



**UNIVERSIDAD NACIONAL AUTÓNOMA
DE MÉXICO**

**FACULTAD DE ESTUDIOS SUPERIORES
ZARAGOZA**

**FABRICACION DE ANILLOS DE POLIACETAL
PARA LA MANUFACTURA DE VALVULAS
CARDIACAS**

T E S I S P R O F E S I O N A L
QUE PARA OBTENER EL TITULO DE:
I N G E N I E R O Q U I M I C O
P R E S E N T A:
G U S T A V O M O R A L E S T O L E D O

ASESOR: DR. ANTONIO SANCHEZ SOLIS

INSTITUTO DE INVESTIGACIONES EN MATERIALES - UNAM



MEXICO, D. F.

2007



Universidad Nacional
Autónoma de México



UNAM – Dirección General de Bibliotecas
Tesis Digitales
Restricciones de uso

DERECHOS RESERVADOS ©
PROHIBIDA SU REPRODUCCIÓN TOTAL O PARCIAL

Todo el material contenido en esta tesis esta protegido por la Ley Federal del Derecho de Autor (LFDA) de los Estados Unidos Mexicanos (México).

El uso de imágenes, fragmentos de videos, y demás material que sea objeto de protección de los derechos de autor, será exclusivamente para fines educativos e informativos y deberá citar la fuente donde la obtuvo mencionando el autor o autores. Cualquier uso distinto como el lucro, reproducción, edición o modificación, será perseguido y sancionado por el respectivo titular de los Derechos de Autor.

AGRADECIMIENTOS

En estas líneas expreso mi más sincero y profundo agradecimiento a todas las personas que de alguna forma u otra contribuyeron con opiniones, comentarios y aportaciones en la realización de este trabajo.

Al Dr. Antonio Sánchez Solís por su valiosa y oportuna asesoría, por la orientación recibida en momentos difíciles, por los conocimientos y la experiencia que tuve el honor de recibir de él, por su paciencia, por decir y plantear los problemas como son y por el ánimo que transmite para realizar las actividades.

Al Instituto de Investigaciones en Materiales por aceptarme como su alumno y por facilitarme las herramientas necesarias para llevar a cabo este trabajo. Un agradecimiento muy especial a todo el personal de este Instituto; quienes me ayudaron en la realización de las diferentes pruebas:

Al Ing. Químico Ernesto Sánchez Colín en el área de pruebas mecánicas de materiales

A la Dr. Mirna Estrada Yáñez, en el área de laboratorio de química

Al Químico Miguel Ángel Canseco Martínez, en el área de caracterización química, física y térmica de polímeros.

A Martín Membrillo Flores y Edith Zarco Silva por su apoyo en diferentes pruebas, a Lupita y a Issis por sus asesorías, por apoyarme en momentos difíciles y por animarme en todo momento para seguir adelante.

A Fausto por ser un buen profesor y amigo, por su valiosa asesoría no solo en el salón de clases y por facilitarme herramientas necesarias para aumentar mi aprendizaje.

A Miguel Jefe del Taller, a los técnicos Adrián Gallardo y José de Jesús del Olmo por el apoyo recibido para la fabricación del molde de inyección y por ayudarme en las actividades llevadas a cabo en el taller.

A la Facultad de Estudios Superiores Zaragoza por los cinco maravillosos años y por todos sus profesores quienes a lo largo de mi carrera me ayudaron a salir adelante y siempre me alentaron a continuar en momentos difíciles.

A todos mis amigos de la FES-Zaragoza (Alejandro, Fernando, Jesús, Samuel, Ismael, Javier, Nashely, Juan, etc.) y a mis familiares que estuvieron cada momento a mi lado; compartiendo risas y momentos difíciles pero inolvidables.

A CONACYT por la beca recibida a través del proyecto SALUD-2002-c01-8175 "Desarrollo e Innovación de Bioprótesis Cardíacas"

DEDICATORIAS

Este trabajo se lo dedico a mis padres Virginia Toledo Díaz y Atanasio Morales Julián a quienes admiro por todo el amor que me han dado, por su cariño, comprensión y apoyo, por todos sus consejos que me han alentado en todo momento y sobre todo por el gran esfuerzo que han realizado por brindarme una educación profesional.

A ti papá que siempre te he admirado y respetado por ser un gran hombre de quien me siento muy orgulloso, por todo el apoyo que me has brindado a lo largo de toda mi vida, ya que sin tus palabras no hubiera podido llegar a esta etapa, por todos tus días sin descansar y por sacrificar día a día gran parte de tu vida por mí y por todos tus hijos, mil gracias.

A ti mamá porque con todo tu amor y dedicación me has educado y formado, porque siempre has estado a mi lado y no me has dejado solo; por lo que soy, por tus desvelos y todo el tiempo que te robé pensando en mí, por el orgullo que usted representa en mi vida; tanto como mujer como por madre, y que ni todas las palabras del mundo diría lo mucho que te quiero y el agradecimiento que le tengo.

También dedico este trabajo a mis hermanos Cutberto, Salvador, Rosa María e Iliana quienes siempre han estado a mi lado apoyándome incondicionalmente en todas mis decisiones, por sus comentarios, por todos los momentos inolvidables que hemos compartido, por comprenderme y divertirme en los momentos más difíciles y porque sin su apoyo yo no sería lo que soy.

A mi novia Blanca Isabel Roldán Fernández, por apoyarme en todo momento, por ser una persona muy importante y valiosa en mi vida, por su confianza y por todo lo que hemos construido juntos.

A mis abuelitos, tíos y primos que siempre han demostrado que la familia unida es lo más importante y que mientras sigamos así mantendremos nuestra esencia.

Nuestra vida, esta llena de pequeños momentos y diferentes etapas. En mi vida tengo presente una etapa muy importante y esencial que marcó, cimentó y le dio completamente forma y rumbo a mi ser, por eso también dedico este trabajo al "CECACHI" Centro Don Bosco en donde pasé cuatro maravillosos años de secundaria y que en sus humildes aulas aprendí más de lo indispensable, a todos mis amigos sacerdotes y maestros que forjaron en mí muchos valores, muy especialmente al Padre Isidro Fábregas Sala, Padre Manuel, Sor. Juanita, Sor Edith, Padre Silverio, Padre Sergio, maestro Teodoro, Miguel, Mario, etc., quienes con humildad y espíritu de servicio ayudan a muchas personas como lo hicieron conmigo.

Gracias Dios.

ÍNDICE

RESUMEN	1
OBJETIVO	2
HIPÓTESIS	2
INTRODUCCIÓN	3

1. ANTECEDENTES.

1.1 Válvulas cardíacas.....	4
1.2 Clasificación de los sustitutos valvulares.....	4
1.2.1 Prótesis mecánicas.....	6
1.2.2 Prótesis biológicas.....	9

2. GENERALIDADES.

2.1 Polímeros.....	11
2.1.1 Esquema de clasificación.....	11
2.1.2 Moléculas individuales.....	11
2.1.2.1 Tacticidad.....	12
2.1.3 Transiciones térmicas.....	13
2.1.3.1 Cristalización de polímeros.....	15
2.1.3.2 Polímeros amorfos.....	27
2.2 Clasificación de los materiales termoplásticos, termofijos y elastómeros.....	21
2.3 Compuestos para el moldeo de termoplásticos (resinas, aditivos, cargas).....	23
2.4 Propiedades físicas y mecánicas de los plásticos.....	25
2.5 Comportamiento mecánico de los plásticos.....	26
2.6 Características físicas comunes en la mayoría de los plásticos.....	31
2.6.1 Baja difusividad térmica.....	31
2.6.2 Alta viscosidad.....	33
2.6.3 Efectos combinados de baja conductividad y alta viscosidad.....	35
2.6.4 Viscoelasticidad.....	36

3. CARACTERIZACIÓN DE LOS POLÍMEROS.

3.1 Tipos de pruebas.....	37
3.1.1 Pruebas mecánicas.....	37
3.1.1.1 Tensión.....	37
3.1.1.2 Comportamiento esfuerzo-deformación típico.....	38
3.1.1.3 Equipo de pruebas de tensión.....	40
3.1.2 Análisis térmicos.....	40

3.1.2.1 Calorimetría diferencial de barrido.....	41
3.1.2.2 Análisis termogravimétrico.....	42
3.1.3 Microscopía electrónica de barrido.....	43
3.1.4 Microscopía de infrarrojo (IR).....	44
3.1.5 Radiopacidad.....	45
3.1.5.1 Pruebas de radiopacidad.....	46

4. PROCESAMIENTO DE PLÁSTICOS.

4.1 Introducción.....	47
4.2 Etapas de procesamiento.....	48
4.3 Extrusión.....	48
4.3.1 Características de un extrusor mono-husillo.....	50
4.3.2 Extrusores doble husillo.....	52
4.3.3 El dado del extrusor.....	56
4.4 Moldeo por inyección.....	57
4.4.1 Introducción.....	57
4.4.2 Descripción del proceso de moldeo y la máquina convencional.....	58
4.4.3 Variables de operación.....	60
4.4.4 La máquina de moldeo por inyección.....	60
4.4.5 Efectos de calor debido a esfuerzo de corte.....	66
4.5 El molde de inyección.....	67
4.5.1 Consideraciones generales.....	67
4.5.2 Nomenclatura básica de un molde de inyección.....	67
4.5.3 El ciclo de inyección.....	69

5. POLIACETALES

5.1 Materias primas.....	73
5.2 Clasificación.....	74
5.3. Aplicaciones típicas.....	74
5.4. Síntesis del poliacetal.....	75
5.4.1 Derlin acetal.....	75
5.5... Propiedades del poliacetal.....	76
5.6 Modificaciones con aditivos.....	79
5.7 Procesos de transformación.....	79
5.7.1 Moldeo por inyección.....	80
5.7.2 Condiciones de operación.....	82
5.7.3 Extrusión.....	84
5.8 Mezcla Sulfato de Bario y Poliacetal.....	85
5.9 Biocompatibilidad.....	86
5.9.1 Materiales biomédicos.....	86
5.9.2 Biocompatibilidad del poliacetal (Derlin).....	86
5.9.3 Biocompatibilidad del Sulfato de Bario.....	89

6. DESARROLLO EXPERIMENTAL

6.1 Materias Primas.....	91
6.2 Equipo.....	91
6.3 Parte experimental.....	94
6.3.1 Procedimiento.....	98

7. RESULTADOS Y DISCUSIÓN

7.1 Mezclas de POM (Derlin) con micro (μ) Sulfato de Bario.....	103
7.2 Mezclas de POM (Derlin) con nano (η) Sulfato de Bario.....	104
7.3 Análisis de Infrarrojo.....	107
7.4 Pruebas de radiopacidad con (μ) y (η) Sulfato de Bario.....	110
7.5 Fabricación de colocadores.....	112
7.6 Fabricación del molde de inyección.....	112
7.7 Microscopía Electrónica de Barrido (SEM).....	118

CONCLUSIONES	124
---------------------------	-----

ANEXO A	125
GLOSARIO	134
BIBLIOGRAFÍA	135



RESUMEN

El presente trabajo, comprende la producción de un anillo plástico para la manufactura de válvulas cardiacas, se hizo uso del material polimérico Polioxido de metileno y, para hacerlo radiopaco se mezcló con partículas de Sulfato de Bario.

Se determinaron las condiciones de operación para el procesamiento por extrusión e inyección del material virgen (POM) y se prepararon una serie de mezclas con polióxido de metileno (POM), Sulfato de Bario micro y Sulfato de Bario nanométrico, se procesaron por extrusión e inyección y, se eligieron en cada caso, las mezclas que mejor comportamiento presentaron en los resultados de las pruebas de radiopacidad.

En las mezclas con partículas de Sulfato de Bario en tamaño micrométrico y nanométrico, se observó que la dificultad de procesamiento es proporcional al aumento de concentración de éstas partículas en la muestra, además, se determinó que las mezclas más concentradas en partículas de Sulfato de Bario son más radiopacas.

Después de realizar el mezclado por medio del proceso de extrusión e inyección se evaluó el procesamiento y propiedades de los productos obtenidos por medio de caracterización mecánica y microscópica.

Se diseñó un molde y, a través del proceso de inyección, se obtuvieron anillos plásticos de 9 diferentes diámetros. Además, para darle a estos últimos las medidas requeridas por el Instituto Nacional de Cardiología, se propuso un método de corte utilizando una resistencia tamaño micromel.

Las mejores formulaciones fueron mezclas de Sulfato de Bario y Polioxido de metileno al 11%, se obtuvo radiopacidad en el producto y ésta aumenta en forma directa con la cantidad de Sulfato de Bario, las propiedades mecánicas del producto final fueron las que determinaron la cantidad permisible debido a que a concentraciones más altas éstas disminuyen considerablemente.



OBJETIVO

General:

Determinar los parámetros óptimos de procesamiento de Polióxido de metileno (POM) y fabricación de anillos de POM y sulfato de Bario para la manufactura de válvulas cardiacas.

Particulares:

1. Determinar las condiciones de operación del proceso de extrusión para el procesamiento de (POM) y las mezclas con sulfato de Bario nanométrico y micrométrico.
2. Determinar la condiciones del proceso de inyección para el procesamiento de (POM) y las mezclas con sulfato de Bario nanométrico y micrométrico.
3. Determinar el porcentaje de sulfato de Bario suficiente para obtener radiopacidad con el POM.
4. Caracterizar mecánicamente a tensión al POM y sus mezclas con Sulfato de Bario.
5. Fabricar el colocador de la válvula.
6. Diseñar y fabricar un molde de inyección con el propósito de producir cilindros huecos de POM y mezclas con sulfato de Bario.
7. Proponer un método de corte adecuado para la manufactura de la parte plástica de la válvula cardiaca.

HIPÓTESIS

La inclusión de nanopartículas de sulfato de Bario en la matriz de POM le conferirá a esta última radio-opacidad y por la gran relación superficie/volumen de las nanopartículas variarán las propiedades reológicas de las mezclas y será necesario determinar experimentalmente los parámetros óptimos de procesamiento.

El polímero Polióxido de Metileno cumple con los requerimientos de biocompatibilidad y propiedades mecánicas para ser utilizado como anillo plástico en la producción de válvulas cardiacas.



INTRODUCCIÓN

Las mezclas con polímeros se hacen con la finalidad de utilizar las propiedades sobresalientes de los componentes para obtener un producto mejorado que reúna tales propiedades. Esto es, desarrollar materiales con una amplia gama de propiedades deseables, lo cual se ha logrado seleccionando componentes de mezcla de tal forma que las ventajas principales de un polímero compensen las deficiencias del otro componente o viceversa o simplemente aprovechando ventajas compartidas.

La extrusión simple o la extrusión reactiva es el método utilizado para mezclar polímeros al mismo tiempo que se llevan a cabo reacciones químicas durante la extrusión continua de polímeros y/o monómeros polimerizables, (cabe mencionar que en este trabajo no hubo extrusión reactiva debido a que sólo se le agregó una carga al polímero). Debido a que el hacer reaccionar y/o mezclar materiales poliméricos con viscosidades elevadas no es generalmente posible en reactores químicos y/o mezcladores convencionales, se utilizan los extrusores que ofrecen características ventajosas en este tipo de procesos como son: control de temperaturas, excelente distribución y dispersión de la mezcla, control sobre el tiempo de residencia, reacción y/o mezcla bajo presión, proceso continuo, etc.

En el estado fundido las propiedades viscoelásticas de los polímeros son importantes porque son éstas las que gobiernan el comportamiento del flujo cuando los plásticos son procesados y, la reología es la ciencia que trata con la forma en que los materiales se deforman cuando se les aplica una fuerza. Por ejemplo, a fin de optimizar el diseño de un extrusor, se debe conocer la viscosidad como función de la temperatura y la rapidez de corte.

Para el caso particular de este trabajo, se ha demostrado que la mezcla POM (Polióxido de Metileno) con Sulfato de Bario genera radiopacidad en el producto final, esta característica es muy utilizada en el ámbito médico debido a que muchas prótesis se están fabricando de material polimérico. Así, en caso particular en este trabajo de tesis se establecieron y determinaron parámetros de procesamiento de los procesos de extrusión e inyección para producir el anillo plástico para la manufactura de una válvula cardiaca utilizando polióxido de metileno y sulfato de bario.



1. ANTECEDENTES

1.1 Válvulas Cardíacas

El corazón está situado en medio del pecho con su eje longitudinal orientado desde su cuadrante abdominal superior izquierdo, hasta su hombro derecho. La base del corazón está formada por las arterias y las aurículas.

La sangre pasa a través de una válvula antes de salir de cada cavidad del corazón. Las válvulas (ver Fig. 1.1) evitan que la sangre fluya hacia atrás. En realidad las válvulas son aletas (valvas) que actúan como compuertas de entrada para la sangre que ingresa al ventrículo y compuertas de salida para la sangre que sale del mismo. Cada válvula tiene tres aletas (valvas), excepto la válvula mitral, que sólo tiene dos. Las cuatro válvulas del corazón son las siguientes:

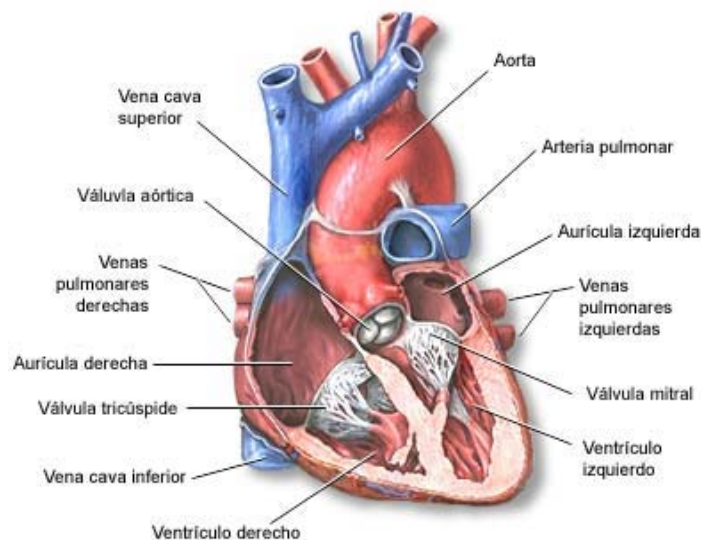


FIGURA 1.1 Partes del corazón

1.2 Clasificación de los sustitutos valvulares

Las válvulas cardíacas humanas son mecanismos pasivos de apertura y cierre que responden a cambios en la presión para mantener un flujo unidimensional de sangre a través del corazón. Los cambios patológicos que pueden aparecer y que pueden ser de diversos tipos provocan una restricción en la apertura de la válvula (estenosis) o una pérdida de la capacidad de cerrar apropiadamente, de ello resulta un flujo retrógrado a través de la válvula mal cerrada (regurgitación o insuficiencia). Las válvulas más frecuentemente afectadas son la mitral y la aórtica y, en casos menos frecuentes una válvula puede ser a la vez, regurgitante y estenótica o haber afectación de más de una válvula.



La prótesis valvular ideal debe ser perdurable y eficaz en términos de mínima resistencia al flujo, y de mínimo reflujo. Tampoco debería favorecer la trombosis ni lesionar los componentes celulares o moleculares de la sangre, ni originar excesivo ruido u otra clase de incomodidad al enfermo.

Las características de las válvulas deben cumplir con las siguientes normas:

1. Las válvulas deberán tener un diseño hidrodinámico adecuado, es decir, deberán permitir que la sangre fluya en una sola dirección evitando cualquier reflujo. La resistencia al flujo de sangre debe ser mínima sin gradiente transvalvular apreciable; se debe evitar el flujo turbulento.
2. Se deben utilizar elementos biocompatibles en la fabricación de estas prótesis.
3. Las prótesis valvulares deben resistir el impacto equivalente a cerca de 40 millones de ciclos cardiacos por año en un mínimo de 10 años, el cual es índice previsto de supervivencia para los pacientes que tienen una válvula artificial implantada.
4. Las válvulas deben ser esterilizadas, libres de pirógenos o sustancias que causen daños.

Después de estudiar las prótesis utilizadas, en las instituciones especializadas fue concluido que el modelo a seguir es la válvula de jaula de bola la cuál ha sido utilizada por muchos años y es el modelo que muchos cirujanos sugieren, con la cual se han obtenido excelentes resultados.

Las dos grandes clases de prótesis valvulares son las mecánicas y las biológicas o tisulares. Todas ellas tienen, en menor o mayor cantidad, algún tipo de biomaterial o tejido artificial que forma parte de algún componente estructural de la prótesis. Habitualmente, cada prótesis valvular se presenta con un abanico de diferentes medidas -cada 2 mm-, tanto para posición mitral como aórtica. Típicamente los anillos plásticos de las válvulas están en forma de un material plástico rígido o flexible cubierto de un material biocompatible.

El anillo plástico base para la válvula cardiaca incluye un material como sustrato el cuál es cubierto de un tejido biológico biocompatible, como el pericardio animal. Este regula la dirección del flujo de sangre en la estructura anatómica donde la válvula cardiaca se incorpora.

El sustrato puede formarse de un material rígido, en donde el sustrato tiene una forma predeterminada correspondiente a la forma anular de la válvula del corazón.

Los materiales biocompatibles utilizados en las prótesis y destinados a contactar con la sangre pueden subdividirse de la siguiente forma:



a) Metales

Se incluye el Titanio y el Stellite (aleación de Cobalto-Cromo fuertemente resistente a la corrosión, conocida también como Haynes-Stellite o Alacrita XSM) y el Egiloy (aleación de Cobalto, Níquel-Cromo), también resistente a la corrosión y a la fatiga, y empleado como soporte de algunas prótesis.

b) Polímeros

Constituyen la base de los tejidos del anillo de sutura, tanto de las prótesis mecánicas como de las bioprótesis, y permiten su sutura en el anillo nativo. Representan, pues, la pieza de mayor interacción entre la prótesis y el tejido del receptor. Se incluye el Teflón (politetrafluoroetileno -PTFE-) y el Dacron (polietilentereftalato -PET-), que es la fibra de poliéster más utilizada en medicina. Las resinas de poliacetileno, como el Delrin o el Celcon, se utilizan también en algunas prótesis.

c) Material carbónico

Las actuales prótesis mecánicas utilizan el carbón pirolítico o pirolita como componente del disco o de las valvas y, en algunos casos, también del receptáculo. Se trata de un material de extremada dureza (90% respecto al diamante) obtenido de una mezcla a alta temperatura de hidrocarburos y silicatos. El carbón pirolítico no sólo ofrece ventajas a nivel mecánico (alta resistencia a la fatiga), sino también por su excepcional biocompatibilidad, incluida su tromboresistencia, como la posibilidad de fabricarse en una amplia variedad de formas.

1.2.1 Prótesis Mecánicas

Las prótesis mecánicas, más comúnmente conocidas como artificiales, son aquellas que no cuentan con materiales biológicos entre sus componentes. Se fabrican a partir de materiales de síntesis o metales nobles. Tienen tres componentes básicos:

- a) El ocluser del flujo alrededor del cual fluye la sangre.
- b) La superestructura o receptáculo que dirige y restringe el movimiento del ocluser.
- c) El cuerpo o base de las válvulas. Según su diseño pueden ser de bola, de disco (monodisco) y bivalvas (con dos hemidiscos).



La mayoría de los modelos, pero no todos, de las prótesis mecánicas son rotables, es decir, las valvas pueden girar dentro del receptáculo. Esta característica es considerada cuando se requiere una implantación mitral.

Las **prótesis mecánicas de bola**, entre las cuales, la de Starr-Edwards es la más representativa, constituyen el primer tipo de prótesis valvular introducido en el mercado. Constan de una jaula formada por arcobotantes (tres para aórtica y cuatro para mitral) que se unen al vértice y van fijadas a un orificio (anillo) que es la pieza que se une al anillo nativo. En la jaula se aloja una bola que sube y baja según el grado de presión (Fig. 1.2). También se han desarrollado modelos de prótesis de jaula que utilizan un disco en lugar de una bola.

Las válvulas del corazón naturales permiten que la sangre fluya derecho a través del centro de la válvula. Esta propiedad es conocida como flujo central, la cuál mantiene una cantidad mínima de trabajo hecha por el corazón. Con un flujo no-central, el corazón debe trabajar más difícilmente para compensar el ímpetu perdido al cambio de la dirección del líquido. Las válvulas de bola bloquean completamente el flujo central, por lo tanto la sangre requiere de mayor energía para fluir alrededor de la bola central. Además, la bola es conocida por causar daño a las células de la sangre debido a las colisiones. El daño a las células de la sangre lanza los ingredientes de coagulación de la sangre, por lo tanto lo pacientes requieren tomar largas prescripciones de anticoagulantes.

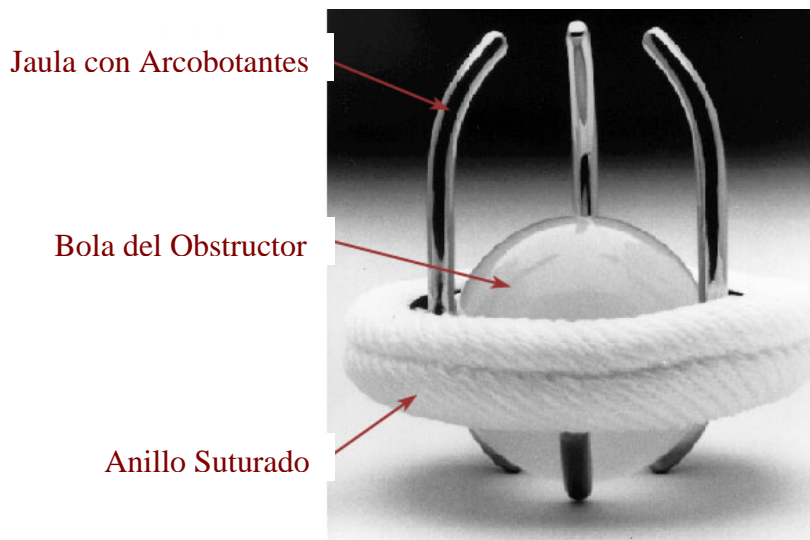


FIGURA 1.2 Prótesis mecánica de bola



Las prótesis de **disco (monodisco)** constan, como su nombre indica, de un disco que actúa como ocluidor y que va fijado al anillo mediante unos pivotes que fijan y limitan su apertura (Fig.1.3). El disco durante la apertura, oscila hasta un ángulo determinado que depende del diseño de los arcobotantes que lo retienen. La primera válvula introducida de este tipo fue, en 1969, la de Wada-Cutter.

En las válvulas de disco tienen sostenido un disco de polímero en lugar de dos puntales soldados. El disco flota entre los dos puntales de tal manera, que cuando la sangre empieza a viajar al revés se cierra y después se vuelve a abrir cuando la sangre empieza a viajar nuevamente hacia delante. Las válvulas de disco abren a un ángulo de 60° y cierran completamente a una velocidad de 70 veces / minuto. Este patrón de inclinación mejora el flujo central mientras previene la expulsión. Las válvulas de disco reducen los daños mecánicos a las células de la sangre. Estos patrones de mejora del flujo reducen la coagulación e infección de la sangre. Sin embargo, el único problema con este diseño es su tendencia a la fractura de las bisagras como resultado de la fatiga del repetitivo golpeo del disco.

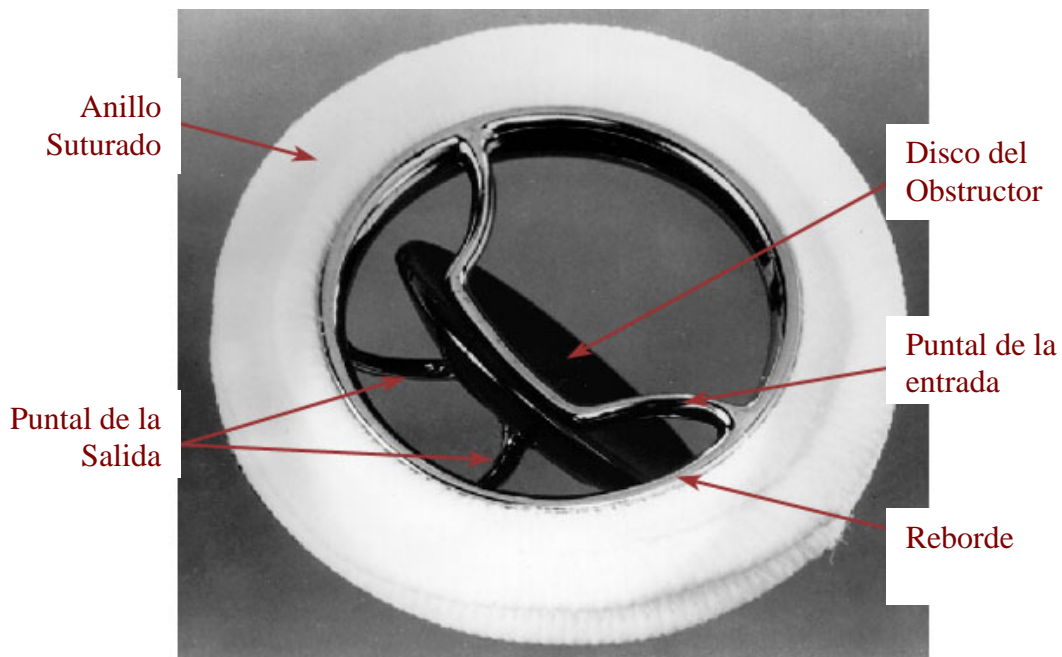


FIGURA1.3 Prótesis de disco

Las prótesis **bivalvas o de hemidisco o semidisco**, introducidas más tardíamente (St. JUDE, 1977), están formadas por dos semidiscos que se articulan en el interior del anillo (Fig. 1.4).

Los discos pivotean totalmente abiertos, paralelos a la dirección del flujo de sangre. Estos no cierran completamente, lo cuál permite un poco de expulsión. Puesto que la expulsión es una de las características de válvulas defectuosas, las válvulas bivalvas aún no son ideales. Las válvulas bivalvas constituyen la mayoría de los



diseños modernos. Estas válvulas se distinguen principalmente por proveer la aproximación más cercana para un flujo central como en un válvula natural.

Tanto las prótesis de disco (monodisco) como las bivalvas se denominan también de bajo perfil en comparación con las prótesis de bola, de perfil elevado.

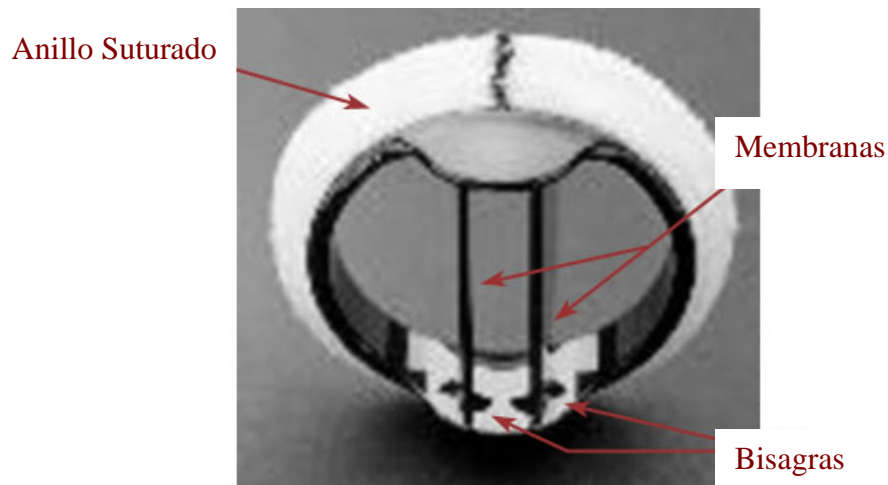


FIGURA1.4. Prótesis bivalva

1.2.2 Prótesis Biológicas

Las prótesis biológicas son aquellas que disponen de materiales o tejidos biológicos entre sus elementos. Al estar constituida por tres cúspides, su estructura es más similar a la de las válvulas nativas. Dependiendo de su origen pueden ser:

Homoinjertos (aloinjertos). Proviene de seres humanos, ya sea de donante vivo o cadáver. Dependiendo de si el tejido está sometido a algún procedimiento que modifique su viabilidad, se subclasifican en viables o no. Mientras que en un principio se utilizaban básicamente como conductos valvulados en el lado derecho del corazón, en los años 80, y gracias al desarrollo de los programas de trasplante, se incrementa su utilización semicomercial y como recambio en posición aórtica.

Autoinjertos. Son injertos valvulares procedentes del propio enfermo por el cambio de posición de su propia válvula pulmonar. Anteriormente se habían utilizado también tejidos del propio enfermo (duramadre, pericardio), pero esta práctica cayó en desuso. Más recientemente, y aún bajo estudio experimental, se ha introducido el ATCV (Autologous tissue cardiac valve) que utiliza pericardio del propio enfermo.

La ATCV, fabricada por Autogenerics (California, EUA), consiste en un anillo de Delrin revestido de Dacron sobre el cual se monta el pericardio proveniente del



propio enfermo, con tratamiento previo con una solución de glutaraldehído. El equipo que se suministra permite recortar el pericardio, montarlo sobre el soporte y comprobar la competencia y funcionamiento de la válvula resultante antes de su implantación definitiva.

Heteroinjertos (xenoinjertos). Son aquellas válvulas biológicas cuyos materiales provienen de otras especies, en general de origen porcino o bovino (vaca), con un componente artificial que actúa de soporte, por lo que también se conocen como bioprótesis. La utilización de los xenoinjertos supone una ventaja frente a los homoinjertos dada la posibilidad de un número indeterminado de válvulas, diferentes medidas, esterilización más segura y estandarizada, la utilización de materiales higiénicos aptos para ser implantados en humanos. Es por ello que este es el tipo de prótesis biológica más frecuentemente utilizada.

El siguiente cuadro resume las ventajas y los inconvenientes de las dos clases de prótesis:

CLASE	VENTAJAS	DESVENTAJAS
MECÁNICA	Durabilidad	Forma no natural
	Garantía estructural	Necesidad de anticoagulación
BIOLÓGICA	Forma y función más natural	Durabilidad limitada por calcificación in vivo/degeneración
	Menor necesidad de anticoagulación	Fabricación menos consistente.

Las bioprótesis han tenido ventajas significantes sobre las válvulas mecánicas en términos de reducir el riesgo al tromboembolismo, sin embargo, estos fallan con frecuencia debido a que el material se deteriora y esto se asocia a los depósitos de fosfato de Calcio en las regiones con tensión, como la cúspide valvular y puntos valvulares de flexión.

Las válvulas mecánicas se prefieren en pacientes que son jóvenes o tienen una esperanza de vida de más de 10 a 15 años, o quién requiere terapias a largo plazo de anticoagulantes por otras razones (ejemplo, fibrilación atrial). Las bioprótesis se prefieren en pacientes que son mayores o tienen una esperanza de vida menor a los 10 o 15 años o que no puedan tomar terapias a largo plazo de anticoagulantes.



2. GENERALIDADES

2.1. Polímeros

La palabra polímero se deriva de las palabras griegas “poli” y “meros” que significan “mucho” y “partes” respectivamente y se refiere a una gran molécula constituida por la repetición de pequeñas unidades químicas de peso molecular bajo; algunos polímeros se encuentran en la naturaleza (celulosa, seda, hule natural, ADN, etc.), mientras que el polietileno, poliéster, nylon, y otros son sintéticos. La base de la formación de tales moléculas está en la habilidad de ciertos monómeros a unirse entre ellos repetidamente a través de enlaces químicos primarios (covalentes). Este proceso químico se llama polimerización⁵.

Las moléculas de bajo peso molecular que unidas forman al polímero se llaman monómeros. En general tienen dobles o triples enlaces que pueden romperse. El grado de polimerización es el número de unidades estructurales “n” que forman la macromolécula (este término fue introducido por el químico Alemán Herrman Staudinger, en 1922)⁵.

2.1.1 Esquemas de Clasificación

El estudio de cualquier materia tan vasta y compleja como lo es la de los polímeros, se simplifica clasificándola en categorías.⁶

1. *Estructura*. Nos podemos preguntar si el polímero consiste de una masa separable de moléculas individuales o de una red macroscópica. También, si es ramificado o lineal, si es una sucesión de unidades orientadas al azar, o si tiene una orientación especial preferente.⁶
2. *Estado Físico*. Las moléculas de los polímeros pueden ser parcialmente cristalinas o estar en completo desorden. Este último puede ser de naturaleza vítrea y quebradiza, o puede ser fundido con las características de viscosidad de un líquido o con la elasticidad que se asocia con un sólido semejante al hule.⁶

2.1.2 Moléculas Individuales

Las moléculas pueden ser lineales o ramificadas (Fig. 2.1). Una consecuencia importante es que la ramificación interfiere con el ordenamiento de las moléculas, de manera que la cristalinidad disminuye. Así también el flujo del material fundido formado por moléculas ramificadas se complica por los efectos elásticos.⁶

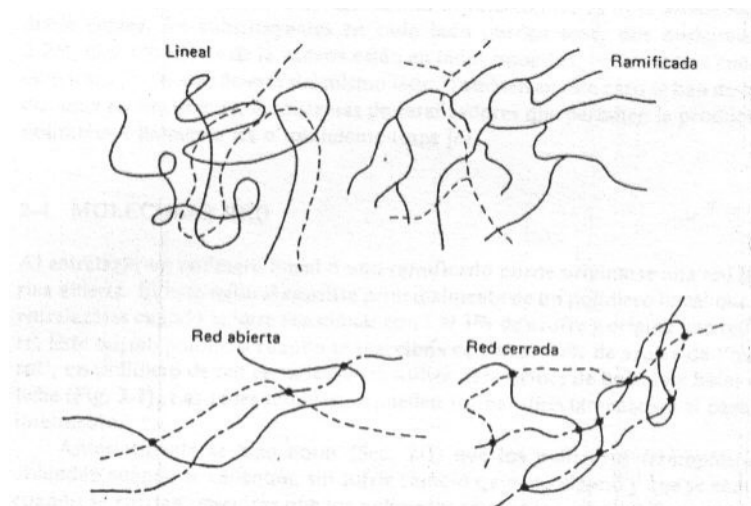


FIGURA 2.1 Representación esquemática de diferentes tipos de molécula polimérica.

Si la cadena del polímero de carbono tiene dos sustituyentes diferentes, el carbono es asimétrico puesto que las dos partes de la cadena con las que está conectado, también son diferentes. Como el carbono es tetraédrico, los átomos asimétricos pueden existir en dos configuraciones espaciales diferentes que no son intercambiables, a menos que se rompan en enlaces covalentes. Cada tercer carbono es asimétrico y pueden resultar tres estructuras. En general, los cambios de estructura que se originan por la rotación alrededor de un solo enlace se denominan *conformaciones* y los isómeros que pueden intercambiarse sin romper enlaces, se denominan *configuraciones*.⁶

2.1.2.1 Tacticidad

De acuerdo al ordenamiento espacial de las unidades estructurales se han establecido 3 configuraciones:

- *Isotáctica*. Es aquella en la que los grupos en el carbono ramificado se encuentran del mismo lado.
- *Sindiotáctica*. Grupos ramificados que alternan de manera regular a lo largo de la cadena.
- *Atáctica*. Los grupos ramificados se disponen al azar a lo largo del polímero.

Los polímeros estereo regulares como el isotáctico y el sindiotáctico suelen ser altamente cristalinos, mientras los atácticos son amorfos.



Los polímeros isotácticos y los sindiotácticos tienen mayor cristalinidad, mayor resistencia mecánica, mayor densidad, más alta temperatura de fusión, son más resistentes a la acción de los disolventes y poseen menor transparencia, en comparación con los mismos materiales de la variedad atáctica.⁷

2.1.3 Transiciones Térmicas

Algunos líquidos se contraen mientras disminuyen sus temperaturas. Las pequeñas moléculas simples cristalizan rápidamente cuando son enfriadas a las temperaturas apropiadas. Las moléculas largas y complejas pueden experimentar reorganizaciones para caber dentro de los cristales a las velocidades de cristalización, se forma un vidrio amorfo antes que la cristalización extensiva ocurra en el enfriamiento. En la mayoría de los casos, también, la estructura de los polímeros es tan irregular que las estructuras cristalinas no se pueden formar. Si la cristalización no ocurre la viscosidad del líquido incrementará en el enfriamiento a un nivel de 10^4 Pa.s (10^{15} poises) el cual llega a ser un vidrio inmóvil. Los cambios conformacionales asociados con una contracción en el volumen o una cristalización no pueden ocurrir en el estado vídrio.⁸

El cambio entre elastómero líquido y un comportamiento vítreo se conoce como transición vítrea. Esta ocurre en un rango de temperatura, como se muestra en la (Fig. 2.2), donde la relación temperatura-volumen para la formación vítrea se contrasta con la de cristalización. La línea ABCD es para una sustancia que cristaliza completamente. Como el material experimenta un cambio abrupto en volumen y coeficiente para la expansión térmica en su punto de fusión T_m . La línea ABEG representa la curva de enfriamiento para un vidrio. Sobre el corto rango de temperatura correspondiente al intervalo EF, el coeficiente térmico de expansión de la sustancia cambia pero no hay discontinuidad en la curva temperatura-volumen. Por extrapolación, como se muestra, se localiza una temperatura T_g' considerado como la temperatura de transición vítrea para una sustancia en particular en el rango de enfriamiento. Si el material se enfría lentamente, la curva temperatura-volumen es como ABEG' y la temperatura de transición vítrea T_g'' es menor que el caso anterior. El valor preciso de T_g dependerá de la velocidad de enfriamiento en los experimentos particulares.⁸

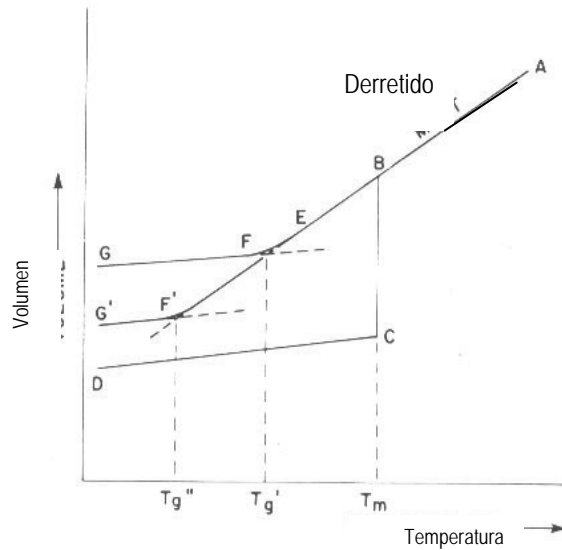


FIGURA 2.2 Relación Volumen – temperatura para la formación vítrea de un polímero y el material que cristaliza completamente con enfriamiento. T_m es el punto de fusión y T_g' y T_g'' son las temperaturas de transición vítrea para un material que no cristaliza y que es enfriado rápidamente y lentamente, respectivamente.

