



**UNIVERSIDAD NACIONAL AUTÓNOMA DE MÉXICO**

**FACULTAD DE INGENIERÍA**

**DISEÑO Y CONSTRUCCIÓN  
DE UN CONTROL DE TEMPERATURA  
PARA APLICACIONES MÉDICAS**

**T E S I S**

**QUE PARA OBTENER EL TÍTULO DE:  
INGENIERO MECÁNICO ELECTRICISTA  
ÁREA ELÉCTRICA ELECTRÓNICA**

**P R E S E N T A :  
REYES MARTÍNEZ IRENE GUADALUPE**

**y**

**QUE PARA OBTENER EL TÍTULO DE:  
INGENIERO ELÉCTRICO ELECTRÓNICO**

**P R E S E N T A N :  
SÁNCHEZ GARNICA JAIME IGNACIO  
SEGURA ESTRADA MAURICIO**

**DIRECTOR DE TESIS  
M. I. JORGE VALERIANO ASSEM**

**CIUDAD UNIVERSITARIA, MÉXICO, D. F. 2007**

**INGENIERÍA**





Universidad Nacional  
Autónoma de México



**UNAM – Dirección General de Bibliotecas**  
**Tesis Digitales**  
**Restricciones de uso**

**DERECHOS RESERVADOS ©**  
**PROHIBIDA SU REPRODUCCIÓN TOTAL O PARCIAL**

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

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



## **IRENE GUADALUPE REYES MARTÍNEZ**

**Con ésta cierro un círculo muy importante en mi vida, para comenzar uno nuevo. Quisiera que supieran que siempre que uno caiga, o tome un camino diferente podremos retomar, volver a empezar. Siempre habrá una nueva oportunidad de mejorar.**

**Gracias a la vida que me dio la oportunidad de intentarlo, hasta poder lograrlo.**

**A la Universidad Nacional Autónoma de México por haberme dado la oportunidad de titularme y hacerlo en sus impresionantes instalaciones, gracias a todo el personal que nos asistió.**

**A todos mis profesores de la Universidad La Salle, por sus enseñanzas.**

**A papá por todo el cariño que nos diste, por enseñarme que por un hijo se lucha hasta el final, día a día sin parar, por enseñarme a amar con la intensidad con la que tú lo hiciste con mamá. Por enseñarme lo que es tener un gran corazón. Sabes que te quiero y siempre estarás en mí ser. Gracias por acompañarme siempre.**

**A mis hijos Nico y Max: Porque los amo con todo mí ser, por demostrarme una vez más que sin ustedes no hubiera logrado ésta meta, como tantas que hemos logrado juntos. Que a pesar de todas las “piedritas en el camino” ésta será una muestra más de que hay que luchar para encontrar lo que buscamos, con entusiasmo y dedicación. Gracias por su cariño, su tiempo, paciencia y cooperación para que llegáramos al final de este proyecto. Nunca lo hubiera logrado sin su ayuda.**

**A la abuela, por hacerme una persona responsable y comprometida, por exigir tanto para que llegáramos a ser hombres y mujeres de bien. Gracias por ser mi mamá. Te quiero.**

**A mis hermanos: Connie, Jorge A, Miguel A, en especial a ti Carla porque te adoro y hemos compartido tantas vivencias que se que siempre estaremos unidas; gracias por estar siempre ahí, dándome la mano. Gracias por enseñarme lo que es ser una excelente hermana.**

## AGRADECIMIENTOS

---

**A toda mi familia porque los llevo siempre en mi corazón: en especial a ti Gela por ayudarme cuando más necesitaba que alguien creyera en mí.**

**A mis hermanos Lasallistas: Francisco , Víctor, Leonardo, Frank, Juanjo, Gus, Popy, Pepe por estar incondicionalmente conmigo. Por todos los momentos agradables que han compartido conmigo.**

**A todos mis amigos de LOGOS: Angel, Gabriel, Jorge, Rebeca, Óscar, Fabiola, Luis, José H., Alex, Pili, Nico, Claudia O., Dany, José M., Paco, Memo, Jesús, Marisol, Omar, Claudia R., Margarita, Geo, Lidia, Eme, Cecy, Nalliely, Esteban, Abraham, Sergio A., en especial a Sergio De Botton por enseñarme que siempre existe otro camino por conocer, por el cariño que me dan día con día, por las horas tan agradables que me han regalado. Por recibirnos a mis hijos y a mí, abrazarnos y darnos lo más lindo que pudiera existir: la amistad.**

**A Sony porque me has enseñado a reír como nunca! , sin ti no hubiera sido posible este trabajo. Gracias por compartir conmigo esta época tan padre.**

**A todos ustedes por enseñarme cada día que podemos ser mejores padres, mejores maestros, gracias por tu sonrisa, tu abrazo de cada mañana, tu cariño, tu confianza; a mis alumnos.**

**En especial a mi departamento de compras, desde el Gerente General, hasta mi queridísima Sandy, ojalá y todo mundo aprendiera de ustedes. Los adoro.**

**A mis amigas del Tecnológico de Monterrey Campus CD. Juárez les mando mi corazón, gracias por darme fuerza, por su cariño: Rita, Vicky, Alice, Ruth, Maribel, Thelma, Cecy.**

**Muy en especial a mis compañeros Mauricio Segura y Jaime Garnica por trabajar intensamente en este proyecto conmigo. Son lo máximo!  
Fue un gustazo conocerlos.**

**A Ti por regalarme lo mejor que podías regalarme en estos años que compartimos juntos, dos personitas maravillosas: nuestros HIJOS.**

**JAIME IGNACIO SÁNCHEZ GARNICA**

**A mi esposa por todo su apoyo, amor y comprensión, sin ella  
no lo hubiera logrado.**

**A Daniel y Denisse por su comprensión y su amor.**

**A mi mamá por su ejemplo, sus enseñanzas y ejemplos sin ella  
no sería lo que soy.**

**A mis hermanos Jorge, David, Araceli y muy en especial a Angélica  
por su ejemplo y apoyo en todos estos años.**

**A mis suegros Rosa y José, por su gran apoyo, ellos saben lo importantes  
que han sido en mi vida, mil gracias.**

**A todos mis maestros, por sus enseñanzas.**

**A mi papá, que desde donde esta nos ha cuidado siempre...**



## **MAURICIO SEGURA ESTRADA**

**Resulta imposible agradecer en tan corto espacio, y además por la fragilidad de la memoria, a toda la gente que de una u otra manera me ayudo a cumplir con este objetivo. Sin embargo deseo reconocer y expresar mi gratitud a las siguientes personas, por haber significado tanto en mi vida.**

**A mis Padres:**

**Susana y Ventura**

**Gracias por el apoyo incondicional y toda una vida de esfuerzo y sacrificio, por su cuidado, amor y comprensión infinita, así como sus sabios consejos que me orientaron a ser una persona de bien. Y sobre todo el apoyo que me brindaron cuando lo llegue a necesitar, por todo ello mi eterno y sincero agradecimiento y deseo con todo el corazón que mi triunfo como hombre y profesionalista lo sientan como el suyo propio. Los Amo.**

**A mis Hermanos:**

**Luis**

**Gracias por enseñarme que en la vida, todo se puede realizar teniendo constancia y responsabilidad, por ser un gran pilar en mi vida dando siempre ejemplos de sensatez, esfuerzo y sabiduría. Eres un gran ejemplo a seguir hermano.**

**Hugo**

**Por mostrarme que en la vida, hay que disfrutar de las cosas que tienes a tu alrededor, por la tolerancia y fresca sonrisa que siempre me contagio de animo. Se que el día de mañana serás una excelente persona y un gran profesionalista.**

**A mis Amigos:**

**Gracias por compartir innumerables experiencias y por brindarme apoyo durante el desarrollo de este trabajo.**



**TODOS:**

**Irene, Jaime y Mauricio**

**Agradecemos el haber pertenecido a una de las universidades reconocidas mundialmente como lo es la Universidad Nacional Autónoma de México en particular a la Facultad de Ingeniería por haber sido mi casa durante muchos años dándome la oportunidad de conocer gente muy valiosa, por haberme dado una formación crítica, conciente y con un firme carácter .**

**A M.I. Luis Arturo Haro Ruiz, D.R. Jesús Savage Carmona, M.I. Norma Elva Chávez Rodríguez, Ing. Alejandro Velásquez Mena; por sus aportaciones finales al concluir este trabajo.**

**Al M.I. Jorge Valeriano Assem; quien fue nuestro asesor y nos apoyo durante la realización de este trabajo.**

**A la Ing. Diana A. Cruz; que gracias a sus grandes conocimientos en el área de Robótica y programación, nos oriento para dar una solución optima a nuestro trabajo.**

**A Fís. Alejandro Ramos Amézquita. Técnico Académico Asociado B. Tiempo Completo FAC. Ciencias, LAB Cibernética.**

**Al Programa de Apoyo a Titulación de la Facultad de Ingeniería por darnos la oportunidad de realizar este proyecto.**

**POR MI RAZA HABLARÁ EL ESPÍRITU.**



# ÍNDICE

INTRODUCCIÓN .....	13
--------------------	----

## CAPÍTULO I. Antecedentes

<b>Antecedentes</b> .....	17
1.1 Ingeniería en la Medicina .....	18
1.2 Aplicaciones .....	20
1.3 Ramas de la Ingeniería Biomédica .....	23
1.4 Instrumentación .....	25

## CAPÍTULO II. Marco Teórico

<b>Hematología</b> .....	33
2.1 Proceso Fisiológico .....	36
2.2 Transfusión de Sangre .....	38
2.3 Riesgos y Consecuencias .....	40
<b>Termodinámica</b> .....	45
2.4 Conceptos y Definiciones .....	45
2.5 Sistemas Aislados, Cerrados y Abiertos .....	48
2.6 Procesos Reversibles e Irreversibles .....	49
2.7 Equilibrio termodinámico .....	50
<b>Electrónica Analógica Digital</b> .....	50
2.8 Dispositivos Electrónicos .....	53
2.9 Circuitos Integrados .....	57
<b>Control Analógico y Digital</b> .....	59
2.10 Introducción a los Sistemas de Control .....	60
2.11 Sistemas de Control en Tiempo Continuo y Discreto .....	64
2.12 Microcontroladores .....	75

### **CAPÍTULO III. Monitoreo de Variables**

<b>Señales</b> .....	87
3.1 Tipo de Señal .....	87
3.2 Tipo de Transductores .....	90
3.3 Tipo de Sensores .....	97

### **CAPÍTULO IV. Diseño e Implementación del Control de Temperatura**

<b>Sistema de Control</b> .....	101
4.1 Elección del Depósito .....	101
4.2 Selección del Sensor e Implementación .....	101
4.3 Implementación del Control .....	105
4.4 Etapa de Potencia .....	119

### **CAPÍTULO V. Resultados y Conclusiones**

<b>Resultados</b> .....	123
<b>Conclusiones</b> .....	130

<b>APÉNDICE A Características Eléctricas</b> .....	133
--	-----

<b>APÉNDICE B Set de Instrucciones</b> .....	143
--	-----

<b>APÉNDICE C Diagramas</b> .....	149
-----------------------------------	-----

<b>BIBLIOGRAFÍA</b> .....	151
---------------------------	-----

Este trabajo de investigación tiene como objetivo el diseño de un sistema de control de temperatura para utilizarlo en el quirófano, para pacientes que necesiten una transfusión de sangre. Puesto que la sangre almacenada se mantiene a una temperatura a la que no puede ser transfundida al paciente.

## **Planteamiento del Problema**

La sangre se tiene que mantener en contenedores a una temperatura entre  $1^{\circ}\text{C}$  -  $6^{\circ}\text{C}$  en un tiempo que va de 21 a 45 días. Para su uso en una transfusión se debe de llevar la temperatura de almacenamiento ( $1^{\circ}\text{C}$  a  $6^{\circ}\text{C}$ ) a la temperatura de no más de  $37^{\circ}\text{C}$ . Existen varios dispositivos que se utilizan para este fin que consisten en una placa de aluminio, que facilita la transmisión de calor por contacto con el tubo del fluido. El problema de este tipo de calentadores de temperatura es: que es difícil de saber con precisión la temperatura del fluido, ya que no es posible introducir algún tipo de medidor de temperatura dentro del fluido.

En la investigación que se realizó se descubrió que los métodos comúnmente utilizados son muy rudimentarios como el Baño María, el ubicar el paquete de sangre en la axila del paciente mientras se consigue el quirófano en una emergencia, y el uso inadecuado de un microondas, el cual no cambia la temperatura del paquete uniformemente.

Nuestro objetivo será conseguir que el paquete de sangre mantenga una temperatura adecuada que pudiéramos controlar, ajustando el sistema, pues en la práctica de las transfusiones, depende la edad del paciente, la enfermedad, y el tipo de componente sanguíneo que requiera. Tomando en cuenta este punto se necesitan manejar diferentes temperaturas,

para lo que fue necesario tomar decisiones en cuestión a las referencias investigadas.

La temperatura ideal para una transfusión en condiciones normales de la mayoría de los pacientes está en un rango que va desde los 24°C a 36.5°C, pero notamos que se pudieran presentar problemas al paciente con una temperatura más baja de este rango llamada hipotermia<sup>1</sup>, que en diversos casos de enfermedades cardíacas, puede correr el riesgo de perder signos vitales importantes, entrando en shock. Nuestro objetivo principal será encontrar un dispositivo para cambiar la temperatura de la sangre.

En el capítulo uno del presente trabajo se estudiará el campo de la ingeniería aplicada a la medicina que corresponde a nuestro proyecto, así como una breve explicación de las posibles aplicaciones, ramas de estudio y de la instrumentación en la medicina que comúnmente se le llama ingeniería biomédica. En el segundo capítulo nos referiremos al marco teórico que va desde las características de la sangre, la parte de termodinámica que influirá en la decisión del contenedor y del sistema a utilizar para el calentamiento, los fundamentos que tomaremos en cuenta para el diseño del control de temperatura. De igual forma se mencionará la parte de electrónica y control analógico que se utilizará para la realización del control y por último se hará referencia a los microcontroladores ya que será el elemento principal que se utilizará para el desarrollo de este proyecto.

En el capítulo tres mencionaremos las señales que se emplearán para realizar el control, así como el tipo de transductores y sensores que se

---

<sup>1</sup> La hipotermia es un factor significativo en las transfusiones masivas; sucede con la infusión rápida de grandes cantidades de sangre refrigerada. Las arritmias ventriculares son más comunes en quienes reciben grandes volúmenes de sangre fría. El enfermo sometido a transfusión masiva tiene un riesgo significativo de hipotermia .

pueden utilizar para la implementación del mismo. Y por último en los capítulos 4 y 5 se explicará la solución que se le dio al problema que permite cubrir las necesidades médicas y que va desde la elección del depósito hasta el diseño del sistema de control y su correspondiente parte de programación: es decir la interfaz que se requiere para llevar a cabo el control; así como las conclusiones y mejoras que se plantean para el proyecto realizado.



El mundo actual –en constante evolución–, es testigo del nacimiento de nuevas disciplinas que, si bien se dedican a un ámbito del conocimiento en particular, apelan al trabajo de corte interdisciplinario. Una de esas ciencias es la Bioingeniería, rama en la que confluyen las ciencias exactas y las ciencias biológicas y de la salud, asistidas por los crecientes avances en los recursos tecnológicos.

Dedicada fundamentalmente al tratamiento de la salud humana, la Bioingeniería [1] se divide en dos áreas (la ingeniería biomédica y la ingeniería clínica, que se vinculan con la ingeniería hospitalaria) y se ocupa de aspectos tan variados como la instrumentación médica, el procesamiento de señales e imágenes biomédicas, la telemetría, la telemedicina, y la investigación científica para la administración y el manejo de los establecimientos de salud.

Conforme las actividades humanas, se han hecho más diversas, se incrementa su complejidad y aquellos oficios que sustentaban a una comunidad, ahora se transforman en profesiones que exigen una preparación académica elevada para resolver problemas específicos.

El universo en que se desenvuelve el ser humano de esta época, es de gran tecnificación, resultado de una evolución científica que da origen a gran variedad de tecnologías, que permiten la existencia de aparatos inimaginables y que ahora hacen más “sencilla” la vida del hombre. El campo de la medicina no ha sido la excepción, y para beneficio de la salud, se han aplicado todas las tecnologías creadas.

El uso de éstas, ha salido del campo de conocimientos tradicional de los médicos y motiva la existencia de profesionales auxiliares que coadyuvan a la atención de la salud. Así, se considera como parte de su campo:

1. El desarrollo de tecnología biomédica, nuevos sistemas, dispositivos, procesos y algoritmos, en servicios de salud.

2. Creación de mejores condiciones de los recursos tecnológicos para la prestación con calidad de los servicios de salud.
3. El entendimiento y la utilización del conocimiento de los sistemas vivos para aplicaciones clínicas sustantivas e innovadoras basados en las ciencias de la ingeniería.

De esta manera la ingeniería biomédica, se podría definir como; la especialidad profesional que integra herramientas científicas, técnicas y administrativas para facilitar y mejorar la atención de la salud.

La importancia de esta profesión radica en los conocimientos de mecánica, electrónica, instrumentación, medicina, administración etc. que en conjunto permiten desempeñar labores de alta especialización. Por lo cual en este proyecto se puntualizara en el área de a electrónica o bien, la instrumentación.

Se pretende que esta área sea un nicho de oportunidades y que dé espacio a la investigación y diseño, para buscar la aplicación de principios y métodos de las ciencias exactas en general y de la Ingeniería, en particular a la solución de problemas de las ciencias biológicas y médicas, con la intención de desarrollar técnicas, métodos diagnósticos, métodos terapéuticos, y aparatos biomédicos electrónicos, pero con una gran dosis de curiosidad científica que conlleve a investigar problemas básicos y aplicados [2].

### **1.1 Ingeniería Biomédica**

Un claro ejemplo de la interacción interdisciplinaria que se promueve en la división de Ingeniería Biomédica, donde especialistas en Biología, Medicina, Física, Matemáticas e Ingeniería convergen con objeto de avanzar en las aplicaciones que las tecnologías de hoy ofrecen en la mejora

de la salud y la calidad de vida. De hecho, las tecnologías disponibles en el diagnóstico, monitorización, terapéutica, cirugía y solución de las necesidades de los discapacitados incorporan la mayoría de los dominios de la Ingeniería, ya sea mecánica, electrónica y hasta el área de las telecomunicaciones.

El desarrollo de técnicos y especialistas biomédicos en nuestro país tiene una tradición muy escasa. No ocurre así en otras naciones avanzadas de nuestro entorno como Alemania, USA, Finlandia, etc. donde la investigación en tecnologías aplicables al campo de la salud es una de las disciplinas de mayor importancia. Son muchas las razones que hacen que en los últimos años el uso de muy distintas tecnologías se haya disparado en el campo médico.

Así, las demandas de la sociedad en facetas como el diagnóstico, las políticas preventivas, la demanda de mejoras en las condiciones de los discapacitados, en el puesto de trabajo, en el desempeño de actividades físicas de alta exigencia y, por supuesto, en el mantenimiento y mejora de las capacidades físicas de la creciente población en la tercera edad son algunas de estas razones.

Aspectos tales como la electrónica aplicada a la monitorización en tiempo real de pacientes, la telemedicina, el tratamiento inteligente de imágenes médicas en el diagnóstico y la planificación preoperatoria, los biomateriales, el diseño de prótesis e implantes y diferentes diseños hacen de este campo uno de los de mayor impulso en la actualidad.

En el área se concentran una serie de grupos que cubren muy distintas facetas como son los relacionados con el tratamiento de imagen y señales biomédicas, los biomateriales, la biomecánica y la simulación del comportamiento de tejidos, el diseño y construcción de nuevos equipos electrónicos

y electromecánicos, la evaluación ergonómica de puestos de trabajo y de equipos discapacitados han sido durante los últimos años y son objeto de interés para los investigadores de los diferentes institutos y universidades.

## 1.2. Aplicaciones de la Ingeniería en la Medicina

El desarrollo de la tecnología y de las diferentes ramas de la ingeniería en la medicina permite trabajar con nuevas tecnología, sistemas, dispositivos, procesos y algoritmos, en servicios de salud. Algunos de estos se mencionarán a continuación:

Visualización avanzada en Medicina y creación de entornos médicos virtuales: Se desarrollan y utilizan técnicas de visualización realista, realidad aumentada y realidad virtual a partir de información obtenida de imágenes generadas por fuentes mono o multi-modales para una interpretación inteligente de datos médicos, para la formación médica, para la simulación y para la generación de paquetes de ayuda a la planificación preoperatoria incluyendo interfases con máquinas de prototipado y mecanizado rápido, figura 1.1 [3].

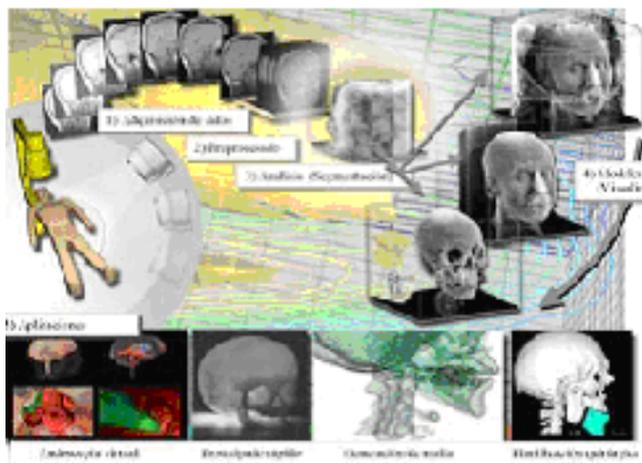


Figura 1.1 Sistemas de Visualización.

Análisis y procesamiento de señales e imágenes médicas: Se desarrollan técnicas y sistemas de tratamiento de la información tanto referentes a imágenes biomédicas, como a señales bioeléctricas para obtener diagnósticos médicos mejor fundados. Para ello se utilizan las técnicas más avanzadas de tratamiento de señal y de segmentación y análisis espacio-temporales de imágenes, así como de reconstrucción geométrica y obtención de parámetros fisiológicos de interés a partir de las mismas como se ve en la figura 1.2.

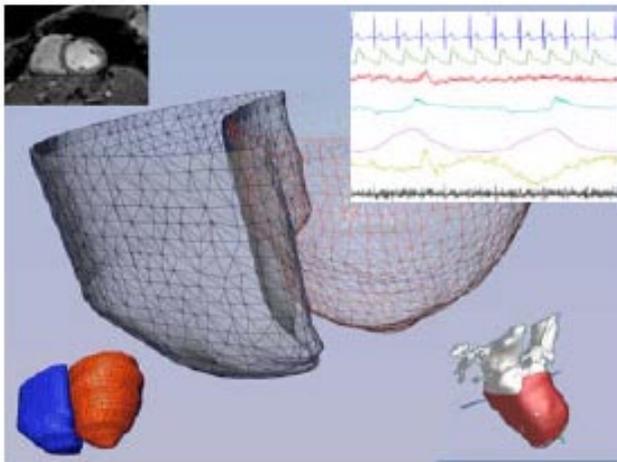


Figura 1.2 Tratamiento de Señal y Segmentación.

Telemedicina: Se plantea en esta línea la construcción y análisis de sistemas de comunicaciones para entornos móviles, remotos y/o de emergencias basados en el uso de las nuevas tecnologías tanto de comunicaciones como de tratamiento de la información así como se bosqueja en la figura 1.3. Aplicaciones móviles, tediagnóstico o telemensajería de datos y registros médicos son tan sólo algunas de las contempladas en esta línea.

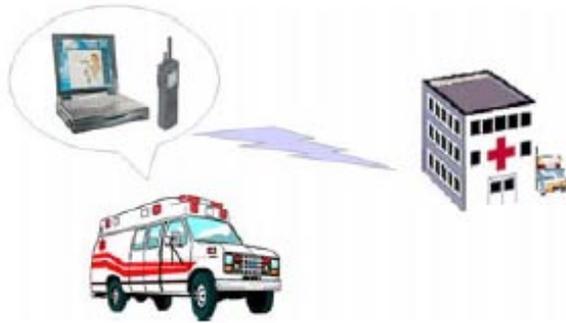


Figura 1.3 Sistemas de Comunicación.

Simulación en biomecánica y mecanobiología: Se trabaja en la formulación y evaluación de modelos de comportamiento para tejidos biológicos. Se contemplan aspectos como la remodelación y consolidación ósea, modelos multifásicos y fibrados para tejidos blandos (ligamentos, cartílagos, vasos sanguíneos, córnea) incidiendo especialmente en la mecanobiología de los mismos.

También se plantea su implementación en elementos finitos (figura 1.4.) y con ello la influencia de distintas patologías fracturas, implantación de prótesis, fijaciones, osteoporosis, etc.) en el comportamiento a corto y largo plazo, tanto en los tejidos como en los implantes y las interfases entre ambos (cementos acrílicos, óseo integración, etc.).

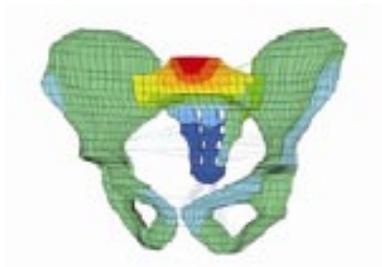


Figura 1.4 Aplicación de Software en Elemento Finito.

Biomateriales: Se diseñan y fabrican prótesis, órtesis de níquel-titanio (NiTi), anclajes óseos y ferulajes (stents), basados en el comportamiento termo-mecánico singular de este tipo de materiales. También se analizan otros biomateriales como polipropileno de alto peso molecular o titanio, tanto desde el punto de vista estructural como de comportamiento a largo plazo (desgaste, fatiga, efecto de las irradiaciones, etc.) figura 1.5 [4].

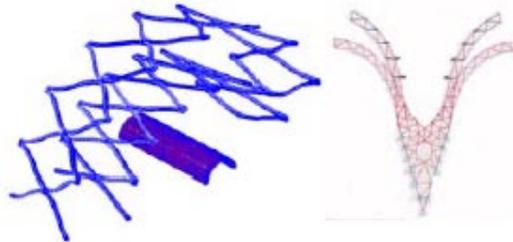


Figura 1.5 Análisis de Biomateriales.

Óptica médica: Se trabaja en óptica fisiológica, incluyendo la simulación óptica y mecánica del ojo humano tanto sano, como con distintas patologías y tras la realización de distintas técnicas quirúrgicas de corrección. También se desarrollan elementos de medida de capacidad visual y calibración y homologación de los existentes en el mercado.

### 1.3 Ramas de la Ingeniería Biomédica

Gracias a que la ingeniería biomédica es multidisciplinaria da pie a la ramificación de diversas aplicaciones, permitiendo así el desarrollo de distintas especialidades dentro del área, las cuales mencionaremos en seguida pero le daremos más énfasis a una de ellas que es en la que nosotros trabajaremos: la instrumentación electrónica que nos permitirá desarrollar y explicar el proyecto en los capítulos siguientes.

**Ingeniería Clínica:** Consiste esencialmente en la administración de la tecnología médica en los hospitales.



Figura 1.6 Ingeniería Clínica.

**Biomecánica y Rehabilitación:** Gracias a la biomecánica se han desarrollado reemplazos de órganos como las rodillas artificiales, las válvulas cardíacas, los riñones artificiales (aparatos de diálisis). La ingeniería en rehabilitación está orientada a aumentar las capacidades y mejorar la calidad de vida de los individuos con impedimentos físicos [5].



Figura 1.7 Estudio de Implantes.

**Tecnología Ambiental:** Tecnología ambiental es un área nueva, no tradicional de la ingeniería en general. Su enfoque es amplio pues abarca dos vertientes principales: higiene ocupacional y tecnología para monitoreo y auditoría de impacto ambiental

#### **1.4 Instrumentación**

La física médica se divide en dos grandes ramas: la física de la fisiología, que es la que se ocupa de las funciones del cuerpo humano, y la instrumentación médica que es la física aplicada al desarrollo de instrumentos y aparatos médicos. Al examinar a un paciente, curiosamente lo primero que el médico le aplica es un examen “físico”, que consiste en medir el pulso, la temperatura, la presión, escuchar los sonidos del corazón y pulmones. Si analizamos un poco, nos podemos dar cuenta de que todas estas son medidas físicas.

La rama de la medicina conocida como “medicina física” se encarga de la diagnosis y el tratamiento de las enfermedades y lesiones por medio de agentes físicos, como son la manipulación, el masaje, el ejercicio, el calor, el frío, el agua, etcétera. La terapia física es el tratamiento por medios exclusivamente físicos.

A la física aplicada se le acostumbra dar el nombre de ingeniería, por lo que algunas veces, al aplicarse a la medicina se le llama ingeniería médica o ingeniería biomédica; este nombre es usado generalmente para la física aplicada a la instrumentación médica más que para la física de la fisiología.

Es importante entender cómo funciona el cuerpo humano, de esta forma podremos saber cuándo no está funcionando bien, por qué, y en el mejor de los casos podremos saber cómo corregir el daño.

Al tratar de entender un fenómeno físico, lo que hacemos es seleccionar los factores principales e ignorar aquellos que creemos menos importantes. La descripción será sólo parcialmente correcta pero esto es mejor que no tenerla. Para entender los aspectos físicos del cuerpo humano frecuentemente recurrimos a las analogías, pero debemos tener en cuenta que las analogías nunca son perfectas, la situación real siempre es más compleja que la que podemos describir; por ejemplo, en muchas formas el ojo es análogo a una cámara fotográfica, sin embargo, la analogía es pobre cuando la película, que debe ser reemplazada, se compara con la retina que es el detector de luz del ojo.

Por todo ello no es aventurado afirmar que el futuro médico, va a utilizar un sofisticado equipamiento en prácticamente todas las especialidades y va a formar parte de equipos multidisciplinares compuestos por profesionales con diversas cualidades. Será esencial para todos ellos el disponer de conocimientos de ingeniería médica para incorporar adecuadamente la instrumentación, tanto en la práctica clínica como en la investigación.

De ahí que en la instrumentación médica se diseñan sistemas de propósito específico como pueden ser sistemas de adquisición de datos, sistemas de control y dosificación o sistemas específicos de monitoreo de señales, figura 1.8



Figura 1.8 Sistemas de monitoreo.

Algunos de los instrumentos realizados en los últimos años han sido sistemas de electromiografía, podoscopios o instrumentos de calentamiento por radiofrecuencia (RF) para la quema de tumores, tomógrafos, figura 1.9



Figura 1.9. Tomógrafo.

Algunas aplicaciones de la instrumentación dentro del campo médico, han sido los diferentes diseños de dispositivos que ayudan al monitoreo y visualización de variables fisiológicas y que a su vez dan un mejor soporte en la salud a personas tanto en estados normales como en estados críticos. A continuación se enlistan algunos ejemplos.

Monitor de signos Vitales:

Los signos vitales son signos físicos, como el ritmo cardíaco, la frecuencia respiratoria, la temperatura y la presión sanguínea, que indican que un individuo está vivo y se pueden observar, medir y vigilar para evaluar el nivel de funcionamiento físico de una persona. Algunos parámetros que se consideran normales y que se suele medir con los monitores de signos vitales serían los siguientes:

Temperatura: promedio de 37°C (98,6°F)

Respiración: Respiraciones por minuto (12-18), así como la apnea; que es la ausencia de respiración espontánea debido a cualquier causa.

## CAPÍTULO I. ANTECEDENTES

---

Pulso: 60-80 latidos por minuto (en reposo)

Presión sanguínea:

- Sistólica: menos de 120 mm de mercurio (mm Hg)
- Diastólica: menos de 80 mm Hg

El  $O_2$ : que se refiere a la oxigenación que se tiene en la sangre (94%-98%).



Figura 1.10 Monitores de Signos Vitales.

