

UNIVERSIDAD DE EL SALVADOR
FACULTAD DE INGENIERIA Y ARQUITECTURA
ESCUELA DE INGENIERIA ELECTRICA



**FACTIBILIDAD DE PRODUCIR EQUIPO MEDICO
EN EL SALVADOR**

TRABAJO DE GRADUACION PRESENTADO POR

DIOGENES PEREZ REYES
RAFAEL SEVERO DE LA CRUZ AMAYA

PARA OPTAR AL TITULO DE

INGENIERO ELECTRICISTA

ENERO DE 1989



SAN SALVADOR, EL SALVADOR, CENTROAMERICA

T
681-761
P438F



UNIVERSIDAD DE EL SALVADOR

AUTORIDADES UNIVERSITARIAS

RECTOR : LIC. JOSE LUIS ARGUETA ANTILLON

SECRETARIO GENERAL : ING. RENE MAURICIO MEJIA MENDEZ

FACULTAD DE INGENIERIA Y ARQUITECTURA

DECANO : ING. ROBERTO BRAN GIRALT

SECRETARIO : ING. MARIO ARNOLDO MOLINA ARGUETA

ESCUELA DE INGENIERIA ELECTRICA

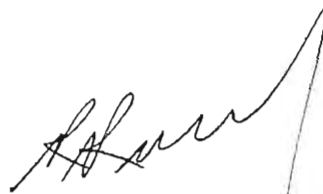
COORDINADOR: ING. HERMAN HUMBERTO ROSA CHAVEZ

UNIVERSIDAD DE EL SALVADOR

TRABAJO DE GRADUACION



COORDINADOR : ING. HERMAN HUMBERTO ROSA CHAVES



ASESOR : ING. JOSE ROBERTO RAMOS LOPEZ

INDICE

pág.

INTRODUCCION.....	1
-------------------	---

CAPITULO I

DIAGNOSTICO DE LAS NECESIDADES DE SALUD EN EL SALVADOR....	3
--	---

CAPITULO II

EL PROBLEMA DEL EQUIPO MEDICO EN EL SALVADOR

2.1	Generalidades.....	8
2.2	Solución Propuesta Para el Problema del Equipo Médico.....	10
2.2.1	Equipo que se Encuentra en Uso	10
2.2.2	Diseño y Suministro de Nuevo Equipo.....	11
2.2.2.1	Criterios de Diseño Y Construcción.....	12
2.3	Selección de Equipo que Puede Ser Construído.....	15

CAPITULO III

DISEÑOS ALTERNATIVOS PARA BAÑO MARIA Y ESTUFA DE CULTIVOS

3.1	Descripción General Del Baño María Y Estufa de Cultivos.....	17
3.1.1	El Baño María.....	17
3.1.2	La Estufa de Cultivos.....	17
3.2	Solución Propuesta Para la Construcción Del Baño María Y La Estufa de Cultivos.....	18
3.2.1	Fundamento Teórico Del Control De Todo o Nada....	19
3.2.2	Diseño Del Circuito Controlador De Temperatura Para El Baño María Y Estufa De Cultivos.....	22
3.2.2.1	Funcionamiento.....	22
3.2.2.2	Pruebas De Laboratorio.....	25
3.2.2.3	Respuesta Del Sistema.....	27
3.2.2.4	Prueba De Precisión Del Circuito De Control.....	29
3.3	Conclusiones.....	30
3.4	Recomendaciones.....	30

CAPITULO IV

DISEÑO ALTERNATIVO PARA EL COLORIMETRO

4.1	Principio Teórico De Las Mediciones Espectrofotométricas.....	31
4.1.2	La Ley De Beer.....	31
4.2	Principio Teórico Del Colorímetro.....	32
4.3	Solución Propuesta Para El Colorímetro.....	33
4.3.1	Características Que Debe Cumplir El Colorímetro Propuesto.....	34
4.3.2	Funcionamiento Del Circuito.....	35
4.3.3.1	Respuesta Del Sistema Electrónico.....	41
4.3.3.2	Respuesta Del Sistema Con Transductor.....	46
4.4	Conclusiones.....	48
4.5	Recomendaciones.....	50

CONCLUSIONES FINALES.....	51
RECOMENDACIONES FINALES.....	53
BIBLIOGRAFIA.....	54
ANEXOS.....	56

LISTA DE TABLAS

TABLA	Pág.
1.El Salvador, Enfermedades más comunes (198-1986).....	4
2.Respuesta en tiempo del Baño María y Estufa.....	27
3.Pruebas de precisión del circuito de control.....	29
4.Respuesta de la fotocelda.....	34
5.Respuesta del amplificador logarítmico.....	42
6.Respuesta del sistema electrónico.....	44
7.Resultados experimentales con transductor.....	46
8.Distribución del error en las diferentes etapas del sistema para la prueba de glucosa.....	48

LISTA DE FIGURAS

FIGURA	Pág.
1. Enfermedades más comunes en El Salvador por tipo (1983-1986).....	4
2. Control de temperatura por todo o nada.....	19
3. Concerniente al modo de operación del control de todo o nada.....	20
4. Función de transferencia del control de todo o nada...	21
5. Diagrama de bloques del control de temperatura.....	22
6. Diagramas parciales del control de temperatura.....	23
7. Formas de onda en la etapa de salida.....	25
8. Respuesta del disparador de Schmitt.....	26
9. Respuesta en tiempo del Baño María.....	28
10.Respuesta en tiempo de la estufa de cultivos.....	28
11.Relación entre transmitancia, absorbancia y concentración.....	32
12.Colorímetro de fabricación tradicional.....	33
13.Diagrama de bloques del colorímetro propuesto.....	36
14.Diagramas parciales del colorímetro propuesto.....	38
15.Respuesta del amplificador logarítmico.....	43
16.Distribución del error en el amplificador logarítmico.....	43
17.Respuesta del sistema electrónico total.....	45
18.Distribución del error del sistema electrónico.....	45
19.Gráfica de concentración contra absorbancia.....	47
20.Distribución del error para valores prácticos de concentración.....	47
21.Relativo a los problemas que presenta el acoplamiento del sensor.....	49

INDICE DE ANEXOS

ANEXO I

Nota de la escuela de tecnología médica de la facultad de medicina, sobre el trabajo.

ANEXO II

Metodología

ANEXO III

Diagramas

ANEXO IV

INFORMACION TECNICA

- Lista de materiales.
- Método de linealización del termistor.
- Modelos para las tabletas impresas.
- Hojas de datos de los circuitos integrados.

INTRODUCCION

La conveniencia de la transferencia de tecnología de gran complejidad proveniente de las naciones industrializadas hacia los países subdesarrollados, es un hecho cada vez más cuestionable, porque a pesar de ser muy eficiente, su introducción en sociedades pobres como la nuestra contribuye poco a resolver los problemas existentes ya que no se adaptan a nuestras necesidades particulares. Además, puede tener consecuencias sociales o ecológicas perjudiciales mucho más rápidamente que en los países de origen; por ejemplo, la introducción de maquinaria avanzada para determinadas actividades, puede causar el desplazamiento de mano de obra, provocando desempleo, o por otra parte, puede ser causa de contaminación ambiental.

En general, la aplicación de técnicas muy sofisticadas, resulta caro en un medio como el nuestro, porque esto implica la necesidad de importar tecnología, que debe pagarse en dólares. En las circunstancias económicas actuales, debido a la reducción de las exportaciones, se vuelve más difícil adquirir las divisas necesarias. En otros casos se requiere de una estructura educacional e industrial cuyo establecimiento puede llevar muchos años. En otras palabras, no estamos preparados para utilizarla y menos para tratar de emularla.

Lo anterior es cierto para todos los ámbitos del desarrollo y particularmente para el campo de la Ingeniería Biomédica; por ejemplo, los equipos para diagnóstico y tratamiento, así como los equipos de laboratorio en general, se diseñan en los países industrializados, siguiendo para su construcción, normas y estándares que están de acuerdo con sus condiciones de vida. En consecuencia, estos productos están dirigidos a satisfacer las necesidades de los usuarios pertenecientes a dichas sociedades y no a satisfacer las nuestras.

Quizá la circunstancia más importante que se puede derivar de esta situación, es que la introducción de tecnología extranjera puede inhibir la capacidad local de innovación, la cual es esencial para que haya un verdadero desarrollo a nivel global en nuestra sociedad, pues el simple uso de equipos sofisticados no se puede considerar como un indicador del desarrollo de un país, en tanto que no se hayan satisfecho las necesidades básicas de las mayorías.

Por otra parte, en nuestro país, hay problemas de fondo que actúan como barreras impidiendo el desarrollo tecnológico propio. La mayoría de las innovaciones culmina en fracaso y el éxito es más la excepción que la regla.

Esta tendencia generalizada es consecuencia de barreras de orden económico, político y social, tales como la escasa invención técnica causada por la carencia de laboratorios de investigación y desarrollo y por la metodología inadecuada en la enseñanza a nivel superior, que no incentiva el desarrollo de la capacidad creativa en los estudiantes, ni en los profesionales; la insuficiencia en la estructura financiera que impide obtener préstamos a largo plazo y bajos intereses, y la falta de tecnología de apoyo que por lo general no permite construir un mecanismo basándose en los conocimientos de una sola disciplina.

Para tratar de solucionar los graves problemas de nuestro país y en particular del sistema de salud, se deben establecer lineamientos para la búsqueda de nuevas tecnologías y metodologías partiendo de que existe la necesidad de impulsar toda acción innovadora en el sentido en que nos haga menos dependientes y más libres.

Este trabajo pretende hacer una reflexión en torno al problema de la tecnología importada en el área de la Ingeniería Biomédica, así como a presentar soluciones alternativas que contribuyan a disminuir las relaciones de dependencia y mejorar sustancialmente los niveles de atención médica para la población, dentro de nuestras posibilidades como país subdesarrollado y en el contexto de lo que ha dado en llamarse "Tecnología Apropriada" para nuestras necesidades.

CAPITULO I

DIAGNOSTICO DE LAS NECESIDADES DE SALUD EN EL SALVADOR

El Salvador es un país con una población actual de 4,772 000 habitantes, será de 5,251 600 h en 1990 y de 6,739 300 h para el año 2000, es uno de los países de América Latina más poblados siendo su población de 227 h/km² en 1985 y para el año 2000, será de 320 h/km², el crecimiento natural de la población es del 2.7%, siendo el 46% menores de 15 años de edad, proporción que ha permanecido más o menos constante hasta la fecha y se estima será similar en la siguiente década.¹ La crisis económica mundial que repercute contundentemente en todos los niveles del desarrollo, afecta también a El Salvador. Los principales indicadores de desarrollo demuestran el deterioro de las condiciones del país. El Producto Interno Bruto real, cayó en los últimos años. La reducción de exportaciones, el aumento de la deuda externa agregado a la fuga de divisas y de recursos humanos capacitados, han contribuido a empeorar el pronóstico. La situación de salud del país experimenta profundas dificultades como consecuencia de una compleja combinación de factores políticos, económicos y sociales que se han agudizado de 1979 a la fecha, además de la destrucción de importante infraestructura como consecuencia del terremoto de 1986, con lo que se agravó más el problema.

Los recursos financieros asignados al sector Salud, en especial, los correspondientes al Ministerio de Salud Pública y Asistencia Social, han permanecido sin cambios significativos y aun más, han sido recortados en los últimos años. Ello ha dado como resultado, una disminución de los niveles de salud, lo que se ha manifestado en una mayor incidencia de las enfermedades comunes sobre todo en los grupos sociales más vulnerables.

Según el Anuario Estadístico de 1984, en 1980, la tasa bruta de mortalidad se estimó en 11.8% y la mortalidad infantil en niños menores de un año, en 42 por 1000 nacidos vivos; en tanto para 1984 la mortalidad infantil se estimaba en 77 niños por 1000 nacidos vivos. En cuanto a la evolución que han tenido las enfermedades más comunes la tabla 1 y el gráfico 1 muestran que en el período del 83 al 86 hubo un incremento en las enfermedades intestinales y diarreicas, que son los casos más comunes.

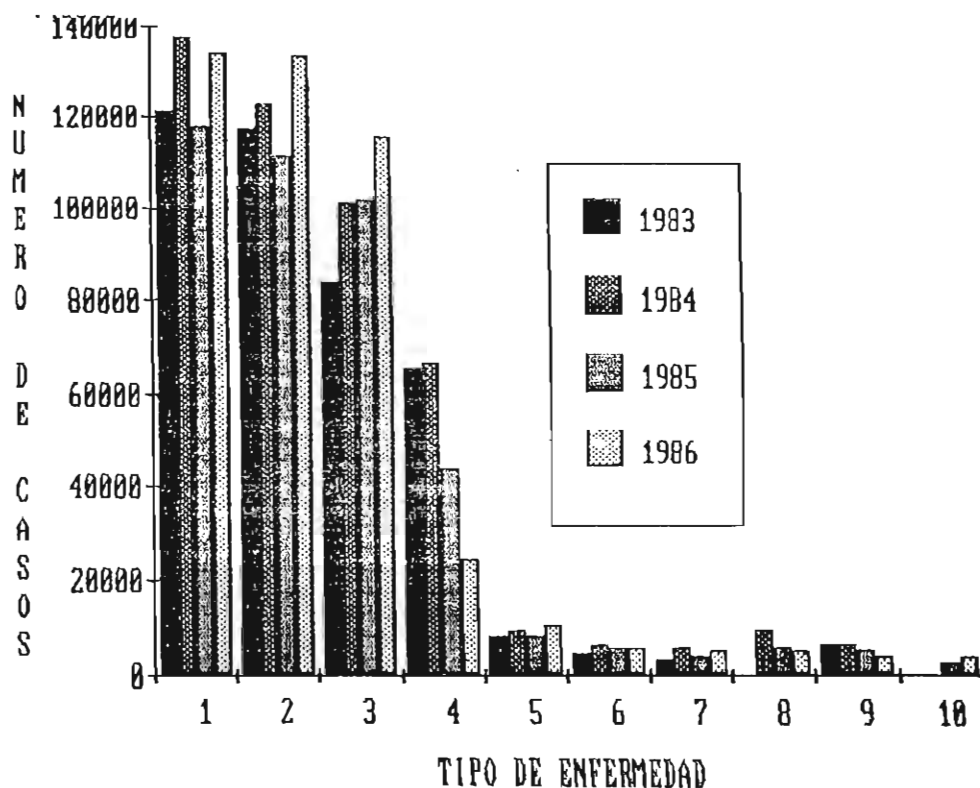
¹ Dirección General de Estadísticas y Censos, Anuario Estadístico de 1984, San Salvador.

TABLA 1
EL SALVADOR: ENFERMEDADES MAS COMUNES (1983-1986)

TIPO DE ENFERMEDAD	1983	1984	1985	1986	1983	1984	1985	1986
	Miles de Casos				Estructura Porcentual			
1 Parasitismo Intestinal	121.3	137.7	117.7	134.1	29.7	29.8	29.2	30.6
2 Enfermedades Diarreica	116.8	123.0	111.3	133.2	28.6	26.6	27.6	30.4
3 Influenza o Gripe	83.8	100.9	101.7	115.0	20.5	21.8	25.3	26.2
4 Paludismo	65.4	66.8	43.5	24.2	16.0	14.4	10.8	5.5
5 Disenteria Amibiana	7.7	8.7	7.9	10.1	1.9	1.9	2.0	2.3
6 Varicela	4.3	5.7	5.3	5.5	1.1	1.2	1.3	1.3
7 Fiebre Tifoidea	2.7	5.5	3.3	4.8	0.7	1.2	0.8	1.1
8 Escabiosis	-	8.6	5.1	4.5	0.0	1.9	1.3	1.0
9 Infecciones Gonococica	6.0	5.7	4.4	3.3	1.5	1.2	1.1	0.8
10 Parotiditis Epidemica	-	-	2.4	3.3	0.0	0.0	0.6	0.8
TOTAL	408.0	462.6	402.6	438.1	100.0	100.0	100.0	100.0

FUENTE: Argueta, José Alberto. Perfil Real de Desempeño del Profesional en Laboratorio Clínico y una Propuesta de Perfil Prospectivo. Tesis de licenciatura en Laboratorio Clínico, Facultad de Medicina, Universidad de El Salvador, Abril de 1988.

Fig.1 ENFERMEDADES MAS COMUNES EN EL SALVADOR POR TIPO (1983-1986)



De lo anteriormente expuesto resulta evidente que la estructura y funcionalidad de los servicios respectivos han resultado insuficientes e ineficaces para atender los problemas sanitarios de los salvadoreños. Asimismo, la naturaleza de las enfermedades más comunes en el país son un claro reflejo de las condiciones insalubres y de extrema pobreza en que se encuentra gran parte de la población.

Las enfermedades infectocontagiosas y la mortalidad infantil siguen siendo así el principal problema de salud, y no se han hecho mayores avances en la lucha contra éstas. La falta de una infraestructura de salud adecuada, como consecuencia directa de la poca inversión que el estado realiza en este campo, resulta inadecuada para atender la creciente demanda, producida por las migraciones internas causadas por el conflicto social. Todo ello limita la asistencia que se debe prestar a las poblaciones rurales y marginales.

Es necesario que el gobierno dedique mayores recursos al sector salud para poner en marcha la construcción de infraestructura nueva, ya que la existente es antigua y no ofrece ninguna seguridad frente a los desastres naturales. Esto quedó evidenciado con el terremoto de 1986, donde muchos hospitales sufrieron graves daños, efectos que hasta el momento son sentidos por la población, pues algunas edificaciones datan del siglo pasado y su reparación resulta comparativamente más onerosa que contruirlas de nuevo, tal es el caso del Hospital Rosales, que siendo uno de los más importantes del país, tiene una estructura de madera y lámina.

Otro de los problemas con que cuenta el sistema de salud, es la falta de personal técnico capacitado para mantener en funcionamiento eficiente los servicios de salud, por lo que se dan grandes deficiencias en los programas de mantenimiento preventivo y correctivo de la infraestructura de salud. Por tanto, es de urgente necesidad capacitar personal en los diversos campos de la salud y de esta manera compensar la fuga de personal ya adiestrado, como consecuencia de la guerra.

Se puede mencionar también las dificultades que el país ha tenido respecto a la adquisición de divisas, agravada durante los últimos años, lo cual a incidido desfavorablemente en la importación de medicamentos y equipos necesarios para prevenir y curar las enfermedades de la población.

Siguiendo las recomendaciones de la Conferencia Internacional sobre Atención Primaria a la Salud de 1978, la Organización Panamericana de la Salud (OPS), identifica siete áreas prioritarias a la que se deben dedicar mayores esfuerzos, a fin de proteger la salud de la población más

vulnerable,² entendiéndose por tal a "las mujeres, los niños, los trabajadores muy expuestos y los sectores desfavorecidos de la sociedad".³ Estas siete áreas son las siguientes:

- Fortalecimiento del sistema de Salud.
- Recursos humanos.
- Medicamentos esenciales.
- Mejoramiento de la situación alimentaria y nutricional.
- Enfermedades tropicales : Malaria y enfermedades transmitidas por el Aedes egypti.
- Supervivencia infantil.
- Fortalecimiento de los programas de agua potable y de saneamiento.

Con el fin de evitar el empeoramiento de la condición de salud de la población del país, urge conceder a los proyectos encaminados en tal sentido, los recursos necesarios, ayudando con ello a reducir las diferencias sociales y a conseguir el objetivo de llevar salud para todos en el año 2000 sugerido por la Conferencia Internacional de 1978,⁴ siguiendo la estrategia de atención primaria, sugerida por la Conferencia citada,⁵ lo cual coloca al país en la ineludible situación de buscar tecnología apropiada y políticas de formación de recursos que permitan alcanzar dicho objetivo.

Otra de las estrategias recomendadas por la Organización Panamericana de la Salud (OPS), consiste en el mejoramiento de la vigilancia epidemiológica, la aplicación de métodos para el control y tratamiento precoz de las infecciones gastrointestinales y la necesidad de mejorar las técnicas y

² Organización Panamericana Para la Salud (OPS). Necesidades Prioritarias de Salud en Centroamérica y Panamá, 1984. .

³ Organización Mundial de la Salud (OMS), Informe de la Conferencia Internacional sobre la Atención Primaria de Salud. Alma-Ata, URSS, 6-12 sept. 1978, Recomendación # 8.

⁴ Organización Mundial de la Salud (OMS), Informe, Recomendación # 10 la cual textualmente afirma que: "Es posible alcanzar un nivel aceptable de salud para toda la humanidad en el año 2000, mediante una utilización mejor y más completa de los recursos mundiales, de los cuales una parte considerable se destina en la actualidad a armamentismo y conflictos militares. Una verdadera política de independencia, paz, distinción y desarme, podría y debería liberar recursos adicionales que muy bien podrían emplearse para fines pacíficos y en particular para acelerar el desarrollo social y económico , asignando una proporción adecuada a la atención primaria de salud, por cuanto es un elemento esencial de dicho desarrollo."

⁵ De acuerdo al Informe de la Conferencia Internacional Sobre Atención Primaria de Salud de 1978: "La atención primaria de salud es fundamentalmente, asistencia sanitaria puesta al alcance de todos los individuos y familias de la comunidad, por medios que les sean aceptables, con su plena participación y a un costo que la comunidad y el país puedan soportar. La atención primaria, a la vez que constituye el núcleo del sistema nacional de salud, forma parte del conjunto del desarrollo económico y social de la comunidad."

recursos de diagnóstico y de laboratorio clínico.⁶

Por lo tanto se puede considerar que el laboratorio clínico está adquiriendo una gran importancia en el ámbito de la salud, dentro de estas estrategias pues "las funciones que cumple son parte integrante e indisoluble del andamiaje de salud en cualquier nivel, ya que no hay posibilidad de asegurar un adecuado servicio de salud sin un trabajo eficaz de laboratorio"⁷. Es de vital importancia el establecimiento de laboratorios en centros de atención primaria, por cuanto contribuye a mejorar la calidad del servicio médico y reduce el costo de la atención de la salud. Los resultados de laboratorio pueden también contribuir a que el médico decida si es necesario enviar al enfermo al hospital.

Dentro del problema de la salud, desempeñan un papel importante los instrumentos y equipos utilizados para operativizar el concepto de salud. Paradójicamente, mientras se habla de programas de desarrollo y capacitación en salud, se descuida el aspecto puramente físico de éstos equipos, lo que tiene repercusiones económicas negativas especialmente en países subdesarrollados como el nuestro.

En el siguiente capítulo se detallan algunos de los problemas más frecuentes relacionados con la obtención y utilización de éstos equipos, así como algunas alternativas de solución apegadas a la realidad.

⁶ Organización Panamericana de la Salud (OPS), Necesidades Prioritarias de Salud en El Salvador, 1984.

⁷ Somna Moreira, Raúl E. Programación del Laboratorio en el Primer Nivel de Atención de Salud. Boletín de la Oficina Sanitaria Panamericana 98(2), 1985, pág. 164

CAPITULO II

EL PROBLEMA DEL EQUIPO MEDICO EN EL SALVADOR

2.1 GENERALIDADES

En nuestro país existe la tendencia a mantener un estado de insuficiencia en cuanto a la creación de laboratorios clínicos. Actualmente, en el territorio nacional hay 100 unidades de salud y sólo 45 de ellas tienen laboratorio,¹ es decir, menos del 50% , para atender una demanda de varios millones de habitantes.

Resulta urgente remediar esta situación, ya que sin una buena red de laboratorios , no se puede asegurar una atención satisfactoria de salud. Dentro de las estrategias recomendadas por la O.M.S. está la creación de estos en el nivel primario de atención médica.²

Entre los diversos factores que han influido en el escaso perfeccionamiento de los servicios de laboratorio podemos citar los siguientes:

- La poca importancia que el Ministerio de Salud Pública da a la creación de más laboratorios por no considerarlos de prioridad, en la actual coyuntura, para la cobertura general de los servicios de salud, ya que existe una política tendiente a un tipo de medicina preventiva en el nivel primario. Las personas que podrían ejercer alguna influencia para la formulación y desarrollo de proyectos orientados a la salud, están más interesadas en resolver otro tipo de problemas.
- Por falta de recursos económicos, como resultado de la aguda crisis que sufre el país.

¹ Dirección General de Estadísticas y Censos, Anuario estadístico 1984, tomo VIII, Situación Social. San Salvador.

² Organización Mundial de la Salud (OMS), Informe Según la Recomendación No. 5 de la Conferencia Internacional de 1978: "Los gobiernos tienen la obligación de cuidar la salud de sus pueblos ... mediante la adopción de medidas sanitarias y sociales adecuadas. Uno de los principales objetivos sociales de los gobiernos, de las organizaciones internacionales y de la comunidad mundial entera ... debe ser el que todos los pueblos del mundo alcancen en el año 2000 un nivel de salud que les permita llevar una vida social y económicamente productiva. La atención primaria de salud es la clave para alcanzar esta meta como parte del desarrollo conforme al espíritu de justicia social." Subrayado nuestro.

- Por falta de personal capacitado en dar mantenimiento al equipo y la no existencia de repuestos que provocan su rápido deterioro. Hasta hace unos pocos años no existía en el país una carrera a nivel técnico que considerara el problema del mantenimiento de equipo de laboratorio. Actualmente el único centro que ofrece alguna formación en ese campo es el Instituto Tecnológico Centroamericano (ITCA)
- Con frecuencia se instala por prestigio u otro motivo, equipo complejo, en casos en que lo apropiado hubiera sido equipo más sencillo. Por ejemplo, es de mayor prestigio tener un electrocardiógrafo que un colorímetro, pero mientras el uso del primero está limitado a algunas aplicaciones especiales, con un colorímetro se pueden realizar cerca de 200 análisis clínicos diferentes, por lo que en términos prácticos es de mayor importancia.
- Por las consideraciones anteriores y por la visitas realizadas a los diferentes sectores involucrados en esta problemática, se puede establecer que uno de los principales problemas del equipo médico consiste en que éste no está adaptado para las condiciones existentes en el país. Esto es cierto tanto para el equipo que ya está instalado, como para el que se puede adquirir en el mercado o como parte de los programas de asistencia internacional.

Algunos laboratorios tienen equipos que distan mucho de ser los adecuados. La principal dificultad está en el mantenimiento a causa de las condiciones climáticas adversas, falta de personal de mantenimiento capacitados en esta área, manuales difíciles de entender y aplicar y en los que a menudo por razones comerciales, no se cuenta con la información completa que permita un manejo más eficiente o están escritos en otro idioma; falta de repuestos, suministro eléctrico deficiente y operarios no capacitados, equipo valioso que no funciona al instalarlo, o averías que no se pueden reparar localmente. Con frecuencia, algunos equipos llegan deteriorados por las condiciones ambientales, el mal trato durante el transporte o demoras en el despacho aduanal. Esto trae como consecuencia, el encarecimiento innecesario de la atención de salud, ya que los instrumentos ociosos en los hospitales y clínicas no hacen sino cargar sus presupuestos sin ningún beneficio para la atención de salud.