La fusión y cristalización de moléculas con bajo peso molecular se encuentran sobre un intervalo agudo de temperaturas. Los polímeros cristalizables difieren en que el punto de fusión está sobre el rango de temperaturas y no cristaliza completamente, especialmente si tienen pesos moleculares altos. La (Fig. 2.3) compara la relación temperatura-volumen para un polímero análogo no cristizable. Casi todos los polímeros cristalizables son considerados como “semicristalinos” porque contienen fracciones significantes de poco orden, cadenas amorfas. Se puede notar que la región de fusión en este punto es difusa, y el punto de fusión se identifica con la temperatura en el punto B, donde los cristales más largos y perfectos serán derretidos. La porción no-cristalina de este material muestra una temperatura de transición vítrea. Esto muestra que la T_g es una característica generalmente de la región amorfa de los polímeros.⁸

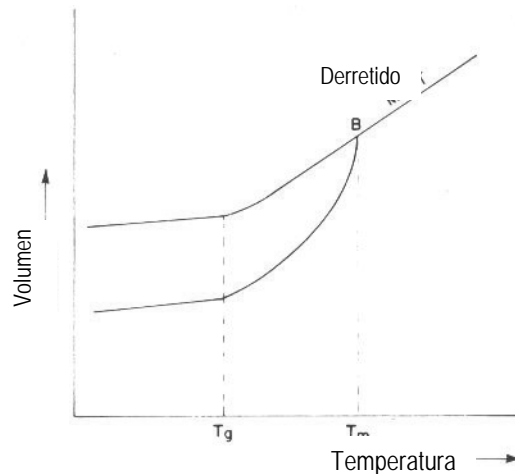


FIGURA 2.3 Relación volumen – temperatura para un polímero amorfo (línea superior) y semicristalino. (Línea inferior).

El valor de T_m es usualmente la temperatura en donde se derriten la mayoría de los cristales y desaparecen. Este parámetro depende en cierta medida de la historia térmica de la muestra, los cristales con alta temperatura de fusión se producen por un proceso de cristalización lento en donde se proporciona más tiempo para los cambios conformacionales, para que los segmentos de macromoléculas entren en los patrones del cristal apropiados.⁸

Tanto la T_g como T_m , son importantes en la práctica. La T_g pone un límite superior de temperaturas para el empleo de termoplásticos amorfos. Con termoplásticos semicristalinos, la T_m o el inicio del rango de fusión determina la temperatura de servicio superior. Entre la T_m y T_g , los polímeros semicristalinos tienden a ser resistentes. La fragilidad comienza debajo de la T_g en la región amorfa. Como regla general, sin embargo, los plásticos semicristalinos se usan entre T_g y una temperatura que esta arriba de T_g y debajo de T_m .⁸

2.1.3.1 Cristalización de Polímeros

Las secciones de las cadenas del polímero deben ser capaces de empacarse juntas en series periódicas ordenadas para que ocurra la cristalización. Esto requiere que las macromoléculas estén en una estructura bastante regular.⁸

Hoy en día se acepta que los polímeros ordenados pueden formar cristales laminares con un espesor de 10 a 20 nm en los que sus cadenas se pliegan sobre sí mismas para producir cadenas paralelas perpendiculares a las caras del cristal.⁷



Las cristalitas de los polímeros son pequeñas y normalmente se organizan en estructuras piramidales más grandes y de poco espesor llamadas esferulitas que pueden ser vistas sin ayuda del microscopio, o como estructuras en cruz de Malta, con luz polarizada. Como en la mayoría de los procesos de cristalización, si no hay nucleación, existe un periodo de inducción durante el que se desenredan las cadenas. Este proceso viene seguido de un crecimiento cristalino lento. Sin embargo, la velocidad de cristalización aumenta y luego disminuye cuando se acerca el final del proceso de cristalización.⁷

La perfección y tamaño del cristal están influenciados por la velocidad de cristalización, y T_m es afectado por el historial térmico de la muestra. Los cristales crecen en tamaño por el aumento de segmentos en núcleos estables. Estos núcleos no existen a temperaturas arriba de T_m , y la cristalización ocurre en rangos medibles solo a temperaturas debajo de la temperatura de fusión. Como la temperatura de cristalización se reduce, la velocidad aumenta por el efecto de incrementar la concentración en un núcleo estable. La velocidad pasa eventualmente a través de un punto máximo, porque las condiciones frías reducen la velocidad de los cambios conformacionales necesarios para poner los segmentos del polímero dentro de un registro apropiado en la superficie del cristal. Cuando se alcanza la T_g , la velocidad de cristalización llega a ser insignificante. La velocidad de cristalización isotérmica para polímeros cristalizables es generalmente un máximo en la mitad entre las temperaturas T_g y T_m .⁸

La cristalización se debe distinguir de la orientación de las moléculas. Ambos fenómenos están basados en la alineación de segmentos de macromoléculas pero el estado de cristalización requiere un período, una colocación regular de los átomos de la cadena relacionados, mientras que las moléculas orientadas necesitan solamente ser alineadas sin consideración alguna hacia la localización de átomos en posiciones particulares. La orientación tiende a promover la cristalización porque esta brinda que las cadenas largas de las macromoléculas estén en paralelo y se encuentran más juntas.⁸

Las zonas cristalinas pueden alterarse mediante métodos de procesado como el termoformado y la extrusión de los plásticos o la orientación biaxial y el jalado en frío de las fibras. En el último método, el cual explica los otros, las cristalitas se ordenan en la dirección de los esfuerzos, el hilo disminuye en diámetro, y se genera y reabsorbe calor como resultado de la orientación y cristalización adicionales.⁷



2.1.3.2 Polímeros Amorfos

Los polímeros amorfos con grupos voluminosos irregulares son raramente cristalizables, y a menos que se usen métodos especiales, los polímeros ordenados rara vez son 100% cristalinos.⁷

Los polímeros amorfos en masa están constituidos por cadenas dispuestas en forma más bien poco ordenada o menos cristalina. Físicamente los polímeros amorfos poseen temperatura de transición vítrea pero no de fusión además de no ofrecer un patrón de difracción de rayos X claro. Las cadenas de los polímeros amorfos podrían compararse con una masa de espaguetis, aunque en realidad la verdadera medida del desorden existente en los polímeros amorfos todavía no ha llegado a comprenderse bien.⁷

a) Relación Módulo - Temperatura

A una temperatura suficientemente baja un polímero será una material frágil, con un módulo mayor que 10^9 N m^{-2} . Esta es la región vítrea. El modulo de tensión es una función de la temperatura del polímero y es una guía útil para el comportamiento mecánico. La (Fig. 2.4) muestra una curva típica modulo-temperatura para un polímero amorfo.⁸

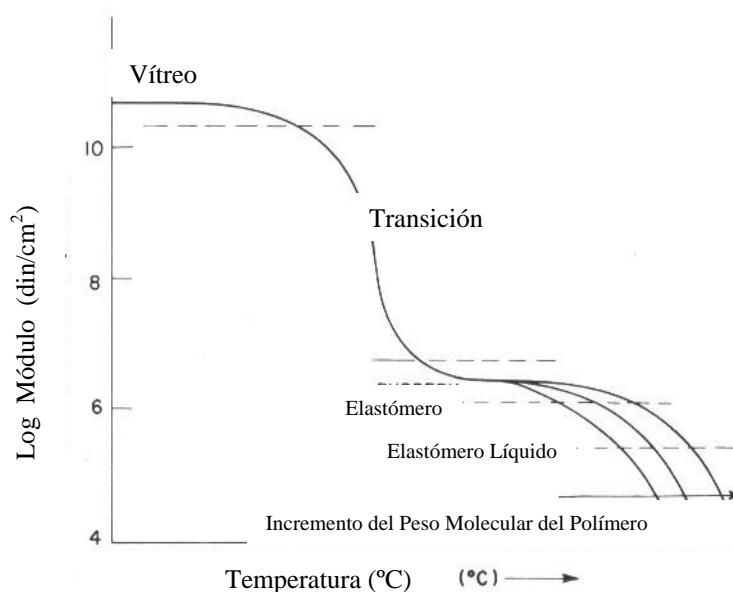


FIGURA 2.4 Relación Módulo – temperatura para un polímero amorfo

En la región vítrea la energía térmica disponible es insuficiente para permitir la rotación sobre la estructura del polímero, y no toman lugar los movimientos de los



segmentos de macromoléculas a larga escala. Cuando un material es estirado, este puede deformarse de una forma elástica o sea recuperación (de una forma plástica). En el caso anterior deben existir rearreglos de las posiciones de todas las moléculas o segmentos de moléculas que resultan en la disipación del trabajo aplicado como calor interno. Cada material usualmente se fractura de una manera frágil a pequeñas deformaciones, porque la creación de nuevas superficies es la única manera disponible para la disipación de la energía almacenada en el sólido.⁸

La región de transición vítrea es un rango de temperaturas en donde el inicio del movimiento en la escala del desplazamiento molecular puede detectarse en el espécimen polimérico. Ya que la velocidad del flujo siempre aumenta con temperatura, no es de sorprenderse que las técnicas que tensan el espécimen registren rápidamente temperaturas de transición más altas. En términos de experiencia más común, un espécimen plástico el cual puede deformarse de forma dúctil en una prueba de curva lenta puede ser vidrioso y frágil si este se golpea rápidamente a la misma temperatura.⁸

Conforme la temperatura aumenta la agitación térmica llega a ser suficiente para movimientos segmentarios y el cristal frágil comienza a comportarse en una manera familiarizada. El modulo decrece por un factor de 10^3 sobre un rango de temperatura alrededor de 10 – 20°C en la región de transición de cristal-caucho.⁸

La región del caucho se caracteriza por un espacio elástico corto como respuesta de la aplicación y remoción de la tensión. Las moléculas poliméricas responden a la deformación total del espécimen cambiando la mayoría de las conformaciones. Ellos no fluyen uno delante de otro a un grado significativo, porque la velocidad para transportarse es restringida por enredos mutuos. Una sola molécula enredada tiene que arrastrarse a lo largo de sus vecinos atados o quitarse sus enredos si quiere fluir. La cantidad de deslices incrementará con la duración de la tensión aplicada, y se observa que los intervalos de temperatura de la meseta del caucho es acortado con el tiempo entre la aplicación de la carga y la medida de tensión se alarga. Todas las moléculas se empiezan a resbalar de sus enmarañamientos y a fluir durante unos segundos, requeridos para el modulo del experimento. La muestra fluirá como el caucho. Cuando la tensión sea removida, el espécimen no se contraerá completamente a sus dimensiones originales. Con temperaturas de prueba altas, la velocidad de flujo y la cantidad de deformación permanente se observará en constante incremento.⁸

Si las macromoléculas en una muestra están entrecruzadas, más bien solamente enredadas, los puntos de unión intermoleculares no se resbalarán y la región de la meseta del caucho persistirá a menos que la temperatura sea lo suficientemente alta para causar una degradación química. Los efectos del entrecruzamiento se muestran en la (Fig. 2.5). Un espécimen ligeramente entrecruzado puede



corresponder a un caucho vulcanizado de una llanta. El módulo también puede incrementarse cuando aumenta la densidad de los entrecruces.⁸

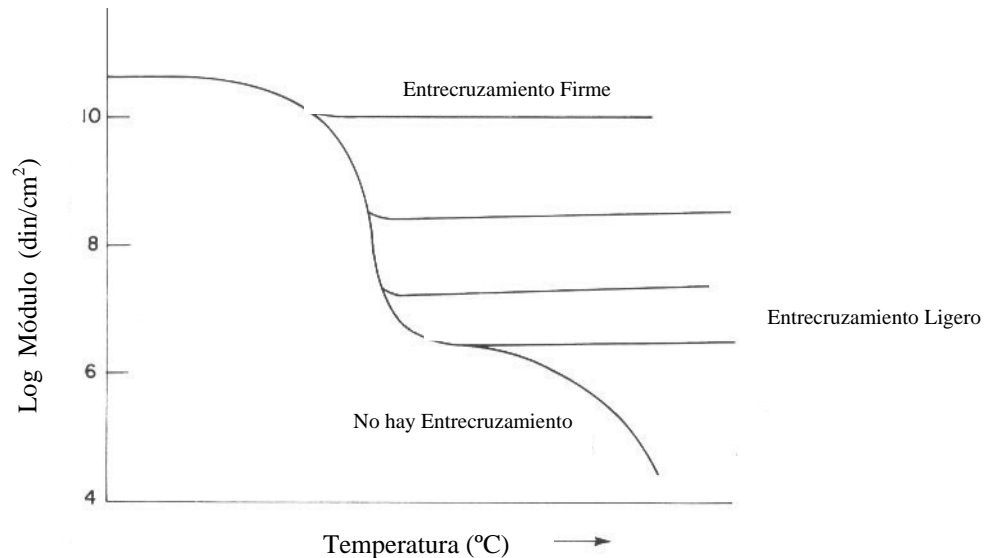


FIGURA 2.5 Efecto de entrecruzamiento en una relación módulo – temperatura para un polímero amorfo.

En un polímero sólido semicristalino, la escala del movimiento segmentario ocurre solo a temperaturas entre T_g y T_m y solo en regiones amorfas. A bajos grados de cristalinidad los cristales actúan como entrecruces virtuales, y las regiones amorfas muestran un comportamiento de caucho o vítreo, dependiendo de la temperatura y la escala del experimento. Cuando se incrementa el grado de cristalinidad se presentan efectos similares a los que se muestran en la (Fig. 2.5), por variaciones en la densidad de los entrecruces. La relación esquemática modulo-temperatura para un polímero semicristalino se muestra en la (Fig. 2.6). Con un moderado entrecruzamiento, la transición vítrea es esencialmente natural por la presencia de cristales. A niveles muy altos de cristalinidad, sin embargo, el polímero es muy rígido y es posible tener pequeños segmentos móviles. En el caso de la transición vítrea tiene poco significado práctico.⁸

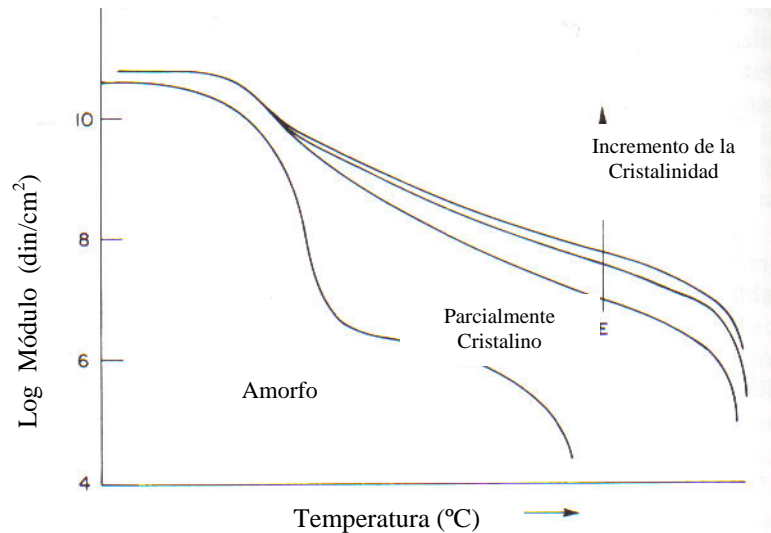


FIGURA 2.6 Relación Módulo – temperatura para un polímero amorfo y parcialmente cristalino.

El comportamiento de modulo-temperatura en un polímero amorfo es también afectado por la mezcla de plastificantes. La incorporación de plastificantes, reduce la T_g y hace al polímero más flexible a cualquier temperatura arriba de la T_g .⁸

b) Midiendo la T_g

La temperatura de transición vítrea puede medirse por muchas técnicas. No todos los métodos pueden tener el mismo valor, debido a que esta transición es dependiente de la velocidad. Los segmentos de polímeros responden a la aplicación de tensión, si la muestra se deforma lo suficientemente lento para permitir que cada movimiento tome lugar en el experimento térmico. Tal deformación no se recuperará cuando se libera la tensión si el experimento ha sido realizado arriba de la T_g . Si la velocidad a la cual el espécimen se esta deformando en un experimento particular, es muy rápido para permitir que las macromoléculas respondan a la fluidez, el polímero se observará como vítreo. Se romperá antes que la prueba se complete o recuperara sus dimensiones originales cuando la tensión se quite. En cada caso, la temperatura experimental tendrá que ser indicada por debajo de la T_g . Como consecuencia, la temperatura de transición vítrea observada varia directamente con la velocidad con la que el experimento haya sido medido.⁸

Muchos métodos relativamente lentos o estáticos han sido usados para medir la T_g . Esto incluye técnicas para determinar la densidad o el volumen específico de los polímeros como función de la temperatura, también como la medida del índice de refracción, módulos elásticos u otras propiedades. El análisis diferencial térmico y la calorimetría diferencial de barrido son extensamente usados para este propósito, con una simple corrección de extrapolación para efectos de calor y enfriamiento.⁸



2.2 Clasificación de los materiales termoplásticos, termofijos y elastómeros

Generalmente, los plásticos se clasifican de acuerdo con las propiedades físicas y químicas de las resinas que los constituyen, en dos grupos principales: termoplásticos y termofijos.

Los **termoplásticos** son resinas con una estructura molecular lineal (obtenida por procesos de polimerización o de policondensación) que durante el moldeo en caliente no sufren ninguna modificación química y son solubles en solventes orgánicos específicos⁹.

La acción de calor causa que estas resinas se fundan, solidificándose rápidamente por enfriamiento en el aire o al contacto con las paredes del molde. Dentro de ciertos límites, el ciclo de fusión-solidificación puede repetirse; sin embargo, debe tenerse en cuenta que el calentamiento repetido puede dar como resultado la degradación de la resina⁹.

Así, la mayoría de los materiales termoplásticos pueden remodelarse muchas veces, aunque la degradación química llegará a limitar el número de los ciclos de moldeo. La ventaja consiste en que una pieza que se rechazó o se rompió después de modelarse, se puede moler y volver a moldear. La desventaja es que hay una temperatura límite para el material, arriba de la cual estos materiales no pueden usarse para elementos estructurales. La temperatura de *deflexión*, anteriormente denominada *temperatura de distorsión por el calor*⁹.

Las resinas **termofijas**, (también obtenidas por polimerización o policondensación) pueden ser fundidas una sola vez. Las resinas de este grupo, que se caracterizan por tener una estructura molecular reticulada o entrelazada, se funden inicialmente por la acción del calor, pero en seguida, si se continúa la aplicación del calor, experimentan un cambio químico irreversible, el cual provoca que las resinas se tornen infusibles (es decir, no se plastifican) e insolubles. Este endurecimiento es causado por la presencia de catalizadores o de agentes reticulantes⁹. En este caso una pieza que se haya rechazado o que se haya roto, no se puede moler y volver a moldear. Estos materiales generalmente retienen su forma desde bajas temperaturas hasta su degradación térmica.

El grupo de los elastómeros comprende los hules naturales y todos los hules sintéticos, y se caracterizan por una elevada elongación del orden entre el 200 y el 1000%.

Las propiedades elásticas de los hules naturales y sintéticos alcanza sus valores máximos después de un apropiado tratamiento de vulcanización o curado con azufre o con peróxidos.



La vulcanización transforma a la estructura molecular de los hules, los cuales después de ser tratados, se convierten en infusibles y más resistentes a la acción de los agentes químicos⁹.

En la formación de resinas sintéticas y elastómeros con largas cadenas moleculares (conocidas como macromoléculas o polímeros), se distinguen dos procesos básicos de polimerización, que ya existen en la naturaleza de la celulosa, del caucho natural y en otras sustancias.

La polimerización por adición es un proceso en el cual, bajo condiciones apropiadas de temperatura y presión, las moléculas monoméricas se enlazan entre sí para formar largas cadenas moleculares. Durante esta reacción no se forman productos secundarios o subproductos⁹.

La polimerización por condensación es un proceso en el cual dos o más sustancias simples (monómeros) se combinan bajo condiciones apropiadas de temperatura y presión para formar largas cadenas moleculares. A diferencia de la polimerización por adición, en la polimerización por condensación se forman productos secundarios, tales como agua, ácidos, etc., los cuales tienen que ser eliminados⁹.

Otros agentes, llamados iniciadores y catalizadores, se usan para iniciar o acelerar estas reacciones complejas que conducen a la formación de macromoléculas.

Al todas estas resinas y hules naturales y sintéticas se les agregan cargas de refuerzo o relleno, aditivos químicos, plastificantes estabilizantes, colorantes, etc., con el fin de dar a los materiales plásticos de moldeo o las mezclas de hule, características particulares en cuanto a condiciones mecánicas o físicas.

Todo lo anterior ha dado origen a innumerables productos y aplicaciones de lo cual podemos poner como ejemplos:

- materiales para inyección y para extrusión
- hojas, láminas y películas
- resinas para uso electrotécnico, pinturas, adhesivos, etc.
- hules vulcanizables y hules termoplásticos.

En paralelo al desarrollo de nuevos productos y aplicaciones, se han ido experimentando y perfeccionando diversas tecnologías de producción y transformación con el uso de máquinas y equipos mejorados constantemente a fin de alcanzar grandes producciones con ciclos de trabajo automático⁹.



2.3 Compuestos para el moldeo de termoplásticos y termofijos (resinas, aditivos, cargas)

Un material plástico listo para ser moldeado por inyección o por otros procedimientos de transformación, puede ser definido como un “compuesto” constituido por la resina base llamada “aglutinante” y varios aditivos químicos así como cargas o rellenos de diferente naturaleza⁹.

La preparación de los primeros compuestos de moldeo se remonta a los experimentos de Baekeland quien, después de obtener la primera resina termofija sintética (que resultó un poco frágil), decidió mezclarla con aserrín, pigmentos y otros aditivos⁹.

Hasta 1910, comenzó la producción de polvos para moldeo que en ese tiempo eran convertidos en productos terminados por compresión dentro de rudimentarios moldes, los cuales eran calentados y cerrados bajo presión el tiempo necesario para que el compuesto pudiese endurecer⁹. Las piezas así moldeadas, que presentaban regulares características mecánicas y buenas propiedades aislantes, destinadas sobre todo a la industria electrotécnica y automotriz, fueron las primeras en apreciar las ventajas de calidad y costo de la “bakelita moldeada” comparada con los aislantes tradicionales (cerámica, vidrio, ebonita)⁹.

Actualmente la cantidad de compuestos para moldeo es tan grande, que no es tarea fácil seleccionar un material apropiado para una aplicación específica.

En el grupo de las resinas termoplásticas (véase Tabla 2A), se presenta una lista de resinas básicas más utilizadas para la producción de compuestos de moldeo, generalmente se abastecen en polvo o en gránulos (pellets)⁹.

TABLA 2A RESINAS TERMOPLÁSTICAS

RESINAS TERMOPLÁSTICAS (RESINAS BASE)	SÍMBOLO ISO 1043	DENOMINACIÓN
Acrílicas	PMMA	Polimetil-metacrilato
Celulósicas	CA CAB CP	acetato de celulosa acetobutirato de celulosa propionato de celulosa
Estirénicas	PS SB ABS SAN	poliestireno poliestireno alto impacto acrilonitrilo-butadieno-estireno acrilonitrilo-estireno
Vinílicas	PVC PVAC	cloruro de polivinililo poliacetato de vinililo
Poliolefínicas	PE PP	polietileno polipropileno



Poliacetáticas	POM	Poliacetal (polio-simetileno)
Poliamidas	PA 66 PA 6 PA 610 PA 11 PA 12	poliamida 66 poliamida 6 poliamida 610 poliamida 11 poliamida 12
Policarbonatos	PC	policarbonato
Poliésteres Termoplásticos	PBTP PETP	polibutilén-tereftalato polibutilén-tereftalato
Polifenilénicas	PPO	polióxido de fenileno
Poliuretanos (con estructura lineal)	PUR	poliuretano termoplástico
Resinas Fluoro-carbónicas	FEP ETFC PCTFE	fluoro etileno-propileno tetrafluoroetileno-etileno trifluoroetileno-policloro

Una primera selección debe hacerse entre **materiales termoplásticos y materiales termofijos** que, como es notorio, presentan características y comportamientos diversos de acuerdo al trabajo mecánico, térmico y eléctrico y a la acción de agentes externos que pueden afectar la eficiencia y la duración del material plástico preseleccionado⁷.

En esta primera elección deberán también considerarse aspectos técnico-económicos sobre la mayor o menor facilidad de transformación unido con la adopción de un material termoplástico o termofijo (duración del ciclo de moldeo, necesidad de trabajo secundario, etc.)⁹.

Deberá también ser valorada la disponibilidad de máquinas capaces de producir económicamente la cantidad de piezas requeridas como el método de transformación adoptado. También la construcción de los moldes necesarios, está obviamente ligada a esta elección.

El siguiente paso compromete al diseñador a tener en consideración las **características físicas y mecánicas** de uno o más materiales plásticos que pudieran ser idóneos para la producción de una determinada pieza moldeada⁹.

Es en esta fase inicial de trabajo del diseño de partes moldeadas en material plástico, que resulta evidente la necesidad de ajustarse a la “regla de oro” de la colaboración. En esencia el proyectista o diseñador de piezas moldeadas debe trabajar unido con el moldeador y con el fabricante de moldes. Este fructuoso intercambio de experiencias entre personas que operan en el campo de los materiales plásticos pero en diversos sectores, permiten comprender mejor la complejidad, limitaciones y ventajas de los diversos procesos de transformación⁹.



2.4 Propiedades físicas y mecánicas de los plásticos.

Aunque ciertamente en el pasado los materiales plásticos han sido utilizados como sustitutos de los materiales tradicionales metálicos y aislantes con resultados no siempre positivos, tenemos que reconocer que la actual difusión y el empleo ahora ya generalizado han contribuido a un mejor conocimiento y una aplicación más apropiada de estos “nuevos materiales”⁹.

Cuando en alguna aplicación los materiales plásticos deben sustituir a los metales, el vidrio, la cerámica, debe considerarse en el proyecto de la nueva pieza moldeada, la notable diferencia de resistencia a las cargas mecánicas y térmicas, así como el comportamiento en servicio entre el material plástico seleccionado y el material usado anteriormente⁹.

Las propiedades de un material plástico dependen en primer lugar de las características químico-físicas de la resina base y de los aditivos usados para mejorar o modificar alguna propiedad de dicha resina⁹.

En general los materiales **termoplásticos con estructura lineal**, ya vistos en la Tabla 2A, pueden ser subdivididos en dos subgrupos con referencia a su acomodo molecular:

- polímeros con estructura amorfa
- polímeros con estructura parcialmente cristalina

La diversa estructura molecular no sólo influye en el comportamiento en el proceso de fusión y solidificación, sino que también determina las propiedades físicas y mecánicas.

En los **polímeros con estructura amorfa** la fusión no se realiza a una temperatura determinada. Por lo tanto no existe un “punto de fusión” preciso, en su lugar el material pasa gradualmente a medida que la temperatura se aumenta del estado sólido a un estado viscoso hasta convertirse finalmente, en un fluido.

En este amplio “intervalo de fusión” los materiales amorfos pueden obviamente ser trabajados o transformados (por inyección, extrusión, soplado, etc.) dentro de límites de temperatura bastante grande⁹.

En estos materiales amorfos (sin refuerzos fibrosos u otras cargas inertes), la contracción en el moldeo está limitada entre 0.3% y 0.9%. Los mismos polímeros con cargas o refuerzos fibrosos presentan valores de contracciones inferiores.



Algunos materiales con estructura amorfa son transparentes como por ejemplo las resinas metacrílicas, las poliamidas amorfas, los policarbonatos y algunas resinas estirénicas y resinas celulósicas⁹.

Los **polímeros con estructura parcialmente cristalina**, constituidos por partes amorfas y partes cristalinas, presentan un característico “punto de fusión” que corresponde a la transición del estado sólido al estado fluido.

El intervalo útil para la transformación está por lo tanto limitado a pocos grados centígrados, ya que un poco abajo del punto de fusión, el material está todavía sólido y no se puede moldear ni extrudir. Por otra parte no es prudente superar mucho la temperatura de fusión porque puede intervenir el fenómeno de degradación térmica⁷. Estos polímeros con estructura semicristalina tienen una contracción en el moldeo mucho más elevada con respecto a los materiales amorfos⁹.

La contracción para un polímero no reforzado varía del 1% al 5%. Además después del moldeo se verifican en diferente medida, fenómenos de una posterior contracción. Tomados los refuerzos fibrosos y las cargas inertes (fibra de vidrio, fibra de asbesto, mica, etc.), ayudan a mejorar las características mecánicas, térmicas o eléctricas y contribuyen a reducir tanto la contracción en el moldeo como la contracción posterior⁷.

La estructura semicristalina hace a estos materiales más resistentes a los agentes químicos y menos sensibles a los aumentos de temperatura en cuanto que mantienen las características de resistencia mecánica y de rigidez hasta la proximidad del punto de fusión⁹.

2.5 Comportamiento mecánico de los plásticos.

Los materiales plásticos sometidos a esfuerzos mecánicos se comportan en forma diferente a los metales. Su propia estructura consta de largas cadenas moleculares de sustancias orgánicas por lo tanto muy diversas a la estructura cristalina de los metales. Resulta también muy diferente la capacidad de resistencia a los esfuerzos mecánicos que son influidos negativamente con el aumento de la temperatura y la duración de los mismos⁹.

Los materiales termoplásticos sometidos a tracción no siguen fielmente la ley de Hooke, según la cual dentro de ciertos límites, las deformaciones son proporcionales a la carga. A temperaturas normales (23° C) bajo carga constante, se produce en los termoplásticos el fenómeno de deformación plástica⁹. Esto significa que una pieza moldeada bajo la acción de una carga constante prolongada en el tiempo, continúa deformándose (no importa que la carga unitaria sea inferior a la del punto de cadencia). Con temperaturas más elevadas (80° C.-100° C) se producen



disminuciones notables de su resistencia mecánica y en consecuencia disminuye también la rigidez del producto (disminución del valor del módulo elástico).

La absorción de agua (humedad ambiental) provoca en algunos materiales plásticos, variaciones dimensionales, lo cual debe tenerse en cuenta cuando se hace el proyecto, para garantizar el funcionamiento en el aspecto mecánico bajo diferentes condiciones ambientales⁹.

Las variables, por lo tanto, que mayormente influyen sobre el comportamiento mecánico y sobre la estabilidad dimensional de los materiales plásticos son:

- Variación de la temperatura de trabajo y la absorción de agua.
- Tiempo (duración) de la aplicación de una carga estática y el consiguiente fenómeno de deformación plástica.
- Esfuerzos dinámicos de larga duración (ejemplo: flexión alternada) que provocan roturas por fatiga.
- Envejecimiento (degradación) causados por la intemperie (agentes atmosféricos o químicos).
- Defectos en la estructura de la pieza moldeada (tensiones internas, etc.) debido a regulaciones hechas sin cuidado en el ciclo de moldeo.

Estas primeras consideraciones sobre las propiedades de los materiales plásticos, podrían parecer negativas respecto a la posibilidad de utilizar estos materiales para la producción de elementos mecánicos o en general de piezas moldeadas que requieran estabilidad dimensional y tolerancias de ejecución muy cerradas. Por el contrario, se ponen en evidencia los límites de empleo de los materiales plásticos que deben por lo tanto ser considerados por el proyectista como “nuevos materiales”, de los cuales es necesario conocer sus propiedades y comportamiento bajo las más variadas condiciones de utilización⁹.

Los diagramas que siguen presentan, en forma comparativa, las características físico-mecánicas de algunos de los “plásticos de ingeniería” más conocidos.

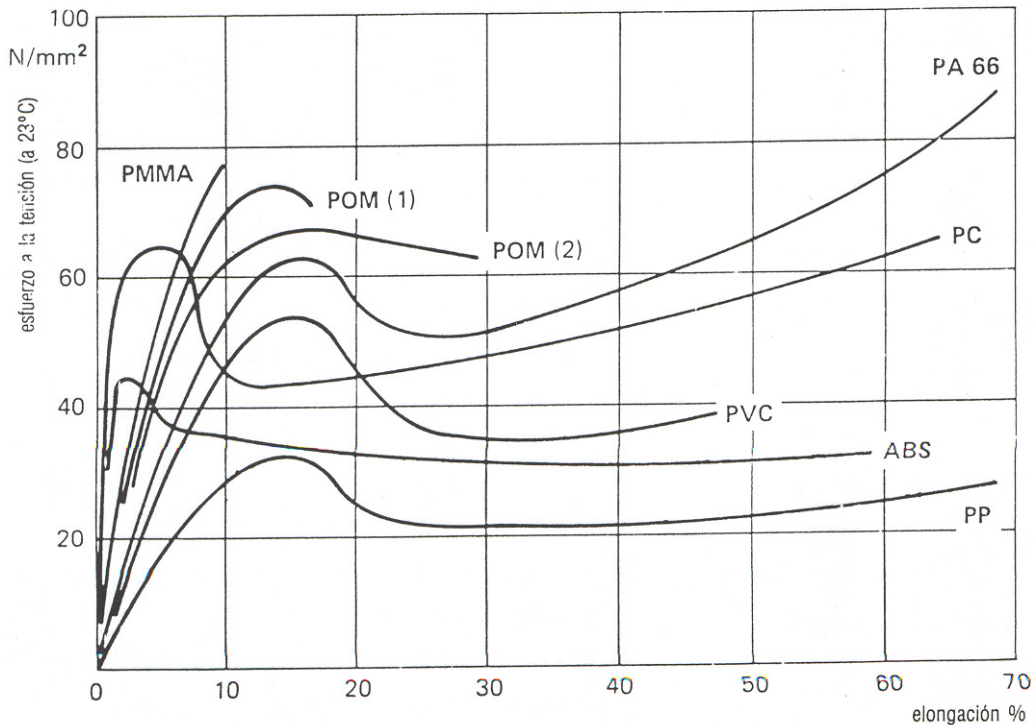


FIGURA 2.7. Curvas esfuerzo vs elongación correspondientes a diversos polímeros termoplásticos (sin refuerzos fibrosos) (esfuerzo a la tensión a 23° C – 50% humedad relativa) ⁹.

ABS	acrilonitrilo-butadieno-estireno
PA 66	poliamida 66
PC	policarbonato
PMMA	polimetil-metacrilato
POM (1)	resina acetálica (homopolímero)
POM (2)	resina acetálica (copolímero)
PP	polipropileno
PVC	cloruro de polivinilo (rígido)

El primer diagrama (véase Fig. 2.7) muestra las curvas esfuerzo deformación de algunas **resinas termoplásticos sin carga de esfuerzo**⁹. Algunos materiales bastante frágiles (por ejemplo: **PMMA**) se rompen sin debilitarse y con poca elongación. Otros materiales más “plásticos” (tenaces) presentan un marcado punto de debilitamiento, después del cual prevalece una deformación permanente y notoria seguida de la rotura (por ejemplo: **ABS, PA 66, PC**, etc.).

El segundo diagrama (véase Fig. 2.8) se ve claramente el comportamiento de los valores de resistencia a la tensión en función de la temperatura. La progresiva disminución de la resistencia a la tensión, a medida que la temperatura aumenta, nos indica que todos los polímeros termoplásticos son sensibles (posiblemente en diversa proporción) a la variación de la temperatura. Las curvas muestran que los esfuerzos de tensión requeridos a temperatura ambiente disminuyen en un 50% en el intervalo de temperatura de 80° C a 100° C.



El tercer diagrama (véase Fig. 2.9) es probablemente el más significativo para conocer el **comportamiento mecánico de los termoplásticos** con el aumento de la temperatura. La curva del diagrama expresa en forma gráfica la variación del módulo elástico en función de la temperatura⁹.

El módulo de elasticidad E (expresado en N/mm^2) está definido como la relación entre el esfuerzo unitario a la tensión y la correspondiente deformación unitaria, dentro de los límites de proporcionalidad.

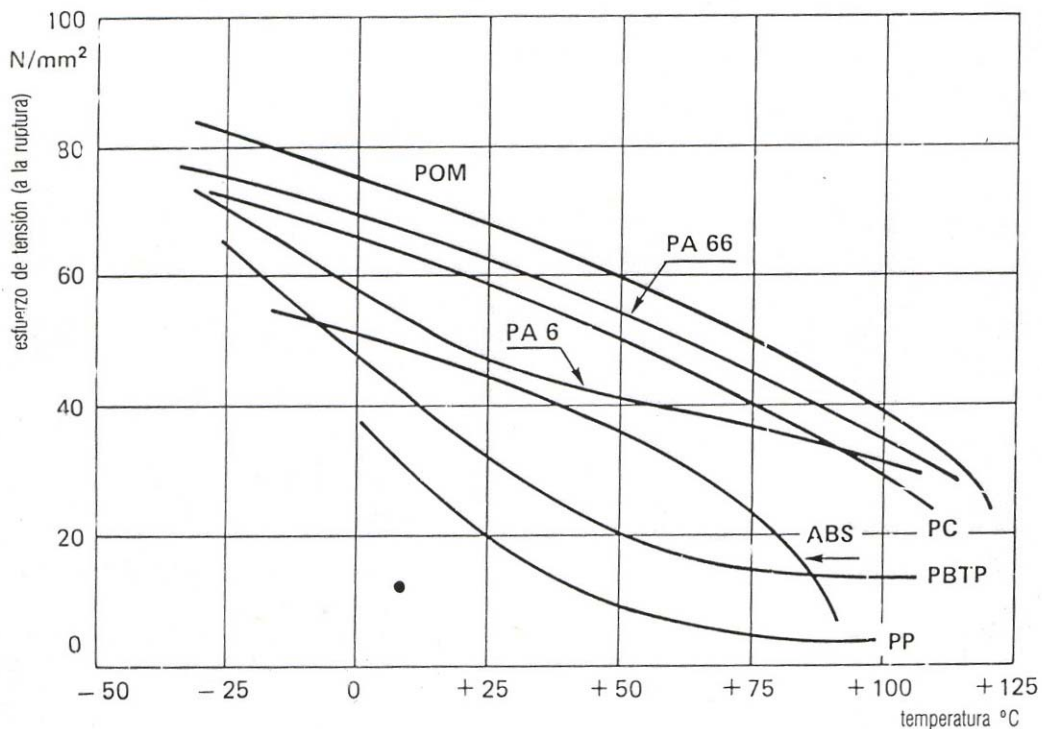


FIGURA 2.8 Curvas de resistencia a la tensión vs temperatura de algunos polímeros termoplásticos (sin refuerzos fibrosos)⁹.

ABS	acrilonitrilo-butadieno-estireno
PA 6	poliamida 6
PA 66	poliamida 66
PBTP	polibutilén-tereftalato
PC	policarbonato
POM	resina acetálica (homopolímero)
PP	polipropileno

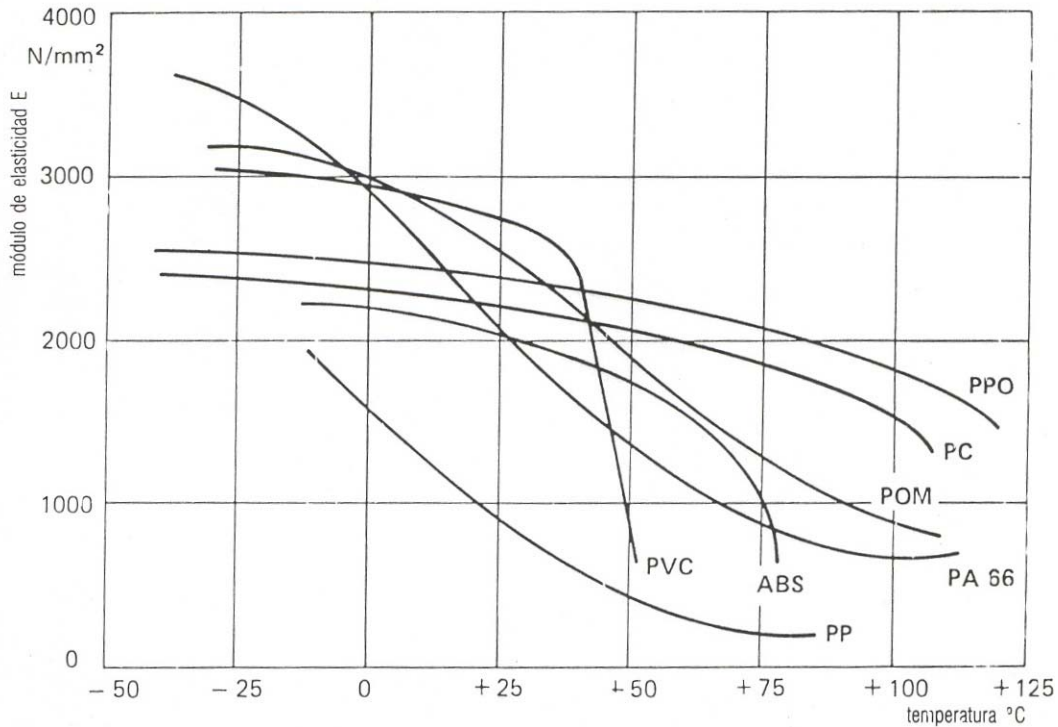


FIGURA 2.9 Módulo de elasticidad E en función de la temperatura correspondiente a diversos polímeros termoplásticos (sin refuerzos fibrosos) ⁹.

ABS	acrilonitrilo-butadieno-estireno
PA 66	poliamida 66
PC	policarbonato
POM	resina acetálica (homopolímero)
PPO	polióxido de fenileno (modificado)
PP	polipropileno
PVC	cloruro de polivinilo (rígido)

Siguiendo la curva del diagrama (véase Fig. 2.9) que dan los valores indicativos del módulo elástico a tensión en función a una sola de las muchas variables en juego (temperatura), vemos que algunos materiales (**PA 66, PC, POM, PPO**) conservan buenas características de rigidez dentro de un amplio intervalo de temperaturas ⁹.

Otros materiales, que resultan rígidos a bajas temperaturas (PVC, ABS, etc.), pierden esta característica a temperaturas más altas, donde se presenta la deformación plástica.

Es necesario mencionar brevemente dos fenómenos típicos de los materiales termoplásticos:



- **deformación plástica**, que se puede definir como el aumento de la deformación en función del tiempo de aplicación de la carga.
- **ablandamiento**, que es la disminución de la resistencia mecánica en función del tiempo de aplicación de la carga.

Se trata de dos fenómenos que, para cada material no puede ser fácil de representar con ecuaciones o diagramas, debido a que dependen también de otras variables (temperatura de trabajo, presencia de refuerzos fibrosos, etc.).

Ambos fenómenos, **deformación plástica y ablandamiento**, son causados por el comportamiento visco-elástico de los plásticos que, sometidos a fuerzas moderadas, tienden a estirarse y llegan a deformarse permanentemente si el esfuerzo es prolongado.

Estos fenómenos pueden ocurrir aun en temperaturas tan bajas como 20° C, presentándose con mayor incidencia a temperaturas más altas o bajo condiciones ambientales diversas (humedad, agentes químicos, etc.) por lo que pueden crear incertidumbre para el diseño correcto (dimensionalmente) de partes mecánicas moldeadas con materiales plásticos⁹.

