

UNIVERSIDAD NACIONAL AUTÓNOMA DE MÉXICO  
FACULTAD DE ESTUDIOS SUPERIORES ARAGÓN

*Controlador de temperatura para la  
reconstrucción de órganos  
humanos*

---

TESIS

Que para obtener el grado de:

**Ingeniero Eléctrico Electrónico**

Presenta:

**Carlos Antonio Bautista Angeles**

Asesor:

**Dr. Ismael Díaz Rangel**



Universidad Nacional  
Autónoma de México



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

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

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

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

## Agradecimientos

A mis profesores, los ingenieros Ing. Benito Zúñiga e Ing. Antonio Nieto, por su amistad y acompañamiento a lo largo de casi toda la carrera, sepan que la motivación que me brindaron con la calidad de sus clases, siempre me ayudó a salir adelante.

A los doctores, Dr. Mario Vilatobá y Dr. Aczel Sánchez, por haber confiado en mí y abrirme las puertas del INNSZ, por la oportunidad de participar en la solución de un problema real y entrar a su quirófano, ha sido una de las mejores experiencias de mi vida, mil gracias, su trabajo es admirable.

A mi asesor, el Dr. en C. Ismael Díaz Rangel, una persona extraordinaria y a quien considero mi amigo, por su pasión y entrega por la docencia y la investigación, también por creer en mí y en todos sus alumnos.

Muy especialmente quiero agradecer a mis padres, Francis y Toño, por estar conmigo en los momentos más difíciles y los más felices, no hay palabras que describan todo lo que han hecho por mí, ni las hay para agradecerles.

A mis hermanos Lupita y Adrian, mis mejores amigos, sepan que sin importar lo que pase, siempre estaremos unidos.

A todas aquellas personas que han contribuido de una u otra manera para que el día de hoy esté realizando este objetivo, mil gracias.

## Contenido

Contenido.....	ii
CAPÍTULO 1. INTRODUCCIÓN .....	5
1.1 Objetivo general .....	6
1.2 Objetivos particulares .....	6
1.3 Organización del trabajo.....	7
CAPÍTULO 2. MARCO TEÓRICO.....	8
2.1 Consideraciones médicas.....	8
2.1.1 El proceso del trasplante .....	8
2.1.2 Tipos de trasplantes .....	12
2.1.3 Estadísticas sobre trasplantes en México .....	12
2.1.4 Lesión por isquemia-reperusión.....	14
2.1.5 Técnicas de preservación de órganos .....	20
2.2 Consideraciones de ingeniería .....	26
2.2.1 Sistemas de control.....	26
2.2.2 Control en lazo cerrado y en lazo abierto .....	27
2.2.3 Acciones básicas de control .....	28
2.2.4 Ley de enfriamiento de Newton .....	31
2.2.5 Refrigeración.....	33
2.2.6 El efecto Peltier .....	35
2.2.7 Comunicación por SPI.....	39
2.2.8 Comunicación por One-Wire .....	40
2.2.9 Relevadores de estado sólido .....	41
CAPÍTULO 3. DESARROLLO EXPERIMENTAL.....	44

3.1 Planteamiento del problema .....	44
3.1.1 Cirugía de trasplante.....	44
3.1.2 Requisitos de la solución .....	50
3.2 Descripción particular de los dispositivos.....	51
3.2.1 Lebrillo .....	51
3.2.2 Actuadores .....	53
3.2.3 Microcontrolador.....	60
3.2.4 Etapa de potencia.....	69
3.2.5 Sensor .....	73
3.2.6 Almacenamiento de datos .....	76
3.2.7 Interfaz de usuario .....	76
3.3 Integración de los dispositivos.....	78
3.3.1 La Interfaz de usuario y el microcontrolador.....	78
3.3.2 El Microcontrolador y la etapa de potencia .....	83
3.3.3 La etapa de potencia y los actuadores .....	84
3.3.4 Los actuadores y la planta.....	86
3.3.5 Los sensores y el microcontrolador.....	87
3.3.6 El microcontrolador y el sistema de almacenamiento de datos .....	89
3.3.7 Código de programación.....	91
3.3.8 Costos .....	101
<b>CAPÍTULO 4. PRUEBAS Y RESULTADOS .....</b>	<b>103</b>
4.1 Desempeño al disminuir la temperatura .....	103
4.1 Desempeño al mantener la temperatura.....	106
<b>CAPÍTULO 5. CONCLUSIONES Y TRABAJO FUTURO.....</b>	<b>113</b>

5.1 Conclusiones .....	113
5.2 Trabajo futuro .....	115
Glosario .....	116
Bibliografía.....	118

# CAPÍTULO 1. INTRODUCCIÓN

**E**l desarrollo científico y tecnológico actual se ha convertido en un proceso que requiere de la participación de equipos multidisciplinarios conformados por especialistas de diversas áreas: Sin importar el tipo de proyecto que se realice, se involucra a profesionales de las ciencias médico-biológicas, físico-matemáticas, sociales y de las humanidades y las artes. Además de que esta es una condición necesaria para muchos desarrollos, permite que los distintos paradigmas se sumen y aporten matices que confieren una dimensión integral a la solución del problema.

La medicina es un ejemplo claro en el que se puede observar la convergencia de ciencias básicas como la física, las matemáticas o la biología, así como diversas áreas de la ingeniería, la filosofía y el derecho.

Particularmente, en el caso del trasplante de órganos, además de médicos de diversas especialidades, se requiere de enfermeras, psicólogos, abogados, trabajadoras sociales, ingenieros y biólogos, entre otros.

Una de las ramas del conocimiento interdisciplinario que con mayor intensidad se ha consolidado en la última década es la Biotecnología, integrada por la fusión de las técnicas, métodos y conocimientos de las ciencias biológicas y médicas, con las respectivas de la ingeniería, para la generación de sistemas, procesos y productos relacionados con la alimentación, la salud y el medio ambiente.

Para la realización del presente trabajo se consultó a especialistas de la medicina e ingeniería, lo cual lo dota de un carácter multidisciplinario.

El trasplante de órganos es una de las técnicas más innovadoras de las que se dispone cuando se han agotado los medios para mantener la vida de una persona. Durante la realización del procedimiento quirúrgico, se tienen involucrados instrumentos electrónicos que permiten a los médicos conocer en tiempo real el estado de distintas variables del estado del paciente. Adicionalmente, se emplean herramientas tecnológi-

cas como las cámaras laparoscópicas para visualización, instrumentos de cauterización e incluso robots que asisten a los cirujanos. En ese contexto, el presente trabajo propone la implementación de un sistema electrónico que se incorpore a la gama de herramientas que se encuentran presentes en un quirófano.

### **1.1 Objetivo general**

El proceso de trasplante puede dividirse en 3 etapas: la ablación del órgano a trasplantar, la cirugía de reconstrucción, también conocida como cirugía de banco, y el implante del injerto en el paciente receptor.

El objetivo del dispositivo desarrollado se encuentra en la cirugía de banco, donde el equipo médico realiza una serie de maniobras encaminadas a preparar el órgano para su posterior inserción. Durante este periodo, conocido como tiempo de isquemia fría, el órgano debe ser preservado a una temperatura de 4°C. De acuerdo con el testimonio del personal médico del INNSZ, actualmente no se dispone en ningún quirófano, en México o Estados Unidos, de un sistema destinado al registro y control de la temperatura para la cirugía de banco. Por lo tanto, en una visita realizada a la jefatura de trasplantes del INNSZ, el Dr. Mario Vilatobá, jefe del departamento, propuso el desarrollo del presente proyecto.

Por lo tanto, el presente trabajo tiene como objetivo general controlar y registrar la temperatura del injerto durante la cirugía de reconstrucción.

### **1.2 Objetivos particulares**

El desarrollo de un sistema de control de temperatura, de las características mencionadas en la sección 1.1, implica la realización de diferentes tareas:

- Investigar las condiciones bajo las cuales se realiza el procedimiento del trasplante.
- Rediseñar un lebrillo para incorporarlo al sistema.
- Comparar dos sistemas de refrigeración para elegir el que mejor se adapte a la aplicación.



- Investigar distintos dispositivos semiconductores para el desarrollo de la etapa de potencia.
- Investigar las características y lenguaje de programación de la placa Arduino UNO.
- Diseñar un sistema de adquisición, almacenamiento y visualización de datos.
- Implementar un algoritmo de control basado en la plataforma Arduino.
- Construir el sistema y realizar experimentos que muestren su desempeño.

### **1.3 Organización del trabajo.**

Capítulo 2. Se encuentra dividido en 2 partes: las consideraciones médicas, que van desde el momento en el que el médico realiza el diagnóstico, pasando por estadísticas sobre trasplantes en México y definiciones relacionadas con el problema planteado, hasta las técnicas de preservación de órganos. En la segunda parte se describen las consideraciones teóricas referentes a los dispositivos electrónicos empleados en el sistema.

Capítulo 3. En este capítulo se realiza el planteamiento práctico del problema, así como de la solución propuesta. Esto implica que se habla de los requisitos planteados por los médicos y la propuesta de la solución. Para describir la propuesta, primero se describen los dispositivos por separado en la sección 3.2, para posteriormente analizar su interacción en la sección 3.3.

Capítulo 4. Este capítulo está dedicado a la descripción de 3 experimentos en los cuales se midió el desempeño del sistema, además se muestran las gráficas resultantes del tratamiento de los datos obtenidos.

Capítulo 5. Finalmente, se mencionan las conclusiones de los experimentos del desarrollo de las etapas del sistema, así como el trabajo futuro que se debe desarrollar.

# **CAPÍTULO 2. MARCO TEÓRICO**

En este capítulo se expondrán los principales conceptos relacionados con el proyecto. Se encuentra dividido en dos apartados, primeramente el 2.1 que habla sobre los aspectos médicos involucrados, y el 2.2 que nos muestra las consideraciones teóricas de control, termodinámica y electrónica.

## **2.1 Consideraciones médicas**

### **2.1.1 El proceso del trasplante**

El proceso se inicia cuando el médico diagnostica un padecimiento que ha afectado gravemente un órgano o tejido específico de un paciente, quien es enviado al especialista que corresponda para determinar si existen razones médicas para que el problema pudiera ser tratado mediante un trasplante.

Los casos más frecuentes son la insuficiencia renal crónica, algunos tipos de insuficiencia cardíaca, padecimientos que afectan la forma y transparencia de las córneas en los ojos, y en otros casos insuficiencia en el hígado o pulmón.

El paciente debe ser sometido a un protocolo de evaluación para definir si reúne las condiciones necesarias para el trasplante ya que no cualquier enfermedad puede ser atendida mediante un trasplante. Consiste en una serie de exámenes médicos que permiten determinar las condiciones específicas del paciente y la utilidad o no del trasplante.

Cuando el paciente no sea candidato a recibir un trasplante es remitido con su médico tratante, acompañado de una nota médica explicativa para continuar su tratamiento previo o alguna otra alternativa.

Los casos aceptados son puestos a consideración del comité interno de trasplantes del hospital para que avale la decisión tomada por los médicos especialistas. En este caso es fundamental que la decisión final quede asentada, tanto en el expediente del paciente como en un acta de sesión del comité.

Una vez que el paciente es aceptado para recibir un trasplante, el responsable del programa en el hospital deberá ingresar sus datos al Centro Nacional de Trasplantes en donde se registra a todos los pacientes que requieren un trasplante. El paciente deberá recibir de su médico un comprobante del ingreso de sus datos en la base.

El Registro Nacional de Trasplantes tiene dos propósitos, por un lado permite conocer el número de pacientes que requieren recibir un trasplante y qué tipo de enfermedades se resuelven mediante esta terapéutica, cuáles se presentan con mayor frecuencia y en qué instituciones y entidades federativas se tiene mayor demanda. Esta información permite planear la asignación de recursos y el fortalecimiento de los programas de salud.

Por otro lado, la antigüedad o tiempo de espera de un paciente en la base de datos es uno de los criterios que se utilizan para la asignación de órganos y tejidos. Los otros criterios son de orden médico y se refieren a la urgencia ante la inminente pérdida de vida, a la oportunidad del trasplante, los beneficios esperados, la compatibilidad entre el órgano donado y el receptor y otros criterios de índole médica. Es importante recalcar que el tiempo de registro en la base de datos es el último criterio que se considera para la asignación de un órgano entre un grupo de enfermos. Así lo establece la Ley General de Salud.

Es necesario que todo paciente que requiera un trasplante, sea ingresado a la base de datos, incluso en el caso de los pacientes que tengan la posibilidad de recibir una donación de una persona viva o de un banco de tejidos.

También es necesario que el paciente firme una carta de consentimiento informado en la que autoriza a los médicos para llevar a cabo el trasplante, lo que garantiza que tenga información adecuada sobre el procedimiento al que será sometido.

Los órganos y tejidos para trasplante pueden tener dos orígenes:

- De un donador vivo se pueden obtener: un riñón, un segmento o lóbulo del hígado, un segmento o lóbulo de pulmón, sangre o precursores de la misma.
- De un donador que ha perdido la vida, dependiendo de las circunstancias de su muerte, se pueden obtener órganos y tejidos.

En caso de paro cardíaco se pueden obtener únicamente tejidos como las córneas y en algunos casos hueso y válvulas del corazón.

En caso de muerte encefálica se pueden obtener además de los tejidos mencionados arriba, los siguientes órganos: corazón, ambos pulmones, ambos riñones e hígado.

Para obtener los órganos o tejidos, en cualquiera de los casos de pérdida de la vida, es indispensable la autorización de la familia para la donación.

### **Cuando los órganos provienen de un donador vivo**

Cuando un paciente en espera de un trasplante cuenta con alguien que esté dispuesto a donarle, se tienen que reunir los requisitos que establece la ley. El proceso para el donador es el siguiente:

Debe ser mayor de edad y estar en pleno uso de las facultades mentales.

Debe tener compatibilidad aceptable con el receptor.

Puede donar un órgano o una parte de él siempre que su función pueda ser compensada por su organismo de forma adecuada.

Es sometido a una evaluación integral que permite asegurar que se encuentra en condiciones médicas, sociales y psicológicas adecuadas para la donación y que su acción es altruista, voluntaria y sin ánimo de lucro.

Cuando el donador no tenga ningún parentesco con el receptor deberá expresar que el consentimiento es altruista, libre, consciente y sin que medie remuneración alguna, ante un notario público.

Debe firmar una carta de consentimiento informado en la que acepta tener información suficiente, y autoriza a los médicos a realizar la cirugía para extraer el órgano.

Completado el estudio, la decisión es avalada por el comité interno de trasplantes y documentada en el expediente clínico del donante, en el del receptor y en las actas del comité.

En hospitales de tipo social, la atención médica y quirúrgica es gratuita. En hospitales de tipo público y privado la atención médica y quirúrgica tiene un costo. Los pacien-

tes que optan por atenderse en hospitales privados deben estar conscientes de que la cirugía del donador vivo tiene un costo, independientemente de que el órgano haya sido donado en forma gratuita.

### **Cuando los órganos provienen de un donador cadavérico.**

La ley establece que los órganos o tejidos deberán obtenerse preferentemente de personas que hayan perdido la vida.

Cada año un mayor número de hospitales cuentan con personal médico y paramédico responsable del proceso de donación de órganos. Ellos son los coordinadores de la donación y su trabajo consiste en proponer a las familias la alternativa de la donación cuando han perdido a un ser querido. También se encargan de coordinar el proceso médico, clínico y logístico de la donación.

Las coordinaciones de donación son estructuras médicas independientes que trabajan en paralelo con los servicios de trasplante. Las actividades que realizan, sus integrantes y funciones son diferentes en cada área.

En la medida en que una institución asigne un mayor número de recursos humanos, financieros y técnicos para hacer posible la donación cadavérica entre la población que atiende, mayores posibilidades tendrá para resolver la demanda de pacientes en espera de recibir un trasplante.

En México se realizan trasplantes de córnea, médula ósea (progenitores de la sangre), hueso, válvulas cardiacas, riñón, hígado, corazón y pulmón. Existen más de 400 hospitales distribuidos en todo el sector salud (sociales, públicos y privados) que llevan a cabo diferentes tipos de trasplante.

Para que un hospital pueda realizar trasplantes se requiere que tenga un permiso otorgado por la Secretaría de Salud para esa actividad, además de contar con el personal médico capacitado e identificado.

La mayoría de los hospitales que realizan trasplantes se encuentran en las capitales de las entidades federativas y en las ciudades más grandes del país. La capacidad técnica

de sus cirujanos y los programas de trasplante se distingue por su gran calidad. En México se hacen trasplantes desde 1963 y se han realizado alrededor de 40 mil<sup>1</sup>.

### **2.1.2 Tipos de trasplantes**

Un trasplante consiste en transferir un órgano o un tejido de un individuo a otro para reemplazar su función. De acuerdo con la relación genética entre el donador y el receptor los trasplantes pueden ser:

Autotrasplantes o autoinjertos; en los cuales se utiliza un tejido del propio individuo, es decir, donador y receptor son la misma persona.

Isotrasplantes; entre gemelos idénticos o univitelinos, es decir, cuando donador y receptor son genéticamente idénticos.

Homotrasplantes o alotrasplantes; en el que el donador y el receptor pertenecen a la misma especie, pero genéticamente son diferentes.

Heterotrasplantes o xenotrasplantes; entre sujetos de diferentes especies

### **2.1.3 Estadísticas sobre trasplantes en México**

Según información proporcionada por el Centro Nacional de Trasplantes, CENATRA, al día 29 de octubre de 2012, sólo en México, 17332 personas requerían recibir un trasplante.

Sólo durante 2012 se reportaron en el Sistema Informático del Registro Nacional de Trasplantes, SIRNT 3312 trasplantes de córnea, 2699 trasplantes de riñón, 119 trasplantes de hígado, 49 trasplantes de Corazón, 3 trasplantes de páncreas, 2 trasplantes de Hígado-Riñón, 1 trasplante de Pulmón y 1 trasplante de riñón-páncreas, lo que cual indica que se realizaron un total de 6186 cirugías en 646 programas intrahospituarios de trasplante autorizados.

---

<sup>1</sup> Centro Nacional de Trasplantes, 2 de Julio de 2012

En las gráficas 2.1 a 2.3 se observa que el número de trasplantes se ha venido incrementando en los últimos años, dado que en muchas ocasiones resulta el único tratamiento médico para resolver un problema de salud dado.

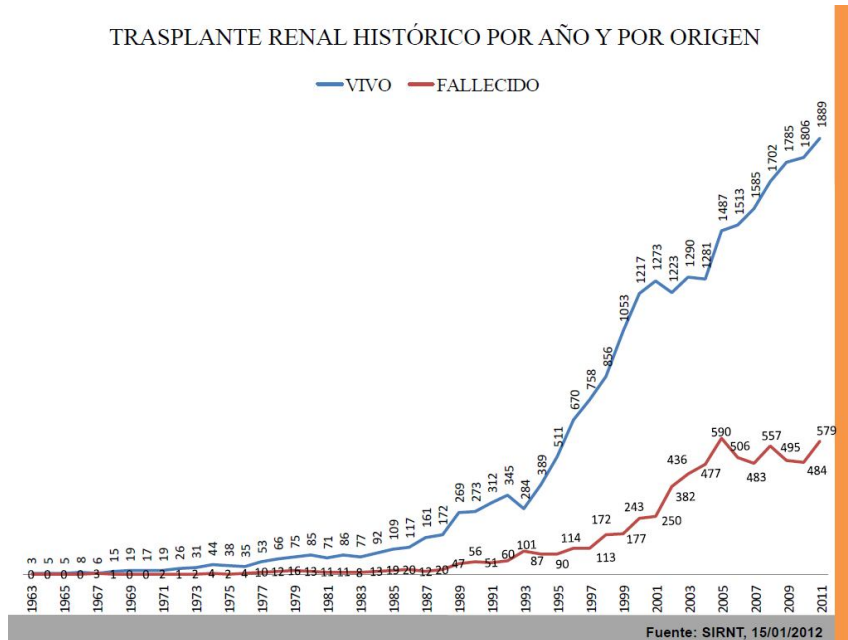


Figura 2.1 Entre los años 2006 y 2011 se reporta un incremento de 14% en trasplante renal de donante fallecido y de 24% en trasplante de donante vivo.

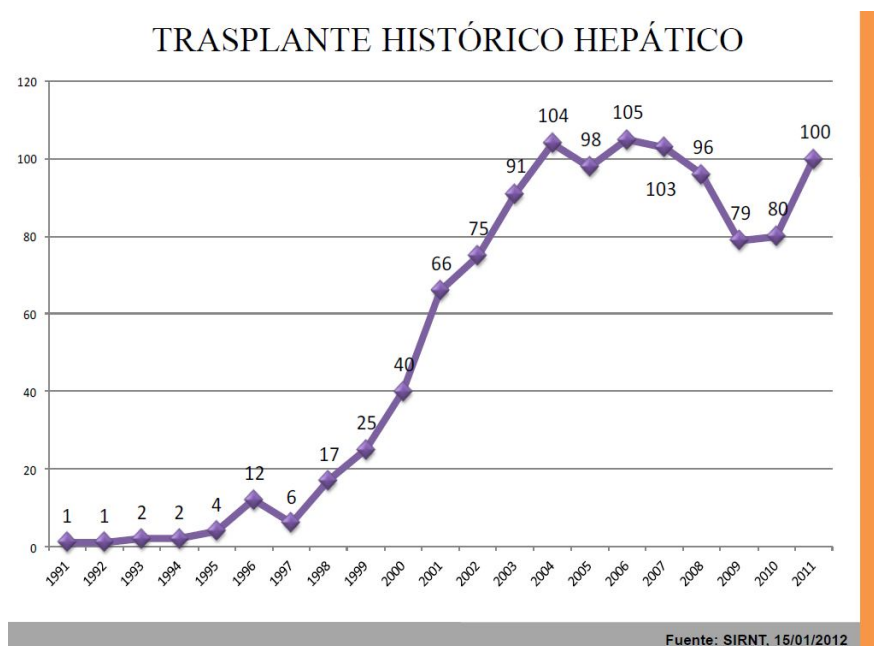
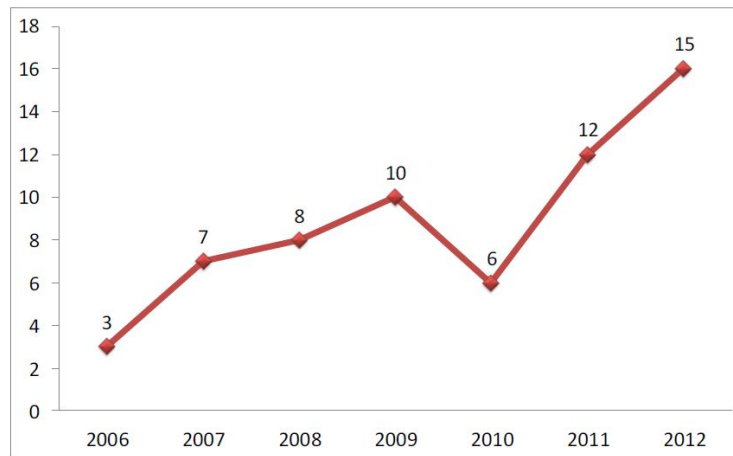


Figura 2.2 Si se considera que en el año 2000 se efectuaron 25 cirugías de este tipo, se observa un incremento del 400% en sólo 10 años.

## TRASPLANTE CORAZÓN, 1<sup>ER</sup> SEMESTRE DEL 2006 AL 2012



Fuente: SIRNT, 15/07/2012

*Figura 2.3. Se muestra que el incremento de trasplantes de corazón durante los primeros semestres de los años 2006 a 2011 fue del 500%.*

Al 15 de julio de 2012 existían en México 413 hospitales autorizados con tres modalidades de licencia, siendo que un hospital cuente con una o varias de estas:

- 349 con licencia para procuración
- 332 con licencia para trasplante
- 66 con licencia de banco

### 2.1.4 Lesión por isquemia-reperfusión

Privar de flujo sanguíneo a un órgano (isquemia) y luego restablecerlo (reperfusión) causa un daño que se denomina lesión por isquemia-reperfusión (LIR)

Las lesiones producidas durante la fase de isquemia se relacionan, sobre todo, con la privación de oxígeno que reduce los fenómenos respiratorios celulares y puede llegar a causar, en pocos minutos, lesiones irreversibles en órganos vitales tales como el corazón, el cerebro, los riñones o el hígado. La reperfusión significa la nueva entrada de oxígeno, que genera una respuesta inflamatoria que no sólo daña el órgano some-



tido a isquemia (respuesta local), sino también órganos distantes (respuesta sistémica). En el ámbito de la cirugía hepática, la LIR queda bien patente en 2 situaciones: a) a temperatura corporal (normotermia) durante las resecciones hepáticas, cuando se realiza la oclusión vascular del pedículo (maniobra de Pringle), y b) a baja temperatura, durante el proceso de obtención, almacenamiento y posterior implante de un injerto hepático en el ámbito del trasplante. El problema clínico es que la LIR conlleva una morbimortalidad significativa en ambas situaciones.

La isquemia conduce a un estado proinflamatorio que aumenta la vulnerabilidad del tejido durante la reperfusión y puede llevar a la necrosis celular o la apoptosis

El mantenimiento de la viabilidad de los órganos desde su extracción hasta el trasplante es un factor crucial para la adecuada función y la supervivencia del injerto. En los últimos años, este proceso se ha convertido en un verdadero reto, ya que, como consecuencia de la escasez de donantes, se utilizan con mayor frecuencia ECD, en los que la funcionalidad del órgano está más afectada. El daño de los órganos ocurre principalmente como resultado de la lesión por isquemia-reperfusión, en relación con las lesiones derivadas de la propia preservación. Para minimizar este daño, se usan diferentes técnicas de preservación de los órganos, cuyo objetivo es optimizar la función del órgano una vez que se restablezca la perfusión. Por su extrema simpleza, la conservación en frío estática es el método de preservación más utilizado, ya que presenta una serie de ventajas, como su disponibilidad, casi universal, y su facilidad de transporte.

Uno de los objetivos más importantes es que se prevenga y se evite la lesión renal aguda generada por la reperfusión vascular, complicación que también puede disminuirse evitando la prolongación del tiempo de isquemia fría y caliente durante la obtención de órganos. Los factores de riesgo de isquemia que también deben ser tomados en cuenta, son la isquemia caliente prolongada, hipotensión en el donador, uso prolongado de inotrópicos en el donador, inadecuada perfusión renal, tiempo de isquemia fría prolongada, tiempo de anastomosis prolongado.

## **Fisiopatología y bases de la preservación de órganos**

La extracción, el almacenamiento y el trasplante de un órgano sólido de un donante alteran significativamente la homeostasis del medio interno del órgano, y sus efectos se manifestarán en el grado en que recupere o no su función tras el trasplante. La lesión del órgano ocurre principalmente como resultado de la isquemia, y las diferentes técnicas de preservación de órganos sirven para minimizar este daño y mejorar la función y la supervivencia del injerto.

### **Fases de las lesiones orgánicas durante el trasplante**

El daño de los órganos durante el trasplante ocurre en dos fases. La primera, denominada fase de isquemia caliente, incluye el tiempo que pasa desde la interrupción de la circulación del órgano donado hasta el momento en que es perfundido con la solución hipotérmica de preservación.

La segunda fase, llamada fase de isquemia fría, es el período que transcurre desde que el órgano es preservado en un estado hipotérmico hasta su trasplante en el receptor.

### **Mecanismos de lesión tisular**

Básicamente existen 2 mecanismos de lesión tisular, la isquemia y la reperfusión:

1. Isquemia: El oxígeno es el combustible que controla la actividad celular al permitir la regeneración eficaz y continua del adenosintrifosfato (ATP), auténtico motor de la célula. La ausencia de flujo durante el período de isquemia precipita la aparición del ineficiente metabolismo anaerobio, que conduce a la privación de fosfatos de alta energía y a la acumulación de productos ácidos (incluido el ácido láctico).
2. Lesión por reperfusión: Gran parte de la lesión de los órganos trasplantados no ocurre durante la isquemia, sino durante la reperfusión. El restablecimiento del flujo sanguíneo comporta la recuperación del aporte de oxígeno y la eliminación de los metabolitos tóxicos acumulados. Aunque la reperfusión es necesaria para recuperar el órgano después de la lesión isquémica, el vertido de estos metabolitos tóxicos a la circulación sistémica puede tener consecuen-

cias metabólicas a distancia e inducir una ulterior lesión tisular local. Además, algunos de estos eventos pueden desencadenar procesos inflamatorios que suponen un estímulo directo para la inmunidad del receptor, lo que contribuye de forma muy significativa a la aparición del rechazo agudo del injerto.

Por otra parte, los radicales libres de oxígeno son los mediadores más importantes de la lesión por reperfusión. Trabajos experimentales han demostrado que inmediatamente después de iniciar la reperfusión tiene lugar una liberación masiva de oxidantes que dura de 2 a 5 min.

