



# **Instituto Tecnológico de Tuxtla Gutiérrez**

---

Carrera:

**Ingeniería Química**

Tema:

**“Caracterización reológica de soluciones de suero fetal de bovino con ácido hialurónico”**

Alumna:

**Díaz Rizo Ana Isabel**

Asesor interno:

**Ing. Enrique Williams Santos Balboa**

Asesor externo:

**Dr. José Dolores Oscar Barceinas Sánchez**

Tuxtla Gutiérrez, Chiapas a 15 de Enero de 2018.

# ÍNDICE GENERAL

CONTENIDO	PÁGINA
Resumen.....	1
Summary.....	2
1.1 Introducción.....	3
1.2 Planteamiento del problema.....	4
1.3 Justificación.....	5
1.4 Objetivos.....	6
1.4.1 Objetivo general.....	6
1.4.2 Objetivos específicos.....	6
1.5 Caracterización del área en que participó.....	7
1.6 Alcances y limitaciones.....	7
1.7 Marco teórico.....	8
2. Metodología experimental.....	43
2.1 Procedimiento.....	43
2.2 Cálculos.....	48
2.3 Materiales y reactivos.....	53
2.4 Equipos.....	57
3. Resultados.....	58
3.1 Análisis de resultados.....	58
3.2 Conclusiones.....	78
3.3 Referencias bibliográficas y virtuales.....	79
4. Anexos.....	80

# ÍNDICE DE TABLAS Y GRÁFICAS

CONTENIDO	PÁGINA
Tabla A.....	46
Tabla B.....	65
Tabla 1.1.....	49
Tabla 1.2.....	50
Tabla 1.3.....	52
Tabla 2.1.....	53
Tabla 2.2.....	53
Tabla 2.3.....	56
Tabla 3.1.....	57
Tabla 3.2.....	58
Tabla 3.3.....	59
Tabla 4.1.....	61
Tabla 4.2.....	62
Tabla 4.3.....	63

# RESUMEN

En el siguiente documento se darán a conocer las actividades realizadas dentro del periodo Junio-Diciembre de la residencia profesional en el Centro de Investigación y ciencia aplicada y tecnología avanzada (CICATA), el proyecto se enfoca en el análisis de las propiedades reológicas de suero fetal bovino con y sin adiciones de ácido hialurónico, su comportamiento mecánico del fluido, se resalta la importancia que tiene su estudio, la mecánica de fluidos es una rama de la física se apoya de diversas ciencias como la química y las matemáticas, para su análisis fueron revisadas y tomadas en cuenta diversas fuentes de información primarias y secundarias para proceder al desarrollo de los experimentos, también se explican los puntos más importantes dentro de las actividades realizadas, los métodos aplicados para los análisis, también se expondrán los resultados obtenidos y su análisis, llegando así a las conclusiones del proyecto realizado.

# SUMMARY

In the following document will be announced the activities carried out within the period June-December of the professional residency in the Research Center and applied science and advanced technology (CICATA), the project focuses on the analysis of the rheological properties of fetal serum bovine with and without additions of hyaluronic acid, its mechanical behavior of the fluid, the importance of its study is emphasized, the mechanics of fluids is a branch of physics supported by diverse sciences like chemistry and mathematics, for its analysis were reviewed and taken into account various sources of primary and secondary information to proceed with the development of the experiments, the most important points are also explained within the activities carried out, the methods applied for the analyzes, the results obtained and their analysis will also be exposed, thus reaching the conclusions of the project carried out.

# 1.1 INTRODUCCIÓN

Para el estudio y análisis de los fluidos, es necesario definir que es un fluido se dice que es todo cuerpo que tiene la propiedad de fluir, es aquella sustancia que le someten esfuerzos, los fluidos se suelen dividir en gases y líquidos, esto debido a su propiedad de compresión que los gases presentan y los líquidos no.

La mecánica de fluidos, la encargada del estudio del movimiento de los fluidos, es una rama de la física la cual participa con otras ciencias como Física, Química y Matemáticas, lo cual lo convierte en un estudio multidisciplinario, la mecánica de los fluidos tiene muchas aplicaciones como los medios de transportes, la hidráulica y en diversas industrias.

Otra disciplina que es de importancia para el estudio de los fluidos se encuentra la reología, la cual estudia la deformación de un fluido sometido a un esfuerzo externo, ambas disciplinas comparten el estudio de propiedades de los fluidos como lo son la viscosidad, elasticidad y relajación, de esta manera ambas contribuyen al desarrollo y construcción de nuevos conocimientos.

Se pretende caracterizar reológicamente las pruebas de suero fetal de bovino con y sin adiciones de ácido hialurónico.

## 1.2 PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA

En las múltiples aplicaciones de la reología y la mecánica de fluidos se encuentra la aplicación de su conocimiento en la rama de la salud humana, uno de los principales problemas que aquejan en la salud de la sociedad son los daños a las articulaciones, estos puntos en los cuales entran en contacto los huesos se ven deteriorados por la edad y diversas enfermedades, siendo así que dificulta la movilidad de las personas de forma gradual, por el desgaste y pérdida del líquido sinovial la cual es el componente que se encuentra en las articulaciones, como su nombre lo dice es un líquido que se compone principalmente por ácido hialurónico y en menor proporción por proteínas, este líquido presenta propiedades de un fluido no newtoniano, se caracteriza por aumentar su viscosidad cuando es sometido a un esfuerzo, de esta manera reducen los impactos y la fricción entre huesos. La ISO 14243-3 menciona la cantidad de proteína contenida en el líquido sinovial, pero no toma en cuenta la viscosidad que debe tener el líquido, quedando poco específica en cuanto a esta propiedad.

## 1.3 JUSTIFICACIÓN

La ISO 14243-3 no especifica un valor de la viscosidad en prótesis pero si el contenido de proteínas que se debe tener, quedando así una incertidumbre sobre lo relevante de esta propiedad, el estudio del proyecto se centra en el análisis del comportamiento del líquido sinovial, principal componente de las articulaciones, el cual no se puede analizar y experimentar de manera directa, por lo que se debe de realizar de manera análoga con suero fetal bovino (fuente de proteína) y ácido hialúronico (modificante de la viscosidad) a diferentes concentraciones, para obtener datos, que representen a los valores de una persona reumática, en proceso de reumatismo y otra normal, actualmente no hay reportes de estudios previos del comportamiento reológico de esta solución, este proyecto es un antecedente para futuras consultas sobre este tema de estudio.



# 1.4 OBJETIVOS

## 1.4.1 OBJETIVO GENERAL

Determinar el comportamiento reológico de soluciones de suero fetal de bovino con ácido hialurónico a diferentes concentraciones.

## 1.4.2 OBJETIVOS ESPECÍFICOS

- ❖ Determinar el efecto de la velocidad de deformación cortante sobre la viscosidad de soluciones de suero fetal de bovino con y sin adiciones de ácido hialurónico.
- ❖ Determinar el efecto de la velocidad de deformación cortante sobre los módulos  $G'$  y  $G''$  de soluciones de suero fetal de bovino con y sin adiciones de ácido hialurónico.
- ❖ Determinar el modelo de comportamiento reológico para las soluciones de suero fetal de bovino con y sin adiciones de ácido hialurónico analizadas.

## 1.5 CARACTERIZACIÓN DEL ÁREA EN QUE SE PARTICIPÓ

El proyecto se realizó en el Centro de Investigación de Ciencia Aplicada y Tecnología Avanzada (CICATA), ubicado en la ciudad de Santiago de Queretaro, Queretaro.

### **En el área de Procesamiento de materiales y manufactura**

El objetivo en esta área es investigar, desarrollar y adecuar nuevas tecnologías en las áreas tribología, procesos industriales y materiales. En tribología están interesados en fricción, desgaste, lubricación, mantenimiento industrial.

Donde se hicieron uso los laboratorios de:

Tribología, Química y Bioquímica.

## 1.5 ALCANCES Y LIMITACIONES

- ❖ Una limitación muy importante para este proyecto es que no hay suficiente información previa para fundamentar sobre este tema.
- ❖ Solo se utilizaran tres soluciones con diferente concentración de ácido hialurónico cada una. Se usara una solución de suero fetal de bovino a 20 g/L como control.
- ❖ Obtención e información necesaria para realización de pruebas in-vitro.
- ❖ Aportación de datos para la ISO 14243-3.

## 1.7 MARCO TEÓRICO

La mecánica de fluidos es una rama de la mecánica y esta a su vez es una rama de la física que estudia el movimiento de los fluidos y las fuerzas que los provocan; los fluidos se dividen en gases y líquidos, estos tienen una característica similar porque son incapaces de resistir esfuerzos cortantes, y esto provoca que no tengan una forma definida.

Los gases presentan una gran compresibilidad, que influye sobre las características del flujo, ya que tanto el volumen como la densidad varían con facilidad. En el caso de los gases el movimiento térmico vence a las fuerzas atractivas y, por tanto tienden a ocupar todo el volumen del recipiente que los contiene.

En el caso de los líquidos, por el contrario, la compresibilidad es muy débil. Esto es debido a que las fuerzas atractivas entre las moléculas del líquido vencen al movimiento térmico de las mismas, colapsando las moléculas y formando el líquido. Al contrario que en el caso de los gases, que tendían a ocupar todo el volumen que los contiene, los líquidos tienden a formar una superficie visible.

La mecánica de fluidos puede dividirse en dos aspectos importantes que son:

La Estática de Fluidos: Que se ocupa de los fluidos en reposo, es decir sin que existan fuerzas que alteren su posición.

La Dinámica de Fluidos: Que se ocupa de los fluidos en movimiento, es decir que están bajo fuerzas que alteran su posición.

Existen dos tipos de propiedades en los fluidos que pueden ser primarias y secundarias:

Propiedades primarias

Propiedades primarias o termodinámicas:

Presión, densidad, temperatura, energía interna, entalpia, entropía, calores específicos, viscosidad.

## Propiedades secundarias

Caracterizan el comportamiento específico de los fluidos.

Viscosidad, conductividad térmica, tensión superficial, compresión.

La característica fundamental de los fluidos es la denominada fluidez. Un fluido cambia de forma de manera continua cuando está sometido a un esfuerzo cortante, por muy pequeño que sea éste, es decir, un fluido no es capaz de soportar un esfuerzo cortante sin moverse durante ningún intervalo de tiempo. Unos líquidos se moverán más lentamente que otros, pero ante un esfuerzo cortante se moverán siempre. La medida de la facilidad con que se mueve vendrá dada por la viscosidad, relacionada con la acción de fuerzas de rozamiento.

A escala microscópica la materia, y en particular un fluido está compuesta de moléculas a cierta distancia promedio con espacio vacío entre ellas. Estas moléculas están continuamente moviéndose y colisionando entre sí. Un análisis exacto del problema debiera tener en cuenta la acción de cada molécula o grupo de moléculas en el fluido.

### **Viscosidad**

La viscosidad dinámica o molecular,  $\mu$ , se puede definir como una medida de la resistencia a fluir de un fluido. Dicho concepto se introdujo anteriormente en la Ley de Newton, que relaciona el esfuerzo cortante con la velocidad de deformación (gradiente de velocidad).

$$\tau = \mu \dot{\gamma}$$

Siendo  $\mu$ , la viscosidad dinámica (Pa\*s),  $\tau$  es el esfuerzo cortante o de cizalla (Pa),  $\dot{\gamma}$  la velocidad de deformación (S<sup>-1</sup>) también se denomina D.

Al esfuerzo de cizalla  $\tau$  se le suele llamar: Tensión tangencial, Tensión de cizalla, Tensión de corte, Fuerza superficial, Shear Stress (en inglés). Es uno de los parámetros más importantes y fundamental para el cálculo de la viscosidad en el reómetro.

La velocidad de cizalla nos aporta la velocidad de variación de la deformación, también se llama velocidad de deformación y la definimos matemáticamente de la siguiente forma:

$$\frac{dy}{dt} \equiv \dot{\gamma} \equiv D = \frac{du}{dy} = (S^{-1})$$

La viscosidad es un término de gran relevancia en el presente estudio ya que será su valor el que nos aporte la información suficiente para anticipar la calidad del producto que se pretende medir. Para conocer, por tanto, este parámetro reológico, es necesario diseñar un instrumento capaz de medir con exactitud los términos de los que depende la viscosidad.

### **Tipos de viscosidad**

Existen cuatro tipos de viscosidad: la viscosidad dinámica, la viscosidad cinemática y la viscosidad aparente.

La viscosidad dinámica o absoluta, denominada “ $\mu$ ” se ha visto anteriormente.

Existe otro término de viscosidad denominada viscosidad cinemática, “ $\nu$ ”, que relaciona la viscosidad dinámica con la densidad del fluido utilizado.

En cambio, la viscosidad aparente “ $\eta$ ” se define como el cociente entre el esfuerzo cortante y la velocidad de deformación para fluidos de comportamiento no lineal. Este término es el que se utiliza al hablar de “viscosidad” para fluidos no newtonianos. Si se representa la curva de fluidez (esfuerzo cortante frente a velocidad de deformación) se define también como la pendiente en cada punto de dicha curva.

Existe otro tipo de viscosidad importante que puede evaluar características relevantes de un material, es la denominada viscosidad extensional,  $\mu_e$ : La viscosidad extensional se define como la viscosidad que presenta un fluido no newtoniano cuando se aplica un esfuerzo de tracción sobre él. Presenta la relación entre el esfuerzo y la velocidad de deformación en el eje que se produzca (axial ó biaxial).

La relación entre la viscosidad dinámica y la extensional se denomina número de Trouton y para los fluidos Newtonianos tiene un valor de 3.

$$\mu_e = 3\mu$$

### Unidades

Las unidades de viscosidad dinámica más utilizadas son los Pascales y miliPascales por segundo (Pa·s) y (mPa·s). Se debe tener en cuenta que 1000 mPa·s = 1 Pa·s. Además, el sistema cegesimal aún se sigue usando, siendo la unidad de medida el centiPoise (cP). La conversión de unidades entre los dos sistemas es: 1 cP = 1 mPa·s y 1 Poise = 1 gr/cm·s.

Unidades de la viscosidad:

$$\mu = \frac{\tau}{\frac{du}{dy}} = [ML^{-1}T^{-1}] = \frac{\frac{N}{m^2}}{\frac{m}{s}} = \frac{Ns}{m^2} = \frac{Kg \frac{m}{s^2} s}{m^2} = \frac{kg}{ms} = Pa \cdot s = Cp$$

Viscosidad cinemática:

$$v = \frac{\mu}{\rho} = \frac{\frac{kg}{ms}}{\frac{kg}{m^3}} = \frac{m^2}{s}$$

$$1 \frac{m^2}{s} = 10^4 \text{ stoke (St)} = 10^6 \text{ centistokes (cSt)}$$

### Variables que influyen en la viscosidad

Las variables más importantes que afectan a la viscosidad son:

- a) Velocidad de formación
- b) Temperatura
- c) Presión

## Variación de la viscosidad con la velocidad de deformación

Dicha variación es importante en la clasificación de los diferentes tipos de fluidos que se pueden encontrar desde el punto de vista reológico.

### Tipos de fluidos:

Existen tres tipos de fluidos:

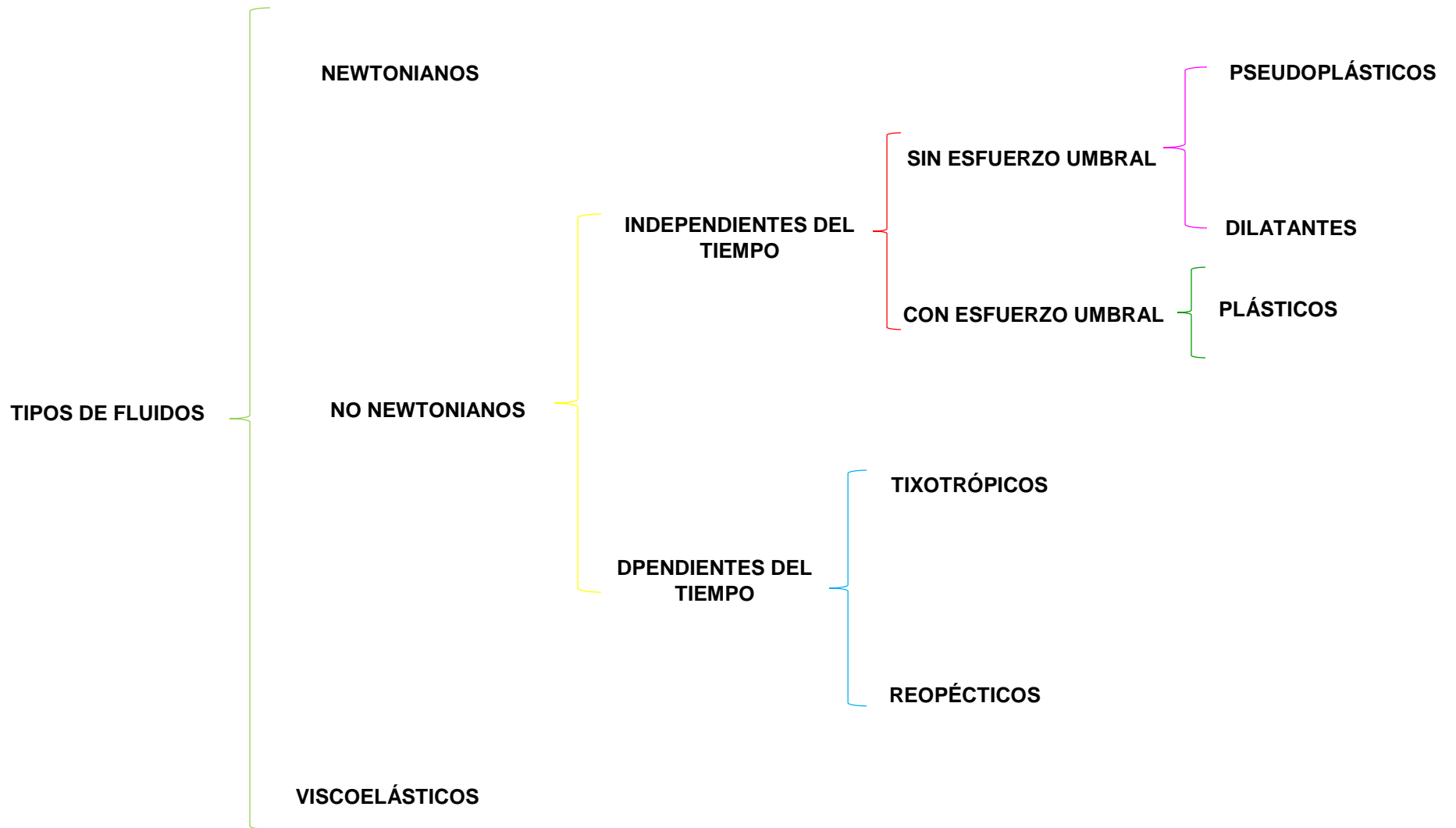
Newtonianos. Existe proporcionalidad entre el esfuerzo cortante y la velocidad de deformación.