2.6 Características físicas comunes en la mayoría de los polímeros.

2.6.1 Baja difusividad térmica.

La difusividad térmica de la mayoría de los polímeros es de alrededor de 10^{-7} m²/s que es unos cientos de veces menor que el valor para el cobre. Debido a esta baja difusividad térmica, el polímero requerirá:

- 17 min. Para que cualquier efecto de calentamiento o enfriamiento alcance una profundidad de 10mm;
- 10 s para una profundidad de 1.0mm;
- 0.1 s para una profundidad de 0.1 mm;

Esto muestra que la plastificación de un polímero usando la condición pura de las paredes de los contenedores conducirá a tiempos de residencia inadmisiblemente grandes y baja rapidez de flujo. Esta es la razón de que en el equipo de plastificación la mayoría de los diseños están basados en capas delgadas de polímero.¹⁰

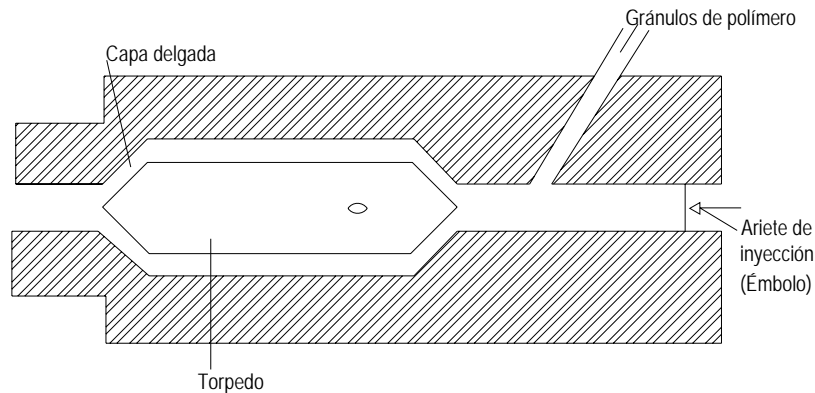


FIGURA 2.10 Sistema torpedo de plastificación

Una idea simple, basada industrialmente en ciertas máquinas de inyección de baja capacidad es el torpedo, como se ilustra en la Fig. 2.10. Una capa delgada de polímero (alrededor de 1 mm) es empujada en la sección entre el barril y el torpedo, calentada por electricidad o por un líquido circundante. Pero para lograr una rápida y continua plastificación, en procesos de inyección y de extrusión, el sistema de barril – tornillo sin fin (extrusor plastificante) es ahora universalmente usado. El principio básico viene del tornillo sin fin de Arquímedes como se muestra en la Fig. 2.11. El polímero sólido, alimentado dentro de una tolva, se funde progresivamente mientras fluye a lo largo del barril bajo la acción de arrastre del tornillo giratorio. La alta eficiencia del extrusor plastificante viene de la convección forzada entre el líquido y la cama sólida que permite la plastificación a través de una delgada capa de polímero fundido (alrededor de 1 mm) como se ilustra en la Fig. 2.12. Esto es otra vez una aplicación del principio de la capa delgada¹⁰.

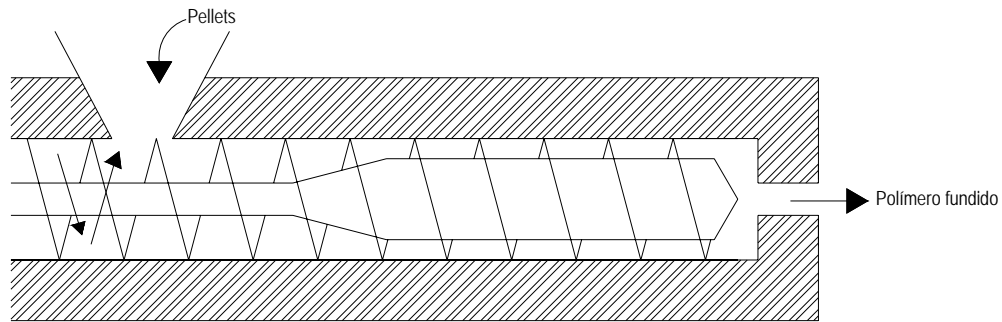


FIGURA. 2.11. Tornillo plastificante¹⁰.

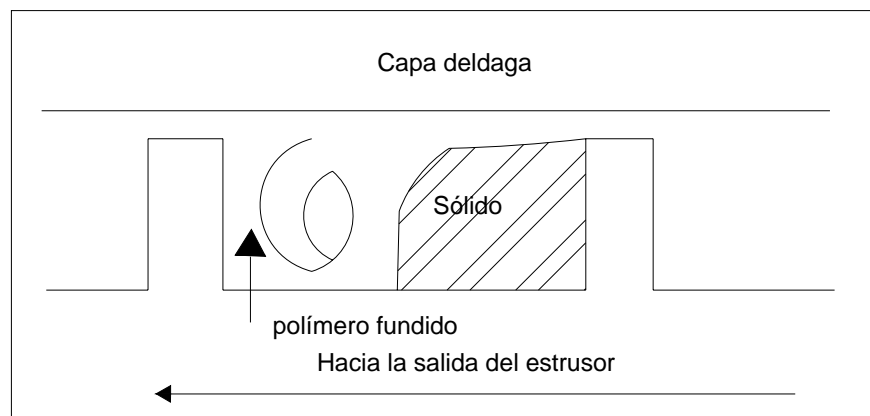


FIGURA. 2.12. Vista lateral de un canal de husillo en la zona de plastificación¹⁰

2.6.2 Alta viscosidad.

La reología de los polímeros entendida como el estudio de la fluidez de los materiales plásticos fundidos, ha aclarado la propiedad y el comportamiento de los mismos en el proceso de moldeo o de otros métodos de transformación (como: extrusión, calandreado, etc.).

En la Fig. 2.13 se muestra en forma gráfica la disminución de la viscosidad en función del tiempo, de un polímero termoplástico que, con la aportación de calor, pasa del estado sólido al estado fluido. Una vez alcanzado, después de cierto



tiempo, el punto de fusión, si la temperatura no cambia, también la viscosidad de la masa fundida permanece constante por determinado tiempo (10 o 20 minutos) después del cual puede iniciarse la degradación térmica del material.¹⁰

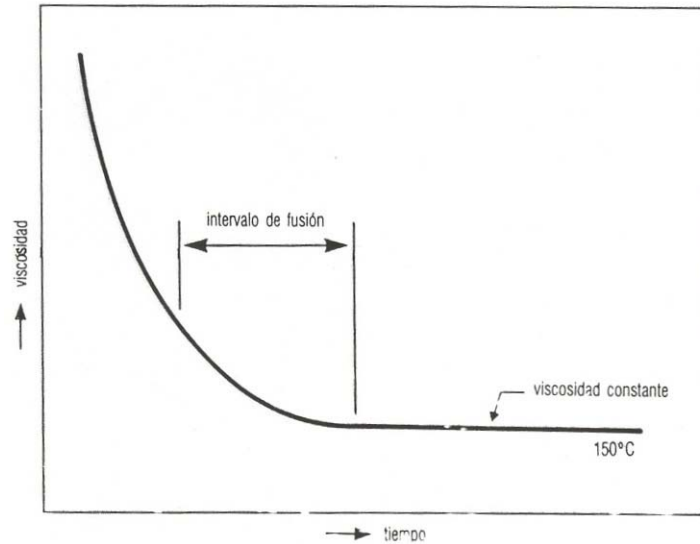


FIGURA 2.13 Diagrama viscosidad-tiempo a temperatura constante de un polímero termoplástico.

La viscosidad de los polímeros a temperaturas de operación comunes está en el intervalo de 10^2 a 10^4 Pa s, esto es de 10^5 a 10^7 veces mayor que la del agua. Esta viscosidad tiene dos implicaciones prácticas:

- El calentamiento de polímeros por disipación viscosa es fácil de lograr y es, por lo tanto, explotado en los sistemas de plastificación. Bajo condiciones estándar de operación en un extrusor plastificante, la energía requerida viene de ambas; la disipación viscosa y el calor producido por la pared del barril y, la contribución relativa de las dos fuentes es casi igual. Para ciertos tipos de extrusor llamados extrusores adiabáticos, la fuente de energía total viene de la disipación viscosa.
- Debido a la alta viscosidad, se crean altas presiones en el husillo para asegurar una rapidez de flujo suficientemente grande en dados o moldes. Los valores típicos son 100 MPa (1000 atm) o mas para moldeo por inyección, y de 5 a 50 Mpa (50 a 500atm) para dados de extrusión).

La presión puede ser ejercida de dos formas:

- En moldeo por inyección, al comienzo de la etapa de llenado, el husillo deja rotar y se mueve como un émbolo accionado por un sistema hidráulico como se muestra en la Fig.2.14.



- En extrusión, el sistema barril-husillo juega el papel de una bomba; la presión creada en la cabeza del extrusor resulta del equilibrio de flujos de presión y de arrastre en el canal helicoidal del husillo y el flujo de presión en el dado¹⁰.

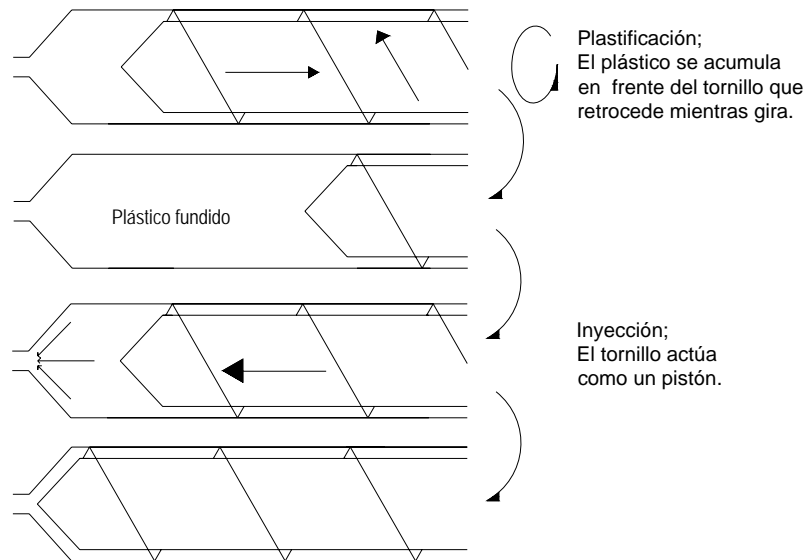


FIGURA. 2.14 Sistema de inyección

2.6.3 Efectos combinados de baja conductividad y alta viscosidad.

Una baja conductividad térmica favorece la existencia de altos gradientes térmicos. El riesgo de degradación térmica por lo tanto limita la cantidad de energía que puede ser dada por disipación térmica. Por otra parte, la alta viscosidad asociada a la baja difusividad térmica hace posible extrudir polímeros fundidos a condiciones atmosféricas antes del último formado o estiramiento. Esto ha dado como resultado técnicas bien establecidas de postextrusión, algunas de ellas inspiradas en técnicas de fabricación de vidrio¹⁰.

- hilado de fibras, esto es; el estiramiento de filamentos de polímero líquidos para producir fibras textiles.
- moldeo por soplado de botellas y otros artículos huecos (en procesos discontinuos).
- extrusión continua de tubos.
- estiramiento uniaxial y biaxial de películas.
- técnicas de recubrimiento de alambres.



2.6.4 Viscoelasticidad.

La mayoría de los polímeros son viscoelásticos y los fenómenos de flujo encontrados debido a la viscoelasticidad son a menudo difíciles de entender y el modelado matemático conduce a problemas muy intrincados.

En general, la viscoelasticidad favorece el estiramiento del material, pero no es favorable en situaciones de flujo cortante. De hecho, la viscoelasticidad estabiliza el estiramiento uniaxial y biaxial de polímeros fundidos haciendo posible el hilado a alta rapidez de deformación. En soplado y termoformado, la viscoelasticidad tiene un efecto regulante en el espesor de la pared de los objetos moldeados.

Por el contrario, la rapidez de flujo está restringida debido a la ocurrencia de inestabilidades viscoelásticas, responsables de varias distorsiones del extrudido: fractura del fundido, piel de tiburón en la extrusión, distorsión de la superficie en el calentamiento, etc.

Finalmente la viscoelasticidad es responsable del hinchamiento del extrudido de polímero a la salida del dado. Esto complica marcadamente el diseño de dados usados para crear perfiles¹⁰.



3. CARACTERIZACIÓN DE LOS POLÍMEROS

3.1 Tipos de pruebas

Estas incluyen pruebas destructivas y no destructivas. Las destructivas pueden incluir pruebas de tensión, compresión, rasgadura, abrasión, flexión y de impacto. Las pruebas no destructivas pueden ser desde simples exámenes visuales y peso, densidad y dureza, hasta ultrasónicas, rayos X, termográficos u otras técnicas sofisticadas.¹¹

3.1.1 Pruebas Mecánicas

Las pruebas físicas y mecánicas de los materiales poliméricos se llevan al cabo para obtener valores numéricos de las propiedades mecánicas, para identificar y clasificar los materiales. Estas pruebas también se utilizan para determinar el envejecimiento o la resistencia química de los materiales, pero su uso está limitado en predecir el funcionamiento del producto.¹¹

Cualquier prueba debe considerar los siguientes puntos:¹¹

1. Los polímeros son materiales viscoelásticos y sus propiedades dependerán de la temperatura, humedad, velocidad o tiempo de prueba y el historial de las muestras.
2. La información obtenida por las pruebas está limitada y ninguna predicción exacta del funcionamiento se puede hacer sin pruebas extensivas del producto.
3. Se ha encontrado que la variabilidad en los resultados de las pruebas es debido a la variación del material de la muestra, la preparación, el procedimiento de la prueba y la exactitud de la máquina.

3.1.1.1 Tensión

Los procedimientos de pruebas se pueden normalizar para minimizar estas fuentes de errores. Los cambios en las propiedades de tensión de los materiales son también indicadores de la degradación del material, y esto se utiliza para monitorear el envejecimiento y la resistencia química de los materiales poliméricos. Las propiedades de tensión también se utilizan como indicadores para propósitos de control de calidad.²⁹

Las máquinas miden la fuerza necesaria para deformar y romper el espécimen y también se utiliza para determinar la elongación.¹¹ (Fig. 3.1).

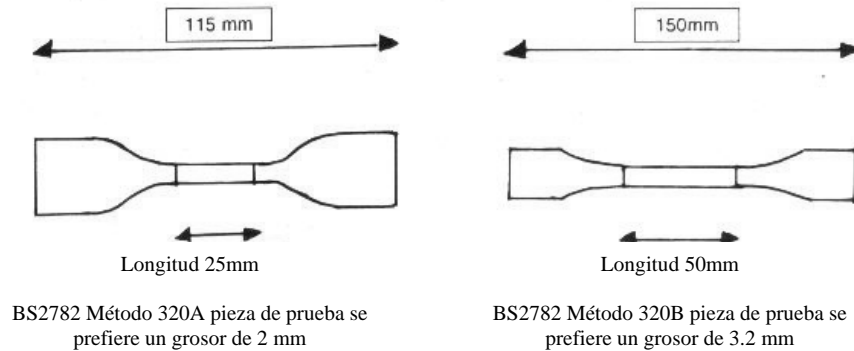


FIGURA 3.1 Piezas para pruebas de Tensión

3.1.1.2 Comportamiento Esfuerzo-Deformación Típico

Los resultados en la teoría son independientes del tamaño de la muestra, pero en la práctica se necesita un tamaño de muestra estándar para reproducir los resultados.¹¹

Los cálculos más comunes en esta clase de ensayos son:

$$\text{Esfuerzo (MPa)} = F/A$$

Donde: F = Fuerza (Newtons) requerida para estirar la pieza
A = Área de sección transversal de la pieza (mm²)

$$\text{Deformación o Tensión} = \text{Cambio en la longitud} / \text{Longitud Original} = \frac{l_1 - l_0}{l_0}$$

Donde:

l_1 = Longitud final (mm)
 l_0 = Longitud inicial (mm)

$$\% \text{Elongación} = \frac{(l_1 - l_0)}{l_0} * 100$$

El módulo de Young (MPa) = Esfuerzo / Deformación.

El módulo elástico o de Young es el cociente del Esfuerzo / Deformación que se produce en la región donde el esfuerzo es proporcional a la deformación.¹¹

Valores elevados del módulo de Young indican que el material es rígido y resistente a deformación.⁷



Como se ve en la (Fig. 3.2), Carswell y Nason clasificaron los polímeros en 5 categorías. La clase (a) incluyen polímeros blandos y débiles, que se caracterizan por un bajo módulo de elasticidad, un bajo punto de fluencia y un moderado alargamiento en función del tiempo. El módulo de Poisson, es decir, la relación de contracción y alargamiento, para polímeros de clase (a) es de 0.5, que es parecido al de los líquidos.⁷

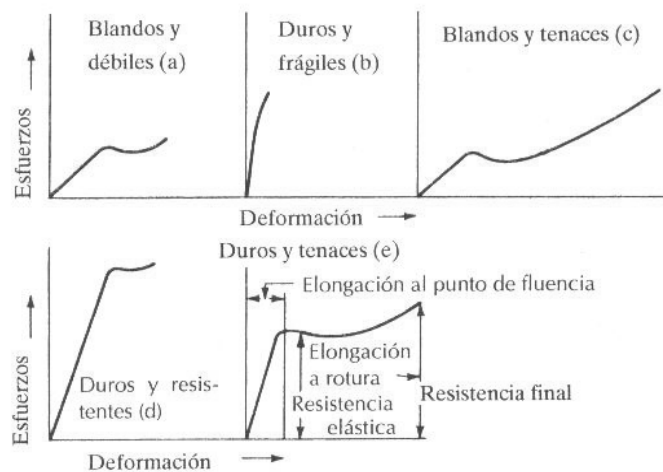


FIGURA 3.2 Curvas de esfuerzo-deformación típicas para plásticos

Por otro lado, el módulo de Poisson de los polímeros duros y frágiles de clase (b), se acerca a 0.3. Los polímeros de clase (b) se caracterizan por un módulo de elasticidad alto, un punto de fluencia poco definido y una deformación pequeña antes de la rotura. Sin embargo, los polímeros de clase (c), tienen un bajo módulo de elasticidad, gran alargamiento, un módulo de Poisson de alrededor de 0.5-0.6 y un punto de fluencia bien definido. Puesto que los polímeros de clase (c) se alargan después del punto de fluencia, el área bajo la curva de esfuerzo-deformación que representa la tenacidad será mayor que para la clase (b).⁷

Los polímeros de clase (d) tienen un alto módulo de elasticidad y una alta resistencia a la fluencia. La curva para los polímeros duros y tenaces de clase (e), experimentan un alargamiento moderado antes del punto de fluencia seguido de una deformación irreversible. En general, el comportamiento de todas las clases es hookeano antes del punto de fluencia. La deformación recuperable reversible antes del punto de fluencia, en el intervalo llamado elástico, es fundamentalmente el resultado de la flexión y alargamiento de los enlaces covalentes de la cadena principal del polímero. Esta parte útil de la curva de esfuerzos-deformación puede también comprender el desdoblamiento recuperable de algunas cadenas de polímero. Después del punto de fluencia, el mecanismo predominante es el deslizamiento irreversible de las cadenas de polímero.⁷



Dado que estas propiedades dependen del tiempo, los polímeros de clase (a) pueden comportarse como los de clase (d) si se aplican los esfuerzos rápidamente, y viceversa. Estas propiedades también dependen de la temperatura; así, las propiedades de los polímeros clase (c) se parecerán a las de los polímeros de clase (b) cuando disminuye la temperatura.⁷

3.1.1.3 Equipos de Pruebas de Tensión

La mayoría de las máquinas de pruebas de tensión son verticales usan un célula de carga electrónica para medir la fuerza. Estos se han reemplazado por los tipos de máquinas anteriores de péndulo, eliminando los errores de fricción e inercia asociados a estos. Estos operan constantemente (CRT).¹¹ (Fig. 3.3)

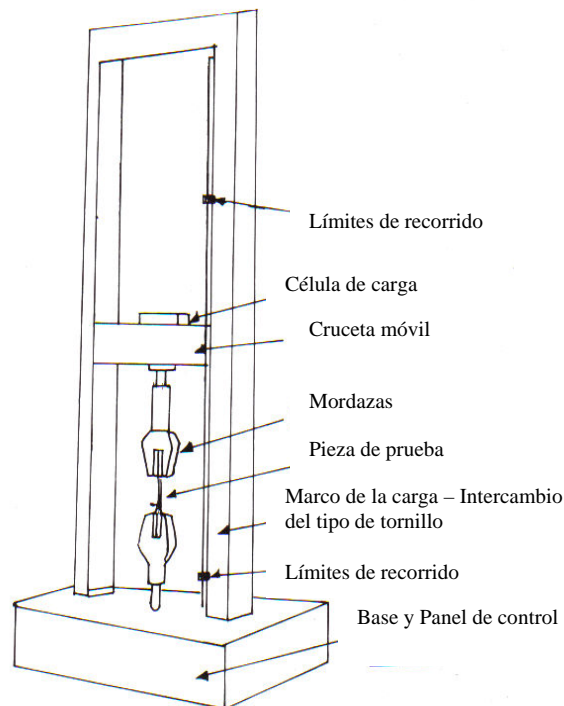


FIGURA 3.3 Equipo Universal para pruebas de extensión en plásticos rígidos

3.1.2 Análisis Térmicos

Se refiere a un conjunto de métodos en donde algunas propiedades físicas de diferentes muestras son medidas constantemente como función de la temperatura, mientras que la muestra está sujeta a cambios con temperaturas controladas.¹¹ Los efectos del calor pueden ser medidos y causar cambios en muchas de las propiedades de la muestra.



3.1.2.1 Calorimetría Diferencial de Barrido (DSC)

Detecta los cambios de entalpía que tienen lugar en una muestra cuando es calentada o enfriada en determinadas condiciones. En el DSC el instrumento mantiene a dos muestras a la misma temperatura. La cantidad de calor que hay que suministrar a ambas muestras para mantener idénticas sus temperaturas se mide de forma continua en todo el intervalo de temperaturas. Este registro de flujo de calor suministra una medida de la cantidad de energía absorbida o desprendida en una determinada transición, y por lo tanto suministra una medida calorimétrica directa.¹¹

El DSC es una técnica de laboratorio extremadamente lenta. Refiriendo la temperatura de una muestra a la de una muestra inerte que experimenta un perfil similar al de la calefacción, la información equivalente puede ser obtenida en un barrido rápido experimental. Este tiene muchas ventajas en que las estructuras del polímero no estén sobrecalentadas y no cambien durante exploraciones termales rápidas.¹¹

Todos los instrumentos DSC deben ser calibrados con cualquier medida o con una muestra de capacidad de calor específica conocida o utilizando muestras con calores de fusión conocidos.¹¹

Curvas DSC. En estas curvas se representa en ordenadas el flujo de calor dH/dt expresado en $mJ \cdot s^{-1}$ o $mcal \cdot s^{-1}$, frente a la Temperatura (T) o tiempo (t) en abscisas. Una representación ideal de los tres procesos más importantes que pueden ser observados por DSC aparecen indicados en la (Fig. 3.4).

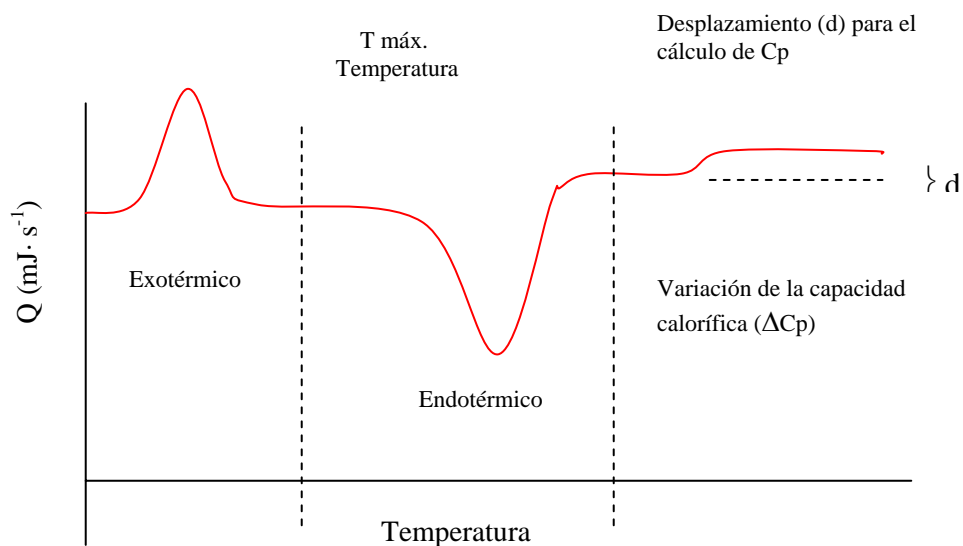


FIGURA 3.4 Representación ideal de los tres procesos principales observables en DSC.



Las áreas de los picos DSC son proporcionales a los efectos térmicos que experimenta la muestra sometida a un programa de temperatura. Aunque también es necesario considerar una constante K , en este caso es un factor de conversión eléctrico más que un término que dependa de las características de la muestra. En un equipo DSC bien diseñado, se supone que el valor de K es independiente de la temperatura, lo cual explica el atractivo de esta técnica para determinaciones calorimétricas cuantitativas. En este caso, ΔH representa el cambio de entalpía, m la masa de la muestra y mediante la ecuación $A = \pm K \cdot \Delta H \cdot m$, es posible determinar directamente los cambios de entalpía de una reacción a partir del área del pico, si se conoce el valor de K , que puede ser determinado de manera independiente. Una vez calculado su valor, basta comprobarlo de forma regular.

3.1.2.2 Análisis Termogravimétrico (TGA)

Es una simple y vieja técnica de análisis térmico. Consiste en medir los cambios de peso a partir de un material de masa conocida como función de la temperatura (o tiempo) en un medio controlado. La resolución en los cambios de peso sobre masas pequeñas puede ser mejor que $1 \mu\text{g}$.¹¹

Este análisis registra el peso de la muestra en función de la temperatura o del tiempo de calentamiento, mediante el empleo de una termo balanza. Incluye programas de calentamiento dinámico o de temperatura fija (proceso isotérmico). Suministra más información que la pérdida por secado a una temperatura determinada, ya que detecta las temperaturas a las que se desprenden las sustancias volátiles retenidas, además de cuantificar los respectivos desprendimientos.¹¹

Generalmente, la pérdida de solvente adsorbido en la superficie puede distinguirse de la pérdida de solvente ocluido en el cristal y de las pérdidas de masa producidas por descomposición de la sustancia.¹¹

Las mediciones se llevan a cabo bajo reflujo programado de un gas apropiado. El contenido porcentual de pérdida, G , se calcula por la fórmula siguiente:¹¹

$$G (\% \text{ de pérdida}) = 100 \Delta m/m_0$$

en la cual Δm es la pérdida de masa y m_0 es el peso inicial de la muestra.

Dado que el Análisis Termogravimétrico no identifica específicamente los productos de reacción, pueden analizarse los gases desprendidos con metodologías apropiadas.¹¹



3.1.3 Microscopía Electrónica de Barrido (SEM)

El diseño óptico del SEM está dotado de una combinación de virtudes. No solo es capaz de generar imágenes a gran amplitud, con una resolución mejor que 5 nm, sino también, excelentes imágenes con bajas amplitudes (1000 x), como resultado de la profundidad intrínsecamente grande del campo del instrumento.¹¹

La mayoría de los sistemas modernos de SEM son configurados para que la imagen pueda mostrarse como una fuente de señal alterna. Cuando uno o mas detectores de rayos X están disponibles, la señal de un elemento en particular puede mostrarse en una pantalla en sincronización con el barrido electrónico. De esta forma se pueden obtener los mapas de los elementos.¹¹

Funcionamiento del SEM

La parte principal de un microscopio electrónico de barrido es la denominada columna de electrones la cual lleva alojados en su interior los siguientes elementos:¹²

- Un cañón de electrones con un filamento que actúa como emisor o fuente de iluminación, por analogía con un sistema óptico.
- Un sistema de lentes electromagnéticas encargado de focalizar y reducir a un diámetro muy pequeño el haz de electrones producido por el filamento.
- Un sistema de barrido que hace recorrer el haz de electrones ya focalizado por la superficie de la muestra.
- Uno o varios sistemas de detección que permiten captar el resultado de la interacción del haz de electrones con la muestra y transformarlo en una señal eléctrica.
- Una salida conectada a una o varias bombas que producen el vacío necesario para que el conjunto funcione adecuadamente.

Además, el microscopio posee diversos sistemas que permiten observar las señales eléctricas procedentes de los detectores, en forma de imágenes en un monitor de TV, fotografía, espectro de elementos, etc.¹²

Se produce un haz de electrones en el filamento. Este haz se dispersa a su entrada en la columna y las lentes electromagnéticas o lentes condensadoras son las encargadas de reducir su diámetro de las 5-50 μm (micra) que tiene en el punto de cruce a los 2-20 nm (nanómetro) que se utilizan en la sonda que barre la muestra.¹²

El sistema de barrido, alojado en la lente objetivo, hace moverse al haz un número determinado de líneas (por ejemplo 512) a lo largo de la superficie barrida, repitiéndose el proceso indefinidamente.¹²



Se tienen dos detectores. Uno, el de electrones secundarios, que son los electrones arrancados a la propia muestra por la acción del haz incidente. Con esta señal obtenemos en un monitor una imagen de la muestra, muy parecida a la visión del ojo humano debido a la gran profundidad de foco de esta señal. El otro detector, de rayos X, captura este tipo de señal, con la que obtenemos un espectro de elementos, es decir un análisis químico elemental de la muestra.¹²

3.1.4 Espectroscopia de Infrarrojo (IR)

Existen diferentes tipos de vibración molecular, los cuales son: translacional y rotacional. Una vibración translacional es un movimiento rítmico a lo largo del eje axial del enlace, haciendo que la distancia interatómica aumente o disminuya. Una vibración rotacional puede consistir en cambios en el ángulo de enlace; existen diferentes clases de vibración rotacional, como lo pueden ser: el movimiento de tijeras, simétrico, asimétrico, etc.¹³

Las posiciones de las bandas de absorción en un espectro en IR, son presentadas como números de onda, que es proporcional a la energía de vibración de las moléculas. Además, las intensidades de las bandas, también pueden ser expresadas como transmitancia (T), o como absorbancia (A).¹⁴

Cada molécula que se encuentra dentro de un compuesto absorbe energía dentro de un espectro IR a diferente longitud de onda, por lo cual, cada grupo funcional absorbe a una longitud de onda determinada, y es característica de ese grupo. Estos valores de longitud de onda de absorción se encuentran reportados en tablas, en donde se encuentran todos los grupos funcionales y el rango de longitud de onda en el cual se puede encontrar su banda de absorción en un espectro IR.¹⁴

Para analizar un espectro, se debe conocer la longitud de onda a la cual se encuentran los picos que se observan en la gráfica, y compararlos con aquellos de los grupos funcionales, para conocer cual es el grupo funcional que está presente en nuestro polímero, responsable de tal pico en la gráfica. Además, para mayor seguridad, se puede comparar un espectro de un compuesto más complejo, como lo podría ser un polímero, con aquellos de los compuestos o grupos funcionales más simples y aislados, los cuales también se pueden encontrar en la literatura. La interpretación de los espectros puede llegar a ser muy compleja cuando el polímero contiene aditivos que contribuyen a la absorción en el espectro.¹³⁻¹⁴



3.1.5 Radiopacidad

El desarrollo inicial de esta prueba está basada en la necesidad de determinar la ubicación de partes plásticas de diámetros pequeños en el cuerpo.³³ Por ejemplo es muy común en el campo médico incluir marcadores radiopacos en todas las esponjas quirúrgicas. Un marcador perceptible a los rayos X muy común usado es un filamento polimérico o listón cargado con un aditivo opaco a los rayos X como el sulfato de Bario.¹⁵

La radiopacidad es proporcional al número atómico (número de electrones en un átomo) del material. Los materiales candidatos para realizar la radiopacidad y los implantes quirúrgicos deben tener números atómicos más altos que los elementos presentes en el cuerpo y deben ser biocompatibles.¹⁶

La Tabla 3A describe el número de elementos y sus números atómicos respectivos y los coeficientes de atenuación lineales.¹⁶

Elemento o Material	Número Atómico	Coefficiente de Atenuación lineal a 50 KeV, cm ⁻¹
Hidrógeno	1	0.000028
Carbón	6	0.417
Grasa	6.46	0.1925
Agua	7.51	0.2245
Músculo	7.64	0.2330
Aire	7.78	0.00025
Nitrógeno	7	0.00023
Oxígeno	8	0.00028
Hueso	12.31	0.5727
Titanio	22	
Hierro	26	15.2
Cobalto	27	18.8
Bromo	35	
Zirconio	40	
Yodo	53	45
Bario	56	58
Tantalio	73	111
Platino	78	108
Oro	79	101
Plomo	82	88.7
Bismuto	83	62

Tabla 3A



El Tantalio, Zirconio, Titanio, Bario, Bismuto y Yodo son conocidos como no tóxicos en ciertas concentraciones y son así candidatos para hacer radiopaco a un polímero en un implante.¹⁶

Especialmente se prefieren elementos como Tantalio, Platino, Bario y Bismuto, debido a sus altos números atómicos y biocompatibilidad.¹⁶

3.1.5.1 Pruebas de Radiopacidad

Este método cubre la determinación por radiografía, de la radiopacidad de un plástico en forma de película, hoja, tubo y molde. El resultado de esta medida es una indicación de la probabilidad de establecer la parte plástica dentro del cuerpo humano.¹⁷

El método consiste en determinar la radiopacidad por comparación de imágenes de las piezas de prueba y de una pieza médica estándar que simula el dispositivo médico.¹⁷

El espécimen plástico se introduce en una radiografía y se someten a radiación de rayos X. El aparato de rayos X es equivalente al utilizado en los hospitales. Las radiografías son hechas a voltajes específicos, el tiempo, y las corrientes específicas que son típicas a las utilizadas en los diagnósticos de rayos X para humanos. La radiopacidad del material o dispositivo médico es evaluada en términos del criterio descrito por el método.¹⁷

Los plásticos siendo compuestos principalmente de elementos químicos de bajo peso molecular, tienen poca opacidad a los rayos X. Los compuestos con elementos de alto peso molecular son mezclados deliberadamente en los plásticos para obtener radiopacidad. Este método se usa para determinar si la pieza del plástico tiene el grado de radiopacidad específico para su uso como dispositivo médico en el cuerpo humano.¹⁷



4. PROCESAMIENTO DE PLÁSTICOS

4.1 Introducción

El procesamiento de plásticos involucra la transformación de una resina polimérica sólida (a veces líquida), que se encuentra en diferentes formas (polvo, pellets, etc.), a un producto plástico sólido con forma, dimensiones y propiedades específicas, por medio de la aplicación de calor, presión y en presencia de catalizadores. Esto se logra por medio de un proceso de transformación: extrusión, moldeo por inyección, calandreado, recubrimiento, termoformado, etc.¹⁸

Los problemas que se encuentran en la industria de plásticos son en gran parte relacionados al diseño, operación y control del equipo, a fin de obtener productos satisfactorios a un precio competitivo.

Los requerimientos para los productos son:¹⁸

- Los productos terminados deben reunir las especificaciones de diseño con respecto a la calidad de la superficie y dimensiones, a pesar de muchas posibles alteraciones debidas al hinchamiento, estrechamiento o encogimiento, etc.
- Deben tener propiedades satisfactorias. Esto implica en parte, ya sea una orientación molecular específica, o un mínimo de esfuerzos residuales, o una estructura cristalina específica al nivel de los cristalitos o esferulitas.

Un precio competitivo significa que:¹⁸

- El proceso alcanza rápidamente condiciones de estado estacionario con un mínimo de desperdicio y piezas rechazadas.
- Un flujo máximo en los procesos de extrusión y calandreado, o un tiempo mínimo de ciclo en moldeo por inyección o soplado.

Considerando estos diferentes objetivos, existe en todos los casos un punto óptimo en los parámetros de diseño de máquinas y en las condiciones de operación: temperatura, velocidad, condiciones de enfriamiento, etc.

Cuando se toma en cuenta la producción de productos moldeados (con o sin aditivos), el reto es adaptar una resina a una operación de procesamiento dada.¹⁸

Esto puede lograrse por:¹⁸

- Alteración de la estructura molecular (peso y distribución de peso molecular), o usando copolímeros, injertados, ramificados, etc.
- Cambio de la formulación usando lubricantes internos o externos, cargas, etc.



4.2. Etapas de procesamiento.

El procesamiento de termoplásticos puede involucrar tres diferentes etapas termomecánicas:¹⁰

1. La etapa de plastificación en la que el polímero va de un estado sólido (polvo, gránulos, pellets) a un estado líquido homogéneo. El término plastificación cubre fenómenos físicos diferentes: se puede hablar de fusión y estado fundido para polímeros cristalinos; cuando se trata de polímeros amorfos, uno debe referirse a la plastificación recordando que estos polímeros muestran una transición suave del estado vítreo al viscoelástico cuando la temperatura se incrementa a valores por encima de la temperatura de transición vítrea (T_g).
2. Una segunda etapa, donde se le imparte una forma específica al polímero fundido induciéndolo a fluir dentro de moldes o cavidades bajo presión.
3. La tercera etapa, donde se logra la forma final o conformación del producto terminado con enfriamiento y eventualmente estirado y enfriado (en producción de fibras), estiramiento biaxial, soplado, etc.

4.3 Extrusión

El proceso de extrusión es la técnica de procesamiento de polímeros más importante, debido a que gran parte de los polímeros al ser procesados son pasados por un extrusor en su recorrido desde el reactor hasta el producto final. El proceso de extrusión se puede definir como el proceso en el cual el material es forzado a fluir de una manera continua a través de un dado, el cual le da forma para producir un producto. La combinación tornillo-barril es el componente central de todo un grupo de máquinas de procesamiento, las cuales incluye el extrusor, inyectoras, y máquinas de moldeo. En todos los casos el tornillo o husillo está convirtiendo continuamente el polímero sólido en fundido, el cual tiene muy alta viscosidad, bombeándolo a través de un dado a presiones altas.¹⁹

El polímero sólido está generalmente en forma de gránulo o polvo, el cual es alimentado a la tolva del extrusor, pueden alimentarse homopolímeros, copolímeros o mezclas de polímeros, los cuales pueden estar formulados con aditivos tales como plastificante, antioxidantes, pigmentos, lubricantes, agentes espumantes, etc. Los aditivos afectarán sus características y propiedades.¹⁹

El polímero sólido es fundido, homogenizado y bombeado a través del dado a presiones y temperaturas altas, en este caso el extrusor efectúa un trabajo de plastificación, hace las veces de una bomba y además suministra energía calorífica para fundir el polímero. La energía calorífica proviene del barril caliente, el cual es equipado con resistencias que suministran la energía por conducción al polímero y



mediante la energía mecánica de rotación del tornillo, la cual es introducida y convertida por disipación viscosa a energía térmica.¹⁹

Además de transportar el polímero hacia el dado y fundirlo, el tornillo mezcla y homogeniza el fundido; una medida de la calidad del producto es la uniformidad de la temperatura y la homogeneidad del fundido que sale del extrusor. Esto debe ser hecho por el tornillo a pesar del tiempo de residencia relativamente corto del polímero en el extrusor, previniendo la degradación térmica del polímero.¹⁹

Los sólidos son fundidos y bombeados hacia delante por el tornillo, el cual es girado mediante un motor a través de una caja de engranes y estando soportado por cojinetes. El tornillo no toca al barril y el polímero actúa como lubricante entre las hélices ó vueltas del tornillo y el barril. Los tornillos son hechos de acero y posteriormente endurecido para su protección, aunque se desgastan con el tiempo, cuando el claro entre las hélices y el barril llegan a cierto límite el tornillo debe ser reemplazado.¹⁹

El tipo más usado es el extrusor de simple husillo, el cuál se muestra en la (Fig. 4.1) Los extrusores de doble husillo también son utilizados para mejorar el mezclado. El extrusor consiste esencialmente en un tornillo sin fin, colocado cerca de un barril cilíndrico, con el suficiente espacio para permitir que el tornillo gire.²⁰

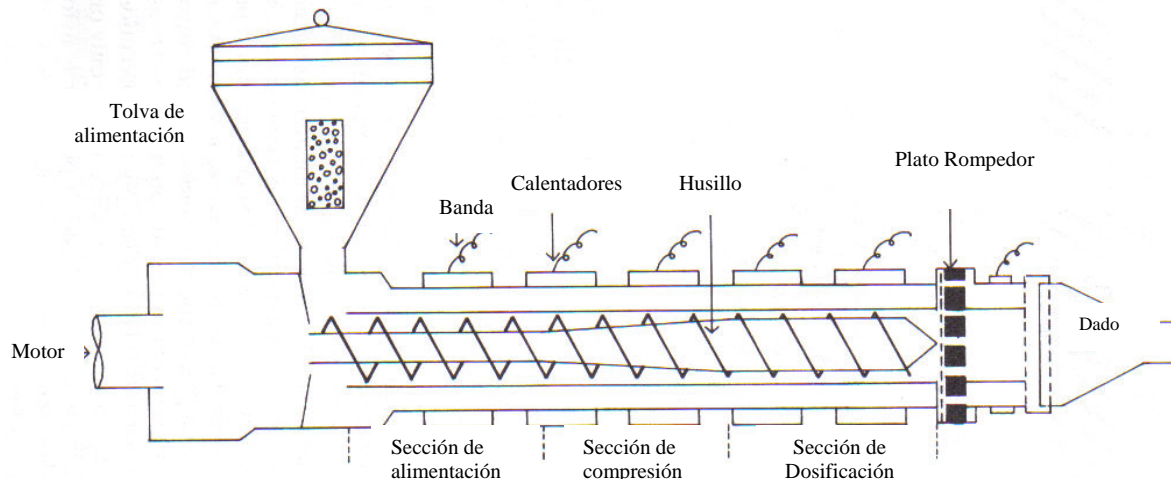


FIGURA. 4.1. Parte principales de un extrusor mono-husillo.

El desempeño del extrusor depende en gran parte del diseño del tornillo y de las condiciones de operación. Una de las principales variables geométricas del tornillo es la profundidad del canal.¹⁹



4.3.1 Características de un extrusor Mono-husillo

En un extrusor monohusillo la rotación del husillo no es, por sí sola, capaz de transportar el material hacia delante. De hecho, si el material que se encuentra en el interior del barril se adhiere al husillo, el material dará vueltas junto con el husillo, sin moverse hacia delante.

Para ser transportado hacia delante, el material no debe girar junto con el husillo, o al menos debe girar a una menor velocidad que el husillo. La única fuerza que puede evitar que el material de vueltas junto con el husillo y, por lo tanto, hacer que el material avance a lo largo del barril es la fuerza de arrastre o fricción entre el material y la superficie interna del barril. A mayor fricción menor rotación del material junto con el husillo y, por lo tanto, más movimiento hacia delante.

Para aumentar la superficie de fricción se ha incrementado la superficie del barril. Así la relación longitud (L) entre diámetro (D) en extrusores monohusillo es muy importante; mayor L/D significa mayor superficie de fricción, que a su vez significa mayor propulsión hacia delante bajo las mismas condiciones de extrusión.

