

UNIVERSIDAD DE EL SALVADOR
Facultad de Ingeniería y Arquitectura
Escuela de Ingeniería Eléctrica



PROCEDIMIENTOS DE CONSTRUCCION DE EQUIPO
DE LABORATORIO CLINICO EN EL SALVADOR

TRABAJO DE GRADUACION PRESENTADO POR:

JORGE ANTONIO RAMIREZ RAJO

PARA OPTAR AL TITULO DE:

INGENIERO ELECTRICISTA

MAYO DE 1991



T
542.1
R173p

UNIVERSIDAD DE EL SALVADOR



AUTORIDADES UNIVERSITARIAS:

RECTOR: DR. JOSE BENJAMIN LOPEZ GUILLEN.

SECRETARIO GENERAL: DRA. GLORIA ESTELA GOMEZ DE PEREZ.

FACULTAD DE INGENIERIA Y ARQUITECTURA:

DECANO: ING. JOAQUIN ALBERTO VANEGAS AGUILAR.

SECRETARIO: ING. MARIO ARNOLDO MOLINA ARGUETA.

ESCUELA DE INGENIERIA ELECTRICA:

COORDINADOR: ING. JOSE RIGOBERTO MURILLO.

UNIVERSIDAD DE EL SALVADOR

TRABAJO DE GRADUACION

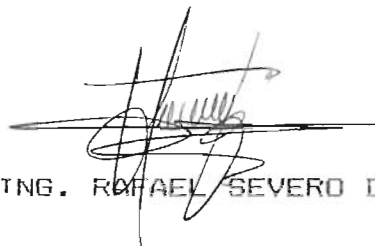
COORDINADOR:

ING. RICARDO ERNESTO CORTEZ

A handwritten signature in black ink, appearing to be 'Ricardo Ernesto Cortez', written in a cursive style.

ASESOR:

ING. RAFAEL SEVERO DE LA CRUZ

A handwritten signature in black ink, appearing to be 'Rafael Severo de la Cruz', written in a cursive style with a horizontal line through it.

ACTA DE CONSTANCIA DE NOTA Y DEFENSA FINAL

En esta fecha, 13 de mayo 1991, en el local de la Sala de Lectura de la Escuela de Ingeniería Eléctrica a las 10:45 AM, horas, con la presencia de las siguientes autoridades de la Escuela de Ingeniería Eléctrica de la Universidad de El Salvador:

Firma

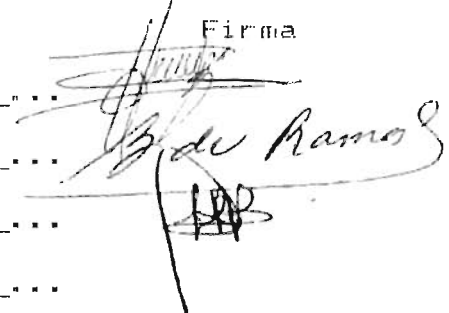
- 1- Ing. José Rigoberto Murillo Campos ...
Coordinador
- 2- Ing. Hector Jacinto Vásquez ...
Secretario
- 3- Ing. Ricardo Ernesto Cortéz ...
Coordinador de Investigación



Y con el Honorable Jurado de evaluación integrado por las personas siguientes:

Firma

- 1- Ing. Rafael S. de la Cruz Amaya ...
- 2- Lic. Berta Luz Cortez de Ramos ...
- 3- Ing. Luis Ramón Fortillo ...
- 4- _____ ...
- 5- _____ ...
- 6- _____ ...



Se efectuó la defensa final reclamatoria del Trabajo de Graduación: "PROCEDIMIENTOS DE CONSTRUCCION DE EQUIPO DE LABORATORIO CLINICO EN EL SALVADOR".

a cargo del (los) Br(es):

- 1- Jorge Antonio Ramirez Rajo
- 2- _____

Habiendo obtenido el presente trabajo una nota final, global de: 84 (Ocho punto Cuatro) —

TRABAJO DEDICADO A:

DIOS TODOPODEROSO:

FOR LA LUZ QUE ME BRINDO EN MIS OSCUROS
MOMENTOS DE MIEDO Y VACILACION.

MIS PADRES:

JORGE AMADO RAJO.

HERMINIA RAMIREZ DE RAJO.

MIS HERMANAS:

LIANA DALILA RAJO.

CARMEN MARLENE RAJO.

MIS ABUELOS:

JOSE ANTONIO RAJO (Q.D.D.G.).

CARMEN ORANTES DE RAJO (Q.D.D.G.).

FRANCISCO RAMIREZ.

MARIA DEL CARMEN ROGEL.

A TODOS MIS AMIGOS:

QUE SIEMPRE CREYERON EN MI Y ME
ALENTARON CUANDO TODO ERA MAS DIFICIL.

AGRADECIMIENTOS

ESCUELA DE INGENIERIA ELECTRICA:

AL ING. RICARDO ERNESTO CORTEZ Y AL ING. RAFAEL SEVERO DE LA CRUZ, POR SUS VALIOSAS OBSERVACIONES Y RECOMENDACIONES QUE CONTRIBUYERON A MEJORAR MI TRABAJO.

MINISTERIOS PARA VIDA:

AL DR. TOMAS WILFREDO MARTINEZ Y A SU ESPOSA, POR PERMITIRME EXAMINAR SIN NINGUN TIPO DE RESTRICCION EL EQUIPO DE LA CLINICA Y APORTARME INFORMACION, QUE AYUDARON AL ENRIQUECIMIENTO DE MI TRABAJO.

SERVICIO RADIO Y TV COLOR "MARCONI":

A JORGE AMADO RAJO Y RICARDO ANTONIO CEVALLOS POR LA AYUDA SINCERA Y DIRECTA EN LA CONSTRUCCION DE LOS PROTOTIPOS DE LOS APARATOS PROPUESTOS. SIN CUYA COLABORACION HUBIESE SIDO IMPOSIBLE LA EXITOSA REALIZACION DEL TRABAJO.

A MIS COMPAÑEROS Y AMIGOS:

CARLOS ANDRES OSORIO, JOSE ROBERTO TREJO Y ERNESTO CHINCHILLA POR SU DESINTERESADA AYUDA EN LA EDICION DEL PRESENTE DOCUMENTO.

A TODAS LAS PERSONAS:

QUE DE UNA U OTRA MANERA HAN CONTRIBUIDO CON SU INVALUABLE APORTE A QUE ESTE TRABAJO LLEGASE A SU CULMINACION.

PREFACIO

Considerando que en El Salvador existen numerosas limitantes en cuanto al área de la Salud, se inició, en un Trabajo de Graduación previo, una investigación en este campo, con la intención de averiguar en que grado era posible la participación de la Ingeniería Eléctrica en la solución del problema.

En dicha investigación se comprobó que en el país existe una gran variedad heterogénea de aparatos, obsoletos o sofisticados, que son empleados en los hospitales para ayudar en las tareas de los médicos; pero que poseen una tecnología que obliga a los usuarios a mantener una dependencia con el fabricante.

En busca de una tecnología apropiada y realista a los recursos con que se cuentan y a nuestras necesidades, se llegó a la conclusión que el área de Laboratorio Clínico es la más adecuada para desarrollarla. Específicamente porque los aparatos que se emplean en él son bastante sencillos, en comparación con otro tipo de equipo médico, y considerando las características mínimas que debe cumplir y por su alto costo en el mercado.

El presente trabajo se inició con la convicción de que ese equipo se puede reproducir en el país con materiales comunes y de bajo costo. En un principio se proyectaron elaborar los procedimientos de construcción de seis aparatos y la construcción de tres, totalmente acabados: Baño de María, Estufa de Cultivos, Medidor de pH, Contador de Células, Agitador de Pipetas y Colorímetro. Este último sólo en procedimiento de construcción.

De esta manera se interrelacionaría el aspecto eléctrico con el mecánico, incluyendo las consideraciones para ser construidos sin mucha dificultad; tal como se procedió con los prototipos en los casos en que llevaron a su fase final, y recurriendo a la experiencia obtenida de la construcción cuando no existe ninguna razón inmediata que justifique tal proceder. Y en el caso del equipo no construido, recurriendo al examen de los equipos comerciales, y a ideas propias, en la medida de lo posible, sobre algunas de las modificaciones que se pueden dar sobre sus características.

De los tres equipos se completó la construcción total del Contador de Células y del Agitador de Pipetas, quedando el Baño de María a medio construir, pero cuya idea es suficiente para demostrar la factibilidad. De igual manera sólo se presentan los procedimientos de construcción de estos tres aparatos, a diferencia de los seis proyectados inicialmente, y una información previa sobre las especificaciones de modelos de tipo comercial que reúnan los requisitos mínimos, y con los que se realiza la comparación, para determinar si existe competencia de los prototipos.

RESUMEN DE TRABAJO.

El Laboratorio Clínico es una de las áreas de mayor importancia en medicina, contribuyendo principalmente en el diagnóstico, gracias a las mediciones de sustancias y elementos específicos en el organismo humano, cuyos niveles o simple presencia puede ser un indicativo de la condición del paciente. Las muestras biológicas a las cuales se analiza, son tomadas de diferentes maneras del cuerpo del paciente, ya sea de excreciones o son extraídas de secreciones o fluidos internos.

El médico se apoya en los datos suministrados por el laboratorista para sacar sus conclusiones y emitir el diagnóstico y el tratamiento acertados de los cuales depende muchas veces la vida del paciente.

Los aparatos de Laboratorio Clínico aprovechan las reacciones químicas de las muestras con los reactivos empleados, y algunas propiedades físicas para obtener los datos necesarios a partir de algunos procedimientos o leyes, en forma directa o indirecta.

De lo anterior se deduce que los aparatos de Laboratorio Clínico deben tener una confiabilidad bastante grande, tanto en sus lecturas como en la resistencia al trato poco precavido, considerando el riesgo que representarían los datos erróneos para la salud del paciente.

En El Salvador es posible la construcción de equipo de Laboratorio Clínico sencillo, que reduciría el costo en los aparatos empleados en dicho laboratorio, sin desmejorar la calidad tanto de los aparatos como de la atención prestada, considerando que la mayor parte de los laboratorios de algunas clínicas no cuentan actualmente con el equipo mínimo para su normal desenvolvimiento como tales.

La principal intención del presente documento es la de brindar ideas sobre la construcción de equipos tales como el Baño de María, Contador de Células Manual y el Agitador de Pipetas.

La distribución por capítulos es la siguiente:

Capítulo I: Equipo de Laboratorio Clínico. En el que se tratan aspectos tanto de funcionamiento del equipo a construir, como de características de aparatos comerciales, con lo que es posible establecer algunas comparaciones entre ellos.

Capítulo II: Procedimiento de Construcción de un Baño de María. En este capítulo se dan lineamientos para la construcción de un Baño de María desde el punto de vista exclusivamente mecánico, supeditado a los requerimientos

eléctricos y algunas recomendaciones para la correcta instalación de los elementos electrónicos.

Capítulo III: Procedimiento de Construcción de un Contador de Células. Al igual que el capítulo anterior aquí se explican los mecanismos por medio de los cuales es posible construir un prototipo del aparato antes mencionado, con las consiguientes disposiciones para que la interrelación electromecánica sea funcional.

Capítulo IV: Procedimiento de Construcción de un Agitador de Pipetas. Se explican los pasos y dimensiones de piezas por medio de las cuales es posible la fabricación de un prototipo de Agitador de Pipetas, el cual a su vez también está sujeto a cambios más o menos considerables ya que existe cierta elasticidad en algunos de sus parámetros.

Se obtuvo como resultado que los aparatos que se construyeron se desempeñaron bastante bien, y que dichos prototipos resultaron en dos de los casos mucho más baratos, sin considerar otro aspecto que no fuese costo de materiales.

En cuanto a las especificaciones técnicas se lograron igualar en la mayoría de los casos, y en otros superar ya que en base al estudio de los modelos comerciales se determinaron deficiencias que podían ser superadas, por lo que en el diseño se tomaron en cuenta para obtener un mejor prototipo.

Esta es una breve descripción del contenido del documento, con lo que se espera que el contenido del mismo sea más claro, visto desde una perspectiva global.

Como se habrá entendido estos diseños no son definitivos, sino tentativos ya que tanto en su parte eléctrica como mecánica ofrecen posibilidades de mejoras sustanciales, pero representan una base de la cual puede partirse para lograr su perfeccionamiento.

TABLA DE CONTENIDOS

Capítulo	Página
I. EQUIPO DE LABORATORIO CLINICO.	1
1.0 Baño de María y Estufa de Cultivo.	1
1.0.1 Modo Todo o Nada	3
1.0.2 Modo Proporcional.	5
1.1 Modelo Comercial de Baño de María.	6
1.2 Modelo Comercial de Estufa de Cultivo.	8
1.3 Contador de Células	10
1.4 Métodos de Recuento de Células Sanguíneas.	11
1.4.1 Macrométodo de Wintrobe.	12
1.4.2 Micrométodo.	12
1.4.3 Hemacitométrico.	12
1.4.4 Electrónico.	14
1.5 Modelo Comercial de Contador de Células Manual	15
1.6 Agitador de Pipetas	15
1.7 Modelo Comercial de Agitador de Pipetas.	17
Conclusiones del Capítulo I	18
Referencias Bibliográficas.	19
II. PROCEDIMIENTO DE CONSTRUCCION DE UN BAÑO DE MARIA	21
2.0 Circuito Propuesto para el Baño de María	21
2.1 Procedimiento de Construcción Eléctrico	25
2.1.1 Circuito Impreso	25
2.1.2 Semiconductores.	26
2.1.3 Resistencias	26
2.1.4 Capacitores.	27
2.1.5 Inductores	27
2.1.6 Especificaciones Técnicas.	27
2.2 Recipiente para el Líquido.	28
2.2.1 Recipiente Interno de Metal	28
2.2.2 Recipiente Externo de Metal	30
2.3 Fondo Falso	35
2.4 Caja de Control	35
2.4.1 Piezas de Sujeción	35

2.4.2 Compartimiento del Motor	42
2.4.3 Piezas de Sujeción Atornillables	42
2.4.4 Elementos del Agitador	45
2.4.5 Elementos del Tubo Sensor	49
2.4.6 Resistencia Calefactora	50
2.4.7 Circuito Impreso y su Soporte	51
2.4.8 Vista de la Caja de Control con los Elementos montados	51
2.4.9 Disipador con los Elementos montados	53
2.4.10 Tapa de la Caja con Elementos montados	53
2.5 Isométrico del Baño de María	57
Conclusiones del Capítulo II	58
Referencias Bibliográficas	59

III. PROCEDIMIENTO DE CONSTRUCCION DE UN CONTADOR DE CELULAS	61
3.0 Circuito Propuesto para el Contador de Células	61
3.1 Procedimiento de Construcción Eléctrico	64
3.1.1 Circuito Impreso	64
3.1.2 Resistencias	65
3.1.3 Capacitores	65
3.1.4 Inductores	66
3.1.5 Especificaciones Técnicas del Contador de Células	66
3.2 Placa Base y Paredes Laterales	66
3.3 Chasis	69
3.4 Cubierta	69
3.5 Soporte de Presentadores e Interruptores y Tapa de Batería	73
3.6 Chasis con sus Elementos Instalados	73
Conclusiones del Capítulo III	77
Referencias Bibliográficas	77

IV. PROCEDIMIENTO DE CONSTRUCCION DE UN AGITADOR DE PIPETAS	79
4.0 Circuito Propuesto para el Agitador de Pipetas	79
4.1 Procedimiento de Construcción Eléctrico	80
4.1.1 Circuito Impreso	80

4.1.2	Semiconductores.	80
4.1.3	Resistencias	81
4.1.4	Capacitores.	81
4.1.5	Inductores	81
4.1.6	Especificaciones Técnicas del Agitador de Pipetas	82
4.2	Tapa y Base del agitador de Pipetas.	82
4.3	Motor y Sistema Excéntrico.	82
4.4	Barra Osciladora.	88
4.5	Sujeta-Pipeta	88
4.6	Tapa del Agitador con sus Elementos Instalados	89
4.7	Base del Agitador con sus Elementos Instalados	89
4.8	Modelo del Agitador de Pipetas Terminado.	93
	Conclusiones del Capítulo IV.	95
	Referencias Bibliográficas.	96
CONCLUSIONES Y RECOMENDACIONES GENERALES.		97
ANEXOS.		99

LISTA DE FIGURAS

<u>Figura</u>	<u>Página</u>
1.1 DIAGRAMA DE BLOQUES DEL CONTROL DE TEMPERATURA	2
1.2 COMPORTAMIENTO DE LA TEMPERATURA Y DEL ESTADO DEL ELEMENTO FINAL (Tomado de "Factibilidad de Producir Equipo Médico en El Salvador" pag. 20, Enero de 1989.)	3
1.3 FUNCION DE TRANSFERENCIA DEL CONTROL TODO O NADA.	4
1.4 COMPORTAMIENTO DE LA TEMPERATURA Y DEL ESTADO DEL ELEMENTO FINAL EN EL MODO PROPORCIONAL.	5
1.5 FUNCION DE TRANSFERENCIA DEL CONTROL PROPORCIONAL.	
1.6 MODELO COMERCIAL DE BANO DE MARIA	7
1.7 MODELO COMERCIAL DE ESTUFA DE CULTIVO	8
1.8 DIAGRAMA DE BLOQUES DEL CONTADOR DE CELULAS	11
1.9 MODELO COMERCIAL DE CONTADOR.	16
1.10 DIAGRAMA DE BLOQUES DEL AGITADOR DE PIPETAS	17
1.11 MODELO COMERCIAL DE AGITADOR DE PIPETAS	18

2.1 CIRCUITO PROPUESTO PARA EL CONTROL DE TEMPERATURA.	23
2.2 CIRCUITO PROPUESTO PARA LA FUENTE DE ALIMENTACION DEL CONTROL DE TEMPERATURA.	24
2.3 RECIPIENTE INTERNO DESPLEGADO EN UN PLANO	29
2.4 DETALLE DE LA FIGURA 2.3 CORRESPONDIENTE A LA PORCION COMPRENDIDA A LA DERECHA DEL EJE Y-Y Y ARRIBA DEL EJE X-X, CON LA SIMBOLOGIA DE DOBLADO RESPECTIVA.	31
2.5 RECIPIENTE EXTERNO DESPLEGADO EN UN PLANO	32
2.6 ESQUEMAS SIMPLIFICADOS DE LOS RECIPIENTES PARA MOSTRAR EL DOBLADO Y PARTES QUE DEBERAN SER SOLDADAS: LAS FIGURAS A), B), Y C) SON SECUENCIAS DEL DOBLADO DEL RECIPIENTE INTERNO Y, D) COMO QUEDA ARMADO EL EXTERNO.	33
2.7 A) ISOMETRICO DEL RECIPIENTE INTERNO; B) CORTE TRANSVERSAL DEL RECIPIENTE INTERNO; C) ISOMETRICO DEL RECIPIENTE EXTERNO; D) CORTE TRANSVERSAL DEL RECIPIENTE EXTERNO; E) ISOMETRICO CON CORTE TRANSVERSAL DE AMBOS RECIPIENTES ACOPLADOS; F) CORTE DE LA FIGURA "E" VISTO DE FRENTE, LA ZONA RAYADA INDICA EL AISLANTE TERMICO	34
2.8 A) FONDO FALSO DESPLEGADO EN UN PLANO; B) ISOMETRICO DEL MISMO FONDO FALSO; LA ABERTURA REDONDEADA GRANDE DEL CENTRO ES PARA LA HELICE, LA REDONDEADA PEQUEÑA PARA EL TUBO SENSOR Y LA CUADRADA PARA LA RESISTENCIA CALEFACTORA	36
2.9 TAPA DE LA CAJA DE CONTROL DESPLEGADA EN UN PLANO	37