No newtonianos. No hay proporcionalidad entre el esfuerzo cortante y la velocidad de deformación o se requiere un esfuerzo inicial para que comience a fluir denominado esfuerzo umbral  $\tau_0$ .

Viscoelásticos. Se comportan como líquidos y sólidos, presentando propiedades de ambos. La relación entre el esfuerzo cortante aplicado y la velocidad de deformación viene dada por la ecuación:

$$\tau = \mu \frac{du}{dy} \quad \text{Ley de viscosidad de Newton}$$

Un esquema con los tipos de fluidos existentes en Reología es el siguiente:





A continuación se describe detalladamente cada uno de ellos:

### Fluidos newtonianos

Un fluido newtoniano se caracteriza por cumplir la ley de newton, es decir, que existe una relación lineal entre el esfuerzo cortante y la velocidad de deformación, debido a que el término la viscosidad dinámica  $\mu$  es constante para este tipo de fluidos y no depende del esfuerzo cortante aplicado. Hay que tener en cuenta también que la viscosidad de un Fluido newtoniano no depende del tiempo de aplicación del esfuerzo, aunque sí puede depender tanto de la temperatura como de la presión a la que se encuentre. Para una mejor comprensión de este tipo de fluido se representan dos tipos de Gráficas, la “curva de fluidez” y la “curva de viscosidad”. En la curva de fluidez se muestra el esfuerzo cortante frente a la velocidad de deformación, mientras que en la curva de viscosidad se representa la viscosidad en función de la velocidad de deformación. Para un fluido newtoniano estas curvas tienen la forma típica indicada en la figura 3.3.



Figura 3.3: Curvas de fluidez y de viscosidad para un fluido newtoniano.

Como se puede observar en la curva de fluidez, el valor de la viscosidad  $\mu$  es la tangente al ángulo que forman el esfuerzo de corte y la velocidad de deformación, que es constante para cualquier valor aplicado. Además se observa en la curva de viscosidad que la viscosidad es constante para cualquier velocidad de deformación aplicada.

Ejemplos de este tipo de fluidos son el agua, el aceite.

## Fluidos no newtonianos

Los fluidos no newtonianos son aquellos en los que la relación entre esfuerzo cortante y la velocidad de deformación no es lineal. Estos fluidos a su vez se diferencian en dependientes e independientes del tiempo. Fluidos independientes del tiempo de aplicación del esfuerzo de cortadura. Estos fluidos se pueden clasificar dependiendo de si tienen o no esfuerzo umbral, es decir, si necesitan un mínimo valor de esfuerzo cortante para que el fluido se ponga en movimiento.

### Fluidos sin esfuerzo umbral

#### Fluidos pseudoplásticos. (Shear-thinning)

Este tipo de fluidos se caracterizan por una disminución de su viscosidad, y de su esfuerzo cortante, con la velocidad de deformación. Su comportamiento típico se representa en la Figura 3.4.



Figura 3.4: Curvas de fluidez y de viscosidad para un fluido pseudo-plástico.

Se pueden dar dos explicaciones a este comportamiento de manera simplificada, dada su complejidad, ya que el flujo que se forma es bastante complejo:

#### Flujo de varillas rígidas suspendidas en un líquido newtoniano:

Este modelo consiste en suponer que existen una serie de varillas desorientadas dentro del líquido newtoniano. Cada varilla, caracterizada por su movimiento browniano (propuesto por brown en 1827), tiene un vector de velocidad que tiende

a adoptar una situación horizontal. Dicho movimiento browniano es una observación indirecta de la agitación térmica de las moléculas de un líquido, al visualizarse el desplazamiento de partículas en suspensión en el seno del mismo.

La resultante de los choques al azar es una fuerza de magnitud y dirección variable según la orientación de las varillas. Cuanto mayor sea la orientación de las varillas, menor será la viscosidad del fluido.

### **Flujo de moléculas filamentosas en un líquido newtoniano:**

En este modelo se supone que, dentro del fluido newtoniano situado entre dos placas paralelas, una de las cuales se mueve, aparecen una serie de macromoléculas en forma de filamentos porosos que contienen grupos de átomos con una gran movilidad.

Al principio estos grupos de átomos forman filamentos bastante enredados. Con el tiempo, Al moverse la placa superior, la velocidad de deformación aumenta y la resultante de las fuerzas tiende a desenredar estos filamentos en la dirección del flujo, dependiendo de su elasticidad y de su velocidad de deformación, y además dicha fuerza libera parte del líquido que existe alrededor de la molécula.

Como resultado de todo lo que ocurre en el seno del fluido se produce una disminución de la fricción interna dando lugar a su vez a una disminución de la viscosidad (figura 3.5).



**Figura 3.5: Modelo de filamentos.**

Ejemplos de fluidos pseudoplásticos son: algunos tipos de ketchup, mostaza, algunas clases de pinturas, suspensiones acuosas de arcilla, etc. La formulación matemática de un fluido pseudoplástico es bastante compleja:

**Ley potencial (ostwald):**

$$\tau = K * \dot{\gamma}^n = K[\dot{\gamma}^{n-1}] * \dot{\gamma}$$

$\tau$ , es el esfuerzo cortante,  $\dot{\gamma}$ , la velocidad de deformación ( $s^{-1}$ ), k constante cuyas dimensiones dependen del valor de n (viscosidad aparente) y n, valor entero menor que uno.

Se puede calcular el valor de “n” representando la ecuación en escala doble-logarítmica:

$$\ln \tau = \ln K \dot{\gamma}^n = \ln K + n \ln \dot{\gamma}$$

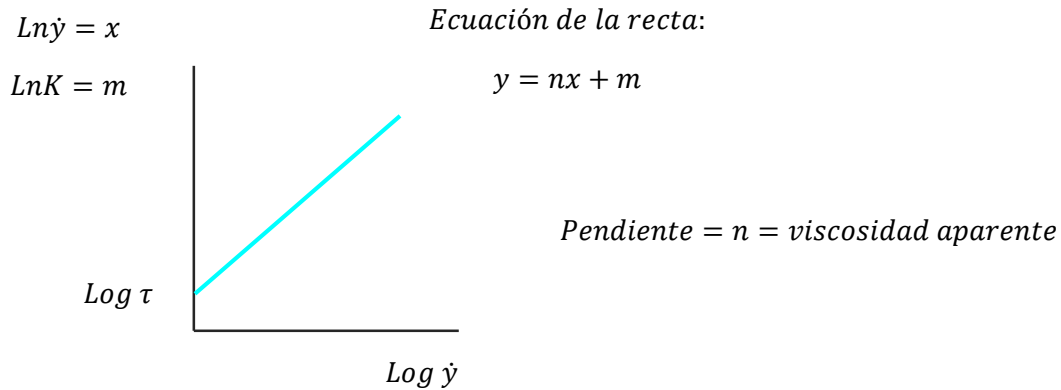


Figura 3.6: Representación gráfica log  $\tau$  vs log  $\dot{\gamma}$

La ordenada en el origen que se obtiene representa el valor de K.

La segunda forma de la ecuación proporciona el valor en módulo para movimientos mas complejos:

**Series de potencia (Steiger, Ory):**

$$\tau = a\dot{\gamma}^3 + c\dot{\gamma}$$

Siendo  $\tau$  el esfuerzo cortante (Pa),  $\dot{\gamma}$  la velocidad de deformación ( $s^{-1}$ ) y  $a, c$  son factores de dimensiones ( $s^{-1}$ ,  $s^{-3}$ ,  $s^{-5}$ ).

### Fluidos dilatantes. (shear-thickening)

Los fluidos dilatantes son suspensiones en las que se produce un aumento de la viscosidad con la velocidad de deformación, es decir, un aumento del esfuerzo cortante con dicha velocidad. La figura 3.7 representa las curvas de fluidez y viscosidad para este tipo de fluidos.



Figura 3.7: Curvas de fluidez y de viscosidad para un fluido dilatante.

El fenómeno de dilatación se produce debido a la fase dispersa del fluido. En dicho fluido tiene lugar un empaquetamiento de las partículas, dejando a la fase continua casi sin espacio. Si a continuación se aplica un esfuerzo, el empaquetamiento se altera y los huecos entre las partículas dispersas aumentan. Además, conforme aumenta la velocidad de deformación aplicada, mayor turbulencia aparece y más difícil es el movimiento de la fase continua por los huecos, dando lugar a un mayor esfuerzo cortante (la viscosidad aumenta). Ejemplos de este tipo de fluidos son: las disoluciones de harina de maíz, las disoluciones de almidón muy concentradas, la arena mojada, dióxido de titanio, etc.

El modelo que describe un comportamiento dilatante es la ley potencial vista anteriormente en el caso de fluidos pseudoplásticos, cambiando únicamente el valor de  $n$ , que debe ser mayor que la unidad ( $n > 1$ ).

$$\tau = K * \dot{\gamma}^n = K \dot{\gamma}^{-1} * \dot{\gamma}$$

### Fluidos con esfuerzo umbral (plásticos)

#### Fluidos plásticos

Este tipo de fluidos se comportan como un sólido hasta que sobrepasa un esfuerzo cortante mínimo (esfuerzo umbral) y a partir de dicho valor se comporta como un líquido. Las curvas de fluidez y viscosidad se representan en la figura 3.8.

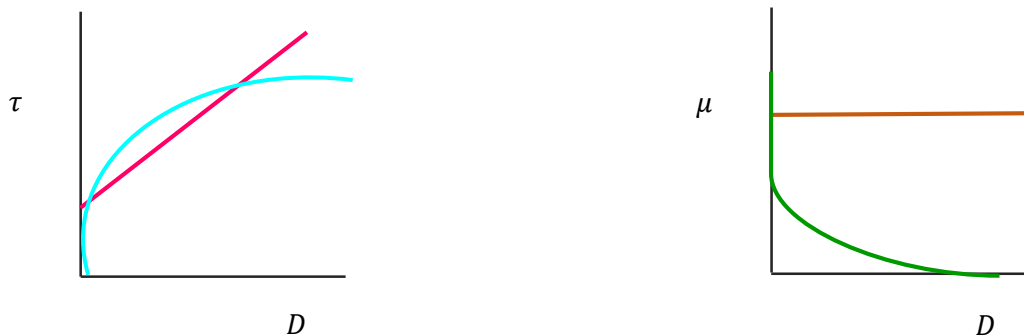


Figura 3.8: Curvas de fluidez y de viscosidad para un fluido plástico

La razón por la que se comportan así los fluidos plásticos es la gran interacción existente entre las partículas suspendidas en su interior, formando una capa llamada “solvatación”. Están formados por dos fases, con una fase dispersa formada por sólidos y burbujas distribuidos en una fase continua. En estos fluidos, las fuerzas de Van der Waals y los puentes de hidrógeno, producen una atracción mutua entre partículas. También aparecen fuerzas de repulsión debidas a potenciales de la misma polaridad.

En este tipo de fluidos se forman coloides cuyas fuerzas repulsivas tienden a formar estructuras de tipo gel. Si las partículas son muy pequeñas poseen entonces una gran superficie específica, rodeados de una capa de adsorción formada por moléculas de fase continua. Gracias a esta capa, las partículas inmovilizan gran cantidad de fase continua hasta que no se aplican sobre ellas un esfuerzo cortante determinado.

Los fluidos plásticos, a su vez, se diferencian en la existencia de proporcionalidad entre el esfuerzo cortante y la velocidad de deformación, a partir de su esfuerzo umbral. Si existe proporcionalidad, se denominan fluidos plásticos de Bingham y si no la hay, se denominan solo plásticos. Algunos ejemplos de comportamiento plástico son el chocolate, la arcilla, la mantequilla, la mayonesa, la pasta de dientes (las emulsiones, las espumas, etc.)

Las ecuaciones que modelan el comportamiento de los fluidos plásticos son dos:

Ecuación generalizada de Bingham. Se aplica a los fluidos plásticos de Bingham:

$$\tau - \tau_0 = \eta \dot{\gamma}^{n-1} * \dot{\gamma}$$

Siendo  $\tau$  el esfuerzo cortante (Pa),  $\tau_0$  el esfuerzo umbral requerido para que el flujo se ponga en movimiento (Pa),  $\eta$ , la viscosidad aparente (Pa\*s),  $\dot{\gamma}$  velocidad de deformación (s<sup>-1</sup>) y n un valor entero.

Ecuación de Casson. Se aplica para aquellos fluidos en los que no existe proporcionalidad entre el esfuerzo y la velocidad.

$$\sqrt{\tau} = \sqrt{\tau_0} + \mu_c * \sqrt{\dot{\gamma}}$$

Siendo  $\mu_c$  la viscosidad plástica definida por Casson (Pa\*s) y  $\dot{\gamma}$  velocidad de deformación (s<sup>-1</sup>).

### Fluidos dependientes del tiempo de aplicación:

Este tipo de fluidos se clasifican en dos tipos: los fluidos tixotrópicos, en los que su viscosidad disminuye al aumentar el tiempo de aplicación del esfuerzo cortante, recuperando su estado inicial después de un reposo prolongado, y los fluidos reopécticos, en los cuales su viscosidad aumenta con el tiempo de aplicación de la fuerza y vuelven a su estado anterior tras un tiempo de reposo.

### Fluidos tixotrópicos

Los fluidos tixotrópicos se caracterizan por un cambio de su estructura interna al aplicar un esfuerzo. Esto produce la rotura de las largas cadenas que forman sus moléculas. Dichos fluidos, una vez aplicado un estado de cizallamiento (esfuerzo cortante), sólo pueden recuperar su viscosidad inicial tras un tiempo de reposo. La viscosidad va disminuyendo al aplicar una fuerza y acto seguido vuelve a aumentar al cesar dicha fuerza debido a la reconstrucción de sus estructuras y al retraso que se produce para adaptarse al cambio.

Aparece un fenómeno de Histéresis (Figura 3.9).



Figura 3.9: Curvas de fluidez y de viscosidad para un fluido tixotrópico (histéresis)



Las razones de este comportamiento son diversas. Si se considera al fluido como un sistema disperso, se debe tener en cuenta que las partículas que hay en él, poseen diferentes potenciales eléctricos y tienden a formar tres estructuras variadas dependiendo de cómo sea la fase dispersa. Si la fase dispersa está formada por una serie de capas se denomina “Castillo de cartas, Card House” (Figura 3.10), si en cambio se compone de una serie de varillas se denomina “Armadura” (Figura 3.11), y si la fase dispersa está compuesta por formas esféricas se denomina “Estructura de perlas encadenadas” (Figura 3.12). Las fuerzas que actúan en estas estructuras son de tipo electrostático y se originan por el intercambio de iones dentro del fluido, el cual provoca atracciones y repulsiones entre ellos que dan lugar a cambios estructurales.



Figura 3.10: Fase dispersa tipo Card House o “Castillo de cartas”

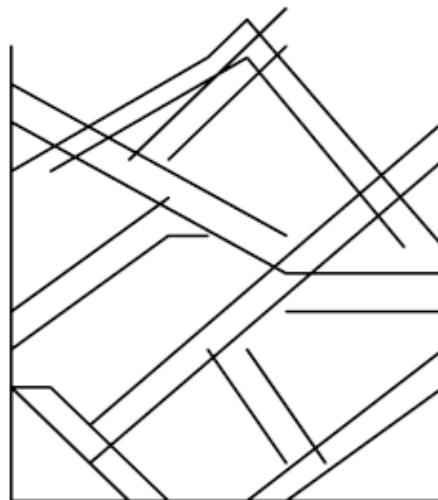


Figura 3.11: Fase dispersa denominada de “Armadura”

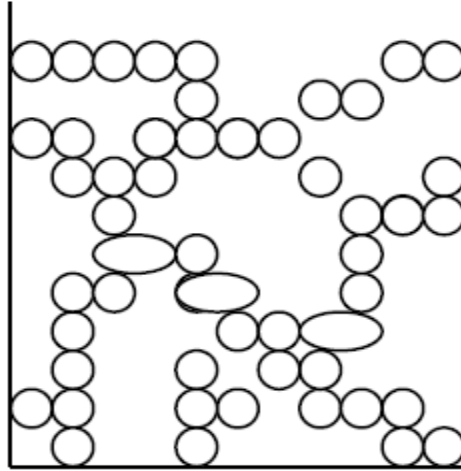


Figura 3.12: “Estructura tipo perlas encadenadas”.

Estos cambios estructurales hacen que disminuya la viscosidad con el aumento de la velocidad de deformación y que ésta esté muy influenciada por el tiempo. La estructura puede volver a recuperar su forma inicial dejándola un tiempo en reposo. Para diferenciar de forma sencilla un fluido tixotrópico, se aumenta la velocidad de deformación hasta un determinado valor y luego se disminuye hasta el reposo, observando entonces un fenómeno de histéresis, que ayuda a comprender la variación de la viscosidad. Ejemplos típicos de fluidos tixotrópicos son: las pinturas, el yogur, las tintas de impresión, la salsa de tomate, algunos aceites del petróleo, el nylon, etc. Para modelar la variación de la viscosidad con el tiempo, se utiliza la siguiente ecuación:

$$\mu(t) = \mu_0 - \int_{\infty}^t M_T(t - \dot{t}) \frac{df(D^2)}{dt} dt$$

Donde,

$$M_T(t - \dot{t}) = \int_0^{\infty} \frac{R(II)}{II} \exp\left[-\frac{(t - \dot{t})}{II}\right] dII$$

Siendo  $\lambda$ , el tiempo de relajación del fluido, es decir, el tiempo que tarda el fluido en disminuir su tensión a  $1/e$  veces. (Puede haber diversos tiempos de relajación),  $R(\lambda)$ , es una función de distribución de tiempos de relajación,  $\mu_0$  la viscosidad inicial sin perturbaciones y  $F(D^2)$ , una función simétrica de la velocidad de deformación.