Este problema no se limita al equipo complicado, ya que la situación es similar en relación con el equipo básico. Como un ejemplo podemos mencionar la inadecuación de los colorímetros utilizados en la actualidad. Estos suelen tener una celda para detectar luz, cuya duración o vida útil puede ser tan solo de una semana en una atmósfera húmeda y caliente, ya sea que el equipo esté en uso o no. También se

encuentran con frecuencia, potenciómetros que se descomponen en atmósferas húmedas, o se obturan fácilmente con el polvo. El filtro de gelatina es también muy vulnerable a la humedad y a la temperatura del trópico y la lámpara eléctrica es de vida relativamente breve y difícil de reponer por la necesidad de calibración. El galvanómetro para realizar las lecturas, por su lado, tiene un pivote que se oxida o se quiebra con facilidad. También, se encuentran Baños de María que no son utilizados porque el termostato se dañó y no se encuentra en el mercado local, por lo que al no poder repararse, representa un desperdicio de recursos muy valiosos para el servicio de salud.

El problema de la falta de equipo adaptado a las condiciones especiales existentes en el país, se debe en parte a que los fabricantes son reacios a producir pequeños instrumentos especialmente diseñados, aún cuando el mercado podría ser extenso. Para material de mayor tamaño, el mercado potencial constituye un estímulo financiero pequeño para diseñar o incluso modificar los diseños ya existentes, de modo que respondan a nuevas necesidades o condiciones de operación. Los estudios de mercado inducen a los fabricantes a pensar que tal vez se vendan cantidades insuficientes y que las ventas serán difíciles y poco productivas. Esto es igualmente aplicable en el caso de instrumentos pequeños.

2.2 SOLUCION PROPUESTA PARA EL PROBLEMA DEL EQUIPO MEDICO

En esta sección se hará un planteamiento general de las acciones que deberían implementarse con el propósito de resolver los problemas anteriormente apuntados.

2.2.1 EQUIPO QUE SE ENCUENTRA EN USO

En los Hospitales del país existen equipos que se averían y se almacenan sin utilizarlos, durante tanto tiempo que se vuelven obsoletos y probablemente irreparables, aunque sólo sea por falta de piezas de repuesto tan simples como una resistencia de precisión. En algunos casos sería conveniente hacer una evaluación para determinar si son reparables o si se pueden utilizar más tarde aunque sea como piezas de repuesto. Para equipo que está en condiciones de funcionamiento, es preciso montar un sistema de mantenimiento para asegurar que trabaje en forma óptima. El cuidado cotidiano de los instrumentos debe completarse con un programa periódico de mantenimiento y reparación.

Es necesario aplicar medidas para superar los problemas existentes. Entre ellas, se pueden mencionar:

- Se debe dar prioridad a la preparación y distribución de manuales de mantenimiento en los que se explique en forma detallada los principios básicos de funcionamiento, las fallas más comunes y sus posibles causas, así como sugerencias para el cuidado diario.
- Elaboración de listas de piezas de repuesto basadas en las fallas más comunes, con el objeto de asegurar su existencia.
- La capacitación de personal de laboratorio en operación y mantenimiento diario de los equipos.
- Las clases prácticas dadas por el fabricante para enseñar el cuidado diario del material así como las precauciones que se deben tener para su uso y la interpretación de los resultados.
- La adquisición de instrumentos de repuesto para introducir el concepto de equipo "flotante", es decir, equipo en buenas condiciones que se mantiene en reserva para sustituir a los que fallan.

2.2.2 DISEÑO Y SUMINISTRO DE NUEVO EQUIPO.

Tal como se ha establecido, la mayor parte de los equipos e instrumentos de laboratorio producidos en países industrializados, no responde a los requerimientos de nuestro medio, por lo que se hace necesario diseñar en base a las características particulares que se viven en el país.³ Se trata de preparar instrumentos y equipos que sean fuertes, que puedan funcionar relativamente sin problemas en condiciones de extremo calor, humedad y polvo, durante un largo período de tiempo, por lo menos diez años, sin un buen suministro eléctrico, y que sean sencillos de usar y de gran rendimiento en relación con su costo. Este último aspecto es de gran importancia, ya que la disponibilidad de fondos para la atención de salud en nuestro país, suele ser el principal factor limitativo y su escasez es lo que más desalienta a la industria nacional para la producción y el suministro del equipo adecuado. Por eso se hace necesaria la producción local de bajo costo, sobre todo cuando se trata de instrumentos que se requieren en gran cantidad. Esto se puede lograr si se cuenta con la cooperación del sector público y privado para producir o montar estos equipos.

³ Organización Mundial de la Salud (OMS), Informe Según la Recomendación No. 12: "Los gobiernos, las instituciones de investigación y de enseñanza, las organizaciones no gubernamentales y, sobre todo, las comunidades, deben desarrollar tanto en el sistema sanitario como en los servicios afines, tecnologías y métodos aptos para mejorar la salud, científicamente válidos, adaptados a las necesidades locales, aceptables para la comunidad, mantenidos por la propia población, de conformidad con el principio de autorresponsabilidad y a un costo abordable para la comunidad y para el país."

Aunque tal vez la producción local resulte al principio más cara que la importación por los costos asociados a la instalación de la infraestructura necesaria para la fabricación, las ventajas a largo plazo son considerables:

- Apropiación de tecnología; esto es necesario porque no es razonable invertir tiempo y esfuerzo en investigar lo que ya se ha desarrollado en las naciones industrializadas. Por ejemplo, los principios teóricos de funcionamiento de un colorímetro, una centrífuga, etc.
- Capacitación de personal en métodos de producción
- Facilidad de reparación y mantenimiento local
- Generación de empleos.
- Normalización. Será más fácil suministrar equipo apropiado si se tiene en cuenta las ventajas de la estandarización. Esto facilitaría los trabajos de mantenimiento, reparación y aprovisionamiento de piezas de repuesto.

2.2.2.1 Criterios de Diseño y Construcción

Se ha visto que, en las condiciones y situaciones en que se adquiere el equipo de laboratorio en el extranjero, resulta en el peor de los casos, inútil, y en el mejor de los casos, inadecuado.

Tal como se ha indicado, los instrumentos deben ser tan baratos y sencillos como sea posible, mientras que las empresas extranjeras fabricantes prefieren construir equipos costosos que les pueden rendir utilidades cuantiosas y rápidas con pocas operaciones de venta. Este criterio no debe ser determinante ni puede ser un obstáculo para la producción local, debido a que en este caso no se tiene un fin lucrativo, sino la satisfacción de una necesidad básica.

Por ello, la OMS y ciertas organizaciones y centros interesados, han considerado oportuno dedicar reflexión y tiempo a los diseños especiales que son necesarios para ciertos tipos de equipos que se necesitan en los países en desarrollo. En general, al diseñar equipos de laboratorio para países subdesarrollados, es necesario tener en cuenta numerosas características especiales como las establecidas por la Organización Mundial de la Salud, para desarrollar "tecnología apropiada"⁴. En este sentido, la Oficina

⁴ Atención Primaria de Salud. Informe conjunto del Director General de la OMS y del Director de la UNICEF, presentado en la Conferencia Internacional sobre Atención Primaria de Salud. Alma-Ata (URSS), 6-12 Sept, 78. Según el Artículo 72 se define "por 'tecnología' un conjunto de métodos, técnicas y equipo que, puesto en manos de quienes lo utilizan, pueden representar una contribución importante para la solución de un problema de salud. 'Apropiada' significa que la tecnología, además de tener una

Sanitaria Panamericana establece los siguientes criterios:⁵

- Suministro eléctrico
- Consideraciones ambientales
- Durabilidad
- Seguridad
- Sencillez de funcionamiento
- Fortaleza
- Bajo costo
- Facilidades de mantenimiento local

A continuación se detalla la forma en que estos criterios pueden ser aplicados a las condiciones particulares del país.

SUMINISTRO ELECTRICO: En un país como El Salvador debido a las irregularidades en el suministro eléctrico, derivadas del conflicto en que se vive, no se puede asegurar un servicio continuo. Por lo tanto, los instrumentos o aparatos deben ser capaces de funcionar en términos prácticos y económicos con otras fuentes alternativas de energía, como las baterías. La utilización de componentes electrónicos integrados de bajo consumo energético, puede ser determinante cuando se requiere prolongar la vida de las baterías. También se deben evitar las lámparas de tungsteno, porque se descomponen con facilidad y consumen mucha energía eléctrica. En el caso de que la energía se tome de la red comercial, se han de compensar sus deficiencias diseñando una fuente de alimentación que sea capaz de soportar las fluctuaciones, que son tan frecuentes en nuestro país.

CONSIDERACIONES AMBIENTALES: Muchas regiones de El Salvador presentan condiciones ambientales hostiles a los instrumentos y a los aparatos del laboratorio: calientes y húmedos, o polvorientos. Por ejemplo, mientras en las zonas costeras las temperaturas son elevadas y el ambiente es corrosivo, en las zonas altas es lo contrario y la corrosión se dá por la humedad. El clima también puede variar dentro de una misma región, en diferentes épocas del año, o aún más, puede hacerlo en períodos de tiempo muy cortos. Las condiciones ambientales pueden ser en último caso las que determinen el tipo de materiales a usar o si es necesario aplicar algún tipo de compensación. También se debe considerar el ambiente electromagnético tanto en el sentido en que un ambiente "ruidoso" puede dar como resultado lecturas erróneas en determinados instrumentos, como en que el mismo instrumento sea generador de "ruido" para otros.

base científica sólida, es aceptable para quienes la emplean y para quienes se benefician de ella. Esto quiere decir que la tecnología debe estar en consonancia con la cultura local. Es necesario que sea adaptable y que pueda someterse a perfeccionamiento ulterior, cuando proceda y además, de preferencia debe ser fácil de entender y aplicar."

⁵ Boletín de la Oficina Sanitaria Panamericana, junio de 1982.

Estas situaciones son con frecuencia la causa principal del mal funcionamiento, y es preciso tenerlas en cuenta .

DURABILIDAD: Por las deficiencias en los planes de mantenimiento y reparación , la durabilidad es de suma importancia. Por consiguiente se debe diseñar en la medida de lo posible, instrumentos que funcionen sin ninguna avería durante muchos años. Puede pensarse en un tipo de construcción por módulos, que permita en caso de alguna avería, que el mismo usuario sea capaz de identificar y reemplazar con facilidad la parte afectada, sin necesidad de que intervenga un Ingeniero de mantenimiento, lo que resultaría caro e implicaría mayor pérdida de tiempo.

SEGURIDAD: Se debe considerar la seguridad desde el punto de vista del paciente y del operario, es decir, que los equipos deben ser suficientemente confiables como para no poner en peligro sus vidas. Esta situación se puede dar por mal funcionamiento debido a fallas en el diseño o por el uso inadecuado del instrumento y puede ser de naturaleza mecánica (ruptura de piezas, desgaste, etc.) o eléctrica (aislamiento débil que puede ocasionar corrientes de fuga, líneas a tierra, etc.). Los equipos deben ser totalmente seguros sobre todo cuando la operación requiere algún contacto con el cuerpo del paciente.

SENCILLEZ DE FUNCIONAMIENTO: En nuestro medio es común que las personas encargadas de manejar los instrumentos no tengan conocimientos técnicos elementales sobre el funcionamiento de éstos, por lo que las instrucciones de operación deben ser lo más sencillas y directas posibles. El uso de elementos electrónicos complejos, pero baratos y seguros, posibilita avances en esa dirección, ya que esto permite que el usuario tenga menos participación en el desarrollo del proceso y le exige menos conocimientos, minimizando las probabilidades de error, en este sentido, la incorporación de alguna inteligencia a través de un microprocesador, en ciertos procesos puede simplificar enormemente las rutinas de manejo, al tiempo que posibilita la sustitución de partes mecánicas por partes electrónicas, aumentando la confiabilidad del instrumento. Se ha observado también que la presentación digital proporciona una exactitud mucho mayor que la analógica, en la transferencia de la información suministrada por un instrumento.

FORTALEZA: Cuando los instrumentos se utilizan fuera del laboratorio, por ejemplo si se trabaja en un puesto de salud ubicado en un pueblo lejano o en una clínica ambulante, se tiende a manipular todos los instrumentos con menor cuidado. La OMS ha sugerido, por ejemplo, que los colorímetros deben ser fuertes como para soportar una caída al suelo. Aunque este criterio sea inaplicable a muchos instrumentos, al diseñar se debe tener en cuenta la necesidad de que resistan al menos cierta rudeza de trato, sobre todo cuando no se

cuenta con recursos para reemplazar los equipos dañados.

BAJO COSTO: Los altos costos de adquisición y mantenimiento del equipo biomédico constituye uno de los principales obstáculos para ampliar la cobertura a la mayoría de la población. La idea errónea referente a que cuanto más costoso es un instrumento es mejor, impuesta por los intereses comerciales, infunde un sentimiento de inferioridad y desconfianza entre los compradores con respecto a este tipo de equipo, además es común que la gente piense que solamente los instrumentos extranjeros son confiables. Para eliminar tal actitud, ante la calidad y la eficiencia de los equipos sencillos, se debe formular una estrategia de aceptación de tecnología de bajo costo. Los fabricantes deben tener una discusión con los posibles usuarios para explicar los principios científicos, en términos comprensibles, sobre los que se basan estos equipos y demostrar su confiabilidad a través de pruebas realizadas, cuyos resultados deben ser el factor principal para reforzar la confianza en la tecnología más sencilla y menos costosa.

FACILIDADES DE MANTENIMIENTO LOCAL: El problema del mantenimiento se puede solucionar en gran medida si para la construcción de equipos se usan materiales nacionales y dispositivos electrónicos existentes en el mercado local. Esto resulta fundamental para disminuir la dependencia del exterior en la producción de recursos tecnológicos básicos para la salud, si bien ésta dependencia no se anula por completo, al menos queda limitada a la importación de componentes. De esta manera, el costo de un equipo se reduce considerablemente, pues ya no se pagan los "costos de ingeniería" que están implícitos en un equipo terminado.

2.3 SELECCION DE EQUIPO QUE PUEDE SER CONSTRUIDO

En la actualidad los equipos biomédicos se clasifican en dos grandes grupos : los de diagnóstico y los de tratamiento . En los primeros existe un gran campo de posibilidades de construcción, pues incluye equipos de construcción relativamente fácil y de gran importancia para el mejoramiento de los niveles de salud de la población. En este grupo se incluyen los equipos de laboratorio clínico que sirven para detectar una gran variedad de enfermedades y a partir de cuyos resultados, los médicos toman decisiones y definen tratamientos.

Por lo anteriormente apuntado, los equipos de laboratorio clínico son de gran utilidad y sería deseable que todas las unidades de salud del país estuvieran dotadas de todo el instrumental clínico, superándose el gran déficit que existe actualmente. En efecto, y tal como se mencionó anteriormente, para 1984, de las 100 Unidades de Salud que

existían en todo el territorio, tan sólo 45 tenían laboratorio clínico, un déficit de más del 50 %. Naturalmente, también se necesitaría crear más Unidades de Salud en el país, para mejorar la salud de la población.

En el área de los equipos de tratamiento (defibriladores, electroencefalógrafos, pulmones artificiales, etc.), no sería conveniente intentar desarrollar tecnología, porque, generalmente éste equipo es complicado y no se utiliza a nivel de Unidades de Salud o clínicas del primer nivel de atención, sino más bien en Hospitales y Centros de Salud masivos.

A continuación se enumera una lista de equipos, que típicamente se usan en un laboratorio clínico y cuya complejidad es mínima, por lo que es posible que puedan ser reproducidos y adaptados a nuestras necesidades :

- Rotadores
- Colorímetros
- Hornos
- Esterilizadores
- Incubadoras
- Baños de María
- Destiladores
- Desmineralizadores
- Termómetros
- Estufas

Dentro de este campo, es posible construir la mayoría del equipo detallado en la lista anterior, pero con el objeto de lograr un desarrollo más eficiente, parece razonable dedicar la atención al desarrollo de dos o tres equipos en particular.

En los siguientes capítulos se hará una presentación de los principios de funcionamiento, las formas tradicionales y las alternativas de construcción para una estufa de cultivos, un baño maría y un colorímetro.

CAPITULO III

DISEÑOS ALTERNATIVOS PARA BAÑO MARIA Y ESTUFA DE CULTIVOS

3.1 DESCRIPCION GENERAL DEL BAÑO MARIA Y ESTUFA DE CULTIVOS

3.1.1 EL BAÑO MARIA

El baño maría¹ es un equipo muy importante dentro de las rutinas del laboratorio. Se utiliza para mantener una muestra a una temperatura preestablecida, por inmersión en agua calentada hasta ese nivel. El modelo más sencillo consta simplemente de un recipiente de paredes termoaislantes, con una resistencia de calefacción, un control de temperatura constituido por un termostato mecánico. A fin de obtener una temperatura más homogénea dentro del recipiente, se agrega en algunos modelos, una bomba de recirculación, mediante la cual se establece un flujo continuo de agua, y se logra la misma temperatura en todos los puntos del mismo.

3.1.2 LA ESTUFA DE CULTIVOS

Este equipo¹ tiene la función común de generar un ambiente de calor seco con temperatura constante, para diversos usos dentro de las rutinas de un laboratorio clínico. Consta de una cámara construida con material aislante del calor para independizarlo de las fluctuaciones de la temperatura ambiente y proporcionar una gran inercia térmica en su interior. La calefacción se obtiene a partir de resistencias eléctricas. Se construyen interior y exteriormente de metal, con ventana de observación de vidrio refractario. También tienen indicación por medio de una luz piloto del ciclo activo de la resistencia de calefacción. La temperatura de trabajo es de 37°C y la cámara es totalmente hermética. El uso principal de la estufa de cultivo (simula las condiciones naturales del cuerpo humano para la reproducción de microorganismos), exige que la temperatura se mantenga dentro de un rango de variación no mayor de 1°C. Esto obliga a usar un sistema de control de temperatura muy preciso. Posiblemente el punto más crítico de estos equipos se encuentre en la empaquetadura de la puerta, pues al envejecer, tienden a fracturarse y no ofrecer el adecuado sello que aisle totalmente el interior de la cámara.

¹ Castellanos, Juan G. Curso Sobre Mantenimiento de Equipo Electrónico de Laboratorio Clínico. Convenio GOES-BID., 1984

3.2 SOLUCION PROPUESTA PARA LA CONSTRUCCION DEL BAÑO MARIA Y LA ESTUFA DE CULTIVOS.

Quizá la manera más eficiente de controlar la temperatura de un recipiente pequeño, desde el punto de vista de la sencillez, el costo y la exactitud que se puede obtener, sea el uso de un sistema de conexión y desconexión, controlado por un lazo de realimentación de temperatura (y un sensor).

Un sistema de esta naturaleza, emularía en forma electrónica el funcionamiento del termostato bimetálico que tradicionalmente utilizan estos equipos, con la ventaja de que los componentes son fácilmente reemplazados en caso de falla. La exactitud en el mantenimiento de la temperatura es proporcional a la exactitud con la que se pueda sensar la misma. Debido a esto, y siendo que el termistor como elemento sensible es altamente no lineal, es necesario desarrollar técnicas de linealización para el rango de temperatura de interés. Las temperaturas de utilización de un baño maría normalmente están comprendidas dentro del rango de 30°C a 60°C y generalmente a temperatura constante (37°C para simular la temperatura del cuerpo humano), mientras que la temperatura de utilización normal para una estufa de cultivos es de 37°C.

Se puede linealizar la respuesta de un termistor² utilizando una resistencia de un valor adecuado para conseguir este objetivo. Cuando ésta resistencia se conecta en serie con el termistor y el conjunto se alimenta con una tensión constante, la caída de tensión en la resistencia varía linealmente con la temperatura, y se utiliza para disparar un comparador con histéresis que maneja el relé que ha de conectar y desconectar la resistencia calefactora a la línea de alimentación.

Debe hacerse énfasis en el hecho de que quizá el aspecto puramente mecánico y de materiales sea el mayor problema en este tipo de proyectos, más que la parte electrónica. Por lo general las temperaturas de funcionamiento de este equipo andan por debajo de los 100°C, esto permite que el recipiente que contiene el agua del Baño María se pueda construir de un material plástico llamado "ACRILICO", con lo que se eliminaría los problemas de corrosión y los aspectos mecánicos de construcción, además éste material presenta la ventaja de ser de fácil limpieza. Como elemento calentador se puede utilizar una resistencia de inmersión del tipo que se encuentra en el comercio. Estas resistencias desarrollan hasta 500 W a 110 VAC, finalmente, los componentes electrónicos son todos de fácil adquisición.

² Art Burke. Burke Electronics, Linearizing Thermistors with a single resistor, ELECTRONICS, junio 2, 1981. Pág. 151-154.

El recipiente de la estufa se puede construir de lámina de acero inoxidable, totalmente hermético, aislando las paredes internas de las externas con fibra de vidrio, disponible comercialmente. La resistencia debe ser de espiral, para funcionamiento en seco, del mismo tipo utilizado en las cocinas pequeñas y se debe distribuir uniformemente a través de toda la cavidad. En el caso de la estufa no se requiere agitador porque la temperatura se uniformiza por convección natural. Aparte de las diferencias anotadas anteriormente, la discusión para el control de temperatura que sigue, es válida para ambos equipos.

3.2.1 FUNDAMENTO TEORICO DEL CONTROL DE TODO O NADA.

En el modo de control de todo o nada, el dispositivo corrector final tiene solamente dos estados posibles de operación. Por esta razón este modo también se conoce como control de dos posiciones. Un diagrama generalizado se muestra en la figura 2.

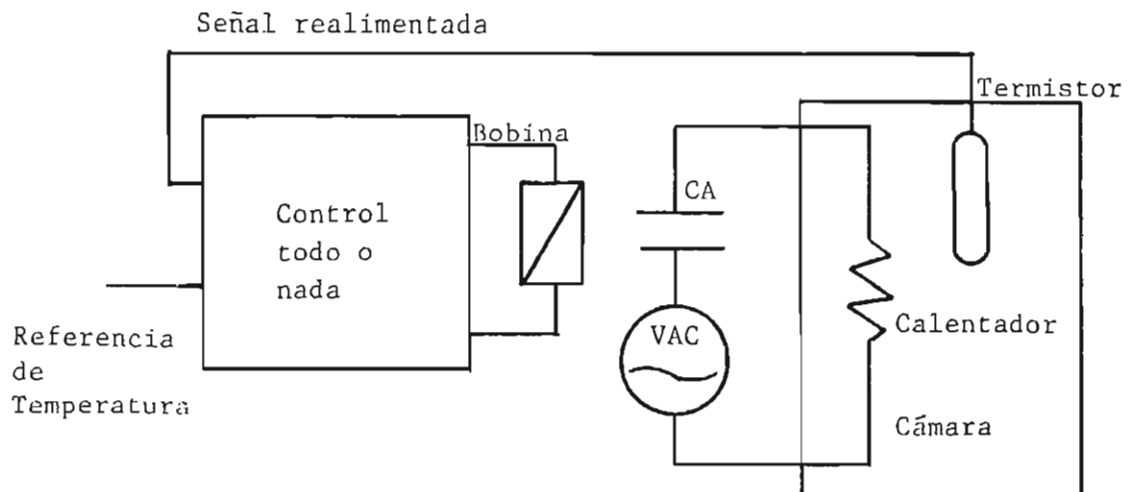


FIG. 2 CONTROL DE TEMPERATURA POR TODO O NADA

La fig. 2 muestra un elemento calefactor manejado por una fuente alterna monofásica. Cuando el controlador recibe una señal de error positiva, lo que significa que el valor medido es mayor que el valor de referencia, desenergiza la bobina del contactor, interrumpiendo el flujo de corriente hacia el calefactor. Esto ocasiona que la temperatura del sistema bajo control disminuya debido a las pérdidas por calor transferido hacia el medio ambiente o a la carga térmica en su interior.

Cuando el controlador recibe una señal de error negativa, energiza nuevamente al contactor, aplicando potencia al elemento calefactor, que hace subir la temperatura nuevamente. Este proceso se repite indefinidamente, dando como resultado una temperatura prácticamente constante dentro del sistema. La figura 3 muestra una gráfica típica de temperatura contra tiempo y una que muestra el estado del contactor para la misma escala de tiempo.

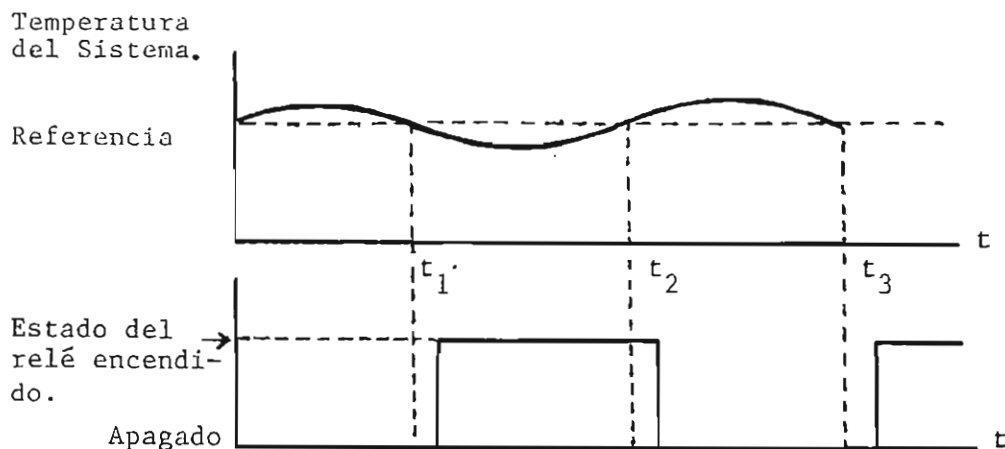


FIG.3 CONCERNIENTE AL MODO DE OPERACION DEL CONTROL DE TODO O NADA.

Nótese que el valor real de temperatura, oscila alrededor del valor de referencia, lo que es una característica universal de este modo de operación. La variación total depende del sistema global. El aumento de temperatura sobre el nivel de referencia se da porque el proceso no puede responder instantáneamente al cambio de posición de los contactos del relé ya que para esas condiciones en particular, la rapidez con que se transfiere energía al sistema es mayor que la velocidad con que se pierde, por tanto, un corte rápido del relé no puede invertir instantáneamente esta tendencia.

Lo anterior es cierto para cualquier sistema físico realizable de esta manera. Este efecto se explica si se considera que en el momento de la desconexión habrá calor residual almacenado en y alrededor del calefactor, el cual, continúa difundiéndose a través de la cámara del proceso, hasta que se alcanza la estabilidad térmica. Asimismo, una tendencia descendente no puede invertirse instantáneamente, porque se necesita un tiempo finito para que se distribuya el nuevo calor en el sistema. Hasta después de que transcurra este tiempo, la tendencia descendente continuará, resultando en una temperatura menor que el valor de referencia.