2.10	BASE DE LA CAJA DE CONTROL DESPLEGADA EN UN PLANO.	38
2.11	A) Y B) TAPA Y BASE DE LA CAJA DE CONTROL RESPECTIVAMENTE.	39
2.12	A) PARED DE SUJECION DESPLEGADA EN UN PLANO; B) GRAPA DE AFIANZAMIENTO QUE PERMITIRA ACOPLAR LA CAJA DE CONTROL AL RECIPIENTE; C) DISIPADOR TERMICO PARA LOS REGULADORES DE VOLTAJE; D), E) Y F) ISOMETRICOS DE LAS PIEZAS ANTERIORES PARA MOSTRAR SU FORMA FINAL	40
2.13	A) VISTA SUPERIOR DE LA CAJA CON LA DISTRIBUCION DE LAS PIEZAS SOLDADAS (LAS GRAPAS DE SUJECION POR LA CARA INFERIOR); B) ISOMETRICO DE LA BASE DE LA CAJA CON LA MISMA DISTRIBUCION EN FORMA TRIDIMENSIONAL	41
2.14	COMPARTIMIENTO DEL MOTOR DIVIDIDO EN SUS COMPONENTES: A) CONTORNO LATERAL QUE AFIANZARA AL MOTOR A LA PARED DE SUJECION; B) TAPA INFERIOR A SOLDARSE CON LA PARTE BAJA DEL CONTORNO LATERAL; C) TAPA SUPERIOR ATORNILLABLE A LAS PESTANAS DEL CONTORNO LATERAL Y D) ISOMETRICO CON LA FORMA FINAL DEL COMPARTIMIENTO	43
2.15	PIEZAS DE SUJECION ATORNILLABLES DESPLEGADAS EN UN PLANO: A) DEL TUBO SENSOR; B) DE LA RESISTENCIA CALEFACTORA; C) DEL TRANSFORMADOR, QUE SE ATORNILLARA EN EL FONDO DE LA BASE DE LA CAJA; D), E) Y F) ISOMETRICOS DE LAS PIEZAS EN EL MISMO ORDEN ANTERIOR	44
2.16	ELEMENTOS DEL AGITADOR: A) Y B) VISTAS DEL MOTOR; C) Y D) VISTAS DE LA HELICE HECHA DE ACERO INOXIDABLE Y E) VARILLA SOLIDA DE ACERO INOXIDABLE TRANSMISORA DE LAS REVOLUCIONES DEL MOTOR A LA HELICE, CON EL SISTEMA DE SUJECION DE ESTA ULTIMA	46

2.17	ELEMENTOS DEL TUBO SENSOR; A) TUBO CONDUCTOR DE LOS ALAMBRES DE LOS TERMISTORES HASTA LA CAJA DE CONTROL; B) Y C) VISTAS SUPERIOR Y FRONTAL DEL TAPON SENSOR; D) CORTE LONGITUDINAL DEL TAPON; E) Y F) VISTAS DEL CILINDRO DE HULE QUE PRESIONARA A LOS TERMISTORES CONTRA LAS MUESCAS Y G) FORMAS DE PREPARAR LOS DISTINTOS TIPOS DE TERMISTORES PARA UBICARLOS EN LAS MUESCAS	48
2.18	VISTAS DE LA RESISTENCIA CALEFACTORA: A) VISTA FRONTAL Y B) VISTA DE PERFIL.	52
2.19	ISOMETRICO QUE MUESTRA LA MANERA EN QUE SE ASEGURA LA TABLETA DE CIRCUITO IMPRESO A LA CAJA, AL MISMO TIEMPO QUE SE LEVANTA 1.5 CM. DEL FONDO.	52
2.20	VISTAS DE LA BASE DE LA CAJA CON SUS ELEMENTOS MONTADOS PERO SIN CONEXION ELECTRICA; A) VISTA SUPERIOR Y B) VISTA FRONTAL A TRAVES DEL CORTE INDICADO POR EL EJE X-X, PARA QUE SE PUEDAN APRECIAR LOS ELEMENTOS, Y ESPECIALMENTE LOS DE LA PARED DE SUJECION.	54
2.21	ISOMETRICO CON LA FORMA DE AISLAR ELECTRICAMENTE Y ACOPLAR TERMICAMENTE LOS REGULADORES DE VOLTAJE EN EL DISIPADOR, DETALLANDO LOS ELEMENTOS NECESARIOS.	55
2.22	A) VISTA SUPERIOR DE LA TAPA DE LA CAJA DE CONTROL CON LOS CONTROLES YA INSTALADOS: POTENCIOMETRO SELECCIONADOR DE TEMPERATURA, LED PILOTO, LED DE CALENTAMIENTO E INTERRUPTOR DE ENCENDIDO-APAGADO; B) VISTA INFERIOR DE LOS MISMOS ELEMENTOS DE A) CON SUS TERMINALES REMATADOS CON ENCHUFES DE COBRE.	56
2.23	ISOMETRICO DEL CONJUNTO RECIPIENTE Y CAJA DE CONTROL ACOPLADOS ENTRE SI, PARA DAR UNA IDEA DE SUS TAMAÑOS RELATIVOS	57

3.1 CIRCUITO PROPUESTO PARA EL CONTADOR DE CELULAS.	62
3.2 CIRCUITO PROPUESTO PARA LA FUENTE DE ALIMENTACION DEL CONTADOR DE CELULAS	63
3.3 PLACA BASE DESPLEGADA EN UN PLANO	67
3.4 PAREDES LATERALES DESPLEGADAS EN UN PLANO	68
3.5 CHASIS DESPLEGADO EN UN PLANO	70
3.6 CUBIERTA DESPLEGADA EN UN PLANO	71
3.7 DESPLEGADAS EN UN PLANO: A) TAPA DE BATERIA; B) SOPORTE DE INTERRUPTORES Y C) SOPORTE DE PRESENTADORES.	72
3.8 ISOMETRICO DE CHASIS CON SUS ELEMENTOS MONTADOS	74
3.9 ISOMETRICO CON LA DISPOSICION GENERAL DE LAS PIEZAS DEL APARATO	75
3.10 ISOMETRICO DEL CONTADOR DE CELULAS TERMINADO.	76
4.1 CIRCUITO PROPUESTO PARA EL AGITADOR DE PIPETAS	83
4.2 TAPA DEL AGITADOR DE PIPETAS DESPLEGADA EN UN PLANO.	84
4.3 BASE DEL AGITADOR DE PIPETAS DESPLEGADA EN UN PLANO.	85
4.4 A) MOTOR DEL AGITADOR DE PIPETAS EN ISOMETRICO; B) VISTA LATERAL DEL SISTEMA EXCENTRICO	86

4.1 VISTA DE LA BARRA OSCILADORA Y SUS ELEMENTOS ACCESORIOS.	87
4.4 DESPLEGADOS EN UN PLANO: A) SOPORTE DE PIPETAS; B) SOPORTE DE CLIPS; C) CLIPS Y D) ISOMETRICO DEL SUJETA-PIPETA ARMADO	90
4.7 VISTA FRONTAL DE LA TAPA DEL AGITADOR CON EL MOTOR Y LA BARRA OSCILADORA INSTALADOS.	91
4.8 ISOMETRICO DE LA BASE DEL AGITADOR CON SUS ELEMENTOS INSTALADOS	92
4.9 VISTA DEL FRENTE DE LA BASE DEL AGITADOR.	93
4.10 ISOMETRICO DEL AGITADOR DE PIPETAS TERMINADO.	94

CAPITULO I

EQUIPO DE LABORATORIO CLINICO.

Introducción.

Este capítulo trata sobre un determinado grupo de aparatos, especificado anteriormente¹, y cuyos principios de funcionamiento e importancia serán explicados lo más claramente posible, a fin de facilitar la comprensión de los procedimientos de construcción en los capítulos siguientes.

Se describirá primeramente el Baño de María el cual es uno de los equipos fundamentales del Laboratorio Clínico en combinación con su similar: la Estufa de Cultivo.

Posteriormente se describirá el Contador de Células, equipo que facilita el recuento de células sanguíneas y al Agitador de Pipetas dispositivo mezclador que acorta el tiempo de reactivos y sustancias analizadas.

1.0.- Baño de María y Estufa de Cultivo.

Son equipos con la capacidad de mantener constante la temperatura de un medio (agua y aire respectivamente) con la finalidad de acelerar el desarrollo de cultivos o para propiciar reacciones cuyas etapas pueda observar y evaluar el laboratorista.

La fuente de calor para ambos tipos de aparatos es una resistencia eléctrica (para el Baño de María es de tipo sumergible: rodeada por una capa de yeso y forrada externamente por acero inoxidable) cuya disipación de potencia es absorbida por el medio que la rodea. Es de hacer notar que la disipación de la resistencia es absorbida con distinto grado de dificultad por el medio. Si es aire, en el caso de la Estufa, su misma condición gaseosa permite que la convección sea espontánea y fácil; mientras que con el agua, en el caso del Baño de María, su viscosidad le impide fluir y recombinarse con la misma rapidez del aire, siendo necesario el empleo de un agitador que haga circular el líquido calentado y homogenizar un tanto la temperatura en

¹ Véase el Resumen del Trabajo.

todo el recipiente. Esto explica la mejor respuesta en tiempo de la Estufa de Cultivo².

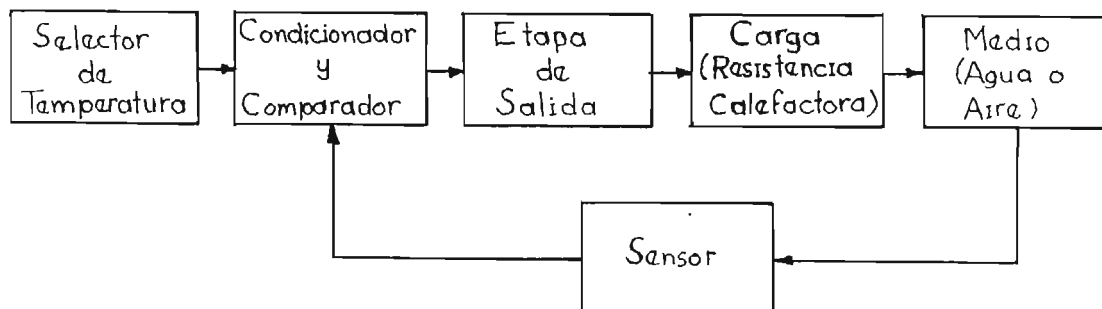


Figura 1.1.- Diagrama de Bloques del Control de Temperatura.

El diagrama de bloques del control de temperatura para el Baño de María y la Estufa de Cultivo contiene los dispositivos básicos para mantener estable la temperatura del medio utilizando cualquiera de dos versiones: modo Todo o Nada y modo Proporcional. En todo caso el funcionamiento puede explicarse de la siguiente forma:

1.- Se escoge en el selector de temperatura un valor.

2.- El sensor le indica al condicionador y comparador que existe una diferencia, ya sea positiva o negativa, entre el valor seleccionado y la temperatura del medio.

3.- Si la diferencia es negativa la carga comienza a disipar energía, calentando el medio. Si la diferencia es positiva la carga se apaga, comenzando el enfriado natural del medio.

4.- Cuando la temperatura del medio alcanza la seleccionada, comienza un ciclo indefinido de encendido y apagado de la carga, con la finalidad de mantener la temperatura en el valor seleccionado.

A continuación se hace una descripción breve de cada versión:

² Fuente: Pérez Reyes, Diógenes y de la Cruz Amaya, Rafael Severo "Factibilidad de Producir Equipo Médico en El Salvador" por , Tesis para optar al grado de Ingeniero Electricista. Biblioteca de Ingeniería Eléctrica, Universidad de El Salvador, 1989, pag. 28.

1.0.1.- Modo Todo o Nada

Esta versión es la usada en este caso para el control. El funcionamiento del circuito es comparable a un sistema digital o discreto, el que oscila entre el estado de total conducción al de cero conducción, sin estados intermedios. Provocando el calentamiento y enfriamiento de la resistencia calefactora tantas veces como sea necesario, para mantener la temperatura relativamente constante alrededor de un valor previamente establecido o referencia, suministrado por el selector de temperatura.

Las siguientes figuras explican el comportamiento del elemento final encargado de suministrar la energía a la resistencia calefactora (puede ser un tiristor o un relé) y de la temperatura del medio bajo control.

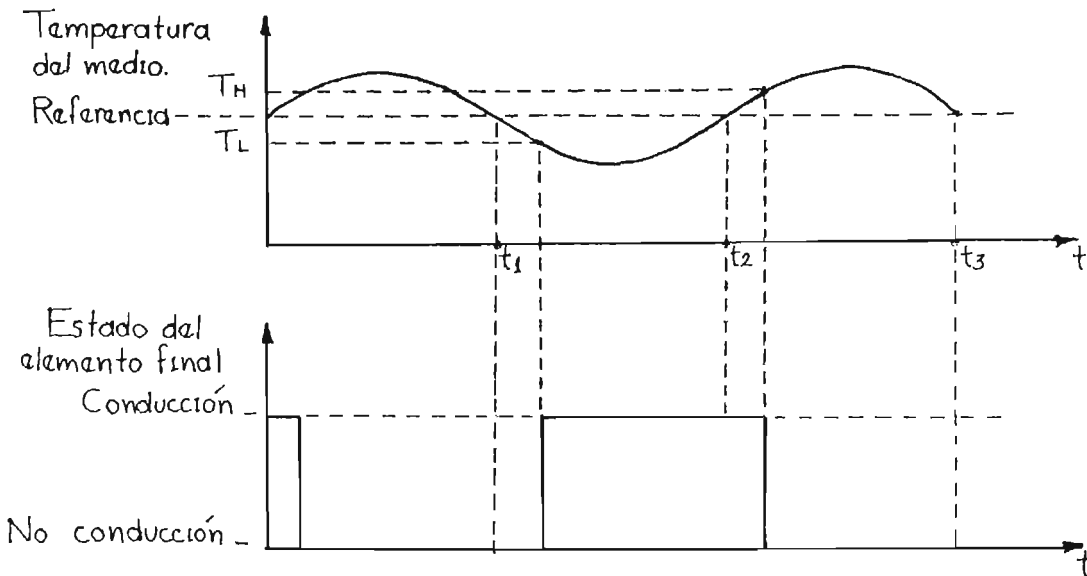


Figura 1.2.- Comportamiento de la Temperatura y del Estado del Elemento Final. (Tomado de "Factibilidad de Producir Equipo Médico en El Salvador" pag. 20, Enero de 1989.).

La temperatura oscila, como una senoide de poca amplitud, sobre una referencia, debido que al desconectarse la resistencia, el medio y ésta tienden a buscar un punto de equilibrio termal, un poco por encima del valor requerido, es decir existe una "inercia térmica" que por un tiempo eleva la temperatura. De igual manera al conectarse la resistencia, ésta no puede calentar instantáneamente el medio, el cual sigue su tendencia a enfriarse mientras se

vence la "inercia térmica" y se logra un nuevo equilibrio, para luego elevarse nuevamente la temperatura en un ciclo indefinido.

La "inercia térmica" se muestra con mayor efecto en el Baño de María por las razón anteriormente expuesta referente a la viscosidad y la dificultad de mezcla del agua para la homogenización de la temperatura. Es por esta causa que en ciertos modelos comerciales en lugar de usar un agitador de aspas, bombean el líquido y lo hacen recircular a una mayor velocidad propiciando una mezcla más rápida y una temperatura homogénea en todo el volumen.

Es de hacer notar que la conexión y desconexión del elemento final se produce en los puntos TL y TH respectivamente, equidistantes del punto de referencia, esta "histéresis" asegura que el encendido y apagado no se produzca en un punto común, evitando la oscilación ininterrumpida del elemento final, preservándolo de daños y falsos gatillados.

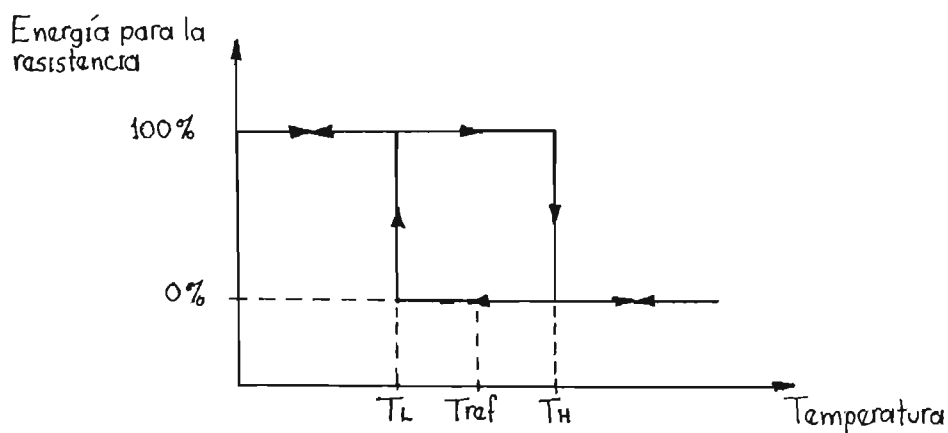


Figura 1.3.- Función de Transferencia del Control Todo o Nada.

La figura 1.3 muestra la función de transferencia del sistema Temperatura del medio-Estado del elemento final. Es obvio que entre menor sea la histéresis (TH-TL) se tendrá una mayor exactitud sobre la temperatura del medio. Esto se logra ajustando el "Comparador", en esta versión de control "Todo o Nada" de acuerdo a las necesidades ("...un Baño de María o una Estufa de Cultivo convencionales permiten variaciones de hasta más o menos un grado centígrado sobre el valor de referencia, y en el mejor de los casos, de más o menos de 0.5 grados centígrados..."³).

³ Ibid, pag 30.

1.0.2.- Modo Proporcional

Esta versión ofrece un mejor control sobre la temperatura del medio. Se emplea en sistemas críticos tales como incubadoras y otros semejantes, en los que las fluctuaciones térmicas son indeseables.

El funcionamiento del circuito es comparable a un sistema análogo o continuo, el que oscila entre el estado de total conducción y el de cero conducción pasando por todos los puntos existentes entre ambos.

La principal diferencia con la versión anterior reside en el comparador y la etapa de salida.

En la siguiente figura se explica el comportamiento del elemento final, de la etapa de salida, encargado de suministrar la energía a la resistencia calefactora y de la temperatura del medio bajo control.

