

Centro Nacional de Investigación y Desarrollo Tecnológico

Subdirección Académica

Departamento de Ingeniería Mecánica

TESIS DE MAESTRÍA EN CIENCIAS

**Diseño de un Sistema de Inyección para Lancetas Plásticas o de Material
Compuesto con Punta y Superficie Biomimetizada.**

presentada por

Ing. Rubisel Escobar Escobar

como requisito para la obtención del grado de
Maestro en Ciencias en Ingeniería Mecánica

Director de tesis

Dr. José María Rodríguez Lelis

Codirectora de tesis

M. B. María Teresa Lucas Jiménez

Cuernavaca, Morelos, México. Junio de 2015.

"2015, Año del Generalísimo José María Morelos y Pavón"

Cuernavaca, Mor., 04/junio/2015

OFICIO No. DIM/153/2015

Asunto: Aceptación de documento de tesis


C. DR. GERARDO VICENTE GUERRERO RAMÍREZ
SUBDIRECTOR ACADÉMICO
PRESENTE

Por este conducto, los integrantes de Comité Tutorial del C. Ing. Rubisel Escobar Escobar, con número de control M13CE015, de la Maestría en Ciencias en Ingeniería Mecánica, le informamos que hemos revisado el trabajo de tesis profesional titulado "Diseño de un sistema de inyección para lancetas plásticas o de material compuesto con punta y superficie biomimetizada" y hemos encontrado que se han realizado todas las correcciones y observaciones que se le indicaron, por lo que hemos acordado aceptar el documento de tesis y le solicitamos la autorización de impresión definitiva.

DIRECTOR DE TESIS


DR. JOSÉ MARÍA RODRÍGUEZ LELIS
Dr. en Ciencias en Ingeniería Mecánica
4500026

REVISOR 1


DR. ARTURO ABÚNDEZ PLIEGO
Dr. En Ciencias en Ing. Mecánica
6801439

REVISOR 2


DR. JOSÉ ANTONIO ARELLANO CABRERA
Dr. En Ciencias en Ing. Mecánica
7420198

REVISOR 3


M.C. CLAUDIA CORTÉS GARCÍA
Maestra en Ciencias en Ingeniería Mecánica
3146405

C.p. (Lic. Guadalupe Garrido Rivera) - Jefa del Departamento de Servicios Escolares.
Estudiante
Expediente

Iniciales AAP/mrsr



"2015, Año del Generalísimo José María Morelos y Pavón"

Cuernavaca, Mor., 08 de junio de 2015
OFICIO No. SAC/129/2015

Asunto: Autorización de impresión de tesis

**ING. RUBISEL ESCOBAR ESCOBAR
CANDIDATO AL GRADO DE MAESTRO EN CIENCIAS
EN INGENIERÍA MECÁNICA
P R E S E N T E**

Por este conducto, tengo el agrado de comunicarle que el Comité Tutorial asignado a su trabajo de tesis titulado "**Diseño de un sistema de inyección para lancetas plásticas o de material compuesto con punta y superficie biomimetizada**", ha informado a esta Subdirección Académica, que están de acuerdo con el trabajo presentado. Por lo anterior, se le autoriza a que proceda con la impresión definitiva de su trabajo de tesis.

Esperando que el logro del mismo sea acorde con sus aspiraciones profesionales, reciba un cordial saludo.

ATENTAMENTE

"CONOCIMIENTO Y TECNOLOGIA AL SERVICIO DE MEXICO"

**DR. GERARDO VICENTE GUERRERO RAMÍREZ
SUBDIRECTOR ACADÉMICO**



CENTRO NACIONAL DE
INVESTIGACIÓN Y
DESARROLLO
TECNOLÓGICO
SUBDIRECCIÓN
ACADÉMICA

C.p. Lic. Guadalupe Garrido Rivera.- Jefa del Departamento de Servicios Escolares.
Expediente

GVGR/mcr



DEDICATORIA

A mi padre Juan Escobar Hernández y mi madre María Julia Escobar López por convertirme en la persona que soy, por su apoyo incondicional. A ustedes padres dedico este trabajo que no significa nada comparado con todo el amor y confianza que me han dado.

A mis hermanas: Concepción, Susana, Isidra, Flor y Jesús por todos los entrañables momentos compartidos juntos a lo largo de nuestras vidas y que perdurarán para siempre en lo más profundo de mi ser.

A mis cuñados por el apoyo incondicional y gracias por formar parte de mi familia.

A mis sobrinos por ser parte de mi vida son unos niños extraordinarios y amorosos, que bendición su existencia a mi lado.

A mi novia Aylin Paola Guzmán Alquicira por las hermosas experiencias que hemos vivido juntos estos años, por su paciencia, motivación, comprensión y animarme cuando las cosas no brillaban bien, por ser una persona maravillosa que me hace feliz cada momento de mi vida, agradezco todo tu amor y continuar alimentando este amor, te amo.

A la familia Alquicira Nieto por darme su confianza, apoyo incondicional y enseñarme el valor de la amistad, en especial a Xochilt.

A mi ángel de la guarda Isabel Escobar E. (†) por enseñarme el valor de la verdadera amistad, que en paz descanses hermana.

AGRADECIMIENTOS

A Dios por acompañarme en cada momento bueno y malo de mi vida, por colocar en mi camino a las maravillosas personas que de una o de otra forma han contribuido al logro de esta meta.

Al consejo Nacional de Ciencia y Tecnología por el apoyo económico brindado durante mis estudios de maestría (beca 513173).

Al Centro Nacional de Investigación y Desarrollo Tecnológico (CENIDET), por darme la oportunidad de realizar mis estudios, y a los profesores por ser parte de mi desarrollo académico.

De manera muy especial a mi director:

Dr. José María Rodríguez Lelis

Por brindarme su confianza y apoyo en el desarrollo de este trabajo y por sus palabras de aliento siempre lo recordare con mucho aprecio, me ha enseñado a ser mejor persona, abrir mi mente al conocimiento nuevo y mostrarme que todo es falso, hasta que se demuestre lo contrario.

A mi codirectora M.B. Maria Teresa Lucas Jiménez por su apoyo en esta tesis.

A mi comité revisor: Dr. Arturo Abundez Pliego, Dr. José Antonio Arellano Cabrera, Dra. Claudia Cortés García por haberle brindado sus conocimientos, por el tiempo invertido para revisar este trabajo.

A mis compañeros de cenidet que de una u otra manera me apoyaron e hicieron más placentera mi estancia en Cuernavaca: Ángel, Fredy, Nango, Javi, Manuel, Alberto y Elizabeth.

A mis compañeros de Tribología y Biomecánica: Luis, Dilvar, Enrique, Nicandria, Magali, Ileana, Victor, Alma, Roman, Andrés, Alex, Rodrigo, Ángel, José, Lenin, Francisco, Vanessa, Maribel y todos aquellos que en algún momento conviví con ellos.

A Equipos Médicos VIZCARRA por su apoyo y facilidades para llevar a cabo mi tesis.

Al Lic. Isaac Atilano por su apoyo, consejos y experiencias que compartió para el desarrollo de este trabajo.

A la Lic. Garrido, Paty, Anita y Rocio por apoyarme en todos los trámites necesarios durante mi estancia en el cenidet.

RESUMEN

Entre los diferentes procesos de transformación para el plástico como: inyección, extrusión, soplado, moldeo por rotación y vacío, el proceso de inyección se distingue a causa de los ciclos rápidos de producción y secuencia de productos terminados a la salida de la máquina, esto permite que los materiales poliméricos estén reemplazando a otros materiales como metales, maderas y vidrios, resolviendo diferentes necesidades tecnológicas. Los plásticos, desde su descubrimiento, se han convertido en uno de los principales materiales para la fabricación de multitudes de artículos, no sólo por su versatilidad sino por la facilidad de incorporar diferentes elementos para obtener propiedades específicas. La medicina es un campo emergente para la aplicación del plástico que presenta muchos retos tecnológicos de nivel nanométrico y micrométrico, es por ello que alrededor del mundo se llevan a cabo investigaciones sobre polímeros a dicho campo de la ciencia. En esta tesis se investiga la fabricación de agujas hipodérmicas plásticas con las propiedades de un polímero específico: polietileno de alta densidad, este polímero cumple con las propiedades mecánicas para continuar con el estudio de una aguja hipodérmica plástica con características geométricas biomimetizadas. La hipótesis para este trabajo es reemplazar las agujas hipodérmicas metálicas con las de plásticos, reduciendo o eliminando la posibilidad de las infecciones secundarias como la reutilización sin esterilizar, los pinchazos de agujas, los costos y el tiempo eficiente para reciclar. Por otra parte, un paso fundamental en la transformación controlada del polímero es el proceso que sufre para obtener las propiedades mecánicas óptimas. En esta investigación se propone el proceso del moldeo por microinyección como proceso de transformación del polímero para obtener las características físicas diseñadas de una aguja hipodérmica biomimetizada, y proporcionar las condiciones óptimas de micro inyección durante el moldeo.

ABSTRACT

Among the different processes of transformation for plastic as: injection, extrusion, blow molding, vacuum molding and rotational molding, the injection process differs because of its fast production cycles and sequence of finished products to the output of the machine, this allows the polymeric materials are replacing other materials such as metal, wood and glass, solving different technological needs. Plastics, since its discovery, has become one of the main materials for the manufacture of form crowds, not only for its versatility but for ease of incorporating different elements for specific properties. The medicine is an emerging field for the application of plastic, presents many technical challenges of level micro and nanometric, that's why around the world are conducting research on polymers to this field of science. In this thesis is researches the manufacture of plastic needles which includes a specific polymer properties: HDPE; by covering the mechanical properties to continue the study of a plastic hypodermic needle biomimetic features. The hypothesis for this work is to replace the metal needles with plastic, reducing or eliminating the possibility of secondary infections as reuse without styling, needle sticks, cost and time efficient for recycling. Furthermore, a key step in the transformation of the polymer controlled is the process that suffers to obtain optimal mechanical properties. In this investigation the molding process is proposed by microinjection as a transformation process to obtain polymer physical characteristics of a hypodermic needle designed and provide optimal conditions for microinjection molding.

CONTENIDO

	Páginas
Nomenclatura	IV
Lista de figuras	VI
Lista de tablas	IX
Introducción	X
Referencias bibliográficas	XII
Objetivo, metas y alcances	XIII

CAPÍTULO I. ESTADO DEL ARTE

1.1.-	Introducción	1
1.2.-	Introducción a las agujas hipodérmicas plásticas	2
	1.2.1.- Ventajas de las agujas hipodérmicas plásticas	2
	1.2.2.- Desventajas de las agujas hipodérmicas plásticas	3
1.3.-	Antecedentes de las agujas hipodérmicas plásticas	4
1.4.-	Introducción al moldeo por microinyección	5
1.5.-	Materiales compuestos	9
1.6.-	La espiral de Arquímedes	12
1.7.-	Referencias bibliográficas	14

CAPÍTULO II. FUNDAMENTOS TEÓRICOS

2.1.-	Introducción	19
2.2.-	Proceso del sistema de moldeo por inyección de polímeros	20
	2.2.1. - Etapas del sistema de inyección	22

2.2.2.- Microinyección	24
2.2.3. - Reología de los polímeros	25
2.2.4.- Parámetros y esfuerzos del Efecto Weissenberg	29
2.3.- La espiral de Arquímedes	32
2.3.1. - Ecuación polar de la espiral de Arquímedes	33
2.3.2. - Flujo en la espiral y triángulos de velocidad	34
2.4.- Principio de conservación de la masa	36
2.5.- Referencias bibliográficas	38

CAPÍTULO III. PARÁMETROS DE DISEÑO Y CONDICIONES DE SIMULACIÓN MEF

3.1.- Introducción	41
3.2.- Selección de material termoplástico	42
3.3.- Material de refuerzo CNTs	44
3.4.- Propiedades del material compuesto	45
3.5.- Parámetros del husillo de disco	46
3.6.- Diseño del husillo de disco	49
3.7.- Descripción de los triángulos de velocidad a la entrada del husillo	50
3.8.- Diseño de la fase de inyección	52
3.9.- Condiciones de frontera del modelo 3D	53
3.10.- Mallado del modelo	55
3.11 Comportamiento del campo de velocidad en el canal del husillo de disco	56
3.12.- Condiciones del moldeo por microinyección	58
3.13.- Convergencia	60
3.14.- Referencias bibliográficas	61

CAPÍTULO IV. RESULTADOS

4.1.-	Introducción	63
4.2.-	Comportamiento de las líneas de flujo en el husillo de disco	64
4.3.-	Comportamiento del flujo en la microinyección	66
4.4.-	Moldeo por microinyección de materiales bifásicos	74
4.5.-	Discusión de resultados	75
4.6.-	Referencias bibliográficas	77

CAPÍTULO V. CONCLUSIONES Y TRABAJOS FUTUROS

5.1.-	Conclusiones	78
5.2.-	Trabajos futuros	80
	ANEXO A	81

Nomenclatura

v	Velocidad	m/s
v_{max}	Velocidad máxima	m/s
P_0	Potencia	W
C_p	Capacidad calorífica	J / K·mol
T	Temperatura	°C
Q	Flujo volumétrico	m ³ /s
ΔP	Cambio de presión	Pa
H_f	Calor de fusión	J
τ	Esfuerzo cortante	Pa
μ	Viscosidad	m/s
$\dot{\gamma}$	Velocidad de deformación	s ⁻¹
γ	Deformación del material	m/m
A, B	Constantes que dependen del líquido	
e	Número Euler	
μ_0	Viscosidad dinámica a 0°C	Pa·s
φ, ϑ	Coeficientes contantes	
S	Área de una superficie	m ²
r	Radio	m
F_c	Fuerza en dirección radial	N
ω	Velocidad angular	rad/s
ρ	Densidad	kg/m ³
Δr	Cambio de radio	m
$\sigma(r)$	Tensión en dirección radial	Pa
$\sigma(N)$	Tensión normal	Pa
$p(r)$	Presión isotrópica	Pa
a, b	Números reales	

w	Velocidad relativa	m/s
c	Velocidad absoluta	m/s
u, V_t	Velocidad tangencial	m/s
Δm_{VC}	Cambio en la masa del volumen de control	kg
$m_{entrada}$	Masa de entrada	kg
m_{salida}	Masa de salida	kg
$\dot{m}_{entrada}$	Flujo másico de entrada	kg/s
\dot{m}_{salida}	Flujo másico de salida	kg/s
$\frac{dm_{VC}}{dt}$	Rapidez de cambio de masa con respecto al tiempo	kg/s
\dot{m}	Flujo másico	kg/s
$\sum_{entrada} \dot{m}$	Tasa total de masa que entra	kg/s
$\sum_{salida} \dot{m}$	Tasa total de masa que sale	kg/s
\dot{m}_1, \dot{m}_2	Flujo másico a la entrada y la salida	kg/s
ρ_1, ρ_2	Densidad a la entrada y la salida	kg/m ³
V_1, V_2	Velocidad a la entrada y a la salida	m/s
A_1, A_2	Área de la entrada y la salida	m ²
d, ϕ	Diámetro del tornillo	m
c	Carrera	m
η	Rendimiento volumétrico	%
P_{atm}	Presión atmosférica	Pa
S_1, S_n	Sección 1, sección enésima	
α, β	Ángulos de diseño	
$N_1, N_2, N_3, \dots, N_n$	Número de nodos	
DX, DY, DZ	Grados de libertad	
$V_{tx'}, V_{ty'}$	Velocidad tangencial sobre los ejes x, y prima.	m/s
$V_{tz''}, V_{ty''}$	Velocidad tangencial sobre los ejes z, y biprima	m/s
θ	Ángulo para descomposición vectorial	Grados

Lista de figuras

Figura		Página
Fig. 1.1	Catéter intravenoso [2]	3
Fig. 1.2	Vista en corte de una máquina de modelo por inyección [24]	6
Fig. 1.3	Configuración básica de los materiales compuestos [38]	9
Fig. 1.4	Materiales Compuestos [39]	10
Fig. 1.5	Herramientas para elevar agua [50]	13
Fig. 2.1	Pasos simplificados del proceso [2]	21
Fig. 2.2	Máquina de moldeo por inyección de tornillo recíprocante [3]	22
Fig. 2.3	Etapas de una máquina de moldeo por inyección de tornillo recíproco a) Llenado, b) Aplicación de la presión de sostenimiento, c) Enfriamiento, d) Expulsión de la pieza moldeada [4]	23
Fig. 2.4	Perfil de velocidad para un fluido Newtoniano	26
Fig. 2.5	Perfil de velocidad para un polímero fundido	27
Fig. 2.6	Efecto de la velocidad en el ordenamiento de las partículas, a) a bajas velocidades, cadenas enmarañadas, b) a mayores velocidades, cadenas orientadas	29
Fig. 2.7	Efecto Weissenberg, tensiones sobre un elemento de volumen [22]	30
Fig. 2.8	Corriente de cizalla simple entre dos planos paralelos [22]	32
Fig. 2.9	Efecto Weissenberg. La distribución de presiones modifica la forma de la superficie libre [22].	33
Fig. 2.10	Espirales presentes en la naturaleza y arquitecturas	34
Fig. 2.11	Gráfica de la espiral de Arquímedes	35
Fig. 2.12	Triángulos de velocidades para puntos de entrada en un rodete.	37
Fig. 3.1	Viscosidad contra temperatura a diferentes velocidades de cizalla del PEAD.	43

Fig. 3.2	Tipos de máquinas de microinyección	47
Fig. 3.3	Sección longitudinal de la unidad de plastificación	48
Fig. 3.4	Husillo de disco	48
Fig. 3.5	Espiral de Arquímedes diseñada	49
Fig. 3.6	Movimiento del tornillo en una máquina de inyección convencional [1]	50
Fig. 3.7	Movimiento de la espiral en una máquina de micro inyección	51
Fig. 3.8	Mecanismo de inyección	52
Fig. 3.9	Sección transversal del émbolo de precisión sobre la cámara de micro inyección	53
Fig. 3.10	Modelo 3D del husillo de disco, y las condiciones de frontera	53
Fig. 3.11	Componente tangencial de la velocidad a la entrada del husillo	54
Fig. 3.12	Componentes de la velocidad en la sección transversal al husillo y perpendicular al canal, β y α son ángulos de diseño para la configuración del canal	55
Fig. 3.13	a) Vista superior del modelo mallado, b) Modelo mallado en 3D	56
Fig. 3.14	Proporciones estandarizadas del husillo para materiales termoplásticos, 1.- alimentación, 2.- compresión y 3.- entrega	56
Fig. 3.15	Condición inicial del modelo	58
Fig. 3.16	Molde de una aguja hipodérmica biomimetizada	59
Fig. 3.17	Modelo simplificado para la microinyección, a) modelo 3D del negativo-aguja, b) vista transversal del modelo simplificado.	59
Fig. 3.18	Convergencia del modelo de molde para microinyección	60
Fig. 4.1.	Resultado de MEF del comportamiento del campo de velocidad en el husillo de disco.	64
Fig. 4.2	Secciones S_n del canal para el modelado del flujo	65
Fig. 4.3.	Resultado MEF de las líneas de flujo, a) con una densidad uniforme de distribución en las líneas de flujo de 0.03, b) con una densidad uniforme distribución en las líneas de flujo de 0.01	65

Fig. 4.4.	Sección A-A' vista transversal de las líneas de flujo	66
Fig. 4.5	Líneas de flujo en la sección transversal.	67
Fig. 4.6.	Comportamiento de las líneas de flujo en la entrada	67
Fig. 4.7.	Comportamiento de las líneas de flujo en la salida y en la punta de la aguja.	68
Fig. 4.8.	Comportamiento de las líneas de flujo en los respiraderos.	68
Fig. 4.9	Comportamiento de las líneas de flujo en la espiga y a lo largo del modelo.	69
Fig. 4.10.	Condiciones de frontera, a) vista lateral del molde y b) vista superior del molde.	70
Fig. 4.11	Comportamiento general del flujo a través del molde con una densidad uniforme de distribución de 0.0115 para la configuración_02, a) vista superior del molde, b) vista lateral del molde.	71
Fig. 4.12	Comportamiento del flujo a la entrada del molde con una densidad uniforme de distribución de 0.0115, a) vista lateral del molde, b) vista superior del molde	71
Fig. 4.13.	Comportamiento del flujo en la punta del molde con el perfil de la punta de una aguja biomimetizada y con una densidad uniforme de distribución de 0.0115 en las líneas de flujo.	72
Fig. 4.14.	Comportamiento del flujo en la sección transversal media del molde con una densidad uniforme en la distribución de las líneas de flujo de 0.0115.	72

Lista de tablas

Tablas		Página
Tabla 1.1	Comparación de las propiedades mecánicas polímero-acero [3].	3
Tabla 2.1	Procesos para la transformación del plástico [1].	20
Tabla 3.1	Propiedades de la matriz polimérica.	43
Tabla 3.2	Propiedades mecánicas de los nanotubos de carbono [9].	44
Tabla 3.3	Propiedades del material compuesto.	45
Tabla 3.4	Parámetros de diseño.	46
Tabla 3.5	Parámetros de diseño	50
Tabla 3.6	Condiciones de frontera del modelo	57
Tabla 3.7	Condiciones iniciales del modelo	57
Tabla 4.1	Diferentes configuraciones para el llenado del molde	73

Introducción

El uso de agujas hipodérmicas de acero es una herramienta invasiva necesaria en todos los centros hospitalarios y cuidados de la salud. Factor importante en la propagación de infección de las enfermedades entre las personas en grupos específicos como los pacientes de los países en desarrollo debido a la reutilización de las agujas hipodérmicas de acero mal esterilizadas. En 2012, la producción del sector de dispositivos médicos alcanzó un valor de 635 millones de dólares y se estima que, gracias a las nuevas tecnologías y tendencias demográficas, para el período 2012-2020 la tasa media de crecimiento anual (TMCA) será de 7.6% y para 2020 la producción mundial alcanzará los 1,138 millones de dólares [1].

México produce anualmente 127,176 millones de pesos y consume 92,964 millones de pesos tan solo en dispositivos médicos; ocupa el tercer lugar en exportación de agujas tubulares y de sutura [2].