El husillo de un extrusor tiene una o dos hélices a lo largo, el diámetro de la hélice exterior es constante en toda la longitud, para permitir el cierre del barril. La base, sin embargo, es de diámetro variable, así que el canal del espiral varía en profundidad. En general, la profundidad del canal disminuye desde la alimentación hasta el dado, aunque hay variantes según su propósito. A consecuencia del decrecimiento de la profundidad del canal, se incrementa la presión a lo largo del extrusor y esto es lo que lleva al derretido al dado.²⁰

El extrusor se divide en tres zonas, también esta la zona del dado la cual se examina a parte.²⁰

Zona de Alimentación

Aquí la densidad del polímero es menor, su función es precalentar el polímero y transportarlo a las zonas subsecuentes. La profundidad del husillo es mayor, permitiendo a los sólidos avanzar a la misma velocidad que en las otras secciones del husillo. La longitud de esta zona es para asegurar una alimentación adecuada. Esta zona variará dependiendo del polímero para optimizar el desarrollo.²⁰

Zona de Compresión

En la segunda zona ha disminuido la profundidad del canal. Se describen muchas funciones para esta zona, usualmente llamada de “compresión” o “transición”. Primero, se extrae el aire atrapado entre los gránulos o pellets. Posteriormente, la transferencia de calor desde las paredes del barril calentado se mejora conforme el grueso del material disminuye. A continuación, la densidad cambia conforme se va



derritiendo el material. Nuevamente, existen variaciones en cada diseño para diferentes polímeros. Para un polímero con un derretido gradual, por ejemplo, polietileno de baja densidad, un husillo como se muestra en la (Fig. 4.2), se divide uniformemente en tres zonas. Husillos de este tipo usualmente se refieren a husillos para polietileno. Si el derretido del polímero es poco, se utiliza un periodo corto de compresión. Ejemplo de esto es el nylon. Sin embargo, husillos de compresión rápida son usados extensamente para nylon y otros polímeros semi-cristalinos como el polipropileno y Acetal.²⁰

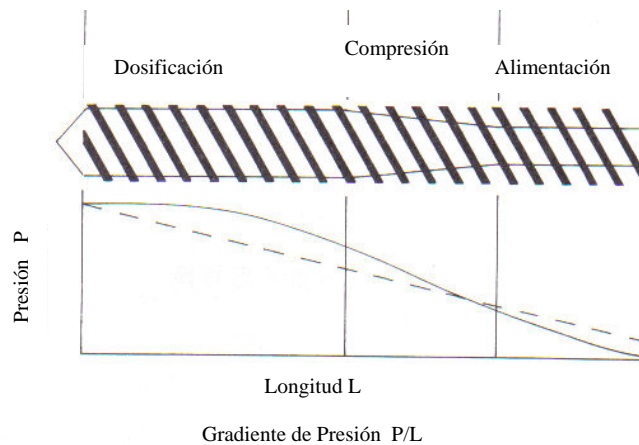


FIGURA. 4.2 Zonas en un extrusor mono-husillo

Zona de Dosificación

La función es homogenizar el derretido y que la alimentación a la región del dado sea de calidad homogénea a temperatura y presión constante.²⁰

Zona del Dado

La última zona del extrusor es la del dado. En esta zona se localiza una malla de empaque y un plato perforado de acero llamado *plato rompedor*.²⁰

La función del *plato rompedor* y la malla es:

1. Eliminar material extraño
2. Permitir una cabeza de presión para desarrollar una resistencia en la acción de bombeo de la zona de medición
3. Para eliminar la deformación del derretido.

Las principales variables que pueden ser controladas durante la extrusión son:¹⁹

- La velocidad de rotación del husillo



- La temperatura del barril
- La presión en el dado

Velocidad de Rotación del Husillo: Depende del tamaño del extrusor y de los requerimientos de velocidad de producción. Las velocidades de operación van desde 20 hasta 600 RPM y hasta 3500 Lbs/hr. El factor limitante en la velocidad de producción es la calidad del producto obtenido, pues muy altas velocidades resultarán nocivas para la calidad de acabado del producto.¹⁹

Temperatura del Barril: Es seleccionada de acuerdo al polímero utilizado, pues tiene que ser suficientemente alta para fundir al polímero sin causar degradación térmica.¹⁹

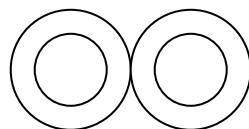
Después que el polímero pasa por el tornillo y antes de entrar al dado pasa por mallas colocadas en un plato rompedor; esto previene que partículas extrañas entren al dado y además homogeniza al fundido.¹⁹

4.3.2 Extrusores Doble Husillo

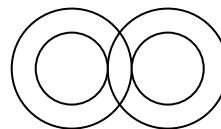
Lo más prominente de estos extrusores es la facilidad de extrudir polímeros sensibles al calor como el PVC, especialmente cuando las propiedades de fricción del polímero complican el problema. Para estos problemas en la industria de la extrusión los extrusores de doble husillo ofrecen mejores desarrollos.²⁰

Una manera de categorizar los extrusores doble husillo es de acuerdo con la geometría de los husillos, de las hélices y de los canales. La primera subdivisión depende de la posición de los husillos en relación de uno con el otro:²¹

1. Husillos que no engranan (non-intermeshing), donde los husillos están colocados uno al lado del otro, pero como su nombre lo indica, las hélices de uno no penetran en los canales del otro, es decir, la distancia entre los centros de los husillos es igual a la suma de sus radios (Figura 4.3a).
2. Husillos que engranan (intermeshing), donde los husillos están colocados uno al lado del otro, pero las hélices de uno sí penetran en los canales del otro, es decir, la distancia entre los centros de los husillos es menor que la suma de sus radios (Figura 4.3b).



a)



b)

FIGURA 4.3 Extrusores de doble husillo; (a) husillos que no engranan, (b) husillos que si engranan.

Considerando los extrusores con husillos que engranan, la segunda subdivisión depende de la forma y tamaño de las hélices y canales de los husillos:²¹

1. Husillos no conjugados, donde las hélices de un husillo ajustan flojamente en los canales del otro y dejan un amplio claro (Figura 4.4a).
2. Husillos conjugados, donde las hélices de un husillo ajustan perfectamente en los canales del otro y dejan un mínimo de claro (Figura 4.4b).

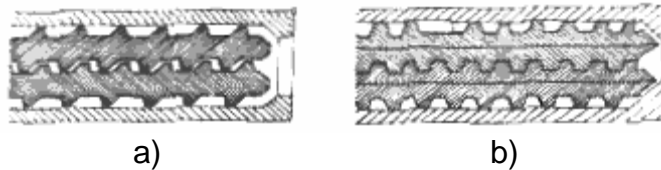


FIGURA 4.4 Extrusores de doble husillo; a) husillos no conjugados, b) husillos conjugados.

De nuevo, considerando los extrusores con husillos que sí engranan, la siguiente subdivisión depende de la dirección de rotación de los husillos (esta diferencia casi no afecta cuando se tienen husillos que no engranan):²¹

1. Husillos corrotantes, donde los dos husillos giran en la misma dirección, ya sean ambos a favor o ambos en contra de la dirección de las manecillas del reloj (Figura 4.5a).
2. Husillos contrarrotantes, donde los dos husillos giran en dirección opuesta, uno a favor y otro en contra de la dirección de las manecillas del reloj (Figura 4.5b).

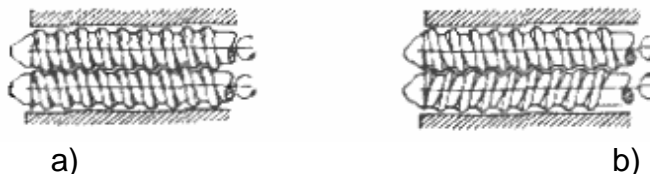


FIGURA 4.5 Extrusores de doble husillo; a) corrotantes, b) contrarrotantes.

Los extrusores con husillos que no engranan operan de manera muy similar a los extrusores monohusillo, y es el coeficiente de fricción entre el material y las superficies de metal el principal factor en el control del proceso de extrusión. Si no hay fricción, no hay extrusión.²¹

En extrusores con husillos que si engranan existe una verdadera interacción de las hélices de un husillo sobre el material contenido en el canal del otro husillo; es esta acción lo que hace diferente a este tipo de extrusor de cualquier otro.²¹



La sola presencia de las hélices de un husillo en el canal de otro limita el movimiento rotacional del material alrededor del husillo, de manera que se obtiene movimiento hacia delante en mayor grado.²¹

Cuando además de engranar los husillos son conjugados, se impide totalmente el movimiento rotacional del material alrededor del husillo y el material es forzado a desplazarse hacia adelante a lo largo del barril. Esta acción de bombeo es positiva y no depende de las condiciones de operación, tales como tipo de material, temperatura y presión, sino solamente de la geometría de la máquina y la velocidad de rotación de los husillos.²¹

En el caso de husillos contrarrotatorios que sí engranan, las hélices de uno deben pasar libremente dentro de los canales de otro. Al girar las hélices de un husillo, ésta deberá permanecer siempre centrada en el canal del otro husillo, y ésta hélice podrá ser tan delgada como sea mecánicamente posible o tan gruesa como el mismo ancho del canal.²¹

Cuando las hélices son tan gruesas como el ancho del canal, es decir, cuando los husillos son perfectamente conjugados, el material permanece encerrado en cámaras en forma de "C" al rededor de cada husillo, aumentando así la acción de bombeo, pero disminuyendo drásticamente el mezclado. A medida que los husillos giran, el material es empujado hacia adelante sin mezclarse con el material contenido en las otras cámaras del canal. Sin embargo dentro de cada cámara en forma de "C" el material es arrastrado circunferencialmente por la rotación de los husillos hacia el punto donde engranan los mismos husillos. En este punto el material es forzado a pasar entre los claros que existen en la región de engrane, pasando de la parte superior a la parte inferior de los husillos, creando en este punto una zona de alta presión y alto esfuerzo. Uno de los efectos de esta alta presión es tratar de separar los husillos, presionando cada una hacia la correspondiente pared lateral, con el consiguiente desgaste de las hélices de los husillos y de la pared lateral interna del barril.²¹

Cuando las hélices son más delgadas que el ancho del canal, estas perturban mínimamente el material que se encuentra en el canal del otro y se da el movimiento rotacional del material, disminuyendo al mismo tiempo la acción de bombeo positivo.²¹

Así, en la elección de un extrusor doble husillo se hace un balance entre una conjugación perfecta, claros muy pequeños, acción de bombeo positiva, mínima acción de mezclado y alto esfuerzo de corte por un lado, contra una conjugación menor, claros mayores, menor acción de bombeo positiva, mayor acción de mezclado y menor esfuerzo de corte, por el otro lado.²¹



Los extrusores doble husillo corrotatorios no tienden a acumular material en ningún punto al rededor de los husillos, y la presión es la misma en toda la superficie, no existe presión que empuje los husillos hacia las paredes del barril. Por esta razón se pueden mantener tolerancias menores entre los husillos y el barril, y entre los mismos husillos. Esto significa que los extrusores dobles husillos corrotatorios pueden ser perfectamente conjugados sin temor al desgaste de los husillos y el barril. Esto a su vez significa que las hélices de un husillo barren y limpian el canal del otro husillo, dando así una acción de autolimpieza.²¹

En un extrusor existe un trabajo combinado de calentamiento y esfuerzo de corte que funde al material. Los termoplásticos, materiales no-Newtonianos, son afectados por un aumento o descenso de temperatura. En procesos isotérmicos, la viscosidad se reduce con el incremento de la rapidez de corte.²¹

Las secciones del tornillo donde el material permanece sin fundir tiene un volumen de canal mayor que en la sección de bombeo, dado que la densidad del material sólido es menor que la del material fundido.

Cuando el material se mantiene aún sin fundir, el grado de llenado es bajo y el esfuerzo de corte es también bajo, y por lo tanto la viscosidad se mantiene alta.

En la sección de bombeo el esfuerzo de corte es más alto que en otras secciones, sin embargo el corte no es suficiente para fundir al material, a menos que éste hubiera alcanzado cierta temperatura. El calor necesario para alcanzar la temperatura correcta de fundición se administra al material a través del barril por bandas de calentamiento colocadas a su alrededor.²¹

El calor que se requiere suministrar al material en el extrusor durante el tiempo de residencia, es proporcional a la capacidad calorífica promedio del material, la masa de éste y la diferencia de temperaturas (entre la temperatura de inicio y el punto de fusión).²¹

El Derretido

Los extrusores doble husillo trabajan como bombas de desplazamiento positivo con una pequeña dependencia a la fricción, y esta es la razón principal para elegir materiales sensibles al calor. Los extrusores *contra-rotativos*, si se conjugan probablemente no permitan el paso de todo el material para moverse alrededor de los husillos; este debe moverse axialmente hacia el dado. Asimismo, los extrusores *co-rotativos* no tendrá ningún paso alrededor de cada tornillo y solamente pasará una pequeña parte alrededor de ambos. Provocando un flujo positivo axial. Podemos observar que la relación L/D no es importante para la propulsión. La longitud debe ser apropiada para lograr el derretido del polímero. Debido a la acción positiva de las bombas el flujo de alimentación no es crítica en la presión de salida. La



transportación del flujo no es por fricción, y esto permite un buen control de la velocidad y por lo tanto de la temperatura.²⁰

4.3.3 El Dado del Extrusor

El dado de un extrusor es un bloque de acero con una abertura a través de la cual el plástico fluye, formando de esta manera la forma deseada. Así, por ejemplo, existen dados de rendija para la elaboración de película plana o placas.¹⁹

La resistencia al flujo a través del cabezal y el dado debe ser vencida por el motor del extrusor y se manifiesta como presión desarrollada en la punta del tornillo, algunas veces llamada contra presión. En general una alta resistencia del dado al flujo significa alta temperatura del plastificado y menor producción por HP, pero mejor mezclado. La abertura del dado no es únicamente el factor más importante en lo que respecta a la resistencia del dado, pero si es el que se puede ajustar más fácilmente por la magnitud de la abertura y por su temperatura; a mayor temperatura en los labios del dado, menor resistencia al flujo.¹⁹

El flujo del polímero fundido a través del dado debe ser lo más hidrodinámico posible para evitar zonas de baja velocidad, pues puede provocar degradación del material, formación de geles y en casos severos carbonización y corrosión de las superficies internas del dado. Estas impurezas pueden contaminar el producto o causar rayas en las superficies del producto.¹⁹

El dado se mantiene caliente para facilitar el flujo a través de él, pudiéndose controlar la temperatura uniforme o diferente en diferentes partes del dado; además para reducir la viscosidad en la paredes interiores del dado reduciendo la resistencia al flujo en los labios así como para obtener un mejor acabado superficial y menor hinchamiento del producto.¹⁹

El diseño para un dado satisfactorio es un problema crítico. La relevancia del comportamiento del dado es ilustrado en la (Fig. 4.6) En el flujo paralelo, las líneas se ven paralelas: los elementos del fluido permanecen intactos como procede a lo largo del canal. En el caso del flujo convergente, las líneas convergen y el elemento de fluido se llega a torcer como resultado de la tensión, el derretido es estirado como flecha hacia la salida.²⁰

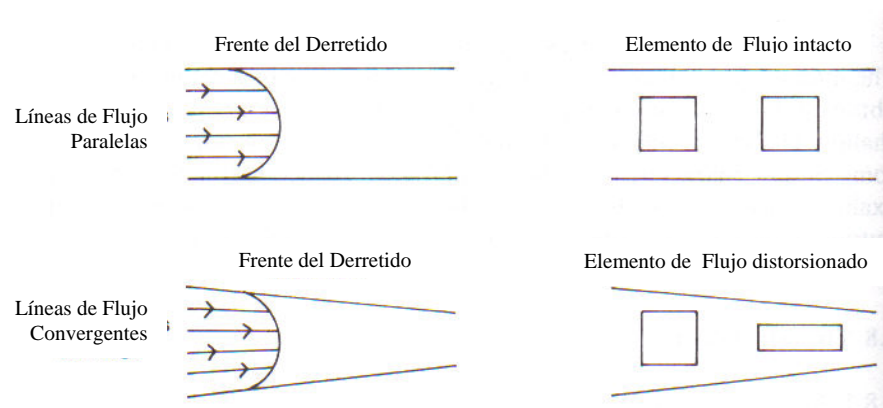


FIGURA. 4.6. Flujos paralelos y convergentes

4.4 Moldeo por inyección

4.4.1 Introducción

El moldeo por inyección es quizás el método de moldeo más característico de la industria de plásticos. Se puede definir el moldeo por inyección como la técnica, o método de moldeo, en la que un polímero sintético, o resina, se funde y en estado líquido se inyecta a alta presión en un molde cerrado, hasta llenar éste completamente; el polímero se enfría dentro del molde y solidifica; finalmente se abre el molde y se extrae la pieza moldeada.²²

La meta ideal del moldeo por inyección es obtener el mayor número posible de piezas moldeadas con la máxima calidad en el mínimo tiempo.

Las máquinas modernas de inyección, que permiten un control preciso de las diferentes variables del proceso, son un notable ejemplo de máquinas ideadas y fabricadas con vistas a la producción masiva de piezas.

Puesto que en el moldeo por inyección, un polímero en estado líquido y caliente, no newtoniano, fluye a través de conductos o canales de geometría compleja, los cuales están mucho más fríos que el propio polímero líquido, y llena un molde que también tiene paredes frías, es natural que este método de moldeo presente muchos problemas reológicos, la mayoría de ellos demasiado complicados para poder intentar soluciones solamente teóricas. No obstante se conocen hoy algunos principios teóricos suficientemente bien establecidos, que unidos a la enorme experiencia y al gran desarrollo tecnológico de los últimos cincuenta años, han llevado al actual estado de desarrollo de esta tecnología.²²

En la primera sección, el procedimiento es virtualmente el mismo que el procedimiento de extrusión; esta es la parte plastificante del método. El comportamiento del polímero es el mismo; los diseños del tornillo, el calentamiento



de la camisa o barril, etc., son muy parecidos. La única diferencia importante es que el tornillo puede tener un movimiento de vaivén, como si fuera un pistón, dentro del barril, durante la parte de inyección del ciclo de producción.²³

4.4.2 Descripción del proceso de moldeo y de la máquina convencional.

En lo que al material se refiere, el proceso puede dividirse en dos fases, en la primera tiene lugar la fusión del material, y en la segunda la inyección del material en el molde. La manera de realizar estas dos fases de transformación del material es lo que distingue las máquinas primitivas de las más modernas, y lo que diferencia las diversas técnicas y máquinas de inyección utilizadas actualmente.²²

El material de moldeo, en forma de gránulos, entra en el cilindro de calefacción a través de una tolva de alimentación situada en la parte posterior del cilindro; el material se calienta y funde en el cilindro de calefacción, al mismo tiempo que circula hacia la parte anterior de éste, empujado en veces sucesivas por un tornillo que se mueve ajustadamente en el propio cilindro de calefacción; este tornillo actúa como pistón de inyección y obliga al material fundido a pasar desde el cilindro de calefacción a las cavidades del molde, realizando así la segunda fase del proceso.²² La máquina convencional, (fig. 4.7) se puede considerar constituida por los elementos básicos siguientes:²²

- El sistema de alimentación, que mide una cantidad constante de material en cada ciclo.
- Un tornillo (husillo) que empuja al material dentro de la cámara de calefacción y le da presión para que entre en el molde.
- Una cámara de calefacción, que calienta uniformemente el material a una temperatura suficiente para que pueda fluir al ser sometido a la presión del pistón.
- El molde en el que se inyecta el material. Este molde consiste en dos mitades, que se abren en un momento determinado del ciclo de moldeo y permiten así extraer del molde la pieza moldeada.
- Un mecanismo de cierre que mantiene unidas las dos mitades del molde durante el ciclo de inyección.
- Un sistema de controles para que los distintos mecanismos actúen con la secuencia adecuada.

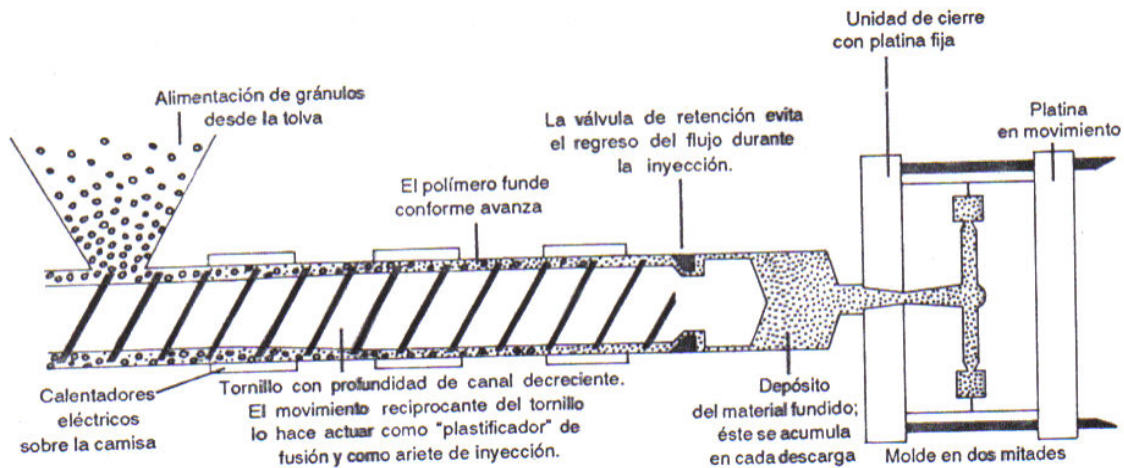


FIGURA. 4.7. Fundamentos del moldeo por inyección

Los tiempos y movimientos necesarios de la máquina para realizar el ciclo de inyección pueden considerarse como sigue:²²

- Tiempo para cerrar el molde*, durante el cual actúa el sistema de cierre, la máquina ejecuta el movimiento necesario y cierra el molde a presión.
- Tiempo de inyección*, durante el cual avanza el pistón y realiza la inyección; al mismo tiempo se cierra la entrada de material al cilindro de calefacción. El tiempo necesario para la inyección depende del polímero empleado, de la temperatura que éste alcanza, de la velocidad de avance del pistón, del tamaño de conductos que ponen en comunicación al molde con el cilindro de calefacción. En este tiempo el molde se llena con el polímero inyectado.
- Tiempo de moldeo*, durante el cual el molde permanece cerrado y el pistón de inyección en posición avanzada; el polímero se enfría dentro del molde y por esta causa se contrae; El pistón mantiene la presión dentro de la cavidad de moldeo haciendo entrar en ésta más polímero, compensando así la contracción. Este período puede variar entre unos segundos o varios minutos.
- Tiempo con el molde cerrado*, necesario para enfriar el polímero que ocupa las cavidades; en este tiempo el pistón de inyección retrocede y con él lo hace el sistema de alimentación que queda así listo para el ciclo siguiente.
- Tiempo de apertura del molde*, durante el cual se abre el molde. Este tiempo viene a ser aproximadamente constante para cada máquina.
- Tiempo de extracción de la pieza (o piezas)*, durante el cual se sacan las piezas moldeadas de las cavidades de moldeo.
- Tiempo con el molde abierto*, que puede ser considerable a veces –por ejemplo si es preciso colocar inserciones metálicas en el molde, necesarias para el ciclo siguiente–, pero generalmente es muy corto.



Cabe señalar algunas limitaciones que determinan el máximo número de piezas que pueden moldearse por unidad de tiempo; es evidente que es necesario un tiempo para que la máquina ejecute todos sus movimientos mecánicos, tales como apertura y cierre del molde, avance del pistón de inyección, etc.; éstos son tiempos muertos que no pueden usarse para moldear piezas, y se conviene que se reduzcan lo más posible para aumentar la producción horaria de la máquina. Finalmente los tiempos necesarios para llenar el molde y enfriar la pieza moldeada son una tercera limitación a la producción horaria de la máquina.²²

El proceso que acabamos de describir evidentemente consta de los pasos siguientes:²²

1. Cargar una cantidad medida de material de moldeo en la parte posterior de la cámara de calefacción.
2. Fusión del material a medida que, en ciclos sucesivos, avanza a lo largo de la cámara de calefacción hacia la salida de la máquina.
3. Inyección del polímero fundido en un molde frío y previamente cerrado.
4. Enfriamiento del polímero inyectado dentro de la cavidad de moldeo.
5. Extracción de la pieza (o piezas) moldeada.

4.4.3 Variables de operación

Las principales variables que puede controlar el operario encargado de una máquina de inyección son:²²

- La temperatura del cilindro de calefacción.
- La presión de inyección.
- El tiempo de moldeo, que comprende:
 - el tiempo de inyección
 - el tiempo de enfriamiento del artículo moldeado.
 - el tiempo durante el cual está el molde abierto.
- La temperatura del molde.

Todas estas variables están íntimamente relacionadas y es difícil hacer un sencillo ajuste de todas ellas para obtener piezas moldeadas de buena calidad.

4.4.4 La Máquina de Moldeo Por Inyección

Una inyectora (Fig. 4.8) se compone de cuatro unidades principales:²²

1. La unidad de cierre
2. La unidad de inyección
3. La unidad de potencia
4. La unidad de control

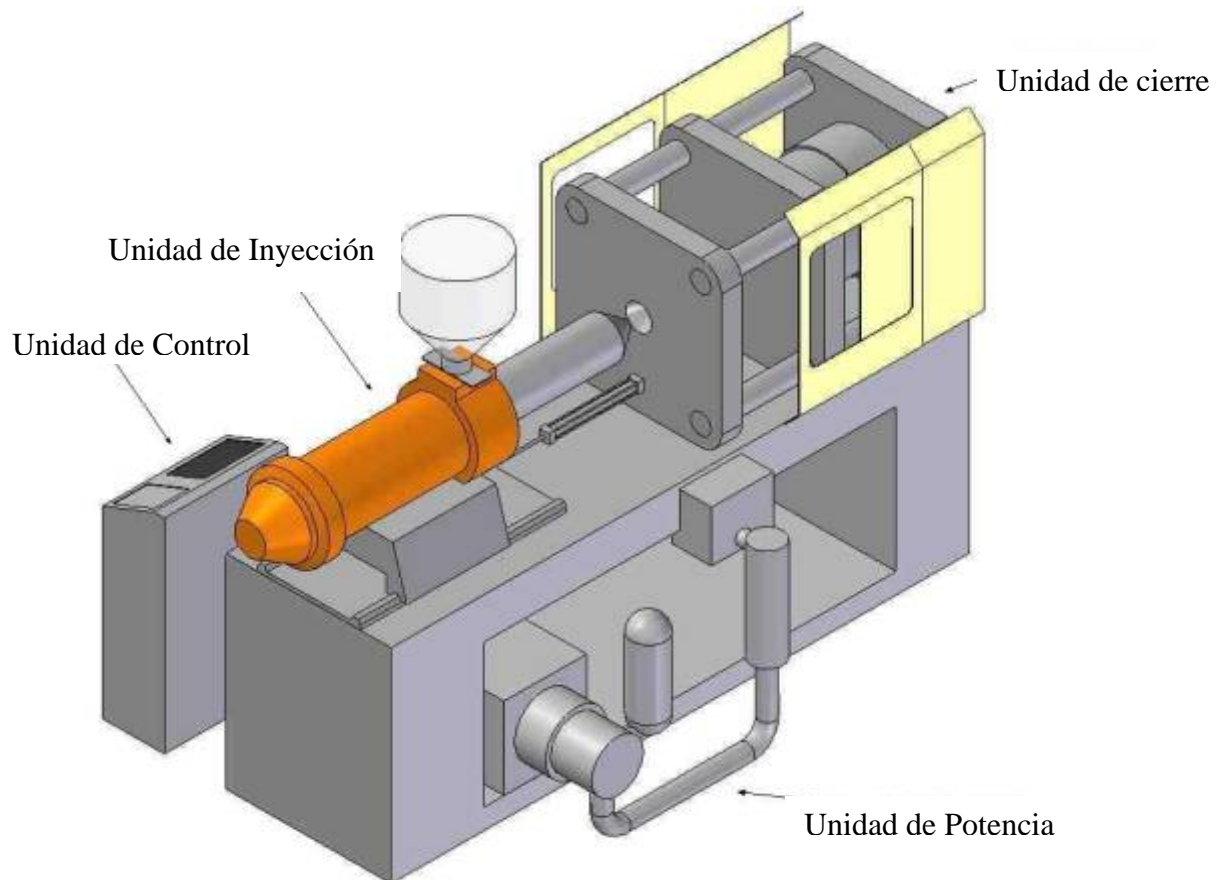


FIGURA. 4.8. Máquina de Inyección.

1. La Unidad de Cierre o Prensa

La función de la unidad de cierre es mantener cerrado el molde con la fuerza suficiente para resistir la presión de inyección. Este puede exceder de 140 MPa y muy bien pueden ser necesarios 200 MPa para evitar fugas en las superficies de acoplamiento del molde. El cierre se efectúe mediante un mecanismo de presión mecánico o hidráulico.²³

Claramente, la carrera de la mitad móvil de la prensa debe ser suficiente para la profundidad de la pieza moldeada; también debe ser suficiente para poder botarle, lo cual significa más del doble de la profundidad de moldeo. La fuerza necesaria de cierre para una pieza moldeada determinada puede encontrarse a partir de su *área proyectada*.²³

La unidad de cierre consiste de una prensa conformada por dos placas portamoldes (Fig. 4.9), una móvil y otra fija. El sistema de accionamiento de la placa móvil puede ser un mecanismo de palancas acodadas, accionado hidráulicamente, un cilindro hidráulico o un sistema eléctrico de tornillo sin fin accionado por un motor. El parámetro fundamental para dimensionar una unidad de cierre es su fuerza para

mantener el molde cerrado. Usualmente se da este valor en toneladas (ton). Otros parámetros importantes en una unidad de cierre son: la distancia mínima entre placas, la distancia máxima de apertura, las dimensiones de las placas y la distancia entre columnas, la carrera del sistema de expulsión. Estos datos se utilizan para dimensionar los moldes.²³

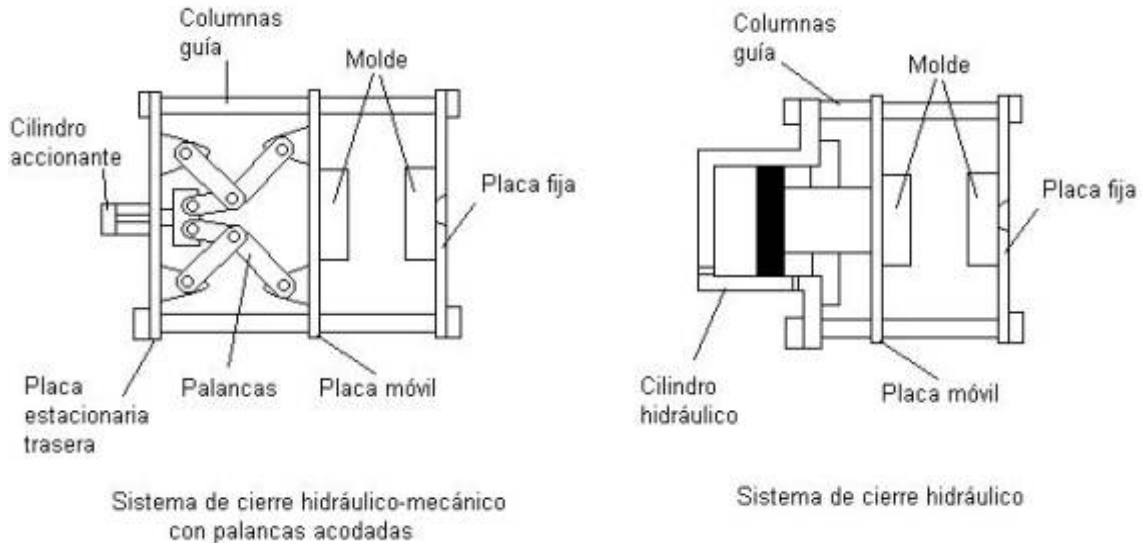


FIGURA. 4.9. Unidad de cierre

La Unidad de Inyección

La unidad de inyección (Fig. 4.10) está conformada por el tornillo y el barril de inyección, la boquilla y las resistencias alrededor del barril. El material sólido ingresa por la tolva a la zona de alimentación del tornillo, en esta zona es transportado, por efecto de la rotación del tornillo dentro del barril, hacia la zona de fusión donde se plastifica; finalmente el material es bombeado hacia la parte delantera del tornillo en la zona de dosificación. Durante el proceso de plastificación del material el tornillo gira constantemente. Cuando se va a realizar la inyección hacia el molde, el tornillo deja de girar y actúa a manera de pistón, haciendo fluir el plástico fundido hacia el molde y llenando las cavidades.²³

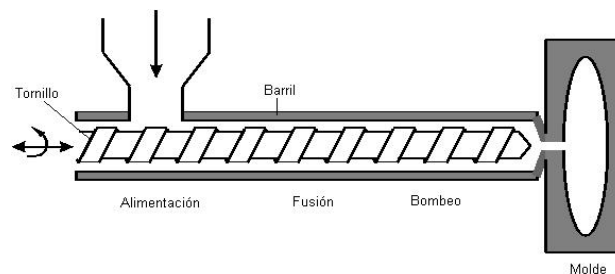


FIGURA. 4.10. Unidad de inyección.



Es bien sabido que la conductividad térmica de los plásticos es muy inferior a la de los metales, por lo que su procesamiento debe hacerse en capas delgadas para que la transferencia de calor sea lo más rápida posible y sostenible económicamente. Esto se logra aprovechando el fenómeno de plastificación (Fig. 4.11), que consiste en la fusión de la capa de material directamente en contacto con la superficie del barril, la cual transmite el calor, por convección forzada, al material sólido en las capas inferiores hasta que se plastifica completamente la masa de material.²³

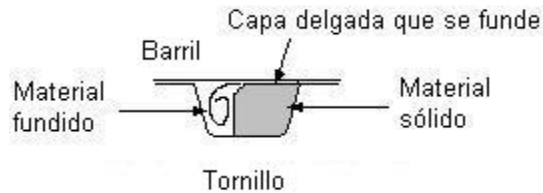


FIGURA. 4.11 Fenómeno de plastificación

En las inyectoras comerciales aproximadamente un 50% del calor requerido para fundir el material lo aporta la fricción viscosa, generada por el giro del tornillo con respecto al barril, y el otro 50% lo aportan las resistencias eléctricas.

Como se vio, la unidad de inyección es fundamentalmente un extrusor de un solo tornillo. En general, se puede decir que la unidad de inyección consta de un tornillo de Arquímedes que gira dentro de un barril o camisa con una distancia mínima entre la pared del barril y el hilo del tornillo. El barril tiene calentadores de cincho que lo rodean. La profundidad del canal del tornillo disminuye desde el extremo de alimentación hacia el extremo de salida para favorecer la compresión del contenido. Los gránulos de polímero frío se cargan en el extremo de alimentación y el polímero fundido sale por el extremo de salida. El calentamiento se debe en parte a los calentadores del barril y en parte a la disipación viscosa que ocurre conforme el polímero fundido se bombea a lo largo del tornillo. A diferencia de un extrusor sencillo de un solo tornillo, el tornillo de una máquina de moldeo por inyección tiene un movimiento de vaivén para efectuar la inyección. Además, hay una boquilla que conecta esta unidad con el molde y una válvula que está cerrada mientras se inyecta material para evitar el flujo de retroceso del mismo después de pasar el hilo del tornillo, y está abierta cuando gira el tornillo para permitir la acumulación de la nueva carga. En la (Fig. 4.12) se muestran estas posiciones de la válvula.²³

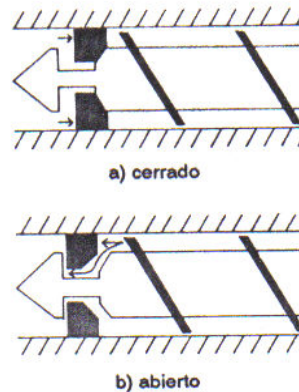


FIGURA. 4.12. Válvula de no retroceso (válvula check), abierta y cerrada

La Boquilla

La boquilla conecta las dos mitades de la máquina para dejar pasar el material fundido desde la etapa de plastificación hacia el molde. En la (Fig. 4.13) se muestran tres modificaciones. Las áreas no sombreadas son los conductos por los que pasa el polímero fundido. La boquilla abierta que se muestra en la (Fig. 4.13a) es simple y no tiene modificaciones para manejar polímero muy especiales. Sin embargo, los materiales fundidos de baja viscosidad, tienden a gotear de una boquilla como esta, lo que provoca contaminación y crea desperdicios; se necesita, entonces, una compuerta de cierre positivo. En una compuerta de cierre mecánico simple, como la que se muestra en la (Fig. 4.13 b), la placa A-A' se desliza en la dirección que indica la flecha. El cierre con válvula de aguja del a (Fig. 4.13 c) depende de la presión de inyección para abrir cuando se mueve B-B' horizontalmente como lo indican las flechas.²³

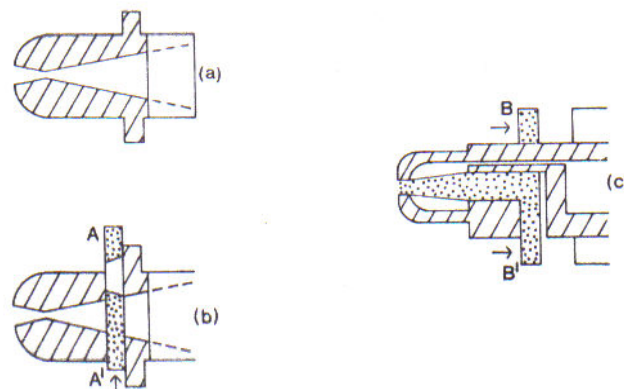


FIGURA. 4.13 Tipos de boquilla a) abierta; b) de interrupción mecánica simple; c) válvula de agua. Por lo común, las boquillas se calientan por medio de una banda calefactora, pero también se genera el calentamiento viscoso, ya que en este punto el canal se estrecha y por lo tanto la velocidad de corte es más alta. La viscosidad disminuye entonces lo que facilita la inyección. Por lo común, se evita que el polímero



solidifique en la boquilla después de la inyección y retención, y ésta será la situación que se crearía por el contacto con el molde frío. Con frecuencia, la boquilla no se mantiene en contacto, o se puede aislar térmicamente. El polímero que solidifico en la boquilla tiene que volverse a fundir en la siguiente inyección, lo cual genera inconsistencias de temperatura y, por tanto, irregularidades de flujo en el material fundido conforme avanza hacia el molde.²²

La unidad de potencia

Es el sistema que suministra la potencia necesaria para el funcionamiento de la unidad de inyección y de la unidad de cierre. Los principales tipos de sistemas de potencia se pueden clasificar como:²³

1. Sistema de motor eléctrico con unidad reductora de engranajes
2. Sistema de motor hidráulico con unidad reductora de engranajes
3. Sistema hidráulico directo

Sistema de potencia eléctrico: El sistema eléctrico se utiliza generalmente en máquinas relativamente pequeñas. Este sistema se emplea tanto para el giro del tornillo como para la apertura y cierre del molde. La máquina emplea dos sistemas mecánicos de engranajes y palancas acodadas, uno para el cierre del molde y otro para el tornillo. Cada uno accionado por un motor eléctrico independiente. El accionamiento del tornillo cuando realiza la inyección lo ejecuta un cilindro hidráulico. En los sistemas con motor eléctrico, la velocidad puede ajustarse sólo en un determinado número de valores, lo cual puede ocasionar problemas en la reproducción de parámetros de operación y dificultar la obtención de piezas con una calidad constante. Los motores eléctricos generan grandes torques de arranque, por lo que debe tenerse precaución al usar tornillos con diámetros pequeños para evitar que se rompan.

Sistema de potencia hidráulico: Los motores hidráulicos son los más comúnmente utilizados, su funcionamiento se basa en la transformación de la potencia hidráulica del fluido en potencia mecánica. A diferencia de los sistemas electromecánicos, donde la potencia es transmitida a través de engranajes y palancas, en un sistema con fluidos estos elementos se sustituyen, parcial o totalmente, por tuberías de conducción que llevan el fluido a presión a los pistones de inyección y de cierre del molde. El fluido que más se utiliza es el aceite debido, principalmente, a sus propiedades lubricantes en aplicaciones que involucran grandes cargas. En los sistemas hidráulicos es común utilizar presiones que varían entre los 70 y 140 kg/cm². Las ventajas del motor hidráulico con respecto al eléctrico pueden resumirse principalmente en:

- Fácil variación de velocidades, regulando el volumen de fluido.



- La relación entre el torque y la velocidad es aproximadamente lineal. El límite de torque se determina por la presión limitante y el torque de arranque es aproximadamente igual al de funcionamiento.
- Permite arranques y paradas rápidos debido al pequeño momento de inercia.
- Permite relaciones bajas de peso potencia, lo que posibilita alcanzar altas velocidades de inyección del material.

La presión de inyección que se aplica sobre el área proyectada proporciona la fuerza de inyección y, por lo tanto, la fuerza de cierre que se requiere para resistirla. Una manera de evaluar los tamaños de máquina es de acuerdo a la fuerza de cierre disponible; cuanto mayor sea la fuerza disponible, más grande es la máquina.²³

La presión alta que se necesita para inyectar se debe a la alta viscosidad de los polímeros fundidos. Se aplica por medio del tornillo, que para esta función no gira, mediante un sistema hidráulico.²³

La presión de línea del sistema es del orden de 7-14 MPa. El diámetro del cilindro hidráulico es de 10 a 15 veces el del tornillo, el cual eleva la presión hasta alcanzar la que se necesita para inyectar el material fundido viscoso.²³

La unidad de control

Este sistema básicamente contiene un controlador lógico programable (PLC) y controladores PID para las resistencias eléctricas del barril y de la boquilla. El PLC permite programar la secuencia del ciclo de inyección y recibe señales de alarma, por sobrepresión o finales de carrera, para detener el ciclo. Los controladores PID son los más adecuados para el control de temperatura debido a su elevada velocidad de respuesta para mantener la temperatura a los niveles requeridos.