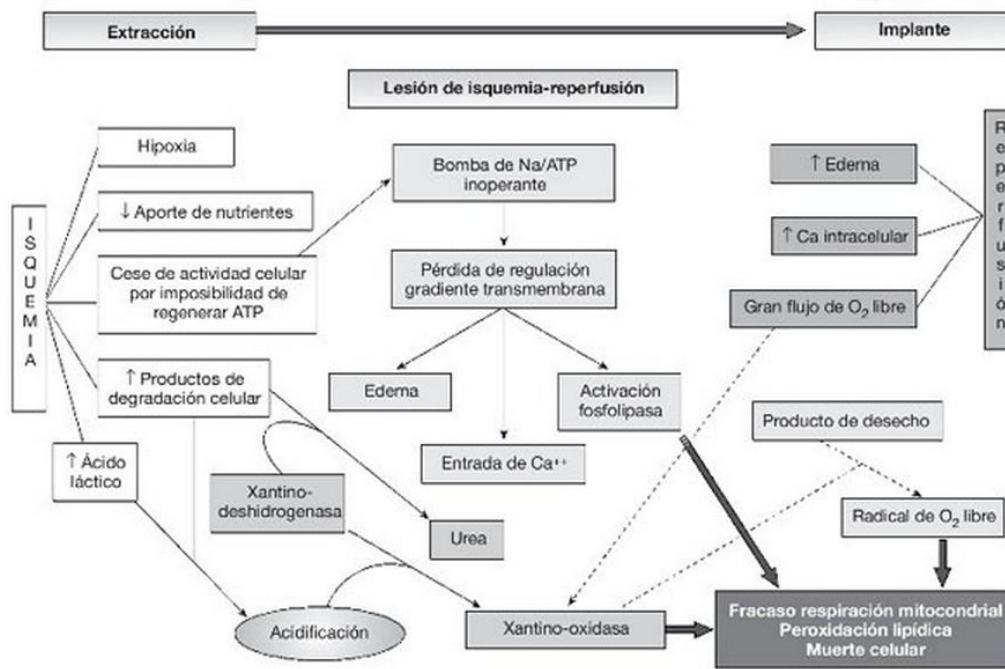


Figura 2.4 Fisiopatología de la lesión de isquemia-reperfusión.

## Hipotermia

El fundamento de la preservación de órganos se basa en la supresión del metabolismo y de las enzimas catabólicas mediante hipotermia a 4°C. Se ha demostrado que la hipotermia ralentiza la actividad enzimática con disminución de los requerimientos de oxígeno e incluso llega a paralizarla a temperaturas inferiores a los 0 °C. Sin embar-

go, la congelación no ha sido útil para la preservación de órganos porque produce la formación de cristales de hielo que destruyen la célula.

La mayoría de las enzimas en los animales normotérmicos reducen su actividad de 1.5 a 2 veces por cada 10°C de descenso de la temperatura, pero todavía hay una importante actividad a 1 °C. Por ello, el mantenimiento de unas concentraciones mínimas de ATP es fundamental para controlar las cascadas de la lesión isquémica.

Sin embargo, la hipotermia no está exenta de efectos adversos. A su capacidad de disminuir la actividad metabólica y, por lo tanto, el consumo de ATP hay que añadir que también afecta a la actividad de la enzima Na/K ATPasa, lo que favorece el aumento del edema celular.

Los órganos expuestos a la isquemia normotérmica permanecen viables por períodos relativamente cortos, usualmente menos de una hora. Sin embargo, enfriando el órgano de 37 °C hasta una temperatura de entre 2 y 4°C, se puede alargar el tiempo de preservación por un período de 12 a 13 horas. Este período de almacenamiento puede alargarse de forma significativa si, además, se utiliza una solución de preservación apropiada.

## **Principios de protección tisular mediante soluciones de preservación**

Para conseguir la hipotermia se realiza la infusión vascular de líquidos fríos, de manera que, además de conseguir un enfriamiento homogéneo del órgano, proporciona un lavado intravascular con arrastre de elementos formes y factores de coagulación que dificultan la microcirculación.

Estos líquidos, empleados para enfriar el órgano, han ido variando su composición, con nuevos aditivos para conferir al órgano una protección frente a los efectos de la isquemia y la hipotermia, constituyendo las diferentes soluciones de preservación.

## **Soluciones de preservación y su farmacología**

Son diversas las soluciones que se utilizan para la preservación de órganos. Aunque cada una de ellas difiere sustancialmente en su composición, sus objetivos son los

mismos: prevenir el edema celular, retrasar la destrucción celular y maximizar la función del órgano una vez que se restablezca la perfusión.

### **Solución de Eurocollins**

Es una solución de tipo intracelular, ligeramente hiperosmótica, que se caracteriza por su sencillez y por contener altas concentraciones de potasio, fosfato que actúa como tampón, y glucosa como agente osmótico. Su uso mejoró enormemente la preservación de órganos; en el caso de la preservación renal, permitía una buena conservación de los riñones en hipotermia hasta 48 h. Esta solución es válida en la preservación de corazón, hígado y pulmón.

### **Solución de la Universidad de Wisconsin**

A principios de los años ochenta Belzer diseñó la solución de la Universidad de Wisconsin (UW) o solución de Belzer. Esta solución tiene una composición electrolítica de tipo intracelular, omite la glucosa y, además, contiene nuevos impermeabilizantes no metabolizables, como lactobionato y rafinosa. La solución también contiene fosfato y sulfato como tampones, adenosina como precursor para la resíntesis de ATP, y un coloide estable y efectivo para aportar presión coloidosmótica, el hidroxietilalmidón. Por último, se añaden otras sustancias con actividad antioxidante (glutatión, alopurinol) y citoprotectores (magnesio, dexametasona e insulina). En la actualidad, todavía se considera que es la solución de preservación de referencia para riñón, hígado, páncreas e intestino delgado.

### **Custodiol o solución HTK**

El Custodiol, solución HTK o solución de Bretschneider es una solución de preservación que está muy extendida en Europa central para la preservación cardíaca, renal, pancreática y hepática. Es una solución de tipo intracelular, prácticamente exenta de calcio y con concentraciones de sodio muy bajas. Como sustancias impermeabilizantes incorpora manitol e histidina. Esta última, combinada con clorhidrato de histidina, actúa como sustancia tampón. También se añade triptófano y ketoglutarato, que son protectores de la membrana celular.

El Custodiol ha mostrado su eficacia en la preservación cardíaca, ya que permite alargar la isquemia fría. En preservación renal y hepática ha mostrado resultados similares cuando se compara con la UW. A pesar de la ausencia de estudios aleatorizados y controlados, muchos grupos utilizan la solución HTK para preservar todos los órganos abdominales.

### **Solución Celsior**

La solución Celsior, diseñada en 1994, tiene una formulación de tipo extracelular que combina el efecto de los sustratos metabólicos inertes de la solución de Belzer (lactobionato, manitol) y el de actividad tampón de la solución HTK. Tiene un bajo contenido en potasio, con lo que se disminuye la hiperpotasemia tras la reperfusión del órgano, y un alto contenido en magnesio, que previene la sobrecarga celular de calcio. La histidina actúa como tampón y tiene una potente acción *scavenger*. Al no contener hidroxietil almidón, su viscosidad es muy baja.

En los últimos años, ha mostrado buenos resultados en preservación cardíaca, pulmonar, hepática, pancreática, renal y de intestino delgado.

### **Nuevas soluciones**

El interés creciente sobre la importancia de la lesión por isquemia-reperfusión en la evolución tras el trasplante ha estimulado la investigación en el campo de la lesión por preservación y el desarrollo de nuevas soluciones de preservación, como la solución de la Universidad de Ámsterdam (Polysol), la solución IGL-1, desarrollada por un grupo de Lyon o la solución de la Universidad de Kyoto, que se encuentran en fase de investigación clínica.

#### **2.1.5 Técnicas de preservación de órganos**

Tras la extracción en el donante cadáver, el órgano debe inevitablemente ser almacenado hasta su trasplante en el receptor adecuado. Donante y receptor suelen estar en diferentes hospitales, por lo que se necesita tiempo para poder transportar el órgano

entre ambos hospitales. Esto implica que sean necesarios métodos efectivos, seguros y fiables para preservar el órgano *ex vivo* hasta que se pueda realizar el trasplante.

Los tiempos de preservación aceptables dependen, en primer lugar, del propio órgano. Algunos, como el corazón o el pulmón, exigen tiempos de preservación fría muy cortos, y hay que implantarlos inmediatamente después de la extracción, mientras que otros, como el riñón, pueden almacenarse con seguridad durante 40-50 h, aunque se prefiere tiempos más cortos

*Tabla 2.1 Tiempos de presentación aceptables*

	Experimental	Clínica
Riñón	72	24 (hasta 50) h
Hígado	48	12 (hasta 37) h
Páncreas	72	17 (hasta 30) h
Corazón	15	3 (hasta 8) h
Pulmón	?	3 (hasta 8) h
Intestino	?	6 (hasta 12) h

### **Preservación hipotérmica**

La hipotermia es la técnica de preferencia para la preservación de órganos. Sin embargo, la hipotermia por sí sola no es suficiente para una adecuada preservación, por lo que es necesario irrigar el órgano con soluciones especiales de preservación antes de su almacenamiento.

Para preservar los órganos sólidos se asocia la hipotermia a 4°C, y el uso de soluciones con las que se lavan los órganos así como con las que se perfunden para que su enfriamiento sea alcanzado de la forma más rápida y homogénea posible. Las soluciones de preservación pretenden disminuir y frenar todos los procesos de degradación celular y permitir que los órganos funcionen adecuadamente. Estas soluciones cumplen dos principios: el de hiperosmolaridad y el de riqueza de potasio. Las solu-

ciones de preservación que existen actualmente y que son las madres de muchas otras tienen alrededor de 25 componentes diferentes en proporciones diversas. El aspecto de la baja temperatura, que disminuye la actividad enzimática, la tasa metabólica, lo que teóricamente permitiría que los órganos duren más está siendo revisado, en este momento hay algunas líneas de investigación que han demostrado que pretratando un órgano con sangre, incluso a temperatura normal o cercana a lo normal antes de implantarlo, en vez de guardarlo exclusivamente en frío, se podría mejorar la función postrasplante.

El proceso de preservación se inicia en muchos casos antes de la extracción del órgano del cadáver, utilizando el sistema circulatorio como medio de infundir estas soluciones y así drenar la sangre.

Las técnicas de preservación hipotérmica más utilizadas en la actualidad son la conservación en frío y la preservación en máquina de perfusión hipotérmica.

### **Preservación mediante conservación en frío (CF)**

El método más habitual de preservación, y también el menos costoso, es el de perfundir o lavar internamente el órgano con una solución de preservación fría inmediatamente después de la extracción en el propio quirófano. Posteriormente, se utiliza esa misma solución de preservación u otra similar para bañarlo y mantenerlo así almacenado en una nevera a 4 °C hasta el momento del implante.

Por su extremada simpleza, la CF presenta una serie de ventajas, como su disponibilidad casi universal y su facilidad de transporte, por lo que es el método de preservación más utilizado.

### **Preservación en máquina de perfusión hipotérmica (MPH)**

La preocupación de los trasplantadores por mejorar la calidad de los órganos donados, así como la necesidad de recurrir a donantes con criterios expandidos dada la escasez de órganos y la imposibilidad de valorar la viabilidad de los órganos antes del trasplante, ha impulsado en los últimos años el desarrollo de métodos de preservación mejores que el simple almacenamiento en frío.



Tras el lavado inicial que se realiza durante la perfusión en quirófano, el órgano es introducido en un dispositivo que mantiene un flujo controlado de forma continua o pulsátil con solución de preservación fría (0-4 °C). Este flujo permite una completa perfusión del órgano, así como limpiar de microtrombos el torrente circulatorio y facilitar la eliminación de productos metabólicos finales. Sus efectos beneficiosos son una menor incidencia de retraso en la función inicial del injerto, la posibilidad de valorar en tiempo real su viabilidad y la posibilidad de proporcionar soporte metabólico (oxígeno y sustratos) o farmacológico durante la perfusión.

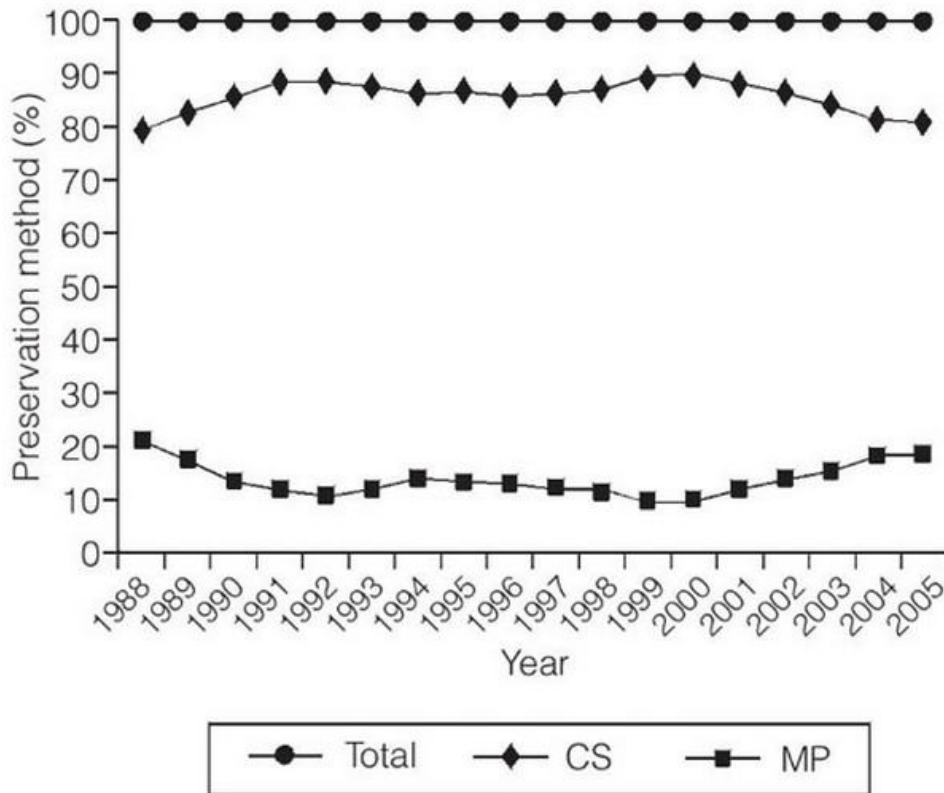


Figura 2.5 Cantidad relativa de máquinas de perfusión renal (MP) y preservación mediante conservación en frío (CS) en Estados Unidos en el período 1988-2005

## Aspectos clínicos de la preservación de órganos

### Riñón

Aunque hay un importante debate, hay dos métodos de preservación renal aplicables en el ámbito clínico:

1. La conservación en frío, que sería efectiva para riñones recuperados de donantes óptimos.
2. La máquina de perfusión hipotérmica pulsátil que estaría indicada para la preservación de riñones que hayan sufrido daños por isquemia caliente o hipotensión.

Las soluciones de preservación más utilizadas son Eurocollins, Wisconsin y Custodiol, que obtienen unos tiempos de preservación que oscilan en 18-36 h.

### **Hígado**

La preservación hepática es más crítica que la renal ya que, al no disponerse de máquina sustitutiva del órgano, es obligado que las funciones del injerto retornen inmediatamente después del trasplante. En el ámbito clínico el método de preservación utilizado es la CF. La técnica de preservación y perfusión consiste en la irrigación vascular a través de la arteria hepática (unos 2.000 ml de solución) y por la vena porta de forma accesoria (unos 1.000 ml).

Se admiten tiempos de preservación de hasta 18 h, aunque se han comunicado casos con períodos de hasta 30 h. Sin embargo, parece claro que períodos mayores de 12 h conllevan una alta incidencia de complicaciones biliares.

Tradicionalmente, la solución de preservación más utilizada ha sido la UW, aunque soluciones más recientes, como la Celsior y la HTK, están emergiendo con resultados prometedores, incluso con una mayor protección de las complicaciones biliares

Probablemente, en la actualidad, la HTK sea la solución de preservación más utilizada para el trasplante de órganos abdominales.

### **Páncreas**

El trasplante de páncreas como órgano puede ser total o segmentario; el procedimiento de preservación es el mismo que para el riñón, ya que en más del 90% de las ocasiones se realiza trasplante combinado, páncreas-riñón

La mayoría de los equipos prefieren la solución de Wisconsin como medio de preservación. La extracción se realiza junto con el hígado, que se irriga con solución de UW (250-500 ml) a través de la arteria mesentérica superior y la esplénica. Se preserva con almacenamiento hipotérmico simple.

### **Corazón**

La preservación cardíaca ha cambiado poco en los últimos años. La solución cristalóide hiperpotasémica (cardioplejía) se utiliza a 4 °C, y 4 h es el límite aceptado de isquemia fría, aunque investigaciones clínicas aisladas muestran que este tiempo puede extenderse a 8 h o más con el uso de las nuevas soluciones de preservación

El método más común es el almacenamiento hipotérmico con la suplementación de cardioplejía a través de las arterias coronarias en el momento del paro, durante el almacenamiento e intermitentemente en el trasplante.

### **Pulmón**

La preservación de la función pulmonar requiere unas condiciones muy precisas. El límite máximo de isquemia para los pulmones no ha sido definido aún, pero se ha tomado las 6 h como el período límite empírico. La técnica más utilizada es la perfusión simple del pulmón con una solución de preservación a través de la arteria pulmonar. Con respecto a cuál es la mejor solución aún no ha sido determinado. Aunque la solución de EC es la más utilizada, algunos trabajos muestran mejores resultados con la UW. Recientemente, la utilización de soluciones bajas en K (Celsior, Perfadex) ha demostrado resultados similares a la UW y superiores a EC.

### **Intestino delgado**

El intestino se preserva usualmente con la solución UW, aunque la HTK y la Celsior han mostrado también buenos resultados. Dado que la mayoría de las extracciones de intestino delgado se llevan a cabo en donantes multiorgánicos, la técnica de preservación que se utiliza es la estándar intraaórtica. El tiempo de isquemia fría del intestino es aproximadamente de 12 h

## 2.2 Consideraciones de ingeniería

### 2.2.1 Sistemas de control

La palabra control se utiliza en diferentes ámbitos de la actividad humana, está involucrada en situaciones que requieren cumplir objetivos específicos, como en edificios inteligentes, donde se requiere regular la temperatura y humedad para proporcionar habitabilidad o confort, en sistemas de transporte como automóviles y aviones, en los que es importante mantener controladas la velocidad, la fuerza o la presión, se busca viajar de forma segura; en los modernos sistemas de manufactura es de gran interés manipular una gran cantidad de variables para que los procesos de producción se lleven a cabo optimizando los recursos y los costos.

Los sistemas de control se encuentran en gran cantidad en todos los sectores de la industria, tales como el control de calidad de los productos manufacturados, líneas de ensamblaje automático, control de máquinas herramientas, tecnología espacial, sistemas de transporte, sistemas de potencia, robótica y muchos otros. Aún el control de inventarios y los sistemas económicos y sociales se pueden visualizar a través de la teoría de control.

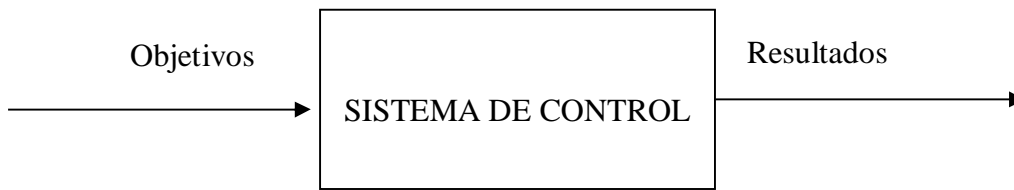
Los componentes básicos de un sistema de control se pueden describir mediante:

- Objetivos de control
- Componentes del sistema de control
- Resultados o salidas

En términos más técnicos, los objetivos se pueden identificar como entradas, o señales actuantes, y los resultados también se llaman salidas, o variables controladas,  $y$ .

En general, el objetivo de un sistema de control es manipular las salidas, en alguna forma prescrita mediante las entradas a través de los elementos del sistema de control.

\



*Figura 2.6 Esquema general de un sistema de control*

## 2.2.2 Control en lazo cerrado y en lazo abierto

Un sistema que mantiene una relación prescrita entre la salida y la entrada de referencia, comparándolas y usando la diferencia como medio de control, se denomina sistema de control realimentado. Un ejemplo sería el sistema de control de temperatura de una habitación. Midiendo la temperatura real y comparándola con la temperatura de referencia (la temperatura deseada), el termostato activa o desactiva el equipo de calefacción o de enfriamiento para asegurar que la temperatura de la habitación se conserve en un nivel cómodo sin considerar las condiciones externas.

Los sistemas de control realimentados no se limitan a la ingeniería, sino que también se encuentran en diversos campos ajenos a ella. Por ejemplo, el cuerpo humano es un sistema de control realimentado muy avanzado. Tanto la temperatura corporal como la presión sanguínea se conservan constantes mediante una realimentación fisiológica. De hecho, la realimentación realiza una función vital: vuelve el cuerpo humano relativamente insensible a las perturbaciones externas, por lo cual lo habilita para funcionar en forma adecuada en un ambiente cambiante.

**Sistemas de control en lazo cerrado.** Los sistemas de control realimentados se denominan también sistemas de control en lazo cerrado. En la práctica, los términos control realimentado y control en lazo cerrado se usan indistintamente. En un sistema de control en lazo cerrado, se alimenta al controlador la señal de error de actuación, que es la diferencia entre la señal de entrada y la señal de realimentación (que puede ser la señal de salida misma o una función de la señal de salida y sus derivadas y/o integrales), a fin de reducir el error y llevar la salida del sistema a un valor conveniente. El término control en lazo cerrado siempre implica el uso de una acción de control realimentado para reducir el error del sistema.

**Sistemas de control en lazo abierto.** Los sistemas en los cuales la salida no afecta la acción de control se denominan sistemas de control en lazo abierto. En otras palabras,

en un sistema de control en lazo abierto no se mide la salida ni se realimenta para compararla con la entrada.

En cualquier sistema de control en lazo abierto, la salida no se compara con la entrada de referencia. Por tanto, a cada entrada de referencia le corresponde una condición operativa fija; como resultado, la precisión del sistema depende de la calibración. Ante la presencia de perturbaciones, un sistema de control en lazo abierto no realiza la tarea deseada. En la práctica, el control en lazo abierto sólo se usa si se conoce la relación entre la entrada y la salida y si no hay perturbaciones internas ni externas. Es evidente que estos sistemas no son de control realimentado. Observe que cualquier sistema de control que opere con una base de tiempo es en lazo abierto. Por ejemplo, el control del tránsito mediante señales operadas con una base de tiempo es otro ejemplo de control en lazo abierto.

### **Sistemas de control en lazo cerrado en comparación con los sistemas en lazo abierto.**

Una ventaja del sistema de control en lazo cerrado es que el uso de la realimentación vuelve la respuesta del sistema relativamente insensible a las perturbaciones externas y a las variaciones internas en los parámetros del sistema. Por tanto, es posible usar componentes relativamente precisos y baratos para obtener el control adecuado de una planta determinada, en tanto que hacer eso es imposible en el caso de un sistema en lazo abierto. Desde el punto de vista de la estabilidad, el sistema de control en lazo abierto es más fácil de desarrollar, porque la estabilidad del sistema no es un problema importante. Por otra parte, la estabilidad es una función principal en el sistema de control en lazo cerrado, lo cual puede conducir a corregir en exceso errores que producen oscilaciones de amplitud constante o cambiante.

#### **2.2.3 Acciones básicas de control**

Como se explicó anteriormente, un sistema de control en lazo abierto, no es capaz de reaccionar ante una perturbación ya que no posee una realimentación que le proporcione información acerca del estado de la variable de salida que se controla, sin em-

bargo, los sistemas de control en lazo cerrado, pueden dar una respuesta a las perturbaciones que se presentan, ya sea incrementando o disminuyendo la amplitud o longitud de la señal que se aplica a la planta, a esa acción se le denomina acción de control.

Un controlador automático compara el valor real de la salida de una planta con la entrada de referencia (el valor deseado), determina la desviación y produce una señal de control que reducirá la desviación a cero o a un valor pequeño. La manera en la cual el controlador automático produce la señal de control se denomina ***acción de control***.

Los controladores industriales se clasifican, de acuerdo con sus acciones de control, como:

- De dos posiciones o de encendido y apagado (on/off)
- Proporcionales
- Integrales
- Proporcionales-integrales
- Proporcionales-derivativos
- Proporcionales-integrales-derivativos

**Acción de control de dos posiciones o de encendido y apagado (on/off).** En un sistema de control de dos posiciones, el elemento de actuación tiene dos posiciones fijas que, en muchos casos, son simplemente encendido y apagado. El control de dos posiciones o de encendido y apagado es relativamente simple y barato, razón por la cual su uso es extendido en sistemas de control tanto industriales como domésticos.

**Acción de control proporcional.** Para un controlador con acción de control proporcional, la relación entre la salida del controlador  $u(t)$  y la señal de error  $e(t)$  es:

$$u(t) = K_p e(t) \quad (2.1)$$

en donde  $K_p$  se considera la ganancia proporcional.

Cualquiera que sea el mecanismo real y la forma de la potencia de operación, el controlador proporcional es, en esencia, un amplificador con una ganancia ajustable.

**Acción de control integral.** En un controlador con acción de control integral, el valor de la salida del controlador  $u(t)$  se cambia a una razón proporcional a la señal de error  $e(t)$ . Es decir,

$$\frac{du(t)}{dt} = K_i e(t) \quad (2.2)$$

O bien:

$$u(t) = \int K_i e(t) dt \quad (2.3)$$

Donde  $K_i$  es una constante ajustable.

**Acción de control proporcional-integral.** La acción de control de un controlador proporcional-integral (PI) se define mediante:

$$u(t) = K_p e(t) + \frac{K_p}{T_i} \int_0^t e(t) dt \quad (2.4)$$

en donde  $T_i$  se denomina tiempo integral. Tanto  $K_p$  como  $T_i$  son ajustables. El tiempo integral ajusta la acción de control integral, mientras que un cambio en el valor de  $K_p$  afecta las partes integral y proporcional de la acción de control.



**Acción de control proporcional-derivativa.** La acción de control de un controlador proporcional-derivativa (PD) se define mediante:

$$u(t) = K_p e(t) + K_p T_d \frac{de(t)}{dt} \quad (2.5)$$

en donde  $K_p$  es la ganancia proporcional y  $T_d$  es una constante denominada *tiempo derivativo*. Tanto  $K_p$  como  $T_d$  son ajustables. La acción de control derivativa, en ocasiones denominada *control de velocidad*, ocurre donde la magnitud de la salida del controlador es proporcional a la velocidad de cambio de la señal de error. El tiempo derivativo  $T_d$  es el intervalo de tiempo durante el cual la acción de la velocidad hace avanzar el efecto de la acción de control proporcional.

**Acción de control proporcional-integral-derivativa.** La combinación de una acción de control proporcional, una acción de control integral y una acción de control derivativa se denomina acción de control proporcional-integral-derivativa (PID). Esta acción combinada tiene las ventajas de cada una de las tres acciones de control individuales. La ecuación de un controlador con esta acción combinada se obtiene mediante:

$$u(t) = K_p e(t) + \frac{K_p}{T_i} \int_0^t e(t) dt + K_p T_d \frac{de(t)}{dt} \quad (2.6)$$

#### 2.2.4 Ley de enfriamiento de Newton

La transferencia de calor está relacionada con los cuerpos calientes y fríos llamados; fuente y receptor, llevándose a cabo en procesos como condensación, vaporización, cristalización, reacciones químicas, etc. en donde la transferencia de calor, tiene sus propios mecanismos y cada uno de ellos cuenta con sus peculiaridades. La transferencia de calor es importante en los procesos, porque es un tipo de energía que se encuentra en tránsito, debido a una diferencia de temperaturas (gradiente), y por tanto existe la posibilidad de presentarse el enfriamiento, sin embargo esta energía en lugar de perderse sin ningún uso, es susceptible de transformarse en energía mecánica por

ejemplo; para producir trabajo, generar vapor, calentar una corriente fría, etc. En virtud de lo anterior es importante hacer una introducción al conocimiento de los procesos de transferencia de calor a través de la determinación experimental de la ecuación empírica que relaciona la temperatura de enfriamiento de una cantidad de sustancia con respecto al medio.

Experimentalmente se puede demostrar y bajo ciertas condiciones obtener una buena aproximación a la temperatura de una sustancia usando la Ley de Enfriamiento de Newton. Esta puede enunciarse de la siguiente manera: La temperatura de un cuerpo cambia a una velocidad que es proporcional a la diferencia de las temperaturas entre el medio externo y el cuerpo. Suponiendo que la constante de proporcionalidad es la misma ya sea que la temperatura aumente o disminuya, entonces la ecuación diferencial de la ley de enfriamiento es:

$$\frac{dT}{dt} = -k(T - T_m) \quad (2.7)$$

donde:

- *T es la temperatura del cuerpo*
- *T<sub>m</sub> es la temperatura del medio*
- *t es el tiempo*
- *k es una constante de proporcionalidad que depende de las características del sistema*

Procediendo a la solución de la ecuación (2.7) y separando variables:

$$\frac{dT}{T - T_m} = -kdt \quad (2.8)$$

Integrando cada miembro de la ecuación (2.7) Obtenemos

$$\ln(T - T_m) = -kt + c \quad (2.9)$$

Y por tanto la inversa es:

$$T - Tm = e^{-kt+c} \quad (2.10)$$

Si

$$e^c = C \quad (2.11)$$

Entonces:

$$T - Tm = Ce^{-kt} \quad (2.12)$$

$$T = Tm + Ce^{-kt} \quad (2.13)$$

### 2.2.5 Refrigeración

Las técnicas de refrigeración han alcanzado hoy en día un desarrollo extraordinario, siendo su aplicación tan extensa, que cubre o aparece en cualquier plano de la vida diaria de la humanidad.

Así, tenemos, entre sus diversas aplicaciones:

- Conservación de productos perecederos.
- Fabricación de hielo.
- Refrigeración y acondicionamiento de aire.
- Procesos industriales diversos (industria química, textil, mecánica, etc.).
- Separación de gases (por destilación de los productos a baja temperatura).
- Obtención de N<sub>2</sub>, O<sub>2</sub>, H<sub>2</sub>, etc..
- Tratamiento de materiales.
- Criogenia (obtención de temperaturas extremadamente bajas).

La refrigeración consiste en hacer que en una cámara o recinto la temperatura descienda por debajo de la temperatura del medio ambiente, y se mantenga luego a esta baja temperatura.

Como ningún recinto o cámara es perfectamente adiabática, para mantener dicho recinto a esa baja temperatura, es preciso extraer calor del recinto continua o al menos intermitentemente.

Esto implica normalmente el transporte de calor de un recinto a baja temperatura al medio ambiente, que se encuentra a mayor temperatura.