Actualmente sobre esta herramienta médica se hacen investigaciones alrededor del mundo, desde la geometría de la punta hasta la composición del material utilizado para su fabricación. En el mercado actual, el acero es el material primario para su fabricación, sin embargo, la reutilización o la eliminación total del dispositivo médico representa un punto clave para la generación de diversos problemas. La tendencia en las investigaciones sobre agujas hipodérmicas es reemplazar las agujas de acero por agujas plásticas [3]; bajo esta tendencia, el interés en los procesos de transformación del plástico crece, principalmente en el proceso de moldeo por inyección, por ser un proceso versátil y por la producción en masa que exigen los dispositivos médicos. Bajo los principios de la inyección convencional surge la microinyección, un proceso indiscutible para la creación de piezas en miniatura que incorporan micro características [4], y abriendo campo en la investigación de nuevos dispositivos médicos.

Por lo tanto, la importancia de investigar el moldeo por microinyección aplicado a dispositivos médicos y el control de los parámetros para la fabricación de calidad, además, con las nuevas tecnologías en la composición de materiales compuestos, el plástico y sus derivados en matriz-refuerzo representan un campo de aplicación con retos que la ciencia debe abarcar.

En este trabajo se propone y se diseña un sistema de moldeo por microinyección para la fabricación de agujas hipodérmicas plásticas biomimetizadas, se concluye con el análisis y modelado de las partes principales que integran el modelo de máquina diseñada como el elemento plastificador, y el comportamiento del flujo en el proceso de moldeo por microinyección.

El contenido sintetizado de los capítulos desarrollados se presenta a continuación, dando un panorama general del contenido.

Capítulo I. Se dan a conocer las investigaciones desarrolladas sobre la fabricación de agujas hipodérmicas plásticas, y se revisan las investigaciones realizadas hasta el momento alrededor del mundo en materia de los procesos de transformación que se utilizan para moldear los polímeros o materiales compuestos aplicados a dispositivos médicos.

Capítulo II. Se describe la teoría básica, los conceptos relacionados con el moldeo por inyección de termoplástico, los parámetros que describen la reología de los polímeros en estado fundido, así como los parámetros para la modificación de la espiral de Arquímedes aplicados al sistema de moldeo por microinyección.

Capítulo III. Se presentan los parámetros de diseño, se seleccionó el material termoplástico, el diseño del sistema de microinyección y la selección de los parámetros de la aguja para el moldeo por micro inyección, además se presentan las condiciones de simulaciones por MEF del proceso de moldeo por microinyección de termoplásticos a través del husillo durante y el llenado del molde.

Capítulo IV. En el presente capítulo se presentan los resultados de los modelados por MEF del comportamiento del flujo a través del husillo en el proceso de plastificación y

el llenado del molde bajo las condiciones de microinyección con la geometría del perfil del molde que se diseñó con características de una aguja hipodérmica biomimetizada.

Capítulo V. En este capítulo se redactan las conclusiones y los trabajos futuros.

Referencias bibliográficas

- [1]. – INEGI, 2013, Global Insight, Revista ProMéxico.
- [2]. – Paulo Hernández de Toledo, Gibran Quiroga, 2013, La industria de dispositivos médicos 2012, Pro México Inversión y Comercio.
- [3]. - Hoyeon Kim, 2004, Fabrication and analysis of plastic hypodermic needles by micro injection molding, Georgia Institute of Technology, Thesis for the Degree Master, Georgia.
- [4]. - B. Sha, S. Dimov, C. Griffiths, M.S. Packianather, 2006, Investigation of micro-injection moulding: Factors affecting the replication quality, Journal of Materials Processing Technology 183, 284–296.

Objetivo, metas y alcances

Objetivo general

- Estudiar y optimar el flujo de un polímero en un sistema de micromoldeo por el MEF, para la fabricación de agujas poliméricas biomimetizadas.

Metas

- Diseño de un sistema de inyección para agujas plásticas incluyendo los efectos de fricción durante la inyección.
- Analizar el comportamiento del flujo de un polímero en el proceso de micromoldeo utilizando el MEF.
- Determinar las condiciones de inyección óptimas para agujas biomimetizadas.

Alcances

- Diseñar un sistema de micro inyección para la manufactura de un rango de calibres de agujas hipodérmicas biomimetizadas
- Analizar los vectores de velocidad a la entrada del husillo tipo espiral para su diseño.
- Diseñar el sistema de inyección con cero desperdicios de material fundido.
- Análisis del comportamiento del flujo en el proceso de micro inyección del molde.
- Concluir con las condiciones óptimas de inyección para el sistema de micro inyección

CAPÍTULO I

ESTADO DEL ARTE

1.1.- Introducción

El objetivo de este capítulo es dar a conocer al lector las investigaciones desarrolladas sobre la fabricación de agujas hipodérmicas plásticas, siendo una herramienta invasiva en el campo de la medicina, su uso representa un método invasivo y lacerante. El constante estudio de las agujas hipodérmicas proporciona retos tecnológicos que la ciencia debe abarcar, es por ello, que en este capítulo se revisan las investigaciones realizadas hasta el momento alrededor del mundo en materia de los procesos de transformación que se utilizan para moldear los polímeros o materiales compuestos aplicados a dispositivos médicos.

1.2 Introducción a las agujas hipodérmicas plásticas

Durante muchas décadas, los médicos han usado las agujas hipodérmicas metálicas para inyectar medicamentos u obtener sangre de los pacientes. Estas agujas tienen muchos puntos críticos debido a las múltiples infecciones que se generan en la reutilización sin esterilizar y problemas con pinchazos de agujas. Como la tecnología utilizada para agujas hipodérmicas mejoró, las inyecciones son más seguras, menos dolorosas y más comunes. Sin embargo, en un mundo en desarrollo, estos problemas no se han reducido mucho. Se cree que más de la mitad de las inyecciones en el mundo son inseguras por la exposición de los pacientes al riesgo de infecciones por hepatitis, VIH, etc. [1]. Se han reportado muchas infecciones secundarias que resultan de múltiples usos de agujas sin esterilizar adecuadamente.

1.2.1.- Ventajas de las agujas hipodérmicas plásticas

Una aguja hipodérmica plástica se puede desechar fácilmente. Los materiales plásticos pueden ser degradados y se funden a temperaturas relativamente bajas comparados con los metales que deben ser calentados a temperaturas superiores de 1000 °C para fundirse. Además las instalaciones de fundición de alta temperatura para el reciclado de agujas metálicas no son rentables. Las agujas de plástico pueden ser eliminadas o desechadas fácilmente debido a su bajo punto de fusión, comparado con las agujas metálicas que se funden a altas temperaturas. Después del uso se puede poner en un proceso ordinario de reciclaje sin tratamiento especial alguno, tal como la separación de agujas metálicas de las jeringas de plástico. Por otra parte, la canalización intravenosa es un método de acceso directo a la circulación venosa, ya sea periférica (CIVP) o central (CIVC), convirtiéndose en una práctica indispensable que permite la administración de fluidos, fármacos, nutrición parental y control hemodinámico del paciente, el proceso de cateterización intravenosa consiste en insertar un catéter en el paciente; la aguja introductora que pasa a través del catéter como se muestra en la figura 1.1 crea el acceso de la tubería del catéter a la vena, con la tendencia del reemplazo de las agujas de acero por las de plástico la cateterización reduciría sus efectos de infecciones, un reciclado

económico. También reducirá el dolor durante la inyección porque una aguja flexible hará menos daño en los tejidos [2].

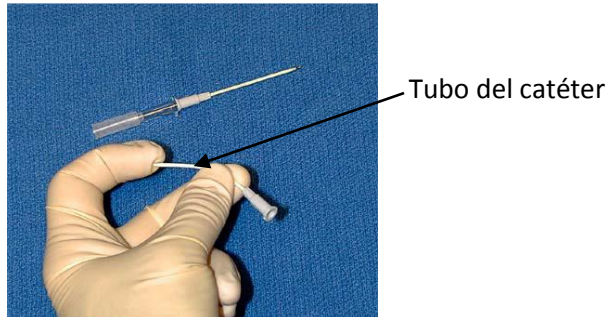


Figura 1.1. Catéter intravenoso [2].

1.2.2. – Desventajas de las agujas hipodérmicas plásticas

La desventaja de las agujas hipodérmicas plásticas es su resistencia, la baja rigidez de los plásticos comparado con el acero utilizado en las agujas hipodérmicas de metal. El módulo Young del plástico es el 1% del acero. En la tabla 1.1 se comparan las propiedades mecánicas de un polímero con las del acero [2]. Debido a estas propiedades, una aguja podría romperse y permanecer en el cuerpo después de la inyección. Estos inconvenientes han impedido la aceptación de las agujas hipodérmicas plásticas. Sin embargo la ciencia de los materiales dispone de nanocompuestos para una aplicación en la composición de las agujas hipodérmicas plásticas [2].

Tabla 1.1. Comparación de las propiedades mecánicas polímero-acero [3]

Propiedad	Polímero (PE)	Acero
Densidad ($\frac{g}{cm^3}$)	0.94	6.92-9.13
Resistencia a la tensión (MPa)	28-36	205-1705
Elongación (%)	400-900	36
Módulo de Young (GPa)	0.71	190-210

1.3.- Antecedentes de las agujas hipodérmicas plásticas

Cada año, miles de millones de personas reciben inyecciones con agujas hipodérmicas de acero. El acero es actualmente el único material utilizado para producir en masa agujas hipodérmicas. Es ventajoso, ya que es un material sólido y adecuado para penetrar la piel humana. Sin embargo, las combinaciones de aguja-jeringa deben ser esterilizadas para su uso y como resultado, están diseñadas para ser utilizadas de forma segura sólo una vez [4]. En los países en desarrollo, la adecuada eliminación de agujas y jeringas presenta un problema. La reutilización de agujas causa decenas de millones de contagios de hepatitis e infecciones de VIH cada año [5]. Por lo tanto, existe un potencial significativo para agujas hipodérmicas plásticas como una alternativa a las agujas de acero que se encuentran en el mercado. Las agujas de plástico pueden reducir la reutilización y aumentar las oportunidades para ser desechadas adecuadamente.

Las agujas de plástico también facilitan la eliminación de desechos médicos, ya que es más fácil de reciclar las agujas y jeringas en productos útiles. Los temas relacionados con la adecuada eliminación de residuos médicos y las inyecciones inseguras se han documentado [6-11].

El costo es un problema importante, especialmente para los países que carecen de recursos y materiales para la eliminación adecuada de los residuos médicos en desarrollo. Debido a la eliminación inadecuada, el mecanismo de inyección se vuelve inseguro con frecuencia, lo que resulta en la propagación de enfermedades de transmisión sanguínea y como resultado, se han hecho muchos intentos para proporcionar una eliminación segura y evitar la reutilización de las agujas. Algunas tecnologías se enfocan en una mejor destrucción de las agujas existentes [6, 7, 9], mientras que otros se centran en la prevención de la reutilización, pero no se hace nada para su adecuada eliminación [12-16].

Otro enfoque consiste en perfeccionar las agujas de modo que su eliminación y la reutilización no representen un problema. Para ciertos medicamentos, las microagujas pueden ser un medio eficaz para la inyección de medicamento, en tanto el metal, la

silicona y las microagujas poliméricas biodegradables se han estudiado ampliamente [17-20].

Por lo tanto, las agujas hipodérmicas seguirán siendo el medio principal para el transporte de la mayoría de los medicamentos, es por ello que se deben atender los retos que presentan para resolver los problemas de eliminación y reutilización.

Se han registrado prototipos de agujas hipodérmicas plásticas que fueron producidas y probadas [2], estas fueron fabricadas mediante moldeo por inyección utilizando un núcleo metálico. Otro grupo de investigación diseñó agujas de polímeros específicamente para los pacientes con necesidad de una dosis de insulina [21]; estos aportes se centran principalmente en la fabricación de agujas hipodérmicas plásticas, proporcionando así la tendencia de los problemas que la ciencia debe abarcar. Así, en cenidet se realizó el diseño de la punta de una cánula de un catéter intravenoso por biomimetismo de la probóscide de un mosquito, concluyendo con un nuevo diseño de la punta de una aguja con inspiración en las formas geométricas y función de la probóscide del mosquito [22].

Para esta tesis, abordar las tendencias de las agujas hipodérmicas plásticas, es la base para continuar el estudio sobre el proceso de fabricación de agujas plásticas, es por ello que en el siguiente apartado se detallan las tendencias y métodos para la fabricación de este tipo de agujas.

1.4.- Introducción al moldeo por microinyección

El avance tecnológico en el campo del moldeo por inyección de plásticos se ha incrementado por el uso de sistemas de control, también en el uso y separación de etapas de mezclado para perfiles diseñados bajo dinámica de fluido computacional. El principio de funcionamiento para las máquinas convencionales de moldeo por inyección se conserva y consiste en la aplicación del tornillo sin fin, inventado en el siglo III a. C. por Arquímedes [23], este principio de inyección se aplica a diferentes materiales, entre ellos los polímeros; sin embargo, el avance tecnológico en el campo de la ciencia de los materiales plásticos compuestos ha generado un reto en el análisis para el control del moldeo por inyección, dando lugar a la modificación de parámetros como: capacidad de

inyección, presión de inyección, velocidad de inyección, fuerza de cierre, temperatura de inyección, control de temperatura del molde, tiempo de inyección inicial, tiempo de compactación, tiempo de enfriamiento, entre otros.

El moldeo por inyección de plásticos normalmente se realiza en máquinas convencionales como se muestra en la figura 1.2, en una vista con corte que muestra las partes del tornillo recíprocante.

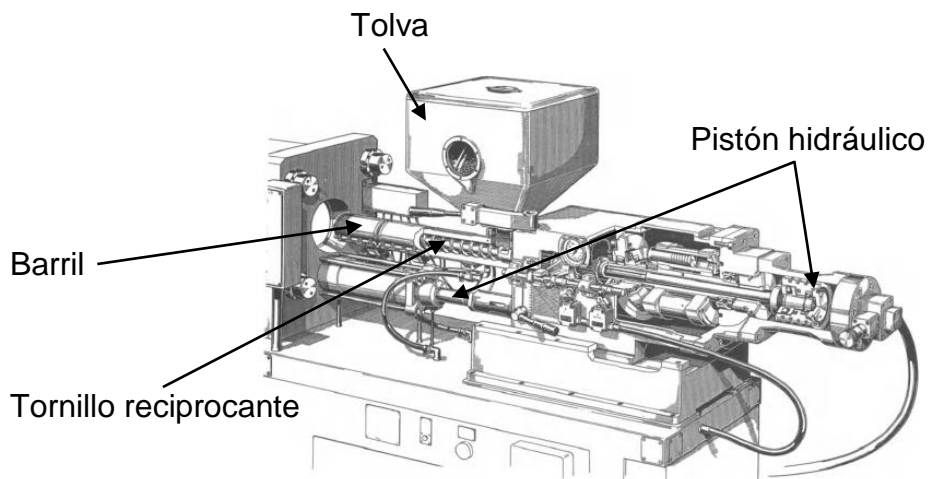


Figura 1.2. Vista en corte de una máquina de moldeo por inyección [24]

El moldeo por inyección se ha optimizado para la producción en masa y piezas de gran volumen; una cantidad de plástico se funde dentro del barril, sin embargo solo se necesita unos pocos gránulos de plásticos para hacer una aguja hipodérmica u otras piezas a micro escala y como resultado, una gran cantidad de plástico fundido se queda en el barril al hacer piezas pequeñas en una máquina convencional. Durante el proceso de inyección, este plástico fundido puede degradarse fácilmente debido al tiempo de residencia, reduciendo así las propiedades mecánicas del material en las piezas finales. Por lo tanto, las máquinas de moldeo por inyección convencional no son apropiadas para el moldeo de micro partes. En este trabajo se propone el moldeo por microinyección para fabricar agujas hipodérmicas plásticas, ya que se encuentran dentro del rango de microinyección debido a su tamaño y volumen. Partiendo de los principios de la inyección convencional, la microinyección establece un proceso de transformación del plástico a micro escala.

La terminología microinyección es usada cada vez más de forma vulgar o coloquial, como todo lo micro, para referirse intuitivamente a componentes o productos de tamaño pequeño con respecto a lo habitual o hasta el momento conocido en cada uno de los sectores de aplicación. Esta aproximación no es técnicamente correcta ni refleja las oportunidades o retos que la verdadera microinyección puede ofrecer y exigir.

Actualmente no existe una completa homogeneidad en las diferentes versiones en las definiciones dadas por expertos en publicaciones, bibliografía o eventos relacionados con la microinyección, esto debido a que cada uno define el aspecto micro en base a parámetros físicos diferentes, ya sean el peso, el tamaño, la razón de forma, etc.

La microinyección se puede definir con un enfoque no académico y considerando los parámetros físicos mencionados anteriormente. Así, la microinyección de polímeros termoplásticos se puede definir como el proceso productivo basado en la termo fusión e inyección a presión de un termoplástico en una micro cavidad de un molde, entendiendo como micro cavidad aquella en que el peso de la pieza resultante sea inferior a 0.1 gramos, moviéndose habitualmente en el orden de la centésima o milésima de gramo, que y/o tiene un tamaño del orden de pocos milímetros y que y/o su factor de forma es del orden de 1/50 [25].

Por otra parte, los retos que la microinyección presenta se reflejan en las investigaciones que se llevan a cabo alrededor del mundo. Existen aportaciones de Yao y Kim et al., que investigaron los principales factores en estado fundido de polímeros, así como la temperatura del molde, la velocidad de inyección y la presión debido a sus efectos directos sobre la propiedad de flujo fundido en el moldeo por inyección convencional y moldeo por microinyección. Las principales conclusiones de estos estudios son que las altas temperaturas de fusión, moldeo y alta velocidad de inyección tienen un efecto positivo en el flujo de la masa fundida en pequeñas cavidades [26]. La alta temperatura no solo existe en el fenómeno de fusión, también se refleja en los moldes como informan Wimberger - Friedl y Shen et al., que una temperatura alta del molde por encima de la temperatura de transición vítrea de los polímeros o cerca de su temperatura de fusión es el factor más importante para la mejora de la capacidad de llenado en moldeo de microinyección [27, 28].

Una alta temperatura del molde puede resultar en defectos inducidos por la temperatura en micro cavidades y también podría aumentar el tiempo de ciclo y el costo de procesamiento debido a la necesidad de calentamiento y enfriamiento adicional en dispositivos como documenta Madou [29, 30].

Por otra parte Yu et al., investigaron el efecto de la distancia con micro cavidades que existe entre la entrada del material fundido al molde y la profundidad de los canales a rellenar; el resultado mostró que los micro-canales cerca del final de la trayectoria del flujo estarían llenados de forma uniforme [31]. Williams, et al., también documentó sobre el llenado del molde de inyección para materiales termoplásticos centrándose en el flujo de material en los canales circulares de pared fría y de pared caliente [32].

Siguiendo una secuencia en las investigaciones que se han documentado en materia del llenado de los moldes Cox, et al. aportan un análisis de la influencia directa de la velocidad de inyección con aspectos relacionados con la pieza final, como las características mecánicas, el acabado superficial y las dimensiones, incluyendo la influencia de las cargas de materiales de refuerzo sobre el polímero [33].

El enfoque de las investigaciones cada vez tiende a la modificación y el análisis de los parámetros físicos del moldeo por inyección. Kamal, et al., plantea un modelo matemático, basado en la conjunción de las ecuaciones de continuidad, cantidad de movimiento y energía en fluidos, válido para su aplicación sobre geometrías básicas no complejas en el moldeo por inyección de termoplásticos [34]. Como base, Wu, et al. evalúa el llenado de una geometría circular inyectada por su centro [35], pero al continuar con estas tendencias no se esclarecen los planteamientos actuales que presenta la microinyección.

Proponer una geometría no compleja se traduce en reducir el avance tecnológico y obstaculizar el análisis de variables que rigen la microinyección, por ello, otras investigaciones introducen un método gráfico basado en el análisis dimensional con el que se determina la presión de inyección y la fuerza de cierre requeridas para la dinámica de llenado del molde, como lo documenta Stevenson [36]. Desde este punto de análisis, Bushko, et al., plantea un modelo para cuantificar las interacciones entre varios parámetros, como son: el molde, la temperatura de fusión del polímero, el espesor de la

geometría y la presión de compactación aplicada sobre los esfuerzos residuales y la contracción de piezas planas [37]. El estudio de dichos parámetros en cuestión del moldeo por inyección y microinyección establecen la tendencia de los materiales termoplásticos para la fabricación de micro piezas. Existe un número de polímeros que pertenecen a la clasificación de termoplásticos, facilitando el reciclado y aumentando la aplicación, como es el caso de los materiales compuestos a base de polímeros; como resultado surgen líneas de investigación alrededor del mundo sobre materiales compuestos, esto representa un avance en materia de moldeo por microinyección, proporcionando las herramientas para optimizar las propiedades mecánicas en micro piezas como las agujas hipodérmicas plásticas. En la actualidad los materiales reforzados con una matriz de polímero representan un tema de estudio y la tendencia se detalla en el siguiente tema.

1.5.- Materiales compuestos

Un material compuesto es básicamente un sistema de materiales formado por dos o más fases distintas, cuya combinación proporciona propiedades que son diferentes y mejores a las de sus constituyentes. En la figura 1.3, y 1.4 se ilustra la configuración básica de un material compuesto reforzado con fibras. De manera general se considera a un material compuesto como un material bifásico, lo que refleja la importancia de cada una de las fases constituyentes. Es decir, la combinación de propiedades debe ser adecuada, para que el resultado obtenido sea un material con propiedades mejoradas de manera significativa [38].



Figura 1.3. Configuración básica de los materiales compuestos [38].

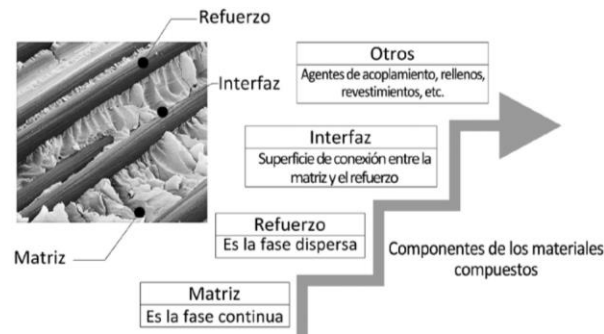


Figura 1.4. Materiales compuestos [39].