### Fluidos reopécticos

Los fluidos reopécticos, en cambio, se caracterizan por tener un comportamiento opuesto a los tixotrópicos, es decir, que su viscosidad aumenta con el tiempo y con la velocidad de deformación aplicada y presentan una histéresis inversa a estos últimos. Esto es debido a que si se aplica una fuerza se produce una formación de enlaces intermoleculares conllevando un aumento de la viscosidad, mientras que si cesa ésta, se produce una destrucción de los enlaces, dando lugar a una disminución de la viscosidad.

Las curvas de fluidez y de viscosidad de los fluidos reopécticos se representan en la figura 3.13:



Figura 3.13: Curvas de fluidez y de viscosidad para un fluido reopéctico (histéresis)

Existen pocos fluidos de este tipo. Algunos ejemplos son: el yeso y la arcilla bentonítica, entre otros.

## Fluidos Viscoelásticos

Los fluidos viscoelásticos se caracterizan por presentar a la vez tanto propiedades viscosas como elásticas. Esta mezcla de propiedades puede ser debida a la existencia en el líquido de moléculas muy largas y flexibles o también a la presencia de partículas líquidas o sólidos dispersos.

La ecuación que describe el comportamiento viscoelástico está basado en el modelo de maxwell:

$$\tau + \lambda * \dot{\tau} = \eta D$$

Donde  $\tau$  es el esfuerzo cortante aplicado (Pa),  $\lambda$  el tiempo de relajación (s),  $\dot{\tau}$  el gradiente de esfuerzos cortantes,  $\eta$  la viscosidad aparente (Pa\*s) y D, es la velocidad de deformación.

Ejemplos de fluidos viscoelásticos son la nata, la gelatina o los helados

## Clasificación de fluidos en base a modelos avanzados

Modelo de herschel-bulkley, es un caso especial del modelo de la ley potencial donde el esfuerzo cortante está relacionado con el gradiente de velocidades mediante la siguiente expresión:

$$\tau = K \left( \frac{dV}{dy} \right)^n + \tau_0$$

Donde K es el coeficiente de consistencia del líquido (Pa\*s), n es el índice de la ley potencial (valor adimensional) y  $\tau_0$  es la tensión de fluencia (Pa) del fluido.

Este modelo incluye los siguientes casos particulares:

- ❖  $n = 1, \tau_0 = 0$  describe un fluido Newtoniano, en este caso  $K$  es la viscosidad dinámica del líquido ( $K = \eta$ ).
- ❖  $n = 1, \tau_0 > 0$  describe el Modelo Lineal de Bingham de líquidos no-Newtonianos caracterizados por una tensión de fluencia no nula ( $\tau_0$ ) por debajo de la cual el líquido se comporta como un sólido, así que para comportarse como un líquido se necesita exceder el umbral del esfuerzo cortante del fluido (este umbral se modela de forma automática tomando para  $K$ , aquí llamado viscosidad plástica, un valor muy superior para  $\tau < \tau_0$ ).
- ❖  $0 < n < 1, \tau_0 = 0$  describe el Modelo de la Ley Ley Potencial de fluidos no-Newtonianos tipo "shear-thinning".
- ❖  $n > 1, \tau_0 = 0$  describe el Modelo de la Ley Potencial de fluidos no-Newtonianos tipo "shear-thickening".

Modelo de Carreau, donde el esfuerzo cortante está relacionado con la velocidad de deformación mediante una expresión del tipo,

$$\mu = \mu^\infty + (\mu_0 - \mu^\infty) * \frac{\left[1 + K_1 * \left(\frac{dV}{dY}\right)^2\right] * (n - 1)}{2}$$

Donde  $\mu^\infty$  es la viscosidad dinámica del líquido a una tasa de corte infinita, es decir, la viscosidad dinámica mínima (Pa\*s),  $\mu_0$  es la viscosidad dinámica del líquido a una tasa de corte nula, es decir, la viscosidad dinámica máxima (Pa\*s),  $K_1$ , es la constante de tiempo (s) y "n" es el índice de la ley potencial (valor adimensional).

## **Esfuerzo de corte**

La fuerza requerida para mover un fluido se relaciona con el área en contacto con la sustancia y para llegar a una medida específica es necesario dividir la fuerza total necesaria para el movimiento por el área en contacto con la sustancia.

A esta relación se le denomina esfuerzo de Corte, el movimiento entre planos es siempre referido como "corte" o "cizalla", en inglés "shear".

## **Velocidad de deformación**

El cizallamiento ejercido sobre un material es relacionado con la velocidad relativa de movimiento y la distancia entre ellas. A una velocidad, dada, mayor esfuerzo se requiere en una unidad de material cuando las capas de un fluido están más cercanos. La medida específica de este trabajo por unidad de material es llamada velocidad o tasa de deformación o corte, y es definida como la velocidad relativa dividida por la distancia entre cada capa de un fluido.

## **Ley de newton de la Viscosidad**

A medida que transcurre el tiempo un fluido gana cantidad de movimiento, y finalmente se establece el perfil de velocidad en régimen estacionario. Una vez alcanzado dicho estado estacionario de movimiento, es preciso aplicar una fuerza constante para conservar el movimiento de la lámina inferior.

## **Fluidos Viscopoplásticos**

Son los formados por la suma de un componente elástico que absorbe la energía aplicada, transformándola durante la deformación en energía potencial, de forma que cuando esta cesa, la deformación vuelve a su estado inicial, y un componente viscoso, que absorbe la energía aplicada transformándola en calor y fluyendo. Las emulsiones o "slurries" con alto contenido de fase interna presentan una cierta rigidez y pueden por lo tanto exhibir un comportamiento, en algo, semejante a la elasticidad de los sólidos.

El término viscoelasticidad engloba el comportamiento de muchos fluidos que pueden exhibir elasticidad y flujo cuando son sometidos a un cizallamiento. La

mayor parte de las pastas y emulsiones concentradas, así como los geles, suelen mostrar viscoelasticidad.

Esto se traduce en el comportamiento siguiente: a bajas deformaciones, el fluido viscoelásticos se comporta literalmente como un sólido elástico. A altas deformaciones, estos fluyen de forma viscosa; es decir, como líquidos.

La causa del comportamiento viscoelásticos es la misma que produce la viscoplasticidad y la tixotropía. Un material viscoelásticos posee una estructura interna que es capaz de almacenar energía a bajas deformaciones, energía que libera luego al cesar la deformación para volver a su configuración original, de manera similar a un resorte. Claro está, si la deformación es de magnitud suficiente, la estructura interna colapsa y se produce el flujo del material.

La descripción más simple del flujo viscoelástico ideal de un líquido (o comportamiento viscoelástico lineal) la proporciona el modelo de Maxwell.

### **Relajación de esfuerzo**

El experimento de relajación del esfuerzo consiste en someter a un fluido a una deformación relativa de magnitud  $\gamma_0$  de velocidad de deformación  $\dot{\gamma}$  y en registrar el esfuerzo resultante.

El sólido elástico es capaz de almacenar energía para mantener la deformación y, como resultado, no fluye o relaja bajo la acción de la deformación de la velocidad de deformación. El otro comportamiento extremo es el del líquido Newtoniano que se relaja completamente y fluye. El comportamiento intermedio corresponde al fluido viscoelástico, el cual se relaja hasta un valor mínimo, cero para los líquidos viscoelásticos y el esfuerzo de equilibrio, para los sólidos viscoelásticos.

La curva de relajación del esfuerzo es una exponencial donde se le suele tomar con la letra  $G(t)$ , o módulo de relajación, puede expresarse como:

$$G(t) = \frac{T(t)}{\gamma_0}$$

Lo cual expresa un esfuerzo cortante en función del tiempo entre la velocidad de deformación. Cuando el módulo de relajación es sólo función del tiempo, el comportamiento resultante se denomina viscoelástico lineal.

Generalmente,  $G(t)$  es sólo función del tiempo por debajo de  $g_c$  o deformación relativa crítica. En tal sentido, la ecuación anterior es sólo válida para deformaciones por debajo de  $g_c$ . Para valores de deformación superiores a  $g_c$  el comportamiento se ha denominado viscoelástico no lineal.

### Recuperación de la deformación

En los experimentos de recuperación de la deformación se mide la capacidad de un fluido para recuperar la conformación que tenía antes de ser deformado. El grado de recuperación puede cuantificarse por análisis de la porción de la curva, luego que el esfuerzo ha sido removido. Un sólido elástico ideal se recupera completamente mientras que un líquido no recupera nada en absoluto. En los fluidos viscoelásticos, la función de recuperación de la deformación se escribe como:

$$J_r(t) = \frac{\gamma_r(t)}{\tau_0}$$

La cual se expresa como la relación entre la deformación relativa en función del tiempo entre el esfuerzo cortante cuando cesa.

Este tipo de experimentos sólo tiene sentido cuando se ha alcanzado una cedencia a la deformación estacionaria; esto es, cuando

$$g_c(t) = g_\infty \text{ (pendiente constante) y } \lim_{t \rightarrow \infty} J_r(t) = J_e$$

o

Cuando  $t \rightarrow \infty$ , esto último es válido sólo cuando se alcanzan condiciones de equilibrio durante el experimento.



## Experimentos oscilatorios

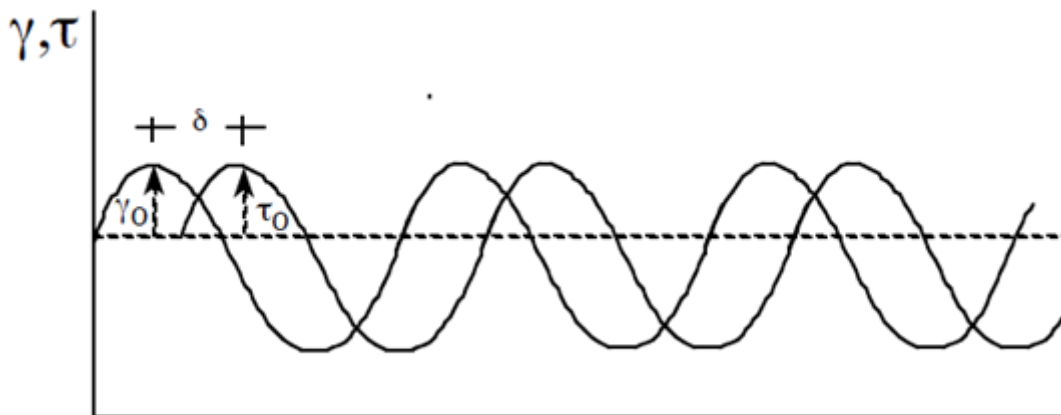
Un experimento oscilatorio consiste en someter un fluido a un esfuerzo o deformación sinusoidal. Una deformación sinusoidal puede expresarse en forma matemática como:

$$\gamma = \gamma_0 \sin(\omega t)$$

donde  $\gamma_0$  es la amplitud de la onda de deformación y  $\omega$  es la frecuencia de oscilación. El esfuerzo resultante a la deformación es:

$$T = T_0 \sin(\omega t + \delta)$$

donde  $\delta$  es el ángulo de fase. Las ecuaciones para  $\gamma$  y  $\tau$ , en estos casos, se han representado en la. El ángulo de fase  $\delta$  es cero para los sólidos elásticos y  $90^\circ$  para los líquidos Newtonianos. Un fluido viscoelástico exhibe un ángulo de fase entre cero y  $90^\circ$ .



Este tipo de comportamiento puede ser descrito mediante números complejos; en tal sentido, el esfuerzo puede descomponerse en dos componentes, un componente en fase y un componente fuera de fase. Puede definirse entonces un módulo de elasticidad complejo:

$$G^* = G' + G''$$

Dentro de los reactivos a utilizar se encuentra el suero fetal de bovino, el cual debe mantenerse congelado debido a la presencia de proteínas, para conservarlas y no afecte en la medición. Así que un día antes de usarlo se descongela y para preparar la primera solución de suero más agua, en una campana de extracción de flujo laminar.

La señal en fase,  $G'$ , se denomina el módulo de almacenamiento (elástico), o energía almacenada por ciclo, y se calcula como:

$$G' = \frac{T_0}{\gamma_0} \cos \delta$$

La señal fuera de fase,  $G''$ , o módulo de pérdidas (o módulo viscoso), o energía disipada por ciclo, y se expresa como:

$$G'' = \frac{T_0}{\gamma_0} \sin \delta$$

Nótese que medida de amortiguación del material, como vibración o amortiguación del sonido  $\tan \delta = G''/G'$ .

Puede también definirse una viscosidad aparente compleja  $\eta^*$ , donde

$$\eta^* = \frac{G''}{\omega} - i \frac{G'}{\omega} = \eta' - i\eta''$$

Siendo  $\eta'$  la viscosidad dinámica y  $\eta''$  la componente elástica de  $\eta^*$ . Considérese un material que es sometido a un ensayo oscilatorio el cual puede representarse según el modelo de Maxwell. Bajo esta condición,  $\tau_0 = \tau$  lo que permite escribir el módulo de elasticidad complejo según cualquiera de las siguientes expresiones:

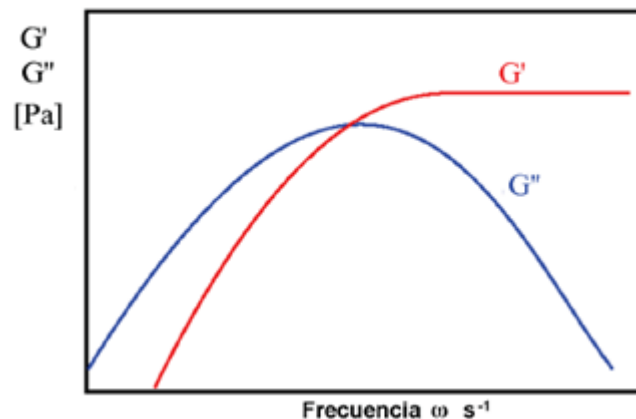
$$G^* = \frac{(i\omega\eta)}{(1 + i\omega T)} - \frac{(i\omega T G)}{(1 + i\omega T)}$$

Por lo tanto,  $G'$  y  $G''$  pueden escribirse como:

$$G' = \frac{G(\omega T)^2}{((1 + \omega T)^2)}$$

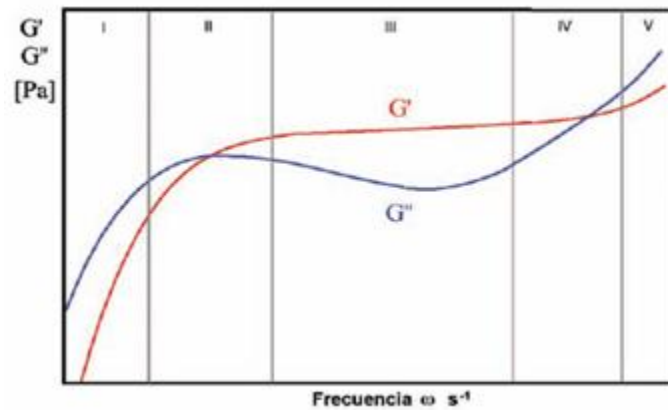
$$G'' = \frac{\eta\omega}{((1 + \omega T)^2)}$$

Lo que permite representar la respuesta del material en la figura siguiente:



Como podemos observar en la figura, a bajas frecuencias  $G''$  es mayor que  $G'$  lo que implica que el material se comporta como un líquido. Al aumentar la frecuencia esta tendencia se invierte y cuando  $G'$  es mayor que  $G''$  el material se comportara como un sólido. La frecuencia en la cual  $G'$  y  $G''$  se intersectan da lugar al tiempo característico o tiempo de respuesta del material. Este comportamiento “ideal” puede observarse en soluciones acuosas de surfactantes que forman micelas tipo esponja.

Es interesante observar cual sería el comportamiento de un material real ante el mismo ensayo oscilatorio.



En este caso se ve que el material pasa por múltiples transiciones. Inicialmente tenemos la zona I conocida como la zona de flujo o terminal donde  $G''$  predomina, y tal como habíamos expresado anteriormente esto indica un comportamiento viscoso, es decir, el material fluye. Todos los materiales, incluso los sólidos, exhiben esta zona pero en algunos casos la frecuencia necesaria para ponerla de manifiesto es tan pequeña que la mayoría de los instrumentos de medida no pueden determinarla.

En esta zona  $G''$  aumenta linealmente con la frecuencia mientras que  $G'$  lo hace al cuadrado de la frecuencia. La zona II, que es la zona de transición al flujo recibe este nombre porque si se observa a partir de frecuencias elevadas, cuando aún  $G' > G''$ , encontraremos el punto de intersección entre los módulos que marca el comienzo del comportamiento viscoso, el inverso de esta frecuencia de corte corresponde al tiempo de respuesta del material ( $\lambda$ ), tal como el que se calcula por el modelo de Maxwell.

La zona III, o zona gomosa, indica la “meseta” exhibida por  $G'$ , que puede considerarse esencialmente constante en ese rango de frecuencia. El comportamiento elástico predomina y el material se comporta como un sólido.

En algunos casos cuando la pendiente según la cual disminuye  $G''$  es suficientemente pequeña, es posible considerar que esta zona se aproxima a un comportamiento viscoelástico lineal.

La zona IV corresponde a la zona de transición vítrea,  $G''$  comienza a aumentar rápidamente y se produce otro corte entre los módulos, lo cual representa un segundo tiempo característico del material. Finalmente, la zona V corresponde a la región cristalina donde  $G''$  predomina. En una experiencia típica usualmente se pueden observar dos zonas de las mencionadas anteriormente, dependiendo del tiempo de respuesta del material. Sin embargo, existen sistemas, como las soluciones de poliestireno de bajo peso molecular, donde todas las zonas están bien definidas. Experimentalmente, una manera de visualizar todas las zonas de comportamiento de un material complejo es aprovechando la dependencia de los módulos  $G'$  y  $G''$  con la temperatura, lo que se conoce como el principio de superposición tiempo-temperatura.