Pulso Oxímetro:

Este tipo de instrumento se utiliza para monitorear la oxigenación y pulsaciones de pacientes, por lo regular este equipo es ocupado por los anestesiólogos para monitorear en forma personal al paciente mientras esta anestesiado. Es práctico y portátil en la mayoría de los casos, aunque existen este tipo de dispositivos que se utilizan de forma fija.

Algunas variables que este tipo de dispositivos miden son:

- $ETCO_2$ ; es decir,  $CO_2$  espirado: Determina la cantidad de  $CO_2$  que expulsa el paciente.

- CO<sub>2</sub> Inspirado.
- Frecuencia respiratoria.
- SpO<sub>2</sub> saturación de pulso de oxígeno.
- Frecuencia cardíaca.



Figura 1.11 Pulso Oxímetro portátil.

### Calentador de Sangre

Estos equipos son utilizados en otros países para el calentamiento de la sangre, por medio del calentamiento de una placa de aluminio, que facilita la transmisión de calor por contacto con el tubo del fluido, la temperatura del fluido es difícil de saber con precisión ya que no es posible introducir un medidor de temperatura en el mismo, sólo se basan en una tabla de mediciones para saber que la sangre está en una temperatura aceptable (No Ideal).

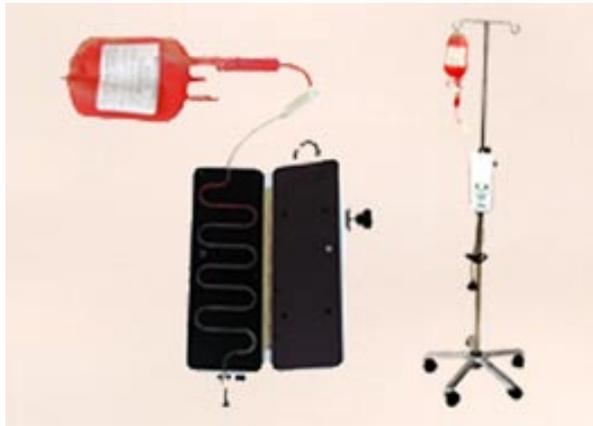


Figura 1.12 Calentador de Sangre Comercial.

#### Bomba de Circulación Extracorpórea:

La posibilidad de poder detener el latido cardíaco y mantener la circulación y la oxigenación periféricas al margen del corazón, mediante una bomba con un sistema de oxigenación extracorpórea, en la década de los 50, abrió el camino de la cirugía cardíaca actual. El paciente que es intervenido para la realización de una intervención bajo circulación extracorpórea (CEC) es sometido a monitorización invasiva de la presión arterial. La sangre procedente de las cavas entra por el circuito de circulación extracorpórea (CEC), donde es propulsado por una bomba y pasa a través de un intercambiador térmico que permite inducir la hipotermia y calentar la sangre antes de salir de la circulación extracorpórea (CEC) y posteriormente, el flujo pasa por un oxigenador de membrana o de burbuja, retornando al paciente por una cánula situada en aorta y ocasionalmente en arteria femoral. Este tipo de procedimientos se utilizan en cirugías de corazón.



Figura 1.13 Bomba de CEC.

La instrumentación en este equipo es esencial, ya que el equipo está en contacto con el paciente y si llegara a fallar, el paciente perdería la vida. La bomba de CEC tiene diferentes sensores y transductores, por ejemplo, sensores de posición, flujo, presión, movimiento. De esta manera la instrumentación dentro del área médica, persigue el alcance de un nivel de conocimientos y aptitudes adecuados para el correcto uso del equipamiento tecnológico en la práctica clínica.

En este proyecto se utilizará la instrumentación para realizar un control que ayudará a monitorear y tener la sangre en condiciones adecuadas para su correcta transfusión.

## Referencias

- [1] [www.bioingenieros.com/bioingenieria.asp](http://www.bioingenieros.com/bioingenieria.asp)
- [2] <http://www.sis.uia.mx/biomedica/showInfo.php?id=intro.html>
- [3] Revista Mexicana Ingeniería Biomédica Abril-Septiembre, 2001;  
Volumen 22: Número 2
- [4] Revista Mexicana Ingeniería Biomédica Septiembre, 2004;  
Volumen 25: Número 2
- [5] Revista Mexicana Medicina Física y Rehabilitación.

En la práctica clínica se hace muy necesario mantener la sangre donada a una temperatura ideal, para que conserve sus características principales y que el paciente reciba la transfusión con un óptimo nivel de calidad. Definiremos la sangre y sus componentes principales para poder entender qué sucedería si el paciente recibiera la sangre con una temperatura mayor ó menor de la requerida para ser transfundida al paciente.

## Hematología

La hematología [1] es una rama de la medicina que estudia el proceso químico y fisiológico de la sangre y sus componentes, como son los órganos formadores de los elementos de la sangre (eritrocitos, leucocitos, plaquetas, etc.) así como de las enfermedades sanguíneas.



Figura 2.1 Manejo de la sangre.

## Descripción de la Sangre

La sangre está formada por diferentes tipos de células suspendidas en un medio líquido nutriente denominado plasma; éstas son partículas pare-

cidas a las células que circulan por las arterias, los capilares y las venas suministrando oxígeno y nutrientes esenciales a los tejidos y retirando anhídrido carbónico y otros productos de desecho del organismo. Más de la mitad de la sangre está formada por el plasma, compuesto principalmente por agua que contiene sales disueltas y proteínas. Una persona adulta tiene alrededor de 4 a 5 litros de sangre (8% de peso corporal), a razón de unos 65 a 71 ml de sangre por kilogramo de peso corporal.

La proteína que más abunda en el plasma es la albúmina. Otras proteínas son anticuerpos (inmunoglobulinas) y factores que intervienen en la coagulación. El plasma contiene también hormonas, electrolitos, grasas, azúcares, minerales y vitaminas. Silenciosa pero eficientemente el plasma sanguíneo hace el trabajo de proveer alimentación para cada célula en el cuerpo. Reparte hidratos de carbono, grasas, proteínas, minerales, sales y vitaminas a donde se necesitan.

El plasma [2] no sólo transporta células sanguíneas sino que además constituye una reserva de agua para el cuerpo, impidiendo el colapso y la alteración de los vasos sanguíneos y ayudando a mantener la presión arterial y la circulación en todo el organismo. Otra función, incluso más importante, es la de proteger al organismo de las sustancias extrañas como virus, bacterias, hongos y células cancerígenas. Esta función es realizada por los anticuerpos que se encuentran en el plasma, mientras que las proteínas de la coagulación controlan el sangrado. También el plasma refresca y calienta el cuerpo según sus necesidades, además de transportar las hormonas y regular sus efectos.

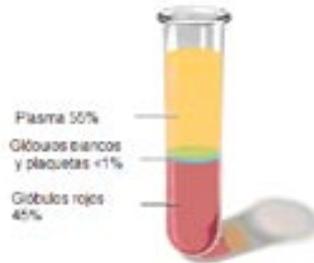


Figura 2.2 Composición de la sangre.

Los glóbulos rojos [3] (eritrocitos) son los más numerosos de los tres componentes celulares y normalmente componen casi la mitad del volumen sanguíneo. Estas células están llenas de hemoglobina, lo que les permite transportar oxígeno desde los pulmones hasta los tejidos de todo el cuerpo. En un milímetro cúbico, el hombre tiene unos cinco millones de glóbulos rojos. Una mujer tiene aproximadamente medio millón menos.

Así, las células consumen el oxígeno que les proporciona energía y liberan el anhídrido carbónico como un producto de desecho que los glóbulos rojos retiran de los tejidos y llevan hasta los pulmones. La cantidad de glóbulos blancos (leucocitos) es menor, con una proporción de aproximadamente un glóbulo blanco por cada 660 glóbulos rojos. Existen cinco tipos principales de glóbulos blancos que funcionan de forma conjunta, constituyendo los principales mecanismos de defensa del organismo contra las infecciones, incluida la producción de anticuerpos; hay unos 5.000 a 10.000 en cada milímetro cúbico de sangre.

Éstos son capaces de tener movimientos independientes; se pueden mover a donde se les necesite, sea dentro de la corriente sanguínea o fuera de ésta. Muchos de ellos se adhieren a las paredes de los vasos sanguíneos o incluso las atraviesan para entrar en otros tejidos. Cuando los glóbulos blancos alcanzan el sitio de una infección, por ejemplo, liberan

sustancias que atraen más glóbulos blancos, los cuales funcionan como un ejército; están dispersas en todo el organismo pero preparadas para la orden inmediata de agruparse y expulsar cualquier organismo invasor.

Dicho sencillamente, su tarea crucial es la defensa. Constantemente están salvando la vida. Una plaqueta es un pequeño disco de forma irregular, incolora y flexible de materia celular. Lo que las plaquetas hacen es impresionante.

Si usted se corta, en segundos las plaquetas se adhieren a la zona afectada y una a la otra; de este modo tapan la herida y detienen el flujo de sangre. Además, éstas sueltan factores que estimulan la formación de un coágulo más duradero.

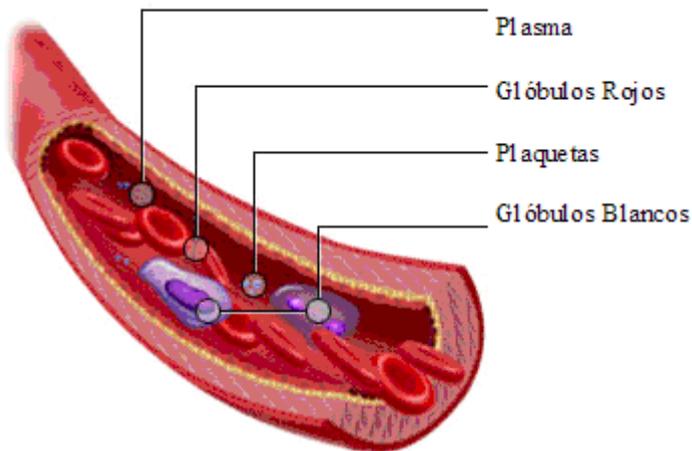


Figura 2.3 Ubicación de los componentes en un conducto sanguíneo (Corte transversal).

## 2.1 Proceso Fisiológico

La fisiología de la sangre [4] está relacionada con los elementos que la componen y por los vasos que la transportan, de tal manera que:

- Transporta el oxígeno desde los pulmones al resto del organismo, por medio de los glóbulos rojos.
- Transporta el anhídrido carbónico desde todas las células del cuerpo hasta los pulmones.
- Transporta los nutrientes contenidos en el plasma sanguíneo, como glucosa, aminoácidos, lípidos y sales minerales desde el hígado, procedentes del aparato digestivo a todas las células del cuerpo.
- Transporta mensajeros químicos, como las hormonas.
- Defiende al cuerpo de las infecciones, gracias a las células de defensa o glóbulos blanco.
- Responde a las lesiones que producen inflamación, por medio de tipos especiales de leucocitos y otras células.
- Coagulación de la sangre y hemólisis: Gracias a las plaquetas y a los factores de coagulación.
- Rechaza el trasplante de órganos ajenos y alergias, como respuesta del sistema inmunológico.
- Homeostasis en el transporte del líquido extracelular, es decir en el líquido intravascular.

Si tratamos una muestra de sangre para que no coagule veremos que, si la dejamos descansar o después de un centrifugado suave, las células forman un 45% y el plasma aproximadamente el 55 % del volumen total. Si se deja coagular la sangre, el líquido que queda se denomina suero. La falta de fibrinógeno, que es una proteína precursora de la fibrina (proteína encargada de llevar al cabo la coagulación de la sangre) en el suero lo diferencia del plasma.



Figura 2.4 Glóbulos Rojos

## 2.2 Transfusión de Sangre

Transfusión se define como el procedimiento clínico por medio del cual se transfunde sangre o sus derivados de un organismo a otro. También podemos definir a la transfusión de sangre como la operación que consiste en inyectar sangre humana a un paciente, siguiendo una técnica adecuada. Las transfusiones salvan muchas veces la vida, al restituir el torrente circulatorio como resultado de la pérdida ocasionada por heridas ó hemorragias.

Se realizan para aumentar la capacidad de la sangre, transportar oxígeno, restaurar el volumen de sangre del cuerpo, mejorar la inmunidad y corregir problemas de coagulación. Dependiendo del motivo de la transfusión, el médico puede requerir sangre completa o sólo un componente sanguíneo, como glóbulos rojos, plaquetas, factores de la coagulación, plasma fresco congelado o glóbulos blancos. Siempre que sea posible, la transfusión se limita al componente sanguíneo que satisface la necesidad específica del paciente, en vez de sangre completa. Suministrar un componente específico es más seguro y no se desperdician los demás.

Una de las cosas más ampliamente divulgadas acerca de la sangre humana es que hay varios tipos de sangre. Hasta ahora se han identificado quince diferentes tipos de sangre, por ejemplo la sangre del grupo o tipo

A o de algunos de los otros tipos comunes, B, AB, y O. Si a una persona con un tipo de sangre se le transfunde sangre de otro tipo, podría enfermarse gravemente, y hasta provocar la muerte. Es por ello que en los hospitales y clínicas de salud, se identifica el tipo de sangre que requiere el paciente y se realizan controles para que reciba la que sea más compatible con la a través de los bancos de sangre.



Figura 2.5 Transfusión sanguínea.

### **Recolección y Clasificación de la Sangre**

Administrar correctamente una transfusión sanguínea requiere dosis considerables de habilidad y conocimiento, lo que exige seguir estrictamente una serie de procedimientos para controlar, detectar y solucionar cualquier anomalía que pudiera producirse durante la transfusión. Por todo ello, consideramos esencial disponer de una norma de trabajo protocolizada [5] para:

- Evitar errores en la selección y administración de los componentes sanguíneos.
- Prevenir y controlar posibles complicaciones.

- Realizar la técnica de forma sistemática.
- Valorar al paciente durante la realización de la técnica.
- Registrar las incidencias en la historia clínica del paciente.



Fig. 2.6 Recolección de sangre.

### **2.3 Riesgos y Consecuencias**

Siempre existen riesgos cuando se recibe una transfusión de sangre. En la actualidad se realizan exámenes para probar si la sangre donada está libre de enfermedades para que el receptor pueda gozar de una sangre sana. Muchas personas al principio de la década de los 80's recibieron transfusiones de sangre infectada con el virus VIH (virus de inmunodeficiencia humana) el cual lleva a la terrible y mortal enfermedad del Síndrome de Inmunodeficiencia Adquirida (SIDA). Al no conocerse a fondo este virus, no se había implantado aún un método para probar si la sangre donada estaba libre de dicho virus.

Sabemos ya que la sangre del donante puede ser un vehículo transmisor de un agente infeccioso. Otro ejemplo son los virus de la Hepatitis tipo B

y C. La búsqueda sistemática del germen, gracias al descubrimiento del llamado antígeno Australia, permite reducir el peligro y disminuir el número de casos de hepatitis contagiadas por una transfusión.

El término genérico “reacción a transfusión” se refiere a una variedad de complicaciones inmunes y no-inmunes que ocurren durante y después de la transfusión de sangre completa o de sus componentes. Ejemplos de complicaciones no-inmunes incluyen infecciones secundarias a la transfusión de sangre contaminada (hepatitis) y fallo cardíaco debido a la rápida transfusión de sangre. Las complicaciones inmunes resultan de la interacción de anticuerpos presentes en el plasma del recipiente con alo-antígenos expresados en células rojas, células blancas, plaquetas, o gamma globulina transfundida.

Encontramos en los criterios de la norma oficial mexicana [6] que:

14.6.6 Las unidades de sangre podrán conservarse en quirófano, a temperatura ambiente hasta un máximo de cuatro horas; de requerirse almacenamiento por lapsos mayores, se conservarán entre +1° y +6° centígrados.

14.7.2 La sangre se recolectará en equipos o contenedores plásticos, estériles y desechables ver figura 2.7.



Figura 2.7 Sangre recolectada en contenedor especial.

14.7.3 El rescate celular se podrá practicar durante el transoperatorio, en el postoperatorio temprano o en ambos. La sangre recuperada deberá transfundirse en el lapso de las primeras seis horas, a partir del inicio de la recolección y podrá conservarse a temperatura ambiente.

17.4 Las unidades de sangre y componentes sanguíneos en estado líquido, no deberán ser sometidas a ningún tipo de calentamiento previo a la transfusión, salvo en los casos siguientes:

- Cuando se requiera un elevado volumen transfusional por minuto;
- Cuando el receptor tenga crioaglutininas.

En cualquiera de estos casos, las unidades podrán someterse a un sistema controlado de calentamiento cuya temperatura no exceda los 38° centígrados. Para desecho de componentes sanguíneos por manejo inadecuado y desecho por reacción adversa:

Desecho por reacción adversa:

Si existe desarrollo de edema, disnea, urticaria, diaforesis, aumento de la temperatura corporal mayor de 1°C, taquicardia, náuseas, vómito.

Desecho por manejo inadecuado:

- Unidades de componentes sanguíneos sin refrigeración por más de seis horas.
- Contaminación.
- Descongelación con medios físicos a más de 37°C .



Figura 2.8 Contenedores especiales en un banco de sangre.

Es este nuestro punto a tratar y el más relevante, pues al obtener un controlador de temperatura, que regule la sangre a niveles adecuados, los paquetes de sangre donados serían usados con la mejor eficiencia posible y evitaríamos así los riesgos en la salud del paciente. Nos encontramos que los métodos para calentar o templar los paquetes de sangre que normalmente se encuentran a una temperatura de 4-6°C son inapropiados.

Por supuesto que al hacerlo con métodos rudimentarios se pierde el control de la temperatura provocando así en el paciente diversos problemas, en esta norma encontramos los siguientes puntos importantes con respecto a los calentadores de sangre:

- La infusión rápida de sangre fría puede producir hipotermia, fibrilación ventricular, arritmia, paro cardíaco y reacción transfusional.
- Los calentadores de sangre están indicados en: Transfusiones de grandes volúmenes.
- Exanguinotransfusiones: Cuando el paciente es transfundido directamente del donador.
- Infusión rápida a través de catéter venoso central, en pacientes con aglutininas (que son anticuerpos determinados genéticamente) frías activas a menos de 37°C. Se puede calentar la solución a una temperatura de 15-20°C para transfundir el componente sanguíneo a temperatura ambiente.

De cualquier manera en todo proceso de transfusión se deberá mantener la sangre en un rango de temperatura de 20°C a no mayor de 37°C, el problema más grave que se podría presentar en el paciente es cuando la temperatura excede los 37°C; el proceso irreversible en la sangre se

le llama desproteinización o hemólisis (descomposición de los glóbulos rojos) en el que la sangre pierde algunas de sus propiedades que son indispensables para el paciente. Por ello es indispensable el uso adecuado de procesos en los que la temperatura de la sangre sea homogénea y no rebase los rangos adecuados para la transfusión.

## **Termodinámica**

### **2.4 Conceptos y Definiciones de Termodinámica**

Se trata de una ciencia que se ocupa en general de las transformaciones de la energía; la conversión del calor [7] en trabajo, o de la energía química en energía eléctrica. Ambas son transformaciones energéticas, y la termodinámica proporciona los medios para su análisis.

La transferencia de calor, proceso por el que se intercambia energía en forma de calor entre distintos cuerpos, o entre diferentes partes de un mismo cuerpo que están a distinta temperatura. El calor se transfiere mediante convección, radiación o conducción. Aunque estos tres procesos pueden tener lugar simultáneamente, puede ocurrir que uno de los mecanismos predomine sobre los otros dos. Ejemplos prácticos:

- El calor se transmite a través de la pared de una casa fundamentalmente por conducción.
- El agua de una cacerola situada sobre un quemador de gas se calienta en gran medida por convección.
- La Tierra recibe calor del Sol casi exclusivamente por radiación.

Haciendo trabajo mecánico, como un recipiente con agua y agregándole calor de una fuente externa, se tienen efectos equivalentes, siendo ambos, el trabajo y el calor, formas de energía. Joule [8] demostró expe-

rimentalmente que una cantidad de trabajo mecánico hecho sobre el sistema, era cuantitativamente equivalente en sus efectos, a una cantidad específica de calor agregada al sistema a partir de una fuente externa a una temperatura más alta. Así se estableció en forma definitiva la equivalencia del calor y el trabajo mecánico, como dos formas de energía.

Cuantitativamente la unidad de calor  $Q$ , se define como la cantidad de calor que se requiere para elevar un grado centígrado un kilogramo de agua y el Trabajo es una medida de la energía transmitida por medios mecánicos, como las fuerzas gravitacionales, eléctricas o magnéticas.

Entonces la termodinámica se ocupa de la transmisión de la energía que ocurre cuando un sistema sufre cualquier proceso termodinámico, de un estado a otro, es decir; que las leyes de la termodinámica nos permiten calcular ciertas relaciones entre los parámetros inicial y final del sistema por un lado y las transformaciones de calor y trabajo por el otro. La relación de la cantidad de energía térmica  $\Delta Q$  suministrada a un cuerpo para que tenga el correspondiente aumento de temperatura  $\Delta T$ , se llama capacidad calorífica  $C$  del cuerpo.

Para esto haremos mención de la primera ley de la termodinámica que es la que podría servirnos en el proyecto que se planteará en esta tesis y la cual dice:

que “cuando un sistema ha cambiado de un estado inicial (i) al final (f), la cantidad de calor menos el trabajo, depende sólo de las coordenadas inicial y final y no en absoluto, del camino tomado entre estos puntos extremos” [9]. Es decir que hay una función de las coordenadas termodinámicas, cuyo valor final, menos su valor inicial es igual al cambio del calor menos el trabajo en el proceso. Representamos la función de la energía interna por la letra  $U$ , entonces, la energía interna del sistema

en el estado f,  $U_f$ , menos la energía interna del sistema en el estado i,  $U_i$ , es sólo el cambio en energía interna del sistema, y esta cantidad tiene un valor determinado independiente de la forma en que el sistema pasa del estado inicial al estado final; tenemos entonces la primera ley de la termodinámica:  $U_f - U_i = U\Delta = Q - W$ , ésta se aplica a todo sistema que parte de un estado inicial y termina en otro llamado final.

### **Definiciones de Sistema, Entorno y Universo**

Un sistema puede ser cualquier objeto, cantidad de materia, región del espacio, etc., seleccionado para su estudio, se aísla de todo lo demás, lo cual se convierte entonces en el entorno del sistema. (Abbott y Vannes, figura 2.9). [10]

El sistema y su entorno forman el universo. La envoltura imaginaria que encierra un sistema y lo separa de sus inmediaciones (entorno) se llama frontera del sistema y puede pensarse que tiene propiedades especiales que sirven para; aislar el sistema de su entorno o permitir la interacción de un modo específico entre el sistema y su ambiente.

Llamamos sistema, o medio interior, a la porción del espacio limitado por una superficie real o ficticia, donde se sitúa la materia estudiada. El resto del universo es el medio exterior. La distinción entre sistema y entorno es arbitraria; el sistema es lo que el observador ha escogido para estudiar.

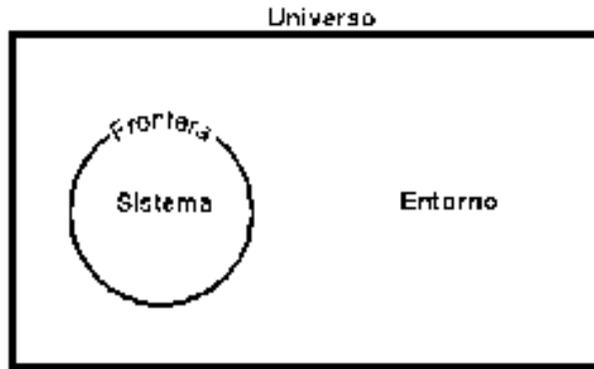


Figura 2.9 Entorno Abbott y Vannes.

Si la frontera permite la interacción entre el sistema y su entorno, tal interacción se realiza a través de los canales existentes en la frontera. Los canales pueden no estar especificados para interacciones fundamentales, o ser específicos para interacciones tales como el calor, interacción mecánica, eléctrica ó de transporte.

## 2.5 Sistemas Aislados, Cerrados y Abiertos

- Sistema aislado es el sistema que no puede intercambiar materia ni energía con su entorno.
- Sistema cerrado es el sistema que sólo puede intercambiar energía con su entorno, pero no materia.
- Sistema abierto es el sistema que puede intercambiar materia y energía con su entorno.

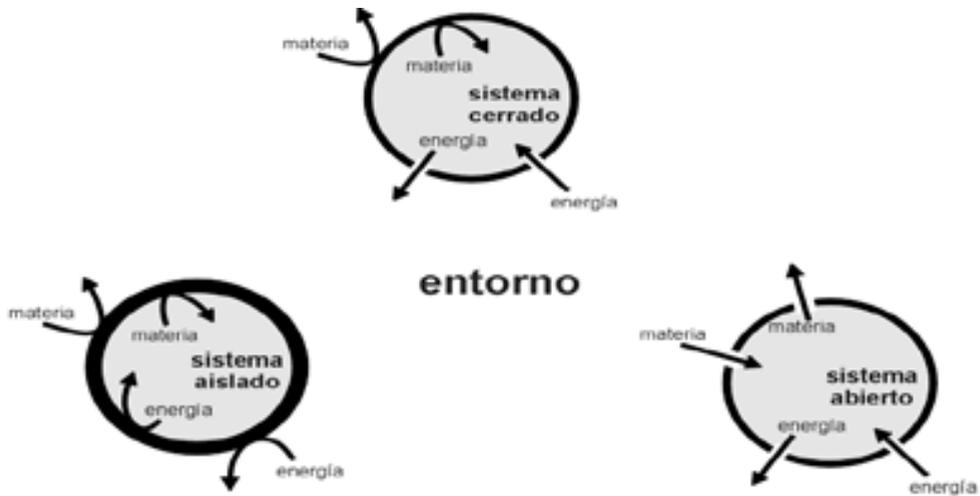


Figura 2.10 Tipos de sistemas.

## 2.6 Procesos Reversibles e Irreversibles

### Concepto de Transformación

Ocurre una transformación en el sistema si, como mínimo, cambia de valor una variable del sistema ó a lo largo del tiempo. Si el estado inicial es distinto del estado final, la transformación es abierta. Si los estados inicial y final son iguales, la transformación es cerrada.

Cualquier transformación puede realizarse de diversas maneras. El interés de la termodinámica se centra en los estados inicial y final de las transformaciones, independientemente del camino seguido.

Una transformación es reversible si se realiza mediante una sucesión de estados de equilibrio del sistema con su entorno y es posible devolver al sistema y su entorno al estado inicial por el mismo camino. Reversibilidad y equilibrio son, por tanto, equivalentes. Si una transformación no cumple estas condiciones se llama irreversible.

## 2.7 Equilibrio Termodinámico

Las propiedades termodinámicas: presión (P), temperatura (T), densidad ( $\rho$ ), volumen (V), etc; de un sistema son dadas por los atributos físicos macroscópicos observables del sistema, a través de la observación directa o mediante algún instrumento de medida.

Un sistema está en equilibrio termodinámico cuando no se observa ningún cambio en sus propiedades termodinámicas a lo largo del tiempo.

La Temperatura es una propiedad de estado intensiva relacionada con la energía del sistema debida al movimiento desordenado de las moléculas que lo constituyen. Su cambio supone el cambio repetitivo y predecible en otras propiedades del sistema, lo que permite asignarle un valor numérico.

Las formas de intercambio de energía sistema-entorno para sistemas cerrados, sólo puede ocurrir en dos formas: calor y trabajo. El calor, al igual que el trabajo, se considera en termodinámica como energía en tránsito a través de la frontera que separa a un sistema de su entorno.

Sin embargo, a diferencia del trabajo, la transferencia de calor se origina por una diferencia de temperatura entre el sistema y su entorno y el simple contacto es el único requisito para que el calor sea transferido por conducción. No se considera el calor que se almacena en un sistema, cuando se le agrega energía en forma de calor a un sistema se almacena como energía cinética y potencial de las partículas microscópicas que lo integran.

## Electrónica Analógica y Digital

En la actualidad para el desarrollo de proyectos se utiliza, tanto la electrónica analógica, como la digital, sin embargo, cada vez más las soluciones

digitales invaden el campo que anteriormente era exclusivo de las soluciones analógicas.

En la mayoría de los casos, la mejor solución conjuga elementos tanto analógicos como digitales. Por lo que es conveniente tener clara la distinción entre los conceptos Analógico y Digital, antes de introducirnos al desarrollo de un proyecto. Dado lo anterior nos basaremos en el siguiente circuito;

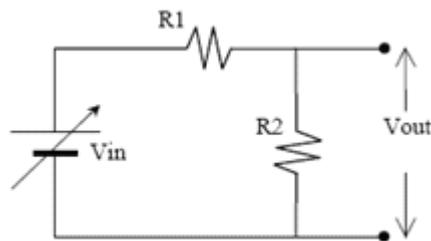


Figura 2.11 Arreglo de Circuito.

En la figura 2.11 la relación de la salida ( $V_{out}$ ) respecto a la entrada ( $V_{in}$ ) está dada por [11]:

$$V_{out} = VR_1 + VR_2 = R_1 + R_2$$

$$V_{out} = I(R_1 + R_2) ; VR_2 = R_2$$

$$VR_2 = V_{out} ; V_{out} = R_2 ;$$

$$V_{in} = V_{out} \left( \frac{R_2}{R_2 + R_1} \right)$$

De esta manera “ $V_{out}$ ” puede tomar infinidad de valores dependiendo de la variación de “ $V_{in}$ ”.

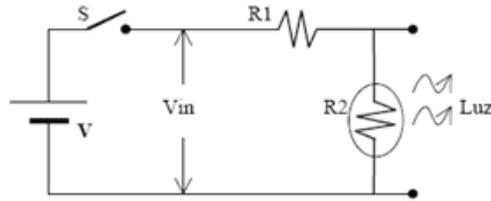


Figura 2.12 Circuito con Switch.

Por lo cual la luz sólo puede tomar dos estados o valores al variar “ $V_{in}$ ”, debido a la posición del switch “S”. En general podemos pensar en una señal analógica como aquella que puede tomar una infinidad de valores en un intervalo finito. A continuación se presenta una gráfica típica de una señal analógica que varía con el tiempo [12].

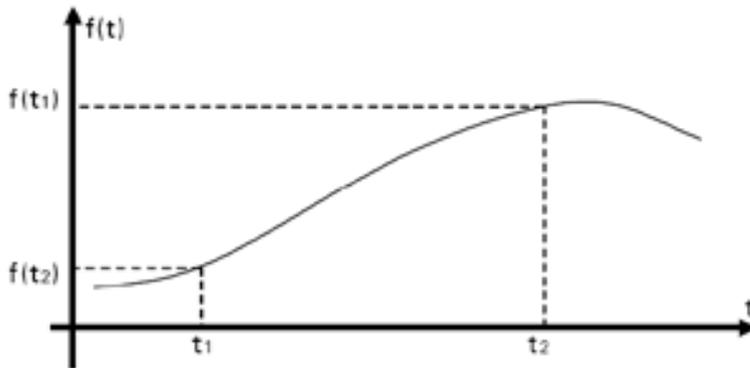


Figura 2.13 Señal analógica que varía con el tiempo.