Las figuras anteriores muestran los elementos de un material compuesto, que consiste de una matriz polimérica y un material de refuerzo, estos componentes están caracterizados en cuatro etapas que son: el material base o matriz que es una fase continua, el refuerzo es una fase dispersa y le proporciona propiedades mecánicas a la matriz, la interfaz es la superficie de conexión entre la matriz y el refuerzo y finalmente los agentes de acoplamiento o revestimiento con que se trata el material compuesto proporcionándole propiedades especiales de aplicación.

Estos materiales compuestos tienen propiedades variadas. Así que, combinar propiedades como elevada resistencia mecánica, bajo peso, rigidez e incluso alta resistencia a la temperatura, mejoran sus propiedades mecánicas [40, 41].

En un material compuesto la matriz desempeña varias funciones, fundamentalmente es la fase continua, la cual engloba y soporta los elementos de refuerzo, otorgando consistencia y continuidad al material. Entre las funciones básicas se tienen las siguientes:

- Aglutinar los refuerzos.
- Transferir las cargas aplicadas sobre la matriz hacia los refuerzos.
- Proteger la superficie de los refuerzos de la abrasión mecánica.
- Proveer al refuerzo de una barrera contra los efectos del medio ambiente tales como la humedad.

En caso de que el material esté reforzado con fibras, la matriz debe proveer soporte lateral contra la posibilidad de pandeo de las mismas bajo cargas de compresión [19], es el caso en las agujas hipodérmicas que sufren pandeo durante la penetración en la piel.

Esta tendencia de modificar las propiedades mecánicas de los polímeros es lo que reporta A. Gupta et al., al añadir nanotubos de carbono a matrices poliméricas reducen su resistencia eléctrica y térmica; así, una carga en el orden del 0.021% de nanomaterial mejora la conductividad eléctrica de la matriz, a la vez que preserva las propiedades ópticas y reológicas del polímero [43]- Con esta tendencia en la aplicación de los nanotubos de carbono (NTC) se logra la optimización adecuada de los materiales compuestos o aumentar un parámetro en específico, como lo reporta H. Lee con sus estudios en donde revela que la adición de una pequeña carga de nanotubos de carbono a una matriz de poliestireno genera un incremento en el módulo de Young de un 50% con relación al poliestireno puro [44]. Es así, que M. Cadek y sus colaboradores confirman el hecho de un incremento significativo en el módulo de elasticidad y en la dureza de una matriz de polivinil alcohol (PVA) reforzada con el 1% de nanotubos de carbono [45].

Por su parte, E. Choi aborda los estudios con una matriz polimérica y muestran un incremento correspondiente al 300% en la conductividad térmica de la resina epóxica al incorporarle un 3% de nanotubos de carbono [46]. El avance que ha proporcionado los NTC a la ciencia de los materiales genera innovadoras posibilidades para el campo de los dispositivos médicos, modificando la composición, apariencia, propiedades térmicas, mecánicas, eléctricas y ópticas. En el caso especial de un dispositivo médico, como la aguja hipodérmica de acero, la tendencia de esta herramienta en el campo de la medicina es el reemplazo con los nuevos materiales compuestos a base de polímeros.

Otras aportaciones relacionadas con la reología de los polímeros lo documenta Kalay, et al., quien relaciona las condiciones de un proceso de transformación, como el moldeo por inyección, con las propiedades físicas de las piezas obtenidas, concluyendo con un control de los parámetros del proceso para controlar la rigidez de la pieza obtenida sin tener pérdidas de resistencia [47]; sin embargo, un control en la orientación del cizallamiento en el polímero en estado fundido, aumenta cuatro veces su módulo de Young y cinco veces su resistencia última a la tensión comparado con el moldeo por inyección convencional, como lo informa Gurhan Kalay et al., al analizar las propiedades mecánicas del HDPE [48].

En el 2007 Diabb presentó las bases para el crecimiento y orientación controlada de núcleos en polímeros, donde concluye con el diseño y construcción de un dispositivo para fundir y mantener al polietileno en condiciones necesarias para orientar partículas magnéticas; se observó que con la aplicación de un campo magnético se formaron cadenas de partículas, conformando estructuras internas en la matriz polimérica [49].

En base a la revisión bibliográfica se visualiza la tendencia de los dispositivos médicos, principalmente las agujas hipodérmicas de acero, que desarrollan múltiples problemas como la eliminación, reciclaje, transmisión de infección y la reutilización sin una adecuada esterilización. Como resultado, reemplazar las agujas hipodérmicas de acero por las de plástico es una de las hipótesis de este trabajo para resolver los problemas relacionados, además el enfoque a la fabricación de dispositivos médicos se plantea con una producción en masa, para evaluar los resultados sobre la demanda de agujas hipodérmicas que consume la sociedad actual. Bajo estas circunstancias, la demanda en fabricación de equipos médicos tiende al uso de los procesos de fabricación de ciclos rápidos. El moldeo por inyección cumple con los requisitos tecnológicos; cabe mencionar que las máquinas convencionales limitan la óptima fabricación de micro piezas. Considerando las aportaciones de las investigaciones realizadas hasta el momento, este trabajo plantea la aplicación del moldeo por microinyección para la fabricación de agujas hipodérmicas biomimetizadas mediante la microinyección de un polímero o material compuesto, que permitan optimizar las propiedades mecánicas de la pieza final.

Concentrando la aplicación de materiales compuestos con matriz polimérica, el molde por microinyección y las nuevas tendencias de diseños en agujas hipodérmicas plásticas, se establecen las bases para el desarrollo de esta tesis.

1.6.- La espiral de Arquímedes

La aplicación de la espiral de Arquímedes se remonta al año 1724, Jacob (1674 – 1727) diseñó una rueda para verter agua a un punto más alto de la superficie terrestre, montó unos tubos curvados en una rueda que al girar la rueda el agua se elevaba forzosamente

hasta el eje de la misma, la corriente del río sirve al mismo tiempo para accionar el mecanismo de elevación como se muestra en la figura 1.5 [50].

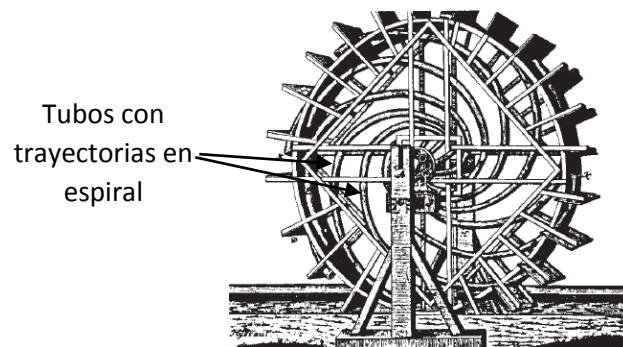


Figura 1.5. Herramienta para elevar agua [50]

La figura anterior se forma por una serie de tubos curvados que representan la forma geométrica de la espiral. Esta similitud en la actualidad se aplica en rodetes de bombas centrífugas, turbinas hidráulicas y representa la base del diseño de husillo de disco que se presenta en este trabajo.

1.7. - Referencias bibliográficas

- [1]. - Miller, M. A. and Pisani, E. 1999, The cost of unsafe injections, Bulletin of the World Health Organization, 77 (10), pg 808.
- [2]. – Hoyeon Kim, 2004, Fabrication and analysis of plastic hypodermic needles by micro injection molding, Georgia Institute of Technology, Thesis for the Degree Master, Georgia.
- [3].- Angelova, N., Hunkeler D. 1999, Rationalizing the design of polymeric biomaterials, Trends in Biotechnology, Volume 17, Issue 10, (Vol 17). pp. 411-412.
- [4]. – Eric Busillo, 2008, Characterization of plastic hypodermic needles, Georgia Institute of Technology, Thesis for the Degree Master of Science in Mechanical Engineering, Georgia.
- [5]. - Miller, M.A. and E. Pisani, 1999, The cost of unsafe injections, Bulletin of the World Health Organization, 77(10), pg. 808.
- [6].- Tamplin, S.A. et al, 2005, Issues and options for the safe destruction and disposal of used injection materials, Waste Management, 25, pp. 655-665.
- [7]. - Mujeeb, Syed Abdul et al, 2003, Recycling of Injection Equipment in Pakistan. Infection Control and Hospital Epidemiology, 24:2, pp. 145-146.
- [8]. - Kou, U.K. 2001, The costs of waste management of sharps from immunization activities: a case study from South Africa, Department of Vaccines and Biologicals, Unpublished WHO report.
- [9]. - Haltmeier, Mark et al, 2002, Putting injection waste out of harm's way, GAVI Immunization Focus, pp. 6-8.
- [10]. - Ekwueme, Donatus U. et al, 2002, Model-based estimates of risks of disease transmission and economic costs of seven injection devices in sub-Saharan Africa, Bulletin of the World Health Organization, 80(11), pp. 859-870.

- [11]. - Hauri, Anja M. et al, 2004, The global burden of disease attributable to contaminated injections given in health care settings, *International Journal of STD & AIDS*, pp. 7-16.
- [12]. -Lloyd, J.S. and J.B. Milstien, 1999, Auto-disable syringes for immunization: issues in technology transfer, *Bulletin of the World Health Organization*. 77(12), pp. 1001-1007.
- [13]. - Nelson, C.M. et al, 1999, Use of SoloShot autodestruct syringes compared with disposable syringes, in a national immunization campaign in Indonesia, *Bulletin of the World Health Organization*, 77(1), pp. 29-33.
- [14]. - Hutin, Y.J.F. and R.T. Chen, 1999, Injection safety: a global challenge, *Bulletin of the World Health Organization*, 77(10), pp.787-788.
- [15]. - Battersby, A. et al, 1999, Sterilizable syringes: excessive risk or cost-effective option, *Bulletin of the World Health Organization*, 77(10), pp. 812-819.
- [16]. - Steinglass, R. et al, 1995, Safety, effectiveness and ease of use of a non-reusable syringe in a developing country immunization programme, *Bulletin of the World Health Organization*, 73(1), pp. 57-63.
- [17]. - McAllister, Devin V. et al, 2003, Microfabricated needles for transdermal delivery of macromolecules and nanoparticles: Fabrication methods and transport studies, *PNAS*, 100(24), pp. 13755-13760.
- [18]. - Haider, Ishaq et al, 2001, Biomedical and Fluid Flow Characterization of Microneedle Based Drug Delivery Devices, *American Society of Biomechanics, 25th Annual Meeting*.
- [19]. - Chandrasekaran, Shankar et al, 2003, Characterization of Surface Micromachined Metallic Microneedles, *Journal of Microelectromechanical Systems*, 12(3), pp. 289-295.
- [20]. - Park, Jung-Hwan, et al, 2005, Biodegradable polymer microneedles: Fabrication, mechanics and transdermal drug delivery, *Journal of Controlled Release*, 104, pp. 51-66.
- [21]. - Love, Jo and Allen Green, 2003, A Novel Polymer Needle For Insulin Delivery, *Medical Device Technology*, pp. 22-23.

[22].- Elsie Vanessa Ensaldo Renteria, 2013, Diseño de la Punta de una Cánula de un Catéter Intravenoso por Biomimetismo de la Probóscide de un Mosquito, CENIDET, tesis de maestría, Cuernavaca, Morelos, México.

[23].- Fonseca paredes franklin patricio, junio 2011, diseño, construcción e implementación del tornillo de Arquímedes en el tubo de escape del vehículo corsa wind del laboratorio diesel - gasolina, con el fin de elevar los parámetros de potencia y eficiencia, escuela politécnica del ejército, proyecto previo a la obtención del título de ingeniero automotriz, Latacunga.

[24].- Dominick V. Rosato, P.E. et al. 2000, Injection Molding Handbook, Library of congress cataloging – in – publication Data, Handbook, New York.

[25]. – Miguel Ángel Ramos, Junio 2011, La micro-inyección, mucho más que piezas de plástico muy pequeñas, REVISTA DE PLÁSTICOS MODERNOS, 101(658), 419-424, Crta. Zaragoza Km 67.

[26]. - B. Sha, S. Dimov, et al., 2007, Investigation of micro-injection moulding: Factors affecting the replication quality, The Manufacturing Engineering Centre, Cardiff University, Cardiff CF24 3AA, Journal of Materials Processing Technology 183 (2007) 284–296, United Kingdom.

[27]. - R. Wimberger-Friedl, 2002, Injection molding of sub- μm grating optical elements, in: H.-P. Heim, H. Potente (Eds.), Specialized Molding Techniques, Plastic Design Library, Norwich, NY, 2001, pp. 149–155.] [Y.K. Shen, S.L. Yeh, S.H. Chen, Three-dimensional non-newtonian computations of micro-injection molding with the finite element method, Int. Commun. Heat Mass Transfer 29 (5) 643–652.

[28]. -Y.K. Shen,W.Y.Wu, 2002, An analysis of the three-dimensional micro-injection molding, Int. Commun. Heat Mass Transfer 29 (3) 423–431.

[29]. - M.J. Madou, 2002, Fundamentals of Microfabrication: The Science of Miniaturization, CRC Press, Boca Raton.

[30]. - V.K. Varadan, X.N. Jiang, V.V. Varadan, 2001, Microstereolithography and Other Fabrication Techniques for 3D MEMS, John Wiley & Sons, Chichester.

- [31]. - L. Yu, C.G. Koh, J. Lee, K.W. Koelling, M.J. Madou, 2002, Experiment investigation and numerical simulation of injection molding with micro-features, *Polym. Eng. Sci.* 42 (5) 871–888
- [32]. - Williams, G. and Lord, H. A. 1975, Mold-filling studies for injection molding of thermoplastic materials .1. Flow of plastic materials in hot-walled and cold-walled circular channels, 553-568.
- [33]. - Cox, H. W. and Mentzer, C. C. 1986, Injection-molding - the effect of fill time on properties, 488-498.
- [34]. - Kamal, M. R. and Kenig, S. 1972, Injection molding of thermoplastics .1. Theoretical model, 294.
- [35]. - Wu, P. C., Huang, C. F. and Gogos, C. G. 1974, Simulation of mold-filling process, 223-230.
- [36]. - Stevenson, J. F. 1978, Simplified method for analyzing mold filling dynamics. 1. Theory, 577-582.
- [37]. - Bushko, W. C. and Stokes, V. K. 1995, Solidification of thermoviscoelastic melts .2. Effects of processing conditions on shrinkage and residual stresses, 365-383.
- [38]. - S. Mazumdar, 2003, *Composites manufacturing: Materials, product and process engineering*, 1^{ra}. ed. Estados Unidos.
- [39]. - Science Photo Lybray. “Science Photo Lybray”, 2011, Online, http://www.sciencephoto.com/image/10002/530wm/A8500256-Reinforced_plastic,_SEM-SPL.jpg
- [40]. - I. Capek, 2006, “Nanocomposite Structures and Dispersions Science and Nanotechnology- Fundamental Principles and Colloidal Particles”, 1st ed. Netherlands: Elsevier.
- [41]. - F. Ramesh, 2009, “Nanomaterials Mechanics and Mechanisms”. Baltimore, Estados Unidos: Springer.
- [42]. – V. H. Guerrero, et al. 2011, *Nuevos Materiales Aplicaciones Estructurales E Industriales*, ISBN: 978-9978-383-20-9, Primera edición, Quito-Ecuador.

[43]. - A. Gupta and V. Choudhary. 2011, “Polymer/Carbon Nanocomposites”, [Noviembre, 2011]. [Online]. http://www.intechopen.com/source/pdfs/16990/InTech-Polymer_carbon_nanotube_nanocomposites.pdf

[44] J. Leng y A. Lau, 2011, “Multifunctional polymer nanocomposites”. Estados Unidos: CRC Press.

[45]. - M. Cadek, J. N. Coleman, V. Barron, K. Hedicke, y W. J. Blau, 2002 “Morphological and mechanical properties of carbon-nanotube-reinforced semicrystalline and amorphous polymer composites”, Online, http://pdfserv.aip.org/APPLAB/vol_81/iss_27/5123_1.pdf

[46]. - Cheng, J., Feng, Y. X., Tan, J. R. and Wei, W. 2008, Optimization of injection mold based on fuzzy mold ability evaluation, 222-228.

[47]. - Kalay, G. and Bevis, M. J. 1997, Processing and physical property relationships in injection molded isotactic polypropylene .1. Mechanical properties, 241-263.

[48]. - [Gurhan Kalay, et al, 1999, the enhancement of the mechanical properties of a high density polyethylene, Wolfson Centre for materials processing, Journal of Applied Polymer Science, Vol. 73 2473-2483, John Wiley & Sons, Inc. United Kingdom].

[49].- José Manuel Diabb Zavala, 2007, Bases para el crecimiento y orientación controlada de núcleos en polímeros, CENIDET, Tesis de maestría, Cuernavaca, Morelos, México.

[50].- http://www.wilo.es/fileadmin/es/Downloads/pdf_entero.pdf

CAPÍTULO II

FUNDAMENTOS TEÓRICOS

2.1 Introducción

En este capítulo se describe la teoría básica, los conceptos relacionados con el moldeo por inyección de termoplásticos, los modelos matemáticos que describen la reología de los polímeros en estado fundido, y parámetros relacionados que establecen la base para este trabajo, así como los parámetros para la modificación de la espiral de Arquímedes aplicados al sistema de moldeo por microinyección.

2.2 Proceso del sistema de moldeo por inyección de polímeros

Recientemente la industria de los plásticos ha crecido de manera sorprendente en el campo de la medicina, sobre todo en las últimas décadas, con nuevas técnicas que mejoran los procesos de manufactura de piezas plásticas, como inyección, extrusión, inyección por soplado, etc.; en la tabla 2.1 se muestran los procesos de transformación para plástico.

Tabla 2.1. Procesos para la transformación del plástico [1]

Proceso de transformación	Proceso de transformación
Moldeo Compresión Transferencia Inyección Rotación	Moldeo por perlas expandibles
Extrusión Formas estructurales Tubería Hojas	Moldeo por inyección reactiva
Extrusión por soplado Moldeo por soplado	Moldeo por espuma estructural
Inyección por soplado	Termoformado
Estiramiento por soplado De uno o dos pasos	Moldeo por rotación
Moldeo por núcleo perdido	Superficie de moldeo por inyección.

La variedad de procesos mostrados en la tabla 2.1 surgen de las necesidades constantes que implican las condiciones finales del producto, como son: tipo de plástico, geometrías diferente, decoraciones, colores, el peso del producto, cambios en el material, reducción del número de componentes en el producto, de fácil ensamblaje, la tendencia de micro

piezas, entre otros [1]. Las ventajas y desventajas que existen entre los procesos de transformación del plástico se basan en las características finales del producto con una función específica de aplicación.

El moldeo por inyección se distingue del resto por la capacidad de fabricar piezas repetidamente con geometrías complejas a altas tasas de producción, y tiene un campo de aplicación extenso por su producción cíclica de artículos idénticos de un molde. Este método se remonta a las máquinas de envasado, inventado por los hermanos Hyatt (1872). La figura 2.1, muestra el proceso simplificado del moldeo por inyección [2].

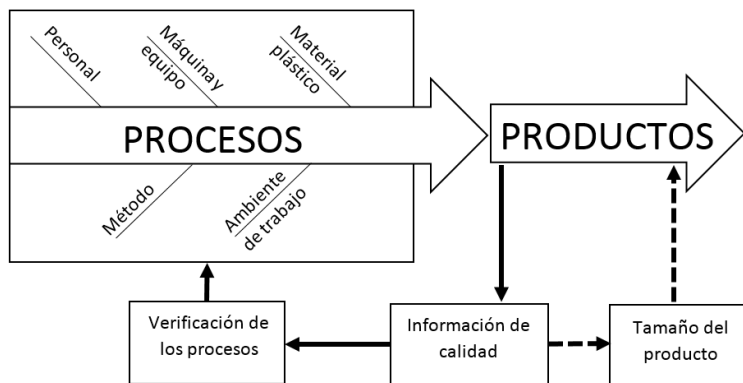


Figura 2.1. Pasos simplificados del proceso [2].

Desde entonces, varias mejoras han dado lugar a las máquinas de moldeo por inyección de uso común hoy en día; las mejoras a los procesos se han visto en tres principales áreas: las máquinas de inyección, los moldes y los plásticos. Hoy en día, con el avance de la tecnología y las herramientas computacionales, es posible simular las modificaciones en el proceso de inyección que afectan el flujo de fluido usando software gráfico.

El moldeo por inyección está integrado de componentes claves, que a lo largo de la historia se han documentado y establecen las bases para la tendencia actual de la microinyección, como se describe a continuación.

La máquina de moldeo principalmente se compone de dos unidades: la unidad de inyección que comprende una tolva, un tornillo giratorio y un barril calentado, la segunda

unidad de sujeción contiene el molde, que normalmente está hecho de dos mitades como se muestra en la figura 2.2 [3]. La disposición de materia prima es a través de la tolva, pasando por el tornillo giratorio; con ayuda de la temperatura del barril el polímero es plastificado, posteriormente es inyectado al molde, se baja la temperatura del molde para expulsar la pieza moldeada.

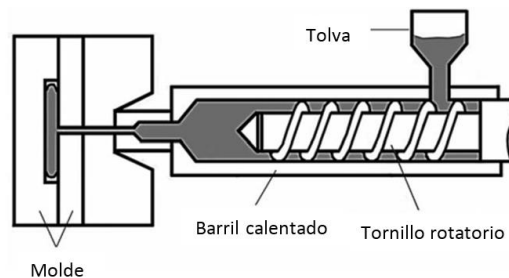


Figura 2.2. Máquina de moldeo por inyección de tornillo recíprocante [3].

La secuencia del proceso del moldeo por inyección se establece bajo cuatro etapas, que describen detalladamente el funcionamiento y las condiciones del polímero que pasa de un estado sólido a un estado líquido viscoelástico y viceversa.

2.2.1.- Etapas del sistema de inyección

Las etapas de inyección convencional establecen las bases para el proceso de microinyección, el control y la precisión son parámetros que lo distinguen en el campo.