En general, el transporte de calor se realiza mediante un fluido transportador de calor que se denomina refrigerante.

Como sabemos; el calor pasa espontáneamente de un cuerpo caliente a otro frío; para poder pasar calor de un cuerpo frío a otro caliente debemos aportar o trabajo mecánico o calor del exterior.

### **Instalaciones frigoríficas por compresión**

Este tipo de instalaciones, están constituidas, como mínimo, por:

- Un intercambiador de calor, denominado evaporador, que toma cierta cantidad de calor de una fuente fría o lugar que queremos mantener a baja temperatura.
- Un compresor, que eleva el nivel térmico del fluido refrigerante hasta la temperatura que reina en el condensador.
- Un intercambiador de calor, denominado condensador, que cede el calor, tomado en el foco frío y el calor recibido en la compresión del fluido, al exterior.
- Un dispositivo de expansión para mantener a diferentes presiones los dos intercambiadores de calor.

Los modernos sistemas de refrigeración por compresión, se basan en la propiedad de los líquidos de absorber grandes cantidades de calor a medida que se produce la vaporización de los mismos.

### **Instalaciones frigoríficas sin compresión**

Esta instalación es análoga, a una instalación con compresor, ya que consta de:

- Un evaporador, instalado en el recinto frigorífico, donde absorbe el calor " $Q_a$ ".
- Un condensador, donde se cede al exterior un calor " $Q_c$ ".
- Una válvula de expansión, donde se produce una caída de presión isoentálpica.

- Eyector, caldera y bomba; que realizan la función del compresor, en una instalación por compresión.

Con este sistema, hoy en día aplicado exclusivamente al aire acondicionado, se logran alcanzar temperaturas de refrigeración del orden 3 a 10°C.

### **2.2.6 El efecto Peltier**

El efecto Peltier es una propiedad termoeléctrica descubierta en 1834 por Jean Peltier, trece años después del descubrimiento del mismo fenómeno, de forma independiente, por Thomas Johann Seebeck. El efecto Peltier hace referencia a la creación de una diferencia de temperatura debida a un voltaje eléctrico. Sucede cuando una corriente se hace pasar por dos metales o semiconductores conectados por dos “junturas de Peltier”. La corriente propicia una transferencia de calor de una juntura a la otra: una se enfría en tanto que otra se calienta.

Una manera para entender cómo es que este efecto enfría una juntura es notar que cuando los electrones fluyen de una región de alta densidad a una de baja densidad, se expanden (de la manera en que lo hace un gas ideal) y se enfría la región.

Gracias a los inmensos avances en el campo de semiconductores, hoy en día, se construyen sólidamente y en tamaño de una moneda. Los semiconductores están fabricados con Teluro y Bismuto para ser tipo P o N (buenos conductores de electricidad y malos del calor) y así facilitar el trasvase de calor del lado frío al caliente por el efecto de una corriente continua.

Cuando dos metales distintos se ponen en contacto (soldadura) aparece una diferencia de potencial debida a que los electrones libres de uno de los metales tienen más energía que los del otro. Cuando se hace pasar una corriente eléctrica por la soldadura si la dirección de la corriente es contraria a la diferencia de potencial, los electrones tienen que ganar energía y lo extraen de los metales enfriando la soldadura. Mientras que si es a favor los electrones pierden energía cediéndola a la soldadura que se calienta.

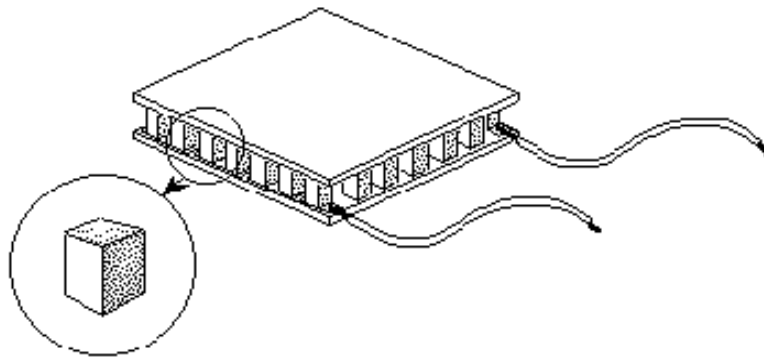
El efecto Peltier es reversible y es lo que da lugar al efecto termoelectrico (Seebeck). Es decir cuando dos metales se sueldan formando un anillo (dos soldaduras) se puede producir una corriente eléctrica en el anillo si las dos soldaduras están a distinta temperatura.

### **Aprovechamiento del efecto Peltier**

La utilización común en los últimos años fueron las termocopias. Recordamos que al calentarse producen una tensión que va en aumento al aumentar la temperatura. La pequeña tensión generada es amplificada y permite desviar una aguja en un micro amperímetro que indica temperatura versus la tensión recibida. El segundo fenómeno utilizable es el que ocurre cuando aplicamos una tensión en los extremos de los alambres soldados.

De igual manera este fenómeno se aprovecha con más auge a través de las llamadas células Peltier: Alimentando una de estas células Peltier, se establece una diferencia de temperatura entre las dos caras de la célula Peltier, esta diferencia depende de la temperatura ambiente donde este situada la célula Peltier, y del cuerpo que queramos enfriar o calentar. Su uso más bien es para enfriar, ya que para calentar existen las resistencias eléctricas, que son mucho más eficientes en este cometido que las células Peltier, estas son mucho más eficaces refrigerando, ya que su reducido tamaño, las hace ideales para sustituir costosos y voluminosos equipos de refrigeración asistida por gas o agua.

Físicamente los elementos de un módulo Peltier son bloques de 1 mm cúbico, conectados eléctricamente en serie y térmicamente en paralelo.



*Figura 2.7 Elementos de la celda de Peltier.*

Si tenemos en cuenta sus reducidas dimensiones, en unos milímetros escasos, una sola celda puede alcanzar, como máximo una potencia frigorífica de 0.5 watts.

Es decir, que para conseguir potencias frigoríficas de 15 a 20 Watts, hay que realizar baterías formadas, como mínimo por 30 o 40 células. De hecho, al aumentar el número de celdas, aumenta la superficie irradiante y, por lo tanto, la potencia refrigerante. En resumen, que tanto la dimensión como la potencia calorífica obtenida dependen del número de elementos utilizados por módulo.

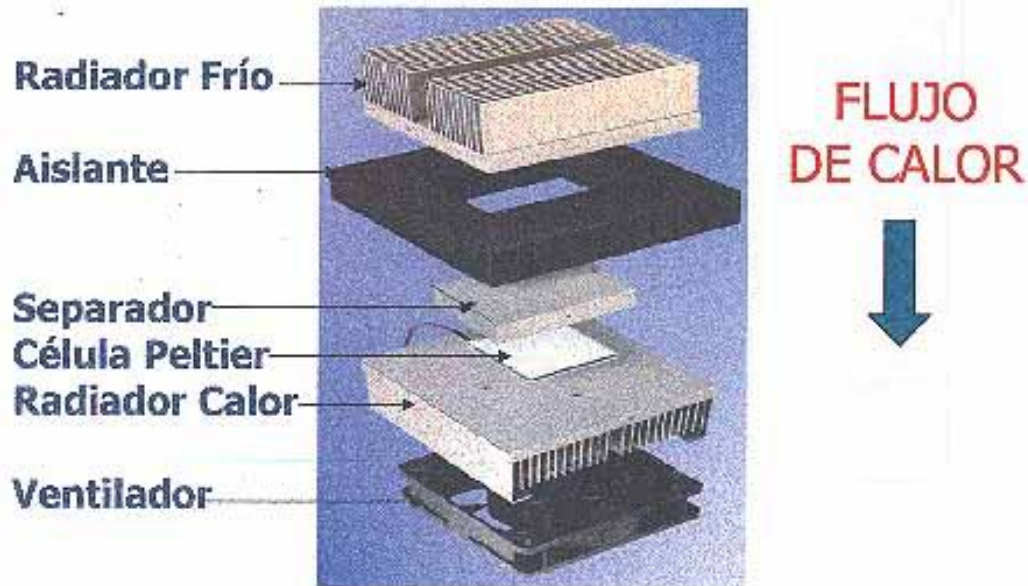
Existen células Peltier con dimensiones y potencias diversas. También existen células aisladas y no aisladas, en función de que encima y debajo de las dos superficies exista, o no, una capa fina de material cerámico, necesario para aislar las láminas de cobre de las distintas celdas; por consiguiente estas dos superficies se pueden apoyar sobre cualquier plano metálico sin necesidad de aislantes.

Si una célula Peltier está sin aislar será necesaria la utilización de una mica del tipo Sil-Pad, para poder transferir la energía. Este tipo de micas es muy caro y difícil de conseguir. Por otro lado, las celdas ya aisladas tienen un material cerámico con una resistencia térmica muy baja, por lo que la pérdida de transferencia es insignificante.

El frío o calor que puede generar un módulo Peltier viene especificado por el salto térmico (diferencia térmica, incremento, etc.) que indican sus fabricantes.

En teoría, un salto térmico de 70 grados significa que si el lado caliente de la célula se ha estabilizado a una temperatura de 45 grados, en el lado frío existe una temperatura de  $45 - 70 = -25$  grados.

Por el contrario, si el lado caliente sólo alcanza 35 grados, en el lado frío hay una temperatura de  $35 - 70 = -35$  grados



*Figura 2.8 El sistema de disipación de calor del lado caliente, tiene una repercusión directa sobre la temperatura del lado frío.*

## **PELIGROS DE LOS ENFRIADORES PELTIER**

Si bien un enfriador Peltier puede ser una perfecta solución térmica, si el diseño es insuficiente o los ventiladores están instalados inadecuadamente puede ser peligroso. He aquí relacionados algunos de los peligros:

**Sobrecalentamiento:** Los enfriadores Peltier pueden instalarse con un disipador y un ventilador. Debido al calor del elemento Peltier, puede sobrecalentarse y dañar el producto.

**Problemas eléctricos:** Si se está utilizando en una CPU para enfriar al mismo, el elemento Peltier consume una potencia eléctrica importante, posiblemente más de lo que



pueda suministrar la fuente de alimentación. Esto es especialmente un problema al arrancar un sistema: Mientras los discos duros alcanzan velocidad, estos utilizan más potencia, y si el Peltier inicia consumiendo esta potencia al principio, esto puede ser un problema. Los buenos enfriadores Peltier resuelven este problema arrancando los elementos Peltier después de cierto tiempo, cuando el CPU está caliente. Otro problema puede ser el cableado eléctrico si es demasiado delgado. Este puede no ser suficiente para poder con los requerimientos del Peltier y se sobrecalentará. También, obsérvese que el enfriador Peltier debe tener una línea dedicada desde la fuente de alimentación.

### 2.2.7 Comunicación por SPI

El Bus SPI (del inglés *Serial Peripheral Interface*) es un estándar de comunicaciones, usado principalmente para la transferencia de información entre circuitos integrados en equipos electrónicos. El bus de interfaz de periféricos serie o bus SPI es un estándar para controlar casi cualquier dispositivo electrónico digital que acepte un flujo de bits serie regulado por un reloj.

Muchos sistemas digitales tienen periféricos que necesitan existir sin necesidad de ser rápidos. La ventajas de un bus serie es que minimiza el número de conductores, pines y el tamaño del circuito integrado. Esto reduce el coste de fabricar montar y probar la electrónica. Un bus de periféricos serie es la opción más flexible cuando se tiene tipos diferentes de periféricos serie. El hardware consiste en señales de reloj, *data in*, *data out* y *chip select* para cada circuito integrado que tiene que ser controlado. Casi cualquier dispositivo digital puede ser controlado con esta combinación de señales. Los dispositivos se diferencian en un número predecible de formas. Unos leen el dato cuando el reloj sube otros cuando el reloj baja. Algunos lo leen en el flanco de subida del reloj y otros en el flanco de bajada. Escribir es casi siempre en la dirección opuesta de la dirección de movimiento del reloj. Algunos dispositivos tienen dos relojes. Uno para capturar o mostrar los datos y el otro para el dispositivo interno.

El SPI es un protocolo síncrono. La sincronización y la transmisión de datos se realizan por medio de 4 señales:

SCLK (*Clock*): Es el pulso que marca la sincronización. Con cada pulso de este reloj, se lee o se envía un bit. También llamado *TAKT* (en Alemán).

MOSI (*Master Output Slave Input*): Salida de datos del *Master* y entrada de datos al *Slave*. También llamada SIMO.

MISO (*Master Input Slave Output*): Salida de datos del *Slave* y entrada al *Master*. También conocida por SOMI.

SS/*Select*: Para seleccionar un *Slave*, o para que el Master le diga al Slave que se active. También llamada SSTE.

## 2.2.8 Comunicación por One-Wire

1-Wire es un protocolo de comunicaciones en serie diseñado por Dallas Semiconductor. Está basado en un bus, un maestro y varios esclavos de una sola línea de datos en la que se alimentan. Por supuesto, necesita una referencia a tierra común a todos los dispositivos.

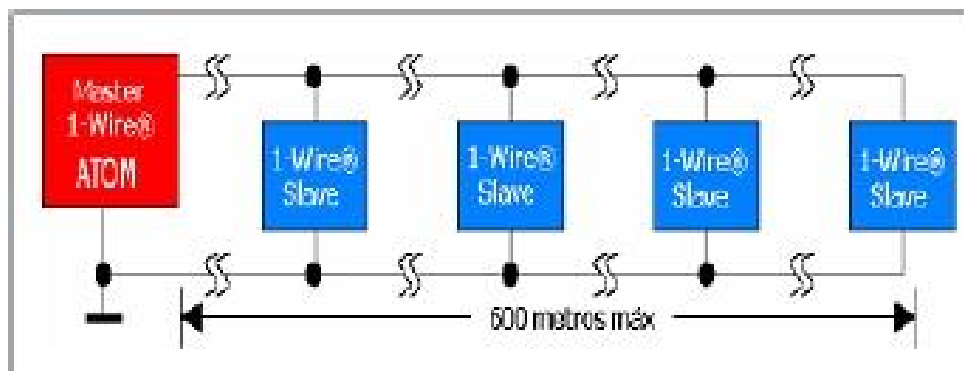


Figura 2.9 Esquema de comunicación del protocolo One Wire

Una red de dispositivos 1-Wire está conformada por un maestro y uno o más esclavos que poseen un único pin de datos de tipo colector abierto, al que se conecta una resistencia de *pull up* anclada a +5V DC. Una de las características de la tecnología One Wire, es que cada dispositivo esclavo tiene una única e irrepetible identificación grabada en su memoria ROM al momento de su fabricación. El BUS One Wire, permite realizar una comunicación serial asincrónica entre un dispositivo maestro y uno o

varios dispositivos esclavos, utilizando un único pin de E/S del microcontrolador. Podemos señalar algunas características de éste bus:

- Utiliza niveles de alimentación CMOS/TTL con un rango de operación que abarca desde 2.8 V hasta 6 V.
- Tanto el maestro como los esclavos transmiten información de forma bidireccional, pero, sólo en una dirección a la vez, de ésta manera la comunicación es realizada en forma *half duplex*.
- Toda la información es leída o escrita comenzando por el bit menos significativo (LSB).
- No se requiere del uso de una señal de reloj, ya que, cada dispositivo One Wire posee un oscilador interno que se sincroniza con el del maestro cada vez que en la línea de datos aparezca un flanco de bajada.
- La alimentación de los esclavos se puede hacer utilizando el voltaje propio del BUS. Para ello, cada circuito esclavo posee un rectificador de media onda y un condensador, durante los periodos en los cuales no se efectúa ninguna comunicación, la línea de datos se encuentra en estado alto debido a la resistencia de *pull up*; en esa condición, el diodo entra en conducción y carga al condensador. Cuando el voltaje de la red cae por debajo de la tensión del condensador, el diodo se polariza en inverso evitando que el condensador se descargue. La carga almacenada en el condensador alimentará al circuito esclavo.
- Las redes de dispositivos One Wire pueden tener fácilmente una longitud hasta 200 m y contener unos 100 dispositivos.
- Todas las tensiones mayores que 2.2 V son consideradas un 1 lógico mientras que como un 0 lógico se interpreta cualquier valor menor o igual a 0.8V.
- La transferencia de información es a 16.3 Kbps en modo *standard* y hasta a 142Kbps en modo *overdrive*.

### 2.2.9 Relevadores de estado sólido

Un relevador de estado sólido SSR (Solid State Relay), es un circuito electrónico que contiene en su interior un circuito disparado por nivel, acoplado a un interruptor se-

miconductor, para realizar la conmutación, permite un asilamiento a través de un optoacoplador. Posee capacidad de conmutación para cargas muy grandes de hasta 125 Amper con ayuda de un disipador de calor. El voltaje de control puede ser de 3 a 32 Vcd. El SSR es una versión mecánicamente pasiva de su más antigua contraparte el relevador electromecánico, proveyendo esencialmente el mismo funcionamiento, pero sin el uso de partes en movimiento, depende de propiedades ópticas de semiconductores y componentes eléctricos.

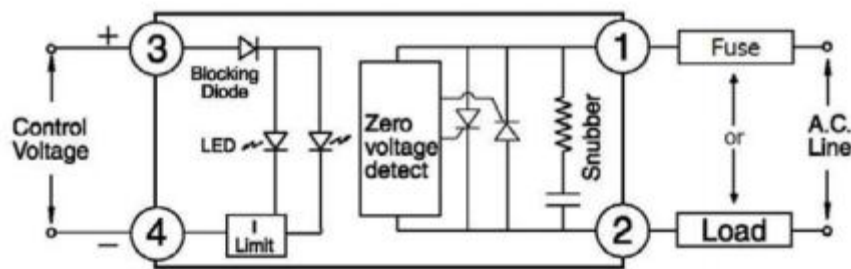


Figura 2.10 Esquema del SSR

Un relevador de estado sólido está conformado por tres etapas esenciales:

1. Circuito de entrada o de control
2. Sistema de acoplamiento
3. Circuito de conmutación

Debido a que los relevadores de estado sólido no contienen partes móviles o contactos mecánicos. Pueden conmutar cargas de hasta cientos de Amper varias veces por segundo y año tras año. El parámetro estándar de cantidad máxima de ciclos de maniobra de los relevadores de electromecánicos es irrelevante para los relevadores de estado sólido.

Un SSR puede conmutar cargas hasta 80 veces por segundo. Esta frecuencia es mucho más alta que la de un relevador electromecánico. Su tiempo de respuesta está en el orden de los microsegundos y es un proceso libre de rebotes y totalmente confiable.

Un relevador de estado sólido es completamente silencioso, una característica que es relevante muchas aplicaciones de electro-medicina, automatización de oficinas y edi-

ficios y en general para aquellas aplicaciones donde se requiere un ambiente libre de ruidos.

La naturaleza de los relevadores de estado sólido los hace altamente resistentes a golpes y vibraciones. Estos están herméticamente sellados para asegurar un excelente funcionamiento en atmósferas húmedas. La ausencia de contactos mecánicos aumenta la seguridad en lugares donde arcos y chispas pueden ser peligrosos.

# CAPÍTULO 3. DESARROLLO EXPERIMENTAL

A lo largo de este capítulo se realiza una descripción de cada una de las etapas que conforman el sistema construido. Se comienza con el planteamiento del problema y el diseño de la solución, para posteriormente abordar cada una de las partes, su funcionamiento individual e interrelación.

## 3.1 Planteamiento del problema

Como se menciona en el capítulo 2, una de las técnicas médicas más innovadoras que permiten prolongar la vida de una persona cuando se ha agotado toda otra alternativa para recuperar su salud, es el trasplante de órganos. Las estadísticas presentadas en dicho apartado, son evidencias de la demanda de órganos y de personal de primer nivel para llevar a cabo estos procedimientos.

*Adicionalmente el personal médico, requiere las herramientas tecnológicas que posibiliten sus tareas y mejoren la funcionalidad del injerto en el corto, mediano y largo plazo.*



*Figura 3.1 Ubicacion de la cirugía en el proceso de trasplante.*

### 3.1.1 Cirugía de trasplante

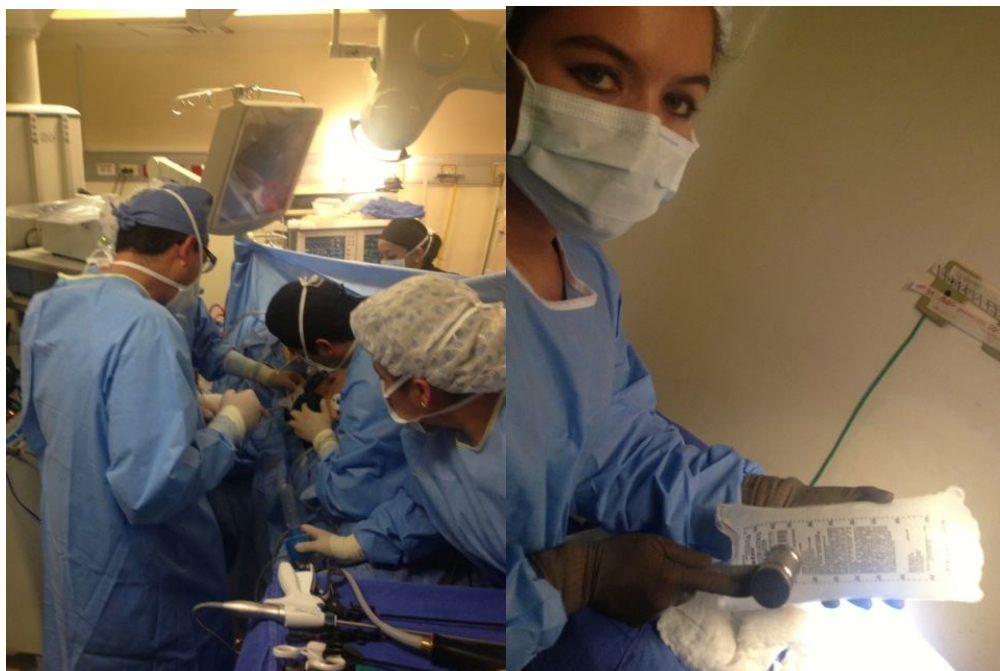
El proceso del trasplante varía dependiendo de si se trata de un donador vivo o uno cadavérico, sin embargo a grandes rasgos se distinguen las siguientes etapas:

- Preservación (en algunos casos de donante cadavérico).
- Ablación.
- Procuración y traslado.
- **Cirugía de reconstrucción** (también conocida como cirugía de banco)

- Implante

### **Ablación**

Se entiende por ablación a la obtención de un órgano proveniente de un donante en condiciones tales que permiten su posterior implante en el receptor.



a)

b)

*Figura 3.2a. Equipo de médico realizando ablación renal INNSZ. 3.2b Preparación del lebrillo. Se logra la hipotermia mediante el uso de hielo, la temperatura no se controla.*

### **Procuración y traslado**

Previo al clampeo del órgano (momento de la ablación en el que se interrumpe el flujo sanguíneo en un donante vivo o cadáver a corazón batiente), el equipo médico prepara el contenedor (en adelante denominado lebrillo), en el cual realizará la cirugía de banco y trasladará el órgano.



*Figura 3.3 La mezcla de hielo y solución de Wisconsin permiten al injerto sobrevivir durante el tiempo de isquemia fría*

Una vez extraído el órgano, este es privado de la irrigación sanguínea y otras condiciones que le permiten sobrevivir dentro del organismo, por lo que se recurre a la perfusión de alguna sustancia de preservación con la finalidad de que el enfriamiento a 4° C se lleve a cabo de una forma rápida y homogénea. Con ello se pretende disminuir y frenar todos los procesos de degradación celular y permitir que los órganos funcionen adecuadamente.

Actualmente, las soluciones de preservación provienen de refrigeradores que las mantienen a baja temperatura así como se utiliza hielo para mantener el órgano frío durante la cirugía de banco.





*Figura 3.4 Perfusión con solución de preservación a 4° C.*

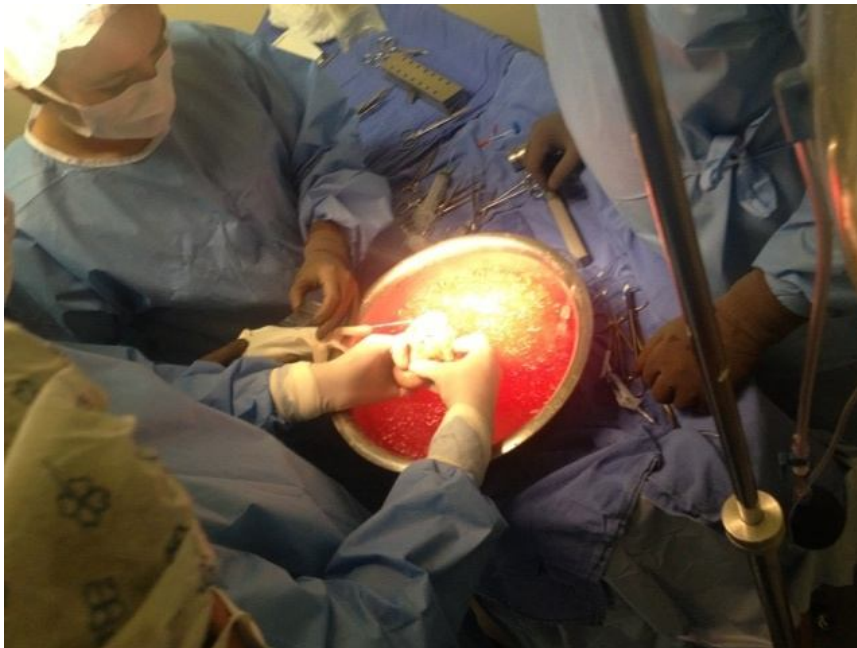


*Figura 3.5 El órgano se coloca en el lebrillo para ser trasladado con el receptor y se realice la cirugía de reconstrucción.*

### **Cirugía de banco**

La cirugía que se realiza en banco, previo al implante, tiene también una importancia capital para lo que será el éxito final del trasplante. Es un procedimiento meticuloso, que se realiza preferentemente con magnificación e instrumental adecuado.

En este tiempo se intenta optimizar el órgano a ser implantado, corrigiendo aspectos anatómicos que pueden ser desfavorables (arterias múltiples) como así también lesiones que podrían haberse producido durante la ablación (desgarros y/o lesiones vasculares ó ureterales).



*Figura 3.6 El órgano es sumergido periódicamente en la solución*

Asimismo, se desgrasará el riñón para minimizar el tejido extraño a implantar y se controlarán ocluyendo los linfáticos peri-vasculares, que reducirán la posibilidad de linfocele posquirúrgico.

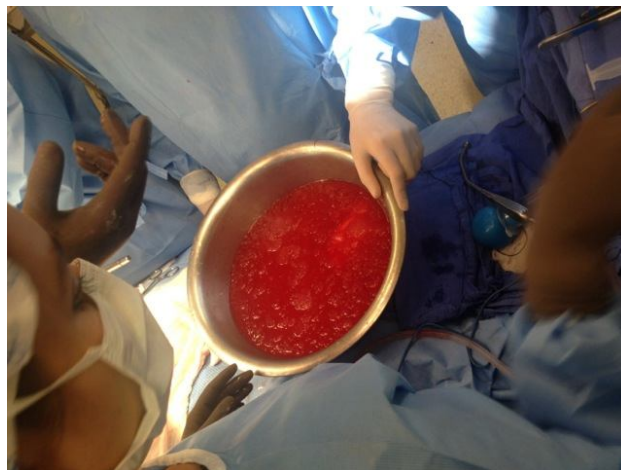
En el caso del órgano proveniente de un donante vivo, es muy importante la rápida perfusión con solución de preservación fría, para lograr un buen lavado y enfriamiento. Las maniobras más frecuentes en la cirugía de banco, consisten en unificar en un único ostium la frecuente (30%) vascularización múltiple del riñón y, en el caso del

riñón derecho, la prolongación de la Vena Renal con el parche de Vena cava Superior.



*Figura 3.7 Cirugía de reconstrucción renal.*

Sin embargo los tiempos de isquemia fría suelen ser prolongados y la temperatura no está debidamente controlada. Esto compromete la funcionalidad del injerto así como la calidad de vida del paciente.



*Figura 3.8 La solución de preservación ha cambiado de fase como consecuencia de la transferencia de calor con el medio.*

## **Implante**

Con el paciente bajo anestesia general (excepcionalmente puede utilizarse la anestesia raquídea) y con el órgano en condiciones de ser implantado se procede a realizar el trasplante.



*Figura 3.9 El injerto se coloca en el paciente receptor*

### **3.1.2 Requisitos de la solución**

Debido a que en la actualidad la cirugía de banco se lleva a cabo sin un control formal de la temperatura, se plantea el diseño y construcción de un dispositivo que lleve a cabo dicha tarea bajo las siguientes restricciones:

- Mantenga la temperatura del contenido alrededor de 4° C.
- Realice un registro de temperatura contra tiempo durante el procedimiento.
- Pueda ser instalado en un lebrillo apropiado para la cirugía.
- No represente un riesgo para la esterilidad del quirófano.
- Pueda ser operado por el personal médico.
- Bajo costo.

## 3.2 Descripción particular de los dispositivos

Con el objetivo de satisfacer los requisitos planteados en el apartado anterior, con fines de diseño, se dividió el sistema en las siguientes etapas:

1. Lebrillo
2. Actuadores
3. Microcontrolador
4. Etapa de potencia
5. Sensores
6. Almacenamiento de datos
7. Control de usuario

Se plantea construir un sistema de control de lazo cerrado que involucre la implementación de un controlador, compare la información proporcionada por los sensores ubicados en la planta (lebrillo de la cirugía) con la temperatura deseada y adicionalmente registre dicha información para ser analizada posteriormente.

Los siguientes apartados están dedicados a describir el diseño de cada bloque del diagrama general.

### 3.2.1 Lebrillo

El recipiente que se utiliza para realizar la cirugía de banco debe ser capaz de contener al menos:

- 2 litros de solución de preservación,
- 2 de agua en estado sólido y,
- Aproximadamente medio litro más para contener al órgano en cuestión.

