diamante)

ITTG



DLC- sp^2 , sp^3



SEP



ITTG



**INSTITUTO TECNOLÓGICO
DE TUXTLA GUTIÉRREZ**



*“ANÁLISIS DEL COEFICIENTE DE FRICCIÓN DE
UN CATÉTER
FOLEY CON RECUBRIMIENTO DLC”*

INGENIERÍA MECÁNICA

ALUMNO:
RUBISEL ESCOBAR ESCOBAR

TUXTLA GUTIÉRREZ CHIAPAS, DICIEMBRE 2012

INFORME TÉCNICO DE
RESIDENCIA PROFESIONAL

CENIDET

CENTRO NACIONAL DE INVESTIGACIÓN Y
DESARROLLO TECNOLÓGICO

ÍNDICE

INTRODUCCIÓN-----	1
Referencias-----	5
JUSTIFICACIÓN DEL PROYECTO-----	6
OBJETIVOS DEL PROYECTO-----	7
CARACTERIZACIÓN DEL ÁREA EN QUE PARTICIPÓ-----	8
MISIÓN Y VISIÓN DE LA EMPRESA-----	9
PROBLEMAS A RESOLVER-----	10
ALCANCES Y LIMITACIONES DEL PROYECTO-----	11
CAPÍTULO I. ANTECEDENTES HISTÓRICOS-----	12
1.1. Introducción-----	12
1.2. Estado del arte-----	12
1.3 Referencias-----	20
CAPÍTULO II. TEORÍA BÁSICA-----	24
2.1 Introducción-----	24
2.2 Fricción-----	24
2.2.1. Coeficiente de fricción-Ecuación de Rabinowicz -----	26
2.3 Adhesión basada en el modelo JKR-----	31

2.4 Energía libre de superficie-----	32
2.5 Adhesión.-----	33
2.6 Rugosidad superficial y área real de contacto.-----	34
2.6.1 Área y radio de contacto con efecto de adhesión y deslizamiento.-----	36
2.7 Triboadhesión-----	39
2.7.1 Proceso de triboadhesión.-----	39
2.7.2 Propiedades de la fresa de algodón para la triboadhesión-----	42
2.8 Coeficiente de fricción en el proceso de triboadhesión.-----	43
2.9 Difusión superficial del material de aporte en el material base-----	44
2.10 Materiales compuestos-----	46
2.11 Referencias-----	51
CAPÍTULO III CATÉTER FOLEY Y LAS CARACTERÍSTICAS DEL DLC-----	54
3.1 Introducción-----	54
3.2 El catéter uretral-----	54
3.3 Clasificación de los catéteres urinarios-----	55
3.3.1 Clasificación según la NOM-094-SSA1-1994.-----	58
3.4 Clases de cateterismo-----	58
3.5 Propiedades mecánicas del catéter Foley de látex siliconizado.-----	59
3.6 Carbono tipo diamante-DLC (Diamond-Like Carbon) -----	60
3.6.1. Propiedades del DLC-----	61
3.7 Referencias-----	62

CAPÍTULO IV TRIBOADHESIÓN Y RESULTADOS-----	64
4.1 Introducción-----	64
4.2 Técnica de triboadhesión-----	64
4.3 Descripción de la probeta.-----	64
4.3.1 Características del material de aporte DLC-----	66
4.4 Descripción del equipo para triboadhesión-----	67
4.5 Resultados-----	72
4.6 Referencias-----	74
 CAPÍTULO V CONCLUSIÓN Y TRABAJOS FUTUROS-----	 75
5.1 Conclusión-----	75
5.2 Trabajos futuros-----	77
 ANEXOS-----	 78

INTRODUCCIÓN

INTRODUCCIÓN

La urología es una especialidad médico-quirúrgica que se ocupa del estudio, diagnóstico y tratamiento de las infecciones médicas y quirúrgicas del aparato urinario y retroperitoneo de ambos sexos y del aparato genital masculino, sin límite de edad, motivadas por padecimientos congénitos traumáticos, sépticos, metabólicos, obstructivos y oncológicos[1]. Por lo anterior la urología engloba un número considerable de problemas causados por diversos factores externos e internos que dependen de la edad avanzada del ser humano particularmente y del sistema inmunológico deficiente. En la actualidad abordar un problema de urología es dar solución a diversos padecimientos que estabilizan el bienestar del ser humano principalmente por consecuencias urinarias. Un problema común en urología que se presenta frecuentemente en los seres humanos sobre el tracto urinario inferior es la retención urinaria o incapacidad de vaciar la vejiga; la existencia de otros padecimientos tales como pacientes con enfermedades terminales o gravemente enfermos, pacientes con heridas profundas en la parte baja del cuerpo, durante o después de la cirugía para obtener un registro certero de la ingesta y evacuación de líquidos [2]. La alternativa para solucionar estos padecimientos en los centros hospitalarios ha optado por un dispositivo médico de un material polimérico o látex denominado catéter urinario o sonda urinaria. El catéter urinario es uno de los dispositivos invasivos comunes utilizados en el cuidado de la salud en padecimientos urinarios, además es un procedimiento utilizado en hospitales también denominados sondeo vesical, entendiéndose por sondeo la introducción de un tubo dentro de otro de mayor calibre; las sondas o catéteres urinarios están diseñadas para insertarse dentro de la vejiga, pasando a través de la uretra, ya sea para una estancia permanente o intermitente y la finalidad es para drenar la orina o administrar medicamentos y aliviar los padecimientos antes mencionados [3]. El uso de este dispositivo ha trascendido generaciones, se utilizaron catéteres de metales, como el cobre, el estaño, el bronce y el oro en el siglo III a.C. por el fisiólogo griego, Erasítrato [4,5]. 100 a.C. los chinos utilizaron tallos de cebolla barnizado con laca, o aceitado, cañas y hojas secas de palma que se consideraban materiales con mayor biocompatibilidad [4]. La primera goma maleable elástica para catéter fue creado por el joyero y orfebre francés, Bernard, en 1779 [5].

Con la evolución de los materiales como los polímeros, se iniciaron grandes avances en el sector biomédico con nuevos materiales. Un avance en este diseño fue un catéter de balón de retención, fue desarrollado en 1853, utilizando caucho o tela tejida sumergida en aceite de linaza cocido [6]. Originalmente fabricado con látex y conocido como el catéter Foley, fue introducido por primera vez a mediados de la década de 1930, por el Dr. Frederick B. Foley [5.1]. En la actualidad se tiene el catéter Foley fabricado con látex o de silicona, sigue y seguirá siendo el dispositivo utilizado para el tratamiento de la incontinencia urinaria (IU) por cateterización. A pesar del paso del tiempo, aún existen problemas asociados con el uso de estos dispositivos, como la infección adquirida en las clínicas, incrustación y obstrucción. En específico el catéter Foley pertenece a una clasificación específica de los catéteres [8]. El catéter Foley es el tema base a desarrollar en esta investigación, específicamente titulado “Análisis del Coeficiente de Fricción de Catéter Foley con Recubrimiento de DLC”, se parte de las características físicas que presenta el problema del catéter Foley, es evidente la formación de incrustaciones aparentes sobre la superficie del catéter Foley cuando se tiene una estancia y en la uretra y en contacto con la pared interna de la uretra, sin embargo esto depende del tipo de cateterización que se utilice. Se tiene dos tipos de cateterización, intermitente o prolongada.

La cateterización intermitente representa un método común para el tratamiento de una disfunción vesical neurogénica arrefléctica, cuando la vejiga es capaz de funcionar correctamente como órgano de almacenamiento, pero no se vacía de manera normal. Es útil este tipo de cateterización cuando se quiere conocer el volumen de orina posmiccional, cuando se desea introducir medios de contraste en la uretra y la vejiga durante la cistouretrografía y diversos estudios urodinámicos para evaluar la función vesical, o para instilación de fármacos para tratamiento de tumores vesicales. Esta cateterización es de corta estancia, con un periodo de tiempo en el interior de la uretra de 14 a 28 días.

La cateterización prolongada representa un método, se debe al hecho de que el catéter puede permanecer dentro de la uretra un periodo de más de 12 semanas.

Por el tipo de cateterización, el problema se delimita a la cateterización prolongada, esto es dependiente del tipo de material con que se encuentra elaborado el catéter Foley en cuestión. Para una cateterización intermitente se usa catéteres de clorhidrato de polivinilo (PVC) o los de plástico no son tan comunes por la rigidez que presentan, pero pueden

permanecer por 14 días. Y para una cateterización prolongada se usan catéteres de silicón o látex siliconizado, son más rígidos. Pueden permanecer in situ por 12 semanas [9].

Con una cateterización prolongada los padecimientos principalmente son consecuencia de la formación de biopelícula bacterianas, se adquiere esta infección por el catéter Foley; es un problema importante en todos los establecimientos de salud. Como consecuencia la infección del tracto urinario es la más común de atención médica de las infecciones adquiridas. Los costos de las infecciones adquiridas por el catéter urinario en hospitales son moderadas en comparación con las infecciones asociadas a los dispositivos, tales como la línea central de bacteriemia o neumonía asociada a la ventilación, pero el gran número de pacientes portadores de catéteres urinarios son los resultados de una importante carga de relación y coste [10].

La Infección adquirida por un catéter urinario es influenciada por el tipo de material del catéter Foley, es desarrolla mientras que el catéter urinario es alojado en la uretra urinaria o después de extraerlo alrededor de 72 horas después [10]. Estas infecciones suelen ser asintomáticas, y se diagnostica cuando las bacterias o levaduras son aisladas en determinados cálculos cuantitativos de orina en ausencia de signos clínicos o síntomas atribuibles al tracto urinario. Esto también se conoce como "Catéter en la bacteriuria." La infección sintomática se diagnostica cuando existe bacteriuria asociada con signos clínicos y síntomas atribuidos a la infección urinaria.

Además un catéter uretral facilita la entrada de bacterias o levaduras en la vejiga a través de varios mecanismos. [10, 11]. La entrada más común es la adhesión de la biopelícula bacteriana a lo largo del tubo y el catéter, con la adhesión de bacterias en la vejiga y correlacionado con la duración de estancia del catéter. Además, los organismos peri-uretrales pueden ser infectados en la vejiga a la inserción del catéter y si el organismo tolera la bacteriuria es establecido. Este es el medio habitual de adquisición de bacteriuria después de la cateterización intermitente. La biopelícula es una consecuencia inevitable del tiempo de uso en catéteres urinarios. Inmediatamente después de la inserción del catéter permanente, las proteínas del huésped se adhieren a la superficie del catéter, formando una "capa acondicionada" y dando lugar a la formación de una biopelícula. Esta capa facilita la adherencia de microorganismos que se originan a partir de la flora peri-uretrales o infectan al tubo de la bolsa de drenaje o cuando estos son manipulados.

Finalmente dar una noción extendida del tema desarrollado en esta tesis nos proporciona una solución rígida a los problemas que surgen por los padecimientos urinarios. El meollo del problema radica en el tratamiento de la superficie del catéter Foley con un material distinto al látex siliconizado, que es de lo que se encuentra compuesto el catéter Foley. El tratamiento consiste en una técnica de recubrimiento por TRIBOADHESIÓN que se lleva a cabo mediante la deposición de un material de aporte, en particular el DLC, para ser difundido sobre el sustrato por fricción seca y en consecuencia modificar las propiedades mecánicas, la energía libre superficial del sustrato que es un parámetro importante para la formación de biopelícula sobre la superficie del catéter Foley.

REFERENCIAS

- [1] Dr. D. Oscar Leiva Galvis. Guía de formación de especialistas. Urología. Ministerio de sanidad y consumo, ministerio de educación y cultura. Consejo Nacional de Especialidad Médicas.
- [2] <http://www.greenhosp.org>. Greenwich Hospital. Hoja de información para el paciente y su familia.
- [3] Hugo Wingartz. Colocación de sonda para drenaje urinario. Manual de maniobras médico– quirúrgicas (Capítulo 5).
- [4] Pomfret I. Catheter care trouble shooting. J Community Nurs.1999.
- [5] Elves AWS, Feneley RCL. Long-term urethral catheterization and the urine biomaterial interface. Br J Urol. 1997.
- [6] Carr HA. A short history of the Foley catheter: from handmade instrument to infection-prevention device. J Endourol 2000.
- [7] Winson L. Catheterization: a need for improved patient management. Br J Nurs 1997.
- [8] E.L. Lawrence, I.G. Turner. Materials for urinary catheters: a review of their history and development in the UK. Medical Engineering Physics.
- [9] Hugo Wingartz. Manual de maniobras médico–quirúrgicas. Colocación de sonda para drenaje urinario. Editorial Alfil.
- [10] Hooton TM, Bradley SE, Cardenas DD, et al. Diagnosis, prevention, and treatment of catheter-associated urinary tract infection in adults: 2009 international practice guidelines from the Infectious Diseases Society of America. Clin Infect Dis 2010; 50; 625–63.
- [11] Jacobson SM, Stickler DJ, Mobley HLT, et al. Complicated catheter-associated urinary tract infections due to *Escherichia coli* and *Proteus mirabilis*. ClinMicrobiol Rev. 2008. 21:26–59.

JUSTIFICACIÓN DEL **PROYECTO**

JUSTIFICACIÓN DEL PROYECTO

Es generalmente aceptado que medidas para reducir fricción y desgaste pueden tener un impacto significativo sobre la eficiencia económica de un país industrializado. El impedimento principal para lograr tal disminución reside en la dificultad de encontrar las combinaciones de materiales y sistemas de lubricación que permitan innovaciones relevantes en el área. A nivel nanométrico, la investigación de las últimas dos décadas ha producido resultados asombrosos, incluso el descubrimiento de la superlubricidad, es decir, un estado en el cual dos sólidos en contacto se pueden mover sin fricción alguna. Sin embargo, las mismas teorías físicas que explican la fricción y superlubricidad a nivel Nanométrico, explican porque el mismo fenómeno no es alcanzable en materiales metálicos a escala macroscópico. Con la finalidad de aportar nuevos avances a la ciencia de la tribología se realiza el estudio del análisis del coeficiente de fricción del catéter Foley de látex siliconizado con recubrimiento DLC que se argumenta a causa de los diversos padecimientos por cateterismo que presenta el paciente por la vía uretral urinaria; estos padecimientos que alteran la salud y en particular el tracto inferior por infecciones, son reacciones de las superficies en contacto y por la composición química en la interfaz. La adhesión bacteriana es la principal causa de infección y se constituye como una biopelícula adherida sobre la superficie externa del catéter Foley, el resultado es la formación particular de la biopelícula por las reacciones entre fuerzas moleculares y energías libres superficiales, las fuerzas intermoleculares presentes son de Van der Waals, interacción de London, interacción dipolo-dipolo, interacción de Keesom, interacción de Debye. A una escala macroscópica los padecimientos por cateterización se sintetizan en problemas de mayor fuerza de fricción, aumento de la fuerza de inserción del catéter Foley en la uretra urinaria siendo este un procedimiento traumático, la reacción de las superficies en contacto a causa de la baja biocompatibilidad, en el caso particular la adhesión del tejido epitelial con la superficie de látex siliconizado reaccionan en un determinado tiempo de contacto continuo, este problema común en urología se presenta cuando un paciente es cateterizado a largo plazo y por higiene posteriormente se debe extraer el dispositivo. Esta situación presente en el paciente cateterizado es forzada y traumática, dadas las condiciones, el estudio se enfoca en un tratamiento superficial con material compuesto mediante una técnica de recubrimiento por triboadhesión para disminuir el coeficiente de fricción y mejorar la biocompatibilidad.

OBJETIVOS DEL PROYECTO

OBJETIVOS DEL PROYECTO

OBJETIVO ESPECÍFICO

- Disminuir el coeficiente de fricción entre el catéter Foley y el tejido epitelial.

OBJETIVOS PARTICULARES

- Análisis del coeficiente de fricción mediante la energía de adhesión.
- Análisis del coeficiente de fricción con el modelo de Rabinowicz.
- Determinar las fuerzas de adhesión entre DLC y tejido humano.
- Aplicar la técnica de triboadhesión para el recubrimiento del catéter Foley con DLC
- Aplicar las propiedades del DLC
- Disminuir la fuerza de introducción del catéter Foley
- Análisis del radio de contacto de las partículas del material de aporte DLC, basado en el modelo JKR.

CARACTERIZACIÓN DEL
ÁREA EN QUE PARTICIPÓ

CARACTERIZACIÓN DEL ÁREA EN QUE PARTICIPÓ

Centro Nacional de Investigación y Desarrollo Tecnológico -CENIDET

Departamento

Biomecánica y tribología

La biomecánica es una disciplina científica que tiene por objeto el estudio de las estructuras de carácter mecánico que existen en los seres vivos (fundamentalmente del cuerpo humano). Esta área de conocimiento se apoya en diversas ciencias biomédicas, utilizando los conocimientos de la mecánica, la ingeniería, la anatomía, la fisiología y otras disciplinas, para estudiar el comportamiento del cuerpo humano y resolver los problemas derivados de las diversas condiciones a las que puede verse sometido.