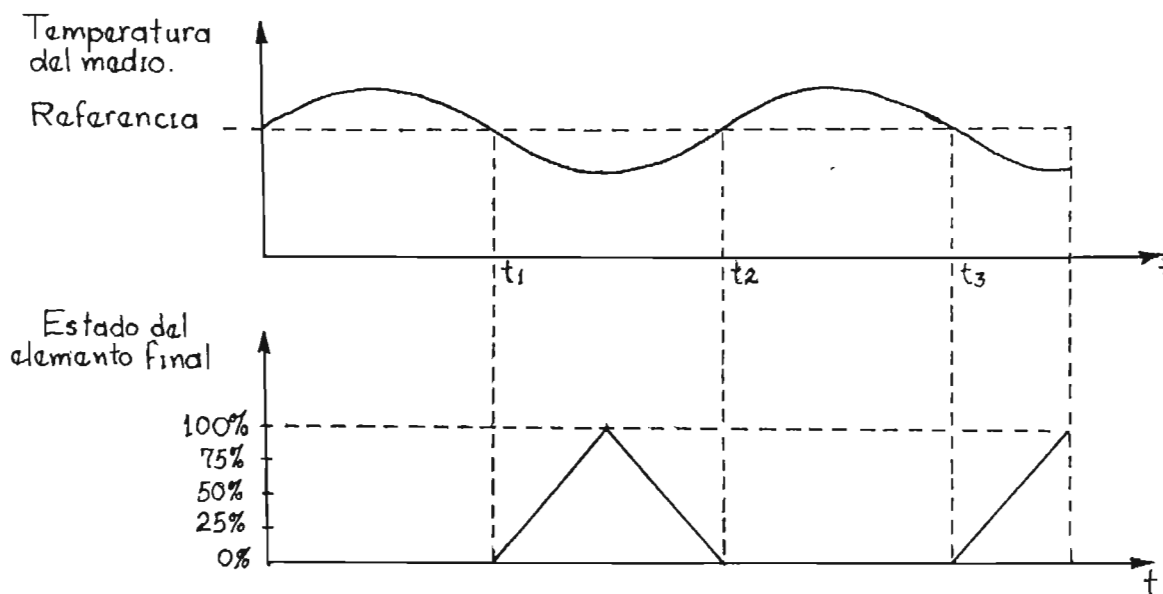


Figura 1.4.- Comportamiento de la Temperatura y del Estado del Elemento Final en el Modo Proporcional.

Nuevamente se representa la variación de temperatura como una senoide de poca amplitud, oscilando sobre la referencia; pero es de observar que por la forma de suministro de energía a la resistencia calefactora, se

controla mejor la "inercia térmica", ya que a medida que la temperatura se aproxima a la referencia disminuye la energía suministrada al medio. Lo que significa que la oscilación de la temperatura debe ser menor que en el modo Todo o Nada.

Estando limitada la precisión también al sensor empleado, ya que con algunos equipos que usan bomba de recirculación y termocupla, se logra controlar la temperatura en más o menos 0.01°C .

El Comparador en esta versión presenta una función de transferencia menos abrupta que en el modo anterior, lo que permite racionar el flujo de energía a la resistencia calefactora y de ella al medio, determinado por la diferencia entre la temperatura del medio y la resistencia provocando un "frenado de la inercia térmica" a medida que se acerca a la referencia, oscilando alrededor de ella en una mucho menor proporción que con la versión anterior.

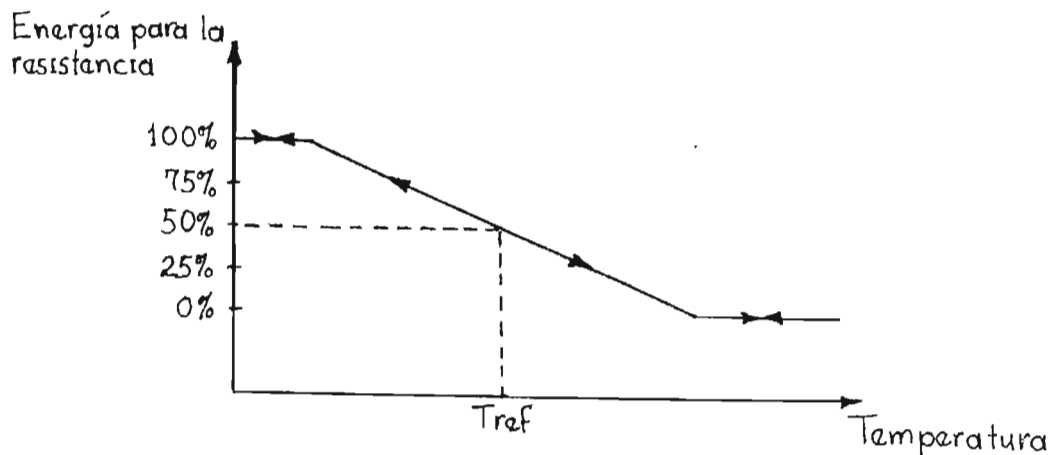


Figura 1.5.- Función de Transferencia del Control Proporcional.

1.1.- Modelo Comercial de Baño de María

En el comercio existen diferentes modelos de Baños de María, tanto para usos generales como para usos especiales. El modelo seleccionado es uno de los menos complejos y de estructura más sencilla, tomando sus características como parámetros, los cuales servirán de base para modelos de este tipo.

El Baño de María escogido es el General-Purpose Water Bath modelo 187 de la marca "Precision" cuyo esquema se presenta en la figura 1.6. Este modelo tiene un rango de control de temperatura de 5°C por encima de la temperatura ambiente hasta 100°C con tapa (opcional). Posee un anaquel

(fondo falso) de acero inoxidable, ajustable a tres alturas para variar la profundidad efectiva del baño. La cámara es de una sola pieza y la cubierta externa es de cinc recubierto de acero, esmaltado por el exterior.

Posee un interruptor de encendido, un selector de temperatura (con un dial de 1 a 10) y un indicador luminoso de calentamiento (resistencia en conducción). Además tiene un termómetro (rango: 20°C a 100°C en incrementos de 1°C, marcado en 37°C y 56°C) y un soporte del mismo, para que penetre en el agua sólo la profundidad requerida.

A continuación se dan las especificaciones técnicas del modelo:

Capacidad [litros] (38mm del borde): 28.
Cámara, Largo x Ancho x Profundidad [cm]: 29 x 33 x 29.
Máxima temperatura [°C] (abierto sin tapa): 83.

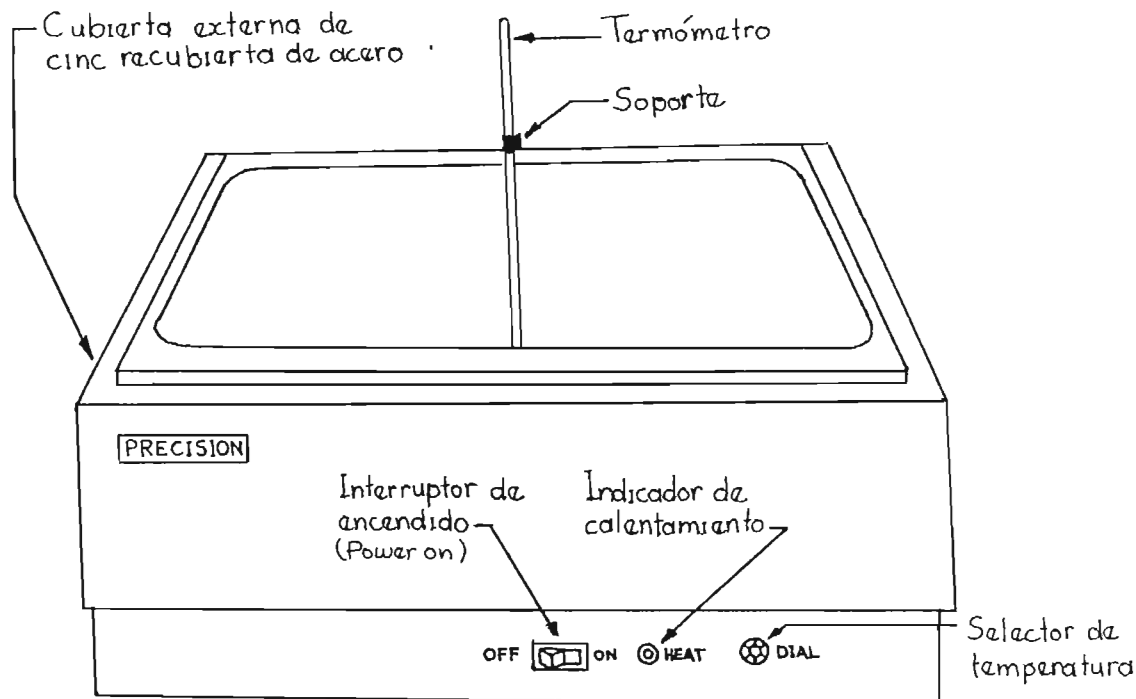


Figura 1.6.- Modelo Comercial de Baño de María.

Uniformidad en 37°C: Abierto [°C]: ± 0.3.
 Con tapa [°C]: ± 0.2.
 Dimensiones totales, Largo x Ancho x Altura [cm]: 44 x 36 x 34.
 Voltaje [V]: 120.
 Frecuencia [Hz]: 50/60.
 Precio [US\$]: 1500 (aprox.).

Existen otros modelos más sofisticados, pero como primera aproximación se tomarán las especificaciones anteriores como punto de partida.

1.2.- Modelo Comercial de Estufa de Cultivo

El modelo comercial de Estufa de Cultivo (Oven/Incubator) es el Fisher Isotemp modelo 230D (Series Economical Lab Incubators of Dry Heat). Posee gran estabilidad, flujo de aire sin obstrucción y eficiente calefacción, además de una confiable operación diaria en una variedad de usos:

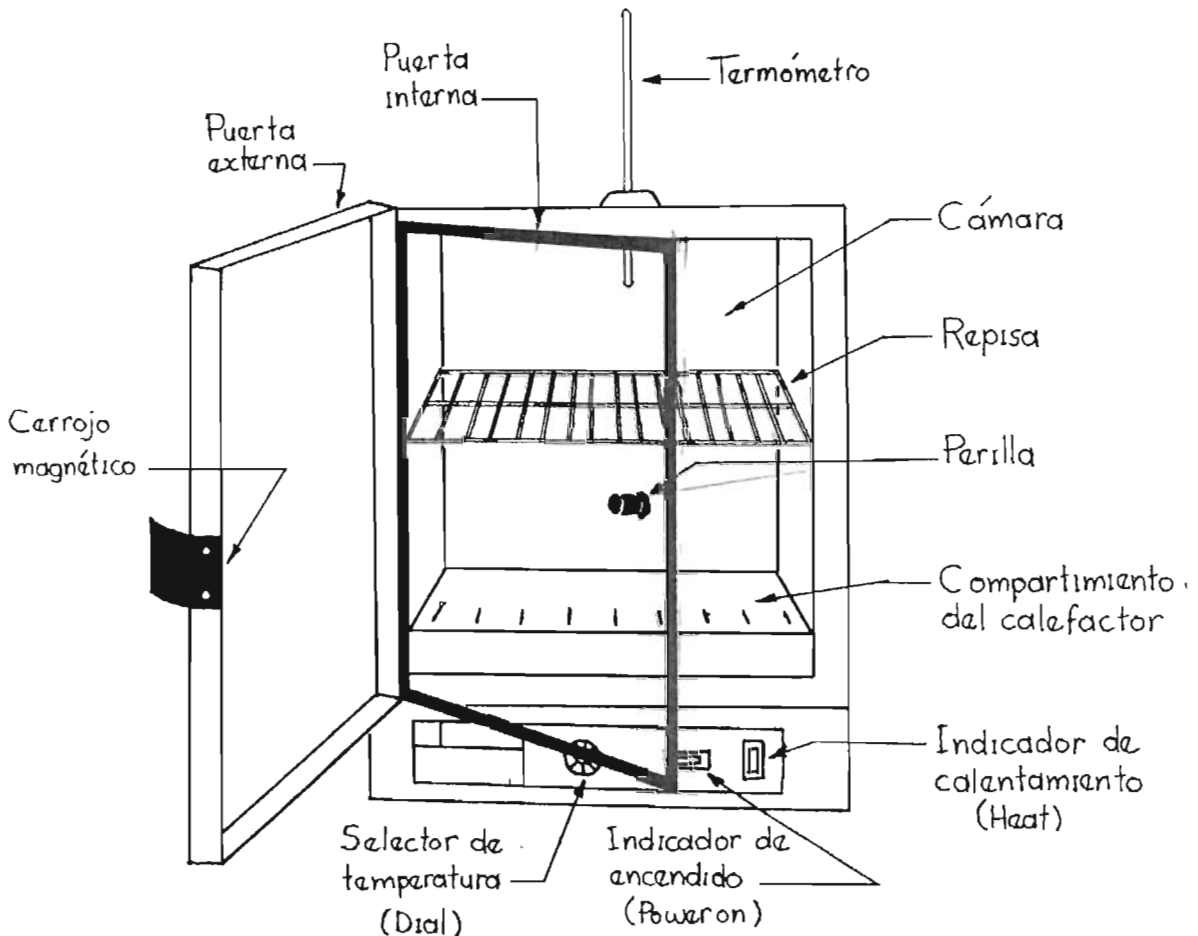


Figura 1.7.- Modelo Comercial de Estufa de Cultivo.

trabajos de cultivo de tejidos, incubación de anticuerpos bajo prueba, etc. Es excelente para determinaciones microbiológicas, estudios de cristalizaciones e incubación de hidroxiesteroides.

Este modelo proporciona un rango de temperatura de 30 a 60°C., en el que un sensitivo termostato hidráulico controla la operación y responde a cambios de temperatura menores a $\pm 0.5^\circ\text{C}$., con una uniformidad superior a $\pm 0.7^\circ\text{C}$. Únicamente se debe ajustar el selector de 20 divisiones y observar el termómetro para ajustar posteriormente con más precisión, la temperatura de operación.

Se ahorra más espacio en la mesa de trabajo, gracias a que los controles del aparato se hayan situados debajo de la cámara de incubación, y se resumen en un interruptor de encendido (power), un indicador luminoso de calentamiento (heat) que señala cuando la resistencia calefactora está en conducción.

El modelo cuenta con un diseño de doble puerta, en el cual la interna está hecha de acrílico transparente, la cual es apropiadamente hermética y permite ver los especímenes sin alterar la temperatura en el interior de la cámara, tiene además una perilla de neoprene y un cerrojo que asegura un hermetismo adecuado. La puerta externa tiene un cerrojo magnético que responde a la fuerza aplicada con la punta de los dedos. Ambas puertas se abren 180° para que no obstruyan el acceso al interior de la cámara.

La cámara es de aluminio, fácil de limpiar y que ofrece una buena transferencia de calor, con lo que se logra una mayor estabilidad y uniformidad en la operación.

El espesor del aislante térmico es bastante grueso, lo que permite un eficiente confinamiento del calor en el área de trabajo de la cámara. Mejorando el equilibrio del sistema a bajos costos de energía.

Emplea elementos calefactores de baja potencia (Open-coil) que operan en el rango de "calor negro" para prolongar la vida útil, además son fáciles de reemplazar, si es necesario.

Posee fuertes repisas de acero cromado que permiten dividir la cámara en tres compartimientos iguales.

Las especificaciones técnicas son las siguientes:

Rango [$^\circ\text{C}$]: 30 a 60.

Uniformidad [$^\circ\text{C}$]: ± 0.7 .

Capacidad [m^3]: 0.09

Cámara, Profundidad x Ancho x Altura [cm]: 51x61x51.

Área de las repisas [cm^2]: 1931.

Gabinete, Largo x Ancho x Altura [cm]: 60x70x77.

Peso [Kg]: 34.

Voltaje [V]: 115 (1.9A.)

Frecuencia [Hz]: 60.

Precio [US\$]: 600 (aprox.).

1.3.- Contador de Células

El Contador de Células o "piano", como se le conoce popularmente, es un aparato empleado en el recuento de células sanguíneas (Eritrocitos o Hematíes, Leucocitos y Plaquetas).

Específicamente este aparato está diseñado para el recuento de leucocitos, ya que este tipo de célula presenta distintas formas y etapas de madurez, cada una con sus características de forma, de tamaño, de núcleo y de otro tipo que permiten al laboratorista clasificarlas adecuadamente.

Los modelos que existen en el mercado son mecánicos, lo que contribuye a que sean bastante pesados, en parte debido a la gran cantidad de engranajes y por otra a un peso extra añadido para que el aparato tenga la suficiente estabilidad y permanezca en el mismo sitio cuando el laboratorista presione los distintos botones y vence la fuerza del mecanismo.

El funcionamiento del Contador de Células Manual se puede explicar de la siguiente manera:

1.- Inicialmente los contadores y los presentadores están en cero.

2.- El operador oprime una tecla cuya viñeta corresponde al tipo de célula, que observa a través del microscopio y cuyo recuento efectúa el contador asociado a la tecla.

3.- El proceso continúa, siendo oprimidas, si es necesario las N teclas, mientras que cada nuevo recuento incrementa también al totalizador y su presentador.

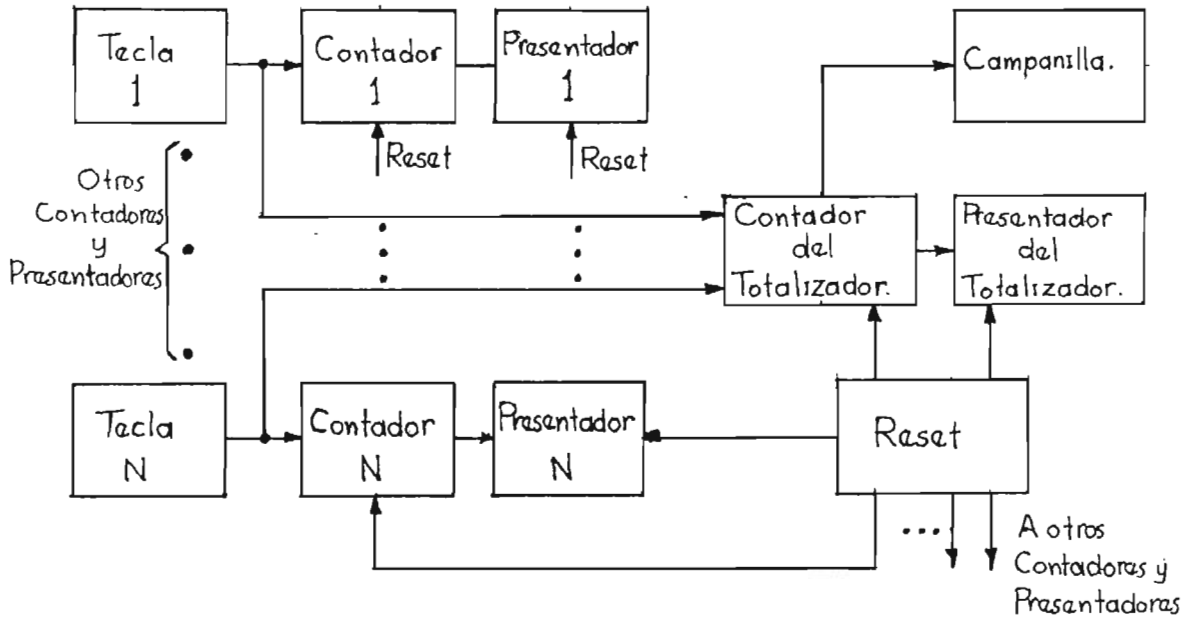
4.- Cuando el totalizador alcanza la centena, se activa una campanilla, que advierte al operador que los números en los presentadores son en ese momento porcentajes.