Por otro lado es importante que los actuadores que se implementen puedan acoplarse sin resultar invasivos al procedimiento médico. En vista de lo anterior, se diseñó un lebrillo de paredes planas que permite el intercambio de calor y tiene las dimensiones necesarias.

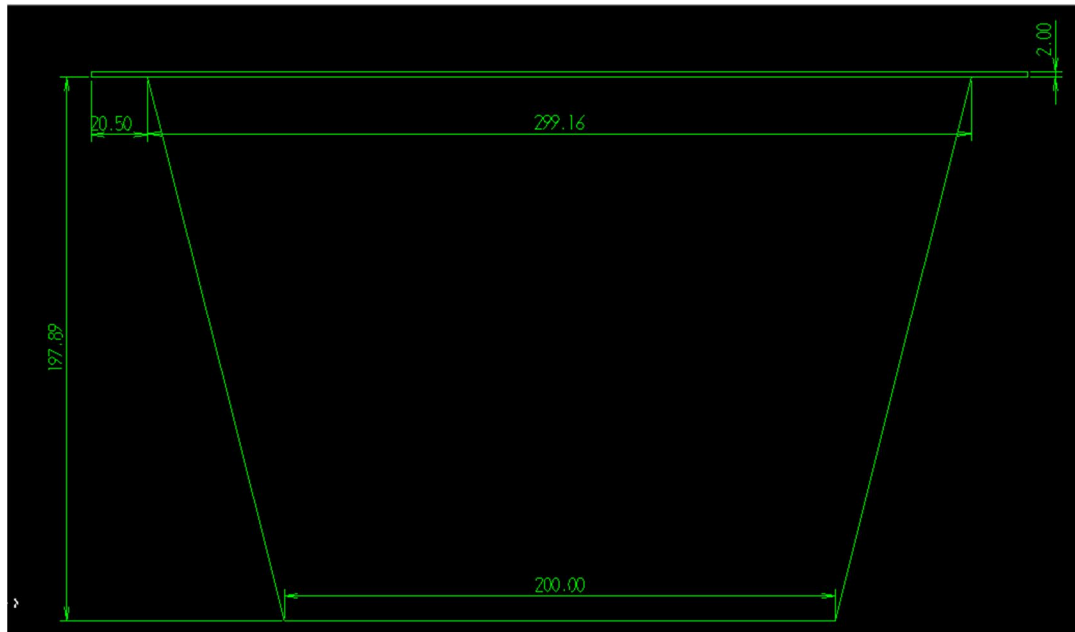


Figura 3.10 Vista lateral del lebrillo. Medidas en centímetros

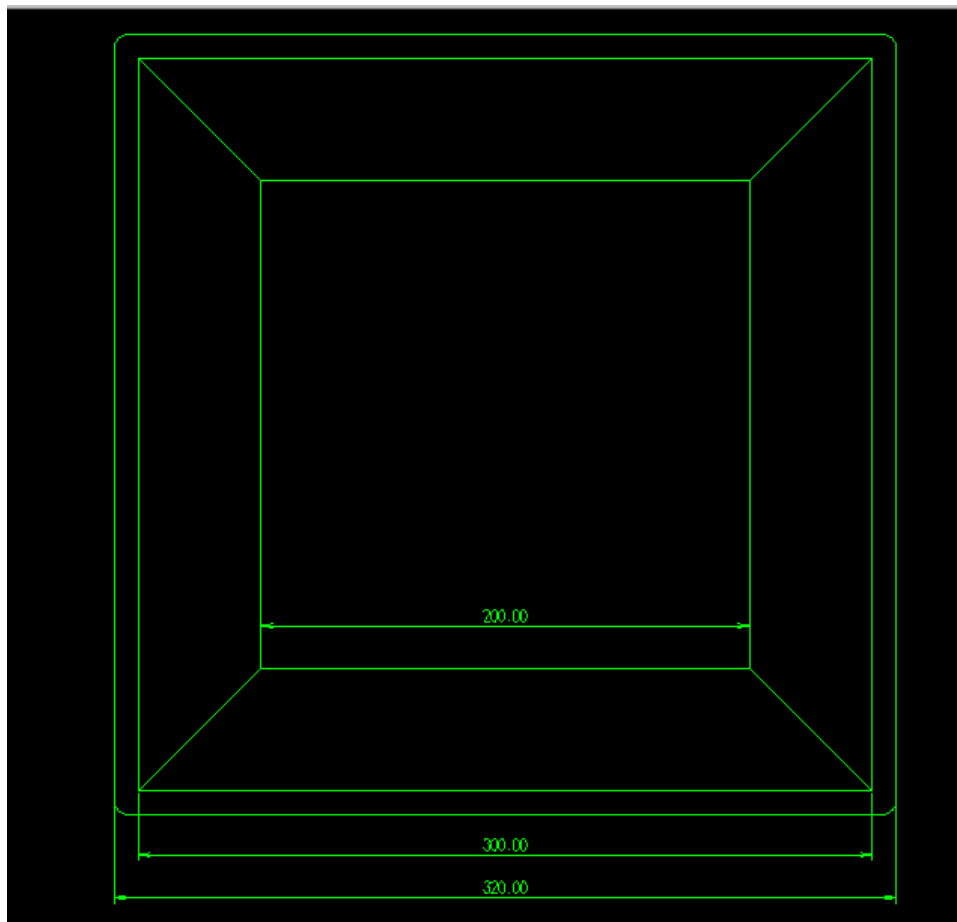


Figura 3.11 Vista superior del lebrillo. Medidas en milímetros

Se trata de un recipiente con forma de pirámide truncada con una base rectangular de 20 X 20 cm, altura de 20cm y tapa de 30 X 30cm. Posee pestañas alrededor de la tapa de 2 cm de ancho. Esta forma presenta la ventaja de poder instalar las celdas directamente sobre el recipiente, a diferencia de los lebrillos actuales que son curvos y requieren adaptaciones adicionales para la implementación de los termoelectricos comercialmente disponibles.

### 3.2.2 Actuadores

Al disponer de distintos tipos de instalaciones de refrigeración (ver sección 2.2.5), se optó por utilizar el que se basa en el principio de Peltier, ya que presenta varias ventajas sobre los demás en lo que respecta a la aplicación en cuestión:

- Tamaño
- Carece de ruido
- Bajo mantenimiento
- Adaptabilidad a la forma del lebrillo
- Costo

Se trata de un dispositivo que consta de 2 placas cerámicas unidas por dos metales diferentes. Si la corriente fluye en un sentido, el calor es transferido de una a otra de las placas. La dirección de la corriente dicta cuál de las placas se calienta mientras la otra se enfría.

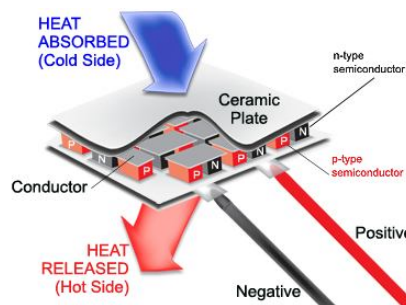


Figura 3.12 Esquema de flujo de calor en la celda de Peltier

Los parámetros a considerar de la hoja de datos del fabricante son los siguientes.

- $Q_{max}$ : Se refiere a la máxima potencia que puede absorber el lado frío

- Delta T max: Máxima diferencia de temperatura que se puede crear entre las placas. Es una función de la corriente, el voltaje aplicado y la temperatura del lado caliente.
- I max, Vmax. Corriente y voltaje máximos que se pueden aplicar al dispositivo.



勝特力材料 886-3-5753170  
 勝特力电子(上海) 86-21-54151736  
 勝特力电子(深圳) 86-755-83298787  
 Http://www.100y.com.tw

TEC1 series——TEC1-127 (40\*40) (50\*50) (62\*62)

Type	Couples	I <sub>max</sub> (A)	U <sub>max</sub> (V)	Q <sub>cmax</sub> (w)	ΔT <sub>max</sub> ℃	Dimension (mm)			R Ω		
				ΔT=0	Q <sub>c</sub> =0	L	M	H			
				T <sub>h</sub> =27℃							
TEC1-12703	127	3	15.4	26.7	68	40	40	4.92	3.42		
TEC1-12704		4		35.6	68	40	40	4.54	3.02		
TEC1-12705		5		44.5	68	40	40	4.20	2.40		
TEC1-12706		6		53.3	68	40	40	3.82	1.98		
TEC1-12707		7		62.2	68	40	40	3.80	1.70		
TEC1-12708		8		71.1	68	40	40	3.80	1.50		
TEC1-12709		9		80.1	68	40	40	3.37	1.36		
TEC1-12710		10		88.9	67	40	40	3.30	1.08		
TEC1-12708		127		8	15.4	71.1	68	50	50	5.11	1.50
TEC1-12710				10		88.9	68	50	50	4.50	1.12
TEC1-12712	12		106.7	68		50	50	4.20	0.90		
TEC1-12714	14		124.4	68		50	50	4.28	0.81		
TEC1-12715	15		133.3	68		50	50	3.61	0.75		
TEC1-12710	127	10	15.4	88.9	68	62	62	6.10	1.05		
TEC1-12730		30		266.7	68	62	62	4.80	0.27		

TE C 1—127 06

致冷器件的外形圖示

TE——Thermo Electrical

C—— Area of section of N/P > 1mm<sup>2</sup>

1——Stage 1

127——Couples(127couples)

06——Current(6A)



TEC1 type

Figura 3.13 Hoja de datos de la celda de Peltier

Con base en la hoja de datos mostrada, se llevó a cabo el siguiente análisis para decidir cuál es el modelo ideal a implementar.



Tabla 3.1 A partir de los datos d la hoja de datos, se calculó la eficiencia de cada modelo considerando la relación entre la potencia de entrada y la potencia de salida.

Modelo	I(Amperes)	Pa(Watts)	Qc(Watts)	N
TEC127-03	3	46.2	26.7	57.79%
TEC127-04	4	61.6	35.6	57.79%
TEC127-05	5	77	44.5	57.79%
TEC127-06	6	92.4	53.3	57.68%
TEC127-07	7	107.8	62.2	57.70%
TEC127-08	8	123.2	71.1	57.71%
TEC127-09	9	138.6	80.1	57.79%
TEC127-10	10	154	88.9	57.73%
TEC127-08	8	123.2	71.1	57.71%
TEC127-10	10	154	88.9	57.73%
TEC127-12	12	184.8	106.7	57.74%
TEC127-14	14	215.6	124.4	57.70%
TEC127-15	15	231	133.3	57.71%

De la tabla 3.1 se obtienen las siguientes gráficas

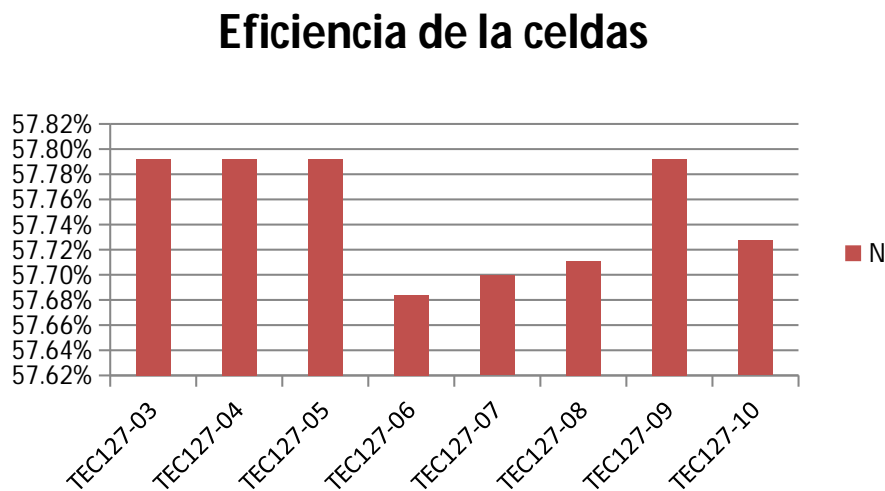


Figura 3.14 La serie N representa la eficiencia de los modelos TEC127-03 a TEC127-10 cuyas dimensiones son 4 X 4 cm.

## Eficiencia de la celdas

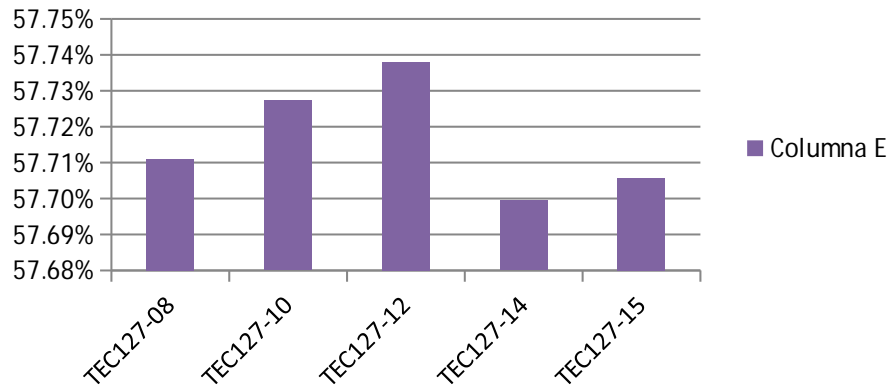


Figura 3.15 La serie Columna E, muestra la eficiencia de los modelos TEC127-08 a TEC127-15 cuyas dimensiones son 5 X 5 cm.

De los datos anteriores se concluyó que la eficiencia mínima está en 57.68% para la TEC127 06 y la máxima de 57.59% para los modelos TEC127 06 a 04, reportándose una diferencia de menos del 0.1% por lo cual se deja a consideración de las necesidades de refrigeración el uso de un modelo específico.

Como se pretende variar la temperatura de un cuerpo líquido de 5 litros compuesto en un 80% de agua, se tomará en consideración un calor específico de 1 cal/(g °C).

Dada la expresión:

$$Q = mCe\Delta T \quad (3.1)$$

Donde:

m es la masa a calentar/enfriar

Ce el calor específico de la sustancia

$\Delta T$  La diferencia de temperatura

Q es el calor necesario

Se puede afirmar que si se requiere variar la temperatura del contenedor en 1 grado centígrado y se conoce tanto el Ce como la masa, entonces:

$$Q = (5000g) \left( 1 \frac{cal}{g \text{ } ^\circ C} \right) (1^\circ C) = 5000 \text{ cal} \quad (3.2)$$

Se requiere una variación de aproximadamente 5000 calorías para cambiar en un grado centígrado la temperatura del contenido del lebrillo en condiciones ideales (que no exista otra transferencia de calor, una perturbación en el sistema).

Dado que la hoja de datos muestra información de la transferencia de energía en términos de Watts, se optó por unificar unidades transformando de calorías a Joule. Dado que 1 J=0.239cal/seg se tiene la tabla de conversión:

*Tabla 3.2 Relacion de conversión entre Joule y Caloria*

Joule	Caloria
1	0.239
X	5000

Donde X corresponde a la energía en Joules requerida para variar la temperatura de todo el contenido del recipiente en un grado centígrado.

$$X = \left( \frac{5000cal}{1^\circ C} \right) \left( \frac{1J}{0.239cal} \right) = \frac{20920J}{^\circ C} \quad (3.3)$$

El modelo TEC127-15 proporciona una potencia de 133W @ 12V con una eficiencia del 57.71%, de acuerdo al análisis anterior, lo cual equivale a transferencia de:

$$P = 133(57.71\%) = 76.75W \quad (3.4)$$

Por definición,  $1W = 1cal/s$ , por lo tanto se implica que la potencia en termitos de Joule es de  $76.75J/s$ .

A ese ritmo, y sin considerar perturbaciones y otros factores de transferencia de calor, se calcula de manera aproximada el tiempo en el que una celda del modelo TEC127-15 podrá variar la temperatura del cuerpo de agua.

$$T = \frac{20920J}{76.75J/s} = 272.57 s \quad (3.5)$$

Es decir, aproximadamente 4 minutos y 32 segundos.

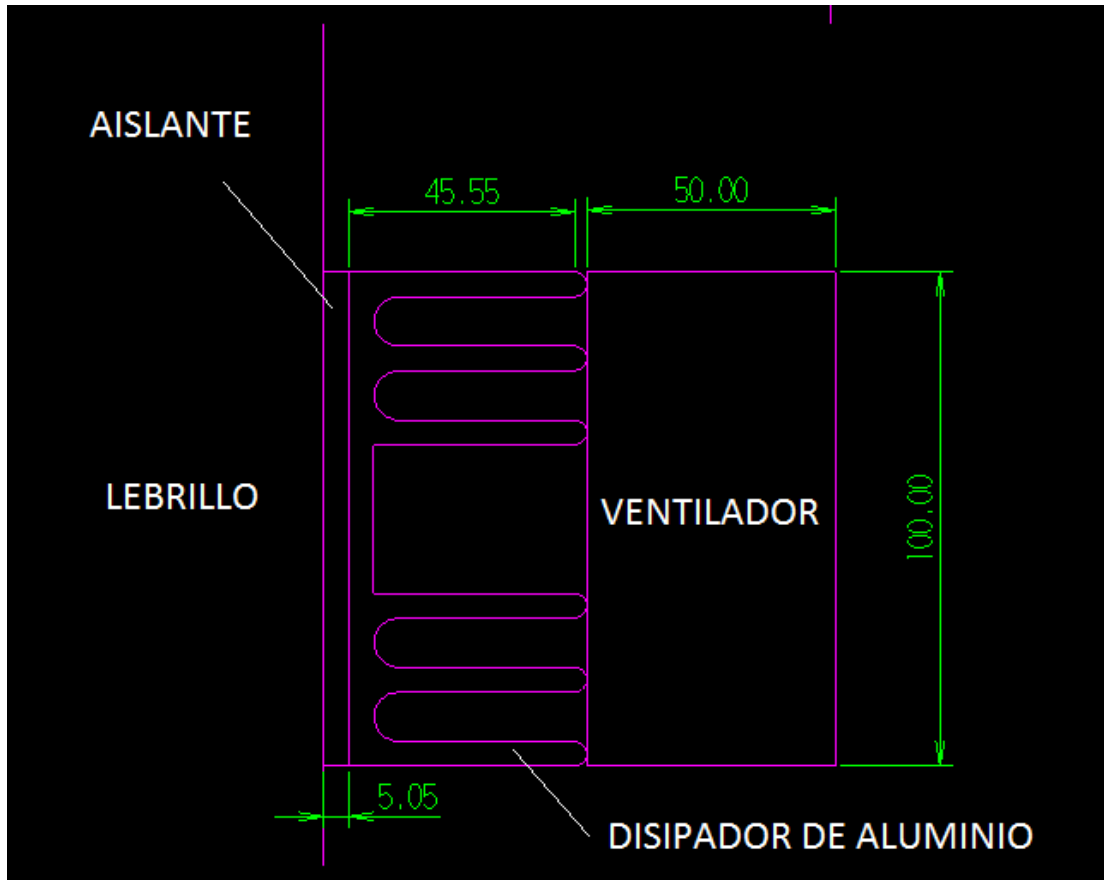
Con la intención de mejorar el tiempo de respuesta y dado que el recipiente posee 4 caras planas, se optó por utilizar 4 celdas de ese modelo, con lo cual se tiene que el tiempo necesario para variar en un grado centígrado la temperatura, teóricamente será:

$$T = \frac{20920J}{4(76.75J/s)} = \frac{20920J}{307J/s} = 68.14s \quad (3.6)$$

Por otro lado se percibió al tacto que durante los primeros segundos de operación de una celda de Peltier, una de sus caras efectivamente se enfría mientras la otra incrementa notablemente su temperatura, sin embargo al paso de unos pocos segundos, ambas caras incrementaban su temperatura, por ello es que uno de los factores más importantes en la implementación de estos termoelectricos es el sistema de refrigeración.

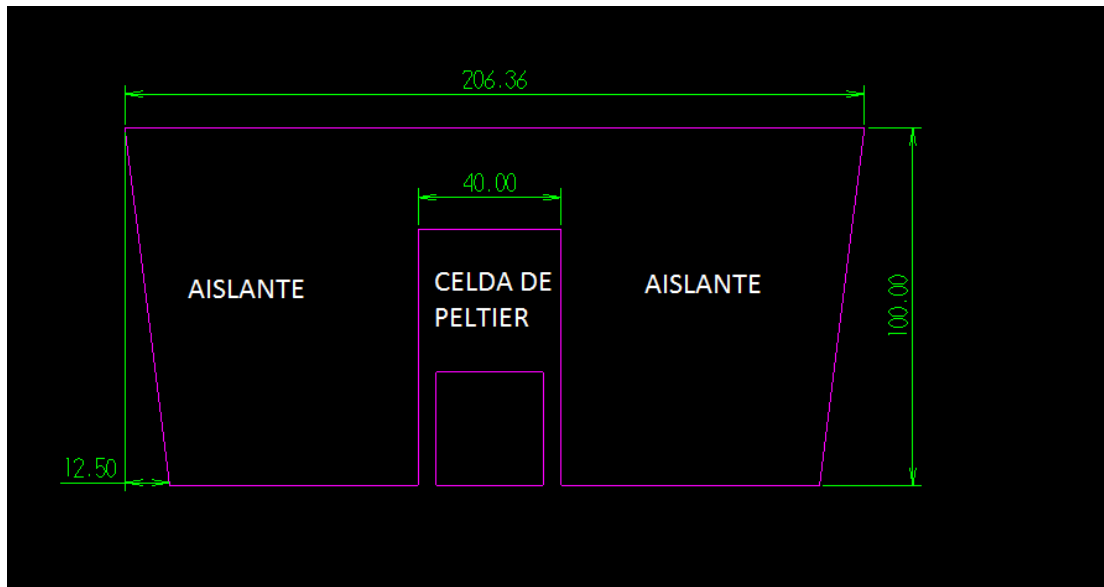
Particularmente, en el modelo TEC127-15, operando a  $133W @ 12V$ , se tiene una pérdida de energía que se disipa en forma de calor de aproximadamente el 48% de la energía total que se ingresa, esto es  $63.84 W$ , por lo tanto se optó por incluir disipadores de aluminio y ventiladores sobre el lado “caliente” de las celdas con el objetivo evitar que la energía calorífica que se ha removido del recipiente, regrese a la zona de menor temperatura como ocurriría de acuerdo al principio termodinámico que dicta que el calor se moverá de las zonas de mayor a las de menor temperatura. Como una

protección adicional, se añadió un aislante entre el disipador y el lebrillo, con el mismo propósito.



*Figura 3.16 Vista lateral del sistema de enfriamiento de la celda. Medidas en milímetros.*

Las celdas fueron instaladas entre el disipador y el lebrillo, sin embargo, debido a que las caras del recipiente no eran completamente planas, se optó por colocarlas en la zona de la cara que se permitía el mejor contacto con la celda.



*Figura 3.17 Vista superior del aislante ubicado entre el lebrillo y el dissipador, se muestra el espacio destinado a la celda. Medidas en milímetros.*

### 3.2.3 Microcontrolador

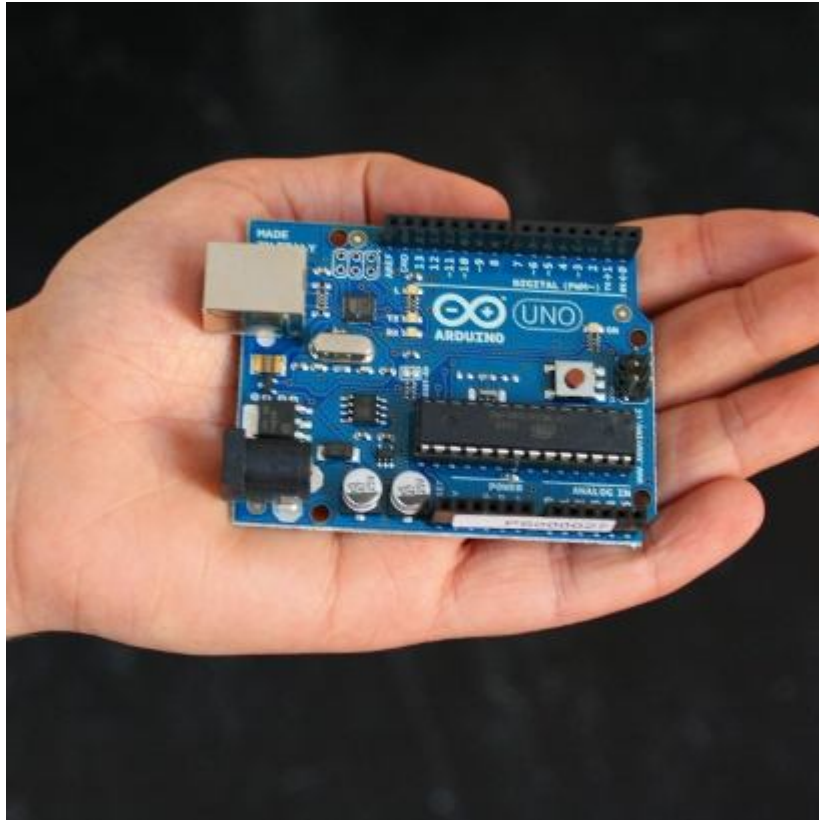
Dadas las demandas presentadas por el proyecto, se optó por utilizar un microcontrolador ya que presenta las siguientes ventajas destacables.

- Flexibilidad en el diseño del sistema al permitir su comunicación con otros dispositivos como sensores digitales y otros dispositivos de control.
- Versatilidad al integrar convertidores analógico-digitales, comparadores, unidades de comunicación, almacenamiento y procesamiento de datos.
- Gran adaptabilidad a las condiciones del problema al permitir cambiar fácilmente su configuración en unas cuantas líneas de código.
- Implementación de las acciones básicas de control
- El alto grado de integración que han alcanzado los semiconductores actuales
- Confiabilidad
- Bajo costo

### Arduino

Según información tomada textualmente de su página en español, Arduino se define de la siguiente manera:

“Arduino es una plataforma de electrónica abierta para la creación de prototipos basada en software y hardware flexibles y fáciles de usar. Se creó para artistas, diseñadores, aficionados y cualquiera interesado en crear entornos u objetos interactivos”.



*Figura 3.18 Placa de Arduino UNO.*

Arduino UNO es una tarjeta basada en el microcontrolador ATmega328. A continuación se enumeran sus características:

- 14 pines de entrada/salida, de los cuales 6 pueden usarse como salidas de PWM.
- 6 entradas analógicas
- Un resonador cerámico de 16 MHz
- Conexión USB
- Jack de conexión a energía eléctrica
- Header de comunicación ICSP

- Y botón de reset.

La tarjeta contiene todo lo necesario para el funcionamiento del microcontrolador.

En resumen, sus características son:

- Microcontrolador ATmega328.
- Voltaje de operación 5V.
- Voltaje de entrada de 7 a 12 V (recomendado).
- Límites en el voltaje de entrada 6 a 20 V.
- Pines digitales de entrada/salida 14 (de los cuales 6 pueden usarse para PWM).
- Pines de entrada analógicos 6.
- Corriente máxima por pin 40mA.
- Corriente máxima por pin de 3.3V 50mA.
- Memoria Flash 32KB (de los cuales 0.5 KB son usados por el gestor de arranque).
- SRAM 2KB.
- EEPROM 1KB.
- Velocidad del reloj 16MHz.

Al tratarse de una plataforma de diseño de hardware libre, Arduino pone a disposición del público en general los archivos de diseño de sus placas en su sitio web. Cabe destacar que es posible utilizar los microcontroladores ATmega8, ATmega168 o ATmega328, la configuración de los pines es idéntica en los tres procesadores.

### **Suministro de energía**

Para energizar la placa de Arduino puede utilizarse la conexión USB o una fuente externa. Esta última es seleccionada automáticamente.

Los pines de energía se describen a continuación:

- VIN Es la entrada de voltaje cuando se usa una fuente de alimentación externa.



- 5V Provee una salida de voltaje regulado de 5V del regulador integrado en la tarjeta.
- 3V3 Provee una salida de voltaje regulado de 3.3V del regulador integrado en la tarjeta.
- GND Pines de tierra
- IOREF Proporciona el voltaje de referencia con el cual opera el microcontrolador.

### **Memoria**

El ATmega328 tiene una memoria flash de 32KB de los cuales 0.5 KB son utilizados por el gestor de arranque. También tiene 2KB de SRAM y 1 KB de EEPROM.

### **Entradas y salidas**

Cada uno de los 14 pines pueden ser usados como entradas o salidas y proporcionar o recibir un máximo de 40mA. Operan a 5V y tienen una resistencia de *pull up* desconectada por defecto con un valor de entre 20 a 50 KOhm. Además algunos pines tienen funciones especializadas:

- Serial: Los pines 0 (Rx) y 1 (Tx). Utilizados para enviar y recibir datos en serie TTL.
- Interrupciones externas en los pines 2 y 3. Ver la función [attachInterrupt\(\)](#)<sup>2</sup> para información detallada.
- PWM: En los pines 3,5, 6, 9,10 y 11. Modulación por ancho de pulso de 8 bits.
- Los pines 10, 11, 12 y 13 soportan comunicación SPI.
- En el pin 13 se encuentra conectado un LED
- 6 entradas analógicas etiquetadas como A0 a A5 con una resolución de 10 bits, es decir 1024 valores diferentes. Por defecto, convierten voltajes en

---

<sup>2</sup> <http://arduino.cc/en/Reference/AttachInterrupt>

tre 0 y 5V, pero es posible cambiar el valor superior por medio de la entrada AREF y utilizando la librería `analogReference()`.

### **Comunicación con otros dispositivos**

Arduino UNO puede comunicarse con otra computadora, Arduino u otro microcontrolador. El ATmega328 provee comunicación serial UART TTL a través de los pines digitales 0 y 1. Un ATmega16U2 en la tarjeta, posibilita la creación de un puerto virtual tipo COM para establecer comunicación USB. El ATmega328 también soporta comunicación I<sup>2</sup>C y SPI.