La tribología es la ciencia que estudia la interacción de las superficies en movimiento relativo, así como los temas y prácticas relacionadas. La Tribología es el arte de aplicar un análisis operacional a problemas de gran importancia económica, confiabilidad, mantenimiento, y desgaste del equipo técnico, abarcando desde la tecnología aeroespacial hasta aplicaciones domésticas, biomédicas etc. El entendimiento de las interacciones superficiales en una interfase requiere tener conocimiento de varias disciplinas incluyendo la física, química, matemáticas aplicadas, mecánica de sólidos, mecánica de fluidos, termodinámica, transferencia de calor, ciencia de materiales, reología, lubricación, diseño de máquinas, desempeño y confiabilidad.

MISIÓN Y VISIÓN DE LA
EMPRESA



MISIÓN Y VISIÓN DE LA EMPRESA

MISIÓN

Contribuir al desarrollo tecnológico sustentable nacional y regional a través de la formación de investigadores e innovadores tecnológicos con visión humanista, competitivos en los ámbitos académico, industrial y de investigación tecnológica, así como participar en el fortalecimiento del posgrado y la investigación del SNEST.

VISIÓN

En el 2012 el CENIDET es una institución clave en la consolidación del posgrado y la investigación en el SNEST, líder en la formación de investigadores e innovadores tecnológicos y aporta soluciones tecnológicas pertinentes, sustentables a problemas de su entorno, con amplio reconocimiento nacional e internacional en sus áreas de competencia.

PROBLEMAS A RESOLVER

PROBLEMAS A RESOLVER

- Analizar el coeficiente de fricción del catéter Foley con recubrimiento DLC.
- Disminuir el coeficiente de fricción del catéter Foley-látex siliconizado.
- Reducir la fuerza de introducción del catéter Foley en la uretra urinaria.
- Reducir la formación de biopelícula sobre la superficie del catéter Foley por deposición de material de aporte por fricción seca.
- Aplicar la técnica de triboadhesión a materiales blandos.
- Recubrir el catéter Foley por triboadhesión con material de aporte DLC.

ALCANCES Y LIMITACIONES

ALCANCES Y LIMITACIONES DEL PROYECTO

ALCANCES

- Aplicar la triboadhesión a diversos materiales blandos para disminuir el coeficiente de fricción.
- Usar el catéter Foley en pacientes autónomos, para evitar cuidados intensivos con personal médico.
- Auto-lubricación por triboadhesión con material de aporte DLC
- Disminución de la rugosidad por difusión de material de aporte DLC sobre la superficie del catéter Foley-látex siliconizado.

LIMITACIONES

- Recubrimiento por triboadhesión hasta el punto de fusión del sustrato, para evitar la formación de surcos en materiales blandos y la fácil adherencia bacterial.
- Partículas de menor dimensión para el recubrimiento por triboadhesión de DLC, comparado con las dimensiones de la rugosidad promedio del sustrato.

CAPÍTULO I
ANTECEDENTES
HISTÓRICOS

CAPÍTULO I**ANTECEDENTES HISTÓRICOS****1.1 INTRODUCCIÓN**

Una breve documentación de los trabajos realizados hasta el momento sobre los recubrimientos superficiales ha demostrado la instancia por encontrar una superficie de bajo coeficiente de fricción y con características especiales para la superficie del catéter Foley. Las características superficiales del catéter Foley deben evitar o disminuir la adherencia bacteriana. El catéter Foley es comúnmente utilizado para la cateterización permanente y fue diseñado por Frederick Eugene Basil Foley en 1934. La palabra catéteres una palabra que proviene del griego “kathéter” que significa introducir [1].

La adhesión bacteriana sobre la superficie del catéter Foley presenta irritación con la mucosa y la superficie interna de la uretra cuando este se encuentra alojado internamente, particularmente para este problema se ha empleado catéteres Foley con bajo coeficiente de fricción; sobre el catéter se colocan sustancias hidrómeras para el recubrimiento transitorio permitiendo crear una interfaz entre los tejidos biológicos y el material de látex siliconado del catéter; esta lubricación es transitoria y consecuentemente se tiene un recubrimiento que dura en promedio cinco días formando parte de una interfaz lubricada con un bajo coeficiente de fricción [1]. Una propuesta desarrollada a este problema es un recubrimiento permanente bajo la técnica de deposición de un material de aporte por triboadhesión; esta técnica es presentada en esta tesis.

1.2. ESTADO DEL ARTE

Desde su inicio se ha utilizado una gran variedad de materiales en el diseño y fabricación de catéteres urinarios. Una revisión temprana revela que desde 3 000 años a. C. existe el registro del uso de catéteres intermitentes cuando éstos eran hechos de cobre, estaño, bronce y oro [2, 3]. En el año 100 a. C., los chinos utilizaron tallos de cebolla huecos,

tubos de caña seca y hojas de palma tratadas con aceite de linaza, secadas al sol y posteriormente barnizadas con laca. Dos catéteres curvados de bronce que datan del año 79 d. C. fueron encontrados en una casa de cirujanos en Pompeya [4].

La primer goma maleable y elástica para catéter fue creado por el joyero y orfebre francés, Bernard, en 1779 [3]. Un avance en este diseño, un catéter de balón de retención, fue desarrollado en 1853, utilizando caucho o tela tejida, sumergido en el aceite de linaza cocido y [5]. El equivalente moderno, originalmente fabricado con látex y conocido como el catéter de Foley, fue introducido por primera vez a mediados de la década de 1930, por el Dr. Frederick B. Foley [6]. Hoy es uno de los dispositivos comúnmente empleados para el tratamiento de la incontinencia urinaria (IU) por cateterización [7]. Los materiales utilizados para la cateterización deben cumplir ciertas características de biocompatibilidad con el tejido humano.

Todos los biomateriales usados en aplicaciones urológicas deben poseer propiedades adecuadas, incluyendo una buena biocompatibilidad. En el caso de los catéteres, las especificaciones estándar para catéteres Foley se introdujeron por la ASTM [8], y Normas Británicas para los materiales del catéter a fin de minimizar la toxicidad a los tejidos [9]. La importancia de estas normas se destaca por un estudio de investigación, el cual se encontró que cuatro de los siete catéteres disponibles en el mercado exhibieron citotoxicidad marcada en los pacientes con estenosis de uretra graves. De lo cual se concluyó que las normas internacionales para la toxicidad de catéter uretral, junto con los controles de calidad de los dispositivos eran, en ese momento, insuficiente [10,11].

Una combinación adecuada de las propiedades físicas y mecánicas es esencial para que un producto tenga éxito en su aplicación. Idealmente, una vez fabricado y listo para su uso, un catéter debe tener un acabado superficial liso, que, como se especifica en la norma británica EN1616:1997 [12]. Un estudio sobre los materiales utilizados para la fabricación de catéteres Foley revelan que el coeficiente de fricción se encuentra en un rango de 0.45-0.62 [13], estos datos son de catéteres Foley sin recubrimiento alguno.

Los recubrimientos superficiales para dispositivos médicos proporcionan una interfaz entre el sustrato y el tejido humano para disminuir el coeficiente de fricción.

P. Ramesh et al [13] presenta en el artículo “A Comparative Evaluation of Coefficient of Friction and Mechanical Properties of Commercially Available Foley Catheters” un estudio

sobre el análisis del coeficiente de fricción del catéter Foley comercial de tres tipos de materiales diferentes, los resultados presentados son los coeficientes de fricción de cada catéter sin lubricante, 0.45, 0.62 y 0.59.

A causa de los coeficientes de fricción referenciados anteriormente el problema que se presenta en una cateterización a largo plazo es la adhesión de bacterias sobre la superficie del catéter Foley por la rugosidad y la energía libre superficial que permiten la formación de biopelícula. Un enfoque más reciente para resolver algunos de los problemas asociados con la cateterización a largo plazo se ha aplicado una gama de diferentes recubrimientos a la superficie de los catéteres Foley [14]. Esto ha llevado al uso de recubrimientos con plata, polímeros basados en hidrogeles, PTFE y silicona.

Los hidrogeles son polímeros entrecruzados formando macromoléculas que absorben volúmenes relativamente grandes de líquido dentro de sus reticulados con estructuras poliméricas [15,16]. Como resultado un aumento de volumen de entre 10 y 98% de contenido de H₂O, esto no afecta a la forma original del hidrogel [16,17]. Sin embargo, el resultado es la formación de una película delgada de agua sobre la superficie de contacto, lo que mejora la suavidad y la lubricidad. Esto es de particular importancia en los dispositivos, tales como catéteres de Foley, que con el fin de minimizar las dificultades de inserción, a menudo utilizan recubrimiento de hidrogel de poli (2-hidroxietil metacrilato) (p-HEMA) [18,16]. La estructura de este hidrogel se muestra en la figura. 1.1 [16].

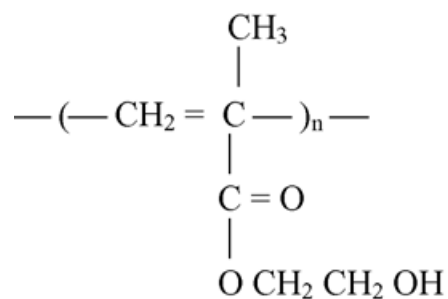


Figura 1.1. Estructura unitaria del p-HEMA [51].

Otra característica común a todos los hidrogeles es su insolubilidad en agua, lo que les permite permanecer intacto en entornos fisiológicos [17]. Es vital que el recubrimiento de

hidrogel se adhiere bien al sustrato de caucho, y una serie de técnicas han sido desarrolladas para asegurar esto, incluyendo el tratamiento del sustrato con una solución ácida o una capa adhesiva polimérica antes de la aplicación del hidrogel [18]. Sin embargo, debido a una diferencia significativa entre el módulo de elasticidad de los hidrogeles y del látex de caucho natural (el módulo elástico de p-HEMA hidrogeles es aproximadamente el doble de látex de caucho natural) los revestimientos de hidrogel son propensos a agrietarse durante la fabricación del dispositivo y al utilizarlo [20, 21, 18, 16]. Esto puede resultar en el desarrollo de problemas tales como los desechos de partículas y la formación de sitios de adherencia para las bacterias. A pesar de los avances tecnológicos, estudios y ensayos de catéteres recubiertos de hidrogel han arrojado resultados un tanto contradictorios. Algunos artículos han indicado que existe un potencial prometedor para estos catéteres, mientras que otros han planteado dudas e inquietudes sobre su uso [22,23, 24]. Por ejemplo, la investigación ha indicado que el recubrimiento de plata-hidrogel para catéteres Foley estaba entre los recubrimientos más prometedores, a pesar del hecho de que había sido diseñado para resistir la contaminación bacteriana y las incrustaciones [19].

Un reciente ensayo presentó indiferencia estadística entre la incidencia de infección en pacientes tratados con un catéter de plata/hidrogel, en comparación con un dispositivo estándar completamente de silicona [25]. Como resultado de ello, se concluyó que no había pruebas suficientes para apoyar o recomendar el uso generalizado de estos catéteres modificados.

Los hidrogeles han sido investigados individualmente como recubrimientos potenciales para la infección bacteriana y la formación de costras, los resultados positivos han sido reportados en la disminución de adhesión bacteriana a los catéteres recubiertos de hidrogel que los catéteres Foley estándar de látex [26].

Los resultados de una investigación temprana en la eficacia de un recubrimiento polimérico hidrofílico para catéter Foley, sin embargo, contradicen esto. Los autores [27] llegaron a la conclusión de que no había datos suficientes para demostrar los beneficios clínicos del uso de estos dispositivos. Otros informes apoyan esta inferencia haber encontrado ninguna diferencia significativa entre la tasa y la incidencia de infección bacteriana en catéteres recubiertos de hidrogel y catéteres estándar [23,28].

Un estudio realizado en 2002 se encontró que los recubrimientos de hidrogel en realidad ayudan a la migración de bacterias a través de las muestras de ensayo [29]. Un estudio adicional en un dispositivo arrojó resultados positivos bajo un recubrimiento de liposoma/hidrogel demostrando ser un beneficio significativo en la reducción de la incidencia de infecciones bacterianas asociados al catéter [30]. A pesar de la creciente preocupación sobre un recubrimiento antibacterial y biocompatible, la investigación ha continuado en el uso de diversas sustancias antimicrobianas, incluyendo nitrofurazone. Esta sustancia se ha encontrado que inhibe significativamente la adherencia de bacterias a los dispositivos tratados superficialmente en comparación con el recubrimiento de plata/hidrogel usados en catéteres [31].

Varios autores han investigado la eficacia de los catéteres recubiertos con plata, y los resultados mixtos han surgido [32-33]. Los primeros estudios, como el realizado en 1949, se indica que los recubrimientos de plata podría reducir la aparición de la infección relacionada con el catéter [6]. Esta sugerencia se probó con un estudio posterior, en 1979, cuando el examen de 102 pacientes encontró que ninguno de los pacientes tratados con un catéter recubierto de plata desarrolló infecciones bacterianas [34].

Las investigaciones más recientes también encontraron que había una diferencia estadísticamente significativa en la aparición de la infección bacteriana (definida como > 105 organismos/ml) en los pacientes tratados con una aleación de plata como recubrimiento en el catéter en comparación con los tratados con un catéter estándar [32]. Por el contrario, otros autores concluyeron que los beneficios potenciales de los catéteres con recubrimiento de plata pueden ser limitada y debe ser visto con medida [35].

Una investigación se centró en un dispositivo impregnado con óxido de plata, para la cual fue evidente la deficiente reducción en la infección bacteriana. De mayor preocupación es el aumento de las infecciones por estafilococos en los pacientes masculinos cateterizados con este dispositivo. Se concluyó que la variación en el éxito de los catéteres recubiertos de plata podría depender no sólo del tipo de revestimiento implicado, sino también en el género de los pacientes involucrados. Los diferentes mecanismos fisiopatológicos para el desarrollo de infecciones asociadas al catéter son evidentes en hombres y mujeres [33,36]. A pesar de los resultados contradictorios obtenidos durante los ensayos sobre catéteres recubiertos con plata, se sabe el hecho de que los iones de plata tienen propiedades antibacterianas esto ha conducido a un desarrollo continuado en este área.

Un artículo reciente describió la prueba de un nuevo catéter con recubrimiento compuesto de lecitina, citrato de plata y silicona líquida [37].

Un desarrollo importante en el área de fabricación del catéter Foley ha sido la aplicación de una variedad de recubrimientos superficiales de látex. En el caso de los catéteres de Foley usados para cateterización a largo plazo, los recubrimientos comúnmente aplicados al sustrato de látex son los hidrogeles, siliconas y PTFE [38]. Mientras que la elección del material de recubrimiento depende del dispositivo y de su aplicación, en cada caso, cada recubrimiento polimérico debe exhibir un número de características esenciales. Debe ser biocompatible y estable, relativamente fácil de aplicar, buena adherencia al sustrato, poseen una flexibilidad adecuada, tienen buena durabilidad, son resistentes a los pasos de producción, tales como el secado y soportar procedimientos de esterilización [39].

El politetrafluoroetileno (PTFE) es utilizado como un material altamente biocompatible su radical de repetición se muestra en la figura 1.2 y su excepcional bajo coeficiente de fricción hace que sea adecuado como un material de recubrimiento para el catéter Foley. Mientras que su naturaleza hidrofóbica es adecuado para que no sea mojado por el fluido corporal cuando es usado como recubrimiento del catéter Foley, reduciendo así al mínimo la absorción de agua y la degradación potencial dentro del cuerpo humano [40-41]. Introducido en la década de 1960, los catéteres recubiertos con PTFE fueron explotados por su baja fricción, propiedades auto-lubricantes y se han desarrollado para minimizar la incomodidad del paciente durante la inserción del catéter Foley [42,43]. Pocas investigaciones se han presentado, específicamente relacionadas con su capacidad para inhibir la infección e incrustaciones.

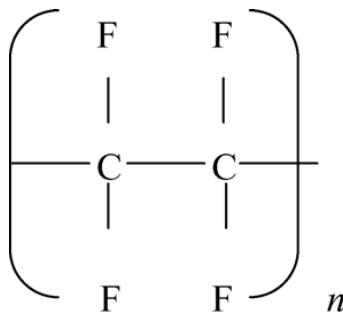


Figura 1.2. Estructura unitaria de PTFE [19]

Los catéteres recubiertos con PTFE tienen superficies externas más lisas en relación con otros tipos de catéter Foley recubiertos, sin embargo tienen una superficie ondulada como se muestra en la figura 1.3. Con estas características superficiales se tiene tendencia a la infección del catéter Foley e incrustaciones proporcionando sitios ideales para la fijación bacteriana [44,45].

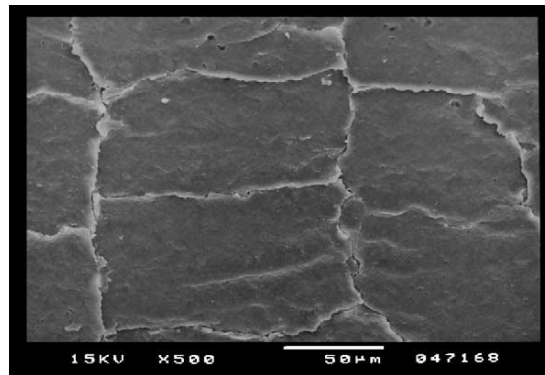


Figura 1.3 Microscopía electrónica de barrido (SEM) de la superficie externa de un catéter Foley con recubrimiento PTFE [36].