Lo discutido anteriormente se puede expresar más formalmente, en términos de la inercia térmica asociada al sistema. En un sistema real esta circunstancia es deseable, aún más, el control debe diseñarse de forma que tienda a reforzar dentro de ciertos límites el efecto de histéresis provocado por la inercia térmica. Esto se hace para disminuir la frecuencia de los ciclos de trabajo del calentador, aumentando el tiempo entre dos ciclos consecutivos, lo que resulta en un aumento de la vida útil del sistema.

Si no existiera tal histéresis, el sistema oscilaría alrededor del valor de referencia provocando la falla por fatiga del elemento final de control, en este caso, del contactor. De lo anterior se deduce que existe un compromiso entre la vida útil del sistema y la precisión que se desea obtener, pues, con una histéresis grande, se prolonga la vida útil pero se pierde precisión al permitir que la temperatura varíe entre límites más amplios alrededor de la referencia; con una histéresis menor sucede lo contrario. Este compromiso se resuelve como en todos los casos, en base a los requerimientos del sistema en particular.

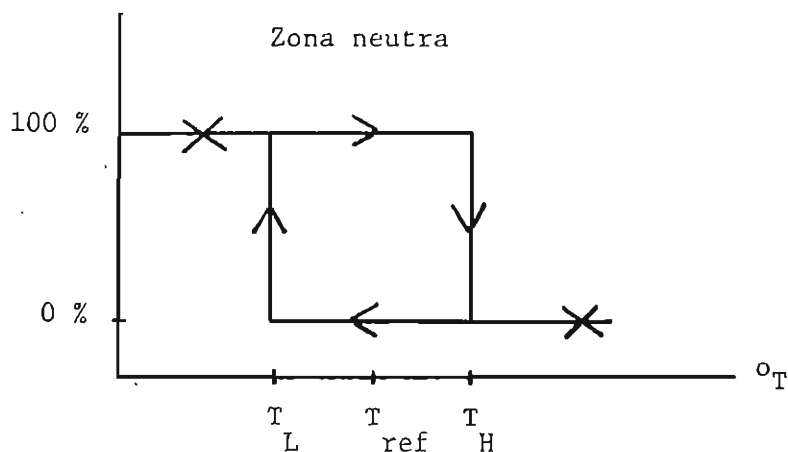


FIG. 4 FUNCION DE TRANSFERENCIA DEL CONTROL DE TODO O NADA.

Para el caso que nos ocupa, tanto para el Baño María como para la Estufa de Cultivos, la precisión requerida es de $\pm 0.50C$ alrededor de la temperatura fijada. En la fig. 4 se muestra la función de transferencia del controlador todo o nada. La zona de actuación de un controlador todo o nada, está definida como el más pequeño rango de valores que se debe recorrer para hacer que el dispositivo corrector vaya de una posición a la otra. En la figura 4, la temperatura debe ser mayor que T_H para poder abrir el relé y debe caer abajo de T_L para poder cerrarlo, por tanto, el cambio más pequeño posible de temperatura que puede hacer cambiar de estado al relé está dado por $T_H - T_L$, siendo éste, el valor de la zona de actuación.

3.2.2 DISEÑO DEL CIRCUITO CONTROLADOR DE TEMPERATURA PARA EL BAÑO MARIA Y ESTUFA DE CULTIVO.

Como ya se ha discutido, el control de todo o nada, compara una señal de referencia con una señal medida y su respuesta es la de abrir o cerrar el contacto que conecta la resistencia calefactora a la red normal de alimentación. Para realizar esto se diseña un circuito que consta de cinco etapas que interactúan entre sí para formar un sistema realimentado, tal como se muestra en el diagrama de bloques de la Figura 5. Las cinco etapas son:

- a) La fuente de alimentación.
- b) El sensor de temperatura.
- c) El comparador con histéresis.
- d) El actuador final.
- e) El fijador de referencia de temperatura.

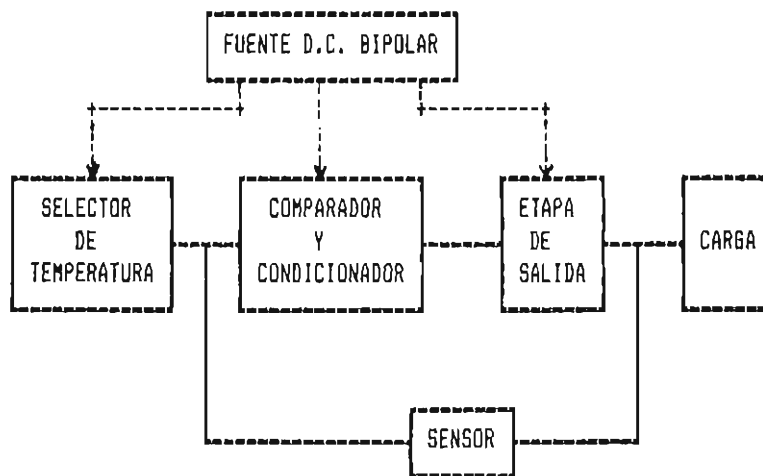


FIG.5. DIAGRAMA DE BLOQUES DEL CONTROL DE TEMPERATURA.

3.2.2.1 Funcionamiento.

En la Figura 6 se muestran las diferentes partes del control de temperatura para el baño maria y estufa de cultivo. El circuito funciona de la siguiente manera: el valor de la temperatura del sistema es obtenida a través del termistor R_{th} que se encuentra montado en una configuración en puente (Fig. 6a) con los resistores R , R_1 y R_2 . Este arreglo da una mayor precisión en el valor medido de temperatura. En este circuito, R es la resistencia de linealización.

³ En este circuito, es necesario que las resistencias del puente sean muy precisas, ya que de esta sección depende gran parte de la exactitud del sistema. Se recomienda usar resistencias del 1% de tolerancia. Lo mismo se aplica para el potenciómetro designado R_9 y para R_{10} .

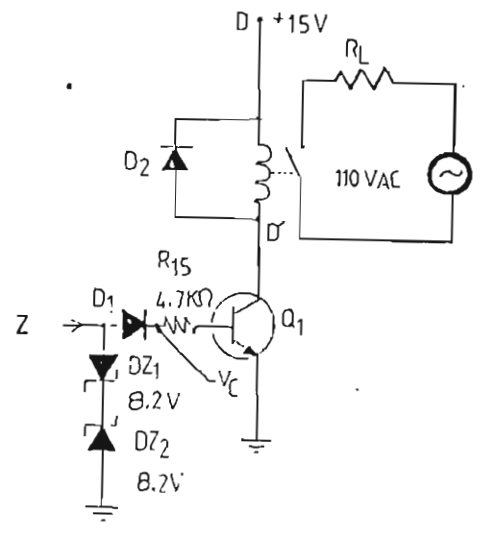
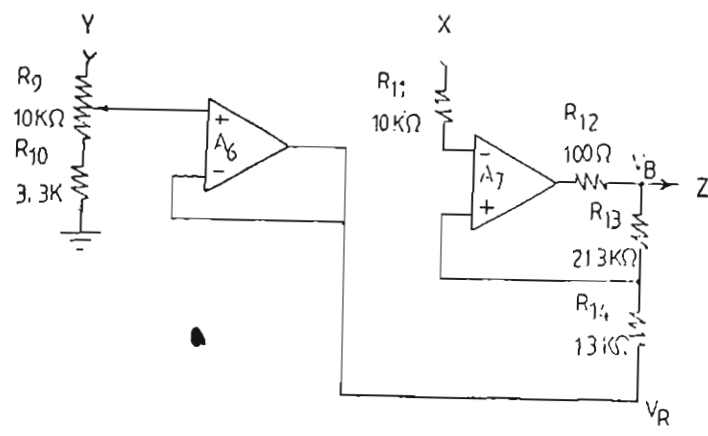
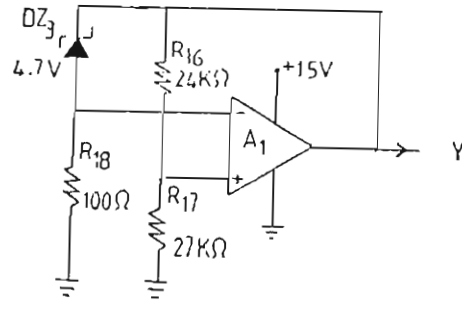
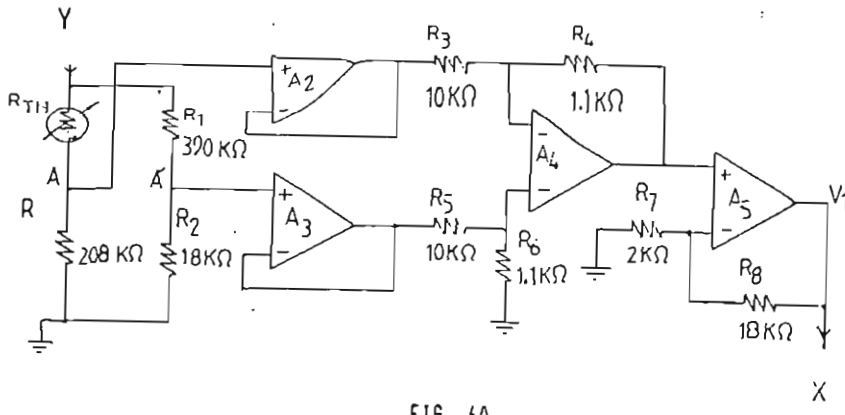


FIG. 6 DIAGRAMAS PARCIALES DEL CONTROL DE TEMPERATURA.

El voltaje obtenido en los puntos AA' de la fig. 6a es proporcional a la diferencia entre la temperatura deseada o de referencia y el valor medido en el sistema, es decir el error de temperatura. Podemos considerar que el puente con el termistor actúa como un circuito comparador. El amplificador operacional A1 junto con D23, R15, R16 y R17 forman un fijador de referencia de temperatura estable (Fig. 6b) el cual genera un voltaje de 10V requeridos para alimentar al puente y suministrar el valor VR que necesita el disparador de Schmitt A7 (Fig. 6c), la función de transferencia de A1 y su red asociada es: $V_o/V_z = 1 + R_2/R_1$.

Los amplificadores⁴ A2, A3 y A4 forman un amplificador de "Instrumentación" que detectan los voltajes del circuito puente (señal de error), el A5 es un amplificador no inversor que da una mayor ganancia al sistema. El operacional A7 es un disparador de Schmitt⁵, A6 junto con las resistencias R9 y R10 suministran el valor de temperatura que se desea en el sistema, esto se logra variando el valor de R9. En A7 se compara el voltaje de error con el valor de referencia y cuando estos son distintos el circuito bascula de acuerdo a la característica de histéresis que poseen estos circuitos.

En la figura 6d los zener D21, D22 y D1 forman un recortador positivo, de tal manera que solo voltajes positivos se pueden aplicar a la base de Q1, éste bascula entre corte (si la temperatura del sistema es mayor que la de referencia) y saturación (si la temperatura del sistema es menor que la de referencia), dependiendo del nivel que se le aplique a la base y a su vez energiza o desenergiza la bobina del relé L, interrumpiendo o conectando el flujo de corriente hacia el elemento calefactor según sea el caso. El diodo D2 es un diodo volante, que permite que la corriente a través de la bobina continúe circulando y disminuya gradualmente cuando el transistor se corta. En ausencia de éste, la corriente de la bobina cesaría bruscamente dando lugar a sobretensiones inducidas que podrían dañar a Q1 o a otros componentes del circuito. En la fig7. se muestran las formas de onda que se producen en los puntos F, D y C en la etapa final o de salida de la fig.6.

Para mantener una temperatura uniforme en el sistema es necesario proveerlo de un agitador mecánico (en el caso del baño maría), el cual consiste de un motor pequeño y una aspa, dicho aparato se conecta entre el terminal positivo y tierra de la fuente de alimentación, tal como se muestra en la fig.6, para la estufa la uniformidad de la temperatura se logra por convección natural.

⁴ Por la precisión que se requiere, se pueden usar amplificadores operacionales del tipo LM 741.

⁵ Millman, Jacob. MICROELECTRONICS, Mc Graw-Hill, New York, 1979, Págs. 622-625.

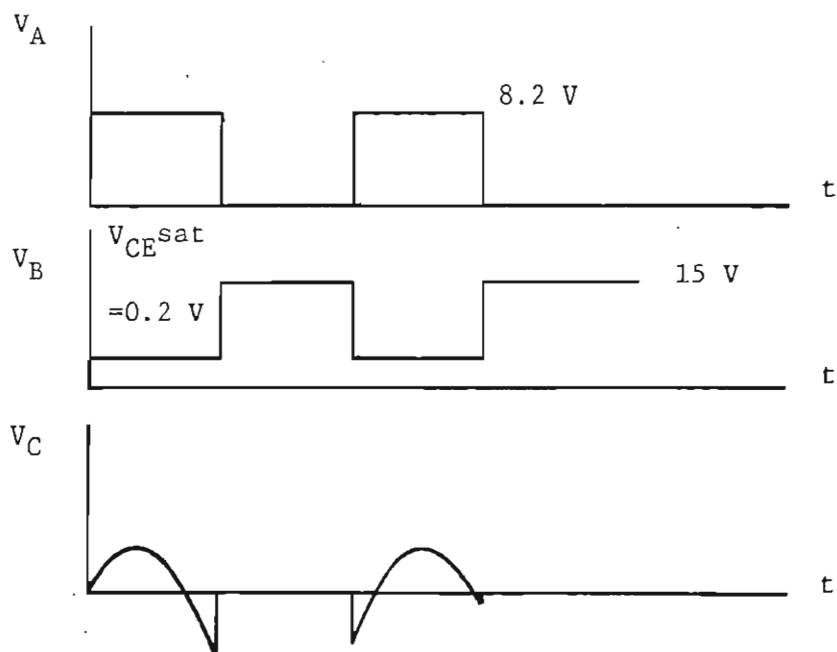


FIG. 7 FORMAS DE ONDA EN LA ETAPA DE SALIDA

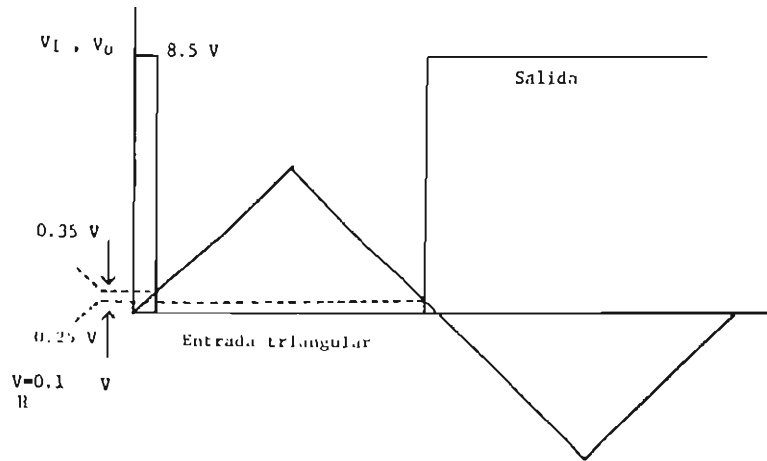
La fuente de alimentación es un arreglo típico, de un transformador y un puente de diodos y filtro, formando una fuente no regulada con un alto contenido de rizado. Utilizando reguladores integrados, se obtienen los niveles de polarización deseados, con bajo contenido de rizado. Los integrados usados son el 7815 y 7915, que proporcionan un voltaje de +15 y -15 V, respectivamente.

Un interruptor conecta y desconecta la fuente de la red normal de 110VAC. El equipo se protege con un fusible contra posibles fallas. El transformador usado tiene derivación central, con el objeto de tener una fuente regulada bipolar.

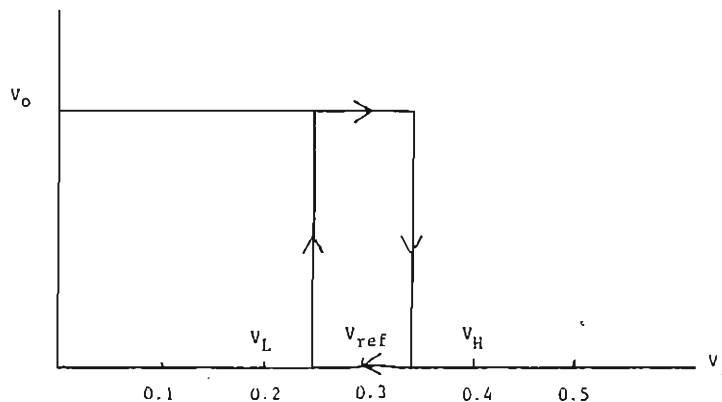
3.2.2 PRUEBAS DE LABORATORIO.

En este apartado se presenta un resumen de las pruebas de laboratorio efectuadas sobre el control de temperatura. Para ello se simulaban las condiciones de operación y se estudió la respuesta en el tiempo así como la precisión para diferentes valores de temperatura.

El primer paso fue la obtención de la función de transferencia del disparador de Schmitt, siendo esta la misma para todo el sistema, utilizando como señal de entrada una onda triangular y observando la forma de onda de la salida.



A) RESPUESTA EN TIEMPO PARA UNA REFERENCIA DE 0,3 VOLTIOS.



B) FUNCION DE TRANSFERENCIA.

FIG. 8. RESPUESTA DEL DISPARADOR DE SCHMITT

Como puede observarse en la fig.8a, con una referencia de 0.3 voltios, cuando la entrada está aumentando y alcanza un valor de 0.35V, la salida cae a cero y cuando la entrada comienza a disminuir, al pasar por 0.25, la salida cambia nuevamente a 8.5V, de donde se deduce que existe una zona neutra de aproximadamente 0.1 voltios ($0.35 - 0.25 = 0.1$). Para otras temperaturas de referencia, los voltajes de encendido y apagado cambian, pero la diferencia entre ellos, que solo depende de la relación $V_H = \frac{R}{R+1} \cdot (R_{14}) \cdot V_o / (R_{13} + R_{14})$ donde R_{13} y R_{14} que se mantienen constantes, permanece fija. De la fig.8a se puede deducir la función de transferencia del disparador, la que se dibuja en la fig.8b.

3.2.2.3 Respuesta del Sistema.

La característica más obvia de los procesos industriales es que requieren de un tiempo finito para responder completamente a una señal de entrada. Para cuantificar este comportamiento se llevaron a cabo las siguientes pruebas de laboratorio: para el baño María, en un recipiente de aproximadamente 1 litro de volumen se introdujo el termistor en una sonda de vidrio (un tubo de ensayo delgado) y un calentador de inmersión de 500 Watts, obteniéndose los resultados que se muestran en la tabla 2. Para la prueba de la estufa de cultivo se procedió de manera similar: dentro de un recipiente hermético de paredes de asbesto recubierto de durapax, de forma cúbica y de 20cm de lado, se introdujo un calentador de 100 Watts junto con el termistor. Los resultados se muestran en la misma tabla.

Con los datos representados en ambas tablas se trazan las curvas de respuesta dinámica, que se representan en las Fig. 9 y 10. Comparando ambas gráficas se puede observar que el sistema con agua es más lento que la estufa. En las curvas se pueden determinar los tiempos de retraso y subida, lo que dá una medida de la rapidez con que responden ambos sistemas a un cambio en las condiciones de operación.

TABLA 2

RESPUESTA EN TIEMPO DEL BAÑO MARIA				RESPUESTA EN TIEMPO DE LA ESTUFA DE CULTIVOS			
Tiempo (seg)	T(°C)	Tiempo (seg)	T(°C)	Tiempo (seg)	T(°C)	Tiempo (seg)	T(°C)
10	26.7	200	33.6	5.00	24.00	85.00	27.50
20	26.7	210	33.9	10.00	24.00	90.00	28.90
30	26.8	220	34.1	15.00	24.10	95.00	29.80
40	26.8	230	34.7	20.00	24.20	100.00	30.80
50	26.8	240	35.1	25.00	24.30	105.00	32.50
60	27.0	250	35.3	30.00	24.40	110.00	33.40
70	27.5	260	35.6	35.00	24.50	115.00	34.40
80	27.9	270	35.9	40.00	24.60	120.00	35.80
90	28.1	280	36.4	45.00	24.60	125.00	36.20
100	30.5	290	36.6	50.00	24.70	130.00	36.50
110	30.7	300	36.7	55.00	24.80	135.00	37.00
120	31.2	310	36.9	60.00	24.90	140.00	37.20
130	31.2	320	37.1	65.00	25.40	145.00	37.40
140	31.4	330	37.3	70.00	25.50	150.00	37.50
150	31.6	340	37.3	75.00	26.00	155.00	37.40
160	32.4	350	37.4	80.00	26.80	160.00	37.40
170	32.5	360	37.4				
180	32.6	370	37.4				
190	33.3	380	37.3				

FUENTE: Datos experimentales obtenidos por los autores.

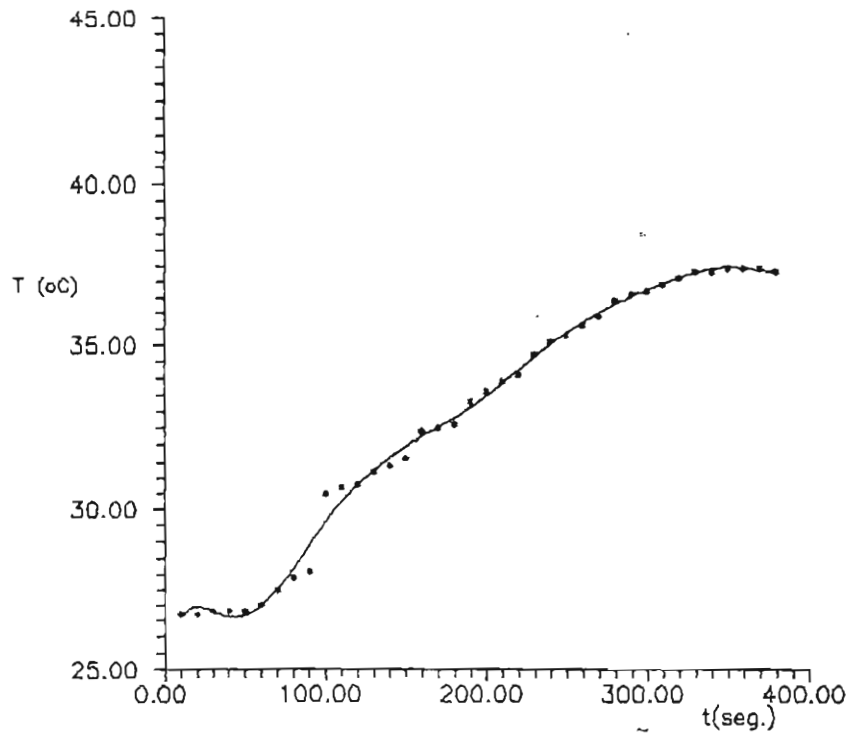


Fig.9 RESPUESTA EN EL TIEMPO DEL BAÑO MARIA

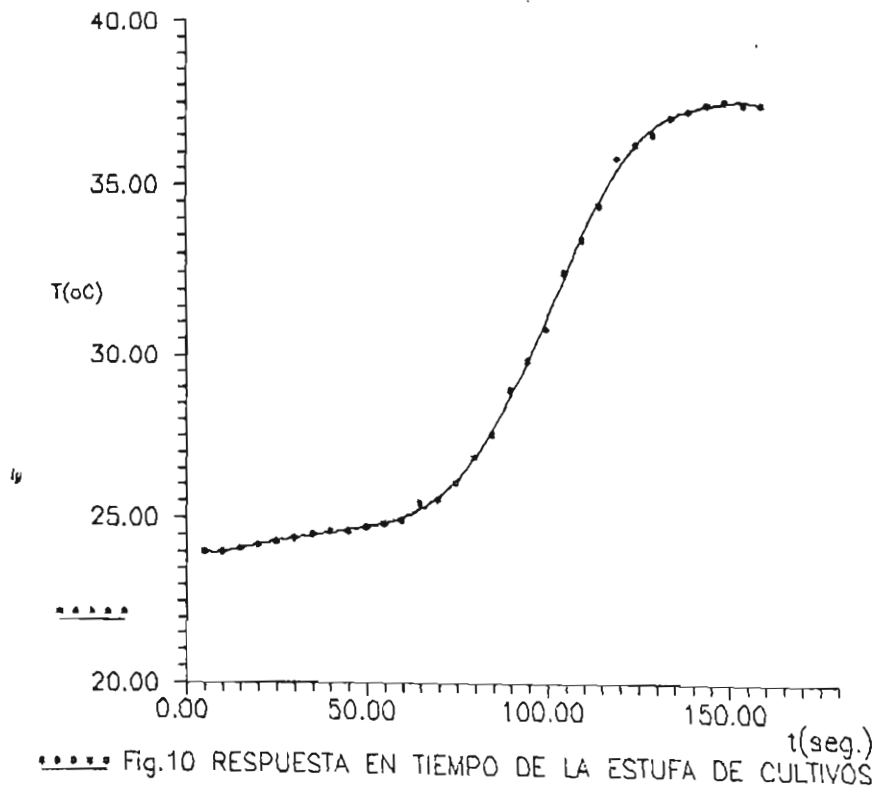


Fig.10 RESPUESTA EN TIEMPO DE LA ESTUFA DE CULTIVOS



3.2.2.4 Pruebas de Precisión del Circuito de Control

Para poder apreciar la confiabilidad del control, se procedió a seleccionar varias temperaturas de referencia dentro del rango de operación normal y se midió la temperatura de estado estable en cada caso. También se cambió el calentador de 100 W por uno de 60 W y por uno de 40W y se repitieron las mismas mediciones. El resultado, en términos de precisión se encontró que era prácticamente independiente de la potencia del calentador y sólo ligeramente más preciso con potencias menores, ya que en este caso las variaciones de temperatura son más lentas y se tiene mejor control sobre ella.

La diferencia fundamental para las distintas potencias del calentador se observó en el tiempo de respuesta, como era de esperar, a mayor potencia el sistema alcanza su valor estable en menos tiempo y por la misma razón los ciclos de trabajo en el estado estable son más cortos. Por lo anterior, solamente se presentan las mediciones de temperatura y las tensiones correspondientes a un calentador de 100 W en condiciones de estado estable. Los resultados de estas pruebas se representan en la tabla 3.