El proceso de inyección se compone de cuatro etapas que forman la unidad cíclica de inyección, y el funcionamiento inicia con la alimentación del material en forma de pellets desde una tolva, pasando por la entrada del barril calentado junto con el tornillo que gira y mueve los pellets hacia adelante a través de los canales del tornillo. Los pellets son forzados contra la pared del barril y se funden debido al calor generado por la fricción y la conducción de calor generado por las resistencias de calefacción a lo largo del barril. El material fundido es transportado a la punta del tornillo; durante este tiempo, la presión se incrementa en contra de la boquilla en estado cerrado y el tornillo se mueve hacia atrás para acumular un depósito de masa fundida en el extremo frontal del tornillo, con

base en el funcionamiento el proceso de inyección se componen de la siguientes cuatro fases [3]:

- Llenado: La unidad de sujeción mantiene el molde cerrado y vacío. El tornillo se mueve hacia adelante como un pistón y obliga a la masa fundida entrar a la cavidad del molde.
- Aplicación de la presión de sostenimiento: Cuando se llena el molde, el tornillo se mantiene en la posición hacia adelante o se mueve con un pequeño desplazamiento para mantener una presión al retroceso, tiempo durante el cual el material se enfría y se contrae, lo que permite la entrada de un poco más de material fundido al molde para compensar la contracción volumétrica del material. A esta fase también se le conoce como fase de mantenimiento.
- Enfriamiento: Finalmente, la presión en las cavidades del molde se reduce a cero o un valor bajo. El material inyectado continúa enfriando y solidificando, mientras tanto, el tornillo comienza a girar y se mueve hacia atrás, y la siguiente etapa de plastificación se lleva a cabo.
- Expulsión (desmoldeo): Cuando el material inyectado en las cavidades del molde se ha enfriado para solidificarse y llega a ser lo suficientemente rígido, el molde se abre y la pieza se expulsa. El molde entonces se cierra y el ciclo de inyección inicia de nuevo [3].

La figura 2.3 muestra gráficamente cada una de las etapas y mediante flechas indicadas sobre los componentes se indica la fuerza o movimiento de cada elemento en función.

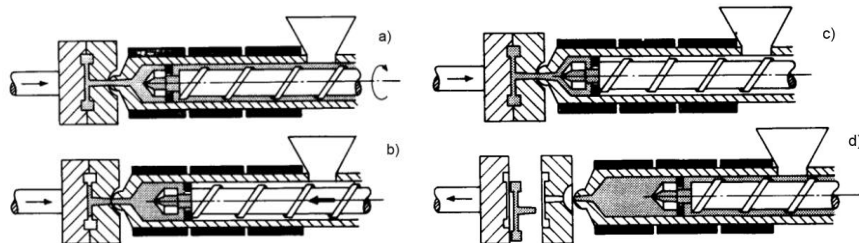


Figura 2.3. Etapas de una máquina de moldeo por inyección de tornillo recíprocante. a) Llenado, b) Aplicación de la presión de sostenimiento, c) Enfriamiento, d) Expulsión de la pieza moldeada [4].

Las etapas mostradas en la figura 2.3, forman parte del proceso cíclico que distingue al moldeo por inyección convencional, cada una de las etapas en acción se modifica en tiempo, de acuerdo al tamaño de pieza a manufacturar.

2.2.2. – Microinyección

El desarrollo de la micro tecnología y sus aplicaciones en diversos campos como los micro electromecánicos, micro mecanismos, micro fluido, biomedicina, implantes, cirugía mínima invasiva, y otros más, forman la base para la creación de las nuevas tecnologías de fabricación, para resolver el obstáculo a una escala micro contra productividad y repetitividad [5]. El moldeo por microinyección es uno de los procesos eficientes para la producción en masa de micro-piezas a base de polímeros termoplásticos, no es sólo una reducción gradual del proceso de inyección convencional, requiere un replanteamiento de cada parte del proceso [6].

La fabricación económica de micro piezas o componentes micro estructurados es una de las condiciones importantes en la tecnología de micro-fabricación de piezas; por estas razones, en los últimos años ha habido muchas publicaciones relacionadas con la investigación del proceso de moldeo por microinyección, enfocadas a las máquinas de inyección totalmente eléctricas y la tendencia a la fabricación de dispositivos médicos. Esta tendencia está directamente relacionada al procedimiento de fabricación con precisión, calidad, y la sustitución en algunas aplicaciones de elementos metálicos por plásticos, que permiten una mayor libertad de diseño, tanto para los productos médicos y especialmente la sustitución de las agujas hipodérmicas de acero [7].

La fabricación de alta precisión y la microinyección de productos plásticos complejos es una de las líneas claves de investigación en los procesos de fabricaciones actuales [8], que requiere elevar en un orden de magnitud la precisión de máquinas y controles; esto requiere un desarrollo paralelo tanto de los métodos de procesado, como de la fabricación de utillajes y los sistemas de validación [9, 10]. Los fundamentos teóricos en microinyección parten de la reología de los polímeros y las bases de la inyección convencional, que se presentan en los temas posteriores.

2.2.3. – Reología de los polímeros

Cuando el polímero se funde se comporta como un líquido, pero conserva las propiedades de sólido, por lo que es importante su reología. Lo anterior debido a que las ecuaciones que gobiernan su comportamiento son ecuaciones de fluidos.

La reología es entendida como el estudio de la fluidez de los materiales plásticos fundidos. Su estudio es esencial en muchas industrias incluyendo las pinturas, alimentos fluidos, tintas de impresión, detergentes o aceites lubricantes, entre otras.

El flujo de polímeros termoplásticos puede ser considerado como Newtoniano o no, dependiendo de qué tan complejo se desee hacer el modelo. Los fluidos Newtonianos como el agua, aceite, etc., son considerados no-compresibles; la viscosidad en los fluidos Newtonianos está directamente relacionada con la temperatura (la viscosidad decrece linealmente cuando la temperatura incrementa). En el caso de los No-Newtonianos la viscosidad decrece cuando la temperatura o velocidad de flujo incrementan; los materiales plásticos en su estado fundido son más viscosos y de cierta forma compresibles [11 - 14].

La figura 2.4 a) muestra el flujo newtoniano entre dos superficies y el comportamiento del perfil de velocidad, 2.4 b) para un flujo termoplástico fundido [15].

En ambos casos la velocidad del fluido en contacto con las paredes es nula [16], mientras que en dirección al centro, la velocidad incrementa gradualmente hasta alcanzar el máximo valor (flujo laminar). Durante el flujo del fluido una delgada capa se solidifica al contacto con el molde, por lo que el material fundido avanza dentro de la cáscara formada, figura 2.5. Es necesario comentar que en la práctica muchas veces no se respeta lo citado en la literatura, puesto que los fabricantes aseguran que entre más pulido esté el molde mejor fluye el fluido. Existen un sin fin de lubricantes que tratan de mejorar dicho flujo sin embargo, la teoría dice que el fluido no se desplaza sobre las paredes sino que la velocidad de contacto es cero.

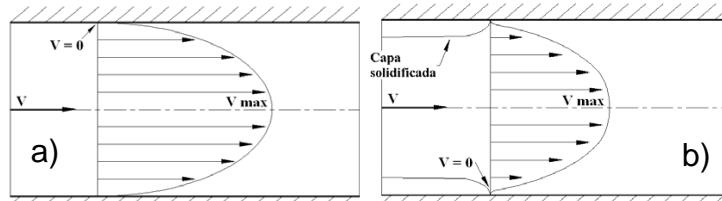


Figura 2.4. a) Perfil de velocidad para un fluido Newtoniano, b) perfil de velocidad para un polímero fundido [21].

Algunos autores consideran los fluidos como Newtonianos por razones de simplicidad en los modelos; para casos específicos, la aproximación podría ser buena [17-18]

El desplazamiento del fluido es a causa de una potencia que se aplica al husillo de la máquina y se define con la siguiente ecuación.

$$P_0 = \rho_m Q C_p (T_{out} - T_{in}) + \rho_m Q H_f + \Delta P Q \quad (2.1)$$

donde P_0 es la potencia, C_p es la capacidad calorífica, T es la temperatura, Q es el flujo volumétrico, ΔP es el cambio de presión y H_f es el calor de fusión, cero para los polímeros amorfos y $300 \frac{KJ}{Kg}$ para el polietileno de alta densidad [19].

La potencia es la energía que se le proporciona al fluido para desplazarse y vencer la resistencia que opone el fluido, también, presenta pérdida de energía como la fricción viscosa, propiedad de la resistencia del fluido a ser desplazado. Este parámetro es característico en los polímeros para comportarse como fluido viscoelástico.

La viscosidad se puede definir como una medida de la resistencia a la deformación del fluido. Dicho concepto se introdujo en la Ley de Newton, ecuación (2.2), que relaciona el esfuerzo cortante con la velocidad de deformación (gradiente de velocidad).

$$\tau = \mu \cdot \dot{\gamma} \quad (2.2)$$

donde τ es el esfuerzo cortante, $\dot{\gamma}$ es la velocidad de deformación y μ es la viscosidad. La viscosidad puede ser afectada por variables como el gradiente de velocidad de deformación, la temperatura y la presión. El gradiente de velocidad se genera en el fluido

a lo largo del espesor del mismo y es debido al movimiento de la lámina, y se define por la ecuación (2.4) derivando la ecuación de la deformación del material (2.3).

$$\gamma = \frac{dx}{dy} \quad (2.3)$$

$$\dot{\gamma} = \frac{dy}{dt} = \frac{d}{dt} \left(\frac{dx}{dy} \right) = \frac{dv_x}{dy} \quad (2.4)$$

La viscosidad no constante que depende de la velocidad de cizalla es precisamente lo que da a los polímeros el carácter de no-Newtoniano; si la viscosidad permaneciera constante a pesar del cambio de velocidad, el comportamiento resulta Newtoniano, despejando la viscosidad de la ecuación (2.2).

$$\mu = \frac{\tau}{\dot{\gamma}} \quad (2.5)$$

Se observa de la ecuación (2.5) que la velocidad está fuertemente relacionada con la viscosidad, es decir a mayor velocidad de flujo menor viscosidad. Este fenómeno hace efecto sobre la velocidad en el ordenamiento de las partículas, como se muestra en la figura 2.5.

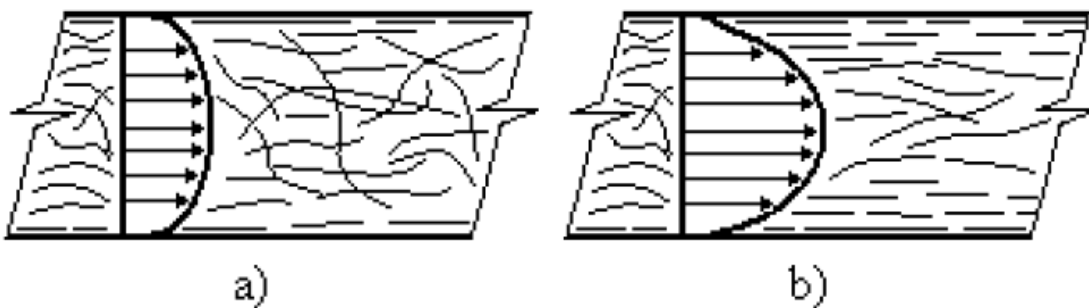


Figura 2.5. Efecto de la velocidad en el ordenamiento de las partículas, a) a bajas velocidades, cadenas enmarañadas, b) a mayores velocidades, cadenas orientadas [21].

A velocidades de flujo muy bajas, como se muestra en la Figura 2.5a, la mayoría de las moléculas están enmarañadas, o dicho de otra forma, existe un alto grado de fricción entre ellas, a medida que la velocidad de flujo aumenta, Figura 2.5b, las moléculas empiezan a desenmarañarse y a orientarse. Las moléculas orientadas están menos enmarañadas, de manera que la fricción entre ellas se reduce y fluyen fácilmente. La viscosidad del plástico disminuye; es decir, la viscosidad del plástico disminuye al aumentar la velocidad de flujo [20].

Además de la velocidad, la viscosidad también es afectada por la temperatura; cuando este parámetro aumenta, se provoca un movimiento (mayor separación) de las cadenas poliméricas, disminuyendo la intensidad de las fuerzas de cohesión provocando la disminución de la viscosidad. Otra manera de comprobarlo es observando algunas de las ecuaciones que permiten evaluar la variación de la viscosidad de un líquido al cambiar la temperatura.

Los modelos aceptados hoy en día para analizar el comportamiento de la viscosidad en función de la temperatura, lo fundamentan las ecuaciones de Arrhenius y de Poiseville.

$$\mu = A \cdot e^{\frac{B}{T}} \quad (2.6)$$

Donde, μ es la viscosidad dinámica, A y B son constantes que dependen del líquido y T es la temperatura absoluta, estos parámetros integran la ecuación de Arrhenius.

$$\mu = \frac{\mu_0}{1 + \varphi T + \vartheta T^2} \quad (2.7)$$

La ecuación (2.7), define el modelo de Poiseville, y los parámetros que lo integran se definen como: μ_0 es la viscosidad dinámica a $0^\circ C$, T es la temperatura y φ, ϑ son los coeficientes constantes. En las ecuaciones (2.6) y (2.7), la viscosidad disminuye en función a la temperatura. Esto es debido al hecho de que, conforme aumenta la temperatura, las fuerzas viscosas son superadas por la energía cinética, dando lugar a una disminución de la viscosidad [21].

2.2.4. - Parámetros y esfuerzos del Efecto Weissenberg

Las tendencias actuales de las máquinas de moldeo por microinyección consisten en la optimización del diseño en equipo, cero residuos, ahorro energético, control y precisión del flujo, etc. Al saber, el principio establecido para el desarrollo de este trabajo, consiste en la aplicación del efecto Weissenberg, fenómeno citado por primera vez por Weissenberg durante la 2ª Guerra Mundial, y posteriormente, en 1946, por Garner, Nissan y Russel.

Los esfuerzos normales son los responsables de un cierto número de efectos observados en el comportamiento de los fluidos, el más conocido de todos ellos es quizá el efecto Weissenberg, este fenómeno ya era bien conocido en la industria de la pintura antes de su descripción en la literatura científica. Se produce cuando una varilla es introducida en un recipiente que contiene un fluido visco elástico y comienza a girar; el giro producido en la varilla hace subir al fluido por ésta como se muestra en la figura 2.6, lo cual es el comportamiento opuesto del esperado, en el que la fuerza centrífuga crearía un vórtice que alejaría al fluido de la varilla.

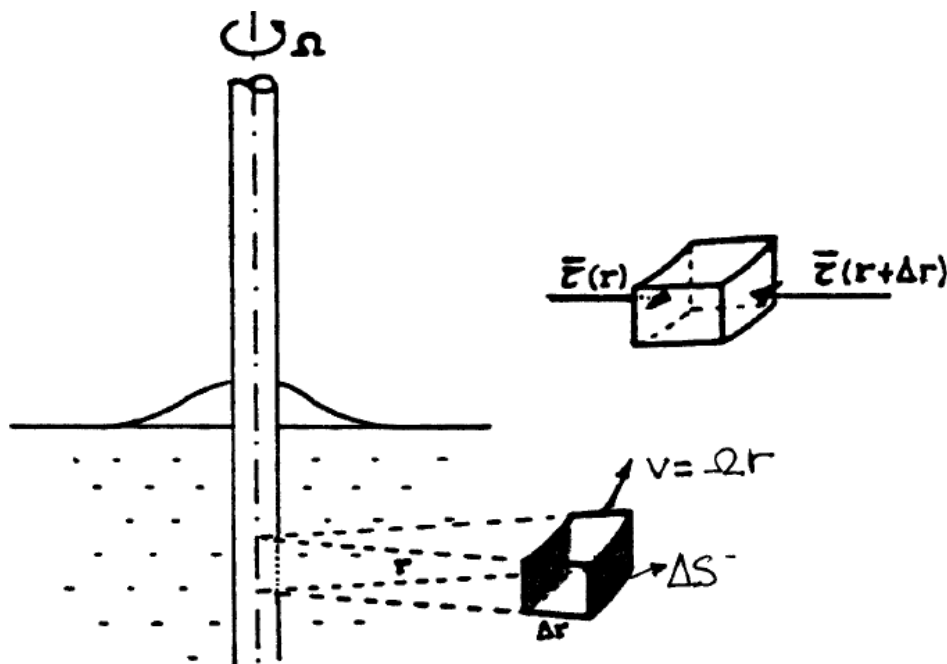


Figura 2.6. – Efecto Weissenberg, tensiones sobre un elemento de volumen [22].

En este caso, el comportamiento de la solución polimérica sólo se puede explicar con base en que la diferencia principal de esfuerzos normales ejerce una fuerza que hace “subir” al fluido hasta que la gravedad y la fuerza centrífuga contrarrestan el efecto de los esfuerzos normales [23].

Las tensiones normales son las tensiones internas dirigidas perpendicularmente a cada elemento de superficie, por ejemplo, las tensiones que el fluido ejerce perpendicularmente sobre las paredes de los cilindros en un viscosímetro de cilindros coaxiales. En un fluido en reposo, las tensiones normales se reducen a la presión hidrostática que es isótropa y no existe ninguna otra tensión interna. Cuando el fluido está en movimiento, aparecen las tensiones tangenciales discutidas anteriormente y tensiones normales que, en general, serán distintas de las que el fluido tenía en reposo. Existe una diferencia fundamental entre la magnitud de esas tensiones normales en un fluido como el agua o la glicerina (fluidos newtonianos) y en una disolución polimérica. Se observa, en efecto, que en una corriente de cizalla simple como la corriente entre dos planos de la figura 2.7, las tensiones normales que ejerce un fluido newtoniano siguen siendo isótropas, mientras que un fluido no newtoniano rompe esa isotropía, de forma que la tensión σ_{xx} ejercida en la dirección de flujo (dirección del eje x en la figura 2.8) es distinta de las tensiones σ_{yy} y σ_{zz} , que se ejercen en direcciones normales a aquella. (Direcciones y, z de la figura 2.7 respectivamente). Por consiguiente, un fluido newtoniano es un fluido de viscosidad constante que en una corriente de cizalla simple ejerce tensiones normales iguales. Las diferencias de tensiones normales no nulas constituyen una característica esencial del comportamiento no-newtoniano [22].

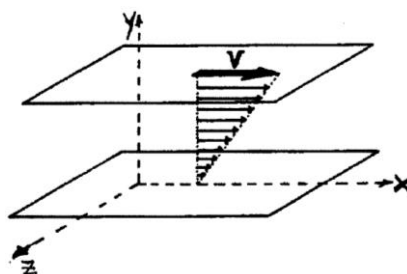


Figura 2.7.- Corriente de cizalla simple entre dos planos paralelos [22].

El efecto Weissenberg, consiste en la elevación de un fluido en torno de una barra en rotación, considerando una barra como se muestra en la figura 2.6, que gira en el seno de un fluido con velocidad constante ω . El movimiento de la barra generará un movimiento de rotación en el fluido, que se ira ralentizando a medida que nos alejamos de la barra [22].

A una distancia r del eje de la barra, el elemento gira con una velocidad angular ω tal que su velocidad lineal es: $v = \omega r$ y se encontrará sometido a una fuerza centrífuga:

$$F_c = (\rho S \Delta r) \frac{v^2}{r} = \rho S r \omega^2 \Delta r \quad (2.8)$$

siendo S el área de las caras perpendiculares al radio r . En todo instante, la fuerza F_c , estará equilibrada por las fuerzas internas que el fluido ejerce en la dirección radial r . Si $\sigma(r)$ designa la tensión en esa dirección, la fuerza neta ejercida por el fluido será:

$$F_N = [\sigma(r) - \sigma(r + \Delta r)]S \quad (2.9)$$

la condición de equilibrio se escribe entonces:

$$[\sigma(r) - \sigma(r + \Delta r)]S + \rho S r \omega^2 \Delta r = 0 \quad (2.10)$$

En otras palabras, ya que el segundo sumando es positivo, la condición anterior indica que, para equilibrar la fuerza centrífuga, el fluido debe generar tensiones internas que crezcan con la distancia r . Al descomponer la tensión en una suma de una presión isotrópica, $p(r)$ y un término anisótropo o tensión normal $\sigma_N(r)$:

$$\sigma(r) = p(r) + \sigma_N(r) \quad (2.11)$$

En un fluido newtoniano: $\sigma_N(r) = 0$, por lo tanto, la presión es una función creciente de r . Debido a la isotropía de $p(r)$ se sigue entonces que la altura z por encima de cada elemento debe ser también una función creciente de r , lo que implica un perfil creciente

de la superficie libre, es decir, una depresión en las proximidades de la barra como se muestra en la figura 2.8 [22].

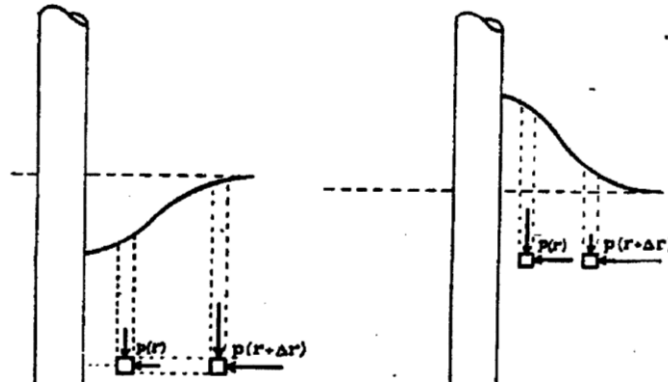


Figura 2.8. – Efecto Weissenberg. La distribución de presiones modifica la forma de la superficie libre [22].

Y para un fluido no Newtoniano se tiene $\sigma_N(r) \neq 0$, sustituyendo la ecuación (2.11) en la (2.3) y reagrupando se escribe:

$$p(r + \Delta r) + p(r) = [\sigma_N(r) - \sigma_N(r + \Delta r)] + \rho\omega^2\Delta r \quad (2.12)$$

Se puede observar entonces que si el primer sumando del segundo miembro es negativo y superior en valor absoluto al segundo sumando, la presión es una función decreciente del radio y el perfil de la superficie libre debe decrecer también con el r .

El efecto Weissenberg se observa fácilmente haciendo girar un vaso que contiene el líquido. En los líquidos newtonianos, la superficie del vórtice es parabólica hundida en el centro. En los líquidos viscoelásticos la parábola se invierte quedando convexa en la zona próxima al eje de giro [22].

2.3.- La espiral de Arquímedes

Las espirales son curvas que tienen una presencia importante en la naturaleza. Así, podemos encontrarlas en el caparazón de los caracoles, en trompas y colas de animales,

en serpientes enrolladas, en muchas plantas y flores (girasoles y piñas); podemos encontrarlas en las huellas dactilares, en adornos y muchos dibujos y esculturas, como se muestra en la figura 2.9.