5.- Una vez anotados los resultados, se recurre al reset para poner nuevamente los contadores y presentadores a cero, quedando listo para un nuevo recuento.

Usualmente los tipos de células diferentes que pueden observarse en las muestras sanguíneas son varios, pero de leucocitos se pueden clasificar en ocho que son los más importantes, dadas las características de cada tipo:

- 1.- Basófilo.
- 2.- Eosinófilo.
- 3.- Mielocito.
- 4.- Mielocito Juvenil.
- 5.- Neutrófilo en Banda.

- 6.- Neutrófilo Segmentado.
- 7.- Linfocito.
- 8.- Monocito.



1.8.- Diagrama de Bloques del Contador de Células Manual.

Algunos modelos comerciales traen los ocho tipos, pero son necesarios únicamente cinco: Neutrófilo, Linfocito, Monocito, Eosinófilo y Basófilo; en orden decreciente de cantidad en la sangre. Los otros tres son tipos especiales, o variaciones de estos tipos básicos, que se presentan ocasionalmente y suelen ser anotados en un papel aparte cuando se detecta su presencia. Existe por ejemplo el Mielocito Juvenil que se presenta sólo en la médula ósea, y cuya aparición en el torrente sanguíneo, en gran porcentaje, es señal de leucemia.

1.4.- Métodos de Recuento de Células Sanguíneas

Para realizar el recuento de células sanguíneas existen varios métodos*:

* Para mayor información consultar el anexo 1.

1.4.1.- Macrométodo de Wintrobe

Este método emplea un tubo de paredes gruesas, con un orificio interno uniforme y un fondo plano. Posee una graduación en milímetros de 0 a 105 y tiene un tapón de goma para evitar la evaporación. Los anticoagulantes empleados son la Heparina, el Oxalato o el EDTA⁵. El método para determinar el hematócrito se puede resumir de la siguiente manera:

- a.- Llenado del tubo (sin burbujas ni espuma).
- b.- Centrifugado por 30 minutos a 2500 G.
- c.- Medición de niveles, para determinar el hematócrito.

1.4.2.- Micrométodo

Este método tiene menos lecturas erróneas que el método anterior. Se emplean tubos capilares de 7 cm. de longitud los cuales deben llenarse con una solución de heparina y luego secados. El método se describe a continuación:

- a.- Llenado del tubo por lo menos a la mitad.
- b.- Centrifugado por 10 minutos a 5000 G ó 5 minutos a 10000 G, en microcentrífuga.
- c.- Medición de niveles con regla milimetrada y lupa, o con una tabla especial destinada a tal fin.

1.4.3.- Hemacitométrico

Este método es el que tiene relación directa con este trabajo, ya que es aquí donde se emplea el contador de células. El hemacitómetro es un portaobjetos de cristal compacto e incoloro. En cuya plataforma central se encuentra un rayado cuadrado de Neubauer mejorado, cuyo cuadrado central (dividido en 25 cuadrados terciarios de

⁵ El hematócrito se define como el volumen de eritrocitos expresado como un porcentaje del volumen total de la sangre existente en una muestra:

$$\text{Hematócrito(\%)} = 100 L1/L2$$

Donde L1 es la altura alcanzada por los eritrocitos y L2 es la altura total de la muestra de la sangre.

0.2x0.2 mm y cada uno de estos en 16 cuadrillos cuaternarios de 0.05x0.05 mm) se emplea para el recuento de glóbulos rojos y plaquetas y los cuadrados de las esquinas (divididos en 16 cuadrados terciarios de 0.25x0.25 mm) para el recuento de glóbulos blancos.

En este método se emplean pipetas, las cuales son tubos con una ampolla en el centro con distinta capacidad, para verificar diluciones en una proporción ya determinada por cada pipeta. Por ejemplo la pipeta para eritrocitos tiene la capacidad para efectuar diluciones 1:200 ó 1:100 según se aspire la sangre a la marca de 0.5 ó 1 respectivamente, seguido por el diluyente, que se mezclará con la sangre en la ampolla. Y la pipeta para glóbulos blancos tiene la capacidad para efectuar diluciones de 1:20 ó 1:10 según se aspire la sangre a la marca 0.5 ó 1 respectivamente.

El método se puede resumir de la siguiente manera:

a.- Se aspira la sangre hasta la marca 0.5 ó 1, según la dilución que se desee efectuar en la pipeta adecuada, ya sea para glóbulos rojos o blancos.

b.- Se aspira el solvente hasta la marca 101 si es una pipeta para eritrocitos u 11 si es una para leucocitos. El solvente para eritrocitos es la solución de Gower; para los leucocitos es uno a base de ácido acético glacial, solución acuosa de violeta de genciana y agua destilada y para las plaquetas es una solución de oxalato amónico y agua destilada.

c.- Se efectúa la mezcla en la ampolla de la pipeta, mediante agitación en el Agitador de Pipetas.

d.- Se expulsa el solvente existente desde la marca 1 a la punta de la pipeta (tres o cuatro primeras gotas).

e.- La mezcla de la pipeta se vierte en la cámara de recuento del hemacitómetro.

f.- Con un microscopio con un objetivo de poco aumento (10X) se hace un recuento de células hemáticas. Si son eritrocitos el recuento se efectúa en 5 cuadrillos terciarios del cuadrado central; si son leucocitos en los cuatro cuadrados de las esquinas y si son plaquetas el conteo se realiza en 10 cuadrillos terciarios del cuadrado central.

g.- Los factores de conversión de las diluciones a concentraciones normales en la sangre [células/microlitro], pueden especificarse de la siguiente manera:

Eritrocitos= Eritrocitos contados en la dilución x 10000

Leucocitos= CC/cgc x d x 10.

Plaquetas= CC/cc x d x 250.

Donde:

CC: Número de células contadas.

cc: Cuadros contados.

cgc: Cuadros grandes contados (A, B, C, D)

d: Dilución.

1.1.4.- Electrónico

Este método es el más sofisticado de todos los vistos hasta este momento, y consta de complicados aparatos que contienen tubos delgados por los que pasa bombeada la dilución, estableciendo el conteo gracias a fotosensores de gran sensibilidad. Por ser el método más complejo y de mayor costo, sólo se menciona como referencia sin entrar en mayores detalles.

En este caso, el método de interés, concierne al uso del Hemacitómetro, ya que en él se emplea el contador de células manual y, además a que con este método se pueden contar leucocitos y plaquetas.

Debe destacarse que "los estudios cuantitativos de los elementos formes de la sangre (eritrocitos, leucocitos y plaquetas) se refieren a la concentración de cada uno de ellos en un microlitro (milímetro cúbico) de sangre".⁶

Y por otro lado con respecto al hemacitómetro: "Excepto para el recuento de plaquetas, el hemacitómetro ya no se utiliza para el recuento sistemático de las células hemáticas en ningún laboratorio, salvo los más pequeños. Sin embargo, todavía el técnico requiere estar capacitado para emplear este método con eficacia y conocer sus limitaciones".

Por muy complicado que sea el método de recuento de células hemáticas, siempre consta de tres fases:

- 1.- Dilución de la sangre.
- 2.- toma de muestra de la suspensión diluida en un volumen determinado.
- 3.- Recuento de las células en este volumen.

La dilución sanguínea es necesaria ya que se logra una mayor separación entre las células, facilitando el recuento de las pocas que permanecen en la solución, en un tiempo menor que si se contara la totalidad de las células en la

⁶ Todd-Sandford; Davidson, Israel y Bernard, John Diagnóstico Clínico por Laboratorio. 6ª Edición Salvat Editores, 1978. Pag.120.

concentración normal de la sangre. Además, conociendo la proporción de la dilución (ya dada por las pipetas) y el volumen en que se hace el recuento, se obtiene un factor que multiplicado por el número de células contadas en la dilución, resulta el promedio de ellas existentes por cada unidad de volumen de sangre a la concentración normal.

1.5.- Modelo Comercial de Contador de Células Manual

El modelo de Contador de Células es el "Laboratory Counter" de Clay Adams. Este aparato elimina cálculos cuando se hacen recuentos de leucocitos. Es una caja rectangular y alargada con nueve contadores mecánicos de tres cifras cada uno, y ocho teclas, que aparece en la figura 1.9. Los primeros ocho contadores representan los diferentes tipos de células mencionados antes, cada uno con su respectiva tecla, y el último es el que lleva la totalización de todos. Cada vez que el totalizador llega a completar una centena, se escucha una campanita que indica que en ese momento las cifras que se observan en cada contador son porcentajes, definidos así:

$$\text{Porcentaje (\%)} = \frac{100 \times (\text{Número de Células en cada Contador})}{\text{Centena Completada en el Totalizador}}$$

El modelo tiene dos perillas en cada extremo con las cuales se ponen a cero tanto los contadores individuales como el totalizador.

Sobre cada contador hay una viñeta removible en la cual se puede colocar, y cambiarse posteriormente la información, que está contabilizándose.

El aparato es bastante pesado y para las teclas se hace necesario que recorran toda la elongación en su respectiva ranura, a fin de que los piñones giren el ángulo necesario para que los números aparezcan claramente.

1.6.- Agitador de Pipetas

Este aparato es un complemento del Contador de Células Manual, ya que forma parte del mismo proceso. Su función es acelerar la mezcla de la muestra sanguínea con el diluyente o reactivo, en las pipetas, con la intención de facilitar el recuento y de que la combinación se vuelva lo más homogénea posible, distribuyéndose aleatoriamente las células hemáticas en el volumen a examinar.

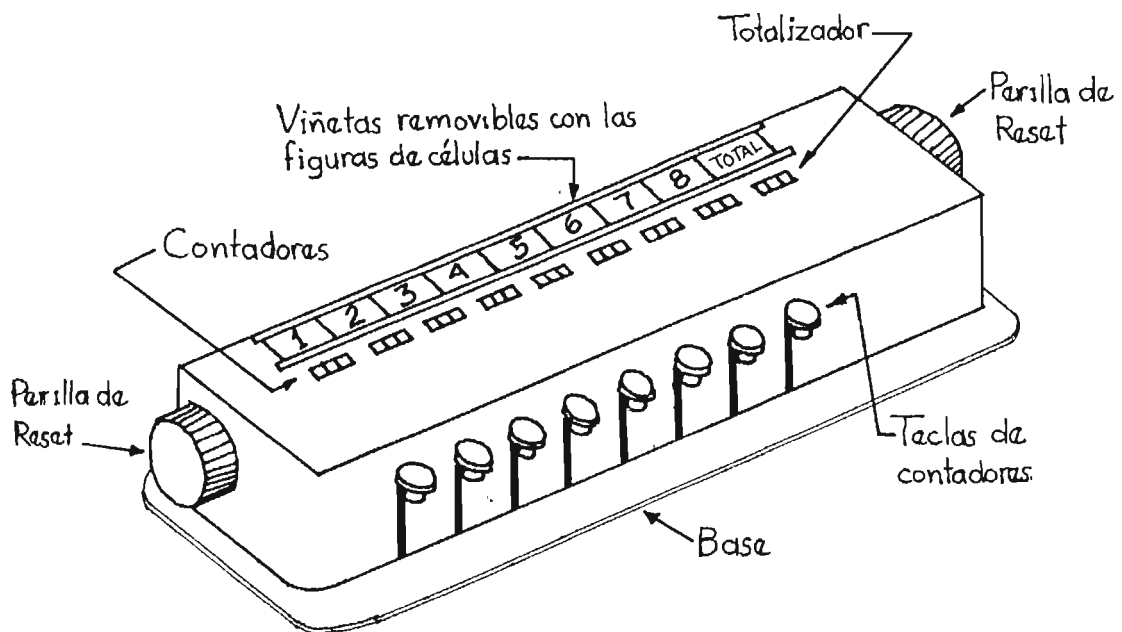


Figura 1.9.- Modelo Comercial de Contador de Células Manual.

El diagrama de bloques de este aparato, aparece en la figura 1.10, pudiendo explicarse el funcionamiento de la siguiente manera:

1.- El Timer es programado para funcionar por un tiempo establecido.

2.- Durante este tiempo la fuente AC alimenta al motor, por medio del elemento de conexión-desconexión.

3.- El motor a través del conversor de movimiento rotatorio a vaivén, imprime a las pipetas una oscilación ida y vuelta por cada giro del motor.

4.- El Timer finaliza el período para el cual estaba programado.

5.- El Elemento de conexión-desconexión corta la energía al motor.

El aparato podría clasificarse como un accesorio en el Laboratorio Clínico, porque podría sustituirse su función, ejecutando la agitación manualmente, pero la cuestión se complica cuando son varias las pipetas a procesar, obteniéndose además mayor incomodidad y un agitado de menor calidad; cuando el laboratorista podría tener las manos libres para otra labor.

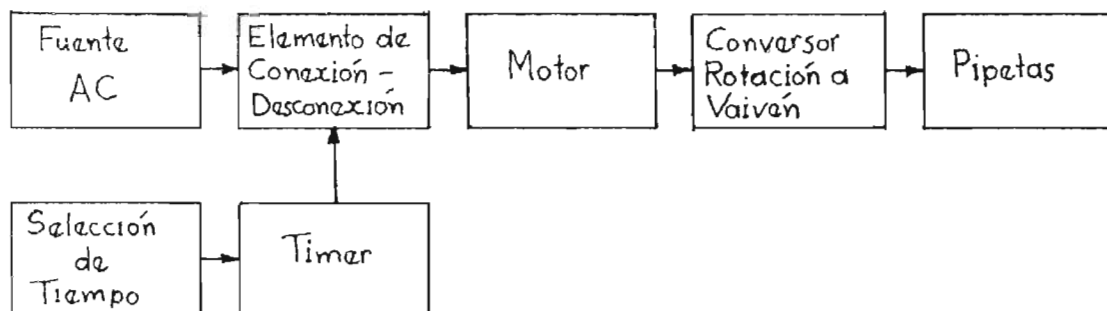


Figura 1.10.- Diagrama de Bloques del Agitador de Pipetas.

1.7.- Modelo Comercial de Agitador de Pipetas

El modelo examinado es el Yankee Blood Pipet Shaker, el cual

ejecuta una mezcla bastante uniforme, y de una manera eficiente, en el contenido de las pipetas, las que se sujetan por medio de unos sujetadores de acero inoxidable, en una posición horizontal, ayudados por unos "clips" del mismo metal; para evitar que se suelten en el movimiento oscilatorio.

La frecuencia de oscilación es de 1550 por minuto; describiendo un arco de 6.4mm. de largo.

El Timer es mecánico y puede ajustarse de 30 a 60 segundos. Todo el mecanismo se haya alojado en una caja gris de aluminio colado, con cuatro patas de succión. Las dimensiones de la caja son Largo x Ancho x Alto [cm]: 13x13x9.5.

Funciona a 115V/60Hz y su precio es de US\$ 350 (Aprox).

Como puede verse en la figura 1.11 el Timer consiste en una palanca que debe bajarse en la ranura llegando a un tope, ajustable gracias a un tornillo, el cual determina el tiempo de agitación indicado en la viñeta.

Las cuatro patas de succión ayudan en gran medida a que el aparato no se desplace en superficies pulidas.

Los sujetadores de acero inoxidable se presentan sin los "clips" que ayudan a mantener las pipetas en las muescas, para evitar el exceso de detalles que volverían confuso el dibujo.

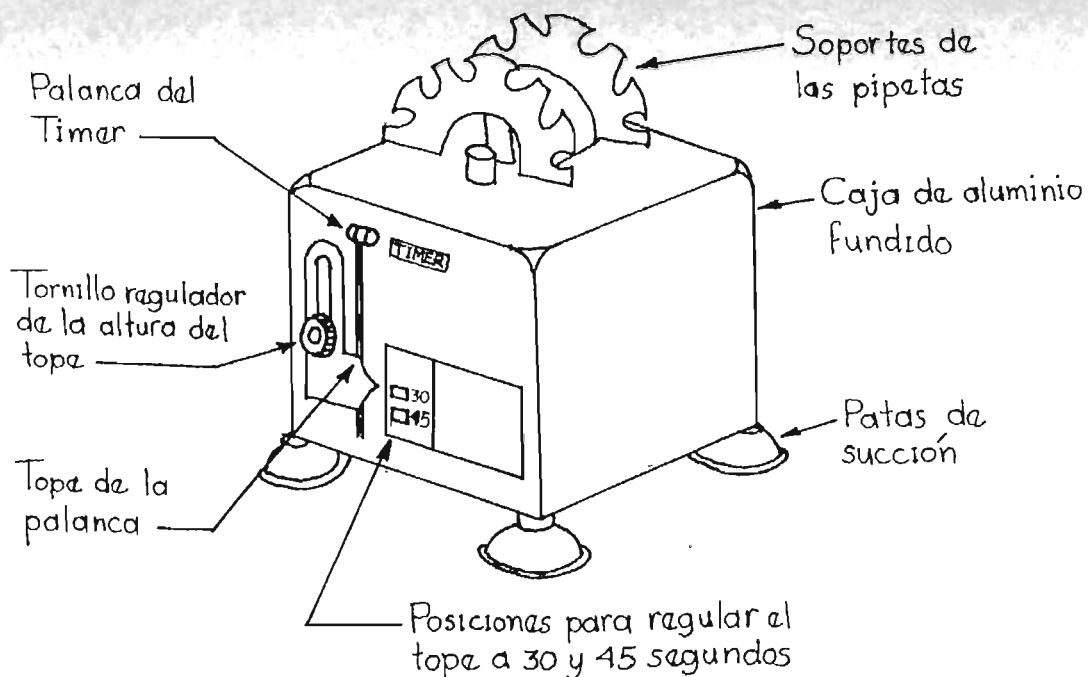


Figura 1.11.- Modelo Comercial de Agitador de Pipetas.

De esta manera se han presentado algunos aparatos comerciales, cuyas características se han expuesto con la finalidad de que más adelante sean comparadas con la de los aparatos propuestos como alternativa. Si bien es cierto en algunos casos es mejor el prototipo, en otras desde el punto de vista económico es factible dentro de un rango más amplio de producción, debido al costo alcanzado por una sola unidad, lo que no permitiría competir al prototipo con el modelo comercial.

CONCLUSIONES DEL CAPITULO I

1.- Los equipos de Laboratorio Clínico deben ser confiables y resistentes al manejo tosco que pudiese recibir de parte del operador, ya que muchas veces ya sea por descuido o uso continuo, se pueden producir daños tanto externa como internamente.

2.- Si bien el Agitador de Pipetas y el Contador de Células son equipos sencillos, y posiblemente accesorios, resultan útiles porque agilizan el trabajo cuando se presentan muchas muestras.

3.- Los equipos extranjeros a parte de sus piezas construidas especialmente para ellos y en materiales que mejoran su acabado. Pueden tener una reproducción bastante buena en la mayoría de sus especificaciones, con la construcción de equipo "artesanal", con materiales de fácil adquisición en el país.