4.4.5 Efectos de Calor Debido a Esfuerzos de Corte

La generación de calor es un aspecto importante del calentamiento del polímero conforme avanza en el barril o camisa. Así, durante la inyección, la temperatura se eleva en proporción a la caída de presión que hay conforme el material fundido se mueve a través de los canales: la temperatura aumenta aproximadamente 1 °C por 1 MPa de caída de presión. Además, conforme se presuriza el material fundido, se produce un efecto de la presión sobre la viscosidad. El efecto consiste en incrementar la viscosidad y este efecto se considera equivalente al incremento en la viscosidad que se observa al enfriarse, o sea, puede considerarse a la presión como una “temperatura negativa” equivalente.²³

Para modificaciones en las condiciones del flujo de corte, los efectos del calentamiento debido al esfuerzo cortante y de la presión son opuestos y se cancelan



aproximadamente uno a otro. Como una regla, puede decirse que se obtiene un mayor error si se toma en cuenta sólo uno u otro que si se ignoran ambos.²³

Orientación

Uno de los aspectos más importantes en el moldeo por inyección es la orientación del polímero al entrar en la cavidad del molde y después cuando solidifica. Lo normal es minimizar la orientación, pero esto tiene que balancearse contra el factor económico de utilizar ciclos rápidos de moldeo, lo cual a su vez representa un enfriamiento rápido de las piezas moldeadas y la consiguiente congelación de las distribuciones orientadas.²³

Contracción

Esta es la diferencia de tamaño entre el molde y la pieza moldeada fría. La causa principal es el cambio en la densidad que se produce cuando solidifica el polímero. Para obtener los mejores resultados se usa una combinación de factores de diseño y de control del proceso.²³

Los factores de control de proceso incluyen la reducción de la temperatura del molde y el uso de un programa óptimo de inyección, así como de velocidades y presiones adecuadas de retención.²³

4.5 El molde de inyección

4.5.1 Consideraciones generales

A la hora de proyectar un molde de inyección, las primeras consideraciones han de referirse al peso y tamaño de la pieza, así como a su diseño, para decidir cómo deben situarse las cavidades de moldeo, cuántas cavidades debe tener el molde, dónde deben colocarse las entradas a las cavidades, cómo deben ir los planos de partición de la cavidad o cavidades y cualquier otro de problema particular que pudiera presentarse tal como el uso de inserciones metálicas, presencia de roscas, taladros o resaltes, etc.

El tipo de material que debe emplearse y otras especificaciones de la pieza a moldear es una información de la que debe disponerse, las características de contracción, flujo, abrasión y necesidades de enfriamiento o calentamiento del polímero son datos muy útiles para comenzar a proyectar el molde.²²

4.5.2 Nomenclatura básica de un molde de inyección.

El molde de inyección se compone de un conjunto de piezas dentro de las cuales hay una cavidad en la que el polímero se inyecta y enfría; esta cavidad recibe el nombre

de cavidad de moldeo y su forma se ajusta exactamente con la de la pieza que se desea moldear. Generalmente esta cavidad de moldeo se forma con dos piezas o mitades del molde, una mitad macho y la otra hembra; la mitad macho recibe el nombre de *núcleo* y la mitad hembra se conoce como *cavidad*. El núcleo y la cavidad están montados en otros platos que llevan los elementos necesarios para la alineación centrado de estas dos mitades, para su fijación a los platos de la prensa y para la refrigeración y extracción de las piezas moldeadas.²²

La masa procedente del cilindro de plastificación de la máquina llega, a través de la boquilla de inyección, a la cavidad del molde medianamente enfriado, pasando por un canal en los moldes simples, o por un sistema de canales en los moldes múltiples o, también, en los moldes simples de gran superficie. Estas vías de flujo se llaman canales de distribución, y la masa que se solidifica en ellos recibe el nombre de mazarota. Los canales tienen la misión de recibir la masa, dirigirla a la cavidad del molde y, especialmente en moldes múltiples, distribuirla.

En consecuencia, el sistema de alimentación, en los moldes múltiples, comprende el bebedero (cono de mazarota, tronco de colada), la “araña” (distribuidor de colada) y los canales de estrangulamiento (nervios de colada, estranguladores, trabazones).

La Fig. 4.14 muestra una representación esquemática del modo como se produce el flujo del material en el molde de inyección, presentando, como ejemplo, un molde múltiple de cuatro cavidades.

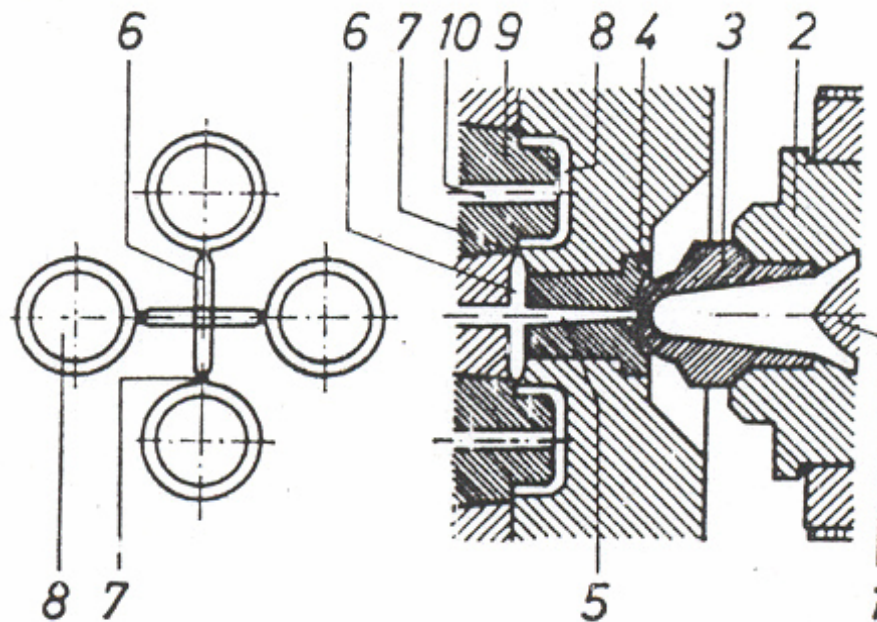


FIGURA 4.14. Representación esquemática de un molde y del flujo del material en el mismo.



1. Husillo; 2. Cabeza del cilindro; 3. Boquilla; 4. Manquito del bebedero; 5. Cono de entrada o colada;
6. Canales de distribución; 7. Canales de estrangulamiento; 8. Cavity del molde (pieza); 9. Elemento de moldeo lado evector; 10. Expulsores.

Las dos mitades del molde, cavidad y núcleo, se unen tocando en una superficie, generalmente un plano único; cuando están unidas forman la cavidad de moldeo y cuando se separan permiten la extracción de la pieza moldeada; esta superficie recibe el nombre de superficie de partición y cuando se proyecta en un dibujo da lugar a una línea que, análogamente, se llama línea de partición. Cuando el molde se abre, la mitad hembra queda generalmente unida al plato fijo de la prensa mientras que la mitad macho viaja con el plato móvil de la prensa.²²

En el caso más sencillo, pero también el más frecuente, el molde consta de dos mitades que, por lo general, se fijan directamente sobre los platos portamolde de la máquina de inyección. Estos dos elementos básicos, la mitad del molde lado inyector y la mitad lado extractor, aparecen en todo molde, independientemente de su forma de construcción.

Tras el proceso de llenado y solidificación, el molde se abre por el plano de partición, quedando generalmente la pieza y la mazarota adheridas a la mitad del molde lado extractor. Al continuar el proceso de apertura, la parte posterior entra en contacto con un perno fijo de la máquina, iniciándose en seguida el proceso de desmoldeo. Solo al efectuarse el movimiento de cierre se produce la recuperación del mecanismo extractor, bien mediante las llamadas espigas de retroceso o bien mediante un resorte antagónico, es decir, el resorte de la placa extractora. Finalizado el movimiento de cierre, o sea, al estar el molde cerrado, el mecanismo extractor se encuentra en su posición final.²²

4.5.3 El Ciclo de Inyección

El ciclo de inyección se puede dividir en las seis siguientes etapas:²²

1. Se cierra el molde vacío (Fig. 4.15), mientras se tiene lista la cantidad de material fundido para inyectar dentro del barril. El molde se cierra en tres pasos: primero con alta velocidad y baja presión, luego se disminuye la velocidad y se mantiene la baja presión hasta que las dos partes del molde hacen contacto, finalmente se aplica la presión necesaria para alcanzar la fuerza de cierre requerida.

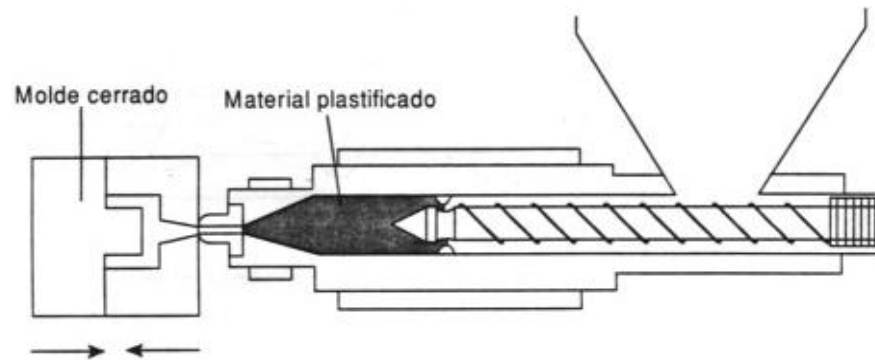


FIGURA. 4.15. Cierre del molde e inicio de la inyección

2. El tornillo inyecta el material (Fig. 4.16) actuando como pistón, sin girar, forzando el material a pasar a través de la boquilla hacia las cavidades del molde con una determinada presión de inyección.

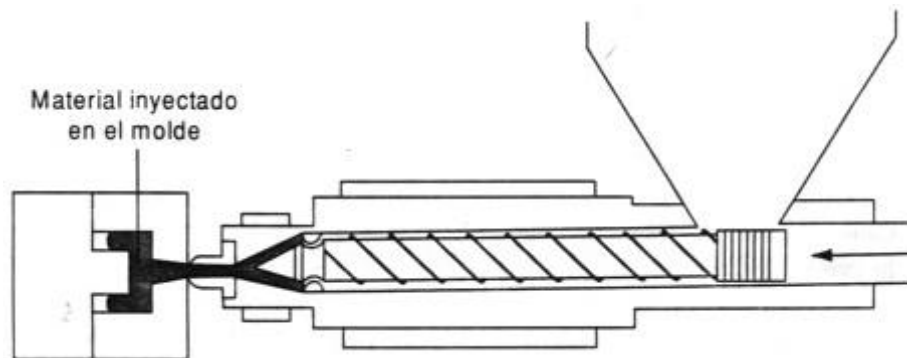


FIGURA. 4.16. Inyección del material

3. Al terminar de inyectar el material, se mantiene el tornillo adelante aplicando una presión de sostenimiento antes de que se solidifique (Fig. 4.17), con el fin de contrarrestar la contracción de la pieza durante el enfriamiento. La presión de sostenimiento, usualmente, es menor que la de inyección y se mantiene hasta que la pieza comienza a solidificarse.

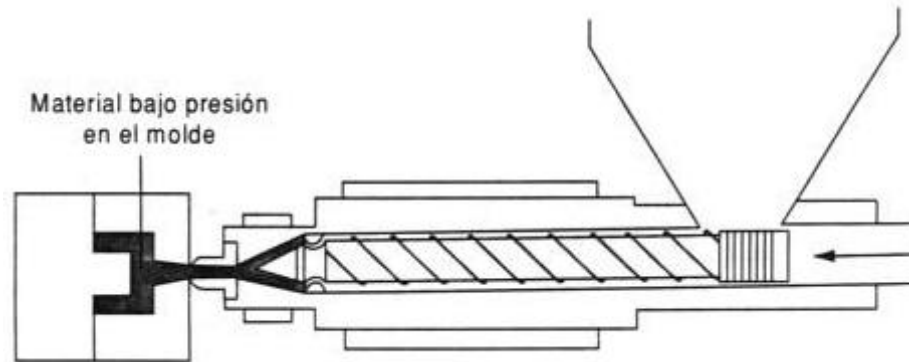


FIGURA. 4.17. Aplicación de la presión de sostenimiento

4. El tornillo gira haciendo circular los gránulos de plástico desde la tolva y plastificándolos (Fig. 4.18). El material fundido es suministrado hacia la parte delantera del tornillo, donde se desarrolla una presión contra la boquilla cerrada, obligando al tornillo a retroceder hasta que se acumula el material requerido para la inyección.

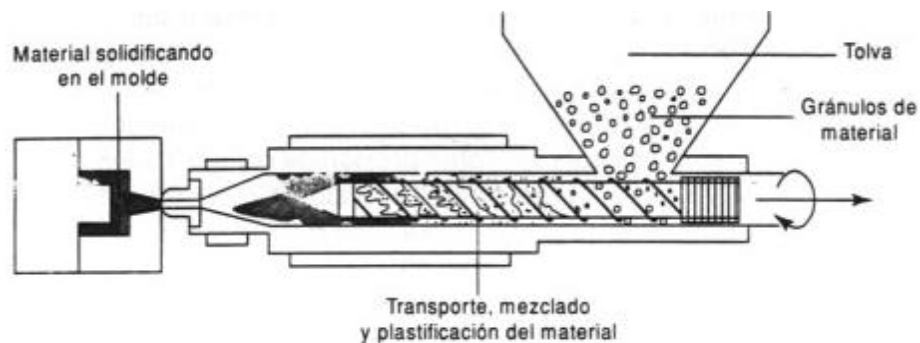


FIGURA. 4.18. Plastificación del material

5. El material dentro del molde se continúa enfriando en donde el calor es disipado por el fluido refrigerante. Una vez terminado el tiempo de enfriamiento, la parte móvil del molde se abre y la pieza es extraída (Fig. 4.19).

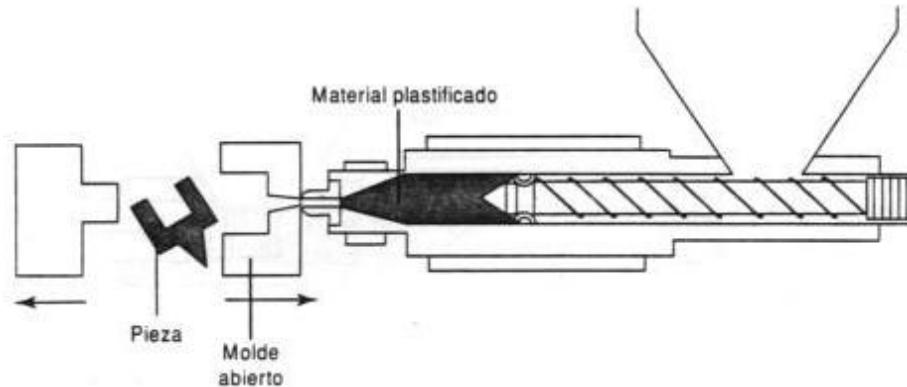


FIGURA. 4.19. Enfriamiento y extracción de la pieza.

El molde cierra y se reinicia el ciclo.

En cuanto al consumo de potencia en cada una de las etapas del ciclo, se observa (Fig. 4.20) que en el cierre del molde apenas se requiere la potencia necesaria para vencer la fricción generada al desplazar la placa móvil. La etapa de inyección necesita la potencia máxima durante un período muy corto. El desplazamiento de la unidad de inyección y la apertura del molde requieren muy poca potencia. En el siguiente diagrama se esquematiza el consumo de potencia durante el ciclo de inyección.

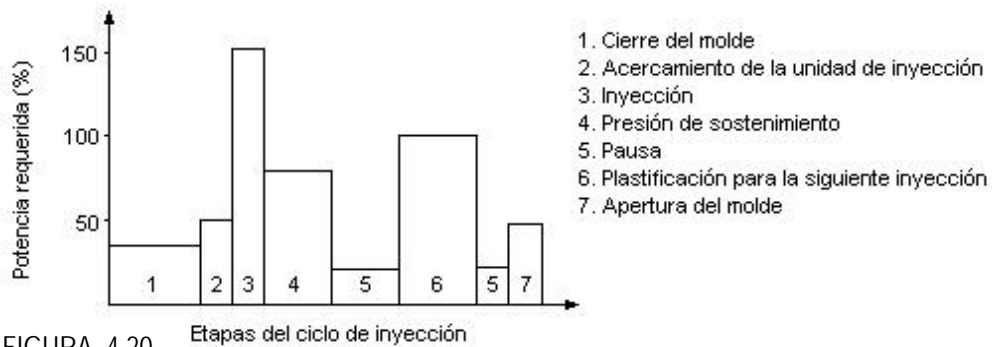


FIGURA. 4.20 Etapas del ciclo de inyección



5. POLIACETALES

Estos polímeros tienen excelentes propiedades mecánicas, térmicas y químicas debido a sus cadenas rígidas y son utilizados comúnmente como materias primas en implantes.²³

5.1 Materias primas

Las dos materias primas principales para la fabricación de resinas acetálicas, ya sean del tipo homopolímero o copolímero son el formaldehído, y pequeñas cantidades de óxido de etileno, como se muestra en la (Fig. 5.1).²³

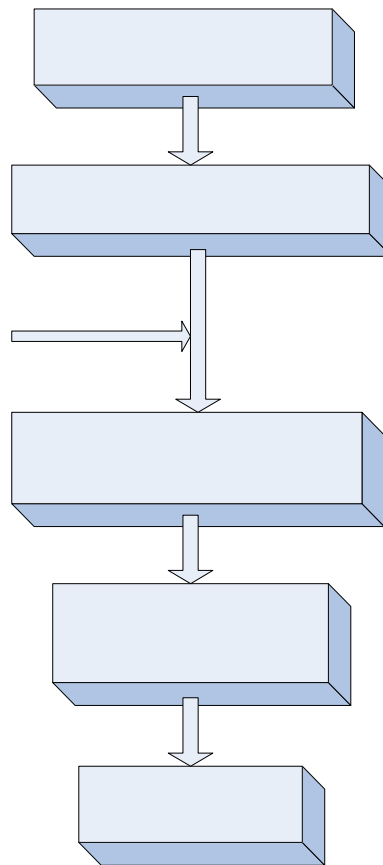


FIGURA 5.1 Materias primas para la fabricación de resinas acetálicas



5.2 Clasificación

Dependiendo de su estructura química, los acetales se clasifican en:²³

- Homopolímero
- Copolímero

a) Homopolímero

Es obtenido directamente del formaldehído, su cadena polimérica consiste en la múltiple repetición de unidades de la misma molécula.²³

b) Copolímero

Se obtiene a partir de formaldehído y óxido de etileno, se caracteriza al igual que el homopolímero, en presentar la unidad $[\text{CH}_2\text{-O}]$ repetida “n” veces. La diferencia es que incluye una molécula unión carbón – carbón, insertada en centros determinados al azar a lo largo de la cadena, rompiendo las uniones de carbón – oxígeno de la cadena acetálica.²³

La unión carbón – carbón es muy resistente a la degradación térmica y al ataque químico, por esta razón posee una mayor estabilidad molecular que el homopolímero.²³

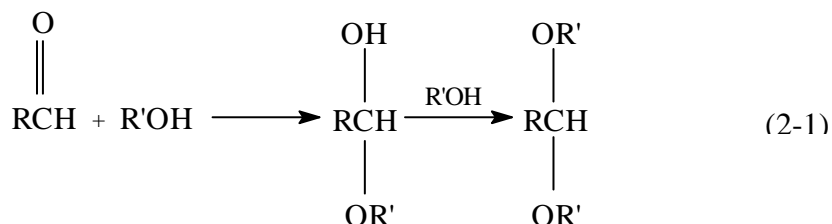
5.3 Aplicaciones típicas

- **Ingeniería mecánica:** Relojes, rodillos, cojinetes, ruedas dentadas.²⁴
- **Cosas del Hogar:** Válvulas, engranajes, partes de bombas.
- **Equipo de Oficina:** Partes en general de máquinas, piezas de resorte y de pantalla, bobinas, rodillos de rebobinado para las cintas de radio y de video, piezas de precisión y medidas de control.
- **Transporte:** Piezas rápidas de guarniciones parte funcionales en la calefacción, ventilación y sección de refrigeración, manijas de la puerta, componentes de las correas del asiento.
- **Sección de instalación y Bombeo:** Recipientes de baja presión, montajes para los baños, cubiertas de los cuartos de baño, bisagras.



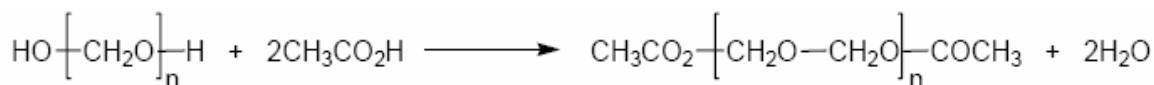
5.4 Síntesis del poliacetal

La reacción de adición-sustitución (2-1) de un aldehído con alcohol para formar un acetal es una reacción con alto rendimiento y conversión, para ser aplicada a una preparación con alto peso molecular.²⁵



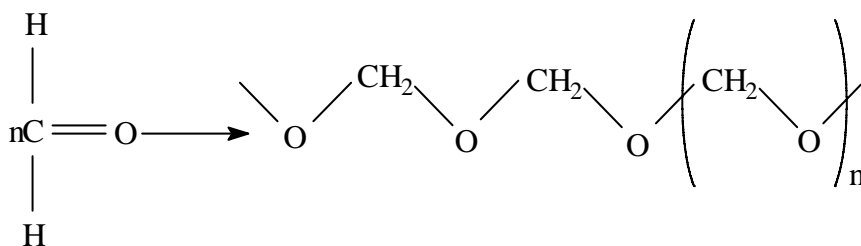
El poliacetal, también conocido como polioximetileno (POM) es un termoplástico basado en el formaldehído que ha estado comercialmente disponible por más de 40 años. El poliformaldehído es un material térmicamente inestable que se descompone en calor para producir el gas de formaldehído. Se desarrollaron dos métodos para estabilizar el poliformaldehído para uso como polímero y fueron introducidos por DuPont, en 1959, y Celanese en 1962.²⁶

La ruta de DuPont para la producción del poliacetal homopolímero a través de una reacción de condensación del poliformaldehído y ácido acético (o anhídrido acético):²²



Para estabilizar el acetal incluye la adición de antioxidantes y ácidos. El poliacetal está sujeto a la oxidación y degradación ácida, la cual permite un deterioro del peso molecular. Una vez que la cadena del homopolímero esta rota, los extremos opuestos del poliformaldehído se descomponen en formaldehído y ácido acético.²⁶

5.4.1 Delrin® Acetal





El poliformaldehído (polioximetileno) es conocido como Delrin[®]. El polímero tiene un peso molecular > 20,000 g/mol y excelentes propiedades mecánicas. Muestra una excelente resistencia a la mayoría de los químicos.²⁷

Es un polímero cristalino, siendo uno de los termoplásticos más estables y fuertes. Se le puede añadir cargas, reforzadores y estabilizadores para la degradación UV. Es resistente a los solventes orgánicos (excepto fenoles), con una temperatura de 110°C de trabajo máximo y un bajo valor de fricción.²⁸

Algunas ventajas: ²⁸

- Excelente propiedades a la deformación y fatiga.
- Buena resistencia al desgaste.
- Buena resistencia los solventes.

Algunas Desventajas: ²⁸

- Baja resistencia a las bases y ácidos.
- Poca resistencia a la degradación UV.
- Alto porcentajes de módulos de contracción.

5.5 Propiedades del poliacetal

a) Propiedades Físicas

Los acetales presentan baja absorción de humedad, aún en condiciones extremas. Esta propiedad permite que los acetales sean utilizados con ventaja sobre otros plásticos de ingeniería en partes mecánicas, donde la exactitud y estabilidad dimensional son primordiales, así como en partes eléctricas donde la humedad es indeseable. El acetal es el plástico más cristalino de uso comercial, presenta la densidad más alta entre polímeros no modificados del orden de 1.4 a 1.44 g/cm³.²³

Propiedades Típicas del Acetal ^[9.28]			
ASTM or UL test	Propiedades	Unidades	Delrin [®] Homopolímero
Físicas			
D792	Peso específico(Densidad)	(g/cm ³)	1.41
D570	Absorción de Agua (24 h-23° C)	(%)	0.2
M e c á n i c a s			
D638	Fuerza de Tensión	(psi)	11,000



D638	Módulo de Tensión	(psi)	450,000
D638	Tensile Elongation at Break	(%)	30
D790	Fuerza de Flexión	(psi)	13,000
D790	Módulo de Flexión	(psi)	450,000
D695	Fuerza de Compresión	(psi)	16,000
D695	Módulo de Compresión	(psi)	450,000
D785	Dureza, Rockwell	Escala R	85
D256	IZOD Impact Notched	(ft-lb/in)	1.0
T é r m i c a s			
D696	Coeficiente de Expansión Térmica Linear	(x 10 ⁻⁵ in./in./°F)	4.70
D648	Calor de Deflexión	(°F / °C) a 264 psi	250 / 121
D3418	Temperatura de Fusión (°F / °C)		347 / 175
-	Temperatura Máxima de Operación (°F / °C)		180 / 82
C177	Conductividad Térmica	(BTU-in/ft ² -hr-°F) (x 10 ⁻⁴ cal/cm-sec-°C)	2.5 8.6
UL94	Flamabilidad		HB
E l é c t r i c a s			
D149	Fuerza Dieléctrica	(V/mil) corto tiempo, 1/8" grueso	450
D150	Constante Dieléctrica	a 1 MHz	3.7
D150	Factor de Disipación	a 1 MHz	0.005
D257	Resistencia (ohm-cm)	a 50% RH	10 ¹⁵

Nota – Las propiedades mecánicas pueden variar de acuerdo con el grado de viscosidad del material fundido.

b) Propiedades Mecánicas

El poliacetal tiene una fuerza de deformación elevada y una baja tendencia a la deformación. Esta combinación de propiedades en conjunto con una buena resistencia al desgaste y un coeficiente de baja fricción dinámica lo hacen factible para la demanda de aplicaciones industriales.²⁴

La resistencia, el Módulo de Young y la temperatura a la deflexión bajo una carga pueden incrementarse por un refuerzo de fibra de vidrio.²⁴

El poliacetal tiene un bajo coeficiente de fricción (0.1-0.3), pero este puede mejorarse mezclándose con bisulfito de molibdeno o PTFE.²⁴



El homopolímero de acetal es cristalino y proporciona excelentes propiedades mecánicas, excepto por la elongación. El poliacetal ha sido particularmente exitoso en reemplazar piezas estampadas de metal debido a su dureza, resistencia a la abrasión y capacidad a las tensiones prolongadas con un mínimo de deformación. Los poliacetales son auto lubricado; su lubricidad permite la incorporación del poliacetal en una variedad de usos de metal-polímero y polímero-polímero en aplicaciones de interfase como cojinetes, engranajes y émbolos del interruptor. Estas propiedades han permitido que el material tenga un amplio mercado.²⁷

c) Propiedades Térmicas

Muestran una excelente resistencia a la oxidación o degradación térmica. Su resistencia a altas temperaturas es excelente, ya que pocas veces presentan deformación por su propio peso hasta cerca del punto de fusión. Los acetales también presentan un magnifico comportamiento a bajas temperaturas, conservando una elevada resistencia al impacto, a temperaturas de -20°C , muestran sólo un ligero aumento en la rigidez, es decir, tienden a fragilizarse en una mínima proporción.²³

Los poliacetales son recomendados para utilizar en piezas que exijan emplearlos en ambientes húmedos o secos, a elevadas temperaturas, sin modificar sus dimensiones.²³

d) Propiedades Químicas

Las resinas acetálicas presentan una gran resistencia a detergentes, aceites minerales y gasolinas. A pesar de ello, presentan serios problemas cuando son expuestas a ácidos fuertes como ácido sulfúrico, ácido nítrico y ácido clorhídrico. Las piezas moldeadas no se ven afectadas por la mayoría de las sales orgánicas y solventes.²³

e) Otras Propiedades

El poliacetal tiene una alta capacidad de aislamiento eléctrico, una fuerza eléctrica alta y un buen comportamiento dieléctrico. La baja absorción de humedad lo hace altamente conveniente para usos eléctricos.²⁴

El poliacetal es opaco y las piezas moldeadas incoloras son translúcidas al blanco. Se pueden producir todos los colores discretos y puede alcanzarse un buen lustre superficial con una pulidora y corregir las condiciones de moldeo.²⁴



5.6 Modificaciones con aditivos

El acetal es uno de los polímeros que se suministra y utiliza sin ningún aditivo, ya que además de que pocas veces los necesita, es altamente reactivo con la mayoría de estos. En ocasiones se adicionan antioxidantes a los homopolímeros, así como algunos epoxidados o compuestos de nitrógeno, los cuales absorben materiales ácidos que atacan las cadenas poliméricas de acetal. Otro tipo de aditivos es el Negro de humo, que ayuda a proteger al polímero del ataque de la luz UV, sin embargo, este compuesto debe ser perfectamente dispersado ya que, de no ser así, puede conferir una pobre estabilidad térmica al material.²³

Para colores pastel se emplea como pantalla protectora el bióxido de titanio, siempre y cuando se requiera en la aplicación ya que, de no ser así, se emplea el acetal en su forma natural.²³

Aunque el material por si mismo presenta un coeficiente de fricción muy bajo, se puede reducir con mezclas de acetal con un 20 a 25% de teflón, llegando a alcanzar coeficientes de fricción de 0.02.²³

Este compuesto es una modificación del propio acetal y se utiliza en piezas espaciales que van a estar sometidas a condiciones extremas y auto-lubricables.²³

Otra modificación del acetal es reforzarlo con fibra de vidrio, sus propiedades mecánicas mejoran y su estabilidad dimensional se vuelve excelente, pero su coeficiente de fricción aumenta, en muy pocos casos se emplea este grado de material.²³

5.7 Procesos de transformación

Las resinas acetálicas, se transforman en un 98% por inyección y en un 2% por extrusión. Una vez moldeadas las piezas pueden recibir tratamientos secundarios de acabado como:²³

Maquinado	Estampado
Pintado	Metalizado
Impresión	Otros

Algunos de los materiales que actúan como contaminantes en el procesamiento de las resinas acetálicas son:²³

- Aditivos, materiales de carga o algún tipo de colorantes no recomendados para acetales.
- Sustancias con cloro como PVC y retardantes a la flama, que provocan la generación de ácido y la degradación de la resina.



- Cobre o alguna aleación de cobre en contacto constante con la resina.

Para evitar accidentes físicos graves por cualquiera de los dos procesos de transformación, existen ciertas recomendaciones para las personas que trabajan con resinas acetálicas como: ²²

- No mirar hacia dentro de la tolva ni acercarse mucho a la boquilla, porque puede haber erupciones violentas de resina fundida.
- Cuando el olor es demasiado fuerte, dejar en agua la resina recalentada para reducir el olor y purgar la máquina con polietileno y acrílico.
- Inspeccionar con cierta frecuencia los instrumentos de control de temperatura.

5.7.1 Moldeo por inyección

Las resinas acetálicas necesitan un estricto control en el perfil de temperaturas, ya que se degradan fácilmente desprendiendo vapores de ácido fórmico a través de erupciones violentas de resina fundida provenientes de la tolva o la boquilla. ²³

Por esta razón se recomienda tener una cubeta con agua fría cerca de la máquina inyectora para dejar caer en ella la resina degradada y neutralizar los vapores de ácido fórmico. El homopolímero de acetal puede degradarse completamente cuando es mal procesado debido a su estructura de enlaces débiles. ²³

Características de la maquinaria

a) Husillo

Se puede utilizar un husillo de uso general que presenta una relación L/D de aproximadamente 20:1 y relación de compresión de 3 a 4:1. En la (Fig. 5.2) se aprecia el husillo destinado a la inyección de las Resinas Acetálicas. ²³

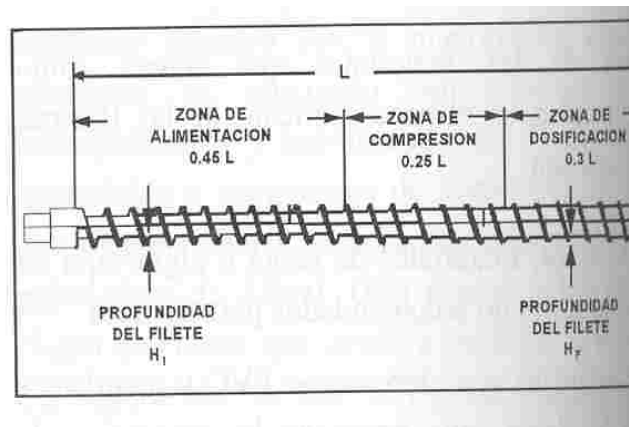


FIGURA 5.2



No se recomienda alturas de filete en la razón de dosificación superiores a 130 milésimas de pulgada por tornillos de 10 cm de diámetro, porque pueden presentar problemas de material no fundido.²³

Acetal Homopolímero	Diámetro de Husillo	Profundidad de Filete	
	Mm	H _I mm	H _F mm
	30	6.5	1.6-1.9
	45	7.5	1.8-2.2
	60	7.9	2.1-2.5
	90	8.9	2.7-3.0
	120	9.9	3.3-3.6

Tabla 5ª Dimensiones de husillo para acetal

Se recomienda montar al final del husillo una válvula antiretorno de 3 mm para máquinas pequeñas y de 9 mm para máquinas más grandes y de mayor capacidad.²³

b) Boquilla

Es recomendable el uso de una boquilla abierta con sistemas de descompresión. En caso de no contar con este tipo de boquilla, se puede sustituir por una boquilla de salto de carga o de disparo directo que funcione como una válvula de seguridad para evitar la degradación, sin embargo, esta boquilla causa caídas de presión.²³

Se debe tener cuidado especial en la temperatura de la boquilla ya que, si es demasiado baja, causa el enfriamiento y solidificación del material, provocando la formación de tapones en la parte exterior de la boquilla. Dichos tapones representan un alto riesgo y peligro en el tratamiento de los acetales, porque tienen un límite de estabilidad térmica que si se sobrepasa, comienza a descomponerse dentro del cañón hasta formar ácido fórmico y gases de formaldehído. Como se ha formado un tapón externo, los gases no tienen una salida de escape e inicia una compresión interior que puede terminar en una explosión.²³

Las explosiones dañan seriamente la máquina de inyección y en ocasiones llegan a lastimar al personal. Así mismo, es necesario cuidar el diseño y ensamble de la boquilla para que pueda proporcionar un flujo laminar, evitar la formación de tapones externos y la degradación del material.²³

c) Capacidad de inyección

Oscila entre el 50 y 70% de la capacidad del cañón. Este es un parámetro que debe tener un control exacto. Si se manejan tiros muy bajos, y los valores de la



temperatura no son los adecuados, se vuelve a presentar el efecto de degradación; es conveniente hacer un balance de tiro / temperatura para que la inyección se realice en condiciones favorables.²³

5.7.2 Condiciones de operación

a) Perfil de temperaturas

Para la óptima transformación de las resinas acetálicas. Se recomienda el perfil de temperatura que se muestra en la Tabla 5B.²³

Zona	Temperatura
Entrada a Tolva	60-90 °C
Alimentación	165-210 °C
Compresión	165-210 °C
Dosificación	180-215 °C
Boquilla	170-215 °C
Molde	40-120 °C

Tabla 5B Perfil de temperaturas para acetal

La mayoría de las veces, las condiciones de operación no se aplican a la producción de piezas muy gruesas, ya que el tiempo de residencia es más largo y puede presentarse degradación.²³

b) Presiones

Esta variable es la causa de que la pieza final tenga mayores o menores contracciones. Al aumentar la presión de inyección, existe un mayor empaquetamiento de la pieza y una menor contracción. La presión de inyección depende de la temperatura del molde. A mayor temperatura, mayor contracción seguida de una mayor presión. Al mismo tiempo, depende de la capacidad de cierre de la máquina, ya que la presión de inyección nunca debe superar a la de cierre.²³

La presión de inyección se usa de 1200 a 1500 bar dependiendo de la viscosidad del derretido y el flujo del grueso de la pared. La temperatura de proceso es de 180 a 220°C y hasta de 230°C para una flujo profundo y paredes finas. La mejor temperatura de proceso es de 250°C. Los daños térmicos pueden ocurrir arriba de 230°C a menos que el tiempo de residencia en el cilindro se mantenga corto.²⁴

A una temperatura del molde de 120°C los moldeados tienen mayor rigidez y el rango en general es de 40 a 120°C. El material es parcialmente cristalino es termoplástico



y las propiedades mecánicas son determinadas por el grado de cristalización el cual se incrementa con la temperatura de moldeo. La temperatura del molde es importante en la producción de superficies con alta calidad y con poca distorsión, para cuidar las necesidades para las que se ocupará. Los moldes a 90°C producen piezas con poca post-contracción comparada con los moldes a temperaturas bajas.

La contracción del moldeo es alrededor del 2% pero depende de las condiciones de proceso. La fibra de vidrio refuerza el material para tener una contracción más baja pero puede ocurrir la distorsión si la contracción no es uniforme. Las partes del moldeado con gran exactitud o las piezas usadas a temperaturas altas se pueden templar por 24 horas a 110 - 140°C para tener en cuenta la post-contracción.²⁴

c) **Tiempo de sostenimiento**

Como la presión de inyección y la velocidad deben ser las adecuadas para un llenado rápido, el resultado es una pieza con buen acabado superficial, así también es importante determinar el tiempo que el husillo estará adelantado. El tiempo se estima de acuerdo al espesor de la pieza y a la contracción que se desea tener al término del moldeo.²²

d) **Tiempo de Residencia**

En ocasiones, no sólo una temperatura elevada ocasiona la degradación, sino también temperaturas moderadas donde el material está expuesto por largos períodos de tiempo.²³

El tiempo de permanencia se obtiene en el momento en que se inicia el retroceso del husillo hasta que nuevamente retrocede. La degradación no es causada únicamente por exceso de temperaturas, sino porque el diseño de la boquilla o la punta del husillo no es aerodinámico, presentando puntos de retención de material.²³

Cuando se trabajan las temperaturas de operación, la resina no debe permanecer más de 20 minutos dentro del cañón, porque se causarían los efectos de degradación antes mencionados.²³

e) **Velocidad**

Velocidad de inyección

Se recomiendan velocidades de inyección elevadas, donde las piezas mejoran su acabado superficial. Con una adecuada velocidad de inyección, en ocasiones se reducen defectos de ráfagas, manchas en el punto de inyección, alabeos y pelado de la pieza.²³



Velocidad de husillo

Se recomienda de 0.2 a 0.5 m/s, porque el giro del husillo representa cizallamiento que se traduce en fricción y, por consiguiente, elevación de temperatura del material.²³

f) Cambio de material y limpieza del cilindro de plastificación

Al término de la producción, la tolva debe descargarse y continuar el ciclo de moldeo hasta que el material se agote. Cuando el husillo y el cilindro estén vacíos, deben “purgarse” perfectamente haciendo pasar polietileno de alta densidad. La limpieza de las boquillas y otros componentes desmontables del cilindro puede efectuarse en un horno a 400° C. Algunos residuos pueden quitarse con cepillo de alambre.²³

5.7.3 Extrusión

La extrusión principalmente se utiliza para producir artículos semi-terminados (barras redondas y planas, barras huecas y losas) y se puede llevar al cabo fácilmente en un extrusor sencillo o de doble husillo. La temperatura de extrusión esta alrededor de 180 a 220°C.²⁴

La compresión corta o larga del husillo puede tener un L/D de 15 a 25.²⁴

Para obtener un alto rendimiento en la producción de piezas extruidas, es conveniente tomar en cuenta el diseño del husillo, que debe de poseer cuatro o cinco vueltas en la zona de dosificación; además, el canal en la sección de dosificación debe ser de profundidad media. Se recomienda una relación de compresión de 3 a 4:1.²³

La Tabla 5.3 Muestra las dimensiones de husillos para la extrusión de acetal.

Diámetro del Husillo (Mm)	Profundidad de Filete	
	Zona alimentación	Zona dosificación
35	6.6	1.6
60	11.2	2.8
90	12.7	3.2
120	14.2	3.6

Tabla 5.3 Husillos para extrusión de acetal



El dado debe presentar una superficie interior pulida, para evitar que la resina se atore en las áreas rugosas. El cañón debe poseer al menos cuatro zonas de control de temperatura.²³

5.8 Mezcla Sulfato de Bario y Poliacetal

Una película blanca opaca, con baja transparencia hecha de un termoplástico cristalino con un grosor de 10 a 500 μm . La película contiene sulfato de bario, y tiene una buena orientación, baja transparencia y también buenas propiedades ópticas y mecánicas.³²

Las partículas de poliacetal se distinguen por la presencia de BaSO_4 , el cual se agrega como un agente radiopaco al poliacetal. Este es fácilmente perceptible por un análisis SEM y se verifica por la dispersión de energía en los análisis de rayos X.³³

Las buenas propiedades ópticas incluyen uniformidad, coloración libre sobre toda la longitud y ancho de la película, lustre superficial luminoso y también bajo índice de amarillez.³³

El módulo de elasticidad del poliacetal es muy cercano al de los huesos, es decir, aproximadamente de 5 a 13 GPa esto le da la condición de "isoelasticidad".³³

El BaSO_4 es comúnmente adicionado al cemento ortopédico y fue introducido por Charnley. Se cree que este agente no altera las propiedades mecánicas del cemento y es biológicamente inactivo. Estudios recientes muestran, sin embargo, que no es completamente cierto.³³

La aplicación del sulfato de bario al polímero puede llevarse al cabo en una mezcla procesada por extrusión, una vez ajustado el calor, se unen, la capa superior de fibras de la tela subyacente es encapsulada por el material radiopaco para limitar a la superficie de la tela y que el aditivo este seguro y no pueda separarse durante un uso normal o duro.³²

La película abarca por lo menos sulfato de bario como pigmento, y la cantidad de este pigmento se prefiere a partir de 0.2 a 40% en peso, basados en el peso del termoplástico cristalino. El sulfato de bario se prefiere alimentar al termoplástico durante la producción de la película.³⁵



5.9 Biocompatibilidad

5.9.1 Materiales biomédicos

Los biomateriales y los dispositivos biomédicos son utilizados en el cuerpo humano, la vida y el bienestar humano dependen a menudo de estos dispositivos y existen controles rigurosos en la aplicación de estos dispositivos y de los materiales que pueden ser utilizados. Cuando un dispositivo protésico es colocado en el cuerpo, se deben considerar dos aspectos:³⁸

a) Desarrollo funcional o biofuncionalidad:

Esto se refiere al efecto del ambiente fisiológico que rodea el material o dispositivo. El material debe satisfacer los requerimientos deseados en el servicio. En el caso de la prótesis valvular su función es el control de sangre y flujo de fluido.³⁸

b) Biocompatibilidad

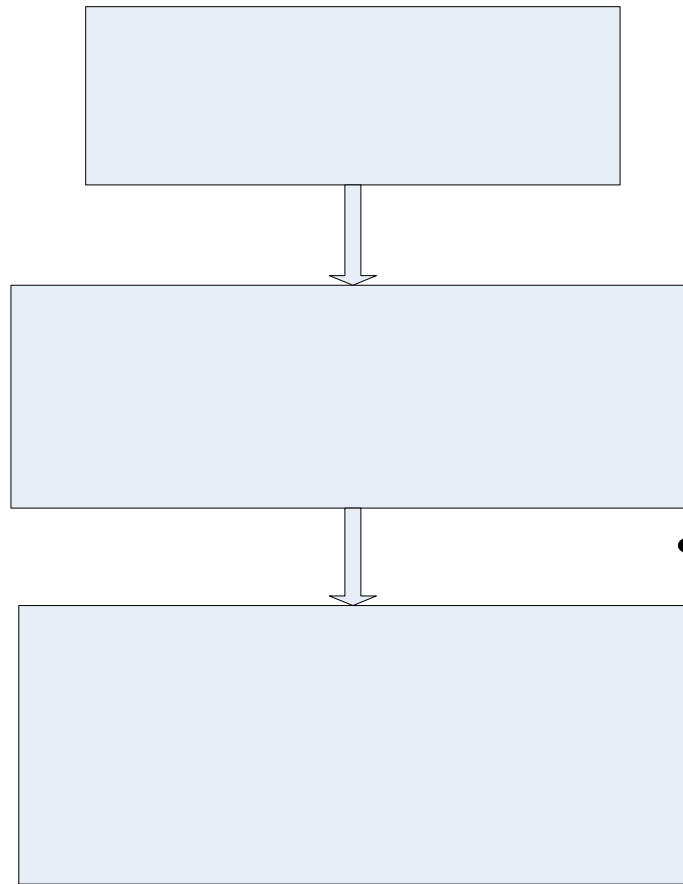
Esto se refiere al efecto del dispositivo protésico (y de cualquier producto de la degradación) en el cuerpo. El material no se debe degradar en sus propiedades dentro del cuerpo y no debe causar ninguna reacción adversa en el cuerpo.³⁸

A la compatibilidad de los materiales para que puedan tener aplicaciones en un implante se le llama biocompatibilidad.