TABLA 3

PRUEBAS DE PRECISION DEL CIRCUITO DE CONTROL

#PRUEBA	TH(max) oC	TL(min) oC	Vref Volts	VH Volts	VL Volts	TH-TL oC
TEMPERATURA DE REFERENCIA = 37 oC.						
1	37.3	36.8	1.66	1.7	1.6	0.5
2	37.4	36.8	1.66	1.7	1.6	0.6
3	37.3	36.9	1.66	1.7	1.6	0.4
4	37.3	36.8	1.66	1.7	1.6	0.5
TEMPERATURA DE REFERENCIA = 41 oC .						
1	41.6	40.8	2.0	2.01	1.94	0.8
2	41.6	40.8	2.0	2.02	1.94	0.8
3	41.5	40.9	2.0	2.01	1.94	0.6
4	41.5	40.7	2.0	2.01	1.94	0.8
TEMPERATURA DE REFERENCIA = 58.5 oC.						
1	58.7	58.5	3.0	3.2	2.94	0.2
2	58.8	58.3	3.0	3.2	2.93	0.5
3	58.7	58.2	3.0	3.2	2.92	0.5
4	58.8	58.1	3.0	3.1	2.94	0.7

FUENTE: Datos experimentales obtenidos por los autores.

3.3 CONCLUSIONES.

Las tablas 2 y 3 proporcionan la información del comportamiento del control de temperatura bajo condiciones de operación simuladas. En las fig.9 y 10 se grafica la respuesta del sistema con respecto al tiempo ($^{\circ}T$ vrs t), de ellas se concluye que el sistema no responde instantáneamente, más bien, necesita un cierto tiempo para alcanzar el valor final de temperatura y esto es debido a la inercia térmica del sistema. También se puede mencionar que el error de régimen estable es de $0.1^{\circ}C.$, lo cual está dentro del rango aceptable, ya que un baño María o una estufa de cultivos convencional permiten variaciones de hasta ± 1 grado centígrados sobre el valor de referencia, y en el mejor de los casos, de ± 0.5 grados centígrados, entonces, la respuesta es satisfactoria. En conclusión, es posible sustituir el control electromecánico tradicional de estos equipos, mediante un control electrónico construido a base de dispositivos de bajo costo y cuyo funcionamiento es más confiable y más preciso.

3.4 RECOMENDACIONES

-Es importante que un Baño María no sea conectado estando vacío, ya que el agua o solución de la cámara transmite directamente al termostato la temperatura alcanzada y así, éste controla efectivamente la resistencia. Al no existir este medio, la resistencia continuará generando calor indefinidamente y el exceso de temperatura puede llevar a su destrucción, así como al deterioro del recipiente por sobre calentamiento.

-Se recomienda que después de cada día de trabajo se lave y seque cuidadosamente el equipo, ya que de lo contrario se pueden producir acumulaciones de sal en el interior de la cámara, que pueden promover la degradación del material de las paredes.

-Es recomendable que mientras la estufa no se encuentre en uso, las puertas sean dejadas abiertas, para prolongar la flexibilidad y vida útil de los empaques.

-Se debe probar periódicamente la exactitud del control de temperatura de estos sistemas, verificandolo con un termómetro patrón para hacer correcciones si fuera necesario.

-Es conveniente usar termistores de buena calidad, de tal forma que si fuera necesario reemplazarlo haya seguridad de que el sustituto tenga una característica similar a la del original, para que el sistema no pierda la calibración. Además se recomienda usar termistores del tipo encapsulado en vidrio. Este revestimiento le protege de la humedad del ambiente, sin afectar significativamente su respuesta térmica.

CAPITULO IV

DISEÑO ALTERNATIVO PARA EL COLORIMETRO

4.1 PRINCIPIO TEORICO DE LAS MEDICIONES ESPECTROFOTOMETRICAS

El término medición espectrofotométrica se define como el procedimiento de efectuar una medición de la intensidad de la luz en un estrecho intervalo de longitudes de onda del espectro, seleccionado por un instrumento. Con frecuencia se usa luz de naturaleza monocromática en el rango visible, infrarroja o ultravioleta para las aplicaciones fotométricas. Como se sabe la luz es de naturaleza dual, es decir, que posee propiedades ondulatorias, pero también exhibe propiedades que indican que está compuesta de paquetes discretos de energía llamados fotones. Esta energía puede incidir en un elemento fotosensible y producir una cantidad medible de electricidad. La mayoría de los análisis que se efectúan hoy en día en los laboratorios clínicos, se basan en hacer mediciones de la cantidad de luz absorbida por cada una de las sustancias que son objeto de estudio.

4.1.2 LA LEY DE BEER

La ley de Beer enuncia que la concentración de una sustancia es directamente proporcional a la cantidad de luz absorbida, o inversamente proporcional al logaritmo de la cantidad de luz transmitida, la relación matemática entre absorción de energía radiante y concentración de una solución es, por la ley de Beer¹ :

$$A = 2 - \text{LOG} (I/I_0) \quad (\text{ec.1})$$

donde $100(I/I_0)$ = porcentaje de transmitancia (%T)

Además :

A : absorbancia

I_0 : Intensidad de luz incidente

I : Intensidad de luz transmitida

¹La ley de beer también se puede expresar como función de la trayectoria óptica (L), y de la concentración de la muestra (C), por la siguiente ecuación: $A = K * C * L$, donde K es un coeficiente que depende de la naturaleza de la muestra y de la longitud de onda de la radiación.

Esta relación es la base de todas las mediciones de absorción espectrofotométricas. En la figura 11 se muestra una gráfica del porcentaje de transmitancia en función de la concentración donde se ilustra la relación logarítmica que guardan entre ellas, así como la relación lineal entre la absorbancia y la concentración.

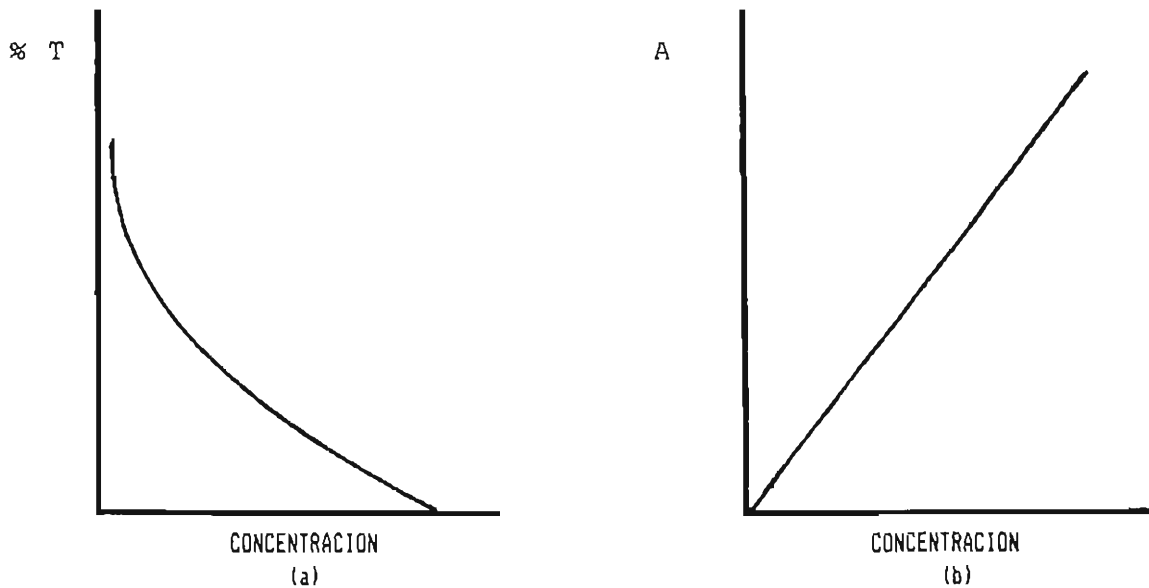


FIG 11 RELACION ENTRE TRANSMITANCIA, ABSORBANCIA Y CONCENTRACION.

Como el porcentaje de transmitancia tiene una relación logarítmica recíproca con la concentración, una disminución en la concentración se indica por un aumento en la transmitancia. Desafortunadamente, la mayoría de instrumentos de laboratorio clínico producen señales eléctricas proporcionales a %T. Si se desea aprovechar la relación lineal entre absorbancia y concentración, han de convertirse los valores de %T a valores de absorbancia, con ayuda de tablas logarítmicas o electrónicamente. Es importante hacer énfasis en que la ley de Beer solo será aplicable cuando la radiación incidente sobre la sustancia de prueba sea monocromática.

4.2 PRINCIPIO TEORICO DEL COLORIMETRO.

Basados en la ley de Beer se puede pensar en medir el porcentaje de transmitancia, o la absorbancia de una muestra en solución, supuesto que el recipiente o la celda donde está contenida reduzca al mínimo, por su construcción y limpieza, la radiación reflejada, la difusa y la fluorescencia (ésta última depende de la naturaleza de la muestra). Estas mediciones se pueden efectuar para una longitud de onda del espectro visible.

El instrumento que sirve para tomar medidas de absorción o

de transmitancia de una muestra para una longitud de onda particular se llama colorímetro. En la fig.12 se representa un diagrama de bloques de un colorímetro de construcción tradicional.

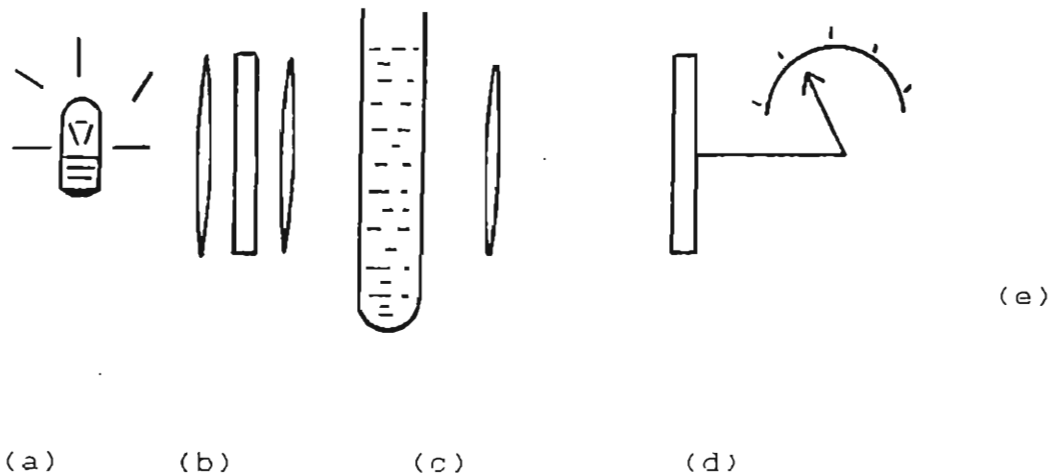


FIG.12 COLORIMETRO DE FABRICACION TRADICIONAL

Las principales partes componentes son:

- a) FUENTE DE RADIACION: Generalmente se usa una lámpara de Tungsteno.
- b) MONOCROMADOR: Está compuesto de lentes ópticos y un filtro de gelatina.
- c) PORTAMUESTRAS: El tipo de cubeta estandar es 10 mm de longitud de trayectoria óptica, de forma rectangular.
- d) DETECTOR : Consiste de una fotocelda.
- f) SISTEMA DE LECTURA: Se usa generalmente un galvanómetro de bobina móvil.

4.3 SOLUCION PROPUESTA PARA EL COLORIMETRO.

El principal problema con los colorímetros de construcción tradicional es la fuente de luz, ya que produce el 90% de la energía en el rango de infrarrojos y sólo el 10% en la región visible y ultravioleta, que son de mayor interés. Si se desea incrementar dicha región se debe aumentar el voltaje de la lámpara, lo que significaría un aumento de la temperatura del sistema y reduciría las expectativas de vida de ésta. Otro problema que se presenta durante la operación de la lámpara de tungsteno, es que progresivamente se vaporiza el filamento y condensa sobre la envoltura de

vidrio, alterando por consiguiente la lectura real de las mediciones.

Para tratar de resolver el problema anterior, se propone usar como fuente alternativa de luz " Diodos emisores de luz LED", estos son monocromáticos y con un consumo mínimo de energía comparada con las fuentes tradicionales. Como elemento detector se usará una fotocelda y el sistema de lectura será digital por medio de un mostrador de 7 segmentos.

4.3.1 CARACTERISTICAS QUE DEBE CUMPLIR EL COLORIMETRO PROPUESTO

Como ya se ha especificado, que el interés primordial que debe mover este tipo de proyectos es el desarrollo de equipos confiables y de bajo costo. Por esta razón se hará la descripción del diseño de un colorímetro con diodos LED como fuente de luz y con dispositivos de estado sólido en los circuitos de condicionamiento y tratamiento de la señal.

A partir de los datos obtenidos en el laboratorio se puede diseñar el colorímetro, con la condición que se dé un tratamiento adecuado a las señales del sensor, que por su orden de magnitud, son muy sensibles a los ruidos del ambiente. En la tabla 4 se presentan los resultados obtenidos al hacer mediciones con sustancias de diferente concentración, usando como fuente de luz, diodos LED de color verde y rojo, y como sensor una fotocelda.

TABLA 4

COLOR ROJO		COLOR VERDE	
CONCENTRACION DE LA MUESTRA	VOLTAJE LEIDO	CONCENTRACION DE LA MUESTRA	VOLTAJE LEIDO
Substancia patrón (agua)	60 mV	Substancia patrón (agua)	29.0 mV
Subs. muy concentrada	37 mV	Subs. muy concentrada	2.6 mV
Subs. medianamente concentrada	44 mV	Subs. medianamente concentrada	8.5 mV
Subs. mucho menos concentrada	52 mV	Subs. mucho menos concentrada	21.0 mV

FUENTE: Datos experimentales obtenidos por los autores

Analizando los datos experimentales se puede concluir que:

- Los voltajes detectados son muy pequeños y se pueden confundir con los voltajes de offset de los amplificadores operacionales, si éstos no están debidamente compensados.
- La respuesta de la fotocelda depende del color de luz utilizado, siendo más sensible para el rojo que para el verde.
- El valor del voltaje detectado depende de la concentración de la substancia.

Tomando en cuenta las observaciones experimentales y considerando que existe ruido de 60 Hz producido por las lámparas fluorescentes (se comprobó experimentalmente) se pueden enunciar las características que debe cumplir el circuito electrónico para el colorímetro propuesto.

- 1.-Amplificadores operacionales con entrada FET y de alta ganancia.
- 2.-Hay que eliminar el voltaje offset de los operacionales.
- 3.-Filtro en la entrada para eliminar el ruido de 60 Hz.
- 4.-La fuente de alimentación debe ser regulada, con poco rizado.
- 5.-La fuente de alimentación de los LED es una fuente de corriente constante, esto es para que la intensidad de luz emitida no varíe.
- 6.-El amplificador logarítmico usado debe compensarse para posibles variaciones de temperatura².

En la Fig.13 se representa un diagrama de bloques del colorímetro propuesto.

La función de transferencia de dicho sistema es:

$$V_o/V_{in} = 2 - \log 10V_{en} \quad (\text{ec.2})$$

$$\text{donde: } 10V_{en} = \%T \quad (\text{ec.3})$$

$$\text{y } V_o/V_{in} = A \quad (\text{ec.4})$$

$$V_{en} = K_1 \times K_2 \times K_3 \times V_{in} \text{ para el rojo.} \quad (\text{ec.5})$$

$$V_{en} = K_1 \times K_2 \times K_3 \times K_4 \times V_{in} \text{ para el verde.} \quad (\text{ec.6})$$

La ec.2 tiene la misma forma de la ley de Beer, por lo tanto el sistema proporciona la absorbancia de la muestra en estudio. Los dos caminos de señal para el rojo y verde, son necesarios por que la respuesta de la fotocelda depende de la longitud de onda que incide en ella, siendo más sensible para el rojo. Esto se puede observar en los datos obtenidos experimentalmente que se clasifican en la tabla 4.

4.3.2 FUNCIONAMIENTO DEL CIRCUITO.

En la fig.14 se presentan los diagramas de las distintas partes del colorímetro, siendo sus etapas principales las siguientes:

²Por la sensibilidad a los cambios de temperatura, inherente a los componentes requeridos para implementar una función no lineal como el logaritmo.

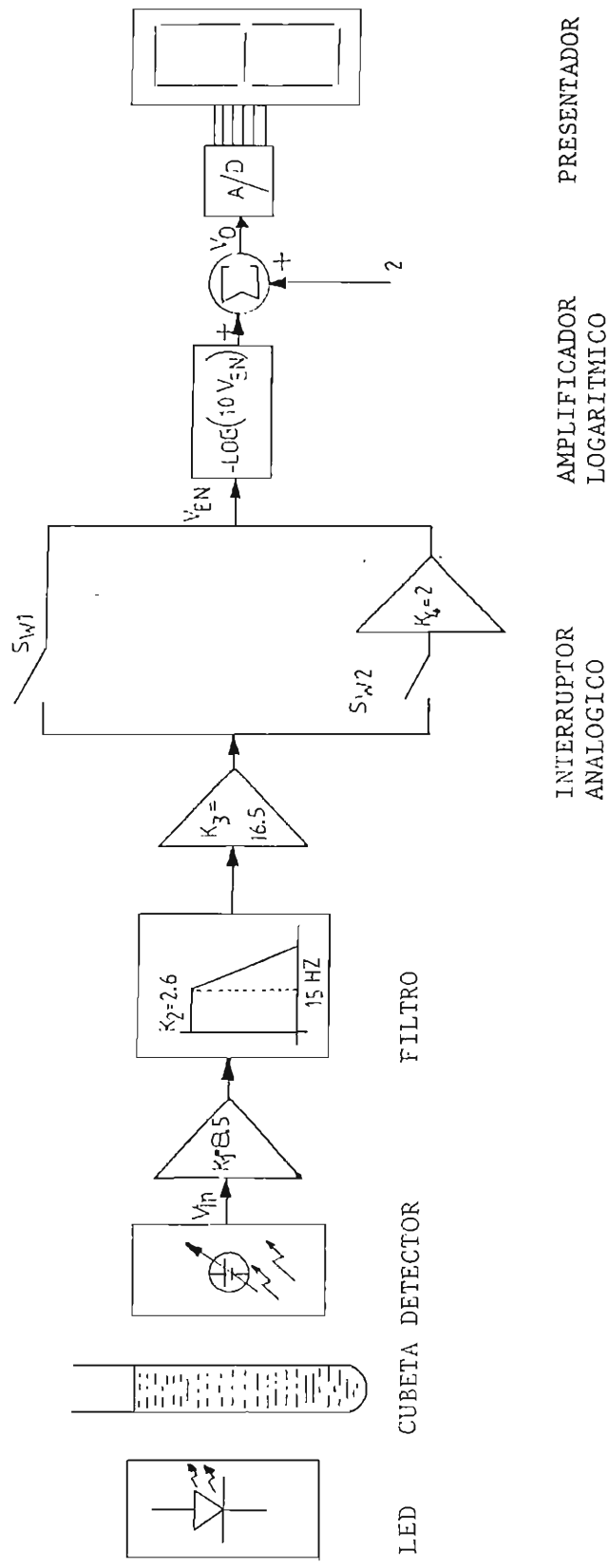


FIG. 13 DIAGRAMA DE BLOQUES DEL CALORIMETRO PROPUESTO

- a) Fuente de luz.
- b) Detector y preamplificador.
- c) Filtro pasa bajos.
- d) Etapas amplificadoras.
- e) Amplificador logarítmico.
- f) Sumador.
- g) Convertidor análogo digital.
- h) Presentador de 7 segmentos.
- i) Fuente de alimentación.

El funcionamiento del circuito es el siguiente: el emisor de luz está compuesto por los amplificadores operacionales A1, A2 y el transistor Q1, (Fig.14a) todos ellos constituyen una fuente de corriente constante que alimenta al diodo emisor de luz (LED). La fuente de corriente es necesaria porque la intensidad de luz que emite el LED depende del valor de corriente directa que se le suministra, por lo tanto se necesita una corriente que sea lo más estable posible. Con ello se pretende evitar variaciones en la intensidad de iluminación y de esta manera reducir al mínimo los errores, haciendo así más confiables las mediciones.

El tipo de luz emitida por un LED es monocromática y los colores en que se fabrican coinciden con los colores más usados en el laboratorio clínico, es decir, rojo y verde. Dicha luz se hace pasar a través de una sustancia de concentración desconocida, y la que logra pasar la muestra es detectada por una fotocelda del tipo fotovoltaica, ésta a su vez genera una señal eléctrica que es proporcional a la intensidad de luz que incide en ella (esta consideración es válida si el voltaje producido por la fotocelda es mucho menor de 0.6V) siendo dicha señal de bajo nivel del orden de 60 mV como máximo, para densidades típicas, la cual es amplificada por medio del operacional A3 del diagrama general, conectado en la configuración de no inversor que constituye el preamplificador del sistema.

Además de la señal de información obtenida en la fotocelda está presente el ruido de 60Hz producido por las lámparas fluorescentes, dichas señales espurias se eliminan por medio de un filtro³ pasa bajos de orden 4 en la configuración de Butterworth,⁴, el cual tiene una frecuencia inferior de 3dB de 15Hz con caída de 80dB/dC. (Fig 14b) Este filtro está compuesto por los amplificadores A4 y A5, consiguiéndose con ello una mejor relación señal ruido del sistema.

³Para el filtro activo se deben usar condensadores de "tantalium", que pueden funcionar satisfactoriamente en el rango de 0°C a 50°C, son relativamente baratos y ofrecen buenas características de funcionamiento.

⁴Millman, Jacob, MICROELECTRONICS, Mc Graw-Hill, New York, 1979. Pág. 583-587.

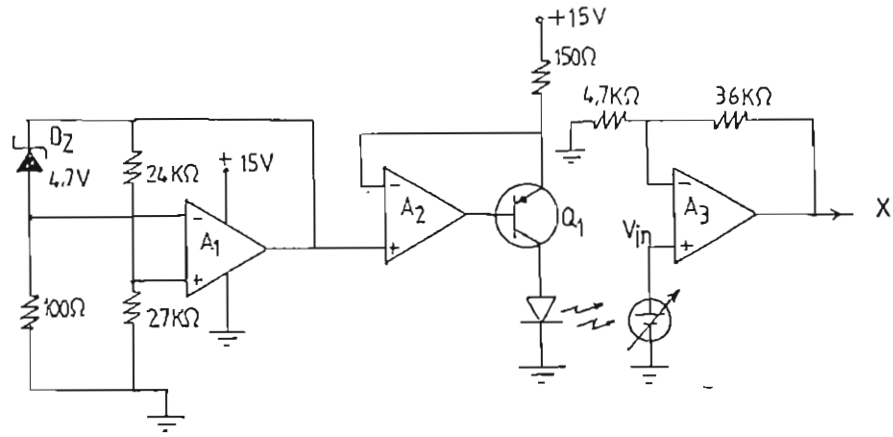


FIG. 14A

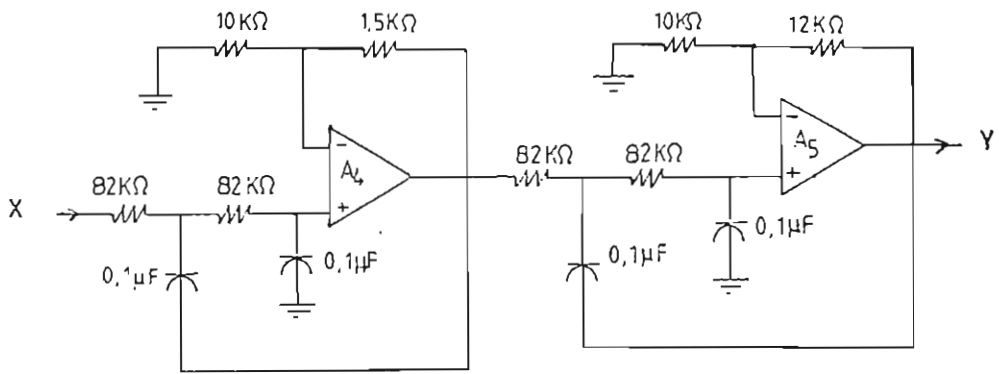


FIG. 13B

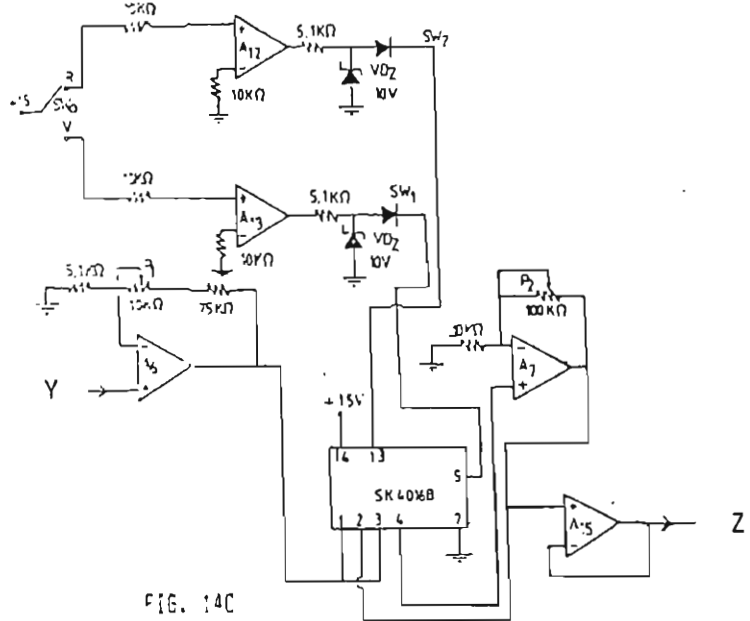


FIG. 14C

FIG. 14 DIAGRAMAS PARCIALES DEL COLORIMETRO PROPUESTO

Como se ha establecido, la respuesta de la fotocelda depende de la longitud de onda de la luz que incide en ella, siendo más sensible al color rojo que al verde, por lo tanto se necesitan pasos de amplificación distintos para cada color de luz. Por medio del interruptor SWo se selecciona que tipo de color de luz se usará en un momento determinado, escogiendo cualquiera de las dos posiciones entre R o V se activará uno de los amplificadores A12 o A13, los cuales generan un voltaje de 10V que se aplican a los interruptores analógicos SW1 y SW2 de la fig. 14c y éstos determinan la cadena de amplificación requerida, por ejemplo, cuando se usa luz roja la cadena de amplificación es A6, y si es verde, entonces será A6 y A7. Los potenciómetros P1 y P2 son para calibrar el sistema y se ajustan para obtener un valor de 10V en el punto A', cuando en la cubeta se tiene agua pura, éste valor representa cero Absorbancia. El punto A' representa la entrada al amplificador logaritmico (Fig. 14d), el cual está formado por los operacionales A8, A9 y por los transistores Q2, Q4. En este circuito se ha utilizado un arreglo de transistores acoplados, MAT-04 Matched Monolithic Quad Transistor y un chip OP-215 Dual Precision Jfet-Input Operational Amplifier, ambos fabricados por PMI, Precision Monolithics Inc. para este propósito. El circuito así formado se encuentra compensado para variaciones de temperatura, siendo su función de transferencia la siguiente:

$$V_c = -\log (10 V_{en}) \text{ donde } V_{A'} = V_{en} \quad (\text{ec.7})$$

Los potenciómetros P3 y P4 son para eliminar los voltajes de offset del amplificador logaritmico², la manera de realizar esto se describe posteriormente. Para resolver la ley de BEER se necesita de un circuito sumador, el amplificador A10 lleva a cabo dicha operación, recordando que la ley de BEER es igual a:

$$A = 2 - \log \%T \text{ y en nuestro caso } \%T = 10V_{en} \quad (\text{ec.8})$$

$$\text{donde } V_o = A \quad (\text{ec.9})$$

$$\text{entonces}^4 \quad V_o = 2 - \log 10 V_{en} \quad (\text{ec.10})$$

²Millman, Jacob MICROELECTRONICS, Mac Graw-Hill, New York, 1979pág 600-603.

