

PONTIFICIA UNIVERSIDAD CATÓLICA DEL PERÚ

FACULTAD DE CIENCIAS E INGENIERÍA



Diseño de un equipo para el Análisis de los parámetros de la Coagulación  
de la Sangre usando el método de Tromboplastografía Rotativa

TESIS PARA OPTAR EL TÍTULO DE  
INGENIERO ELECTRÓNICO

**PRESENTADO POR:**

**Flor del Milagro Vásquez Sotomayor**

**Pablo Arturo Tejada Saavedra**

LIMA – PERÚ

2007

## INDICE

1.	<a href="#">INTRODUCCIÓN</a>	1
	1.1 PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA	3
	1.2 IMPACTO ACTUAL	4
	1.3 ESTADO DEL ARTE	7
	1.4 OBJETIVOS	12
2.	<a href="#">METODOS DE ANÁLISIS DE LA COAGULACIÓN DE LA SANGRE</a>	14
	2.1 PRUEBAS DE COAGULACIÓN	16
	2.2 TÉCNICAS DE TROMBOELASTOGRAFÍA	24
3.	<a href="#">DISEÑO DEL EQUIPO DE TROMBOELASTOGRAFIA ROTATIVA</a>	32
	3.1 DISEÑO DE LA PARTE ELECTRÓNICA	35
	3.2 DISEÑO DE LA PARTE MECANICA	42
	3.3 SOFTWARE - PROGRAMACION DEL MICROCONTROLADOR	52
	3.4 INTERFACE GRÁFICA	66
4.	<a href="#">PRUEBAS DEL SISTEMA</a>	70
	<a href="#">CONCLUSION</a>	85
	<a href="#">RECOMENDACIONES</a>	87

## CAPITULO 1

### 1. INTRODUCCIÓN

La sangre, el tejido de la vida, ha sido designada de esta manera porque refleja el balance de nuestro organismo en un equilibrio perfecto. Debido a sus múltiples funciones (transporte de oxígeno y nutrientes a las células, recolección de los productos de desecho, transporte de hormonas, intervención en el equilibrio de ácidos, sales, bases y agua en el interior de las células y en la regulación de la temperatura del cuerpo, defensa contra agentes externos y mecanismos de coagulación) representa una increíble fuente de información del estado biológico y químico del cuerpo y hasta la actualidad su análisis es una de las herramientas más importantes en la medicina.

Pero si bien la tecnología ha avanzado mucho, el desbalance no previsto de nuestro cuerpo no puede ser monitoreado con la rapidez que se desearía. Por ejemplo: el nivel de azúcar, colesterol, conteo de células sanguíneas, etc, no varía abruptamente

durante una operación. En cambio, los agentes que intervienen en la coagulación representan un reto en el quirófano, puesto que estando expuesto el cuerpo durante una cirugía, las pruebas pre-operatorias que siempre se realizan no proporcionan una base firme de predicción para saber cómo reaccionará la persona a la cual se somete a cirugía durante horas.

Existen dos tipos de pruebas: las de diagnóstico y las de monitoreo. Las pruebas de diagnóstico son típicamente realizadas una única vez por paciente en cada cita médica, mientras que las pruebas de monitoreo son realizadas al paciente varias veces por cita médica. En la actualidad aproximadamente 740 pruebas o tests son ofrecidas por un laboratorio clínico común, de las cuales menos de 30 son utilizados por los doctores para monitorear un paciente durante el curso de una enfermedad, tratamiento o procedimiento. Las 700 pruebas restantes son utilizadas como pruebas de diagnóstico, es decir, para asistir en el diagnóstico de síntomas o como componente de un programa preventivo. [2]

El panorama quirúrgico necesita equipos capaces de realizar pruebas de monitoreo en las cuales el tiempo es muy importante para la estabilidad y seguridad del paciente. El presente trabajo de tesis introduce los distintos equipos existentes, las diferentes técnicas utilizadas, y desarrolla un posible nuevo diseño.

## 1.1 Planteamiento del Problema

El problema, como bien se planteó en la reunión de lectura de revistas de la Cátedra de Medicina Intensiva el día 21 de Junio del 2002 [1], es el siguiente:

“En el manejo clínico del paciente que está sangrando, es difícil valorar cuánto puede contribuir en dicho sangrado una alteración de la hemostasis de origen quirúrgico cuando coexiste injuria endotelial, disfunción plaquetaria, anormalidades de las proteasas de la coagulación o sus inhibidores y excesiva fibrinólisis. (...) Las pruebas tradicionales, como el tiempo protrombina, tiempo de trombina, KPTT (tiempo de tromboplastina parcial activada con caolín) y los estudios de función plaquetaria se basan en la evaluación de puntos estáticos de tests de laboratorio estandarizados. No tienen en cuenta la interacción de las cascadas de coagulación y las plaquetas y por tanto muchas de estas pruebas pueden ser no específicas...”

La tromboelastografía (TEG), técnica que se explica con mayor detalle en el capítulo 2, mide el proceso interactivo de la coagulación, desde la cascada inicial de la formación del coágulo, interacción plaquetaria y retracción del coágulo, hasta la fibrinólisis. Además, posibilita evaluar el resultado de la intervención terapéutica, documentando los cambios en la coagulación in vitro, antes de ser instituida la terapia in vivo.

## 1.2 Impacto Actual

El impacto de esta tecnología es muy grande, y entre sus mayores aportes a la medicina se puede mencionar los siguientes [1]:

- Cirugía de trasplante hepático
- Cirugía Cardíaca: Posterior a la cirugía aórtica hay cambios extremos en los niveles plasmáticos de varios factores procoagulantes. Esos cambios favorecen el desarrollo de hipercoagulabilidad en el periodo postoperatorio. Si este fenómeno está presente puede contribuir al desarrollo de trombosis de la arteria coronaria y otras complicaciones trombóticas. Las pruebas de coagulación rutinaria como es el tiempo de protrombina, el tiempo de tromboelastografía y el tiempo de coagulación y de trombina son indicadores poco sensitivos de hipercoagulabilidad. La tromboelastografía difiere de los métodos tradicionales que valoran la coagulación en que proporciona una valoración global de la formación del coágulo. [20]

(Ambas cirugías son potenciales causas de alteraciones en la hemostasis y a menudo se asocian con transfusiones masivas de sangre, las cuales pueden empeorar la coagulopatía y asociarse con complicaciones inmunológicas y con la transmisión de infecciones)

- Obstetricia, ya que uno de los cambios que ocurre en el embarazo es el incremento de la coagulabilidad.
- CID (Coagulación Intravascular Diseminada): El TEG proporciona un diagnóstico más rápido que otras pruebas, previniendo situaciones de desprendimiento de placenta, eclampsia, muerte fetal intraútero y hemorragia masiva post parto.

- Hecho en forma temprana, es un seguro predictor de gravedad en el caso de una mordedura de víbora
- Es muy útil en casos de pacientes con enfermedad genéticas que afectan la coagulación de la sangre, como por ejemplo la mutación denominada Factor V de Leiden que produce hipercoagulabilidad.

Entre las ventajas de esta tecnología tenemos [5]:

- Las pruebas convencionales terminan con la formación de los primeros filamentos de fibrina, mientras que el TEG empieza en este punto y continua tomando datos durante la lisis hasta la retracción del coágulo.
- Diferencia el sangrado quirúrgico del no-quirúrgico
- Guía el uso de componentes sanguíneos
- Guía el uso de agentes farmacológicos

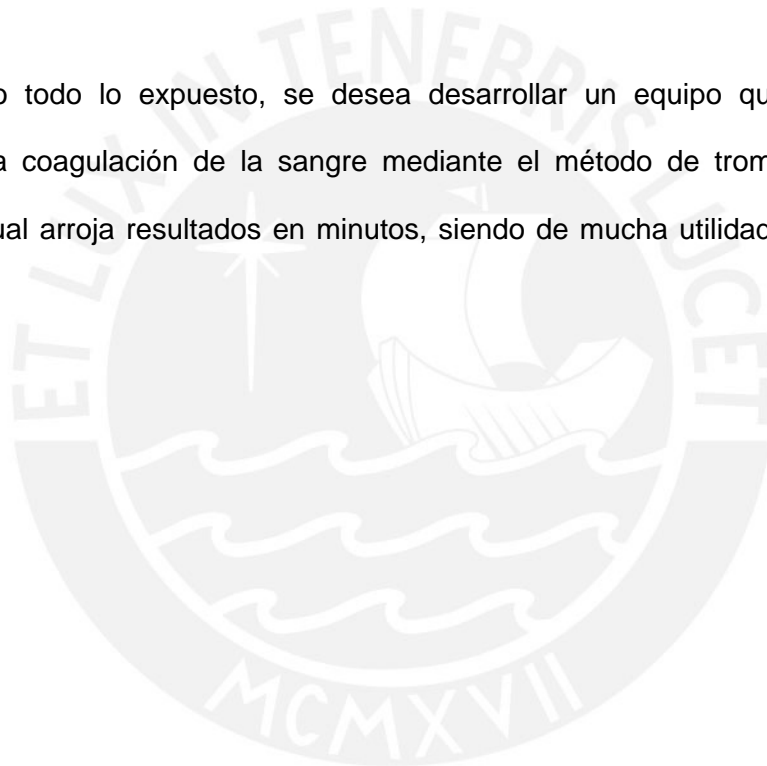
La mortalidad quirúrgica en la enfermedad hepática es bastante alta. La tasa de mortalidad general se aproxima a 20%, pero en aquellos pacientes con disfunción severa, la mortalidad supera el 35%. Si hay una alteración orgánica diferente de la disfunción hepática en una cirrosis establecida, la mortalidad aumenta considerablemente. En pacientes con falla pulmonar y disfunción hepática, la mortalidad se acerca a 100%, en pacientes con falla cardíaca, a 92%, y en pacientes con falla renal a 73%. Las causas más frecuentes de muerte son: sepsis, **hemorragia**, falla renal y falla hepática con encefalopatía. [21]



Asimismo, en obstetricia, se reporta que son las causas directas (**hemorragias**, parto obstruido, aborto inducido, ruptura del útero, etc.) las que originan el 75% de las muertes maternas. [22]

En general, de acuerdo a la Lista Seleccionada de Mortalidad General CIE 10, las tres primeras causas de muerte en el año 2000 fueron, en orden descendente, las Enfermedades del Sistema Circulatorio, el Resto de Tumores Malignos y Neumonía. [23]

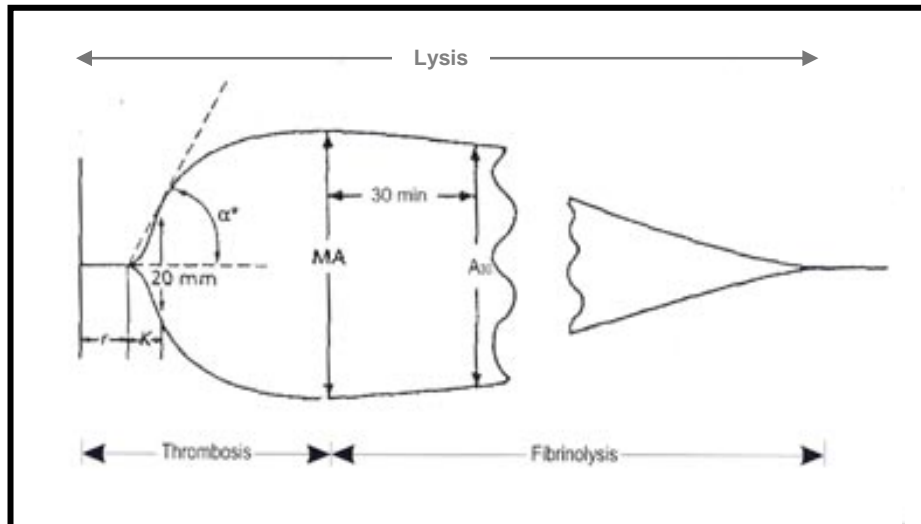
Considerando todo lo expuesto, se desea desarrollar un equipo que permitirá el análisis de la coagulación de la sangre mediante el método de tromboelastografía rotativa, el cual arroja resultados en minutos, siendo de mucha utilidad en la sala de operaciones.





### 1.3 Estado del Arte

Actualmente, existen equipos de Tromboelastografía los cuales son descritos con detalle más adelante. En el procedimiento que realizan, se basan en cuatro parámetros mostrados en una gráfica para predecir posibles anomalías.



**FIGURA 1 – Parámetros de la Prueba**

**Fuente:** [5] *Thrombelastography – Role in the Perioperative period*  
Dr. K. K. Narani

Estos parámetros son los siguientes [1]:

- **r** - Reaction Time o Tiempo de Reacción. Se mide en mm o minutos. (equivalen a medio minuto por mm). Es el período de tiempo entre la colocación de la sangre en la cubeta y el comienzo de la formación de fibrina (amplitud aproximada de 2 mm). Cuando R es prolongado, significa que los factores de coagulación son deficientes y pueden ser corregidos por la administración de FFP<sup>1</sup>. Este parámetro es afectado de la siguiente manera:

<sup>1</sup> Fresh Frozen Plasma – contiene aproximadamente 225ml de plasma derivado de una unidad de sangre. Se almacena congelado a -18° C o menos para preservar todos los factores a niveles hemostáticos. Cuando se necesita, FFP es calentado en un baño maría a 37° C (20-30 minutos) y puede ser almacenado después hasta por 24 horas a 1-6° C. FFP debe ser compatible o idéntico a todos los grupos sanguíneos.

- es prolongado por anticoagulantes
- es acortado por hipercoagulabilidad

**K** - también es un tiempo, y se mide desde el comienzo de la formación de fibrina hasta que el coágulo alcanza su máxima fuerza (amplitud aproximada de 20 mm). Evalúa el tiempo de formación del coágulo. Su valor normal oscila entre 2 y 20 mm. Si K es mayor que lo normal, significa que el fibrinógeno es deficiente y puede ser corregido por la administración de crioprecipitados<sup>2</sup>. Este es:

- acortado cuando el fibrinógeno está aumentado y por aumento de la función plaquetaria.
- prolongado por anticoagulantes o antiagregantes.

**Angulo alfa:** formado por el brazo de r y la pendiente de K. Informa sobre la velocidad de formación del coágulo. Aumenta cuando el nivel de fibrinógeno se eleva, o si hay hiperagregabilidad plaquetaria, y disminuye con la anticoagulación o los antiagregantes.

r, K y el ángulo alfa informan sobre la activación y formación de fibrina, sobre factores de la coagulación y la función plaquetaria.

**MA** - Amplitud Máxima. Se mide en mm. Evalúa la fuerza máxima de formación del coágulo y depende de la fibrina y las plaquetas. Su valor normal es 50 mm. Cuando su valor es menor que lo normal indica deficiencia de plaquetas y la solución es la transfusión de un concentrado de plaquetas.

---

<sup>2</sup> Sustancia que contiene altos niveles de factor VIII, factor XIII, fibrinógeno, entre otros.

**TMA** - Es el tiempo que demora en alcanzar la máxima amplitud.

**A** - Es la amplitud del trazo en cualquier punto.

**G** - Módulo de Shear. Es una medida de la fortaleza y firmeza del coágulo. Sus unidades son dinas/cm<sup>2</sup>. Su valor normal se encuentra entre 7195-10625 dinas/cm<sup>2</sup>.

Los cuatro primeros parámetros (r, K, ángulo alfa, MA) son los más importantes y sus valores normales se indican en la Tabla 1:

Parámetro	Valores Normales	Perfil de Coagulación Convencional
r	5 – 7 min	APTT <sup>3</sup>
K	1 – 3 min	Fibrinógeno
$\alpha$	53 – 630	Plaquetas
MA	59 – 68 mm	Tiempo de lisis de Euglobulina <sup>4</sup> y productos de la degradación de la fibrina (FDP)

**TABLA 1 – Comparación De Parámetros Con Perfiles De Coagulación Convencionales**

**Fuente:** [5] *Thrombelastography – Role in the Perioperative period*

Dr. K. K. Narani

Al adicionar sustancias al TEG, de acuerdo a la situación clínica, pueden obtenerse distintos tipos de TEG [1]:

<sup>3</sup> Activated Partial Thromboplastin Time – Tiempo de Tromboplastina Parcial Activada. Ir a la pag 22

<sup>4</sup> Ir a la pag 22

**Nativo:** con sangre no activada.

**Activado :** debido a que la sangre debe ser colocada en el TEG antes de transcurridos 4 minutos de su extracción, se utilizan partículas de sílice que actúan en contacto con la fase del activador que activa al factor XII y las plaquetas son agregadas para reducir el tiempo de activación.

**Citratada activada:** puede ser utilizada sangre citratada para realizar el TEG, pero necesita ser recalificada antes, con clorhidrato de Calcio, que neutraliza el citrato e inicia la coagulación.

**Factor tisular:** es una enzima que junto con el factor VII, acorta los tiempos de coagulación por activación de factor IX y X

**Heparinasa:** la sangre total in vitro puede ser modificada por adición de heparinasa cuando el paciente está recibiendo heparina o cuando se sospecha la presencia de heparina libre en sangre. La heparinasa es una enzima que rápida y efectivamente neutraliza el efecto anticoagulante de la heparina. Actúa clivando<sup>5</sup> la molécula de heparina. Si los parámetros del TEG son iguales con heparinasa o sin ella, indica que la protamina dada fue suficiente.

**Bloqueadores de plaquetas:** a causa de la interacción que existe entre las plaquetas y el fibrinógeno, mediada por las

---

<sup>5</sup> Clivar – Propiedad de las sustancias cristalinas de reducirse a láminas siguiendo ciertos planos o direcciones (Le Nouveau Petit Robert)

integrinas plaquetarias, se bloquean éstas y el resultado dependerá solamente del fibrinógeno.

**Drogas antifibrinolíticas:** por ejemplo el ácido aminocaproico, muestra trazado que corresponde a la inhibición ejercida por estas drogas.

**Efectos de la temperatura:** las muestras son analizadas a 37°C, pero en casos de hipotermia pueden ser analizadas a temperaturas menores.

Pero esta tecnología tiene, como todas, sus limitaciones [5]:

- No puede identificar los factores individuales de la coagulación
- No puede identificar los agentes inhibidores
- No puede identificar los agentes activadores

## 1.4 Objetivos

El presente trabajo de tesis tiene como objetivo principal desarrollar un equipo biomédico capaz de medir los parámetros de la Coagulación de la Sangre y ser una herramienta determinante en la detección de problemas hematológicos antes y durante la cirugía, además de ser económico.

A su vez, se plantean los siguientes objetivos específicos:

1. Investigación de los parámetros de la sangre más importantes, considerando los sistemas ya existentes. Con esta información plantear una forma que mida de manera eficiente uno de estos parámetros.
2. Diseño de un sistema mecánico que ayude a realizar pruebas del comportamiento elástico de la sangre.
3. Diseño de un sistema electrónico que capte las señales obtenidas por el sistema mecánico y las procese, logrando así una señal con la información necesaria para proporcionar un diagnóstico.
4. Diseño de una interfaz gráfica que permita al usuario interactuar y procesar los datos obtenidos manejando además una pequeña base de datos.
5. Lograr un análisis al detalle de cada etapa del sistema, midiendo los valores de perturbación de tal manera de que se puedan tomar las medidas necesarias para reducirlos.