Los investigadores comúnmente hablan de biocompatibilidad en términos de si el material del implante o sus productos de degradación inician respuestas adversas de reacción con el tejido, o inversamente si el deterioro químico, físico, o propiedades mecánicas del material del implante son causados por el medio en el que se encuentran. El término "hemocompatibilidad" se refiere más específicamente a la biocompatibilidad relacionada con la implantación de dispositivos protésicos (tales como prótesis de válvulas para el corazón y vasculares) en el sistema cardiovascular, como cualquier toxicidad del material implantado afectando los glóbulos rojos o los tejidos que se encuentren en contacto con el material implantado.³⁹

La biocompatibilidad de los materiales utilizados en los dispositivos médicos, solos o de varios componentes para uso humano depende en gran medida de la naturaleza de las aplicaciones finales.³⁹

Es sustantivo considerar los siguientes aspectos:



- Tipo de Material
- Tensión estática
- Vida Proyectada
- Interacción con

Mecanismos de la degradación

- Corrosión
- Disolución
- Modificación de
- Hinchazón
- Lixiviación
- Desgaste

El aspecto más importante de los dispositivos es la "hemocompatibilidad", la capacidad de mantener el contacto con sangre que fluye sin reacciones adversas. Requiere:³⁶

1. Ninguna lixiviación de productos tóxicos
2. Ninguna generación química de las partículas del desgaste
3. Químicamente inerte
4. Ninguna respuesta inflamatoria crónica

La hemólisis y la trombosis son los ejemplos más obvios de la incompatibilidad de los materiales de la sangre, aunque los efectos nocivos sobre las proteínas del plasma, las enzimas y los elementos formados de la sangre pueden también ocurrir. La trombogénesis puede estudiarse a través de procedimientos específicos in vitro o in vivo para el tipo de producto que se está estudiando. Estas pruebas normalmente son dinámicas, simulando los procesos en uso.⁴⁰

Propiedades del material adversario:³⁹

- Fuerza
- Dureza de la f
- Módulo de ela
- Asperidad sup



5.9.2 Biocompatibilidad del poliacetal (Delrin®)

Los polímeros se utilizan extensamente como materiales de implantes porque sus características físicas son muy similares a la de los tejidos naturales.⁴¹

La resina de acetal Delrin® es un polímero termoplástico manufacturado por la polimerización del formaldehído. Sus características físicas incluyen una fuerza mecánica alta, resistencia a la deformación, resistencia a la fatiga y su fabricación es fácil. El polímero Delrin se ha propuesto para el uso de prótesis.⁴¹

Para establecer la biocompatibilidad del material polimérico Delrin se han elaborado una serie de estudios y experimentos para determinar los posibles daños de este material al organismo, ejemplo de esto fue que el fabricante del material condujo pruebas de alimentación durante 3 meses en ratas a un nivel dietético del 25% de la resina de Delrin®. No se obtuvieron diferencias significantes entre el control y las pruebas de peso corporal, consumo de alimento, eficiencia del alimento o historial clínico en las ratas. Los estudios hematológicos y patológicos no mostraron cambios atribuibles al consumo de Delrin®. La prueba en piel humana y el uso extenso de Delrin® en contacto con la piel indica que no provoca dermatitis.⁴¹

Se realizó un estudio aplicando implantes de cilindros sólidos de Delrin® en los músculos y huesos de animales indicando que este material es tolerable. Además de efectos físicos locales, la respuesta del tejido fino a un biomaterial se puede relacionar con la liberación de la sustancia del material al ambiente adyacente. Para los implantes poliméricos el agente ofensivo puede ser:⁴¹

- a) Bajo peso molecular en los Polímeros
- b) Uno de los aditivos incorporado al polímero
- c) Los contaminantes que pueden ser parte del producto durante su manufactura
- d) Impurezas en los aditivos
- e) La degradación del producto del polímero o los aditivos.

En la evaluación de respuesta del tejido fino a el implante de sólidos, muchas investigaciones han utilizado exitosamente la medida del grueso de la membrana fibrosa del tejido fino. Debido a que muchas de las variables físicas influyen en el grueso de la membrana, los implantes de polímero sólido con componentes tóxicos se espera que produzcan una membrana fibrosa más gruesa. Sin embargo, no se encontraron diferencias significantes en el grueso de la membrana entre la de control y las pruebas de implante.⁴¹

La inflamación es una respuesta fisiológica no específica para el daño del tejido fino como un trauma, infección, materiales externos, muerte local de células o como parte a una respuesta inmune. Algunos estudios han mostrado una correlación entre la



inflamación del tejido y el grueso de la membrana fibrosa. Este estudio no revela la misma correlación, pero la inflamación circundante del tejido fino fue inversamente proporcional a la longitud del tiempo de implantación como se puede esperar en la curación de la herida. La única diferencia significativa en la respuesta celular entre la prueba y el control de los implantes es la presencia de macrófagos en largo plazo de los implantes musculares de Delrin®. ⁴¹ En conclusión, Delrin® en forma sólida es biocompatible. ⁴¹

5.9.3 Biocompatibilidad del Sulfato de Bario

Los materiales poliméricos han sido exitosamente insertados dentro del cuerpo humano como sustitutos de tejidos tanto blandos como duros. Debido a que los polímeros son difíciles de detectar por rayos X, el sulfato de Bario ha sido adicionado para hacerlos radiopacos ⁴⁰ y mejorar la proyección de imagen de los materiales poliméricos. Los polímeros pueden ser mezclados con sulfato de Bario antes de moldearse o extrudirse para aumentar la densidad radiopaca. ⁴²

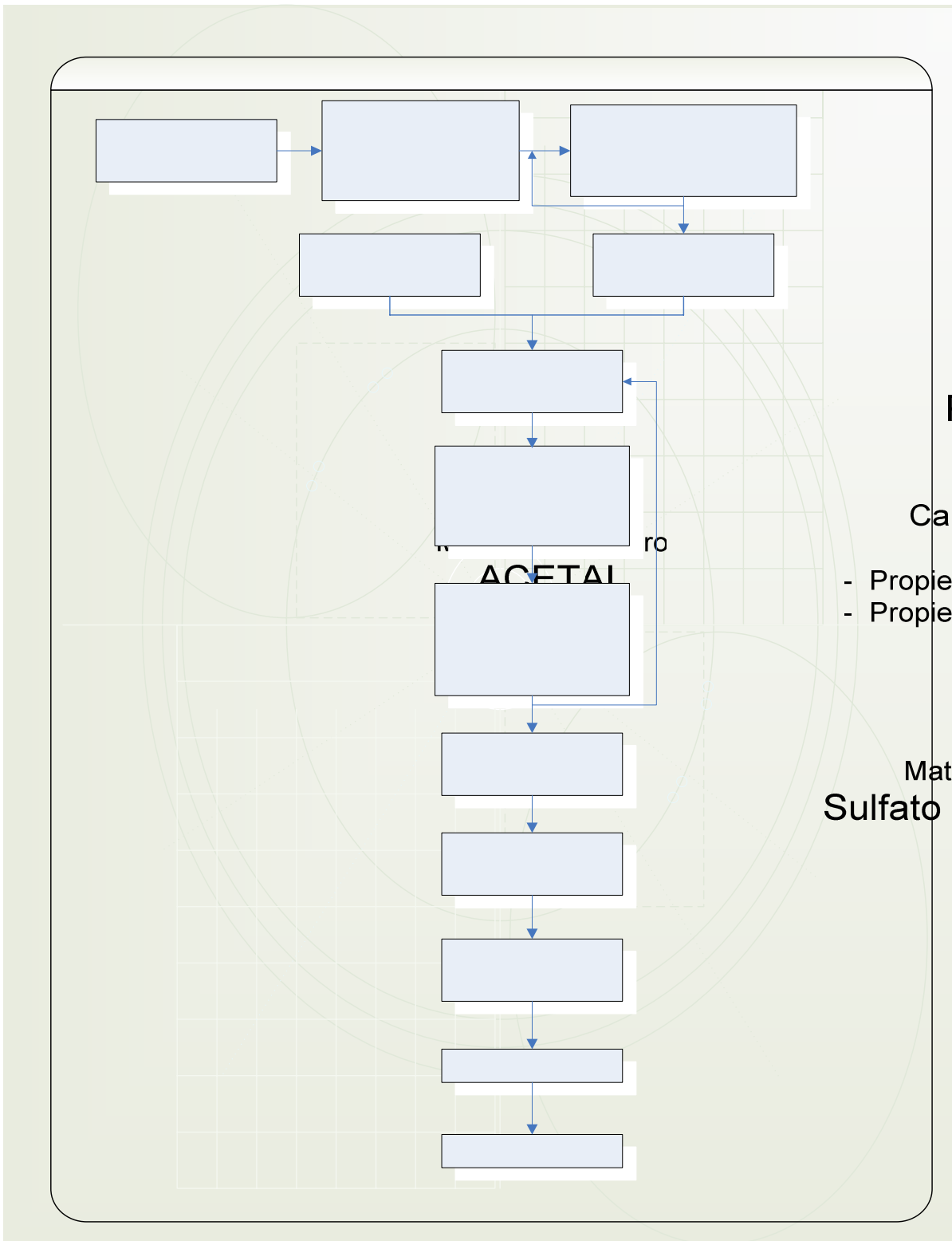
Sin embargo, la presencia de estas partículas radiopacas influyen tanto en el comportamiento biológico como mecánico. ⁴⁰ Se ha reportado que el agregar un 10% de sulfato de Bario se reduce la resistencia a tensión y se reduce el módulo de elasticidad en un 10%. ³⁹ Además, se sabe que los grupos del sulfato de Bario actúan como sitios de iniciación a la ruptura, esto implica que la presencia de estas partículas favorecen el aflojamiento aséptico de la prótesis. Desde el punto de vista biológico se encontró que las partículas de BaSO₄ pueden realzar la diferenciación de macrófagos dentro del hueso. ⁴⁰ Existe también evidencia que estos agentes evocan una respuesta patológica significativa alrededor del tejido. ⁴³

Otro estudio indica que el sulfato de Bario reduce la resistencia transversal por 25-34% en condiciones secas y por 12-21% después de la inmersión en agua por 6 semanas. Los especímenes con sulfato de Bario, sin embargo, demuestran una fuerza de compresión más alta comparada con los especímenes libres de cargas. ⁴³

A pesar de lo anterior el sulfato de Bario es ampliamente usado como material que provee radiopacidad en dispositivos utilizados en la medicina. Sin embargo, cada vez es más usual visualizar el dispositivo con técnicas como ultrasonido, resonancia magnética, y endoscopia y así evitar la exposición de radiación adicional al paciente. ⁴³



6. DESARROLLO EXPERIMENTAL



PARTE EX

Caracterización

- Propiedades Térmicas
- Propiedades Mecánicas

Material:
Sulfato de Bario

Co
d

- Con
de
- Pr
 - Te
 - Ti
 - Ve



6.1 Materias Primas

- Polioximetileno (POM) en formas de gránulos (pellets), de la compañía Dupont. Nombre comercial: Delrin II 150SA NC010. Se determinó la temperatura de fusión por DSC, con una velocidad de calentamiento de 10 °C/min bajo atmósfera de nitrógeno, la cuál fue de 170 °C.
- Sulfato de Bario (BaSO_4) en nanopartículas (η) fabricado por la compañía Sachtleben Chemie GmbH · Germany. Distribuido en México por WP Watson Phillips y Cía. Suc., S.A. de C.V. con las siguientes propiedades:

Tabla 6.1 **Propiedades del Sulfato de Bario HU-N**

Color	Blanco
Conductividad Eléctrica ($\mu\text{S}/\text{cm}$)	40
Tamaño de partícula (ηm)	< 100
Superficie Específica (BET d. Mult. punt.) m^2/g	30.7

- Sulfato de Bario (BaSO_4) en micropartículas (μ) de la compañía WP Watson Phillips y Cía. Suc., S.A. de C.V.

Tabla 6.2 **Propiedades del Sulfato de Bario (Blanco Fijo)**

Color	Blanco
Tamaño de partícula (μm)	0.6-1.4

6.2 Equipos

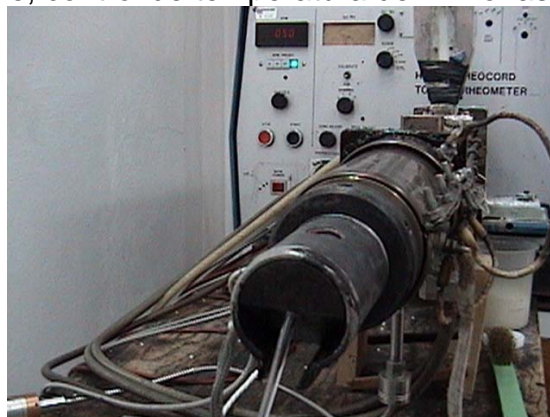
- Equipo para extrusión TW-100 Haake Rheocord 90 con doble husillo cónico contrarrotatorio con las siguientes dimensiones:
 - longitud de husillo = 331mm
 - diámetro inicial = 31.1 mm
 - diámetro final = 19.7 mm
 - barril con diámetro inicial = 31.7 mm
 - diámetro final = 20 mm
 - diámetro exterior = 34.9 mm



- Equipo para extrusión con monohusillo,
 - diámetro del tornillo = 19 mm
 - potencia del motor = 1.5 hp. c.d.
 - control de velocidad variable
 - control de temperatura de 4 zonas
 - L/D 24:1 mm, diseñado y fabricado por la compañía Beutelspacher S.A. de C.V.



- Equipo para extrusión Haake Rheocord Torque Rheometer con monohusillo con diámetro del tornillo de 30 mm, potencia del motor 1.5 hp. c.d., control de velocidad variable, control de temperatura de 4 zonas, L/D 24:1 mm.





- Máquina de moldeo por inyección de la marca MANNESMAN DEMAG, modelo ERGOtech 50 – 200 compac con diámetro de husillo de 25 mm y una relación L/D=20.



- Deshumidificador marca Pagani Leesona Latinoamericana, Mod. DHF-25.
- Máquina peletizadora modelo Pell-2, 220 volts, 1 PH de la compañía Berlyn



- Molino de cuchillas de baja velocidad; marca Colortronic, modelo M82L.
- Máquina de pruebas universales, INSTRON, modelo 1125.





- Equipo de maquinado de control numérico vertical, modelo VMC15 Vertical machining center Fadal. Software Mastercam.



6.3 Parte Experimental

a) Secado

Se determinaron las condiciones de procesamiento del POM (pellets) sin secar; inicialmente estas condiciones se establecieron de acuerdo a la temperatura de fusión del POM (170 °C) pero según el comportamiento de éste al ser procesado se observó que para llevar a cabo un adecuado procesamiento (Figura 6.1), es necesario mantener el extrusor (mono husillo) bajo el siguiente perfil y a 50 RPM.

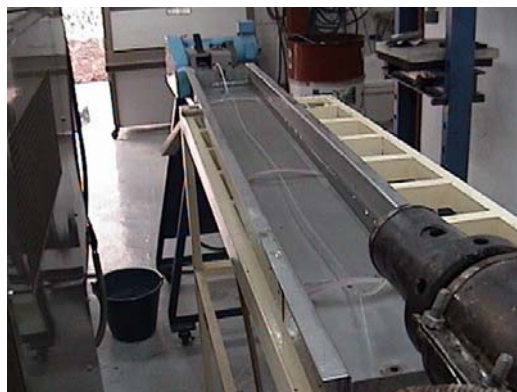
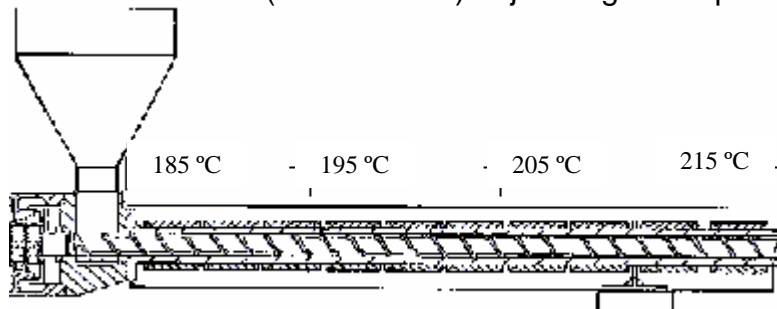


FIGURA 6.1 Extrusión de POM



Se procesaron mezclas de diferentes concentraciones de Sulfato de Bario sin secar en POM para que a través de pruebas mecánicas y de radiopacidad seleccionar la mezcla adecuada. Se observó que a medida que aumenta la concentración de nano Sulfato de Bario en la mezcla el producto final adquiere un aspecto poroso por lo que el POM se secó durante 4 horas a 100°C en el deshumidificador bajando el % de humedad de (0.35 - 0.04), esto es importante debido a que la humedad es un factor sustantivo para el procesamiento e influye en las propiedades del producto final.

El (η) sulfato de Bario de igual forma se sometió a un proceso de secado, esto se realizó en un recipiente de acero inoxidable que fue calentado con un mechero a fuego directo a 600°C de temperatura, disminuyendo la humedad de 0.6 – 0.02 %.

Se procesaron mezclas de POM y Sulfato de Bario (μ) en el extrusor doble husillo. Para poder llevarlo a cabo este experimento es necesario mantener el extrusor bajo el siguiente perfil de temperaturas:



A 80 RPM y con un gasto de alimentación del dosificador de 48 g/min.

b) Inyección

Las muestras obtenidas por extrusión se granularon (Figura 6.2), posteriormente se inyectaron para obtener probetas para pruebas (Figura 6.3) y así realizarles las pruebas mecánicas correspondientes.



FIGURA 6.2 granulado.

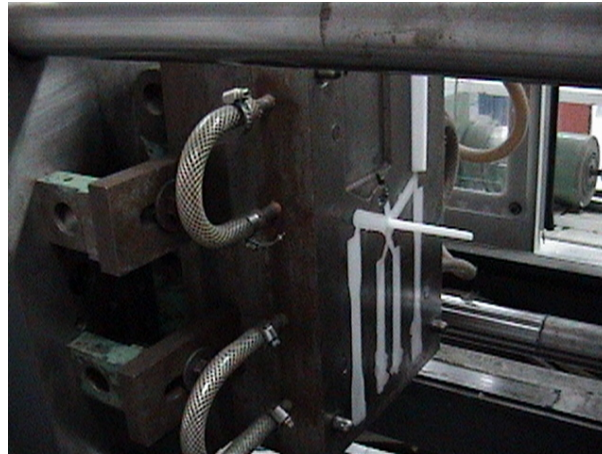


FIGURA 6.3 Inyección

Las condiciones de operación (Tabla 6.3) de la inyectora se determinaron inicialmente considerando las temperaturas de extrusión. Sin embargo, pruebas con POM virgen para el completo llenado de las cavidades del molde indican que la inyectora deberá tener siguiente perfil de temperaturas en ° C. Figura 6.4

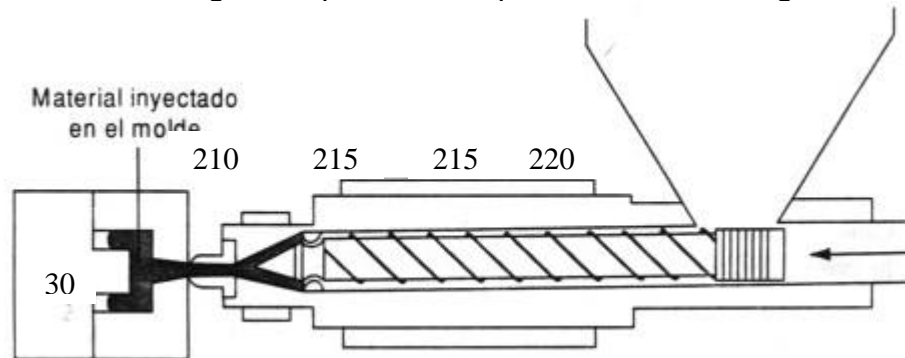


FIGURA 6.4 Perfil de temperaturas para la máquina inyectora

Tabla 6.3 Condiciones de operación para la máquina inyectora.

Tiempo de ciclo (s)	99.9
Tiempo de bloque (s)	99.0
Presión de Inyección (psi)	14493
Velocidad de Inyección (ccm/s)	130
Tiempo presión posterior (s)	10.0
Presión posterior (psi)	4002
Tiempo de enfriamiento (s)	30.0
Revolución (V/min)	60.0
Retroceso SC (ccm)	87.0
Parada de Dosificación (ccm)	77.0
Volumen posterior (ccm)	7.0

c) Propiedades Mecánicas

A las probetas obtenidas por inyección se les evaluaron las propiedades mecánicas (Figura 6.5) según la norma ASTM-D638-91 con medidas del espécimen de longitud



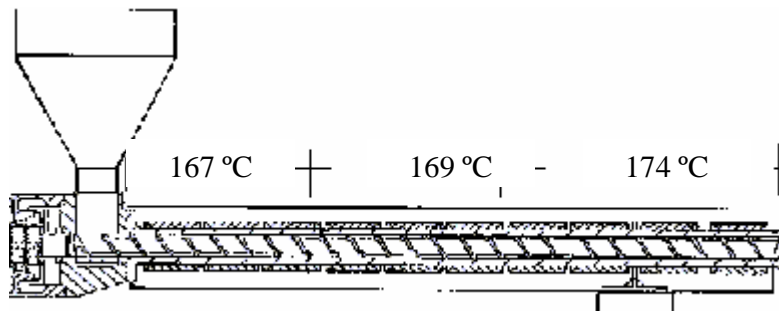
inicial 60 mm, espesor de 2.80 mm, ancho de 12.7 mm y a velocidad de deformación de 50 mm/min.



FIGURA 6.5 Determinación de propiedades mecánicas

d) Producción de Tubos

En un trabajo previo, se realizó un proceso de extrusión en monohusillo para obtener tubos de diferentes diámetros con POM. Las condiciones de dicho procesamiento (extrusión) se establecieron de acuerdo a la temperatura de fusión del POM y del comportamiento de éste al procesarse por extrusión; obteniendo el siguiente perfil:



Además se estableció que el agua de la tina de enfriamiento, durante la producción del tubo, debe permanecer en un intervalo de temperatura de 30 – 40 °C para garantizar una apariencia lisa del producto final.

e) Producción de colocadores

De acuerdo al diseño del Instituto Nacional de Cardiología se fabricaron piezas como se muestra en la (Fig. 6.6) en un equipo de maquinado de control numérico vertical. Dichas piezas se fabricaron en acrílico con diferentes tamaños y se utiliza para colocar en su lugar las correspondientes válvulas cardiacas durante la cirugía.

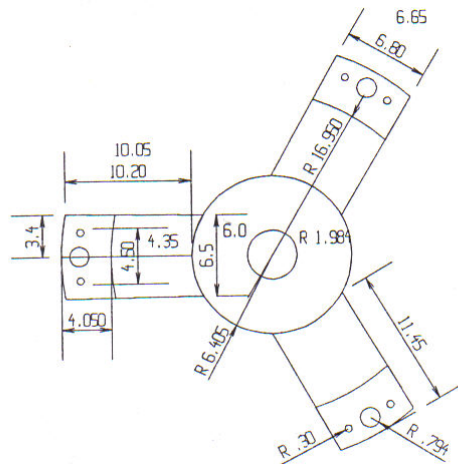


FIGURA 6.6 Colocadores

f) Diseño y fabricación del molde de inyección

Se diseñó, fabricó y se puso en marcha un molde de inyección para producir a través de moldeo por inyección cilindros huecos de una mezcla de POM y Sulfato de Bario de diferentes diámetros para la manufactura de válvulas cardiacas.

g) Método de corte de los tubos

Se propuso un método de corte de los tubos de acuerdo a las dimensiones especificadas por el Instituto Nacional de Cardiología.

6.3.1 Procedimiento

1. Se determinaron las condiciones de las variables de procesamiento del POM, para el extrusor de mono y doble husillo
2. Se realizó la extrusión con mezclas de POM (Delrin) y Sulfato de Bario en tamaño nano y micro para establecer un parámetro de comparación entre ambos tamaños de partículas, así como encontrar la formulación máxima permisible que confiere mejores propiedades.

POM (Delrin) gr	BaSO ₄ phr*	BaSO ₄ μ gr	BaSO ₄ η gr
600	1	6	6
600	2	12	12
600	3	18	18
600	4	24	24
600	6	36	36
540	10%	60	60

TABLA 6.3 Mezclas de POM y Sulfato de Bario*phr.- partes por cien de resina



3. Los componentes que se muestran en la Tabla 6.3 se mezclaron como sigue:

Por ejemplo, para la mezcla: POM + 1 phr de BaSO₄; tomando como base 600g de POM.

$$\text{Cantidad de BaSO}_4 = 600 \text{ g} * 0.01 = 6 \text{ g}$$

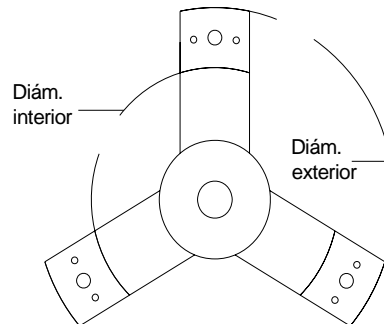
$$\text{Total} = 600\text{g de POM} + 6 \text{ g de BaSO}_4 = 606 \text{ g}$$

4. Una vez extrudida la mezcla, se granuló y se inyectó para obtener probetas a las que se les evaluaron las propiedades mecánicas.

5. Para la colocación de las prótesis cardíacas se utilizan dispositivos llamados “colocadores” que deben tener medidas específicas. Ver tabla 6.4

Diámetro de la válvula cardíaca (mm)	Piezas colocadoras de la válvula cardíaca	
	Diámetro Interno (mm)	Diámetro Externo (mm)
18	17.8	25.89
20	19.8	27.89
22	21.8	29.89
24	23.8	31.89
26	25.8	33.89
28	27.8	35.89
30	29.8	37.89
32	31.8	39.89
34	33.8	41.89

TABLA 6.4 Dimensiones de los colocadores



La fabricación de dichas piezas se realizaron en el equipo de maquinado de control numérico vertical. Estos dispositivos se hicieron sobre una lámina de acrílico.

Esta pieza tiene tres extensiones que salen de un círculo, y serán de acuerdo al tamaño de válvula que se requiera.

El procedimiento para la manufactura de dicho dispositivo consta de hacer un corte de toda la pieza adquiriendo el contorno que se muestra en la figura anterior, posteriormente se hacen las perforaciones que se encuentran en cada extensión del dispositivo así como la perforación central para obtener la estructura que se muestra en la (Fig. 6.7).

Para la fabricación de dichas piezas se requiere generar la secuencia de pasos que la máquina CNC debe seguir, estos fueron programados por el I.M Fernando Molina y el técnico Miguel Díaz Cirino, personal que labora en el Instituto de Investigaciones en Materiales - UNAM.

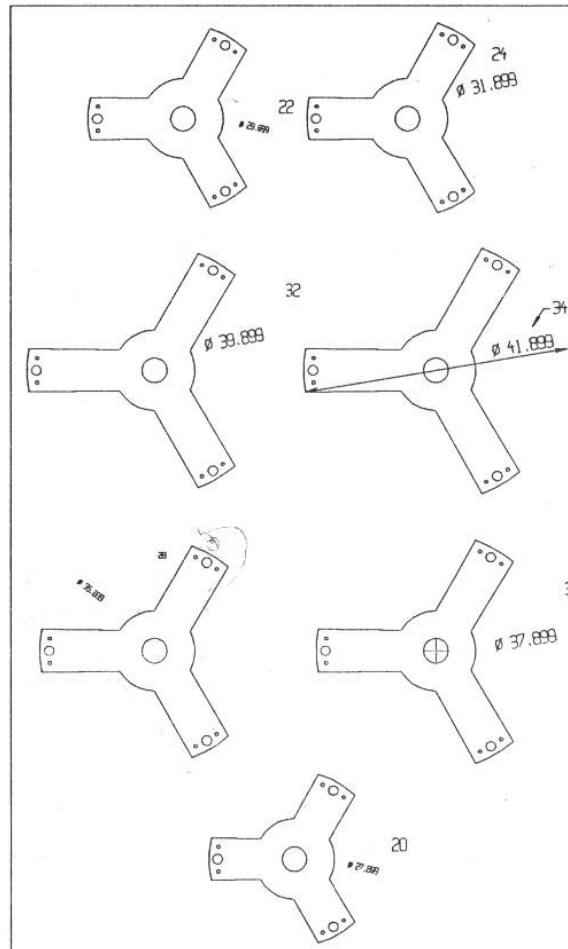


FIGURA 6.7

6. Se propuso hacer la inyección de POM + sulfato de Bario ya que por extrusión se presentaron micro burbujas en el producto final.
7. Una vez obtenidos los anillos que se fabricaron en el paso anterior, éstos adquirirán la forma requerida para la válvula cardiaca a través de un corte manual llevado a cabo con una resistencia fabricado con alambre micromel del número 12 tal como se muestra en la Figura 6.8

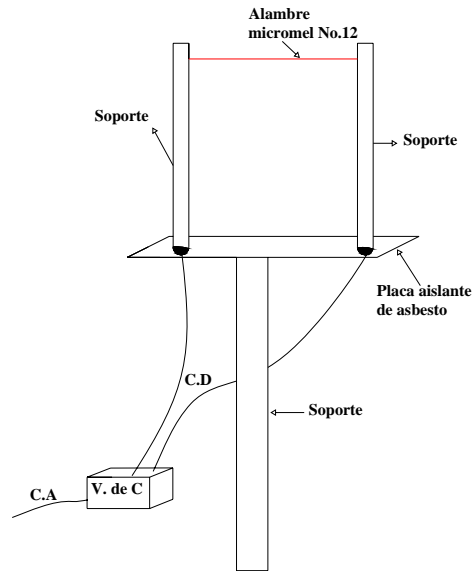


FIGURA 6.8. Cortador para los anillos plásticos de POM



7. Resultados y Discusión

7.1 Mezclas de POM (Delrin) con micro (μ) sulfato de Bario

Con el propósito de contar con una referencia comparativa se extruyó e inyectó únicamente POM. De las probetas obtenidas por inyección se determinaron las propiedades mecánicas de tensión. Posteriormente, se formularon mezclas de POM con diferentes contenidos de sulfato de Bario (μ) para determinar el efecto que éste tiene en las propiedades del compuesto. Estas muestras tienen la misma historia termo-mecánica de extrusión e inyección.

Muestras micrométricas	Tensión en carga máxima	Deformación en carga máx	Tensión en fractura	Deformación fractura	Módulo de Young	Tenacidad	Energía fractura
	MPa	%	MPa	%	MPa	MPa	J
Acetal extrudido e inyectado	55	20	45	40	1098	21	60
Acetal + 2 phr BaSO ₄	61	22	56	39	1101	21	51
Acetal + 3 phr BaSO ₄	63	22	55	39	1135	22	53
Acetal + 11 phr BaSO ₄	61	20	54	36	1174	19	47

TABLA 7.1 Comportamiento mecánico de las muestras de micro Sulfato de Bario.

La mezcla de acetal y micro sulfato de Bario se procesa fácilmente y las superficies tanto del material extrudido como inyectado no presentan deformaciones. Los resultados de la Tabla 7.1 muestran que la concentración de las micro partículas no afectan de manera importante las propiedades de tensión del material compuesto. La energía total necesaria para fracturar el material disminuye con respecto a la concentración de sulfato de Bario. Este efecto es esperado ya que no hay compatibilidad entre los componentes de la formulación y las partículas sólo sirven como una material de carga.

Se realizaron pruebas de resistencia al impacto a las muestras anteriores, obteniendo como resultado una mayor resistencia del polímero virgen inyectado con respecto a las mezclas con sulfato de Bario; el primero tiene una resistencia de 452.2J/m y disminuye al aumentar la concentración de sulfato de Bario en la mezcla: 345.49J/m, 340.44J/m, 329.58J/m para 2, 3 y 11 phr respectivamente. El material compuesto pierde ductilidad y las partículas actúan como puentes para propagar la fractura más fácilmente.



7.2 Mezclas de POM (Delrin) con (η) Sulfato de Bario.

Se procesaron mezclas con η sulfato de Bario para conocer el efecto en las propiedades del POM, así como analizar las diferencias que pueda presentar el sulfato de Bario (μ) con el sulfato de Bario (η).

A medida que se aumentó la concentración de η sulfato de Bario, en la mezcla durante el proceso de extrusión, se presentaron ciertos inconvenientes debido a que el producto presentó espumado

Se cree que el efecto de espumado puede ser provocado por la humedad que el nano sulfato de Bario contiene o por la descomposición de alguno de los reactivos precursores residuales que todavía están presentes en el $BaSO_4$ o por ambas causas. Para esclarecer parte de lo anterior, por TGA se determinó que el nano sulfato de Bario a la temperatura de 170 °C contiene todavía 0.6 % de humedad mientras que el micro sulfato de Bario a la misma temperatura tiene 0.11% de humedad (Figs. 7.1 y 7.2). Debido a esto, el micro sulfato de Bario elimina menor cantidad de moléculas de agua durante el procesamiento.

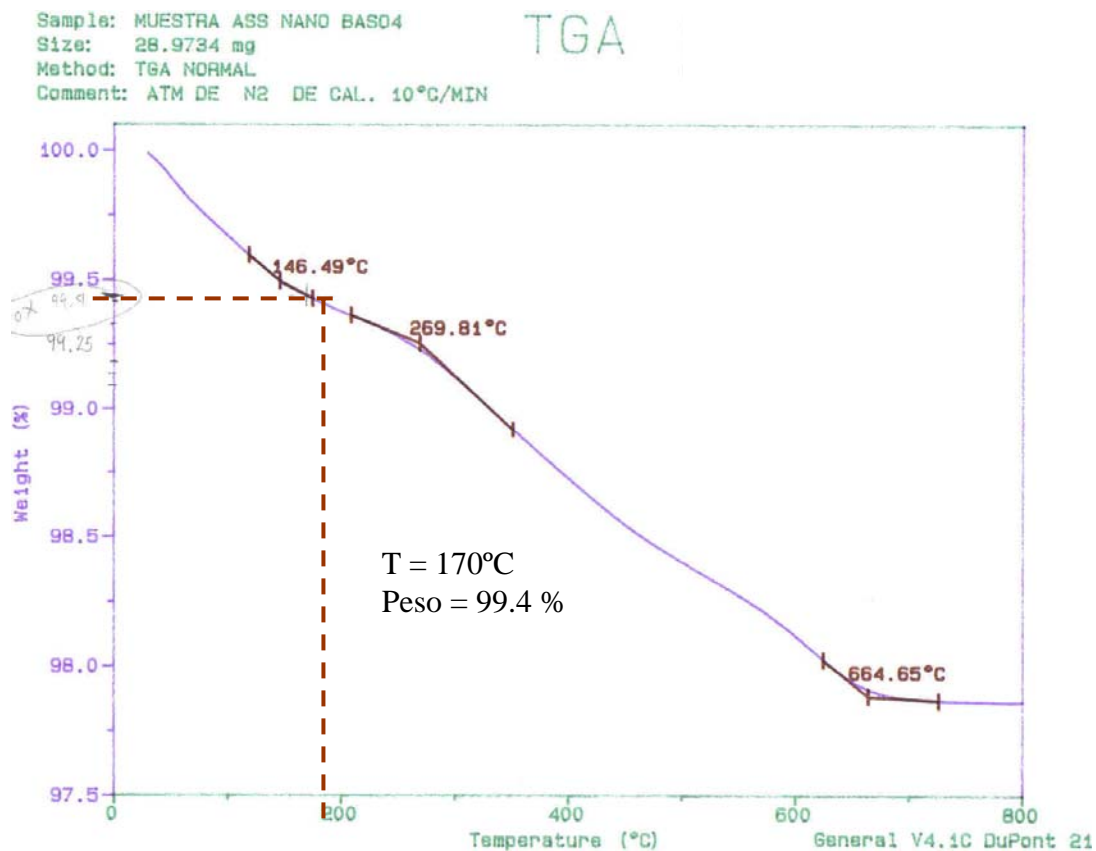


FIGURA 7.1 TGA nano sulfato de Bario



RESULTADOS Y DISCUSIÓN

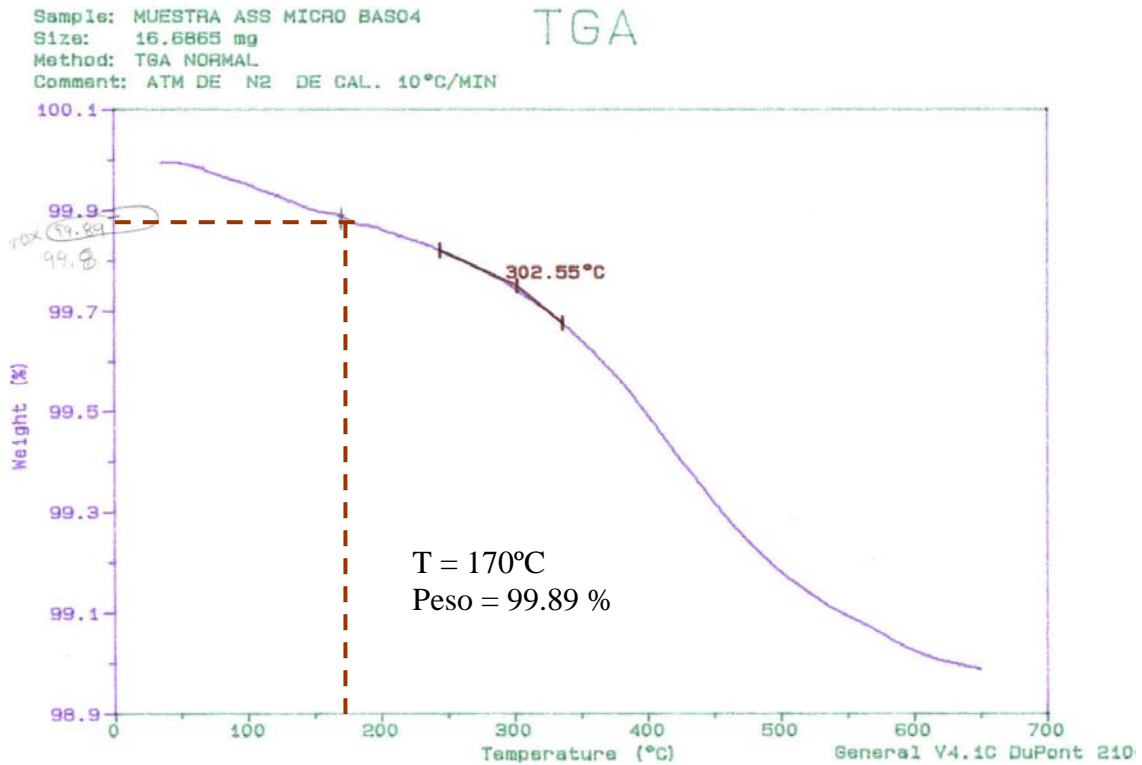


FIGURA 7.2 TGA micro sulfato de Bario

Tratando de impedir el efecto de espumado en el procesamiento, el (η) sulfato de Bario fue sometido a un proceso de secado intenso que se llevó a cabo en un recipiente de acero inoxidable calentado con un mechero a fuego directo a 600°C, disminuyendo la humedad de 0.6 a 0.02%. En la Tabla 7.2 se muestran los resultados de las pruebas de tensión de las formulaciones producidas.



RESULTADOS Y DISCUSIÓN



Muestras Nanométricas	Tensión en carga máxima	Deformación en carga máx	Tensión en fractura	Deformación fractura	Módulo de Young	Tenacidad	Energía fractura
	Mpa	%	Mpa	%	MPa	Mpa	J
Acetal virgen	54	22	51	40	1111	19	55
Acetal extrudido	55	20	45	40	1098	21	60
1 phr BaSO ₄ nano	53	22	51	38	1017	18	52
2 phr BaSO ₄ nano	47	19	47	19	1054	6	17
3 phr BaSO ₄ nano	40	12	40	12	1012	3	7
11 phr BaSO ₄ nano	47	12	47	12	1292	4	9

TABLA 7.2 Pruebas de tensión del POM y mezclas con sulfato de Bario nano.

Como se observa la tensión en la carga máxima, tensión en la fractura y el módulo de Young tienen pocos cambios. Sin embargo, se presentan variaciones considerables en la deformación a fractura y por ende en la tenacidad y energía a la fractura por el efecto de la concentración de η sulfato de Bario en la mezcla. La incompatibilidad de las nanopartículas y la presencia de burbujas en el material extrudido e inyectado son la causa principal de este comportamiento.

Ya que el nano sulfato de Bario prácticamente estaba seco, el efecto de espumado entonces puede ser por la descomposición de alguno de los reactantes que se libera cuando las partículas son fracturadas y exfoliadas en el proceso de extrusión.

Las nano partículas de sulfato de Bario y espumado afectan la resistencia al impacto del material, ya que el material virgen presenta una resistencia de 452.2J/m y el material con nano partículas posee 363.18J/m, 339.89J/m, 333.54J/m y 325.8J/m para 1, 2, 3 y 11 phr de sulfato de bario respectivamente.

Debido a la inestabilidad del proceso de extrusión con nano partículas de sulfato de Bario como ensayo se llevo al cabo la producción de probetas solamente por el proceso de inyección, sin pasar por el de extrusión. El resultado fue favorable ya que se obtienen piezas lisas y con buenas características físicas sin embargo el máximo porcentaje permisible de concentración de nano sulfato de Bario por este proceso es de 4 phr.



En este ensayo se observó que el porcentaje de deformación a fractura reduce su valor considerablemente (de 40% en el material virgen a 20% con concentración de 4 phr) esto es debido a la mala distribución de las partículas inorgánicas dentro de la matriz polimérica. La máquina de inyección trabaja con un solo husillo por lo que el mezclado que realiza es muy pobre.

Debido a la mala dispersión y distribución del nano sulfato de Bario en la matriz polimérica, cuando se realiza la mezcla directamente en la máquina de inyección, se concluye que es indispensable hacer la mezcla primero en el extrusor doble husillo para posteriormente inyectarse.