Como se observa en la figura anterior, la señal  $f(t)$  puede tomar cualquier valor entre “ $f(t_1)$ ” y  $f(t_2)$ ”. Otros ejemplos de señales analógicas son: Temperatura, Velocidad, Distancia recorrida, etc. A diferencia de las señales analógicas, una señal digital o discreta sólo puede tomar una cantidad finita de valores en un intervalo cualquiera. En la siguiente figura se muestra una señal digital típica que varía con el tiempo:

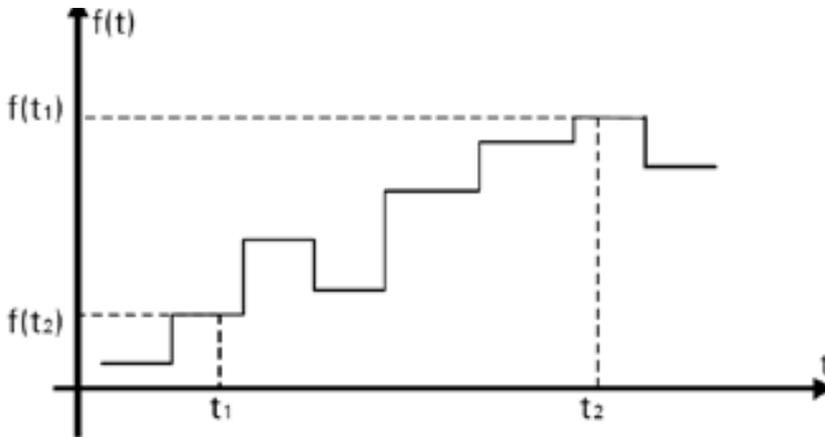


Figura 2.14 Señal digital que varía con el tiempo.

Como puede advertirse en la figura anterior,  $f(t)$  solamente toma 6 valores diferentes entre  $f(t_1)$  y  $f(t_2)$ . Por ejemplo de variable discreta, son los caracteres que forman un archivo de escritura proveniente de una secuencia, que también son una señal de tiempo-discreto. Así como hay señales analógicas y digitales, también los dispositivos pueden clasificarse de esta manera dependiendo de las señales que manejan o de los principios de operación en que están basados. Así, podemos hablar de dispositivos analógicos o dispositivos digitales.

## 2.8 Dispositivos Electrónicos

El desarrollo de los diferentes dispositivos electrónicos con que contamos hoy en día; se dio gracias al descubrimiento de los semiconductores, componentes que no se comportan ni como conductores ni como aislantes ya que se encuentran en un punto intermedio.

### Diodos

Es a partir de los semiconductores que se llega al desarrollo de los diodos, dispositivos que pueden ser de germanio ó de silicio; aunque en la

actualidad los de silicio son los más usados, gracias a que es un elemento muy abundante y a que tiene algunas características que son más difíciles de remontar en el Germanio; como por ejemplo: su alta corriente inversa. A continuación se muestra su símbolo grafico:



Figura 2.15 Símbolo del diodo.

Los diodos más utilizados son los rectificadores, pero ésta no es la única función que puede hacer un diodo. Existen otras muchas aplicaciones para este dispositivo:

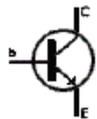
Figura 2.16 Resumen de otros tipos de diodos. [13]

<b>Dispositivos</b>	<b>Idea clave</b>	<b>Aplicación</b>
Diodo Zener	Opera en la zona de ruptura.	Reguladores de Tensión.
LED	Emite luz no coherente.	Indicadores de corriente continua/alterna.
Indicador de 7 segmentos	Puede presentar números y/o letras.	Instrumentos de medida.
Fotodiodo	La luz produce portadores minoritarios.	Detectores de luz.
Opto acoplador	Combina LED y fotodiodo.	Aisladores de entrada/salida.
Diodo láser	Emite luz coherente.	Reproductores de CD, comunicaciones de banda ancha.
Diodo Schottky	No tiene almacenamiento de cargas.	Rectificadores de alta frecuencia (300 MHz).
Varicap	Actúa como un condensador variable.	Sintonizadores de TV y radio.

Varistor	Ruptura en ambas direcciones.	Protectores de picos de red.
Diodo regulador de corriente	Mantiene la corriente constante.	Reguladores de corriente.
Diodo de recuperación en escalón	Se bloquea durante la conducción inversa.	Multiplicadores de frecuencia
Diodo opuesto	Conduce mejor en inversa.	Rectificador de señales débiles.
Diodo Túnel	Tiene una zona de resistencia negativa.	Osciladores de alta frecuencia.

### El Transistor [14]

En 1951 William Schockley inventó el primer transistor de unión, un dispositivo semiconductor que permite amplificar señales electrónicas tales como señales de radio y de televisión. El transistor ha llevado a muchas otras invenciones basadas en semiconductores, incluyendo el circuito integrado (CI), un pequeño dispositivo que contiene miles de transistores miniaturizados. Gracias a los CI son posibles las computadoras modernas y muchos otros aparatos electrónicos. Hay dos tipos de transistores bipolares, el NPN y PNP, depende de la dirección del flujo de la corriente en cada caso, en este caso lo indica la flecha que se ve en el gráfico de cada tipo de transistor.



NPN



PNP

Figura 2.17 Transistor NPN y PNP

El transistor tiene cuatro zonas de funcionamiento: la activa, la de corte, la de saturación y la de ruptura. Los transistores funcionan en la zona activa cuando se utilizan como amplificadores, que son circuitos que amplifican señales débiles. A veces se les da el nombre de circuitos lineales porque los cambios en la señal de entrada producen cambios proporcionales en la señal de salida. Para este tipo de aplicación encontramos principalmente dos tipos:

- Los transistores de señal pequeña: pueden disipar poca potencia, 1 Watt o menos.
- Los transistores de potencia: pueden disipar más de 1 Watt.

Las zonas de corte y saturación son útiles en los circuitos digitales y en otros circuitos para computadoras, denominados circuitos de conmutación.

El punto de saturación es el punto en el que la operación del transistor sobrepasa su capacidad de corriente, por lo que se toma como un cortocircuito y entonces la respuesta será aproximadamente cero, por lo que se utiliza para indicar un estado lógico (Sí o No).

El punto de corte por el contrario lleva al transistor a un punto donde la corriente es tan pequeña, que el voltaje de salida se vuelve aproximadamente igual al de la fuente, pudiendo tomar este valor también como una respuesta lógica (Sí o No).

### **Tiristores [15]**

Un tiristor es un dispositivo semiconductor que utiliza realimentación interna para producir un nuevo tipo de conmutación. Los tiristores más importantes son los rectificadores controlados de silicio (SCR) y el Triac. Al igual que los FET de potencia, el SCR y el Triac pueden conmutar grandes corrientes. Por ello, la principal aplicación de estos dispositivos

es el control de grandes corrientes de carga para motores, calentadores, sistemas de iluminación y otras cargas semejantes.

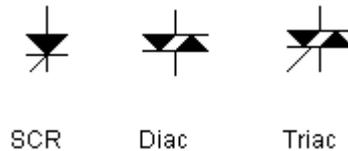


Figura 2.18 Símbolos del SCR, Diac y Triac.

## 2.9 Circuitos Integrados

La invención del circuito integrado (CI) es un hecho muy importante debido a que los componentes ya no son discretos, sino integrados, lo que significa que se producen y conectan durante el proceso de fabricación en un único chip, un pequeño pedazo de material semiconductor. Al ser sus componentes integrados, microscópicamente pequeños, un fabricante puede colocar miles de ellos en el espacio ocupado por un único transistor discreto.

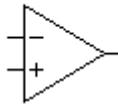
Los CI monolíticos son circuitos completos como amplificadores, reguladores de voltaje y circuitos digitales que funcionan en un solo chip. En aplicaciones de alta potencia se emplean CI de capa fina, de capa gruesa e híbridos. Las siglas SSI se refieren a CI con menos de 12 componentes integrados, MSI a circuitos entre 12 y 100 componentes integrados, LSI a los que tienen más de 100 componentes, VLSI a los de más de 1,000 componentes y ULSI a los de más de un millón de componentes.

### **Amplificadores operacionales [16]**

El amplificador operacional recibe su nombre por su utilidad para realizar operaciones matemáticas. Históricamente, los primeros amplificadores

operacionales se utilizaron en computadoras analógicas, en las que se realizaban sumas, restas, multiplicaciones, etc. Entonces, los amplificadores operacionales se fabricaban como circuitos discretos. Hoy en día, la mayoría son circuitos integrados (CI).

El amplificador operacional típico es aquel que tiene ganancia de voltaje muy alto, impedancia de entrada muy alta e impedancia de salida muy pequeña. La frecuencia de ganancia, puede ir desde 1 a más de 20 MHz. Un amplificador operacional en CI es un bloque funcional con terminales externos (o pines). Conectando estos terminales a fuentes de voltaje y a unos cuantos componentes se pueden construir rápidamente todo tipo de circuitos útiles [17].



Op Amp

Figura 2.22. Símbolo del amplificador operacional.

Dentro de sus principales usos se pueden mencionar los siguientes:

- Detectores de nivel de voltaje.
- Amplificadores Inversores y no inversores.
- Comparadores.
- Convertidores de voltaje en corriente.
- Medidores de voltaje y corriente.
- Amplificadores de corriente.

- Generadores de señal.
- Rectificadores.
- Convertidores de CA a CC.
- Multiplicadores (circuitos de comunicación: moduladores, demoduladores, cambiadores de frecuencia, etc.).
- Filtros, etc.

El modelo del circuito equivalente con que este puede ser representado contiene una fuente de tensión que depende de la tensión de entrada. La impedancia de salida se representa con una resistencia de valor  $R_0$ . El amplificador está excitado por dos tensiones de entrada  $v_+$  y  $v_-$ . Las dos terminales de entrada se conocen como entradas no inversora e inversora respectivamente. De manera ideal, la salida del amplificador depende no de las magnitudes de las dos tensiones de entrada, sino de la diferencia entre ellas, así se designa una nueva tensión de entrada llamada tensión diferencial de entrada, como:

$$v_d = v_+ - v_-$$

La impedancia de entrada del operacional está representada por la resistencia  $R_{in}$ . Finalmente la tensión de salida es proporcional a la entrada, esta relación es denominada ganancia de lazo abierto. Existe la configuración de lazo cerrado, la cual tiene muchas aplicaciones que fueron mencionadas con anterioridad.

### **Convertidor Analógico-Digital (ADC)**

En el mundo real las señales analógicas varían constantemente, pueden variar lentamente como la temperatura o muy rápidamente como una se-

ñal de audio. Lo que sucede con las señales analógicas es que son muy difíciles de manipular, guardar y después recuperar con exactitud. Si esta información analógica se convierte a información digital, se podría manipular sin problema. La información manipulada puede volver a tomar su valor analógico si se desea con un DAC (convertidor Digital a Analógico)

Hay que definir que tan exacta será la conversión entre la señal analógica y la digital, para lo cual se define la resolución que tendrá. Primero se define el número máximo de bits de salida (la salida digital). Este dato permite determinar el número máximo de combinaciones en la salida digital. Este número máximo está dado por:  $2^n$  donde  $n$  es el número de bits. También la resolución se entiende como el voltaje necesario (señal analógica) para lograr que en la salida (señal digital) haya un cambio del bit menos significativo (LSB). Para hallar la resolución se utiliza la siguiente fórmula:

$$\text{Resolución} = V_i \text{FS} / [2^n - 1];$$

Donde:

$n$  = número de bits del ADC

$V_i \text{FS}$  = es el voltaje que hay que poner a la entrada del convertidor para obtener una conversión máxima (todas las salidas son "1")

### **Control Analógico y Digital [18]**

En la actualidad la importancia de las aplicaciones de control se han diversificado en las diferentes áreas en las que se involucran variables complejas o sencillas que requieren de un monitoreo, registro de variaciones en diferentes sistemas.

#### **2.10 Introducción a los Sistemas de Control**

La Teoría de Control abarca los distintos marcos teóricos utilizados para el análisis y diseño de sistemas de control. Un sistema de control (con-

trolador) es un sistema dinámico diseñado para interactuar con el sistema a controlar (planta), de forma tal de lograr un sistema controlado (la resultante de la unión de la planta y el controlador) con características dinámicas específicas como se muestra en la figura 2.23 (especificaciones de diseño).

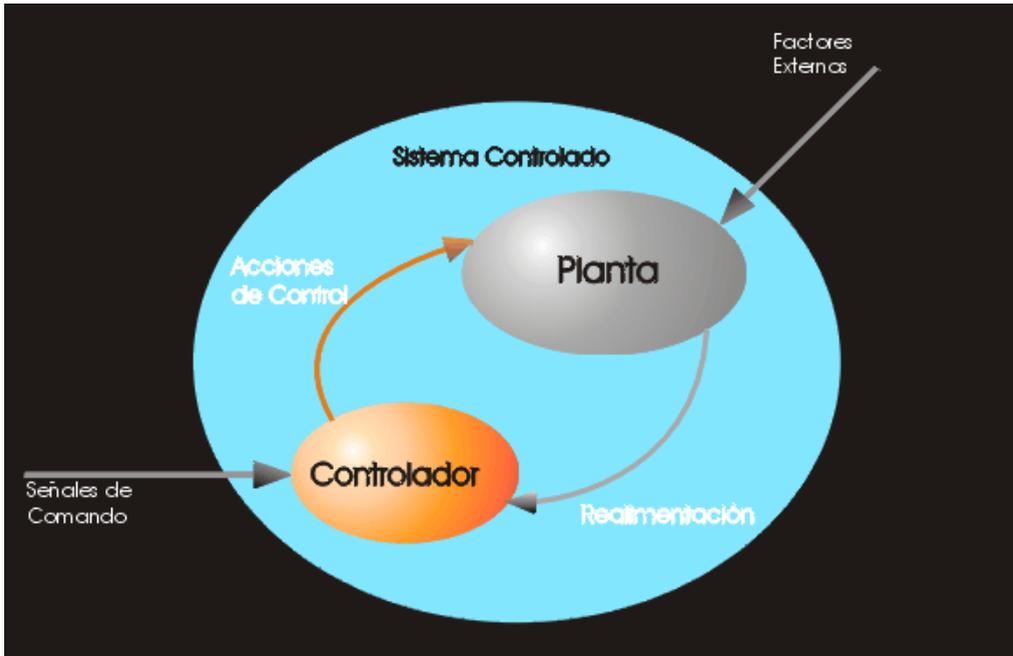


Figura 2.23 Especificaciones de Diseño.

El tema central en esta disciplina es el estudio de la dinámica de sistemas, entendiendo el término dinámica como sinónimo de “comportamiento”. En ingeniería este concepto de comportamiento se traduce en “evolución en el tiempo” de las variables que describen el estado de un sistema. Esta definición nos obligaría a especificar que es el estado de un sistema, y para ello necesitamos hacer referencia al concepto de comportamiento.

Para evitar este círculo de definiciones preferimos recurrir a ejemplos y al sentido común. Pensemos por ejemplo en el “estado de salud” de un paciente, el cual podríamos tratar de definir con variables cuantitativas como la temperatura corporal, presión sanguínea, concentración de diferentes sustancias en la sangre, etc.

En este caso la planta sería el metabolismo del paciente y el controlador es el médico. Las acciones de control serían el suministro de medicamentos o el establecimiento de las condiciones ambientales adecuadas. Por características dinámicas nos referimos a la forma en la cual evoluciona el estado del sistema en el tiempo. En esto aparece el concepto de equilibrio. Un sistema puede estar en un estado de equilibrio o en un estado de transición. El sistema abandona un estado de equilibrio sólo ante la presencia de acciones externas (perturbaciones) actuantes sobre él. En su ausencia el sistema permanece estacionario (no cambia) si se encuentra en un estado de equilibrio.

Lo que se busca en el diseño de un sistema de control es obtener un sistema controlado cuyos estados de equilibrio puedan ser establecidos a voluntad y/o cuyos estados transitorios evolucionen dentro de ciertos límites en cuanto a transiciones en los valores de las variables y tiempos en los cuales ellos se producen (respuesta transitoria).

En el caso del paciente la idea es que el médico actúe (o se comporte) de forma tal de lograr que el metabolismo del paciente evolucione hacia un estado “saludable”, en lo posible de forma rápida y sin sobresaltos (por ejemplo se debe evitar la fiebre excesiva, excesos de presión arterial, intoxicación, etc.). En Teoría de Control no se asume nada respecto de la naturaleza física del sistema en estudio. Sólo se requiere un modelo matemático del comportamiento del sistema a estudiar, es decir, relaciones matemáticas entre las distintas variables y sus variaciones en el tiempo.

Al hablar de “modelo” matemático estamos asumiendo que tratamos con un conjunto de ecuaciones que ofrecen una descripción adecuada, pero no exacta (en ingeniería la exactitud jamás se logra, por más que se intente). Intervienen en estos modelos no solamente las variables de estado, sino también aquellas variables que cuantifican los factores externos o perturbaciones que provocan cambios en el estado del sistema. Estos modelos matemáticos surgen de la aplicación de los principios naturales (físicos, químicos, lógicos, etc.) que definen el comportamiento del sistema, o de la observación experimental. Lo primero que buscamos al trabajar con un modelo matemático es entender las características dinámicas de un sistema. Para ello no es necesario un conocimiento profundo de los principios físicos involucrados, pero es deseable contar al menos con una idea superficial.

### **Definición de Sistema de Control**

En ingeniería podemos definir el significado de la palabra sistema como un arreglo de componentes físicos conectados de tal manera que forman una unidad completa. Por otra parte, la palabra control generalmente se usa para designar regulación, dirección o comando. Al combinar las definiciones anteriores se tiene: Un sistema de control es un ordenamiento de componentes físicos conectados de tal manera que él mismo pueda comandar, dirigir o regularse a sí mismo o a otro sistema. Está formado por subsistemas y procesos unidos con el fin de controlar las salidas de los procesos.

Es necesaria la comprensión del principio del control automático en la ingeniería moderna, por ser su uso tan común como el uso de los principios de electricidad o termodinámica, siendo por lo tanto, una parte de primordial importancia dentro de la esfera del conocimiento de ingeniería. También son tema de estudio los aparatos para control automático, los cuales emplean el principio de realimentación para mejorar su funcionamiento.

## 2.11 Sistemas de Control en Tiempo Continuo y Discreto

### Sistema de Control en Tiempo Continuo

Se define a un sistema de control continuo en el tiempo como un control automático en el que la magnitud controlada es medida de un modo continuo y las correcciones son una función continua de la desviación en el dominio del tiempo. Estos sistemas también son conocidos como sistemas de control analógicos.

### Retroalimentación

Es la propiedad de un sistema de lazo cerrado que permite la salida (o cualquier variable del sistema) sea comparada con la entrada del sistema (o con una entrada a cualquier componente interno del sistema o subsistema de este) de tal manera que se pueda establecer la acción de control apropiada como función de la entrada y la salida.

La idea básica de lazo realimentado de control es más fácilmente entendida imaginando qué es lo que un operador tendría que hacer si el control automático no existiera. La figura 2.24 muestra una aplicación común del control automático encontrada en muchas plantas industriales, un intercambiador de calor que usa calor para calentar agua fría.

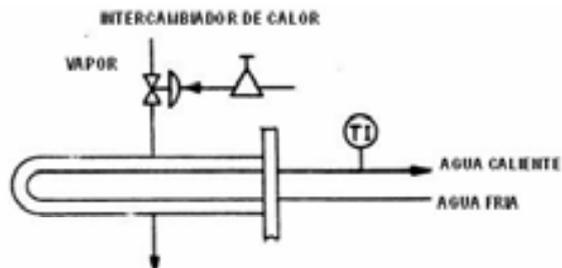


Figura 2.24 Intercambiador de calor.

En operación manual, la cantidad de vapor que ingresa al intercambiador de calor depende de la presión de aire hacia la válvula que regula el paso de vapor. Para controlar la temperatura manualmente, el operador observaría la temperatura indicada, y al compararla con el valor de temperatura deseada, abriría o cerraría la válvula para admitir más o menos vapor. Cuando la temperatura ha alcanzado el valor deseado, el operador simplemente mantendría esa regulación en la válvula para mantener la temperatura constante.

Bajo el control automático, el controlador de temperatura lleva a cabo la misma función. La señal de medición hacia el controlador desde el transmisor de temperatura (o sea el sensor que mide la temperatura) es continuamente comparada con el valor de consigna (set-point) ingresado al controlador. Basándose en una comparación de señales, el controlador automático puede decir si la señal de medición está por arriba o por debajo del valor de consigna y mueve la válvula de acuerdo a ésta diferencia hasta que la medición (temperatura) alcance su valor final.

### **Características de Retroalimentación**

Los rasgos más importantes que la presencia de retroalimentación impone a un sistema son:

1. Aumento de la exactitud: Es la habilidad para reproducir la entrada fielmente.
2. Sensibilidad reducida de la razón de salida a la entrada, a las variaciones características del sistema.
3. Efectos reducidos de la no-linealidad y de la distorsión.
4. Aumento del ancho de banda: El ancho de banda de un sistema es el intervalo de frecuencias de la entrada por sobre el cual el sistema responde satisfactoriamente.

5. Tendencia a la oscilación o a la inestabilidad: La inestabilidad de un sistema se determina por su respuesta a la entrada o a las perturbaciones.

Un sistema estable es aquel que permanece en reposo a no ser que se excite por una fuente externa y en tal caso volverá al reposo una vez que desaparezcan todas las excitaciones. Algunas definiciones que se utilizan en el área de control son las siguientes:

- **Sistemas de Lazo Cerrado:** Un sistema de lazo cerrado es aquel en el que la señal de salida tiene un efecto directo sobre la acción de control. Esto es, los sistemas de control de lazo cerrado son sistemas de control retroalimentado. La señal de error, que es la diferencia entre la señal de entrada y la de señal de retroalimentación, entra al detector o control como una manera de reducir el error y llevar la señal de salida al nivel deseado.
- **Sistemas de Lazo Abierto:** Un sistema de lazo abierto es aquel en el que un operador corrige manualmente las desviaciones que se presentan en el sistema, es decir, puede reparar en una variable que este saliendo del rango de control y toma las acciones necesarias para corregir ese error, tales como activar una bomba, abrir o cerrar una válvula, etc. Otros conceptos referentes a los sistemas de control en tiempo continuo son:
- **Salida:** Es la respuesta obtenida del sistema de control. Puede o no ser igual a la respuesta especificada que la entrada implica. El propósito para el que está destinado el sistema de control generalmente determina o define la entrada y la salida. Dadas la entrada y la salida es posible determinar o definir la naturaleza de los componentes del sistema. Mide la variable que deseamos controlar y produce una señal de salida que especifica el valor de esta variable.

- Señal de retroalimentación: Es la salida del instrumento de medida. No existe en los sistemas a lazo abierto
- Valor de referencia (Set point.): Es el valor deseado de la variable controlada.
- Detector de error: Compara el valor de referencia con el valor medido de la variable controlada
- Señal de error: Es la salida del detector de error. Provee el valor de la diferencia entre el valor deseado y el medido.
- Controlador: Recibe la señal de error y produce los ajustes necesarios para minimizarla
- Actuador: Es un aparato o instrumento que ejecuta las acciones que conducen a la variable controlada a adquirir el valor de referencia
- Variable manipulada: Es la variable que se manipula para cambiar las condiciones de la variable controlada
- Perturbación: Es cualquier factor responsable de cambiar el valor de la variable controlada y que está fuera del control del sistema

### **Sistema de Control en Tiempo Discreto**

Existen dos formas de analizar los sistemas discretos. Una, como una aproximación de los reguladores analógicos, pero ésta es una visión pobre. La segunda es ver a los sistemas discretos de control como algo distinto y de esta manera obtener conclusiones óptimas. Un sistema discreto se inserta en el lazo de control a fin de reemplazar el regulador pero el proceso físico continúa siendo continuo, en la mayoría de los casos de interés. La señal de salida se muestrea cada cierto tiempo (llamado período de muestreo) y se discretizará mediante un conversor analógico

digital. El proceso en la mayoría de los casos es continuo, es decir se lo debe excitar con una señal continua y genera una salida continua.

Esta señal, como en cualquier lazo de control es sensada por algún dispositivo que a su vez entrega una señal continua proporcional a la magnitud medida. Por otra parte está la computadora que solo trabaja con valores discretos. Para compatibilizar ambos existen dos elementos: el convertidor digital analógico (CDA) y el convertidor analógico digital (CAD) que realizan la conversión de magnitudes.

Las señales en tiempo discreto son sucesiones de números reales  $x[k]$ ; la sucesión toma valores en función de un índice entero  $k$ , que indica el tiempo discreto adimensional. Una señal en tiempo discreto puede venir de una señal en tiempo continuo  $x(t)$ , muestreada en intervalos regulares; a estos intervalos regulares se le denomina, periodo de muestreo, el cual esta en función de la frecuencia de muestreo, donde;

$$f_s = \frac{1}{T_s}$$

Las señales en tiempo discreto también pueden ser generadas por un algoritmo programado en una computadora o hasta en un microcontrolador, pero para realizarlo se requiere tener conocimiento de algunas definiciones básicas como:

- Diagrama de Bloques: Un diagrama de bloques es una representación gráfica de la relación entre las variables de entrada de un sistema (también llamadas excitación) y las variables de salida (también llamada respuesta), como se observa en la figura 2.25.

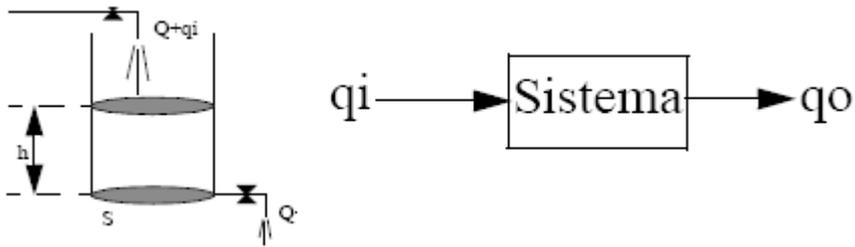


Figura 2.25 Diagrama.

- Estructura de Retroalimentación: Se dice que hay una estructura de realimentación cuando la respuesta del sistema afecta a la acción que se aplica sobre el mismo. Una estructura de realimentación puede considerarse como una transmisión circular de la información.

Esta estructura circular aparece en múltiples situaciones y es el origen de comportamientos complejos.

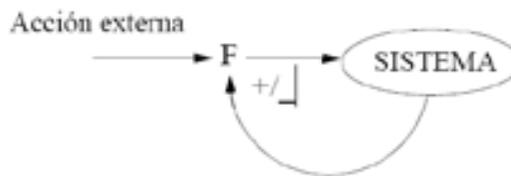


Figura 2.26 Retroalimentación.

- Control Lazo Abierto: El bloque de control actúa sobre el sistema de acuerdo a objetivos previamente establecidos.



Figura 2.27 Lazo Abierto ideal.

La aparición de perturbaciones puede alejar al sistema del comportamiento deseado

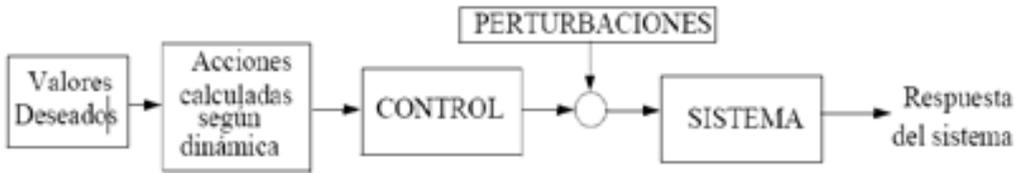


Figura 2.28 Perturbaciones.

- Control Lazo Cerrado: En éstos, el controlador considera la salida, modificando, en función de ella, la acción a realizar sobre el sistema. Por lo tanto, los sistemas de control en lazo cerrado son sistemas que presentan estructura de realimentación, y como tales, podrán ser analizados utilizando las herramientas propias de la dinámica de sistemas.

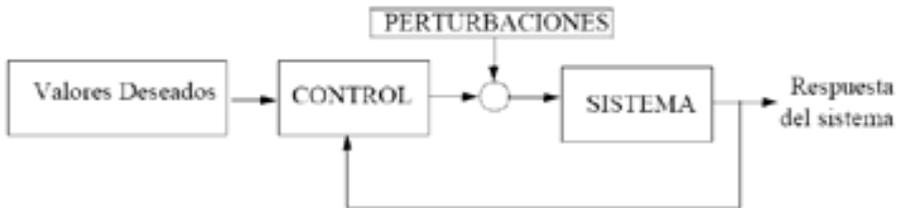


Figura 2.29 Lazo Abierto real.

### Tipos de Controladores

Un controlador proporcional ( $K_p$ ) tendrá el efecto de reducir el tiempo de crecimiento y reducirá (pero no eliminará) el error de estado estable. Un control integrativo ( $K_i$ ) tendrá el efecto de eliminar el error de estado estable, pero sin embargo podría empeorar la respuesta transitoria. Un control derivativo ( $K_d$ ) tendrá el efecto de aumentar la estabilidad del sistema al disminuir el sobrepico, mejorando la respuesta transitoria. Los efectos de cada uno de los controladores  $K_p$ ,  $K_d$ , y  $K_i$  en un sistema de

lazo cerrado están resumidos en la figura 2.30

Controlador	T. Crecimiento	Sobrepico	T. Establecimiento	Error Estado Estable
Kp	Disminuye	Aumenta	Poco cambio	Disminuye
Ki	Disminuye	Aumenta	Aumenta	Elimina
Kd	Poco cambio	Disminuye	Disminuye	Poco cambio

Figura 2.30 Características de controladores.

- Control Proporcional (P): En este sistema la amplitud de la señal de entrada al sistema afecta directamente la salida, ya no es solamente un nivel pre-destinado sino toda la gama de niveles de entrada. Algunos sistemas automáticos de iluminación utilizan un sistema P para determinar con que intensidad encenderá lámparas dependiendo directamente de la luminosidad ambiental.
- Control Integral: La acción integral da una respuesta proporcional a la integral del error. Esta acción elimina las variaciones, pero se obtiene una mayor desviación del valor de referencia, la respuesta es más lenta y el periodo de oscilación es mayor que en el caso de la acción proporcional.
- Control Proporcional derivativo (PD): En este sistema, la velocidad de cambio de la señal de entrada se utiliza para determinar el factor de amplificación, calculando la derivada de la señal.
- Control Proporcional integral (PI): Este sistema es similar al anterior, solo que la señal se integra en vez de derivarse.
- Control Proporcional integral derivativo (PID): Este sistema combina los dos tipos de control antes mencionados; es decir, existe una amplificación en la señal pero permite tener control de la estabilidad del sistema modificando un transitorio de respuesta aceptable.

## **Electrónica de Potencia**

La Electrónica de Potencia se ha introducido de lleno en la industria en aplicaciones tales como las fuentes de alimentación, cargadores de baterías, control de temperatura, vaciadores de velocidad de motores, etc.

Es la Electrónica Industrial quien estudia la adaptación de sistemas electrónicos de potencia a procesos industriales. Siendo un sistema electrónico de potencia aquel circuito electrónico que se encarga de controlar un proceso industrial, donde interviene un transvase y procesamiento de energía eléctrica entre la entrada y la carga, estando formado por varios convertidores, transductores y sistemas de control, los cuales siguiendo hoy en día evolucionando y creciendo constantemente. El campo de la Electrónica de Potencia puede dividirse en grandes disciplinas o bloques temáticos. De manera general se puede abordar el estudio de los distintos convertidores en función de los cuatro tipos de conversión posibles:

- Conversión alterna-continua.
- Conversión alterna-alterna.
- Conversión continua-alterna.
- Conversión continua-continua.

Desde el punto de vista real, el funcionamiento del sistema encargado de transformar el tipo de “presentación” de la energía eléctrica viene condicionado por el tipo de energía disponible en su entrada. Ahora, atendiendo al tipo de conmutación se obtiene la siguiente clasificación de convertidores de potencia:

**Conmutación natural:** Cuando la fuente de tensión primaria, presente a uno de los lados del convertidor, facilita el paso a corte de los semiconduc-

tores. Además dichos semiconductores pasan a conducción en fase con la frecuencia de la tensión de entrada. (Rectificadores, Reguladores de corriente alterna y Ciclo convertidores.