6. Realizar una selección de componentes que nos lleve a tener buenos resultados sin dejar de considerar el costo-beneficio de estos.
7. Diseño del equipo como producto final (prototipo), mostrando los planos de la disposición de los componentes internos y de su aspecto exterior.
8. Realizar un análisis de los beneficios y carencias que el sistema logrado tiene, de tal forma de que este pueda ser mejorado en el futuro.





## CAPITULO 2

### 2. METODOS DE ANÁLISIS DE LA COAGULACIÓN DE LA SANGRE

La coagulación es una defensa del organismo para taponar las heridas y minimizar las hemorragias. Hoy se sabe que un coágulo está casi totalmente formado por eritrocitos sujetos por una red de filamentos de fibrina. La fibrina no existe normalmente en la sangre, se crea a partir de la proteína plasmática fibrinógeno por la acción de la enzima trombina. La trombina, a su vez, no está naturalmente presente en la sangre, se genera a partir de una sustancia precursora, la protrombina, en un proceso en que intervienen las plaquetas, algunas sales de calcio y sustancias producidas por los tejidos lesionados. Como los coágulos no se generan si falta cualquiera de estos elementos, la adición de citrato de sodio (que elimina de la sangre los iones de calcio) evita su formación. [6]

La sangre tiene la facultad intrínseca de iniciar la coagulación a través de factores aislados que se encuentran presentes en el propio plasma, cuyas reacciones culminan con la generación de fibrina: cuando se corta un vaso sanguíneo, se inicia la producción de **tromboplastina** (lipoproteína), que al interactuar con los iones de calcio y varios factores (V, VII, VIII, IX, X, XI, XIII) proteínicos del plasma sanguíneo, produce **protrombinasa**. Esta enzima cataliza la siguiente reacción, en la que la **protrombina** o factor II, globulina plasmática producida por el hígado, se disocia en varios fragmentos, uno de los cuales es la trombina. Finalmente, esta desdobla dos péptidos de **fibrinógeno** (factor I - una proteína plasmática) y forma un monómero de **fibrina activa** que se polimeriza formando largos filamentos de fibrina insoluble en una red, la cual atrapa los glóbulos rojos, blancos y plaquetas, formando un coágulo o trombo.

Todo este proceso toma tiempo, el cual se distribuye más o menos de la siguiente manera: una vez que ocurre la lesión vascular, las plaquetas se adhieren a la colágena expuesta en un tiempo aproximado de 1 a 3 segundos. A este fenómeno temprano se le llama hemostasia primaria y depende exclusivamente de la capacidad funcional de las plaquetas. Durante los 20 a 30 segundos siguientes a la adhesión de plaquetas al endotelio, más plaquetas se agregan entre sí para formar el tapón hemostático, que se completa en aproximadamente 3 minutos. Simultáneamente se activa la coagulación plasmática y la aparición de trombina favorece el crecimiento del tapón de plaquetas. En los siguientes minutos se genera fibrina y se forma una red entre plaquetas y fibrina en la que quedan atrapados eritrocitos y leucocitos. Después de 5 minutos, la fibrina se estabiliza y el coágulo adquiere mayor resistencia y se vuelve insoluble. Aproximadamente 30 minutos después, el coágulo sufre una retracción con lo que queda adherido de manera firme a la pared vascular. [7]

## 2.1 PRUEBAS DE COAGULACIÓN

Antes de una operación, se realizan varios análisis de sangre, y los más conocidos, concernientes a pruebas de coagulación son 4:

- **CBC (COMPLETE BLOOD COUNT):** análisis que incluye la medida de las células de la sangre en un volumen específico de sangre [3]. El conteo sanguíneo completo (CSC) mide lo siguiente:

- ✓ El número de glóbulos rojos (GR) o Red Blood Count (RBC): Esta prueba se realiza para apoyar otros test para el diagnóstico de la anemia y proporcionar datos para calcular índices de eritrocitos que revelen el tamaño de los glóbulos rojos y su contenido de hemoglobina.
- ✓ El número de glóbulos blancos (GB): Inicialmente formados en la médula ósea, los leucocitos son producidos también en los órganos del sistema linfático, como son el bazo, el timo y los ganglios linfáticos. Su misión es luchar contra las infecciones y proteger al cuerpo contra las enfermedades. Este análisis sirve para monitorizar el progreso de la enfermedad y la respuesta a la quimioterapia.
- ✓ La cantidad total de hemoglobina en la sangre
- ✓ Hematocrito – HTC: volumen ocupado por los glóbulos rojos en un volumen dado de sangre centrifugada. Se utiliza para la determinación de anemias y se expresa como un porcentaje del volumen total de la muestra de sangre.
- ✓ Volumen corpuscular medio VCM: Es la media del volumen de los glóbulos rojos, es decir, la relación entre el hematocrito y el

recuento de glóbulos rojos. Indican si los hematíes están sobredimensionados o lo contrario.

- ✓ Conteo de plaquetas

	Rango normal <sup>1</sup>
GR <sup>2</sup>	H: 4.7 - 6.1 millones/mcl M: 4.2 - 5.4 millones/mcl
GB	4.8 -10.8 miles por mm <sup>3</sup>
Nivel de hemoglobina (Hb)	H: 13.8 – 17.2 g/dl M: 12.1 – 15.1 g/dl
HCT	H: 40.7 – 50.3 % M: 36.1 – 44.3 %
VCM	80 - 96 fL
HCM	27 – 31 pg/célula
CHCM	32 – 36 g/dl
Conteo de plaquetas	150 – 500 mil u por mm <sup>3</sup>

**TABLA 2 – Valores normales de CBC**

**Fuente:** [4] MEDLINEplus Información de Salud.

Asimismo, el CSC incluye información acerca de los glóbulos rojos que se calculan de las otras mediciones, a saber:

- ✓ HCM (hemoglobina corpuscular media): es el contenido medio de hemoglobina en los glóbulos rojos, expresa el promedio de peso de la hemoglobina en los glóbulos rojos.
- ✓ CHCM (concentración de hemoglobina corpuscular media): Relación entre el peso de la hemoglobina y el hematocrito. Este

<sup>1</sup> Los rangos varían ligeramente con la edad

<sup>2</sup> GR, Hb y HCT varían con la altitud sobre el nivel del mar

análisis define la concentración de hemoglobina en 100 ml de glóbulos rojos. Ayuda a distinguir las células coloreadas normales de las que están más pálidas lo que es útil para clasificar las diferentes anemias y determinar sus causas.

El CBC es un examen de tamizaje y se utiliza para diagnosticar y manejar un gran número de enfermedades [4]. Los resultados de este examen pueden reflejar problemas relacionados con el volumen de líquidos (como la deshidratación) o con la pérdida de sangre; puede mostrar anomalías en la producción, vida media y destrucción de células sanguíneas y también puede reflejar infecciones agudas o crónicas, alergias y problemas relacionados con la coagulación. Por ejemplo:

- ✓ El conteo alto de GR pueden ser indicio de:
  - Baja tensión de oxígeno en la sangre
    - enfermedad cardíaca congénita
    - cor pulmonale (corazón pulmonar)
    - fibrosis pulmonar
  - Policitemia vera
  - Deshidratación (como la producida por diarrea severa)
  - Enfermedad renal (riñón) con producción alta de eritropoyetina
  
- ✓ El conteo bajo de GR pueden ser indicio de:
  - Pérdida de sangre
    - anemia (de varios tipos)
    - hemorragia

- Insuficiencia de la médula ósea (por ejemplo: por irradiación, toxinas, fibrosis, tumores)
  - Deficiencia de eritropoyetina (secundaria a enfermedad renal)
  - Hemólisis (destrucción de glóbulos rojos)
  - Leucemia
  - Mieloma múltiple
  - Desnutrición (deficiencias nutricionales de hierro, folato, vitamina B12, vitamina B6)
- ✓ El conteo bajo de GB (leucopenia) pueden ser indicio de:
- Insuficiencia de la médula ósea debido por ejemplo, a infección, tumor o fibrosis
  - Presencia de sustancias citotóxicas
  - Enfermedades vasculares del colágeno (como lupus eritematoso)
  - Enfermedad del hígado o del bazo
  - Exposición a irradiación
- ✓ El conteo alto de GB (leucocitosis) pueden ser indicio de:
- Enfermedades infecciosas
  - Enfermedades inflamatorias (como artritis reumatoidea o alergia)
  - Leucemia
  - Estrés físico o emocional severo
  - Daño tisular (por ejemplo, por quemaduras)
- ✓ Un hematocrito bajo puede ser indicio de:
- Anemia (de varios tipos)

- Pérdida sanguínea (hemorragia)
  - Insuficiencia de la medula ósea (ejemplo, la causada por radiación, toxinas, fibrosis, tumores)
  - Hemólisis (destrucción de GR) relacionada con reacción transfusional
  - Leucemia
  - Desnutrición o deficiencia nutricional específica
  - Mieloma múltiple
  - Artritis reumatoidea
- ✓ Un hematocrito elevado puede ser indicio de:
- Deshidratación
    - quemaduras
    - diarrea
  - Policitemia vera
  - Baja tensión de oxígeno (fumar, enfermedad cardíaca congénita, vivir en grandes alturas)
- ✓ Los valores bajos de hemoglobina pueden ser indicio de:
- Anemia (de distintos tipos)
  - Pérdida sanguínea

**Metodología del análisis:** Primero, la sangre se extrae de una vena (punción venosa), usualmente de la parte interior del codo o del dorso de la mano. El sitio de punción se limpia con un antiséptico y luego se coloca un torniquete (una banda elástica) o un brazaletes (utilizado para medir la presión sanguínea) alrededor del antebrazo con el fin de ejercer presión y restringir el flujo sanguíneo a través de la vena, lo cual hace que las venas bajo el



torniquete se dilaten (se llenen de sangre). Inmediatamente después, se introduce una aguja en la vena y se recoge la sangre en un frasco hermético o en una jeringa. Durante el procedimiento, se retira el torniquete para restablecer la circulación y, una vez que se ha recogido la sangre, se retira la aguja y se cubre el sitio de punción para detener cualquier sangrado [4]. El CBC se realiza siguiendo los siguientes pasos [3]:

- ✓ GR - se cuentan con un instrumento llamado contador Coulter. La muestra es diluida en una solución con carga eléctrica que se hace pasar lentamente por un canal a través del cual se ha establecido una corriente eléctrica específica. Cuando pasa una célula el voltaje cambia creando un pulso. La magnitud del voltaje cambia, según la dimensión de la célula. De esta forma se realiza el recuento de las células y se sabe sus dimensiones. El diámetro de las partículas analizadas ha de ser superior a 36 fL.
- ✓ GB - El recuento de los glóbulos blancos se realiza de manera similar al de los GR.
- ✓ Hb - Usando un espectrofotómetro se mide la intensidad de la luz al pasar a través de una muestra de sangre. A menor luz transmitida corresponde mayor nivel de hemoglobina.
- ✓  $VCM = HCT \times 10 / RBC$  (millones/ml)
- ✓  $HCT = RBC \times MCV$
- ✓  $HCM = Hb \text{ (g/100 ml)} \times 10 / RBC$  (millones/ml)
- ✓  $CHCM = Hb \text{ (g/dl)} \times 100 / HCT$  (%)
- ✓ Plaquetas - Utilizando un contador Coulter, las células que pasan a través del canal entre 2 y 20 fL son consideradas plaquetas.

- **PT (tiempo de protrombina):** [8] mide la facilidad de unión de los factores de la coagulación: I, II, V, VII y X. Cuando alguno de estos factores está alterado el tiempo de protrombina se alarga. Esta prueba es necesaria para evaluar el sistema extrínseco y la vía común de la coagulación. Aparecen niveles altos de PT en caso de:
  - Cirrosis
  - Coagulación intravascular diseminada
  - Deficiencia de vitamina K
  - Deficiencia de factores de la coagulación
  - Hemofilias
  - Hepatitis
  - Obstrucción de la vía biliar
  - Otras enfermedades hepáticas
  - Síndrome de malabsorción
  - Tratamiento anticoagulante
  
- **APTT (Activated Partial Thromboplastin Time):** Se utiliza en caso de abortos recurrentes que están asociados con anticuerpos antifosfolípidos, los cuales crean trombos en venas y arterias, generando pérdidas fetales y trombocitopenia (reducción del número de plaquetas). También se utiliza para monitorear terapia de heparina anticoagulante, así como otros anticoagulantes terapéuticos como hirudin o argatroban. Estas son drogas sustitutas que pueden ser utilizadas cuando un paciente presenta trombocitopenia inducida por heparina. Es una prueba pre-operatoria, para casos que sugieran posibles pérdidas de sangre en el quirófano. APTTs normales pueden reflejar coagulación normal, pero moderadas deficiencias de factores pueden existir. [9]

- **Tiempo de lisis de euglobulina:** Este es uno de los mejores exámenes para diferenciar la fibrinólisis primaria de la CID (coagulación intravascular diseminada). El examen también puede ser empleado para controlar terapias con estreptocinasa o urocinasa en pacientes con IM agudo (ataque cardíaco). El examen de lisis de euglobulina evalúa la fibrinólisis (la disolución de coágulos de sangre).

Normalmente, el sistema fibrinolítico disuelve los pequeños depósitos de fibrina y cuando este sistema está anormalmente hiperactivo, cualquier coágulo de fibrina que se forme será rápidamente disuelto, produciendo como resultado una tendencia al sangrado.

Un valor normal de la prueba está de 90 minutos a 6 horas y normalmente se completa entre 2 y 4 horas. Las condiciones adicionales bajo las cuales puede realizarse el examen son: aborto espontáneo y Trombocitemia primaria. [10]

Pero todas estas pruebas tienen múltiples límites en la cantidad de información específica que pueden proporcionar, por lo que fue necesario recurrir a otras técnicas.

## 2.2 TÉCNICAS DE TROMBOELASTOGRAFIA

Durante la II Guerra Mundial, la tromboelastografía fue desarrollada por Hartert en Alemania. En la actualidad, existen equipos diseñados en otros países y basados en este método que utilizan técnicas como:

- **TEG:** Permite la evaluación global de la hemostasia: factores de coagulación, función plaquetaria, proceso fibrinolítico en 20-30 minutos, convirtiéndose en la única prueba que provee información sobre los procesos más importantes y opuestos de la coagulación, es decir, trombosis y lisis. [1]



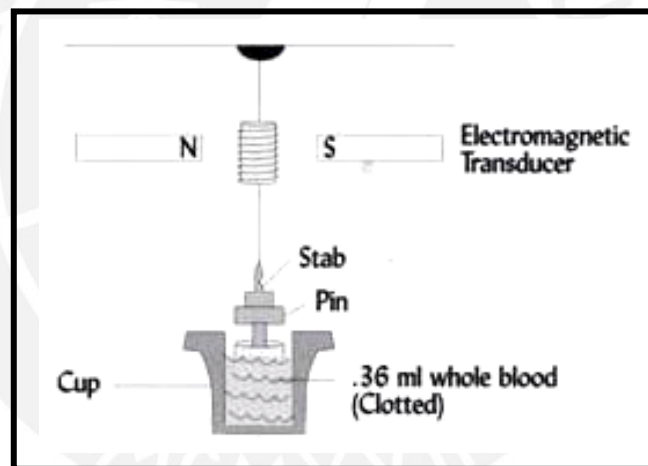
**FIGURA 2 – Equipo de TEG**

**Fuente:** [11] *Thrombelastography. The Internet Journal of Anesthesiology.* Wenker O, Wojciechowski Z, Sheinbaum R, Zisman E: 1997; Vol1 N3

Como se observa en la figura 3, la muestra de sangre activada (0.36 ml) es colocada en una cubeta cilíndrica pre-calentada a 37°C, la cual rota suavemente de un lado al otro a una frecuencia de seis ciclos por minuto. Un sensor (émbolo) conectado a un cable de torsión es sumergido en la muestra. La formación del coágulo genera una conexión física entre la

superficie de la cubeta y la superficie del sensor [5]. Al movilizarse la sangre y comenzar a formarse el coágulo, las propiedades viscoelásticas de este transmiten al pin una resistencia a su torsión, que va variando de acuerdo a las características del coágulo y a su etapa evolutiva - formación o lisis; de esta forma las cualidades de las plaquetas y fibrina afectan la magnitud de la resistencia a la torsión que llega al pin.

Cuando el coágulo se lisa, los puentes de fibrina se rompen y la fuerza transmitida de la copa de sangre al pin disminuye. Un transductor electromecánico convierte a la rotación del pin en una señal eléctrica, que puede ser monitorizada y grabada en una computadora. [1]



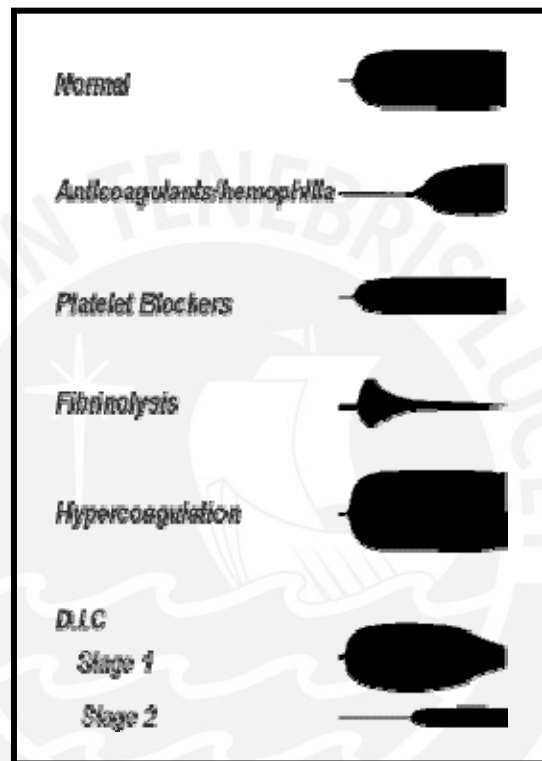
**FIGURA 3 - Técnica TEG**

**Fuente:** [5] *Thrombelastography – Role in the Perioperative period*

Así se documentan las distintas etapas: formación de fibrina, la retracción del coágulo, la agregación plaquetaria y la eventual lisis del coágulo.

Los resultados son mostrados en una gráfica (similar a la mostrada en la figura 1) que puede ser interpretada fácilmente y generalmente proporciona un diagnóstico más específico que las pruebas convencionales.

Los resultados obtenidos con este método son dependientes de la actividad del sistema de coagulación del plasma, función de las plaquetas, fibrinólisis, y otros factores que influyen estas interacciones. Desgraciadamente, debido a las limitaciones mecánicas de algunos componentes, este sistema es susceptible a golpes y vibraciones.