4.- La modalidad de Control de Temperatura de modo "Todo o nada" presenta una mayor sencillez que la modalidad "Continuo", lo que lo vuelve económicamente más factible como control para un Baño de María, que no requiere una precisión muy grande.

5.- Algunos de los modelos comerciales, además de emplear el tipo de control proporcional o continuo, poseen como sensor una termocupla, lo que vuelve a estos aparatos bastante precisos; pero a cambio se elevan grandemente los costos debido al precio que poseen dichos sensores. Ya que por el poco voltaje que produce una unión simple bimetálica se hace necesario poner muchas en serie, para obtener un nivel de voltaje adecuado, para su posterior condicionamiento.

6.- Entre los factores que intervienen casi inadvertidamente en la estabilidad de la temperatura mantenida por el Baño de María están, la temperatura externa del medio ambiente y la humedad relativa del aire. Por ejemplo, si el ambiente externo está bastante frío, se produce un enfriado más rápido del líquido, lo que origina oscilaciones en su temperatura por más tiempo, que si el ambiente estuviese caluroso. Por otra parte si la humedad relativa del aire es baja, la evaporación del líquido se acelera, porque el aire está seco y es capaz de absorber el vapor de agua mucho más rápido, lo cual reduce el volumen del líquido bajo control. Por eso algunos modelos traen tapaderas para crear su propio medio ambiente, totalmente aislado del externo, aunque esto no es estrictamente necesario, porque las variaciones de temperatura son pequeñas y duran poco.

7.- Los modelos comerciales mecánicos de Contadores de Células y los electromecánicos del Agitador de Pipetas dependen para su funcionamiento apropiado, de la elasticidad de resortes ubicados en partes importantes, como en el temporizador del Agitador y en las teclas del Contador. En ambos casos los resortes se ven sometidos a grandes elongaciones lo que al final perjudica el buen funcionamiento, debido a que no logran recuperar su forma original.

REFERENCIAS BIBLIOGRAFICAS.

1.- Fisher, Catálogo de Equipo Médico, 1986.

2.- Maloney, Timothy J., Electrónica Industrial, Dispositivos y Sistemas. Prentice Hall Hispanoamericana, 1983.

3.- Kuo, Benjamin C., Sistemas Automáticos de Control, Prentice Hall Hispanoamericana, 1975.

4.- Pérez Reyes, Diógenes y de la Cruz Amaya, Rafael Severo. "Factibilidad de Producir Equipo Médico en El Salvador" Tesis para optar al grado de Ingeniero Electricista. Biblioteca de la Escuela de Ingeniería Eléctrica, Universidad de El Salvador, 1989.

CAPITULO II

PROCEDIMIENTO DE CONSTRUCCION DE UN BAÑO DE MARIA.

Introducción.

Como ya se mencionó un Baño de María es un aparato capaz de mantener un medio líquido a una temperatura constante.

Los modelos examinados en la Facultad de Medicina tienen un tamaño voluminoso apropiado para laboratorios masivos, con capacidad de contención de gran número de tubos de ensayo. El modelo que se describirá aquí, está pensado para un pequeño laboratorio, por lo que las dimensiones que se recomiendan no son absolutas y pueden soportar cambios más o menos moderados.

El Procedimiento de Construcción se divide en tres partes fundamentales:

- 1.- Descripción del funcionamiento del Circuito Propuesto..
- 2.- Procedimiento Eléctrico.
- 3.- El recipiente para el líquido.
- 4.- La caja de control, en donde se ubica el control de temperatura y circuitos accesorios.

A continuación se harán las descripciones necesarias para la elaboración de las etapas.

2.0.- Circuito propuesto para el Baño de María.

El circuito propuesto para el Baño de María aparece en la figura 2.1, en la que se hace una descripción de cada uno de los bloques propuestos en la figura 1.1. Como se puede apreciar el circuito contiene todos los bloques del control, comprendidos en la siguiente forma:

- 1.- Sensor: Es un termistor de $500K\Omega$ a 25° C con el puente encargado de linealizarlo comprendido por las resistencias R1 a la R8 y los amplificadores operacionales A1, A2 y A3. Con estos elementos se logra la relación directa entre temperatura y voltaje.

2.- Selector de Temperatura: Es el potenciómetro R32, el que recibe directamente la acción del operador, con lo cual se fija la referencia, gracias a la red asociada con ella como lo son A8 (que aporta un voltaje fijo de 10V a el puente del sensor) y sus componentes propios (Resistencias R29 a la R33 y el zener DZ1), A9 que separa a la red del selector de la del comparador.

3.- Condicionador y Comparador: Esta etapa es la más grande del circuito y consta de las resistencias de la R9 a la R27 y de los amplificadores operacionales A4, A5, A6 y A7 (éste último es un seguidor a cuya salida se toma la lectura de temperatura, ya sea con un Convertidor Análogo-Digital como el Intersil 7107 o con un milivoltímetro). Debe advertirse que las resistencias R9 y R10 son de precisión, ya que se hayan en la parte más crítica del circuito, en donde el voltaje alcanza lecturas directamente equivalentes a la temperatura, a la salida del amplificador A4 que es un amplificador diferencial.

La ganancia del amplificador A4 es amplificada diez veces por A5, amplificador no inversor, para que alcance la magnitud del voltaje de referencia y puedan ser comparados por A6; el cual es un comparador cuyo voltaje de centro no puede ser ajustado independientemente de la histéresis, pero en compensación es poco sensible al ruido, siendo por ello apropiada para esta solución propuesta¹.

Tanto A4 como A5 presentan una red adicional para eliminar el "offset" con lo que se logra una lectura más exacta.

4.- Etapa de salida: Consta de los diodos D41 al D46, el transistor Q1, el TRIAC, las resistencias 27, 28, 34, 35, 36 y 37, los integrados I6 e I7, los capacitores C1 y C2 y el transformador de pulsos T2 con núcleo de ferrita.

D41 deja pasar únicamente voltajes positivos a la compuerta NAND, permitiendo el encendido y el apagado del LED1 el que se vuelve un indicador de calentamiento porque coincide con la conducción del Triac.

Las dos últimas compuertas NAND en dicha configuración forman una compuerta AND, pero las primeras dos invierten las funciones de I6 para que los pulsos de I6 sean más breves y haya menor disipación en la compuerta del Triac.

Los dispositivos alrededor del Triac sirven como protección contra picos de voltaje que pudiesen generarse en la red, y la carga es una resistencia calefactora con una disipación de 1000W, la cual es absorbida por el medio en que está inmerso el termistor. Además posee un fusible de 12 Amperios, el cual protege al TRIAC contra cortocircuitos.

¹ Robert F. Coughlin y Frederick F. Driscoll Circuitos Integrados Lineales y Amplificadores Operacionales (Prentice Hall Hispanoamericana S.A., 1987), pag. 64-67.

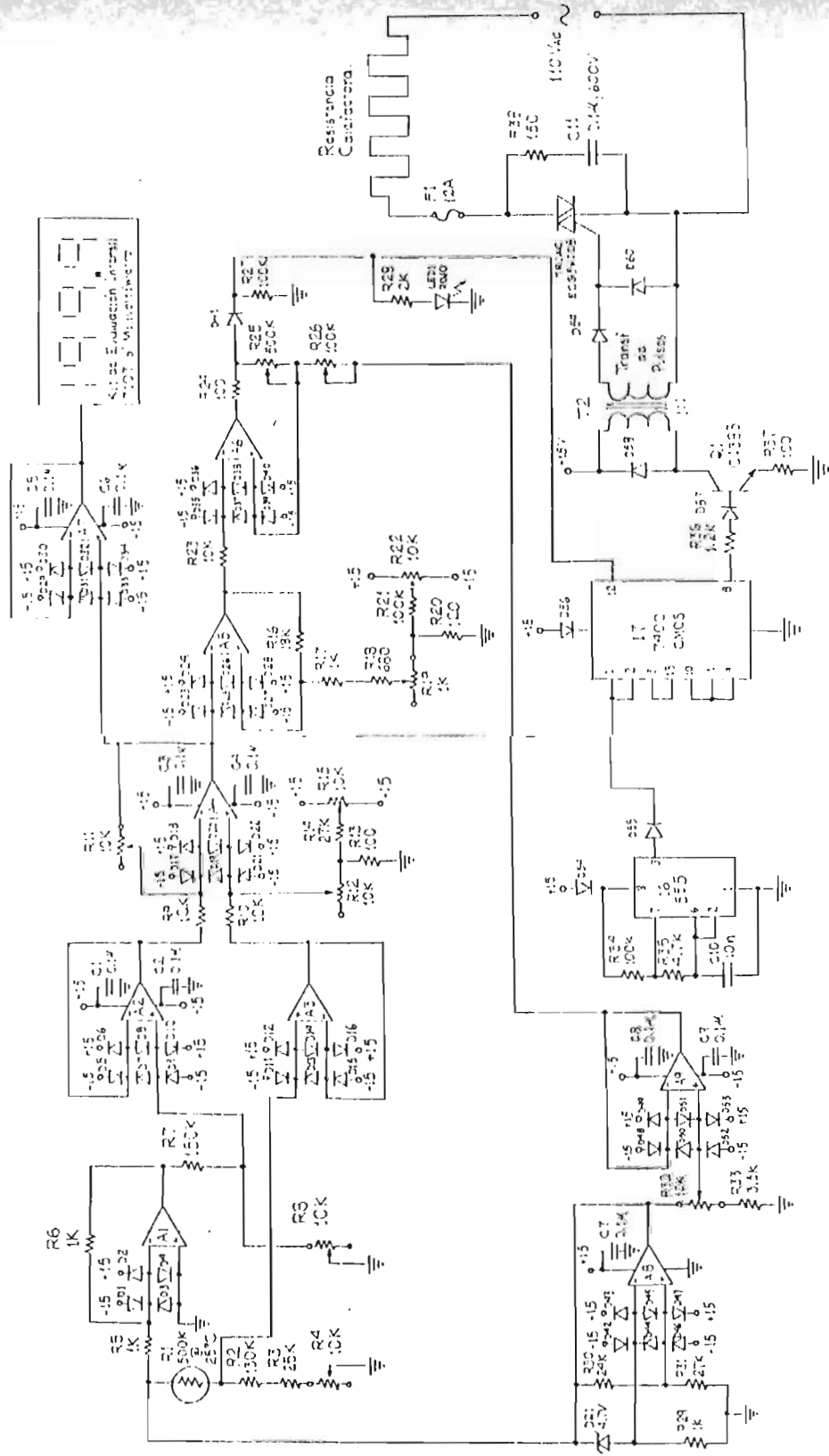


Figura 2.1.- Circuito Propuesto para el Control de Temperatura del Baño de María.

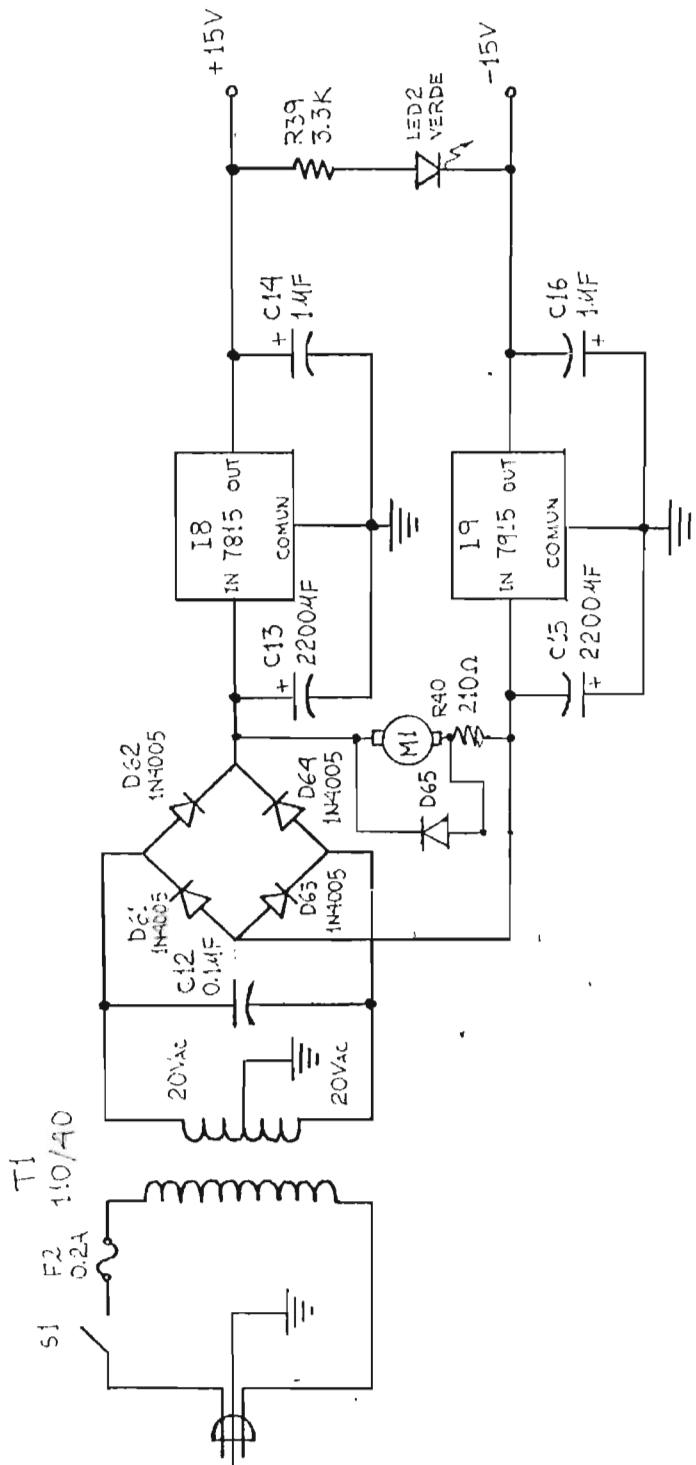


Figura 2.2.- Circuito Propuesto para la Fuente de Alimentación del Control de Temperatura.

En la Figura 2.2 aparece el diagrama de la fuente de alimentación del circuito.

Este es un bosquejo del funcionamiento del control propuesto para el Baño de María. Se debe mencionar que para su diseño se tomo como base el control de temperatura del trabajo de graduación antes mencionado², en el cual se basa el presente, y sobre cuyos diseños originales se procedió a modificar según los requerimientos y necesidades.

2.1.- Procedimiento de Construcción Eléctrico.

2.1.1.- Circuito Impreso.

El Circuito Impreso es la estructura que sostiene e interconecta los distintos elementos del circuito electrónico, por lo que como primer paso antes de colocarlos se debe verificar la continuidad de las cintas de cobre, ya que muchas veces se presentan cortes invisibles en ellas. Posteriormente, también se verificará la continuidad entre los pines de los elementos y los contactos del Circuito Impreso.

Una vez realizadas todas las soldaduras, es de cerciorarse que no existan interconexiones entre puntos que deben estar aislados entre sí, ya que el estaño derretido y mal aplicado origina puentes entre los que están adyacentes. Se recomienda revisar cuando se instale el impreso si existe algún tipo de contacto entre puntos del Circuito Impreso cuyo potencial sea distinto de cero y el Chasis

La proporción recomendada para el estaño con que se va a efectuar la soldadura en el Impreso es de 40% de Plomo y de un 60% de Estaño, del tipo delgado con brea en el centro, lo cual permite que sea apropiado para trabajar en conexiones en serie como la de los integrados sin que se formen los puentes indeseados, y a que además funde rápido, reduciéndose el tiempo de aplicación de calor a los elementos. Se permitirá que el estaño fluya entre el contacto del Impreso y los terminales de los componentes, calentando adecuadamente ambos, con lo que se eliminará el exceso de brea, que podría quedar atrapada entre el contacto y el terminal, formando un aislante invisible y difícil de detectar. Si el Impreso no tiene protección contra la oxidación es necesario aplicarle una capa de Barniz de Colofonia³ antes de instalar los componentes, la

² Véase la referencia 14.

³ El Barniz de Colofonia Está formado por: 100 ml de Toluol, 100 ml de Disolvente Alifático, 50 ml de Alcohol Isopropílico y 50 gr de Colofonia en Polvo.

cual protege excelentemente al cobre además de permitir con toda libertad la soldadura de los elementos.

2.1.2.- Semiconductores.

Para los Circuitos Integrados UA-747, 555 y 7400 deben emplearse bases como interconexión entre éstos y el Impreso, con la finalidad de facilitar el reemplazo de los integrados defectuosos y de evitar un calentamiento excesivo que los podría destruir o acortar su vida útil, si se conectaran directamente los pines.

En el caso del Transistor C1383, deben tomarse algunas precauciones, debido a que éste se conecta directamente al Impreso. Como por ejemplo usar un Cautín (soldador resistivo) de Baja Potencia (15 Watts) para efectuar las soldaduras, sujetando cada terminal del transistor que está siendo soldado con una pinza metálica con la finalidad de proveerlo de un radiador adicional. Se debe evitar el uso del soldador a base de transformador porque produce oscilaciones que podrían dañar al semiconductor.

Las precauciones para el transistor son válidas para el Triac, el que por su diseño presenta una mayor tolerancia para el calentamiento producido en la soldadura.

2.1.3.- Resistencias.

Estos componentes están diseñados para colocarse horizontalmente, por lo que las únicas consideraciones que se tomarán serán las de permitir que el cuerpo de la resistencia descansa sobre la tableta del impreso, emplear los tamaños estándar en los lugares indicados para las resistencias fijas, dejar los terminales lo suficientemente largos para que puedan ser colocadas sin dificultad y asegurarse del correcto valor de las resistencias con la ayuda de un multímetro ya que es común que los colores impresos en el cuerpo puedan cambiar o deteriorarse con el tiempo. Debe evitarse un calentamiento excesivo al aplicarles la soldadura debido a que pueden alterarse sus valores nominales y acortar su tiempo de vida útil.

En el caso del Amplificador Operacional A4 las resistencias de $1K\Omega$ serán del 1% y los potenciómetros deberán ser de ajuste fino, ya que la ganancia de este amplificador que es el encargado de producir una lectura de voltaje equivalente a la temperatura, se debe ajustar lo más aproximadamente posible al valor requerido.

2.1.4.- Capacitores.

Estos elementos están dispuestos para instalarse vertical y horizontalmente, por lo que se deben tomarse las precauciones de adquirirse los valores requeridos en la versión adecuada. Para el caso de los capacitores electrolíticos debe vigilarse la polaridad ya que si se conectan en reversa se produce un cortocircuito entre sus terminales que dañaría irremediablemente al electrolito.

Los de tipo de papel y de cerámica no deben recalentarse excesivamente al ensamblarlo en el Circuito Impreso, ya que es posible que sufran deterioro, específicamente los de papel, los que por la clase de material resultan particularmente sensibles, por no estar diseñados para disipar gran cantidad de energía.

2.1.5.- Inductores.

El Transformador de Pulsos T1, el Transformador T2 y el Motor M1 del Agitador, son las tres inductancias presentes en el Control de Temperatura.