Otros ejemplos típicos de materiales viscoelásticos incluyen la masa de pan, polímeros fundidos y geles naturales o artificiales.

Tal como hemos adelantado, en la mayoría de los casos de comportamiento viscoelástico el factor tiempo tiene un efecto significativo en las propiedades de flujo observadas. Una medida de la influencia del tiempo es el llamado número de Deborah,  $De$ , el cual es una relación adimensional entre el tiempo de respuesta ( $\lambda$ ) y el tiempo de observación:

$$De = \frac{\text{Tiempo de respuesta (tiempo característico de la sustancia)}}{\text{Tiempo de observación (tiempo de experimento)}}$$

El tiempo característico de una sustancia ( $\lambda$ ) se puede calcular, según explicaciones precedentes, a partir de:

$$\lambda = \frac{\eta}{G}$$

## **Técnicas de medición**

Para estudiar las propiedades de flujo de un fluido dado debe seleccionarse el tipo de reómetro adecuado; en el mercado existe una gran diversidad de aparatos que pueden adecuarse a nuestras necesidades, y en casos muy raros es necesario diseñar y construir uno. La mayoría de los reómetros de acuerdo al tipo de fluido es la geometría que se utiliza, lo cual es útil si el fluido es newtoniano pero puede dar lugar a sacar conclusiones erróneas si es un fluido no newtoniano.

## **Procedimiento experimental**

Para caracterizar una sustancia una sustancia dada, mediante ensayos dinámicos se pueden realizar los siguientes tests:

### **Barrido de deformación o de esfuerzo**

Para encontrar la zona de viscoelasticidad lineal. El modulo  $G^*$  es independiente de la deformación o esfuerzo aplicado.

### **Barrido de frecuencia**

Para estudiar y caracterizar el grado de viscoelasticidad lineal de la muestra.

## **Reómetro**

Un reómetro es un instrumento de precisión que contiene material de interés en una configuración geométrica, controla el ambiente que lo rodea aplica y mide amplios rangos de esfuerzo, deformación y velocidad de deformación.

## **Tipos de reómetros**

### **Reómetro de tubo capilar**

El principio de un reómetro de tubo capilar se basa en la Ecuación de Hagen-Poiseuille la cuál es válida para los líquidos newtonianos. Básicamente, con un viscosímetro capilar, se necesita medir la caída de presión y el caudal independientemente para medir la viscosidad. Puesto que la viscosidad de un líquido newtoniano no varía con la velocidad de deformación, es suficiente tener una

medida a cualquier velocidad del flujo. Sin embargo, para los líquidos no newtonianos, es más complicado porque la viscosidad varía con la velocidad de deformación.

En un reómetro de tubo capilar, el líquido es forzado a través de un tubo capilar cilíndrico con una superficie interna lisa. Los parámetros del flujo tienen que ser elegidos de una manera tal que el flujo pueda considerarse estacionario, isoterma y laminar. Sabiendo las dimensiones del tubo capilar (es decir, su diámetro y longitud internos), se puede determinar la dependencia funcional entre el caudal volumétrico y la caída de presión debido a la fricción. Si se realizan las medidas de modo que sea posible establecer esta dependencia para los varios valores de la caída de presión o caudal, después se puede determinar la curva del flujo del líquido. Para los líquidos no newtonianos, puesto que la viscosidad varía con la velocidad de cizalla, se necesita variar la presión en el depósito para cambiar la velocidad de cizalla. Para determinar la curva del flujo de un líquido no Newtoniano, es necesario establecer la dependencia funcional del esfuerzo cortante frente a la velocidad de cizalla en un amplio rango de velocidades.

En un reómetro típico de tubo-capilar, de radio interno  $R_c$  y una longitud de  $L$ . Se asume que el cociente de la longitud capilar en relación a su radio interno es tan grande que se pueden despreciar los efectos que ocurren en las regiones de la entrada y de la salida del tubo capilar. Entonces, el esfuerzo cortante en la pared del tubo puede ser obtenido mediante

$$\tau_w = \frac{R_c \Delta P_c}{2L_c}$$

Donde,  $\tau$  y  $\tau_w$  son tensiones de cizalla en la distancia  $r$  y en la pared del tubo respectivamente (Pa),  $R_c$ , es la distancia del eje capilar (m),  $\Delta P_c$ : diferencia de presión a través de un tubo capilar (bar) y  $L_c$ : Longitud característica (m)

La distribución de la tensión de cizalla es válida para los líquidos de cualquier característica reológica. En el caso de un líquido newtoniano, la velocidad de cizalla en la pared del tubo puede ser expresada como determina la ecuación de Hagen-Poiseuille:

$$y_w = \frac{4Q}{\pi R^3 c} \text{ Velocidad de cizalla en la pared}$$

$$Q = \frac{\pi R^4 c \Delta P}{8\mu R^4} = \text{caudal volumétrico (Hagen - Poiseuille)}$$

$$\Delta P = \frac{8L\eta Q}{\pi R^4}$$

Donde  $U$ , es velocidad principal,  $\Delta P$ , es la diferencia de la presión a través del tubo capilar,  $L$  y  $R$ , son la longitud y el radio del tubo capilar,  $Q$ , es el caudal volumétrico y  $\mu$ , es la viscosidad del líquido que atraviesa el tubo capilar. También se utiliza  $\eta$  al tratarse de fluidos no newtonianos.

### Reómetros de pistón

En estos reómetros, el fluido es obligado a salir del depósito, a través de un tubo o capilar, por medio de un pistón accionado por un dispositivo mecánico, neumático o hidráulico. Los datos que se obtienen son la diferencia de presión entre dos puntos, y el gasto, o velocidad de flujo volumétrico, que se evalúa a partir de la velocidad de flujo másico. El ángulo formado entre el depósito y el capilar (ángulo de entrada) es importante para evitar la formación de turbulencias en los fluidos viscoelásticos.



El reómetro diseñado en este proyecto tiene especial relación con el reómetro anterior, ya que constará de un tubo capilar, un cilindro y un pistón y donde este último es accionado por un sistema oleohidráulico posibilitando aplicar diferentes velocidades de cizalla al proceso de extrusión del material objeto de estudio.

### **Reómetros rotacionales**

El funcionamiento de un reómetro rotacional se basa en la resistencia a la torsión que ofrece un líquido al giro de un husillo de características conocidas, sumergido en dicho líquido. El cilindro o disco (husillo) giratorio, está acoplado con un muelle al árbol motor que gira a velocidades determinadas. El ángulo de desviación del eje se mide electrónicamente dando la medida de torsión.

Los cálculos realizados dentro de los reómetros se realizan a partir de las medidas de la fuerza de torsión, de la velocidad del eje y de sus características y ofrecen una lectura directa de la viscosidad en centipoises o Pas.

Los reómetros disponen de varios tipos de husillos y con una extensa gama de velocidades, proporcionando así una gran capacidad de medida de viscosidad. Para cualquier líquido de viscosidad determinada, la resistencia al avance aumenta proporcionalmente a la velocidad de rotación del husillo o al tamaño del mismo. Las combinaciones de husillos y velocidades, permiten elegir una escala óptima para cualquier medición, dentro de la gama del equipo. Los cambios de rango pueden realizarse utilizando el mismo husillo a diferentes velocidades para determinar las propiedades reológicas de un líquido.

### **Reómetro rotatorio**

Los reómetros rotatorios se basan en el análisis del flujo constante en el espacio anular entre los cilindros largos, coaxiales. Para el caso en el que el cilindro interno sea el que rote y el externo sea fijo, la viscosidad aparente  $\eta$  puede ser relacionada con el esfuerzo de torsión requerido como siguen,

$$\eta = \frac{G}{2\pi L\Omega} \left( \frac{1}{R1^2 - R2^2} \right)$$

Donde  $R_1$ , es el radio externo del cilindro interno y  $R_2$  es el radio interno del cilindro externo (m),  $L$ : es la longitud mojada de los cilindros (m),  $\Omega$ , es la velocidad angular del cilindro interno (r.p.m) y  $G$ : es el modulo de rigidez del material.

Los reómetros rotatorios son convenientes para las medidas de viscosidad altas, y permiten los ajustes de la velocidad de cizalla de manera sencilla.

### **Cilindro-coaxial rotatorio (tipo de Couette)**

En un sistema de cilindro-coaxial, la velocidad de cizalla se determina en función a las dimensiones geométricas de los elementos y la velocidad de rotación. La tensión de cizalla se calcula por medio del esfuerzo de torsión y de las dimensiones geométricas. Cambiando la velocidad del elemento rotatorio, se pueden recoger diversos esfuerzos de torsión, que se utilizan para la determinación de la curva de la velocidad de cizalla con respecto a la tensión de cizalla.

Una vez que se mida el esfuerzo de torsión que se ejerce en el cilindro interno o externo, la tensión de cizalla y la velocidad de cizalla se pueden calcular como siguen:

$$\tau(R_1) = \frac{M_1}{2\pi R_1^2 H}$$

$$\tau(R_0) = \frac{M_0}{2\pi R_0^2 H}$$

$$\dot{\gamma}(R_1) \cong \dot{\gamma}(R_0) = \frac{\Omega \bar{R}}{R_0 - R_1}$$

Cuando  $1 > \frac{R_1}{R_0} \geq 0.99$

Donde:

- $R$  radios de cilindros internos y externos, respectivamente.

$$\bar{R} = \frac{R_1 + R_0}{2}$$

Siendo,  $M$  y  $M_o$ , el apriete ejercido en los cilindros internos y externos (N.m), respectivamente,  $H$ , es altura del cilindro interno (m) y  $\Omega$ , es la velocidad angular (r.p.s.)

### **Cono y Placa**

La característica común de un reómetro de cono y placa es que el líquido está cizallado entre una placa llana y un cono con un ángulo determinado. El sistema de cono-placa produce un flujo en el cual la velocidad de cizalla es casi completamente uniforme. Consideremos un líquido, el cual se sitúa en el espacio entre una placa y un cono con un ángulo  $\beta$ .

Típicamente, el ángulo del hueco,  $\beta$ , es muy pequeño ( $\leq 40$ ). El índice de cizalla del líquido depende del ángulo de dicho hueco,  $\beta$ , y la velocidad lineal de la placa. Si se asume que el cono es inmóvil y la placa rota con una velocidad angular constante de  $\Omega$ , la tensión de cizalla y la velocidad de cizalla se pueden calcular mediante el esfuerzo de torsión experimental medida,  $M$ , y las dimensiones geométricas.

$$\tau = \frac{3M}{2\pi R^3}$$

$$\dot{\gamma} = \frac{\Omega}{\beta}$$

### **Reómetro magnético de esfera levitada**

Es un tipo de reómetro desarrollado recientemente. Se hace situar una esfera en una posición fija en el interior del líquido de prueba por obra de un campo magnético dentro de un recipiente preparado para alta presión. Moviéndose verticalmente el tubo cilíndrico en el que se encuentra la esfera, se genera un flujo de cizalla. La fuerza magnética que se necesita para mantener la posición de la esfera se relaciona con la viscosidad del líquido de prueba. La técnica requiere calibraciones especiales para medidas de viscosidad exactas.

$$\mu = \frac{K(I - I_o)}{U_p}$$

Donde  $I$  e  $I_o$  son intensidades del campo magnético,  $K$ , constante especificada por la geometría del reómetro y la esfera y  $U_p$  es la velocidad del fluido en la pared del tubo.

### **Reómetro de extrusión de plato deslizante**

El reómetro de alta presión de extrusión con plato deslizante es un reómetro capilar de extrusión pero con pequeñas modificaciones, es conveniente para las medidas de gran viscosidad tales como algunos polímeros fundidos. La viscosidad de un polímero fundido se calcula con las ecuaciones siguientes.

Tension de cizalla  $\tau_w = \left(-\frac{\Delta P}{L}\right)\frac{H}{2}$

Velocidad aparente de cizalla  $\dot{\gamma} = \left(\frac{6Q}{wH^2}\right)$

Viscosidad aparente  $\eta = \frac{\tau_w}{\dot{\gamma}_{app}}$

Donde  $L$ , es la longitud (m),  $W$ , la anchura (m),  $H$ , la altura,  $\Delta P$  la diferencia de presión (bar) y  $Q$  el caudal volumétrico (m<sup>3</sup>/h).

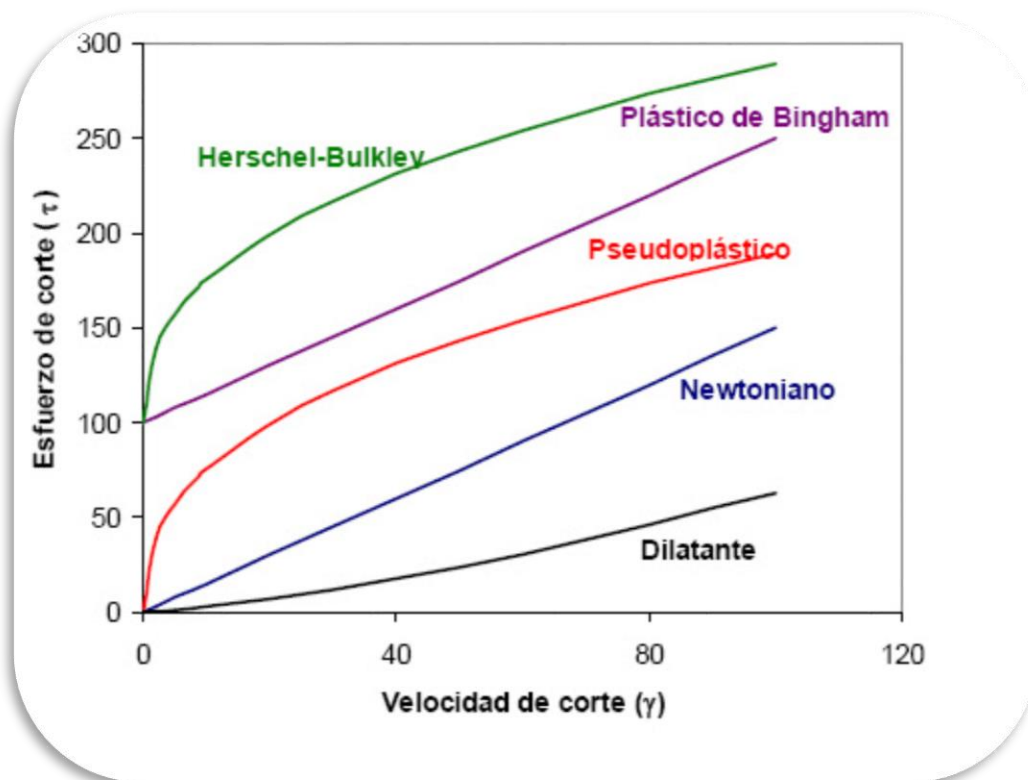
El reómetro se utiliza para la medida de grandes viscosidades con control en la velocidad de cizalla y puede tener acceso a materiales con comportamientos no newtonianos. Sin embargo, no es conveniente para los sistemas que demuestran viscosidad baja.

## Reómetro de extensional o elongacional

El estrechamiento y posterior rotura de filamentos como consecuencia de una extensión ofrece una valiosa información acerca de las propiedades físicas del material. Este análisis ofrece una determinación rápida de los siguientes parámetros:

- Viscosidad
- Tensión superficial
- Elasticidad
- Limite de fluidez

## Gráfica de comportamiento de viscosidad



## 2. METODOLOGÍA EXPERIMENTAL

### 2.1 PROCEDIMIENTO

1.- Hay que esterilizar el material a utilizar, por que como vamos a trabajar con Suero Fetal de Bovino y se sabe que tiene en su composición proteínas entonces, para evitar alguna contaminación o presencia de microorganismos hay que esterilizar bien el material a utilizar para preparar las soluciones para esto es necesario esterilizar en una autoclave.

El material a utilizar se tiene que esterilizar para evitar cualquier contaminación, se hace en una autoclave siguiendo los siguientes pasos:

1.- Abrir la válvula de gas.

2.- Revisar si tiene el nivel de agua destilada suficiente para poder hacer uso de ella.

3.- Colocar la canastilla con el material a esterilizar.

El material deberá ir de la siguiente manera:

Pipetas con un tapón pequeño de algodón y envueltas en papel estroza.

Vasos de precipitado y probetas con un tapón de algodón y un pequeño gorro de papel estroza.

Los matraces aforados con su tapón envolver en la parte superior con papel aluminio las espátulas también envueltas en papel estroza.

Y el agua destilada en los frascos graduados con tapa azul con la tapa semi abierta, no sellada porque con la presión al momento de abrir puedo explotar

Se pone el material listo en la canastilla y de ahí se cierra con las llaves al contrario

Después se fija el tiempo que por lo regular son 15 minutos se revisa que la presión este en un rango de 0 y se sube a 15 pero hay que esperar al momento de encender que se escuche un ruido de la válvula de seguridad y se baja con un guante. Posteriormente después de que ya pasa un tiempo suena y se tiene que volver abrir. Ya de ahí se esperó que baje a 0 para abrir la tapa. Y está listo.

Una vez terminada la esterilización de materiales se procedió a preparar la solución buffer en una campana de extracción de flujo laminar.

1. Agregar 400 ml de agua destilada a un matraz aforado de 500 ml.
2. Medir 148 microlitros y agregar al matraz de 500 ml.
3. Pesar el fosfato biácido de sodio en una balanza analítica y posteriormente agregar al matraz.
4. Agitar cuidadosamente para obtener una mezcla homogénea y aforar a 500 ml con agua destilada.

Para la preparación de suero fetal de bovino más agua, igualmente en una campana de extracción de flujo laminar.

1. Medir 92.58 en una probeta de 100 ml y agregar lo faltante con una pipeta graduada de 1 ml a un matraz de 250 ml.
2. Agregar 74.08 ml de agua destilada.
3. No se afora ya que la cantidad requerida da un volumen de 166 ml.

Para la preparación de las soluciones de Suero Fetal de Bovino, Solución Buffer y Ácido Hialurónico, se trabajó en una campana de extracción de flujo laminar.