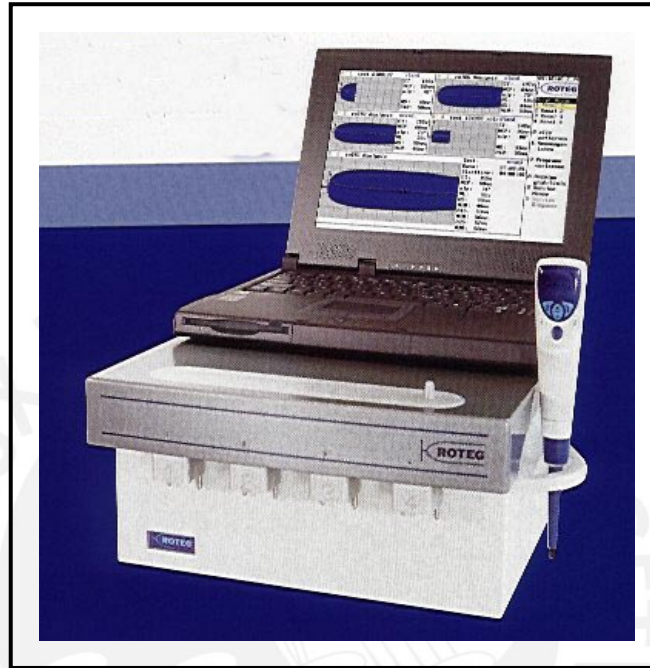
**FIGURA 4 - Ejemplo de Resultados**

**Fuente:** [11] *Thrombelastography. The Internet Journal of Anesthesiology.*  
Wenker O, Wojciechowski Z, Sheinbaum R, Zisman E: 1997; Vol1 N3

TEG tiene una sensibilidad y especificidad de 44 y 92% respectivamente en los pacientes con trombocitopenia, y 91.6 y 57.4% en comparación con las otras pruebas. En conclusión, TEG es un procedimiento útil para la evaluación de las alteraciones de la coagulación en el paciente pediátrico en estado crítico. [19]



- **ROTEG:** Este método es similar al anterior pero hace rotar un eje en lugar de la cubeta, superando las muchas limitaciones que tenía el clásico equipo de tromboelastografía.



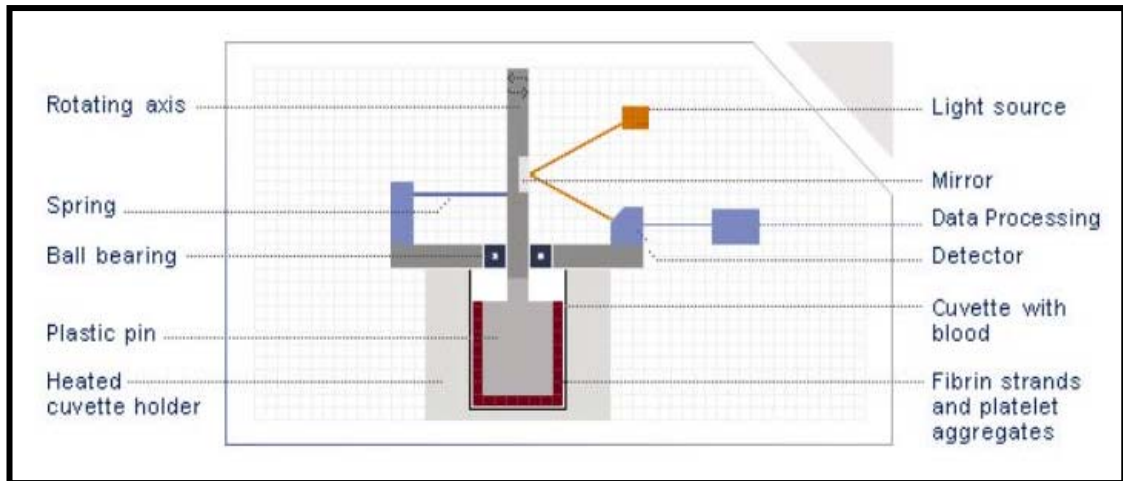
**FIGURA 5 – Equipo de ROTEG**

*Fuente:* [www.syncromed.co.za](http://www.syncromed.co.za)

Como se muestra en la figura 6, el ROTEG tiene un sensor instalado en el extremo de su émbolo rotativo el cual es guiado por unos rodajes de alta precisión. El émbolo gira 4.75 grados en ambos sentidos con una frecuencia de 10 ciclos por minuto. Además es conectado con una liga, la cual mide la elasticidad. La posición exacta del émbolo es detectada por la reflexión de una luz en un espejo que se encuentra instalado en el eje del émbolo. La pérdida de elasticidad intentará cambiar la rotación del émbolo. Esto es detectado por un arreglo de CCD el cual envía la información a una computadora.



Esta técnica opto-mecánica provee una gran protección contra los impactos mecánicos que puede tener el equipo así que la transportación e instalación del mismo se hace simple. [12]



**FIGURA 6 - Técnica ROTEG**

**Fuente:** [12] Pentapharm GmbH Home Page

ROTEG permite el desarrollo de distintas pruebas como:

- EXTEG – Activación con Factor Tisular (TF). Permite la observación de la función plaquetaria y la coagulación plasmática, polimerización de fibrina, y es menos sensible a la heparina.
- INTEG – Activación con activador intrínseco de coagulación. Permite la observación de la función plaquetaria y la coagulación plasmática, polimerización de fibrina, y es sensible a la heparina, LMWH o Hirudin.
- APTEG – Activación de TF en presencia de Aprotinina. Permite la confirmación de hiperfibrinólisis. Se realiza en conjunto con EXTEG; una completa o parcial normalización cuando se compara con el EXTEG indica una hiperfibrinólisis en proceso.

- HEPTEG – Activación intrínseca en presencia de Heparinasa. Permite la confirmación de Heparina. Se realiza en conjunto con INTEG; una completa o parcial normalización cuando se compara con el INTEG indica presencia de Heparina (o LMWH)
- FIBTEG – Activación de TF en presencia de GP (globulinas plasmáticas) inhibidoras IIb/IIIa. Permite la observación de diferenciación de fibrinógeno y plaquetas, y desórdenes de polimerización de fibrina. Las GP inhibidoras IIb/IIIa bloquean la contribución de plaquetas en el coágulo, por consiguiente, el coágulo resultante es inducido sólo por el fibrinógeno.
- ECATEG – Activación de Ecarina. Permite la detección de Hirudin u otros inhibidores de trombina. Sensible a la fase final de la coagulación, la cual es impaired by Hirudin, Agatroban u otro inhibidor directo de trombina.
- NATEG – Ensayo global (re-calcificación). Permite la observación de la función plaquetaria y la coagulación plasmática, polimerización de fibrina y es sensible a la Heparina, LMWH o Hirudin.

Entre las aplicaciones del ROTEG se tienen [13]:

- Pacientes que hayan sufridos traumas múltiples.
- Cirugía a corazón abierto.
- Transplantes.
- Monitoreo de heparina.
- Transfusiones eficaces.

- Detección de la hiperfibrinólisis.
- Detección de la polimerización de la fibrina.

Las ventajas de esta técnica frente al TEG son [12]:

- ROTEG es robusto y fácilmente transportable. No es susceptible a choques mecánicos o vibración y no requiere ajuste de nivel antes del análisis.
- ROTEG tiene 4 canales separados que pueden trabajar independientemente, 2 más que los equipos de TEG convencionales.
- ROTEG utiliza una pipeta electrónica que garantiza precisión en la medida y mezcla de las muestras.
- ROTEG provee resultados más rápidos que los equipos convencionales de TEG, debido a la utilización de reactivos más eficientes.
- ROTEG ofrece diagnósticos diferenciales que ayudan en la prescripción de terapias específicas.
- ROTEG ofrece un software interactivo y amistoso para el usuario, además de una extensa base de datos para almacenamiento de los resultados que puede ser impresa en cualquier momento.

Debido a la eficiencia y confiabilidad que ofrece ROTEG, es adecuado no sólo en un ambiente de laboratorio, sino también en cualquier punto de salud. Este equipo se ha utilizado extensamente en Europa, en salas de cirugía, UCI y unidades de Trauma.



## CAPITULO 3

### 3. DISEÑO DEL EQUIPO DE TROMBOELASTOGRAFIA ROTATIVA

Se requiere diseñar un sistema de cumpla con lo siguiente:

1. Que trabaje con una muestra de sangre pequeña (menor a 1 mL)
2. Que se pueda obtener resultados de manera rápida (Tiempos menores o iguales a los que tienen los demás equipos de medición del mercado)
3. Que cuente con una interface amigable de usuario.
4. Que pueda realizar diferentes pruebas
5. Que se mida los parámetros de coagulación anteriormente expuestos.
6. Que cuente con un disco de almacenamiento de resultados

Para diseñar el mecanismo de medición de la coagulación, se optó por el método de tromboelastografía rotativa por ser el más dinámico, rápido y estable de los métodos descritos en el capítulo anterior. Sin embargo, aunque el sistema mecánico es muy similar, la toma de datos involucra componentes distintos a los utilizados en los equipos ya existentes debido a que estos necesitan motores de alta precisión y CCD, tecnología aún muy costosa.

En resumen, lo que se desea hacer es monitorear la velocidad del eje y por una relación gráfica (explicada en el Capítulo 4), el torque. A medida que la sangre se coagule, los filamentos de fibrina generarán una fuerza, oponiéndose al movimiento del eje y por tanto el torque del motor aumentará para compensar la carga. Este cambio es el que indicará el estado y calidad del coágulo.

A continuación, se desarrolla cada etapa del proyecto, explicándolo detalladamente para su completo entendimiento.

## Diagrama del Sistema

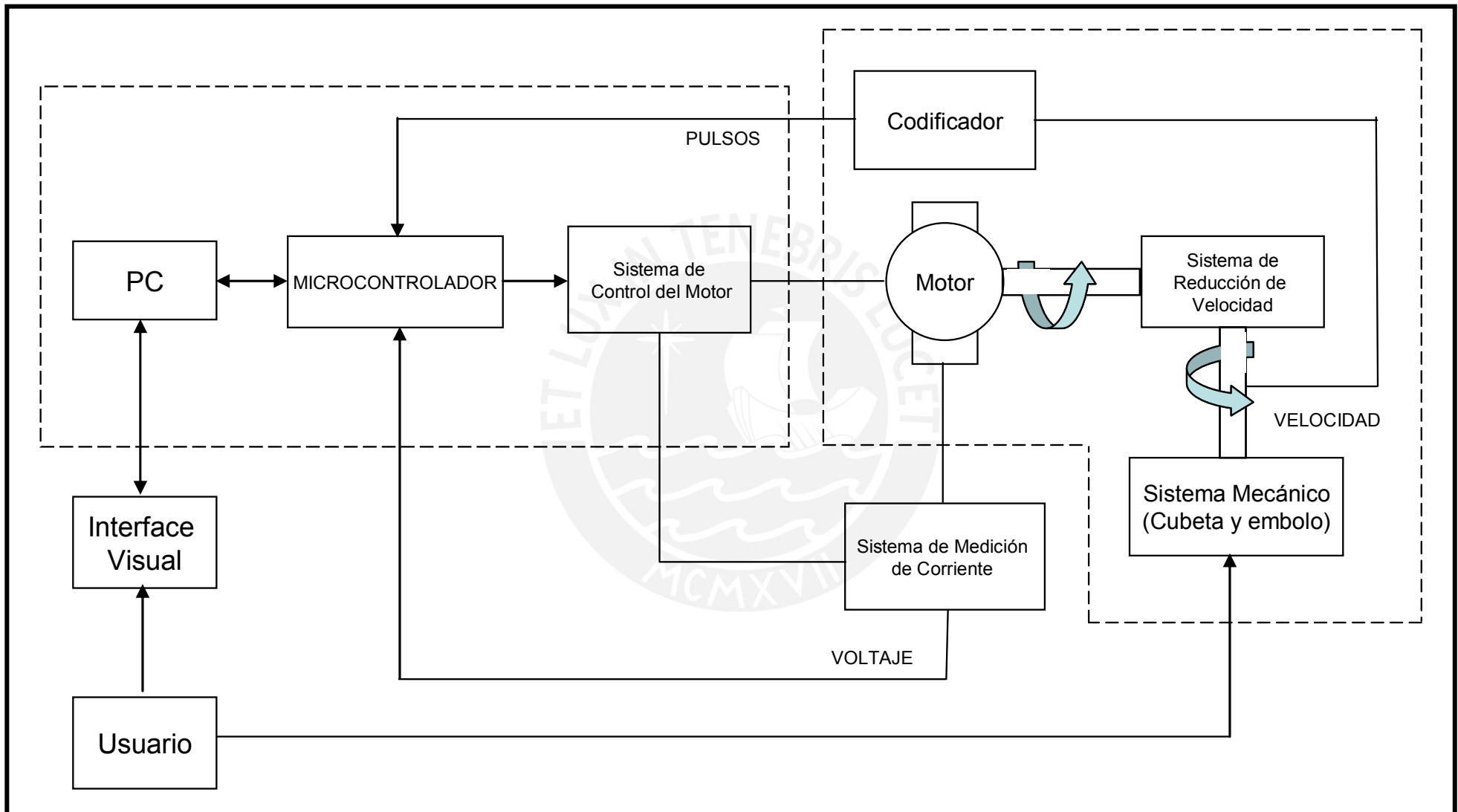


FIGURA 7 – Diagrama del Sistema



### 3.1 DISEÑO DE LA PARTE ELECTRÓNICA

La parte electrónica debe cumplir con los siguientes requerimientos:

1. Debe controlar a un motor para generar en el un rotación que alterna de un sentido a otro.
2. El tiempo de rotación debe ser controlado en el rango de los milisegundos
3. Se debe contar con una interface serial que permita comunicarse con una PC
4. Se debe contar con una interface gráfica que permita en control de cada una de las pruebas a realizar
5. Se debe contar con un medio de almacenamiento de los resultados obtenidos
6. Se debe contar con alimentación independiente para la parte digital y analógica
7. El sistema debe trabajar con corriente continua.
8. Se debe poder programar al microcontrolador cuando este instalado en el circuito.
9. El circuito debe ser capaz de medir tanto corriente como los pulsos que entrega el codificador.

Se diseña el sistema electrónico con los siguientes parámetros de entrada y salida para la el circuito:

#### Parámetros de Salida

- **Voltaje** – La señal es generada por el microcontrolador el cual cuenta con un temporizador que logra una señal con un periodo determinado. Esta señal entra a un controlador del motor el cual la transforma a valores de voltaje adecuados.

- **Datos Transmitidos y Recibidos por la Interface Serial** – Los datos obtenidos por el microcontrolador al procesar sus parámetros de entradas son enviados a través de la interface serial a la tarjeta madre

### Parámetros de Entrada

- **Señales del Codificador** – Los pulsos generados por el codificador del motor (encoder) gracias al movimiento generados son muestreados en un periodo de tiempo determinado con lo cual se puede calcular una velocidad en cada instante (por cada periodo de muestreo).
- **Corriente Consumida** – La corriente que pasa por el motor es medida gracias a una pequeña resistencia que se encuentra en serie con este. Se genera una pequeña diferencia de potencial y esta se amplifica de manera de que el microcontrolador pueda medir el parámetro a una buena resolución. Esto es posible gracias al convertidor analógico digital con el cual el microcontrolador cuenta. Este muestreo se realiza en el mismo periodo utilizado para medir la velocidad del motor.
- **Comandos Enviados por la PC** - Por la interface serial se reciben comandos que indican al microcontrolador cuando iniciar y finalizar la prueba.

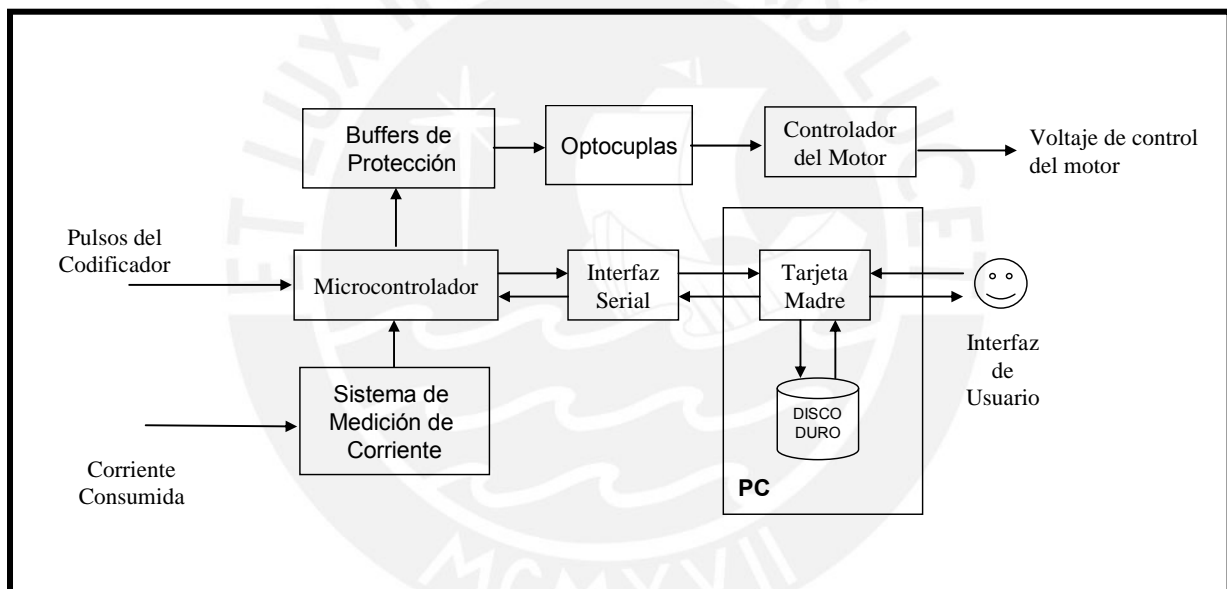
### PC

Sobre esta trabaja la interfaz con la cual el usuario interactúa. Se tienen los siguientes parámetros de entrada y salida.

**Salida** - Envía comando que indican al microprocesador cuando iniciar o detener la prueba

**Entrada** – Recibe los datos procesados por el microcontrolador, luego los almacena y genera los gráficos correspondientes para calcular los parámetros significativos de la experiencia

El sistema en conjunto se describe en el siguiente diagrama de bloques.



**FIGURA 8 – Diagrama de Bloques del Sistema Electrónico**

*Fuente: Elaboración propia*

Se diseñó un circuito de doble capa debido a la cantidad de conexiones ya que se deseaba ocupar el menor espacio posible. Las dimensiones son: 7,6 x 14.5 cm.

Se consideró los siguientes dos microcontroladores:

CARACTERISTICAS	16F84A	16F877A
Frecuencia máxima	10MHZ	20MHz
Memoria de programa flash palabra de 14 bits	1K	8KB
Posiciones RAM de datos	68	368
Posiciones EEPROM de datos	64	256
Puertos E/S	A, B	A,B,C,D,E
Número de pines	18	40
Interrupciones	4	14
Temporizadores	1	3
Comunicaciones Serie	NINGUNA	MSSP, USART
Comunicaciones paralelo	NINGUNA	PSP
Líneas de entrada de CAD de 10 bits	NINGUNA	8
Juego de instrucciones	35 Instrucciones	35 Instrucciones
Canales PWM	NINGUNO	2

**TABLA 3 – Cuadro comparativo de los microcontroladores**

*Fuente: Elaboración Propia*

Se eligió el microcontrolador 16F877A principalmente por:

1. Se puede trabajar a una mayor frecuencia de reloj, por lo tanto se tiene una mayor resolución en el tiempo
2. Cuenta con una mayor cantidad de puertos de entrada y salida
3. Posee dos módulos: uno de comunicación serial y otro de comunicación paralela, los cuales permiten la transmisión de datos a un dispositivo externo.
4. Cuenta con un conversor analógico digital para la medición de parámetros analógicos sin necesidad de un circuito externo.