El Motor usado para el agitador es de 9 Voltios D.C., que se requiere que trabaje desde el momento en que se conecta el circuito, por lo cual se provee de capacitores al circuito de control, ya que M1 es la principal fuente de ruido en la red, el que se incrementa entre mayor sea el excentricismo de la Barra Transmisora de revoluciones a la hélice, lo que fuerza al eje, generándose dichas señales espurias.

Aparte del Transformador T2, tanto a T1 como M1 deben proveerse de diodos en reversa para que sirvan como disipadores de energía cuando se corte la corriente que circula por ellas, generada por la energía almacenada en el campo magnético alrededor de ellos.

2.1.6.- Especificaciones técnicas del Baño de María.

- 1.- Referencia de Temperatura: Analógica.
- 2.- Sensor de Temperatura: Termistor.
- 3.- Rango de Temperatura: 25 a 75°C (5°C arriba de la Temperatura Ambiente).
- 4.- Tipo de Control: Todo o Nada.
- 5.- Lectura de Temperatura:
 - i) Termómetro de Vidrio.
 - ii) Kit de Evaluación Intersil 7107 de General Electric.
 - iii) Milivoltímetro de Aguja.

- 6.- Precisión del Control: $\pm 0.2^{\circ}\text{C}$ (en Estado Estable a 37°C).
- 7.- Resolución: 0.1°C .
- 8.- Dimensiones de la Cámara [cm]: 40x26x15.
- 9.- Materiales en contacto con el agua: Acero Inoxidable.
- 10.- Dimensiones Totales [cm]: 46x32x18.
- 11.- Capacidad [litros]: 13 a 25cm del borde.
- 12.- Voltaje [V]: 110.
- 13.- Consumo [A]: 9.1.
- 14.- Corriente de Reposo [mA]: 110.
- 15.- Frecuencia [Hz]: 60.
- 16.- Costo [Colones]: 1543.

2.2.- Recipiente para el líquido.

El material con el que se construirá el recipiente será acero inoxidable, porque posee suficiente resistencia mecánica para el diseño propuesto y además como todo metal es capaz de soportar gran cantidad de ciclos térmicos antes de presentar fallo alguno.

2.2.1.- Recipiente Interno de Metal.*

La figura 2.3 muestra al recipiente interno de acero inoxidable desplegado en un plano. La lámina recomendada es de $1/64$ de pulgada (ó $1/64''$). Este recipiente es el que estará en contacto directo con el agua, por lo se recomienda elaborarlo de acero inoxidable. En la figura 2.4 se muestra una parte del recipiente, correspondiente al primer cuadrante indicado en la figura 2.3 (en otras palabras la parte de arriba del eje x-x y a la derecha de y-y, en la dirección de las cabezas de flecha) y corresponde a una indicación del doblado de este recipiente, el cual por simetría se debe efectuar de la misma forma para todo el lado opuesto del recipiente. Se explica la forma en que se han de doblar, por la línea a trazos, los planos correspondientes a las paredes y pestañas; manteniendo el fondo fijo como referencia.

La simbología de giros indica que los puntos en las figuras de giro (círculos y cuadros) expresan un movimiento hacia afuera del plano del papel; y una cruz expresa un movimiento hacia adentro del papel. Es decir que indican el

* Por razones de sencillez en los dibujos, y facilidad de entendimiento de las dimensiones, se han dejado bordes y esquinas "vivos" en las piezas metálicas. Esto significa que después de recortarlas de la lámina, no se han limado los bordes ni redondeado las esquinas. En la práctica se debe quitar toda aspereza de las piezas metálicas una vez se comience a armar la estructura, y usualmente cuando se ha terminado el armado.

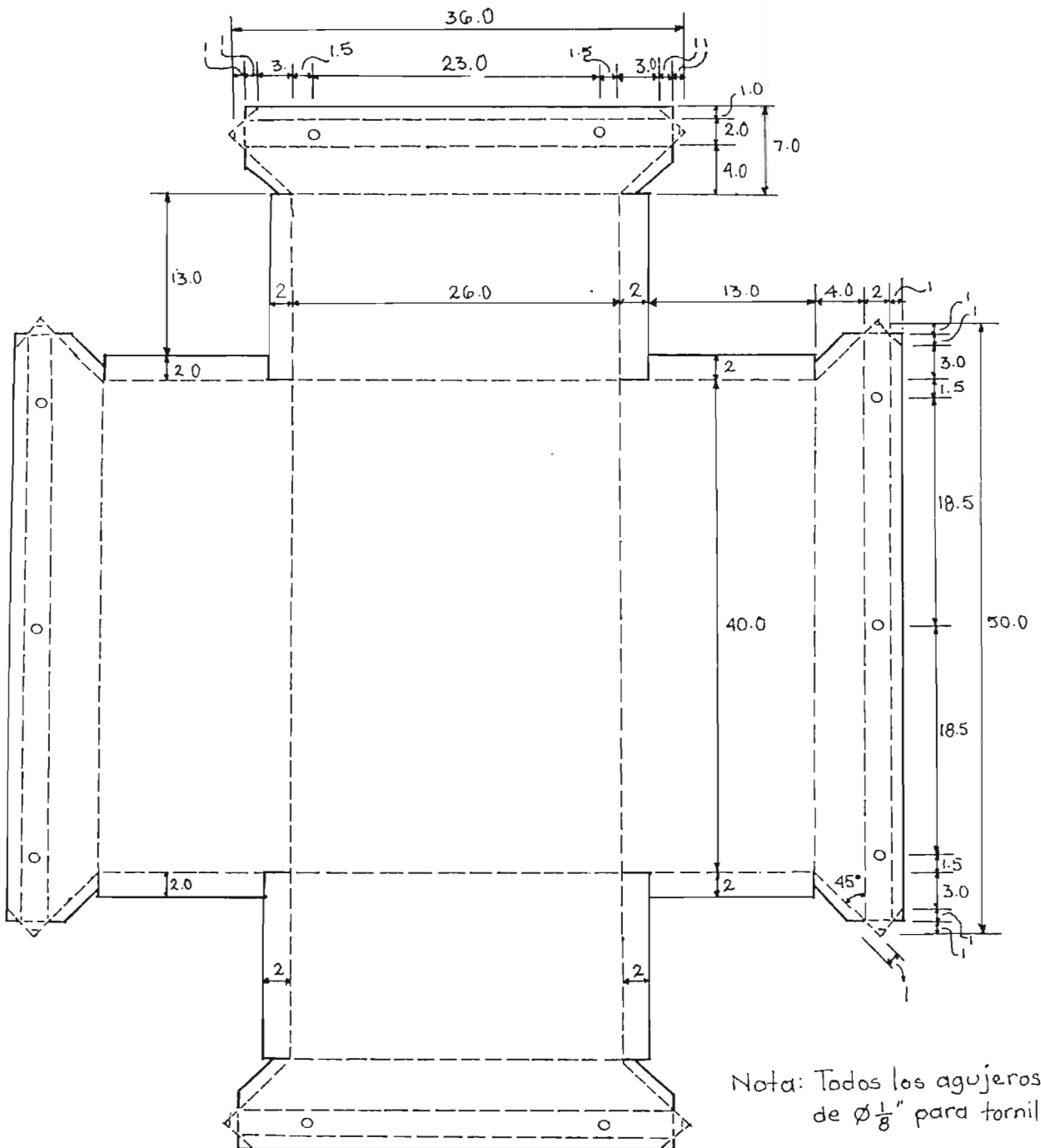


Figura 2.3.- Recipiente Interno desplegado en un plano.

sentido de giro con respecto al fondo fijo, teniendo como eje una línea a trazos. Los círculos indican un doblado a 90° y los cuadros un doblado de 135°. El mayor tamaño de las figuras expresa un doblado que debe efectuarse antes que los señalados por las figuras de menor tamaño.

2.2.2.- Recipiente Externo de Metal.

La figura 2.5 (escala 1:5) muestra las dimensiones del recipiente externo donde también se incluye la simbología de doblado; ya que existe suficiente claridad en la figura para obviar la ampliación de una sección como se hizo en la 2.4.

La figura 2.6 explica la forma en que se doblan las pestañas y donde deben doblarse, para darle mayor solidez al recipiente. Con la intención de que el dibujo sea más claro, no se han considerado los elementos que conforman los dobleces superiores, y por eso tan sólo se muestran las paredes y el fondo.

Si se observa el plano del recipiente exterior se notará que sólo tiene cuatro pestañas, por lo que se realizarán igual número de soldaduras en la parte interna (las que son soldadas en la parte interior), para alcanzar entre sí las paredes como se explica en la figura, pero realizando las soldaduras externas en las aristas verticales, para que por el lado de fuera el recipiente tenga una superficie lisa, sin desmejorar la resistencia mecánica (figura 2.6d).

Al colocar los recipientes uno dentro de otro, queda un espacio de 3 centímetros entre cada pared interna con su externa correspondiente, que debe llenarse con fibra de vidrio, tal como aparece en la figura 2.7. Las estructuras del recipiente se sujetan mediante diez tornillos de $\frac{1}{8} \times \frac{3}{4}$ " (de pulgada), en los sitios indicados en los dibujos.

2.3.- Fondo Falso.

Para evitar cualquier contacto con los mecanismos de calefacción, de sensibilidad y agitación, de la caja de control, y también para levantar las gradillas por encima del fondo, a un nivel adecuado, de tal manera que el líquido cubra lo suficiente a la resistencia calefactora y al mismo tiempo se evite que inunde a los tubos de ensayo. Se sugiere la construcción de un fondo falso en lámina de acero inoxidable de $\frac{1}{64}$ ", con las medidas sugeridas en la figura 2.8. Dicha pieza permite el libre flujo del agua por todo el recipiente, ya que posee una holgura que fácilmente transita el líquido. La parte "a" de la figura mencionada

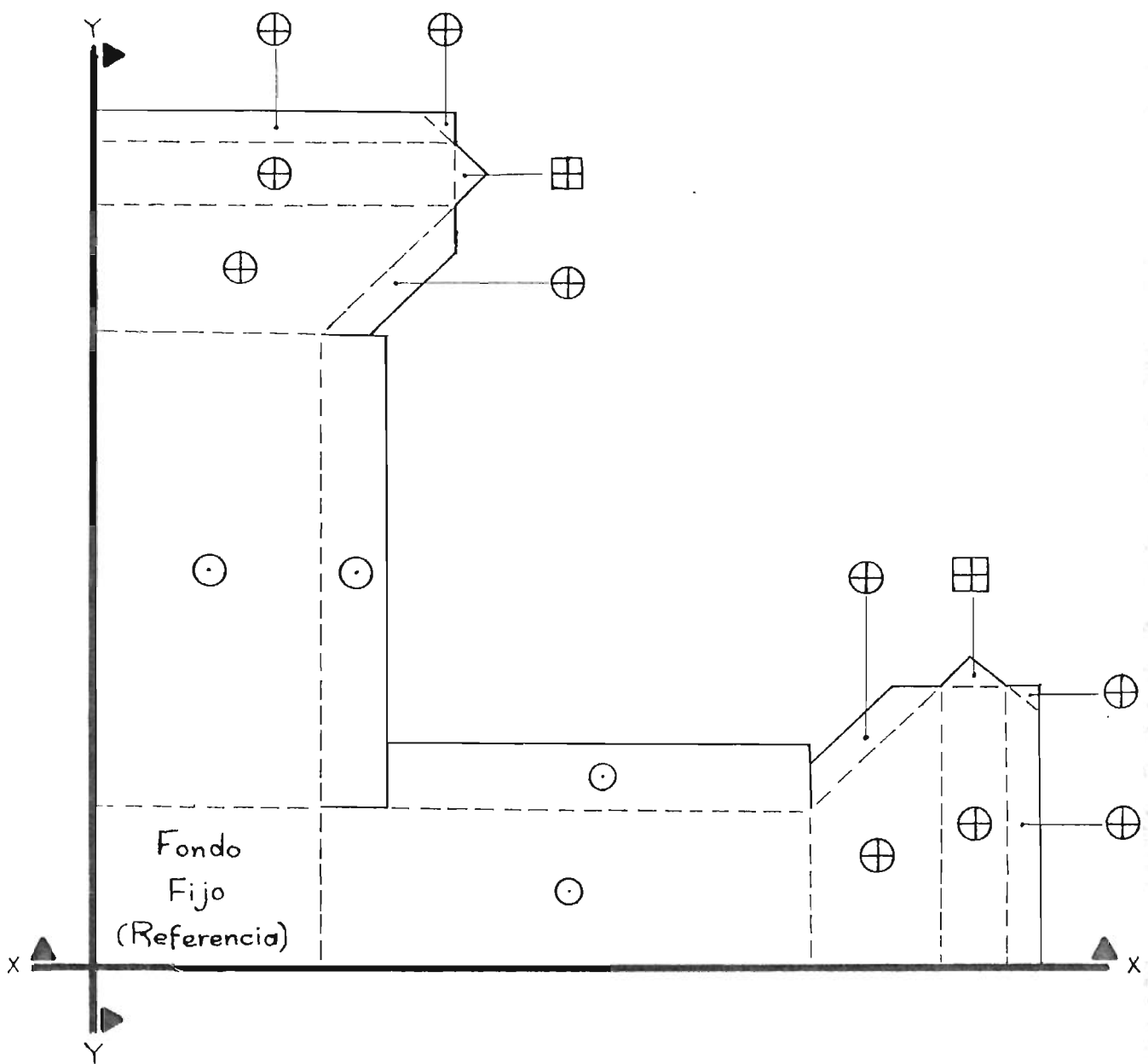


Figura 2.4.- Detalle de la Figura 2.3 correspondiente a la porción comprendida a la derecha del eje Y-Y y arriba del eje X-X, con la simbología de doblado respectiva.

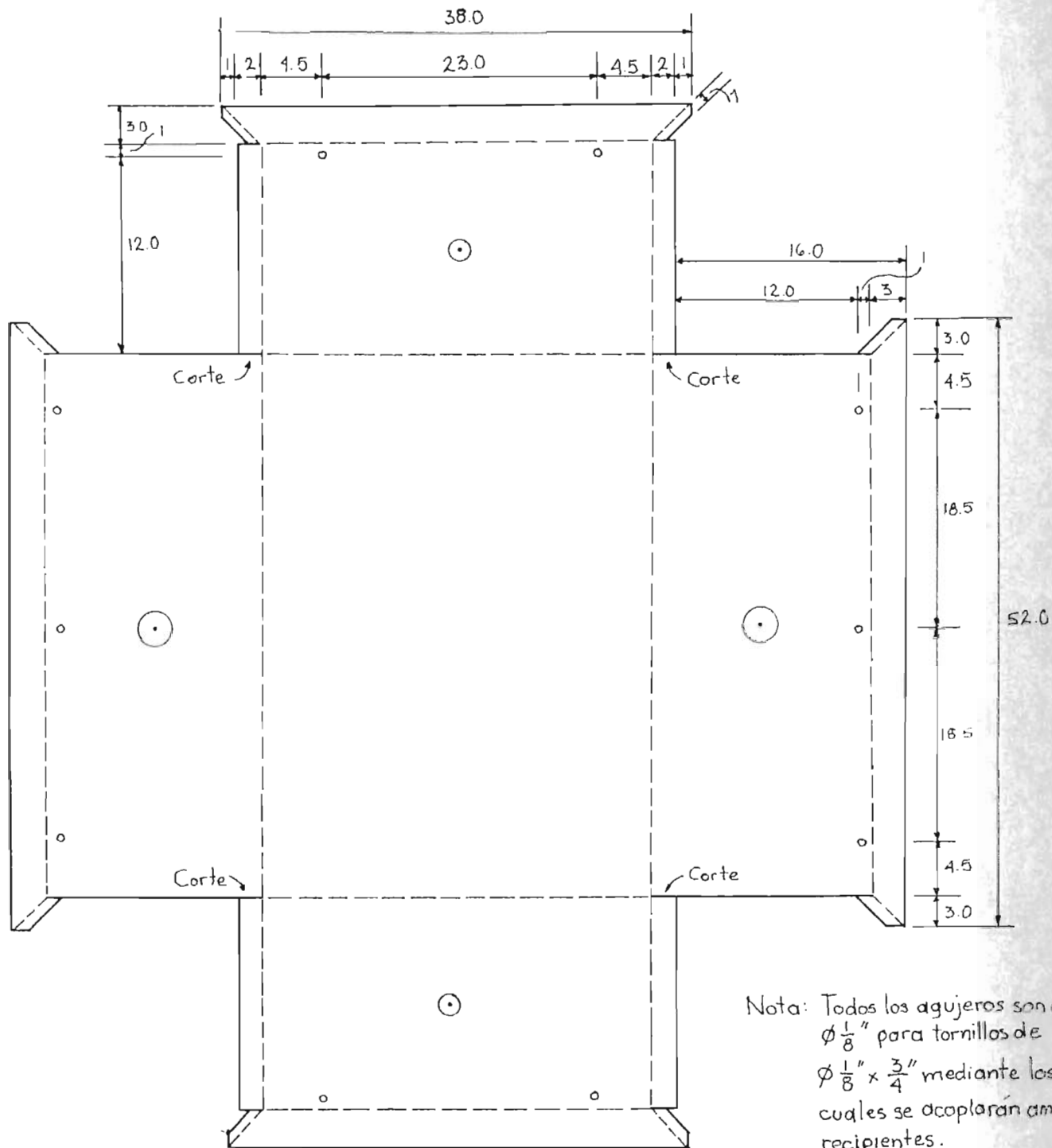
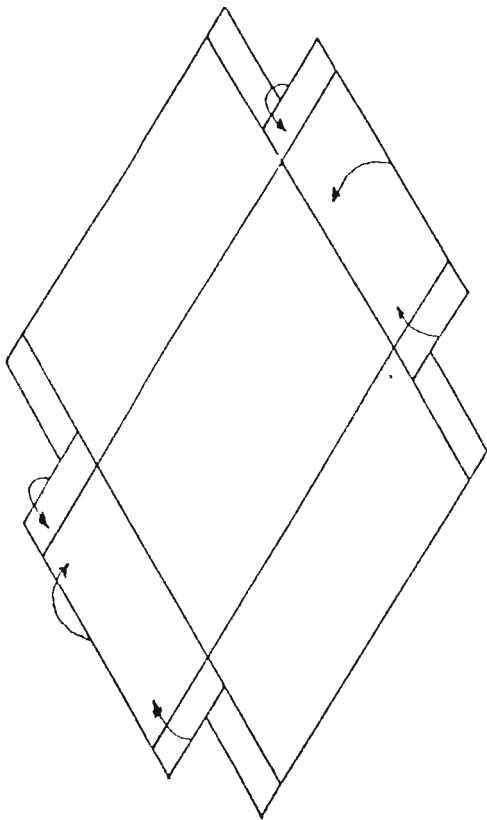
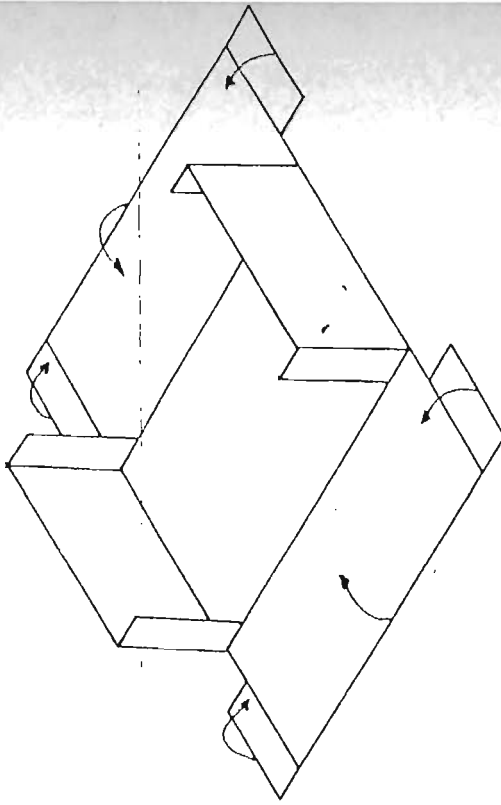


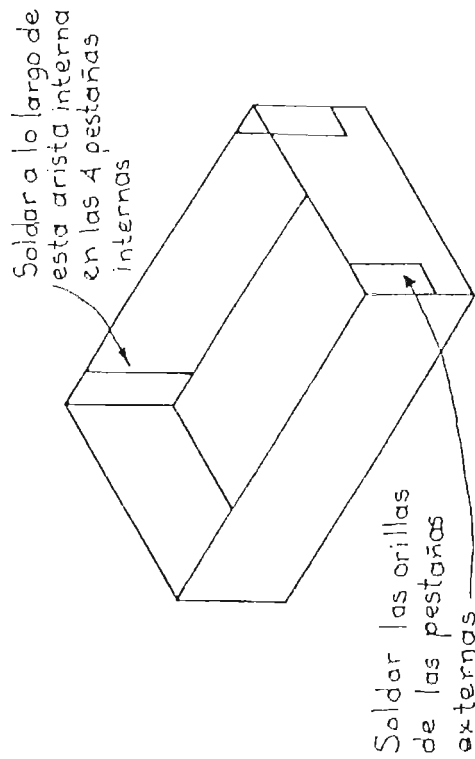
Figura 2.5.- Recipiente Externo desplegado en un plano.