Figura 2.9. Espirales presentes en la naturaleza y arquitecturas [24].

Una de las características de este trabajo se basa en el modelo natural de la espiral de Arquímedes, para el diseño del husillo de disco que compone la máquina de moldeo por microinyección para la fabricación de agujas hipodérmicas biomimetizadas, este modelo de husillo transporta y plastifica material polimérico o materiales compuestos.

La espiral de Arquímedes es una de las espirales más simples desde el punto de vista matemático; considerando esta característica, hace el diseño del husillo tipo disco un componente viable para maquinar.

2.3.1. - Ecuación polar de la espiral de Arquímedes.

Arquímedes en su tratado titulado “Sobre las espirales”, describe esta curva basada en el movimiento de un punto, de la siguiente manera [24]:

Imaginemos una línea que gira con velocidad constante alrededor de un extremo, manteniéndose siempre en un mismo plano y un punto que se mueve a lo largo de la línea con velocidad lineal constante: dicho punto describirá una espiral [24].

A partir de esta definición, se observa que el movimiento que da la forma de la espiral incluye una traslación y un giro.

Específicamente esto significa que si se dispone de un punto O fijo en el plano, de una semirrecta con origen O y de un punto M sobre la semirrecta y se hace girar la semirrecta en torno a O con velocidad angular constante y el punto M se desplaza sobre la semirrecta a velocidad constante, entonces la trayectoria que recorre el punto O es una espiral de Arquímedes como se muestra en la figura 2.10, en el instante inicial, el punto M coincide con O .

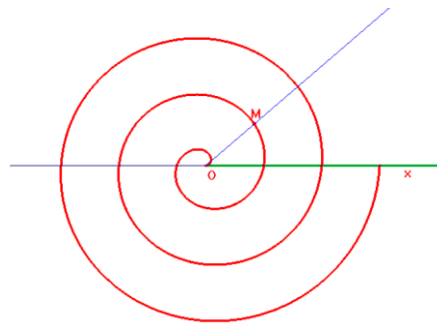


Figura 2.10. Gráfica de la espiral de Arquímedes [24].

La ecuación que describe la espiral de Arquímedes en coordenadas polares (r, θ) , está representada por la ecuación general:

$$r = a + b\theta \quad (2.13)$$

donde a y b son números reales, en donde a es el parámetro que describe la distancia entre el punto M y O en el instante inicial y b controla la distancia entre las espirales en giros sucesivos [24].

2.3.2. – Flujo en la espiral y triángulos de velocidad

La notación de los triángulos de velocidades en los álabes de una turbomáquina con sus componentes rigen el comportamiento de las venas de flujo a la entrada y salida de un

rodete o un impulsor; dicha notación y denominaciones adoptadas universalmente se usan para describir la velocidad a la entrada del husillo de disco, elemento de la máquina de microinyección. En turbomaquinaria se usan diagramas de velocidad en forma de triángulo que corresponden a la mitad del paralelogramo formado por una velocidad tangencial, una velocidad relativa y una velocidad absoluta, las ruedas motrices de las máquinas hidráulicas están formadas por venas fluidas, como se plantea en el husillo de disco sobre el canal que transporta polímero fundido. Estas venas las podemos representar como se muestran en la siguiente figura 2.11 [25].

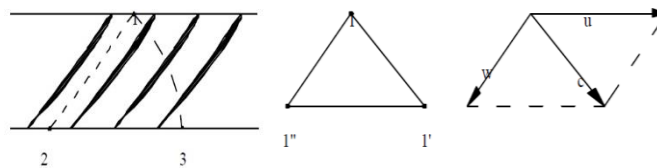


Figura 2.11. Triángulos de velocidades para puntos de entrada en un rodete [25].

Considerando una velocidad u , entonces una partícula de agua ubicada en el punto 1 seguirá la trayectoria de 1-3 que será la trayectoria real o absoluta, y una trayectoria relativa de 1-2. Esta última es la trayectoria que seguirá el punto 1 si se considera a las venas en reposo o bien si se considera lo que ve un observador estando parado en la pared de una de las venas.

Definición de las velocidades presentes w, c, u en un triángulo de velocidades

w = Velocidad relativa

c = Velocidad absoluta

u = Velocidad tangencial

La ecuación vectorial que se obtiene del triángulo de velocidad se define en la siguiente ecuación:

$$\vec{c} = \vec{u} + \vec{w} \quad (2.14)$$

La velocidad tangencial u queda definida por la velocidad de rotación ω en la siguiente ecuación [25]:

$$\vec{u} = \vec{\omega} \times \vec{r} \quad (2.15)$$

2.4.- Principio de conservación de la masa

La conservación de la masa es un principio que se cumple en el husillo de disco, al considerar una entrada y una salida en el husillo por donde se dispone de polietileno de alta densidad con una densidad aparente y bajo una salida con densidad a una temperatura específica. El principio de conservación de la masa para un volumen de control (VC) se puede expresar como: la transferencia neta de masa hacia o desde el volumen de control durante un intervalo de tiempo Δt es igual al cambio neto (incremento o disminución) en la masa total dentro del volumen de control durante Δt . Es decir [26],

$$\left(\begin{array}{c} \text{Masa total que entra} \\ \text{al VC durante } \Delta t \end{array} \right) - \left(\begin{array}{c} \text{Masa total que sale} \\ \text{del VC durante } \Delta t \end{array} \right) = \left(\begin{array}{c} \text{Cambio neto de masa} \\ \text{dentro del VC durante } \Delta t \end{array} \right)$$

o bien,

$$m_{\text{entrada}} - m_{\text{salida}} = \Delta m_{\text{VC}} \quad (2.16)$$

donde $\Delta m_{\text{VC}} = m_{\text{final}} - m_{\text{inicial}}$ es el cambio en la masa del volumen de control durante el proceso. También se puede expresar en la forma de tasa como:

$$\dot{m}_{\text{entrada}} - \dot{m}_{\text{salida}} = \frac{dm_{\text{VC}}}{dt} \quad (2.17)$$

donde \dot{m}_{entrada} y \dot{m}_{salida} son los flujos máxicos hacia adentro y hacia afuera del volumen de control, y $\frac{dm_{\text{VC}}}{dt}$ es la misma rapidez de cambio de masa con respecto al tiempo dentro de las fronteras del volumen de control; comúnmente se hace referencia a las dos ecuaciones anteriores como balance de masa y son aplicables a cualquier volumen de control que experimenta alguna clase de proceso [26].

Durante un proceso de flujo estacionario, la cantidad total de masa contenida dentro de un volumen de control no cambia con el tiempo ($m_{VC} = constante$). Entonces el principio de conservación de la masa requiere que la cantidad total de masa que entra a un volumen de control sea igual a la cantidad total de masa que sale del mismo. Cuando se trata de procesos de flujo estacionario, el interés no se centra en la cantidad de masa que entra o sale de un dispositivo con el tiempo, pero sí se está interesado en la cantidad de masa que fluye por unidad de tiempo, es decir, el flujo másico \dot{m} . El principio de conservación de la masa para un sistema general de flujo estacionario con entradas y salidas múltiples se puede expresar en forma de tasa en la siguiente ecuación y como se muestra en la figura 2.5.

$$\sum_{entrada} \dot{m} = \sum_{salida} \dot{m} \quad (2.18)$$

La ecuación anterior expresa que la tasa total de masa que entra a un volumen de control es igual a la tasa total de masa que sale del mismo.

Muchos dispositivos de ingeniería como toberas, difusores, turbinas, compresores y bombas tienen que trabajar con una sola corriente (únicamente una entrada y una salida), en estos casos, el estado de entrada se denota con el subíndice 1 y el de salida con el subíndice 2, y se elimina los signos de suma. Entonces, para sistemas de flujo estacionario de una sola corriente la ecuación 2.18 se reduce a [26].

$$\dot{m}_1 = \dot{m}_2 \quad \rightarrow \quad \rho_1 V_1 A_1 = \rho_2 V_2 A_2 \quad (2.19)$$

Este principio de conservación, y los descritos en este capítulo son empleados por diferentes autores y retomados en este trabajo. El proceso de moldeo por microinyección se fundamenta con los principios básicos de la inyección convencional y los principios que rigen el comportamiento viscoelástico de los polímeros, dando como resultado las bases y la metodología en el diseño del sistema de moldeo por microinyección propuesto en este trabajo, para la fabricación de agujas hipodérmicas plásticas biomimetizadas.

2.5.- Referencias bibliográficas

- [1]. - Herbert Rees, Enero 1996. Understanding Product Design for Injection Molding. Hanser Gardner.
- [2]. - Dominick V. Rosato, P.E. et al. 2000, Injection Molding Handbook, Library of congress cataloging – in – publication Data, Handbook, New York.
- [3]. – Rong Zheng, Roger I. 2011. Tanner Xi-Jun Fan. Injection Molding Integration of Theory and Modeling Methods. Springer. London New York. 185p.
- [4]. - <http://www6.uniovi.es/usr/fblanco/Tema5.MaterialesCERAMICOS.CONFORMADO.Moldeo.INYECCION.pdf>
- [5]. - Miguel Ángel Ramos, Junio 2011, La micro-inyección, mucho más que piezas de plástico muy pequeñas, Revista de plásticos modernos, 101(658), Zaragoza.
- [6]. - Julien Giboz, Thierry Copponnex and Patrice Mélé, 2007, Microinjection molding of thermoplastic polymers: a review, Journal of micromechanics and microengineering, R96–R109. Le Bourget-du Lac Cedex, France.
- [7]. - Hoyeon Kim, 2004, Fabrication and analysis of plastic hypodermic needles by micro injection molding, Georgia Institute of Technology, Thesis for the Degree Master, Georgia.
- [8]. - Hecke M, Schomburg WK, 2004, Review on micro molding of thermoplastic polymers. J Micromech Microeng; 14: R1–R14.
- [9]. – Tosello G, Griffiths CA, Hansen HN, Dimov SS, 2012, The COTECH knowledge database: assessment of critical factors in micro moulding. Noll H, Adamovic N, Dimov S, editors. In: Proceedings of the 9th International Conference on Multi-Material Micro Manufacture, p. 229-235.
- [10]. - Brecher C, Weinzierl M, Niehaus F, Schmitt R, Köllmann D., 2009, Microscale Mass Production - European researchers develop automated system for mass producing optical devices Micro Manufacturing, No. 1, pp. 44-47.

- [11]. - Kondic Ljubinko, Palffy-Muhoray Peter, Shelley Michael J, 1996, Models of non-Newtonian Hele-Shaw flow, *Physical Review E* 54: 536-539.
- [12]. - Guermond J. L., Quartapelle L., 2000, A projection FEM for variable density incompressible flows. *Journal of Computational Physics* 165: 167-188.
- [13]. - Boschan A., Charette V. J., Gabbanelli S., Ippolito I., Chertcoff R, 2003, Tracer dispersion of non-Newtonian fluids in a Hele-Shaw cell. *Physica A* 327: 49-53.
- [14]. - Koszkuł J., Nabialek J, 2004, Viscosity models in simulation of the filling stage of the injection moulding process, *Journal of Materials Processing Technology* 157-158: 183-187.
- [15]. - Bossi, Negri.1993. Moulding machines and moulds for plastics processing. Milano, Italia: McGRAW-HILL
- [16]. - Courbebaisse Guy, 2005, Numerical simulation of injection molding process and the premodeling concept. *Computational Material Science* 34: 397-405.
- [17]. - Bickerton Simon, Advani Suresh G, 1997, Experimental investigation and flow visualization of the resin-transfer mold-filling process in a non-planar geometry. *Composites Science and Technology* 57: 23-33.
- [18]. - Frank P. T. Baaijens, [1998], Mixed finite element methods for viscoelastic flow analysis: a review. *Journal of non-Newtonian Fluid Mechanics* 79: 361-385.
- [19]. - J. Vlachopoulos and D. Strutt, 2003, Polymer processing, Institute of Materials, Minerals and Mining, Vol. 19, 1161-1169.
- [20]. - Yañez Flores I., Sanchez Valdez S. (2001) Moldeo por inyección de plasticos. Centro de Investigación en Química Aplicada
- [21]. - Juan Primo B. R., 2009, Diseño y análisis de moldes para inyección de plástico aplicando vibración, Universidad autónoma de Querétaro facultad de ingeniería, división estudios de posgrado, Tesis grado doctoral, Querétaro, México.
- [22]. - <http://www6.uniovi.es/usr/fblanco/Leccion6.PLASTICOS.ReologiaFundidos.pdf>
- [23]. - <http://rua.ua.es/dspace/bitstream/10045/3625/1/tema4RUA.pdf>

[24]. - Nélica Aguirre. La espiral de Arquímedes en un proyecto de modelación matemática. Universidad Nacional de Río Cuarto (UNRC). República Argentina.

[25]. - Ariel R. Marchegiani. 2004. Máquinas Hidráulicas: Ecuación de Euler. Universidad nacional del Comahue. Facultad de ingeniería. Departamento de mecánica aplicada. Laboratorio de máquinas hidráulicas, Neuquén.

[26]. – Yunes A Çengel, Michael A. Boles. 2012. Termodinámica. Séptima edición. México. Mc Graw Hill.

CAPÍTULO III

PARÁMETROS DE DISEÑO Y CONDICIONES DE SIMULACIÓN MEF

3.1.- Introducción

En el presente capítulo se presentan los parámetros de diseño, selección del material termoplástico, diseño del sistema de microinyección que está compuesto por el husillo de disco, diseño de la fase de inyección y los componentes secundarios para el sistema de modelo por microinyección. Así como la selección de los parámetros de la aguja a moldear por microinyección. Además se presentan las condiciones de simulaciones por MEF del proceso de moldeo por microinyección de termoplásticos a través del husillo durante y el llenado del molde.

3.2.- Selección de material termoplástico

Todos los plásticos están compuestos por grandes cadenas moleculares denominadas también macromoléculas, la unidad básica de dichas cadenas es el monómero.

Los polímeros se clasifican de acuerdo a sus propiedades como: termoplásticos, termoestables y elastómeros. Un polímero termoplástico presenta, desde el punto de vista químico, una estructura lineal. Se compone de cadenas macromoleculares unidas entre sí por fuerzas de cohesión, se puede fundir en repetidas ocasiones. Por otro lado Los termoestables se procesan bajo el impacto de la temperatura, la presión y los productos químicos. Las macromoléculas se reticulan durante la fase de endurecimiento. Este estado de la materia es irreversible y, por lo tanto, los termoestables no pueden fundirse de nuevo tras la reticulación. Los elastómeros son polímeros de alto peso molecular, pueden ser naturales o sintéticos. Presentan una elongación que puede alcanzar varias veces su longitud original y a continuación volver a su forma original, son reticulados con enlaces primarios que les proporcionan propiedades elásticas a temperatura ambiente [1].

Se selecciona un polimérico termoplástico para moldeo por microinyección ya que este proceso de transformación somete al polímero a un proceso térmico para fundirlo repetidamente. La familia de polietileno que son: de baja densidad (PEBD), alta densidad (PEAD) y ultra alto peso molecular (UHMWPE) pertenecen a los termoplásticos, se ha reportado como un material biocompatible [2], y aplicaciones para la fabricación de micro dispositivos mediante moldeo por microinyección [3]. En la tabla 3.1 se comparan las propiedades de la familia del polietileno mediante una escala de colores, con la condición de intensidad de color que significa que la propiedad del material es idóneo para la microinyección.

Tabla 3.1. Comparación de las propiedades del polietileno

Propiedad / Material	Índice de fluidez	Densidad	Módulo de Young's	Resistencia a la compresión	Dureza	Resistencia a tensión	Módulo a la flexión	Módulo a la compresión	Temperatura de fusión
UHMWPE	Light Gray	Dark Gray	Light Gray	Dark Gray	Black	Black	Dark Gray	Dark Gray	Black
HDPE	Black	Black	Black	Black	Dark Gray	Dark Gray	Black	Dark Gray	Dark Gray
LDPE	Dark Gray	Light Gray	Dark Gray	Light Gray	Light Gray	Light Gray	Light Gray	Light Gray	Light Gray

La tabla 3.1 muestra las propiedades que influyen en el proceso de transformación a utilizar para el moldeo, de acuerdo a la tabla 3.1A el UHMWPE y el PEBD se limitan para ser aplicados al moldeo por microinyección dando lugar a una aplicación del PEAD con sus propiedades mecánicas y térmicas que se presentan en la tabla 3.1 para el proceso de microinyección por moldeo, durante el proceso la viscosidad varía en función de la temperatura y la velocidad de cizalla como se muestra en la figura 3.1, un rango de temperatura 185-210 °C se delimita para el moldeo por inyección.

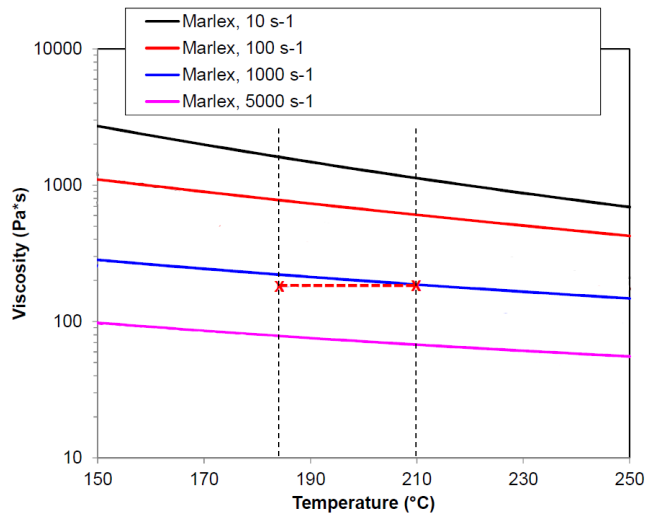


Figura 3.1. Viscosidad - temperatura a diferentes velocidades de cizalla del PEAD [4]

Tabla 3.2. Propiedades de la matriz polimérica

Polietileno de alta densidad PEAD [5, 6, 7, 8].	
Propiedad	Valor
Densidad, [g/cm ³]	0.94-0.96
Resistencia a la tracción, [MPa]	21.373-35.163
Módulo de Young's [GPa]	7.2
Elongación [%]	11.9
Esfuerzo de cedencia [MPa]	33
Esfuerzo a la ruptura [MPa]	15
Dureza Shore D	69
Coeficiente Poisson	0.5
Temperatura máxima en uso continuo, [°C]	121.111
Temperatura de moldeo, [°C]	148.888-426.666
Índice de fluidez [Gramos/10 min]	7
Temperatura de fusión [°C]	121 - 137

La tabla 3.2 muestra las propiedades mecánicas y térmicas del PEAD, que se consideran para el modelado de microinyección en una aguja hipodérmica plástica biomimetizada por MEF, con lo cual se obtiene el comportamiento del flujo en el moldeo por microinyección en condiciones adiabáticas.

3.3.- Nanotubos de carbono (NTC) material de refuerzo.

Del capítulo 1 en el estado del arte se sabe que la incorporación de nanotubos de carbono a matrices poliméricas ha permitido mejorar las propiedades mecánicas, térmicas y eléctricas de dichos compuestos. Hoy en día, los nanotubos de carbono debido a sus excepcionales propiedades mecánicas y térmicas, su baja densidad y gran área específica, constituyen uno de los nano-materiales más importantes en el campo científico-tecnológico [9, 6, 7, 10]; entre sus características se puede citar que son cuatro veces más ligeros y cinco veces más resistentes que el acero, su

conductividad eléctrica es equivalente a la del cobre, su conductividad térmica es extremadamente alta y su dureza es comparable con la del diamante. Las propiedades físicas y mecánicas de los nanotubos de carbono han sido estudiadas por más de una década, la fabricación de nano compuestos mediante la adición de nanotubos de carbono a matrices poliméricas aún muestra inconvenientes [11]. La elevada tensión superficial que presentan dichos nano-materiales ocasiona un alto grado de aglomeración de los mismos y por tanto una disminución en las propiedades mecánicas, eléctricas y térmicas deseadas en el material. En la tabla 3.3, se muestran las propiedades mecánicas de los nanotubos de carbono.

Tabla 3.3. Propiedades mecánicas de los nanotubos de carbono [12].

Propiedad de los nanotubos de carbono (NTC)	
Propiedad	Valor
Densidad [g/cm ³]	1.4
Módulo de elasticidad [TPa]	0.6
Esfuerzo último [MPa]	200
Dureza [GPa]	200
Coefficiente de Poisson	0.186
Energía superficial [J/m ²]	8.53

Las propiedades mostradas en la tabla 3.3, constituyen el refuerzo de aporte para el material bifásico propuesto, que teóricamente optimiza las propiedades de la matriz polimérica.

3.4.- Propiedades del material compuestos

Dada la necesidad de optimizar las propiedades mecánicas del polietileno de alta densidad se propone una mezcla de polietileno con nanotubos de carbono al 2% y al 3 %; los estudios realizados revelan que con la adición de una pequeña carga de

nanotubos de carbono a una matriz de polimérica genera un incremento en el módulo de Young de un 50% con relación al material polimérico puro [13].

En la tabla 3.4, se muestran las propiedades del material compuesto que se establece con la regla de las mezclas, utilizando una matriz de polietileno de alta densidad (PEAD) y nanotubos de carbono (NTC) como material de refuerzo al 3% de fracción de volumen.

Tabla 3.4. Propiedades del material compuesto [12].

Material	Densidad [Kg/m ³]	Módulo de elasticidad [GPa]	Poisson	Esfuerzo de fluencia [MPa]
PEAD	960	7.2	0.5	33
NTC	1400	600	0.186	200
Compuesto PEAD/NTC	973.2	60	0.491	38

Las propiedades mostradas en la tabla 3.4, teóricamente optimizan el material matriz del compuesto con la regla de las mezclas [14], siendo un factor influyente para la propuesta en este trabajo que se enfocó al reemplazo de las agujas hipodérmicas de acero por agujas hipodérmicas plásticas biomimetizadas.

3.5.- Parámetros del husillo de disco

Las máquinas de micro inyección se pueden clasificar de una o de dos etapas, de acuerdo al número de fases que tiene el proceso durante la plastificación. Cuando el polímero es plastificado e inmediatamente se almacena delante del husillo en una cámara que se forma entre el barril y la punta del husillo, como se muestra en la figura 3.2a a este tipo se clasifica de una etapa. En una máquina de dos etapas, el polímero es plastificado y se almacena en una cámara de inyección ubicada a un ángulo del eje

longitudinal del centro de la cámara de inyección, ver figura 3.2b, este modelo de máquina se considera en el diseño de la máquina de microinyección.