Los recubrimientos de diamante han sido considerados por muchos años como un material prometedor para la protección contra el desgaste y aplicaciones tribológicas generales. El comportamiento tribológico de los recubrimientos de diamante está fuertemente influenciado por las propiedades fisicoquímicas de las superficies en contacto y por la textura de las películas que dependen de los procesos de preparación y los parámetros de deposición [46]. Las películas de carbono tipo diamante (DLC) como biomaterial para dispositivos médicos han estado atrayendo un gran interés debido a sus excelentes propiedades tales como baja fricción e inercia química, biocompatibilidad, etc. [47].

Estudios de superficies con recubrimientos de DLC revelan avances significativos y demuestran la alta biocompatibilidad y el bajo coeficiente de fricción en sustratos metálicos. Una revisión sobre el estudio de recubrimientos de DLC con una cantidad pequeña adicionada de Si, revelaron una escasa influencia en la topografía superficial, la

energía de la superficie, rugosidad, pero tiene un efecto significativo en la proporción de sp³/sp² en las películas de DLC. Además el dopaje de Si en películas de DLC mostró la reducción de las bacterias al aumentar el contenido de Si [48]. El contenido en SP³ y SP² es un factor que forma el tipo de estructura que tendrá el carbono, carbono amorfo, carbono amorfo hidrogenado, grafito y diamante, además actualmente la IUPAC denominó al carbono amorfo como un sinónimo de DLC. [49]

Se han reportado coeficiente de fricción bajos con recubrimientos de DLC altamente hidrogenado sobre un sustrato metálico (aproximadamente al 50%) en diferentes ambientes (aire 50% de humedad relativa, vacío y nitrógeno seco). En ambientes secos e inertes, los recubrimientos de DLC altamente hidrogenados alcanzan un nivel de fricción muy bajo (0,02 a 0,03 en N₂ seco, 0.006-0.013 en el vacío). En condiciones de aire húmedo, el coeficiente de fricción se incrementa a 0,2-0,3, mostrando un nivel menos estable [50].

Como se mencionó anteriormente se han desarrollado investigaciones sobre la adhesión de bacterias en superficies tratadas con diversos tipos de recubrimientos sobre catéteres Foley, esto proporcionó la base para el desarrollo de la investigación “Análisis del coeficiente de fricción de un catéter Foley con recubrimiento de DLC” presentado en esta tesis.

1.3 REFERENCIAS

- [1] Hugo Wingartz. Colocación de sonda para drenaje urinario. Manual de maniobras médico– quirúrgicas. Cap.: 5.
- [2] Pomfret I. Catheter care—trouble shooting. J Community Nurs 1999.
- [3] Elves AWS, Feneley RCL. Long-term urethral catheterization and the urine–biomaterial interface. Br J Urol 1997.
- [4] Hugo Wingartz. Colocación de sonda para drenaje urinario. Manual de maniobras médico–quirúrgicas. Editorial Alfil.
- [5] Carr HA. A short history of the Foley catheter: from handmade instrument to infection-prevention device. J Endourol 2000.
- [6] Winson L. Catheterization: a need for improved patient management. Br J Nurs 1997.
- [7] Pomfret I. Catheter care in the community. Nurs Standard 2000.
- [8] F623–99 Standard performance specification for Foley catheter 2001.
- [9] British Standard EN 30993. Biological evaluation of medical devices; 1992.
- [10] Salama FA. Application of polymers in urology. In: 38th International SAMPE Symposium, vol. 1. 1993.
- [11] Ruutu M, Alfthanx O, et al. Cytotoxicity of latex urinary catheters. Br J Urol 1985.
- [12] British Standard EN1616. Sterile urethral catheters for single use; 1997.
- [13] P. Ramesh, R. Joseph and M. C. Sunny. A Comparative Evaluation of Coefficient of Friction and Mechanical Properties of Commercially Available Foley Catheters. Journal of Biomaterials. Volume 15 – April 2001.
- [14] Ockerbald NF. The silver catheter. J Urol 1949;2:262–5.
- [15] Nakagawa N, Yashiro N, et al. Hydrogel-coated glide catheter: experimental studies and initial clinical experience. AJR 1994;163:1227–9.

- [16] Young C-D, Wu J-R, Tsou T-L. High-strength, ultra-thin and fiberreinforcedpHEMA artificial skin. *Biomaterials* 1998;19:1745–52. [65] Williams DF, editor. *Biocompatibility of clinical implant materials*, vol. II. USA: CRC Press Inc.; 1981. p. 149.
- [17] Kudela V. Hydrogels. In: *Polymers: biomaterials and medical applications*. USA: John Wiley & Sons Inc.; 1989. pp. 228–52.
- [18] Polymer coatings for powder-free medical gloves. *Choices* vol. 100; Allegiance Research & Technology; <http://www.allegiance.net/hic/glvhand/Choic100.pdf>; 1999.
- [19] Morris NS, Stickler DJ, Winters C. Which indwelling urethral catheters resist encrustation by *Proteus mirabilis* biofilms *Br J Urol* 1997;80:58–63.
- [20] Resing W, Hover M, et al. Natural rubber latex. Rubber foundation information center for natural rubber. *Newsletter* 2000;17:1–17.
- [21] Saint S, Lipsky BA. Preventing catheter-related bacteriuria. *Arch Intern Med* 1999;159:800–8.
- [22] Inoue Y, Kanzaki Y. The mechanism of antibacterial activity of silver-loaded zeolite. *J InorgBiochem* 1997;67:377 (through science direct abstract).
- [23] Liedberg H, Lundeberg H, Ekman P. Refinements in the coating of urethral catheters reduces the incidence of catheterassociated bacteriuria. An experimental and clinical study.*EurUrol* 1990;17:236–40.
- [24] Ahearn DG, Grace DT, et al. Effects of hydrogel/silver coatings on in vitro adhesion to catheters of bacteria associated with urinary tract infections. *CurrMicrobiol* 2000;41:120-5.
- [25] Thibon P, x Le Coutour X, et al. Randomized multi-centre trial of the effects of a catheter coated with hydrogel and silver salts on the incidence of hospital-acquired urinary infections. *J Hosp Infect* 2000;45:117–24.
- [26] Kumon H, Hashimoto H, et al. Catheter-associated urinary tract infections: impact of catheter materials on their management. *Int J Antimicrobiol Agents* 2001;17:311–6.
- [27] Monson T, Kunin CM. Evaluation of a polymer-coated indwelling catheter in prevention of infection. *J Urol* 1974;111:220–2.

- [28] Chene G, Boulard G, Gachie JP. A controlled trial of a new material for coating urinary catheters. *Agressologie Revue Internationale de Physio-Biologie et de Pharmacologie Appliquees Aux Effets de l'Agression* 1990;31(8):499–501 (through science direct abstract).
- [29] Sabbuba N, Hughes G, Stickler DJ. The migration of *Proteus mirabilis* and other urinary tract pathogens over Foley catheters. *BJU Int* 2002;89:55–60.
- [30] Pugach JL, DiTizio V, et al. Antibiotic hydrogel coated Foley catheters for prevention of urinary tract infection in a rabbit model. *J Urol* 1999;162:883–7.
- [31] Johnson JR, Delavari P, Azar M. Activities of a nitrofurazone-containing urinary catheter and a silver hydrogel catheter against multidrug-resistant bacteria characteristic of catheter-associated urinary tract infection. *Antimicrob Agents Chemother* 1999.
- [32] Liedberg H, Lundeberg T. Silver alloy coated catheters reduce catheter-associated bacteriuria. *Br J Urol* 1990;65:379–81.
- [33] Saint S, Elmore JG, et al. The efficacy of silver alloy-coated urinary catheters in preventing urinary tract infection: a meta-analysis. *Is J Med* 1998;105:236–41.
- [34] Akiyama H, Okamoto S. Prophylaxis of indwelling urethral catheter infection: clinical experience with a modified Foley catheter and drainage system. *J Urol* 1979;121:40–2.
- [35] Riley DK, Classen DC, et al. A large randomized clinical trial of a silver-impregnated urinary catheter: lack of efficacy and staphylococcal superinfection. *Am J Med* 1995;98:349–56.
- [36] E.L. Lawrence, I.G. Turner. Materials for urinary catheters: a review of their history and development in the UK. *Medical*
- [37] Kumon H, Hashimoto H, et al. Catheter-associated urinary tract infections: impact of catheter materials on their management. *Int J Antimicrobiol Agents* 2001.
- [38] Pomfret I. Catheter care in the community. *Nurs Standard* 2000;14:46–51.
- [39] Polymer coatings for powder-free medical gloves. *Choices* vol. 100; Allegiance Research & Technology; <http://www.allegiance.net/hic/glvhand/Choic100.pdf>; 1999.
- [40] Cox A. Comparison of catheter surface morphologies. *Br J Urol* 1990;65:55–60.

- [41] Williams DF, Roaf R. Implants in surgery. London: WB Saunders company Ltd.; 1973.
- [42] Carr HA. A short history of the Foley catheter: from handmade instrument to infection-prevention device. *J Endourol* 2000;14(1):5–8.
- [43] Lee H, Neville K. Handbook of biomedical plastics. USA: Pasadena Technology Press; 1971.
- [44] Brannon-Peppas L. Polymers in controlled drug delivery. *Med Plastics Biomater* 1997, www.devicelink.com/mpb/archive/97/11/003.html.
- [45] Cormio L, La Forgia P, et al. Bacterial adhesion to urethral catheters: role of coating materials and immersion in antibiotic solution. *EurUrol* 2001;40:354–9.
- [46] T. Le Huu, M. Schmitt, D. Paulmier. Diamond films control for tribological applications. Laboratoire LPMM–CNRS–UMR 7554, ENSEM–INPL France, 2 avenue de la Foret de Haye, 54516 Vandoeuvre-les-Nancy, France. *Surface Science* 433–435 (1999) 690–695. Elsevier.
- [47] C. Liu, Q. Zhao, Y. Liu, S. Wang, E.W. Abel. Reduction of bacterial adhesion on modified DLC coatings. *Colloids and Surfaces B: Biointerfaces* 61 (2008) 182–187. ScienceDirect, Elsevier.
- [48] Q. Zhao, Y. Liu, C. Wang, S. Wang. Bacterial adhesion on silicon - doped diamond-like carbon films. *Diamond & Related Materials* 16 (2007) 1682–1687. ScienceDirect, Elsevier.
- [49] CarlesCorbella Roca. Thin film structures of diamond - like carbon prepared by pulsed plasma techniques. Memoria presentada para optar al grado de Doctor. Barcelona, noviembre de 2005.
- [50] DR AVER11 J. CDX. Hydrogel Coating of Urinary Catheters. Department of Medical Biophysics. *Biomaterials*. 1989. Vol. 10 April 215.
- [51] Bologna RA, Tu LM, et al. Hydrogel/silver ion-coated urinary catheter reduces nosocomial urinary tract infection rates in intensive care unit patients: a multicenter study. *Urology* 1999;54:982–7.

CAPÍTULO II
TEORÍA BÁSICA

CAPÍTULO II

TEORÍA BÁSICA

2.1 INTRODUCCIÓN

En este capítulo se recopilan los conceptos básicos involucrados para el análisis del coeficiente de fricción con el fin de entender el mecanismo por medio del cual se lleva a cabo. Se desarrollan los temas como son: fricción, energía adhesión, energía libre de superficie, área real de contacto, coeficiente de fricción.

El análisis del coeficiente de fricción es analizado con el enfoque tribológico, que se define como “la ciencia y la tecnología de la interacción de las superficies en movimiento relativo, y de las materias y prácticas asociadas” [1, 2]. Cuando las superficies de dos objetos se colocan en contacto permitiéndoles deslizarse, hay una resistencia al movimiento. La resistencia es la fricción que experimenta un cuerpo sólido sobre otro. La fricción y la interacción de la interfaz dan alcance a diversas formas de ondas y oscilaciones dentro de los sólidos, los cuales llevan a la radiación en el medio [3,4].

2.2 FRICCIÓN

Experimentalmente se ha encontrado que hay dos leyes básicas de fricción las cuáles son obedecidas sobre un amplio rango de condiciones. Estas leyes de fricción son empíricas en naturaleza y ningún principio básico es violado en aquellos casos donde éstas no se cumplan.

La primera ley establece que la fricción es independiente del área de contacto aparente entre los cuerpos en contacto, y la segunda ley menciona que la fuerza de fricción es proporcional a la carga normal entre los cuerpos.

Estas leyes mencionadas, son conocidas como las leyes de fricción seca de Amontons [22].

La fuerza de fricción, puede considerarse como la resistencia al movimiento, la cual existe cuando un cuerpo se mueve de manera tangencial con respecto a otro y en el cual existe contacto entre ambos cuerpos [5, 6]; además, si una superficie es dura y la otra blanda, las asperezas de la superficie dura romperán las asperezas de la superficie blanda. El área real de contacto, es proporcional a la carga e independiente del tamaño y la forma de las asperezas, por lo tanto, la fuerza de fricción también será proporcional a la carga y no dependerá del tamaño y la forma de las asperezas, por lo tanto se tiene [7, 6]:

$$A_0 = \frac{P_i}{\sigma_f} \quad \text{Ec. (1)}$$

Donde:

- F Fuerza de fricción.
- A_t Área real de contacto.
- τ Esfuerzo cortante.
- μ Coeficiente de fricción.
- W Carga aplicada.
- σ_y Esfuerzo normal.

2.2.1. COEFICIENTE DE FRICCIÓN-ECUACIÓN DE RAMIDOWICZ EN FUNCIÓN DE LAS FUERZAS DE ADHESIÓN [1961, RABINOWICZ]

Las propiedades de fricción de un material cualquiera, no son propiedades intrínsecas, ellos dependen de muchos factores relacionados a la aplicación específica. En la forma del coeficiente de fricción, dependen de los siguientes grupos de parámetros básicos [8, 9].

- Los componentes, por ejemplo de la interfaz, como las propiedades físicas y geométricas.
- Las variables operacionales, por ejemplo, la carga (presión), la velocidad y el tiempo.
- Las variables ambientales, por ejemplo, la temperatura y humedad.
- El sistema, la interacción mutua de los componentes del sistema, y sus variables dependientes del tiempo.

Sin embargo, el coeficiente de fricción se complica por factores, como las escalas. Por ejemplo, para una interfaz propuesta, el coeficiente de fricción podría ser inversamente proporcional a la carga normal; pero cuando la carga disminuye desde el nivel de μN al de ηN , el coeficiente de fricción puede tener una característica diferente [8].

Rabinowicz [10], argumentó que el área real de contacto es mucho más grande que la propuesta por la deformación, como un resultado de la carga que se aplica a través del trabajo de adhesión. Cuando las dos superficies hacen contacto, hay un decremento en la energía superficial general, que se relaciona al trabajo de adhesión (W_{ab}). Para ilustración como se muestra en la figura 2.1, si una aspereza cónica con un ángulo de rugosidad, o ángulo de ataque θ , penetra un semiespacio por una distancia dx , el trabajo hecho por la carga normal (W) es igual al trabajo hecho en la deformación del material y al cambio en la energía superficial, que se da por [11, 9]:

$$Wdx = \pi r^2 p dx - (2\pi r) W_{ad} \frac{dx}{\sin \theta} \quad \text{Ec. (2)}$$

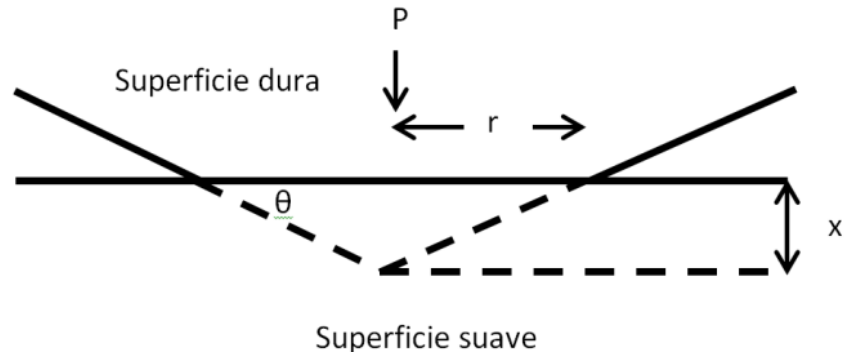


Figura 2.1. Indentación de un cono duro dentro de una superficie más suave.

Donde p es igual a H para contactos plásticos. Esta ecuación muestra el cambio en la energía superficial que resulta en un incremento en el área real de contacto.

Si una aspereza cónica dura indenta una superficie blanda una profundidad x bajo una carga W , como se muestra en la figura, donde $2r$ el diámetro de indentación y θ el ángulo base de la aspereza, y si se asume que la indentación es completamente plástica, se deben considerar las sumas de energías superficiales. En la figura 2.2 se puede observar el fenómeno de indentación sobre una superficie blanda y plana, con las variables consideradas.