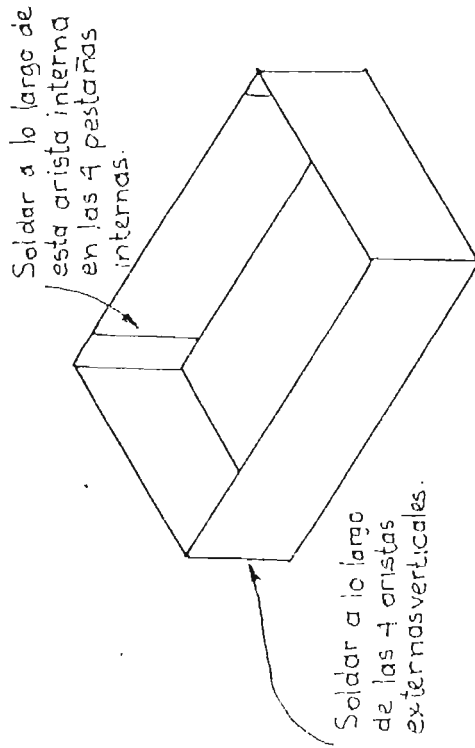
a) Recipiente interno sin los dobleces superiores



b) Dobleces de paredes y pestañas internas



c) Recipiente interno ya armado



d) Recipiente externo (sin pestañas externas)

Figura 2.6.- Esquemas simplificados de los recipientes para mostrar el doblado y partes que deberán ser soldadas: las Figuras a), b) y c) son secuencias del doblado del recipiente interno y, d) como queda armado el externo.

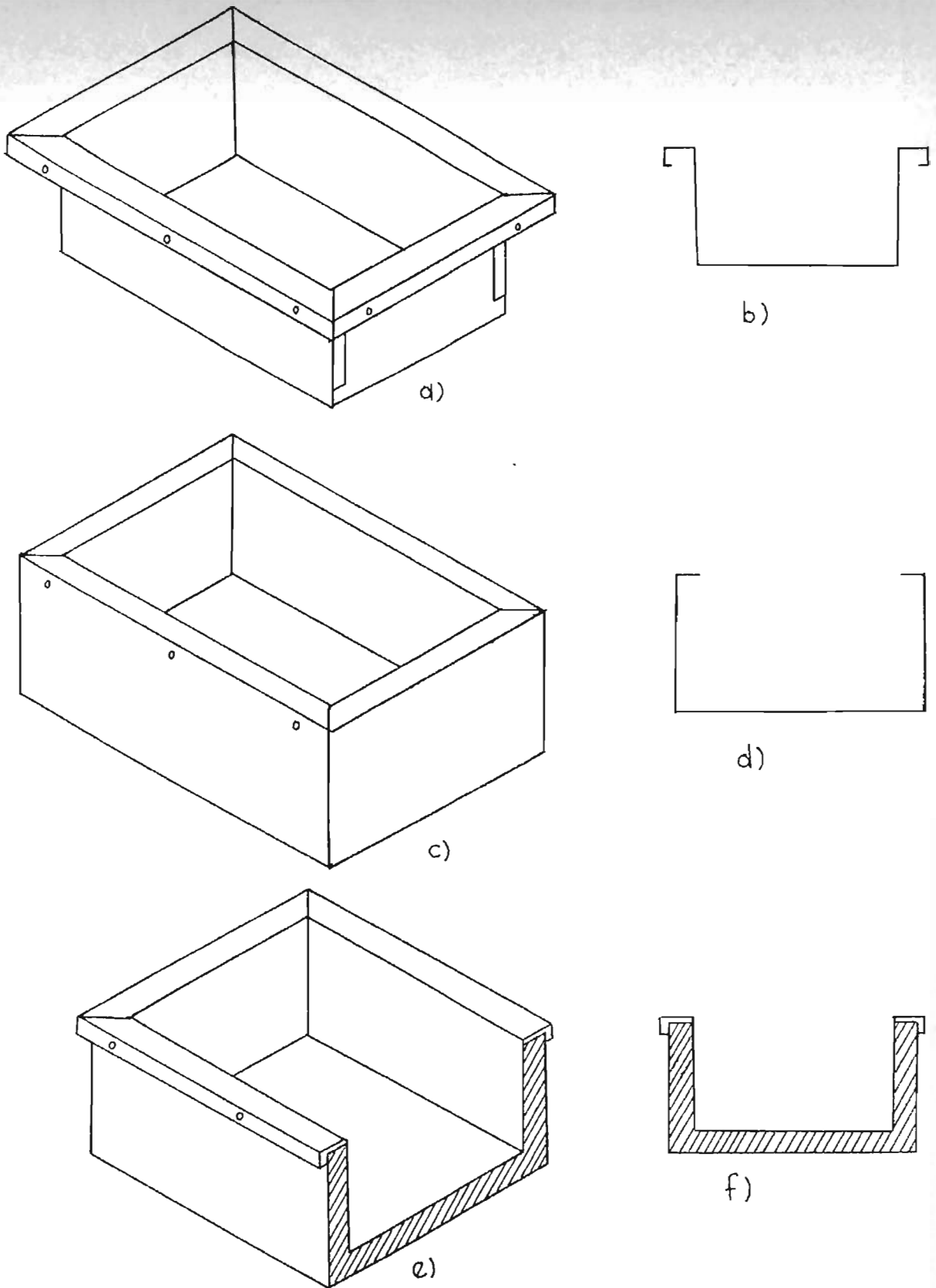


Figura 2.7.- a) Isométrico del Recipiente Interno; b) Corte transversal del Recipiente Interno; c) Isométrico del Recipiente externo; d) Corte transversal del Recipiente Externo; e) Isométrico con corte transversal de ambos recipientes acoplados; f) Corte de la Figura "e" visto de frente, la zona rayada indica el aislante térmico.

corresponde al fondo falso desplegado en un plano (escala 1:3) y la "b" al isométrico de la misma pieza (escala 1:4).

2.4.- Caja de Control.

La Caja de Control es la parte que alberga al circuito sensor de temperatura y al sistema de calefacción.

Las dimensiones recomendadas para la caja se presentan en las figuras 2.9 y 2.10 (ambas en escala 1:2), utilizando para la construcción siempre lámina de acero inoxidable de 1/64 de pulgada, con su simbología de doblado. El isométrico de la figura 2.11 muestra como quedarán ambas piezas, siendo la inferior la base de la caja, a la que se soldarán y atornillarán los diversos elementos; y la superior la tapa que sujetará los controles de la caja.

Los agujeros de diámetro $\varnothing 1/8$ " requieren tornillos golosos de $\varnothing 1/8$ "x1/2, que serán los encargados de sujetar ambas partes (base y tapa), otra opción sería el empleo de tornillos de rosca común pero ayudados por un machuelo que haría en los agujeros de la lámina una rosca que facilitaría grandemente el ingreso de los tornillos; mientras que para los agujeros de $\varnothing 3/16$ " se usarán tornillos de rosca común con las dimensiones especificadas posteriormente, que dejarán pasar libremente a los tornillos para afianzarse al otro lado con tuercas de tipo hexagonal.

2.4.1.- Piezas de sujeción.

En la figura 2.12 aparecen desplegadas en un plano y en isométrico las piezas de sujeción, encargadas de sujetar distintos elementos. Dos de ellas están soldadas por el interior de la base de la caja y las otras dos por el lado exterior. Las piezas internas son el dissipador y la pared de sujeción del tubo sensor, del agitador y de la resistencia calefactora.

Las externas son las grapas de sujeción encargadas de acoplar y mantener unida la caja de control con el recipiente metálico.

La figura 2.13 muestra el conjunto de piezas soldadas a la base de la caja, tanto desde una vista superior (escala 1:2) como desde un isométrico (escala 1:2.5)⁹.

⁹ La pared situada al frente y el doblez derecho han sido acomodados para ofrecer una mejor visión de las piezas soldadas.

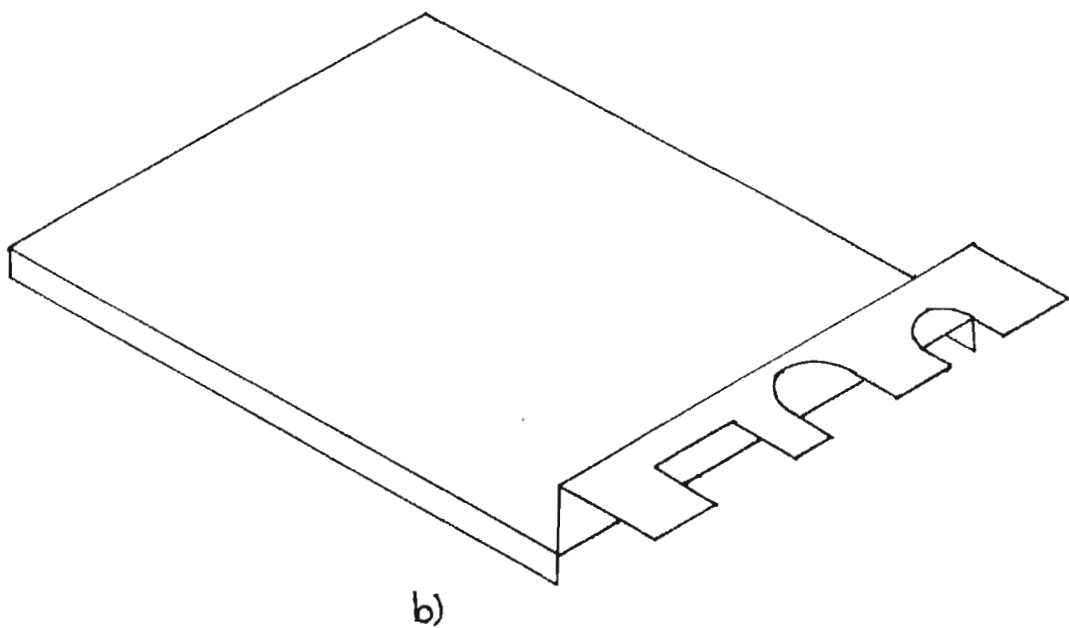
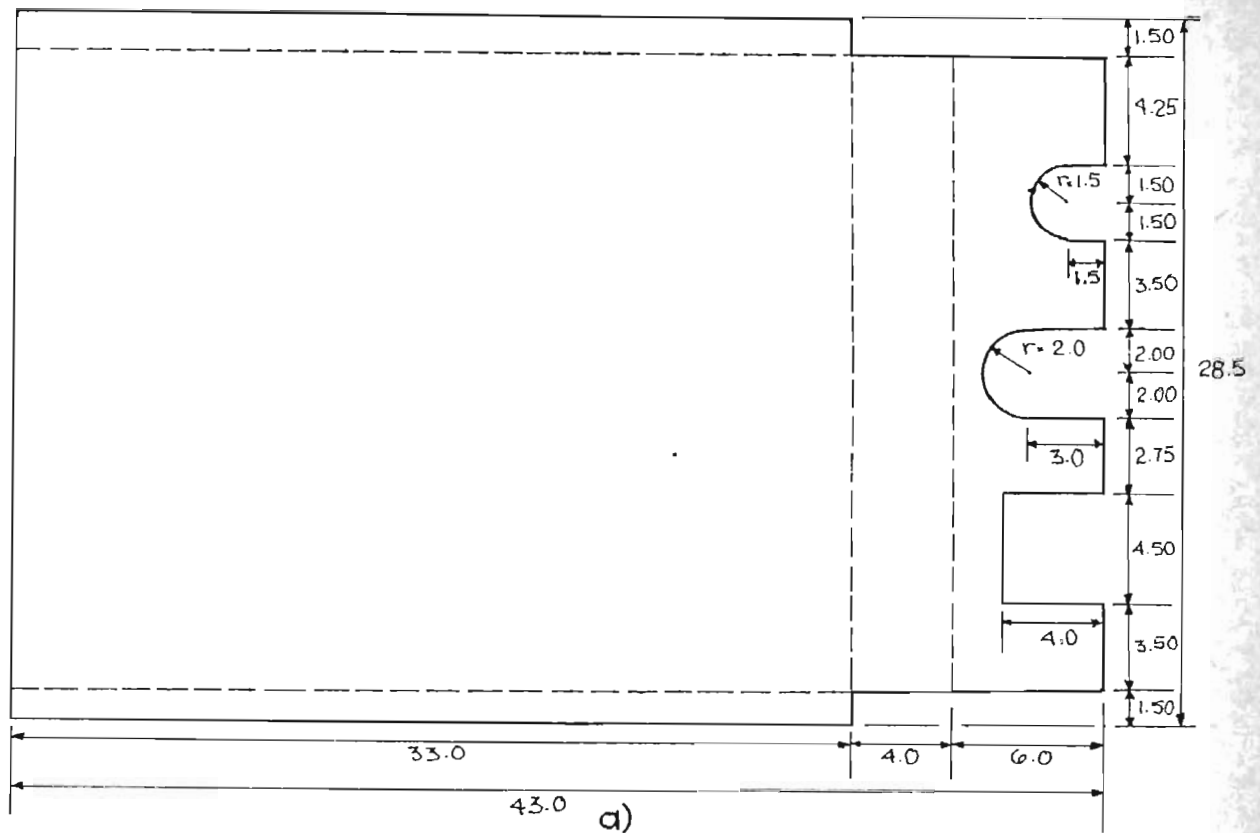


Figura 2.8.- a) Fondo Falso desplegado en un plano; b) Isométrico del mismo Fondo Falso: la abertura redondeada grande del centro es para la Hélice, la redondeada pequeña para el tubo sensor y la cuadrada para la Resistencia Calefactora.

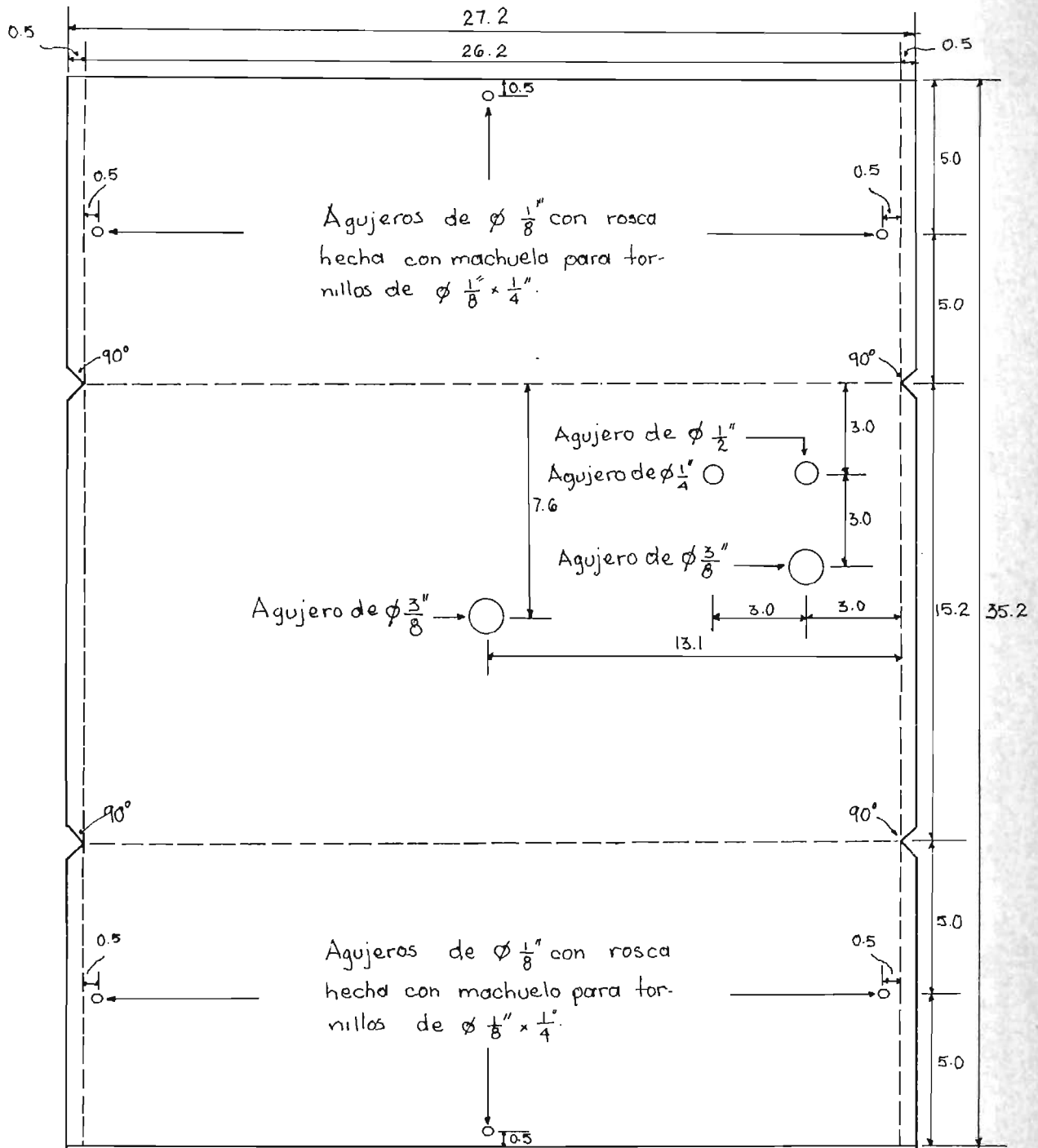


Figura 2.9.- Tapa de la Caja de Control desplegada en un plano.