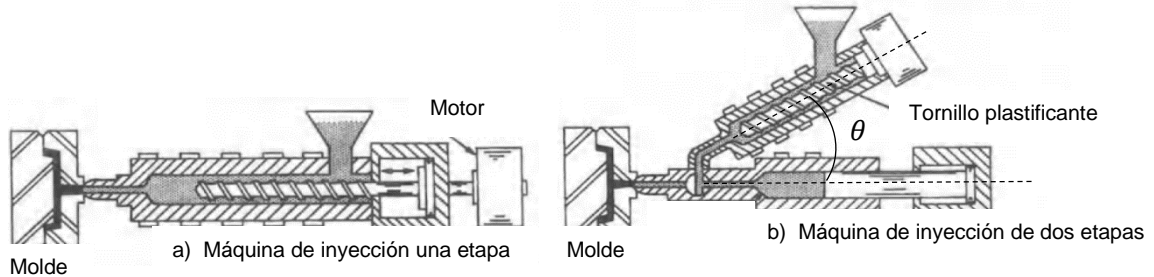


Figura 3.2. Tipos de máquinas de microinyección

El término longitud/diámetro en una máquina de inyección convencional es una proporción en el diseño del tornillo que determina la plastificación, su óptimo valor depende de la relación entre muchas variables, incluyendo la geometría del tornillo, así como la unidad de inyección que debe ser cuidadosamente seleccionado en base a requisitos tales como el volumen de masa fundida, comportamiento característico y la velocidad del material viscoelástico. [15]

Como se describió en el capítulo anterior, la espiral de Arquímedes se describe por la siguiente ecuación polar general [16]:

$$r = a + (b)(\theta) \quad (3.1)$$

El flujo másico en la entrada y la salida del husillo está definido por la siguiente ecuación [17]:

$$\dot{m} = AV\rho \quad (3.2)$$

La densidad en la entrada del husillo está definida por una densidad aparente y la densidad a la salida del husillo es definida a una temperatura de fusión del PEAD, en la figura 3.3 se muestra la entrada y salida de material sobre la unidad de plastificación.

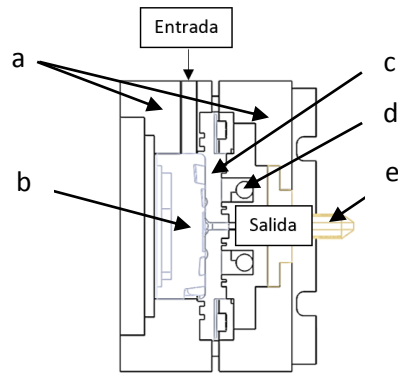
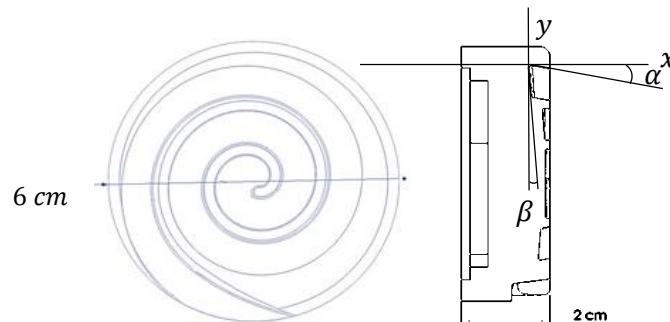


Figura 3.3. Sección longitudinal de la unidad de plastificación.

La figura 3.3 muestra una sección de la unidad de plastificación y las partes que lo integran: placa sujetadora (a), husillo de disco (b), disco con orificio en el centro para dirigir el material hacia la cámara de inyección (c), resistencia eléctrica circular (d) para calentar el área de plastificación a una temperatura de fusión del PEAD y resistencia tipo tubo (e) que forma parte de la boquilla para mantener a una temperatura constante el polímero fundido.

El husillo tipo espiral que se muestra en la figura 3.4a se diseñó a una razón de compresión 1:9 y con las características requeridas para proporcionar un flujo másico de 0.025 g/s, se diseña a una velocidad angular de 20 rpm, a esta velocidad calculada teóricamente proporciona la cantidad de material necesario para llenar un molde de una aguja hipodérmica calibre 22.



a) Vista frontal b) Sección transversal

Figura 3.4. Husillo de disco

La modificación del canal del husillo se diseña con una inclinación que le permite plastificar el polímero u homogenizar un material bifásico como se muestra en la figura anterior 3.4b, en donde los ángulos de diseño α y β permiten descomponer las velocidad radiales que se generan en el ancho y profundidad del canal sobre el husillo. La geometría que forman los ángulos α y β con respecto al plano cartesiano xy , al igual que un husillo de tornillo, plastifican el polímero; como resultado se tiene una forma trapezoide en la sección transversal del canal. Estas característica geométrica proporciona las condiciones para el transporte del fluido viscoelástico al centro del husillo de disco con una razón de compresión 1:9 a una determinada velocidad del husillo en rpm, además, homogenizan la plastificación y la mezcla para materiales bifásicos con el comportamiento del flujo a lo largo del canal.

3.6.- Diseño del husillo de disco

La espiral de Arquímedes graficada en el plano que se muestra en la figura 3.4 que representa un lugar geométrico de un punto del plano que partiendo del extremo de un segmento de recta se mueve uniformemente sobre ella, mientras que la semirrecta gira también uniformemente sobre uno de sus extremos. Aplicando la ecuación 2.13 del capítulo II y considerando los valores propuestos de diseño que se muestran en la tablas 3.5 se obtiene la gráfica de la figura 3.5.

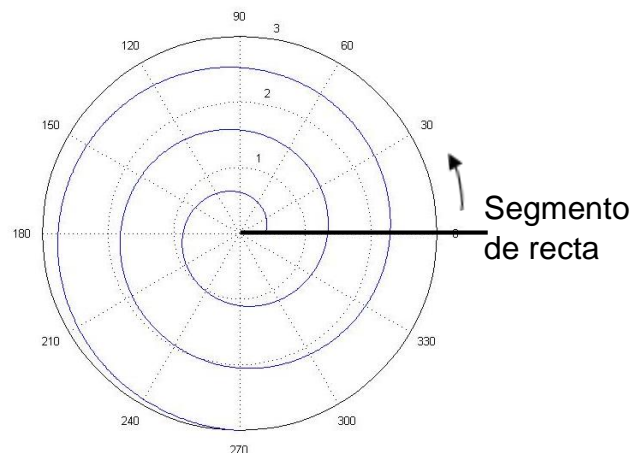


Figura 3.5. Espiral de Arquímedes diseñada.

Tabla 3.5. Parámetros de diseño

Parámetro	Valor y dimensión
Paso	0.95 cm
Revolución	5.5π
Diámetro exterior	6cm
Diámetro interior	0.775cm

La espiral graficada sobre el plano sirve de base para el diseño del husillo de disco con las características de plastificación para materiales poliméricos y compuestos. El husillo de disco diseñado a un paso de 0.95 cm proporciona un flujo másico de inyección de 0.025 gr/s a la cámara de inyección.

3.7.- Descripción de los triángulos de velocidad a la entrada del husillo

Las máquinas de inyección convencionales se componen de un tornillo que desplaza el material plástico por medio de cizallamiento. El plástico se cizalla entre la superficie interna del barril y la raíz del tornillo en movimiento relativo como se muestra en la figura 3.6. Este parámetro es identificado en el proceso de micro inyección mediante el husillo tipo espiral y la placa fija que dirige el material hacía el centro de inyección como se muestra en la figura 3.7.

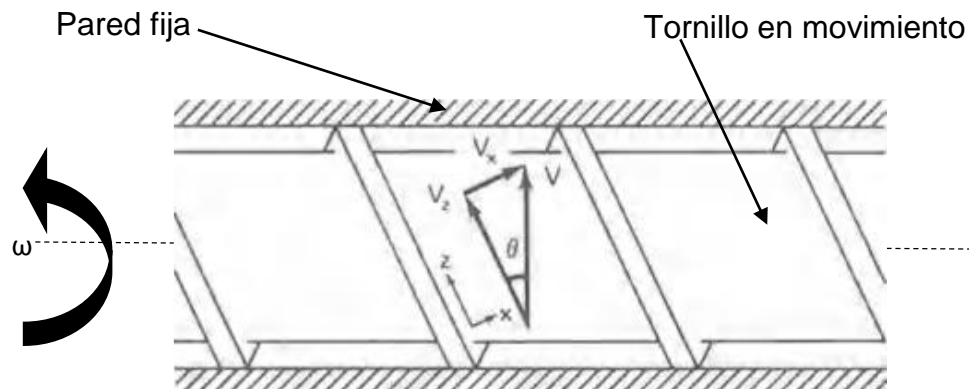


Figura 3.6. Movimiento del tornillo en una máquina de inyección convencional [1].

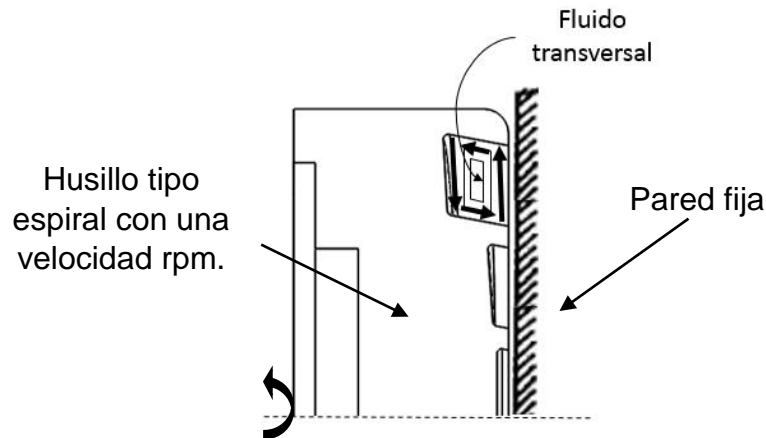


Figura 3.7. Movimiento de la espiral en una máquina de microinyección.

La velocidad de cizallamiento real en cualquier punto a lo largo de un tornillo se puede calcular utilizando la siguiente ecuación [1]:

$$Q = \frac{\pi d^2}{4} \cdot c \cdot \eta \quad (3.3)$$

Donde

Q = Volumen máximo inyectado en centímetros cúbicos

d = Diámetro del tornillo en centímetros

c = Carrera del tornillo en centímetros

η = Rendimiento volumétrico

Este principio se retoma para el husillo de disco, la ecuación (3.3) se aplica al volumen máximo inyectado, el volumen mínimo inyectado se encuentra por debajo del volumen de material necesario para el moldeo por microinyección de una aguja hipodérmica calibre 22, característica que establece el diseño del sistema de moldeo por microinyección.

3.8.- Diseño de la fase de inyección

Las máquinas de microinyección se clasificaron anteriormente de una y dos etapas, para el caso particular se propone un sistema de microinyección por moldeo de dos etapas (ver anexo A); en la primera etapa se plastifica el material y en una segunda etapa el polímero fundido entra por una cámara de inyección, integrado con un émbolo de precisión para controlar la microinyección en el molde. El pistón de precisión desplaza el polímero fundido hacia la boquilla acoplada a la espiga del molde, la temperatura de 204 °C se mantiene sobre la boquilla para el polietileno de alta densidad. La cámara de inyección proporciona un volumen máximo de 1 cm³ y la precisión del émbolo de inyección permite una microinyección de 0.08cm³, la figura 3.8 muestra el mecanismo de microinyección, y la figura 3.9 muestra con detalle una sección transversal del émbolo de inyección sobre la cámara con una carrera máxima de 1.98 cm y un diámetro de 0.8 cm.

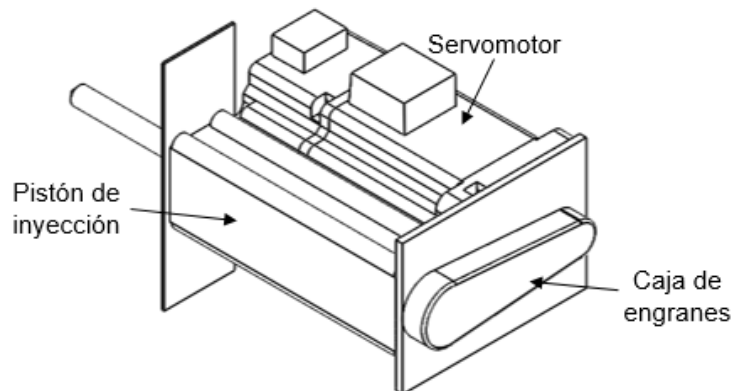


Figura 3.8. Mecanismo de inyección

El mecanismo mostrado en la figura 3.8 genera la potencia necesaria para la microinyección, a través de la aplicación conjunta de un tornillo de bolas y un reductor de velocidad cicloidal.

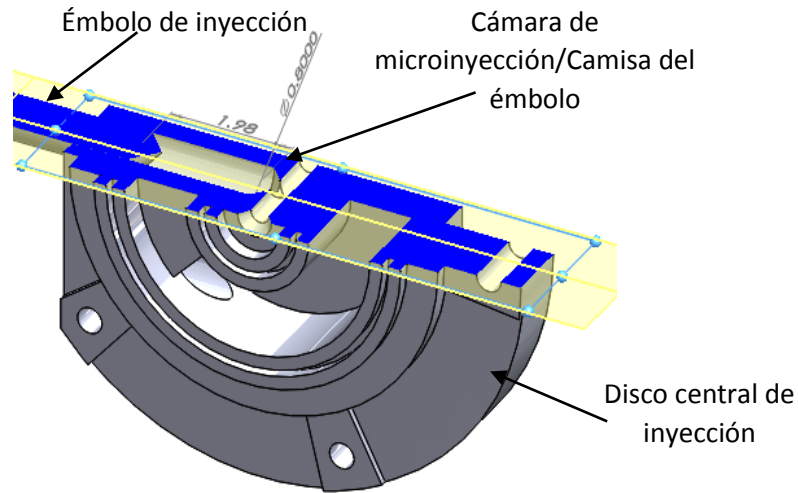


Figura 3.9. Sección transversal del émbolo de inyección sobre la cámara de microinyección.

Con las dimensiones de la cámara de microinyección se restringe el volumen de material a inyectar, con valores inferiores a 1cm^3 .

3.9.- Condiciones de frontera del modelo 3D

Con las condiciones propuestas de diseño se analiza el comportamiento de los triángulos de velocidades a la entrada del husillo de disco, en la figura 3.10 se muestra las condiciones de frontera a la entrada.

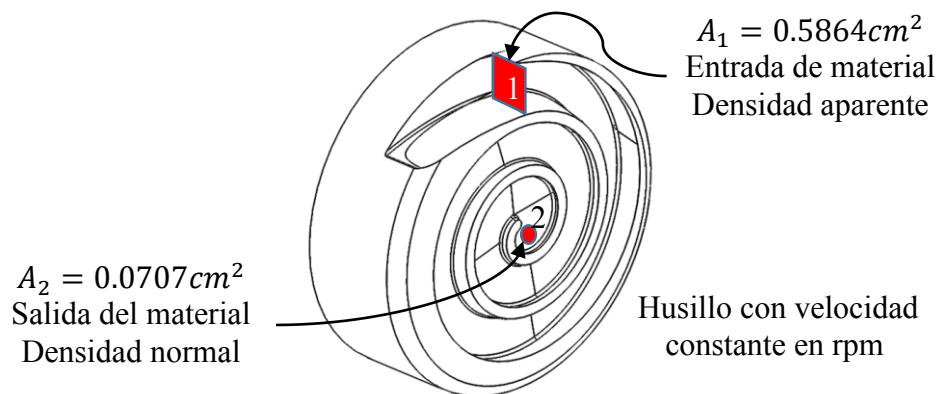


Figura 3.10. Modelo del husillo de disco y las condiciones de frontera.

En el punto 1 de la figura 3.10 se analiza los triángulos de velocidades, partiendo de las condiciones iniciales y de la velocidad en rpm del husillo, se compone de velocidad tangencial y normal a la trayectoria de la espiral, en la figura 3.11 se presenta una vista frontal del husillo tipo espiral con las componentes de velocidad.

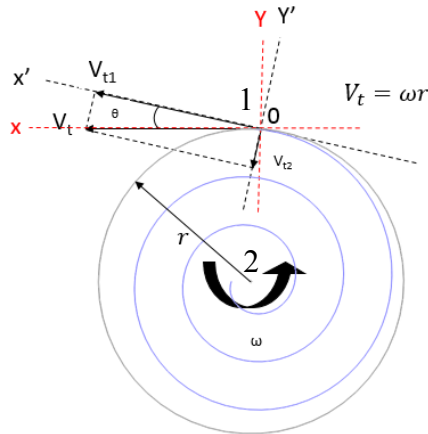
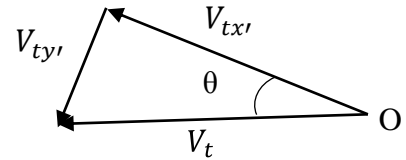


Figura 3.11. Componente tangencial de la velocidad a la entrada del husillo.

De la figura 3.11, sobre el eje x del plano XY se traza la velocidad tangencial $v_t = \omega r$ resultado de las rpm que tiene el husillo, además sobre un segundo eje x' que es tangente a la curva de la espiral y que pertenece al plano $X'Y'$ se hace la descomposición de la velocidad tangencial v_t dando como resultado v_{t1} y v_{t2} sobre los ejes x' y $-y'$ respectivamente. La deducción de las componentes de la velocidad tangencial del husillo de disco se representa bajo las siguientes ecuaciones, ver figura 3.11:

$$V_{tx'} = V_t \cos(\theta) \quad (3.4)$$

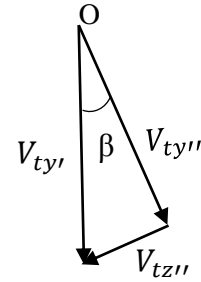
$$V_{ty'} = V_t \sin(\theta) \quad (3.5)$$



Con una segunda sección transversal al canal del husillo, se deducen los siguientes componentes de la velocidad con sentido y dirección al centro del husillo de disco, ver figura 3.12.

$$V_{tz''} = V_{ty'} \cdot \sin(\beta) \quad (3.6)$$

$$V_{ty''} = V_{ty'} \cdot \cos(\beta) \quad (3.7)$$



El ángulo β como parámetro de diseño, regula la inclinación del plano para la plastificación y homogenización del material fundido.

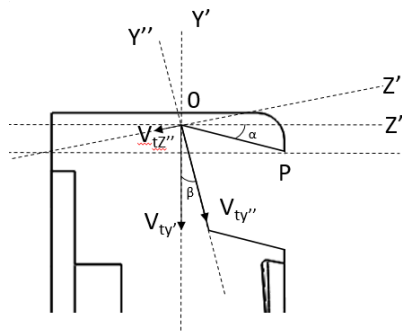


Figura 3.12. Componentes de la velocidad en la sección transversal al husillo y perpendicular al canal, β y α son ángulos de diseño para la modificación del canal.

3.10.- Mallado del modelo

Al ser el medio un modelo fluido, el elemento tetraédrico es el más versátil para el modelado de medios fluidos complejos e irregulares como el caso del husillo de disco, puesto que facilita el mallado en curvas sólidas, como en el caso de la región en forma espiral. Dichos elementos constan de 10 nodos y con 3 grados de libertad por nodo en ambos casos, DX, DY, DZ.

Con la configuración del elemento tetraédrico se logra mallar el canal del husillo de disco para su posterior modelado de flujo. En la figura 3.13. (a) se muestra una vista superior del mallado con el tipo de elemento anteriormente definido, la figura 3.13. (b) muestra el modelo completo mallado en 3D.

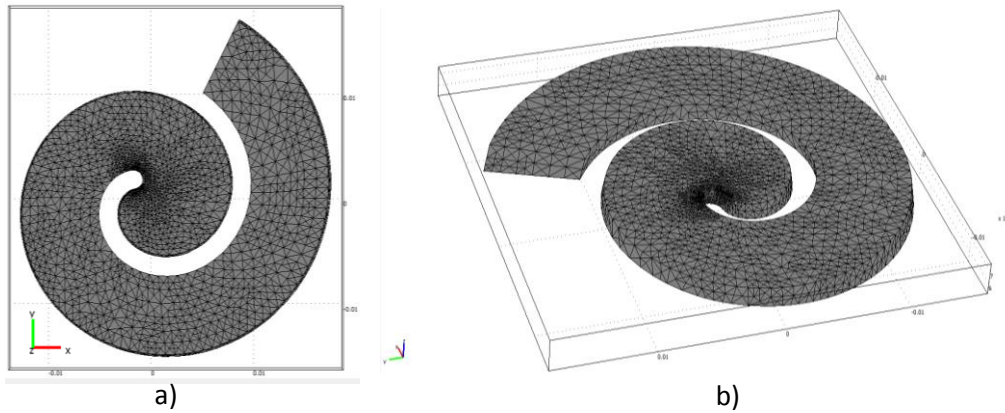


Figura 3.13. a) Vista superior del modelo mallado, b) Modelo mallado en 3D.

3.11.- Comportamiento del campo de velocidad en el canal del husillo de disco.

Partiendo de las velocidades analizadas anteriormente, que se establecen de condiciones iniciales para modelar el comportamiento del campo de velocidad del fluido viscoelástico en el husillo de disco por MEF, con la paquetería de COMSOL, bajo las siguientes condiciones de fronteras:

Se modela el 50% del diámetro del husillo de disco para analizar el comportamiento en las condiciones de fluido viscoelástico.

Existe una proporción estandarizada de las secciones del husillo para materiales termoplásticos que se retoma y es: 50% alimentación, 25% compresión y 25% entrega, estas proporciones se muestran en la figura 3.14 con sus respectivas dimensiones [18].

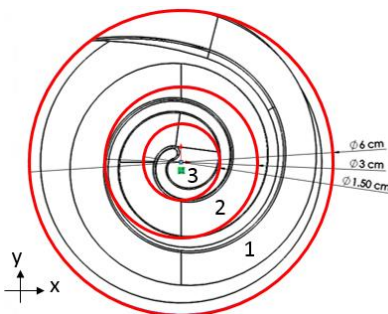


Figura 3.14. Proporciones estandarizadas del husillo para materiales termoplásticos, 1.- alimentación, 2.- compresión y 3.- entrega.