⁴La función de transferencia de este arreglo es:

$$V_o = -2.303 V_T \frac{R_3}{R_4 + R_3} \text{ Log} \frac{V_{en} R_2}{R_1 V_r} \text{ donde } V_T = 0.0259 \text{ a } T^\circ = 27^\circ\text{C. Entonces,}$$

$$V_o = -0.05965 \frac{R_3}{R_4 + R_3} \text{ Log} \frac{V_{en} R_2}{R_1 V_r}$$

Como la ley de Beer tiene la expresión $-\text{Log } \%T$, es necesario que :

$$-0.05965 \frac{R_3}{R_4 + R_3} = 1, \text{ de donde se puede seleccionar } R_3 = 5.1k, R_4 = 80k$$

Existe la necesidad de generar la constante $K=2$, para lo cual se usa el Amplificador operacional A11 y su red asociada⁷. Esta configuración actúa como un fijador de referencia estable. Luego la salida del circuito sumador es aplicada a la entrada de un convertidor análogo/digital y los resultados son mostrados en un presentador de 7 segmentos.

La fuente de alimentación del sistema es una configuración convencional que consiste de un transformador con toma central y un puente rectificador con su filtro, obteniéndose así una fuente no regulada con poco rizado. Si utilizamos reguladores integrados tales como el 7815 y 7915 se obtiene una fuente regulada que suministra voltajes de +15 y -15. Para polarizar el transistor Q3 se necesita un voltaje constante de 10V, por medio del amplificador A14 que es un generador de precisión de voltaje obtenemos este valor.

4.3.3.1 Respuesta del Sistema Electrónico.

Aquí se presentan los resultados de las mediciones efectuadas sobre el sistema electrónico, simulando la señal del transductor. Para generar la señal de entrada se usó un potenciómetro de 20 Kohm de precisión, aislando con un 741 en configuración de seguidor, de forma que permitiera tener tensiones entre 0.0 y 10.0V. Antes de tomar las lecturas que permiten graficar la característica de transferencia del sistema, se debe calibrar de la forma siguiente⁸.

a) Desconectar el transistor del lazo de realimentación del amplificador operacional de entrada al amplificador logarítmico (A8) y sustituirlo por una resistencia de 100K. A continuación, poner la entrada de la señal (el punto A' del diagrama general) a tierra y ajustar el potenciómetro P3 hasta que la salida de A8 sea cero.

b) Reconectar el transistor al lazo de realimentación de A8

Además, como $-\text{Log } \%T = -\text{Log} \left(\frac{V_{en} R_2}{R_1 V_r} \right)$ y dado que cuando el valor de entrada es de

es de 10v debemos tener 100% de transmitancia entonces:

$$\%100 = \frac{10 R_2}{R_1 V_r} \quad \text{por tanto, } \frac{R_2}{R_1 V_r} = 10 \quad \text{Si } V_r = 10, \text{ entonces seleccionamos}$$

$$R_2 = 100k, R_1 = 1k.$$

Por lo que : $-\text{Log } \%T = -\text{Log}(10 V_{en})$.

⁷Todas las resistencias usadas en este diseño deben ser de carbón con una tolerancia del 1 %, además los potenciómetros deben ser de ajuste fino.

⁸Diefenderfer, A. James Basic Techniques in Electronic Instrumentation, W.B Saunders, Cia. Philadelphia, 1972, pág. 205.

y con una señal de entrada de 0.1 Voltios, calibrar P4 hasta que la salida de A9 sea cero puesto que $\log (0.1 * 10) = 0$.

El amplificador operacional de salida es de entradas FET y compensado contra offset, de manera que la calibración del logarítmico es suficiente (se comprobó experimentalmente). En esta parte se ha considerado a las etapas previas al logarítmico, como parte del transductor, ya que el mayor error atribuible al circuito, se encuentra en esta sección debido a que las etapas anteriores solo son de condicionamiento de la señal. Los datos obtenidos experimentalmente se muestran en la tabla 5.

TABLA 5

RESPUESTA DEL AMPLIFICADOR LOGARITMICO

$$V_o = -\text{Log} (10V_{in}) .$$

Vin(Volts)	Vol(Volts) (leido)	Vot(Volts) (teorico)	%Error
0.25	0.387	0.398	-2.764
0.50	0.682	0.699	-2.432
0.75	0.86	0.875	-1.714
1.00	0.988	1.000	-1.2
1.25	1.088	1.097	-0.82
1.50	1.169	1.176	-0.595
1.75	1.238	1.243	-0.402
2.00	1.301	1.301	0.0
2.25	1.354	1.352	0.148
2.50	1.402	1.398	0.286
2.75	1.445	1.439	0.417
3.00	1.485	1.477	0.542
3.25	1.521	1.512	0.595
3.50	1.555	1.544	0.712
3.75	1.588	1.574	0.889
4.00	1.616	1.602	0.874
4.25	1.646	1.628	1.106
4.50	1.672	1.653	1.149
4.75	1.698	1.677	1.252
5.00	1.721	1.699	1.295
5.50	1.766	1.740	1.494
6.00	1.807	1.778	1.631
7.00	1.882	1.845	2.005
8.00	1.953	1.903	2.627
9.00	1.992	1.954	1.945
10.0	1.999	2.000	-0.05

FUENTE: Datos experimentales obtenidos por los autores.

La respuesta del amplificador logarítmico, se muestra en forma gráfica en la Fig.15, en donde se ha calculado una

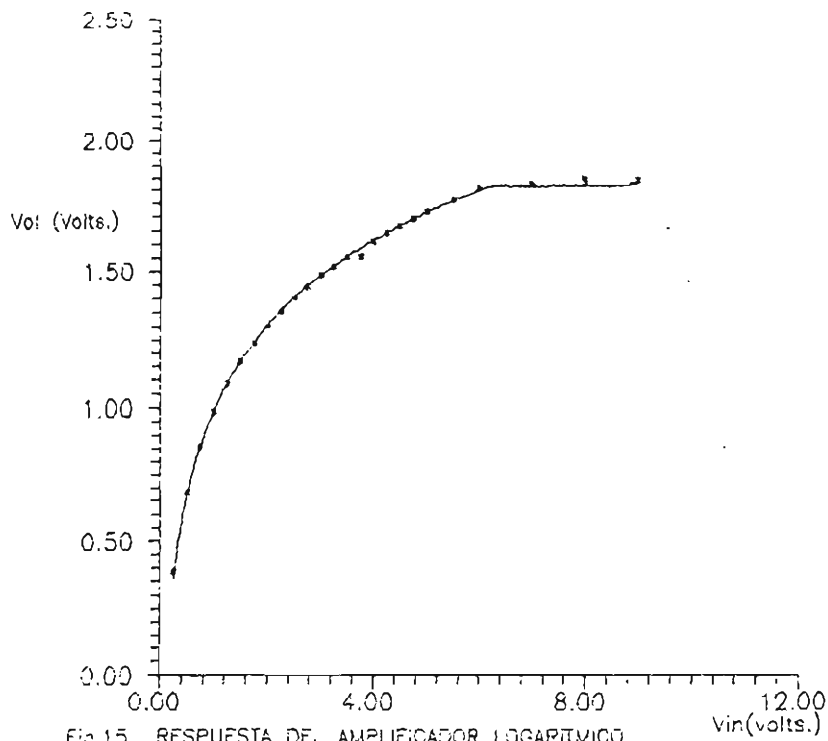


Fig.15 RESPUESTA DEL AMPLIFICADOR LOGARITMICO
 ECUACION EXPERIMENTAL : $V_o = 1.03 \text{ Log } (9.11 \cdot V_{in})$
 ECUACION TEORICA $v_o = \text{Log } (10 \cdot V_{in})$

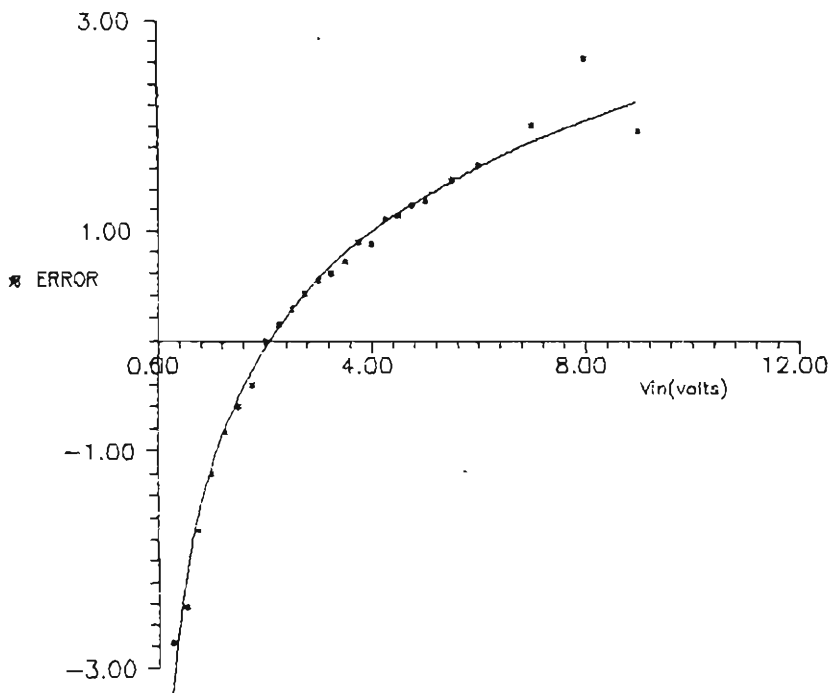


Fig.16 DISTRIBUCION DEL ERROR EN EL AMPLIFICADOR LOGARITMICO.
 APROXIMACION LOGARITMICA $E = 1.53 \ln (V_{in}) - 1.125$

aproximación exponencial* para los datos experimentales de la tabla 5, que se muestra en la misma figura, con la ecuación teórica esperada. Al comparar estas expresiones se deduce que el sistema es muy exacto. En la Fig. 16 se presenta la distribución de error con mayor detalle, en la que se observa que el error en el peor de los casos es menor del 3% y se dá en los extremos del rango de voltajes de utilización.

TABLA 6

RESPUESTA DEL SISTEMA ELECTRONICO
 $V_o = 2 - \text{Log} (10 V_{in})$

Vin (Volts) (volt)	Vol (Volts) (leido)	Vot (Volts) (teorico)	%Error
1	1.001	1.00	0.100
2	0.700	0.699	0.143
3	0.521	0.523	-0.382
4	0.393	0.398	-1.256
5	0.292	0.301	-2.990
6	0.215	0.222	-3.153
7	0.149	0.155	-3.871
8	0.092	0.097	-5.150
9	0.040	0.046	-13.040
10	0.002	0.00	-20.000

FUENTE: Datos experimentales obtenidos por los autores.

La respuesta del sistema global, tomando la salida del sumador como salida del sistema, se muestra en la tabla 6, en este caso, los voltajes leídos representan Absorbancia. En la Fig. 17 se presenta la función de transferencia del sistema electrónico total, simulando las condiciones de entrada. Idealmente se espera una respuesta de la forma:

$$V_o = 2 - \text{Log}(10 * V_{in}) \quad (\text{ec.11})$$

Al hacer una aproximación logarítmica de los datos experimentales, se obtiene la expresión :

$$V_o = 2.007 - \text{Log}(10 * V_{in} + 1.005) \quad (\text{ec.12})$$

La distribución de error entre estas dos expresiones aparece en la Fig. 18. La tendencia a aumentar el error a partir de $V_{in} = 8V$ es un fenómeno estadístico que se dá siempre que la diferencia entre dos cantidades que son casi iguales y cercanas a cero, es pequeña. Por ejemplo, para una

*El procedimiento de aproximación y todas las curvas se hicieron con el Programa GRAPHER, de Golden Software Inc. Versión 1.0 \1987.

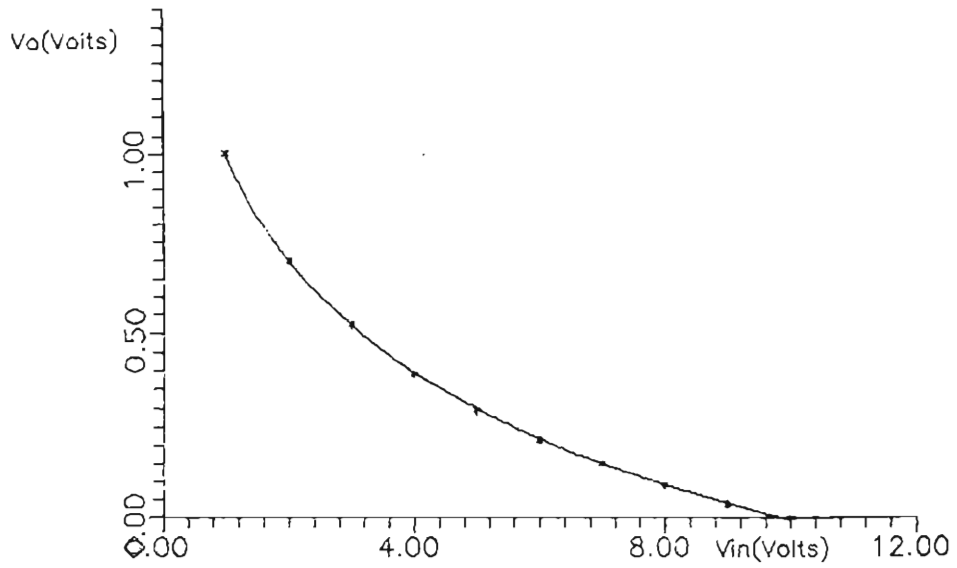
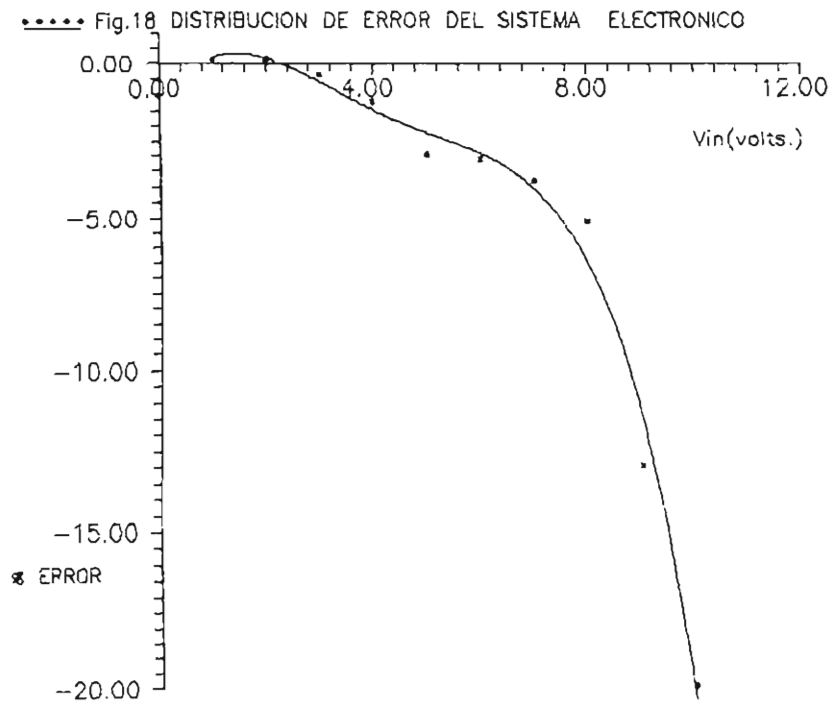


Fig. 17 RESPUESTA DEL SISTEMA ELECTRONICO TOTAL 1.005
 APROXIMACION LOGARITMICA : $V_o = 2.007 - \text{Log}(10 * V_{in})$
 LEY DE BEER : $V_o = 2.000 - \log(10 * V_{in})$.



transmitancia del 90% ($V_i = 9V$) se tiene una lectura de absorbancia de 0.040, que sólo difiere del valor teórico 0.046 por 6 milésimas. Para fines prácticos y consideradas en su valor absoluto, ambas cantidades son iguales, en cambio, cuando se encuentra el porcentaje de error refiriendo una medición respecto a la otra aparece un error del 13%!. Sin embargo, el rango de mayor utilización está comprendida entre cero y ocho (0 - 8) voltios, por lo tanto se puede afirmar que el sistema funciona satisfactoriamente para el intervalo de interés.

4.3.3.2 Respuesta del Sistema con Transductor.

Para obtener la respuesta del sistema se realizaron pruebas experimentales con sustancias en las cuales se buscó el nivel de concentración de ácido úrico y glucosa contenida en dicha muestra¹⁰. En la tabla 7 se muestran los resultados obtenidos en las pruebas con glucosa y ácido úrico. En la columna VA' se representó el voltaje en el punto A' del digrama general, siendo éste el aplicado a la entrada del amplificador logarítmico, con dicho valor calculamos la absorbancia teórica A_t que se puede expresar como; $A_t = 2 - \log_{10} V_{en}$, donde $VA' = V_{en}$.

TABLA 7

RESULTADOS EXPERIMENTALES CON TRANSDUCTOR

VA' (Volts)	Ap	At	Ct	Cp	Cr	%Error
PRUEBA CON GLUCOSA						
8.72	0.056	0.059	21.07	19	25	-24
7.88	0.100	0.103	36.78	37	50	-26
5.25	0.295	0.280	109.00	100	100	0
3.66	0.446	0.436	155.71	151	200	-24.5
1.55	0.825	0.809	288.92	281	300	-6.33
0.5	1.316	1.301	464.60	446	400	11.50
PRUEBA CON ACIDO URICO						
2.53	0.616	0.596	14.12	14.20	12.00	18.33
5.58	0.261	0.253	6.00	6.00	6.00	0.00
6.35	0.205	0.197	4.65	4.70	3.00	56.60
7.63	0.120	0.117	2.77	2.76	3.00	8.00

FUENTE: Datos experimentales obtenidos por los autores

¹⁰Las sustancias usadas como referencia o patrón, son proporcionadas por el fabricante, quien especifica la concentración.

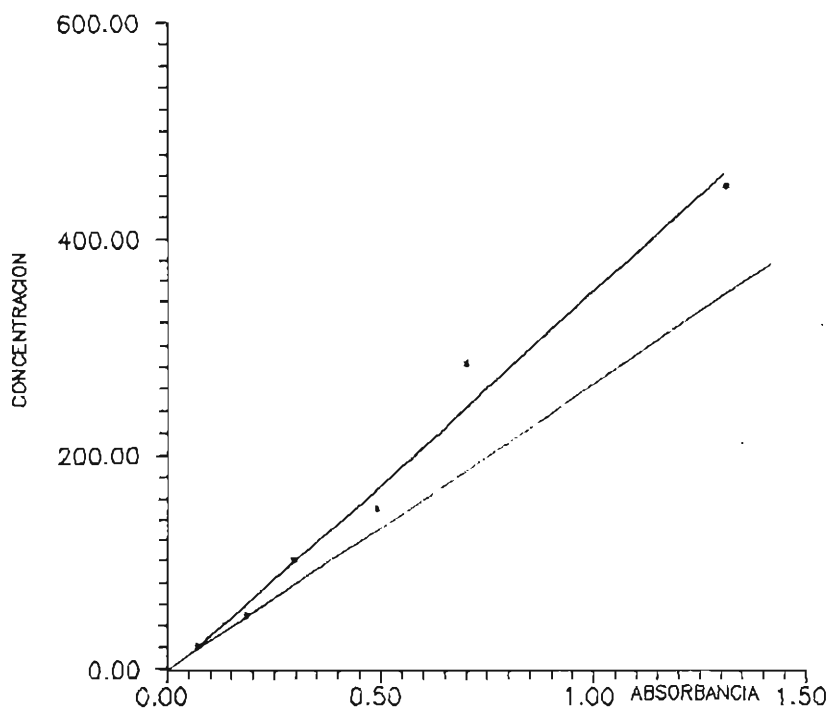


FIG. 19 GRAFICA DE CONCENTRACION CONTRA ABSORBANCIA
 A- APROXIMACION LINEAL : $C = 352.915 * A - 5.16694$
 B- ECUACION REAL : $C = 281.25 * A$

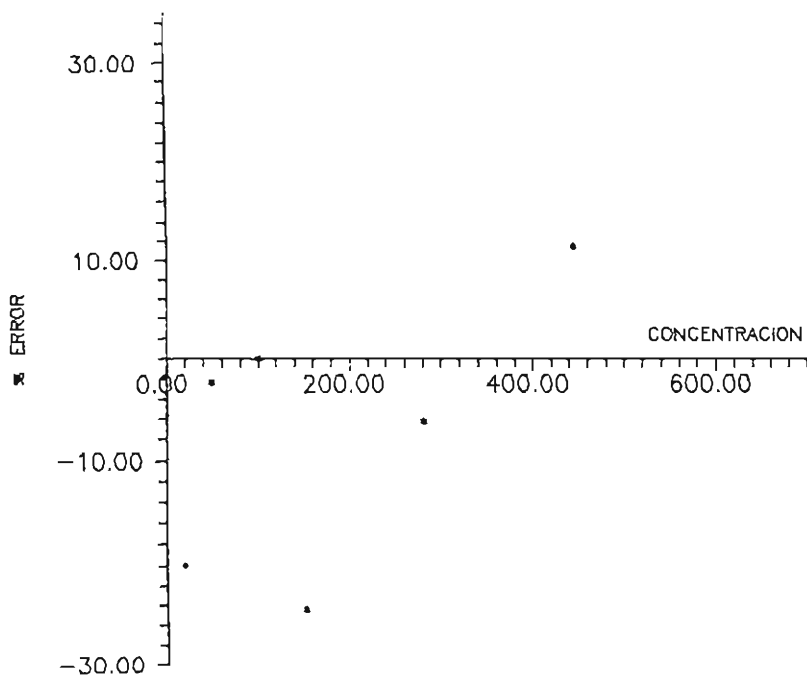


FIG. 20 DISTRIBUCION DEL ERROR PARA VALORES PRACTICOS DE CONCENTRACION

La columna Ap (siempre en la misma tabla) corresponde a la absorbancia medida en el laboratorio para una concentración particular. El símbolo Ct es el valor de concentración teórico obtenido a partir de At. La concentración calculada por medio de Ap es la representada por Cp y la designamos como concentración práctica, Cr es el valor de concentración que realmente tiene la muestra. Para estudiar que tan confiable es el colorímetro propuesto se calculó el ERROR en las mediciones por medio de la expresión: $\%E = (Cp - Cr) / Cr$. En la fig.19 se grafica la concentración contra absorbancia y en la fig.20 el $\%E$ contra concentración.

4.4 CONCLUSIONES

En la tabla 8 se presentan los porcentajes de error asociados a las diferentes partes del sistema, en forma acumulativa. Analizando estos datos, se pueden extraer varias conclusiones: el error promedio de las mediciones efectuadas es del 14.22 % valor que se considera alto para este tipo de equipo ya que sólo es permitido un 5% como máximo. En la misma tabla se observa que el error total en el peor de los casos es del 26% y que dichos valores no siguen una tendencia definida, por ser estos de naturaleza aleatoria, debido a las condiciones no ideales en que se hicieron las pruebas. La mayor causa de error radica en la manera de obtener la señal de información a través del transductor ya que no se cuenta con un porta cubeta adecuado, siendo esto lo más crítico en el diseño del colorímetro, debido a que una pequeña desviación del rayo de luz provoca resultados erróneos. Todo esto se puede justificar si analizamos la tabla 8 donde el error medio del sistema es solamente del 3.3%.

TABLA 8
DISTRIBUCION DEL ERROR EN LAS DIFERENTES ETAPAS DEL SISTEMA
PARA LA PRUEBA DE GLUCOSA.

Vin (volt)	% Error en el Amplif. Logaritmico	%Error en el sistema electrónico.	% Error con transductor
1	1.001	1.00	0.100
1	1.001	0.1	-6.1
2	0.700	0.143	-6.33
3	0.521	-0.382	-24.5
4	0.393	-1.256	-24.5
5	0.292	-2.99	0.0
6	0.215	-3.153	-2.4
7	0.149	-3.871	-26.0
8	0.092	-5.15	-24.0

FUENTE: Datos experimentales obtenidos por los autores

Tal como puede verificarse en los datos tabulados, el sistema trabaja satisfactoriamente dentro del rango de utilización normal. La principal fuente de error (se constató en el laboratorio), se encuentra en el acoplamiento mecánico de las diferentes partes que constituyen el sensor, por ejemplo, si se considera que tanto el diodo LED como el tubo de ensayo usado como cubeta de pruebas, tienen una superficie cilíndrica, entonces, es fácil entender cómo una pequeña desviación del eje de simetría mostrado en la fig.21, causa una considerable desviación del haz de luz que incide sobre la celda y por tanto una respuesta diferente.

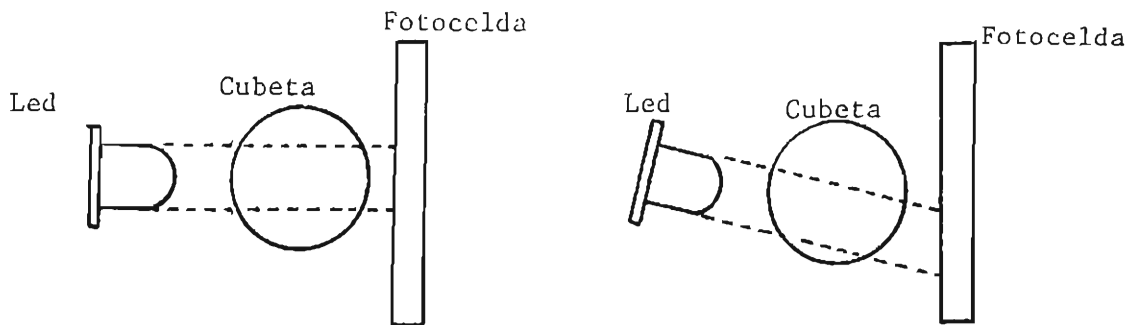


FIG. 21 RELATIVO A LOS PROBLEMAS QUE PRESENTA EL ACOPLAMIENTO DEL SENSOR

También se produce un error considerablemente mayor, cuando las distancias entre los tres elementos de la fig.21 no se mantienen constantes, ya que la intensidad luminosa del emisor varía inversamente con el cuadrado de la distancia, por lo tanto, si el tubo no se mantiene en el mismo lugar, las lecturas pierden exactitud, aunque el emisor y el receptor puedan estar fijos. Estos problemas se incrementan por la necesidad de sacar el tubo cada vez que se cambia muestra o cuando se calibra el equipo usando agua.