**Conmutación forzada:** Cuando los conmutadores controlables son llevados a corte y a conducción a frecuencias mayores que la frecuencia de la red. (Troceadores, Inversores y Onduladores autónomos). De las clasificaciones anteriores se pueden extraer las características básicas de cada uno de los convertidores mencionados:

**Rectificador no controlado:** Transforma la corriente alterna de voltaje constante en corriente continua de voltaje constante. Formado por diodos, constituyen montajes irreversibles.

**Rectificador controlado:** Transforma la corriente alterna de voltaje constante en corriente continua de voltaje variable. Formado por tiristores. El montaje puede ser reversible, denominándose inversor no autónomo.

**Reguladores de AC:** Transforman la corriente alterna de voltaje constante en corriente alterna de voltaje variable y de la misma frecuencia

**Ciclo Convertidores:** Reguladores de alterna o convertidores directos alterna/alterna de distinta frecuencia.

**Ondulador autónomo o Inversor:** Transforman una corriente continua en corriente alterna de frecuencia fija o variable.

**Troceador o "chopper":** Transforma corriente continua de voltaje constante en corriente continua de voltaje variable.

## **Aplicación**

En general los sistemas de potencia se utilizan para accionar cualquier dispositivo que necesite una entrada de energía eléctrica distinta a la que

suministra la fuente de alimentación primaria. A continuación alguna de las aplicaciones industriales de cada uno de los convertidores:

- Rectificadores: Alimentación de todo tipo de sistemas electrónicos, donde se necesite energía eléctrica en forma de corriente continua.
- Control de motores de continua utilizados en procesos industriales: Máquinas herramienta, carretillas elevadoras y transportadoras, trenes de laminación y papeleras.
- Transporte de energía eléctrica en c.c. y alta tensión.
- Procesos electroquímicos.
- Cargadores de baterías.

Reguladores de alterna:

- Calentamiento por inducción.
- Control de iluminación.
- Equipos para procesos de electrodeposición.

Cambiadores de frecuencia:

- Enlace entre dos sistemas energéticos de corriente alterna no sincronizados.
- Alimentación de aeronaves o grupos electrógenos móviles.
- Inversores:
- Accionadores de motores de corriente alterna en todo tipo de aplicaciones industriales.
- Convertidores corriente continua en alterna para fuentes no convencionales, tales como la fotovoltaica o eólica.

- Calentamiento por inducción.

Troceadores:

- Alimentación y control de motores de continua.
- Alimentación de equipos electrónicos a partir de baterías o fuentes autónomas de corriente continua.

### **Regulador Total con Control de Fase [19]**

Tras el comienzo de cada semiciclo, se mantiene bloqueado al correspondiente tiristor, al que se le envía un impulso con un retardo  $\alpha$ . El control de ángulo  $\alpha$  permite la variación de la potencia entregada a la carga. Los tiristores o SCR's se bloquean de forma natural al anular su corriente. La principal ventaja de este regulador es su simplicidad.

### ***Regulador total con control integral***

En estos reguladores la potencia entregada a la carga puede modificarse cambiando la relación entre el número entero de semiciclos que deja pasar a la carga y el número que no deja.

### **2.12 Microcontrolador 68HC11 [20]**

El microcontrolador es un dispositivo que incluye en un solo circuito integrado a un microprocesador el cual se encarga de ejecutar instrucciones de datos, contiene además una o más memorias, puertos de entrada/salida, puertos de comunicación serie síncrona y asíncrona, convertidor analógico digital, unidad de reloj, oscilador interno, etc. La arquitectura interna de los microcontroladores varía entre los diferentes fabricantes, sin embargo, básicamente todos contienen las mismas partes. Para nuestro caso de estudio el 68HC11F1 es un microcontrolador de 8 bits; y puede direccionar hasta 65536 bytes. Tiene además algunas funciones

para realizar instrucciones de 16 bits. Los sistemas periféricos que contiene se observan en la Figura 2.31.

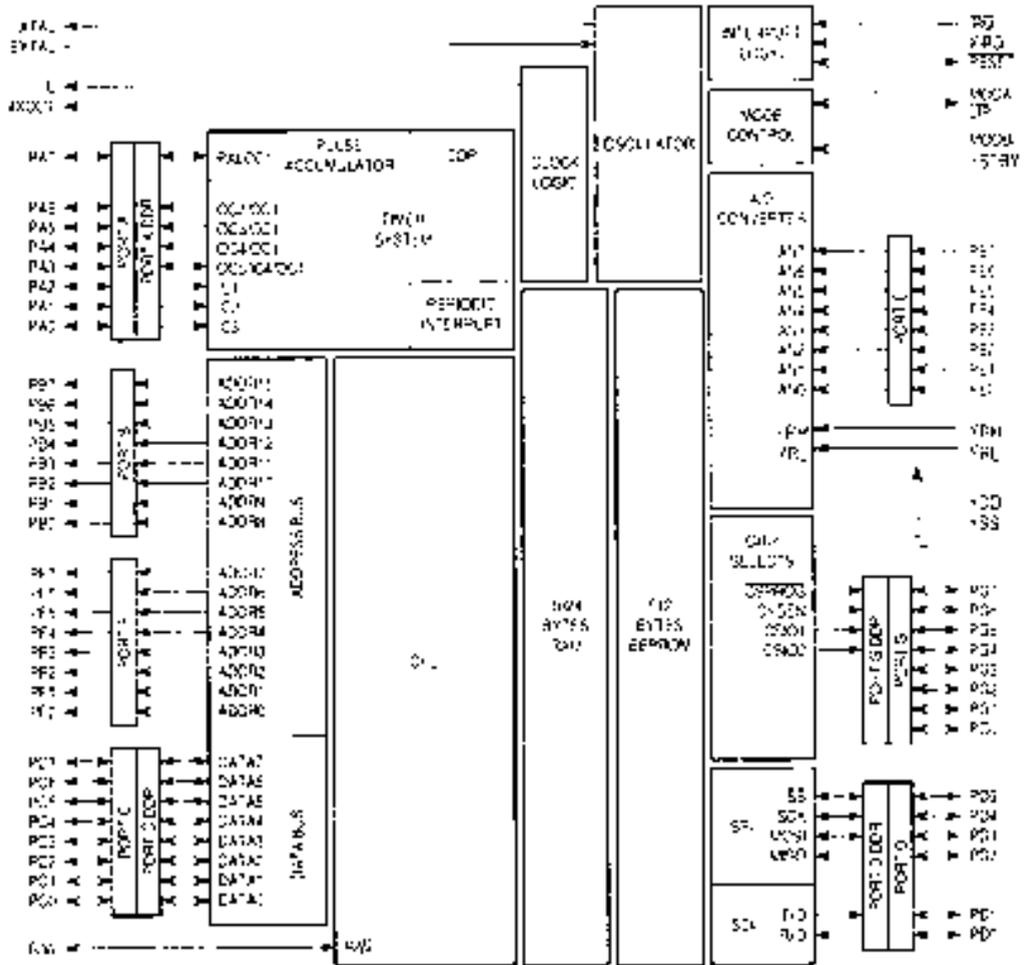


Figura 2.31 Diagrama de bloques del MC68HC11F1.

Una arquitectura sencilla se muestra en el siguiente diagrama a bloques simplificado:

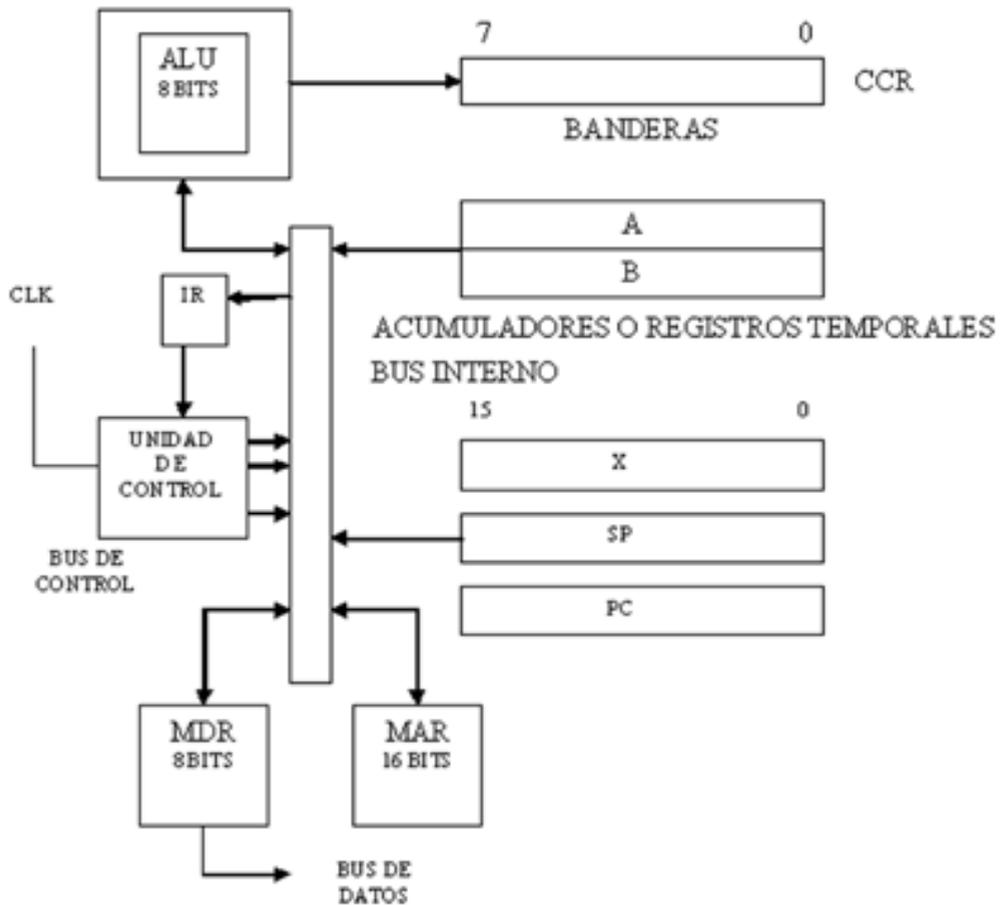


Figura 2.32 Diagrama simplificado de componentes de un microprocesador.

## Modos de Operación

Los modos de operación se refieren a formas en que el microcontrolador puede ser utilizado para almacenar y ejecutar las instrucciones de trabajo que se emplearán con la finalidad de cubrir alguna tarea requerida.

- Modo single chip: Este modo de operación implica que el microcontrolador funciona como tal, es decir con toda la disponibilidad de sus puentes y con un alcance para el usuario definido por su memoria interna.
- Modo expandido: En este modo de operación el microcontrolador funciona como procesador es decir, direccionando una memoria externa, lo cual se realiza vía el bus de expansión de direcciones.
- Modo especial (boot-strap): Este modo funciona como un microcontrolador, con la posibilidad de direccionar una memoria externa, en el se ejecuta un programa Boot-Loader en una memoria ROM y un conjunto especial de vectores de interrupción y reset.

El microcontrolador direcciona el vector de reset y se ejecuta el programa Boot-Loader; este programa habilita la interfase de comunicación asíncrona (SCI) serial y permite que el usuario descargue programas de propósito específico en la memoria RAM interna del microprocesador.

- Modo Prueba: Este modo como su nombre lo indica funciona para verificar los recursos internos del microcontrolador normalmente ejecutado por el fabricante.

Estos modos de funcionamiento pueden ser configurados por medio de la combinación de dos funciones MODA y MODB con la tabla característica de la figura 2.33.

MOD A	MOD B	MODO SELECCIONADO
1	0	SENCILLO (SINGLE CHIP)
1	1	EXPANDIDO
0	1	PRUEBA (TEST)
0	0	ESPECIAL (BOOTSTRAP)

Figura 2.33 Modos de funcionamiento del microcontrolador MC68HC11F1.

## **Modos de Direccionamiento**

Estos modos se refieren a la forma en que se pueden especificar las direcciones de los operandos en las instrucciones que se escribirán en el programa fuente, para después obtener el programa objeto en lenguaje máquina que se ejecutará por el microprocesador.

## **Instrucciones**

Las instrucciones son comandos escritos en lenguaje abreviado que indican la realización de alguna operaciones en sí, por medio de ellos se ejecutan funciones de manejo de datos para ejecutarse como un programa propio del microprocesador.

## **Registros de Transferencia**

La unidad de Microprocesador (MPU) incluye: diversos registros de propósito específico tales como:

- Registro de estados (CCR) ó banderas: Da el estado que tiene que ver con la última operación efectuada por la (unidad lógica aritmética) ALU.
- Acumuladores A, B y D: Los acumuladores A y B son registros de propósito general de 8 bits para almacenar operandos y resultados de cálculos aritméticos o manipulación de datos. Para algunas instrucciones, estos dos acumuladores son tratados como un sólo acumulador de doble capacidad 16 bites llamado acumulador D.
- MAR Memory Address Register (Registro de Localidades de la Memoria): es un registro para direccionar unívocamente localidades de la memoria principal.

- MDR Memory Data Register (Registro de Datos de la Memoria): es un registro para transferir datos de o hacia la memoria principal.
- IR Registro de instrucciones: Es un registro para almacenar el código de operación de cada instrucción para hacer ejecutada.
- PC Program Counter: contador de programa, es un registro para almacenar la dirección de la próxima instrucción a ser procesada por el MPU.
- SP Stack Pointer: es el apuntador de pila, almacena la dirección del tope de la pila.
- Index Register X (IX): registro que provee un valor indexado de 16 bits.
- Index Register Y (IY): registro de 16 bits similar al IX, pero necesita un byte extra y un tiempo extra en el ciclo de ejecución.

### **Terminal de Reestablecimiento (RESET)**

La terminal RESET es bidireccional, porque actúa como una entrada para inicializar el MCU (microcontrolador) y también actúa como una salida para indicar que se ha encontrado una falla interna; ya sea en el monitor de reloj o en el COP (computador operando adecuadamente).

### **Interrupciones [21]**

Las interrupciones son señales generadas interna o externamente al microcontrolador que provocan que la CPU deje de ejecutar el programa en curso y ejecute una rutina específica para atender a la interrupción. Una vez ejecutada la rutina de servicio de la interrupción, la CPU continúa con el programa que estaba ejecutando antes de producirse la interrupción. Existen 3 tipos de interrupciones: las interrupciones enmascarables, las no enmascarables y las interrupciones software.

Las interrupciones enmascarables, como su nombre indica, se pueden enmascarar, es decir, inhibir sin más que actuar sobre el bit I del CCR. (I=0--> se permiten interrupciones; I=1--> Interrupciones inhibidas). Con la instrucción CLI, el bit I del CCR se pone a cero y se permiten las interrupciones. Con SEI, I se pone a 1 y se inhiben las interrupciones. Las interrupciones no enmascarables no se pueden inhibir. Son las interrupciones correspondientes a un fallo en el MCU, instrucción ilegal, RESET y la interrupción externa XIRQ.

Las interrupciones software son las producidas por el propio programador en unos instantes totalmente conocidos. Sólo existe una interrupción software que se produce con la instrucción SWI. (equivalente al TRAP del 68000). La CPU al leer esta instrucción actúa como si de una interrupción normal se tratase. Estas interrupciones son no enmascarables porque de lo contrario la cpu se colgaría:

SEI; Inhibir interrupciones SWI; Nunca se ejecutaría

Las interrupciones externas son las producidas por circuitos o periféricos externos al MCU. Existen 2 entradas de interrupciones externas:

- IRQ es una entrada de interrupciones enmascarable.
- XIRQ es la entrada de interrupciones no enmascarable.
- IC1, IC2, IC3, PAI y STRA pueden considerarse como interrupciones externas especiales.

### **Terminales de Alimentación**

La energía es suministrada al microcontrolador por medio de las terminales  $V_{DD}$  y  $V_{SS}$  a partir de una fuente de voltaje, o desde el comúnmente llamado eliminador (fuente de voltaje no regulada) con terminales positiva y tierra respectivamente.

El microcontrolador también podrá ser alimentado a partir de una fuente de no más de 5 volts respetando la polaridad indicada. Se cuenta con una terminal para conectar una batería de respaldo de la memoria RAM externa para no perder la información aunque el microcontrolador esté sin alimentación éste respaldo funciona con un voltaje comprendido entre 3 y 4.5 volts pero es independiente del microcontrolador ya que depende con que tarjeta se trabaje.

### **Puertos de Entrada y Salida**

- Puerto A

El puerto A, tiene 8 líneas de entrada y salida que son usadas como parte del sistema del timer o como líneas de propósito general.

- Puertos B Y C

El puerto B y C tienen diferentes funciones dependiendo del modo de operación. Cuando el microcontrolador trabaja en modo single chip, las terminales del puerto B son siempre de salida y las del puerto C son bi-direccionales y ambas de propósito general. Cuando el microcontrolador trabaja en modo expandido el puerto B y C sirven como bus de datos y bus de direcciones respectivamente, multiplexando en el puerto C, la parte baja de las direcciones con el bus de datos.

- Puertos D, STRA Y STRB

El puerto D está formado por 6 terminales las cuales pueden ser utilizadas como comunicación serial o como líneas de entrada o salida de propósito general. Para la comunicación asíncrona la terminal  $PD_0$  es usada para recibir datos seriales y la Terminal  $PD_1$ , es usada para transmitir datos seriales.

Estas dos terminales están asociadas con un bloque interno del microcontrolador llamado SCI Interfase de Comunicación Serial. Este bloque realiza las funciones de propósito general URT (universal asíncrono receptor/transmisor). Las cuatro líneas restantes del puerto D pueden ser también configuradas para comunicación serial, estas se encuentran asociadas con el bloque llamado SPI (Interfase Periférica Serial por sus siglas en inglés).

Este bloque es usado comúnmente para comunicarse con otros dispositivos electrónicos, como por ejemplo: desplegados de cristal líquido, convertidores de D/A, etc.

La función de las terminales STRA y STRB, varía según el modo de operación del microcontrolador. En el modo single-chip, son líneas de control de los puertos B y C. En el modo expandido STRA permite diferenciar entre un dato y una dirección. STRB es la línea de lectura y escritura (Read and Write) R/W que indica cuando el microprocesador lee ó escribe en algún dispositivo externo.

- Puerto E

El puerto E, está formado por uno de 8 canales multiplexados de 4 en 4, es decir que se pueden conectar 8 posibles entradas al convertidor de las cuales convierte una por una pero entrega los resultados de la conversión hasta que completa 4 y se puede seleccionar si se convierten las 4 primeras o las 4 últimas o también se puede configurar para trabajar sobre un solo canal.

- Puerto F

El puerto F, está formado por 8 bits de salida únicamente. En modo single-chip el puerto F es utilizado como tal de pines 0 al 7. En modo expan-

didado, los pines de este puerto F se emplean como direcciones de salida junto con el puerto B siendo las primeras 8 direcciones de procesamiento a 16 bits.

- Puerto G

El puerto G, está formado por 8 bits de entrada o de salida. En modo expandido y test, las últimas 4 líneas (pines 4 a 7) se convierten en líneas de sólo salida y son empleadas así para seleccionar algún chip externo al microprocesador.

### **Conversor Analógico – Digital [22]**

El microcontrolador 68HC11 suele tener un conversor analógico digital que es bastante útil y que le ha dotado de gran popularidad. En este capítulo se va a indicar cómo usarlo, describiendo los distintos registros de control. Una característica del 68HC11 es que proporciona dos entradas (VRL, VRH) de referencia para las conversiones. VRH se corresponde con el valor máximo y VRL con el valor mínimo. Las tensiones de referencia deben ser fijadas por el usuario y estar en el rango (0v – 5v).

La placa proporciona dos jumpers que permiten establecer los niveles de referencia a GND y VCC de tal manera que el usuario no tiene que preocuparse por realizar los circuitos de referencia salvo que quiera tener otros niveles. El 68HC con formato de 48 pines sólo dispone de cuatro entradas analógicas digitales, mientras que el de 52 pines dispone de 8. El tiempo que tarda en realizarse una conversión se corresponde con 32 ciclos de reloj.

## Referencias

- [1] “Hematología, la sangre y sus enfermedades” José Carlos J. Pérez, David Gómez, Ed. Mc Graw Hill.
- [2] “Fisiopatología”. Lloyd H Smith. Ed. Medica Panamericana.
- [3] <http://www.uclm.es/ab/enfermeria/revista/numero%206/transfusion6.htm>
- [4] “Hematología, la sangre y sus enfermedades” José Carlos J. Pérez, David Gómez, Ed. Mc Graw Hill.
- [5] NOM-003-SSA2-1993 y NOM-168-SSA1-1998.
- [6] NOM-003-SSA2-1993 y la NOM-168-SSA1-1998.
- [7] Fundamentos de Física; David Hallyday & Robert Resnick, Ed. Continental S.A de C.V. México.
- [8] Fundamentos de Física; David Hallyday & Robert Resnick, Ed. Continental S.A de C.V. México.
- [9] Fundamentos de Física; David Hallyday & Robert Resnick, Ed. Continental S.A de C.V. México.
- [10] Apuntes de Termodinámica Elemental E. Burrell 1994.
- [11] Fundamentos de Física versión ampliada David Halliday, Robert Resnick, Ed. Continental, S.A. de C.V., México.
- [12] Principios de Electrónica; Albert Paul Malvino, Ed. Mc Graw Hill.
- [13] Principios de Electrónica, Albert Paul Malvino, Ed. Mc Graw Hill; pág. 194.

- [14] Principios de Electrónica, Albert Paul Malvino, Ed. Mc Graw Hill; pág. 206.
- [15] Principios de Electrónica, Albert Paul Malvino, Ed. Mc Graw Hill.
- [16] Circuitos integrados lineales y amplificadores operacionales, Robert F: Coughlin, Frederick F. Driscoll. Prentice Hall. Hispanoamericana, S.A.
- [17] Millman, Jacob. “Dispositivos y Circuitos Electrónicos”; Ed. Marcombo, Madrid 1979.
- [18] INGENIERÍA DE CONTROL MODERNA, Ph.D. Katushito Ogata. Prentice Hall Hispanoamérica, México.
- [19] Power Semiconductor Circuits, Dewan, S. B., and A. Straughen, Wiley, 1975.
- [20] HC11 Technical Data, Freescale Semiconductor, Inc.
- [21] MICROCONTROLADOR 68HC11: Fundamentos, recursos y programación. MICROBÓTICA.
- [22] Technical Data HC11 MC68HC11 Freescale Semiconductor, Inc [http://www.freescale.com/files/microcontrollers/doc/ref\\_manual/M68HC11R](http://www.freescale.com/files/microcontrollers/doc/ref_manual/M68HC11R)

## Señales

### 3.1 Tipo de Señal

El concepto de señal aparece en una amplia variedad de campos, de manera que las ideas y técnicas asociadas con este concepto juegan un papel importante en áreas tan diversas como: comunicaciones, aeronáutica y astronáutica, diseño de circuitos, acústica, óptica, sismología, ingeniería biomédica, control de procesos, etc. Si bien la naturaleza física de las señales que aparecen en estas áreas pueden ser diferentes, todas ellas tienen en común una característica básica: Las señales.

Las señales son funciones de una o más variables independientes y contienen información acerca de la naturaleza o comportamiento de algún fenómeno, como por ejemplo: el voltaje y la corriente como funciones del tiempo, aplicados a un circuito. Aunque las señales se pueden representar de muchas maneras, en todos los casos la información contenida en una señal se refiere a un conjunto de variaciones de algún tipo.

Existen dos tipos básicos de señales: Señales de tiempo continuo y señales de tiempo discreto. En una señal continua o señal de tiempo continuo  $x(t)$ , la variable independiente (tiempo) es una variable continua y por ello estas señales están definidas para cualquier instante de tiempo. Para este tipo de señales se usa  $t$  para denotar la variable independiente de tiempo continuo. En la figura 3.1 se muestra un ejemplo de señal de tiempo continuo.

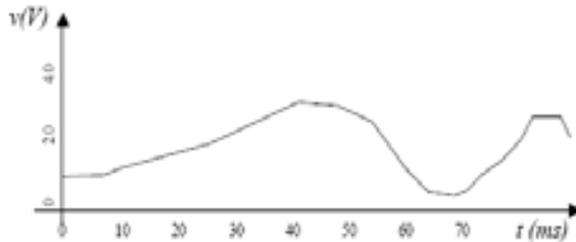


Figura 3.1 Señal analógica.

Por otro lado una señal discreta o señal de tiempo discreto  $x(k)$ , solamente esta definida en ciertos instantes discretos de tiempo, de manera que entre cada instante y el siguiente no esta definida dicha señal. Una señal de tiempo discreto también se puede por lo tanto representar como una lista o secuencia de valores  $[x(1), x(2), x(3), \dots]$ . En la figura 3.2 se muestra un ejemplo de señal discreta en el tiempo (señal digital).

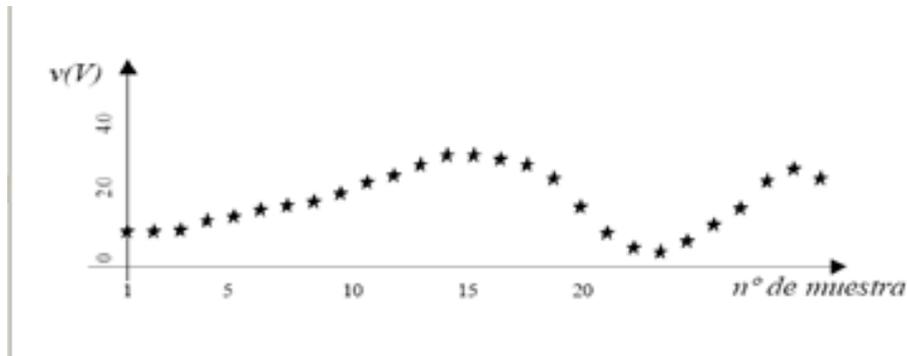


Figura 3.2 Señal discreta.

En la actualidad los sistemas discretos han tenido gran auge debido al aumento en la fiabilidad del procesamiento y transmisión de la información (señales); ya que existe un soporte matemático adecuado, tecnologías de fabricación, distribución comercial y aplicaciones en múltiples campos.

Un ejemplo de dichos sistemas digitales lo son las computadoras que están formadas básicamente por circuitos digitales combinatoriales, caracterizados por que las salidas en un instante determinado sólo son función de las entradas en dicho instante.

Una señal de tiempo discreto  $x(k)$  puede representar un fenómeno para el cual la variable independiente es inherentemente discreta. Señales tales como las relaciones especie-abundancia, o los datos demográficos, o indicadores económicos, son ejemplos típicos de estas señales. Por otro lado, este tipo de señal puede representar muestras de un fenómeno para el cual la variable independiente es en realidad continua. Por ejemplo, el procesamiento de voz por computadora digital requiere representar la señal continua de voz por una secuencia discreta de valores que pueda ser procesado por un algoritmo de computadora, tal es el caso también de todas las aplicaciones de control de procesos continuos mediante computadora digital.

El proceso a través del cual una señal continua  $x(t)$  es transformada en una señal discreta “equivalente”  $x(k)$  consiste simplemente en la toma de muestras de la señal continua en instantes discretos de tiempo  $k$  denominados instantes de muestreo  $K = [\dots, -1, 0, 1, 2, 3, \dots]$ . Un ejemplo de muestreo, se muestra en la figura 3.3.

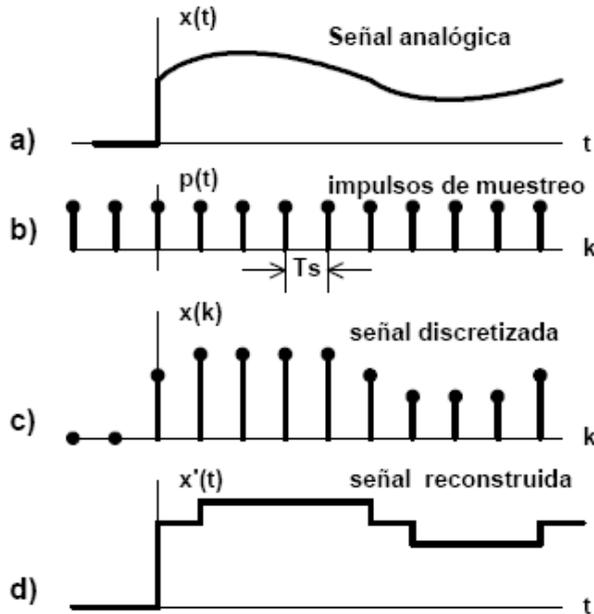


Figura 3.3 Proceso de muestreo.

Para el caso de nuestro proyecto la señal con la que estaremos trabajando para manipular el sistema, es la temperatura. Dicha señal como sabemos es continua o analógica y estamos en la posibilidad de trabajarla de manera continua o discreta de acuerdo a lo explicado anteriormente; dado lo cual, dependerá de que tipo de sensor se utilice para determinar si la señal se trabaja de manera analógica o digitalmente.

### 3.2 Tipo de Transductores

Para la mayoría de las personas la temperatura es un concepto intuitivo que dice cuándo está “caliente” o “frío” un cuerpo. En la exposición del segundo principio de la termodinámica [1] la temperatura se relaciona con el calor, porque se sabe que el calor fluye sólo de un cuerpo con alta temperatura a otro con baja temperatura, en ausencia de otros efectos.

La presión, volumen, resistencia eléctrica, coeficiente de expansión, etc., están relacionados con la temperatura mediante la estructura fundamental molecular, cambian con la temperatura y estos cambios pueden usarse a fin de medirla. Para la medición de la temperatura existen principalmente dos escalas en uso, la Fahrenheit y la Celsius. Estas escalas se basan en una especificación del número de incrementos entre el punto de congelación y el punto de ebullición del agua a la presión atmosférica normal.

### **Transductores de temperatura**

Es fácil realizar medidas de la temperatura con un sistema de adquisición de datos, pero la realización de medidas de temperatura exactas y repetibles no es tan fácil.

La temperatura es un factor de medida engañoso debido a su simplicidad. A menudo pensamos en ella como un simple número, pero en realidad es una estructura estadística cuya exactitud y repetitividad pueden verse afectadas por la masa térmica, el tiempo de medida, el ruido eléctrico y los algoritmos de medida. Esta dificultad se puso claramente de manifiesto en el año 1990, cuando el comité encargado de revisar la Escala Práctica Internacional de Temperaturas ajustó la definición de una temperatura de referencia casi una décima de grado centígrado. (Imaginemos lo que ocurriría si descubriéramos que a toda medida que obtenemos normalmente le falta una décima de amperio.)

Dicho de otra forma, la temperatura es difícil de medir con exactitud aún en circunstancias óptimas, y en las condiciones de prueba en entornos reales es aún más difícil. Entendiendo las ventajas y los inconvenientes de los diversos enfoques que existen para medir la temperatura, resultará más fácil evitar los problemas y obtener mejores resultados.

Se llama sensor al instrumento que produce una señal, usualmente eléctrica, que refleja el valor de una propiedad, mediante alguna correlación definida (su ganancia).

Existe, además, el concepto estricto como transductor; que es un instrumento que convierte una forma de energía en otra (o una propiedad en otra).

Los transductores siempre retiran algo de energía desde la propiedad medida, de modo que al usarlo para obtener la cuantificación de una propiedad en un proceso, se debe verificar que la pérdida no impacte al proceso sensado en alguna magnitud importante.

A continuación se comparan los cuatro tipos más comunes de transductores de temperatura que se usan en los sistemas de adquisición de datos: detectores de temperatura de resistencia (RTD), termistores, sensores de circuito integrado (C.I) y termopares. La elección de los transductores de temperatura adecuados y su correcta utilización puede marcar la diferencia entre unos resultados erróneos y unas cifras confiables.

Una vez conocido la forma en que operan cada tipo de transductor de temperatura se analizarán las especificaciones técnicas de los mismos (de manera comercial) para determinar cuales son los factores más importantes a considerar para la elección de los mismos.