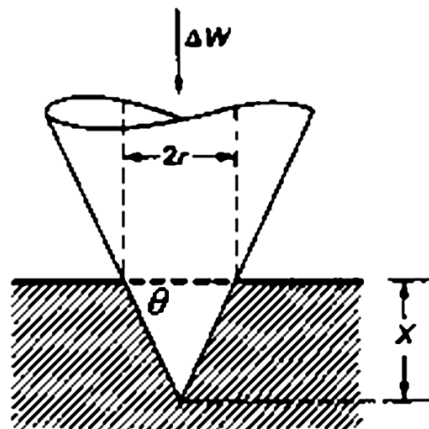


Figura 2.2. Aspereza cónica indentando una superficie blanda plana una profundidad x .

Para un análisis del coeficiente de fricción de Rabinowicz se consideran tres puntos:

1) La energía plástica de deformación del material blando

$$\int_0^x \pi r^2 \sigma_y dx \quad \text{Ec. (3)}$$

Donde σ_y es la presión de flujo del metal blando.

2) El trabajo que realiza la carga ΔW para desplazar la aspereza una distancia x

$$\Delta W x \quad \text{Ec. (4)}$$

3) La formación de un área real de contacto, da como resultado una disminución de la energía de superficie del sistema cuya magnitud es

$$W_{ab} \pi r^2 \quad \text{Ec. (5)}$$

Por lo tanto, el balance de energía del sistema es

$$G - W_{ab} = \Delta W x - \int_0^x \pi r^2 \sigma_y dx \quad \text{Ec. (6)}$$

Donde G es la energía total del sistema. Se tiene que $r = x \cot \theta$, por lo tanto

$$G = W_{ab}\pi x^2 \cot^2 \theta + \Delta W x - \pi \sigma_y \cot^2 \theta \int_0^x x^2 dx \quad \text{Ec. (7)}$$

Finalmente se tiene

$$G = W_{ab}\pi x^2 \cot^2 \theta + \Delta W x - \frac{\pi \sigma_y \cot^2 \theta x^3}{3} \quad \text{Ec. (8)}$$

En condiciones de equilibrio, es decir cuando se detiene el proceso de indentación

$\frac{dG}{dx} = 0$. Por lo tanto, al derivar la ecuación anterior se tiene

$$\frac{dG}{dx} = 2\pi W_{ab} x \cot^2 \theta + \Delta W - \pi \sigma_y x^2 \cot^2 \theta \quad \text{Ec. (9)}$$

Considerando que $r = x \cot \theta$, y la condición de equilibrio se tiene

$$\Delta W = \pi r^2 \sigma_y - 2\pi r W_{ab} \cot \theta \quad \text{Ec. (10)}$$

El coeficiente de fricción para la aspereza cónica que se muestra en la figura 2.2, es

$$\mu = \frac{A_f \tau}{\Delta W} = \frac{\pi r^2 \tau}{\Delta W} \quad \text{Ec. (11)}$$

Donde τ es el esfuerzo cortante en la interfaz, por lo tanto, se tiene el coeficiente de fricción de acuerdo con Rabinowicz [10, 11, 9]:

$$\mu = \frac{\tau}{\sigma_y \left(\frac{2W_{ab} \cot \theta}{r} \right)} \quad \text{Ec. (12)}$$

En la presencia de energía superficial, μ es alta cuando $\frac{W_{ab}}{H}$ es grande o el ángulo de rugosidad θ es pequeño. Rabinowicz [10] mostró que la fricción es una función, del cambio de la energía superficial para metales. Lee por su parte, elaboró una correlación entre el cambio en la energía libre superficial y el coeficiente de fricción para polímeros. En aplicaciones se considera $\sigma_y = H$, donde H es la dureza y $\tau = S$, finalmente la ecuación de Rabinowicz [10].

$$\mu = \frac{S}{H - \frac{2W_{ab} \cot \theta}{r}} \quad \text{Ec. (13)}$$

- S Esfuerzo cortante
- H Dureza del material
- W_{ab} Trabajo de adhesión
- θ Ángulo de contacto
- r Radio de unión

La figura 2.3 muestra la variación del coeficiente de fricción en función del radio de unión, si el radio de unión aumenta en el coeficiente de fricción va en disminución y viceversa.

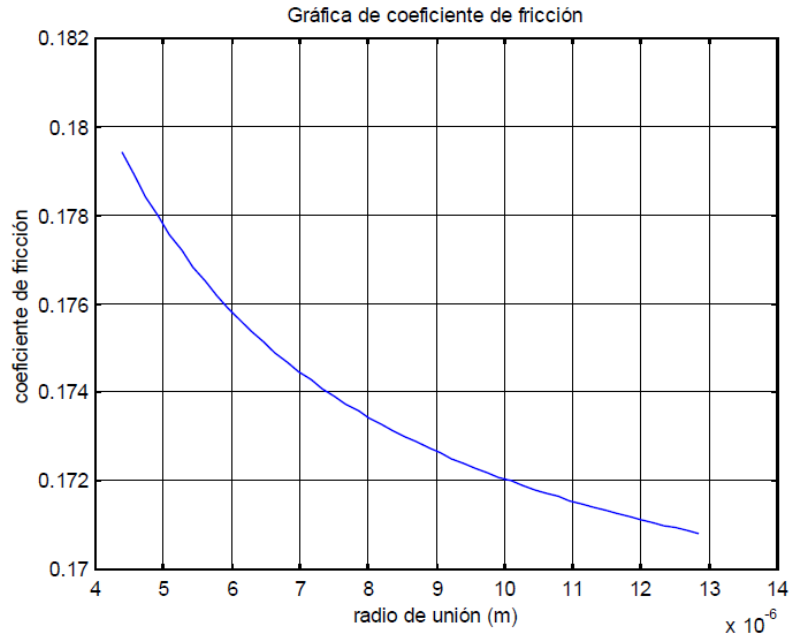


Figura 2.3. Gráfica del coeficiente de fricción de Rabinowicz en función del radio de unión [10].

2.3 ADHESIÓN BASADO EN EL MODELO JKR [32].

EL modelo JKR considera las fuerzas de atracción superficiales y fueron tomadas en cuenta por Johnson, Kendall, y Robert. Este método es conveniente para materiales blandos como en el caso particular del látex-siliconizado con energía superficial baja.

$$a^3 = \frac{3}{4} \cdot \frac{R^*}{E^*} \cdot \left(F + 3\pi WR^* + \sqrt{6\pi WR^* F + (3\pi WR^*)^2} \right) \quad \text{Ec. (14)}$$

Donde:

a Radio de contacto

E^* Módulo de elasticidad equivalente

W Energía de adhesión

R^* Radio de esfera equivalente

E^* y R^* definen como:

$$\frac{1}{E^*} = \frac{1}{E_1} + \frac{1}{E_2} \quad \text{Ec. (15)}$$

$$\frac{1}{R^*} = \frac{1}{R_1} + \frac{1}{R_2} \quad \text{Ec. (16)}$$

2.4 ENERGÍA LIBRE DE SUPERFICIE

La energía libre de superficie, es la propiedad de los materiales que se refiere a la energía de los átomos situados sobre la superficie libre. La energía de superficie se define como el trabajo reversible necesario para crear un área unitaria de superficie bajo condiciones de temperatura y volumen constante [12].

La energía de superficie se considera en función de la resistencia mecánica del material y la fuerza de los enlaces entre sus elementos. Por esto, se espera que valores elevados de energía de superficie estén asociados a elevadas fuerzas de enlace tal que [13]:

$$\gamma = \frac{Ea_0}{10} \quad \text{Ec. (17)}$$

Donde:

γ Energía libre de superficie

E Módulo de elasticidad del material

a_0 Distancia de separación entre los centros del material

2.5 ADHESIÓN

La adhesión es el fenómeno que ocurre cuando dos superficies resultan unidas permanentemente debido a fuerzas que se desarrollan entre ellas, estas fuerzas son de diferente magnitud según sea su origen químico, electrostático, fuerzas de Van der Waals, capilaridad o combinaciones de éstas. Así mismo, la adhesión es función de las propiedades de los materiales en contacto y de condiciones de la interfaz tales como estructura cristalina, orientación cristalográfica, solubilidad de un material en otro, limpieza de la superficie, magnitud de la carga normal, temperatura, tiempo de duración del contacto y distancia de separación [14].

La adhesión se ve afectada por el área real de contacto, la cual es función de la carga normal y las rugosidades superficiales. Para que se genere fricción, los enlaces que se forman por adhesión se deben romper para facilitar el deslizamiento entre las superficies; a mayor fuerza de adhesión, se requiere mayor fuerza tangencial y normal para iniciar el deslizamiento [15].

La teoría de adhesión establece que cuando las superficies se ponen en contacto y se les aplica carga, se forman uniones en los puntos y si se les aplica carga se forman uniones en los puntos de contacto causada por interacciones químicas y físicas. Una interacción química involucra enlaces covalentes, iónicos o electrostáticos y enlaces metálicos. Una interacción física involucra enlaces de Van der Waals [22].

La adhesión entre superficies es función de la temperatura de los materiales en contacto. Las altas temperaturas provocan reblandecimiento de las superficies, lo cual provoca flujo de material, aumento de ductilidad y de área real de contacto. Esto aumenta la adhesión entre las superficies. Por otra parte, la adhesión también es función de las energías de

superficie de los cuerpos en contacto. Cuando un enlace es formado entre dos materiales con una energía de superficie γ_a para un material y γ_b para el segundo material, la energía de superficie de la interfaz por unidad de área cambia a γ_{ab} . Este cambio de energía o trabajo de adhesión por unidad de área, puede expresarse como [16]:

$$W_{ab} = \gamma_a + \gamma_b - \gamma_{ab} \quad \text{Ec. (18)}$$

Donde:

- γ_a Energía de superficie del material A
- γ_b Energía de superficie del material A
- γ_{ab} Energía interfacial de los materiales A y B

La adhesión práctica se entiende como la fuerza de adhesión necesaria para separar dos superficies. La fuerza de adhesión tiene su origen en los enlaces moleculares entre las superficies. También existen otras fuerzas que tienden a unir o separar las superficies que pueden proporcionar alguna componente de fuerza perpendicular a la interfaz. Un aspecto a considerar es la diferencia entre adhesión y cohesión. La cohesión representa las fuerzas de unión atómica de un material, o de otra manera, las fuerzas que existen en el volumen del material uniendo un átomo a otro o una molécula a otra y evitando que el sólido se separe en partes [15].

2.6 RUGOSIDAD SUPERFICIAL Y ÁREA REAL DE CONTACTO.

Es difícil obtener superficies que sean completamente lisas, aun sobre superficies cuidadosamente pulidas existen colinas y valles los cuales son de gran tamaño comparados con el tamaño de una molécula, por tanto el contacto solo ocurre sobre las asperezas de la superficie. Para el caso de superficies en contacto, las asperezas se

encuentran deformadas dentro del rango plástico, al aumentar la carga al doble, el área de contacto debe incrementar en igual proporción para mantener una presión constante. También es importante mencionar que el área de contacto real, depende del número de puntos en contacto, es decir, si se forma una serie de áreas de contacto $a_1, a_2, a_3, \dots, a_n$, entonces el área de contacto real formada por todas las asperezas sería [27]:

$$A_r = na_i \quad \text{Ec. (19)}$$

Donde:

A_r Área real de contacto.

n Número de asperezas que están en contacto.

a_i Área de contacto que se forma en cada aspereza.

En la figura 2.4, se representan las superficies que están unidas en un área de contacto aparente A_a , sin embargo el área real de contacto se tiene en las puntas de las asperezas donde es soportado el peso del cuerpo mostrado como área real de contacto A_r [27].

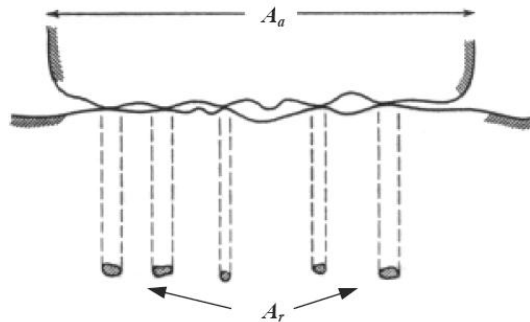


Figura 2.4. Área real y área aparente de contacto de dos superficies en contacto [27].

2.6.1 ÁREA Y RADIO DE CONTACTO CON EFECTO DE ADHESIÓN Y DESLIZAMIENTO.

El trabajo de adhesión es función del área de contacto. Este efecto puede ejemplificarse con un indentador que penetra una distancia en un material base. Si la interacción entre el indentador y el material es totalmente plástica, el balance de energía para este sistema puede expresarse como [28]:

$$G = Px - \int_0^x \pi r^2 H_m dx + W_{ab} \pi r^2 \quad \text{Ec. (20)}$$

Donde:

Px Trabajo realizado por la carga normal durante la deformación.

$\int_0^x \pi r^2 H_m dx$ Energía de deformación plástica de la superficie.

$W_{ab} \pi r^2$ Trabajo de adhesión para la formación de un área real de contacto.

H_m Dureza de indentación del material.

Si la ecuación 17 se deriva con respecto a x y se iguala a cero, para obtener el radio de contacto por el efecto de adhesión, se obtiene:

$$P = \pi r^2 H_m - 2\pi W_{ab} \cot g \theta \quad \text{Ec. (21)}$$

El radio de contacto a causa de la energía de superficie es:

$$r_{ad} = \left(r_0^2 + y_A^2 \right)^{1/2} + y_A \quad \text{Ec. (22)}$$

Y

$$y_a = \frac{W_{ab} \cot g \theta}{H_m} \quad \text{Ec. (23)}$$

El área real de contacto puede expresarse como:

$$A_{ad} = \pi r_{ad}^2 \quad \text{Ec. (24)}$$

Donde:

r_{ad} Radio de contacto por el efecto de adhesión.

y_a Componente de adhesión.

r_0 Radio de contacto por efecto único de carga normal.

A_{ad} Área de contacto por el efecto de adhesión.

Cuando dos superficies se unen bajo la acción de una carga normal, el área de contacto real, solo ocurre entre las asperezas de las superficies. La figura 2.4 (a) muestra una aspereza bajo la acción de una carga normal, el área de contacto real para la aspereza será:

$$A_0 = \frac{P_i}{\sigma_f} \quad \text{Ec. (25)}$$

Donde:

A_0 Área de contacto por carga normal

P Carga aplicada

σ_f Esfuerzo de fluencia

Si el sistema en contacto se encuentra bajo la acción de una carga normal P y una carga tangencial S , como se muestra en la figura 2.5 (b), el área real de contacto para cada aspereza se incrementa. Por lo tanto, el área real de contacto total en la interfaz puede calcularse como [27]:

$$A_{com} = A_0 \left[1 + \alpha_m \left(\frac{S}{P} \right)^2 \right]^{1/2} \quad \text{Ec. (26)}$$

Donde:

A_{com} Área real de contacto en la interfase.

A_0 Área de contacto plástico a causa de la carga normal.

α_m Coeficiente constante que depende del material.

P Carga normal.

S Carga tangencial.

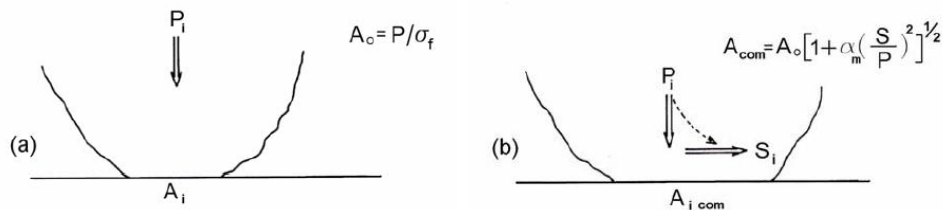


Figura 2.5. Superficies en contacto bajo la acción de una carga normal, y una carga combinada [11].

2.7 TRIBOADHESIÓN

La triboadhesión es una técnica de deposición o recubrimiento superficial, que emplea la fricción seca entre una fresa rotatoria y un sustrato por recubrir; para el caso particular se emplea una fresa de algodón.

En la técnica de triboadhesión, la deposición del material de aporte sobre el material base, se lleva a cabo a causa de las altas temperaturas instantáneas generadas por la fricción en la interfase entre la fresa de algodón y el material por recubrir “sustrato”, lo que permite la generación de cavidades de un radio crítico donde el material de aporte se colocará en el material base. Estas altas temperaturas permiten, como consecuencia, que el material ya depositado penetre en el sustrato por difusión, formando finalmente un material compuesto [23].

En el proceso de deposición por fricción seca o triboadhesión se genera calor en la interfaz, a causa del movimiento relativo entre una fresa rotatoria de algodón y el sustrato por recubrir. El calor que se genera, se conduce a través de pequeñas áreas de contacto interfacial hacia ambos cuerpos, lo que establece resistencia al flujo de calor por fricción en la interfaz. El efecto conjunto del tamaño de las áreas de contacto y de la velocidad de deslizamiento elevada, provoca altas temperaturas superficiales. La distribución de estas temperaturas se ve afectada por las condiciones de operación, las condiciones geométricas superficiales, las propiedades mecánicas y térmicas de los cuerpos en contacto y por los efectos de adhesión [17].