Existe una tercera causa de error relacionada con el arreglo de los elementos de transducción y es el hecho que el tubo o cubeta donde se colocan las muestras, debe ser especialmente diseñado para ese propósito, de modo que independientemente de la posición en que se introduzca, presente las mismas propiedades ópticas al haz de luz que incide sobre ella. En otras palabras, la cubeta debe de ser de un material isotrópico, condición que no se cumple en un tubo de ensayo común como el que se usó.

En resumen, es factible la sustitución de la fuente de luz

tradicional con lámpara de tungsteno, por diodos emisores de luz (LED's), ya que su intensidad luminosa es suficientemente fuerte como para excitar la fotocelda, aún con las muestras de mayor concentración. Esto trae como consecuencia la reducción del volumen del instrumento, así como del consumo de energía y los costos

4.5 RECOMENDACIONES

Por los resultados obtenidos en el laboratorio, se pueden hacer las siguientes recomendaciones para tener resultados más precisos:

- Asegurarse de que el montaje se haga en una caja absolutamente hermética para evitar que la luz del ambiente altere los resultados.
- Utilizar una cubeta comercial de cuarzo o vidrio tal como la J-2650-13 de Cole-Parmer's.
- Asegurarse de que la distancia entre los diferentes componentes del transductor sea constante mediante un arreglo mecánico adecuado.
- Cuando no sea posible tener una cubeta comercial, se puede usar un tubo de ensayo convencional, teniendo el cuidado de marcarlo para asegurar que siempre se colocará en la misma posición. Con esto se disminuye el error en las lecturas.
- Se podría obtener mayor precisión si se sustituye el amplificador logarítmico por un sistema electrónico más versátil, que realice la misma función, por ejemplo, un chip de calculadora científica o un microprocesador.
- Se puede mejorar la respuesta del sistema, haciéndolo menos sensible al ruido, si se usan lámparas LED en lugar de LED's convencionales, con lo que se obtendrían niveles de tensión mayores en la fotocelda debido a la mayor concentración e intensidad de la fuente luminosa. Asimismo, se puede concentrar la luz de la fuente, incorporando lentes en la trayectoria óptica, con el mismo propósito.

CONCLUSIONES FINALES.

En el transcurso del presente trabajo se ha abordado el problema del sistema de salud en El Salvador, y en particular lo concerniente al caso específico del equipo Biomédico, su estado actual y sus necesidades, en cuanto a su función como medio para mejorar las condiciones de salud de la población. El equipo médico no se puede afrontar como un caso aislado del problema global de la salud en nuestro medio, si no más bien, hay que estudiar las necesidades de salud de El Salvador, para poder diagnosticar que tipo de equipo es de mayor importancia en nuestra sociedad, para satisfacer la demanda de "Salud Para Todos en el año 2000", plan de la Organización Mundial de la Salud, del cual nuestro país es suscriptor.

Para alcanzar éste objetivo se necesita una unidad de esfuerzos entre las partes que se encuentran involucradas en el sector salud, la Universidad como centro de investigación científica, tecnológica y formadora de recursos humanos, así también el sector gubernamental como un ente rector de las políticas de salud, y responsable directo de las condiciones existentes en el país. Todo esfuerzo unilateral de cualquiera de las partes mencionadas no contribuye en nada a la solución de tan grave problema, ya que no se puede desarrollar una tecnología apropiada sin recursos financieros y conocimientos científicos. Hay que tener en mente la filosofía de que estos equipos deben estar al servicio de las grandes mayorías y por tanto, no pueden ser considerados como un producto más del mercado.

Se deben cumplir estos requisitos para que todas las innovaciones así realizadas no sean más que curiosidades de laboratorio. En este punto debe mencionarse el papel de la Universidad de El Salvador, como impulsadora de una "cultura de diseño" en la que el innovar creativamente no aparezca como una actividad aislada, sino como parte de la formación profesional de todo ingeniero, y donde no haya lugar para barreras culturales, como el pensar que solamente los productos extranjeros son confiables. Es de vital importancia que tanto la Universidad como el gobierno de la República coordinen esfuerzos para asegurar que la salud esté al alcance de todos los salvadoreños.

La OMS ha sugerido lineamientos para crear tecnología apropiada para nuestras necesidades y nuestro medio ambiente, ya que los equipos fabricados en los países desarrollados tienen serias limitaciones en cuanto al ambiente hostil en que van a trabajar. En condiciones como las del trópico hay dispositivos que se deterioran rápidamente y esto constituye un gasto de recursos financieros que no conduce a reducir este problema. De esta manera en el presente trabajo se ha tomado como base para los diseños propuestos estos

lineamientos , ya que ellos son aplicables a nuestro país .

Los equipos aquí propuestos se escogieron en base a la necesidad que se tiene en El Salvador de crear laboratorios clínicos en el nivel primario de atención médica, por ser de construcción sencilla y de gran utilidad en las rutinas de laboratorio clínico. Aunque éstos prototipos se probaron en condiciones simuladas de operación, se puede obtener una importante conclusión a partir de las pruebas experimentales : es factible construir equipos de laboratorio clínico en el país.

Es importante mencionar las limitaciones tecnológicas referente a la industria metalmeccánica que existe en el país, ya que la mayor parte de inconvenientes en cuanto a la construcción de equipos de laboratorio radican en esta rama por su poco desarrollo. Por ejemplo, para el caso particular del colorímetro, se requiere de un mecanismo que asegure que la trayectoria óptica no cambie bajo ninguna circunstancia, ya que esto alteraría los resultados. Este mecanismo también debe permitir que se pueda cambiar el color de la fuente de luz sin que se pierda el alineamiento entre el emisor y el sensor. El uso de lentes puede dar como resultado lecturas más precisas. Sin embargo éstas últimas consideraciones a simple vista se salen del campo del ingeniero electricista.

En conclusión se debe mencionar que al llevar a la práctica un proyecto de esta naturaleza, se necesita la asesoría de otras ramas de la ingeniería, tales como la ingeniería Mecánica para las partes térmicas, tipos de materiales a utilizar y diseño de las partes mecánicas que constituyen el equipo, también se debe contar con la colaboración de Físicos para el diseño de las partes ópticas en equipos como el colorímetro ya que ésta es una de las etapa más críticas. Los aspectos puramente eléctricos y electrónicos de los diseños corresponden sin duda alguna a los ingenieros electricistas, pero además se necesita la colaboración de médicos y tecnólogos clínicos para que orienten respecto a las especificaciones que deben cumplir los equipo a contruir. En general se puede afirmar que para desarrollar tecnología apropiada es de vital importancia una política gubernamental que involucre tanto a la Universidad como a los gremios profesionales existentes en el país.

RECOMENDACIONES FINALES.

-Es necesario que la Escuela de Ingeniería Eléctrica de la Universidad de El Salvador dentro de sus planes de estudio para la formación de ingenieros electricistas incluya materias en el área de la Ingeniería Biomédica, ya que en el país existe muy poco personal capacitado en este campo.

-Se debe desarrollar un programa que permita llevar a cabo proyectos de investigación en conjunto con las otras escuelas de ingeniería y con la facultad de Medicina para tener resultados concretos. También como parte del desarrollo de la Escuela, se deben definir líneas de acción de manera que se pueda dar continuidad a los trabajos de investigación. Particularmente en el campo de los equipos médicos uno de los objetivos que se pueden perseguir a corto plazo, siguiendo esta filosofía, sería la construcción de equipos sencillos como los presentados en este documento.

-Es conveniente establecer nexos entre la Universidad y las organizaciones mundiales encargadas de la salud (OMS, OPS) para obtener asesoría e información en el campo de tecnología apropiada para la salud.

-La Universidad debe de coordinar con el Ministerio de Salud Pública la creación de clínicas para dar atención médica primaria masivamente a la población de escasos recursos aún en los lugares más remotos, utilizando primordialmente equipos construidos en el país.

-Al desarrollar estos equipos se debe usar en la medida de lo posible, materiales y dispositivos electrónicos existentes en el país, para que al producirse una falla, su reparación no produzca grandes pérdidas de tiempo. Cuando esto no sea posible, por ejemplo, cuando se necesitan circuitos integrados de alguna complejidad, hay que asegurar el suministro mediante los canales adecuados. Es necesario mencionar esto debido a que en nuestro país no se fabrican dispositivos de esta clase y por consiguiente no se puede lograr una independencia total de la tecnología extranjera, pero sí, es posible reducir los costos, al no tener que pagar la "ingeniería", que normalmente es lo más caro.

-Se debe mejorar el desarrollo de la formación de recursos tanto técnicos como humanos en el campo de la industria metalmeccánica, porque ello impone una seria dificultad en la construcción de equipo de laboratorio clínico.

BIBLIOGRAFIA

- Organización Panamericana de la Salud. Necesidades Prioritarias de salud en C.A. y Panamá.El Salvador. San Salvador, 1984.
- Ministerio de Salud Pública y Asistencia Social. Necesidades de Salud en El Salvador., San Salvador, 1984.
- José Alberto Argueta. Seminario de graduación Perfil real de desempeño del profesional en Laboratorio Clínico y una propuesta de perfil prospectivo. Facultad de Medicina, Universidad de El Salvador, San Salvador, 1988.
- Instituto de Investigaciones Económicas UES El Salvador. Coyuntura Económica: Sobre el sostenido deterioro de las condiciones de vida en El Salvador. Año III N°18, enero-febrero 1988, pág 30-36.
- Dirección General de Estadísticas y Censos. Anuario Estadístico 1984, Tomo VIII, Situación Social, San Salvador, 1984
- Oficina Sanitaria Panamericana Conferencia Taller Internacional Sobre Tecnología Apropriada Para la Salud., junio 82.
- Organización Mundial de la Salud. Informe de la Conferencia Internacional Sobre la Atención Primaria de Salud. Alma-Ata, URSS, 6-12 sept. 1978,
- Somma Moreira, Raúl E. Programación del Laboratorio en el Primer Nivel de Atención de Salud. Boletín de la Oficina Sanitaria Panamericana 98(2), 1985. pág.164
- Director General de la OMS y Director de la UNICEF, Informe conjunto presentado en la conferencia Internacional sobre atención primaria de salud. Alma-Ata (URSS), 6-12 Sept, 78 .
- Juan G. Castellanos Curso Sobre Mantenimiento de Equipo Electrónico de Laboratorio Clínico. Convenio GOES-BID. San Salvador, 1984
- John J. Webster Editores, Medical Instrumentation. Houghton Mifflin Cía. Boston, 1978.
- Frank Biloon Medical Equipment Service Manual Prentice - Hall Inc. USA, 1978
- Clynes and Milsum, Biomedical Engineering Systems Mac Graw -Hill, New York, 1970

Curtis D. Johnson, Process Control Instrumentation Technology John Wiley and Sons Inc., USA, 1977

Dorold, Wodschall, Circuit Design for Electronic Instrumentation, Mac Graw-Hill, New York, 1979

-Timothy J. Maloney, Electrónica Industrial Prentice-Hall, New York, 1982

-Electronics, junio 2, 1981. Pág. 151-154.

-Millman, Jacob, Microelectronics. Digital and Analog Circuits and Systems McGraw Hill, 1979

-A. James Diefenderfer, Basic Techniques in Electronic Instrumentation W.B. Saunders Company, Philadelphia, 1972.

-Millman, J., and Halkias, Integrated Electronics, Mac Graw-Hill, New York, 1972

-Boylestad Nashelsky, Electrónica teoría de Circuitos, Prentice Hall, México, 1983.

ANEXOS

ANEXO I

UNIVERSIDAD DE EL SALVADOR
FACULTAD DE MEDICINA
ESCUELA DE TECNOLOGIA MEDICA
LABORATORIO CLINICO

El laboratorio clínico dentro del servicio de salud que se brinda a una población, tiene como función el auxiliar la prevención, diagnóstico, pronóstico y tratamiento de las enfermedades prevalentes en la población.

Hasta hace algunas décadas el diagnóstico de las enfermedades dependió principalmente de la historia clínica exhaustiva, aunada al examen físico completo realizado por el médico. Sin embargo, en los últimos años ha habido un incremento extraordinario en el uso del laboratorio clínico como medio para obtener información acerca de las condiciones del paciente, que permiten hacer diagnósticos cada vez más acertados. El laboratorio informa al médico acerca de los aumentos o disminuciones de sustancias o elementos que están condicionados por procesos patológicos, lo que permite establecer el grado de normalidad o anormalidad de los mismos.

Para la realización de los exámenes clínicos que a la fecha sobrepasan los 200, el laboratorio necesita contar entre otros insumos con equipo que permita obtener información del paciente con un buen grado de confiabilidad. El equipo médico en general y el de laboratorio en particular, en su totalidad es fabricado en los países desarrollados, para las necesidades de los mismos, ya que requiere de cierta tecnología que los países subdesarrollados aún no han adquirido.

Debido a que el equipo de laboratorio es fabricado en los países industrializados y para las necesidades de los países productores, con más frecuencia de lo deseado por los consumidores del tercer mundo, tales equipos no reúnen las condiciones de funcionamiento que se requiere en áreas geográficas con condiciones climatológicas muy disímiles a las de los países fabricantes, lo que se traduce en que el equipo importado por los países subdesarrollados, resulta inadecuado para las condiciones de trabajo propias del medio. A lo anterior debe agregarse que la importación de tales equipos resulta onerosa en términos de que es una mercancía que se importa y que debe ser pagada en moneda extranjera. Por otra parte, para que el equipo se mantenga en condiciones aceptables de funcionamiento, requiere de mantenimiento que no siempre es accesible para los países subdesarrollados que deben recurrir a la asistencia constante por parte de los fabricantes, lo que evidencia una dependencia tecnológica absoluta.

No constituye una idea nueva la afirmación de que los países subdesarrollados como el nuestro, si quieren resolver sus problemas de salud deben recurrir, creativamente, a la búsqueda de aquellas tecnologías y metodologías que permitan abordar los urgentes problemas de salud de nuestra población desde una perspectiva nacional, es decir, que se debe hacer esfuerzos encaminados a superar nuestros propios problemas con nuestros propios recursos y en base a nuestra realidad y a nuestros potenciales.

La Dirección del Laboratorio Clínico recibió con mucho entusiasmo la idea de invertir esfuerzos, tiempo y recursos en intentar buscar creativamente, la forma de materializar la convicción de que las limitaciones, en este caso tecnológicas, de nuestro país, pueden ser superadas a través de nuestros propios recursos económicos, tecnológicos e intelectuales, por parte de la Facultad de Ingeniería y específicamente por parte de los estudiantes que aceptaron el desafío de intentarlo. A la fecha se puede afirmar que el entusiasmo y el esfuerzo que los estudiantes pusieron en el desarrollo y materialización de la idea inicial se ha visto compensada con el logro del objetivo de crear un instrumento de mucho uso en el laboratorio cuyo afinamiento y perfeccionamiento permitiría realizar una variada gama de exámenes de laboratorio.

Al respecto debe mencionarse que el colorímetro en el quehacer del laboratorio clínico posibilita la realización de aproximadamente un 40% de los exámenes de laboratorio. En la vivencia del trabajo con los compañeros Diógenes Pérez y Rafael De La Cruz, se pudo constatar la efectividad de lo producido. Para esto se realizaron series de determinaciones colorimétricas de glucosa, colesterol y ácido úrico. No debemos dejar de mencionar algunos tropiezos significativos, como los concernientes a las partes mecánicas que componen el equipo y la calidad del material usado.

Creemos que a medida que se incrementen estas actividades creativas y de investigación en la búsqueda de tecnologías apropiadas, así se resolverán las limitaciones que por ahora se presentan.

Noviembre de 1988

Lic. Luis Roberto Panisguá Castro
Docente de la carrera de Laboratorio Clínico.

ANEXO II

METODOLOGIA

El desarrollo de este trabajo se puede dividir en tres etapas: la primera de investigación, la segunda de diseño y pruebas y la última etapa de impresión del documento. Respecto a la investigación, la metodología se basó en realizar entrevistas con personas relacionadas con el campo de la salud, tanto en el sector gubernamental como en el sector privado, así como visitas a centros de salud y centros de formación profesional, entre ellos el ITCA y la Facultad de Medicina de la UES. Una de las primeras dificultades encontradas durante la investigación, consistió en la actitud poco optimista respecto a la viabilidad de un proyecto de construcción de equipo médico en el país, por los problemas de mercado, dado que la mayoría de equipos que adquiere el sector gubernamental se obtiene a través de donaciones o préstamos que exigen que éstos sean comprados en el extranjero. En el caso del sector privado, existe la tendencia a considerar que cualquier equipo construido localmente es poco confiable. A pesar de esta circunstancia, según los mismos entrevistados, no se pone en duda la capacidad creativa de los ingenieros locales.

Otro problema importante fué la poca información que se pudo obtener en el Ministerio de Salud Pública, ya que existe cierto hermetismo respecto a proporcionar datos. Irónicamente, los estudios sobre las necesidades de salud y la información técnica sobre los equipos médicos y su estado en los hospitales del país, se encontró en la Organización Panamericana para la salud, OPS como documentación de un convenio desarrollado entre el gobierno y el BID, (GOES-BID) y fué realizado por personal extranjero.

Finalmente, fué en la Facultad de Medicina de la UES, específicamente en la Escuela de Tecnología Médica y en la especialidad de Laboratorio Clínico, donde se encontró el mayor interés en el desarrollo del proyecto, ya que éste se enmarcaba dentro de sus lineamientos en la búsqueda de tecnología apropiada y que de llevarse a cabo, vendría a satisfacer gran parte de sus necesidades mediante el suministro de equipos de bajo costo.

La etapa de diseño y pruebas de laboratorio se desarrolló en base a las necesidades detectadas durante la investigación, en la que se determinó trabajar primordialmente en el área de los equipos de laboratorio clínico. El diseño y las pruebas de los circuitos electrónicos se llevó a cabo en los laboratorios de la escuela de Ingeniería Eléctrica, y las pruebas del equipo completo, incluyendo el transductor para el Colorímetro, se realizaron en la Facultad de Medicina, con la colaboración del personal docente del Laboratorio

Clínico. Uno de los problemas encontrados durante estas pruebas fué el relacionado con los aspectos puramente mecánicos del equipo, porque no se obtuvieron aportes significativos a este respecto.

La tercera etapa fué muy interesante, porque en la preparación del documento final, se incorporó un elemento metodológico nuevo: el uso de la computadora para el procesamiento del texto y además para el análisis de los datos experimentales. También aquí se encontraron dificultades ya que hubo necesidad de aprender el uso de los diferentes paquetes de software comercial, lo que no es necesariamente fácil.

Es digno de mencionar la valiosa ayuda tanto profesional como moral, que se recibió de la escuela de Tecnología Médica, de la Facultad de Medicina, y en particular, del Lic. Luis Roberto Paniagua Castro y Lic. José alberto Argueta, así como de las siguientes personas e instituciones, sin la cual no hubiera sido posible terminar este trabajo satisfactoriamente:

- Dra. Celia de Salazar.
- Ing. Ana Esther Sandoval.
- Ing. Luis Oliva.
- Dra. Guadalupe Razzegui.
- Ing. Manuel Montoya.
- Dr. Carlos Alberto Sermeño Castro.

- Dirección de Planificación de los Servicios de Salud.
- Hospital de Maternidad
- Instituto Tecnológico Centroamericano
- Organización Panamericana Para la Salud
- Centro de Salud de San Bartolo
- Oficina de Mantenimiento de Ministerio de Salud Pública
- Organización de las Naciones Unidas.
- Escuela de Ingeniería Mécanica. UES
- Unidad de Salud Primero de Mayo. ISSS.

ANEXO III
DIAGRAMAS

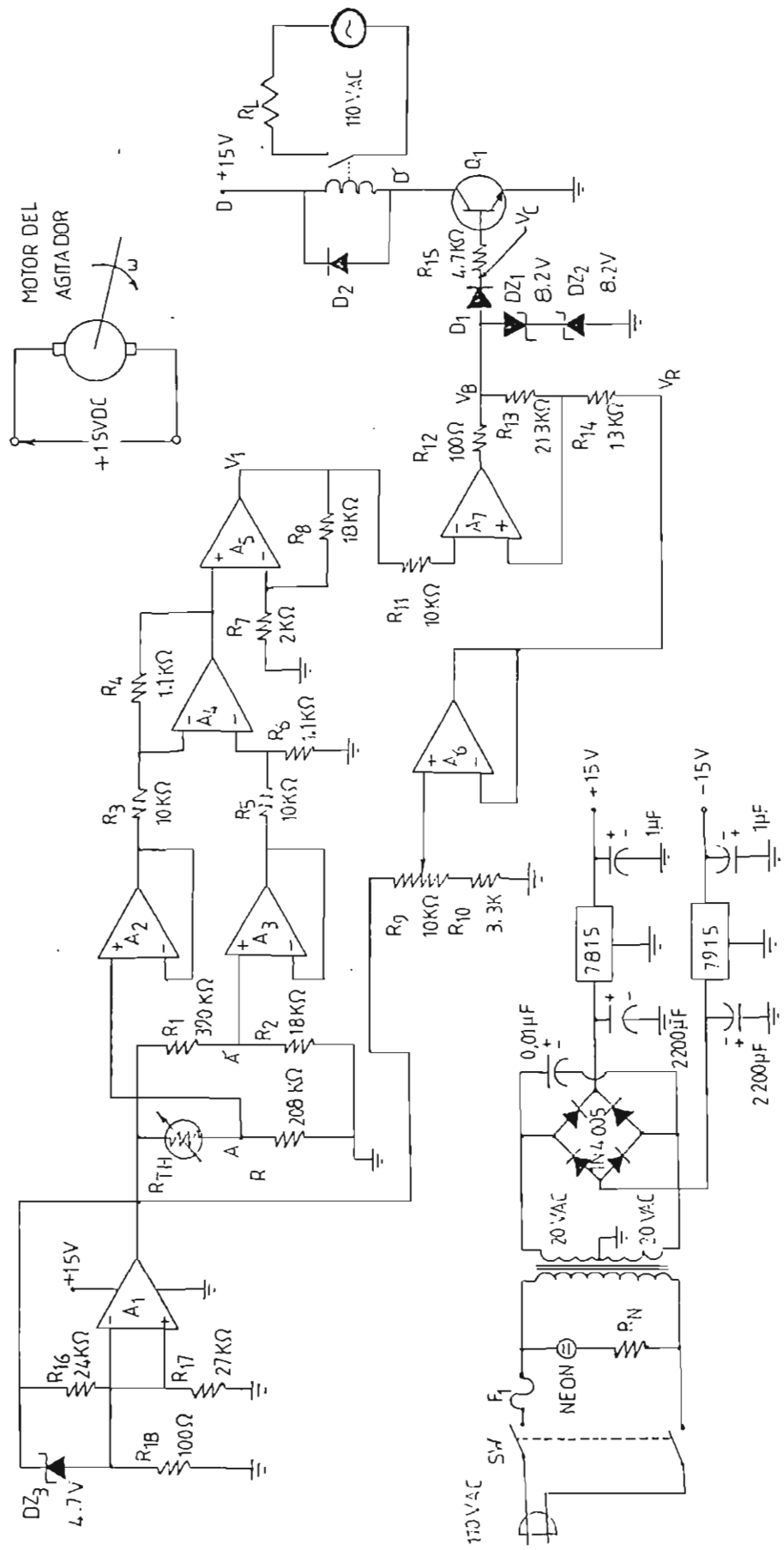


DIAGRAMA DEL CONTROL DE TEMPERATURA.

ANEXO IV
INFORMACION TECNICA

LISTA DE MATERIALES

Baño María

CANTIDAD	DESCRIPCION
1	Tomacorriente macho 110Vac
2 Ydas	Duplex # 14
1	Interruptor DPDT JMT 221
1	Fusible 0.3Amp-120V AGC(3/8)
1	Piloto de Neón a 120V
1	Transformador 120/40V T.C 1A
6	Diodos rectificadores 1N4005
1	Condensadores de Maylar MY.01/100 0.01uf 100V
2	Condensadores de 2200uF A2200/16Axial 16VDC electrolitico
2	Condensador de 1uf R1/25 Radial 25Vdc electrolitico. L=0.413", Ø=0.205
1	Regulador de tensión positivo 7815TTO-220
1	Regulador de tensión negativo 7915TTO-220
1	Zener 1N4732 4.7V 1/2 W
2	Zener 1N4738 8.2V 1 W
7	Amplificadores Operacionales LM741CN
1	Termistor de 500K
1	Transistor 2N2222
1	Relé de 12VDC HA1-12, 400ohm, 3A
1	Resistencia de inmersión de 500 W
1	Potenciometro de 10K (R9) con perilla
19	Resistencias 1/2 W 1%
1	Motor 12V DC
7	Bases para C.I. de 8 pines
1 pie2	Fibra de vidrio
160cm2	Tableta de cobre de una cara para circuito impreso
60mlt.	Solución para circuitos impresos
3.44 pie2	Acrílico de 1/4"
1.6 pie2	Lámina de acero de 1/32"
1 tubo	Pegamento Silicón.

Estufa de Cultivos

CANTIDAD	DESCRIPCION
1	Tomacorriente macho 110Vac
2 Ydas	Duplex # 14
1	Interruptor DPDT JMT 221
1	Fusible 0.3Amp-120V AGC(3/8)
1	Piloto de Neón a 120V
1	Transformador 120/40V T.C 1A
6	Diodos rectificadores 1N4005
1	Condensadores de Maylar MY.01/100 0.01uf 100V
2	Condensadores de 2200uF A2200/16Axial 16VDC electrolitico
2	Condensador de 1uf R1/25 Radial 25Vdc electrolitico. L=0.413", Ø=0.205
1	Regulador de tensión positivo 7815TTO-220
1	Regulador de tensión negativo 7915TTO-220
1	Zener 1N4732 4.7V 1/2 W

2	Zener 1N4738 8.2V 1 W
7	Amplificadores Operacionales LM741CN
1	Termistor de 500K
1	Transistor 2N2222
1	Relé de 12VDC HA1-12, 400ohm, 3A
3 Ydas	Resistencia de espiral 110V
1	Potenciómetro de 10K (R9) con perilla
19	Resistencias 1/2 W 1%
7	Bases para C.I. de 8 pines
17 pie2	Fibra de vidrio
160cm2	Tableta de cobre de una cara para circuito impreso
60mlt.	Solución para circuitos impresos
16 pie2	Lámina de acero inoxidable 1/32"
3 pie2	Vidrio refractario de 1/4"

Colorímetro.