1. Pesar el ácido hialurónico.
2. Agregar el volumen de solución buffer a un vaso de precipitado de 250 ml.
3. En un agitador magnético colocar el vaso de precipitado de 250 ml y agregar lo pesado de ácido hialurónico.
4. Esperar aproximadamente una hora, estar al pendiente para manipular la velocidad de la agitación, porque inmediatamente al agregar el ácido se hacen grumos es por eso que hay que cuidar que no quede ni uno.
5. En un vaso graduado con tapa azul, que sirven para almacenamiento agregar la cantidad de suero fetal de bovino más la solución buffer-ácido hialurónico.
6. Es importante verificar el paso 5, ya que de lo contrario si se agrega así nada más el ácido con el suero no se disuelve.
7. Se repite lo mismo para las tres concentraciones diferentes.

Para la medición en el equipo se llevó a cabo los siguientes pasos.

1. Se abre la válvula y checar que la presión estuviera en un rango de 6 a 4, donde la óptima es 5.
2. Se enciende el sistema de recirculación, y se ajustaba a la temperatura ambiente.
3. Se coloca la geometría a utilizar en el equipo.
4. Se enciende la computadora y se inicia el programa.



5. Se calibra el equipo.

6. Se coloca la muestra de la solución en un vaso de precipitado de 20 ml y posteriormente se extrae la muestra con un gotero y se coloca a modo que al bajar la geometría de platos se desborde un poco la muestra de la geometría, y para evitar que se evapore la muestra se le agrega aproximadamente 1 ml de aceite.

7. Se fijan las condiciones en las que se va a trabajar y se selecciona la información que se desea obtener.

8. Se ingresa la orden en la computadora en el programa de Rheoplus para limpiar con acetona y agua con kleenex, donde se colocara la nueva muestra, para evitar errores, contaminación.

9. Se hacen las repeticiones necesarias según la información deseada.

#### Barridos de deformación

1. Se repiten los pasos del 1 al 9, solamente que antes de iniciar a correr la muestra se le indica que la frecuencia es de 1 Hertz ya que se mantiene constante para encontrar la zona donde  $G'/G''$  no sean dependientes de la deformación. Es ahí donde se toma el valor de la deformación para hacer los barridos de frecuencia.

NOTA: Cabe mencionar que en la solución testigo que es de suero fetal de bovino (SFB) más agua, se manejaron rangos de 1-100, 1-50, 1-30... entre muchos más, siendo así se encontró el rango de 25-45 donde se obtuvieron datos repetibles. Éste rango se tomo para realizar las siguientes pruebas.

## Barridos de frecuencia

1. Se repiten los pasos del 1 al 9, ahora se le indica la deformación que se mantendrá constante según el valor tomado del barrido de deformación, se observa la región en las graficas y se interpretan.

NOTA: Los barridos de frecuencia que se realizaron para estas pruebas debido al tipo de material y comportamiento que presentaba, se determinó en rangos bajos. Se ingresa la orden en la computadora en el programa de Rheoplus para ingresar los rangos, por ejemplo de 1 a 10 Hertz, de 0 a 1, pero no se obtuvieron valores por eso se ingresaron rangos 1 a 0.0001 Hertz porque las deformaciones se encontraban en rangos bajos.

## 2.2 CÁLCULOS

La concentración de proteínas que indica la ISO 14243-3:2004 no debe ser menos de 17 g/L, mientras que el suero fetal de bovino tiene 36 g/L, según su certificado de análisis. Entonces para lograr una solución que contenga una concentración de proteínas de 20 g/L, las concentraciones de ácido hialurónico correspondientes, y el volumen de solución buffer.

### Para la preparación de solución buffer

El fin de la solución buffer es para controlar el pH y tener la concentración de proteínas que la norma indica para la solución de suero. Debido a que las proteínas del suero fetal de bovino se disuelven mejor en valores de pH menores que 5, el valor que se propuso fue de 4, para que al disolver el suero en la solución buffer-ácido hialurónico el pH se mantuviera aun ácido.

Cálculos para la solución buffer

$$Pm \text{ de } H_3PO_4 = 98 \frac{g}{mol}$$

$$\rho = 1.69 \frac{g}{ml}$$

$$Pm \text{ de } NaH_2PO_4 = 137.99 \frac{g}{mol}$$

(Cabe mencionar que  $NaH_2PO_4$  está hidratado por eso se le suma una molécula de agua)

Se utiliza la siguiente ecuación:

$$pH = pka + \log \frac{[base]}{[ácido]}$$

$$4 = 2.16 + \log \frac{[NaH_2PO_4]}{[H_3PO_4]}$$

$$4 - 2.16 = \log \frac{[NaH_2PO_4]}{[H_3PO_4]}$$

$$10^{1.84} = 10^{\log \frac{[NaH_2PO_4]}{[H_3PO_4]}}$$

$$69.1830 = \frac{[NaH_2PO_4]}{[H_3PO_4]}$$

Quiere decir que la relación entre ambas concentraciones debe ser igual a 69.1830. Siguiendo la ficha técnica de Sigma Aldrich nos dice que la concentración molar debe ser de 0.3 M para  $NaH_2PO_4$  entonces

$$69.1830 = \frac{[0.3 \text{ M}]}{[\text{H}_3\text{PO}_4]}$$

$$\text{H}_3\text{PO}_4 = 0.004336 \text{ M}$$

Se sabe que la fórmula para calcular Cm es igual a:

$$Cm = \frac{n}{v} \quad \text{Despejando a } n \quad n = cm * v$$

$$n = \frac{a}{pm} \quad \text{Despejando a } a \quad a = n * pm$$

$$n\text{H}_3\text{PO}_4 = \left(0.004336 \frac{\text{M}}{\text{l}}\right) * (0.5 \text{ l})$$

$$n\text{H}_3\text{PO}_4 = 0.002168 \text{ moles}$$

$$a = (0.002168 \text{ moles}) * \left(98 \frac{\text{g}}{\text{mol}}\right)$$

$$a = 0.212464 \text{ g}$$

Pureza de  $\text{H}_3\text{PO}_4$

$$\begin{array}{r} 0.212464 \text{ g} \text{ ----- } 85\% \\ X \text{ ----- } 100\% \end{array}$$

$$0.2499 \text{ g} \approx 0.25 \text{ g}$$

Para saber el volumen a utilizar se despeja de la ecuación para sacar densidad:

$$\rho = \frac{m}{v}$$

por lo tanto

$$v = \frac{m}{\rho}$$

$$v = \frac{0.25 \text{ g}}{1.69 \frac{\text{g}}{\text{ml}}}$$

$$v = 0.1479 \text{ ml} \approx 0.148 \text{ ml}$$

1 ml es igual a 1000 microlitro

Haciendo la relación de regla de tres nos queda igual a 148 microlitros a usar de  $\text{H}_3\text{PO}_4$

$$\text{NaH}_2\text{PO}_4 \cdot \text{H}_2\text{O} = 137.99 \frac{\text{g}}{\text{mol}}$$

Se sabe que la fórmula para calcular Cm es igual a:

$$Cm = \frac{n}{v} \quad \text{Despejando a } n \quad n = cm * v$$

$$n = \frac{a}{pm} \quad \text{Despejando a } a \quad a = n * pm$$

$$n\text{NaH}_2\text{PO}_4 \cdot \text{H}_2\text{O} = \left(0.3 \frac{\text{M}}{\text{l}}\right) * (0.5 \text{ l})$$

$$n\text{NaH}_2\text{PO}_4 \cdot \text{H}_2\text{O} = 0.15 \text{ moles}$$

$$a = (0.15 \text{ moles}) * \left(137.99 \frac{\text{g}}{\text{mol}}\right)$$

$$a = 20.6985 \text{ g}$$

$$\text{NaH}_2\text{PO}_4 = 120 \frac{\text{g}}{\text{mol}} \quad \text{H}_2\text{O} = 18 \frac{\text{g}}{\text{mol}}$$

$$\frac{120 \frac{\text{g}}{\text{mol}}}{138 \frac{\text{g}}{\text{mol}}} = 0.8695 * 100\% = 86.95 \%$$

Se hace una regla de tres

$$\begin{array}{r} 20.6985 \text{ g} \text{ ----- } 86.95 \% \\ X \quad \text{----- } 100 \% \end{array}$$

$$a\text{NaH}_2\text{PO}_4 \cdot \text{H}_2\text{O} = 23.8050 \text{ g}$$

### Para la preparación de adiciones de Ácido Hialurónico

Para sus adiciones fue necesario hacer los siguientes cálculos para saber la cantidad necesaria a adicionar a cada solución.

Concentraciones de Ácido Hialurónico

$$C1 = 3 \frac{\text{mg}}{\text{ml}}$$

$$V = 166 \text{ ml}$$

Se sabe que la fórmula para calcular Cm es igual a:

$$Cm = \frac{n}{v} \quad \text{Despejando a } n \quad n = cm * v$$

$$n = \frac{a}{pm} \quad \text{Despejando a } a \quad a = n * pm$$

$$a = cm * v$$

$$a = 3 \frac{mg}{ml} * 166 ml$$

$$a = 499.98 mg$$

Se hace una regla de tres

$$\begin{array}{r} 499.98 \text{ mg} \text{ ---- } 93.7 \% \\ X \quad \quad \quad \text{---- } 100 \% \end{array}$$

$$X = 533.5965 \text{ mg}$$

Haciendo de nuevo una regla de tres:

$$\begin{array}{r} 1 \text{ g} \text{ ---- } 1000 \text{ mg} \\ X \text{ ---- } 533.5965 \text{ mg} \end{array}$$

$$X = 0.5336 \text{ g}$$

$$C2 = 1.15 \frac{mg}{ml}$$

$$V = 166 ml$$

$$a = cm * v$$

$$a = 1.15 \frac{mg}{ml} * 166 ml$$

$$a = 191.659 mg$$

Se hace una regla de tres

$$\begin{array}{r} 191.659 \text{ mg} \text{ ---- } 93.7 \% \\ X \quad \quad \quad \text{---- } 100 \% \end{array}$$

$$X = 204.5453 \text{ mg}$$

Haciendo de nuevo una regla de tres:

$$1 \text{ g} \text{ ---- } 1000 \text{ mg}$$

$$X \text{ ---- } 204.5453 \text{ mg}$$

$$X = 0.2045 \text{ g}$$

$$C3 = 0.9 \frac{\text{mg}}{\text{ml}}$$

$$V = 166 \text{ ml}$$

$$a = cm * v$$

$$a = 0.9 \frac{\text{mg}}{\text{ml}} * 166 \text{ ml}$$

$$a = 149.994 \text{ mg}$$

Se hace una regla de tres

$$149.994 \text{ mg} \text{ ---- } 93.7 \%$$

$$X \text{ ---- } 100 \%$$

$$X = 160.0789 \text{ mg}$$

Haciendo de nuevo una regla de tres:

$$1 \text{ g} \text{ ---- } 1000 \text{ mg}$$

$$X \text{ ---- } 160.0789 \text{ mg}$$

$$X = 0.160 \text{ g}$$

El volumen de la solución buffer es de 500 ml por lo tanto como son 3 concentraciones distintas se divide el volumen total entre 3

$$V = \frac{500 \text{ ml}}{3} = 166.66 \text{ ml}$$

Volumen de Suero fetal de bovino:

$$V_{SFB} = \frac{\left[ \left( 20 \frac{\text{g}}{\text{l}} \right) (166.66 \text{ ml}) \right]}{36 \frac{\text{g}}{\text{l}}} = 92.58 \text{ ml}$$

AH: Ácido Hialurónico      SFB: Suero Fetal de Bovino      SB: Solución Buffer

C1 = 0 g de HA + 92.58 ml de SFB + 0 de Sol. Buffer + 74.08 ml de Agua destilada

C2 = 0.5336 g de HA + 92.58 ml de SFB + 74.08 ml de Sol. Buffer

C3 = 0.2045 g de HA + 92.58 ml de SFB + 74.08 ml de Sol. Buffer

C4 = 0.160 g de HA + 92.58 ml de SFB + 74.08 ml de Sol. Buffer

Lo pesado de  $\text{NaH}_2\text{PO}_4 = 23.81 \text{ g}$

$\text{H}_3\text{PO}_4 = 148 \text{ microlitros}$

Agua destilada= aforado a 500 ml

Pesado de AH:

C1 de AH = 0.5356 g

C2 de AH = 0.2075 g

C3 de AH = 0.1649 g

## 2.3 MATERIALES Y REACTIVOS

MATERIALES	REACTIVOS
Espátulas	Suero Fetal de Bovino
Pipetas graduadas (1, 5 y 10 ml)	Ácido Hialurónico
Vasos de precipitado (250, 100 y 50 ml)	Ácido Fosfórico
Vasos graduados con tapa azul (500 ml)	Fosfato biácido de sodio
Jeringas	Agua destilada
Matraz de 250 ml	Acetona

### Ácido Hialurónico

El ácido hialurónico es un polisacárido esencial que forma parte de la matriz extracelular (MEC) y se encuentra abundantemente en el cordón umbilical, articulaciones y en el humor vítreo del ojo. Es sintetizado predominantemente por las células mesenquimales y es el único entre la familia de los glicosaminoglicanos que no está unido covalentemente a proteínas, ni contiene azufre. Consiste en unidades repetitivas de Ac D-glucurónico y N-acetilglucosamina.

El ácido hialurónico nativo existe como un polímero de alto peso molecular y se une a proteoglicanos para proporcionar la integridad a los tejidos y forma una matriz para la migración celular. También se ha encontrado en zonas de inflamación, angiogénesis y cicatrización en forma preferente de polímeros de menor tamaño. Es por lo tanto importante conocer el tamaño del ácido para interpretar su funcionalidad.



El ácido hialurónico puede encontrarse en prácticamente todos los seres vivos que poseen articulaciones y tejido conjuntivo. El cuerpo humano está formado en su mayor parte agua, por lo que es necesaria la existencia de mecanismos que mantengan el agua en las células y tejidos. Aquí es donde entra en acción el ácido hialurónico que, aunque tiene diversas funciones, una de las primordiales es mantener las moléculas de agua en las células y tejidos, proporcionando el medio que nuestro organismo necesita para el transporte molecular y otros muchos procesos. Durante el proceso del envejecimiento, nuestro organismo pierde la capacidad de retener el agua en las células y tejidos, dando lugar a la aparición de alteraciones articulares como la artritis.

Es un polisacárido y su estructura es la siguiente:  
Está formado por moléculas de glucosa y aminos.



Las concentraciones de ácido hialurónico se tomaron de la bibliografía.

	<b>Normal</b>	<b>Osteoarthritis (OA)</b>	<b>Rheumatoid (RA)</b>
<i>Molecular weight of HA</i>	~2 MDa	~0.3 MDa	~0.6 MDa
<i>Concentration of HA</i>	$\sim 3 \frac{mg}{mL}$	$\sim 0.7 - 1.1 \frac{mg}{mL}$	$0.8 - 1.5 \frac{mg}{mL}$
<i>Concentration of phospholipids</i>	$\sim 0.1 \frac{mg}{mL}$	$0.2 - 0.3 \frac{mg}{mL}$	$1.5 - 3.7 \frac{mg}{mL}$
<i>Concentration of proteins</i>	$\sim 18 \frac{mg}{mL}$	$29 - 39 \frac{mg}{mL}$	$36 - 54 \frac{mg}{mL}$
<i>Viscosity</i>	High	Low	Low
<i>pH</i>	7.3 – 7.43	7.4 – 8.1	6.6 – 7.6

**Tabla A**

### **Suero Fetal de Bovino**

El suero fetal bovino (SFB) es uno de los productos biológicos más empleados en el mantenimiento de cultivos celulares con aplicación en las áreas de inmunología, virología, ingeniería genética, farmacología y otras áreas de investigación biomédica. Este aporta factores de crecimiento, hormonas, minerales, lípidos y otros micronutrientes, que al ser usados en concentraciones apropiadas en el medio de cultivo, suplen satisfactoriamente los requerimientos metabólicos que garantizan la proliferación y adhesión celular.

El suero fetal bovino (SFB) es un producto único de gran importancia en la ciencia, especialmente en los campos de la medicina y de la biotecnología. El SFB es un subproducto derivado del faenamiento de vacas preñadas

Los medios de cultivo contienen normalmente SFB (u otros tipos de sueros animales), y el producto se utiliza en varios campos de aplicación, como por ejemplo investigación de cáncer, toxicología, diagnóstico, producción de vacunas,

investigación de células madres (troncales), y en la producción de proteínas, como interferón, anticuerpos monoclonales, factor humano de coagulación VIII, etc.

SFB es el único medio universal aplicable para el cultivo y proliferación in vitro y en la producción biológica de células animales. Aunque la composición, los efectos y las interacciones exactas de todos los componentes de SFB tienen todavía que ser esclarecidas (descubiertas), los componentes principales pueden ser resumidos como sigue:

- Proteínas necesarias para la adherencia de las células a la matriz de soporte
- Enzimas y Hormonas proteicas
- Factores específicos de promoción del desarrollo celular
- Factores de inhibición del desarrollo celular
- Hormonas no proteicas
- Lípidos esenciales para el desarrollo, diferenciación y multiplicación celular
- Minerales
- Metabolitos y nutrientes
- Sustancias con capacidad de tampón (buffer)
- Inhibidores de proteasas
- Ligantes
- Inactivantes de materiales tóxicos

## 2.4 EQUIPOS

- Balanza analítica
- Agitador magnético
- Reómetro Physica MCR 101

El tipo de geometría propuesto para éste tipo de mediciones, era el de cilindros concéntricos, pero debido a que daba muchos errores en cuanto a la medición, incluyendo los factores a externos que se tenían que controlar, se optó por utilizar la geometría de platos paralelos modelo PP25/S, el cual consiste en una placa y tiene contacto directamente con la muestra.

Las condiciones en las que se trabajó con el equipo fue a presión atmosférica, y a una temperatura de 37°C y se cubrió la muestra con aceite de tal manera que sellará a la muestra y evitar que se evapore.