### **Programación**

El Arduino UNO puede ser programado utilizando el software de Arduino, seleccionando en la barra de herramientas la tarjeta UNO. El ATmega328 en Arduino UNO viene precargado con un gestor de arranque que permite cargar código adicional sin la necesidad de un programador externo. También es posible omitir el gestor de arranque y programar el microcontrolador a través de ICSP (Programación Serial en Circuito).

### **Protección para sobre corriente**

Arduino UNO tiene un fusible que protege el puerto USB de la PC de bajas y altas corrientes. Aunque la mayoría de las computadoras tienen protección interna, el fusible proporciona una capa adicional de protección.

### **Características físicas**

La longitud máxima y ancho del circuito impreso del Arduino UNO es 2.7 y 2.1 pulgadas respectivamente. Cuatro agujeros para tornillos permiten sujetar la tarjeta a una superficie o carcasa. Nótese que la distancia entre los pines digitales 7 y 8 es 0.16", una distancia que no es múltiplo de los espacios de los otros pines.



Figura 3.19 Placa Arduino UNO

## Entorno de Desarrollo para Arduino

El entorno de desarrollo Arduino está constituido por un editor de texto para escribir el código, un área de mensajes, una consola de texto, una barra de herramientas con botones para las funciones comunes, y una serie de menús. Permite la conexión con el hardware de Arduino para cargar los programas y comunicarse con ellos.

Arduino utiliza para escribir el software lo que denomina *sketch* (programa). Estos programas son escritos en el editor de texto. Existe la posibilidad de cortar/pegar y buscar/remplazar texto. En el área de mensajes se muestra información mientras se cargan los programas y también muestra errores. La consola muestra el texto de salida para el entorno de Arduino incluyendo los mensajes de error completos y otras informaciones. La barra de herramientas permite verificar el proceso de carga, creación, apertura y guardado de programas, y la monitorización serie:

### **Verify/Compile**

Revisa el código en busca de errores.

### **Stop**

Finaliza la monitorización serie y oculta otros botones

### **New**

Crea un nuevo sketch.

### **Open**

Presenta un menú de todos los programas sketch del *sketchbook*, (librería de sketch).  
Un clic sobre uno de ellos lo abrirá en la ventana actual.

### **Save**

Guarda el programa sketch.

### **Upload to I/O Board**

Compila el código y lo vuelca en la placa E/S de Arduino.

### **Serial Monitor**

Inicia la monitorización serie Monitorización Serie.

### **Copy for Discourse**

Copia el código del sketch en el portapapeles con el formato adecuado para publicarlo en un foro, incluyendo la sintaxis coloreada.

### **Copy as HTML**

Copia el código de un programa al portapapeles en formato HTML, adecuándolo para incrustarlo en una página web.

### **Import Library**

Añade una biblioteca al programa (*sketch*) insertando la sentencia `#include` en el código.

### **Show Sketch Folder**

Abre la carpeta de programas en el escritorio.

### **Auto Format**

Da formato al código proporcionando estética: por ejemplo realiza tabulaciones entre la apertura y cierre de llaves, y las sentencias que tengan que ser tabuladas lo estarán.

### **Board**

Selecciona la placa que se esté usando.

### **Burn Bootloader**

Este elemento del menú permite grabar un gestor de arranque (*bootloader*) dentro del microcontrolador de la placa Arduino. Aunque no es un requisito para el normal funcionamiento de la placa Arduino, es útil si se adquiere un nuevo microcontrolador (el cual viene normalmente sin gestor de arranque). Es importante asegurarse de que se ha seleccionado la placa correcta en el menú **Boards** antes de grabar el *bootloader*.

### **Sketchbook (Librería de Sketch)**

El entorno de Arduino incluye el concepto de *sketchbook*: que es la ubicación estándar para el almacenamiento de los programas (o *sketch*). Los programas dentro del *sketchbook* pueden abrirse desde el menú Archivo > Sketchbook o desde el botón de la barra de herramientas Open. La primera vez que arranque el software Arduino, se crea un directorio para él.

### **Uploading (Volcado)**

Antes de volcar el *sketch*, es necesario seleccionar los elementos correspondientes desde los menús Tools > Board y Tools > Serial Port. En Windows, probablemente sea COM1 o COM2 (para una placa serie) o COM4, COM5, COM7, o superior (para una placa USB) para encontrarlos, debes buscar los dispositivos serie USB en la sección de puertos del Administrador de Dispositivos de Windows. En Linux, debería ser /dev/ttyUSB0, /dev/ttyUSB1 o similar.

Una vez que se ha seleccionado el puerto serie y la placa, se debe presionar el botón de volcado en la barra de herramientas o seleccione Upload to I/O Board desde el menú File. Las actuales placas de Arduino se resetearán automáticamente y comenzará el volcado. Como las placas antiguas carecen de auto-reset, se necesitará presionar el botón de reset en la placa, justo antes de iniciar el volcado. En muchas placas se ve el led RX y TX parpadeando cuando el "sketch" está actualizándose. El entorno de Arduino mostrará un mensaje cuando el volcado esté completado, o mostrará un error.

Cuando se vuelca un *sketch*, se utiliza el *bootloader* de Arduino, un pequeño programa que ha sido cargado en el microcontrolador en la placa. Permite el volcado del código sin utilizar hardware adicional. El *bootloader* está activo durante unos segundos cuando la placa es reseteada; después se inicia el *sketch* que más recientemente se

hubiera actualizado en el microcontrolador. El *bootloader* produce un parpadeo en el LED de la placa (pin 13) cuando se inicia (p.e. cuando las placas son reinicializadas).

### **Libraries (Bibliotecas)**

Las bibliotecas proporcionan funcionalidad extra para la utilización en *sketches*, por ejemplo para trabajar con hardware o manipular datos. Para utilizar una biblioteca en un *sketch*, debe seleccionarse el menú Sketch > Import Library. Esto insertará una o más sentencias `#include` al principio del *sketch* y compilará la librería con el *sketch*. Debido a que las bibliotecas se vuelcan a la placa junto con el *sketch*, incrementan la ocupación del espacio de memoria disponible.

Algunas bibliotecas están incluidas en el software Arduino, otras pueden ser descargadas desde una gran variedad de fuentes. Para instalar estas librerías de terceros, debe crearse un directorio denominado *libraries* en el directorio *sketchbook*. Después descomprimir la biblioteca ahí. Por ejemplo, para instalar la librería Data Time, sus ficheros deberían estar en una subcarpeta `/libraries/DateTime` en la carpeta de *sketchbook*.

### **Serial Monitor (Monitor Serie)**

Muestra los datos enviados desde la placa Arduino (placa USB o serie). Para enviar datos a la placa, se debe teclear el texto y pulsar el botón send o enter. Seleccionar la velocidad (*baud rate*) en el menú desplegable que coincida con el configurado en `Serial.begin` dentro del *sketch*. En Mac o Linux, la placa Arduino se reinicia cuando se conecta con el monitor serie.

### **Preferences (Preferencias)**

Pueden configurarse otras preferencias en el apartado preference. El resto de opciones puede ser localizado en el fichero de preferencias, que se podrá encontrar dentro del mismo apartado *preference*.

### **Bootloader**

Es un software que viene pregrabado en el microcontrolador de la placa y que resulta imprescindible para un cómodo y fácil manejo. Este software (también llamado

*firmware* porque es un tipo de software que raramente se modifica) ocupa 512 bytes en un apartado especial de la memoria Flash, el llamado *bootloader block*.

La función de este firmware es gestionar de forma automática el proceso de grabación en la memoria flash del programa que se quiere ejecutar, localmente el *bootloader* realizará esta grabación más allá del *bootloader block* para no sobrescribirse a sí mismo.

Concretamente, el *bootloader* se encarga de recibir el programa de parte del entorno de desarrollo de Arduino para proceder a su almacenamiento en la memoria flash, una vez realizado el proceso de grabación, el *bootloader* termina su ejecución y el microcontrolador se dispone a procesar de inmediato y de forma permanente (mientras esté encendido) las instrucciones recientemente grabadas.

Estas instrucciones internas de programación son ligeramente diferentes según el tipo de *bootloader* que tenga la placa, pero casi todas son variantes del conjunto de instrucciones ofrecido oficialmente por Atmel para la programación de sus microcontroladores, el llamado protocolo STK500.

Si se adquiere un microcontrolador ATmega328 por separado, hay que tener en cuenta que no dispondrá del *bootloader*, por lo cual se le debe incorporar uno si se desea hacer uso de él, o bien nunca utilizar ningún *bootloader* y cargar entonces siempre los programas a la memoria flash directamente. En ambos casos el procedimiento requiere un programador externo, que suple la ausencia de un *bootloader* haciendo de intermediario entre el entorno de desarrollo y la memoria Flash del microcontrolador.

Por conveniencia, dentro del paquete instalador del entorno de desarrollo de Arduino, se distribuyen copias de los *bootloaders* que vienen grabados en los diferentes microcontroladores de Arduino. Son archivos de extensión .hex.

### **3.2.4 Etapa de potencia**

La función de esta etapa del sistema consiste en convertir la señal proveniente del microcontrolador en una señal de fuerza capaz de suministrar la cantidad de energía suficiente para que los actuadores puedan realizar su tarea. Por otro lado, debe ser

capaz de proteger los delicados circuitos que conforman la etapa de control conformada por el microcontrolador.

Con tal finalidad se pensó en diferentes dispositivos semiconductores que pudieran llevar a cabo dicha tarea.

Las restricciones más importantes que se tomaron en cuenta fueron la cantidad y voltaje proporcionados por la salida del microcontrolador (5v @40 mA), y el requerimiento de potencia los actuadores (120 W).

El requerimiento de amplificación de corriente que debe ir de los 40 mA a 10 A., aporta como dato la ganancia:

$$hfe = \frac{Ic}{Ib} = \frac{10}{.040} = 250 \quad (3.7)$$

Como mínimo. En consecuencia se procedió a la selección de un semiconductor apropiado presentándose las siguientes opciones.

- **Relevadores electromecánicos:** Para poder accionar estos dispositivos, sería necesario incluir una etapa de preamplificación que permita a los 40mA de salida de cada uno de los puertos del microcontrolador, activar la bobina del interruptor. Sin embargo, la mayor desventaja que presentan, es que limitan la posibilidad de activar una acción de control mediante PWM debido a que tienen altos tiempos de operación y de liberación (alrededor de 20ms para el modelo RHL-2-12D-10H) además de una baja expectativa de vida (1200 operaciones por hora) cuando se trata de implementar una acción de control mediante PWM.



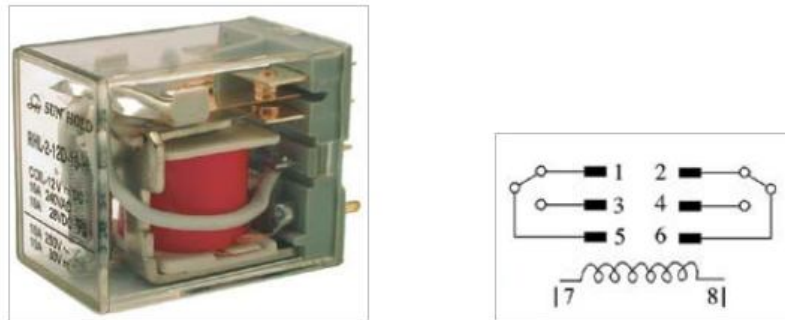


Figura 3.20 Relevador electromecánico y su diagrama eléctrico.

- Un arreglo Darlington de transistores en combinación con optoacopladores:** Este arreglo tiene la ventaja de una expectativa de vida superior a los relevadores electromagnéticos pero presenta la necesidad de implementar un encapsulado para el arreglo de transistores que puedan funcionar para llevar el nivel de corriente al necesario y otro encapsulado para el optoacoplador que aíse eléctricamente a la etapa de control, ocupando más espacio en el PCB. Por otro lado, el modelo BDW93C que es un arreglo Darlington que logra amplificar la corriente desde los niveles del microcontrolador hasta los requeridos por los actuadores, pierde hasta 3 Volts de colector a emisor en estado de saturación, lo cual representa hasta el 60% del voltaje que se desea aplicar al actuador.

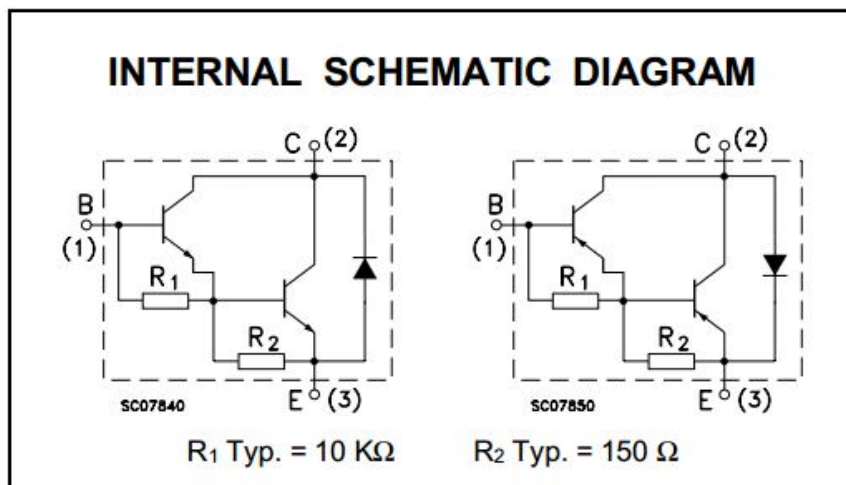
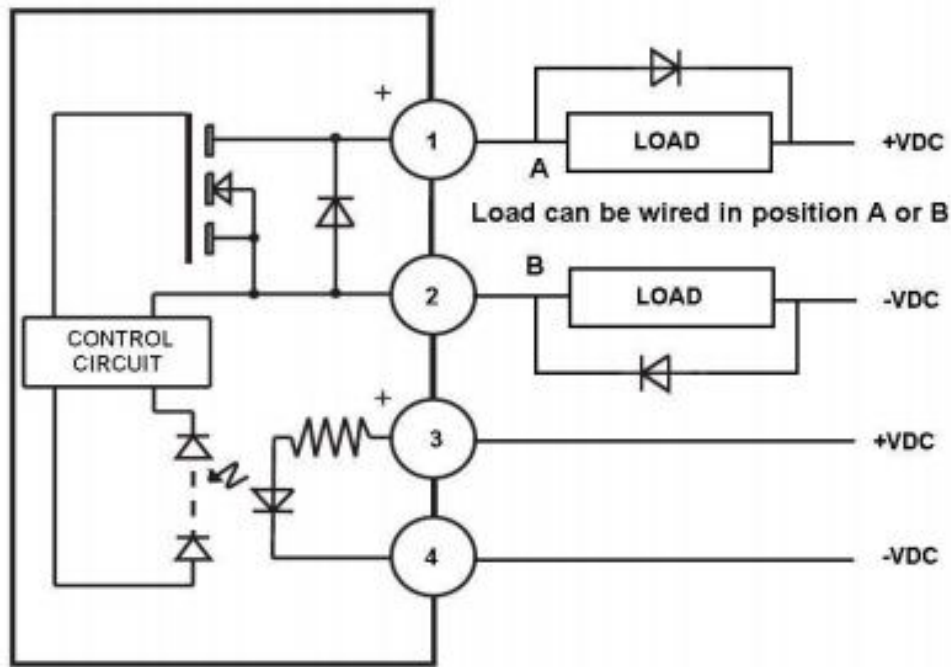


Figura 3.21 Diagrama interno de un arreglo Darlington de transistores

**Relevadores de estado sólido:** Un relevador de estado sólido puede incluir en el mismo encapsulado una etapa de acoplamiento óptico y un transistor de efecto de campo que funcione como interruptor de corriente controlado por voltaje, brindando la protección necesaria para los circuitos de control y al mismo tiempo la amplificación de la corriente desde los niveles del Arduino hasta los requeridos por los termoelectrónicos.



*Figura 3.22 Diagrama del relevador de estado sólido.*

Otra de las ventajas que presentan estos módulos, es la alta expectativa de vida que presentan frente a los relevadores electromagnéticos debido a su naturaleza de conmutación. El modelo CMX60D10 posee las características requeridas como se puede observar en la figura 3.23 tomada de la hoja de datos del fabricante.

## PRODUCT SELECTION

Control Voltage	3A	5A	6A	10A	10A	20A
3-10 VDC	CMX200D3	CMX60D5	CMX100D6	CMX60D10	CMX100D10	CMX60D20
20-28 VDC	CMXE200D3	CMXE60D5	CMXE100D6	CMXE60D10	CMXE100D10	CMXE60D20

### OUTPUT SPECIFICATIONS (1)(4)

Description						
Operating Voltage [VDC]	0-200	0-60	0-100	0-60	0-100	0-60
Maximum Off-State Leakage Current @ Rated Voltage [ $\mu$ Adc]	100	100	100	100 (5)	100	100
Maximum Load Current [Arms]	3	5	6	10	10	20
Minimum Load Current [Arms]	0	0	0	0	0	0
Maximum On-State Resistance [Ohm] (2)	0.20	.10	.040	.018	.010	.0033
Maximum Surge Current (10msec) [Apk]	30	60	100	100	100	200
Maximum On-State Voltage Drop @ Rated Current [VDC]	0.6	0.5	0.24	0.18	0.1	0.1

### INPUT SPECIFICATIONS (1)

Description	CMX	CMXE
Control Voltage Range	3.0-10.0 VDC	20-28 VDC
Must Turn On Voltage	3.0 VDC	20 VDC
Must Turn Off Voltage	1.0 VDC	1.0 VDC
Typical Input Current	15 mAdc @ 5 VDC	12 mAdc @ 24 VDC
Nominal Input Impedance	300 Ohm	780 Ohm
Maximum Turn-On Time [msec]	1.0	1.0
Maximum Turn-Off Time [ $\mu$ sec]	300	300

### GENERAL SPECIFICATIONS

Description	Parameters
Dielectric Strength, Input/Output/Base (50/60Hz)(3)	2500 Vrms
Minimum Insulation Resistance (@ 500 VDC)(3)	$10^9$ Ohm
Maximum Capacitance, Input/Output	15 pF
Ambient Operating Temperature Range	-30 to 80°C
Ambient Storage Temperature Range	-30 to 125°C
Weight (typical)	0.4 oz. (11g)
Encapsulation	Thermally Conductive Epoxy

- 1) All parameters at 25°C unless otherwise specified.  
 2) @ rated current (RDS-ON)  
 3) Dielectric and insulation resistance are measured between input and output  
 4) Inductive loads should be diode suppressed  
 5) At 55 Vdc

Figura 3.23 Características eléctricas de diversos modelos de relevadores de estado sólido.

El principal inconveniente de esta opción es el costo que puede ser hasta seis veces superior al de un arreglo Darlington-optoacoplador.

Por lo expuesto anteriormente, considerando las ventajas y desventajas de estos dispositivos se decidió implementar el relevador de estado sólido (SSR por sus siglas en inglés) aun cuando representan un costo superior, debido a que se desea controlar un proceso que es crítico y del cual depende la vida del injerto y el paciente.

### 3.2.5 Sensor

Para llevar a cabo un sistema de control en lazo cerrado se requiere medir los efectos de la acción de control sobre la planta y para ello se ha de disponer de dispositivos que proporcionen información al microcontrolador sobre el estado del sistema.

En el caso del control de temperatura existen diferentes maneras de obtener dicha información como lo puede ser una medición indirecta por medio de infrarrojo, un termopar, un termómetro de mercurio, etc. Para los fines que persigue el presente proyecto se precisa de un sensor de temperatura que satisfaga lo siguiente.

- Posibilidad de ser esterilizado para interactuar de forma segura con el quirófano.
- Comunicarse con el microcontrolador para proporcionarle la información.
- No interferir con el proceso de la cirugía.

En consecuencia se optó por realizar la búsqueda de un termómetro digital encapsulado en acero inoxidable de un tamaño adecuado para dichos fines.

El sensor DS18B20 proporciona mediciones de 9 a 12 bits en escala Celsius. Se comunica por medio de un bus 1-Wire que por definición solo requiere una línea de datos para comunicarse con el procesador central. Cada DS18B20 tiene un código de 64 bits, el cual permite a múltiples sensores comunicarse por medio de un solo bus 1-Wire. Entonces es simple utilizar un microprocesador para controlar muchos DS18B20 distribuidos en un área grande. Las aplicaciones que pueden verse beneficiadas por de esta característica son el control de temperatura ambiental, monitoreo de temperatura dentro de edificios, equipo de maquinaria y monitoreo de procesos y sistemas de control.



*Figura 3.24 Fotografía del sensor DS18B20.*

El sensor a prueba de agua DS18B20 es ampliamente usado en aplicaciones científicas e industriales como medición de temperatura en hornos y máquinas a diésel entre otras cosas. Posee las siguientes características:

- Encapsulado de acero inoxidable a prueba de agua.
- Voltaje de alimentación desde 3 .0 a 5.5 V.
- Rango de temperatura de operación desde los -55 °C hasta 125 °C.
- Precisión de +- 0.5 °C en el rango de -10 °C a 85 °C.
- Comunicación de varios dispositivos en un solo bus.
- Peso de 35g.

La comunicación se llevó a cabo añadiendo las librerías OneWire.h y DallasTemperature.h al software de Arduino. Dicho procedimiento se detalla en la etapa de integración de los dispositivos.

El protocolo 1-Wire se basa básicamente en un bus donde se dispone de un maestro y varios esclavos en una sola línea de datos, en la que además los dispositivos se energizan, y desde luego se tiene una referencia común a GND. Es importante señalar que se debe disponer de una resistencia de *pull up* conectada a alimentación para que cuando no se produzca la transmisión de datos, se tengan 5 Vcd en dicha línea.

En este tipo de sensores podemos encontrar dos tipos de alimentación:

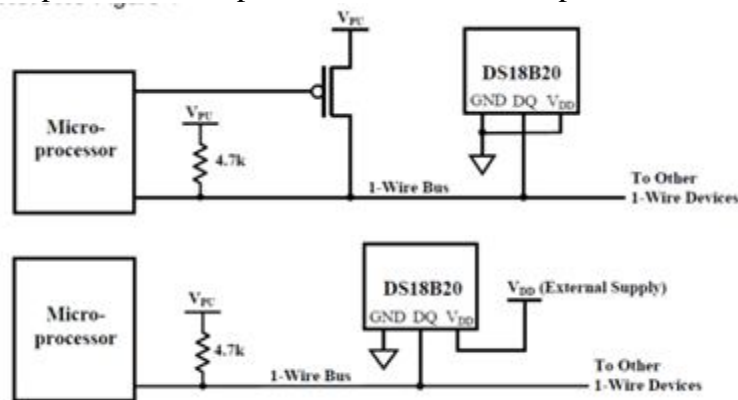


Figura 3.25 Modos de conexión del sensor DS18B20

La primera alimenta a los dispositivos en modo parásito, esto quiere decir que solo suministra alimentación mientras se realizan las operaciones de conversión de temperatura, se deben conectar los pines GND y VDD del DS18B20 a GND del Arduino.

El segundo es la alimentación de los sensores mediante una fuente de alimentación externa conectada al pin VDD del DS18B20, y del pin GND al pin GND de Arduino.

### 3.2.6 Almacenamiento de datos

Como un requerimiento por parte del equipo médico, se debió incorporar un mecanismo dentro del sistema que permitiera crear gráficas de temperatura contra tiempo con fines de investigación. Para ello se pensó en incorporar un dispositivo de almacenamiento extraíble que permita a los cirujanos obtener dicha información para su posterior tratamiento estadístico. Existen varios módulos de Arduino que se conectan por medio de SPI directamente al Arduino UNO, como lo son Arduino Ethernet Shield, Adafruit Micro-SD breakout Board, Sparkfun SD Shield o cualquier tarjeta preparada para comunicarse utilizando el estándar SPI (Serial Peripheral Interface). La descripción detallada sobre cómo se integró este módulo, se encuentra en la sección 3.3.6.

### 3.2.7 Interfaz de usuario

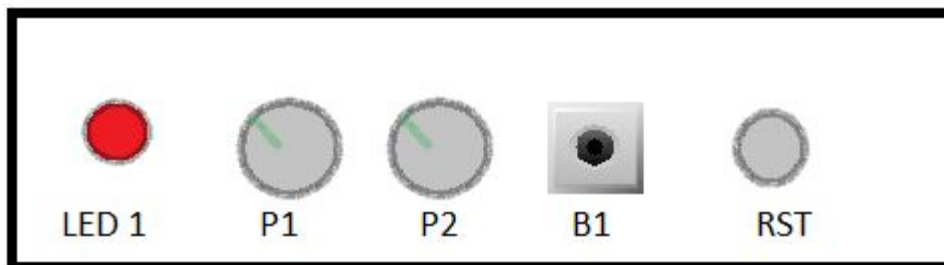
El control de usuario es la interfaz que permite al personal médico interactuar con el sistema, consta de dispositivos de entrada y de salida, por un lado una pantalla que permite visualizar la tarea que se lleva a cabo en tiempo real, como puede ser la temperatura actual, el tiempo transcurrido o simplemente si el sistema se encuentra en espera y por otro un tablero de mandos que reciben la información proveniente del usuario.



Figura 3.26 Pantalla LCD de dos renglones y diez y seis columnas (2x16)

En el apartado de bibliografía se encuentra el enlace a la hoja de datos del fabricante de la LMB162ABC, en dicho documento se puede encontrar la información detallada para este dispositivo, sin embargo, se aprovechó una de las grandes bondades de implementar Arduino, el uso de las bibliotecas que permiten controlar este tipo de dispositivos sin la necesidad de entrar al detalle con el intercambio de bits, y simplifican la tarea llevando la programación al nivel del lenguaje C.

El tablero de mandos consta de los controles que se muestran a continuación.



*Figura 3.27 Tablero de mandos instalado en el sistema*

- P1 Es una perilla conectada a un resistor variable que controla el brillo de la pantalla LCD
- P2 Perilla de selección para la función que realiza el sistema; 1) *Standby*, 2) Asignación de nombre al archivo, 3) Captura y control de temperatura y 4) Extracción de memoria SD
- B1 Es un botón pulsador normalmente abierto que se utiliza para asignar nombre al archivo que se genera
- RST Botón de reinicio por hardware para el sistema.
- LED 1 Indica si se encuentran activas las salidas que habilitan la etapa de potencia.

### 3.3 Integración de los dispositivos

En esta sección se muestra el cómo interactúan las diferentes etapas del sistema y cómo se consigue que el sistema logre su propósito.

El funcionamiento del sistema completo, gira en torno al microprocesador por lo que se analiza su interacción con cada una de las etapas por medio del código de programación correspondiente.

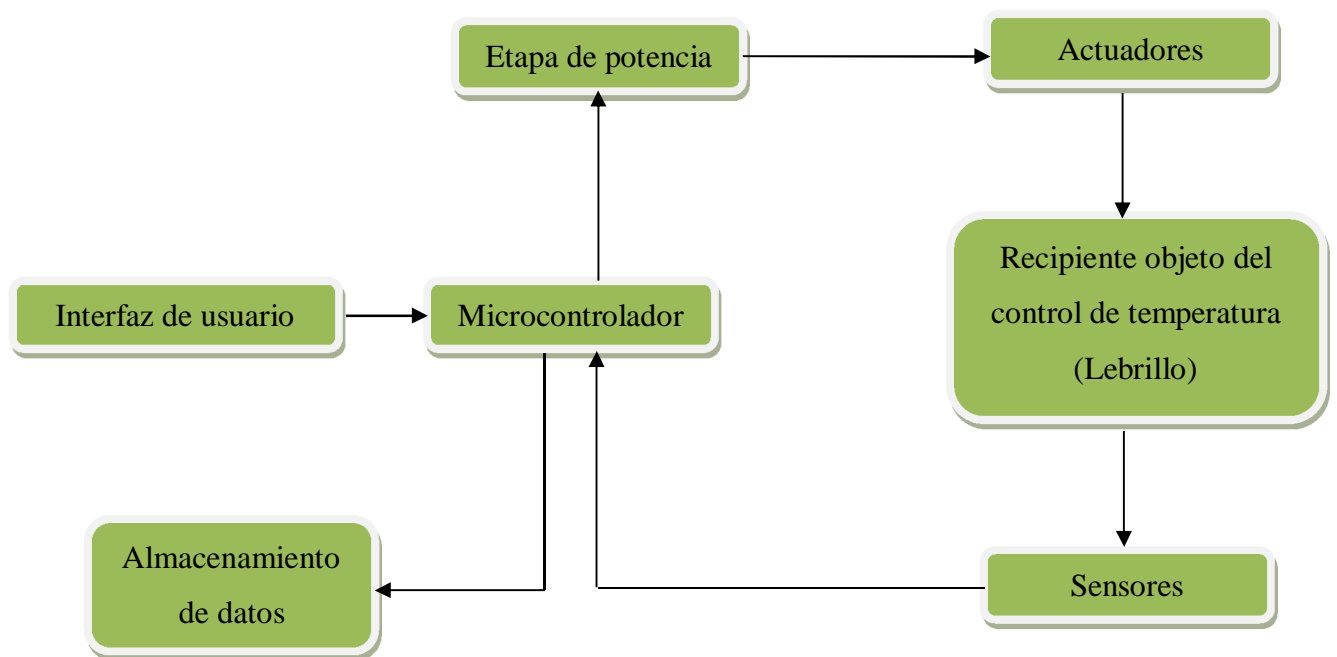


Figura 3.28 Diagrama a bloques del sistema

#### 3.3.1 La Interfaz de usuario y el microcontrolador

La interfaz del usuario es la parte que permite a los cirujanos interactuar con el sistema, esto ocurre de manera bidireccional por medio de dos subsistemas:

1. El panel de controles
2. La LCD para visualización

En los siguientes párrafos se describe la manera en la que interactúa la interfaz de usuario con el microcontrolador.