7.3 Análisis de Infrarrojo

Debido a que el efecto de espumado continuó presentándose durante el procesamiento se realizó análisis de infrarrojo a cada uno de los componentes de la mezcla así como a la mezcla con una concentración de 1 phr, tanto para micro como para nano partículas de sulfato de Bario.

La (Fig. 7.4) muestra el espectro de infrarrojo del POM el cual presenta los grupos que están presentes en la estructura química del polímero y no muestra ninguna señal ajena.

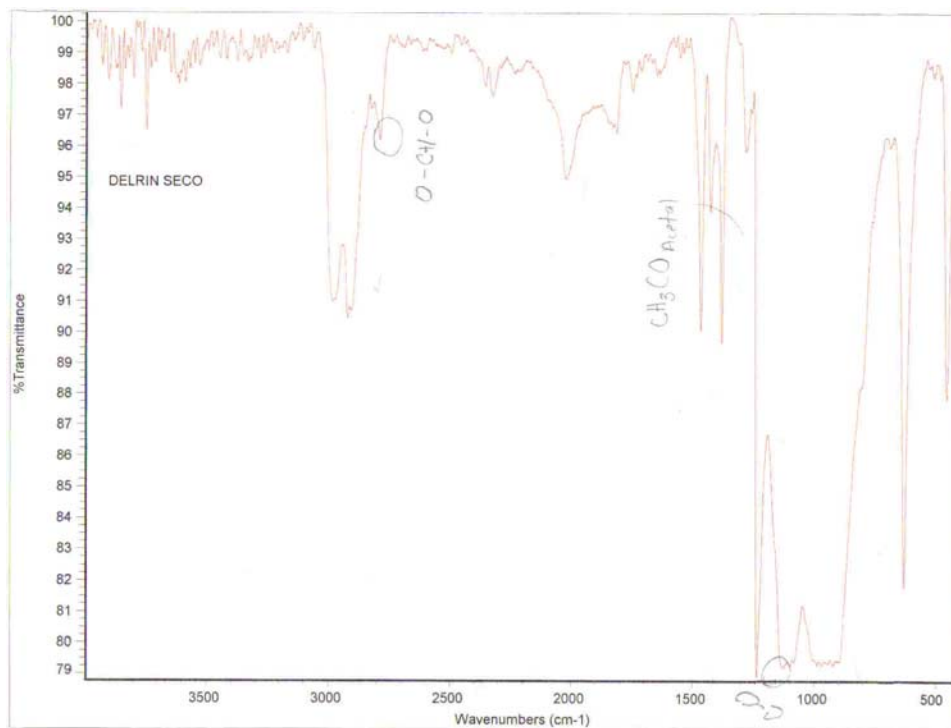


FIGURA 7.4 Infrarrojo del POM



La Figura 7.5 corresponde al espectro de infrarrojo de las micropartículas de sulfato de Bario. Se observa que existe una cantidad importante de agua en la muestra con las señales características del sulfato de Bario, a excepción de dos picos que se encuentran localizados a una longitud de 1400 aproximadamente, los cuales se clasifican como residuo del proceso de síntesis del sulfato de Bario. Es difícil determinar o concluir de qué grupo se trate, sin embargo se piensa que puede ser EDTA (Acido etilen diaminotetracético), utilizado en la síntesis del sulfato de Bario como surfactante.

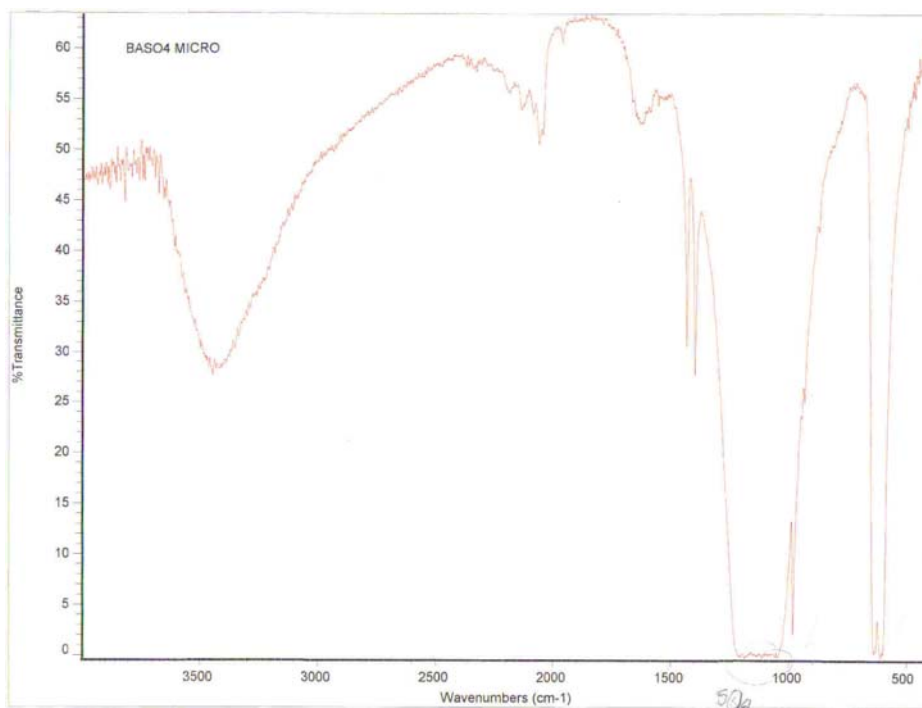


FIGURA 7.5 Infrarrojo de micropartículas de Sulfato de Bario

La Figura. 7.6 muestra el espectro de infrarrojo de nanopartículas de sulfato de Bario. Se observan los picos característicos de dicho compuesto, que son los mismos que los de las micropartículas de sulfato de Bario por lo que se asume que no existe ninguna diferencia química entre las micro y nano partículas de sulfato de Bario.



RESULTADOS Y DISCUSIÓN

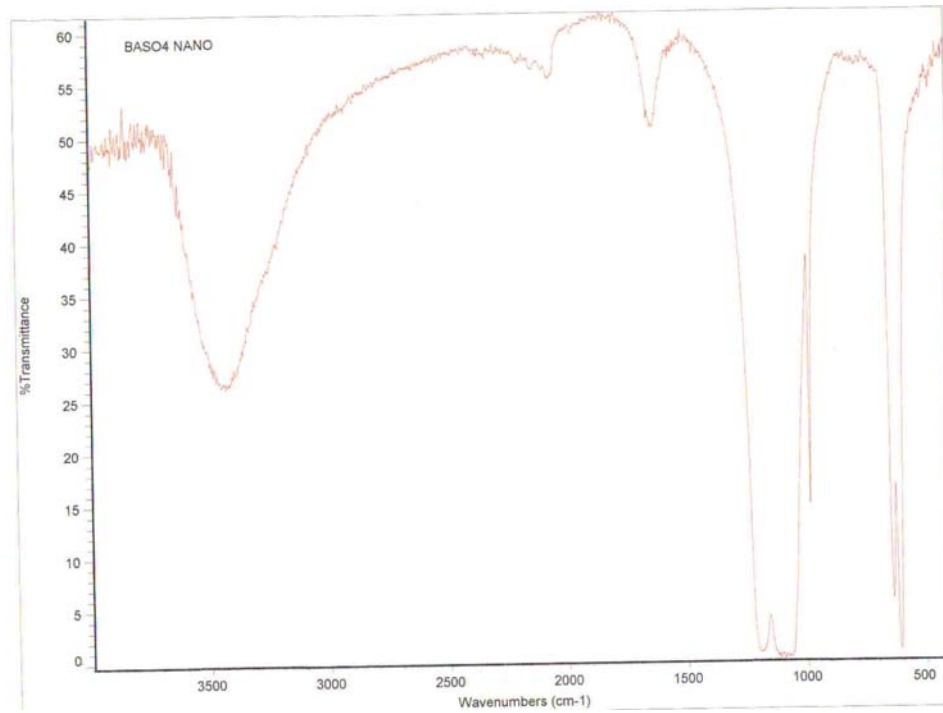


FIGURA 7.6 Infrarrojo de nanopartículas de Sulfato de Bario

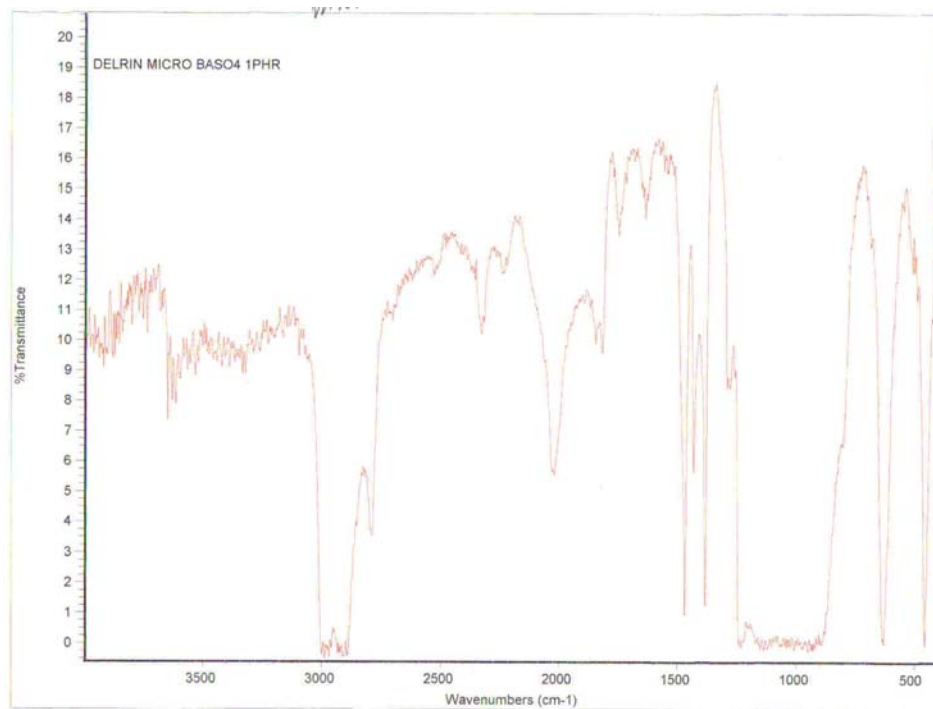


FIGURA 7.7 Infrarrojo de una mezcla de POM y micropartículas de Sulfato de Bario a 1 phr

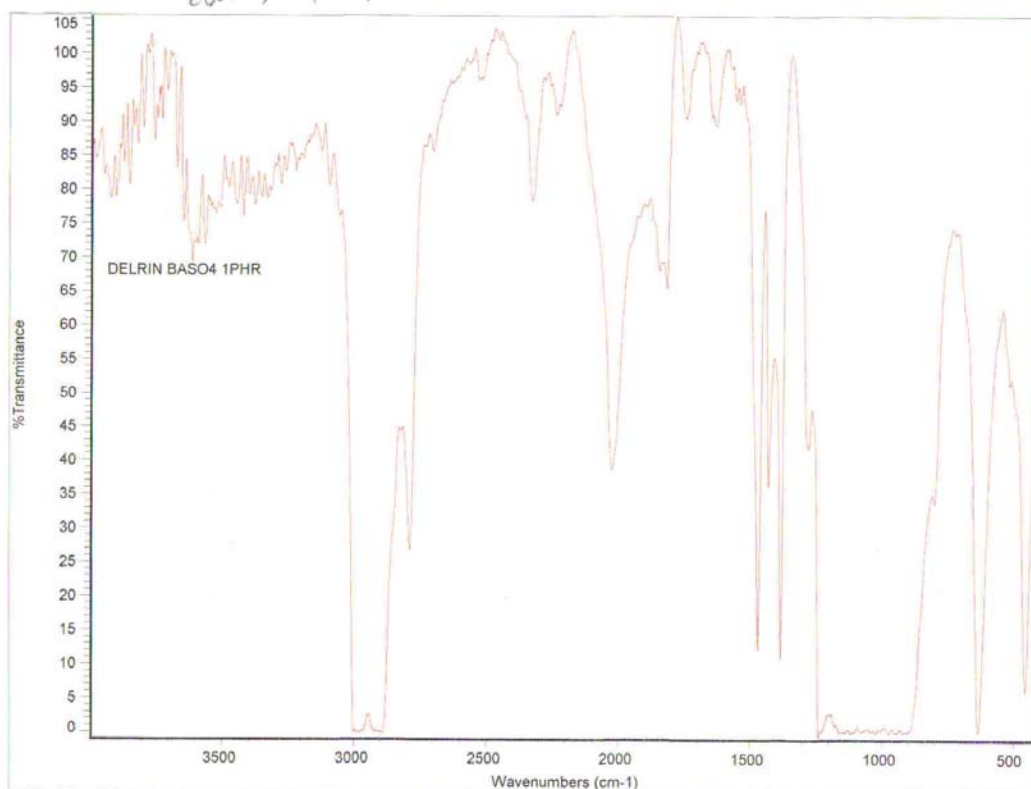


FIGURA 7.8 Infrarrojo de una mezcla de POM y nanopartículas de Sulfato de Bario a 1 phr

La Figura 7.7 muestra el espectro de infrarrojo de una mezcla de micropartículas de sulfato de Bario con POM a 1 phr. Este espectro muestra las señales características del POM y del micro sulfato de Bario. Lo mismo sucede en la Figura 7.8 donde se muestra el espectro de una mezcla de nanopartículas de sulfato de Bario con POM a 1 phr. La diferencia de los dos espectros consisten prácticamente en la intensidad de las señales y esto se debe a que el espesor de las muestras no fue el mismo. Una vez analizados los espectros, no se encuentra ninguna señal ajena a las características de los compuestos principales de la mezcla, así como tampoco se observan diferencias entre el uso de nano y micro sulfato, por lo que se concluye que el procesamiento de la mezcla POM + sulfato de Bario no genera ningún compuesto secundario.

7.4 Radiopacidad con (μ) y (η) sulfato de Bario

En la Figura-7.8.1 se muestran las diferentes formulaciones de POM y partículas de sulfato de Bario micro y nano. La radiografía fue tomada a las condiciones que se utilizan para hacer un estudio de torax (65 kvP, 1/40 de segundos, 1.0 m de altura y utilizando un foco de 200 miliamperes). Los filamentos de las muestras son colocados en una placa de aluminio que tiene escalones de 2 mm de altura y que



crecen sucesivamente otros 2 mm hasta llegar a 20 mm, que es la parte más gruesa de la placa. Lo anterior asemeja la absorción de radiación X de los materiales orgánicos dispuestos en el cuerpo humano.

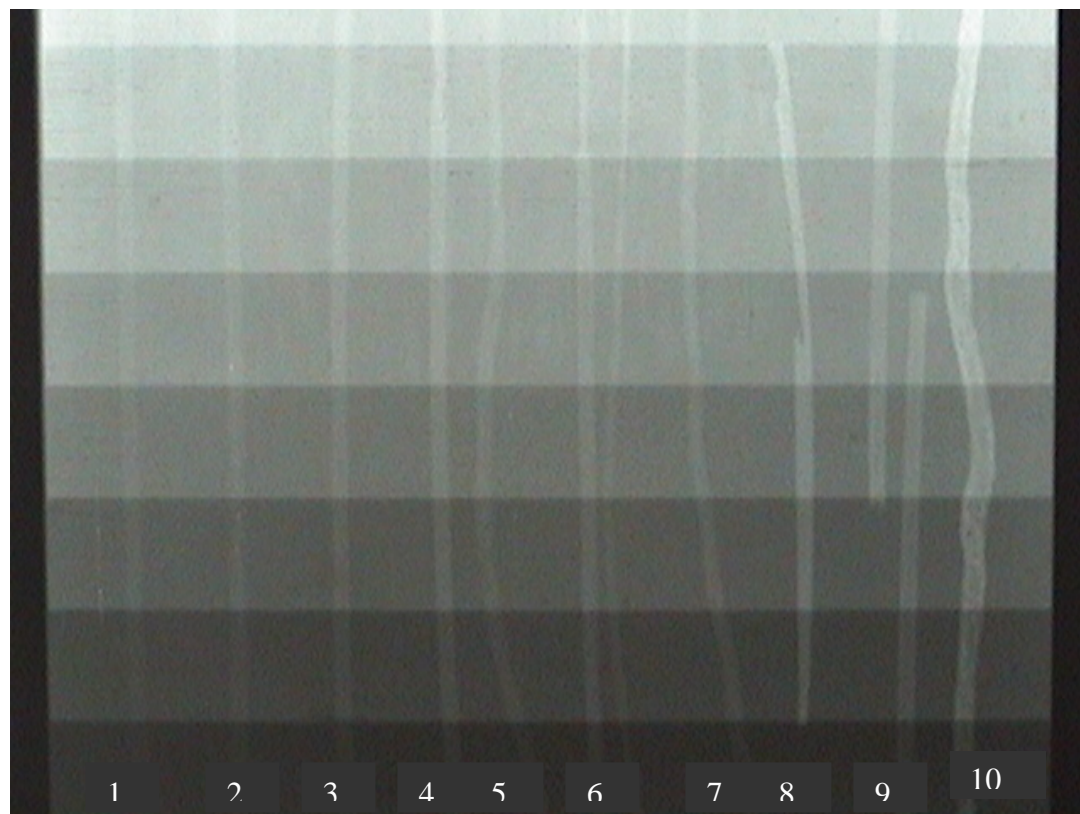


FIGURA 7.8.1. Radiografía de rayos X de POM con sulfato de Bario. El orden de las diferentes muestras es el siguiente, de izquierda a derecha:

- 1.- Polioximetileno (POM)
- 2.- POM + 1 phr micro BaSO_4
- 3.- POM + 1 phr nano BaSO_4
- 4.- POM + 2 phr micro BaSO_4
- 5.- POM + 2 phr nano BaSO_4
- 6.- POM + 3 phr nano BaSO_4
(dos filamentos)
- 7.- POM + 4 phr micro BaSO_4
- 8.- POM + 11 phr nano BaSO_4
- 9.- POM + 10 phr nano BaSO_4
(Dos filamentos)
- 10.- POM + 11 phr micro BaSO_4

El efecto de radiopacidad es función directa de la concentración de Bario en las muestras. Así, bajas concentraciones tienen una absorción menor que altas



concentraciones, como se muestra visiblemente en la radiografía. Los últimos tres filamentos, muestras 8-10, se pueden apreciar de manera clara.

7.5 Fabricación de Colocadores

De acuerdo al diseño establecido por el Instituto Nacional de Cardiología, se fabricaron colocadores para 9 diferentes diámetros de válvulas; tal como se observan en la Figura 7.9.

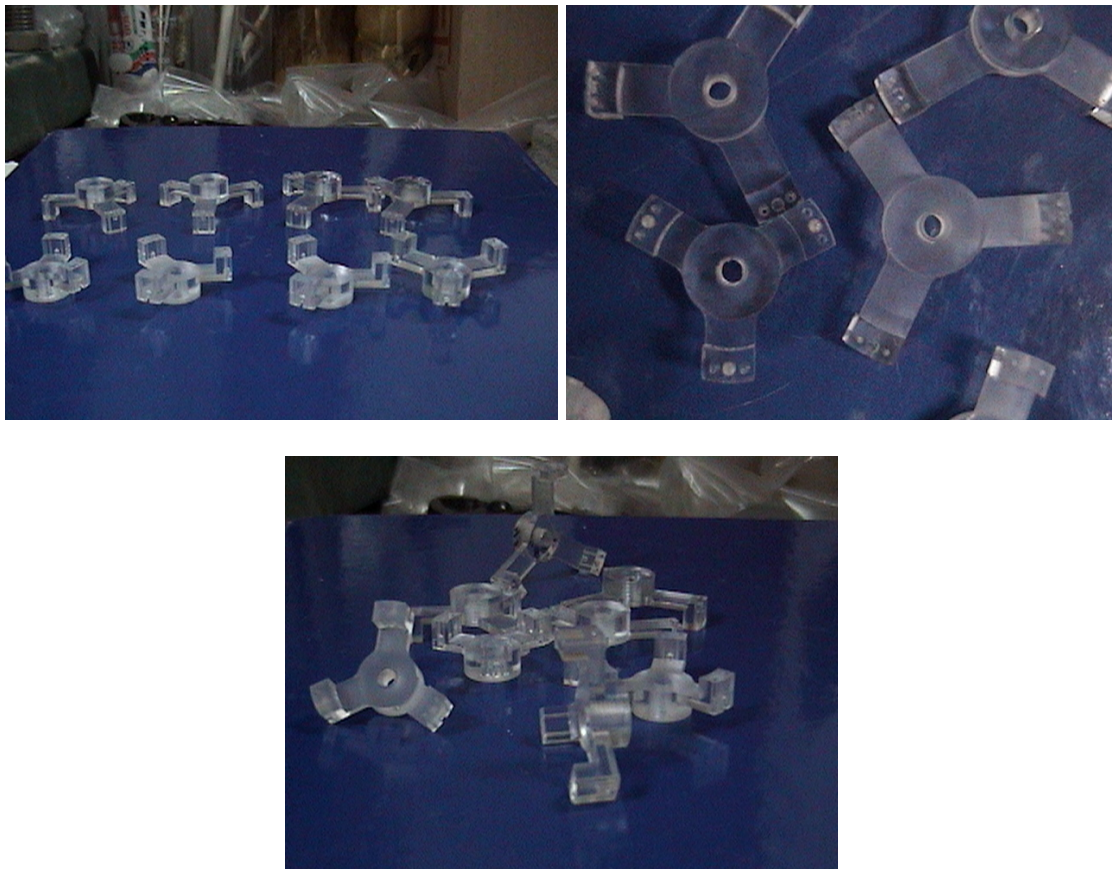


Figura 7. 9 Colocadores para 9 válvulas de diferentes diámetros.

7.6 Fabricación del molde de inyección

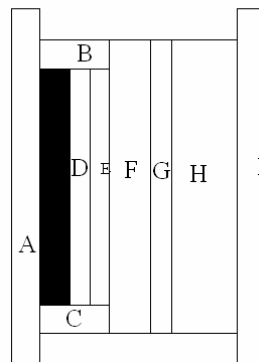
Debido a que por extrusión es difícil obtener tubos de mezclas de POM y Sulfato de Bario, se diseñó y fabricó un molde para obtenerlos por el proceso de inyección (ver Fig. 7.10). Los detalles para la fabricación del molde se pueden consultar en el anexo A.



El molde propuesto debe poseer ciertas características de distribución, es decir las cavidades en forma de anillos deben estar balanceadas o tener una distancia adecuada entre cada uno para que el polímero fundido tenga una buena distribución y habite las 9 cavidades que el molde posee.

El molde diseñado y fabricado esta constituido por 9 placas denominadas con las letras: A, B, C, D, E, F, G, H, I; de las cuales las placas principales corresponden a las letras: E, F, G, H debido a que las otras solo sujetan a las antes mencionadas.

VISTA EN PLANTA



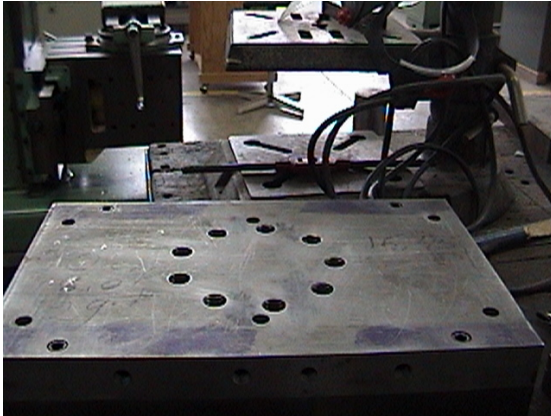
La placa D y E estarán unidas por tonillos allen de 1", en la placa E están machuelazos 6 pernos de $\frac{1}{2}$ " de diámetro éstos serán pasados en la placa F y roscados en la placa G (placa botadora), de tal forma que cuando el pistón de la inyectora empuje las placas D y E también la placa G se mueva en el mismo sentido. La placa F estará fija con las placas B y C a través de tornillos allen, en ésta placa estarán roscados los 9 pernos de diferentes diámetros (internos) distribuidos uniformemente en forma de círculo en centro de la placa, los 9 pernos estarán pasados en la placa G y tienen la función de dar el diámetro interior de cada anillo plástico.

La placa G es la placa botadora; como su nombre lo indica tendrá la función de expulsar el producto final, en esta placa estarán roscadas también 4 pernos de registro, los cuales al momento de cerrarse el molde servirán como pernos guías ya que serán pernos machos de la placa H.

La placa H es la placa hembra, esta placa tendrá 9 cavidades de diámetros variables (de acuerdo al diámetro externo de cada válvula) con una profundidad de 2 cm, en el centro de esta placa tendrá un barreno pasado de 1" de diámetro, en ella pasará el bebedero por donde fluirá el polímero fundido, tendrá canales de distribución que pondrán en contacto el centro del bebedero con las cavidades, 4 barrenos pasados (hembra de los pernos de registro) y 4 orificios de refrigeración.



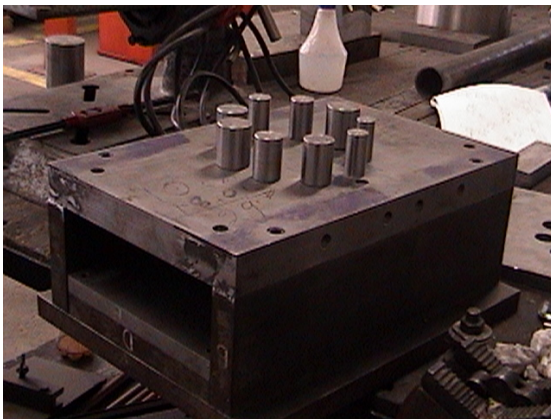
RESULTADOS Y DISCUSIÓN



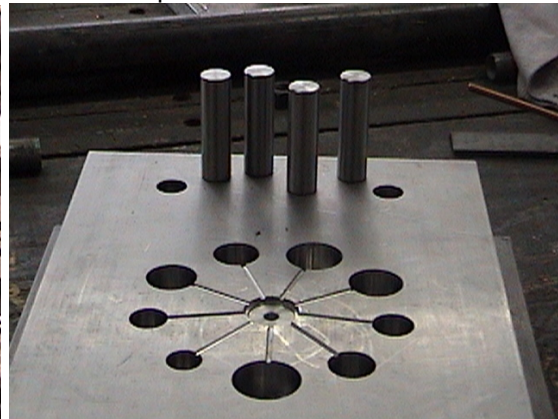
a) Placa F



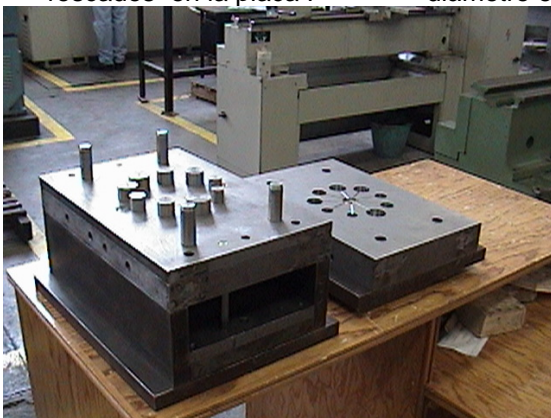
b) Pernos que darán el diámetro interno del anillo plástico



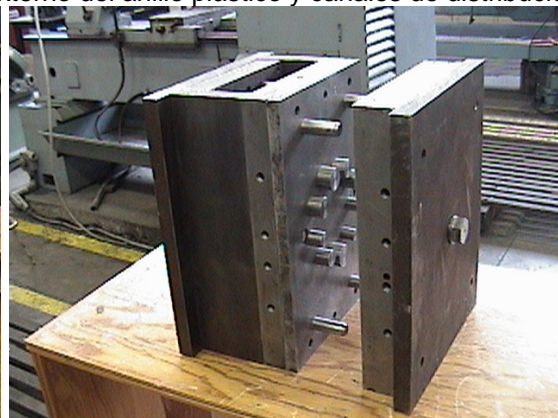
b) 9 pernos de diferentes diámetros roscados en la placa F



d) Placa H con cavidades que darán el diámetro externo del anillo plástico y canales de distribución



e y f) molde terminado



Se montó, se puso en marcha y se realizaron pruebas en el molde de inyección utilizando polietileno de alta densidad y POM. Los resultados obtenidos indican que es necesario la utilización de agentes lubricantes externos e internos para poder llevar a cabo la operación de llenado del molde para fabricar anillos de 300 micras de espesor.



Como ensayo comparativo se inyectó polietileno de alta densidad obteniendo un mejor llenado de las cavidades, ver Fig. 7.11, a una velocidad de inyección de $80 \text{ cm}^3/\text{s}$ con el siguiente perfil de temperaturas:

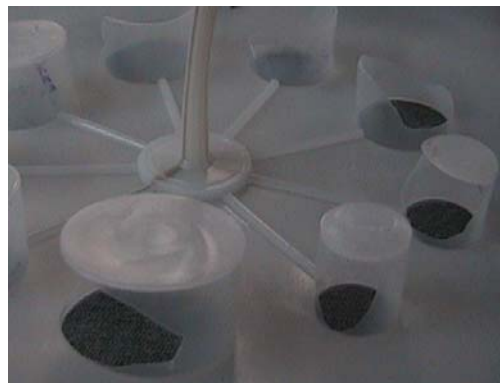
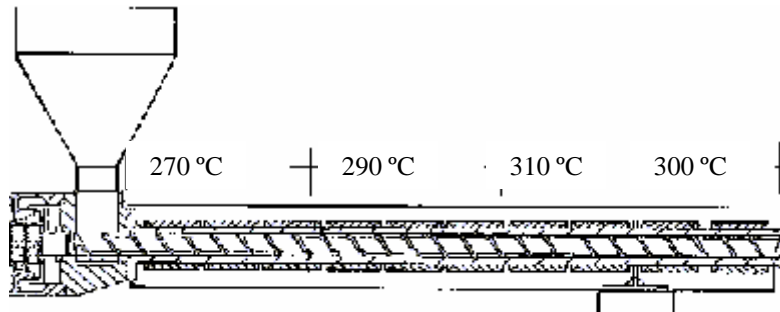


FIGURA 7. 11 de inyección de Polietileno de alta densidad.

Con POM para obtener un llenado adecuado y para prevenir la degradación térmica del polímero se recomienda operar la inyectora a velocidades de inyección elevadas; tal como lo indica la Tabla 7.4



Tabla 7.4 **Condiciones de operación para la máquina inyectora**

Tiempo de ciclo (s)	99.9
Tiempo de bloque (s)	99.0
Presión de Inyección (psi)	14493
Velocidad de Inyección (ccm/s)	130
Tiempo presión posterior (s)	10.0
Presión posterior (psi)	4002
Tiempo de enfriamiento (s)	30.0
Revolución (V/min)	60.0
Retroceso SC (ccm)	87.0
Parada de Dosificación (ccm)	77.0
Volumen posterior (ccm)	7.0

Para que los anillos tengan la forma solicitada por el Instituto Nacional de Cardiología para la válvula cardiaca (ver Figura 7.12), se propuso un método de corte manual por hilo caliente con una resistencia fabricada con alambre micromel del número 12; se utiliza en este método de corte un tubo interior metálico que le da las dimensiones especificadas al tubo de POM. Ver Figura 7.13.

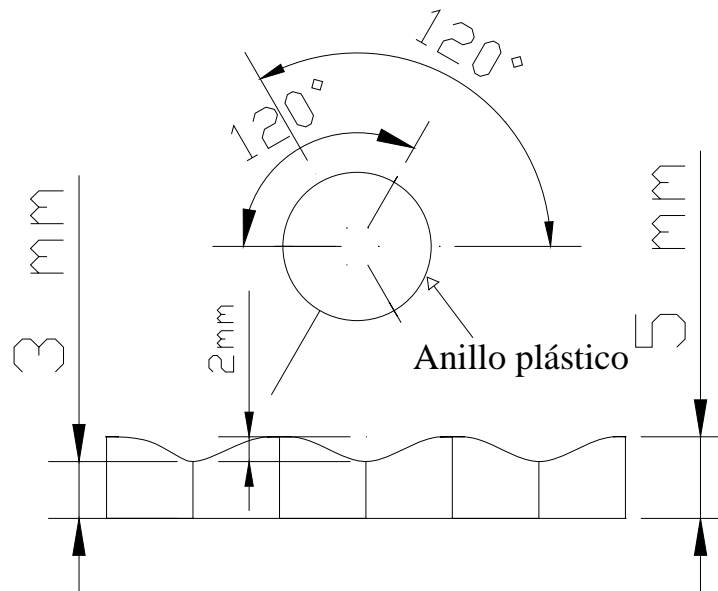
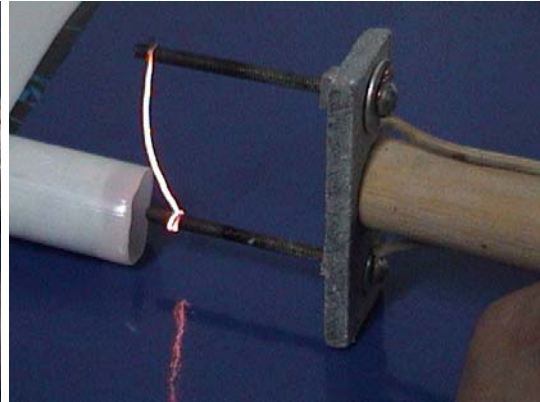


FIGURA 7.12 Dimensiones de las válvulas cardiacas.



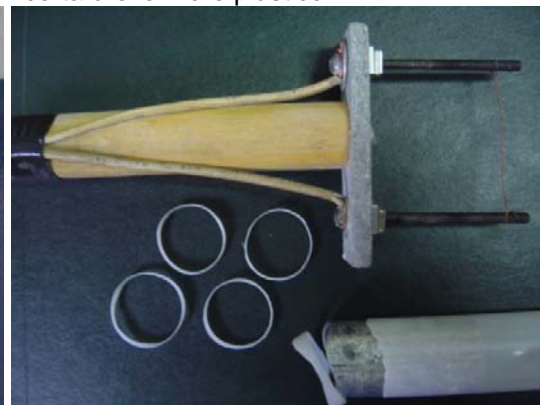
a) Tubo de metal que darán las medidas especificadas



b) Resistencia de alambre micromel que cortará el cilindro plástico.



c) Corte superior del cilindro plástico utilizando el tubo de metal como soporte y guía en las medidas



d) anillo plástico terminado



e) Vista lateral del anillo plástico cortado



f) Vista lateral del anillo plástico cortado



g) Anillo plástico cortado.

Figura 7.13 Corte del anillo plástico para la manufactura de válvulas cardíacas.

7.7 Microscopía Electrónica de Barrido (SEM)

a) Nanopartículas de sulfato de Bario

En el Instituto de Investigaciones en Materiales UNAM se está trabajando en la síntesis de nanopartículas de Sulfato de Bario. En las siguientes micrografías se puede observar la morfología de las nano partículas de sulfato de Bario obtenidas en el laboratorio y la de las nanopartículas que fabrica la compañía Sachtleben Chemie GmbH Germany, con las cuales se trabajó en la mezcla POM y sulfato de Bario de esta tesis.

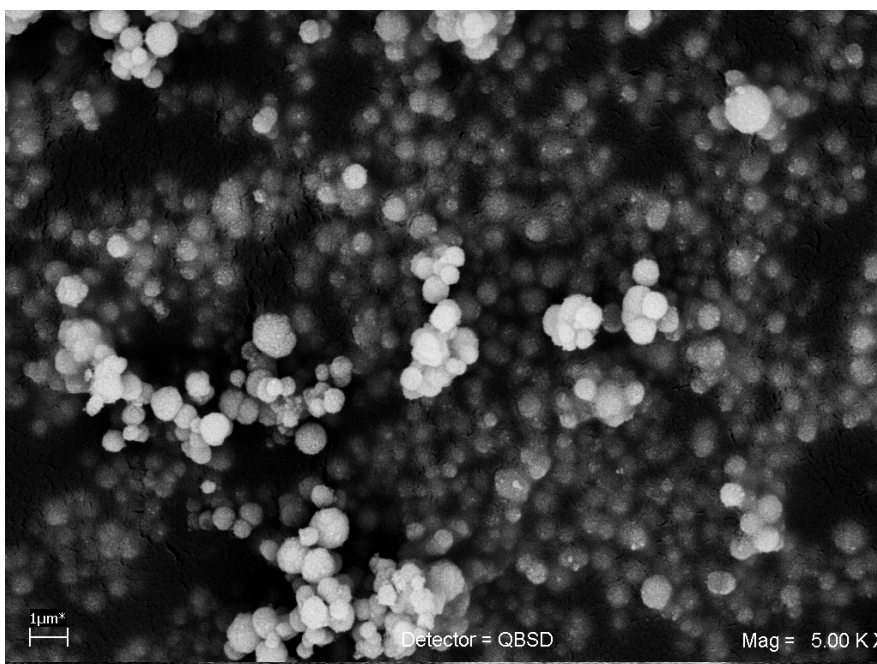


FIGURA 7.14 Nanopartículas de Sulfato de Bario sintetizadas en el IIM-UNAM.



En la Figura 7.14 se observan las partículas de sulfato de Bario, las cuales fueron sintetizadas en medio acuoso, por la alumna de doctorado Iسس Claudette Romero Ibarra, en ella se puede apreciar como las partículas se encuentran aglomeradas formando pequeñas esferas de sulfato de Bario.

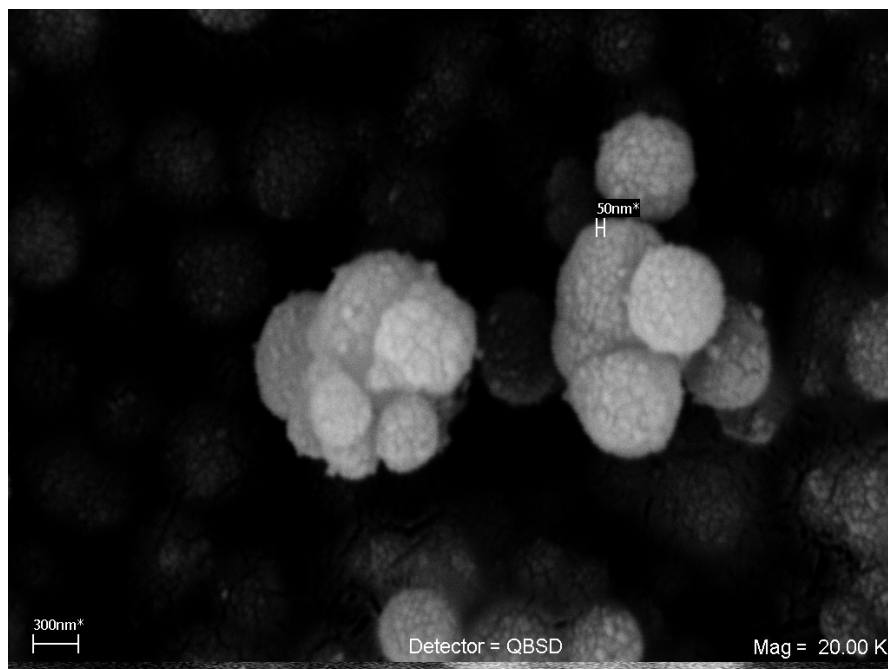


FIGURA 7.15 Nanopartículas de Sulfato de Bario



IGURA 7.16 Nanopartículas de Sulfato de Bario comercial



En la Figura. 7.15 se puede apreciar con más detalle como las esferas están formadas por pequeñas partículas de sulfato de Bario nanométrico. En la Fig. 7.16 se muestran las partículas de sulfato de Bario comercial, las cuales, como se observa, difieren a las sintetizadas en el laboratorio. Sin embargo, ambos aglomerados están formados por pequeñas partículas esféricas de sulfato de Bario.

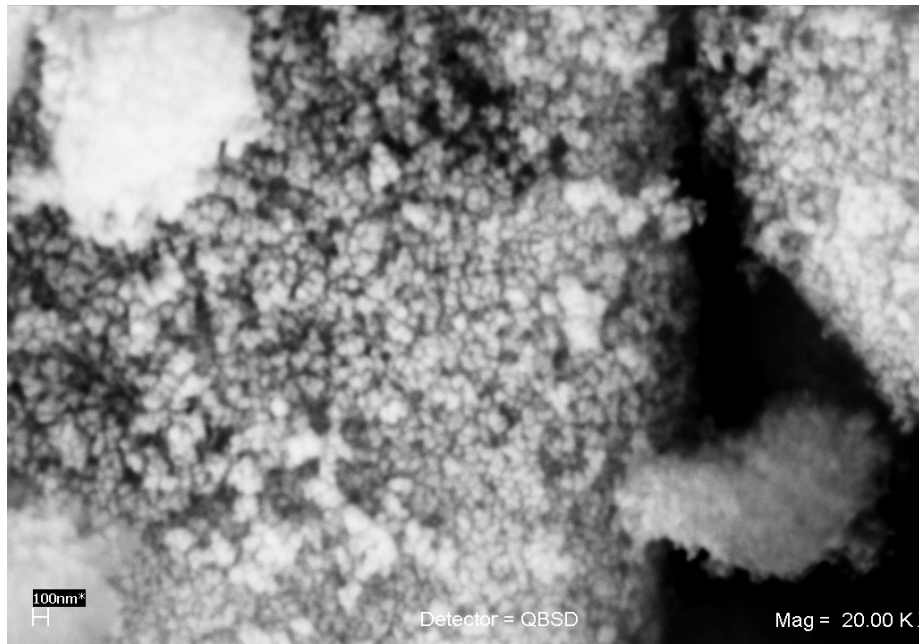


FIGURA 7.17 Nanopartículas de Sulfato de Bario comercial

En la Figura. 7.17 se observa a detalle como las estructuras están constituidas por pequeñas nanopartículas de sulfato de Bario.

b) Micropartículas de sulfato de Bario.

Las partículas que se muestran en la Figura 7.17.1 tienen una distribución de tamaños en la escala micrométrica. Cuando se adicionan al POM para su procesamiento por extrusión estos aglomerados son destruidos y las micropartículas de sulfato de Bario quedan incluidas en la matriz polimérica.

Los materiales compuestos obtenidos con estas micropartículas son procesados sin dificultad y no presentan inestabilidades de flujo.