Dentro de los factores internos esta que la presión se mantuviera en 5, máximo 6 y mínimo 4, así como el sistema de recirculación estuviera en una temperatura ambiente, si la temperatura exterior estuviera menor a 30°C había que bajarla a 24°C, es muy independiente esa temperatura a la del reómetro, pero es importante cuidarla, de lo contrario no deja trabajar al equipo. En factores externos que se deben tener en cuenta son el abrir y cerrar la puerta, es por eso que se mantuvo la puerta abierta, el clima del laboratorio se mantuvo apagado, no recargarse sobre la mesa donde se encuentra el equipo, no usar la campana de extracción mientras se corría una prueba, el pasar enfrente del equipo durante la medición. Cabe mencionar que fue muy difícil de mantener los factores externos siempre en orden, por lo que en las mediciones se ve reflejado con un poco de valores a los que se les descarta por que pueden ser solo “ruido”.

## 3.1 ANÁLISIS DE RESULTADOS

Con la solución de Suero Fetal de Bovino y agua, se hicieron varias pruebas sobre el rango en el que se iba a trabajar porque una vez definido era muy poco probable que ese rango cambiara y dentro de éste se debía trabajar para las demás soluciones.

Se tenía estimado trabajar con la geometría de cilindros concéntricos donde se por cada muestra se utilizaba un volumen de 21 ml, pero debido a que no arrojaba valores y la muestra estaba un poco fluida, entonces se decidió cambiar a la geometría de platos paralelos, donde era menos muestra aproximadamente 1 ml por cada muestra. En un principio igual no daban valores que fueran repetibles. Eso significa que había factores internos y externos que estaban alterando, por lo cual se empezó a manipular los externos, después de hacer distintas pruebas se llegó al rango.

En el barrido de deformación se mantiene constante la frecuencia de 1 Hertz

El rango hace referencia al barrido de deformación donde se mantiene constante la frecuencia, es donde se busca que el material no sea dependiente de la deformación que se le está aplicando y una vez encontrado ese valor, se hacen los barridos de frecuencia donde ahora lo que se mantiene constante es la deformación, se busca encontrar la región viscoelástica lineal. Recordando que un material viscoelástico es aquel que presenta tanto propiedades elásticas como viscosas.

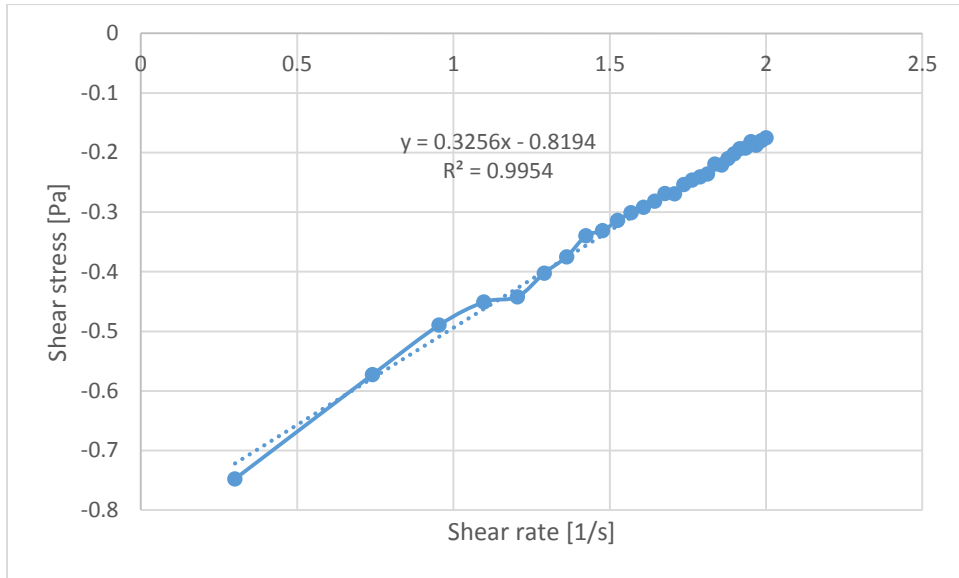
A continuación se darán a conocer los valores y las gráficas de los resultados obtenidos de las distintas muestras analizadas.

## SFB (Suero Fetal Bovino) + Agua destilada

A los valores obtenidos de viscosidad y a la velocidad de deformación se linealizó empleando logaritmos (base 10), quedando así  $\log(\tau) = \log(f(\dot{\gamma}))$

Meas. Pts.	$\dot{\gamma}$ [1/s]	$\tau$ [Pa]
1	0.301029996	-0.747559623
2	0.740362689	-0.572664037
3	0.954242509	-0.489522016
4	1.096910013	-0.450874073
5	1.204119983	-0.442011852
6	1.290034611	-0.402387075
7	1.361727836	-0.374919166
8	1.423245874	-0.339870031
9	1.477121255	-0.331125078
10	1.525044807	-0.313900228
11	1.568201724	-0.301182025
12	1.607455023	-0.291685349
13	1.643452676	-0.281851371
14	1.67669361	-0.268532113
15	1.707570176	-0.269258088
16	1.736396502	-0.253540955
17	1.763427994	-0.246015003
18	1.788875116	-0.240558803
19	1.812913357	-0.235730441
20	1.835690571	-0.219520668
21	1.857332496	-0.221053272
22	1.877946952	-0.210384038
23	1.897627091	-0.202213279
24	1.916453949	-0.193413066
25	1.934498451	-0.192735645
26	1.951823035	-0.181724608
27	1.968482949	-0.187755303
28	1.984527313	-0.179962828
29	2	-0.175386103

Tabla 1.1



**Gráfica 1.1**

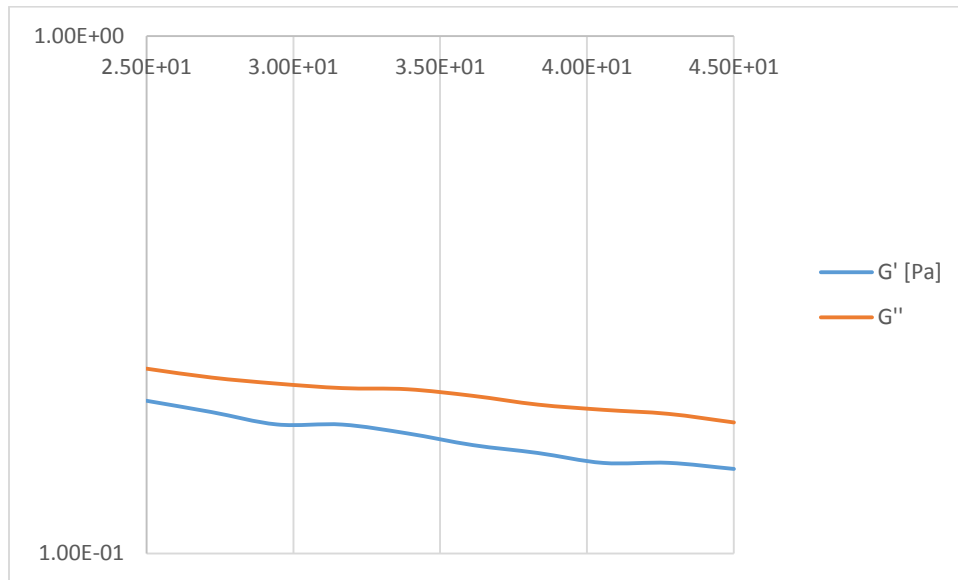
**Análisis de resultados:**

Se observa en la gráfica que los datos obtenidos dan una recta con pendiente positiva, es decir el esfuerzo cortante es directamente proporcional a la velocidad de deformación del fluido, lo cual es un comportamiento típico de un fluido newtoniano, se tiene un valor de  $n=0.8194$  y con el antilogaritmo del valor de la pendiente se calcula la viscosidad dinámica de  $2.1164 \text{ Pa}\cdot\text{s}$ .

**Barrido de deformación**

$\gamma$ [%]	$G'$ [Pa]	$G''$ [Pa]
2.50E+01	1.97E-01	0.22756
2.72E+01	1.88E-01	0.2187
2.94E+01	1.78E-01	0.2129
3.17E+01	1.77E-01	0.20868
3.39E+01	1.71E-01	0.20762
3.61E+01	1.62E-01	0.20162
3.83E+01	1.56E-01	0.19388
4.06E+01	1.50E-01	0.18948
4.28E+01	1.50E-01	0.18606
4.50E+01	1.46E-01	0.1791

**Tabla 1.2**



Gráfica 1.2

### Análisis de resultados:

$G''$  corresponde al módulo viscoso lo cual indica el dominio del comportamiento líquido del fluido ante el módulo de almacenamiento el cual representa su comportamiento como sólido del fluido su comportamiento se mantiene estable con una tendencia decreciente de ambos.

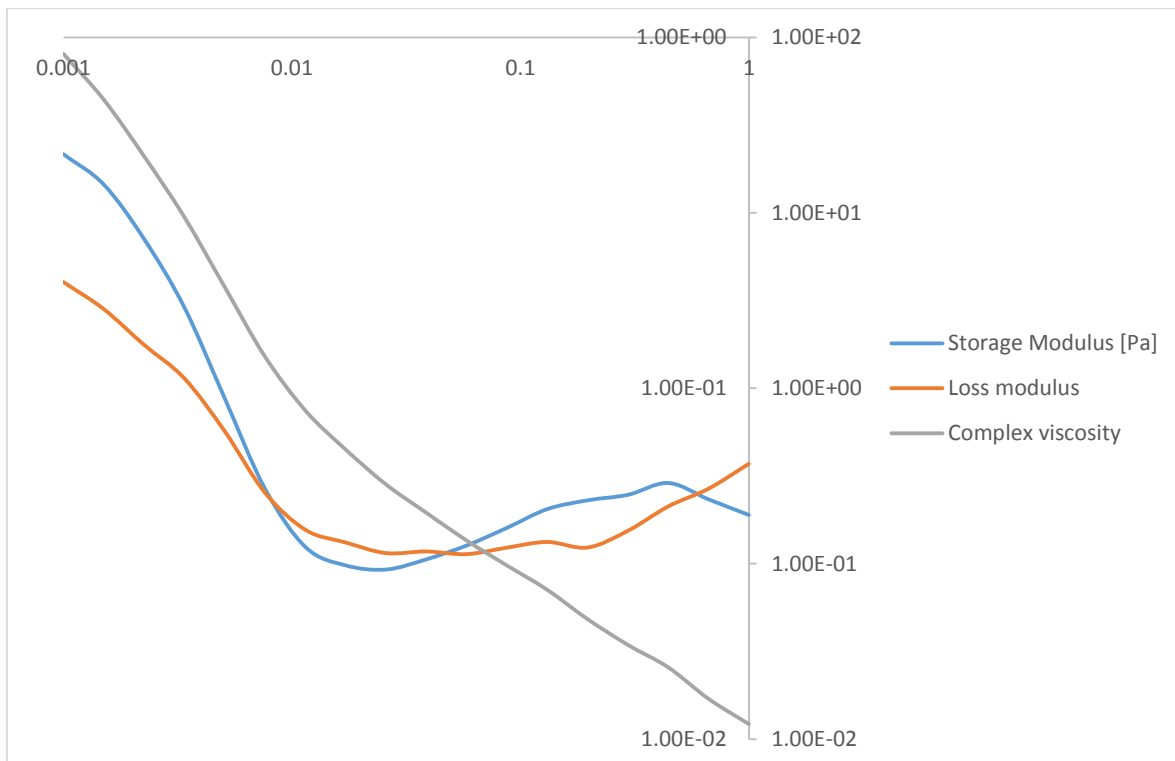
### Barrido de frecuencia

<i>Frequency</i>	$G'$	$G''$	$\eta^*$
[Hz]	[Pa]	[Pa]	[Pa·s]
1	4.35E-02	6.09E-02	1.22E-02
0.666	4.82E-02	5.17E-02	1.70E-02
0.444	5.37E-02	4.61E-02	2.56E-02
0.296	4.97E-02	3.93E-02	3.44E-02
0.197	4.79E-02	3.52E-02	4.82E-02
0.131	4.52E-02	3.65E-02	7.10E-02
0.0873	4.00E-02	3.51E-02	9.77E-02
0.0582	3.56E-02	3.37E-02	1.35E-01
0.0387	3.25E-02	3.43E-02	1.95E-01
0.0258	3.04E-02	3.39E-02	2.83E-01
0.0172	3.13E-02	3.63E-02	4.47E-01



0.0115	3.52E-02	3.94E-02	7.42E-01
0.00763	5.16E-02	5.03E-02	1.51E+00
0.00508	9.36E-02	7.54E-02	3.77E+00
0.00338	1.70E-01	1.07E-01	9.47E+00
0.00225	2.67E-01	1.33E-01	2.11E+01
0.0015	3.81E-01	1.68E-01	4.42E+01
0.001	4.64E-01	2.01E-01	8.05E+01

**Tabla 1.3**



**Gráfica 1.3**

### **Análisis de resultados:**

**G'** corresponde al módulo de almacenamiento lo cual indica el dominio del comportamiento sólido del fluido al inicio de la gráfica la cual se va modificando al aumento de la frecuencia, con lo que su comportamiento va cambiando y su tendencia es a un comportamiento como líquido del fluido en ciertos puntos, pero al seguir aumentando la frecuencia este comportamiento se revierte regresando a un comportamiento sólido del fluido, no se muestra un comportamiento estable del fluido.

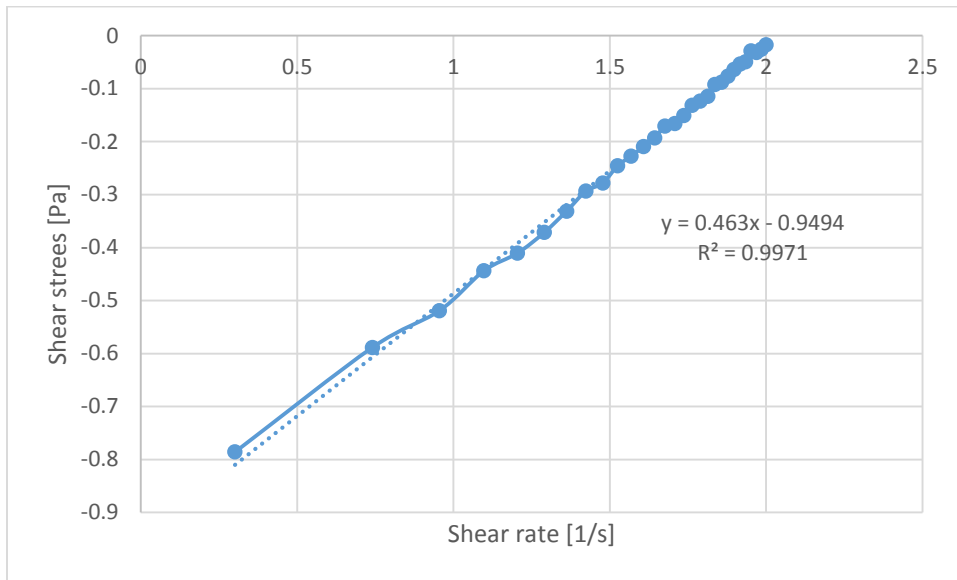
## 1° Concentración (Ácido Hialurónico + Suero Fetal de Bovino + Solución Buffer)

La primera concentración simula a lo de una persona normal.

### Viscosidad

Meas. Pts.	$\dot{\gamma}$	$\tau$
	[1/s]	[Pa]
1	0.301029996	-0.785885001
2	0.740362689	-0.588520593
3	0.954242509	-0.519394278
4	1.096910013	-0.443999197
5	1.204119983	-0.410608977
6	1.290034611	-0.371440792
7	1.361727836	-0.331148352
8	1.423245874	-0.293566721
9	1.477121255	-0.278258064
10	1.525044807	-0.245396871
11	1.568201724	-0.227433827
12	1.607455023	-0.209128664
13	1.643452676	-0.192859759
14	1.67669361	-0.170481814
15	1.707570176	-0.165791302
16	1.736396502	-0.150734183
17	1.763427994	-0.131698509
18	1.788875116	-0.123445404
19	1.812913357	-0.114685906
20	1.835690571	-0.092230458
21	1.857332496	-0.088043811
22	1.877946952	-0.076410618
23	1.897627091	-0.063821491
24	1.916453949	-0.053670573
25	1.934498451	-0.049351227
26	1.951823035	-0.02880149
27	1.968482949	-0.031555968
28	1.984527313	-0.025526688
29	2	-0.017427278

Tabla 2.1



Gráfica 2.1

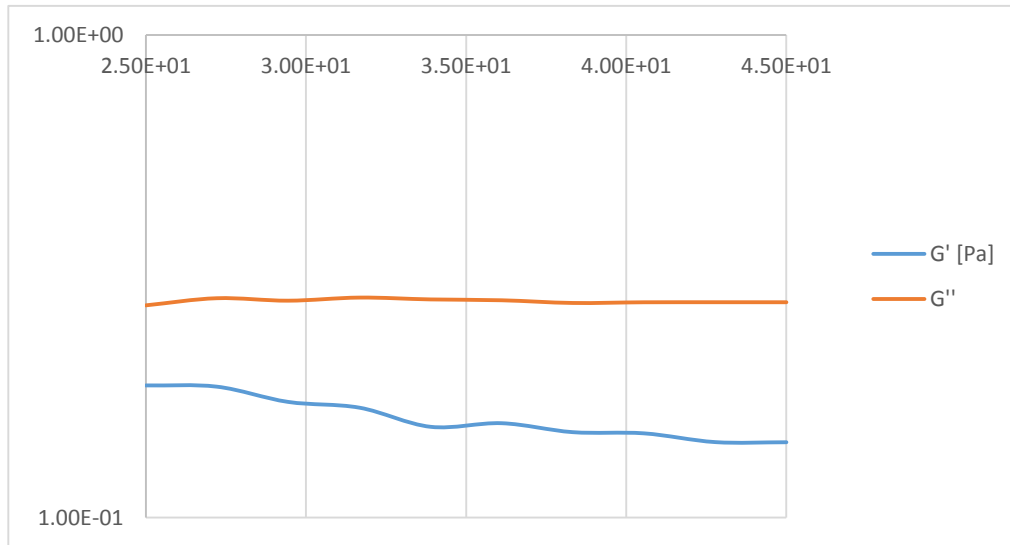
### Análisis de resultados:

Se observa en la gráfica que los datos obtenidos dan una recta con pendiente positiva, es decir el esfuerzo cortante es directamente proporcional a la velocidad de deformación del fluido, lo cual es un comportamiento típico de un fluido newtoniano, se tiene un valor de  $n=0.9494$  con el antilogaritmo del valor de la pendiente se calcula la viscosidad dinámica de  $2.9040 \text{ Pa}\cdot\text{s}$ .