2.7.1 PROCESO DE TRIBOADHESIÓN

La utilización de recubrimientos permite modificar las propiedades en la superficie de materiales comunes de ingeniería [18], tal como, cobre, aluminio, aceros, etc. Para el caso de interfaces sólido-sólido, el desgaste depende de la magnitud de la carga aplicada y del coeficiente de fricción de los materiales en contacto. La selección del tipo de recubrimiento es función de las propiedades superficiales que desean obtener. Estas pueden ser resistencia al desgaste, dureza, resistencia al ataque químico y dependen del

material de aporte que se utiliza para el recubrimiento y del tipo de técnica que se utiliza para recubrir.

En la figura 2.6 se observa el proceso de deposición por triboadhesión. Consiste en hacer pasar material de aporte en polvo, entre la fresa de algodón y el substrato (elemento por recubrir). Se muestra cómo el calor que se genera por fricción actúa solamente sobre el substrato.

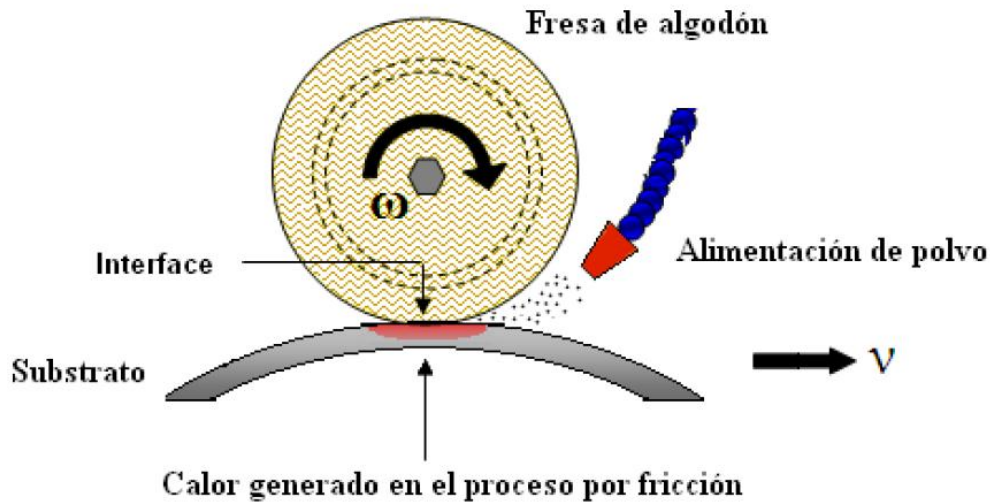


Figura 2.6 Proceso de deposición donde se muestra la generación de calor por fricción en la interfase.

El calor que se genera por fricción, excita energéticamente la superficie del substrato y permite que las partículas de polvo se incorporen y se adhieran al mismo [9].

En la Figura 2.7 se muestra el dispositivo utilizado en este trabajo. Este se compone de: (1) Sistema de rotación de la fresa de deposición, (2) Sistema de alimentación de polvos y. El proceso de deposición como ya se mencionó, consiste en hacer pasar el polvo del material que se quiere depositar entre la fresa que giran a alta velocidad y la superficie del polímero por recubrir.

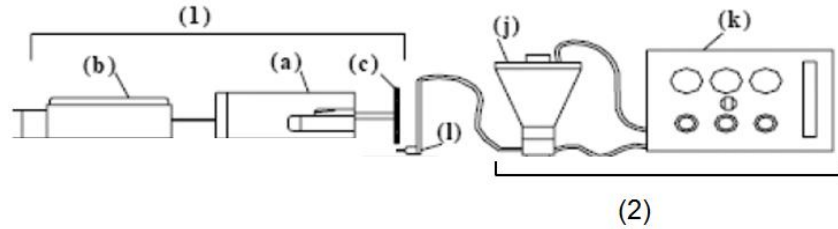


Figura 2.7. Figura 2. Dispositivo de trabajo para la deposición por triboadhesión: (1) Sistema de rotación de la fresa: a) motor de alta velocidad, b) control de velocidad, c) fresa de deposición; (2) Sistema de alimentación de polvos: j) dosificador de partículas, k) control neumático, y l) tobera [23].

Durante el proceso de fricción de la fresa con el sustrato, de acuerdo con Rabinowicz [25] pueden alcanzarse temperaturas hasta de 3000°C, en un espacio del orden de micras y menores. En función de las temperaturas generadas en la interfase durante el proceso de deposición, las cavidades en el material base se generan y destruyen mediante fluctuaciones estadísticas. La población de cavidades en estado estable, en forma estadística se puede caracterizar mediante la función de distribución de Boltzman [23].

$$N_c = N \exp \left[- \frac{G_T^*}{KT} \right] \quad \text{Ec. (27)}$$

donde T es la temperatura, N , N_c son el número de átomos y el número de cavidades por unidad de volumen respectivamente, G_T^* es la energía libre de formación de la cavidad y K es la constante de Boltzman.

De acuerdo con Rabinowicz [24], y considerando una partícula esférica de radio R del material de aporte bajo una carga normal P , como se muestra en la Figura 2.8; la energía necesaria para que la partícula penetre en el sustrato se evalúa en cuatro pasos:

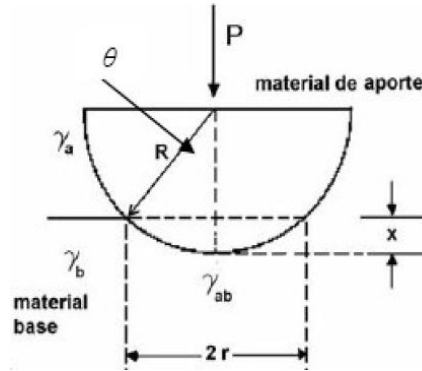


Figura 2.8. Partícula esférica penetrando una distancia x en el material base.

1. La energía absorbida por el material base durante la deformación plástica.
2. El trabajo realizado por una fuerza P requerida para lograr una deformación plástica en la superficie del material base, para lograr una penetración x .
3. La formación de un área de contacto real. En sólidos para formar un área de contacto, deberá realizarse una cantidad de trabajo que generalmente es superior que la energía superficial liberada. Este contacto se le conoce como enlace adhesivo y depende de la fuerza de interacción entre átomos y moléculas.
4. Finalmente, a causa del calor generado por la fricción entre la fresa de deposición y el sustrato, se requiere se tome en cuenta el trabajo a causa del cambio de energía libre del material base. Trabajo que facilita la penetración de las partículas del material de aporte en el material base.

2.7.2 PROPIEDADES DE LA FRESA DE ALGODÓN PARA LA TRIBOADHESIÓN.

PROPIEDAD [26]	FRESA DE ALGODÓN
Densidad [Kg/m^3]	80
Conductividad térmica [J/m s K]	0.06
Capacidad calorífica [J/Kg K]	1300
Módulo de Young [GPa]	3.748
Resistencia a la fluencia [GPa]	0.02
Energía libre de superficie [J/m^2]	6.526E-3

2.8 COEFICIENTE DE FRICCIÓN EN EL PROCESO DE TRIBOADHESIÓN

Durante la interacción entre la fresa y la superficie del material base, bajo la acción de una carga normal y una carga cortante, existe penetración de las asperezas del material base con la fresa de deposición, como se muestra en la figura 2.9. De acuerdo con Rabinowicz [29], en función de los ángulos θ y β de las asperezas, donde se consideró que estos ángulos son iguales, considerando la penetración x , se determinó el radio de contacto r_{com} que involucra los efectos de adhesión.

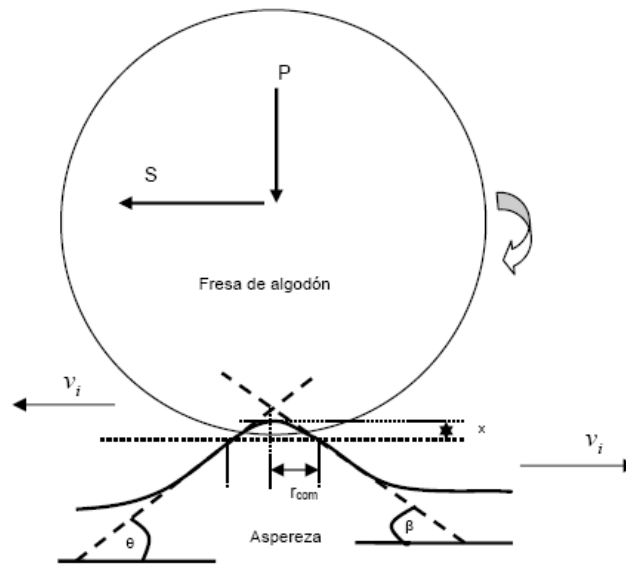


Figura 2.9. Esquema de interacción entre la fresa de algodón y el sustrato.

En el contacto entre la cerda de la fresa y el material base, se tiene una velocidad tangencial v_i en la interfaz. Esto causa que la aspereza se deforme plásticamente y se crea un área de contacto proporcional a las cargas. El área de contacto a causa de los efectos de la carga combinada y las fuerzas de adhesión, se determina por la ecuación 14.

El radio de contacto está dado por:

$$r_{com} = \left(\frac{A_{com}}{\pi} \right)^{1/2} \quad \text{Ec. (28)}$$

Y el coeficiente de fricción se expresa como:

$$\mu = \frac{\tau}{H_m - \frac{2W_{ab} \cot \theta}{r_{com}}} \quad \text{Ec. (29)}$$

Donde:

r_{com} Radio por carga combinada.

τ Esfuerzo cortante.

H_m Dureza de indentación del material.

W_{ab} Trabajo de adhesión.

$\cot \theta$ Cotangente del ángulo promedio de asperezas superficiales.

2.9 DIFUSIÓN SUPERFICIAL DEL MATERIAL DE APORTE EN EL MATERIAL BASE.

La difusión es un proceso cinético que implica el movimiento de átomos o moléculas dentro del material. La distancia que se desplazan los átomos en un tiempo determinado depende de la temperatura. A cualquier temperatura los átomos oscilan, y a medida que aumenta la temperatura, la distancia media aumenta y adquiere la energía necesaria para saltar a otro sitio [30].

Los mecanismos básicos a través de los cuales un átomo se puede mover en la estructura de un material son por difusión intersticial y difusión de vacíos o sustitucional.

La difusión intersticial de los átomos en la estructura cristalina se lleva a cabo cuando los átomos en difusión se trasladan de un intersticio a otro. Esto sucede, sin desplazar en forma permanente a ninguno de los átomos de la red cristalina [30]. El tamaño de los átomos que se difunden deben ser relativamente pequeños en comparación con los átomos de la matriz, como se muestra en la fig. 2.10.

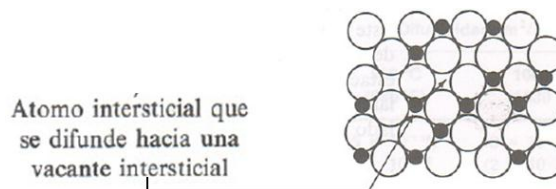


Figura 2.10. Mecanismos de difusión intersticial [30].

En el mecanismo de difusión de vacíos o sustitucional, los átomos se desplazan a los sitios de la red cristalina, para que un átomo se desplace a un sitio en la red cristalina, el sitio debe estar previamente vacío, como se muestra en la figura 2.11. Para que un átomo se desplace a otro sitio en la red, este deberá adquirir la energía suficiente para romper sus enlaces y desocupar sus sitios, esto provoca la generación de vacíos [30].

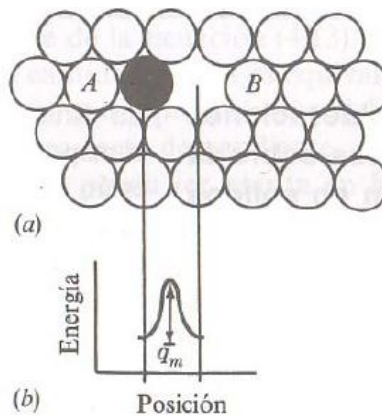


Figura 2.11. Mecanismos de difusión por vacantes o sustitucional [30].

La probabilidad de los procesos de adsorción, difusión y desorción depende del balance de las energías de absorción y de difusión, el valor dado de estas energías, depende de la temperatura, de manera que las temperaturas bajas favorecen la desorción, mientras que temperaturas altas llevan a la absorción [31].

En el proceso de triboadhesión, no todas las cavidades que se forman serán ocupadas por las partículas del material de aporte, entonces se puede introducir un factor de captura, en donde la fracción de partículas que quedan incorporados a la superficie respecto al total de partículas incidentes, se expresa como:

$$\sigma = \frac{\text{Número de partícula sin corporadas}}{\text{Número de partículas incidentes}} \quad \text{Ec. (30)}$$

El coeficiente de captura σ , es un parámetro que tiene gran importancia para la modificación de las propiedades superficiales. Si el valor del coeficiente de captura tiende a uno, implicará que la energía de las partículas y de la superficie del sustrato será la suficiente para ocupar todas las cavidades que se generan y favorecen el proceso de difusión. En estas condiciones las partículas quedarán fijas en la superficie y se formará un recubrimiento continuo [31].

2.10 MATERIALES COMPUESTOS

Un material compuesto es un sistema de materiales constituidos por una mezcla o combinación de dos o más micro o macro-constituyentes que difieren en forma y composición química, y que son esencialmente insolubles entre sí [19, 6]. Los materiales compuestos se obtienen al unir dos o más materiales para conseguir una combinación de propiedades que no es posible obtener en los materiales originales. Estos compuestos pueden seleccionarse para lograr combinaciones poco usuales de rigidez, resistencia, peso, rendimiento a altas temperaturas, resistencia a la corrosión, dureza o conductividad.

Los compuestos se pueden clasificar en tres categorías: con partículas, con fibras y laminares, dependiendo de la forma de los materiales [20].

En el proceso de triboadhesión, a causa de la temperatura necesaria para la deposición del material de aporte en el sustrato, se presenta el fenómeno de difusión y de dispersión del material de aporte, que dependerá de la solubilidad de los materiales. Para que se produzca la solubilidad deberán de satisfacer las siguientes condiciones [20]:

1. Factor tamaño: los átomos deben ser de tamaño similar, con no más de 15% de diferencia en su radio atómico, a fin de minimizar deformaciones en la red.
2. Estructura cristalina: los materiales deberán tener una misma estructura cristalina; de lo contrario, existirá algún punto en el cual ocurrirá la transición de una fase a otra con estructura distinta.
3. Valencia: los átomos deberán tener la misma valencia; de lo contrario, la diferencia de electrones alentaría la formación de compuestos.
4. Electronegatividad: los átomos deben tener aproximadamente la misma electronegatividad. Si las electronegatividades difieren de manera significativa, de nuevo se forman compuestos.

Existen dos factores a considerar que influyen en el endurecimiento: primero, una diferencia importante en el tamaño atómico entre los átomos del sustrato y los átomos del material de aporte incrementa el efecto de endurecimiento; una diferencia mayor en tamaño produce una mayor distorsión de la red inicial, haciendo aún más difícil el deslizamiento. El segundo factor es que cuanto mayor sea la cantidad añadida del material de aporte, más grande será el efecto en el cambio de propiedades [20].

El espesor del recubrimiento, en un sistema que se forma por dos o más materiales con propiedades físicas y químicas distintas, tiene propiedades conjuntas que son diferentes de las de sus constituyentes. Las propiedades de los materiales compuestos y dispersos, dependen solo de las cantidades y propiedades relativas de los constituyentes. Ciertas propiedades pueden calcularse por medio de la regla de las mezclas, lo que implica el cálculo del promedio ponderado de las propiedades [20]:

$$P_c = \sum P_i = P_1 + P_2 + P_3 + \dots + P_n \quad \text{Ec. (31)}$$

Donde:

P_c Propiedad final del material compuesto.

P_1, P_2, P_3, P_n Propiedades de cada uno de los componentes dentro del compuesto.

Con base en la regla de mezclas se pueden determinar propiedades como la densidad, volumen, peso, etc.

$$V_a + V_m = V_c \quad \text{Ec. (32)}$$

$$W_a + W_m = W_c \quad \text{Ec. (33)}$$

Haciendo un balance de energías de adhesión se tiene:

$$e_{adh} = \sum e_n \quad \text{Ec. (34)}$$

Donde e_{adh} es la energía de adhesión total del sistema.

$$\sum e = e_1 + e_2 + e_3 + \dots + e_n \quad \text{Ec. (35)}$$

Multiplicando la Ec. (32) por m se tiene:

$$e_{adh} m_T = \sum e_n m_n \quad \text{Ec. (36)}$$

$$e_T = e_1 + e_2 \quad \text{Ec. (37)}$$

El balance de masa para la mezcla es:

$$m_T = \sum m_n \quad \text{Ec. (38)}$$

Para dos materiales es particular:

$$m_T = m_1 + m_2 \quad \text{Ec. (39)}$$

$$1 = \frac{m_1}{m_T} + \frac{m_2}{m_T}$$

$$\frac{m_2}{m_T} = y; \quad \frac{m_1}{m_T} = x \quad \text{Ec. (40a, 40b)}$$

Multiplicando Ec. (30) por m

$$e_T m_T = e_1 m_1 + e_2 m_2 \quad \text{Ec. (41)}$$

Haciendo un arreglo algebraico:

$$e_T = e_1 \left(\frac{m_T - m_2}{m_T} \right) + e_2 y \quad \text{Ec. (42)}$$

Por lo tanto:

$$e_T = e_1 - \gamma(e_1 - e_2) \quad \text{Ec. (43)}$$

2.11 REFERENCIAS

[1] Research Group on Wear of Engineering Materials, Friction, Wear, and Lubrication-Terms and Definitions, Organization for economic Cooperation and Development (OECD), Delft, Netherlands, 1996.