CANTIDAD	DESCRIPCION
1	Tomacorriente macho 110Vac
2 Ydas	Duplex #14
1	Interruptor DPDT JMT 221
1	Fusible 0.3Amp-120V AGC(3/8)
1	Piloto de Neón a 120V
1	Transformador 120/40V T.C 1A
4	Diodos rectificadores 1N4005
2	Diodos rectificadores 1N3600
3	Zener ECG5019A 10.0 V 1/2 W
2	Zener 1n4732 4.7 V 1 W
1	Diodo LED Super Bright BR5501 (rojo)
1	Diodo LED Super Bright BR5501 (verde)
1	Fotocelda
60	Resistencias 1/2 W 1%
4	Condensadores de 2200 uF A2200/16 Axial 16VDC electrolítico
4	Condensadores de 1uF R1/25 Radial 25VDCs electrolítico. L=0.413, D=0.205
1	Regulador de tensión positivo 7815T TO-220
1	Regulador de tensión negativo 7915T TO-220
1	Regulador de tensión positivo 7805T TO-220
1	Regulador de tensión negativo 7905T TO-220
7	Potenciómetros de ajuste fino
1	Kit de Evaluación KB09 General Electric de 3 1/2 Dígitos que contiene un A/D ICL7129
4	Condensadores Dipped Tantalum de 0.1uFTM.1/35 35V
13	Amplificadores Operacionales LF355A
1	Amplificador Operacional OP 215 de PMI
1	MAI 04 de PMI (Dual Transistors)
1	Transistor 2N2222
1	Interruptor Analógico SK4016B
1	Interruptor JMT121 SPDT
15	Bases para C.I de 8 pines
700cm2	Tableta de cobre de una cara para circuito impreso
260 ml	Solución para circuito impreso.

Linearizing thermistors with a single resistor

Adding a resistor to a thermistor is a surprisingly easy way to make fast and accurate temperature measurements

by Art Burke, *Burke Electronics, San Diego, Calif.*

□ Accurate measurements of temperature are needed in a multitude of industrial applications. Thermistors are popular devices for the job, and readings would be simple if the thermistor's resistance varied linearly with its temperature. Thermistors, however, are nonlinear, and so a linearizing procedure is called for.

Manufacturers' design guides often treat linearization of thermistors as a trial-and-error operation or give approximation techniques that yield poor results. A more useful approach forces either the voltage output or the resistance of a simple fixed-resistor-thermistor network to have zero error along a linear temperature scale at three equidistant points, with errors elsewhere distributed in an S-shaped curve. Specifically, the method converts the nonlinear negative temperature characteris-

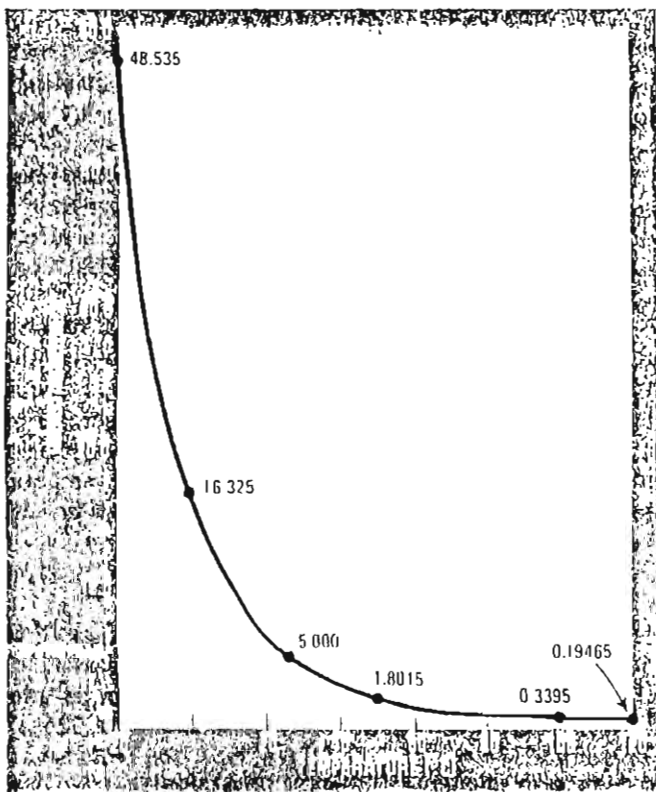
tics of a thermistor into a linear relationship with peak errors of about $\pm 0.01^\circ$ over a 10°C range, $\pm 0.05^\circ$ over 30°C , $\pm 0.6^\circ$ over 50°C , and $\pm 3^\circ$ over a 100°C range.

Furthermore, using the resistor-thermistor network in a simple constant-voltage-fed bridge circuit with an adjustable-gain operational-amplifier output produces a voltage output that is directly related to temperature. For example, 0 volts corresponds to 0°C , 0.100 v to 10.0°C , and 0.500 v to 50.0°C .

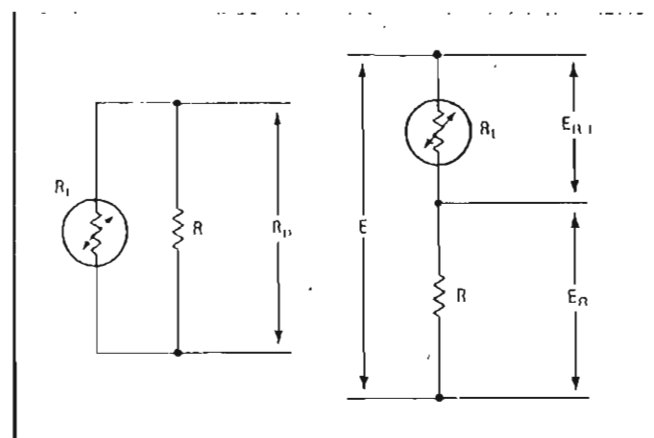
Typical curves

A typical resistance-temperature curve of a negative-temperature-coefficient (NTC) thermistor is shown in Fig. 1 for the range of -20° to 120°C . It is clearly nonlinear, yet a single fixed-value resistor, R , placed in parallel with the thermistor, as shown in Fig. 2, produces a parallel resistance that has a completely linear relationship with temperature at three equidistant points, T_a , T_b , and T_c , and a slightly S-shaped relationship at intermediate temperatures. This relationship is shown in Fig. 3 as the R_p curve. When placed in series with the thermistor, fixed-resistor R of the same value will produce a similar S-shaped curve with the same peak errors if a voltage across R is measured. This curve is labeled E_R (Fig. 3).

If temperatures T_a and T_c are slightly inside the desired range, the peak errors can be reduced somewhat



1. **Typical.** An NTC thermistor decreases in resistance nonlinearly with increasing temperature, as shown. Adding a fixed resistor in series or in parallel goes far toward linearizing the thermistor's response, simplifying conversion from temperature to voltage.



2. **Linearized.** A linearizing resistor, R , placed in parallel (left) or in series (right) with a thermistor produces a temperature to resistance or temperature to voltage characteristic, respectively, that is generally linear and at three temperature points is exactly linear

Deriving the linearization equation

To derive the linearization equation for a fixed-resistor-thermistor network, let T_a , T_b , and T_c represent the temperatures at three equidistant (low, middle, and high) points— a , b , and c . Further, let R_a represent the thermistor resistance at temperature a , R_b the resistance at temperature b , and R_c the resistance at temperature c .

For resistor R in parallel with thermistor resistance R_i , the equivalent parallel resistance is determined by the well-known equation $R_p = R(R_i)/(R+R_i)$. In addition, the condition of equidistance requires that $R_{pa} - R_{pb} = R_{pb} - R_{pc}$. Substituting the equation for parallel resistance into this expression yields:

$$\frac{R(R_a)}{R+R_a} - \frac{R(R_b)}{R+R_b} = \frac{R(R_b)}{R+R_b} - \frac{R(R_c)}{R+R_c}$$

Canceling out the R in all the numerators gives:

$$\frac{R_a}{R+R_a} - \frac{R_b}{R+R_b} = \frac{R_b}{R+R_b} - \frac{R_c}{R+R_c} \quad (1)$$

Similarly, with a constant voltage, E , and the voltage E_{R_i} across R_i being linear, the voltage E_R across R must be linear, since $E = E_{R_i} + E_R$. Consequently, by voltage division, $E_{R_i} = E(R_i)/(R+R_i)$.

From the equidistance criterion, $E_{R_a} - E_{R_b} = E_{R_b} - E_{R_c}$. Therefore:

$$\frac{E(R_a)}{R+R_a} - \frac{E(R_b)}{R+R_b} = \frac{E(R_b)}{R+R_b} - \frac{E(R_c)}{R+R_c}$$

Canceling out E in all the numerators gives the same equation as Eq. 1. Solved for R , it yields:

$$R = \frac{R_b(R_a + R_c) - 2R_a R_c}{R_a + R_c - 2R_b}$$

because the curve will cross over at a and c . For example, if the desired range is 0° to 50°C , choosing 3°C for T_a and 47°C for T_c gives a slight error at 0°C ; no error at 3°C ; slight errors up to 25°C , where the error is again zero; slight errors from there up to 47°C , where the error is once again zero; and then slight errors up to 50°C .

The value of linearizing resistor R is found from the expression:

$$R = \frac{R_b(R_a + R_c) - 2R_a R_c}{R_a + R_c - 2R_b} \quad (1)$$

where R_a , R_b , and R_c are the respective thermistor resistances at the low (T_a), middle (T_b), and high (T_c)

points of the temperature range and where $T_b - T_a = T_c - T_b$ (see "Deriving the linearization equation.")

As an example, using the values taken from the manufacturers' tables from which the curve in Fig. 1 was plotted and the range 0° to 50°C , let:

$$\begin{aligned} T_a &= 3^\circ\text{C} & R_a &= 14,025 \text{ ohms} \\ T_b &= 25^\circ\text{C} & R_b &= 5,000 \Omega \\ T_c &= 47^\circ\text{C} & R_c &= 2,020 \Omega \end{aligned}$$

From Eq. 1, R is calculated to be $3,898.1 \Omega$.

The effect of this resistance in parallel with the thermistor is found using $R_p = R(R_i)/(R+R_i)$. A plot of the data between 3° , 25° , and 47°C reveals the shape of the S curve, indicating the small deviation from true linearity. The peak deviation can be estimated to be about 0.6°C , as mentioned earlier. The actual calculated deviations are $+0.53^\circ$ at 0°C , -0.62° at 10°C , $+0.58^\circ$ at 35°C , and -0.48° at 50°C .

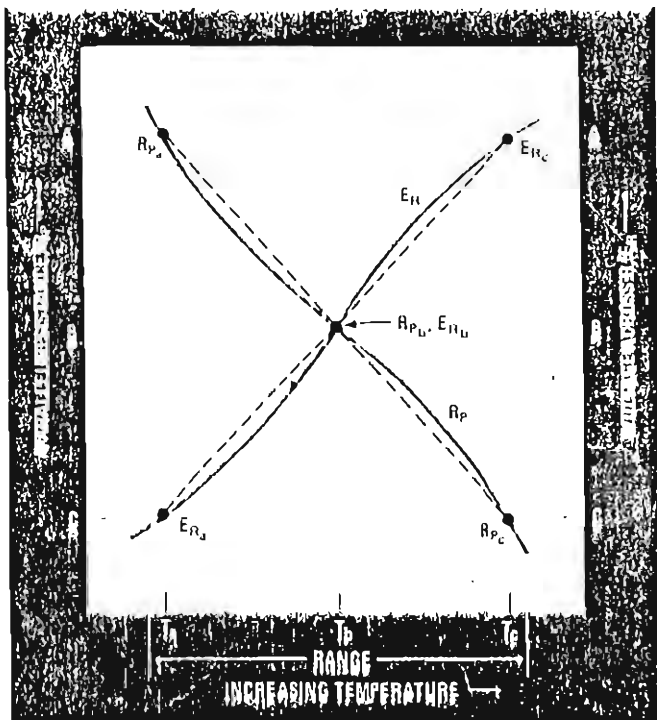
Generally, as noted, a linear voltage-temperature relationship is more useful for measuring temperature than a nonlinear one. It is even more useful if there is a direct reading between temperature and voltage without conversion factors.

If the thermistor, with resistance R_i , and fixed resistor R are put in series across a constant voltage source, the voltage across the thermistor will decrease with a rise in temperature, and the voltage E_R across R will increase as a result. Thus the voltage across R satisfies the requirement of having the output vary directly with temperature. If the voltage, E , is held at exactly 1.0 V dc , the voltage across R is:

$$E_R = E[R/(R+R_i)] = 1.0[R/(R+R_i)]$$

Using the example developed above for the range 0° to 50°C , where R was found to be $3,898.1 \Omega$ (remember that R is the same whether used in series or in parallel with R_i) gives a value of R_i at 3°C of $14,025 \Omega$. Therefore $E_{R_3} = 1.0 \{3,898.1/(3,898.1 + 14,025)\} = 0.217490 \text{ v}$. R_i at 25°C is $5,000 \Omega$, so that $E_{R_{25}}$ is 0.438082 v . At 47°C , R_i is $2,020 \Omega$, giving a value of 0.658674 v for $E_{R_{47}}$.

Since E_{R_3} , $E_{R_{25}}$, and $E_{R_{47}}$ lie on a straight line, E_R and T coincide at those three points. However, the voltages



3. S shaped. The equivalent parallel resistance, R_p , of a thermistor and a linearizing resistor (shown in color) deviates slightly from the linear (black). Similarly, in a powered circuit the series combination produces an almost linear voltage, E_n , across the linearizing resistor.

One to one. For convenient temperature measurements, the bridge and op-amp scaling circuit shown gives a one-to-one correspondence between temperature and voltage. The digital voltmeter then displays a voltage that can be directly read as a temperature.

are not directly readable as temperatures. With a 4½-digit voltmeter on the 0-to-1-v range, it would be advantageous to read 0.0300 at 3°C, 0.2500 at 25°C, and 0.4700 at 47°C; moving the decimal point two places to the right, so that the readings are, respectively, 3.00, 25.00 and 47.00, would be even better. But first the maximum allowable voltage for E must be determined.

In most small thermistors, the maximum allowed power dissipation due to self-heating is about 1 milliwatt per °C in still air. To keep the self-heating error to about 0.1°C, the current must be limited to give a dissipation of about 0.1 mw in R, when it is equal to R, which is the point of maximum power dissipation. In the example above where R is 3,898.1 Ω, the current, I, must be limited to $I = (P/R)^{1/2} = (0.0001/3,898.1)^{1/2} = 0.00016$ ampere. The maximum E is then $I(R_1 + R)$, where $R_1 = R$, so that $E = I(2R) = 1.249$ v. This value is based on a worst-case condition, where the thermistor is surrounded by still air; if moving air, liquids, or solids are being measured, the self-heating error is much lower.

To get from the accurate but unwieldy voltage versus temperature relationship to a direct-reading digital-voltmeter output requires a bridge and a programmable-gain operational amplifier, as shown in Fig. 4. The first step is to obtain the gain of the op-amp circuit. In the example of a 0°-to-50°C measurement, a temperature change of 44°C produced a voltage change across R of 0.441184 v; the gain, G, must therefore be adjusted so as to be equal to $(D/100)/(E_{R_c} - E_{R_a})$, where D is the difference in °C between temperatures T_c and T_a , E_{R_c} is the voltage across R at temperature T_c , and E_{R_a} is the voltage across R at temperature T_a . Thus:

$$G = \frac{(I/E)(D/100)}{[R/(R+R_a)] - [R/(R+R_c)]} \quad (2)$$

The next step is to calculate E_R at temperature T_a and subtract $(T_a/100)/G$ from it. That yields the voltage needed across R_2 in the bridge to give a voltage equal to $E/100$. For example, if $T_a = 3°C$, the voltage should be 0.330 v, since:

$$E_2 = E \frac{R}{(R+R_a)} - \frac{T_a/100}{G} \quad (3)$$

and the voltage E_1 for any temperature T_1 is:

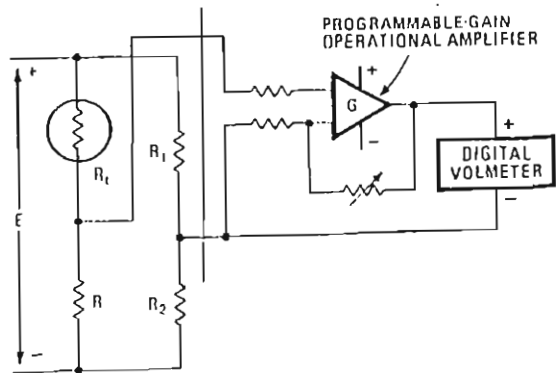
$$E_1 = G \left[E \left(\frac{R}{R+R_1} - E_2 \right) \right] \quad (4)$$

where R_1 equals the resistance of the thermistor at T_1 . Finally, the error, EC, in °C is calculated as:

$$EC = (E_1/100) - T_1 \quad (5)$$

A simple Basic program to solve Eqs. 1 through 5 and calculate a table of temperature, voltage, and error in °C is shown at the right above.

The peak errors over large temperature ranges are reduced by an order of magnitude using a computer-aided design technique that combines the three-point

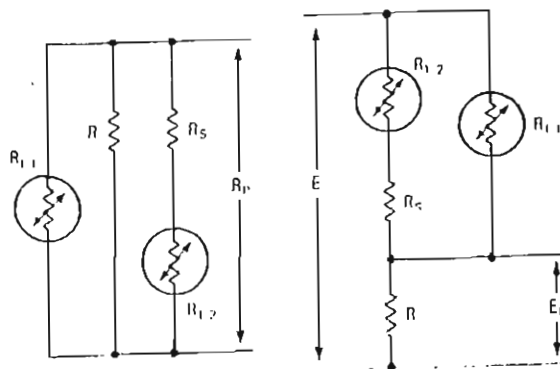


```

100 REM 3 POINT THERMISTOR LINEARIZATION
200 DATA 14025,5000,2070,44,3,1
300 READ A,B,C,D,L,E
400 LET D=D/100
500 LET L=L/100
600 LET D=(R*(A+C)-2*A*C)/(A+C-2*R)
700 LET G=D/(E*(R/(R+C)-R/(R+A)))
800 LET E2=E*R/(R+A)-L/G
900 PRINT "R":R;" G":G;" E2":E2
1000 INPUT "Tc":Tc
1100 INPUT "Ra":Ra
1200 LET E2=G*(E*R/(R+Ra)-E2)
1300 LET E3=(INT(E3*10000+.5))/10000
1400 LET E4=E3*100-.1
1500 PRINT "TEMP":Tc;" DEG C":E4;" V":E3;" ERROR":E4;" DEG C"
1600 PRINT
1700 GOTO 1000

```

NOTE: In line 200, type the values of the following variables in order after the word "data": R_a , R_b , R_c , T_c , T_a , T_b , and E for the application. The values for the previous example are used here for illustration.



5. Ultimate. Shown here is an improvement on the three-point linearizing procedure of Fig 2. The circuit on the left is the resistance version; the one on the right is the powered version. For both, peak errors are reduced by an order of magnitude over the original configuration when used over a large temperature range. Here R_1 represents N thermistors of the original type connected in parallel, R_2 is the original thermistor and R_3 is added in series with R_1 . The program on page 154 is used to find N and R_3 .

LIST

```

1 REM 3 POINT LINEARIZATION OF THERMISTORS
2 REM
5 REM FORMAT LINE 10, DATA R1,R2,R3, T1, T2, T3
6 REM FORMAT LINE 11, DATA R1 AT LOWEST TEMP OF DESIRED
7 REM RANGE, R1 AT NEXT HIGHER 1 STEP, ETC UNTIL R1
8 REM FOR ALL STEPS ARE LISTED IN THE EXAMPLE BELOW THE
9 REM RANGE IS 0 100 DEG C, STEP 5 DEG, 5000 OHM THERMISTOR
10 DATA 14025, 1801 5, 370 5, 94 3, 1
11 DATA 16325, 17695, 9950, 7855, 6245, 5000, 4028, 5
12 DATA 3265 2663 3, 2185, 1801 5, 1493, 1244, 1041 5
13 DATA 876, 739 5, 627 5 535, 457, 65, 393 35, 339, 15
30 READ A1, B1, C1, D, E
40 D = D/100 L = L/100
47 REM
48 REM N IS THE NUMBER OF ADDITIONAL PARALLELED THERMISTORS
49 REM N=0 SIGNIFIES A SINGLE THERMISTOR CIRCUIT
50 INPUT "N:" N
55 IF N THEN A1 = B1 / C1 * D * E * 100
60 INPUT "R1, GUESS:" S
80 A2 = A1/N: B2 = B1/N: C2 = C1/N
97 REM
98 REM SERIES PARALLEL RESISTANCE OF A1, A2, AND R IS FOUND, ETC
100 A = (A2 * S) * A1 / (A1 + A2 * S)
110 B = (B2 * S) * B1 / (B1 + B2 * S)
120 C = (C2 * S) * C1 / (C1 + C2 * S)
128 REM
129 REM THE VALUE OF LINEARIZING RESISTOR R IS FOUND
130 R = (B * (A + C) - 2 * A * C) / (A * C - 2 * B)
138 REM
139 REM THE GAIN G OF THE OP AMP CIRCUIT IS FOUND
140 G = D/10 / (R + C) / (R + A) * E
148 REM
149 REM THE NECESSARY OFFSET VOLTAGE E2 ACROSS R2 IS FOUND
150 E2 = E * (R + A) / E * G
160 PRINT " R1, R2, G, E2, E2"
180 PRINT "TEMP, DVM, ERROR"
181 REM
182 REM FORMAT LINE 185 FOR T LOWEST IN DESIRED RANGE TO
183 REM HIGHEST T STEP THE DESIRED INCREMENT NOTE MUST
184 REM MATCH VALUES IN LINES 11, 12, ETC
185 FOR T = 0 TO 100 STEP 5
187 READ R1
188 GOSUB 210
189 NEXT T
190 INPUT "WANT TO TRY OTHER TEMPERATURES, YES OR NO?" US
191 IF US = "YES" THEN 193
192 GOTO 200
193 INPUT "T, I, INPUT "R1, R2"
194 GOSUB 210
195 GOTO 190
200 RESUME GOTO 10
205 END
208 REM
209 REM SUBROUTINE FOR FINDING DVM READINGS AND ERRORS
210 IF N = 0 THEN R1 = R1: GOTO 230
215 R2 = R1/N
220 R3 = (R2 * S) * R1 / (R1 + R2 * S)
230 E3 = G * (E * R / (R + R3)) / E2
240 E3 = INT(E3 * 10000) / 511 / 10000
250 L4 = E3 * 100: T
260 E4 = INT(E4 * 10000) / 511 / 10000
270 PRINT T, E3 * 100, E4
280 RETURN
290 END
READY

```

TEMP	DVM	E2 .135056	ERR04
0	24		.24
5	4.89		-.11
10	9.79		-.21
15	14.83		-.17
20	19.95		-.05
25	25.05		.05
30	30.13		.13
35	35.16		.16
40	40.12		.12
45	45.06		.06
50	50		0
55	54.96		.04
60	59.94		-.06
65	64.96		-.04
70	70.02		.02
75	75.13		.13
80	80.21		.21
85	85.24		.24
90	90.23		.23
95	95.09		.09
100	99.82		-.18

WANT TO TRY OTHER TEMPERATURES, YES OR NO? YES
 T? 5
 R? 21165
 5
 -4.0/
 .93
 WANT TO TRY OTHER TEMPERATURES, YES OR NO? YES
 T? 105
 R? 293 65
 105
 104.36
 -.64
 WANT TO TRY OTHER TEMPERATURES, YES OR NO? NO
 N? 4
 R: GUESS? X
 ?SN ERROR IN 60
 READY

zero-error method with some cut-and-try efforts to determine the number of additional similar thermistors in parallel (or a single additional thermistor of 1/Nth the value of the original thermistor) and the value of a fixed resistor in series with the additional thermistor(s). The resulting circuit configuration is shown in Fig. 5, where R_1 is the combination of the resistance of the original thermistor, R_1 ; the parallel resistance, R_2 , of the N additional thermistors; and the additional fixed resistor, R_3 ; and where R is the linearizing resistor.

The value of R is found from Eq. 1 using R_1 , which is the series-parallel combination of R_3 , R_1 , and R_2 at the three equidistant temperatures. The values of R_3 and N are found by the cut-and-try method, to minimize the peak errors. The second Basic program, above, allows for readily changing values of N and R_3 and gives the peak errors over the temperature range for each value.

The thermistor resistances at various temperatures are entered as a data list in the first lines of the program and are used again and again as the cut-and-try attempts proceed. The results are displayed in the form of the table above, showing the errors at each temperature. The crossover points are easily changed in line 10 of the program to equalize the errors over the temperature range, and N and R_3 guesses are dynamically changed to minimize the peak errors and consequently arrive at the optimum values. The procedure takes only a few minutes to give the values for minimum errors.

Running the program for a temperature range of 100°C using the data shown and selecting $N = 5$ and $R_3 = 1,050 \Omega$ produce the results that are shown above. Note how the errors are balanced over the range and how fast they increase above and below the range (for example, at -5° and 105°C).