### Barrido de deformación

$\gamma$ [%]	$G'$ [Pa]	$G''$ [Pa]
2.50E+01	1.88E-01	0.2754
2.72E+01	1.87E-01	0.284933333
2.94E+01	1.74E-01	0.2816
3.17E+01	1.69E-01	0.2858
3.39E+01	1.54E-01	0.2833
3.61E+01	1.57E-01	0.282166667
3.83E+01	1.50E-01	0.278566667
4.06E+01	1.50E-01	0.279466667
4.28E+01	1.43E-01	0.279533333
4.50E+01	1.43E-01	0.2795

**Tabla 2.2**



**Gráfica 2.2**

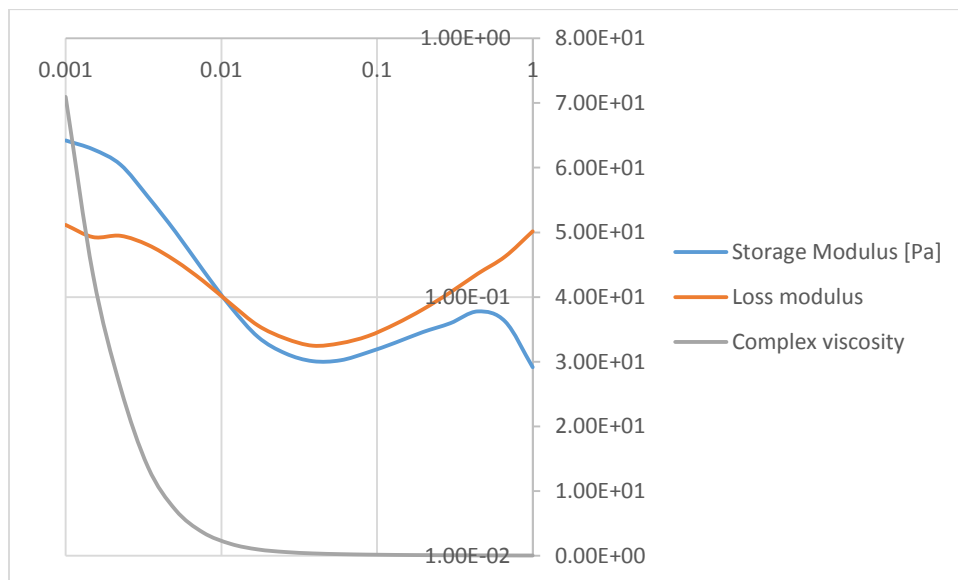
**Análisis de resultados:**

$G''$  corresponde al módulo viscoso lo cual indica el dominio del comportamiento líquido del fluido ante el módulo de almacenamiento el cual representa su comportamiento como sólido del fluido, su comportamiento como líquido se mantiene estable y el módulo de almacenamiento presenta una tendencia decreciente.

## Barrido de frecuencia

<b>Frequency</b>	<b>G'</b>	<b>G''</b>	<b><math>\eta^*</math></b>
[Hz]	[Pa]	[Pa]	[Pa·s]
1	5.35E-02	1.80E-01	3.06E-02
0.666	8.04E-02	1.44E-01	3.96E-02
0.444	8.80E-02	1.23E-01	5.46E-02
0.296	7.93E-02	1.04E-01	7.06E-02
0.197	7.32E-02	8.96E-02	9.39E-02
0.131	6.66E-02	7.86E-02	1.25E-01
0.0873	6.11E-02	7.06E-02	1.71E-01
0.0582	5.70E-02	6.63E-02	2.39E-01
0.0387	5.65E-02	6.49E-02	3.54E-01
0.0258	6.06E-02	6.92E-02	5.67E-01
0.0172	7.01E-02	7.76E-02	9.67E-01
0.0115	9.16E-02	9.41E-02	1.83E+00
0.00763	1.27E-01	1.16E-01	3.59E+00
0.00508	1.79E-01	1.38E-01	7.07E+00
0.00338	2.44E-01	1.59E-01	1.37E+01
0.00225	3.25E-01	1.73E-01	2.60E+01
0.0015	3.73E-01	1.71E-01	4.34E+01
0.001	4.03E-01	1.90E-01	7.10E+01

Tabla 2.3



Gráfica 2.3

## Análisis de resultados:

$G'$  corresponde al módulo de almacenamiento lo cual indica el dominio del comportamiento sólido del fluido al inicio de la gráfica la cual se va modificando al aumento de la frecuencia, con lo que su comportamiento va cambiando y su tendencia al aumentar la frecuencia es a un comportamiento como líquido del fluido, este comportamiento se exponencializa y se aleja del módulo de almacenamiento, con lo cual hay un dominio exponencial del comportamiento líquido del fluido.

## 2° Concentración (C2AH + SFB)

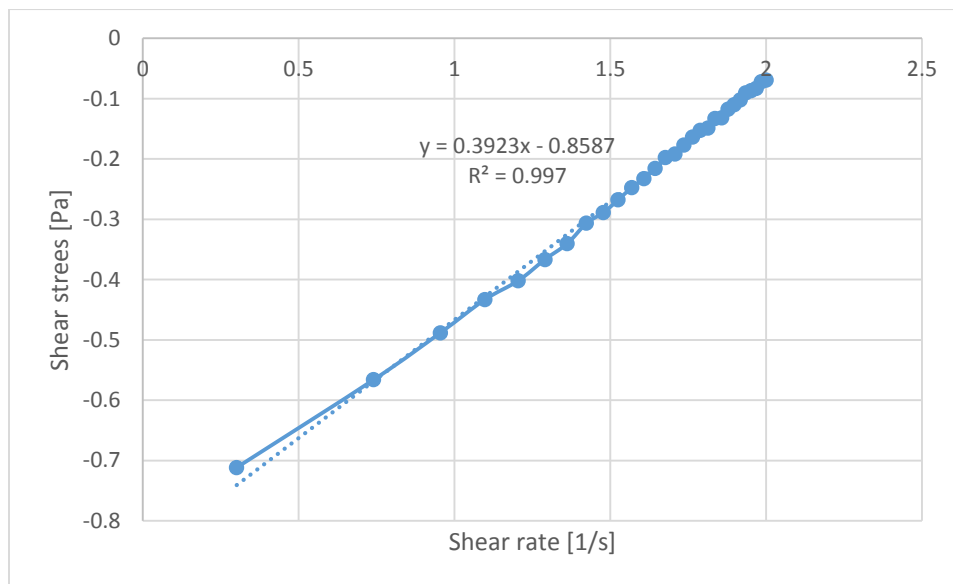
La segunda concentración simula a una persona con osteoartritis.

### Viscosidad

Meas. Pts.	$\dot{\gamma}$ [1/s]	$\tau$ [Pa]
1	0.30103	-0.7115272
2	0.74036269	-0.56603026
3	0.95424251	-0.48828371
4	1.09691001	-0.43326797
5	1.20411998	-0.40203072
6	1.29003461	-0.36665781
7	1.36172784	-0.34032144
8	1.42324587	-0.30660285
9	1.47712125	-0.28914251
10	1.52504481	-0.26780735
11	1.56820172	-0.24756739
12	1.60745502	-0.2324731
13	1.64345268	-0.21591788
14	1.67669361	-0.19773952
15	1.70757018	-0.19178903
16	1.7363965	-0.17717835
17	1.76342799	-0.16383418
18	1.78887512	-0.1527359
19	1.81291336	-0.1490476
20	1.83569057	-0.13282725
21	1.8573325	-0.1320172
22	1.87794695	-0.11761778
23	1.89762709	-0.10999839

24	1.91645395	-0.1023042
25	1.93449845	-0.0905777
26	1.95182304	-0.08678239
27	1.96848295	-0.08301995
28	1.98452731	-0.07186029
29	2	-0.06911462

**Tabla 3.1**



**Gráfica 3.1**

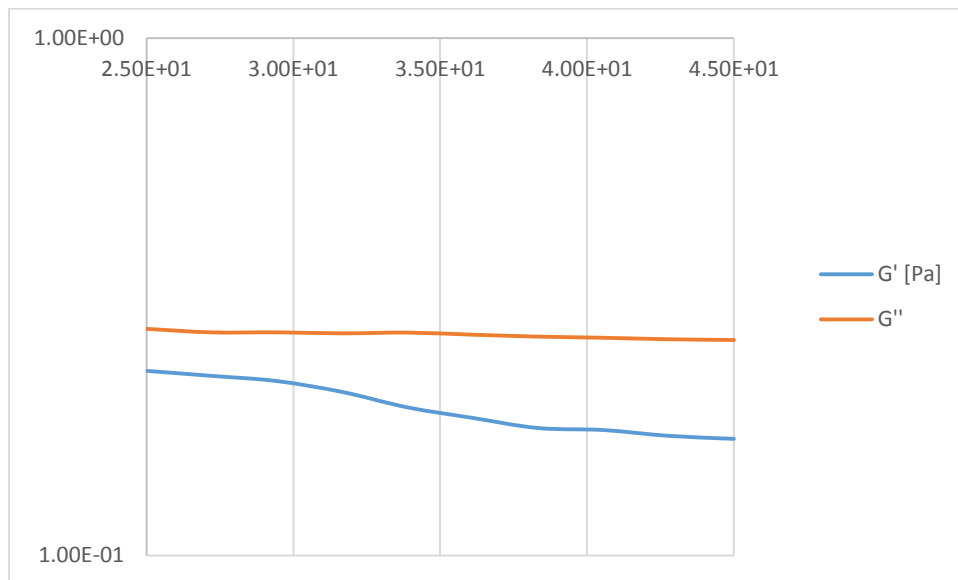
**Análisis de resultados:**

Se observa en la gráfica que los datos obtenidos dan una recta con pendiente positiva, es decir el esfuerzo cortante es directamente proporcional a la velocidad de deformación del fluido, lo cual es un comportamiento típico de un fluido newtoniano, se tiene un valor de  $n=0.8587$  y con el antilogaritmo del valor de la pendiente se calcula la viscosidad dinámica de  $2.4677 \text{ Pa}\cdot\text{s}$ .

## Barrido de deformación

$\gamma$ [%]	$G'$ [Pa]	$G''$ [Pa]
2.50E+01	2.27E-01	0.274144444
2.72E+01	2.22E-01	0.269888889
2.94E+01	2.17E-01	0.269966667
3.17E+01	2.07E-01	0.268733333
3.39E+01	1.93E-01	0.269622222
3.61E+01	1.84E-01	0.267133333
3.83E+01	1.76E-01	0.264844444
4.06E+01	1.75E-01	0.2635
4.28E+01	1.70E-01	0.261744444
4.50E+01	1.68E-01	0.260877778

Tabla 3.2



Gráfica 3.2

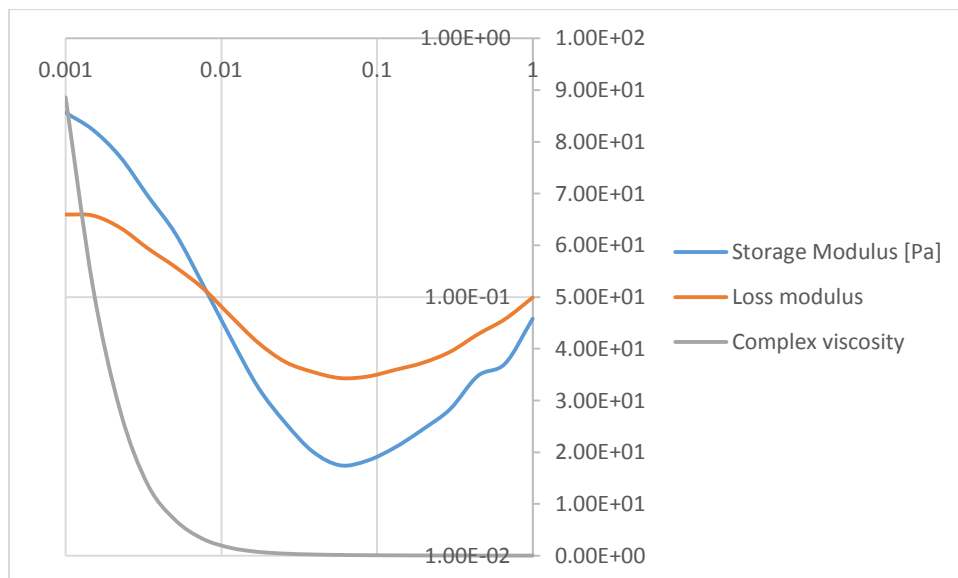
$G''$  corresponde al módulo viscoso lo cual indica el dominio del comportamiento líquido del fluido ante el módulo de almacenamiento el cual representa su comportamiento como sólido del fluido, su comportamiento del líquido se mantiene estable y el módulo de almacenamiento presenta una tendencia decreciente.



## Barrido de frecuencia

Frequency	G'	G''	$\eta^*$
[Hz]	[Pa]	[Pa]	[Pa·s]
1	8.25E-02	9.96E-02	2.08E-02
0.666	5.54E-02	8.23E-02	2.38E-02
0.444	4.96E-02	7.18E-02	3.15E-02
0.296	3.70E-02	6.15E-02	3.89E-02
0.197	3.08E-02	5.57E-02	5.16E-02
0.131	2.63E-02	5.23E-02	7.13E-02
0.0873	2.34E-02	4.93E-02	9.95E-02
0.0582	2.24E-02	4.86E-02	1.47E-01
0.0387	2.53E-02	5.14E-02	2.35E-01
0.0258	3.26E-02	5.61E-02	4.01E-01
0.0172	4.49E-02	6.67E-02	7.44E-01
0.0115	6.95E-02	8.44E-02	1.52E+00
0.00763	1.12E-01	1.08E-01	3.24E+00
0.00508	1.76E-01	1.31E-01	6.84E+00
0.00338	2.46E-01	1.54E-01	1.37E+01
0.00225	3.47E-01	1.85E-01	2.78E+01
0.0015	4.43E-01	2.07E-01	5.18E+01
0.001	5.16E-01	2.09E-01	8.86E+01

Tabla 3.3



Gráfica 3.3

$G'$  corresponde al módulo de almacenamiento lo cual indica el dominio del comportamiento sólido del fluido al inicio de la gráfica la cual se va modificando al aumento de la frecuencia, con lo que su comportamiento va cambiando y su tendencia al aumentar la frecuencia es a un comportamiento como líquido del fluido, el comportamiento de ambos se exponencializa y se van acercando uno con el otro, con una aparente tendencia de dominio por parte del módulo de almacenamiento al seguir aumentando la frecuencia.

### 3° Concentración (Ácido Hialurónico + Suero Fetal de Bovino + Solución Buffer)

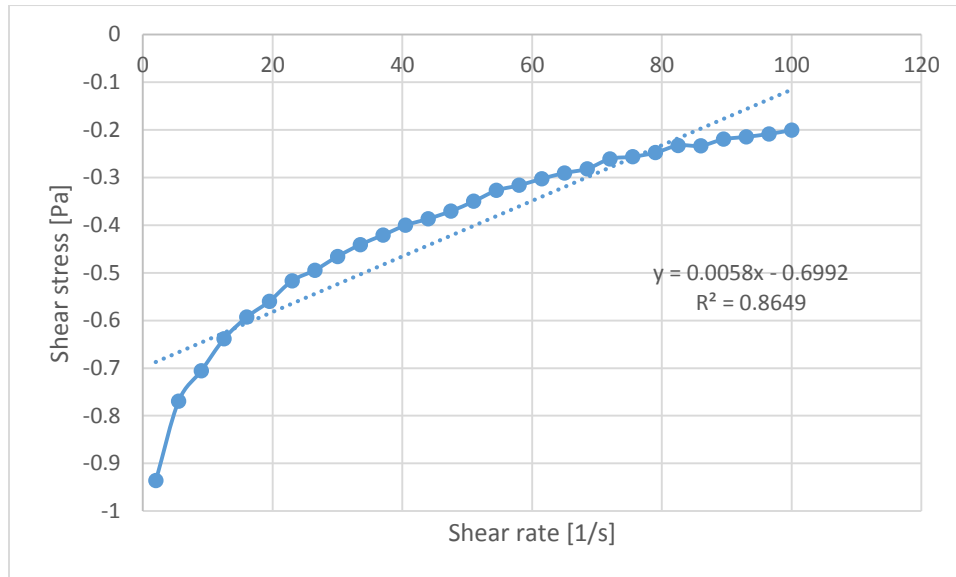
La tercera concentración simula a una persona con reumatoide.