### **Conceptos Básicos Transductores de Temperatura**

Los transductores eléctricos de temperatura utilizan diversos fenómenos que son influidos por la temperatura y entre los cuales figuran:

- Variación de resistencia de un semiconductor (termistores).
- Variación de resistencia en un conductor (sondas de resistencia).

- Fuerza electromagnética (f.e.m.) creada en la unión de dos metales distintos (termopares).
- Intensidad de la radiación total emitida por el cuerpo (pirómetros de radiación).
- Otros fenómenos utilizados en laboratorio (velocidad del sonido en un gas, frecuencia de resonancia de un cristal, etc.).

Los metales puros tienen un coeficiente de resistencia de temperatura positivo bastante constante. El coeficiente de resistencia de temperatura, es la razón de cambio de resistencia al cambio de temperatura. Un coeficiente positivo significa que la resistencia aumenta a medida que aumenta la temperatura. Si el coeficiente es constante, significa que el factor de proporcionalidad entre la resistencia y la temperatura es constante y que la resistencia y la temperatura se graficarán en una línea recta.

Cuando se usa un alambre de metal puro para la medición de temperatura, se le refiere como detector resistivo de temperatura, o RTD (por las siglas en inglés de resistive temperature detector).

Cuando se usan óxidos metálicos para la medición de temperatura, el material está conformado de manera que se asemejan a pequeños bulbos o pequeños capacitores. El dispositivo formado así se llama Termistor. Los termistores tienen coeficientes de temperatura negativos grandes que no son constantes. En otras palabras, el cambio de resistencia por unidad de cambio de temperatura es mucho mayor que para el metal puro, pero el cambio es en la otra dirección: la resistencia disminuye a medida que se aumenta la temperatura. El hecho de que el coeficiente no sea constante significa que el cambio en la resistencia por unidad de cambio de temperatura es diferente a diferentes temperaturas.

La linealidad extrema de los termistores los hace poco apropiados para la medición de temperatura a través de rangos amplios. Sin embargo, para la medición de temperaturas dentro de bandas angostas, están muy bien dotados, pues dan una gran respuesta a un cambio de temperatura pequeño.

Como regla general, los termistores son preferibles cuando la banda de temperaturas esperada es angosta, mientras que los RTD son preferibles cuando la banda de temperatura esperada es amplia.

### **Termómetros de Resistencia**

La medida de temperatura utilizando sondas de resistencia, depende de las características de resistencia en función de la temperatura que son propias del elemento de detección.

El elemento consiste usualmente en un arrollamiento de hilo muy fino del conductor adecuado bobinado entre capas de material aislante y protegido con un revestimiento de vidrio o de cerámica.

El material que forma el conductor se caracteriza por el llamado “coeficiente de temperatura de resistencia” que expresa, a una temperatura especificada, la variación de la resistencia en ohmios del conductor por cada grado que cambia su temperatura.

### **Detectores de Temperatura de Resistencia (RTD)**

Se basa en el principio en el cual la resistencia de todos los metales depende de la temperatura. La elección del platino en los RTD de la máxima calidad permite realizar medidas más exactas y estables hasta una temperatura de aproximadamente 500 °C. Los RTD más económicos utilizan níquel o aleaciones de níquel, pero no son tan estables ni lineales como los que emplean platino.

En cuanto a las desventajas, el platino encarece los RTD, y otro inconveniente es el autocalentamiento. Para medir la resistencia hay que aplicar una corriente, que, por supuesto, produce una cantidad de calor que distorsiona los resultados de la medida.

Una tercera desventaja, que afecta el uso de este dispositivo para medir la temperatura, es la resistencia de los RTD. Al ser tan baja, la resistencia de los hilos conductores que conectan el RTD puede provocar errores importantes. En la denominada técnica de dos hilos (Figura 3.4), la resistencia se mide en los terminales del sistema de adquisición de datos, por lo que la resistencia de los hilos forma parte de la cantidad desconocida que se pretende medir. Por el contrario, la técnica de cuatro hilos (Figura 3.5) mide la resistencia en los terminales del RTD, con lo cual la resistencia de los hilos queda eliminada de la medida. La contrapartida es que se necesita el doble de cables y el doble de canales de adquisición de datos. (La técnica de tres hilos ofrece una solución intermedia que elimina un cable, pero no es tan precisa.)

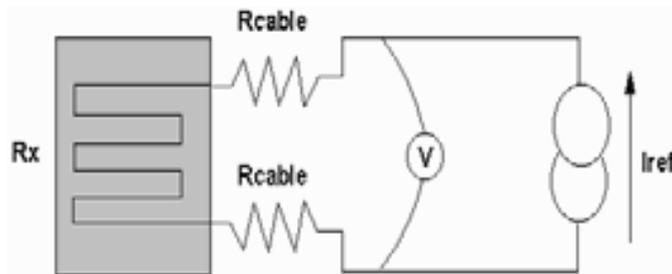


Figura 3.4 RTD de dos hilos.

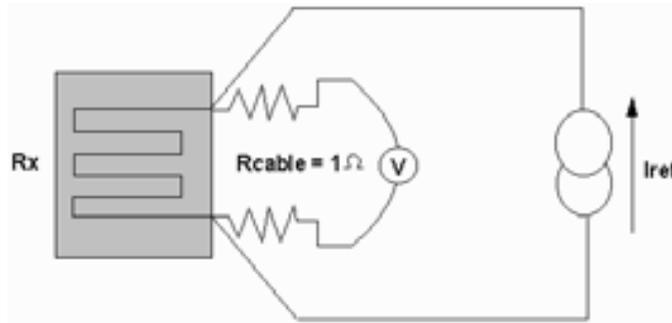


Figura 3.5 RTD de cuatro hilos.

## Termistores

Los Termistores son semiconductores electrónicos con un coeficiente de temperatura de resistencia negativo de valor elevado y que presentan una curva característica lineal tensión-corriente siempre que la temperatura se mantenga constante.

Los termistores se conectan a *puentes de Wheatstone*<sup>1\*</sup> convencionales o a otros circuitos de medida de resistencia. En intervalos amplios de temperatura, los termistores tienen características no lineales. Al tener un alto coeficiente de temperatura poseen una mayor sensibilidad que las sondas de resistencia estudiadas y permiten incluso intervalos de medida de  $1^{\circ}\text{C}$ . Son de tamaño pequeño y su tiempo de respuesta depende de la capacidad térmica y de la masa del termistor variando de fracciones de segundo a minutos.

La distancia entre el termistor y el instrumento de medida puede ser considerable siempre que el elemento posea una alta resistencia comparada con la de los cables de unión. La corriente que circula por el termistor a través del circuito de medida debe ser baja para garantizar que la varia-

<sup>1\*</sup> El puente Wheatstone: Se usa para la comparación y medición de resistencias en la escala de  $1\ \Omega$  a  $1\text{M}\ \Omega$ .

ción de resistencia del elemento sea debida exclusivamente a los cambios de temperaturas del proceso.

Los termistores encuentran su principal aplicación en la compensación de temperatura, como temporizadores y como elementos sensibles en vacuómetros. Los termistores, que son detectores resistivos fabricados normalmente de semiconductores cerámicos, ofrecen una impedancia mucho más alta que los RTD, por lo que la reducción de los errores provocados por los hilos conductores hace bastante factible el uso de la técnica de dos hilos, que es más sencilla. Su alto rendimiento (un gran cambio de resistencia con un pequeño cambio de temperatura) permite obtener medidas de alta resolución y reduce aún más el impacto de la resistencia de los hilos conductores. Por otra parte, la bajísima masa térmica del termistor minimiza la carga térmica en el dispositivo sometido a prueba.

No obstante, la baja masa térmica también plantea un inconveniente, que es la posibilidad de un mayor autocalentamiento a partir de la fuente de alimentación utilizada en la medida. Otro inconveniente del termistor es su falta de linealidad, que exige un algoritmo de linealización para obtener unos resultados aprovechables.

### **3.3 Tipos de Sensores**

#### **Sensores de Circuitos Integrados (C.I.)**

Los sensores de circuitos integrados resuelven el problema de la linealidad y ofrecen altos niveles de rendimiento. Son, además, relativamente económicos y bastante precisos a temperatura ambiente.

Sin embargo, los sensores de C.I. no tienen tantas opciones de configuraciones del producto o de gama de temperaturas, y además son dispositivos activos, por lo que requieren una fuente de alimentación.

Los sensores de C.I. forman parte de la tendencia hacia los “sensores inteligentes”, que son unos transductores cuya inteligencia incorporada facilita las actividades de reducción y análisis de datos que el usuario debe realizar normalmente en el sistema de adquisición de datos.

### **Termopares**

Los termopares se utilizan extensamente, ya que ofrecen una gama de temperaturas mucho más amplia y una construcción más robusta que otros tipos. Además, no precisan alimentación de ningún tipo y su reducido precio los convierte en una opción muy atractiva para grandes sistemas de adquisición de datos. Sin embargo, para superar algunos de los inconvenientes inherentes a los termopares y obtener resultados de calidad, es importante entender la naturaleza de estos dispositivos.

#### Cómo funcionan los Termopares

El comportamiento de un termopar se basa en la teoría del gradiente, según la cual los propios hilos constituyen el sensor. La Figura 3.6a ilustra este concepto. Cuando se calienta uno de los extremos de un hilo, le produce una tensión que es una función de  $a$  (el gradiente de temperatura desde uno de los extremos  $x$  del hilo al otro  $a$ ) y el coeficiente de Seebeck, que es una constante de proporcionalidad que varía de un metal a otro.

Un termopar se compone sencillamente de dos hilos de diferentes metales unidos en un extremo y abiertos en el otro (Figura 3.6b). La tensión que pasa por el extremo abierto es una función tanto de la temperatura de la unión como de los metales utilizados en los dos hilos. Todos los pares de metales distintos presentan esta tensión, denominada tensión de Seebeck en honor a su descubridor, Thomas Seebeck.

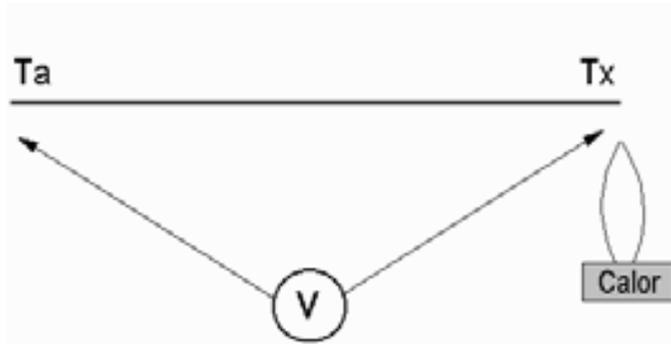


Figura 3.6a Comportamiento de un termopar según la teoría del gradiente.

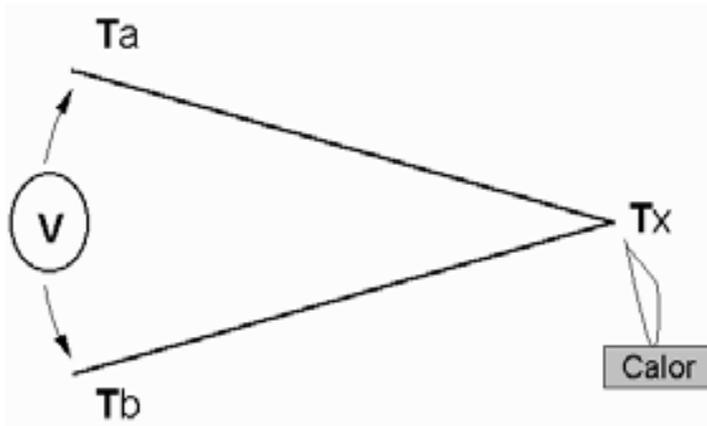


Figura 3.6b Comportamiento de un termopar según la teoría del gradiente.

En pequeñas gamas de temperaturas, los coeficientes de Seebeck de los dos hilos son constantes y la tensión de Seebeck es, por consiguiente, proporcional, pero en gamas más grandes, el propio coeficiente de Seebeck es una función de la temperatura, convirtiendo la tensión de Seebeck en no lineal. Como consecuencia, las tensiones del termopar también tienden a ser no lineales.

## **Referencias**

- [1] Fundamentos de Física versión ampliada David Halliday, Robert Resnick, Compañía Editorial Continental, S.A. de C.V., p. 430.

## **Sistema de Control**

### **4.1 Elección del Depósito**

En este proyecto se tenía la necesidad de tener un recipiente donde se llevara a cabo el proceso de calentamiento de la sangre, por lo cual, se tomó la decisión de tener un sistema que nos permitiera obtener los resultados más adecuados de acuerdo a las necesidades del proyecto.

El sistema que se asemeja al proceso que nosotros requeríamos, es el del principio del calorímetro; en donde uno o más cuerpos son colocados en el interior del calorímetro, y cuyas temperaturas son diferentes de las de los cuerpos que se encuentran ahí, habrá intercambio de calor entre ellos hasta que se alcance el equilibrio térmico. En un calorímetro no puede haber entrada ni salida de calor, así por el principio de conservación de la energía, se concluye que una vez que se alcanza el equilibrio térmico: El calor total liberado por los cuerpos que se enfrían, es igual que el calor total absorbido por los cuerpos que se calientan.

#### **Calor Cedido = Calor Absorbido**

Así de esta manera se podría obtener mediante pruebas experimentales las magnitudes térmicas de cualquier líquido, en nuestro caso sería la de la sangre. Así que en base a los resultados que este sistema nos da, se realizó una adaptación del sistema original (calorímetro) a un sistema de calentamiento experimental adaptado con una hielera, una resistencia y un termómetro [1].

### **4.2 Selección del Sensor e Implementación**

De acuerdo a la información que se recabó en el capítulo anterior, se dispuso a realizar la selección del sensor que se utilizará para el desarrollo de éste proyecto. Se desecharon las otras opciones y se optó por un cir-

cuito integrado por la simplicidad y compatibilidad con el tipo de sistema que utilizamos (microcontrolador); hubo dos circuitos integrados que satisficieron las necesidades de sensado que requerimos, uno de ellos el LM135, el cual fue descartado ya que su respuesta esta dada en  $mV/^{\circ}K$  y el otro fue el LM35, éste ultimo cumple con las características necesarias para el proyecto y que después se dará información de él [2].

Lo más importante es seleccionar un sensor que nos entregue un valor de voltaje que tenga una correspondencia con el valor de temperatura que se está midiendo, que para nuestro caso, este tipo de sensor ya se encuentra calibrado en grados centígrados ( $^{\circ}C$ )

Para este proyecto, utilizaremos el sensor LM35 para medir la temperatura, y con esta variable física estaremos en posibilidad de controlar la temperatura de la sangre, ya que de acuerdo con el fabricante, su rango de operación va de  $0V_{CD}$  a  $1.5 V_{CD}$ , que equivale a  $0^{\circ}C$  y  $150^{\circ}C$  respectivamente, y a cada cambio de  $1^{\circ}C$  el valor de voltaje cambia en 10 mV, por lo tanto es muy fácil saber qué valor de temperatura está midiendo al saber el valor de voltaje que entrega el sensor.

La familia LM35 es un sensor de temperatura (C.I.) de precisión y su salida de voltaje es linealmente proporcional a la temperatura en grados Celsius; es decir, un sensor de temperatura con una precisión calibrada de  $1^{\circ}C$ . Este tipo de sensor tiene la ventaja de que no requiere una calibración externa para poder dar temperaturas típicas, lo cual permite tener un rango de trabajo de  $-55^{\circ}C$  a  $150^{\circ}C$ . Se presenta en diferentes encapsulados pero el más común es el TO-92 de igual forma que un típico transistor con 3 patas, dos de ellas para polarizarlo y la tercera nos entrega un valor de tensión proporcional a la temperatura medida por el dispositivo.

Tiene una impedancia dinámica de menos de  $0.1\Omega$  y opera en un pequeño rango de corriente que se encuentra entre  $450\ \mu\text{A}$  hasta  $1\ \text{mA}$ , sin alterar sus características. El LM35 visto desde abajo tiene el siguiente diagrama.

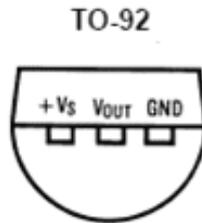


Figura 4.1 Vista Inferior del Sensor.

Después de haber seleccionado el sensor, se trabajó con la señal de salida para su acondicionamiento y así, poder direccionarla al microcontrolador, el cual permitirá el control del proceso. La señal que nosotros obtuvimos del sensor fue muy pequeña para poder ser tomada en cuenta, dentro del rango de lectura de convertidor A/D [3], ya que el convertidor con el que trabajamos es de 8 bits con 8 canales de adquisición de datos y el cual cuenta con dos voltajes de referencia para poder operar que es el  $V_{RL} = 0\text{V}$  (Voltaje de referencia bajo) y el  $V_{RH} = 5\text{V}$  (voltaje de referencia alta), éste ultimo es el dato máximo que el convertidor A/D recibe (8 bits) entonces:

$$V_{RL} = 0\text{V} = 0000\text{V} = 0000, \quad V_{RH} = 5\text{V} = 255\text{V} = 00\text{FF}$$

y  $\frac{5\text{V}}{255\text{V}} = 20\ \text{mV}$  que es el valor mínimo que debe tener la señal del sensor, por lo tanto nuestra señal debe ser amplificada al doble del valor original. Para realizar esta amplificación se utilizó un amplificador operacional que como se mencionó en el marco teórico nos sirve para amplificar las señales sin afectar las características de las mismas, el operacional

utilizado fue LM324 ya que en el planteamiento inicial pensábamos utilizar dos de ellos; para determinar la ganancia que requeríamos, se realizaron algunos cálculos para poder obtener una ganancia de dos ( $G=2$ ) y que en seguida mostraremos.

La configuración del arreglo que se pensó para obtener la ganancia adecuada fue de un amplificador no inversor [4].

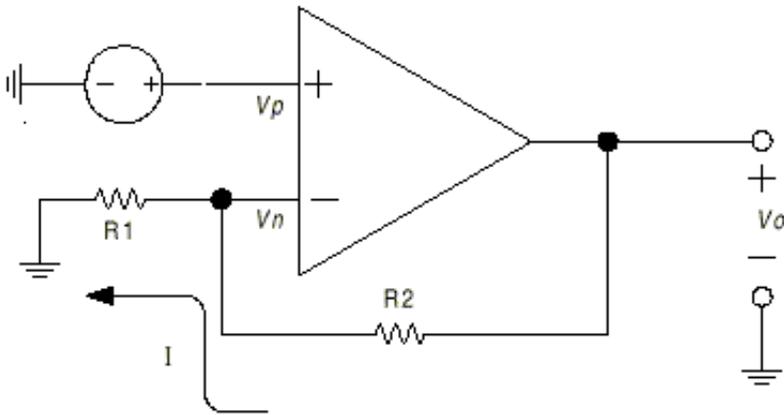


Figura 4.2 Diseño del OPAM No Inversor.

En este circuito, la tensión  $V_i$  se aplica a la entrada (+), y una fracción de la señal de salida,  $V_o$ , se aplica a la entrada (-) a través del divisor de tensión  $R_1 - R_2$ . Puesto que, no fluye corriente de entrada en ningún terminal de entrada, y ya que  $V_o = 0$ , la tensión en  $R_1$  será igual a  $V_i$ .

Así pues

$$V_i = I \cdot R_1$$

y como

$$V_o = I \cdot (R_1 + R_2)$$

Tendremos pues que:

$$V_0 = \frac{V_i}{R_1} \cdot (R_1 + R_2)$$

si lo expresamos en términos de ganancia:

$$\frac{V_0}{V_i} = \frac{R_1 + R_2}{R_1}$$

Si necesitamos que  $G = 2$ , entonces  $R_1 = R_2$  y con esto podemos decir que sólo necesitamos que las resistencias sean del mismo valor para tener la ganancia correspondiente. Que es la señal que el convertidor A/D tendrá como entrada para realizar el proceso.

### 4.3 Implementación del Control

El control que se utilizó en este proyecto está basado en la teoría de control de lazo cerrado mencionada en el capítulo 2, y a continuación se presentará un diagrama de bloques de nuestro proceso.

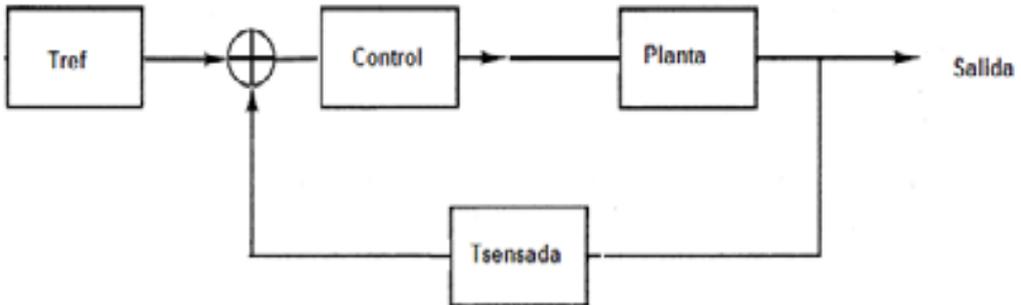


Figura 4.3 Diagrama de bloques.

**Tref:** Es la temperatura máxima (37° C) a la que puede llegar la sangre sin que pierda sus propiedades.

**Planta (P):** Adaptación del depósito donde se llevara acabo el control de la temperatura de la sangre.

**Tsensada (S):** Lecturas de temperatura en la planta para tener una retroalimentación en el proceso

### **Acción de Control (Interrupción Externa)**

Considerando que estamos trabajando con una señal de AC, simétrica a 60 Hz, nosotros tenemos que crear una sincronía con nuestro control, para poder activar la etapa de potencia y controlar la temperatura en función de la disipación de potencia en la resistencia [5].

Esta sincronía la implementamos direccionando hacia una NAND dos señales, una de ellas el cruce por cero de la señal de AC y la otra es Vcc. Para poder detectar el cruce por cero de la señal de la línea de  $127 V_{ac}$  a 60 Hz, se diseñó un circuito sencillo (figura 4.4), basado en un transformador que reduce la señal de  $127 V_{ac}$  a  $6 V_{ac}$ . Se rectifica la señal usando un arreglo de diodos y la señal es llevada a un transistor (**BC547**) para que cuando se sature el transistor [6] genere nuestro cruce por cero.

Se compara la onda con un valor próximo a cero que es generado por el transistor, así cuando la señal de 6 V, sea menor que dicho valor, el transistor generará un pulso con una amplitud 5 V para que pueda ser manejada por la compuerta lógica en donde se realice la operación lógica con un valor en alto ( $5V = V_{cc}$ ), dando como resultado la sincronía de nuestras señales para enviar la interrupción externa al microcontrolador y se genere nuestra señal de retardo con la cual se lleve a cabo nuestro control.

De acuerdo a la tabla de verdad de la compuerta lógica nosotros tenemos como salida un cero lógico "0". Este cero lógico "0" es el que entra al microcontrolador como señal o interrupción externa. [7]

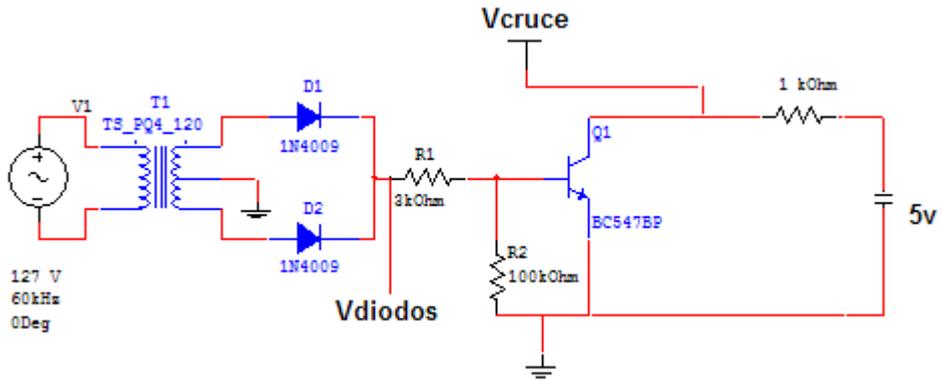


Figura 4.4 Circuito de Cruce por cero.

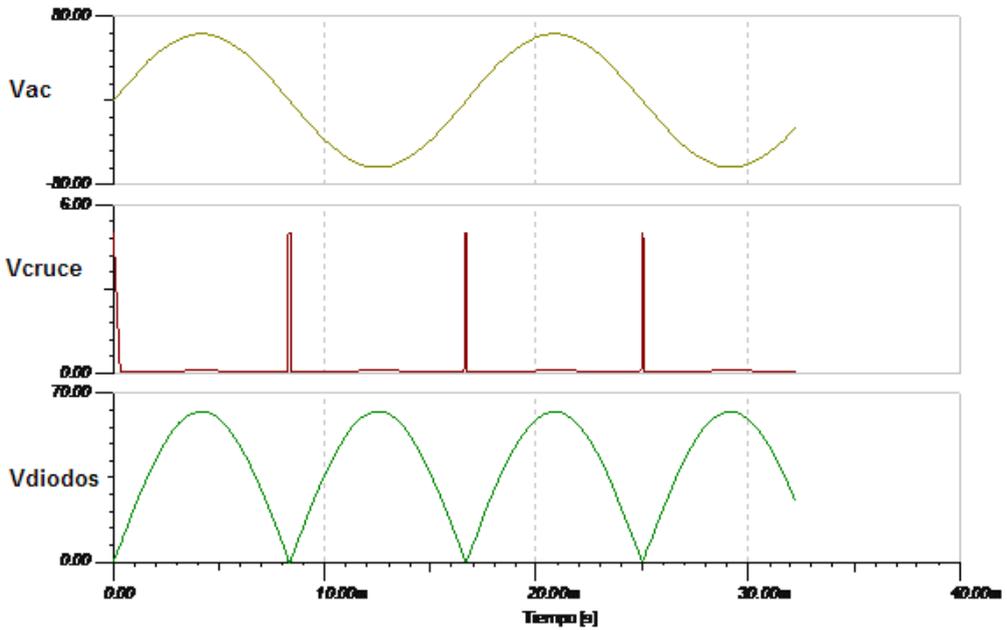


Figura 4.5 Comparación de Voltajes.

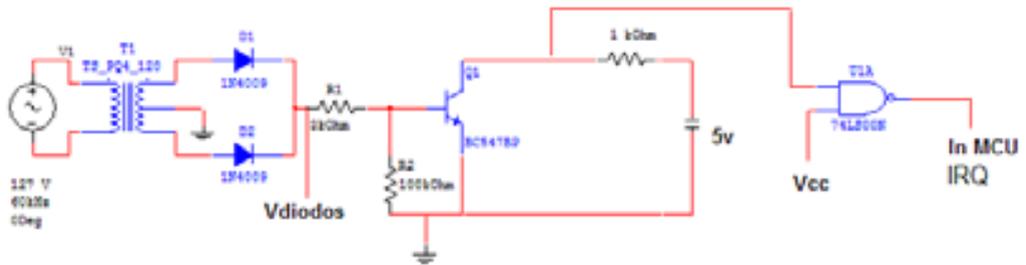


Figura 4.6 Circuito generador de la interrupción externa.

## Microcontrolador

El microcontrolador que se utiliza para realizar el proceso de control es el 68HC11F1. En la figura 4.9 tenemos el diagrama de flujo donde se muestra el procedimiento para controlar la temperatura de la sangre. Para lograr dicho control consideramos varias etapas:

Lectura de la temperatura.

Selección de rango.

Acción de control.

Retroalimentación.

Para la obtención de la lectura de la temperatura se utilizó el sensor LM35 y se acondicionó la señal para que la pueda recibir el microcontrolador, en el puerto E y realizar la conversión a un valor digital. Con el valor digital que nos proporciona el convertidor A/D, realizamos la comparación para ubicar el rango de temperatura que le corresponde [3]. Una vez determinado el rango, el microcontrolador genera un retraso (control del ángulo de disparo por fase  $\alpha$ ) el cual permite controlar la disipación de potencia

en la resistencia. El control de fase consiste en determinar, al comienzo de cada período de trabajo (semiciclo de AC) tomando en cuenta el rango de temperatura en donde se encuentre la sangre y  $\alpha$  será el tiempo que se ha de retrasar la conexión de la carga con la fuente de energía. La alteración de  $\alpha$  se traduce en cambios en el régimen de tensión al que se ve sometida la carga y por tanto el trabajo invertido en ella (velocidad si es un motor, calor si una resistencia calefactora, etc.).

La operación de los controles por fase [8], comienza en la detección del momento en el que la señal de AC, en específico los semiciclos de la onda senoidal que interviene en el rectificador, toma valor cero. Esta condición es la mejor referencia para la sincronización de las operaciones porque, una vez que tenemos la certeza de que la tensión de la línea o el semiciclo, ha pasado por este punto, permite ordenar que se produzca el impulso de disparo y solo queda esperar a que transcurra el tiempo que se especifica en el programa. Concluida esta fase, se toma otra vez la lectura de la temperatura y se repite el ciclo de control.

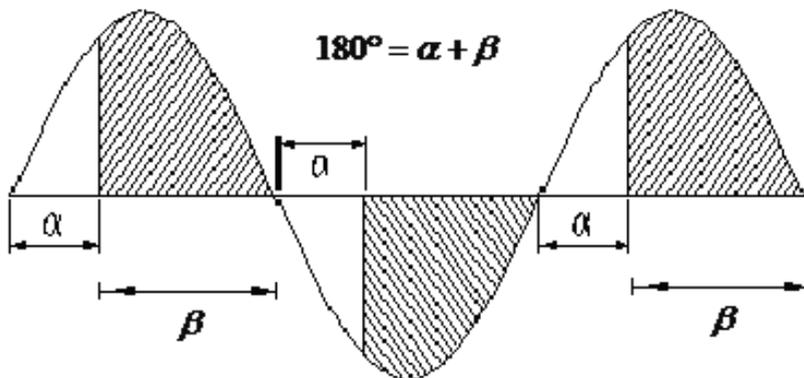


Figura 4.7 Control del ángulo de disparo por fase.

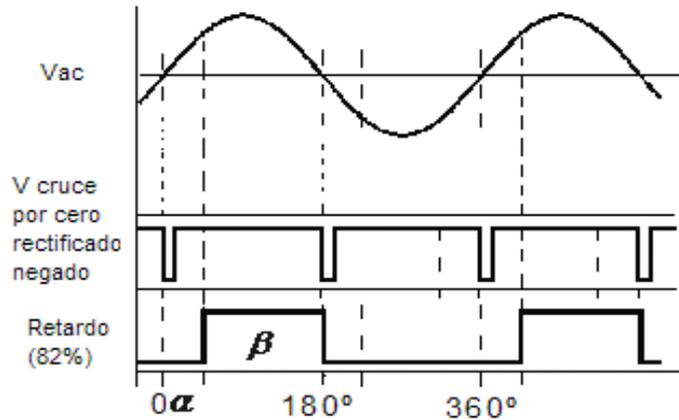


Figura 4.8 Señal de cruce por cero y de retardo  $\alpha$  sincronizadas con AC.

Tomando en cuenta que la frecuencia de la señal de AC es de 60Hz., la duración del semiciclo será de 8.33 (ms), de esta manera si nosotros queremos disipar el 100% de la potencia en la resistencia tomamos un tiempo de referencia de 0.5 (ms) para poder relacionar el retardo con el porcentaje de potencia disipada.