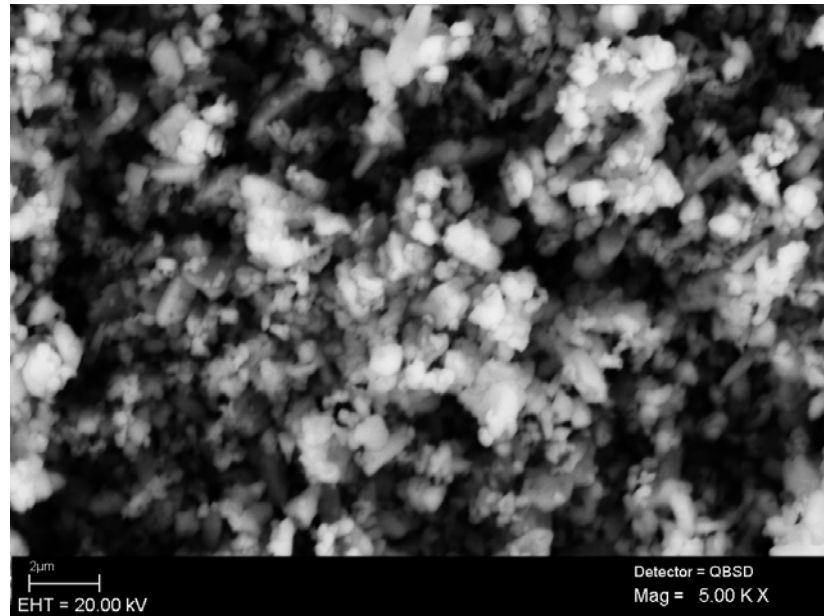


Figura 7.17.1. Sulfato de Bario micrométrico comercial de la compañía Watson and Phillips.

c) Polioxido de Metileno y sulfato de Bario.

La superficie de una muestra fracturada de un gránulo de POM extrudido una vez se observa en la Figura 7.18, la morfología es clásica de una fractura frágil presentando desniveles.

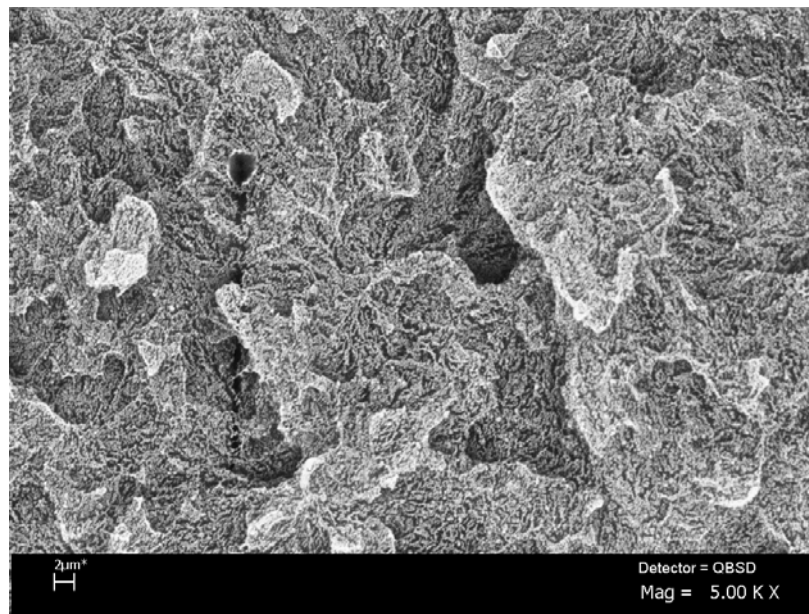


FIGURA 7.18 POM virgen extrudido

A continuación se muestran imágenes del polímero extrudido con diferentes concentraciones de sulfato de Bario. Es importante mencionar que el procesamiento



por extrusión coadyuva a que los aglomerados de sulfato de Bario, mostrados en la Figura. 7.16, se rompan y se distribuyan homogéneamente en el polímero.

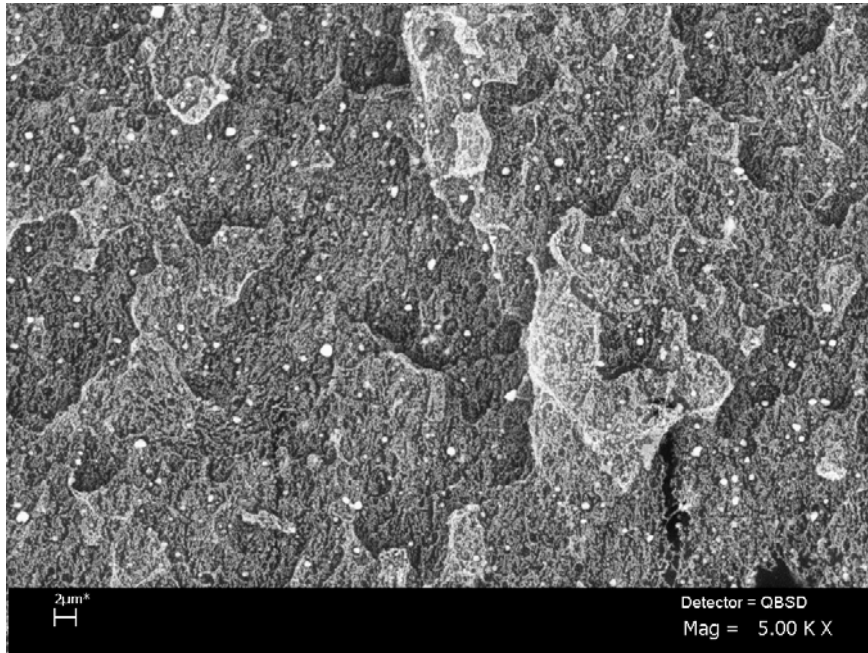


FIGURA 7.19 Mezcla de POM y micropartículas de Sulfato de Bario a 2 phr

En la Figura. 7.19 se observa una mezcla de POM y micropartículas de sulfato de Bario a una concentración de 2 phr.

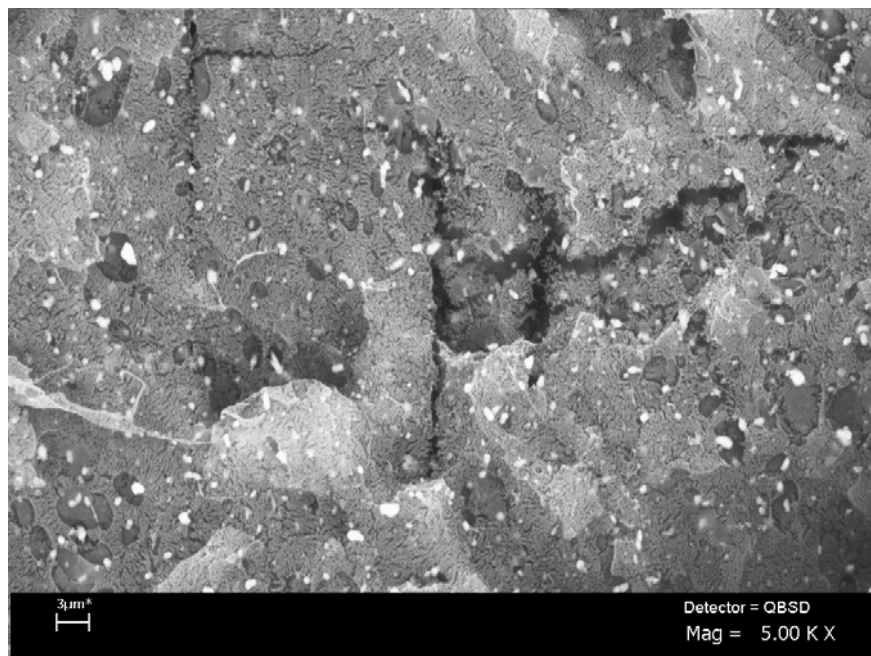


FIGURA 7.20 Mezcla de POM y micropartículas de Sulfato de Bario a 4phr



En la Figura. 7.20 se observa una mezcla de POM y micropartículas de sulfato de Bario a una concentración de 4 phr. Aquí se puede apreciar el mayor número de micropartículas observándose una buena distribución entre ellas.

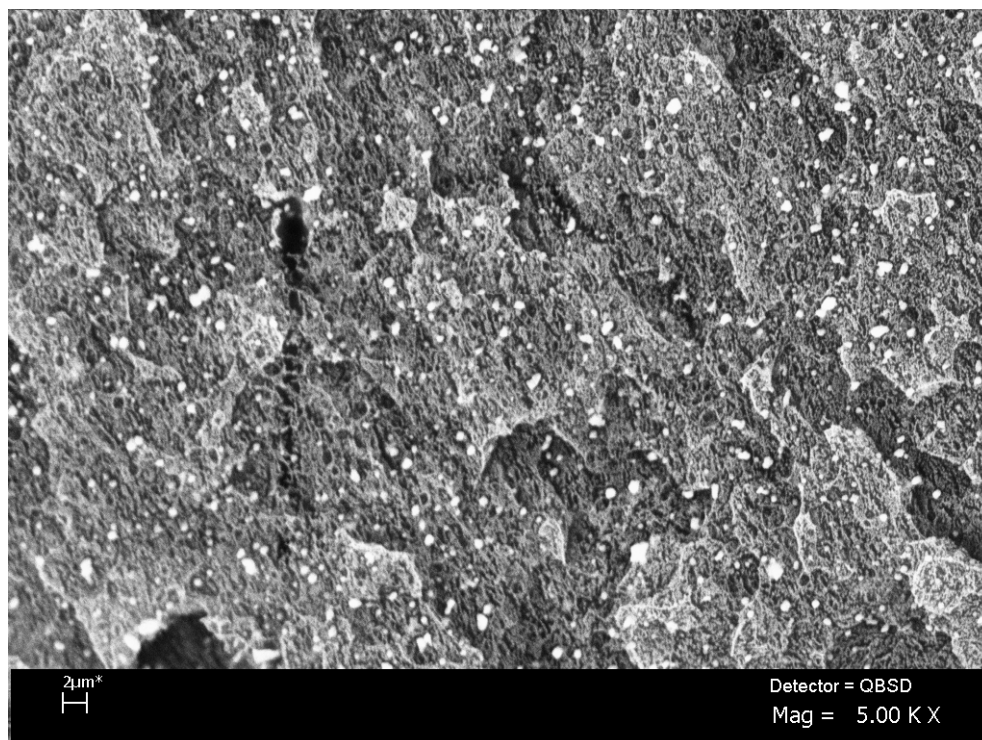
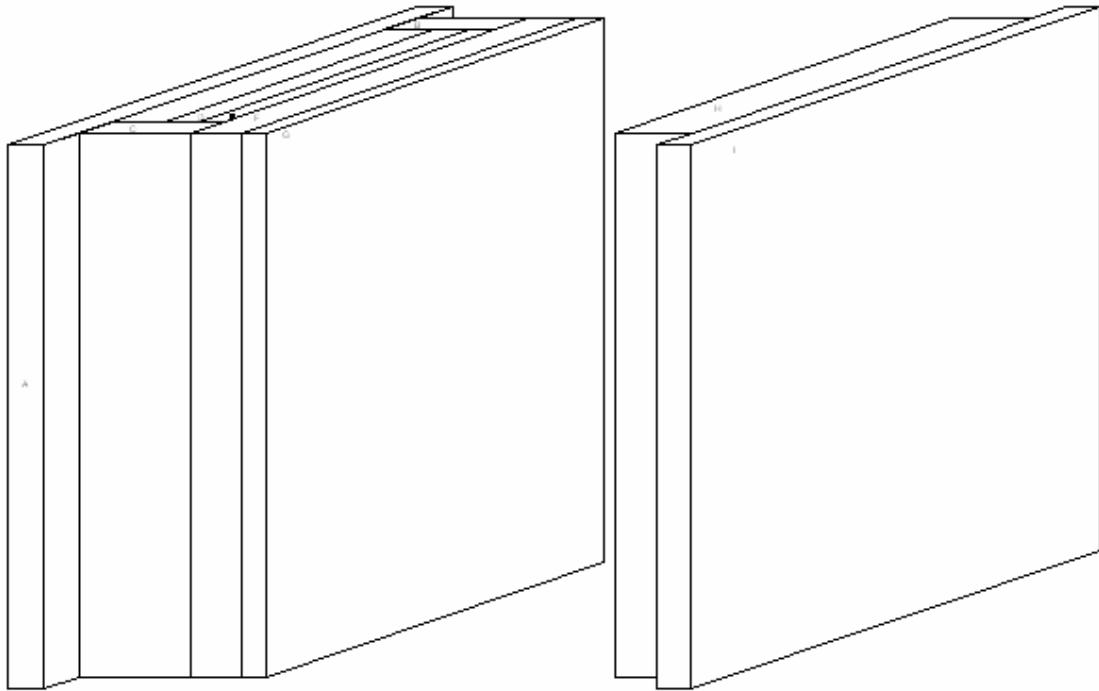


FIGURA 7.21 Mezcla de POM y micropartículas de Sulfato de Bario a 6phr

En la Figura. 7.21 se observa una mezcla de POM y micropartículas de sulfato de Bario a una concentración de 6 phr. La distribución sigue siendo homogénea ya que las micropartículas abarcan toda el área de la matriz polimérica.

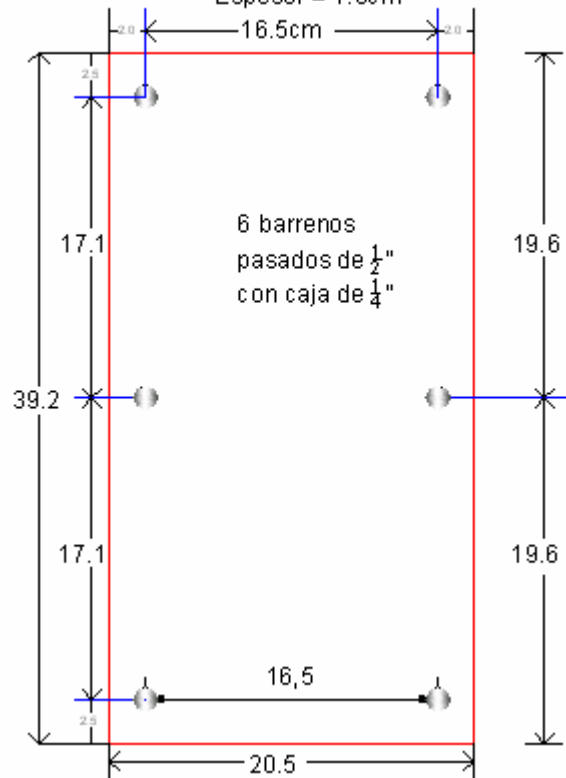
CONCLUSIONES

- Se determinaron las condiciones de procesamiento por extrusión del Polioximetileno (POM) y mezclas de POM con partículas de Sulfato de Bario, por lo que es recomendable operar el extrusor bajo el siguiente perfil de temperaturas: (205, 235, 240, 240) °C, a 80 RPM y con un gasto de alimentación del dosificador de 48 g/min.
- Se determinó el contenido máximo de partícula de nano y micro Sulfato de Bario que permite el procesamiento por extrusión, por lo que a concentraciones de nano Sulfato de Bario superiores a 2 PHR hacen el procesamiento por extrusión difícil, mientras que con micro sulfato de Bario la dificultad se presenta a concentraciones mayores de 10 PHR.
- Se determinó que el aumento de la concentración de Sulfato de Bario en la mezcla produce mayor radiopacidad, aunque las propiedades mecánicas del producto final disminuyen considerablemente a concentraciones superiores a 10 PHR.
- Se determinaron las condiciones de operación del proceso de inyección para POM y mezclas POM – sulfato de Bario, por lo que se sugiere operar la inyectora bajo el siguiente perfil de temperaturas: (210, 215, 215, 220) °C y con una velocidad de inyección igual a 130 ccm/s.
- Se diseñó y fabricó un molde de inyección para producir anillos de POM de 9 diferentes diámetros, se ajustó y optimizó a través de corridas experimentales variando la velocidad de inyección, temperatura de procesamiento y revoluciones por minuto del husillo, por lo que se recomienda operar la inyectora a velocidades de inyección superiores a 130 ccm/s y temperaturas descritas en el punto anterior.
- Para la manufactura de los anillos producidos por inyección se propuso y desarrolló el método de corte con resistencia tamaño micromel siendo éste el más sencillo y económico

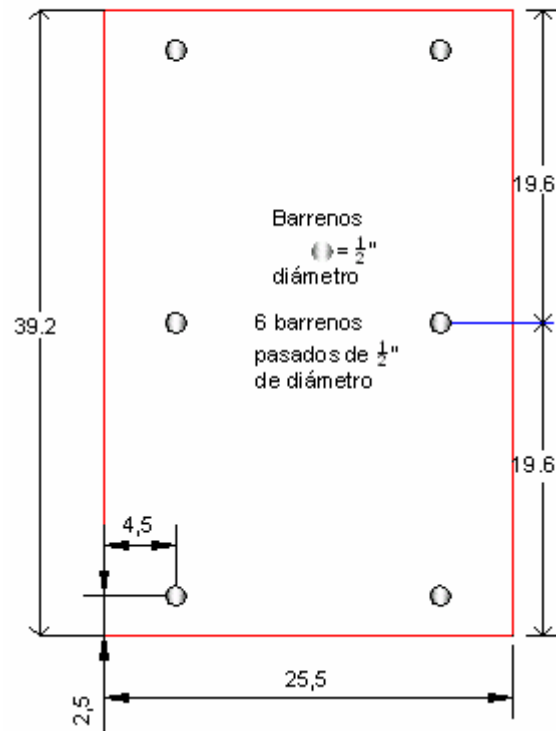


PLACA "E"

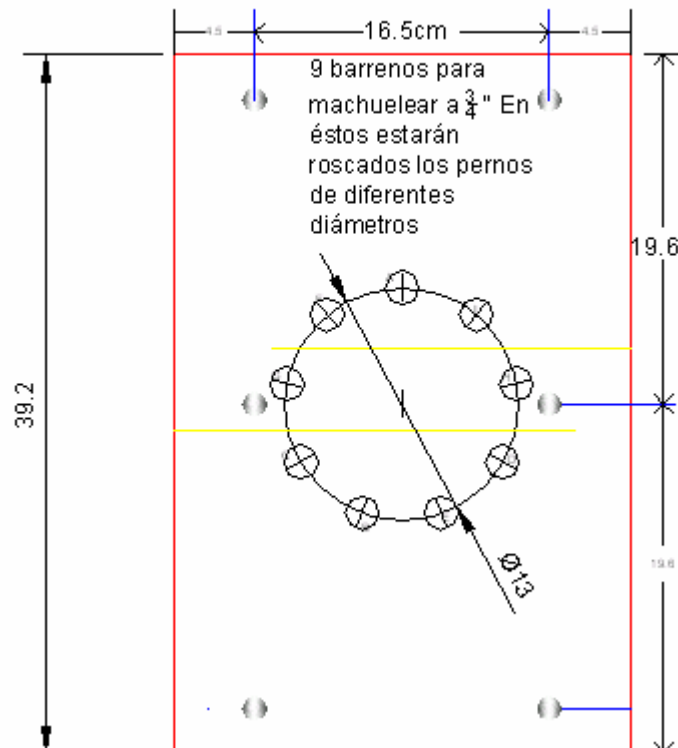
Espesor = 1.8cm



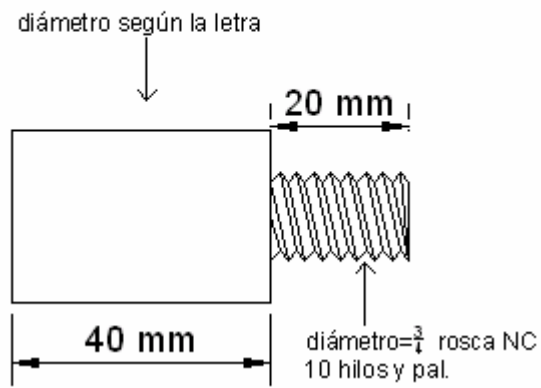
PLACA "F" 1
(vista trcera)
Espesor = 3.6cm



PLACA "F" 2
Espesor = 3.6cm

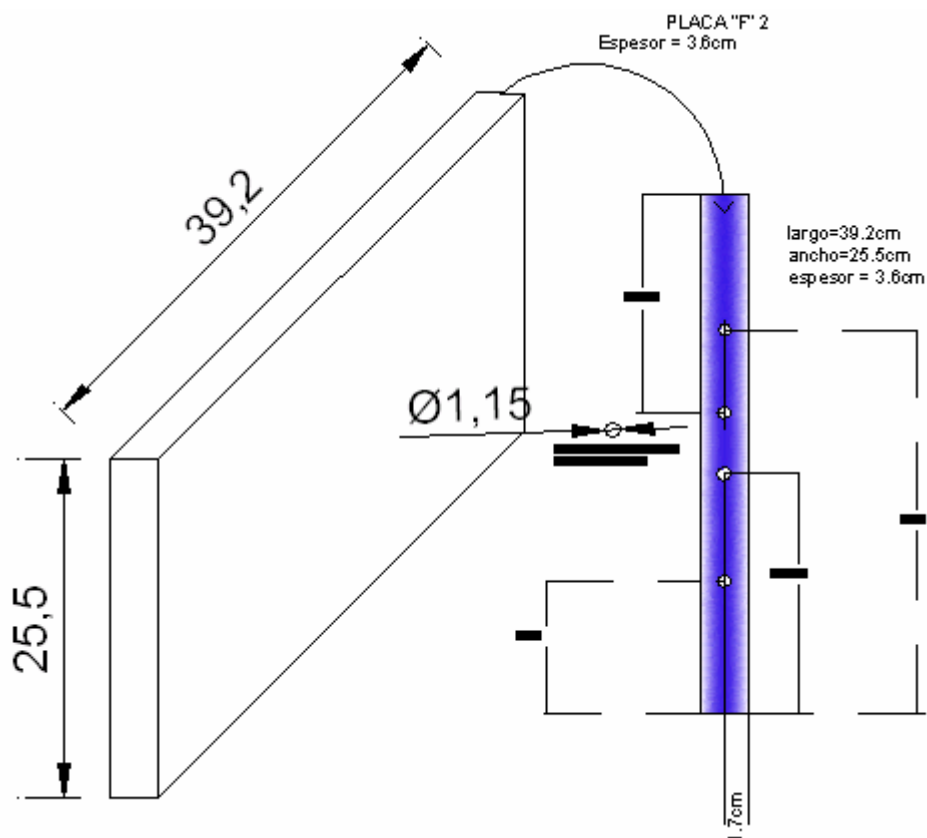


Fabricar 9 pernos con rosca diámetro= $\frac{3}{4}$ NC

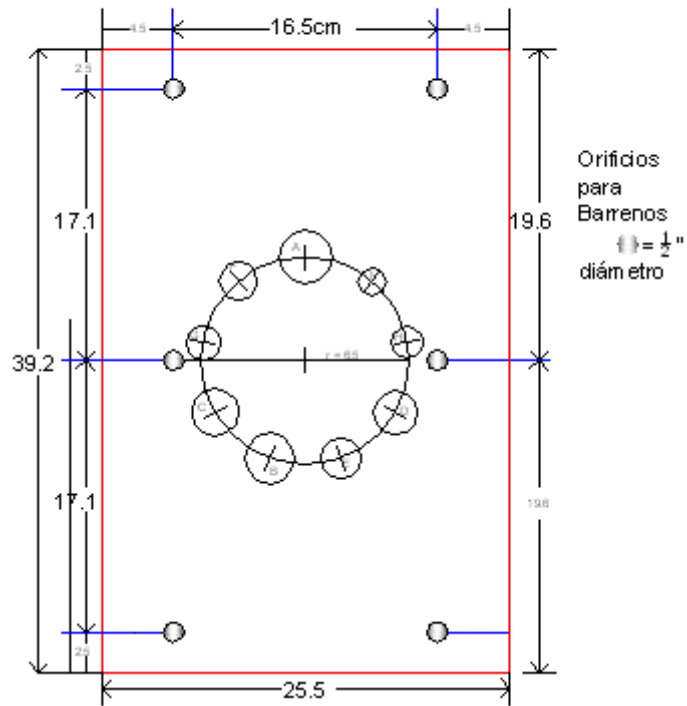


Medidas y ubicación de los cilindros

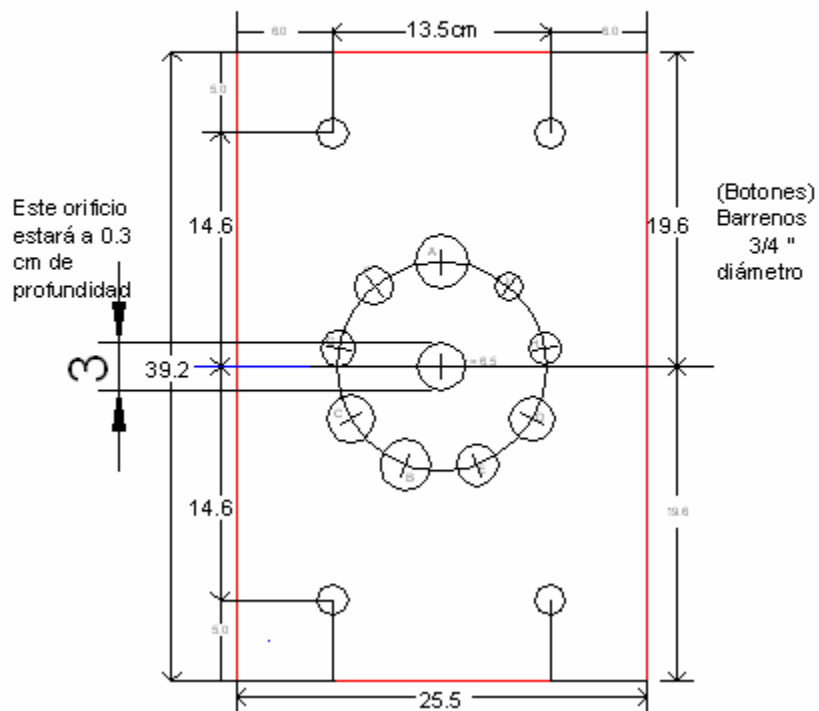
diámetros	
A =	3.37cm
B =	3.17cm
C =	2.97cm
D =	2.77cm
E =	2.57cm
F =	2.37cm
G =	2.17cm
H =	1.97cm
I =	1.77 cm

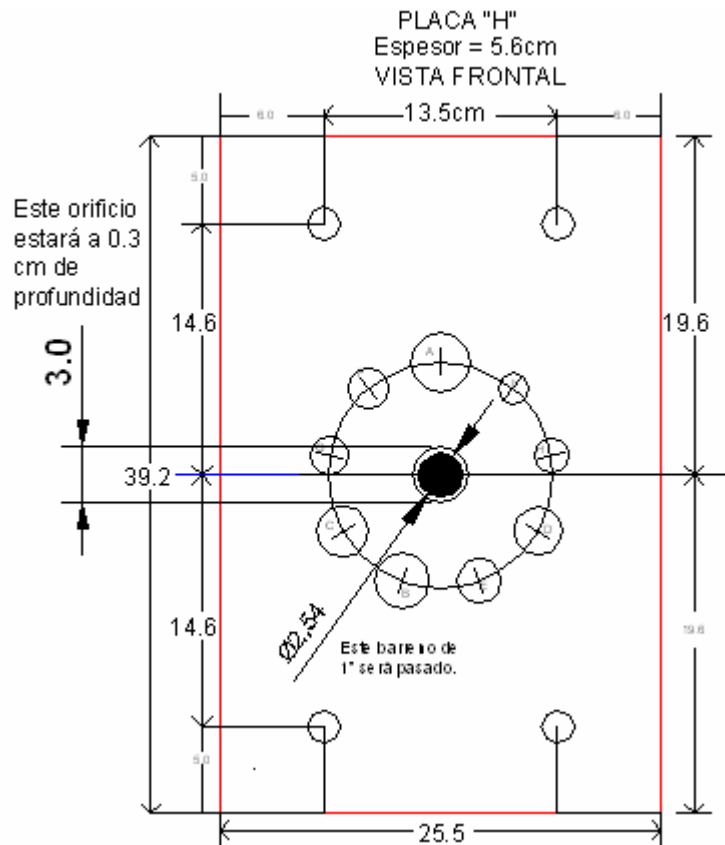
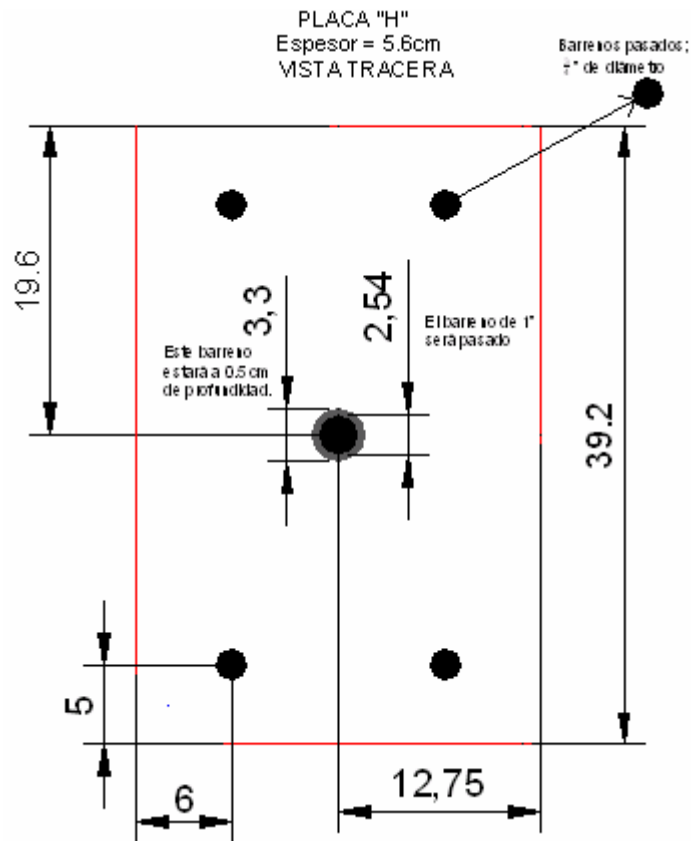


PLACA BOTADORA
 vista anterior
 PLACA "G"
 Espesor = 1.8cm



PLACA BOTADORA
 vista posterior
 PLACA "G"
 Espesor = 1.8cm





4 Orificios para barrenos, 3/4" de diámetro, esta placa será la hembra de los pernos de registro de la placa G, estarán a 2 cm de profundidad.

Diferentes diámetros;
estarán a 2 cm de profundidad.

A = 3.4cm

B = 3.2cm

C = 3.0cm

D = 2.8cm

E = 2.6cm

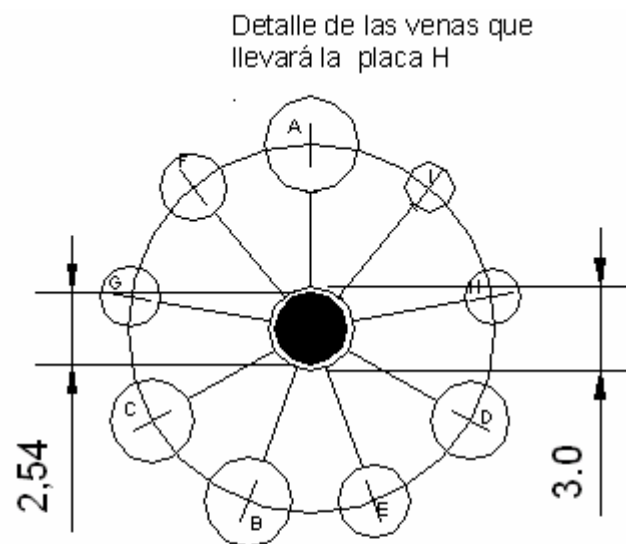
F = 2.4cm

G = 2.2cm

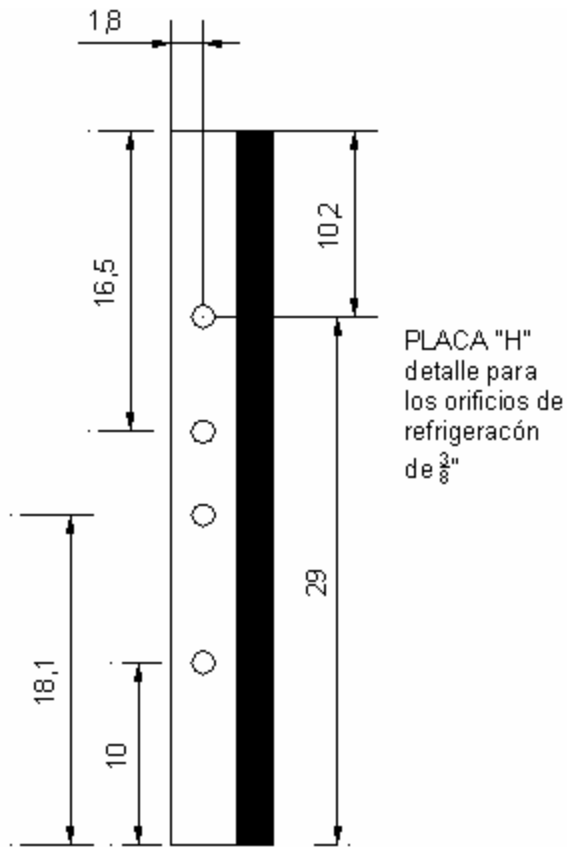
H = 2.0cm

I = 1.8cm

Las medidas serán equidistantes 40°



las medidas para estas venas serán de $\frac{1}{8}$ " de espesor y $\frac{1}{16}$ " de profundidad. Saldrán de una circunferencia de 3.0 cm de diámetro a cada uno de los círculos exteriores.



Glosario

Ánulo: Anillo alrededor de una válvula del corazón donde las membranas de la válvula se combina con el músculo del corazón.

Aurícula: Cámara; antiguamente, aurícula del corazón. Hay dos aurículas, derecha e izquierda. La derecha recibe sangre venosa por las venas cavas superior e inferior y la envía al ventrículo derecho. La aurícula izquierda recibe sangre arterial procedente de las cuatro venas pulmonares y la envía al ventrículo izquierdo.

Biocompatibilidad: No presencia de reacciones alérgicas, inmunitarias, etc, en el contacto entre los tejidos del organismo y algunos materiales.

Duramadre: Cubierta fibrosa y consistente del sistema nervioso central. Es la más externa de las tres que rodean al encéfalo y la médula espinal.

Endocarditis: Es una infección grave producida por la agresión de diversas bacterias (del género estreptococo, enterococo y esfilococo) sobre el endocardio (membrana delgada de células y tejido que cubre la superficie interna del músculo y las válvulas del corazón). La endocarditis puede producir problemas neurológicos y también derrames.

Estenosis Aórtica: Es un estrechamiento de la válvula o conducto que sale de la cámara izquierda del corazón. Ésta es la cámara de bombeo principal del corazón. Al necesitarse más fuerza para bombear la sangre a través de la válvula, el volumen de sangre que bombea el corazón hacia el resto del cuerpo disminuye.

Estenosis Pulmonar: Es un estrechamiento de la válvula o conducto que va del lado derecho del corazón a los pulmones.

Fármaco Anticoagulate: Fármaco que ayuda a mejorar la circulación de la sangre y disminuye el riesgo de formación de coágulos en el flujo sanguíneo.⁴⁷

Fibrilación auricular o atrial: Es una alteración del ritmo con el que se contraen las aurículas, que laten de forma rápida y desordenada y provocan, a su vez, un ritmo de contracción ventricular desordenado.

Glutaraldehído: desinfectante frío para limpiar el equipo que es sensible al calor, incluyendo los instrumentos de diálisis y de cirugía. También se usa este producto químico como un adhesivo de tejido en los laboratorios de histología y patología y como un agente de endurecimiento en el revelado de los rayos X. El glutaraldehído es un líquido oleaginoso sin color y con un olor acre. Los trabajadores de hospital lo usan más frecuentemente en forma diluida mezclada con agua.

Hemodinámico: Estudio del flujo sanguíneo y los mecanismos circulatorios en el sistema vascular.

Hemólisis: Liberación de hemoglobina de los glóbulos rojos de la sangre, caracterizada por anemia.

Lixiviación: Operación mediante la cual, haciendo que un líquido atraviese una sustancia pulverizada, se logra extraer de ésta todos los principios que sean solubles en dicho líquido.

Pericardio: El pericardio es un saco delgado de dos capas que rodea el corazón. Entre las dos capas hay un líquido que lubrica constantemente las superficies y permite que el corazón se mueva fácilmente durante la contracción.

Pirógeno: Agente que produce fiebre. El más frecuente es la toxina de las bacterias. Además de los agentes exógenos, hay pirógenos endógenos, en concreto, una proteína de bajo peso molecular liberada por los leucocitos fagocíticos como respuesta a las proteínas extrañas.

Prótesis: Procedimiento mediante el cual se repara artificialmente la falta de un órgano o parte de él.

Regurgitación o insuficiencia: La válvula no se cierra completamente, por tanto, la sangre retrocede, al menos en parte, a la cavidad de la que procede.

Tromboembolismo: Es una situación clínica que ocurre cuando se genera un coágulo en el interior del sistema vascular y permanece in situ (trombosis) o es desplazado hacia delante en el torrente circulatorio (embolia).

Trombosis: Afección que tiene lugar cuando se forma un tapón de sangre coagulada o trombo en un vaso sanguíneo o en el corazón. Un coágulo entero, o un fragmento pueden pasar en dirección a la corriente sanguínea (embolismo). El coágulo o tapón trasladado se denomina émbolo.

Válvula mitral: Permite que la sangre oxigenada proveniente de los pulmones pase de la aurícula izquierda al ventrículo izquierdo.

Válvula aórtica: Permite que la sangre rica en oxígeno pase desde el ventrículo izquierdo a la aorta, la arteria más grande del cuerpo, la cual transporta la sangre al resto del organismo.

Ventrículo: Etimológicamente significa pequeño estómago y, en efecto, los ventrículos son cavidades pequeñas.

BIBLIOGRAFÍA

1. D. J. Wheatley, J. Fisher, D. Williams. Heart Valve Prosthesis. Patent No. US 6171335 B1. 2001.
2. S. Gabbay. Annuloplasty for Supporting an Annulus of a Heart Valve. Patent No. US 6368348 B1. 2002.
3. J. A. Chinn. Polymeric Heart Valve Fabricated from Polyurethane/ Polysiliconeurethane Blends. Patent No. US 6596024 B2. 2003.
4. E. Zarco Silva. Nanocompuestos Poliméricos Aplicados a Válvulas Cardiacas. Universidad La Salle, México. 2004.
5. Z. G Tadmor and G. Costas. Principles of Polymer Processing. John Wiley & Sons, New York. Cap. I, pag. 31, 32. 1979.
6. R. Ferdinand. Principles of Polymer Systems. Tata Mc Graw Hill Publishing Company LTD, New York. Cap. II, pag. 10-15. 1974
7. R. B. Seymour, C. E. Carraher, Jr. Introducción a la Química de los Polímeros. Editorial Reverté, S.A. España. 7031. 1998.
8. A. Rudin. The Elements of Polymer Science and Engineering. Academic Press. London. Pag. 375-404. 1982.
9. G. Bodini, F. Cacchi Pessani. Moldes y Máquinas de Inyección para la Transformación de Plásticos. Ed. McGraw-Hill, México. Cap. I, pag. 11-50. 1993.
10. J. F Agassant, P. Avenas, J. Sergent and P. J. Carreau. Polymer Processing. Hanser, New York, USA. Cap. III, pag. 277-290. 1991.
11. B.J. Hunt and M.I. James. Polymer Characterization. Blackie Academic & Professional, New York. Cap. VII, pag. 261-265. 1993.
12. Microscopía Electrónica de Barrido.
<http://www.geocities.com/CapeCanaveral/Lab/1987/fundam1.html>.
13. R.J. Young and P. A. Lovell. Introduction to Polymers. Chapman & Hall, London. pag. 222-227. 1991.
14. R. T. Conley. Espectroscopía Infrarroja. Ed. Alambra, Madrid. Cap. IX, pag. 540-543. 1979.
15. S. Papp. Radiopaque Polymeric Composition. Patent No. US 4935019. 1990.

16. J. S. Stinson, C. O. Clerc. Radiopaque Markers and Methods of Using the Same. Patent No. US 6340367 B1. 2002.
17. Standard Test Methods for Radiopacity of Plastics for Medical Use. Annual Book of ASTM Standards. Vol. 11.01, F 640. 2001.
18. G. Astarita and L. Nicolas. Polymer Processing and Properties. PLENUM PRESS, New York, USA. Pag. 215-220. 1984.
19. F. Rodriguez. Principles of Polymer Systems. Tata Mcgraw Hill Publishing Company LTD. New York. Cap. XIII, pag. 511-520. 1974.
20. A. Delgado. Extrusión de Plásticos. H. Blume Ediciones, España. Cap. I, pag. 15, 50. 1997.
21. R. Anguita Delgado. Moldeo por Inyección. Mcgraw Hill, España. Cap. II, pag. 31-55. 1975.
22. D.H. Morton – Jones. Procesamiento de Polímeros. Chapman & Hall, España. Cap. III, pag. 240-260. 1994.
23. Enciclopedia del plástico. Instituto Mexicano del Plástico Industrial. S.C. (IMPI). Cap. X. México, 1997.
24. Propiedades del POM y nanopartículas. <http://www.tangram.co.uk/TI-Polymer-POM.html>.
25. R. W. Lenz. Organic Chemistry of Synthetic High Polymers. Tata Mc Graw Hill Publishing New York, USA. Pag. 125-128. 1991.
26. PERP Program – New Report Alert. Nexant Chem Systems. October 2002.
27. J. B. Park. Biomaterials Science and Engineering. Plenum Press. Mc Graw Hill Publishing. USA. 332-335. 1984.
28. D. Hill. Design Engineering of Biomaterials for Medical Devices. John Wiley & Sons. New York. Pag. 65-66. 1988.
29. Propiedades del POM. http://www.boedeker.com/acetala_p.htm.
30. Nanomateriales. <http://www.csa.com/hottopics/nano/overview.html>.
31. X. Song, S. Sun, W. Fan, Z. Yin. Materials Letters. 3026-3030, 2003.
32. Definiciones de problemas cardiacos comunes.
http://www.healthsystem.virginia.edu/UVAHealth/adult_cardiac_sp/glossary.cm

33. Tromboembolismo.
<http://www.medicosecuador.com/espanol/articulos/174.htm>.
34. J. Zhiqian, L. Zhongzhou. Journal of Membrane Science. 153-161. 2002.
35. L. M. Cafiero, G. Baffi, A. Chianese, and R. J. J. Jachuck. Ind. Eng. Chem. Res. Vol. 41(21), 5240-5246. 2002.
36. L. Qi, J. Ma, H. Cheng, Z. Zhao. Journal Colloids and Surfaces. 117-126. 1996.
37. H.C. Schwarzer and W. Peukert. Chem. Eng. Technol. 25, 657-661. 2002.
38. T. Burg and O. Standard. Materials for Biomedical Engineering. Biomedical Materials – Student, 1-15. 2001.
39. J. S. Fister, V. A. Memoli, J. O. Galante, W. Rostoker and R. M. Urban. Journal of Biomedical Materials Research. Vol. 19 (1), 519-533. 1985.
40. Standard Practice for Selecting Generic Biological Test Methods for Materials and Devices, Annual Book of ASTM Standards, Vol. 11.01, F 748-98. 1988.
41. P. Chang. Biomaterials. Vol. 2(3), 151-155. July 1981.
42. W. Vongpatanasin, L. D. Hillis, and R. A. Lange. Medical Progress. Vol. 335 (6), 407-416. 1996.
43. A. Sabokbar, Y. Fujikawa, D. W. Murray, N. A. Athanasol. Journal of Bone and Joint Surgery, 79 (1), 129-134. Jan 1997.