5. Cuenta con canales PWM los cuales permiten tener una salida periódica
6. Cuenta con una mayor cantidad de temporizadores

Tomando en cuenta lo antes descrito, se diseña el circuito, el cual tiene como elemento fundamental un microcontrolador de Microchip PIC16F877A, que se encarga de enviar señales digitales al controlador del motor (TA7291). El voltaje de salida de estos componentes es determinado variando la resistencia de los potenciómetros de precisión. En nuestro caso, el voltaje de salida del controlador del motor será 2 V. Para ello se ha ajustado un voltaje de referencia de 1.2 V, de acuerdo con las especificaciones técnicas del componente. Se debe mencionar que las señales que llegan al microcontrolador no lo hacen directamente, ya que se cuenta con buffers de protección (74LS244).

Además, existe una pequeña interface que le permite al PIC comunicarse de manera serial con la PC. Esta interface es el circuito integrado MAX232, el cual convierte las señales para que sean compatibles con el standard RS-232. La comunicación serial se realizará a una velocidad de 9600 bps.

Para cada valor de voltaje (+5 V, +12 V, -12 V, 5 V<sub>mot</sub>, 12 V<sub>mot</sub>) existe un led para saber con certeza si la alimentación está llegando a la tarjeta de circuito. Con el propósito de que el ruido del motor no afecte la parte digital, se ha colocado optocouplas (MCT6) para aislar la alimentación digital de la analógica.

En cada conector DIN se tiene las siguientes señales: alimentación del codificador, señal del codificador y señal de salida del controlador de motor.

Por otro lado, para que el microcontrolador pueda ser programado estando ya colocado en el circuito, se cuenta con un conector mólex ICSP (In-Circuit Serial Program) con las siguientes señales:

Pin 1	GND	
Pin 2	5 v	
Pin 3	Vpp	El voltaje de programación es 13 V
Pin 4	Clk	Reloj de Programación
Pin 5	data	Entrada de datos
Pin 6	NC	

Para realizar la programación, la tarjeta no debe estar alimentada.

A continuación se muestra el circuito indicando los componentes anteriormente mencionados.

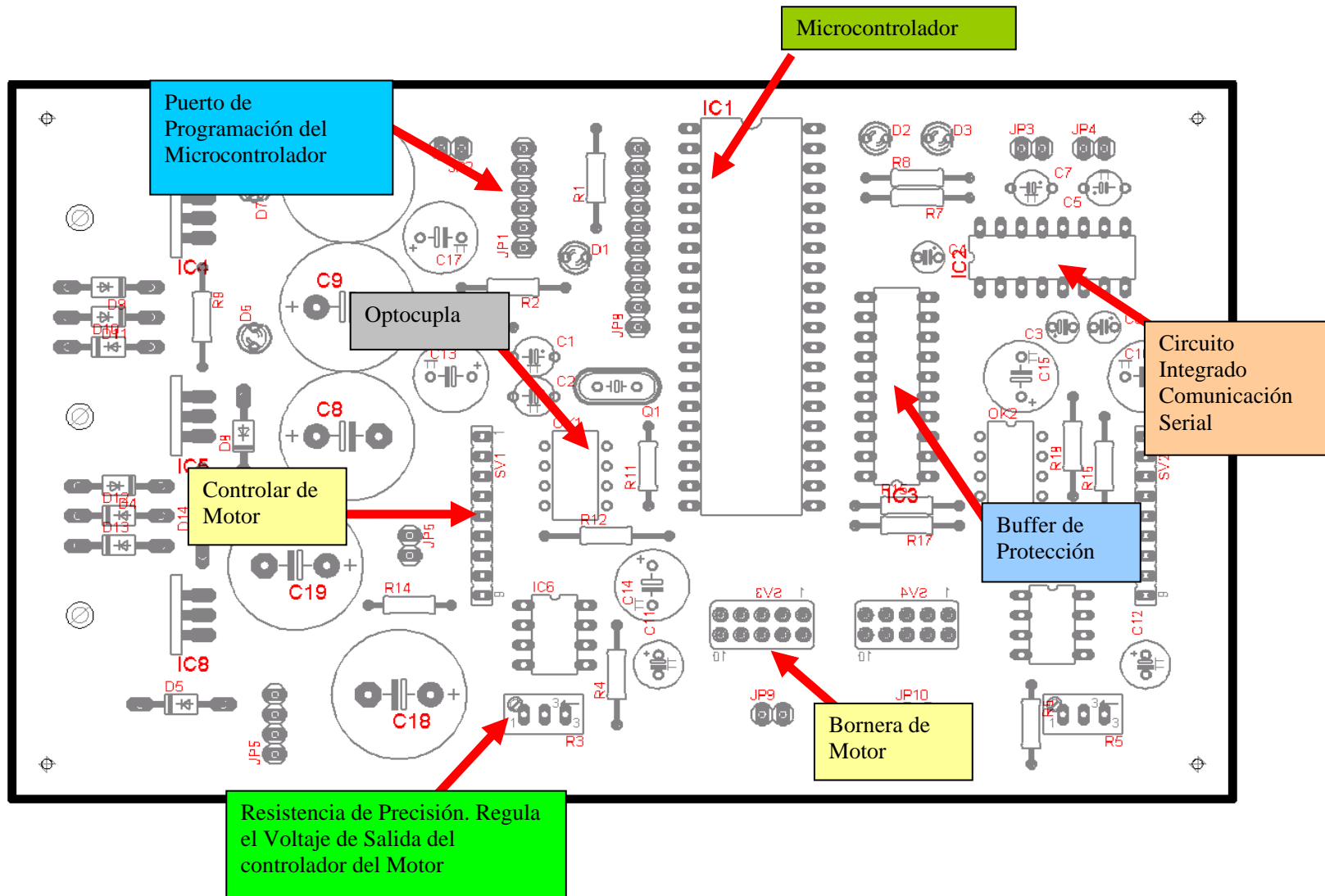


FIGURA 9 – Diagrama de distribución de Componentes en la Tarjeta Electrónico

Fuente: Elaboración propia



### 3.2 DISEÑO DE LA PARTE MECÁNICA

Para elegir el motor eléctrico, el ingeniero de diseño tiene la opción de usar distintas tecnologías, siendo los requisitos los siguientes [14]:

- Proporcionar un torque específico
- Cubrir un ángulo específico en un tiempo dado
- Trabajar silenciosamente
- Ser lo más pequeño posible
- Ser muy eficiente

Las mejores tecnologías actuales son:

- Motor DC sin hierro, con su caja reductora y codificador
- Motor sin escobillas, con su caja reductora y codificador
- Motor de pasos, con o sin caja reductora y codificador

El siguiente cuadro muestra las ventajas y desventajas de cada tecnología:

Ventajas			Desventajas		
Motor con escobillas	Motor sin escobillas	Motor de pasos	Motor con escobillas	Motor sin escobillas	Motor de pasos
Mejor eficiencia	Lazo Abierto a bajas velocidades Lazo Cerrado a altas velocidades	Electrónica simple porque usualmente se trabaja en lazo abierto. Un paso, un incremento mínimo	Necesita un codificador	Menor eficiencia que la solución DC tradicional	Menor eficiencia que la solución DC tradicional
Simple de usar Necesita caja reductora y codificador	Larga vida Necesita caja reductora y sensores	Larga vida Quizás necesite una caja reductora	Cierra el lazo de posición	Electrónica compleja para manejar tanto el modo de lazo abierto como cerrado.	Mayor diámetro que la solución DC tradicional
			Tiempo de vida limitado principalmente por el desgaste en conmutación	Tiempo de vida limitado sólo por rodajes.	Tiempo de vida limitado sólo por rodajes.

**TABLA 4 – Cuadro comparativo de los distintos motores en el mercado**

**Fuente:** [14] *Selecting Motors for Medical Pumps - Advances increase portability, efficiency and reliability - Norbert Veignat, R&D Manager, Portescap, a division of Danaher Motion*

Por lo tanto, se decidió utilizar motores de corriente continua (DC) con escobillas por su mejor eficiencia. Dos empresas destacan en el mundo en la fabricación de sistemas y controladores de alta precisión: Maxon Precision Motors y Faulhaber, ambas empresas con sede principal en Suiza y líderes en el campo médico, entre otros.

Maxon Precision Motors pareció la mejor opción por sus precios más bajos. Se pidió lo siguiente: dos motores con sus respectivas cajas reductoras y codificadores (la información técnica se detalla en los anexos).

## CÁLCULOS DEL SISTEMA DE ENGRANAJES

Se requería un movimiento de rotación muy pequeño, del rango de los 4.75 grados en ambas direcciones con mucha exactitud. Adicionalmente este movimiento debía tener un periodo muy largo. Se considero un periodo de movimiento de 2 seg con un periodo de 1 segundo de detención en cada transición.

De esta manera tenemos que la velocidad en el eje del émbolo es:

$$w = \frac{4.75^\circ}{2s} \times \frac{\pi \text{ rad}}{180^\circ} \quad \dots\dots\dots \text{ecuación 1}$$

$$w = 0.0131944 \pi \text{ rad/s}$$

Siendo w la velocidad de salida en el eje del émbolo. Se sabe además por las gráficas proporcionadas por el fabricante que la velocidad de salida en la caja reductora del motor es de 1.82 rpm al vacío, por lo tanto:

$$A = \frac{\text{Velocidad de salida de la caja reductora (rpm)}}{\text{Velocidad de salida en el eje del émbolo (rpm)}} \quad \dots\dots\dots \text{ecuación 2}$$

$$A = \text{relación de engranajes} = 4.6$$

La viscosidad sanguínea y la viscosidad plasmática son los más conocidos parámetros que caracterizan las propiedades del flujo sanguíneo. Estos parámetros dependen de las condiciones del flujo (débito, cisayamiento o gradiente de velocidades) como de factores plasmáticos y de factores celulares sobre todo eritrocitarios. La viscosidad plasmática depende de la concentración de proteínas plasmáticas y más particularmente de macromoléculas como el fibrinógeno.

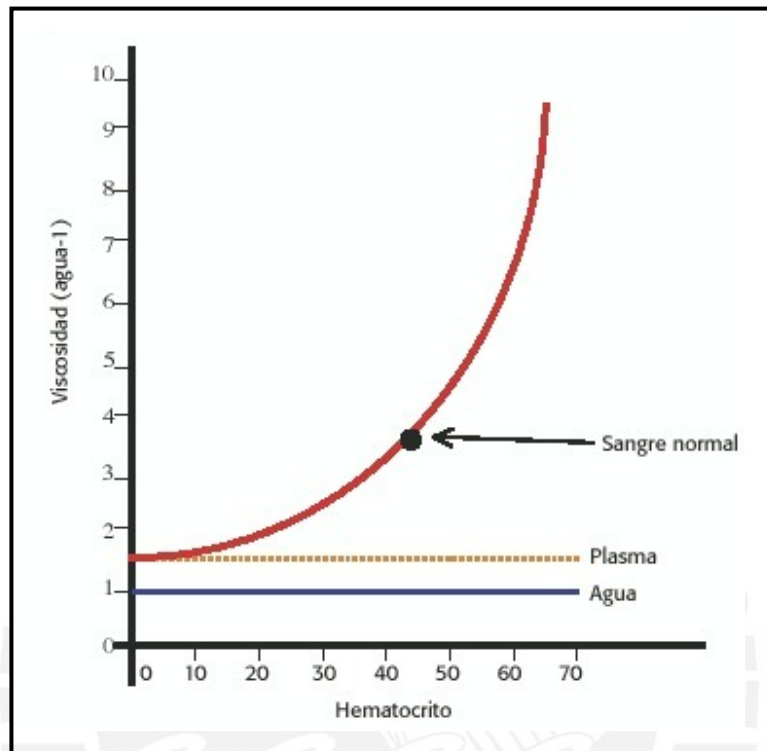
La viscosidad sanguínea está determinada por la viscosidad plasmática, por la concentración celular de la sangre (hematocrito) y por la deformaciones y la agregación de glóbulos rojos. Los glóbulos rojos son extremadamente deformables. Esta deformación es muy importante en la microcirculación donde los eritrocitos deben atravesar los capilares que tienen un diámetro inferior al diámetro de las células.

La viscosidad sanguínea varía con el sexo. Es menos elevada en la mujer que en el hombre al menos hasta la menopausia. Los fumadores tienen una viscosidad sanguínea mas elevada que lo normal no solamente por el hecho de tener un hematocrito aumentado sino también por la elevación de la viscosidad ligada al aumento del fibrinógeno y de otras proteínas plasmáticas ( $\alpha$ -2-macroglobulina). [15]

La viscosidad se mide experimentalmente en capilares que no reproducen las características exactas de los capilares sanguíneos tanto en sección como en longitud. Por otra parte, la sangre no es un "líquido newtoniano" y por lo tanto a ella no se le pueden aplicar exactamente la ley de Poiseuille. Por ello se habla más bien de viscosidad aparente. [16]

Cuando se ensayó el plasma en un viscosímetro, se encontró que su comportamiento es como el de los fluidos viscosos Newtonianos (Merrill et al., 1965), con un coeficiente de viscosidad de alrededor 1.2 cP (Gregersen et al., 1967; Chien et al., 1966, 1971).

Cuando la sangre fue ensayada o probada en el viscosímetro, su carácter no-Newtoniano se reveló.



**FIGURA 10 – Relación entre viscosidad sanguínea y hematocrito**

**Fuente:** [17] *HIDRODINAMIA DE LA CIRCULACIÓN VASCULAR PERIFÉRICA NORMAL Y PATOLÓGICA. Dr. Carlos Ciancaglini*

La viscosidad de la sangre normal ( $\mu$ ) es de aproximadamente [17]:

$$\mu = 3,5 \times 10^{-2} \text{ P} = 3,5 \times 10^{-3} \text{ Pa-s}$$

$$[1 \text{ poise (P)} = 1 \text{ dina.s/cm}^2 = 10 \text{ Pa-s}]$$

Si consideramos la ecuación del viscosímetro de Brookfield [18] basada en la rotación de un émbolo dentro de una cubeta (ejes concéntricos):

$$T = \frac{4 \pi \mu w R_1^2 R_2^2 L}{R_2^2 - R_1^2} \quad \dots\dots\dots \text{ecuación 3}$$

$R_1$  = radio del émbolo

$R_2$  = radio interno de la cubeta

$L$  = altura efectiva del fluido a analizar

$b$  = distancia entre la base del émbolo y la base interior de la cubeta

Los radios deben ser los mayores posibles y su diferencia la menor posible para que el torque de oposición de la sangre sea mayor y más fácil de medir. Además, si la diferencia entre radios es menor, la fuerza de oposición al movimiento del émbolo será transmitida con mayor velocidad por la red de fibrina.

Ya que se necesita un volumen de sangre menor a 1 ml y considerando que el torque de oposición debe ser el mayor posible se escogieron las siguientes dimensiones tanto del émbolo como de la cubeta.

$R_1 = 0.6 \text{ cm}$

$R_2 = 0.65 \text{ cm}$

$L = 1.6 \text{ cm}$

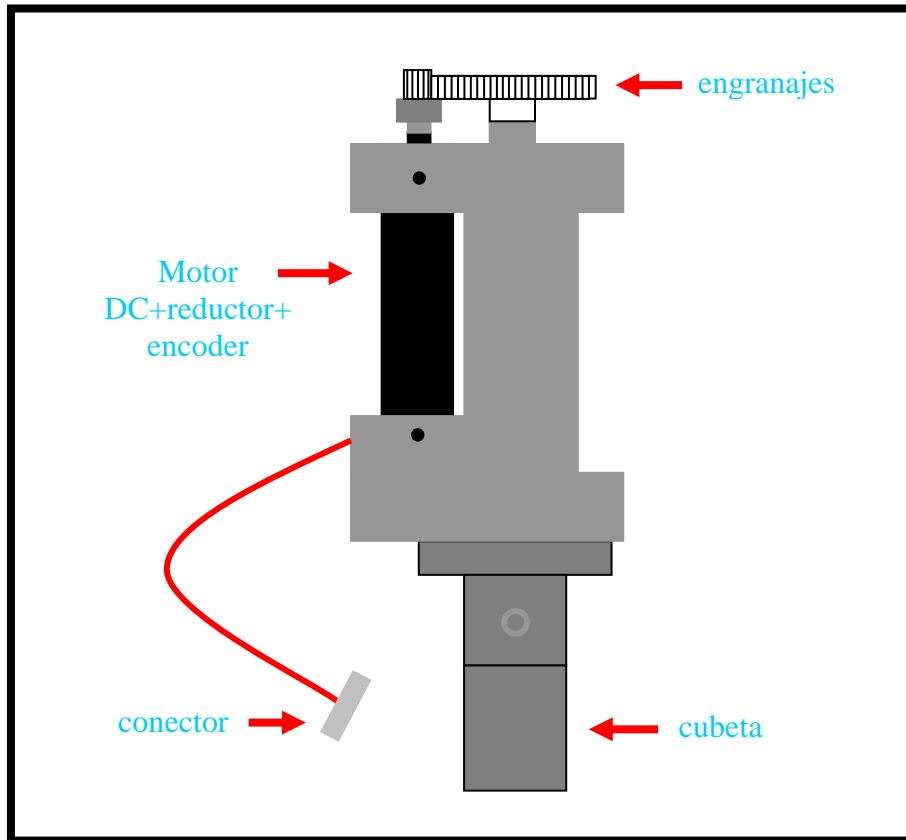
$b = 0.16923 \text{ cm}$

Se determina el volumen  $V$  de la muestra con la siguiente fórmula:

$$V = \pi L (R_2^2 - R_1^2) + \pi b R_2^2 \quad \dots\dots\dots \text{ecuación 4}$$

$V = 0.7775 \text{ cm}^3 = 0.7775 \text{ ml}$

Después de haber determinado todos los parámetros necesarios para la construcción de la pieza y teniendo los componentes principales (motor, caja reductora y codificador), procedemos a esbozar un esquema del diseño de la misma.



**FIGURA 11 – Esquema de la pieza**

*Fuente: Elaboración propia*

Se crea el siguiente sistema electrónico con los siguientes parámetros:

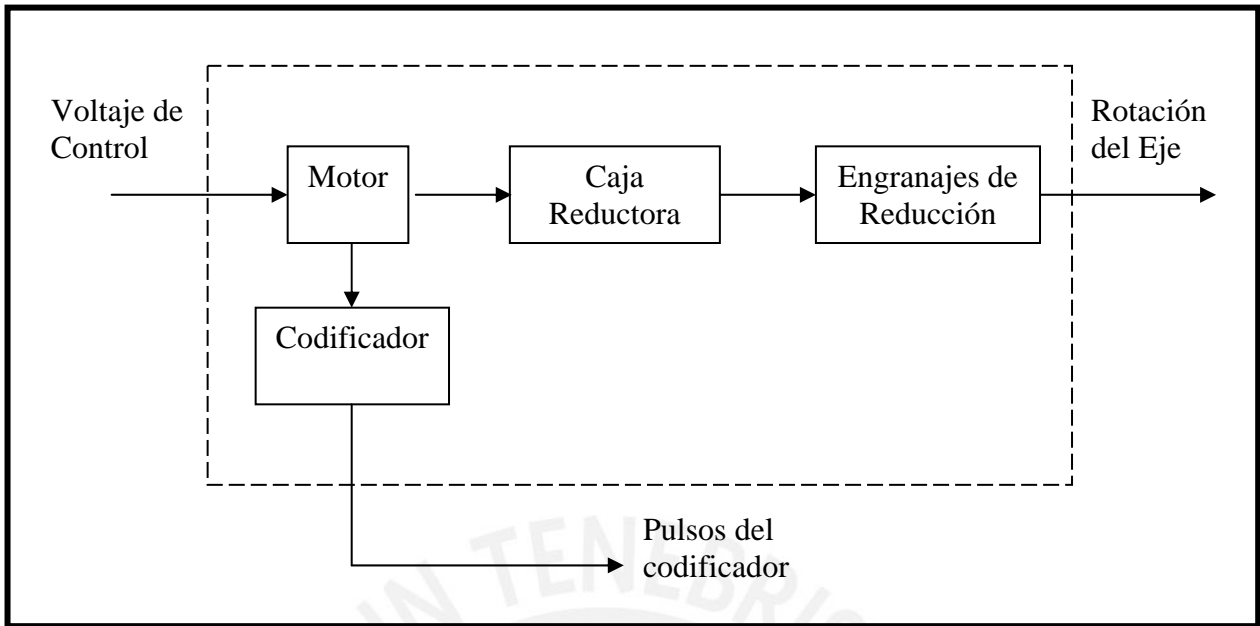


### Parámetros de Entrada

- **Voltaje del Motor** – Es el encargado de alimentar al motor el cual generará el movimiento. Se refiere a las señales digitales del microcontrolador transformadas por el controlador del motor en voltajes adecuados.