[2] Lima Santos Francisco. “Aplicación del Teorema de Gouy-Stodola a la lubricación con Películas delgadas. Tesis de maestría. Cuernavaca Morelos. CENIDET 2011.

[3] Gang Sheng, 2008, “Friction – Induced Vibrations and Sound: Principles and Applications” Taylor and Fracic Group, LLC.

[4] Aguilar Vázquez Bernardo de Jesús. “Estimación del Efecto de la Rugosidad en la Señal Dinámica de Cuerpos en Movimiento Relativo. Tesis de Maestría. Cuernavaca Morelos, México. CENIDET 2011.

[5] Rabinowicz E, “Influence of surface energy on friction and wear phenomena”, Journal of Applied Physics, 1961.

[6] Díaz Astudillo Germán Ulises. “Evaluación del Efecto de Mezcla de Partículas con Diferentes Propiedades en Superficies Metálicas Recubiertas por triboadhesión”. Tesis de Maestría. Maestría en Ciencias en Ingeniería Mecánica. Cuernavaca, Morelos, México. 2010.

[7] Ramírez A. B. D, “Evaluación de Resistencia al desgaste de superficies planas con recubrimiento a base fricción seca”, Tesis de Maestría, CENIDET. Cuernavaca Morelos, México 2001.

[8] Gang Sheng, 2008, “Friction – Induced Vibrations and Sound; Principles and Aplicacions”, Taylor and Francis Group, LLC.

[9] Aguilar Vázquez Bernardo de Jesús, 2011, “Estimación del Efecto de la Rugosidad en la Señal Dinámica de Cuerpos en Movimiento Relativo. Tesis de maestría en ciencias en Ingeniería Mecánica. CENIDET, Cuernavaca, Morelos, México.

[10] Rabinowicz E., 1995, “Friction and Wear of Materials”, Second edition, Wiley, New York.

- [11] Bhushan B., 2002, "Introduction to tribology", John Wiley and Sons, New York.
- [12] Richard A. S, "Thermodynamics of solids", Wiley-Interscience Publication, John Wiley and Sons.
- [13] Kelly A, "Strong Solids", Clarendon Press Oxford, London.
- [14] Gómez B. M. A, "Caracterización de las propiedades de los recubrimientos duros", Tesis de Doctorado del Departamento de Física Aplicada, Universidad de Barcelona, España 2005.
- [15] Bowden F. Tabor D, "The friction and lubrication of solids", parte II.
- [16] Rabinowicz E, "Influence of surface energy on friction and wear phenomena", Journal of Applied Physics, 1961.
- [17] Soriano G. "Análisis de la generación de calor en el proceso de triboadhesión"; Tesis de Maestría, Cuernavaca Morelos México, enidet, 2001.
- [18] Sánchez A. " Aplicación de extensometría eléctrica en el diseño de dispositivos para la medición de fuerza y presión", (Maestría en Ciencias en Ingeniería Mecánica, Cuernavaca Morelos,; Centro Nacional de Investigación y Desarrollo Tecnológico, 1998).
- [19] Smith W. F. "Fundamentos de la Ciencia e Ingeniería de Materiales", Tercera edición, Mc Graw Hill.
- [20] Askeland D, "Ciencia e ingeniería de los materiales", 3° edición, Ed. International Thomson.
- [21] RyadDjeribi PhD, WardaBouchloukh MSc, Thierry Jouenne PhD, BouzidMenaâ PhD. Characterization of bacterial biofilms formed on urinary catheters. American Journal of Infection Control, Published by Elsevier.
- [22] Villanueva Ruiz Mario. Evaluación de la Resistencia a la erosión en álabes recubiertos por triboadhesión. Tesis para obtener el grado de maestro en ciencias en Ingeniería Mecánica. CENIDET.
- [23] J. M. Rodríguez L., et al. Efecto del recubrimiento por triboadhesión de dlc y su respuesta dinámica en rodamientos y engranes rectos. Centro Nacional de Investigación y Desarrollo Tecnológico. Memorias del xii congreso anual somim.

[24] Rabinowicz Ernest, October 1970, "The Determination of the Compatibility of Metals through Static Friction Tests", paper of ASME ASLE Lubrication Conference held in Cincinnati, Ohio, pp 198 – 205.

[25] Rabinowicz Ernest, August 1961, "Influence of Surface Energy on Friction and Wear Phenomena", Journal of Applied Physics", Vol. 32, No. 8, pp 1440 – 1444.

[26] Soriano Garcia Gerardo. "Distribución de temperaturas en láminas de acero, sujetas al proceso de triboadhesión". Centro Nacional de Investigación y Desarrollo Tecnológico. Julio 2001, Cuernavaca, Morelos, México.

[27] Tabor D, "Friction – The present state of our understanding", Journal of Lubrication Technology, Vol 103, Pag. 169-179.

[28] Rabinowicz E, "Friction and wear of materials", Wiley-Interscience Publication, Segundaedición, EstadosUnidos de America 1995.

[29] Rabinowicz E, "The Determination of the Compatibility of Metals though Static Friction Test", ASME ASLE Lubrication Conference held in Cincinnati, Ohio, pp 198-205.

[30] Askeland D, "Ciencia e ingeniería de los materiales", 3° edición, Ed. International Thomson.

[31] Barna P. B, Adamik M. A, "Formation and characterization of the structure of surface coatings", Publicado en el libro: Protective Coatings and Thin Films. 1997.

[32] Hans-Jürgen Butt and Michael Kappl. Surface and Interfacial Forces. Physics TextBook. WILEY-VCH Verlag GmbH & Co. KGaA.

CAPÍTULO III

CATÉTER FOLEY Y LAS CARACTERÍSTICAS DEL DLC

**CATÉTER FOLEY Y LAS CARACTERÍSTICAS DEL DLC****3.1 INTRODUCCIÓN**

Una descripción del catéter Foley es parte de este capítulo, también se presentan características y las clasificaciones por tipo, composición etc. La norma NOM que rige el diseño de los catéteres Foley en composición y diseño. El DLC como material de aporte por ser biocompatible forma parte del material compuesto por triboadhesión y en este capítulo se describen sus características y propiedades del DLC (Diamond-LikeCarbon).

3.2 EL CATÉTER URETRAL

El catéter uretral es uno de los dispositivos invasivos (ver figura 3.1) comúnmente utilizados en el cuidado de la salud por padecimientos urinarios. El catéter Foley es un catéter uretral comúnmente utilizado para la cateterización permanente y fue diseñado por Frederick Eugene Basil Foley en 1934. La palabra catéter es una palabra que proviene del griego “kathéter” que significa introducir [1]. Los catéteres difieren en tamaño, forma, tipo de material, número de luz y mecanismo de retención. El calibre (grosor) se considera según la escala francesa de Charrière (unidades de 0.33 mm = 1 francés [Fr]; por lo tanto, 3 Fr = 1 mm de diámetro, y 30 Fr = 10 mm de diámetro). Las partes que componen el catéter Foley se muestran en la figura 3.1; comercialmente las longitudes estándar de los catéteres Foley masculinos son de aproximadamente 40 cm o femenino son de aproximadamente de 25 cm. Es un tubo flexible que permanece en la vejiga por medio de un balón inflado con agua estéril ubicado en su extremo, lo que impide que se deslice hacia afuera; el catéter puede ser insertado a través de la uretra.

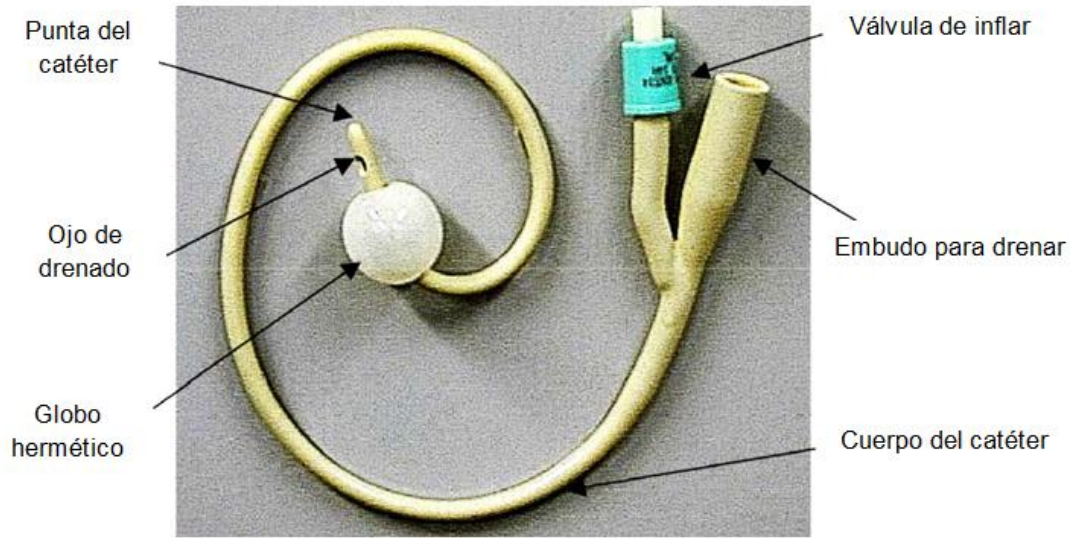


Figura 3.1. Partes del catéter Foley [2].

Elección del catéter Foley dependiendo de su grosor [3, A1]:

- Calibre 16 a 18: varones adultos.
- Calibre 12 a 14: en estrechez uretral.
- Calibre 18: en caso de sospecha por obstrucción.
- Calibre 14: en jóvenes o cateterismo temporal.
- Calibres 5 a 12: en niños.

3.3 CLASIFICACIÓN DE LOS CATÉTERES URINARIOS [3].

Existe gran variedad de sondas; se clasifican según la consistencia, el material, la forma, el número de luces o canales, las características de la punta, el calibre y clasificación NOM. En la figura 3.2 se muestra la clasificación de los catéteres en función del diseño.

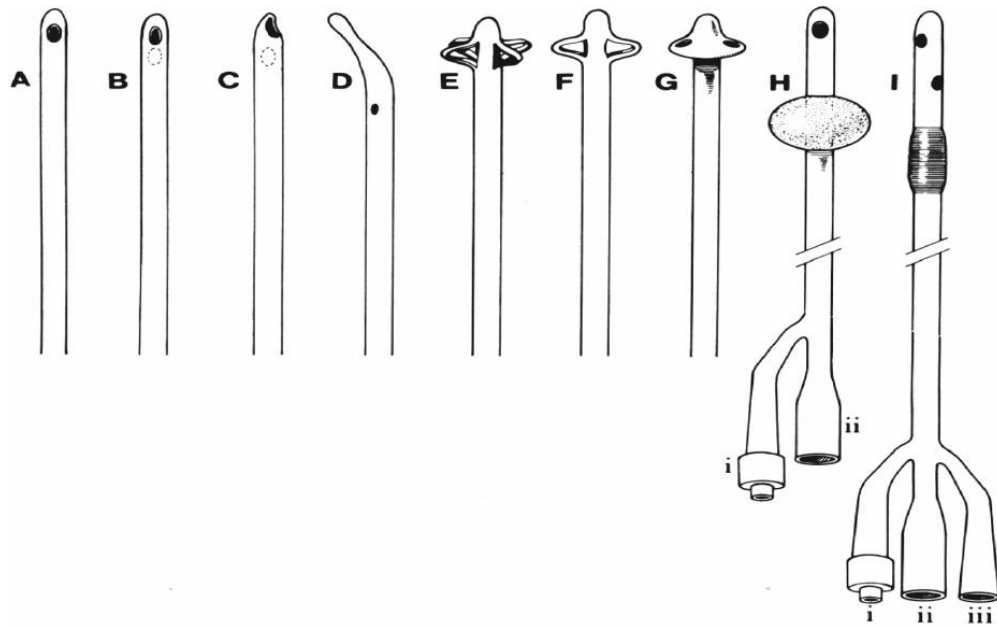


Figura 3.2 Clasificación de los catéteres uretrales [3].

Por el diseño (ver figura 3.2):

- A, B, C: Sonda Nelaton: De goma blanda o plástica, con uno, u dos orificios.
- D: Sonda Coudé: Con ángulo en extremo y oliva .Puede ser blanda o semirrígida. Tipo Thieman o Mercier.
- E, F: Sonda Malecot: De goma, con dos o cuatro aletas en su extremo.
- G: Sonda Pezzer : Con un capuchón fenestrado. Ambas se utilizan para cistostomía o nefrostomía permanente.
- H: Sonda Foley simple (de 1 luz). Se usan por vía uretral, cistostomía o nefrostomía. Tiene balón que se llena con suero para sujeción. (5- 60 cc)
- I: Sonda Foley con doble corriente o de tres vías, para irrigación continua [3].

Por la consistencia: Rígidas, semirrígidas y blandas.

Por el material: Actualmente encontramos catéteres de diversos materiales que incluyen:

- Látex: es muy utilizado; es un material blando y maleable pero de escasa biocompatibilidad, lo que provoca con frecuencia irritación de la mucosa, litiasis, infección urinaria y obstrucción de la sonda. Estos catéteres deben ser cambiados cada 3 ó 4 semanas cuando se usan a permanencia.



- Silicona: es un material blando biocompatible, lo que hace que la sonda sea mejor tolerada. Puede permanecer sin cambiarse hasta por 2 ó 3 meses; es el ideal para cateterismo permanente. Resultados de ensayos individuales han demostrado su efectividad en la disminución de efectos adversos, principalmente en el hombre³³.
- Polivinilo: es rígido y poco biocompatible. Se utiliza para cateterismos transitorios [4].
- Con recubrimiento de plata, este material ha sido recomendado para pacientes con cateterismo a permanencia, su acción bactericida parece reducir la incidencia de infecciones urinarias [5, 6].

Por la forma:

- Rectas, como la Foley y la Nelatón.
- Curvas o acodadas como la Tiemann, recomendada para cateterismos en los que el paciente presenta obstrucciones, como la que ocurre en la uretra posterior por agrandamiento prostático en varones después de la cuarta década de la vida.

Por el número de luces o canales:

- De una luz, para el drenaje de la orina; estos catéteres como el de Nelatón y el de Tiemann, no tienen sistema de autorretención.
- De dos luces, una para el drenaje de la orina y otra para inflar el balón de autorretención.
- De tres luces incluye las dos anteriores y una más para irrigar o lavar la vejiga. Este tipo de sonda se utiliza para cateterismo permanente y lavado vesical continuo. Tanto la de dos luces, como la de tres, son tipo Foley.

Por el diseño de la punta:

- Roma como la Foley.
- Acodada como la Tiemann: Se utiliza principalmente en pacientes con estrechez de uretra; cuando es usada en el varón, debe introducirse con la punta mirando hacia arriba para no lesionar la anatomía de la uretra bulbo membranoso.
- Perforada, para facilitar el drenaje de la orina a través de varios orificios, especialmente cuando se trata de pacientes con hematuria.

Por el calibre:

El calibre está dado por la medida de la circunferencia externa del catéter según la escala de Charriere (CH), aumenta de dos en dos y va desde 8 hasta 30. Los más utilizados en los adultos son los calibres del 12 al 16 [4].



3.3.1 CLASIFICACIÓN SEGÚN LA NORMA OFICIAL MEXICANA NOM-094-SSA1-1994 [7].

Norma Oficial Mexicana NOM-094-SSA1-1994, que establece las especificaciones sanitarias de las sondas de silicón para drenaje urinario modelo Foley.

Clasificación según la norma oficial mexicana nom-094-ssa1-1994 que establece las especificaciones sanitarias de las sondas de silicón para drenaje urinario modelo Foley.

Las sondas de silicón para drenaje urinario objeto de esta norma, se clasifican de acuerdo a su forma en 3 tipos y un solo grado de calidad como sigue:

Tipo I Sonda de silicón para drenaje urinario estéril, con globo de autorretención o hemostático con válvula para jeringa modelo Foley (de 2 vías) con punta normal.

Tipo II Sonda de silicón para drenaje urinario estéril con globo hemostático con válvula para jeringa modelo Foley (de 2 vías) con punta Robinson.

Tipo III Sonda de silicón para irrigación continua de 3 vías con globo de autorretención o hemostático y válvula modelo Foley-Owen.