Las secciones mostradas en la figura 3.14, se caracterizan principalmente por la variación de la temperatura. Parten de una temperatura ambiente sobre el contorno externo del husillo y aumenta hacia 1, 2 y 3 de las secciones, esta última se encuentra a una temperatura por arriba del punto de fusión de PEAD de 135 °C, las secciones sobre el husillo representan las etapas por donde pasa el material peletizado al entrar al husillo, (ver figura 3.14), llegando a la sección 1 de alimentación, pasando por la sección 2 de compresión y finalmente la entrega del material fundido en la sección 3.

El modelo 3D del canal del husillo es importado al software de MEF, bajo las condiciones que se describen en la tabla 3.6, con sus respectivas restricciones para el modelado.

Tabla 3.6. Condiciones de frontera del modelo

Número de elementos	Tipo de elemento	Condición
43	Contorno	Pared deslizante
1	Contorno	Entrada
1	Contorno	Salida
2	Contorno	Pared sin deslizamiento

Las condiciones iniciales que presenta el modelo del husillo para el modelado del flujo a través del mismo se muestra en la tabla 3.7 y se representa en la figura 3.15.

Tabla 3.7. Condiciones iniciales del modelo

Variable	Condición inicial
Velocidad angular $\left[\frac{rad}{s}\right]$	2
Velocidad de entrada del polímero peletizado $\left[\frac{m}{s}\right]$	0.03
Densidad aparente $\left[\frac{kg}{m^3}\right]$	585
Densidad a la temperatura de fusión del PEAD $\left[\frac{kg}{m^3}\right]$	720

Continúa tabla 3.7

Continúa tabla 3.7

Viscosidad dinámica [$Pa \cdot s$]	2900
Presión final	P_{atm}

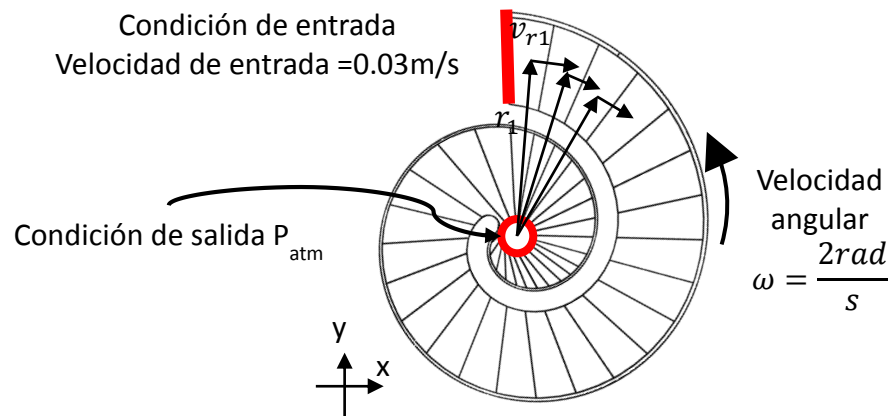


Figura 3.15. Condiciones iniciales del modelo.

La velocidad de entrada se establece de acuerdo al análisis anterior de los triángulos de velocidad. De acuerdo al diámetro hidráulico de un canal, se divide el modelo en secciones para modelar las condiciones de contorno que presenta el transporte del flujo a través del husillo.

3.12.- Condiciones del moldeo por microinyección

El modelado se realiza bajo las condiciones de microinyección, aplicando el método de elemento finito mediante el software Comsol, como resultado, el comportamiento de las líneas de flujo en un análisis tipo estacionario.

La finalidad del diseño de un molde con núcleo para una aguja hipodérmica biomimetizada, es el modelar las geometrías de la punta de una aguja biomimetizada con dimensiones a escala micro.

El modelo CAD del molde mantiene las condiciones de frontera definidas por las geometrías de la aguja hipodérmica biomimetizada [19], con una entrada (espiga) de fluido polimérico y dos salidas de aire, es como se configuran los moldes simulados.

Las caras del modelo son elementos tipo pared restringidas, como se muestra en la figura 3.16. Existe una gama de aceros en el mercado para la fabricación de las partes de los moldes para inyección [20]. El molde y el núcleo tienen las propiedades de acero pre templado al Ni-Cr-Mo con módulo de elasticidad $E=2.1 \times 10^{11}$ Pa [21].

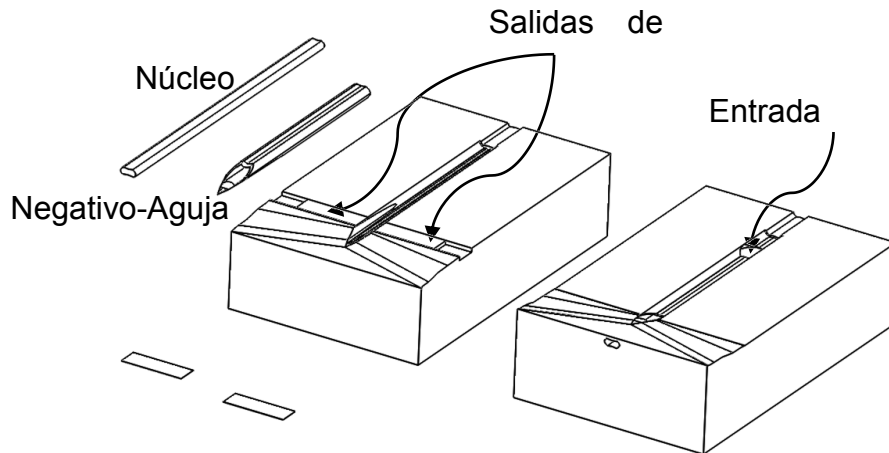


Figura 3.16. Molde de una aguja hipodérmica biomimetizada

En la figura se muestran las partes del molde de un a agua hipodérmica biomimetizada obtenida por el aporte de Ensaldo (2013) [19], con sus canales de entrada de material y las salidas del control de la ventilación de gases en la cavidad.

Para simplificar el tiempo de cómputo en el modelado de la microinyección sobre el molde, se realiza un modelo sólido simplificado que consiste en modelar el negativo-aguja como se muestra en la figura 3.17, con las condiciones de frontera correspondientes.

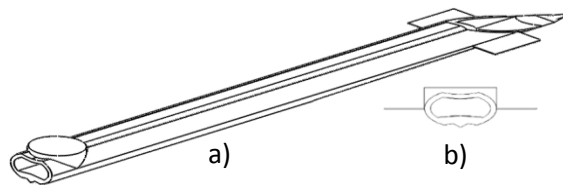


Figura 3.17. Modelo simplificado para la microinyección, a) modelo 3D del negativo-aguja, b) vista transversal del modelo simplificado.

El modelo simplificado está compuesto con los siguientes elementos:

- 47 elementos de contorno con condiciones de pared sin deslizamiento
- 1 elemento de contorno con la condición de entrada
- 1 elementos de contorno con la condición de entrada

Para el modelado de la inyección del fluido viscoelástico se consideran las propiedades del polímero en estado fundido, a una temperatura de 204 °C, presenta una densidad $\rho = 720 \frac{Kg}{m^3}$ y una viscosidad dinámica $\mu = 2900 Pa \cdot s$ [4].

3.13. – Convergencia

La capacidad de cómputo y tiempo son dos de los factores más importantes para determinar hasta qué punto es conveniente tener más elementos para el análisis y el refinado de la malla. Para monitorear la convergencia del cálculo se usó la gráfica de convergencia de residuos, donde se grafica el error contra el número de iteraciones, como se muestra en la figura 3.18, en la donde se aprecia que el error decrece más de seis órdenes de magnitud.

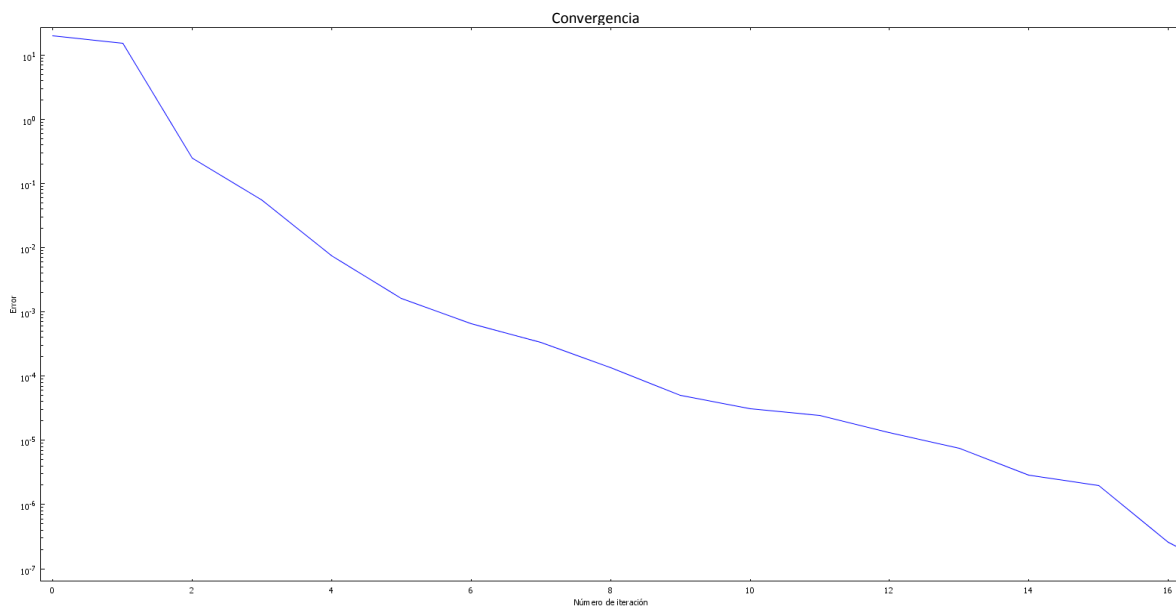


Figura 3.18. Convergencia del modelo de molde para microinyección

3.14. - Referencias bibliográficas

- [1]. - Fundación Privada ASCAMM, 2011, REACH para polímeros, Las mejores técnicas y métodos de análisis disponibles, España.
- [2].- Hoyeon Kim, 2004, Fabrication and analysis of plastic hypodermic needles by micro injection molding, Georgia Institute of Technology, Thesis for the Degree Master, Georgia.
- [3]. - R. Surace, G. Trotta, V. Bellantone and I. Fassi, 2012, The Micro Injection Moulding Process for Polymeric Components Manufacturing, New Technologies - Trends, Innovations and Research, China.
- [4]. - Xiaofan Luo, Effect of SureFlo® on the Melt Viscosities of Polyethylene, Product Innovation Scientist, Flow Polymers, LLC.
- [5]. - Eugene A. Avallone, et al, 2008, Manual del ingeniero mecánico, Mc Graw Hill, Libro novena edición, México.
- [6]. - Giano, Giano Environmental Services, 2014, Diversitied Enviromental Services.
- [7]. - SABIC® HDPE M80064S, Datasheet.
- [8]. - Gurhan Kalay, et al, 1999. The enhancement of the mechanical properties of a high density polyethylene, Wolfson Centre for materials processing, Journal of Applied Polymer Science, Vol. 73 2473-2483, Jhon Wily & Sons, Inc. United Kingdom.
- [9]. - Gurhan Kalay, et al, 1999, The enhancement of the mechanical properties of a high density polyethylene, Wolfson Centre for materials processing, Journal of Applied Polymer Science, Vol. 73 2473-2483, Jhon Wily & Sons, Inc. United Kingdom.
- [10]. -Eugene A. Avallone, et al, 2008, Manual del ingeniero mecánico, Mc Graw Hill, Libro novena edición, México.
- [11]. - Wing y Z hong, Z hen Yu Yiu, "Polymer Nanocomposites". Nueva York, Estados Unidos: CRC Press, 2006.

- [12]. – Herrera B. M. 2013, Bases para el diseño de catéteres intravenosos de material compuesto particulado con DLC o nanotubos de carbono, Cenidet, Tesis de grado maestría, Cuernavaca, Morelos, México.
- [13]. - J. Leng y A. Lau, “Multifunctional polymer nanocomposites”. Estados Unidos: CRC Press, 2011.
- [14]. – Flores D. M. 2004, Caracterización del comportamiento de láminas recubiertas por triboadhesión, por el método de elemento finito, Cenidet, Tesis de grado maestría, Cuernavaca, Morelos, México.
- [15].- Dominick V. Rosato, P.E. et al. 2000, Injection Molding Handbook, Library of congress cataloging – in – publication Data, Handbook, New York.
- [16].- Nédila Aguirre, La espiral de Arquímedes en un proyecto de modelación matemática. Universidad Nacional de Río Cuarto (UNRC). República Argentina.
- [17].- Yunes A Cengel, Michael A. Boles. 2012. Termodinámica, 7ª edición, Mc Graw Hill, 1009 pág.
- [18]. - Dominick V. Rosato, P.E. et al. 2000, Injection Molding Handbook, Library of congress cataloging – in – publication Data, Handbook, New York.
- [19]. - Elsie Vanessa Ensaldo Renteria, 2013, Diseño de la Punta de una Cánula de un Catéter Intravenoso por Biomimetismo de la Probóscide de un Mosquito, CENIDET, Tesis de maestría, Cuernavaca, Morelos, México.
- [20]. - E. Alfredo Campo, 2006, The Complete Part Design Handbook For Injection Molding of Thermoplastics, Hanser Publishers, USA and in Canada, p. 869.
- [21]. - <http://www.elacero.com.ec/pdf/aceros.pdf>

CAPÍTULO IV

RESULTADOS

4.1.- Introducción

En el presente capítulo se presentan los resultados de los modelados por MEF del comportamiento del flujo a través del husillo en el proceso de plastificación y el llenado del molde bajo las condiciones de microinyección con la geometría del perfil del molde que se diseñó con características de una aguja hipodérmica biomimetizada.

El resultado del comportamiento del campo de velocidad a través del husillo de disco con una distribución de 10 puntos en el posicionamiento de los vectores de velocidad en los ejes “x” y “y”, se muestra en la figura 4.1.

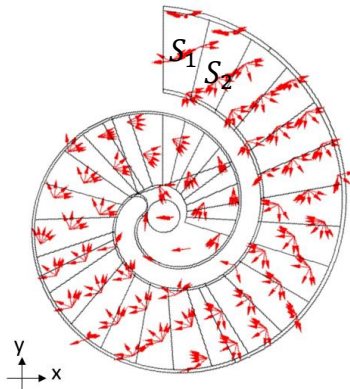


Figura. 4.1. Resultado de MEF del comportamiento del campo de velocidad en el husillo de disco.

El campo de velocidad mostrado en la figura 4.1, es el resultado del modelado por MEF del husillo; bajo el diseño propuesto se obtiene un campo de velocidad con vectores direccionados en la trayectoria de la espiral, el comportamiento de los vectores en las secciones S_1 y S_2 no son definidos totalmente debido a que el polímero se encuentra con una densidad cambiante, pasa de una densidad aparente a una densidad normal, esta última es la densidad del polímero a una determinada temperatura. En las siguientes secciones los vectores de velocidad se comportan de acuerdo a la trayectoria de la espiral consiguiendo el transporte del material fundido hacia el centro de la espiral.

4.2.- Comportamiento de las líneas de flujo en el husillo de disco

Para modelar el comportamiento de las líneas de flujo se consideran las secciones S_1, S_2, \dots, S_n a partir del diámetro hidráulico del canal que se forma sobre el husillo tipo espiral como se muestra en la figura 4.2.

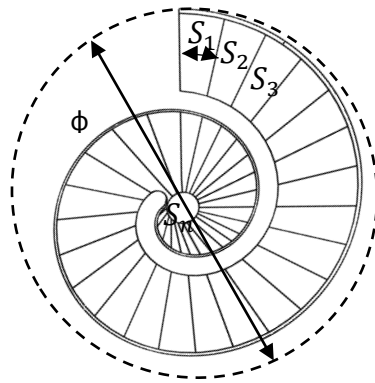


Figura 4.2. Secciones S_n del canal para el modelado del flujo.

El resultado del comportamiento de las líneas de flujo a través del canal del husillo que se muestra en la figura 4.3, es el flujo en el centro del canal que sigue una trayectoria de hélice hacia el centro de la espiral por la configuración de las paredes del canal en el husillo, diseñado bajo un ángulo α y construido sobre un plano inclinado con un ángulo β , de acuerdo al esquema de la figura 4.5.

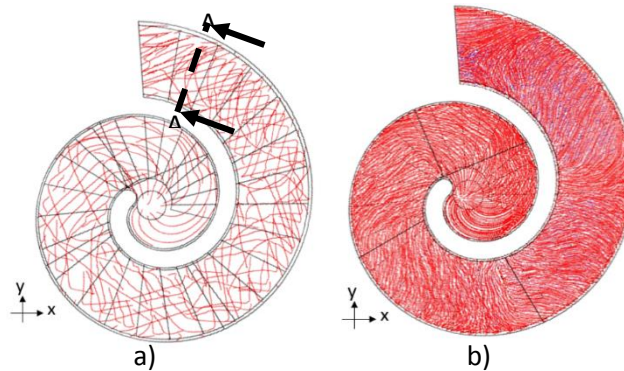


Figura 4.3. Resultado MEF de las líneas de flujo, a) con una densidad uniforme de distribución en las líneas de flujo de 0.03, b) con una densidad uniforme de distribución en las líneas de flujo de 0.01.

El comportamiento de las líneas de flujo sobre el canal del husillo tiende a girar a lo largo de la trayectoria espiral del canal, mientras el polímero fundido avanza hacia el centro de la espiral, este resultado se muestra en la figura 4.3. Seccionando el canal del husillo, se visualiza el comportamiento de las líneas de flujo, ver figura 4.4.

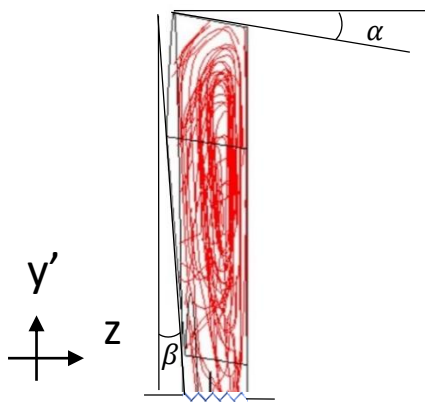


Figura 4.4. Sección A-A' vista transversal de las líneas de flujo del MEF.

En una vista transversal del husillo se visualiza el comportamiento de las líneas de flujo que se obtuvo por MEF, se confirma la trayectoria del flujo con el análisis teórico de los vectores de velocidad que tiene una de sus componentes sobre el plano inclinado a un ángulo β y α sobre el plano inclinado evitando un fluido laminar, este comportamiento permite plastificar el polímero por fricción al entrar en contacto con la pared fija del canal, además desde otra perspectiva dicha pared conserva un movimiento relativo con respecto al fluido, tiene la función de un mezclador como los usados en los husillos convencionales para obtener una calidad en la masa fundido para polietileno [1].

4.3.- Comportamiento del flujo en la microinyección

El análisis del comportamiento del flujo polimérico durante la inyección, se modeló por el método de elemento finito, utilizando las herramientas de software COMSOL, se presenta un comportamiento de las líneas de flujo en un análisis tipo estacionario.

Configuración_01

Las condiciones de frontera se definen de acuerdo al micro molde de inyección con una entrada de fluido polimérico y dos salidas de aire, las caras del modelo son

elementos tipo pared restringidas. El núcleo del modelo tiene las propiedades de acero pretemplado al Ni-Cr-Mo.

Las condiciones iniciales son:

Velocidad de entrada de 0.045m/s

Presión de inyección de 30.9MPa

Los resultados obtenidos se presentan en las figura 4.5 a 4.9, de acuerdo a las configuraciones realizadas sobre el modelo con las condiciones de frontera definidas en una entrada de fluido y dos salidas de gases para el llenado del molde.

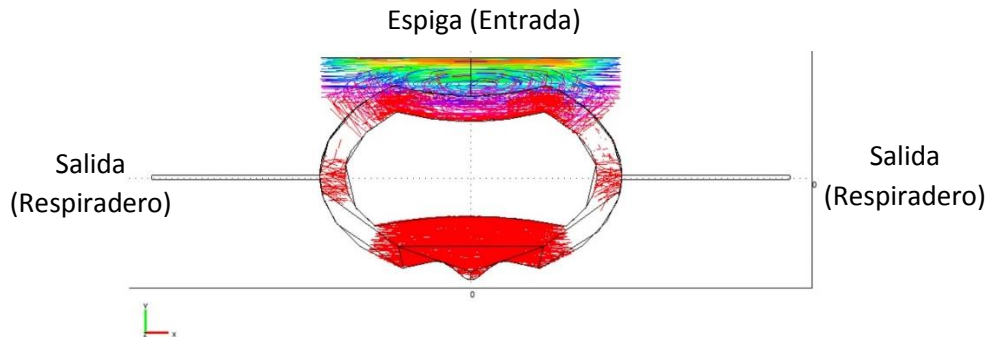


Figura 4.5. Líneas de flujo en la sección transversal.

El modelo 3D simplificado como se muestra en la figura 4.5 anterior, tiene las condiciones de contorno señaladas para una primera configuración en la simulación de la microinyección del flujo, el resultado obtenido para esta configuración, muestra la reducida orientación de las líneas de flujo y del llenado del molde simplificado.

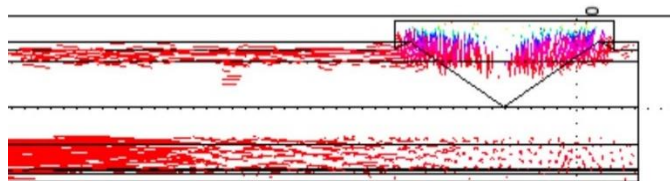


Figura 4.6. Comportamiento de las líneas de flujo en la entrada.

Con una vista cercana a la espiga del molde, se visualiza el comportamiento de las líneas de flujo sin dirección y un llenado deficiente del molde, por el otro extremo del molde en donde se ubican los respiraderos, ver figura 4.7, se muestran las líneas de flujo.