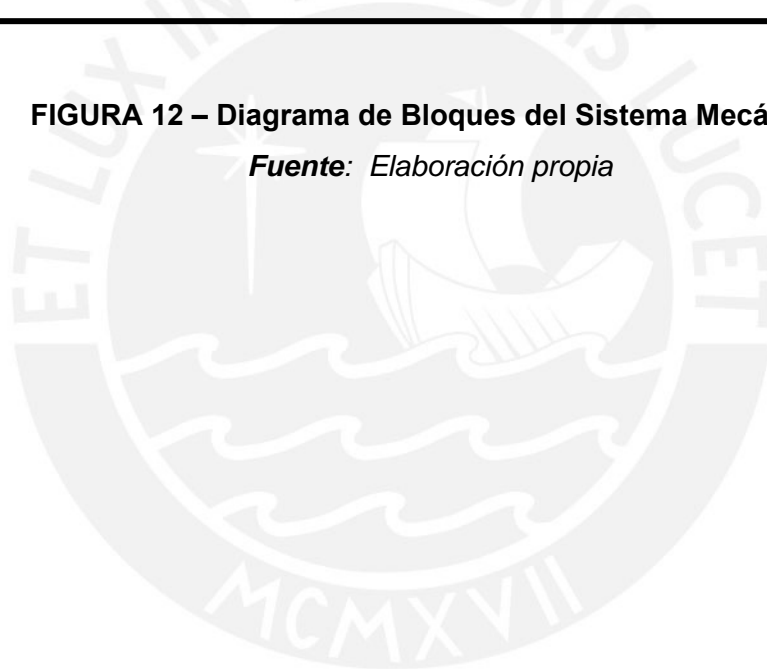
### Parámetros de Salida

- **Movimiento del Eje** – Este movimiento debe ser muy exacto. Se debe lograr una rotación en ambos sentidos, teniendo un tiempo de descanso de 1 segundo entre cada transición
- **Pulsos del Codificador** – El codificador del motor tiene un número determinado de pulsos por cada vuelta que da el eje del motor. Con esta información el microcontrolador puede conocer la velocidad en cada instante
- **Corriente Consumida por el Motor** – De acuerdo al torque que el motor genera hay un consumo de corriente determinado. Esta corriente es transformada en un voltaje que será procesado por el microcontrolador.



**FIGURA 12 – Diagrama de Bloques del Sistema Mecánico**

*Fuente: Elaboración propia*



## DATOS IMPORTANTES PARA EL DISEÑO

**MOTOR<sup>1</sup>:** Los datos representados son del motor funcionando en vacío. Se decidió que el voltaje aplicado sería de 2 voltios puesto que a este valor el motor funciona sin problemas y nos da un ángulo menor, el cual podremos ajustar con un arreglo de engranajes detallado más adelante.

- voltaje aplicado : 2,0 [V]
- corriente en continuo : 7 [mA]
- velocidad del motor : 2023 [rpm]
- par del motor : 0,0 [mNm]
- temperatura del bobinado : 25,1 [°C]

## REDUCTOR<sup>2</sup>

- Reducción / Etapas : 1118,75 [:1] / 5
- Velocidad de Salida : 1.8082 [rpm] (velocidad de motor / reducción)

## ENCODER<sup>3</sup>

- Pulsos por vuelta : 16
- Número de canales : 2

---

<sup>1</sup> la hoja técnica se encuentra como anexo

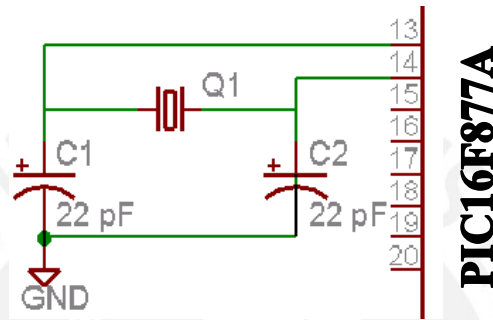
<sup>2</sup> la hoja técnica se encuentra como anexo

<sup>3</sup> la hoja técnica se encuentra como anexo

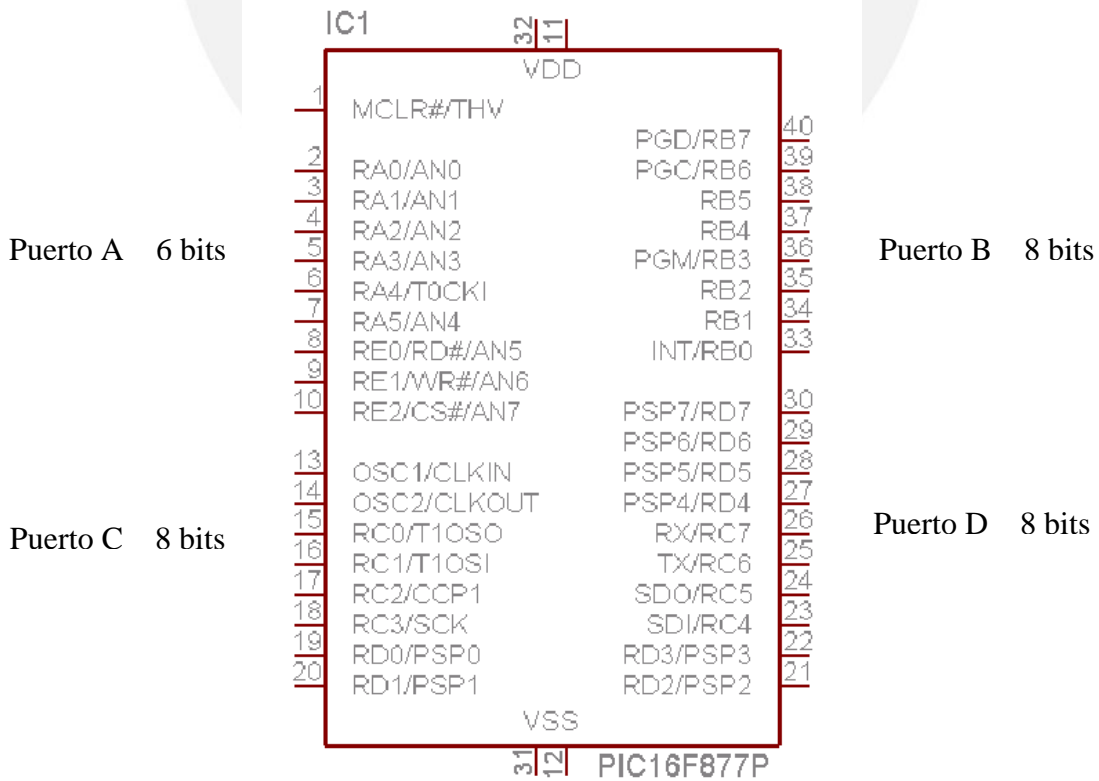
### 3.3 SOFTWARE - PROGRAMACION DEL MICROCONTROLADOR

A continuación se detalla las conexiones que tiene el microcontrolador y los puertos a utilizar para el funcionamiento del sistema.

**Frecuencia De Trabajo:** El microcontrolador trabaja a 20 MHz. Para ello es necesario utilizar un cristal de dicho valor, el cual se conecta de la siguiente manera:



**Puertos de Entrada y Salida:** El microcontrolador cuenta con los siguientes puertos de entrada y salida:



- ✓ **Puerto A:** Se utilizan los siguientes pines:

PIN 6	RA4 / TOCKI	Entrada Reloj externo Temporizador0
PIN 2	RA0/AN0	Entrada del Convertidor Analógico Digital motor 1
PIN 3	RA1/AN1	Entrada del Convertidor Analógico Digital motor 2

- ✓ **Puerto B:** Este puerto se ha reservado para poder programar el microcontrolador cuando esté ya en el circuito (ICSP). Sólo se utilizan 2 pines:

PIN 39	RA4 / PGC	Reloj de Programación Serial
PIN 40	RA7 / PGD	Dato de Programación Serial

- ✓ **Puerto C:** Este puerto es utilizado para:

- Generación de PWM
- Entrada de relojes externos para Temporizador
- Comunicación Serial

La función de cada pin se muestra a continuación:

PIN 15	RC0 / T1OSC / T1CK1	Entrada Reloj Ext Temporizador1	IN
PIN 16	RC1 / T1OSC / CCP2	PWM2	OUT
PIN 17	RC2 / CCP1	PWM1	OUT
PIN 25	RC6 / TX / CK	USART (pin de transmisión)	OUT
PIN 26	RC7 / RX / DT	USART (pin de recepción)	IN

✓ **Puerto D:** Este puerto tiene las siguientes funciones:

- ❑ Enviar información a los controladores de los motores.
- ❑ Recibir información (pulsos) de los codificadores de los motores.

PIN 19	RDO	OUT	}	MOTOR 1
PIN 20	RD1	OUT		
PIN 21	RD2	OUT		
PIN 22	RD3	OUT	}	MOTOR 2
PIN 27	RD4	IN		
PIN 28	RD5	IN		codificador del motor 2

**Comunicación Serial:** tiene las siguientes características:

- ❑ Modo : asíncrono
- ❑ Velocidad : 9600 bps
- ❑ Tamaño de Palabra : 8 bits
- ❑ Bit de Paridad : no
- ❑ Bits de Parada : 1

**PWM:** Se configuraron las dos señales de PWM de manera idéntica:

- ❑ Frecuencia : 78 125 Hz
- ❑ Duty Cycle : 50 %

**Temporizador 0:** tiene las siguientes características:

- Reloj de Entrada      PWM      Frecuencia    78 125 Hz
- Pre-Escalar            1 : 8
- Transición              flanco de subida
- Reloj de Salida        Frecuencia    6 765.625 Hz

**Temporizador 1:** tiene las siguientes características:

- Reloj de Entrada      PWM      Frecuencia    78125 Hz
- Pre-Escalar            1 : 1
- Transición              flanco de subida
- Reloj de Salida        Frecuencia    78125 Hz

Las especificaciones técnicas se encuentran como anexos.



## PROGRAMA PRINCIPAL

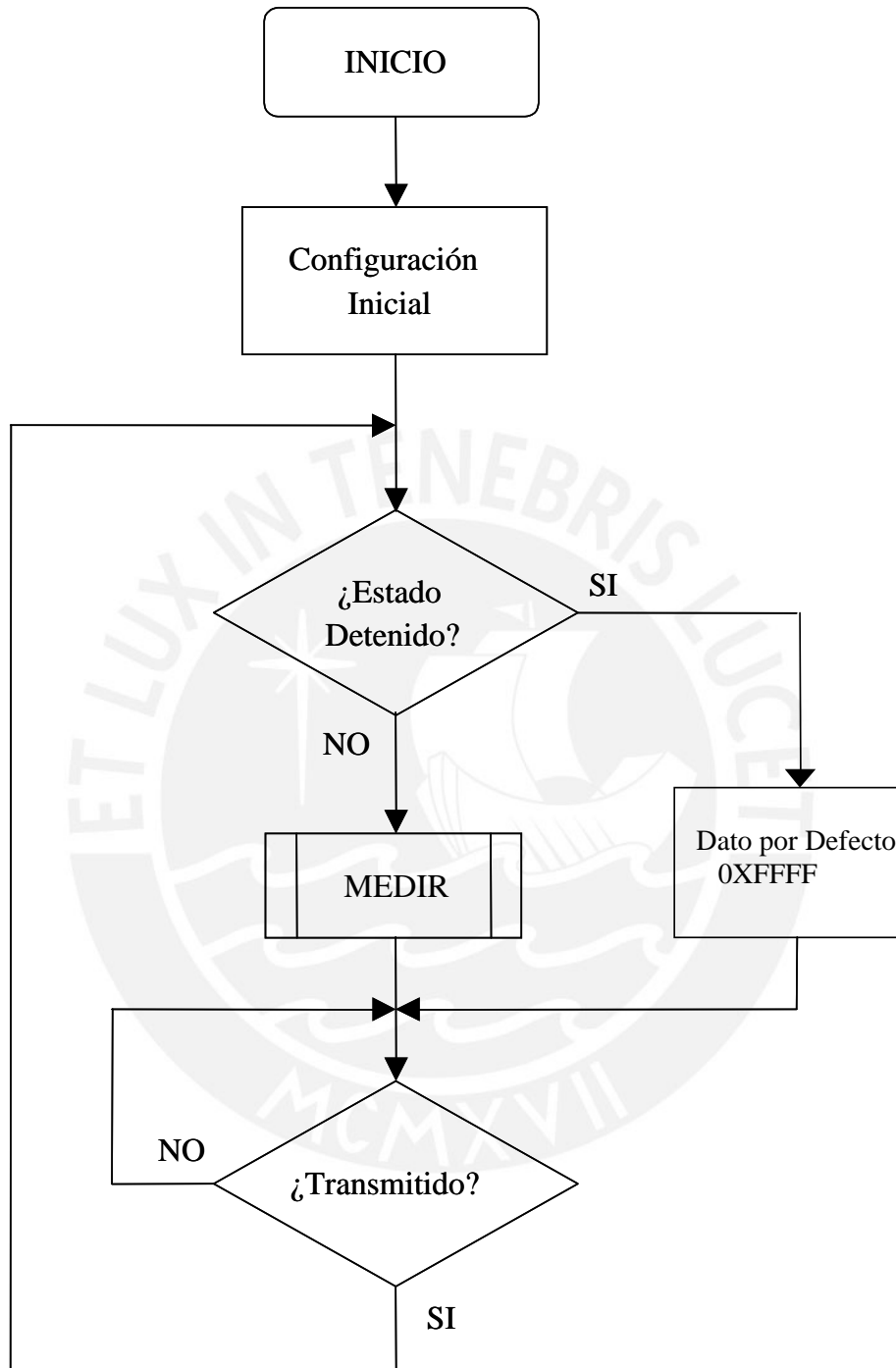
El Programa Principal debe ser capaz de:

- ❑ Contar un número de pulsos del codificador y tomar el tiempo transcurrido
- ❑ Medir la corriente que pasa por el motor
- ❑ Cambiar de un estado a otro
- ❑ Enviar señales a los controladores de los motores
- ❑ Transmitir el tiempo transcurrido en la cuenta de pulsos de los codificadores y de la corriente medida
- ❑ Recibir directivas mediante el puerto serial (detener, activar motores)

El programa principal se encarga de realizar una cuenta de los pulsos de los codificadores y medir la corriente que pasa por el motor para luego transmitir los datos obtenidos. Esto sólo lo realiza cuando el motor se encuentra en estado de giro. Considerar que el microcontrolador también se encarga de controlar el giro del motor

Se tiene la subrutina MEDIR la cual se encarga de la cuenta de el codificador y la medición de corriente.

A continuación se muestra el diagrama de flujo del programa principal:



**FIGURA 13 – Diagrama de Flujo del Programa Principal**

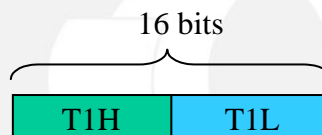
*Fuente: Elaboración propia*

## MEDICIÓN DE VELOCIDAD DEL MOTOR

Para la medición de la velocidad del motor se sigue los siguientes pasos:

1. Inicializa el temporizador 1
2. Espera el primer pulso (flanco de subida)
3. Realiza la cuenta determinada (2 pulsos del codificador)
4. Detiene temporizador 1
5. Almacena el tiempo transcurrido

El número de tiempo transcurrido se guarda de la siguiente manera:



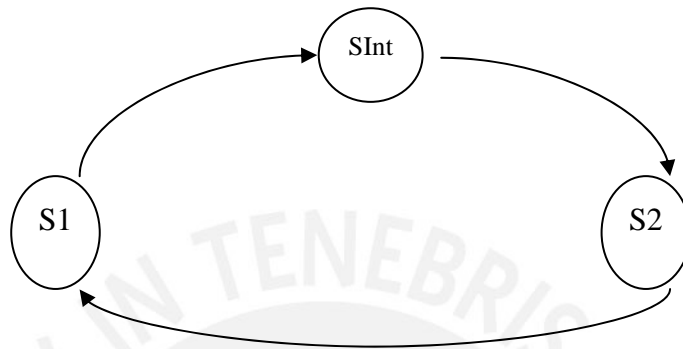
Donde: T1L el byte menos significativo de la cuenta obtenida

T1H el byte más significativo de la cuenta obtenida

Si el motor se encuentra detenido el valor guardado en estas variables será igual a 0xFFFF

**MEDICIÓN DE CORRIENTE CONSUMIDA**

Con respecto a la conversión analógica-digital es importante distinguir los estados de este proceso.