In the second program, the "no" answer to the third interrogation jumped the program back to the point where new estimates of N or R_3 or both could have been made as part of the cut-and-try procedure. A letter answer to either "N?" or "T,?" rather than a number terminates the program (as shown) so that other crossover points and other variables can be entered on line 10. This program can be used as a general one, replacing the previous version, because it allows the selection of $N = 0$ for single-thermistor linearization over small temperature ranges, where errors are so small that multiple thermistors are not needed.

checkplot v1.0 r9

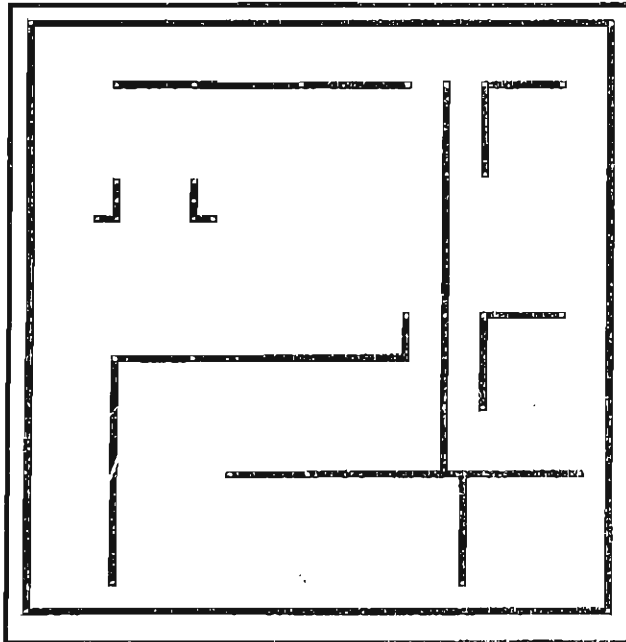
8 Oct 1985 06:43:17

file: work.pcb

lower layer

approx. size: 3.05 by 3.05 in.

holes: 34



MODELO DE TABLETA IMPRESA PARA LA FUENTE DE ALIMENTACION DEL BARD MARIA Y LA ESTUFA DE CULTIVO

checkplot v1.0 r9

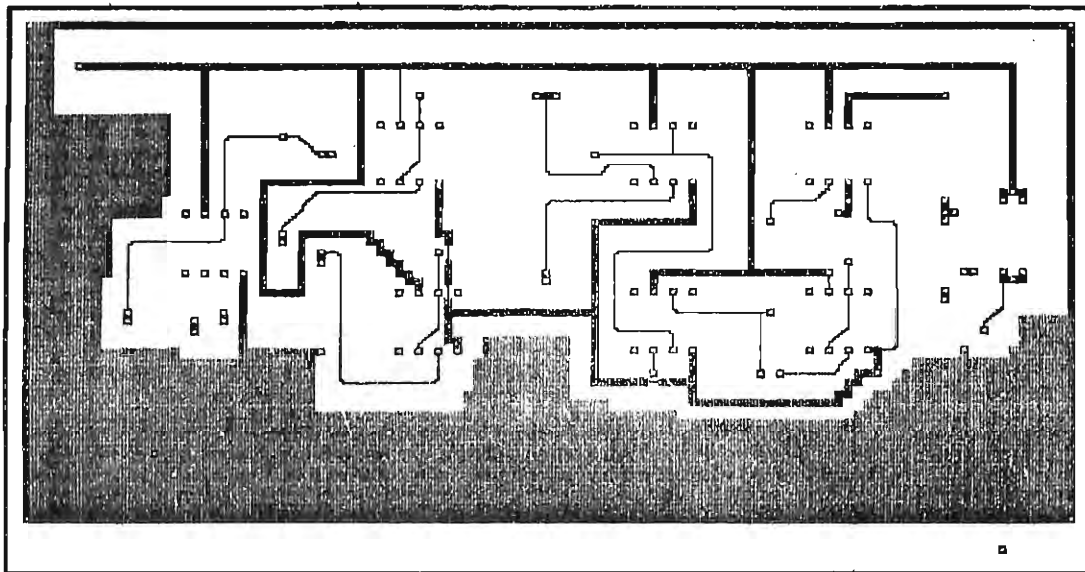
8 Oct 1985 06:29:22

file: term.pcb

lower layer

approx. size: 5.40 by 2.70 in.

holes: 120



MODELO DE TABLETA IMPRESA PARA EL CONTROL DE TEMPERATURA

checkplot v1.0 r9

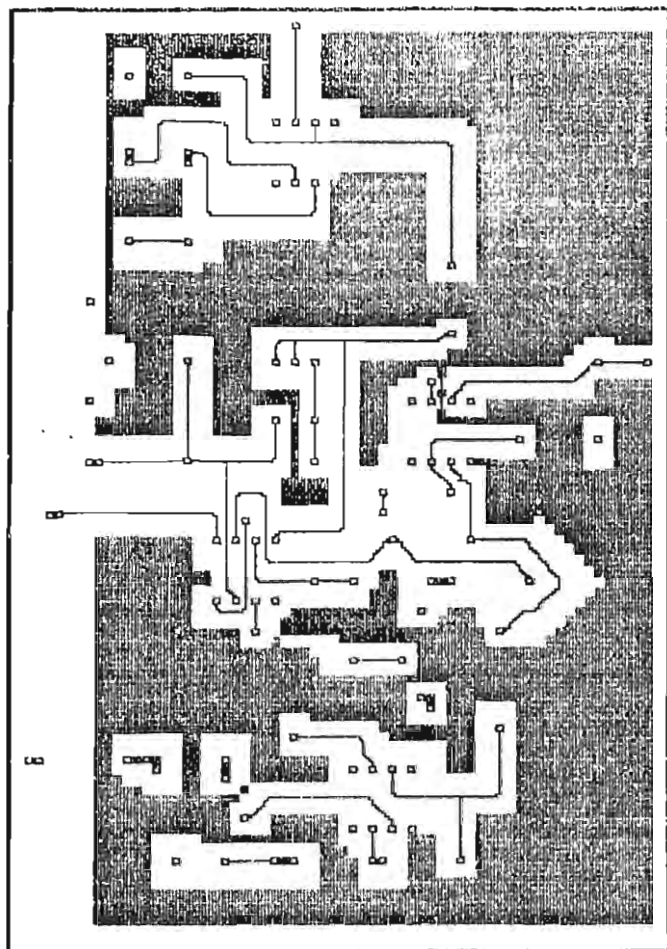
8 Oct 1985 06:37:40

file: dio.pc

lower layer

approx. size: 3.29 m x 4.57 m

holes: 108



MODELO DE TABLETA IMPRESA PARA EL AMPLIFICADOR LOGARITMICO DEL COLORIMETRO

BIBLIOTECA CENTRAL
UNIVERSIDAD DE EL SALVADOR

checkplot v1.0 r9

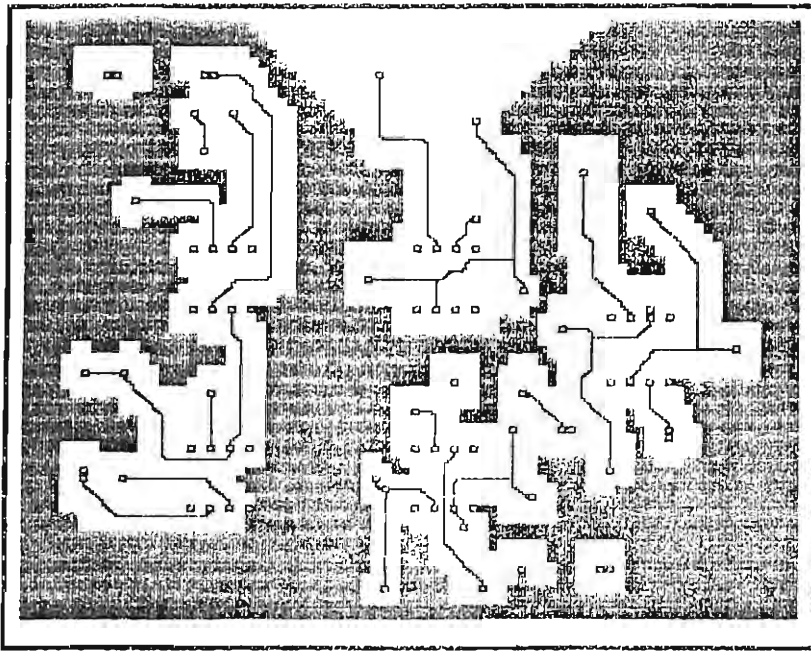
12 Jan 1989 13:49:18

file: dio.pcb

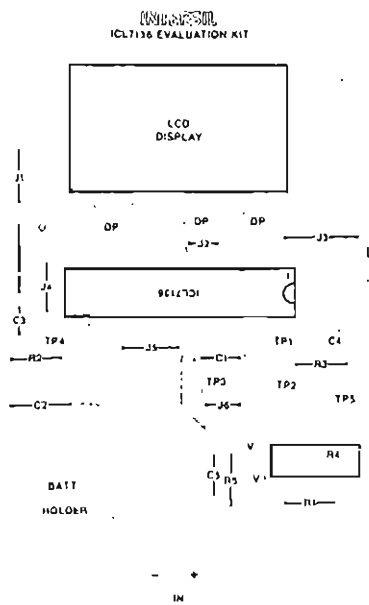
lower layer

approx. size: 4.00 by 3.05 in.

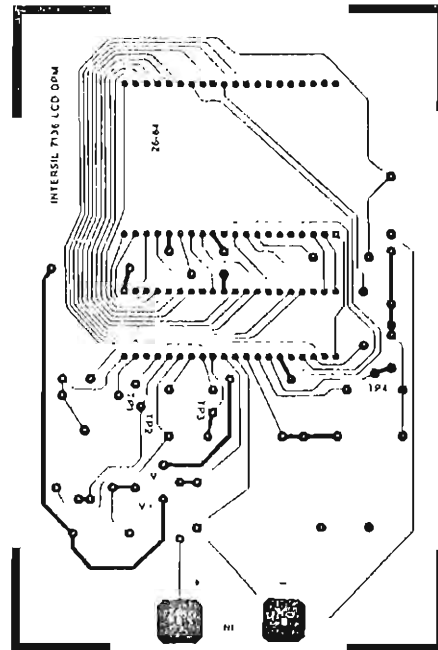
holes: 89



MODELO DE TABLETA IMPRESA PARA EL DISPOSITIVO CONDICIONADOR DEL COLORIMETRO



ICL7136 EV/KIT
ASSEMBLY DRAWING
TOP VIEW



ICL7136 EV/KIT
PRINTED CIRCUIT BOARD
BOTTOM VIEW

MODELO DE TABLETA IMPRESA PARA EL CONVERTIDOR/PRESENTADOR DIGITAL



OP-215

DUAL PRECISION JFET-INPUT OPERATIONAL AMPLIFIER

Precision Monolithics Inc.

FEATURES

- High Slew Rate 10V/ μ s Min
- Fast Settling Time 0.9 μ s to 0.1% Typ
- Low Input Offset Voltage Drift 10 μ V/ $^{\circ}$ C Max
- Wide Bandwidth 3.5MHz Min
- Temperature-Compensated Input Bias Currents
- Guaranteed Input Bias Current 18nA Max (125 $^{\circ}$ C)
- Bias Current Specified Warm-Up Over Temperature
- Low Input Noise Current 0.01pA/ \sqrt Hz Typ
- High Common-Mode Rejection Ratio 86dB Min
- Pin Compatible With Standard Dual Pinouts
- 125 $^{\circ}$ C Temperature Tested DICE
- Models With MIL-STD-883 Class B Processing Available

ORDERING INFORMATION

V _A - 25 $^{\circ}$ C V _{OS} MAX (mV)	PACKAGE			OPERATING TEMPERATURE RANGE
	TO-99 8-PIN	HERMETIC DIP 8-PIN	LCC 20-PIN	
1.0	OP215AJ	OP215AZ	-	MIL
1.0	OP215EJ	OP215EZ	-	COM
2.0	OP215BJ	OP215BZ	OP215BRC: 883	MIL
2.0	OP215FJ	OP215FZ	-	COM
4.0	OP215CJ: 883	OP215CZ: 883	-	MIL
6.0	-	OP215GZ	-	COM

All devices processed in total compliance to MIL-STD-883 add. B83 after part number. Consult factory for B83 data sheet.

Part number is available on commercial and industrial temperature ranges: 1, 01, 02, 03, 04, 05, 06, 07, 08, 09, 10, 11, 12, 13, 14, 15, 16, 17, 18, 19, 20, 21, 22, 23, 24, 25, 26, 27, 28, 29, 30, 31, 32, 33, 34, 35, 36, 37, 38, 39, 40, 41, 42, 43, 44, 45, 46, 47, 48, 49, 50, 51, 52, 53, 54, 55, 56, 57, 58, 59, 60, 61, 62, 63, 64, 65, 66, 67, 68, 69, 70, 71, 72, 73, 74, 75, 76, 77, 78, 79, 80, 81, 82, 83, 84, 85, 86, 87, 88, 89, 90, 91, 92, 93, 94, 95, 96, 97, 98, 99, 100. For ordering information, see PMP Data Book, Section 2.

GENERAL DESCRIPTION

The OP-215 offers the proven JFET-input performance advantages of high speed and low input bias current with the

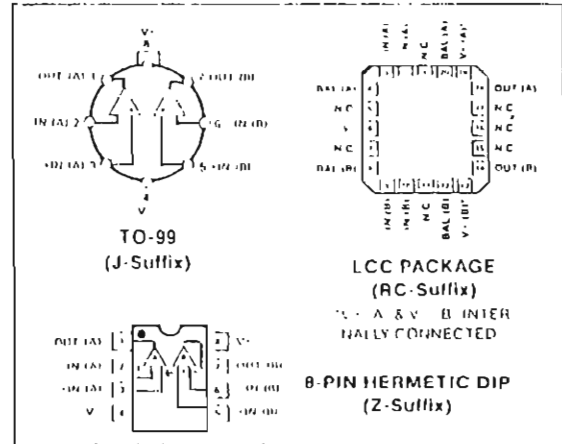
tracking and convenience advantages of a dual op-amp configuration.

Low input offset voltages, low input currents, and low drift are featured in these high-speed amplifiers.

On-chip zero-drift trimming is used to achieve low V_{OS}, while a bias current compensation scheme gives a low input bias current at elevated temperatures. Thus the OP-215 features an input bias current of 18nA at 125 $^{\circ}$ C ambient (not junction) temperature which greatly extends the application usefulness of this device.

Applications include high-speed amplifiers for current output DACs, active filters, sample-and-hold buffers, and photocell amplifiers. For additional precision JFET op-amps, see the OP-15, 16, 17 data sheet.

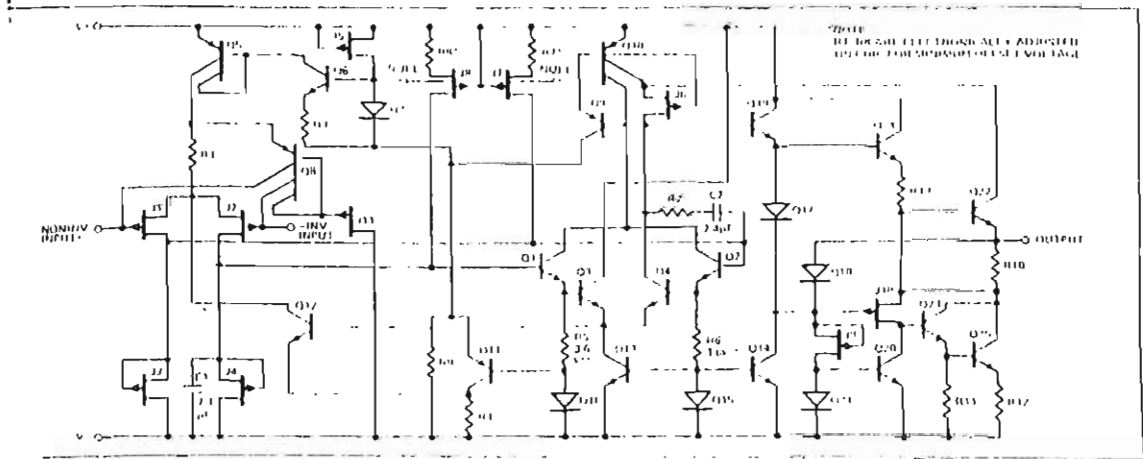
PIN CONNECTIONS



OPERATIONAL AMPLIFIERS

5

AMPLIFIED SCHEMATIC (1/2 OP-215)



**ABSOLUTE MAXIMUM RATINGS** (Note 2)

Supply Voltage	OP-215A, OP-215B, OP-215E, OP-215F (All DICE except GR)	±22V
	OP-215C, OP-215G (GR DICE only)	±18V
Internal Power Dissipation (Note 1)	500mW
Operating Temperature Range	OP-215A, OP-215B, OP-215C	-55°C to +125°C
	OP-215E, OP-215F, OP-215G	0°C to +70°C
Maximum Junction Temperature (T _J)	+150°C
Differential Input Voltage	OP-215A, OP-215B, (All DICE except GR)	±40V
	OP-215E, OP-215F, (All DICE except GR)	±30V
Input Voltage	OP-215A, OP-215B, (All DICE except GR)	±20V
	OP-215E, OP-215F, (All DICE except GR)	±16V

(Unless otherwise specified the absolute maximum negative input voltage is equal to the negative power supply voltage.)

Output Short-Circuit Duration	Indefinite
Storage Temperature Range	-85°C to +150°C
Lead Temperature (Soldering, 60 sec)	300°C
DICE Junction Temperature (T _J)	-65°C to +150°C

NOTES:

1 See table for maximum ambient temperature rating and derating factor

PACKAGE TYPE	MAXIMUM AMBIENT TEMPERATURE FOR RATING	DERATE ABOVE MAXIMUM AMBIENT TEMPERATURE
20-Pin ICC NC	80°C	7.5mW/°C
TO-98 J	80°C	7.1mW/°C
8-Pin Hermetic DIP Z	75°C	6.7mW/°C

2 Absolute maximum ratings apply to both packaged parts and DICE, unless otherwise noted

ELECTRICAL CHARACTERISTICS at V_S = ±15V, T_A = 25°C, unless otherwise noted.

PARAMETER	SYMBOL	CONDITIONS	OP-215A/E			OP-215B/F			OP-215C/G			UNITS	
			MIN	TYP	MAX	MIN	TYP	MAX	MIN	TYP	MAX		
Input Offset Voltage	V _{OS}	R _S = 50Ω 'G' Grade	—	0.2	1.0	—	0.6	2.0	—	2.0	4.0	mV	
Input Offset Current	I _{OS}	T _J = 25°C (Note 1) Device Operating	—	3	50	—	3	50	—	3	100	pA	
Input Bias Current	I _B	T _J = 25°C (Note 1) Device Operating	—	±15	±100	—	±16	±200	—	±16	±300	pA	
Input Resistance	R _{IN}		—	10 ¹²	—	—	10 ¹²	—	—	10 ¹²	—	Ω	
Large-Signal Voltage Gain	A _{VO}	R _L ≥ 2kΩ V _O = ±10V	160	500	—	76	220	—	60	200	—	V/mV	
Output Voltage Swing	V _O	R _L = 10kΩ R _L = 2kΩ	±12	±13	—	±12	±13	—	±12	±13	—	V	
Supply Current	I _{SY}	'G' Grade	—	6.0	8.5	—	6.0	8.5	—	7.0	10.0	mA	
Slow Rate	SR	A _{VCL} = +1	10	18	—	7.6	16	—	6	16	—	V/μs	
Gain Bandwidth Product	GBW	(Note 3)	3.6	6.7	—	3.6	6.7	—	3.0	6.4	—	MHz	
Closed-Loop Bandwidth	CLBW	A _{VCL} = +1	—	13	—	—	13	—	—	12	—	MHz	
Settling Time	t _S	to 0.01%	—	2.3	—	—	2.3	—	—	2.4	—	μs	
		to 0.05% (Note 2)	—	1.1	—	—	1.1	—	—	1.2	—		
		to 0.10%	—	0.9	—	—	0.9	—	—	1.0	—		
Input Voltage Range	IVR		+10.2	+14.8	—	+10.2	+14.8	—	+10.1	+14.8	—	V	
Common-Mode Rejection Ratio	CMRR	V _{CM} = ±1VR	A, B, C Grades	86	100	—	86	100	—	82	96	—	dB
			E, F, G Grades	82	100	—	82	100	—	80	96	—	
Power Supply Rejection Ratio	PSRR	V _S = ±10V to ±18V	—	10	51	—	10	80	—	—	—	μV/V	
		V _S = ±10V to ±15V	—	—	—	—	—	—	—	—	16	100	
Input Noise Voltage Density	e _{ni}	f _n = 1000 Hz	—	—	20	—	—	20	—	—	—	nV/√Hz	
Input Noise Current Density	i _{ni}	f _n = 1000 Hz	—	—	13	—	—	13	—	—	—	pA/√Hz	
Input Capacitance	C _{IN}		—	3	—	—	3	—	—	3	—	pF	



MAT-04

MATCHED MONOLITHIC
QUAD TRANSISTOR

Precision Monolithics Inc.

FEATURES

- Low Offset Voltage 200 μ V Max
- High Current Gain 400 Min
- Excellent Current Gain Match 2% Max
- Low Noise Voltage at 100Hz, 1mA 2.5nV/√Hz Max
- Excellent Log Conformance $r_{DE} = 0.6\Omega$ Max
- Matching Guaranteed for All Transistors

ORDERING INFORMATION†

$T_A = 25^\circ\text{C}$ $V_{OS\text{ MAX}}$ (μV)	PACKAGE		OPERATING TEMPERATURE RANGE
	HERMETIC DIP 14-PIN	PLASTIC 14-PIN	
200	MAT04AY*	-	MIL
200	MAT04EY	-	IND
400	MAT04BY*	-	MIL
400	MAT04FY	MAT04FP	IND
400	-	MAT04GS††	COM

* For devices processed in total compliance to MIL-S10-88J, add 88J after part number. Consult factory for 88J data sheet.

† Burn-in is available on commercial and industrial temperature range parts in car-dip, plastic dip, and TO-can packages. For ordering information, see 1988 Data Book, Section 2.

†† For availability and form information on SO and PLCC packages, contact your local sales office.

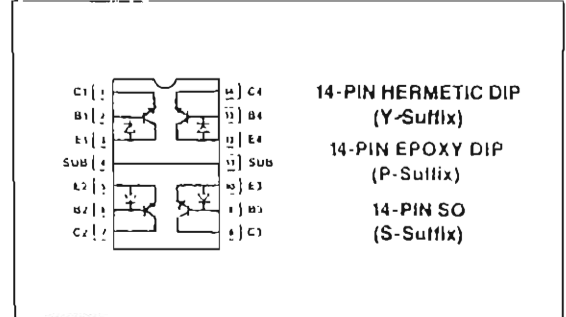
GENERAL DESCRIPTION

The MAT-04 is a quad monolithic NPN transistor that offers excellent parametric matching for precision amplifier and non-linear circuit applications. Performance characteristics of the MAT-04 include high gain (400 minimum) over a wide range of collector current, low noise (2.5nV/√Hz maximum at 100Hz, $I_C = 1\text{mA}$) and excellent logarithmic conformance. The MAT-04 also features a low offset voltage of 200 μ V and high current gain matching, to within 2%. Each transistor of the MAT-04 is individually tested to data sheet specifications. For matching parameters (offset voltage, input offset current, and gain match), each of the four transistor combinations are verified to meet stated limits. Device performance is guaranteed at 25°C and over the industrial and military temperature ranges.

The long term stability of matching parameters is guaranteed by the protection diodes across the base-emitter junction of each transistor. These diodes prevent degradation of beta and matching characteristics due to reverse bias base-emitter current.

The superior logarithmic conformance and accurate matching characteristics of the MAT-04 makes it an excellent choice for use in log and analog circuits. The MAT-04 is an ideal choice in applications where low noise and high gain are required.

PIN CONNECTIONS



ABSOLUTE MAXIMUM RATINGS (Note 1)

Collector-Base Voltage (BV_{CBO})	40V
Collector-Emitter Voltage (BV_{CEO})	40V
Collector-Collector Voltage (BV_{CC})	40V
Emitter-Emitter Voltage (BV_{EE})	40V
Collector Current	30mA
Emitter Current	30mA
Substrate (Pin-4 to Pin-11) Current	30mA
Total Power Dissipation (Note 2)	500mW
Operating Temperature Range	
MAT-04AY, BY	-55°C to +125°C
MAT-04EY, FY, FP	-25°C to +85°C
MAT-04GS	0°C to +70°C
Storage Temperature	
Y Package	-65°C to +150°C
P Package	-65°C to +125°C
Lead Temperature (Soldering, 60 sec)	300°C

NOTES:

1. Absolute maximum ratings apply to both DICE and packaged devices.
2. The table below lists maximum ambient temperature ratings and derating factors.

PACKAGE TYPE	MAXIMUM AMBIENT TEMPERATURE FOR RATING	DERATE ABOVE MAXIMUM AMBIENT TEMPERATURE
14 Pin Hermetic DIP (Y)	100°C	10mW/°C
14 Pin Epoxy DIP (P)	42°C	6mW/°C



ELECTRICAL CHARACTERISTICS at $T_A = 25\text{ C}$ unless otherwise noted. Each transistor is individually tested. For matching parameters (V_{OS} , I_{OS} , Δh_{FE}) each dual transistor combination is verified to meet stated limits. All tests made at endpoints unless otherwise noted.

PARAMETER	SYMBOL	CONDITIONS	MAT-04A/E			MAT-04B/F/G			UNITS
			MIN	TYP	MAX	MIN	TYP	MAX	
Current Gain	h_{FE}	$I_C = 10\mu\text{A}$ - $I_C = 1\text{mA}$ $V_{CE} = 30\text{V}$ (Note 1)	400	800		300	600		
Current Gain Match	Δh_{FE}	$I_C = 100\mu\text{A}$ $V_{CE} = 30\text{V}$ (Note 2)	—	0.5	2	—	1	4	%
Offset Voltage	V_{OS}	$I_C = 10\mu\text{A}$ - $I_C = 1\text{mA}$ $V_{CE} = 30\text{V}$ (Note 4)	—	50	200	—	100	400	μV
Offset Voltage Change vs Collector Current	$\Delta V_{OS} / \Delta I_C$	$I_C = 10\mu\text{A}$ - $I_C = 1\text{mA}$ $V_{CE} = 30\text{V}$ (Note 4)	—	5	25	—	10	50	μV
Offset Voltage Change vs V_{CE}	$\Delta V_{OS} / \Delta V_{CE}$	$I_C = 10\mu\text{A}$ - $I_C = 1\text{mA}$ $V_{CE} = 30\text{V}$ (Note 4)	—	50	100	—	100	200	μV
Bulk Emitter Resistance	r_{BE}	$I_C = 10\mu\text{A}$ - $I_C = 1\text{mA}$ $V_{CE} = 30\text{V}$ (Note 5)	—	0.4	0.6	—	0.4	0.6	Ω
Input Bias Current	I_B	$I_C = 100\mu\text{A}$ $V_{CE} = 30\text{V}$	—	125	250	—	165	330	nA
Input Offset Current	I_{OS}	$I_C = 100\mu\text{A}$ $V_{CE} = 30\text{V}$	—	0.6	5	—	2	13	nA
Breakdown Voltage	BV_{CEO}	$I_C = 10\mu\text{A}$	40			40			V
Collector Saturation Voltage	$V_{CE(SAT)}$	$I_B = 100\mu\text{A}$ $I_C = 1\text{mA}$	—	0.03	0.06	—	0.03	0.06	V
Collector-Base Leakage Current	I_{CBO}	$V_{CB} = 40\text{V}$	—	5		—	5		nA
Noise Voltage Density	e_n	$V_{CE} = 0\text{V}$ $I_O = 10\text{Hz}$ $I_C = 1\text{mA}$ $I_O = 100\text{Hz}$ (Note 3) $I_O = 1\text{kHz}$	—	2	3	—	2	4	nV/√Hz
Gain Bandwidth Product	f_T	$I_C = 1\text{mA}$ $V_{CE} = 10\text{V}$	—	300		—	300		MHz
Output Capacitance	C_{OUT}	$V_{CE} = 15\text{V}$ $f_r = 0$ $f = 1\text{MHz}$	—	10		—	10		pF
Input Capacitance	C_{IN}	$V_{BE} = 0\text{V}$ $f_r = 0$ $f = 1\text{MHz}$	—	40		—	40		pF

NOTES:

- 1 Current gain measured at $I_C = 10\mu\text{A}$, $100\mu\text{A}$ and 1mA
- 2 Current gain match is defined as: $\Delta h_{FE} = \frac{100(\Delta I_B)}{I_C} (h_{FE} \text{ min})$
- 3 Sample tested
- 4 Measured at $I_C = 10\mu\text{A}$ and guaranteed by design over the specified range of I_C
- 5 Guaranteed by design

9
MATCHED TRANSISTORS