## El panel de controles

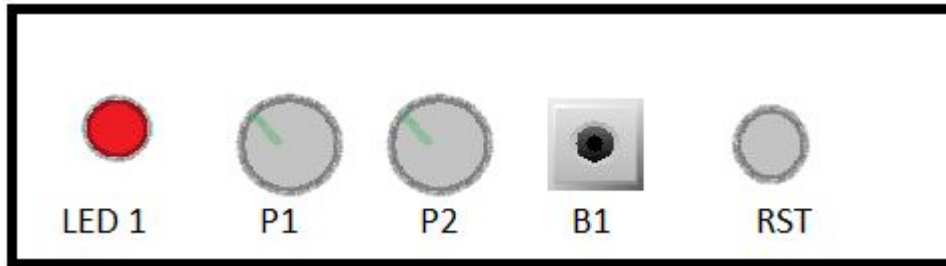


Figura 3.29 Panel de controles

Para cumplir con las funciones que se plantean en la sección 3.2.7 se realizaron las siguientes conexiones basadas en el mapa de pines de Arduino y el ATMEGA328:

La perilla P2, permite seleccionar la tarea que realizará el sistema,

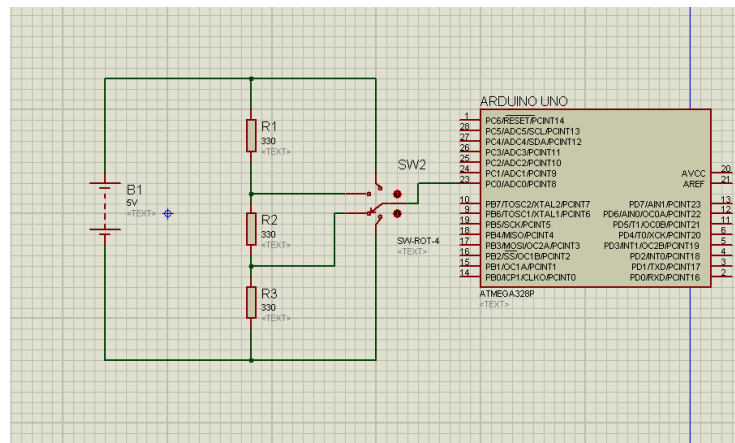


Figura 3.30 Conexión de la perilla P2 selectora de función.

El botón B1 facilita la generación de pulsos cuyos flancos de subida son contabilizados como se describe en la sección del código de programación. La aparición de dichos pulsos utilizados para nombrar al archivo, son posibles gracias a la resistencia de *pull up* que se muestra en el circuito.

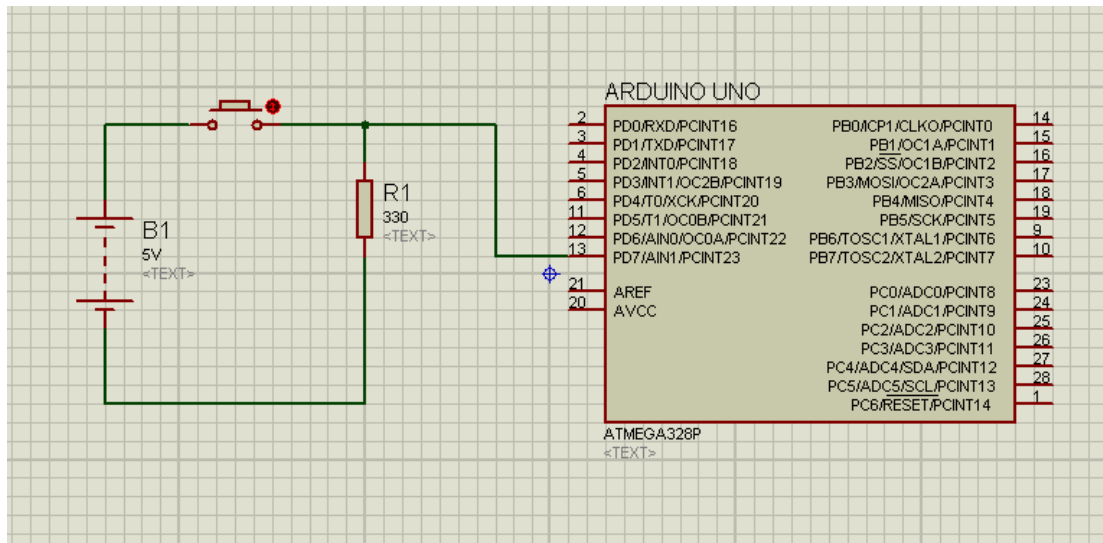


Figura 3.31 Conexión del microcontrolador con el botón B1 para selección de nombre

La aparición de dichos pulsos utilizados para nombrar al archivo, son posibles gracias a la resistencia de *pull up* que se muestra en el circuito.

Para la elaboración de los diagramas en Proteus, fue necesario investigar la relación que existe entre los puertos del ATMEGA328 y los pines de Arduino UNO

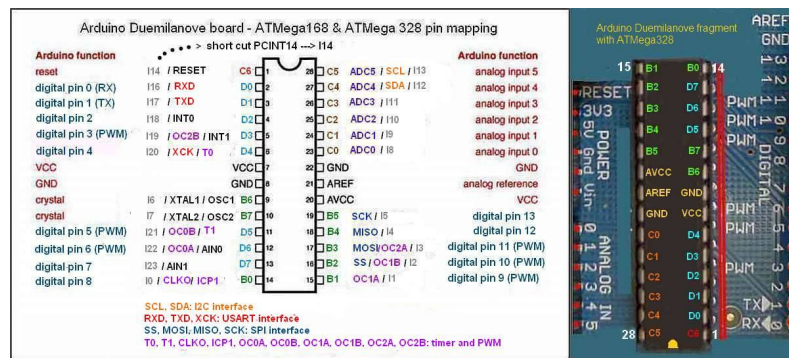


Figura 3.32 Relación entre los puertos del ATMEGA328 y Arduino UNO

Otra parte fundamental de la interfaz de usuario envía información desde el sistema al operador, la pantalla LCD.

Como ya se mencionó anteriormente, Arduino posee bibliotecas que contienen funciones pre compiladas que facilitan el uso de diversos dispositivos.

La biblioteca LiquidCrystal permite controlar displays LCD que sean compatibles con el driver Hitachi HD44780.

La LCD tiene una bus paralelo, esto significa que el microcontrolador tiene que manipular varios pines de bus a la vez para controlarlo:

- Un pin de selección de registro (RS) que controla en qué parte de la memoria del LCD se escriben los datos.
- El pin de lectura/escritura (R/W) que selecciona el modo de lectura o el de escritura.
- Un pin para habilitar (enable) que habilita los registros.
- 8 pines de datos (D00-D07). Los estados de estos pines (nivel alto o bajo) son los bits que se escriben en el modo de escritura, o los valores de lectura en el modo de lectura.
- Hay también un pin de contraste del display (Vo), pines de alimentación (+5V y GND) y pines de retro-iluminación (Bklt+ y Bklt-), que permiten alimentar el LCD, controlar el contraste del display, o encender y apagar la retro-iluminación, respectivamente.

El proceso de controlar el display involucra la colocación de los datos que componen la imagen de lo que se quiere mostrar en los registros de datos, y luego, colocar las instrucciones, en el registro de instrucciones. La librería LiquidCrystal simplifica todo este proceso de forma que no es necesario saber las instrucciones de bajo nivel.

### **Circuito**

- El pin RS del LCD conectado a la E/S digital en el pin 12
- El pin enable del LCD conectado a la E/S digital en el pin 11.
- Los pines D4 - D7 conectado a las E/S digitales desde el pin 5 hasta el 2.
- Los pines de voltaje y tierra conectados a +5V y tierra.
- El pin Vo, que controla el contraste, conectado a un potenciómetro, ajusta el potenciómetro para que el texto tenga el contraste que tú quieras.

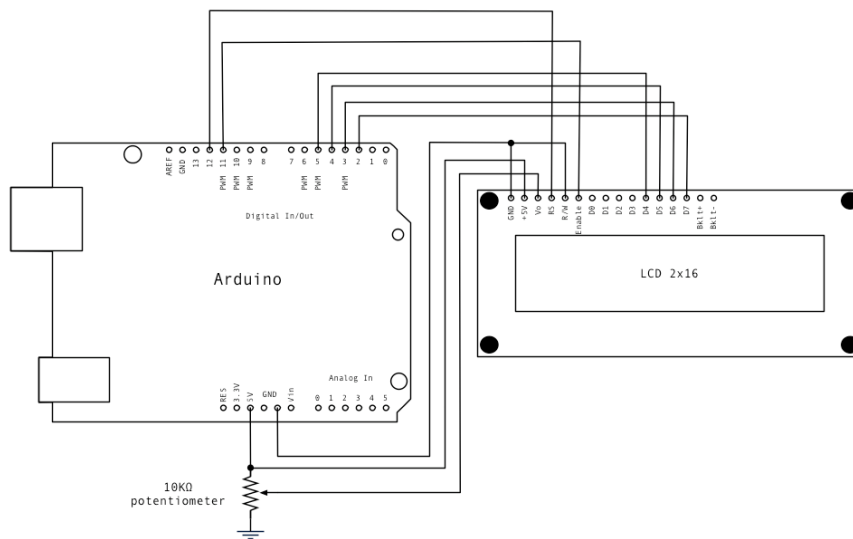
Con el objetivo de optimizar la distribución de los puertos, para esta aplicación se cambiaron los parámetros de la función LiquidCrystalLCD, que en el programa de ejemplo proporcionado por Arduino se encontraba originalmente la instrucción:

**LiquidCrystal lcd(12, 11, 5, 4, 3, 2);**

Inicialmente configuraba la placa para conexión mediante los pines 12, 11, 5, 4, 3 y 2, se cambió por:

**LiquidCrystal lcd(6, 5, 3, 2, 1, 0);**

Se hizo un esfuerzo por mantener el orden durante la elaboración del circuito, sin embargo el pin 4 ya se encuentra en uso por la tarjeta SD y si le sirve como selector de chip (CS) al protocolo SPI.



*Figura 3.33 Diagrama de conexión entre la placa Arduino UNO y la LCD.*

Las instrucciones utilizados en este bloque del sistema que se pueden encontrar en el la sección 3.3.7 del Código de programación, son:

```
#include <LiquidCrystal.h> // Se incluye la librería que maneja la LCD
LiquidCrystal lcd(12, 11, 5, 4, 3, 2); //Configuración de los pines
lcd.begin(16, 2); //Configuración del tamaño de la LCD, 16 filas y 2 renglones
lcd.setCursor(0, 0); //Posicionamiento del cursor en la coordenada 0,0
lcd.print("hello, world!"); //Impresión del texto
lcd.clear(); // Se borra la pantalla
```

*Figura 3.34 Segmento del código de programación. Configuración de la LCD.*

### 3.3.2 El Microcontrolador y la etapa de potencia

Como se puede observar en la sección 3.3.7, el pin 9 fue asignado como salida y toma el valor procedente de la variable *cel*, por otro lado, dado que la corriente máxima que se puede obtener en un pin de salida es 40 mA, se conectó a la salida, el relevador de estado sólido CMX60D10 descrito en la sección 3.2.

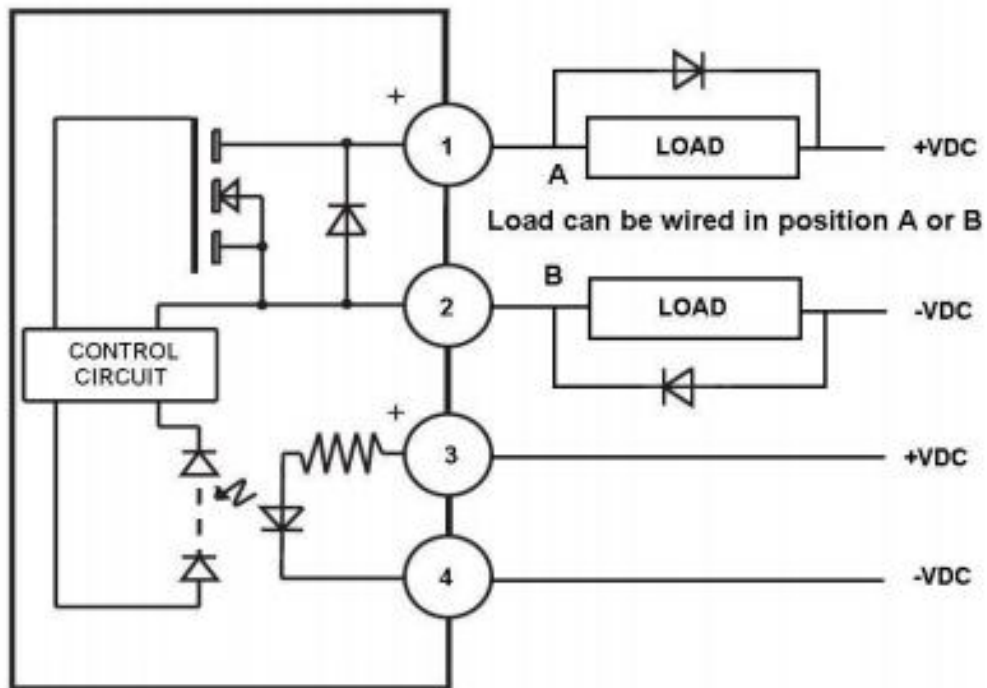


Figura 3.35 Interacción del relevador de estado sólido con el microcontrolador. Por el pin 3 se recibe la señal proveniente del microcontrolador que activa el circuito.

A la entrada de este dispositivo se conectó el pin 9 del ATMEGA 328 con la finalidad de que con cada nivel lógico 1 se activara el optoacoplador del SSR. Las características de entrada del SSR se muestran a continuación:

INPUT SPECIFICATIONS (1)		
Description	CMX	CMXE
Control Voltage Range	3.0-10.0 VDC	20-28 VDC
Must Turn On Voltage	3.0 VDC	20 VDC
Must Turn Off Voltage	1.0 VDC	1.0 VDC
Typical Input Current	15 mAdc @ 5 VDC	12 mAdc @ 24 VDC
Nominal Input Impedance	300 Ohm	780 Ohm
Maximum Turn-On Time [msec]	1.0	1.0
Maximum Turn-Off Time [µsec]	300	300

Figura 3.36 Extracto de la hoja de datos del relevador de estado sólido, muestra las características eléctricas a considerar en la conexión del microcontrolador en la entrada.

Como se puede observar en figura 3.36, el voltaje de salida del microcontrolador (5V) se encuentra dentro del rango establecido para el modelo CMX como voltaje de control ( 3.0 V a 10.0 V).

La corriente típica de entrada que se encuentra a 15mAdc también es un valor aceptable cuando la comparamos con los 40mA que como máximo suministra el puerto del microcontrolador.

Otros valores que valen la pena resaltar son que el tiempo de apagado (300  $\mu$ s) y el tiempo de encendido (1ms) son parámetros que se deben considerar si se pretende aprovechar la posibilidad de implementar control por medio de PWM.

### 3.3.3 La etapa de potencia y los actuadores

Una vez que el diodo de la entrada activa al fotodiodo, este manda una señal al circuito de control que activa al transistor MOSFET que se encuentra en el lado de potencia, a continuación se muestra la tabla tomada de la hoja de datos en la que se pueden encontrar las características de la salida del SSR.

Control Voltage	3A	5A	6A	10A	10A	20A
3-10 VDC	CMX200D3	CMX60D5	CMX100D6	CMX60D10	CMX100D10	CMX60D20
20-28 VDC	CMXE200D3	CMXE60D5	CMXE100D6	CMXE60D10	CMXE100D10	CMXE60D20

OUTPUT SPECIFICATIONS (1)(4)						
Description						
Operating Voltage [VDC]	0-200	0-60	0-100	0-60	0-100	0-60
Maximum Off-State Leakage Current @ Rated Voltage [ $\mu$ Adc]	100	100	100	100 (5)	100	100
Maximum Load Current [Arms]	3	5	6	10	10	20
Minimum Load Current [Arms]	0	0	0	0	0	0
Maximum On-State Resistance [Ohm] (2)	0.20	.10	.040	.018	.010	.0033
Maximum Surge Current (10msec) [Apk]	30	60	100	100	100	200
Maximum On-State Voltage Drop @ Rated Current [VDC]	0.6	0.5	0.24	0.18	0.1	0.1

Figura 3.37 Extracto de la hoja de datos del relevador de estado sólido, muestra las características eléctricas a considerar en la conexión de los actuadores a la salida.

Particularmente, para el modelo CMX60D10 se tiene un voltaje de operación de entre 0 y 60 Vcd que contiene a los voltajes de operación requeridos por los actuadores (5 a 12Vcd) a carga máxima (10A).

De acuerdo a la hoja de datos de las celdas de Peltier, podemos aproximar el modelo de una celda al de un resistor y particularmente el modelo TEC1-12715 representa un resistor de  $0.75\Omega$ .

De acuerdo con la ley de Watt, en corriente directa:

$$P = (I^2)(R) \rightarrow I = \sqrt{\frac{P}{R}} \quad (3.8)$$

Por otro lado, la potencia del termoeléctrico TEC1-12715 es 133W @ 15.4 V, por lo que se puede establecer una relación lineal de acuerdo con la siguiente tabla ya que se pretende utilizar fuentes de poder tipo ATX que pueden proporcionar voltajes de 5 y 12 Vcd.

Potencia [W]	Voltaje (V)
133	15.4
X	12
Y	5

Se calculan las potencias a 5Vcd y 12Vcd:

$$X = \frac{12V(133W)}{15.4V} = 103.6W \quad (3.9)$$

$$Y = \frac{5V(133W)}{15.4V} = 43.1W \quad (3.10)$$

Retomando la ecuación de la corriente en función de la potencia y la resistencia:

$$Ix = \sqrt{\frac{103.6}{0.75}} = 11.75 A \quad (3.11)$$

$$I_y = \sqrt{\frac{43.1}{0.75}} = 7.58 \text{ A} \quad (3.12)$$

Como se puede observar, emplear un voltaje de 12Vcd produce una corriente de 11.75A el cual supera los 10A que puede suministrar de forma continua el SSR, por lo cual el voltaje recomendable es 5Vcd.

### 3.3.4 Los actuadores y la planta.

Los actuadores son termoeléctricos que aprovechan el efecto Peltier para funcionar como bombas de calor que llevan la energía térmica de una a otra de sus placas. Se colocó una celda de Peltier en cada una de las caras del lebrillo, el lado “frio” de las celdas ha sido provisto de gel térmico con la finalidad de optimizar la transferencia del calor. El sentido del flujo térmico proporcionado por el sistema debe ser en sentido contrario al que se da debido a que la temperatura del quirófano (usualmente 20°C) es superior a la del órgano en cirugía de reconstrucción (4°C). Con ese objetivo se instalaron disipadores de aluminio y ventiladores que mejoran el flujo de calor como se muestra en la figura 3.38:

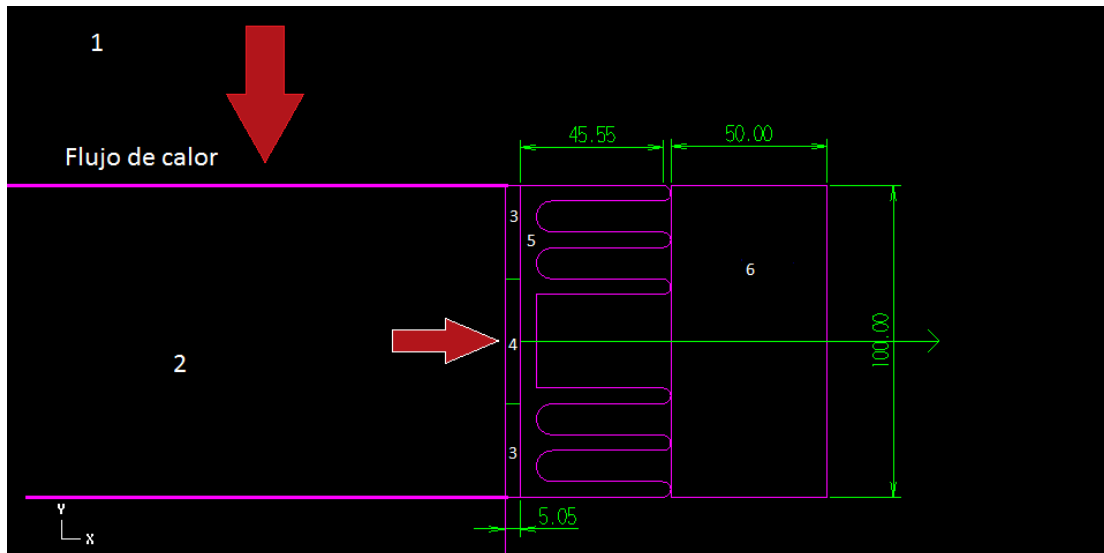


Figura 3.38 Esquema del flujo de calor entre el lebrillo, los disipadores y ventiladores.

1. Quirófano a 20°C
2. Lebrillo a 4°C



3. Aislante
4. Celda de Peltier
5. Disipador de aluminio
6. Ventilador

Dado que la eficiencia de las celdas es de alrededor del 57 %, es muy importante que cuenten con la refrigeración adecuada, lo cual implica un importante consumo de energía. Es por eso que se decidió implementar ventiladores de 120 VAC y así evitar esta carga a las fuentes de DC que suministran energía a las celdas. Otra ventaja que representa tener una alimentación independiente para los ventiladores es que en caso de falla, se reduce el riesgo por sobrecalentamiento de las celdas.

Para ver un análisis detallado sobre la cantidad de energía transferida en función de los requerimientos de enfriamiento de la planta, es necesario referirse a la sección 3.2.2 de los actuadores.

### **3.3.5 Los sensores y el microcontrolador**

El sensor DS18B20, descrito en la sección 3.2.5, se encuentra dentro de un encapsulado de acero inoxidable que le permite interactuar con el medio en esta aplicación.

La comunicación entre este sensor y el microcontrolador se da por medio del protocolo OneWire que fue desarrollado por la empresa Dallas Semiconductor. La ventaja que presentan estos sensores es que se pueden conectar hasta 100 dispositivos en un único pin y a una distancia máxima de 200 metros.

Para integrar el termómetro al sistema, Arduino requiere la inclusión de las bibliotecas OneWire.h y DallasTemperature.h que contienen las funciones pre-compiladas que permiten la comunicación entre el microcontrolador y el sensor. A continuación se describe el procedimiento para agregar una biblioteca al software de Arduino:

- 1) Descargar o copiar la biblioteca a la PC, el enlace donde se puede encontrar es: [http://www.pjrc.com/teensy/td\\_libs\\_OneWire.html](http://www.pjrc.com/teensy/td_libs_OneWire.html).
- 2) Descomprimir y pegar la carpeta descargada en la carpeta de bibliotecas dentro de la ubicación donde se encuentre instalado Arduino. El archivo descar-

gado contiene, además del archivo OneWire.h, otros archivos que se agregarán al software como ejemplos de código de programación.

- 3) Se debe realizar el mismo procedimiento para agregar la biblioteca DallasTemperature.

Hecho lo anterior ahora es posible utilizar las funciones propias de esta biblioteca, para este controlador se utilizaron:

```
#define ONE_WIRE_BUS 8 //Define el pin donde se conecta el sensor

sensores.requestTemperatures(); //Habilita la lectura de temperaturas en el bus

sensores.getTempCByIndex(0); //Obtiene la lectura del único sensor presente
```

Figura 3.39 Instrucciones de la biblioteca OneWire utilizadas en el programa.

Como ya se mencionó, la familia de sensores DSX20, usan el protocolo 1-wire, el cual requiere solamente un alambre para recibir y transmitir los datos. Soporta dos tipos de conexión; en el modo “parasito” que es cuando la energía de drenaje del bus de datos se obtiene cuando este está en estado alto, para cargar los capacitores que serán usados como fuente de alimentación, y el modo normal en el que se utiliza una fuente de alimentación externa. Este último modo es el que se describe en la figura 3.40.

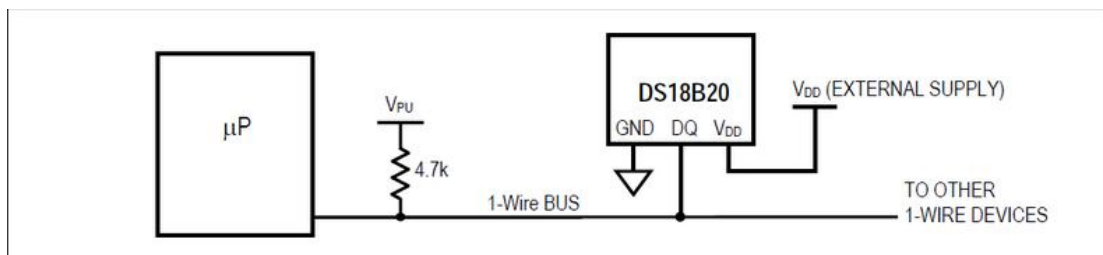


Figura 3.40 Modo de conexión utilizando fuente externa, es el utilizado en el controlador objeto del presente trabajo.

### 3.3.6 El microcontrolador y el sistema de almacenamiento de datos

Con fines de investigación clínica los cirujanos del INNSZ requieren que se cuente con un registro de la temperatura contra el tiempo durante la cirugía de banco por lo cual se exploraron dos opciones:

- El uso de la memoria flash del microcontrolador.
- El uso de un dispositivo de almacenamiento externo.

Se calculó la memoria necesaria por hora de registro. Utilizando un byte para almacenar el tiempo transcurrido y uno para la temperatura registrada cada segundo, sería posible calcular la cantidad de memoria requerida para el almacenamiento de la información, partiendo de que se requieren 2Bytes por segundo, en un minuto se requerirán:

$$Mem = \left( \frac{2\text{Bytes}}{\text{segundo}} \right) (60 \text{ segundos}) = 120 \text{ bytes} \quad (3.13)$$

Por lo tanto en una hora:

$$Mem = \left( \frac{120\text{Bytes}}{\text{minuto}} \right) (60 \text{ minutos}) = 7200 \text{ bytes} \quad (3.14)$$

Es decir, aproximadamente 7 KB por hora.

De acuerdo con información proporcionada por el equipo de cirugía del INNSZ, Una cirugía de banco para riñón puede prolongarse entre 60 y 90 minutos y llega a ser de hasta 180 minutos para la cirugía de hígado, lo cual implica que en el caso de mayor demanda de memoria, se pueden requerir hasta tres horas de almacenamiento de datos, es decir, 27 KB de información.

Como se señala en el apartado 3.3.7, se utilizan 21 de 32 KB de memoria flash de la memoria de programa.

Adicionalmente, de acuerdo al apartado 3.2.3, se han empleado 0.5KB en el *bootloader*.

Por lo tanto se tienen disponibles 10.5 KB de memoria que equivalen a apenas un poco más de la tercera parte de la capacidad requerida.

En vista de lo anterior, se propuso la implementación de un dispositivo de almacenamiento externo que tenga la capacidad suficiente para contener los datos generados durante la cirugía.

La Arduino SD shield es una tarjeta que permite almacenamiento de datos en una tarjeta SD o micro SD desde Arduino, esto permite implementar sistemas como data-loggers, entre otros.

La librería SD de Arduino, permite la lectura y escritura en memorias SD. Soporta sistemas de archivos FAT 16 y FAT 32. Puede usar el estándar 8.3 para nombrar los archivos (8 letras de nombre y 3 para la extensión). Los nombres de los archivos pueden incluir rutas separadas por diagonales. A partir de la versión 1.0, la biblioteca soporta abrir múltiples archivos.

La comunicación entre el microcontrolador y la tarjeta SD utiliza comunicación SPI, tiene lugar en los pines 11, 12 y 13 en la mayoría de las tarjetas. Adicionalmente, otro pin debe ser usado para seleccionar la tarjeta SD. Puede utilizarse el pin SS (pin 10 en la mayoría de las tarjetas).

Las instrucciones de la biblioteca SD que se utilizaron en la presente aplicación fueron:

```
#include <SD.h> // Se incluye la libreria SD.h File Archivodatos; // Se crea un tipo de archivo llamado Archivodatos
if (!SD.begin(10)) // se confirma si la memoria esta inicializa
Archivodatos = SD.open("Dynamo.txt", FILE_WRITE); //Se Crea un archivo llamado Dynamo extensión txt Archivodatos.close();
```

*Figura 3.41 Ejemplo de instrucciones utilizadas en la configuración del módulo de memoria SD.*

La conexión se llevó a cabo mediante los pines de Arduino destinados para la comunicación mediante el protocolo SPI.

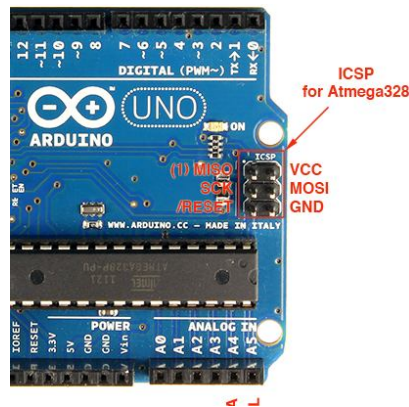


Figura 3.42 Pines de Arduino UNO destinados a la comunicación SPI.

### 3.3.7 Código de programación

El código de programación es el conjunto de instrucciones que permiten al microcontrolador realizar una tarea particularmente definida por el programador. En el entorno de desarrollo de Arduino, se pueden distinguir 3 bloques de código:

- **Inclusión de bibliotecas:** En esta sección se deben incluir, de manera similar a como se hace en lenguaje C estándar, las bibliotecas que contienen las instrucciones que el programa va a utilizar de manera global, se utiliza el mismo formato del lenguaje C, por ejemplo, `#include <LiquidCrystal.h>`
- **Configuración:** Este apartado del código puede emplearse para definir los parámetros de la configuración del dispositivo y sus periféricos que no cambiarán durante la ejecución del programa, por ejemplo, definir puertos como entradas o salidas, el tamaño de la LCD conectada o alguna secuencia de instrucciones que se desea que sólo se ejecuten al iniciar el sistema.
- **Bucle de ejecución.** Las instrucciones escritas en esta sección se ejecutarán de manera cíclica y conforman la parte del código que procesa la información obtenida desde los puertos y dispositivos conectados para poder ser mostrada a través de los puertos y dispositivos de salida.