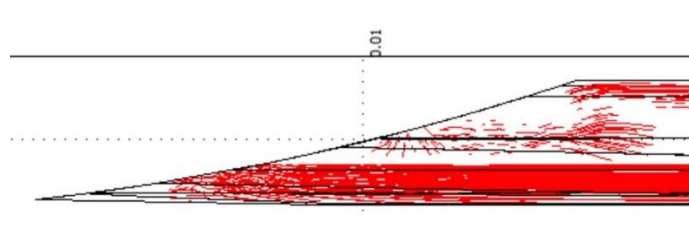


Figura 4.7. Comportamiento de las líneas de flujo en la salida y en la punta de la aguja.

La figura 4.7, muestra el comportamiento de las líneas de flujo y la concentración de ellas sobre los respiraderos, en esta vista, el deficiente llenado del molde resultó sobre las paredes con espesores inferiores a 28 micras en el molde.

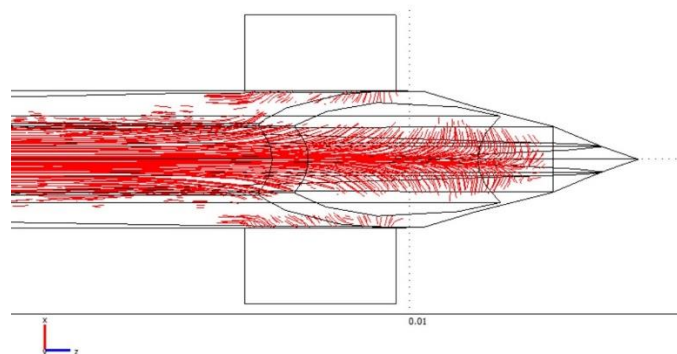


Figura 4.8. Comportamiento de las líneas de flujo en los respiraderos.

El llenado deficiente del molde se observa en la figura 4.8, en esta vista, los lados laterales del modelo en donde se ubican los respiraderos, donde el espesor de pared alcanza las 28 micras, el llenado crítico de la punta de la aguja no se logra.

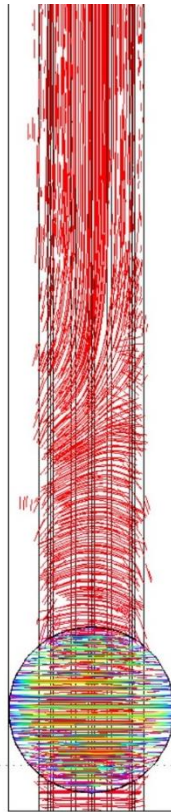


Figura 4.9. Comportamiento de las líneas de flujo en la espiga y a lo largo del modelo.

El comportamiento del flujo a lo largo del molde no presenta orientación como puede verse en la figura 4.9, este comportamiento del flujo, en la práctica reduce las propiedades mecánicas, como resultado de la baja orientación de los monómeros del polímero.

De los modelos presentados se muestran espacios sin líneas de flujo, esto indica que el material no fluye y por lo tanto no presenta un comportamiento de líneas de flujo.

Se concluye que el molde no es llenado al 100% por el fluido polimérico y se debe modelar con otras configuraciones en la ubicación de la espiga del molde y de los respiraderos para optimizar el llenado del molde.

Configuración_02

El modelado para una segunda configuración, se parte de la modificación en las condiciones de frontera, que consiste en reubicar la espiga y los respiraderos en el molde, como se muestra en la figura 4.10, además se considera la misma velocidad y presión de entrada como se considera en la configuración_01.

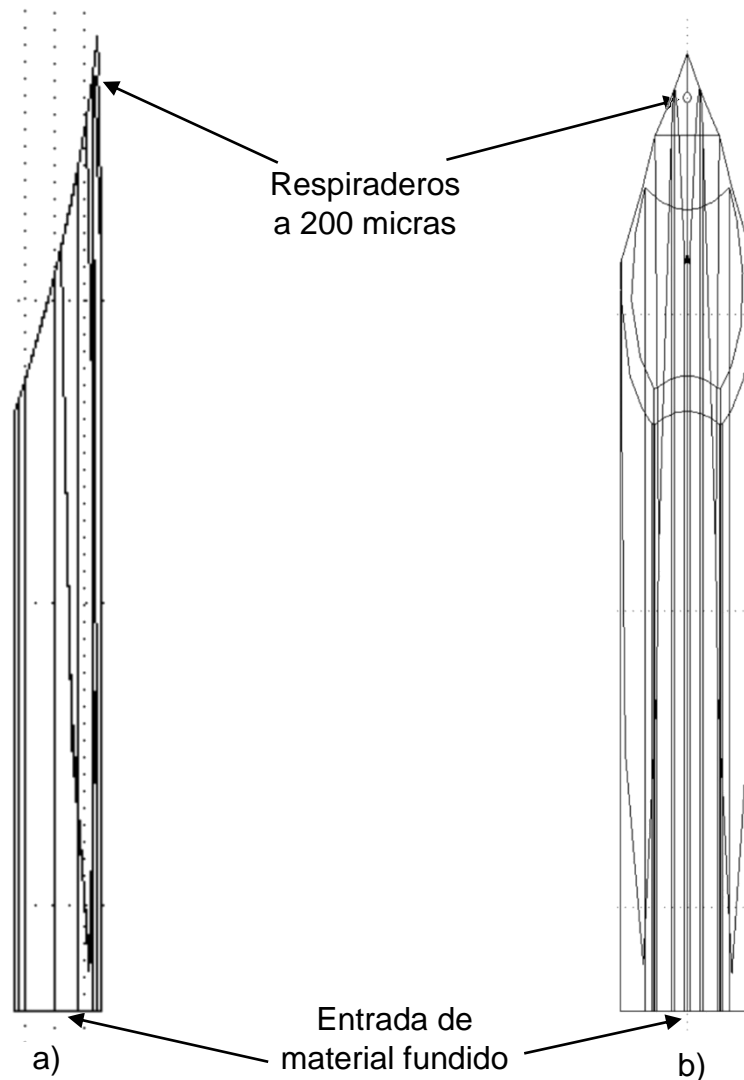


Figura 4.10. Condiciones de frontera, a) vista lateral del molde y b) vista superior del molde.

Los resultados para la segunda configuración del molde, se muestran a continuación, que prevé la orientación y el llenado del molde. El comportamiento de las líneas de flujo se orienta a lo largo del molde como se muestra en la figura 4.11, logrando el llenado de la punta de la aguja en el molde.

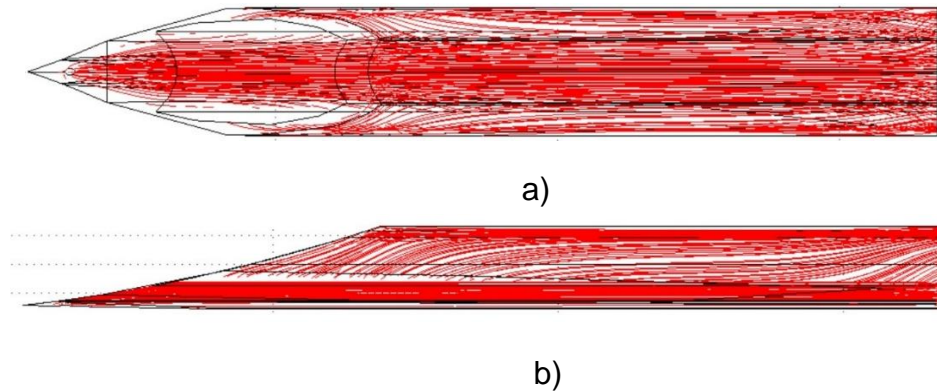


Figura 4.11. Comportamiento general del flujo a través del molde con una densidad uniforme de distribución de 0.0115 para la configuración_02, a) vista superior del molde, b) vista lateral del molde.

La figura 4.11 muestra el resultado de la segunda configuración, con un comportamiento uniforme en la distribución de las líneas de flujo, el modelo aumenta el llenado del molde, con la condición de frontera de que el flujo se inyecte a través de la sección transversal del molde, abarcando un área de inyección suficiente para alcanzar el llenado de las paredes de 28 micras.

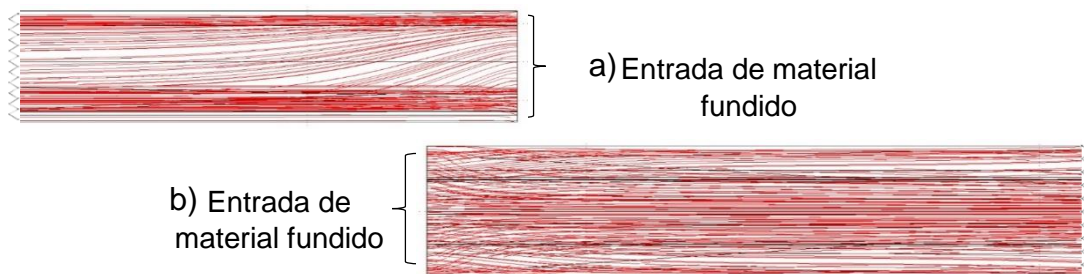


Figura 4.12. Comportamiento del flujo a la entrada del molde con una densidad uniforme de distribución de 0.0115, a) vista lateral del molde, b) vista superior del molde.

El comportamiento del flujo sobre los extremos del molde, a detalle se observa en la figura 4.13, en donde, la orientación del fluido a lo largo del molde permanece estable, y se alcanza un mejor llenado de la punta del molde debido a la ubicación del respiradero.

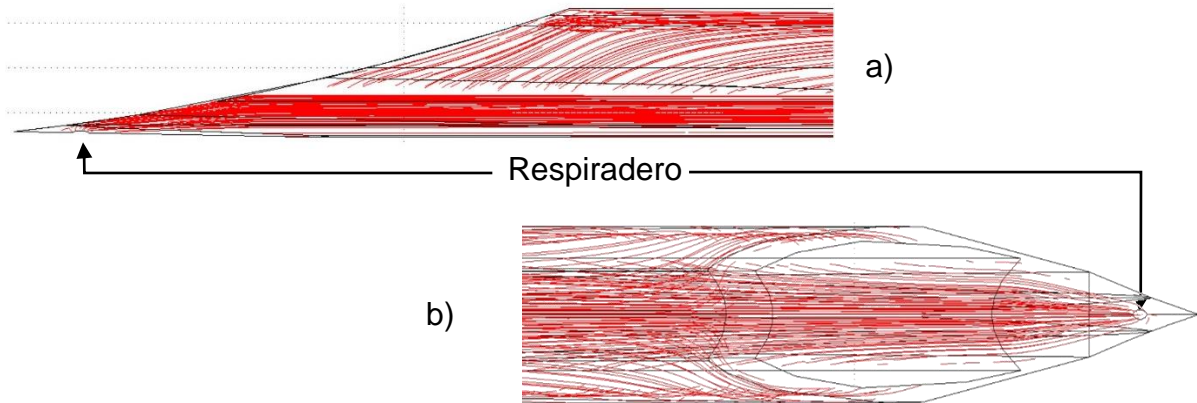


Figura 4.13. Comportamiento del flujo en la punta del molde con el perfil de la punta de una aguja biomimetizada y con una densidad uniforme de distribución de 0.0115 en las líneas de flujo.

El comportamiento de las líneas de flujo en la sección transversal media del molde, se muestra en la figura 4.14, se observa el llenado de las paredes del molde con espesor de 78 micras.

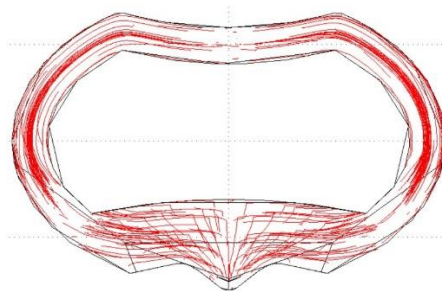

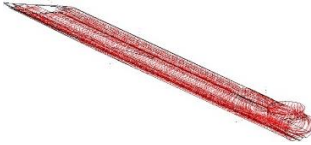




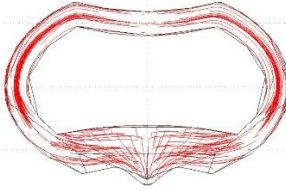
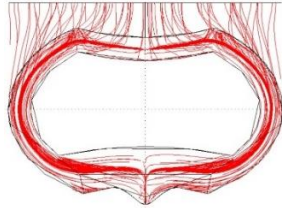
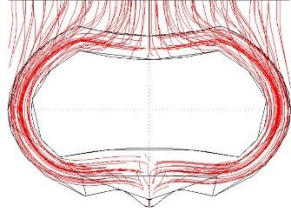



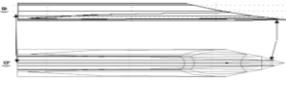




Figura 4.14. Comportamiento del flujo en la sección transversal media del molde con una densidad uniforme en la distribución de las líneas de flujo de 0.0115.

Para optimizar e investigar el llenado del molde, se realizaron tres simulaciones más, con las respectivas configuraciones, como se muestra en la tabla 4.1.

Tabla 4.1. Diferentes configuraciones para el llenado del molde.

Vistas	Configuración _03	Configuración _04	Configuración _05
Isométrica			
Superior			
Transversal			
Lateral			
Modelo primario			

La tabla 4.1 muestra las diferentes configuraciones que se llevaron a cabo sobre el modelo, para investigar el llenado óptimo del molde, donde, la configuración_03 mantuvo la configuración_02 y se modificó la velocidad de inyección a 0.4m/s, consiguiendo cierta orientación de las líneas de flujo con respecto a los resultados de la configuración_02. Para la cuarta configuración, se reubicó la espiga y los respiraderos del molde, tanto a la espiga como los respiraderos del molde se ubicaron en el mismo plano tangente a cara superior del molde, obteniendo un llenado total en las paredes del molde con espesor de 28 micras. Sin embargo, el comportamiento del flujo no es paralelo con respecto al eje longitudinal del moldeo; la orientación obtenida reduce las propiedades mecánicas de la pieza final, la cadena de monómeros que forman el polímero se orienta perpendicular al eje longitudinal del molde y reduce la resistencia del material en esa dirección. En la quinta configuración se retomó la ubicación de los respiraderos de la configuración_02, a 100 micras de la punta del molde y la espiga del molde se ubicó al igual que la configuración_04, como resultado, el llenado del molde junto con la orientación del flujo se optimizaron, y debido a la ubicación del respiradero en el molde, la punta aguda del molde es llenado.

4.4.- Moldeo por microinyección de materiales bifásicos

Los materiales compuestos se encuentran en una etapa de aplicación y desarrollo constante, para los diversos campos de aplicación en la ciencia, surgiendo las composiciones fibra-matriz.

Los materiales compuestos se definen como todo material combinado, a partir de una unión de dos o más componentes, que da lugar a propiedades características, no siendo ninguna de las anteriores. Los elementos de un material compuesto no deben disolverse ni fusionarse completamente unos con otros. Su caracterización, y la de su interface, debe ser posible identificar por medios físicos.

De las diferentes clasificaciones que existen de los materiales compuestos; se presenta una clasificación de acuerdo al tipo de matriz:

- Materiales compuestos de matriz metálica
- Materiales compuestos de matriz cerámica
- Materiales compuestos de matriz polimérica

En contraposición al uso de materiales isotrópicos convencionales, con los materiales compuestos se pueden diseñar las características del material dando lugar a materiales anisotrópicos. Por otro lado, los materiales de refuerzo, son desde un punto de vista teórico, materiales ideales que constituyen estructuras cristalinas o semicristalinas, que son tenaces, rígidas y resistentes a altas temperaturas y medios agresivos, pero sin la aportación de una matriz el material presenta fragilidad. Una fisura externa o un defecto interno pueden dar lugar a un fallo mucho antes de que alcance su resistencia teórica. Bajo estos fundamentos la investigación de materiales compuestos alrededor del mundo cada vez crece y en este estudio se investiga el moldeo por microinyección de materiales bifásicos.

En el proceso de inyección convencional se lleva a cabo la plastificación del polímero mediante un husillo de tornillo y un barril con temperatura más los efectos de fricción, este proceso tiene similitud en el proceso de microinyección propuesto, que se lleva a cabo mediante un el husillo de disco. En esta etapa el comportamiento del fluido es particular, ya que tiende a girar sobre el canal con el objetivo de homogenizar un material bifásico.

4.5.- Discusión de resultados

Con los resultados obtenidos del comportamiento del flujo por MEF del modelo de husillo de disco se comprobaron con los diseños reportados de husillo de tornillo [2] en los cuales aunque el diseño en geometría y tamaño difieren al presentado en el presente trabajo, las condiciones del comportamiento del flujo a lo largo del husillo es similar ya que en ambos husillos el fluido se desplaza con las condiciones dinámicas similares.

Se confrontaron los resultados provenientes de la simulación del flujo en el husillo de disco con los resultados provenientes del análisis teórico de los triángulos de velocidad, y se concluye con la comprobación correcta del comportamiento del flujo en ambos casos.

Se ha reportado una eficiencia aproximada del 0.85 [2] para las máquinas de inyección convencional, mientras que en el proceso de moldeo por microinyección se logra un incremento del 5% en eficiencia por el consumo energético de los dispositivos propuestos, principalmente en el uso de servomotores que permite diseñar un óptimo proceso. Además se proponen resistencias tipo tubo para calentar el flujo polimérico a una temperatura constante de 204 °C.

Por otra parte, la simulación del comportamiento del flujo en el modelo 3D de una aguja hipodérmica con micro características obtenidas por el diseño realizado de Ensaldo no se encontró un registro de estudio similar en la revisión del estado del arte pero se tienen registros de modelos diferentes a una aguja hipodérmica, estos modelos reportados con micro características por Ming-Hung Tsai, Keng-Liang Ou, Chiung-Fang Huang, et. al., [3] no se pueden comparar sus parámetros con el modelo propuesto porque las condiciones geométricas y del fluido difieren. Sin embargo la simulación obtenida se comprueba con la convergencia del modelo presentado en la sección 3.13.

4.6. - Referencias bibliográficas

[1]. - http://catarina.udlap.mx/u_dl_a/tales/documentos/lim/tello_c_vr/capitulo3.pdf

[2]. - Dominick V. Rosato, P.E. et al. 2000, Injection Molding Handbook, Library of congress cataloging – in – publication Data, Handbook, New York.

[3]. - Ming-Hung Tsai, Keng-Liang Ou, Chiung-Fang Huang, et. al., Study on micro-injection molding of light guiding plate by numerical simulation, International Communications in Heat and Mass Transfer, 35 (2008) 1097-1100.

CAPÍTULO V

CONCLUSIONES Y TRABAJOS FUTUROS

5.1 Conclusiones

En el presente trabajo se realizó el diseño de un sistema de micro inyección para materiales poliméricos, así como para materiales bifásicos como polietileno-nanotubos; el estudio se delimitó para el caso particular de micro inyección por moldeo para agujas hipodérmicas biomimetizadas. Al ser las agujas hipodérmicas de acero una herramienta invasiva en la medicina, presentan problemas desde las diversas infecciones causadas por la esterilización sobre los usuarios hasta problemas medio ambientales y económicos, considerando estos factores negativos en el desarrollo de las agujas hipodérmicas el estudio se enfoca al desarrollo de agujas hipodérmicas plásticas biomimetizadas que reemplacen el uso de las agujas hipodérmicas de acero, dando como resultado una solución a los problemas mencionados anteriormente.

Durante el estudio se realizó un modelo CAD del sistema de micro inyección, para el moldeo que permite estudiar y optimizar el flujo del polímero en un sistema de micro moldeo; bajo dichas características se determinan las condiciones de micro inyección óptimas para agujas hipodérmicas plásticas biomimetizadas llegando a los siguientes resultados:

- Se diseñó un husillo de disco basado en la espiral de Arquímedes, que permite la plastificación del material polimérico a inyectar sobre un micro molde, además el husillo está diseñado con las características para inyectar materiales bifásicos de matriz polimérica y refuerzos de nanotubos que aportan propiedades mecánicas al producto micro inyectado en el molde. Estas condiciones se observaron sobre el sistema de micro inyección que, comparados ante un sistema de inyección convencional, se encuentra un 10% por arriba en eficiencia, concluyendo que el sistema de micro inyección para piezas con micro dimensiones geométricas es eficiente por el ahorro energético que proporcionan los servomotores en cada ciclo del proceso de micro inyección.
- Con la simulación por MEF del modelo de husillo tipo disco en el comportamiento de las líneas de flujo, se obtuvo el comportamiento de las líneas de flujo a lo largo del canal con trayectoria en espiral con una velocidad de flujo 0.03m/s a la entrada y una viscosidad dinámica de 2900 Pa·s. Bajo estas condiciones las líneas de flujo se comportan con dirección hacia el centro del husillo de disco, permitiendo la plastificación del polímero. Y para materiales bifásicos el husillo de disco permite homogenizar la matriz polimérica con el aporte de refuerzo mediante la función de mezclador que evita el flujo laminar, este tipo de flujo describe una trayectoria en hélice de las líneas de flujo en el husillo de disco comprobando así el movimiento de la matriz polimérica fundida para homogenizar el material bifásico.
- En el proceso de micro inyección sobre el molde de una aguja hipodérmica biomimetizada de material compuesto, se modeló por MEF para optimizar el flujo polimérico. Este análisis aporta las condiciones de micro inyección para agujas hipodérmicas biomimetizadas y son: velocidad de flujo 0.045 m/s en la inyección, presión de inyección de 30.9 MPa; se optimizó el llenado del molde basado en la ubicación de la entrada de material fundido al molde y los respiraderos para la expulsión de gases en el molde durante la inyección.

5.2. - Trabajos futuros

- Analizar las propiedades mecánicas de los resultados obtenidos por micro inyección con materiales de una fase y bifásicos.
- Realizar el análisis de la temperatura durante la micro inyección para materiales bifásico
- Diseñar un sistema de enfriamiento para optimizar el llenado de micro moldes
- Analizar la presencia de un campo eléctrico durante la microinyección para orientar el material de refuerzo en un material compuesto.
- Comparar la micro inyección de la aguja hipodérmica biomimetizada con la inyección convencional.
- Realizar un estudio sobre la implementación de los sistemas micro a los diferentes métodos existentes en el proceso de los polímeros.

ANEXO A

Componentes de la máquina de moldeo por microinyección diseñada, el detalle de los componentes no se presenta por condiciones del proceso de patentado.