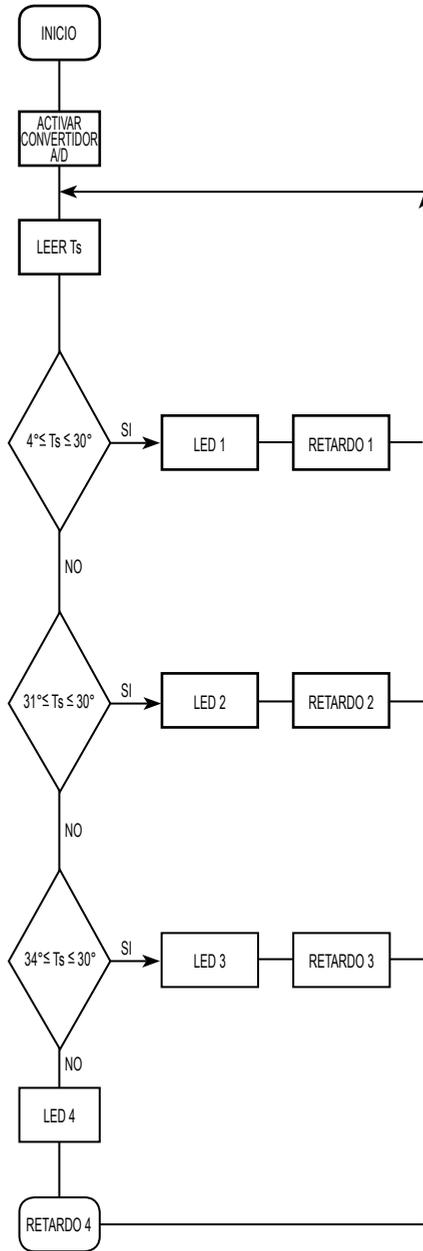


Figura 4.9 Diagrama de Flujo General del Sistema de Control.

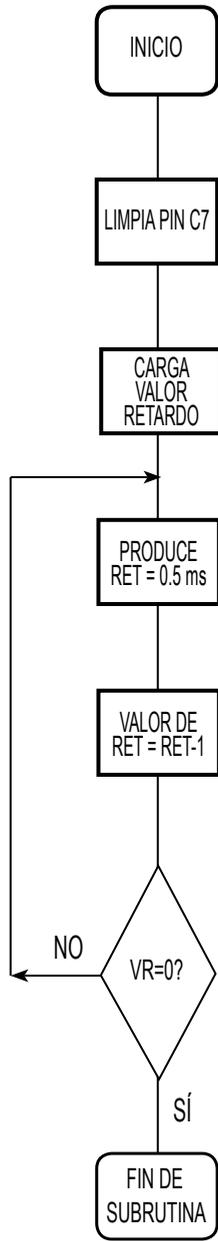


Figura. 4.10 Diagrama de Flujo de Subrutina del Retardo ( $\alpha$ ).

Figura. 4.10 Diagrama de Flujo de Subrutina del Retardo ( $\alpha$ )

```

*****
*****      Control de temperatura      *****
*****

```

	ORG	\$100
PORTB	EQU	\$04
PORTC	EQU	\$06
DDRC	EQU	\$07
OPTION	EQU	\$39
ADCTL	EQU	\$30
ADR1	EQU	\$31
TEMP	EQU	\$9E
RETARDO	EQU	\$9F

\*\*\*\*\*

\*\*\*\*\* PROGRAMA PRINCIPAL \*\*\*\*\*

\*\*\*\*\*

LDX #\$1000 ; PUNTERO AUXILIAR "x": ap\_X

LDAA #\$FF

STAA DDRC,X ;TODO PORTC COMO SALIDA

CLR PORTB,X

CLR PORTC,X

\*\*\*\*\* CONFIGURACIÓN DE CA/D

LDAA #\$80

STAA OPTION, X ; ENCENDEMOS EL CAD

LDAA #\$20

STAA ADCTL, X ; AN0 y ESCANEO CONTINUO

\* \*\*\*\*\* LECTURA Y DESPLIEGUE DEL CAD

\* NOW LDAA ADR1,X ;LECTURA DE CONVERSION

\* STAA PORTB,X ;DESPLIEGUE EN PORTB

\* STAA TEMP ; GUARDAMOS EN TEMP

\* BRA NOW

## CAPÍTULO IV. DISEÑO E IMPLEMENTACIÓN DEL CONTROL DE TEMPERATURA

\*\*\*\*\* CICLO INFINITO, ESPERANDO POR INTERRUPCIÓN

LEEAD LDAA ADR1,X ;LECTURA DE CONVERSION

\* STAA PORTB,X ;DESPLIEGUE EN PORTB Y

STAA TEMP ; GUARDAMOS EN TEMP

\*\*\*\*\* HABILITAMOS INTERRUPCION

JSR SELRANGO ; VAMOS A SUBROUTINA DE

; SELECCION DE RANGO

CLI

BRA LEEAD

\*\*\*\*\*

\*\*\*\*\* RUTINA DETERMINA RANGO DE TEMP \*\*\*\*\*

\*\*\*\*\*

\*\*\*\*\* DETERMINAMOS EN QUE RANGO ESTA TEMP, PARA PODER

\*\*\*\*\* DETERMINAR LOS x[ms] DEL RETARDO QUE SE DEBE DE GENERAR

SELRANGO LDAA TEMP ; GENERA RETARDO DE x[ms]

LDAB #\$1E ; RETARDO PARA RANGO 1

CBA ; ES MENOR DE 20[°c]

BHS AMAYB

## CAPÍTULO IV. DISEÑO E IMPLEMENTACIÓN DEL CONTROL DE TEMPERATURA \_\_\_\_\_

LDAA #\$01 ; SÍ, ENTONCES RANGO 1

CLR PORTB,X

BSET PORTB,X,\$01 ;SE PRENDE PIN\_B1

BRA GUARDA

AMAYB LDAB #\$21 ; NO, ENTONCES PERTENECE A OTRO RANGO

CBA ; ES MENOR DE 30[°c]

BHS AMAYB2

LDAA #\$06 ; SÍ, ENTONCES RANGO 2

CLR PORTB,X

BSET PORTB,X,\$02 ;SE PRENDE PIN\_B2

BRA GUARDA

AMAYB2 LDAB #\$23 ; NO, PERTENCE A OTRO RANGO

CBA ; ES MENOR DE 34[°c]

BHS AMAYB3

LDAA #\$09 ; SÍ, ENTONCES RANGO 3

CLR PORTB,X

BSET PORTB,X,\$04 ;SE PRENDE PIN\_B3

BRA GUARDA

## CAPÍTULO IV. DISEÑO E IMPLEMENTACIÓN DEL CONTROL DE TEMPERATURA

```
AMAYB3 LDAA #$10 ; NO, ENTONCES RANGO 4
```

```
CLR PORTB,X
```

```
BSET PORTB,X,$08 ;SE PRENDE PIN_B4
```

```
GUARDA STAA RETARDO
```

```
* CLR PORTB,X
```

```
* STAA PORTB,X
```

```
RTS
```

```
*****
```

```
***** RUTINA DE INTERRUPCIÓN *****
```

```
*****
```

```
GEN_RET BCLR PORTC,X,$80 ;SE APAGA PIN_C7
```

```
LDAA RETARDO ; GENERA RETARDO DE x[ms]
```

```
RET JSR RET_MEDms
```

```
DECA
```

```
BNE RET ; DESPUES DEL RETARDO DE x[ms]
```

```
BSET PORTC,X,$80 ;SE PRENDE PIN_C7
```

```
***** SÓLO ES PARA VER EL PULSO
```

```
* JSR RET_MEDms
```

```
* BRA GEN_RET
```

\*\*\*\*\*

\* CLI

FIN RTI ; REGRESA DE  
INTERRUPCIÓN

\*\*\*\*\*

\*\*\*\*\* RUTINA PARA RETARDO DE 0.5[ms] \*\*\*\*\*

\*\*\*\*\*

\*\*\* SE REALIZA 0X6F(111\_d)

RET\_MEDms LDY #006F ; ESTAS INSTRUCCIONES

INLP NOP ; SON PARA «GASTAR»

DEY ; UN TIEMPO

BNE INLP ; DE 0.5 ms

RTS ; REGRESO DE SUBROUTINA

\*\*\*\*\*

\*\*\*\*\* VECTOR DE INTERRUPCIÓN, MODO BOOT-STRAP \*\*\*\*\*

\*\*\*\*\*

ORG \$00EE

DB \$7E

DW GEN\_RET

#### 4.4 Etapa de Potencia

La regulación de temperatura se logra mediante la cantidad de corriente eléctrica que es aplicada al elemento calefactor; a mayor intensidad de corriente, mayor temperatura alcanzará el dispositivo, ya que se alimenta de corriente alterna. Tomando en cuenta esta situación utilizamos un triac como elemento de control de corriente eléctrica. La forma más sencilla de disparar un triac cuando está polarizado con voltaje de corriente alterna, consiste en aplicar a la terminal compuerta (G) del triac un pulso de excitación, para obtener un buen control de la corriente al través del mismo.

Se utilizó un método conocido como control de fase, que permite durante la primera porción de cada medio ciclo de onda de corriente alterna, mantener al triac abierto, lo que evita el flujo de corriente a través de la carga; pero en un valor de ángulo  $\alpha$  específico, el triac se pone en conducción y por lo tanto permite el paso de la corriente eléctrica a través de la carga.

Modificando el valor del ángulo  $\alpha$ , se modifica el tiempo en el que el triac permanece apagado ó encendido; de esta manera se controla la corriente aplicada a la carga. En nuestro caso utilizamos el triac MAC 15 tomando en cuenta las siguientes características; diseñado primeramente para trabajar con semiciclos o ciclos completos de la señal de AC, dependiendo el tipo de diseño que se realice. Es decir; que las aplicaciones principales de este tipo de triac son las de control, de motores, relevadores, etc. Este tipo de triac realiza el control por medio de estados de conducción dependiendo la sincronía con el ciclo o semiciclo.

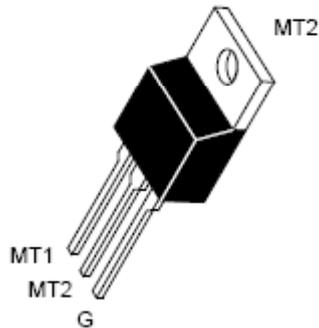


Figura. 4.11 Imagen del MAC15.

Para trabajar con la etapa de potencia, teniendo la seguridad de no tener problemas con el acoplamiento del microcontrolador, el cual contiene nuestro programa fuente, se buscó aislar una etapa de la otra utilizando un C.I conocido como optoacoplador. Este tipo de circuito integrado trabaja por medio de diodos infrarrojos (emisor y receptor) como se menciona en el capítulo 2 en el tema de diodos; que permiten la transmisión óptica de la señal de salida o respuesta de nuestro microcontrolador hacia la etapa de potencia, teniendo una conexión segura y aislada.

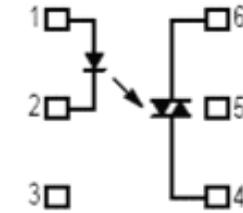
Algunos ejemplos en donde se aplica este tipo de circuito integrado es en:

- Control de Válvulas
- Control de Intensidad de Lámparas
- Control de Motores

Por lo tanto permite conmutación aislada de la señal CA, alto aislamiento eléctrico (a pico de 7500 VAC), alto voltaje del pilar del detector, pequeño tamaño y bajo costo.



Figura 4.12 Opto acoplador



- 1.- ANODO
- 2.- CATODO
- 3.- NC
- 4.-TERMINAL PRINCIPAL
- 5.- NC
- 6.- TERMINAL PRINCIPAL

Figura 4.13 Configuración del Optoacoplador.

## **Referencias**

- [1] Véase Capítulo 2 página 45 tema Termodinámica.
- [2] Véase Capítulo 3 página 87 tema Monitoreo de Señales.
- [3] Véase Capítulo 2 página 59 tema Convertidor Analógico-Digital.
- [4] Véase Capítulo 2 página 50 tema Electrónica Analógica-Digital.
- [5] Véase Capítulo 2 páginas 64 y 72 temas Sistemas de control y Electrónica de potencia.
- [6] Véase Capítulo 2 página 55 tema transistores.
- [7] Véase Capítulo 2 página 75 tema Microcontrolador.
- [8] Véase Capítulo 2 página 72 tema de Electrónica de Potencia.

## Resultados

Después de haber realizado el diseño de las diferentes etapas de este proyecto, se pensó en realizar pruebas con cada una de ellas para ver el funcionamiento por separado del sistema. Así que tras obtener resultados exitosos con cada una de ellas se trabajó para fusionar las etapas y así conformar el sistema en su totalidad, esto, con el fin de primeramente ver el funcionamiento del sistema de control ya fusionado con todas las partes respectivamente y después para empezar a ver resultados y en base a ellos realizar la calibración del mismo.

Las pruebas que se realizaron consistieron en obtener la temperatura (de la sangre) idónea en función de tener en una bolsa de 450 ml, una mezcla de agua con grenetina y colorante (refrigerada) a temperatura muy baja. Se ejecutaba el programa desde la PC, para activar las diferentes etapas (Control, Acondicionamiento, Potencia) respectivamente.

El monitoreo de las variables, tiempo, voltaje y temperatura se estuvieron tomando cada minuto para saber como se estaba comportando el proceso de calentamiento y control. La primera prueba fue realizada tomando un rango aleatorio de temperaturas, tomando como disipación de potencia la intensidad luminosa de un foco de 200W para obtener las lecturas que manejaba el sensor y así empezar a calibrar de acuerdo a las necesidades que se plantearon al principio de este proyecto. El rango aleatorio fue tomado en base a cuatro rangos de temperaturas, 0°C-20°C, 21°C-40°C, 41°C-60°C y más de 60°C. Las lecturas que se fueron tomando durante el proceso coincidían con los cambios de disipación de potencia en la resistencia que se programaron en el microcontrolador. Esta prueba nos permitió saber que el sistema estaba funcionando correctamente y que solo tendríamos que ajustarlo de acuerdo a las necesidades que se perseguía cubrir con el proyecto.

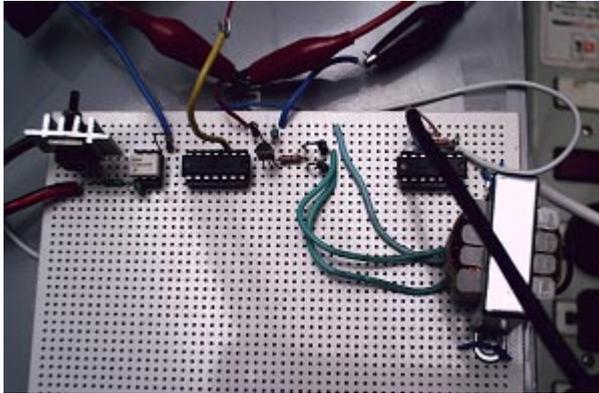


Figura 5.1 Circuito de Potencia.



Figura 5.2 Prueba del Sensor con Foco de 200W.

Al obtener resultados satisfactorios de esta serie de pruebas se modificaron los parámetros que variaban la disipación de potencia y a su vez la temperatura. De esta manera los rangos de temperatura, se aproximaron mucho a los valores reales que se perseguían al realizar esta calibración, los cuales eran  $0^{\circ}\text{C}$ - $20^{\circ}\text{C}$ ,  $21^{\circ}\text{C}$ - $30^{\circ}\text{C}$  y de  $31^{\circ}\text{C}$ - $36^{\circ}\text{C}$ .

Tiempo	Tem Ref (H2O)	Temp. Sangre	Voltaje (sensor)
0	23	19	0.38
1	24	21.9	0.438
2	25.5	23.15	0.463
3	27.5	24.15	0.483
4	29	25.5	0.51
5	30	26.5	0.53
6	30.5	27.8	0.556
7	32	28.7	0.574
8	33.5	29.65	0.593
9	35	30.6	0.612
10	35.5	32.1	0.642
11	36.5	32.8	0.656
12	38	33.6	0.672
13	39	34.85	0.697
14	40	35.55	0.711
15	40	35.95	0.719
16	41	36.2	0.724
17	41	36.7	0.734
18	42	37.4	0.748
19	42.5	37.25	0.745
20	43.5	38.65	0.773
21	43	39.6	0.792
22	43	39.75	0.795
23	42.5	39.9	0.798
24	42	40	0.8
25	42	40	0.8
26	42	40.55	0.811
27	42	40.6	0.812
28	42	40.6	0.812
29	42.5	40.75	0.815
30	43	40.9	0.818

Figura 5.3 Tabla 1 Resultados de la Primera Prueba de Calibración.

## CAPÍTULO V. RESULTADOS Y CONCLUSIONES

Con lo cual se observó que el tiempo de respuesta del sistema era muy lento, se cambió el rango a 0°C-25°C, 26°C-33°C y de 34°C-40°C, observando que la respuesta seguía siendo lenta, y tuvimos que hacer otro cambio en los rangos: 0°C-30°C, 31°C-38°C y 39°C-40°C, observando que el tiempo de respuesta era muy rápido pero la temperatura se excedía por mas de 2°C.

<b>Tiempo</b>	<b>Tem Ref (H2O)</b>	<b>Temp. Sangre</b>	<b>Voltaje (sensor)</b>
0	20	17.55	0.351
1	24	21.2	0.424
2	26	21.9	0.438
3	27	22.6	0.452
4	28	23.5	0.47
5	30	25.5	0.51
6	31	26.55	0.531
7	32	27.1	0.542
8	33	27.7	0.554
9	35	29	0.58
10	36	30.35	0.607
11	37	30.75	0.615
12	38	31.2	0.624
13	39	32.15	0.643
14	40	32.95	0.659
15	41	33.5	0.67
16	42	34.9	0.698
17	43	37.4	0.748
18	43	38.55	0.771
19	43	39.05	0.781
20	43	39.8	0.796
21	43	39.6	0.792
22	42	40.1	0.802

23	42	40.85	0.817
24	42	40.9	0.818
25	42	41.25	0.825
26	42	41.45	0.829
27	42	41.5	0.83
28	42	41.95	0.839
29	42	41.95	0.839
30	42	41.75	0.835

Figura 5.4 Tabla 2, Resultados de la Segunda Modificación del Programa.

Una vez más tratamos de calibrar el sistema modificando las temperaturas para obtener la respuesta que buscamos, siendo estos: 0°C-30°C, 31°C-36°C y 37°C-38°C, pero una vez más el sistema no se comportaba adecuadamente, por lo que optamos por modificar el programa en el porcentaje de la potencia inicial que disiparía la en la resistencia y probamos con el rango: 0°C-29°C, 30°C-33°C y 34°C-36°C obteniendo así una respuesta en un mejor tiempo y sin que excediera la temperatura objetivo.

Tiempo	Tem Ref (H2O)	Temp. Sangre	Voltaje (sensor)
0	22	19.25	0.385
1	23	20.3	0.406
2	25.5	22.05	0.441
3	28	24.3	0.486
4	29	25.95	0.519
5	30	27.55	0.551
6	32	28.9	0.578
7	33	30.1	0.602
8	34.5	31.55	0.631

9	35	33.1	0.662
10	35.3	33.8	0.676
11	35.3	34.35	0.687
12	35	34.8	0.696
13	35	34.95	0.699
14	35	35.1	0.702
15	35	35.2	0.704
16	35	35.3	0.706
17	34.9	35.35	0.707
18	34.5	35.35	0.707
19	34.5	35.35	0.707
20	34.5	35.35	0.707
21	34	35.35	0.707
22	34	35.4	0.708
23	34	35.35	0.707
24	34	35.35	0.707
25	34	35.35	0.707
26	34	35.35	0.707
27	34	35.35	0.707
28	34	35.35	0.707
29	34	35.35	0.707
30	34	35.35	0.707

Figura 5.5 Tabla 3, Resultados de la Calibración Final.

Gráficas de las Tablas

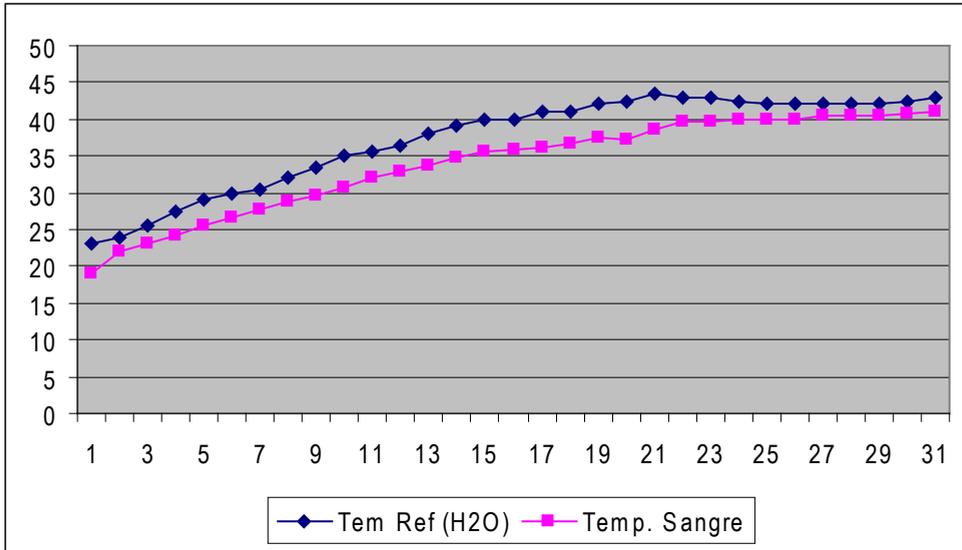


Figura 5.6 Gráfica de Tabla 1.

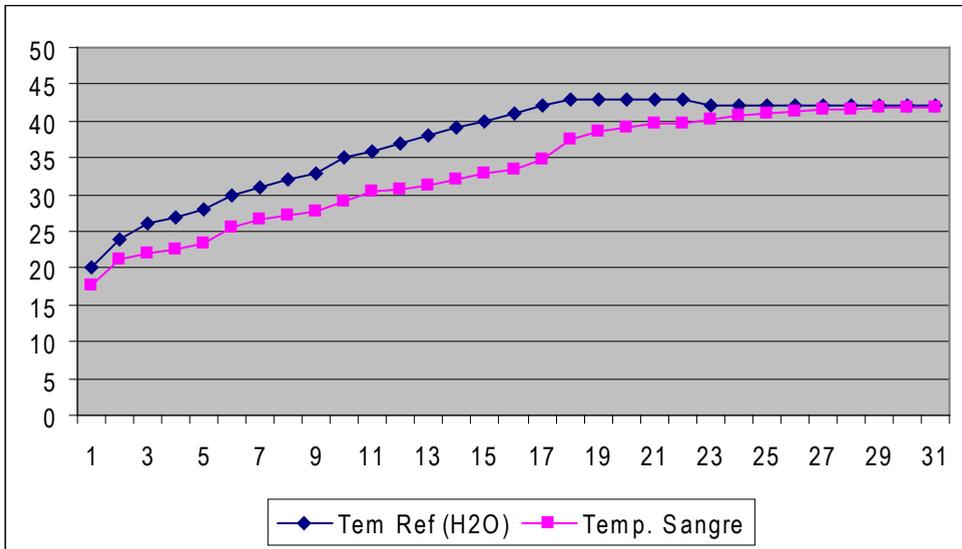


Figura 5.7 Grafica de Tabla 2.

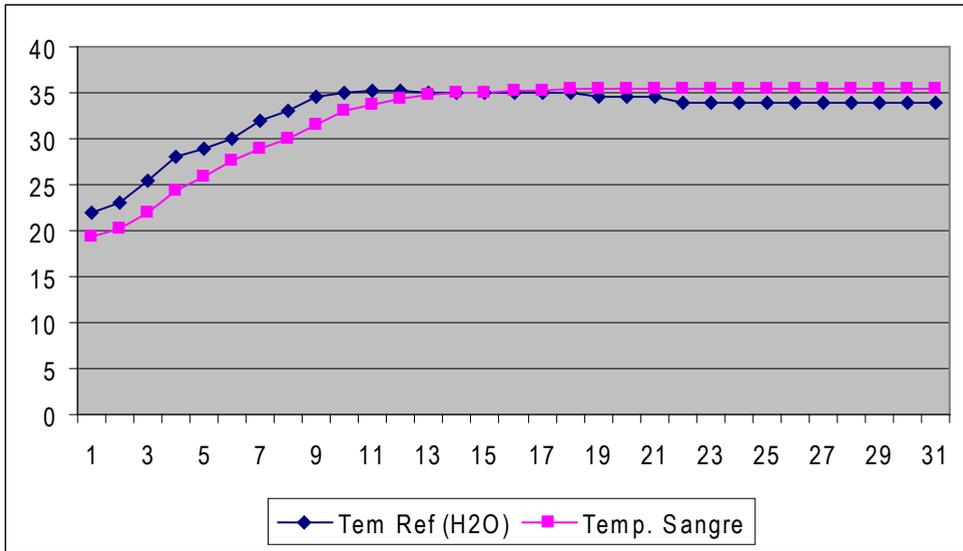


Figura 5.8 Gráfica de Tabla 3.

### Conclusiones

Este proyecto nos permitió aplicar gran parte de toda la teoría que se enseña en la Universidad y que finalmente la vemos plasmada en un diseño para aplicaciones médicas, que cumple con las necesidades específicas de cierta área usuaria (QX). Parte de la importancia de este proyecto, fue que la idea que se tuvo para su desarrollo se debió ajustar a la obtención de un diseño que fuera poco costoso, práctico, funcional y que a su vez cumpliera con las necesidades prácticas del área médica.

Partiendo de esto se desarrollo un prototipo que al principio se había pensado que funcionara de manera analógica, pero tomando en cuenta que hoy en día existen dispositivos que nos permiten mantener una autonomía de procesos correcta y que en nuestro caso se podía aplicar sin tener problemas de precisión hasta cierto punto, nos vimos en la tarea de utilizar un 68HC11 (microcontrolador), el cual nos permitió tener

mas conocimiento del problema como tal, ya que tuvimos que reconocer su funcionamiento, sus diferentes modelos y herramientas de aplicación para poder hacer una elección adecuada a nuestro proyecto.

De esta manera después de haber tenido algunas dificultades durante el desarrollo de este proyecto, tales como la elección de la mejor opción para la resolución de diversos problemas como la etapa de potencia la elección de los circuitos integrados que utilizaríamos, el planteamiento de la programación del sistema de control, optimización del programa, que herramientas utilizar para la programación ya que se tienen infinidad de soluciones pero debes elegir entre la más práctica, la más adecuada y la más fácil, ahí fue donde titubeamos pero al final apoyándonos en la teoría y obteniendo los resultados prácticos esperados, se fue aclarando el panorama.

Este proyecto dejo un gran conocimiento teórico-practico en cada uno de los participantes que lo realizaron ya que nos enfrentamos a problemas que apoyados en conjunto con nuestro asesor pudimos resolver y así finalmente se cumplió con los objetivos que se perseguían al inicio del diseño y que no obstante de cumplirse se mencionan algunas idea para la mejora del mismo.

### **Mejoras**

Tomando en cuenta que este proyecto tiene que ser de bajo costo, nosotros propondríamos como una mejora el uso de un PIC en lugar del microcontrolador 68HC11 ya que únicamente utilizamos una pequeña parte de las características del mismo, la ventaja fue, que el laboratorio nos permitió el uso de una tarjeta existente y funcional. El PIC, aparte de ser un elemento mas barato tendríamos la facilidad de encontrar opciones de acuerdo a nuestra aplicación.

Otra mejora sería el adaptarle un agitador al depósito para que fuera más uniforme la temperatura del sistema, hacer la implementación de un dispositivo de cristal líquido (LCD) para desplegar las lecturas de la temperatura y diseñar el contenedor específico para la aplicación.

**MOTOROLA**  
SEMICONDUCTOR TECHNICAL DATA

**TRIACS**  
**Silicon Bidirectional Thyristors**

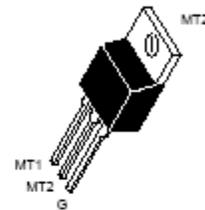
Designed for high performance full-wave ac control applications where high noise immunity and high commutating di/dt are required.

- Blocking Voltage to 800 Volts
- On-State Current Rating of 15 Amperes RMS at 80°C
- Uniform Gate Trigger Currents in Three Modes
- High Immunity to dv/dt — 250 V/μs minimum at 125°C
- Minimizes Snubber Networks for Protection
- Industry Standard TO-220AB Package
- High Commutating di/dt — 9.0 A/ms minimum at 125°C

**MAG15**  
**SERIES\***

\*Motorola preferred devices

TRIACS  
15 AMPERES RMS  
400 thru 800  
VOLTS



CASE 221A-06  
(TO-220AB)  
Style 4

**MAXIMUM RATINGS** ( $T_J = 25^\circ\text{C}$  unless otherwise noted)

Symbol	Parameter	Value	Unit
$V_{DRM}$	Peak Repetitive Off-State Voltage (1) (-40 to 125°C, Sine Wave, 50 to 60 Hz, Gate Open)	MAC15D MAC15M MAC15N 400 600 800	Volts
$I_{T(RMS)}$	On-State RMS Current (60 Hz, $T_C = 80^\circ\text{C}$ )	15	A
$I_{TSM}$	Peak Non-repetitive Surge Current (One Full Cycle, 60 Hz, $T_J = 125^\circ\text{C}$ )	150	A
$i^2t$	Circuit Fusing Consideration ( $t = 8.3$ ms)	93	A <sup>2</sup> sec
$P_{GM}$	Peak Gate Power (Pulse Width $\leq 1.0$ μs, $T_C = 80^\circ\text{C}$ )	20	Watts
$P_{G(AV)}$	Average Gate Power ( $t = 8.3$ ms, $T_C = 80^\circ\text{C}$ )	0.5	Watts
$T_J$	Operating Junction Temperature Range	-40 to +125	°C
$T_{stg}$	Storage Temperature Range	-40 to +150	°C

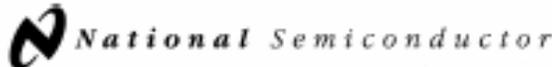
**THERMAL CHARACTERISTICS**

$R_{\theta JC}$ $R_{\theta JA}$	Thermal Resistance — Junction to Case — Junction to Ambient	2.0 62.5	°C/W
$T_L$	Maximum Lead Temperature for Soldering Purposes 1/8" from Case for 10 Seconds	260	°C

(1)  $V_{DRM}$  for all types can be applied on a continuous basis. Blocking voltages shall not be tested with a constant current source such that the voltage ratings of the devices are exceeded.

Preferred devices are Motorola recommended choices for future use and best overall value.

REV 1



November 2000

## LM35 Precision Centigrade Temperature Sensors

### General Description

The LM35 series are precision integrated-circuit temperature sensors, whose output voltage is linearly proportional to the Celsius (Centigrade) temperature. The LM35 thus has an advantage over linear temperature sensors calibrated in ° Kelvin, as the user is not required to subtract a large constant voltage from its output to obtain convenient Centigrade scaling. The LM35 does not require any external calibration or trimming to provide typical accuracies of  $\pm 1/4^\circ\text{C}$  at room temperature and  $\pm 1/4^\circ\text{C}$  over a full  $-55$  to  $+150^\circ\text{C}$  temperature range. Low cost is assured by trimming and calibration at the wafer level. The LM35's low output impedance, linear output, and precise inherent calibration make interfacing to readout or control circuitry especially easy. It can be used with single power supplies, or with plus and minus supplies. As it draws only  $60\ \mu\text{A}$  from its supply, it has very low self-heating, less than  $0.1^\circ\text{C}$  in still air. The LM35 is rated to operate over a  $-55^\circ$  to  $+150^\circ\text{C}$  temperature range, while the LM35C is rated for a  $-40^\circ$  to  $+110^\circ\text{C}$  range ( $-10^\circ$  with improved accuracy). The LM35 series is available pack-

aged in hermetic TO-46 transistor packages, while the LM35C, LM35CA, and LM35D are also available in the plastic TO-92 transistor package. The LM35D is also available in an 8-lead surface mount small outline package and a plastic TO-220 package.