**FIGURA 14 – Máquina de Estados de la Conversión Analógico-Digital**

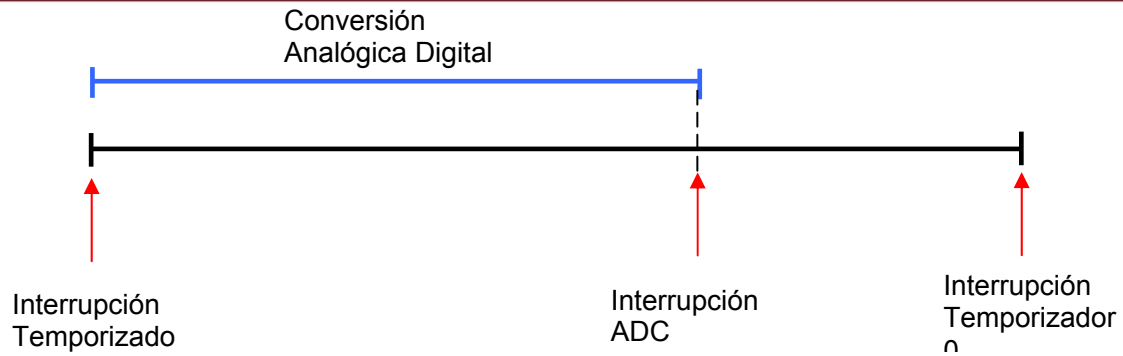
*Fuente: Elaboración propia*

ESTADO	SUCESO DE CAMBIO	ACCION
S1	Interrupción de Timer0	Se inicia la Conversión
Sint	Interrupción de Converso AD	Termino de Conversión y Lectura de Dato
S2	Interrupción del Temporizador 0	Configuración de AD

**TABLA 5 – Máquina de Estados de Conversión Analógico-Digital**

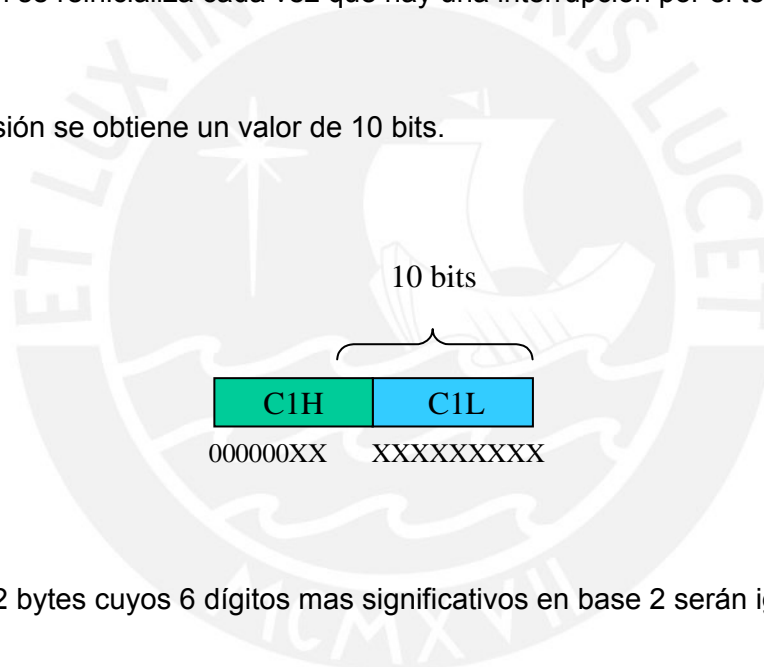
*Fuente: Elaboración Propia*

El proceso de la conversión analógica digital del valor de voltaje proporcional a la corriente consumida por el motor se detalla en el siguiente gráfico



Donde se muestra que el tiempo entre interrupciones del temporizador 0 es mayor al tiempo de conversión del conversor analógico digital del microcontrolador. El proceso de conversión se reinicializa cada vez que hay una interrupción por el temporizador

De la conversión se obtiene un valor de 10 bits.



Se obtienen 2 bytes cuyos 6 dígitos mas significativos en base 2 serán igual a cero.

Luego de la obtención del tiempo transcurrido entre pulsos del codificador y el valor obtenido del conversor analógico digital, estos datos son transmitidos a través de la interface Serial

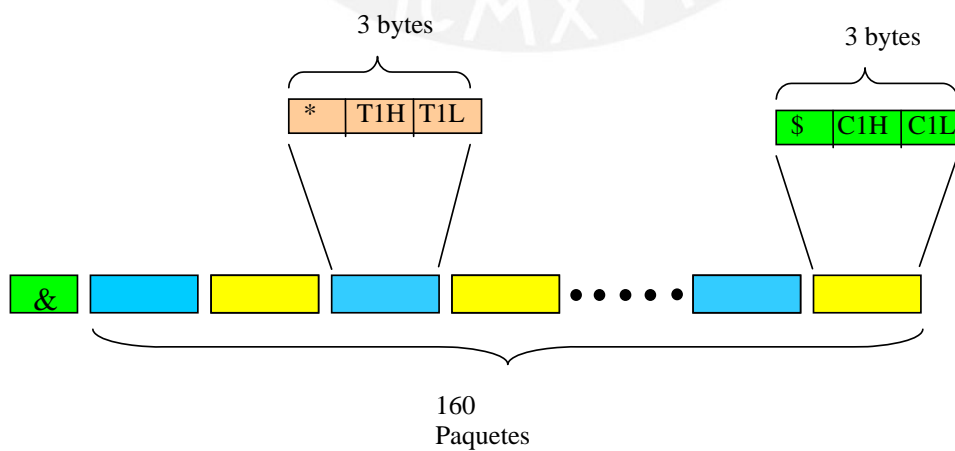
## TRANSMISIÓN DEL TIEMPO DE TRANSCURRIDO POR PULSOS Y VALOR OBTENIDO CON EL CONVERTOR ANALÓGICO DIGITAL

Los datos de tiempo transcurrido por número de pulsos y el valor que tiene como salida el conversor analógico digital se transmitirán de manera intercalada.

Cada vez que existan 2 interrupciones se transmitirán los valores T1L T1H. Esto se realizará siempre y cuando exista un valor válido por transmitir, es decir, cuando el motor esté girando. La transmisión se realizará en paquetes de 2 bytes a los cuales se le agregará un marcador al inicio, el cual será un byte con el valor 0x2A (\*).

Los Datos que el conversor analógico digital nos proporciona también estarán compuestos por 2 bytes y su marcador será un byte con el valor 0x24 (\$). De igual manera solo se transmitirán datos cuando el motor se encuentre girando.

Además, se utilizará un marcador adicional con el valor de byte igual a 0x26 (&) cuando exista un cambio de estado a un estado de giro. En el siguiente gráfico se muestra lo anteriormente explicado

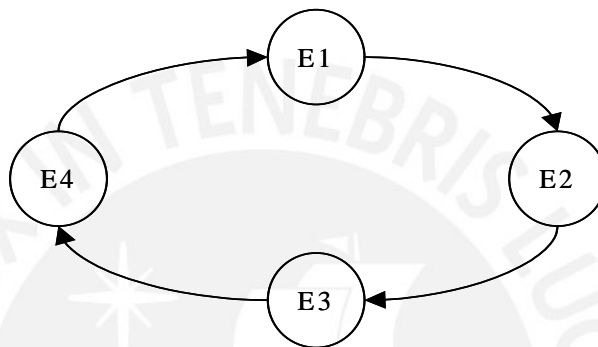


Es necesario aclarar que los valores recién serán interpretados como valores de Velocidad y Corriente por la PC

## CONTROL DE GIRO DEL MOTOR

El tiempo es controlado utilizando la interrupción del temporizador 1 que es cada 0.0125 segundos.

Se consideran la siguiente máquina de estados para el control de rotación del motor



**FIGURA 15 – Diagrama de Estados de Rotación del Motor**

*Fuente: Elaboración propia*

En la siguiente tabla se muestra el número de interrupciones por cada estado logrando así el tiempo deseado por cada una de estos

Estado	Descripción	Duración (Seg)	Nº Interrupciones
E1	Giro a la derecha	2	160
E2	Detenido	1	80
E3	Giro a la izquierda	2	160
E4	Detenido	1	80

**TABLA 6 – Duración de Estados de Rotación del Motor**

*Fuente: Elaboración Propia*



## ACTUALIZACIÓN DE PUERTOS

Los puertos son actualizados cada 0.5 segundos dependiendo si el motor está habilitado o no (sincroniza con el cambio de estado). El habilitador es la variable M1Enable.

Estado	Habilitador	Salida	Descripción
1	1	10	Giro a la derecha
2	1	11	Detenido
3	1	01	Giro a la izquierda
4	1	11	Detenido
1	0	11	Detenido
2	0	11	Detenido
3	0	11	Detenido
4	0	11	Detenido

**TABLA 7 – Tabla de Verdad de Estados del Microcontrolador**

*Fuente: Elaboración Propia*

La variable M1Enable es actualizada por la rutina de Recepción del de la interface Serial

## RECEPCIÓN DE COMANDO POR INTERFACE SERIAL

Cada vez que un byte llega a través de la interface serial el programa entra a una rutina de interrupción. Esta interrupción se encarga de leer cada dato recibido por el puerto serial. En primer lugar verifica si no existe ningún error de recepción, de ser así, actualiza las variables de habilitación de motores según el valor del dato recibido.

En la siguiente tabla se muestran los valores de habilitación

Valor	Descripción		
0 x F5	Habilita Motor 1	M1Enable	1
0 x 05	Deshabilita Motor 1	M1Enable	0

**TABLA 8 – Tabla de Valores de Variables que Habilitan los Motores**

*Fuente: Elaboración Propia*

A continuación se muestra el diagrama de flujo de la rutina de interrupción de Recepción de Interface Serial.

## Diagrama de Flujo de la Interrupción de Recepción del Interface Serial

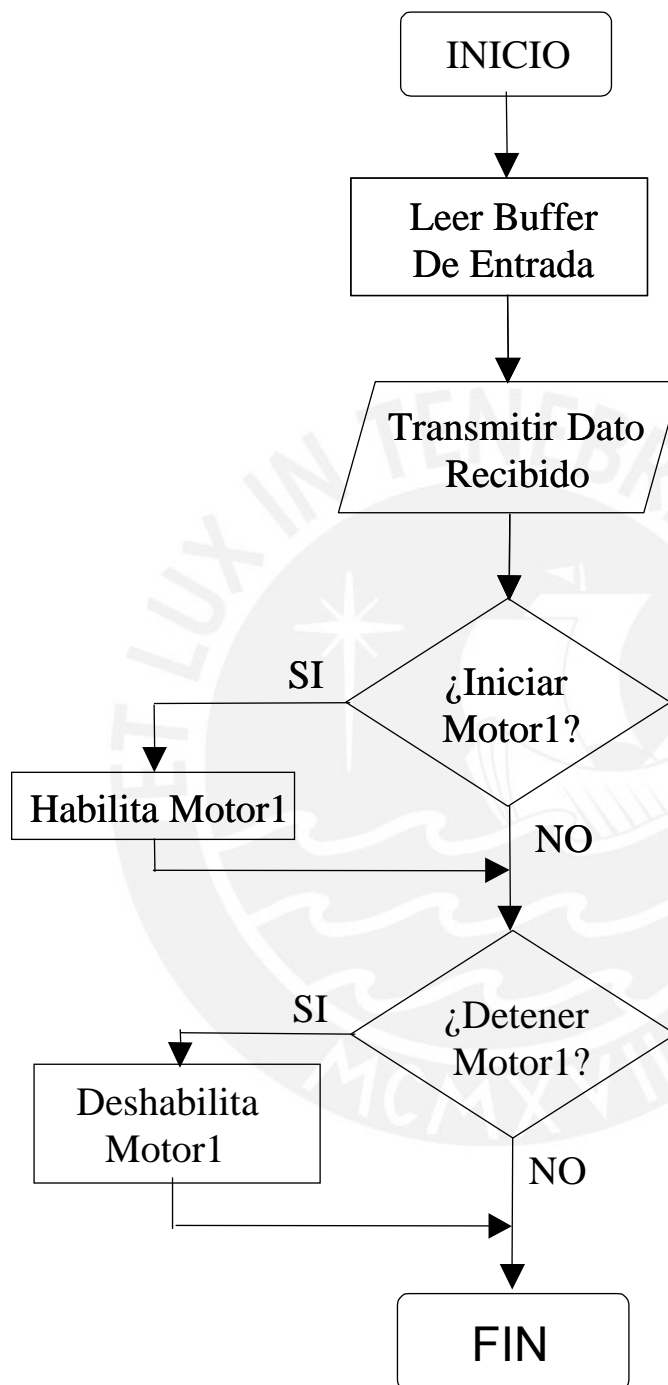


FIGURA 16 – Diagrama de Flujo de la Interrupción de Recepción de Interface

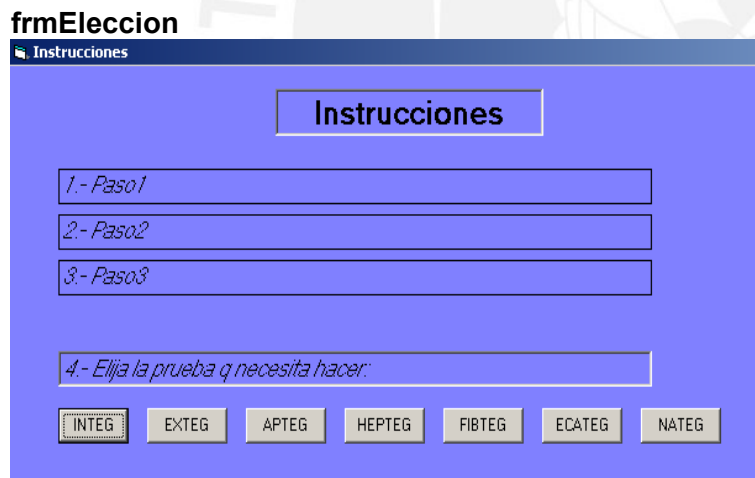
Serial

*Fuente: Elaboración propia*

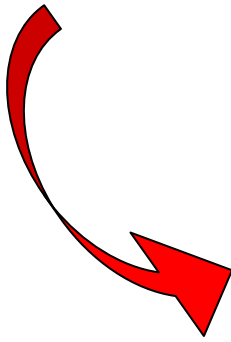
### 3.4 INTERFACE GRÁFICA



El programa se inicia mostrando una pantalla de presentación del equipo y un botón de **Ingresar**.



Después de ingresar, aparece esta pantalla, indicando las instrucciones iniciales y las opciones de pruebas posibles. La persona encargada deberá escoger la prueba adecuada teniendo en cuenta las características de cada una de ellas (señaladas en el Capítulo 2) y los requerimientos de la cirugía.



**frmDatos**

Datos

**Datos del Paciente**

Prueba:

Número del Paciente:

Nombre:

Dirección:

Edad:  años

Sexo:  Masculino  Femenino

Fecha de Nac. Día  Mes  Año

Los datos del paciente pueden ser ingresados, por medio de esta pantalla, a una hoja Excel, armando así una base de datos. Luego de **Guardar** el botón **Instrucciones para la Prueba** abrirá la siguiente pantalla.

Cuando el programa está siendo utilizado, se muestra las instrucciones y los botones de **Iniciar Prueba** y de **Realizar otra Prueba**, así como la opción para escoger el canal a utilizar. El tiempo de duración de cada prueba es distinto, así como el reactivo a utilizar.

## frmInteg

INTEG

### Instrucciones para la prueba INTEG

Paso 1: Coloque 1 ml de sangre (muestra) en la cubeta

Paso 2: Agregue 1 ml del reactivo (nombre del reactivo correspondiente) con la pipeta

Paso 3: Coloque la cubeta en el canal correspondiente

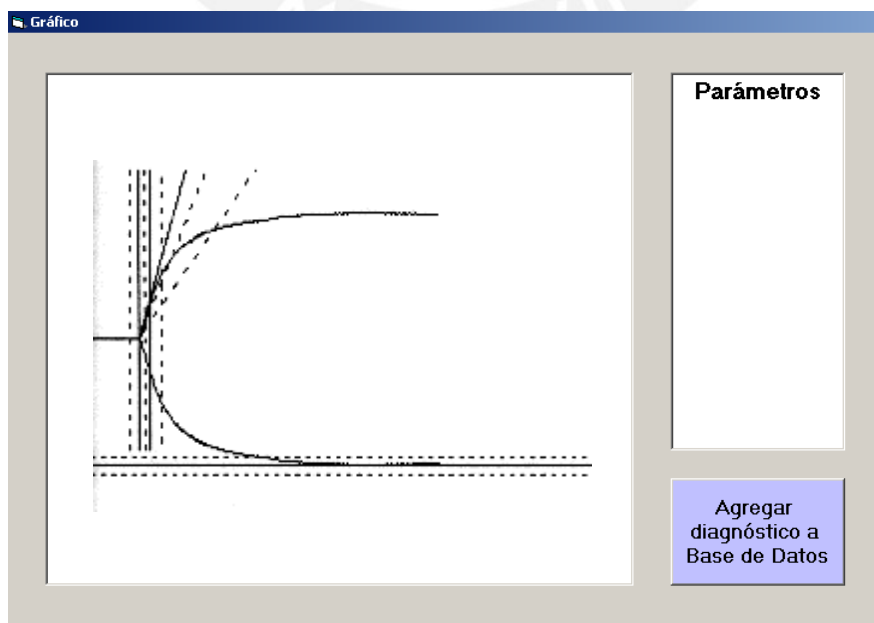
Paso 4: Seleccione el canal a usar:  1  2

Iniciar Prueba

Realizar otra Prueba

Finalmente, cuando la prueba termina, los datos son exportados a una tabla de Excel, en donde se procesan y se crea una gráfica, la cual es posteriormente mostrada en una pantalla como la que aparece a continuación:

## frmGrafico



En la etiqueta **Parámetros** aparecen los valores de  $r$ ,  $K$ ,  $\alpha$  y  $MA$  (parámetros explicados en el Capítulo 1). Por simple inspección de los mismos, la persona encargada tendrá una idea de la condición exacta del paciente en ese momento, ya que distintas formas de la gráfica (y por ende, diferentes valores de parámetros) se relacionan con distintas condiciones clínicas.

Esta es la etapa final en donde los resultados son presentados para su análisis a cargo del médico, quien debe tomar las medidas adecuadas y puede agregar el diagnóstico en la base de datos correspondiente al paciente.