A continuación el código empleado en la presente aplicación:

```
#include <LiquidCrystal.h> // para manejar la LCD
#include <String.h> // para el manejo de cadenas de caracteres
#include <SD.h> // para el manejo del módulo de almacenamiento
#include <OneWire.h> // para el manejo del sensor de temperatura
#include <DallasTemperature.h> // para el manejo del sensor de temperatura
```

*Figura 3.43 Inclusión de las bibliotecas empleadas en el programa.*

En primer lugar, el sistema Arduino debe incluir las bibliotecas que contengan las funciones que permiten el uso de las diferentes características y dispositivos que se van a utilizar.

A continuación se declaran las variables globales a utilizar:

```
int emin=0, emax=730, smin=1, smax=4; // se utilizarán dentro de la función map
int a, amap, entanalog, num=0, cel=9;
char archivo[11];
int val=0;
int i;
char numero[1];
int emin=0, emax=730, smin=1, smax=4; // se utilizarán dentro de la función map
int a, amap, entanalog, num=0, cel=9;
char archivo[11];
int val=0;
int i;
char numero[1];
```

*Figura 3.44 Declaración de las variable globales.*

El siguiente bloque de instrucciones consiste en la configuración general:

```
void setup(void)
{
LiquidCrystal lcd(6, 5, 3, 2, 1, 0);
lcd.begin(16, 2); //una LCD de 16X2
pinMode(10,OUTPUT); //Se asigna el pin de control CS
while (!SD.begin(4))//Verifica Se confirma inicialización de la memoria
{
lcd.clear(); //limpia la LCD
lcd.setCursor(0, 0); //Posiciona el cursor en el renglón 0 columna 0
lcd.print("Inserte memoria SD"); //Imprime leyenda de no inicialización
delay(100);
}
pinMode(cel,OUTPUT); //se configura el pin 9 como salida para las celdas
}
```

*Figura 3.45 Configuración general. Se definen puertos de la LCD, el puerto de salida para la etapa de potencia y se valida el status de la memoria SD al inicializar el sistema.*

Una vez realizada la configuración inicial, la estructura de un programa en Arduino tiene un bloque de instrucciones que se ejecutan de manera cíclica, estas se colocan

dentro de la función principal. Como mejor práctica, este programa se ha subdividido en funciones que se ejecutan según la posición de la perilla de control de usuario. Para lograr lo anterior, se ha dispuesto de una de las entradas analógicas del microprocesador, de manera que se lea el valor de la entrada, y posteriormente se ejecute la función correspondiente. Es por eso que se incorporó un divisor de voltaje que proporciona 4 valores correspondientes a las 4 funciones principales del programa.

Un aspecto muy importante que se debe resaltar, es que la lectura del ADC proporciona una resolución de 1024 bits y no es precisa, motivo por el cual aunque el rango de voltaje proporcionara los valores 0, 342, 684 y 1024 (que resultan de un divisor de voltaje con resistencias iguales), no es posible aplicarlos directamente sobre una función de control como un *switch case* debido a que estas lecturas no arrojan siempre el mismo valor.

Por esta razón se implementó la función *map* que re-mapea un número desde un rango hacia otro. Esto significa que, un valor con respecto al rango fromLow-fromHigh será mapeado al rango toLow-toHigh. Prácticamente, se trata de aproximar el valor obtenido en el rango 0 a 1024 desde el ADC, a un valor estable para la función. El rango de destino para esta tarea es 1 a 4, ya que son 4 las posibles posiciones de la perilla de la interfaz de usuario. Los argumentos de la función *map( )* son los siguientes:

*map*(value, fromLow, fromHigh, toLow, toHigh)

donde:

- Value es el valor a mapear.
- FromLow es el valor inferior de rango de origen.
- Fromhigh es el valor superior del rango de origen.
- ToLow es el valor inferior del rango de destino.
- ToHigh es el valor superior del rango de destino.

La función *map()* usa matemática de enteros por lo que no generará fracciones, aunque fuere el resultado correcto. Los resultados en fracciones se truncan, y no son redondeados o promediados

```

void loop(void)
{
  a = analogRead(entanalog); //lectura del ADC
  amap = map(a ,emin, emax, smin, smax); //re mapeo del valor leído
  switch(amap) //se ejecuta una función dependiendo del valor obtenido en el mapeo
  {
    case 1:
      lcd.clear();
      lcd.setCursor(0, 0);
      esperando(); // se muestra mensaje al usuario
      break;
    case 2:
      lcd.clear();
      lcd.setCursor(0, 0);
      //lcd.print("Nombrando");//se pide al usuario dar un nombre al archivo de registro
      nombrando(num, archivo); //la función devuelve el nombre del archivo
      break;
    case 3:
      lcd.clear();
      lcd.setCursor(0, 0);
      capturando(); //se obtienen los datos del sensor y se guardan
      break;
    case 4: //en esta función se detiene la captura de datos para expulsar la memoria
      lcd.clear();
      a = analogRead(entanalog);
      amap = map(a ,emin, emax, smin, smax);
      while (amap==4)
      {
        a = analogRead(entanalog);
        amap = map(a ,emin, emax, smin, smax);
        lcd.setCursor(0, 0);
        lcd.print("Finalizado");
      }
      break;
  }
  delay(500); // Retardo de ejecución del programa para estabilizar la LCD
}

```

*Figura 3.46 Función principal, la subrutina que se ejecuta depende del valor obtenido de la función map, que a su vez es una función de la lectura del convertidor analógico digital conectado al divisor de tensión.*



A continuación se muestra el código de programación de la función principal, en donde se realiza la lectura del ADC, el mapeo del valor leído y se llama a las diversas sub rutinas dependiendo de la posición de la perilla de la interfaz del usuario dentro de un *switch case*.

Como puede observarse, las subrutinas implementadas fueron:

- esperando( );
- nombrando(num, archivo);
- capturando( );

Cada una de estas 3 funciones corresponden a las primeras 3 posiciones de la perilla selectora de funciones.

La función esperando no devuelve ningún valor y muestra la leyenda “Gire la perilla para comenzar”. Se utilizó la sentencia *for* para que sobre el primer renglón de la LCD, se impriman los caracteres de la cadena que contiene el mensaje a mostrar. Esta función se ejecuta dentro del grupo de instrucciones pertenecientes al *case* con valor igual a 1.

```

void esperando(void)
{
  int x,j,i=0; // variables locales que servirán para desplazarse en los vectores
  char disp[17]="          "; // vector de 17 caracteres que se muestran en la LCD
  char leyenda[38]="Gire la perilla para comenzar "; //vector de texto a mostrar
  for (x=16;amap==1&&x>-30;x--)
  {

    for (i=x,j=0;amap==1&&i<16;i++,j++)//Cargar cadena carácter por carácter
    {
      disp[i]=leyenda[j];
    }
    lcd.setCursor(0, 0);
    lcd.print(disp); //se muestra la cadena actual
    delay(300);
    a = analogRead(entaanalog);
    amap = map(a ,emin, emax, smin, smax);

  }
}

```

*Figura 3.47 Código de la función esperando. Manejo de la LCD para mostrar la leyenda "Gire la perilla para comenzar"*

La siguiente función es “nombrando( );”, esta permite al usuario introducir un valor mediante un *push button* que se encuentra conectado al pin 7, almacena su valor en la variable *up*, y por medio de un detector de flancos, indica al procesador que el usuario ha pulsado dicho botón además, esta función muestra en la pantalla el nombre del archivo que se generará. Esta función utiliza como parámetro la variable *num*, que procede de la función *getname*.

```

void nombrando(int num,char* archivo)// retorna el nombre del archivo
{
  int buttonState = 0;
  int lastButtonState = 0;
  int up=7;
  pinMode(up,INPUT);
  a = analogRead(entanalog);
  amap = map(a ,emin, emax, smin, smax);
  while(amap==2) //se valida que la perilla se encuentre en la 2ª posición
  {
    buttonState = digitalRead(up);// detector de flancos
    if (buttonState != lastButtonState) // verdadero si hay un cambio de estado
    {
      if (buttonState == HIGH)
        num++; //el valor de num incrementa al detectarse un flanco de subida
    }
    lastButtonState = buttonState;
    lcd.setCursor(0, 0);
    lcd.print("Asigne nombre");
    lcd.setCursor(0, 1);
    lcd.print("al archivo: ");
    if(num>9)
      num=0; //se reinicia el valor de num en caso de que se superen las 9 pulsaciones
    lcd.print(num);
    getname(num,archivo);
    a = analogRead(entanalog);
    amap = map(a ,emin, emax, smin, smax);
  }
  //lcd.clear();
}

```

*Figura 3.48 Función nombrando, cuenta el número de flancos de subida en el pin 7, para asignar un nombre al archivo*

```

void getname(int num, char* archivo); // el arreglo archivo se pasa por referencia y es donde se guardara
finalmente el nombre completo

void getname(int num,char* archivo)// regresa el nombre del archivo
{
  int tam=0; //es para guardar el tamaño de la cadena archivo y poder limpiarla
  int cont; // es para el for y contar los espacios a limpiar
  char nombre[]="ciru";// se define el nombre previo de cirugía
  // se declara un arreglo de n para el numero de cirugía
  char extension[]=".odf";// se define el manejo de la extensión
  tam=strlen(archivo); // obtiene el tamaño del nombre del archivo
  for(cont=0 ;cont<tam;cont++) // limpiara la cadena archivo
  {
    archivo[cont]='\0'; // llena de null la cadena archivo
  }
  strcat(archivo,nombre); // concatena el nombre en la cadena archivo
  itoa(num,numero,10); // convierte el numero obtenido por el botón que dices a carácter en base 10
  strcat(archivo,numero); // concatena el numero en archivo: archivo ya contiene nombre
  strcat(archivo,extension);// concatena la extensión con archivo; archivo ya contiene nombre+numero
}

```

*Figura 3.49 La función getname recibe el valor de la variable num que contiene el nombre del archivo y lo concatena con el nombre previo del archivo y la extensión del archivo.*

La función capturando( ); tiene diversas acciones:

- Realiza la lectura del sensor, para ello hace uso de la librerías OneWire y DallasTemperature que contienen compiladas las instrucciones del termómetro.
- Implementa reloj.
- Muestra en la LCD el nombre del archivo, el tiempo transcurrido y la lectura actual de la temperatura del sensor.
- Realiza la acción de control.

```

void capturando(void)
{
#define ONE_WIRE_BUS 8
#include <SD.h>
  DallasTemperature sensores(&oneWire);
  File myFile; //se crea el tipo archivo "myFile"
  pinMode(10,OUTPUT); //Se asigna el pin de control CS
  lcd.clear();
  int minutos,segundos,horas,m=1;
  for(i=0;amap==3;i++)
  {
    sensores.requestTemperatures();
    val = sensores.getTempCByIndex(0);
    lcd.setCursor(0, 0);
    lcd.print("Cirugia ");
    lcd.print(archivo[4]);
    lcd.setCursor(0, 1);
    lcd.print("T=");
    lcd.print(val);
    lcd.print("oC");
    lcd.print(" t=");
    minutos=(i/60);
    segundos=i%60;
    horas=minutos/60;
    if(minutos<10)
      lcd.print("0");
    lcd.print(minutos);
    lcd.print(":");
    if(segundos<10)
      lcd.print("0");
    lcd.print(segundos);
    delay(1000);
  }
}

```

*Figura 3.50a Función capturando. Se crea el archivo en la SD, configura el reloj para la cirugía, requiere la lectura del sensor, y se realiza un retardo de 1000 ms entre cada ejecución.*

```

if(val>4)
  digitalWrite(cek, HIGH);
else
  digitalWrite(cek, LOW);
myFile = SD.open(archivo, FILE_WRITE); //se crea el archivo llamado "archivo"
if (myFile) {
  myFile.println(val); //se escribe el archivo con el valor de "val"
  myFile.close(); //se cierra el archivo
  //serial.print(archivo);
  //serial.println(val);
}
else {
  lcd.setCursor(0, 0);
  lcd.print("No abre el archivo");
  delay(1000);
  //serial.println("No abre el archivo");
}
a = analogRead(entanalog);
amap = map(a ,emin, emax, smin, smax);
}

```

*Figura 3.50b Función capturando (segunda parte). Si el valor de la temperatura almacenado en la variable val es mayor a 4 grados centígrados, el pin de salida pasa a valor alto. Además en esta función se guardan los valores obtenidos por el sensor a la memoria SD.*

Un aspecto muy importante a considerar es el tamaño binario de este programa, que de acuerdo con la interfaz de Arduino es de 21,154 bytes.



*Figura 3.51 El tamaño del archivo es 21,154 bytes.*

En otras palabras, se han utilizado aproximadamente, 21 de 32 KB de espacio de memoria.

### 3.3.8 Costos

El desarrollo de este proyecto requirió realizar una inversión en tiempo por parte de los recursos humanos participantes e invertir en los recursos materiales necesarios. Del primer recurso mencionado, se ha tomado 11 meses, sin embargo no ha sido la

única actividad productiva que realizó el equipo de trabajo. Por otro lado, de los recursos materiales utilizados y su costo se tiene la siguiente tabla:

<b>ARTICULO</b>	<b>CANTIDAD</b>	<b>COSTO</b>	<b>SUBTOTAL</b>
<b>Lebrillo en acero inoxidable</b>	1	\$ 200.00	\$ 200.00
<b>Disipador de aluminio</b>	4	\$ 150.00	\$ 600.00
<b>Ventiladores de AC</b>	4	\$ 150.00	\$ 600.00
<b>Celdas de Peltier</b>	4	\$250	\$ 1,000.00
<b>Pasta térmica</b>	1	\$ 60.00	\$ 60.00
<b>Cable control con conector</b>	1 metro	\$ 100.00	\$ 100.00
<b>Fuente AC/DC 600W</b>	4	\$ 378.00	\$ 1,512.00
<b>Gabinete</b>	1	\$ 200.00	\$ 200.00
<b>Pantalla LCD 2X16</b>	1	\$ 100.00	\$ 100.00
<b>Relevador de estado sólido</b>	4	\$ 65.00	\$ 260.00
<b>Tarjeta Arduino UNO</b>	1	\$ 400.00	\$ 400.00
<b>Shied SD</b>	1	\$ 350.00	\$ 350.00
<b>Tabla fenólica</b>	1	\$ 50.00	\$ 50.00
<b>Otros componentes electrónicos</b>	36	\$ 400.00	\$ 400.00
<b>TOTAL</b>			\$ 5,832.00



# CAPÍTULO 4. PRUEBAS Y RESULTADOS

En el presente capítulo se describen las pruebas que se realizaron al sistema con la finalidad de conocer, comprender y analizar su comportamiento.

Básicamente se trata de observar su desempeño a lo largo del tiempo bajo dos condiciones, específicamente:

1. Su capacidad para disminuir la temperatura de un cuerpo de agua a temperatura ambiente.
2. Su capacidad para mantener la temperatura de un cuerpo de agua que inicialmente se encuentra a baja temperatura (la deseada para la realización de la cirugía).

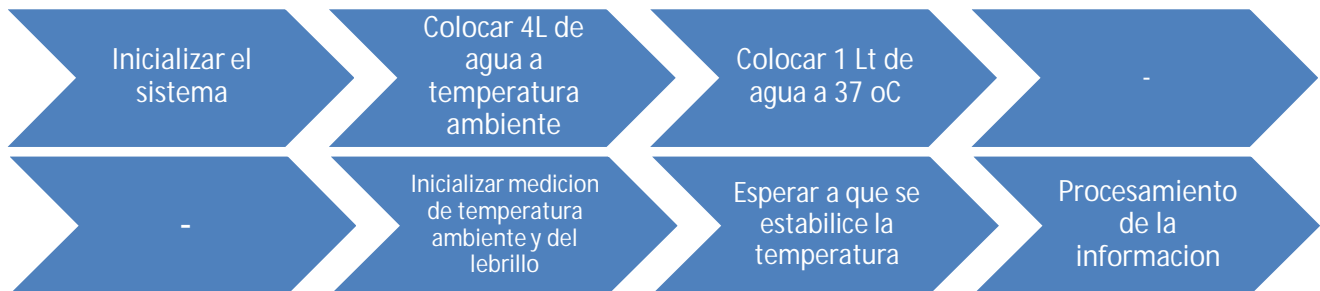
## 4.1 Desempeño al disminuir la temperatura

Como ya se mencionó, el objetivo de esta prueba es observar la capacidad del sistema para disminuir la temperatura de un cuerpo de agua en el contenedor, esto se hace con la finalidad de averiguar si los cálculos realizados en la sección 3.2.2, que señalan que se requiere un tiempo de aproximadamente sesenta y ocho segundos para disminuir en un grado centígrado la temperatura (nótese que el agua es una buena aproximación para la prueba ya que hasta el 80% de un órgano está compuesto de agua), corresponden con el comportamiento en la práctica.

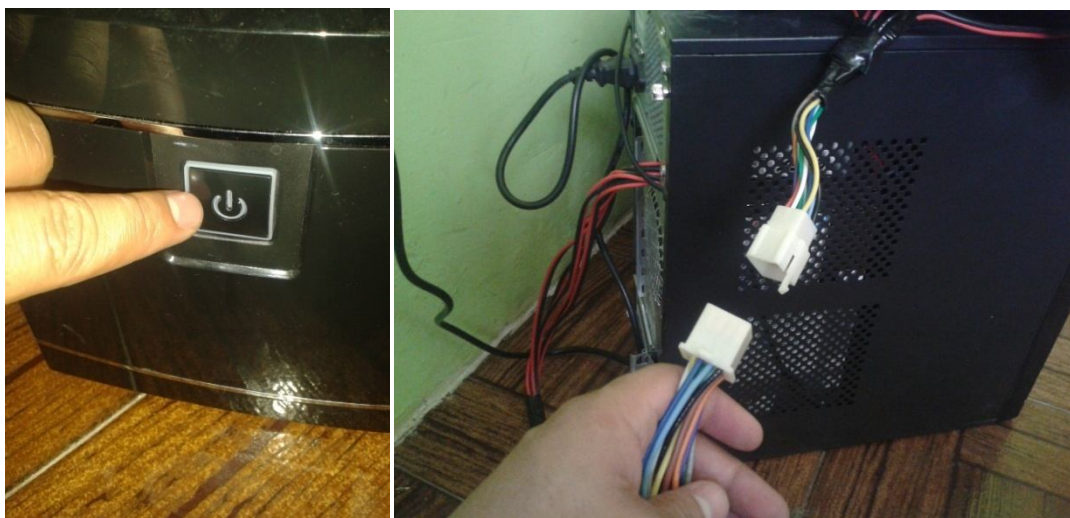
### Experimento 1.

1. Conectar el sistema de control con la planta.
2. Encender el sistema.
3. Colocar el sistema en la modalidad de espera.
4. Si no se ha insertado una memoria SD o esta se encuentra dañada, el sistema mostrará el mensaje “Inserte memoria SD”
5. Verter 4 litros de agua a temperatura ambiente en el lebrillo (que simulan ser la solución de preservación y el agua destilada)
6. Verter 1 litro de agua a 37 °C (que simularan el órgano recién extraído)

7. Colocar el termómetro dentro del lebrillo
8. Poner el sistema en la modalidad de asignación de nombre para el archivo
9. Se mostrará el mensaje “Asigne nombre al archivo”. Presionar el botón de selección hasta tener el nombre deseado, es posible asignar hasta 10 archivos diferentes.
10. Iniciar el monitoreo de la temperatura ambiente.
11. Poner el sistema en la posición de captura de datos.
12. En la pantalla se muestran el nombre del archivo que es del formato “Cirugía n” donde n es el numero seleccionado por el usuario.
13. Esperar a que la temperatura se estabilice.
14. Retirar la memoria SD del sistema para procesar los datos obtenidos en una hoja de cálculo.



*Figura 4.1 Proceso del experimento 1. Enfriamiento desde temperatura ambiente.*



*Figura 4.2 Encendido del sistema (izquierda) conexión de la planta con el sistema de control (derecha)*



Figura 4.3 El sistema no inicia por la falta de la memoria SD

Una vez que se han obtenido los datos, fueron procesados para elaborar el gráfico 4.4:

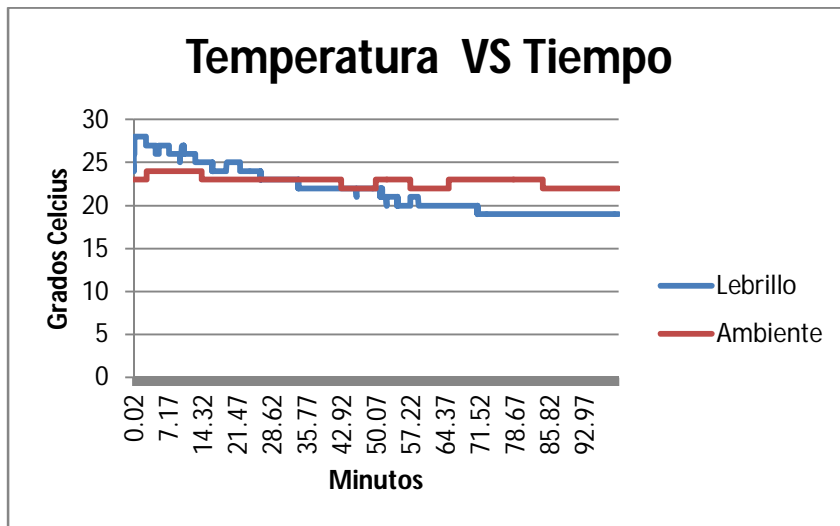


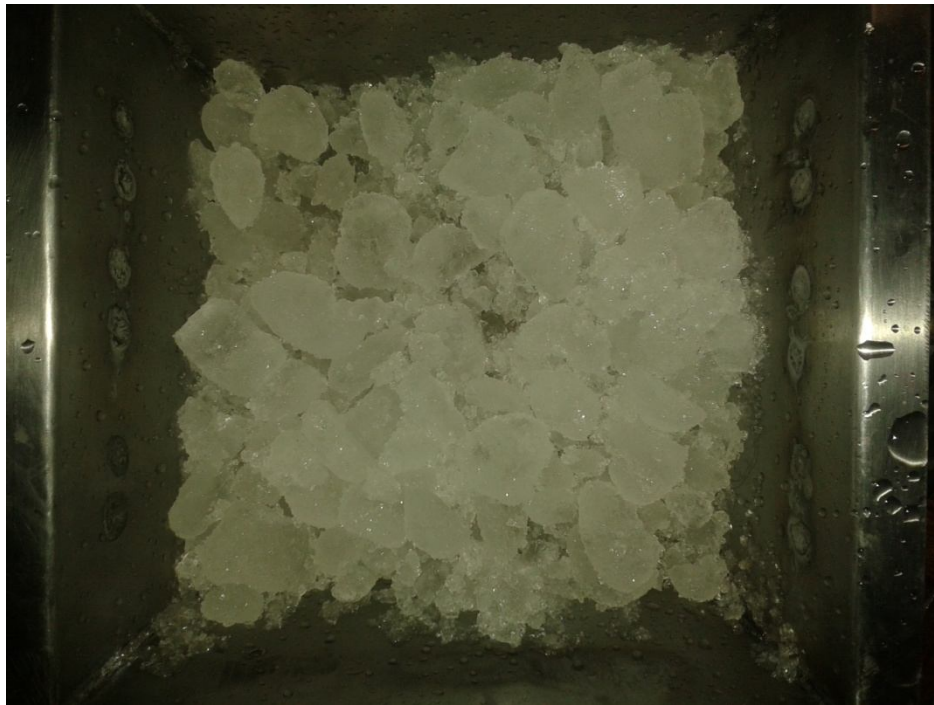
Figura 4.4 Gráfico de temperatura contra tiempo obtenido por los datos arrojados por el experimento 1.

La tabla completa posee más de 6000 valores por lo cual no se incluye en el presente documento.

#### 4.1 Desempeño al mantener la temperatura

El objetivo de esta segunda prueba es observar la capacidad del sistema para mantener la temperatura de un cuerpo de agua en el contenedor, ya que como se observó durante la cirugía de reconstrucción, es necesario mantener alrededor de 4 °C la temperatura del contenido del lebrillo.

Debido a la gran cantidad de datos que se obtuvieron en el experimento anterior (más de 6000), y a que una PC con procesador Core 2 @ 2.1 GHz y 4 GB de memoria RAM, experimentó dificultades para manipular dicha cantidad de información, se optó por realizar el muestreo de la temperatura cada 5 segundos en lugar de hacerlo cada segundo como en la primera prueba.

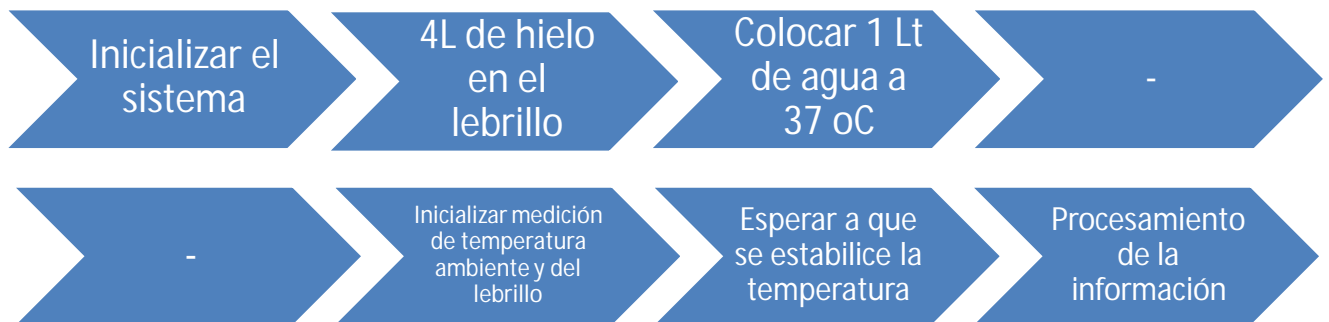


*Figura 4.5 Para mantener el órgano en hipotermia, los cirujanos emplean hielo molido, es fundamental mantener la temperatura alrededor de los 4 °C. Se muestra el aspecto inicial del hielo.*

#### Experimento 2.

1. Ejecutar los pasos 1 a 4 del experimento 1.
2. Verter 4 litros de hielo en el lebrillo (que simulan ser la solución de preservación y el agua destilada).

3. Colocar el termómetro dentro del lebrillo.
4. Poner el sistema en la modalidad de asignación de nombre para el archivo.
5. Se mostrará el mensaje “Asigne nombre al archivo”. Presionar el botón de selección hasta tener el nombre deseado, es posible asignar hasta 10 archivos diferentes.
6. Iniciar el monitoreo de la temperatura ambiente.
7. Poner el sistema en la posición de captura de datos.
8. En la pantalla se muestran el nombre del archivo que es del formato “Cirugía n” donde n es el numero seleccionado por el usuario.
9. Esperar a que la lectura del termómetro se estabilice.
10. Verter 1 litro de agua a 37 °C al lebrillo
11. Esperar a que la temperatura se estabilice.
12. Retirar la memoria SD del sistema para visualizar los datos obtenidos.



*Figura 4.6 Proceso del experimento 2. Mantener la temperatura del contenido.*

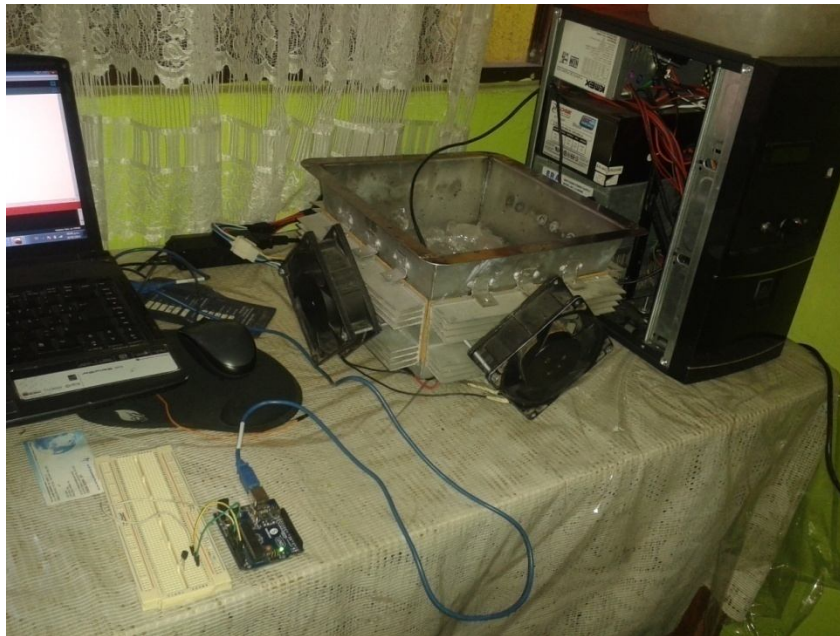


Figura 4.7 Se registra la temperatura del cuerpo de agua manteniendo estático el contenido y el sensor de temperatura en una sola posición. Además se monitorea la temperatura ambiente mediante

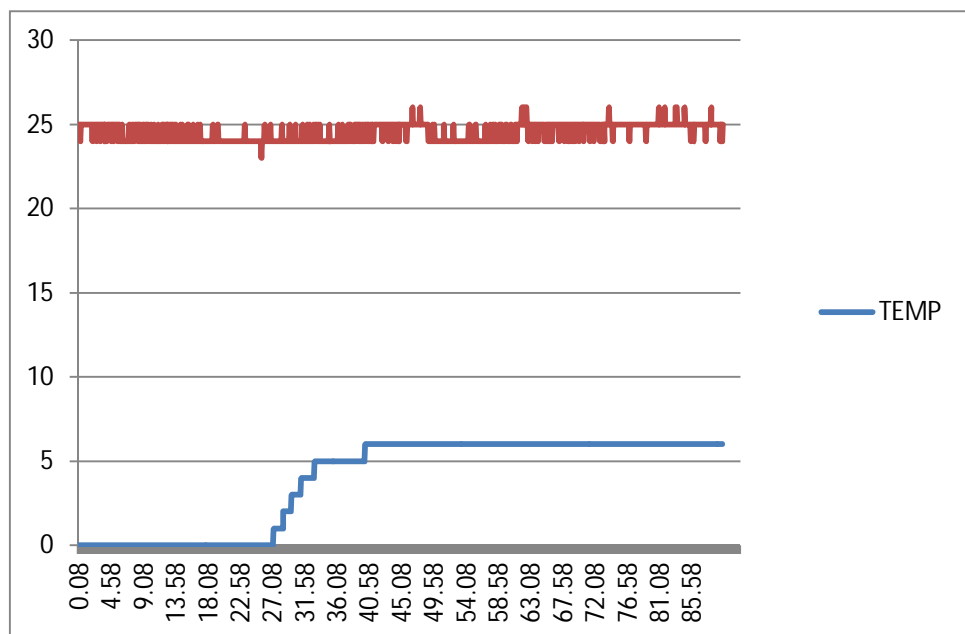


Figura 4.8 Gráfico de temperatura contra tiempo obtenido por los datos arrojados por el experimento 2. En rojo la temperatura ambiente y en azul la temperatura del lebrillo.