#### Viscosidad

Meas. Pts.	$\dot{\gamma}$ [1/s]	$\tau$ [Pa]
1	2	-0.936041487
2	5.5	-0.769749821
3	9	-0.705729777
4	12.5	-0.638796991
5	16	-0.593270626
6	19.5	-0.559790829
7	23	-0.516809066
8	26.5	-0.494699251
9	30	-0.465832821
10	33.5	-0.441024909
11	37	-0.421106221
12	40.5	-0.400359483
13	44	-0.386863202
14	47.5	-0.37070369
15	51	-0.350232577
16	54.5	-0.327491656
17	58	-0.316652724
18	61.5	-0.302770657
19	65	-0.290824297
20	68.5	-0.281867531
21	72	-0.261131394
22	75.5	-0.256751622
23	79	-0.248036968

24	82.5	-0.233009139
25	86	-0.233587153
26	89.5	-0.220002905
27	93	-0.214986706
28	96.5	-0.208933449
29	100	-0.200889297

Tabla 4.1



Gráfica 4.1

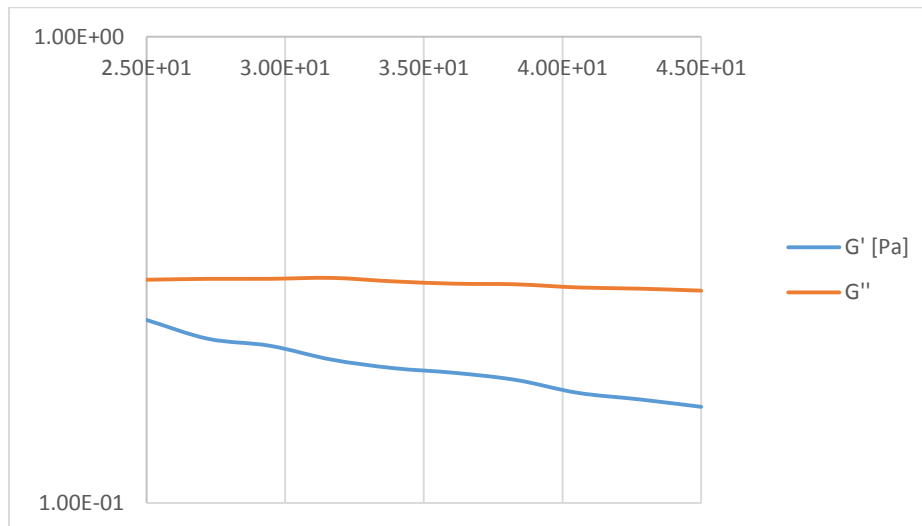
**Análisis de resultados:**

Se observa en la gráfica que los datos obtenidos dan una curva exponencial, lo que no presentan una relación lineal entre la cizalladura y la velocidad de deformación lo cual es un comportamiento típico de un fluido no newtoniano, este fluido en lo particular corresponde a un pseudoplástico debido su ordenada y al comportamiento que tiene, su viscosidad disminuye a medida que aumenta el esfuerzo de corte sobre el fluido, tiene un valor de  $n=0.6992$  y con el antilogaritmo del valor de la pendiente se calcula la constante de  $K=1.0134$ .

## Barrido de deformación

$\gamma$ [%]	$G'$ [Pa]	$G''$ [Pa]
2.50E+01	2.47E-01	0.301148889
2.72E+01	2.25E-01	0.302462222
2.94E+01	2.17E-01	0.302508889
3.17E+01	2.03E-01	0.3039
3.39E+01	1.95E-01	0.298748889
3.61E+01	1.90E-01	0.29534
3.83E+01	1.84E-01	0.294408889
4.06E+01	1.72E-01	0.289917778
4.28E+01	1.67E-01	0.288204444
4.50E+01	1.61E-01	0.285353333

Tabla 4.2



Gráfica 4.2

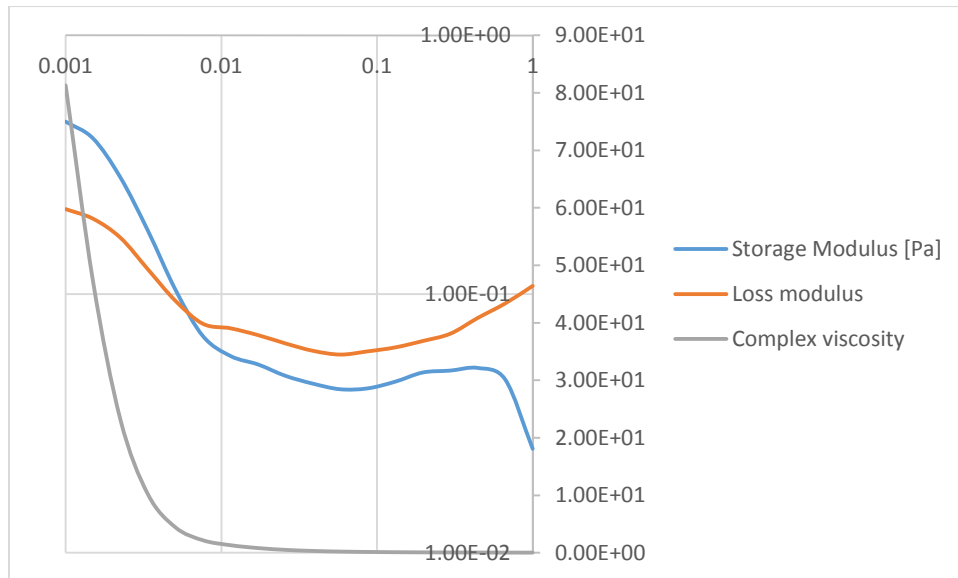
### Análisis de resultados:

$G''$  corresponde al módulo viscoso lo cual indica el dominio del comportamiento líquido del fluido ante el módulo de almacenamiento el cual representa su comportamiento como sólido del fluido, su comportamiento del líquido se mantiene estable y el módulo de almacenamiento presenta una tendencia decreciente.

## Barrido de frecuencia

Frequency	G'	G''	$\eta^*$
[Hz]	[Pa]	[Pa]	[Pa·s]
1	2.52E-02	1.08E-01	1.78E-02
0.666	4.68E-02	9.20E-02	2.47E-02
0.444	5.18E-02	8.09E-02	3.44E-02
0.296	5.06E-02	7.03E-02	4.67E-02
0.197	4.98E-02	6.59E-02	6.68E-02
0.131	4.59E-02	6.22E-02	9.39E-02
0.0873	4.32E-02	6.01E-02	1.35E-01
0.0582	4.29E-02	5.84E-02	1.98E-01
0.0387	4.51E-02	6.04E-02	3.10E-01
0.0258	4.83E-02	6.45E-02	4.97E-01
0.0172	5.35E-02	6.94E-02	8.11E-01
0.0115	5.76E-02	7.37E-02	1.30E+00
0.00763	6.87E-02	7.67E-02	2.16E+00
0.00508	1.04E-01	9.41E-02	4.40E+00
0.00338	1.76E-01	1.25E-01	1.01E+01
0.00225	2.82E-01	1.65E-01	2.31E+01
0.0015	4.00E-01	1.96E-01	4.72E+01
0.001	4.64E-01	2.13E-01	8.13E+01

Tabla 4.3



Gráfica 4.3

**Análisis de resultados:**

**G´** corresponde al módulo de almacenamiento lo cual indica el dominio del comportamiento sólido del fluido al inicio de la gráfica la cual se va modificando al aumento de la frecuencia, con lo que su comportamiento va cambiando y su tendencia al aumentar la frecuencia es a un comportamiento como líquido del fluido, este comportamiento se exponencializa y se aleja del módulo de almacenamiento, con lo cual hay un dominio exponencial del comportamiento líquido del fluido.

## **Tabla comparativa de resultados**

Se obtuvieron los datos de correlación del comportamiento de las soluciones a diferentes concentraciones y el suero puro, se graficó los valores de viscosidad contra la velocidad de deformación, así se obtuvieron los valores  $n$  la cual es la pendiente de la ecuación y representa el orden del tipo de fluido y  $K$  la cual es la constante que representa la ordenada de la ecuación.

### **Indice de consistencia $K$ [cP]**

Es el factor de consistencia del flujo laminar. Podemos describirla de forma idéntica al concepto de viscosidad plástica dado que un aumento de  $K$  indica un aumento en la concentración de sólidos o disminución del tamaño de las partículas.

Indica la consistencia del fluido; es decir, si el valor de  $K$  es alto, el fluido es más “viscoso” y viceversa.

### **Indice de flujo $n$ [Adimensional]**

Es la relación numérica entre el esfuerzo de corte y la velocidad de corte.

Es una medida de la no-newtonianidad del fluido, entre más alejado de la unidad sea el valor de  $n$ , más no-newtoniano es el comportamiento del fluido.

### Comparación de comportamiento reológico de las diferentes soluciones

Soluciones	R <sup>2</sup>	$\eta$	$\kappa$
Suero fetal de Bovino + agua.	0.9954	0.8194	2.1164
Sfb + solución buffer + 1 concentración de ácido hialúronico (Normal).	0.9971	0.9493	2.9040
Sfb + solución buffer + 2 concentración de ácido hialúronico (Osteoartritis).	0.997	0.8587	2.4677
Sfb + solución buffer + 3 concentración de ácido hialúronico (Reumatoide).	0.8649	0.6992	1.0134

**Tabla B**

Se pueden ver los resultados obtenidos de los análisis realizados, y como el comportamiento de la viscosidad va cambiando, el resultado más previsible fue el del agua más el suero fetal, ambos fluidos newtonianos y al ser una solución de ambas su comportamiento de la viscosidad no cambió y siguió siendo newtoniano, el factor clave fueron las concentraciones de ácido hialúronico el cual fue modificando la viscosidad de las soluciones, la primera concentración se mantuvo el comportamiento de la viscosidad de un

fluido newtoniano y solamente aumentó ligeramente el valor de su viscosidad dinámica, en la concentración dos hubo un cambio en el comportamiento de la viscosidad, pasando de ser un comportamiento newtoniano, es decir un cambio proporcional del esfuerzo cortante con respecto a la velocidad de deformación, aun cambio no proporcional, lo cual indica el comportamiento de la viscosidad de un fluido no newtoniano, también por medio de la gráfica se puede determinar que es un pseudoplástico, este comportamiento cambia para la última concentración regresando al comportamiento de la viscosidad de un fluido newtoniano.



## 3.2 CONCLUSIONES

Mediante las pruebas de laboratorio se logró caracterizar la solución de suero más ácido hialurónico, como primera información se observó que tanto el suero como el suero más ácido hialurónico son fluidos no newtonianos debido a su comportamiento observado en las gráficas, se dio diferentes tendencias y patrones de comportamiento, el ácido hialurónico resultó ser un buen modificante de la viscosidad del suero, y sus variaciones en la concentración de ella dieron cambios significativos en el comportamiento de las propiedades de la solución, en la mayoría de los análisis se obtuvo un dominio del módulo viscoso lo cual implica su comportamiento como un líquido por parte del fluido, pero a bajas frecuencias se puede observar el dominio del módulo de almacenamiento lo cual representa un dominio del comportamiento sólido por parte de la solución, esta tendencia no es estable a bajas concentraciones por parte del ácido hialurónico, pero en la última en la que se encuentra una mayor concentración de ácido, resulta más estable y marcado el dominio y comportamiento del módulo de viscosidad y almacenamiento, en un inicio se presenta el dominio por parte de módulo de almacenamiento pero a medida que la frecuencia va aumentando, el módulo de viscosidad va aumentando, hasta llegar a un punto en que esta decrece y la otra aumenta, después de ese punto el comportamiento de ambos módulos se vuelve más marcado y se van exponenciando de igual manera, ambos muestran una tendencia ascendente y el módulo de almacenamiento aparentemente muestra que ejerce un dominio al seguir aumentando la frecuencia, lo cual indica que la solución a mayor frecuencia se comporta como un sólido, debido a la exponencialización más marcada de este hacia el eje de las "Y", este resultado es favorable para la continuación de nuevos estudios y la obtención más detallada del comportamiento de la solución y posibles aplicaciones que estas pueda tener.

## REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS Y VIRTUALES

Cross M M. "Rheology of Non-Newtonian Fluids - a New Flow Equation for Pseudoplastic

Systems." Journal of Colloid Science Boronat T, Segui V J, Peydro M A, et al. "Influence of temperature and shear rate on the

rheology and processability of reprocessed ABS in injection molding process." Journal of Materials Processing Technology

STREETER, V.L. 1996. Mecánica de fluidos. México : McGraw Hill.

WAZER, J.R. van; LYONS, J.W.; KIM, K.Y. y COLWELL, R.D. 1963. Viscosity and flow measurements. A Laboratory Handbook of Rheology. Interscience Publishers, New York

Chhabra, R. P. Non-Newtonian flow: fundamentals and engineering applications ISBN: 9780750637701 Oxford ; Boston, MA : Butterworth-Heinemann, 1999.

King, R. P. Introduction to practical fluid flow. ISBN: 9780750648851 Oxford; Boston: Butterworth-Heinemann, 2002.

Signer, D.A . De Kee, R.P. Chhabra Advances in the flow and rheology of non-newtonian fluids ISBN: 0-444-82679-3080: Amsterdam, Elsevier, 1999 Introduction to Rheology.

Barnes, H.A.; Hutton, J.F.; Walters, K. An Introduction to Rheology. Elsevier, Amsterdam, 1989

A, M. (2002). Reologia de espesantes celulosicos para pinturas al agua: modelizacion y mecanismo de espesamiento asociativo. España: Universitat de Barcelona.

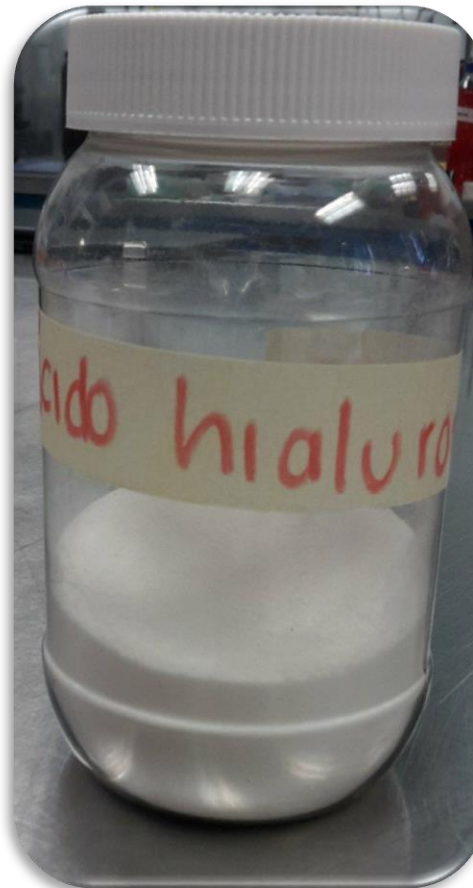
C., C. (2014). Diseño, validacion e implementacion de un sistema experimental de alta presion y temperatura para medicion de viscosidad de aceites crudos con precision de referencia. Mexico: UNAM.

L., C. (2005). Comportamiento reologico de pasta de murta en estado fresco y congelado. Chile: Universidad austral de Chile.

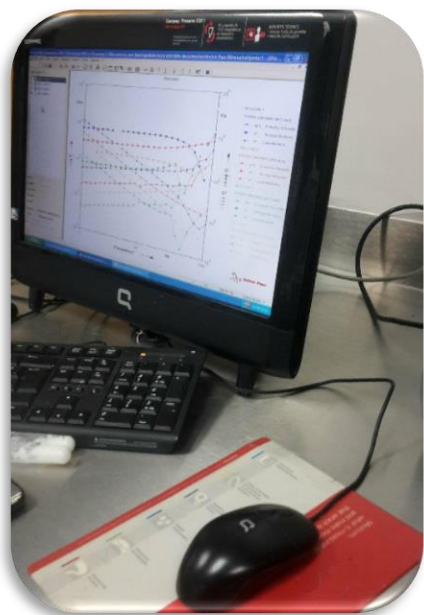
## 4. ANEXOS



**CICATA**



## REACTIVOS



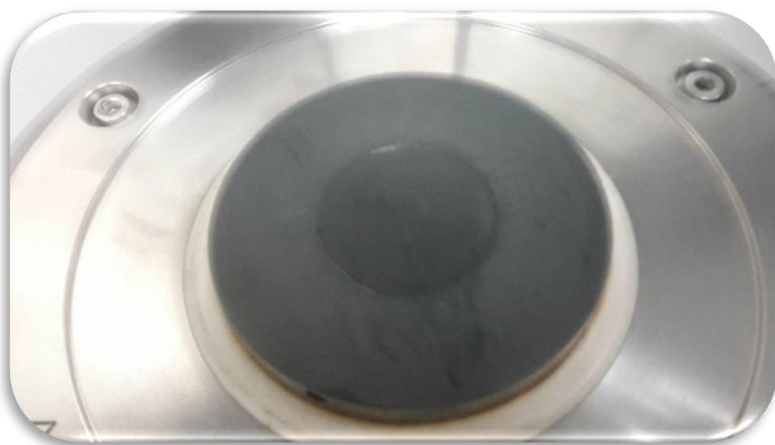
**Computadora con  
el programa de  
rheoplus**



**Sistema de  
recirculación**



**Geometría de  
platos paralelos  
modelo PP25/S**



## **REOMETRO PHYSICA MCR 101**

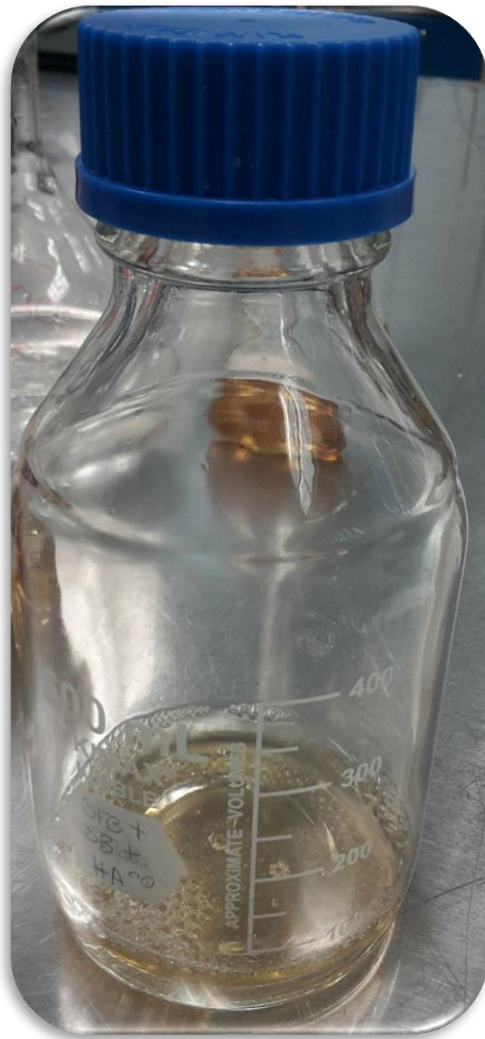


**Peso de fosfato biácido de sodio**

**Solución Buffer**



## Pesos de las concentraciones de Ácido Hialurónico



**Solución de SFB + Solución Buffer + 1 concentración de ácido hialurónico**



**Solución buffer + ácido hialurónico**





**Solución de SFB + Solución Buffer +  
2 concentración de ácido hialurónico**



**Solución de SFB + Solución Buffer +  
3 concentración de ácido hialurónico**



**Tiras de pH de las 3 soluciones y solución buffer**