## CAPITULO 4

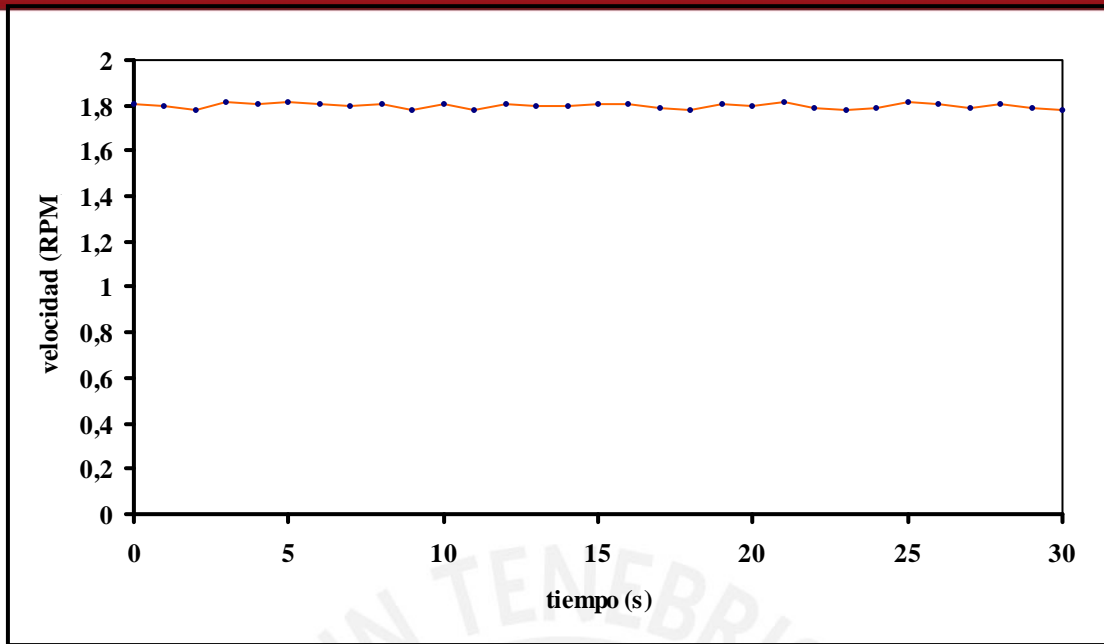
### 4. PRUEBAS DEL SISTEMA

#### Pruebas del Sistema al vacío

Al realizarse las pruebas con el sistema mecánico-electrónico sin ningún tipo de fluido dentro de la cubeta se detectó el siguiente comportamiento:

Existe una variación 0.04 rpm en la velocidad. Esto puede apreciarse en el siguiente gráfico:

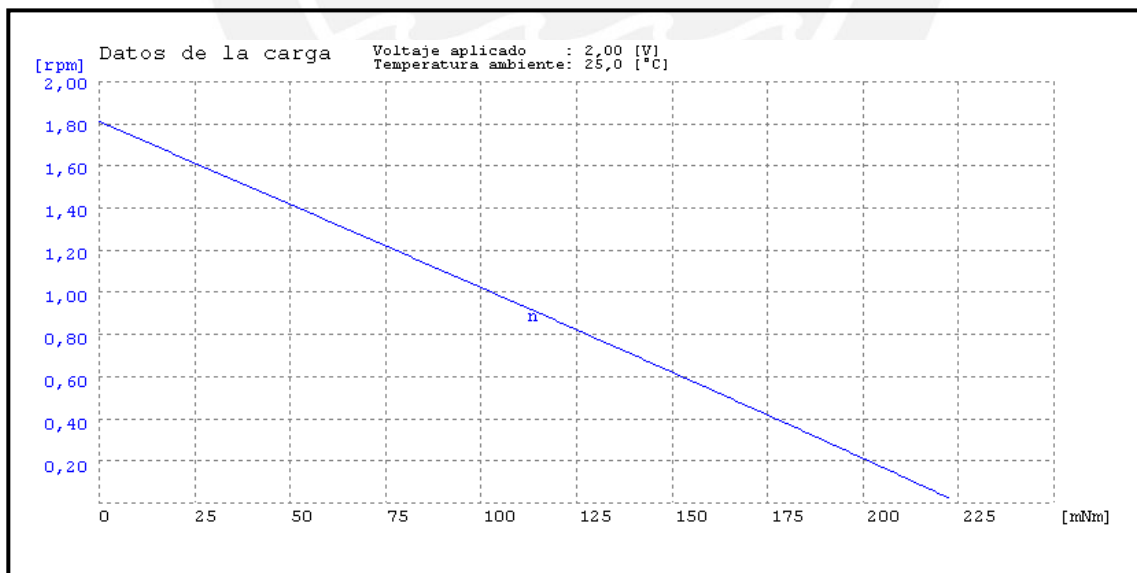




**FIGURA 17 – Curva Velocidad vs. Tiempo**

*Fuente: Elaboración propia*

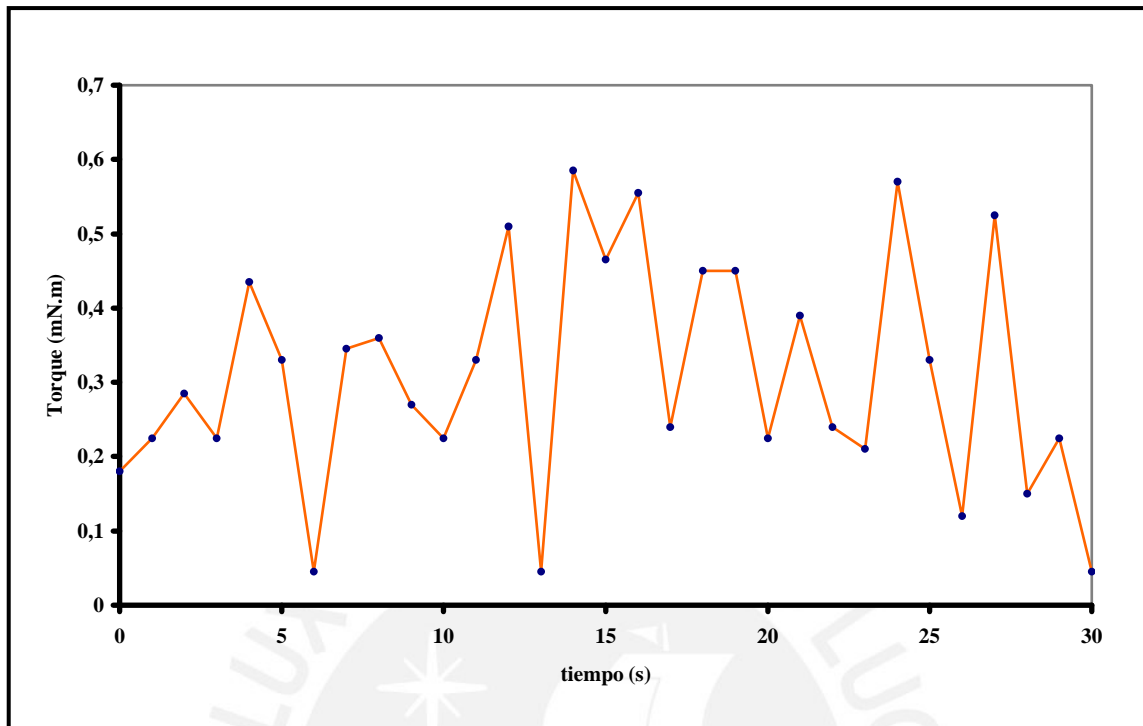
De acuerdo a la curva Torque vs. Velocidad del simulador (proporcionado por el fabricante del motor) se puede obtener la variación de torque de la siguiente manera:



**FIGURA 18 – Curva Torque vs Velocidad**

*Fuente: simulador proporcionado por el fabricante de los motores*

Siendo 1.82 rpm la velocidad del motor al vacío.



**FIGURA 19 – Curva Torque vs. Tiempo**

*Fuente: Elaboración propia*

Se puede observar que tenemos un rango de variación del torque de [0, 6] mN.m. Esta es una fluctuación inherente al sistema. Según el manual otorgado por el fabricante, esta fluctuación es causada principalmente por diferencias en la fuerza del campo magnético y la resistencia del bobinado, sin influencias mecánicas apreciables.

Si reflejamos este torque (tomados de la salida de la caja reductora) hacia el eje del émbolo obtendremos lo siguiente:

$$T_{\text{salida}} = A \times T_{\text{caja reductora}}$$

Siendo,  $T_{\text{salida}}$  = Torque de Salida

$T_{\text{caja reductora}}$  = Torque a la salida de la caja reductora

Además, A es la relación de engranajes externos, es decir,  $A = 4.6$ . De esta manera se obtiene:

$$T_{\text{salida}} = [0 ; 27.6] \text{ mN.m}$$

Retomando la ecuación 3, presentada en el capítulo anterior, y considerando los siguientes datos previamente hallados, se tiene:

$R_1$  = radio del émbolo = 0.6 cm

$R_2$  = radio interno de la cubeta = 0.65 cm

L = altura efectiva del fluido a analizar = 1.6 cm

$\mu$  = viscosidad de la sangre [ref] = 3.5 cP

w = velocidad angular =  $0.013194 \pi$  rad/s

$$T = \frac{4 \pi \mu w R_1^2 R_2^2 L}{R_2^2 - R_1^2} = 0.00070988 \text{ mN.m}$$

Se aprecia que el torque de oposición que ejerce la sangre es menor a la fluctuación máxima inherente al sistema mecánico. Esto impide realizar el correcto análisis del comportamiento de la sangre en función al tiempo.

Si se conserva el motor, la caja reductora y el codificador se puede cambiar las siguientes variables:  $R_1$ ,  $R_2$ , L y la relación de engranajes. Si se varía  $R_1$ ,  $R_2$  o L el valor del torque de oposición (dado por la ecuación 3) no se modificará de manera significativa. Sin embargo, si disminuye la relación de engranajes aumentará la velocidad (ver ecuación 2) y por lo tanto disminuirá el torque reflejado a la salida, es

decir, la fluctuación. De esta manera, el torque de oposición de la sangre podría ser mayor a la fluctuación y sería medible.

El aumento de velocidad causado por la disminución de la relación de engranajes interferiría con el proceso de coagulación de la sangre. Esto se debe a que la velocidad utilizada es la máxima velocidad que no interfiere con el proceso de coagulación; cualquier velocidad mayor rompería las redes de fibrina formadas y haría el proceso más lento.

Para el presente caso se consideró una relación de engranajes mayor a la unidad, es decir, la velocidad que proporcionaba la caja reductora era disminuida por los engranajes para lograr la velocidad deseada, pero no existe ninguna limitación en que esa relación sea menor que la unidad.

Este sistema puede ser utilizado para medir la viscosidad de fluidos que no son afectados por una mayor velocidad de rotación.

$$T_{\text{fluctuación caja reductora}} \times A = T_{\text{fluctuación a la salida}}$$

$$T_{\text{oposición de la sangre}} = A \times T_{\text{oposición en caja reductora}}$$

donde el torque de oposición en la caja reductora es el torque de oposición del fluido, reflejado a la salida de la caja reductora.

Para elegir la relación de engranajes se debe tomar en cuenta las siguientes condiciones:

- **Torque máximo en la caja reductora**

La caja reductora tiene un torque máximo de salida según las especificaciones técnicas del fabricante:

$$T_{\text{oposición en caja reductora}} < 150 \text{ mN.m}$$

Por lo tanto

$$A > \frac{T_{\text{oposición}}}{150 \text{ mN.m}}$$

Siendo  $T_{\text{oposición}}$  en torque de oposición a la salida del sistema mecánico

- **Relación  $T_{\text{fluctuación a la salida}}$  y  $T_{\text{oposición}}$**

Esta relación determina el error que se presentará en la medición. Se considera un error +/- 2.5 %

$$\frac{T_{\text{fluctuación a la salida}}}{T_{\text{oposición}}} = 5 \% = 0.05$$

Reemplazando se obtiene

$$A < \frac{T_{\text{oposición}}}{T_{\text{fluctuación caja reductora}}} \times 0.05$$

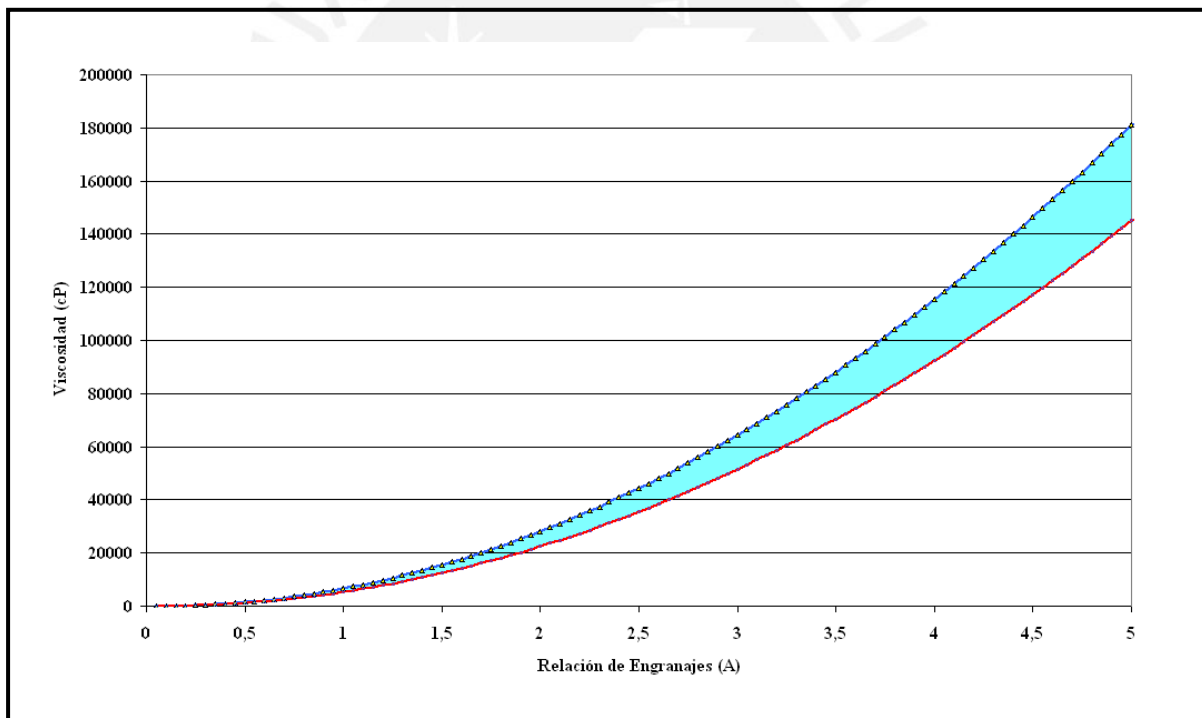
Finalmente,

$$0.00666 T_{\text{oposición}} < A < 0.00833 T_{\text{oposición}}$$

Además ya que  $T_{\text{oposición}}$  depende de  $A$  y de la viscosidad (ecuación 3) se llega a la siguiente relación:

$$0.0001352 \mu < A^2 < 0.00016893 \mu$$

Esta se puede expresar mediante la región sombreada en la siguiente gráfica:



**FIGURA 20 – Curva Viscosidad vs. Relación de Engranajes**

*Fuente: Elaboración propia*

El área sombreada de la gráfica indica la región donde se cumplen las siguientes condiciones:

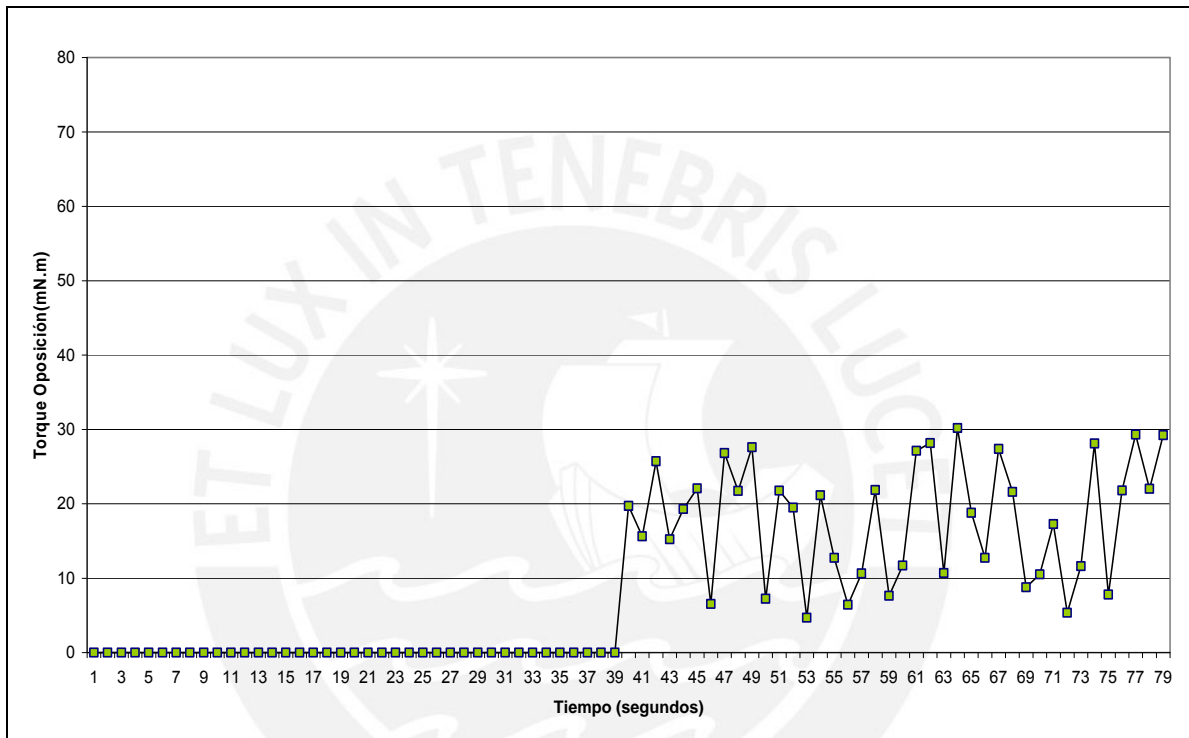
1. Torque menor al máximo permitido a la salida de la caja reductora
2. Error de medición menor al  $\pm 2.5\%$

De esta manera se ha logrado conocer las condiciones mecánicas bajo las cuales el diseño planteado funciona adecuadamente.



## Pruebas del Sistema con otros Fluidos

Se midió el torque de oposición de un pegamento después de tres tiempos distintos de secado al aire libre. Se obtuvo diferentes resultados, como se muestra en las siguientes gráficas:



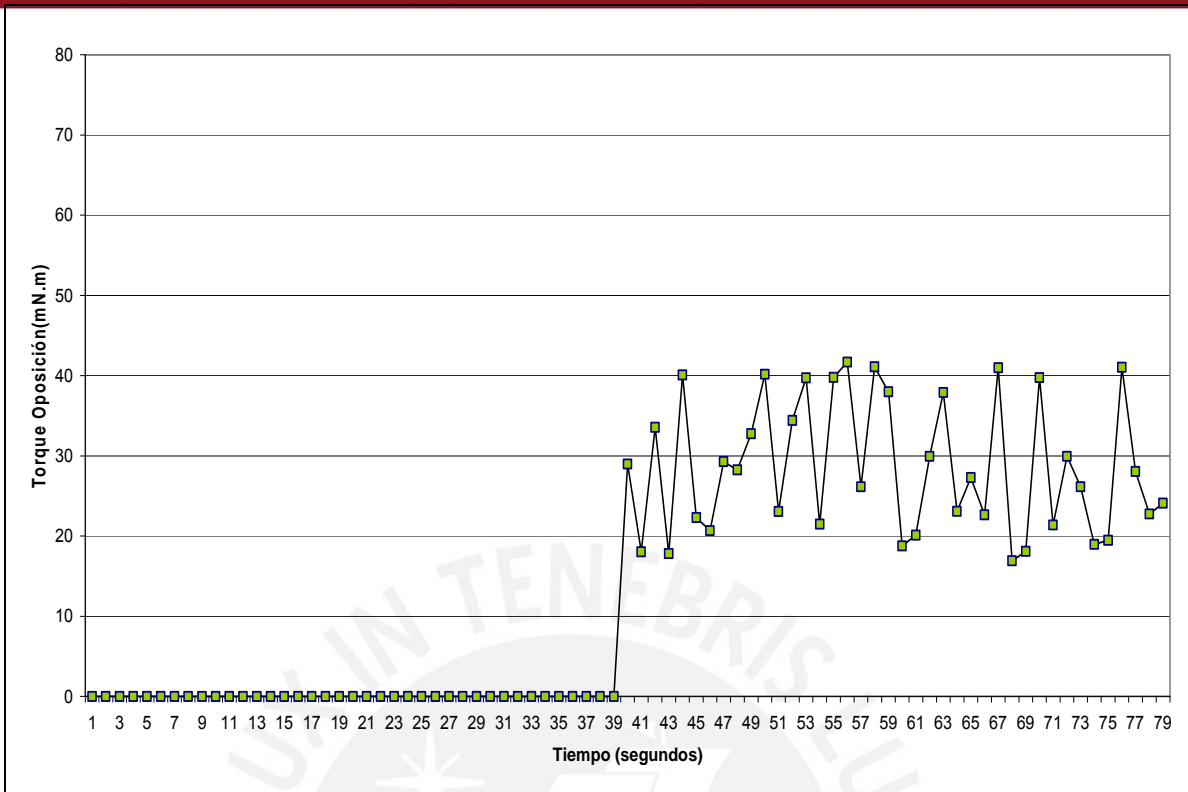
**FIGURA 21 – Curva Torque de Oposición del Pegamento Líquido**

*Fuente: Elaboración propia*

Esta gráfica, obtenida utilizando el pegamento líquido (sin secar), indica que aún existe una fluctuación dentro de los rangos calculados anteriormente y que además, es comparable al torque de oposición a medir.