3.4 CLASES DE CATETERISMO

Exploración realizada mediante el paso de un catéter por un conducto o cavidad, habitualmente se le conoce como cateterismo esto se hace con fines diagnósticos y/o terapéuticos. El tiempo de cateterización de un paciente por problemas del tracto urinario inferior mediante una sonda Foley se clasifica de la manera siguiente:

Los tipos de cateterización dependen del tiempo de estancia que se encuentra un catéter Foley, padecimientos urinarios y se clasifican en:

- **Transitorio:** Este cateterismo se práctica con un fin concreto. La sonda o catéter se inserta en la vejiga durante un período corto de tiempo y luego se retira. Se usa principalmente con fines diagnósticos o para el alivio de problemas agudos y se hace con catéteres rígidos sin sistema de autorretención, como los de Nelaton y Tiemann.



- Intermitente: Se utiliza principalmente en pacientes con vejiga neuropática por lesión medular, espina bífida, enfermedades cerebrovasculares u otras que comprometan la función urinaria. Este cateterismo lo realiza varias veces al día, cada 4 ó 6 horas el mismo paciente (auto-cateterismo) u otra persona, cuando este está incapacitado para hacerlo. El fin es evitar las complicaciones ocasionadas por el cateterismo permanente, principalmente la infección y la litiasis urinarias. Se realiza también con sondas rígidas sin balón de retención.
- Permanente: En este cateterismo la sonda se inserta en la vejiga y se deja por un tiempo largo para drenaje vesical permanente y se hacen cambios periódicos. Generalmente se utiliza una sonda de consistencia blanda, con sistema de autorretención, como la de Foley, y preferiblemente de material biocompatible.

3.5 PROPIEDADES MECÁNICAS DEL CATÉTER FOLEY DE LÁTEX SILICONIZADO.

PROPIEDADES MECÁNICAS DEL LÁTEX-SILICONIZADO [7, 8, 9, 10]	
Densidad ρ	1.12 -1.23 $\left[\frac{gr}{cm^3} \right]$
Dureza H para el cuerpo del catéter	65+/-5 Shore A
Dureza H para el globo	30+/-5 Shore A
Esfuerzo de fluencia σ_y	8.7 [MPa]
Módulo de elasticidad E	0.0034 [GPa]
Conductividad térmica	0.19 $\left[\frac{W}{m \cdot k} \right]$
Calor específico	1570.05 $\left[\frac{J}{kg \cdot k} \right]$
Dureza de indentación	2.4283 [MPa]
Temperatura de fusión	201 [°C]
Energía libre superficial	21 $\left[\frac{J}{m^2} \right]$

3.6 CARBONO TIPO DIAMANTE-DLC (DIAMOND-LIKE CARBON)

El carbono es un elemento químico abundante en la naturaleza. Constituye uno de los elementos básicos para la vida y es ampliamente utilizado en la industria para la fabricación de materiales. La característica fundamental del carbono es su capacidad única para combinarse con otros elementos.

EL diamante ha atraído el interés de los seres humanos: por su belleza como un mono cristal, debido a sus propiedades únicas ópticas, eléctricas y mecánicas. Sin embargo, el diamante tiene dos desventajas principales: es muy costoso y muy difícil de mecanizar [6].

El carbono tipo diamante (DLC) como recubrimiento se comporta como una película dura, amorfa, con una fracción significativa de átomos de carbono sp^3 -hibridizados y que puede contener una cantidad significativa de hidrógeno. Dependiendo de las condiciones de deposición, estas películas pueden ser completamente amorfas o contener cristalitas de diamante. Estos materiales no son llamados diamantes a menos que un total de tres celosías tridimensionales cristalinas del diamante ha sido comprobado [11].

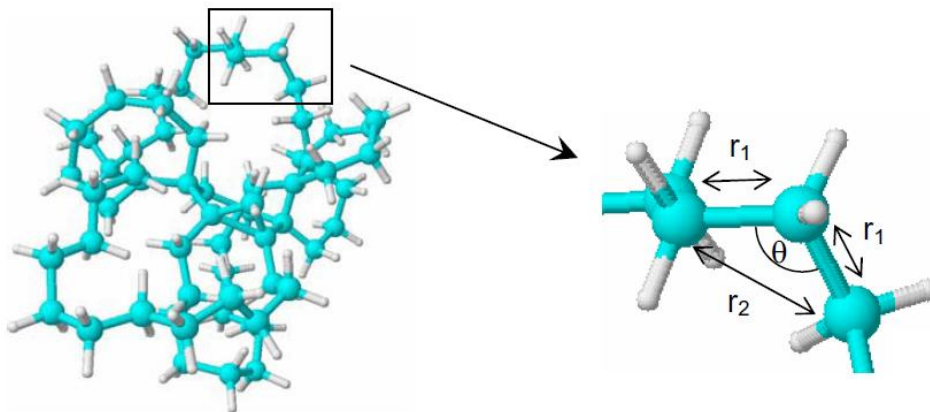


Figura 3.3 Parámetros estructurales del DLC [11].



3.6.1. PROPIEDADES DEL DLC

PROPIEDADES MECÁNICAS DEL DLC [10, 11,13]	
Calor específico	$0.52 \times 10^3 \left[\frac{J}{Kg \cdot k} \right]$
Densidad ρ	$1900 \left[\frac{kg}{m^3} \right]$
Módulo de elasticidad E	$800 [GPa]$
Energía libre superficial γ	$19.84 \left[\frac{J}{m^2} \right]$
Conductividad térmica	$20-3000 \left[\frac{W}{m \cdot k} \right]$
Dureza H	$10-20 [GPa]$
Módulo de poisson	0.33



3.7 REFERENCIAS

[1] Hugo Wingartz. Colocación de sonda para drenaje urinario. Manual de maniobras médico–quirúrgicas.

[2] E.L. Lawrence, I.G. Turner. Materials for urinary catheters: a review of their history and development in the UK. Department of Engineering and Applied Science, University of Bath.

[3] Dr. Juan Alberto Hinostraza F. Manual de Semiología Urológica. Director de Departamento de Especialidades de la Facultad de Medicina de la Universidad de la Frontera. Versión 2001.

[4] Diez M., Bertha Ligia; Ossa Montoya, Rosita. Cateterismo Uretral: un tema para la reflexión. Investigación y Educación en Enfermería, vol. XXIII, núm. 2, septiembre, 2005.

[5] Cona E. Profilaxis antibiótica en cateterismo urinario (CU). [sitio en Internet] Sociedad médica Llanquihue. Disponible en <http://www.sociedadmedicallanquihue.cl/neonatologia/IIH/congresolIH/cateterurinario.html>. Acceso el 1 de junio de 2005.

[6] Brosnahan J, Jull A, Tracy C. Tipos de catéteres uretrales para el tratamiento de los problemas de vaciamiento a corto plazo en adultos hospitalizados. [sitio en Internet] Update Software. Disponible en: <http://www.update-software.com/abstractsES/AB004013-ES.htm>. Acceso el 1 de junio 2005.

[7] Norma oficial mexicana NOM-094-SSA1-1994, que establece las especificaciones sanitarias de las sondas de silicón para drenaje urinario modelo Foley.

[8] S.M. Kong, M. Mariatti and J.J.C. Busfield; Journal of Reinforced Plastic and Composites; Effects of types of fillers and filler loading on the properties of silicone rubber composites.

[9] GE Silicones; Fluids, Emulsions y Specialties. Materials y Aplications.

[10] A. Colas et. at. Silicone Tubing for Pharmaceutical Processing. Dow Corning . Life Science.



[11] Carles Corbella Roca. THIN FILM STRUCTURES OF DIAMOND-LIKE CARBON PREPARED BY PULSED PLASMA TECHNIQUES. Memoria presentada para optar el grado de Doctor. Barcelona, noviembre de 2005.

[12] GE silicones. Fluid, Emulsions y Specialties. Materials y Aplicaciones.

[13] Pedrero Pérez José Luís; Efecto del recubrimiento por triboadhesión del DLC y Bisulfuro de Molibdeno en el Desempeño y Desgaste de Anillos de Motores de Combustión Interna. Tesis de maestría en ciencias. CENIDET, 2009.

CAPÍTULO IV
TRIBOADHESIÓN Y
RESULTADOS

CAPÍTULO IV

TRIBOADHESIÓN Y RESULTADOS

4.1 INTRODUCCIÓN

La triboadhesión técnica para la deposición de material de aporte sobre un sustrato mediante la fricción seca, es usada para el recubrimiento superficial del catéter Foley con DLC y pruebas con mezclas de plata antibacterial-DLC. La descripción de la técnica es parte de este capítulo con las pruebas de laboratorio y el análisis de los resultados gráficos frente a los valores comerciales del coeficiente de fricción μ .

4.2 TÉCNICA DE TRIBOADHESIÓN

La mayor parte de las aplicaciones de recubrimientos tienen el propósito de aumentar la vida útil del material base, a través de modificar las propiedades de la superficie del material, independientemente de las propiedades del material base, sin embargo, es extremadamente importante que los recubrimientos se adhieran sin degradar el material base [1], con la triboadhesión se pretende conseguir este objetivo, un recubrimiento que disminuya el coeficiente de fricción del catéter Foley de látex siliconizado.

4.3 DESCRIPCIÓN DE LA PROBETA

La probeta ha recubrir se muestra en la figura 4.1, es una porción de 15 cm de catéter Foley-látex siliconizado, calibre 20 Ch (6.7 mm) NIPRO NR LATEX BALLON CATHETERS. La condición para la triboadhesión es una superficie limpia con alcohol

isopropílico en su totalidad el catéter Foley de látex siliconizado, para una triboadhesión uniforme, el catéter Foley se monta en un eje metálico de 2.7 milímetro de diámetro y posteriormente es sujetado por el chuck del torno paralelo. En la tabla 4.1 se muestran los datos estandarizados para un catéter Foley basado en la norma oficial mexicana NOM-094-SSA1-1994 y sus propiedades mecánicas [2].

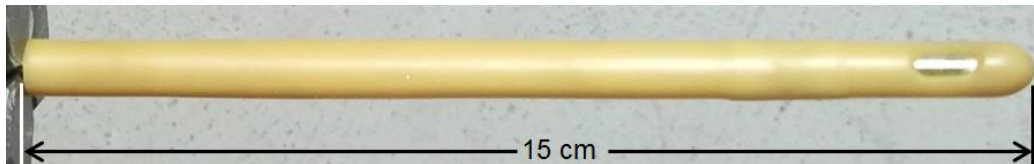


Figura 4.1. Probeta de 15 cm, catéter Foley de látex siliconizado

Tabla 4.1. Dimensión de un catéter Foley de látex siliconizado [2, 3, 4,5]

Catéter Foley-látex siliconizado- Tipo I y II NOM-094-SSA1-1994	
Calibre	20 [Ch]
Diámetro exterior	2.9[mm]
Diámetro interno	2.7[mm]
Tipo III	
Diámetro min. del lumen circular	2.6[mm]
Diámetro min. del lumen no circular	2.4[mm]
Propiedades mecánicas	
Alargamiento mínimo	
Cuerpo	400%
Globo	800%
Resistencia a la tensión mínimo	10.4 [MPa] (100 $\left[\frac{kgf}{cm^2} \right]$)
Envejecimiento acelerado	Máximo en porcentaje de pérdidas de las propiedades mecánicas originales 25%.
Hermeticidad del sistema de inflado	Positiva
Metales pesados	5 ppm máximo
Óxido de etileno residual	25 ppm máximo

Dureza shore A globo	30 ± 5 grados shore
Dureza shore A cuerpo	65 ± 5 grados shore
Densidad ρ	$1.12 - 1.23 \left[\frac{gr}{cm^3} \right]$
Esfuerzo de fluencia σ_y	$8.7 [MPa]$
Módulo de elasticidad E	$0.0034 [GPa]$
Conductividad térmica	$0.19 \left[\frac{W}{m \cdot k} \right]$
Calor específico	$1570.05 \left[\frac{J}{kg \cdot k} \right]$
Dureza de indentación	$2.4283 [MPa]$
Temperatura de fusión	$201 [^{\circ}C]$
Energía libre superficial	$21 \left[\frac{J}{m^2} \right]$

4.3.1 CARACTERÍSTICAS DEL MATERIAL DE APORTE-DLC

El material de aporte para la triboadhesión en este caso particular es el diamante tipo carbono (DLC). Sus propiedades de biocompatibilidad lo hacen un material atractivo para el recubrimiento de superficies mejorando sus características tribológicas, en la tabla 4.2 se describen sus propiedades mecánicas.

Tabla 4.2. Propiedades mecánicas del DLC

PROPIEDADES MECÁNICAS DEL DLC [10, 11, 13]	
Calor específico	$0.52 \times 10^3 \left[\frac{J}{Kg \cdot k} \right]$
Densidad ρ	$1900 \left[\frac{kg}{m^3} \right]$
Módulo de elasticidad E	$800 [GPa]$
Energía libre superficial γ	$19.84 \left[\frac{J}{m^2} \right]$
Conductividad térmica	$20-3000 \left[\frac{W}{m \cdot k} \right]$
Dureza H	$10-20 [GPa]$
Módulo de poisson	0.33

4.4 DESCRIPCIÓN DEL EQUIPO PARA TRIBOADHESIÓN

En la técnica de triboadhesión, la deposición del material de aporte sobre el material base, se lleva a cabo a causa de las altas temperaturas instantáneas generadas por la fricción en la interfase entre la fresa de algodón y el material por recubrir “sustrato”, lo que permite la generación de cavidades de un radio crítico donde el material de aporte se colocará en el material base. Estas altas temperaturas permiten, como consecuencia, que el material ya depositado penetre en el sustrato por difusión, formando finalmente un material compuesto; el equipo y sus componentes utilizados para la aplicación de la técnica se muestra en la tabla 4.3 y la figura 4.2.

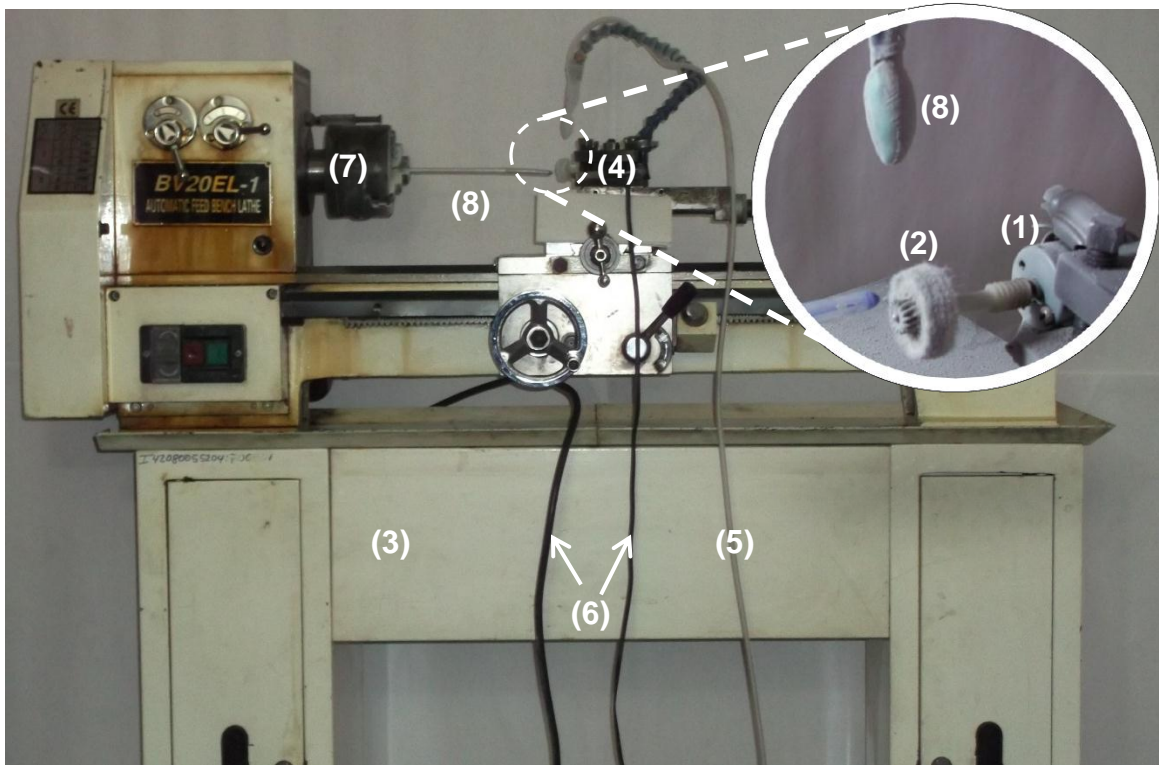


Figura 4.2. Equipo de triboadhesión.