### Features

- Calibrated directly in ° Celsius (Centigrade)
- Linear  $+10.0\ \text{mV}/^\circ\text{C}$  scale factor
- $0.5^\circ\text{C}$  accuracy guaranteeable (at  $+25^\circ\text{C}$ )
- Rated for full  $-55^\circ$  to  $+150^\circ\text{C}$  range
- Suitable for remote applications
- Low cost due to wafer-level trimming
- Operates from 4 to 30 volts
- Less than  $60\ \mu\text{A}$  current drain
- Low self-heating,  $0.08^\circ\text{C}$  in still air
- Nonlinearity only  $\pm 1/4^\circ\text{C}$  typical
- Low impedance output,  $0.1\ \Omega$  for  $1\ \text{mA}$  load

### Typical Applications

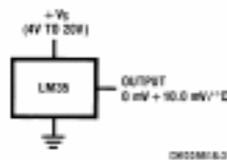
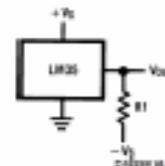


FIGURE 1. Basic Centigrade Temperature Sensor ( $+2^\circ\text{C}$  to  $+150^\circ\text{C}$ )



Choose  $R_1 = -V_{cc}/60\ \mu\text{A}$   
 $V_{\text{OUT}} = +1.500\ \text{mV}$  at  $+150^\circ\text{C}$   
 $= +250\ \text{mV}$  at  $+25^\circ\text{C}$   
 $= -550\ \text{mV}$  at  $-55^\circ\text{C}$

FIGURE 2. Full-Range Centigrade Temperature Sensor

LM35

Connection Diagrams

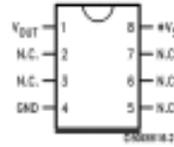
**TO-46**  
Metal Can Package\*



**BOTTOM VIEW**  
D20000110-1

\*Case is connected to negative pin (GND)  
Order Number LM35H, LM35AH, LM35CH, LM35CAH or LM35DH  
See NS Package Number H03H

**SO-8**  
Small Outline Molded Package



D2000010-1

N.C. = No Connection

Top View  
Order Number LM35DM  
See NS Package Number M08A

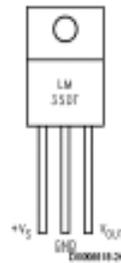
**TO-92**  
Plastic Package



**BOTTOM VIEW**  
D20000110-2

Order Number LM35CZ, LM35CAZ or LM35DZ  
See NS Package Number Z03A

**TO-220**  
Plastic Package\*



D2000010-2

\*Tab is connected to the negative pin (GND).  
Note: The LM35DT pinout is different than the discontinued LM35DP.

Order Number LM35DT  
See NS Package Number TA03F

LM35

Electrical Characteristics (Notes 1, 8)								
Parameter	Conditions	LM35			LM35C, LM35D			Units (Max.)
		Typical	Tested Limit (Note 4)	Design Limit (Note 5)	Typical	Tested Limit (Note 4)	Design Limit (Note 5)	
Accuracy, LM35, LM35C (Note 7)	$T_A = +25^\circ\text{C}$	$\pm 0.4$	$\pm 1.0$		$\pm 0.4$	$\pm 1.0$	$\pm 1.5$	$^\circ\text{C}$
	$T_A = -10^\circ\text{C}$	$\pm 0.5$			$\pm 0.5$		$\pm 1.5$	$^\circ\text{C}$
	$T_A = T_{MAX}$	$\pm 0.8$	$\pm 1.5$		$\pm 0.8$		$\pm 1.5$	$^\circ\text{C}$
	$T_A = T_{MIN}$	$\pm 0.8$		$\pm 1.5$	$\pm 0.8$		$\pm 2.0$	$^\circ\text{C}$
Accuracy, LM35D (Note 7)	$T_A = +25^\circ\text{C}$				$\pm 0.6$	$\pm 1.5$		$^\circ\text{C}$
	$T_A = T_{MAX}$				$\pm 0.9$		$\pm 2.0$	$^\circ\text{C}$
	$T_A = T_{MIN}$				$\pm 0.9$		$\pm 2.0$	$^\circ\text{C}$
Nonlinearity (Note 8)	$T_{MIN} \leq T_A \leq T_{MAX}$	$\pm 0.3$		$\pm 0.5$	$\pm 0.2$		$\pm 0.5$	$^\circ\text{C}$
Sensor Gain (Average Slope)	$T_{MIN} \leq T_A \leq T_{MAX}$	+10.0	+9.8, +10.2		+10.0		+9.8, +10.2	mV/°C
Load Regulation (Note 3) $I_{OL} \leq 1\text{ mA}$	$T_A = +25^\circ\text{C}$	$\pm 0.4$	$\pm 2.0$		$\pm 0.4$	$\pm 2.0$		mV/mA
	$T_{MIN} \leq T_A \leq T_{MAX}$	$\pm 0.5$		$\pm 5.0$	$\pm 0.5$		$\pm 5.0$	mV/mA
Line Regulation (Note 3)	$T_A = +25^\circ\text{C}$	$\pm 0.01$	$\pm 0.1$		$\pm 0.01$	$\pm 0.1$		mV/V
	$4V \leq V_{IN} \leq 30V$	$\pm 0.02$		$\pm 0.2$	$\pm 0.02$		$\pm 0.2$	mV/V
Quiescent Current (Note 9)	$V_{IN} = +5V, +25^\circ\text{C}$	58	80		58	80		$\mu\text{A}$
	$V_{IN} = +5V$	105		158	91		138	$\mu\text{A}$
	$V_{IN} = +30V, +25^\circ\text{C}$	58.2	82		58.2	82		$\mu\text{A}$
	$V_{IN} = +30V$	105.5		161	91.5		141	$\mu\text{A}$
Change of Quiescent Current (Note 3)	$4V \leq V_{IN} \leq 30V, +25^\circ\text{C}$	0.2	2.0		0.2	2.0		$\mu\text{A}$
	$4V \leq V_{IN} \leq 30V$	0.5		3.0	0.5		3.0	$\mu\text{A}$
Temperature Coefficient of Quiescent Current		+0.39		+0.7	+0.39		+0.7	$\mu\text{A}/^\circ\text{C}$
Minimum Temperature for Rated Accuracy	In circuit of Figure 1, $I_L = 0$	+1.5		+2.0	+1.5		+2.0	$^\circ\text{C}$
Long Term Stability	$T_A = T_{MAX}$ for 1000 hours	$\pm 0.08$			$\pm 0.08$			$^\circ\text{C}$

Note 1: Unless otherwise noted, these specifications apply:  $-50^\circ\text{C}/T_A \leq +100^\circ\text{C}$  for the LM35 and LM35A;  $-40^\circ\text{C}/T_A \leq +110^\circ\text{C}$  for the LM35C and LM35CA; and  $0^\circ\text{C}/T_A \leq +100^\circ\text{C}$  for the LM35D.  $V_{IN} = +5\text{V}$  and  $I_{OL} = 50\ \mu\text{A}$ , in the circuit of Figure 2. These specifications also apply from  $+3^\circ\text{C}$  to  $T_{MAX}$  in the circuit of Figure 1. Specifications in boldface apply over the full rated temperature range.

Note 2: Thermal resistance of the TO-46 package is  $400^\circ\text{C}/\text{W}$  (junction to ambient), and  $34^\circ\text{C}/\text{W}$  (junction to case). Thermal resistance of the TO-62 package is  $160^\circ\text{C}/\text{W}$  (junction to ambient). Thermal resistance of the small outline molded package is  $220^\circ\text{C}/\text{W}$  (junction to ambient). Thermal resistance of the TO-220 package is  $90^\circ\text{C}/\text{W}$  (junction to ambient). For additional thermal resistance information see table in the Applications section.

Note 3: Regulation is measured at constant junction temperature, using pulse testing with a low duty cycle. Changes in output due to heating effects can be computed by multiplying the internal dissipation by the thermal resistance.

Note 4: Tested Limits are guaranteed and 100% tested in production.

Note 5: Design Limits are guaranteed (but not 100% production tested) over the indicated temperature and supply voltage ranges. These limits are not used to calculate outgoing quality levels.

Note 6: Specifications in boldface apply over the full rated temperature range.

Note 7: Accuracy is defined as the error between the output voltage and  $100^\circ\text{C}$  times the device's case temperature, at specified conditions of voltage, current, and temperature (expressed in  $^\circ\text{C}$ ).

Note 8: Nonlinearity is defined as the deviation of the output-voltage-versus-temperature curve from the best-fit straight line, over the device's rated temperature range.

Note 9: Quiescent current is defined in the circuit of Figure 1.

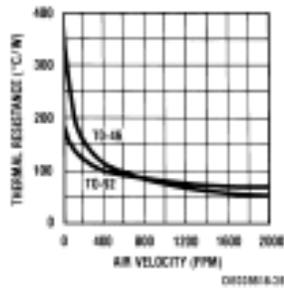
Note 10: Absolute Maximum Ratings indicate limits beyond which damage to the device may occur. DC and AC electrical specifications do not apply when operating the device beyond its rated operating conditions. See Note 1.

Note 11: Human body model, 100 pF discharged through a 1.5 k $\Omega$  resistor.

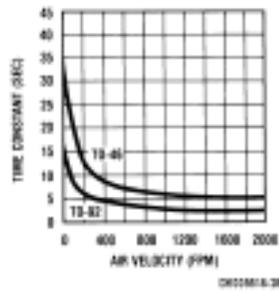
Note 12: See AN-455 "Surface Mounting Methods and Their Effect on Product Reliability" or the section titled "Surface Mount" found in a current National Semiconductor Linear Data Book for other methods of selecting surface mount devices.

Typical Performance Characteristics

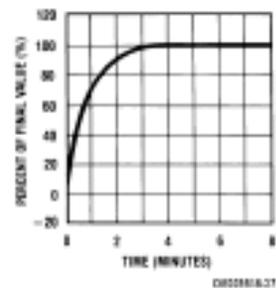
Thermal Resistance  
Junction to Air



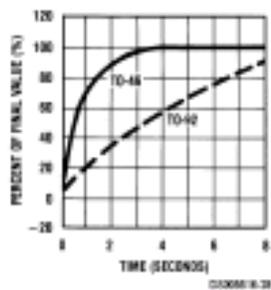
Thermal Time Constant



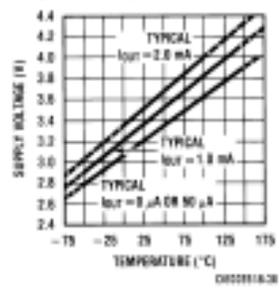
Thermal Response  
in Still Air



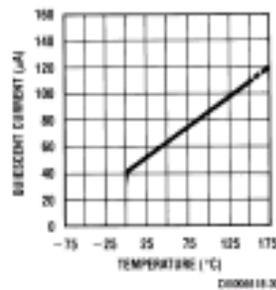
Thermal Response in  
Stirred Oil Bath



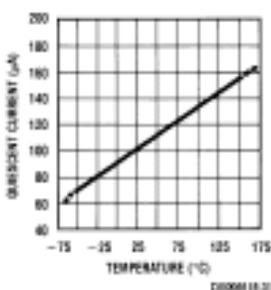
Minimum Supply  
Voltage vs. Temperature



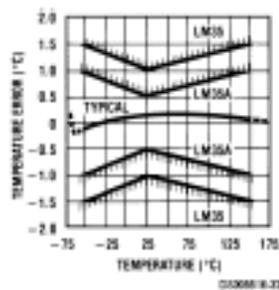
Quiescent Current  
vs. Temperature  
(In Circuit of Figure 1.)



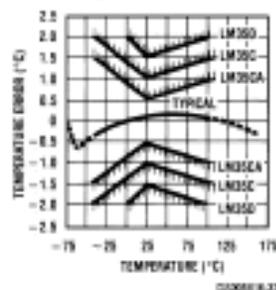
Quiescent Current  
vs. Temperature  
(In Circuit of Figure 2.)



Accuracy vs. Temperature  
(Guaranteed)

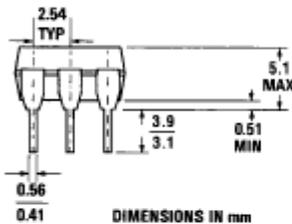
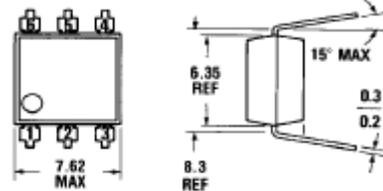


Accuracy vs. Temperature  
(Guaranteed)



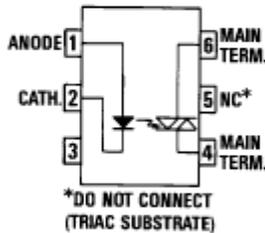
**MOC3009 MOC3010  
MOC3011 MOC3012**

**PACKAGE DIMENSIONS**



DIMENSIONS IN mm  
PACKAGE CODE E

ST1603-02



Equivalent Circuit

C2081

**DESCRIPTION**

The MOC3009, MOC3010, MOC3011 and MOC3012 are optically isolated triac driver devices. These devices contain a GaAs infrared emitting diode and a light activated silicon bilateral switch, which functions like a triac. This series is designed for interfacing between electronic controls and power triacs to control resistive and inductive loads for 120 VAC operations.

**FEATURES**

- Low input current required (typically 5mA—MOC3011)
- High isolation voltage—minimum 7500 VAC peak
- Underwriters Laboratory (UL) recognized—File E90700

**APPLICATIONS**

- Triac driver
- Industrial controls
- Traffic lights
- Vending machines
- Motor control
- Solid state relay

ABSOLUTE MAXIMUM RATINGS	
<b>TOTAL PACKAGE</b>	
Storage temperature	-55°C to 150°C
Operating temperature	-40°C to 100°C
Lead temperature (soldering 10 sec)	260°C
Withstand test voltage	7500 VAC Peak (50-60 Hz)
<b>INPUT DIODE</b>	
Forward DC current	50 mA
Reverse voltage	3 V
Peak forward current (1 μs pulse, 300 pps)	3.0 A
Power dissipation (25°C ambient)	100 mW
Derate linearly (above 25°C)	1.33 mW/°C
<b>OUTPUT DRIVER</b>	
Off-state output terminal voltage	250 volts
On-state RMS current (Full cycle, 50 to 60 Hz) T <sub>a</sub> =25°C	100 mA
(Full cycle, 50 to 60 Hz) T <sub>a</sub> =70°C	50 mA
Peak nonrepetitive surge current (PW=10 ms, DC=10%)	1.2 A
Total power dissipation @ T <sub>a</sub> =25°C	300 mW
Derate above 25°C	4.0 mW/°C

**ELECTRO-OPTICAL CHARACTERISTICS** (25°C Temperature Unless Otherwise Specified)

<b>INDIVIDUAL COMPONENT CHARACTERISTICS</b>						
CHARACTERISTIC	SYMBOL	MIN.	TYP.	MAX.	UNITS	TEST CONDITIONS
<b>INPUT DIODE</b>						
Forward voltage	$V_f$		1.2	1.50	V	$I_f = 10 \text{ mA}$
Junction capacitance	$C_j$		50		pF	$V_f = 0 \text{ V}, f = 1 \text{ MHz}$
Reverse leakage current	$I_r$			100	$\mu\text{A}$	$V_r = 3.0 \text{ V}$
<b>OUTPUT DETECTOR</b>						
Peak blocking current, either direction	$I_{DM}$	—		100	nA	$V_{CEM} = 250 \text{ V}$ , Note 1
Peak on-state voltage, either direction	$V_{TM}$	—	2.0	3.0	Volts	$I_{TM} = 100 \text{ mA Peak}$
Note 1. Test voltage must be applied within dv/dt rating.						

<b>TRANSFER CHARACTERISTICS</b>							
DC CHARACTERISTICS	SYMBOL	MIN.	TYP.	MAX.	UNITS	TEST CONDITIONS	
LED trigger current (current required to latch output)	MOC3009	$I_{TT}$	—	15.0	30	mA	Main terminal voltage = 3.0 V, $R_L = 150\Omega$
	MOC3010	$I_{TT}$	—	10.0	15	mA	
	MOC3011	$I_{TT}$	—	5	10	mA	
	MOC3012	$I_{TT}$	—	—	5	mA	
Holding current		$I_H$	—	100	—	$\mu\text{A}$	Either direction

<b>TRANSFER CHARACTERISTICS</b>							
CHARACTERISTICS	SYMBOL	MIN.	TYP.	MAX.	UNITS	TEST CONDITIONS	
<b>AC dv/dt RATING</b>							
Critical rate of rise of off-state voltage		dv/dt	—	12.0	—	V/ $\mu\text{s}$	Static dv/dt (see Fig. 4)
Critical rate of rise of commutating voltage		dv/dt	—	0.2	—	V/ $\mu\text{s}$	Commutating dv/dt $I_{DM} = 15 \text{ mA}$ (see Fig. 4)

<b>ISOLATION CHARACTERISTICS</b>						
CHARACTERISTICS	SYMBOL	MIN.	TYP.	MAX.	UNITS	TEST CONDITIONS
Isolation voltage	$V_{iso}$	5300			$V_{AC,RMS}$	$I_{IO} \leq 1 \mu\text{A}$ , 1 Minute
	$V_{iso}$	7500			$V_{AC,PEAK}$	$I_{IO} \leq 1 \mu\text{A}$ , 1 Minute
Isolation resistance	$R_{iso}$	$10^{11}$			ohms	$V_{IO} = 500 \text{ VDC}$
Isolation capacitance	$C_{iso}$		0.5		pF	$f = 1 \text{ MHz}$

**TYPICAL ELECTRICAL CHARACTERISTIC CURVES**

(25°C Free Air Temperature Unless Otherwise Specified)

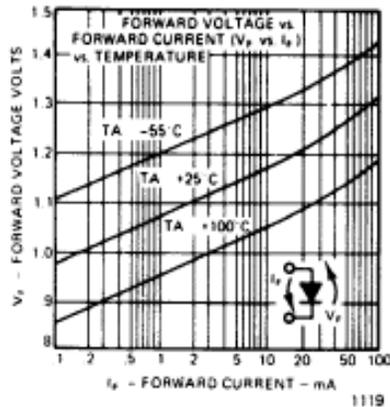


Fig. 1. Forward Voltage Drop vs. Forward Current

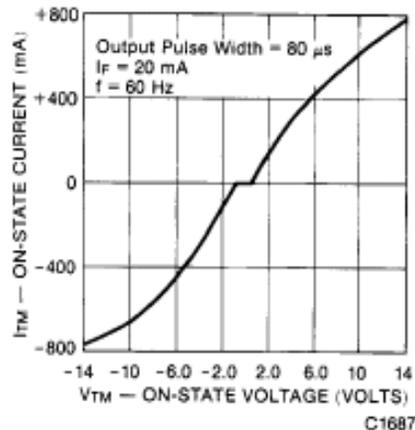


Fig. 2. On-State Characteristics

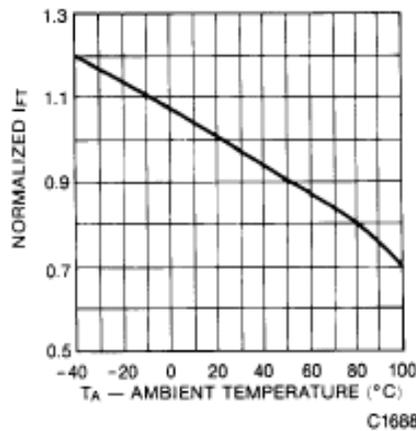


Fig. 3. Trigger Current vs. Temperature

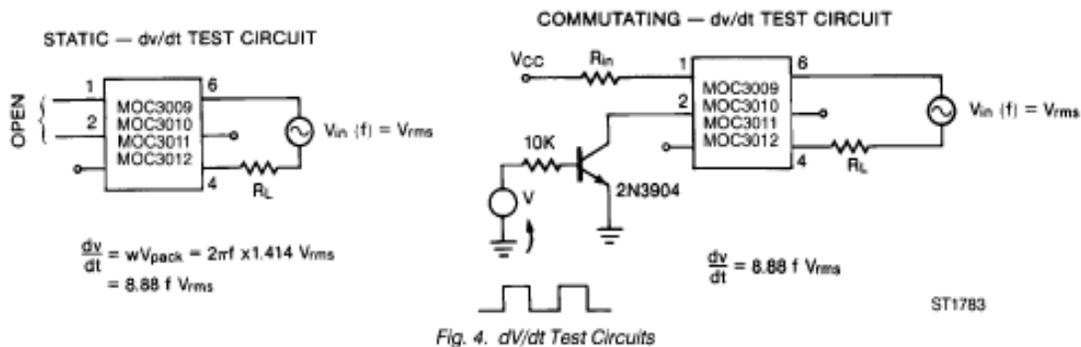
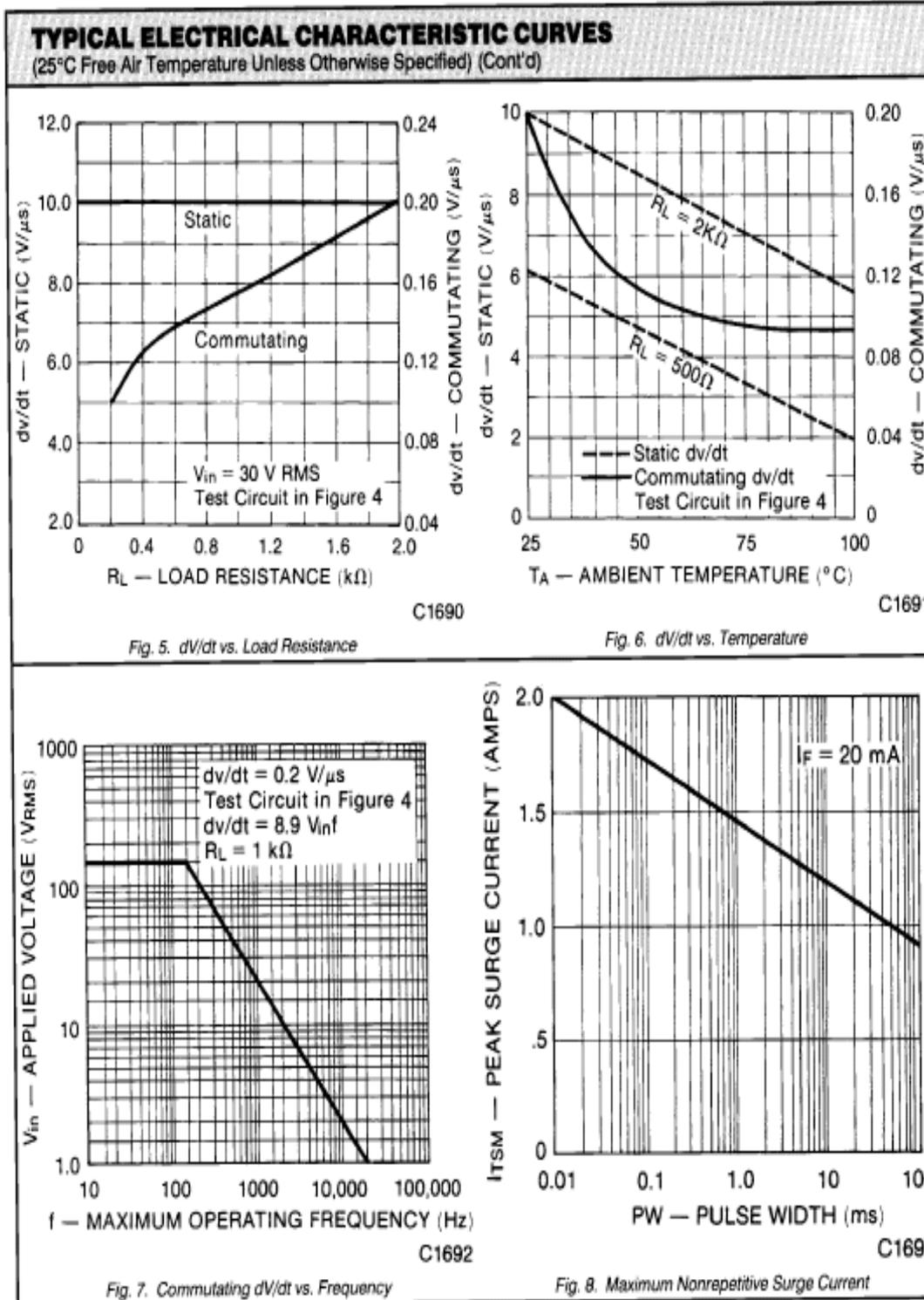
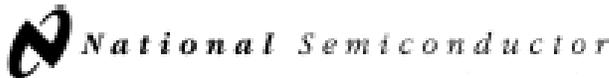


Fig. 4.  $dV/dt$  Test Circuits





August 2000

## LM124/LM224/LM324/LM2902 Low Power Quad Operational Amplifiers

### General Description

The LM124 series consists of four independent, high gain, internally frequency compensated operational amplifiers which were designed specifically to operate from a single power supply over a wide range of voltages. Operation from split power supplies is also possible and the low power supply current drain is independent of the magnitude of the power supply voltage.

Application areas include transducer amplifiers, DC gain blocks and all the conventional op amp circuits which now can be more easily implemented in single power supply systems. For example, the LM124 series can be directly operated off of the standard +5V power supply voltage which is used in digital systems and will easily provide the required interface electronics without requiring the additional  $\pm 15V$  power supplies.

### Unique Characteristics

- In the linear mode the input common-mode voltage range includes ground and the output voltage can also swing to ground, even though operated from only a single power supply voltage
- The unity gain cross frequency is temperature compensated
- The input bias current is also temperature compensated

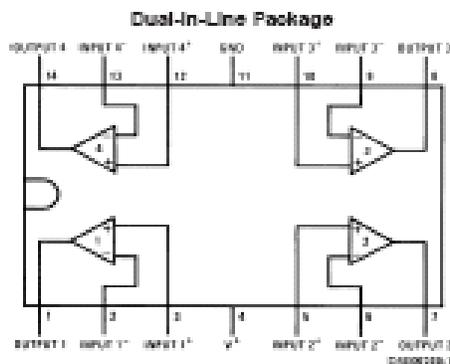
### Advantages

- Eliminates need for dual supplies
- Four internally compensated op amps in a single package
- Allows direct sensing near GND and  $V_{OUT}$  also goes to GND
- Compatible with all forms of logic
- Power drain suitable for battery operation

### Features

- Internally frequency compensated for unity gain
- Large DC voltage gain: 100 dB
- Wide bandwidth (unity gain): 1 MHz (temperature compensated)
- Wide power supply range:  
Single supply: 3V to 32V  
or dual supplies:  $\pm 1.5V$  to  $\pm 16V$
- Very low supply current drain (700  $\mu A$ )—essentially independent of supply voltage
- Low input biasing current: 45 nA (temperature compensated)
- Low input offset voltage: 2 mV and offset current: 5 nA
- Input common-mode voltage range includes ground
- Differential input voltage range equal to the power supply voltage
- Large output voltage swing: 0V to  $V^+ - 1.5V$

### Connection Diagram



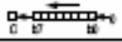
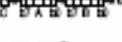
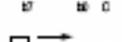
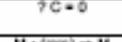
Top View

Order Number LM124J, LM124AJ, LM124J/883 (Note 2), LM124AJ/883 (Note 1), LM224J, LM224AJ, LM324J, LM324M, LM324MX, LM324AM, LM324AMX, LM2902M, LM2902MX, LM324N, LM324AN, LM324MT, LM324MTX or LM2902N LM124AJRGML and LM124AJRGMLV (Note 3)  
See NS Package Number J14A, M14A or N14A

Note 1: LM124A available per JANS1611008  
Note 2: LM124 available per JANS1611005

LM124/LM224/LM324/LM2902 Low Power Quad Operational Amplifiers

Table 3-2 Instruction Set (Sheet 1 of 6)

Mnemonic	Operation	Description	Addressing Mode	Instruction			Condition Codes									
				Opcode	Operand	Cycles	S	X	H	I	N	Z	V	C		
ABA	Add Accumulators	$A + B \Rightarrow A$	INH	1B	—	2	—	—	Δ	—	—	Δ	Δ	Δ	Δ	
ABX	Add B to X	$IX + (00 : B) \Rightarrow IX$	INH	3A	—	3	—	—	—	—	—	—	—	—	—	
ABY	Add B to Y	$IY + (00 : B) \Rightarrow IY$	INH	3A	—	4	—	—	—	—	—	—	—	—	—	
ADCA (opr)	Add with Carry to A	$A + M + C \Rightarrow A$	A IMM A DIR A EXT A IND,X A IND,Y	89 99 99 A9 A9	ll dd hh ll ll ll	2 3 4 4 5	—	—	Δ	—	—	Δ	Δ	Δ	Δ	
ADCB (opr)	Add with Carry to B	$B + M + C \Rightarrow B$	B IMM B DIR B EXT B IND,X B IND,Y	C9 D9 F9 E9 E9	ll dd hh ll ll ll	2 3 4 4 5	—	—	Δ	—	—	Δ	Δ	Δ	Δ	
ADDA (opr)	Add Memory to A	$A + M \Rightarrow A$	A IMM A DIR A EXT A IND,X A IND,Y	85 95 99 A5 A5	ll dd hh ll ll ll	2 3 4 4 5	—	—	Δ	—	—	Δ	Δ	Δ	Δ	
ADDB (opr)	Add Memory to B	$B + M \Rightarrow B$	B IMM B DIR B EXT B IND,X B IND,Y	C5 D5 F5 E5 E5	ll dd hh ll ll ll	2 3 4 4 5	—	—	Δ	—	—	Δ	Δ	Δ	Δ	
ADDD (opr)	Add 16-bit to D	$D + (M : M + 1) \Rightarrow D$	IMM DIR EXT IND,X IND,Y	C3 D3 F3 E3 E3	ll kk dd hh ll ll ll	4 5 8 8 7	—	—	—	—	—	Δ	Δ	Δ	Δ	
ANDA (opr)	AND A with Memory	$A \cdot M \Rightarrow A$	A IMM A DIR A EXT A IND,X A IND,Y	84 94 94 A4 A4	ll dd hh ll ll ll	2 3 4 4 5	—	—	—	—	—	Δ	Δ	0	—	
ANDB (opr)	AND B with Memory	$B \cdot M \Rightarrow B$	B IMM B DIR B EXT B IND,X B IND,Y	C4 D4 F4 E4 E4	ll dd hh ll ll ll	2 3 4 4 5	—	—	—	—	—	Δ	Δ	0	—	
ASL (opr)	Arithmetic Shift Left		EXT IND,X IND,Y	78 88 88	hh ll ll ll	8 8 7	—	—	—	—	—	Δ	Δ	Δ	Δ	
ASLA	Arithmetic Shift Left A		A INH	48	—	2	—	—	—	—	—	—	Δ	Δ	Δ	Δ
ASLB	Arithmetic Shift Left B		B INH	58	—	2	—	—	—	—	—	—	Δ	Δ	Δ	Δ
ASLD	Arithmetic Shift Left D		INH	06	—	3	—	—	—	—	—	—	Δ	Δ	Δ	Δ
ASR	Arithmetic Shift Right		EXT IND,X IND,Y	77 87 87	hh ll ll ll	8 8 7	—	—	—	—	—	Δ	Δ	Δ	Δ	
ASRA	Arithmetic Shift Right A		A INH	47	—	2	—	—	—	—	—	—	Δ	Δ	Δ	Δ
ASRB	Arithmetic Shift Right B		B INH	57	—	2	—	—	—	—	—	—	Δ	Δ	Δ	Δ
BCC (rel)	Branch if Carry Clear	? C = 0	REL	24	ll	3	—	—	—	—	—	—	—	—	—	
BCLR (opr) (mak)	Clear Bits	$M \cdot (mm) \Rightarrow M$	DIR IND,X IND,Y	15 1D 1D	dd mm ll mm ll mm	8 7 8	—	—	—	—	—	Δ	Δ	0	—	
BCS (rel)	Branch if Carry Set	? C = 1	REL	25	ll	3	—	—	—	—	—	—	—	—	—	
BEQ (rel)	Branch if = Zero	? Z = 1	REL	27	ll	3	—	—	—	—	—	—	—	—	—	
BGE (rel)	Branch if > Zero	? N & V = 0	REL	2C	ll	3	—	—	—	—	—	—	—	—	—	