### Experimento 3.

1. Ejecutar los pasos 1 a 4 del experimento 1.
2. Verter 4 litros de hielo en el lebrillo (que simulan ser la solución de preservación y el agua destilada).
3. Verter 4 litros de hielo en otro recipiente (este será un cuerpo de referencia).
4. Colocar el termómetro dentro del lebrillo.
5. Poner el sistema en la modalidad de asignación de nombre para el archivo.
6. Se mostrará el mensaje “Asigne nombre al archivo”. Presionar el botón de selección hasta tener el nombre deseado, es posible asignar hasta 10 archivos diferentes.
7. Iniciar el monitoreo de la temperatura ambiente.
8. Poner el sistema en la posición de captura de datos.
9. En la pantalla se muestran el nombre del archivo que es del formato “Cirugía n” donde n es el numero seleccionado por el usuario.
10. Esperar a que la lectura del termómetro se estabilice.
11. Verter 1 litro de agua a 37 °C a cada recipiente que simulara el órgano recién extraído.
12. Esperar a que la temperatura se estabilice.
13. Agitar ambos cuerpos de agua periódicamente.
14. Medir la temperatura final del cuerpo de agua sin controlador.
15. Retirar la memoria SD del sistema para visualizar los datos obtenidos.

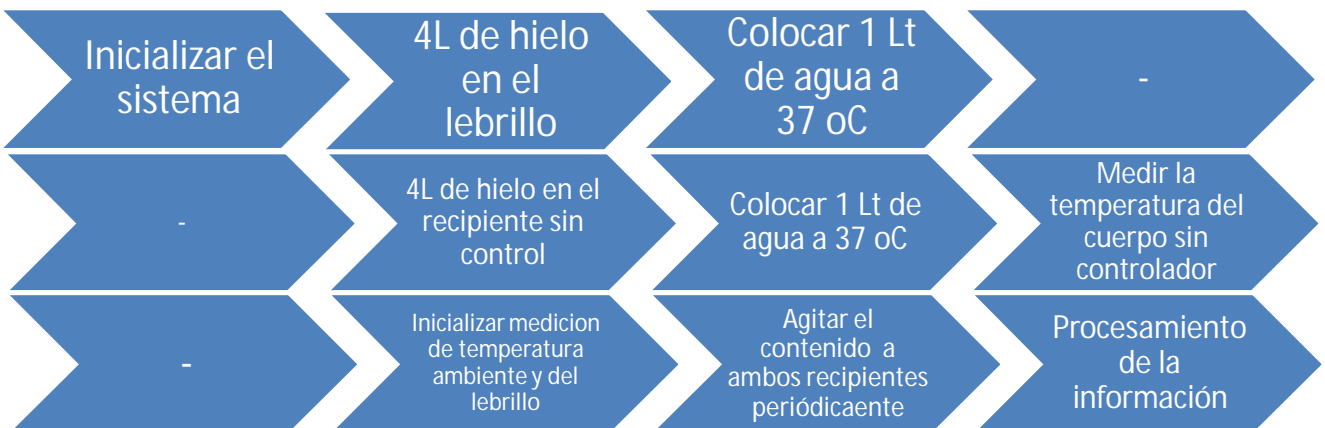
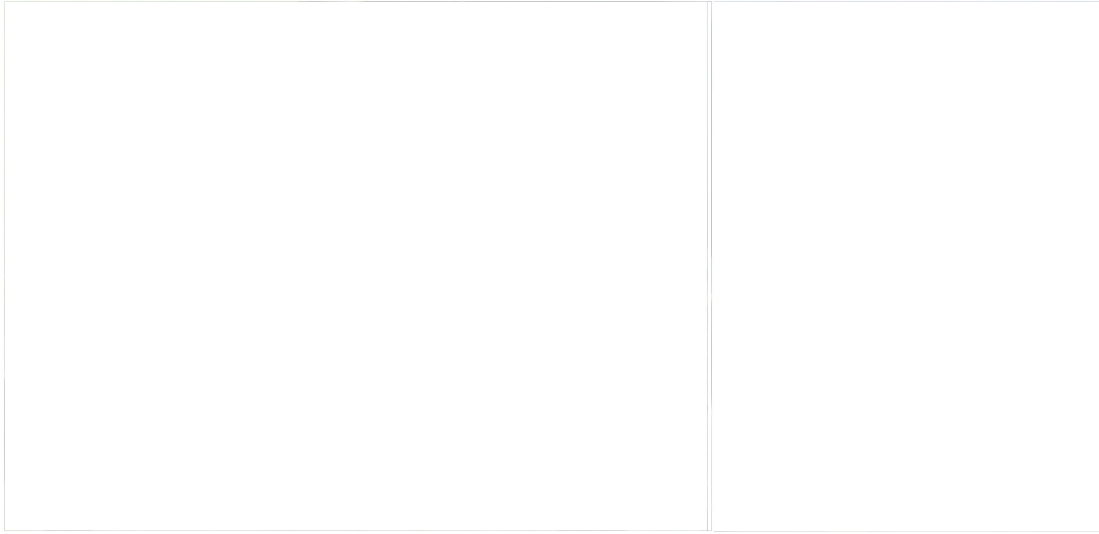
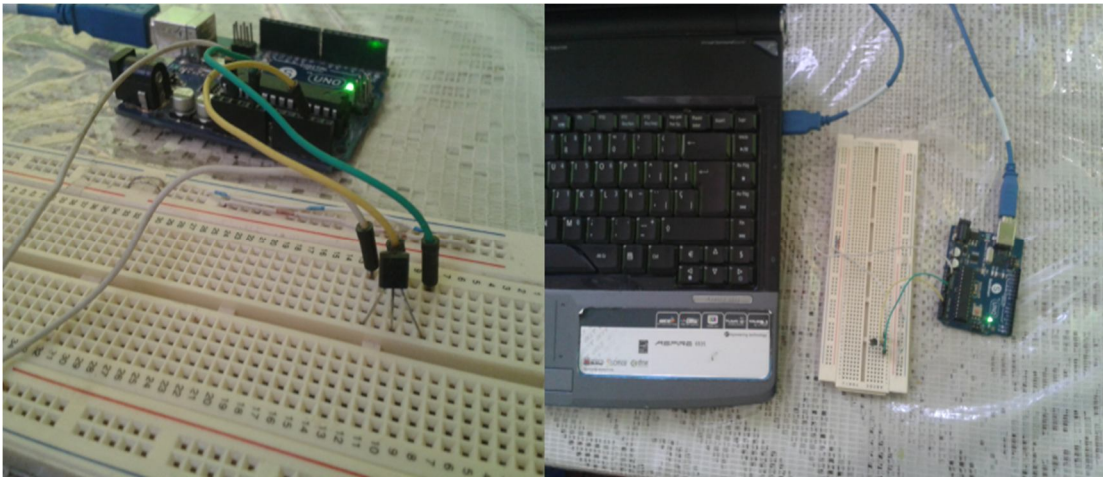


Figura 4.9 Proceso del experimento 3. Mantener la temperatura del contenido.

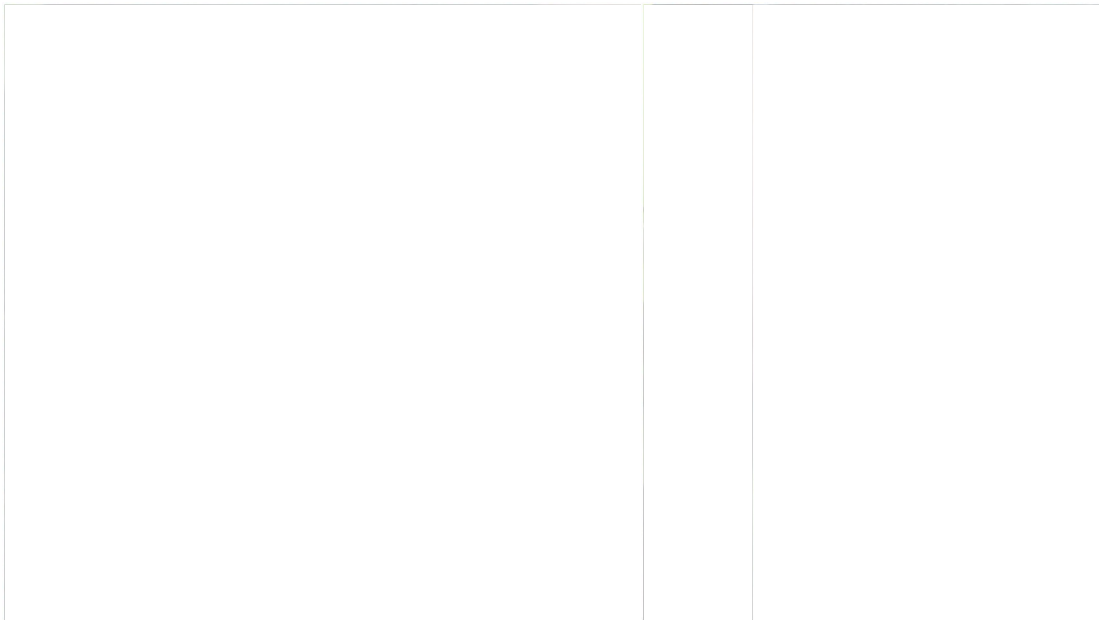


*Figura 4.10 Se agrega 1 litro de agua a 37 °C al lebrillo (izquierda) y 1 litro al cuerpo de agua sin controlador (derecha)*

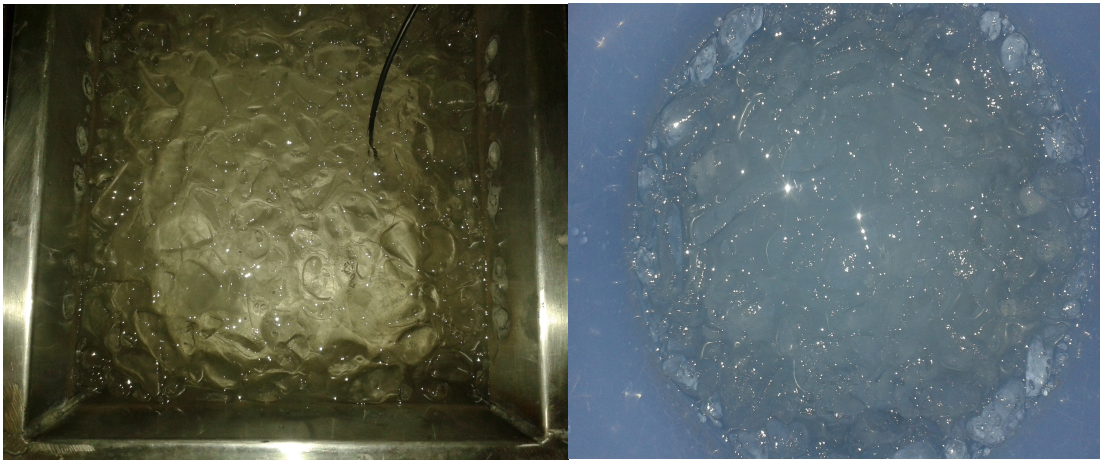


*Figura 4.11 La temperatura ambiente es monitoreada a lo largo de todo el proceso*





*Figura 4.12 Se agitó el cuerpo de agua para simular el movimiento debido a las maniobras de los cirujanos. Esto produjo cambios en el led indicador del estado de la salida, ya que cuando el sensor detecta temperaturas inferiores a los 4 grados, el led se apaga indicando el status de los actuadores.*



*Figura 4.12 Al cabo de 2 horas ambos cuerpos de agua comenzaron a cambiar de fase.*

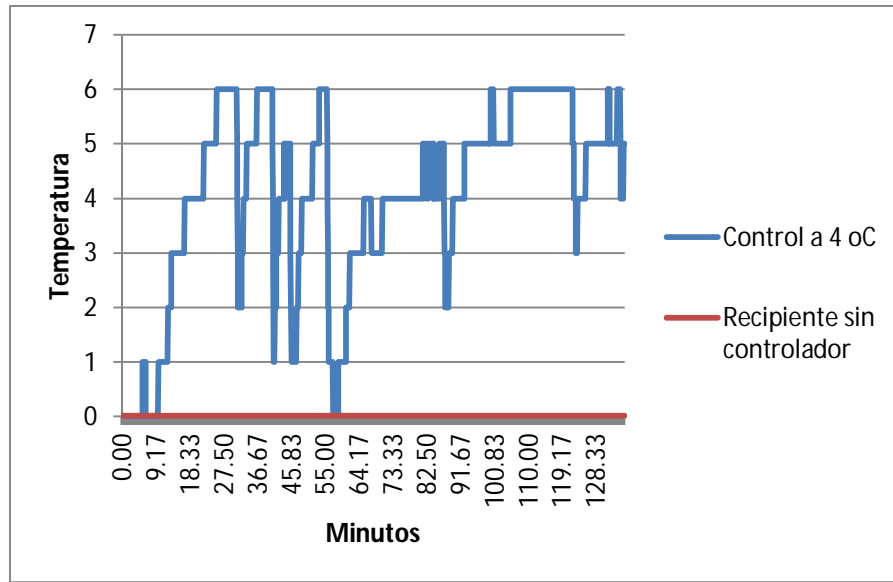


Figura 4.13 Gráfico de los datos obtenidos en el experimento 3. Se muestra el detalle de las fluctuaciones de la temperatura. Existen variaciones de entre 4 y 5 °C en las mediciones por cada evento en el que se agita el agua del contenedor.

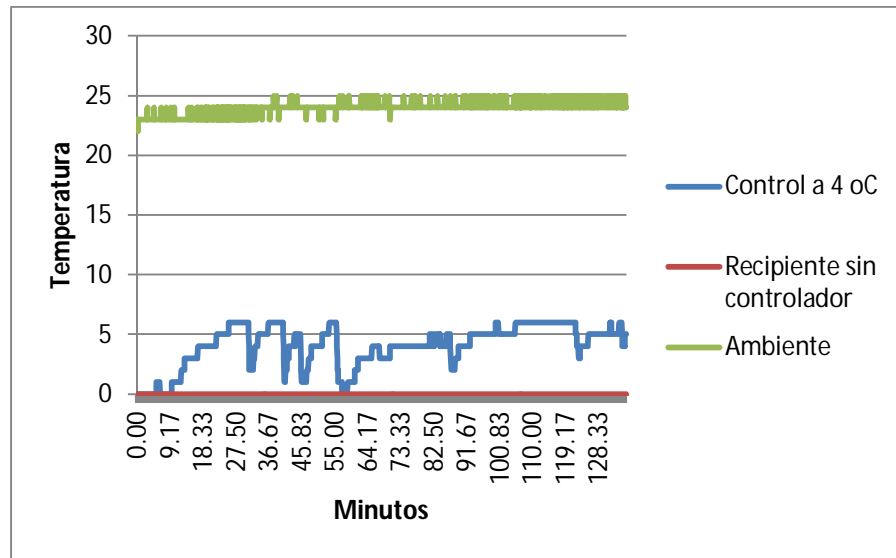


Figura 4.14 Gráfico de los datos obtenidos en el experimento 3. Se muestra la diferencia entre la temperatura ambiente y la de ambos recipientes

# CAPÍTULO 5. CONCLUSIONES Y TRABAJO FUTURO

## 5.1 Conclusiones

En el presente trabajo se propuso, diseñó y construyó una solución para el problema planteado por los médicos del INNSZ; la conservación alrededor de 4 °C de la temperatura del órgano, durante la cirugía de banco en el trasplante de un órgano. Para lograr dicho objetivo general, fue necesario lograr otros objetivos particulares.

Se describió el procedimiento de trasplante y las condiciones a las que se sometería el sistema mediante la observación de un trasplante en un quirófano del INNSZ, de dicha observación se desprendieron los requisitos que debe cumplir el sistema.

Se rediseñó y construyó el lebrillo original con la finalidad de incorporar los actuadores. La elección de las celdas de Peltier, hizo necesaria la anexión de un sistema de enfriamiento conformado por los disipadores de aluminio y ventiladores.

La baja eficiencia de las celdas de Peltier, de alrededor del 50%, se ve compensada pues resultan ser una opción viable considerando la aplicación de la que se trata, ya que son silenciosas, no requieren mantenimiento, su costo es bajo y tienen un menor volumen cuando se les compara con otros métodos de refrigeración.

Para proporcionar la energía necesaria al sistema, se investigaron distintos semiconductores que se pudieran acoplar entre el microcontrolador y los actuadores. Como resultado de dicha investigación se optó por implementar los relevadores de estado sólido, que demostraron su confiabilidad y eficiencia al permitir el suministro de potencia con muy bajas pérdidas por operación y garantizando la protección de la etapa de control.

Se utilizó como sistema embebido la placa Arduino UNO, para lo cual se investigaron sus características y lenguaje de programación. El sistema de control, concentrado en la placa Arduino UNO proporcionó un sistema flexible, versátil y práctico para el manejo de la interface de usuario, la adquisición y almacenamiento de los datos.

El empleo del sensor digital encapsulado en acero inoxidable también demostró su efectividad a lo largo de los experimentos, ya que puede interactuar con el medio al mismo tiempo que realiza su tarea con la eficacia requerida por la aplicación.

De los experimentos realizados se desprenden las siguientes conclusiones.

- De acuerdo con la figura 4.4, el sistema no es capaz de disminuir la temperatura del lebrillo desde la temperatura ambiente hasta los 4 °C.
- El experimento 2 mostró que ante la perturbación inducida por la introducción del órgano a 37 °C, el sistema es capaz de mantener la temperatura en una región definida del cuerpo de agua.
- De acuerdo con los datos obtenidos en el experimento 3, la temperatura del cuerpo de agua no es uniforme y presenta una variación de entre 4 y 5 °C. fluctuando entre 1 y 6 °C.
- La temperatura del cuerpo de agua sin controlador, permanece prácticamente constante a 0°C durante 2 horas.

Existen otras observaciones no cuantitativas que se desprenden de los experimentos realizados. Como se muestra en las fotografías tomadas al final del proceso, la cantidad de hielo presente en la solución ha disminuido mayormente en el recipiente de temperatura controlada. Esto se debe al calor proporcionado por las Peltier cuando estas se encuentran inactivas (en este caso el flujo de calor va del lado caliente al lado frío). Por esta razón se incrementa la temperatura y esta presenta variaciones alrededor de los 4°C. Dicha situación es una ventaja cuando se evalúa la capacidad del sistema para mantener la temperatura alrededor de los 4°C en un periodo de tiempo de 2 horas, sin embargo, si la cirugía se prolongara, esto resultaría perjudicial al órgano ya que, de acuerdo con los datos del experimento 1, el sistema no tiene la capacidad de disminuir la temperatura drásticamente.

## 5.2 Trabajo futuro

Para dotar al sistema de una mayor capacidad de enfriamiento y permitirle dar mejores resultados frente a pruebas como el experimento 1, se sugiere:

- Mejorar las características del contacto celdas-lebrillo, mediante un lebrillo de paredes planas que sean más rígidas.
- Incorporar una mayor cantidad de celdas.
- Mejorar el sistema de ventilación y disipación de calor.

Una vez realizadas estas acciones sería posible implementar un algoritmo de control.

Por otro lado es necesario explorar la posibilidad de utilizar un recubrimiento de plástico muy delgado en el lebrillo para evitar la necesidad de esterilizar el sistema y pueda ser utilizado en el quirófano.

De los requisitos encontrados y enlistados en la sección 3.1.2, se puede decir que se demostró experimentalmente que el sistema es capaz de mantener la temperatura del contenido alrededor de 4°C y es capaz de realizar el registro y almacenamiento de los datos para su posterior tratamiento en una hoja de cálculo. Sin embargo aún es necesario investigar las posibilidades de esterilización del sistema.

La interfaz diseñada permite una sencilla interacción con el usuario, por lo cual el personal médico tendrá la posibilidad de operarlo en tiempo real.

Sin embargo aún es cuestionable la inversión en este dispositivo ya que es necesario realizar un estudio clínico en el que se incluya el uso del controlador de temperatura como una variable en el éxito a mediano plazo de un trasplante.

# Glosario

**Anastomosis.** Conexión quirúrgica entre dos estructuras. Generalmente quiere decir una conexión creada entre estructuras tubulares, como los vasos sanguíneos o las asas del intestino.

**Apoptosis.** Forma de muerte celular que está desencadenada por señales celulares controladas genéticamente.

**Cardioplejía.** Parálisis del corazón; puede estar causada por un golpe directo al corazón.

**Donador o disponente.** Al que tácita o expresamente consiente la disposición en vida, o para después de su muerte, de su cuerpo, o de sus órganos, tejidos y células, conforme a lo dispuesto por esta Ley y demás disposiciones jurídicas aplicables.

**ECD-Expanded Criteria Donors (Donante con criterios expandidos).** Donantes no ideales. Cadáveres que presentan, globalmente, un riesgo de fracaso del injerto en receptores de 1,7 veces mayor que los receptores con SCD.

**Fisiopatología.** Estudio de la relación entre las funciones del organismo y sus posibles alteraciones.

**Hipoxia.** Déficit de oxígeno en un organismo.

**Homeostasis.** Conjunto de fenómenos de autorregulación que conducen al mantenimiento de la constancia en la composición y propiedades del medio interno de un organismo.

**INNSZ.** Instituto Nacional de Ciencias Médicas y Nutrición Salvador Subirán.

**Inotrópicos.** Fármacos utilizados para aumentar la actividad cardíaca.

**Isquemia caliente.** Intervalo transcurrido, en minutos, entre el bloqueo de los vasos del órgano y el enfriamiento del injerto con el líquido de preservación a 4° C.

**Isquemia fría.** Intervalo transcurrido, en horas, entre la perfusión del órgano, con la solución de la preservación fría a 4° C, y el “desclampaje” arterial en el receptor (paso de la sangre del receptor por el órgano del donante, tras finalizar la anastomosis venosa y arterial).

**Isquemia.** Privar de flujo sanguíneo a un órgano.

**LIR.** Lesión por isquemia reperfusión.

**Necrosis celular.** Muerte patológica de un conjunto de células.

**Normotermia.** Temperatura corporal.

**Receptor.** La persona que recibe los beneficios del trasplante.

**Reperfusión.** Restablecimiento del flujo sanguíneo.

**SCD Standard Criteria Donors (Donantes de criterios estándar).** Donantes jóvenes sin patología asociada a la función del órgano.

**SIRNT.** Sistema Informático del Registro Nacional de Trasplantes.

**Tisular.** Perteneciente o relativo a los tejidos de los organismos.

**Trasplante.** Transferencia de un órgano, tejido o células de una parte del cuerpo a otra, o de un individuo a otro, y que se integren al organismo.

# Bibliografía

Wikipedia. (2013). Obtenido de <http://es.wikipedia.org/wiki/1-Wire>

Antonio José Bonilla R, P. P. (Enero a Marzo de 2013). *Scientific Electronic Library Online*. Recuperado el 14 de Marzo de 2013, de [http://www.scielo.org.co/scielo.php?pid=S0120-33472007000100009&script=sci\\_arttext](http://www.scielo.org.co/scielo.php?pid=S0120-33472007000100009&script=sci_arttext)

Arduino. (Enero de 2014). *Home: Arduino*. Obtenido de <http://www.arduino.cc/es/>

Artero, O. T. (s.f.). *ARDUINO: CURSO PRACTICO DE FORMACION*. Alfaomega.

Asociacion Argentina de Angiologia y Cirugia Cardiovascular. (s.f.). Obtenido de [http://www.circv.com.ar/relatos/Aspectos\\_quirurgicos\\_Relato2007.pdf](http://www.circv.com.ar/relatos/Aspectos_quirurgicos_Relato2007.pdf)

Atmel Co. (2013). Obtenido de [http://www.atmel.com/ru/ru/Images/Atmel-8271-8-bit-AVR-Microcontroller-ATmega48A-48PA-88A-88PA-168A-168PA-328-328P\\_datasheet.pdf](http://www.atmel.com/ru/ru/Images/Atmel-8271-8-bit-AVR-Microcontroller-ATmega48A-48PA-88A-88PA-168A-168PA-328-328P_datasheet.pdf)

Badet L, E. M. (2006). The use of preservation solutions in renal transplantation. *Prog Urol*, 25 - 31.

Belzer FO, S. J. (1995). Organ preservation. *Annu Rev Med*.

CENATRA. (2 de Julio de 2012). Recuperado el 14 de Enero de 2013, de [http://www.cenatra.salud.gob.mx/interior/trasplante\\_proceso\\_trasplante.html](http://www.cenatra.salud.gob.mx/interior/trasplante_proceso_trasplante.html)

Clavien PA, H. P. (1992). Preservation and reperfusion injuries in liver allografts. An overview and synthesis of current studies.

Collins GM, B.-S. M. (1969). Kidney preservation for transportation. Initial perfusion and 30 hours' ice storage. *Lancet*.

Crydom Inc. (2012). *CMX Series Datasheet*. Obtenido de [http://www.crydom.com/en/products/catalog/c\\_m\\_x.pdf](http://www.crydom.com/en/products/catalog/c_m_x.pdf)

Del Río F, E. D. (2009). Evaluación y mantenimiento del donante pulmonar. *Med Intensiva*.



- Felipe, J. d. (2014). *El prisma*. Obtenido de <http://www.elprisma.com/apuntes/curso.asp?id=11071>
- Gondolesi G, F. M. (2008). Technical refinements in small bowel transplantation. *Curr Opin Organ Transplant*.
- Gonzalez, E. A. (2009). *Red inalámbrica de relevadores de estado solido*. Tijuana B.C.: IPN.
- Guerrero, E. M. (2007). *Prototipo de un relevador de sobrecorriente microprocesado*. Pachuca de Soto : UAEH.
- Hoja de datos Serie CMX*. (s.f.). Obtenido de Crydom: [http://www.crydom.com/en/products/catalog/c\\_m\\_x.pdf](http://www.crydom.com/en/products/catalog/c_m_x.pdf)
- José Luis Escalante Cobia, F. d. (Agosto-Septiembre de 2009). *Preservación de órganos*. Recuperado el 14 de Marzo de 2013, de [http://scielo.isciii.es/scielo.php?pid=S0210-56912009000600005&script=sci\\_arttext](http://scielo.isciii.es/scielo.php?pid=S0210-56912009000600005&script=sci_arttext)
- Koyama I, B. G. (1985). The role of oxygen free radicals in mediating the reperfusion injury of cold-preserved ischemic kidneys. *Transplantation*.
- Kuo, B. C. (1996). *Sistemas de control automático*. PRENTICE HALL.
- Lizárraga, W. B. (2014). *Universidad Jesuita de Guadalajara, ITESO*. Obtenido de [http://portal.iteso.mx/portal/page/portal/Dependencias/Rectoria/Dependencias/Direccion\\_General\\_Academica/Dependencias/Depto\\_de\\_Electronica\\_Sistemas\\_e\\_Informatica](http://portal.iteso.mx/portal/page/portal/Dependencias/Rectoria/Dependencias/Direccion_General_Academica/Dependencias/Depto_de_Electronica_Sistemas_e_Informatica)
- Moreno, I. M. (Marzo de 2014). Obtenido de <http://ciencia-basica-experimental.net/newton.htm>
- Ogata, K. (1997). *Ingeniería de control moderna. 3a. ed.* PEARSON EDUCATION.
- Sanjee K, A. J. (15 de Enero de 2008). *e-Medicine web page*. Recuperado el 14 de Marzo de 2013, de <http://emedicine.medscape.com/article/431140-overview>

- Secretaria de Salud. (2013). *CENATRA*. Obtenido de <http://www.cenatra.salud.gob.mx/>
- Shenzhen TOPWAY Technology Co., Ltd. (2007). *LMB 162ABC-Manual-Rev0.2DOC*. Obtenido de <http://www.seeedstudio.com/depot/datasheet/LMB162ABC-Manual-Rev0.2.pdf>
- ST Microelectronics. (Enero de 2014). Obtenido de <http://www.st.com/web/en/resource/technical/document/datasheet/CD00000925.pdf>
- STEREN. (Enero de 2014). Obtenido de [http://www.steren.com.mx/\\_files/product.asp?d=3960&dt=4&p=3208](http://www.steren.com.mx/_files/product.asp?d=3960&dt=4&p=3208)
- Torras J, G. J. (2005). Líquidos y técnicas de preservación de órganos. Barcelona: TPM-Les Heures-Universitat de Barcelona.
- Wavelength Electronics. (Enero de 2014). *Temperature Controllers*. Obtenido de <http://www.teamwavelength.com/info/temperaturecontrollers.php>