Se realizó una nueva medición con el mismo pegamento después de varios minutos de secado al aire libre y se obtuvo la siguiente gráfica:



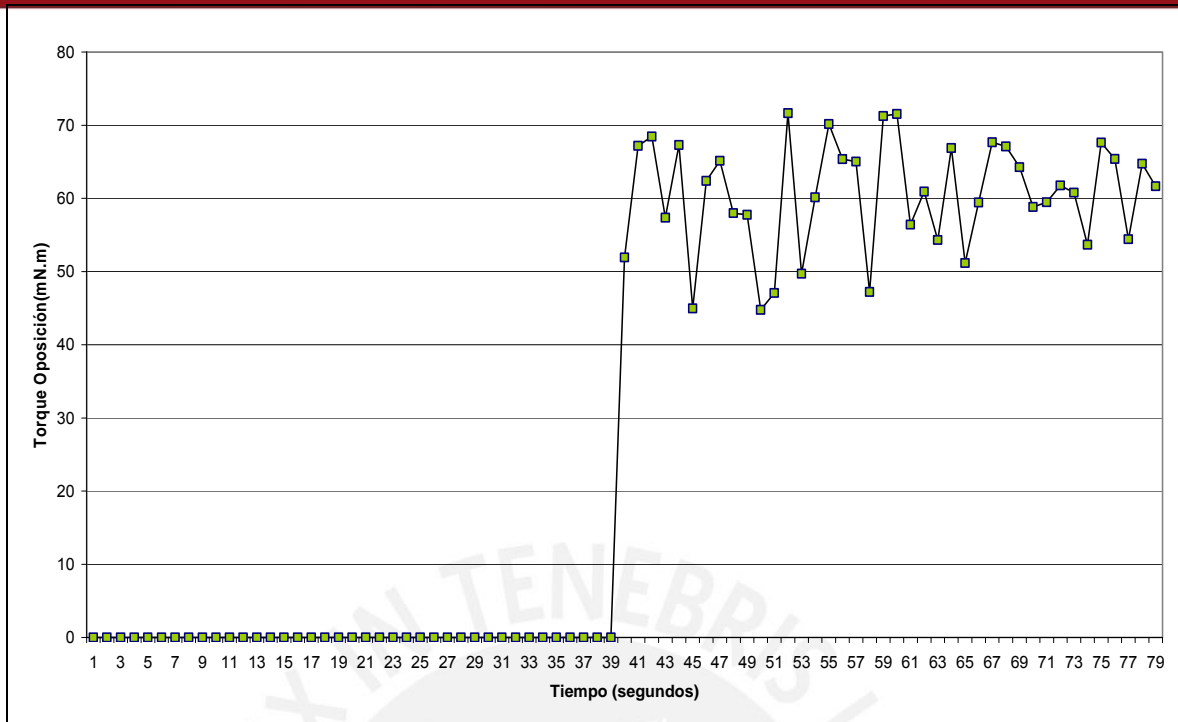


**FIGURA 22 – Curva Torque de Oposición del Pegamento después de varios minutos de secado**

*Fuente: Elaboración propia*

Se observa que el torque de oposición ha aumentado, lo cual indica que la viscosidad del pegamento es directamente proporcional al tiempo de secado. Además, la fluctuación se mantiene dentro del mismo rango.

Finalmente se realizó una última medición del torque de oposición del mismo pegamento después de algunas horas de secado al aire libre.



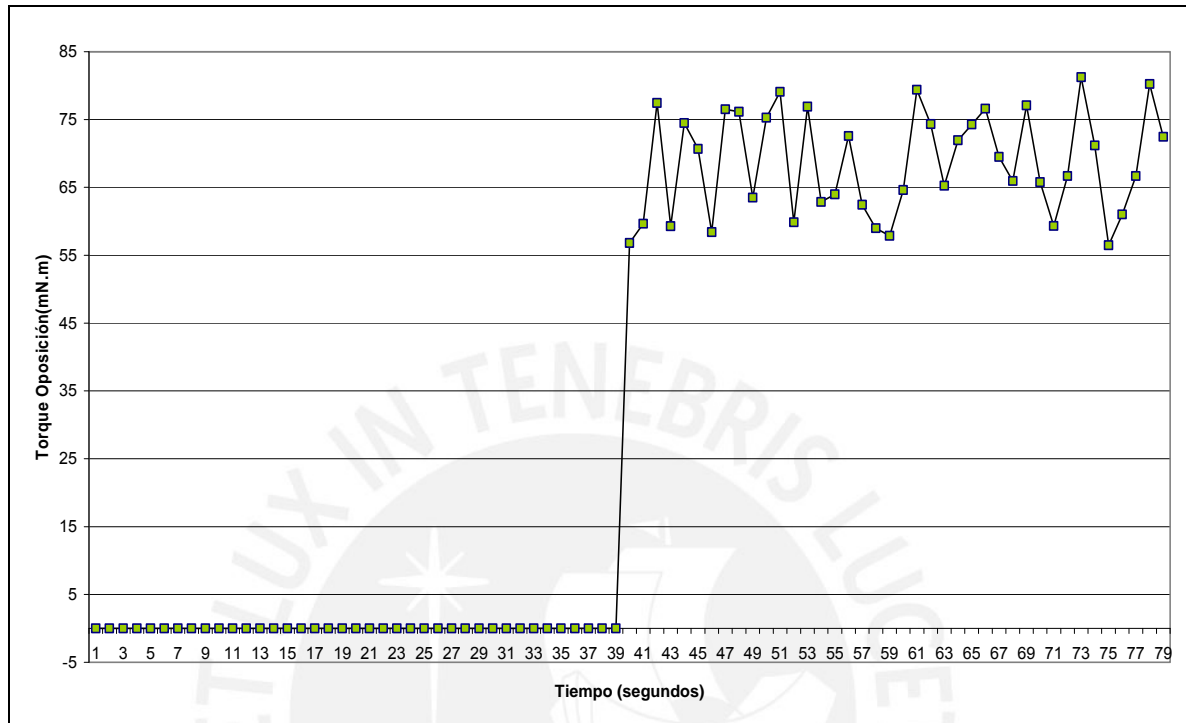
**FIGURA 23 – Curva Torque de Oposición del Pegamento después de varias horas de secado**

*Fuente: Elaboración propia*

Conforme aumenta la viscosidad del fluido, aumenta el torque de oposición, pero la fluctuación del sistema permanece constante. Esto indica que el sistema es capaz de medir el torque de oposición de fluidos de viscosidad alta, ya que la fluctuación introducirá un error menor mientras mayor sea el torque.

La velocidad de rotación del eje puede ser modificada aumentando el voltaje de alimentación del motor. Para una última prueba se aumenta el voltaje para lograr triplicar la velocidad actual. Según la ecuación del viscosímetro de Brookfield (ecuación 3) si la velocidad angular aumenta, el torque de oposición debe aumentar de manera proporcional.

Se realizó la prueba con el mismo pegamento pero con la nueva velocidad. Se obtuvo el siguiente gráfico:



**FIGURA 24 – Curva Torque de Oposición del Pegamento a velocidad mayor**

*Fuente: Elaboración propia*

Se observa que el error introducido por la fluctuación es menor a aquel de la prueba inicial, realizada a una menor velocidad de rotación. Para aumentar aún más la velocidad se necesita realizar un cambio en la relación de engranajes (A), si es que se ha llegado al voltaje nominal de alimentación del motor (6 V).

De esta manera se demuestra que el sistema es capaz de medir fluidos que tienen una mayor viscosidad que la de la sangre.

Finalmente, se puede decir que al realizar las pruebas al vacío y con carga se muestra que existe una fluctuación inherente al sistema mecánico. Esta se mantiene dentro del

rango calculado en este capítulo, sin importar la viscosidad del fluido ni la velocidad de rotación del émbolo. El rango de fluctuación es mayor al torque de oposición que ofrece la sangre, por ello, no se puede medir el torque de la sangre con el actual sistema.

Una manera de tener un torque de oposición mayor sería aumentando la velocidad de rotación del émbolo. Para el caso de la sangre no se podría realizar un aumento de velocidad ya que esto interferiría con el proceso de coagulación.



## Calibración de Sistema

Para la calibración del sistema se puede utilizar uno de los líquidos de referencia de viscosidad presentados en la siguiente tabla:

Designación del líquido	Viscosidad Dinámica mPa-s, (cP) (nominal)				Incertidumbre k=2 (%)
	20°C	25°C	40°C	100°C	
710-3	8,00	6, 7	4, 3	-	0, 3
710-4	20,00	16,00	9,10	-	0, 3
710-5	30,00	24,00	13,00	2, 6	0, 4
710-6	57,00	43,00	22,00	3, 8	0, 4
710-7	62,00	48,40	25,00	4, 6	0, 4
710-8	87,00	68,00	35,00	6, 3	0, 4
710-9	99,00	77,00	37,00	6, 0	0, 4
710-10	130,00	100,00	52,00	8,40	0, 4
710-11	220,00	160,00	68,00	11,00	0, 4
710-12	380,00	280,00	130,00	17,00	0, 4
710-13	780,00	540,00	200,00	25,00	0, 4
710-14	1 098	790,00	331,00	32,00	0, 4
710-15	1 532	1 097	410,00	29,00	0, 4
710-15 A	2 975	2 090	817,00	66,00	0, 4
710-16	3 900	2 700	1 000	79,00	0, 4
710-17	7 900	5 000	1 500	59,00	0, 4
710-17 A	10 075	6 607	2 142	102,00	0, 4
710-18	19 000	13 990	3 800	150,00	0, 6
710-19	35 900	22 450	6 170	172,00	0,70
710-20	143 000	86 400	23 200	552,00	0,80
710-20A	294 300	181020,00	48 736	1 141	0,80
710-21	701 000	434 000	114 000	2 700	1,00

**TABLA 9 – Valores aproximados de los Líquidos de Referencia para la medición de Viscosidad**

*Fuente: Centro Nacional de Metrología*

El costo de estos productos en el mercado es de aproximadamente de 3000 dólares americanos en la presentación de 500 ml.

Los líquidos de referencia sufren un ligero incremento de viscosidad con el tiempo, que se debe principalmente a la oxidación fotoquímica. Por esta razón, los valores de viscosidad declarados en el certificado son válidos por un período de 12 meses, con la condición que los líquidos de referencia se almacenen en frascos color ámbar y en un lugar oscuro.



## CONCLUSION

Se logra los siguientes avances en el desarrollo del presente proyecto:

Se determina los parámetros más importantes de la sangre y se plantea un modelo para medirlos.

Se logra diseñar un sistema mecánico, sin embargo, la fluctuación del motor es de tal magnitud que se superpone a lo que se quiere medir.

Se logra diseñar un sistema electrónico que recibe y procesa señales generadas por el sistema mecánico. Además, controla directamente el motor y realiza las mediciones de pulsos (velocidad) y corriente. Puede ser utilizado para alimentar de forma controlada cargas (no necesariamente motores) de acuerdo a una programación determinada del microcontrolador, midiendo la corriente consumida por estas. Adicionalmente, se cuenta con un sistema de comunicación serial que puede ser utilizado para la comunicación con otros bloques funcionales.

Se logra obtener una interface gráfica con la cual el usuario puede interactuar para visualizar las pruebas a realizarse. Además se encarga de procesar los datos a nivel global generando gráficas y calculando los parámetros que se necesitan medir durante la prueba.

Se logra determinar el factor que ocasiona la fluctuación que dificulta la medición de los parámetros de la sangre. Se realizó los cálculos para modificarlo y lograr una mejor respuesta en función a la viscosidad a medir.

Se seleccionó componentes que permiten la implementación de un sistema de bajo costo con respecto a los equipos ya existentes.

No se realizó el diseño del equipo como producto final ya que no se llegó al objetivo de medir los parámetros de la sangre.

El equipo médico necesita alta precisión. Según las pruebas y cálculos realizados no se puede llegar a la precisión deseada cumpliendo con los requerimientos necesarios para medir la viscosidad de la sangre aplicando el método propuesto en el presente trabajo de tesis.





## RECOMENDACIONES

Se tienen las siguientes recomendaciones:

1. Utilizar un sistema mecánico que no utilice un motor DC para generar el movimiento. Es mejor fabricar un sistema de bobinas que logren obtener el movimiento deseado en el émbolo que esta en contacto con el fluido. De esta manera se puede evitar la fluctuación presentada en las pruebas realizadas.
2. Realizar la medición de velocidad en el mismo émbolo, se recomienda la utilización de un sensor óptico (CCD).
3. Utilizar microcontroladores que puedan ser programados aun cuando ya estén instalados dentro del circuito. Para ello es necesario que se habilite una bornera para que se pueda conectar al programador de microcontrolador.
4. Utilizar un diseño de doble capa para el circuito. Esto permite acomodar de mejor manera los componentes y crear un circuito que no cuente con puentes para la comunicación entre pistas.
5. La cubeta que contiene al fluido debe ser de un material descartable de un solo uso. Esto nos permite realizar variar pruebas sin necesidad de limpiar la cubeta, ya que solo seria necesario utilizar una nueva.
6. La calibración del sistema debe ser realizado utilizando uno de los fluidos de referencia que se encuentran en el mercado, según le rango de viscosidad que se va a medir.

## ANEXOS

1. HOJAS TÉCNICAS DEL MOTOR
2. HOJA TÉCNICA DEL CONTROLADOR DE MOTOR TA7291S
3. HOJA TÉCNICA DEL PIC16F877A
4. DIAGRAMA ESQUEMATICO DEL CIRCUITO
5. DIAGRAMA DE CIRCUITO IMPRESO
6. LISTA DE COMPONENTES DEL CIRCUITO
7. CODIGO DEL PROGRAMA DEL MICROCONTROLADOR
8. CODIGO DE PROGRAMACIÓN DE LA INTEFACE GRAFICA (VISUAL BASIC)



## REFERENCIAS

- [1] **TROMBOELASTOGRAFÍA Revisión**  
Dra. María Varela  
Reunión de lectura de revistas de la Cátedra de Medicina Intensiva el día  
Viernes 21 de junio de 2002
- [2] **MICROFABRICATED BIOSENSORS AND MICROANALYTICAL SYSTEMS  
FOR BLOOD ANALYSIS**  
Imants R. Lauks  
Accounts Of Chemical Research / Vol. 31, No. 5, 1998
- [3] **ANÁLISIS DE LA SANGRE (Enero de 2001)**  
Información elaborada y editada por Barb Hauser para la IWMF
- [4] **MEDLINEplus** Información de Salud. Enciclopedia Médica de Salud
- [5] **THROMBELASTOGRAPHY – ROLE IN THE PERIOPERATIVE PERIOD**  
Dr. K. K. Narani  
Consultant Anaesthesiologist  
Sir Ganga Ram Hospital, New Delhi
- [6] **<http://es.wikipedia.org>**
- [7] **MECANISMOS HEMOSTÁTICOS**  
Programa de actualización continua para Medicina General  
PAC MG-1 A5
- [8] **<http://www.tuotromedico.com>**  
actualizado el 2006.
- [9] **<http://www.labtestsonline.org>**  
Diciembre 27, 2004.
- [10] **[www.medlineplus](http://www.medlineplus)**  
Enciclopedia médica

- [11] **THROMBELASTOGRAPHY**  
Wenker O, Wojciechowski Z, Sheinbaum R, Zisman E.:  
The Internet Journal of Anesthesiology 1997; Vol1 N3  
Publicado Julio 1, 1997
- [12] **Pentapharm GmbH Home Page**
- [13] **www.abacusdx.com**
- [14] **SELECTING MOTORS FOR MEDICAL PUMPS - ADVANCES INCREASE  
PORTABILITY, EFFICIENCY AND RELIABILITY**  
Norbert Veignat, R&D Manager, Portescap, a division of Danaher Motion
- [15] **REOLOGÍA SANGUÍNEA Y RIESGO CARDIOVASCULAR**  
Jaime LEVENSON / Alain SIMON  
Archivos Venezolanos de Farmacología y Terapéutica  
ISSN 0798-0264 versión impresa  
AVFT v.19 n.1 Caracas Enero 2000
- [16] **POLIGLOBULIANEONATAL Capítulo23**  
Dr. Pablo Valenzuela Fuenzalida  
Edición Servicio Neonatología Hospital Clínico Universidad De Chile  
Publicación Noviembre 2001.
- [17] **HIDRODINAMIA DE LA CIRCULACIÓN VASCULAR PERIFÉRICA NORMAL Y  
PATOLÓGICA.**  
Dr.Carlos Ciancaglini  
Revista Costarricense de Cardiología v.6 n.2 San José mayo 2004  
ISSN 1409-4142 versión impresa
- [18] **PREDICCIÓN DE LAS ECUACIONES CONSTITUTIVAS PARA  
SUSPENSIONES DE CARBÓN-AGUA**  
Yolanda Rincón, César García<sup>1</sup>, Carmen Sarmiento, Carlos Rincón y Freddy  
Mata

División de Postgrado, Facultad de Ingeniería, Universidad del Zulia,  
Maracaibo. Instituto de Investigaciones Petroleras, Facultad de Ingeniería,  
Universidad del Zulia, Maracaibo, Estado Zulia, Venezuela.

CIENCIA v.11 n.1 Maracaibo Marzo 2003

ISSN 1315-2076 versión impresa

[19] **UTILIDAD DE LA TROMBOELASTOGRAFÍA EN EL DIAGNÓSTICO  
TEMPRANO DE LAS ALTERACIONES DE LA COAGULACIÓN EN  
PACIENTES PEDIÁTRICOS GRAVES**

Medina CLE, Caballero de AC, Risco CR, Laue NL

*Rev Asoc Mex Med Crit y Ter Int* 1996; 10 (1): 11-17.

[20] **MONITOREO EN ANESTESIA**

Instrumentación y Equipos en Anestesia

Programa de Actualización Continua para Anestesiólogos

[21] **ANESTESIA PARA PACIENTES CON ENFERMEDADES HEPATICAS**

Guía de Práctica Clínica

[22] **MORTALIDAD MATERNA EN EL PERÚ**

Oficina General de Epidemiología

1997-2002

[23] **ANALISIS DE LA SITUACION PERU**

Organización Panamericana de la Salud

Oficina Regional de la Organización Mundial de la Salud

Programa Especial de Análisis de Salud

Lima, Setiembre 2002

## BIBLIOGRAFÍA

- Transfusión Medicine Update  
The Institute for Transfusión Medicine  
Marzo, 1997
- Australian Red Cross
- Medical Breakthroughs - Encyclopedia
- Biología – Claude A. Vilee – 7ma Edición
- Química Biológica – Venancio Deulofeu – Editorial Florida – Buenos Aires –  
Argentina – 1967
- Hoja Técnica del Microcontrolador 16F84A
- OilMedic Lubrication Theory and Practice.htm
- Oilfield Glossary
- Calculator for Exploring Relations Among the Elastic Constants.htm
- [www.e-mds.com](http://www.e-mds.com)
- CENAM - Centro Nacional de Metrología  
<http://www.cenam.mx>