CENTRAL PROCESSING UNIT

Table 3-2 Instruction Set (Sheet 2 of 6)

Mnemonic	Operation	Description	Addressing Mode	Instruction			Condition Codes							
				Opcode	Operand	Cycles	S	X	H	I	N	Z	V	C
BGT (rel)	Branch if > Zero	? Z + (N ⊕ V) = 0	REL	2E	r	3	—	—	—	—	—	—	—	—
BHT (rel)	Branch if Higher	? C + Z = 0	REL	22	r	3	—	—	—	—	—	—	—	
BHS (rel)	Branch if Higher or Same	? C = 0	REL	24	r	3	—	—	—	—	—	—	—	
BITA (opr)	Bit(s) Test A with Memory	A • M	A IMM	85	i	2	—	—	—	—	Δ	Δ	0	—
			A DIR	95	dd	3								
			A EXT	B5	hh ll	4								
			A IND,X	A5	ff	4								
			A IND,Y	A5	ff	5								
BITB (opr)	Bit(s) Test B with Memory	B • M	B IMM	C5	i	2	—	—	—	—	Δ	Δ	0	—
			B DIR	D5	dd	3								
			B EXT	F5	hh ll	4								
			B IND,X	E5	ff	4								
			B IND,Y	E5	ff	5								
			B IND,Y	E5	ff	5								
BLE (rel)	Branch if ≤ Zero	? Z + (N ⊕ V) = 1	REL	2F	r	3	—	—	—	—	—	—	—	
BLO (rel)	Branch if Lower	? C = 1	REL	25	r	3	—	—	—	—	—	—	—	
BLS (rel)	Branch if Lower or Same	? C + Z = 1	REL	23	r	3	—	—	—	—	—	—	—	
BLT (rel)	Branch if < Zero	? N ⊕ V = 1	REL	2D	r	3	—	—	—	—	—	—	—	
BMI (rel)	Branch if Minus	? N = 1	REL	2B	r	3	—	—	—	—	—	—	—	
BNE (rel)	Branch if not = Zero	? Z = 0	REL	26	r	3	—	—	—	—	—	—	—	
BPL (rel)	Branch if Plus	? N = 0	REL	2A	r	3	—	—	—	—	—	—	—	
BRA (rel)	Branch Always	? 1 = 1	REL	20	r	3	—	—	—	—	—	—	—	
BRCLR (opr) (mask) (rel)	Branch if Bit(s) Clear	? M • mm = 0	DIR	13	dd mm r	6	—	—	—	—	—	—	—	—
			IND,X	1F	ff mm r	7								
			IND,Y	1F	ff mm r	8								
BRN (rel)	Branch Never	? 1 = 0	REL	21	r	3	—	—	—	—	—	—	—	
BRSET (opr) (mask) (rel)	Branch if Bit(s) Set	? (M) • mm = 0	DIR	12	dd mm r	6	—	—	—	—	—	—	—	—
			IND,X	1E	ff mm r	7								
			IND,Y	1E	ff mm r	8								
BSET (opr) (mask)	Set Bit(s)	M = mm ⇒ M	DIR	14	dd mm	6	—	—	—	—	Δ	Δ	0	—
			IND,X	1C	ff mm	7								
			IND,Y	1C	ff mm	8								
BSR (rel)	Branch to Subroutine	See Figure 3-2	REL	8D	r	6	—	—	—	—	—	—	—	
BVC (rel)	Branch if Overflow Clear	? V = 0	REL	28	r	3	—	—	—	—	—	—	—	
BVS (rel)	Branch if Overflow Set	? V = 1	REL	29	r	3	—	—	—	—	—	—	—	
CBA	Compare A to B	A - B	INH	11	—	2	—	—	—	—	Δ	Δ	Δ	Δ
CLC	Clear Carry Bit	0 ⇒ C	INH	0C	—	2	—	—	—	—	—	—	0	
CLI	Clear Interrupt Mask	0 ⇒ I	INH	0E	—	2	—	—	—	0	—	—	—	
CLR (opr)	Clear Memory Byte	0 ⇒ M	EXT	7F	hh ll	6	—	—	—	—	0	1	0	0
			IND,X	6F	ff	6								
			IND,Y	6F	ff	7								
CLRA	Clear Accumulator A	0 ⇒ A	A INH	4F	—	2	—	—	—	—	0	1	0	0
CLRB	Clear Accumulator B	0 ⇒ B	B INH	5F	—	2	—	—	—	—	0	1	0	0
CLV	Clear Overflow Flag	0 ⇒ V	INH	0A	—	2	—	—	—	—	—	0	—	
CMPA (opr)	Compare A to Memory	A - M	A IMM	81	i	2	—	—	—	—	Δ	Δ	Δ	Δ
			A DIR	91	dd	3								
			A EXT	B1	hh ll	4								
			A IND,X	A1	ff	4								
			A IND,Y	A1	ff	5								
CMPB (opr)	Compare B to Memory	B - M	B IMM	C1	i	2	—	—	—	—	Δ	Δ	Δ	Δ
			B DIR	D1	dd	3								
			B EXT	F1	hh ll	4								
			B IND,X	E1	ff	4								
			B IND,Y	E1	ff	5								

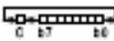
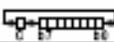
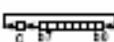
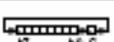
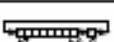
Table 3-2 Instruction Set (Sheet 3 of 6)

Mnemonic	Operation	Description	Addressing Mode	Instruction			Condition Codes								
				Opcode	Operand	Cycles	S	X	H	I	N	Z	V	C	
COM (opr)	One's Complement Memory Byte	\$PF - M \Rightarrow M\$	EXT IND,X IND,Y	73	hh ll	8	-	-	-	-	Δ	Δ	0	1	
				83	▯	8									
				83	▯	7									
COMA	One's Complement A	\$PF - A \Rightarrow A\$	A INH	43	-	2	-	-	-	-	Δ	Δ	0	1	
COMB	One's Complement B	\$PF - B \Rightarrow B\$	B INH	53	-	2	-	-	-	-	Δ	Δ	0	1	
CPD (opr)	Compare D to Memory 16-Bit	D - M : M + 1	IMM DIR EXT IND,X IND,Y	1A	83	j kk	5	-	-	-	-	Δ	Δ	Δ	Δ
				1A	93	dd	8								
				1A	83	hh ll	7								
				1A	A3	▯	7								
				CD	A3	▯	7								
CPX (opr)	Compare X to Memory 16-Bit	IX - M : M + 1	IMM DIR EXT IND,X IND,Y	8C	j kk	4	-	-	-	-	Δ	Δ	Δ	Δ	
				9C	dd	5									
				BC	hh ll	8									
				AC	▯	8									
				CD	AC	▯									7
CPY (opr)	Compare Y to Memory 16-Bit	IY - M : M + 1	IMM DIR EXT IND,X IND,Y	18	8C	j kk	5	-	-	-	-	Δ	Δ	Δ	Δ
				18	9C	dd	8								
				18	BC	hh ll	7								
				1A	AC	▯	7								
				18	AC	▯	7								
DAA	Decimal Adjust A	Adjust Sum to BCD	INH	19	-	2	-	-	-	-	Δ	Δ	Δ	Δ	
DEC (opr)	Decrement Memory Byte	M - 1 \Rightarrow M	EXT IND,X IND,Y	7A	hh ll	8	-	-	-	-	Δ	Δ	Δ	-	
				8A	▯	8									
				8A	▯	7									
DECA	Decrement Accumulator A	A - 1 \Rightarrow A	A INH	4A	-	2	-	-	-	-	Δ	Δ	Δ	-	
DECB	Decrement Accumulator B	B - 1 \Rightarrow B	B INH	5A	-	2	-	-	-	-	Δ	Δ	Δ	-	
DES	Decrement Stack Pointer	SP - 1 \Rightarrow SP	INH	34	-	3	-	-	-	-	-	-	-	-	
DEX	Decrement Index Register X	IX - 1 \Rightarrow IX	INH	09	-	3	-	-	-	-	-	Δ	-	-	
DEY	Decrement Index Register Y	IY - 1 \Rightarrow IY	INH	18	09	-	4	-	-	-	-	Δ	-	-	
EORA (opr)	Exclusive OR A with Memory	A ⊕ M \Rightarrow A	A IMM A DIR A EXT A IND,X A IND,Y	88	ll	2	-	-	-	-	Δ	Δ	0	-	
				98	dd	3									
				88	hh ll	4									
				A8	▯	4									
				18	A8	▯									5
EORB (opr)	Exclusive OR B with Memory	B ⊕ M \Rightarrow B	B IMM B DIR B EXT B IND,X B IND,Y	C8	ll	2	-	-	-	-	Δ	Δ	0	-	
				D8	dd	3									
				F8	hh ll	4									
				E8	▯	4									
				18	E8	▯									5
FDIV	Fractional Divide 16 by 16	D / IX \Rightarrow IX; r \Rightarrow D	INH	03	-	41	-	-	-	-	-	Δ	Δ	Δ	
IDIV	Integer Divide 16 by 16	D / IX \Rightarrow IX; r \Rightarrow D	INH	02	-	41	-	-	-	-	-	Δ	0	Δ	
INC (opr)	Increment Memory Byte	M + 1 \Rightarrow M	EXT IND,X IND,Y	7C	hh ll	8	-	-	-	-	Δ	Δ	Δ	-	
				8C	▯	8									
				8C	▯	7									
INCA	Increment Accumulator A	A + 1 \Rightarrow A	A INH	4C	-	2	-	-	-	-	Δ	Δ	Δ	-	
INCB	Increment Accumulator B	B + 1 \Rightarrow B	B INH	5C	-	2	-	-	-	-	Δ	Δ	Δ	-	
INS	Increment Stack Pointer	SP + 1 \Rightarrow SP	INH	31	-	3	-	-	-	-	-	-	-	-	
INX	Increment Index Register X	IX + 1 \Rightarrow IX	INH	08	-	3	-	-	-	-	-	Δ	-	-	

Table 3-2 Instruction Set (Sheet 4 of 6)

Mnemonic	Operation	Description	Addressing Mode	Instruction			Condition Codes									
				Opcode	Operand	Cycles	S	X	H	I	N	Z	V	C		
INY	Increment Index Register Y	$Y + 1 \Rightarrow Y$	INH	16 00	—	4	—	—	—	—	—	—	—	—	—	—
JMP (opr)	Jump	See Figure 3-2	EXT IND,X IND,Y	16 7E 8E 8E	hh ll # #	3 3 4	—	—	—	—	—	—	—	—	—	—
JSR (opr)	Jump to Subroutine	See Figure 3-2	DIR EXT IND,X IND,Y	16 90 BD AD AD	dd hh ll # #	5 8 8 7	—	—	—	—	—	—	—	—	—	—
LDA (opr)	Load Accumulator A	$M \Rightarrow A$	A IMM A DIR A EXT A IND,X A IND,Y	16 88 98 98 A8 A8	ll dd hh ll # #	2 3 4 4 5	—	—	—	—	—	—	—	—	—	—
LDAB (opr)	Load Accumulator B	$M \Rightarrow B$	B IMM B DIR B EXT B IND,X B IND,Y	16 C8 D8 F8 E8 E8	ll dd hh ll # #	2 3 4 4 5	—	—	—	—	—	—	—	—	—	—
LDD (opr)	Load Double Accumulator D	$M \Rightarrow A, M + 1 \Rightarrow B$	IMM DIR EXT IND,X IND,Y	16 CC DC FC EC EC	jj kk dd hh ll # #	3 4 5 5 8	—	—	—	—	—	—	—	—	—	—
LDS (opr)	Load Stack Pointer	$M : M + 1 \Rightarrow SP$	IMM DIR EXT IND,X IND,Y	16 SE 9E 9E AE AE	jj kk dd hh ll # #	3 4 5 5 8	—	—	—	—	—	—	—	—	—	—
LDX (opr)	Load Index Register X	$M : M + 1 \Rightarrow X$	IMM DIR EXT IND,X IND,Y	16 CE DE FE EE EE	jj kk dd hh ll # #	3 4 5 5 8	—	—	—	—	—	—	—	—	—	—
LDY (opr)	Load Index Register Y	$M : M + 1 \Rightarrow Y$	IMM DIR EXT IND,X IND,Y	16 0E 1E 1E 1A 1E	jj kk dd hh ll # #	4 5 8 8 8	—	—	—	—	—	—	—	—	—	—
LSL (opr)	Logical Shift Left		EXT IND,X IND,Y	16 78 80 80	hh ll # #	8 8 7	—	—	—	—	—	—	—	—	—	—
LSLA	Logical Shift Left A		A INH	48	—	2	—	—	—	—	—	—	—	—	—	—
LSLB	Logical Shift Left B		B INH	58	—	2	—	—	—	—	—	—	—	—	—	—
LSLD	Logical Shift Left Double		INH	06	—	3	—	—	—	—	—	—	—	—	—	—
LSR (opr)	Logical Shift Right		EXT IND,X IND,Y	16 74 84 84	hh ll # #	8 8 7	—	—	—	—	—	—	—	—	—	—
LSRA	Logical Shift Right A		A INH	44	—	2	—	—	—	—	—	—	—	—	—	—
LSRB	Logical Shift Right B		B INH	54	—	2	—	—	—	—	—	—	—	—	—	—
LSRD	Logical Shift Right Double		INH	04	—	3	—	—	—	—	—	—	—	—	—	—
MUL	Multiply 8 by 8	$A * B \Rightarrow D$	INH	3D	—	10	—	—	—	—	—	—	—	—	—	—
NEG (opr)	Two's Complement Memory Byte	$0 - M \Rightarrow M$	EXT IND,X IND,Y	16 70 80 80	hh ll # #	8 8 7	—	—	—	—	—	—	—	—	—	—
NEGA	Two's Complement A	$0 - A \Rightarrow A$	A INH	40	—	2	—	—	—	—	—	—	—	—	—	—
NEGB	Two's Complement B	$0 - B \Rightarrow B$	B INH	50	—	2	—	—	—	—	—	—	—	—	—	—

Table 3-2 Instruction Set (Sheet 5 of 6)

Mnemonic	Operation	Description	Addressing Mode	Instruction			Condition Codes								
				Opcode	Operand	Cycles	S	X	N	I	Z	V	C		
NOP	No operation	No Operation	INH	01	—	2	—	—	—	—	—	—	—	—	—
ORAA (opr)	OR Accumulator A (Inclusive)	$X + M \Rightarrow A$	A IMM	8A	f	2	—	—	—	—	—	—	—	—	—
			A DIR	9A	dj	3	—	—	—	—	—	—	—	—	—
			A EXT	BA	lh ll	4	—	—	—	—	—	—	—	—	—
			A IND,X	AA	f	4	—	—	—	—	—	—	—	—	—
A IND,Y	18	AA	f	5	—	—	—	—	—	—	—	—	—		
ORAB (opr)	OR Accumulator B (Inclusive)	$B + M \Rightarrow B$	B IMM	CA	f	2	—	—	—	—	—	—	—	—	—
			B DIR	DA	dj	3	—	—	—	—	—	—	—	—	—
			B EXT	FA	lh ll	4	—	—	—	—	—	—	—	—	—
			B IND,X	EA	f	4	—	—	—	—	—	—	—	—	—
B IND,Y	18	EA	f	5	—	—	—	—	—	—	—	—	—		
PSHA	Push A onto Stack	$A \Rightarrow SP, SP = SP - 1$	A	INH	35	—	—	—	—	—	—	—	—	—	
PSHB	Push B onto Stack	$B \Rightarrow SP, SP = SP - 1$	B	INH	37	—	—	—	—	—	—	—	—	—	
PSHX	Push X onto Stack (Lo First)	$(X \Rightarrow SP, SP = SP - 2)$		INH	3C	—	—	—	—	—	—	—	—	—	
PSHY	Push Y onto Stack (Lo First)	$(Y \Rightarrow SP, SP = SP - 2)$		INH	18	3C	—	—	—	—	—	—	—	—	
PULA	Pop A from Stack	$SP = SP + 1, A \Leftarrow SP$	A	INH	32	—	—	—	—	—	—	—	—	—	
PULB	Pop B from Stack	$SP = SP + 1, B \Leftarrow SP$	B	INH	33	—	—	—	—	—	—	—	—	—	
PULX	Pop X from Stack (Hi First)	$SP = SP + 2, (X \Leftarrow SP)$		INH	38	—	—	—	—	—	—	—	—	—	
PULY	Pop Y from Stack (Hi First)	$SP = SP + 2, (Y \Leftarrow SP)$		INH	18	38	—	—	—	—	—	—	—	—	
ROL (opr)	Rotate Left		EXT	79	lh ll	6	—	—	—	—	—	—	—	—	—
			IND,X	69	f	6	—	—	—	—	—	—	—	—	—
			IND,Y	18	69	f	7	—	—	—	—	—	—	—	—
ROLA	Rotate Left A		A	INH	49	—	—	—	—	—	—	—	—	—	
ROLB	Rotate Left B		B	INH	59	—	—	—	—	—	—	—	—	—	
ROR (opr)	Rotate Right		EXT	78	lh ll	6	—	—	—	—	—	—	—	—	
			IND,X	68	f	6	—	—	—	—	—	—	—	—	
			IND,Y	18	68	f	7	—	—	—	—	—	—	—	
RORA	Rotate Right A		A	INH	48	—	—	—	—	—	—	—	—		
RORB	Rotate Right B		B	INH	58	—	—	—	—	—	—	—	—		
RTI	Return from Interrupt	See Figure 3-2		INH	3B	—	—	—	—	—	—	—	—	—	
RTS	Return from Subroutine	See Figure 3-2		INH	39	—	—	—	—	—	—	—	—	—	
SBA	Subtract B from A	$A - B \Rightarrow A$		INH	10	—	—	—	—	—	—	—	—	—	
SBCA (opr)	Subtract with Carry from A	$A - M - C \Rightarrow A$	A IMM	82	f	2	—	—	—	—	—	—	—	—	
			A DIR	92	dj	3	—	—	—	—	—	—	—	—	
			A EXT	B2	lh ll	4	—	—	—	—	—	—	—	—	
			A IND,X	A2	f	4	—	—	—	—	—	—	—	—	
A IND,Y	18	A2	f	5	—	—	—	—	—	—	—	—			
SBCB (opr)	Subtract with Carry from B	$B - M - C \Rightarrow B$	B IMM	C2	f	2	—	—	—	—	—	—	—		
			B DIR	D2	dj	3	—	—	—	—	—	—	—		
			B EXT	F2	lh ll	4	—	—	—	—	—	—	—		
			B IND,X	E2	f	4	—	—	—	—	—	—	—		
B IND,Y	18	E2	f	5	—	—	—	—	—	—	—				
SEC	Set Carry	$1 \Rightarrow C$		INH	0D	—	—	—	—	—	—	—	1		
SEI	Set Interrupt Mask	$1 \Rightarrow I$		INH	0F	—	—	—	—	1	—	—	—		
SEV	Set Overflow Flag	$1 \Rightarrow V$		INH	0B	—	—	—	—	—	—	1	—		
STAA (opr)	Store Accumulator A	$A \Rightarrow M$	A DIR	97	dj	3	—	—	—	—	—	—	—		
			A EXT	B7	lh ll	4	—	—	—	—	—	—	—		
			A IND,X	A7	f	4	—	—	—	—	—	—	—		
			A IND,Y	18	A7	f	5	—	—	—	—	—	—		

CENTRAL PROCESSING UNIT

Table 3-2 Instruction Set (Sheet 6 of 6)

Mnemonic	Operation	Description	Addressing Mode	Instruction			Condition Codes							
				Opcode	Operand	Cycles	S	X	H	I	N	Z	V	C
STAB (opr)	Store Accumulator B	B → M	B DIR	D7	dd	3	—	—	—	—	Δ	Δ	0	—
			B EXT	F7	hh ll	4	—	—	—	—	—	—	—	—
			B IND,X	E7	†	4	—	—	—	—	—	—	—	—
			B IND,Y	E7	†	5	—	—	—	—	—	—	—	—
STD (opr)	Store Accumulator D	A → M, B → M + 1	DIR	D0	dd	4	—	—	—	—	Δ	Δ	0	—
			EXT	FD	hh ll	5	—	—	—	—	—	—	—	—
			IND,X	ED	†	5	—	—	—	—	—	—	—	—
			IND,Y	ED	†	6	—	—	—	—	—	—	—	—
STOP	Stop Internal Clocks	—	INH	CF	—	2	—	—	—	—	—	—	—	
STS (opr)	Store Stack Pointer	SP → M : M + 1	DIR	9F	dd	4	—	—	—	—	Δ	Δ	0	—
			EXT	BF	hh ll	5	—	—	—	—	—	—	—	—
			IND,X	AF	†	5	—	—	—	—	—	—	—	—
			IND,Y	AF	†	6	—	—	—	—	—	—	—	—
STX (opr)	Store Index Register X	IX → M : M + 1	DIR	DF	dd	4	—	—	—	—	Δ	Δ	0	—
			EXT	FF	hh ll	5	—	—	—	—	—	—	—	—
			IND,X	EF	†	5	—	—	—	—	—	—	—	—
			IND,Y	CD	EF	†	6	—	—	—	—	—	—	—
STY (opr)	Store Index Register Y	IY → M : M + 1	DIR	15	DD	5	—	—	—	—	Δ	Δ	0	—
			EXT	15	FF	hh ll	6	—	—	—	—	—	—	—
			IND,X	1A	EF	†	6	—	—	—	—	—	—	—
			IND,Y	15	EF	†	6	—	—	—	—	—	—	—
SUBA (opr)	Subtract Memory from A	A - M → A	A IMM	90	ll	2	—	—	—	—	Δ	Δ	Δ	Δ
			A DIR	90	dd	3	—	—	—	—	—	—	—	—
			A EXT	90	hh ll	4	—	—	—	—	—	—	—	—
			A IND,X	AD	†	4	—	—	—	—	—	—	—	—
			A IND,Y	15	AD	†	5	—	—	—	—	—	—	—
SUBB (opr)	Subtract Memory from B	B - M → B	A IMM	C0	ll	2	—	—	—	—	Δ	Δ	Δ	Δ
			A DIR	D0	dd	3	—	—	—	—	—	—	—	—
			A EXT	F0	hh ll	4	—	—	—	—	—	—	—	—
			A IND,X	ED	†	4	—	—	—	—	—	—	—	—
			A IND,Y	15	ED	†	5	—	—	—	—	—	—	—
SUBD (opr)	Subtract Memory from D	D - M : M + 1 → D	IMM	83	ll kk	4	—	—	—	—	Δ	Δ	Δ	Δ
			DIR	93	dd	5	—	—	—	—	—	—	—	—
			EXT	83	hh ll	6	—	—	—	—	—	—	—	—
			IND,X	AS	†	6	—	—	—	—	—	—	—	—
			IND,Y	15	AS	†	7	—	—	—	—	—	—	—
SWI	Software Interrupt	See Figure 3-2	INH	3F	—	14	—	—	—	1	—	—	—	
TAB	Transfer A to B	A → B	INH	16	—	2	—	—	—	—	Δ	Δ	0	—
TAP	Transfer A to CC Register	A → CCR	INH	06	—	2	Δ	↑	Δ	Δ	Δ	Δ	Δ	Δ
TBA	Transfer B to A	B → A	INH	17	—	2	—	—	—	—	Δ	Δ	0	—
TEST	TEST (Only in Test Modes)	Address Bus Count	INH	00	—	*	—	—	—	—	—	—	—	—
TPA	Transfer CC Register to A	CCR → A	INH	07	—	2	—	—	—	—	—	—	—	—
TST (opr)	Test for Zero or Minus	M - 0	EXT	7D	hh ll	6	—	—	—	—	Δ	Δ	0	0
			IND,X	8D	†	6	—	—	—	—	—	—	—	—
			IND,Y	15	8D	†	7	—	—	—	—	—	—	—
TSTA	Test A for Zero or Minus	A - 0	A INH	4D	—	2	—	—	—	—	Δ	Δ	0	0
TSTB	Test B for Zero or Minus	B - 0	B INH	5D	—	2	—	—	—	—	Δ	Δ	0	0
TSX	Transfer Stack Pointer to X	SP + 1 → IX	INH	30	—	3	—	—	—	—	—	—	—	—
TSY	Transfer Stack Pointer to Y	SP + 1 → IY	INH	15	30	—	4	—	—	—	—	—	—	—
TXS	Transfer X to Stack Pointer	IX - 1 → SP	INH	35	—	3	—	—	—	—	—	—	—	—
TYS	Transfer Y to Stack Pointer	IY - 1 → SP	INH	15	35	—	4	—	—	—	—	—	—	—
WAI	Wait for Interrupt	Stack Regs & WAIT	INH	3E	—	**	—	—	—	—	—	—	—	—
XGDX	Exchange D with X	IX → D, D → IX	INH	8F	—	3	—	—	—	—	—	—	—	—
XGDY	Exchange D with Y	IY → D, D → IY	INH	15	8F	—	4	—	—	—	—	—	—	—

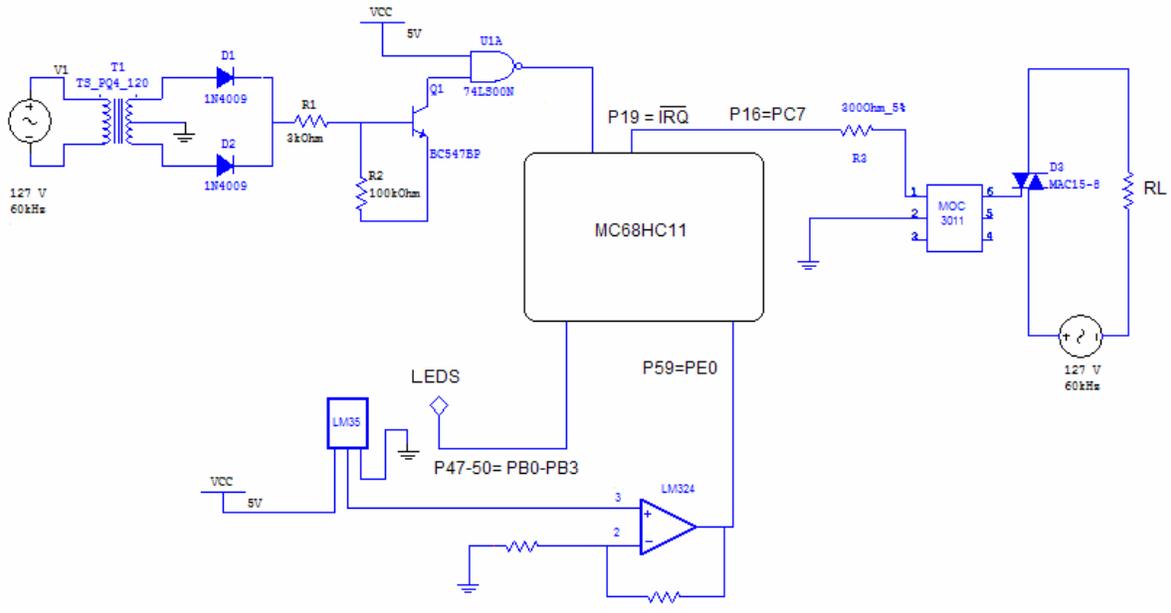


Diagrama del sistema de control



## Bibliografía

- Malvino, Albert Paul, *"Principios de Electrónica"*, Ed. Mc Graw Hill.
- Fairchild, *Manual del Microcontrolador 68HC11F1*.
- Holman Jack P., Gajda W. J, *Métodos Experimentales para Ingenieros*, Ed. Mc Graw Hill.
- Abbott, M.M., Vanness, H.C., *"Termodinámica."*, Ed. McGraw-Hill, 1991 2a. Ed. México.
- J. Pérez José Carlos, Gómez David, *"Hematología, La sangre y sus Enfermedades"*, Ed. McGraw Hill.
- Smith Lloyd H., *"Fisiopatología"*, Ed. Medica Panamericana.
- Millman, Jacob, *"Dispositivos y Circuitos electrónicos"*; Ed. Marcombo, 1979 Madrid.
- Webster J; *"Medical Instrumentation; Application and Design"*, Houghton, 1979.
- Bronzino J; *"The Biomedical Engineering Handbook"*, CRC Press, 1995.
- Ogata K.; *"Ingeniería de Control Moderna"*. Prentice Hall, 1996.
- C. Phillips y T. Tagle. *"Sistemas de Control Digital"*, Prentice Hall, 1986.
- C. Phillips y R. Harbor. *"Feedback Control Systems."* Prentice Hall, 1988.
- Coughlin Robert F., Driscoll Frederick F., *"Circuitos Integrados Lineales y Amplificadores Operacionales"*, 1987, México.
- Hallyday David, Resnick Robert , *"Fundamentos de Física"*, Ed. Continental S.A de C.V. México.
- Burrell E., *"Apuntes de Termodinámica Elemental"* 1994.
- MICROCONTROLADOR 68HC11: Fundamentos, recursos y programación.
- Dewan, S. B., Straughen A., *"Power Semiconductor Circuits"*, Ed. Wiley, 1975.
- Freescale Semiconductor, Inc, *Technical Data HC11 MC68HC11*, manual.
- Revista Mexicana Ingeniería Biomédica Abril-Septiembre, 2001; Volumen 22: Número 2
- Revista Mexicana Ingeniería Biomédica Septiembre, 2004; Volumen 25: Número2
- Revista Mexicana Medicina Física y Rehabilitación, Mayo 2002; Volumen 17: Numero 3
- Normas Oficiales Mexicanas para manejo de sangre, SSA, NOM-003-SSA2-1993 y NOM-168-SSA1-1998.

## Referencias Electrónicas

[http://www.mater.upm.es/web/Docencia/Instr/Archivos\\_Instr/Teoria/Inst02.pdf](http://www.mater.upm.es/web/Docencia/Instr/Archivos_Instr/Teoria/Inst02.pdf);  
Capítulo 2, Gálvez Díaz-Rubio Francisco, octubre de 2004 revisada en noviembre 2005

<http://www.prodigyweb.net.mx/saucedo8/>; Prof. Salvador Saucedo ETS Junio de 2001,  
revisada en diciembre 2005

[http://www.automatas.org/hardware/teoria\\_pid.htm](http://www.automatas.org/hardware/teoria_pid.htm); revisada en octubre del 2005.

<http://www.uclm.es/ab/enfermeria/revista/numero%206/transfusion6.html>;  
revisada en septiembre 2005.

[http://www.freescale.com/files/microcontrollers/doc/ref\\_manual/M68HC11](http://www.freescale.com/files/microcontrollers/doc/ref_manual/M68HC11); revisada en  
noviembre 2005.

[www.bioingenieros.com/bioingenieria.asp](http://www.bioingenieros.com/bioingenieria.asp); revisada en febrero 2006.

[www.sis.uia.mx/biomedica/showInfo.php?id=intro.html](http://www.sis.uia.mx/biomedica/showInfo.php?id=intro.html); revisada en noviembre 2005.

<http://www.uclm.es/ab/enfermeria/revista/numero%206/transfusion6.htm>;  
revisada en septiembre 2005.

<http://medigraphic.com/pdfs/gaceta/gm-2003/gms033m.pdf>; Gaceta Médica, Vol.139,  
Suplemento No. 3, 2003, revisada en octubre 2005, México.

<http://www.insp.mx/rsp/articulos/articulo.php?id=001307>;  
México 1993; Vol. 35(4): 351-356, revisada en diciembre 2005.