Tabla 4.3. Componentes del dispositivo para la triboadhesión

No.	Descripción	Función	Estado
1	Motor eléctrico	Proporciona giro a la fresa de deposición	Comercial
2	Fresa de algodón		
3	Torno paralelo	Proporciona giro y sujeción al catéter Foley, así como servir de banca.	Comercial
4	Base del motor	Soporte del motor eléctrico y suministro de carga a la fresa	Fabricado
5	Alimentación de la mezcla Aire comprimido-DLC	Proporciona el material de aporte	Fabricado
6	Alimentación	Proporciona energía	Comercial

	eléctrica	eléctrica al torno paralelo y al motor de la fresa	
7	Chuck	Sujeción para el catéter Foley	Comercial
8	Catéter Foley	Sustrato a recubrir	Comercial
9	Boquilla	Difunde el material de aporte sobre el sustrato	Fabricado

La mezcla difundida sobre el sustrato se hace mediante un sistema de alimentación de polvo, como se presenta en la figura 4.3 y la tabla 4.4. El sistema utiliza aire comprimido para generar una presión de arrastre mediante un efecto Venturi y una tobera cerrada que vibra a causa de un motor con carga excéntrica.

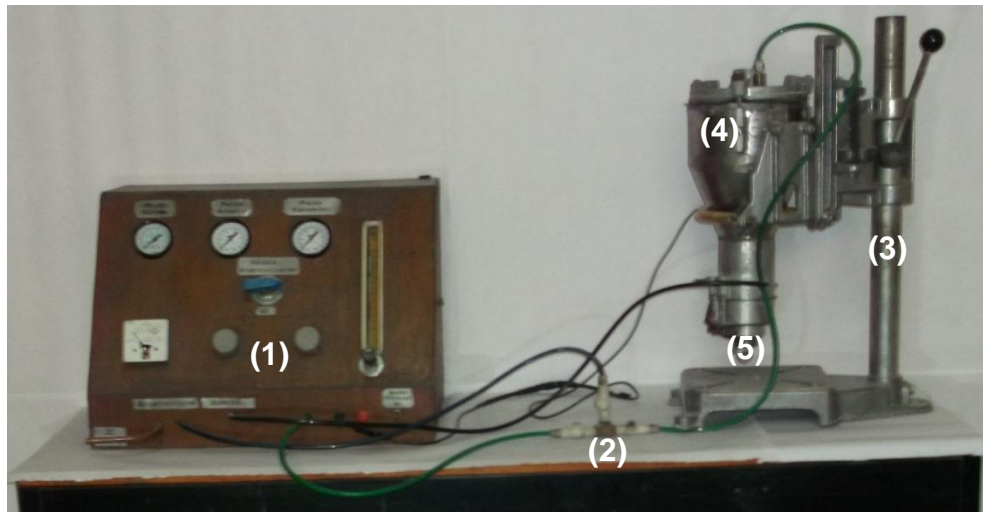


Figura 4.3. Sistema de alimentación de polvo.

Tabla 4.4. Componentes del sistema de alimentación de polvo

No.	Descripción	Función	Estado
1	Control neumático	Regular el flujo de aire comprimido	Fabricado
2	Distribuidor de aire comprimido	Distribución de aire comprimido	Comercial
3	Soporte	Sujeción de la tolva cerrada	Fabricada
4	Tolva	Contenedor y mezclador	Fabricada
5	Motor	Generador de vibraciones	Fabricada

La deposición del material de aporte DLC sobre el sustrato se efectúa por fricción seca, generada por el contacto sólido-sólido y consecutivamente de un movimiento rotatorio de la fresa de algodón a $\omega_2 = 10000rpm$, esta velocidad angular constante tiene un sentido contrario al movimiento rotatorio del catéter Foley que se sujeta en el chuck del torno paralelo con una velocidad angular constante de $\omega_1 = 1080rpm$, el movimiento lineal de la fresa permite la triboadhesión uniforme y longitudinalmente sobre el catéter Foley como se muestra en la figura 4.4; el flujo másico constante de polvo como material de aporte se desplaza en unidad con la fresa de algodón en movimiento lineal (Ver figura 4.5). Esta técnica permite el conocimiento empírico críticos de expertos en la materia para un recubrimiento uniforme.

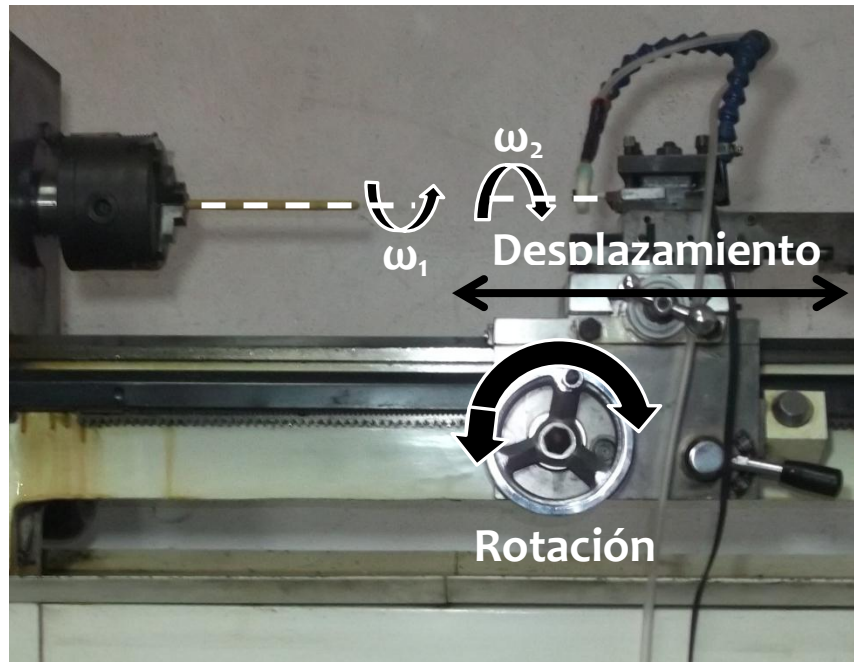


Figura 4.4. Movimientos de los dispositivos de triboadhesión



Figura 4.5. Flujo másico del material de aporte DLC.

4.5 RESULTADOS

Los resultados teóricos-prácticos de la triboadhesión por fricción seca, arrojan resultados positivos del Análisis del Coeficiente de Fricción del Catéter Foley con recubrimiento DLC comparado con los coeficientes de catéteres comerciales, la tabla 4.5 presenta los coeficientes de fricción del estudio de 3 catéteres de látex siliconizado, siendo A,B y C marcas diferentes de catéteres Foley [6].

Tabla 4.5 Coeficiente de fricción de tres catéteres Foley comerciales [6].

COEFICIENTE DE FRICCIÓN DE DIFERENTES MARCAS DE CATÉTER FOLEY	
Marca de catéter	Coeficiente de fricción μ
A	0.45
B	0.62
C	0.59

El resultado analítico del coeficiente de fricción de un catéter Foley con recubrimiento de DLC por triboadhesión se presenta en la tabla 4.5. Este resultado se obtuvo con el modelo de contacto JKR para materiales blandos [7] y basado con la ecuación de Rabinowicz (1961).

Tabla 4.5 Coeficiente de fricción de un catéter Foley con recubrimiento de DLC

Coeficiente de fricción μ	
Catéter Foley	0.1563

Las energías libres superficiales se describen en la tabla 4.6. y las propiedades de los materiales en contacto utilizados en análisis teórico.

Tabla 4.6 Propiedades de los materiales en contacto

	Energía libre de superficie γ_s [J/m ²]	Trabajo de adhesión W_{ab} [J/m ²]	Dureza de indentación	Esfuerzo de corte en la interfaz
Piel	32.9	51.0973	6.00E+05	3.00E+04
DLC	19.84	51.0973	2.00E+10	2.60E+09
W_{ab} [J/m²]	Radio molecular del DLC	Radio covalente de proteínas de la piel C-H	R*	E_{DLC}
51.0973	2.99E-05	9.10E-06	6.98E-06	8.00E+11
E_{Piel}	E*	F	a³	a=R₀
2.54E+05	2.54E+05	1.68E-03	2.02E-13	5.8676E-05
y	R₀	R_{adhe}	Cot(66°)	Coefficiente de fricción Piel-DLC
3.791E-05	5.8676-05	0.0001	0.4452	0.1563

4.6 REFERENCIAS

- [1] J. M. Rodríguez L. et. Al. Efecto del recubrimiento por triboadhesión de LDC y su respuesta dinámica en rodamientos y engranes rectos. Centro Nacional de Investigación y Desarrollo Tecnológico. Cuernavaca, Morelos, México. 2006.
- [2] Norma oficial mexicana NOM-094-SSA1-1994, que establece las especificaciones sanitarias de las sondas de silicón para drenaje urinario modelo Foley.
- [3] S.M. Kong, M. Mariatti and J.J.C. Busfield; Journal of Reinforced Plastic and Composites; Effects of types of fillers and filler loading on the properties of silicone rubber composites.
- [4] GE Silicones; Fluids, Emulsions y Specialties. Materials y Aplicaciones.
- [5] A. Colas et. al. Silicone Tubing for Pharmaceutical Processing. Dow Corning .LifeScience.
- [6] P. Ramesh, R. Joseph and M. C. Sunny. A Comparative Evaluation of Coefficient of Friction and Mechanical Properties of Commercially Available Foley Catheters. Journal of Biomaterials. Volume 15 – April 2001.
- [7] Hans-Jürgen Butt and Michael Kappl. Surface and Interfacial Forces. Physics TextBook. WILEY-VCH Verlag GmbH & Co. KGaA.

CAPÍTULO V

CONCLUSIÓN Y TRABAJOS

FUTUROS

CAPÍTULO V**CONCLUSIÓN Y TRABAJOS FUTUROS****5.1 CONCLUSIÓN**

La deposición del DLC como material de aporte por triboadhesión presenta una adhesión estable sobre la superficie del látex siliconizado; el resultado de este hecho es un recubrimiento por triboadhesión uniforme afectado de forma positiva por la energía libre superficial del látex siliconizado y la energía libre superficial del DLC, siendo esto un parámetro fundamental en el análisis del coeficiente de fricción de Rabinowicz.

Con el análisis del coeficiente de fricción de un catéter Foley con recubrimiento de DLC se obtuvo un resultado puntual favorable asociado a la técnica de recubrimiento por triboadhesión con DLC; este resultado de aportación a la ciencia unifica el desarrollo de la Biomecánica y la tribología, además una aportación a la sociedad con el uso de materiales compuestos biocompatibles.

El análisis del coeficiente de fricción de Rabinowicz con material compuesto aportó valores diferentes en el coeficiente de fricción, en la figura 5.1 se presenta la variación del coeficiente de fricción para valores porcentuales de material compuesto DLC-Ag antibacterial, y se concluye que el menor coeficiente de fricción para un rango de valores en mezcla DLC-Ag es de 0.15 con una variación despreciable en milésimas.

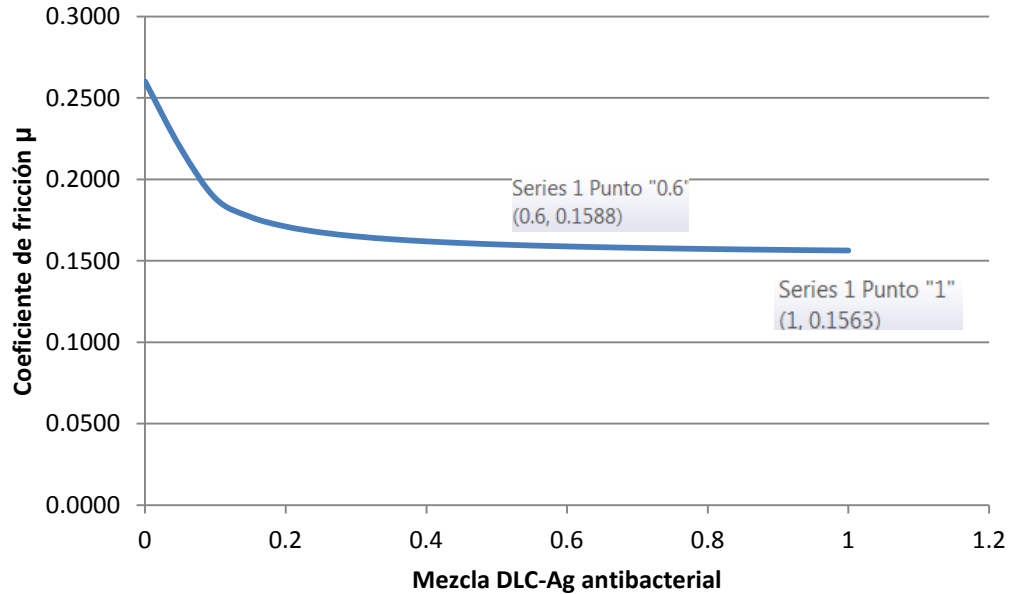


Figura 5.1. Coeficiente de fricción & mezcla DLC-Ag antibacterial

Con los resultados teóricos y prácticos de la deposición del material de aporte DLC por triboadhesión aplicado a la superficie del catéter Foley de látex siliconizado mejora las propiedades de biocompatibilidad; este resultado se corroboró analíticamente y comparando el coeficiente de fricción de los catéteres Foley comerciales se consuma que el coeficiente de fricción disminuye en un setenta y cinco por ciento ante los catéter Foley actualmente comerciales.

5.2 TRABAJOS FUTUROS

Se propone que se recubra catéteres intravenosos de poliuretano para disminuir la fuerza de penetración.

Se propone el uso del DLC como material de aporte para el recubrimiento por triboadhesión de catéteres intravenosos centrales de poliuretano para disminuir el coeficiente de fricción y mejorar la biocompatibilidad.

Se propone el diseño de una punta del catéter Foley que permita la lubricación constante al desplazarse linealmente en el interior de la uretra urinaria para evitar la irritación mucoso.

Se propone el diseño de un catéter uretral, específicamente con un globo que evite la retención mínima de orina en el interior de la vejiga. El objetivo es evitar la formación de biopelícula en las paredes del globo por bacterias.

ANEXOS

ANEXO A

SECCIÓN INTERNA DEL CATÉTER FOLEY [A1]

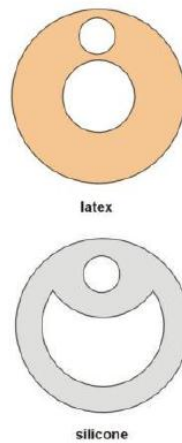


Figura A1. Corte interno del catéter Foley de Látex y silicón.

INFECCIÓN DEL CATÉTER FOLEY [A2]

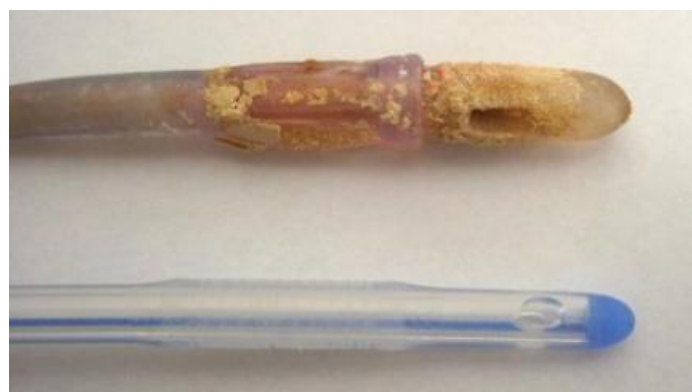


Figura A2. Catéter Foley con biopelícula en el globo de retención.

URETRA MASCULINA y FEMENINO [A3]

Una sección transversal de la anatomía masculina: En los hombres, la uretra mide 15-18 cm de largo y con forma de la letra S. Inserción del catéter se vuelve mucho más fácil si usted levanta su pene hacia el estómago - de esta manera la S se enderezó, la uretra femenina 4 cm y 2.5 cm debajo del clítoris.

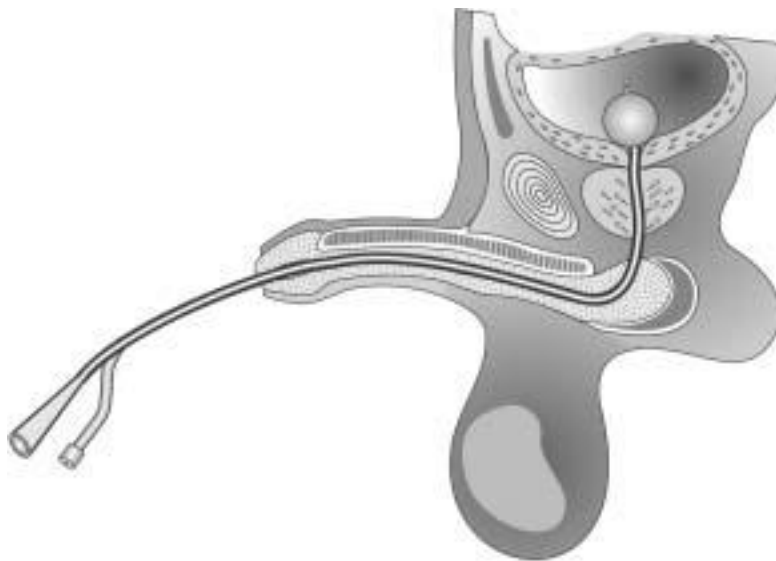


Figura A3. Sección transversal de la anatomía masculina cateterizado.