Agujeros de $\phi \frac{1}{8}$ " con rosca hecha con machuelo para tornillos de $\phi \frac{1}{8} \times \frac{1}{4}$ al igual que las de las pestañas opuestas.

Nota: Los 6 agujeros en el fondo, sin indicación se deben considerar de $\phi \frac{3}{16}$ " de diámetro.

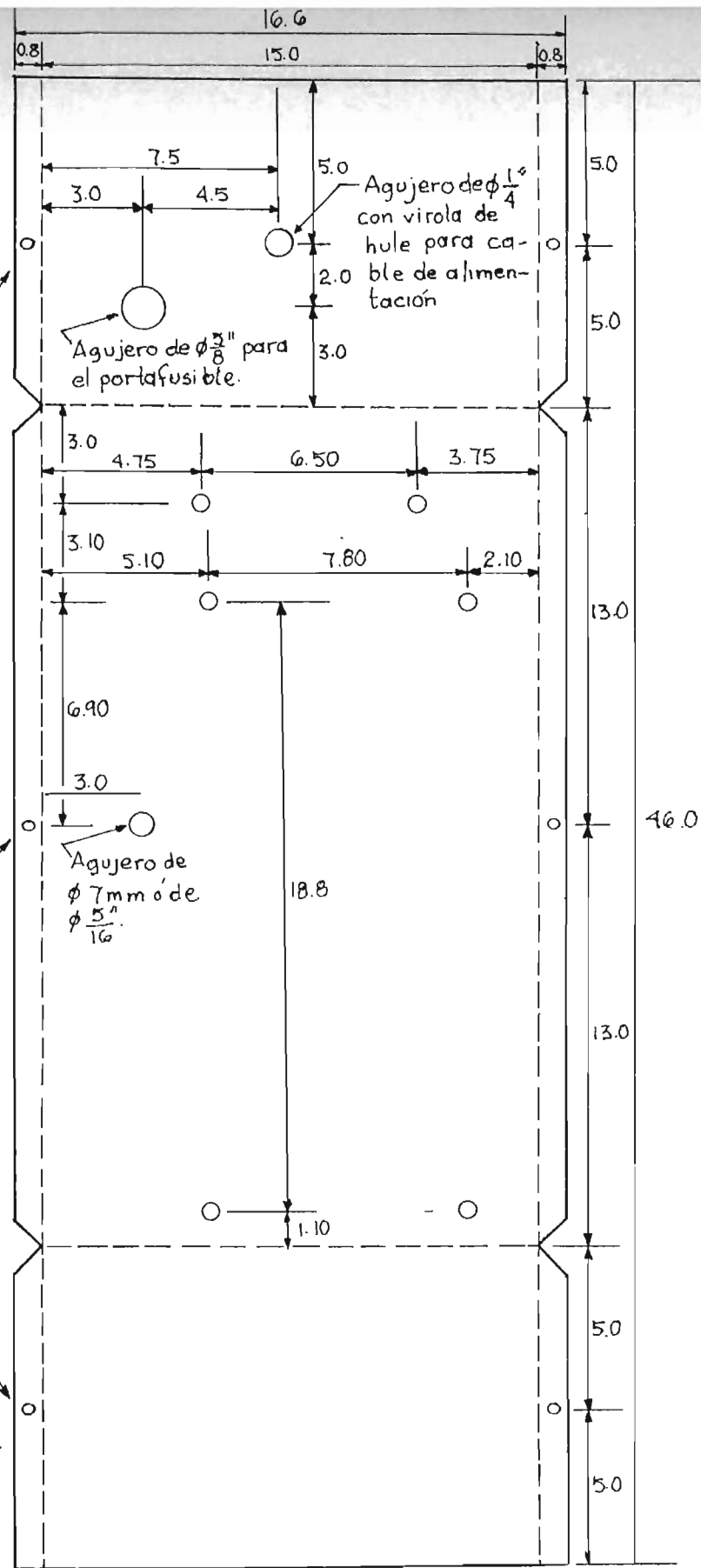


Figura 2.10.- Base de la Caja de Control desplegada en un plano.

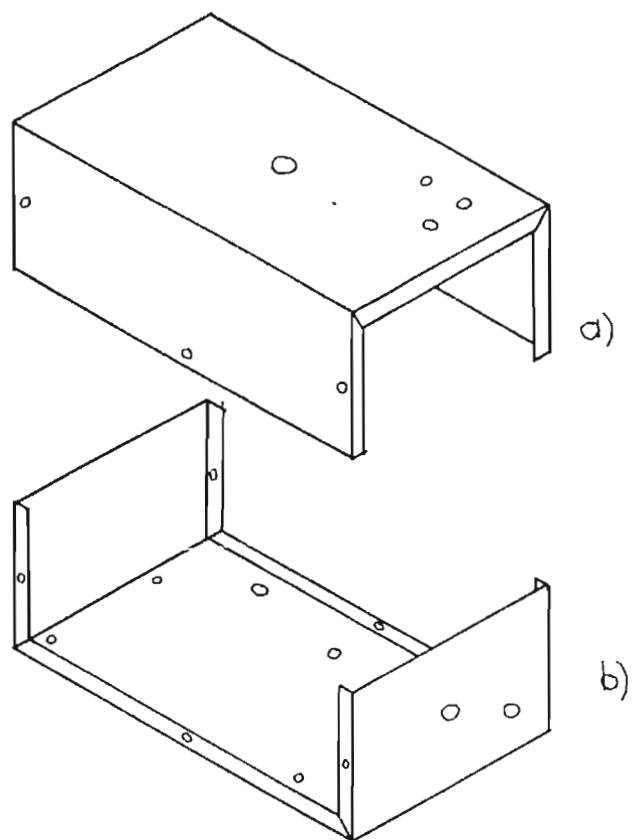
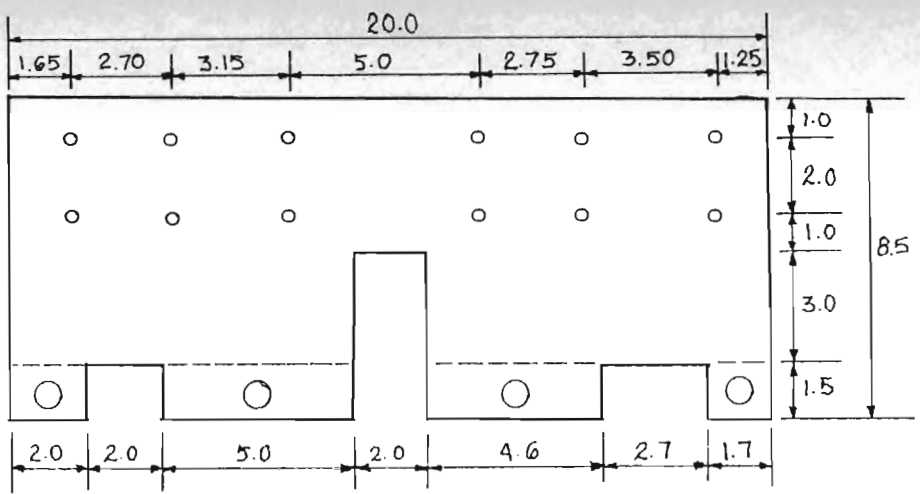


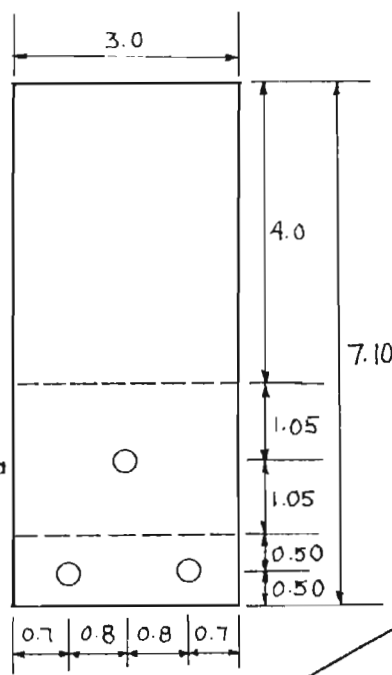
Figura 2.11.- a) y b) Tapa y Base de la Caja de Control respectivamente.

Agujeros de $\phi \frac{3}{16}$ "
para tornillos de
 $\phi \frac{1}{8}$ " x $\frac{1}{4}$ "



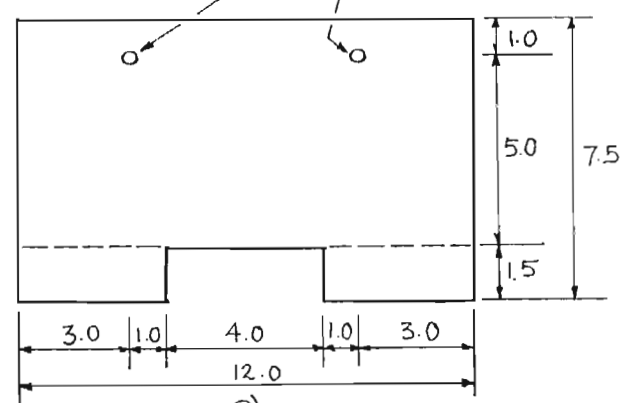
d)

Agujeros de $\phi \frac{1}{8}$ " con rosca ordinaria para tornillos de $\phi \frac{1}{8}$ " x $\frac{1}{2}$ "

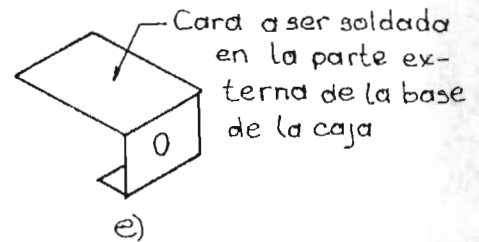


b)

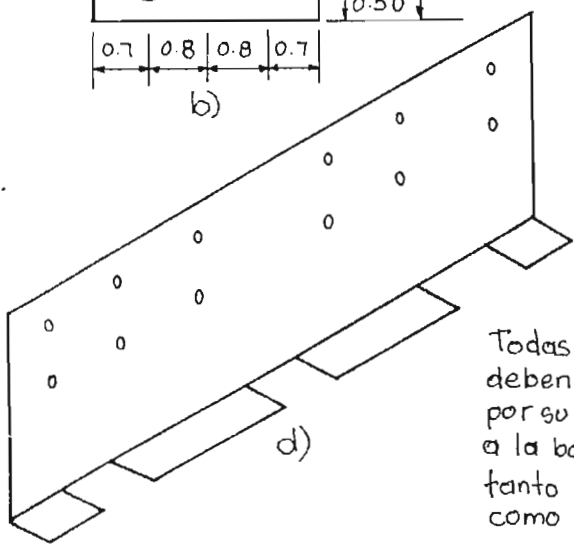
Agujeros de $\phi \frac{5}{32}$ " para tornillos de $\phi \frac{3}{32}$ " x $\frac{1}{4}$ "



c)

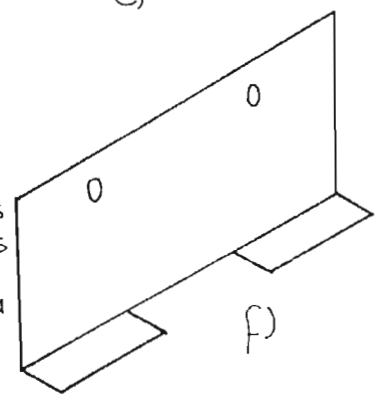


e)



d)

Todas las pestañas deben ser soldadas por su cara inferior a la base de la caja tanto los de d) como los de f).



f)

Figura 2.12.- a) Pared de Sujeción desplegada en un plano; b) Grapa de Afianzamiento que permitirá acoplar la Caja de Control al Recipiente; c) Disipador Térmico para los Reguladores de Voltaje; d), e) y f) Isométricos de las piezas anteriores para mostrar su forma final.

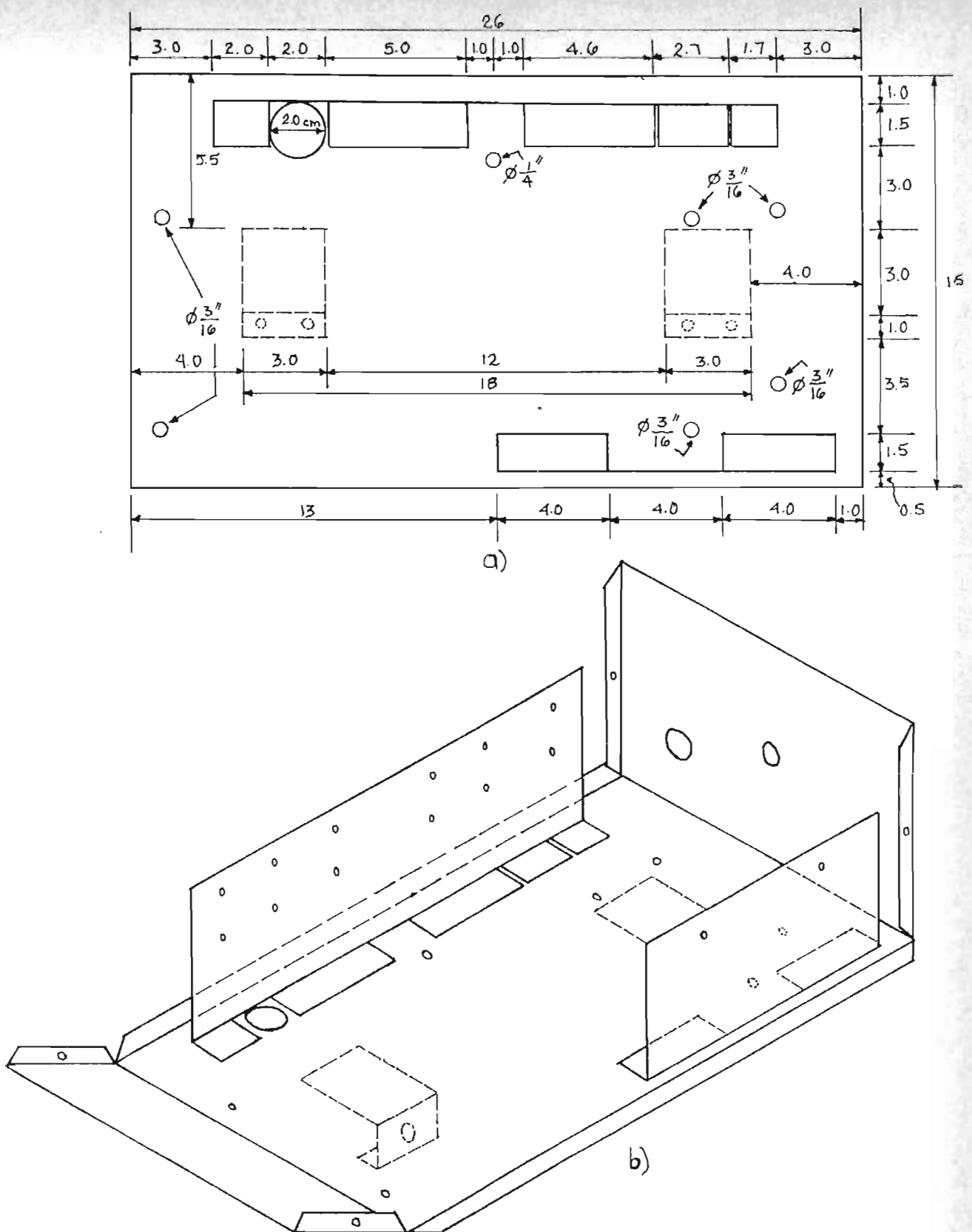


Figura 2.13.- a) Vista Superior de la Caja con la distribución de las piezas soldadas (las Grapas de Sujeción por la cara inferior); b) Isométrico de la Base de la Caja con la misma distribución en forma tridimensional.

2.4.2.- Compartimiento del motor.

En la figura 2.14 se describen las piezas que sujetarán al motor a la pared de sujeción descrita en las dos figuras anteriores. Son tres las piezas que conforman al compartimiento del motor y se enumerarán de acuerdo a la figura 2.14:

a.- Contorno lateral. Que circundará el área lateral del motor cilíndrico (escala 1:1).

b.- Tapa inferior. Se soldará al borde inferior del contorno lateral por medio de las pestañas y de las orillas (escala 1:1).

c.- Tapa superior. Posee tres pestañas atornillables por medio de las cuales se sujetará al contorno lateral (escala 1:1).

La parte "d" corresponde a un isométrico del contorno lateral con la tapa inferior soldada (escala 1:1).

El contorno lateral asegura al motor contra la pared de sujeción e impide cualquier rotación del mismo.

La tapa inferior se solda al contorno lateral por el extremo inferior por medio de las pestañas de la tapa. La tapa impedirá que el motor caiga, permitiendo al mismo tiempo, el paso libre del eje hacia abajo a través del agujero circular de $r = 1\text{cm.}$, con lo que se tendría ya la primera parte del agitador a la espera del acople de la varilla con las aspas.

La tapa superior se atornillará al contorno, gracias a las pestañas agujereadas ($\varnothing 3/16"$) con tornillos de $\varnothing 1/8" \times 1/4"$ con su tuerca respectiva. En el borde recto existe una abertura para la salida de las líneas del motor. Se recomienda forrar la cara interna para que proporcione una presión moderada sobre el motor a fin de evitar cualquier juego vertical.

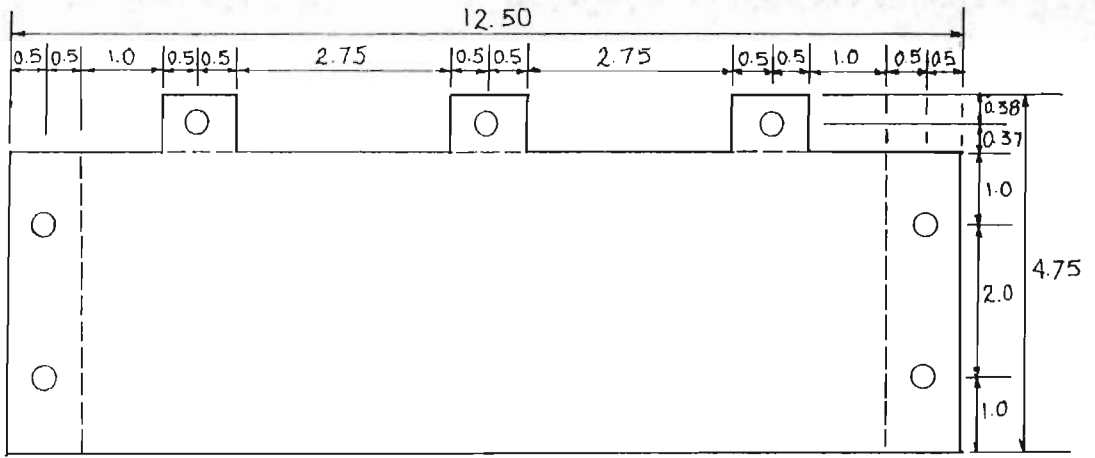
2.4.3.- Piezas de sujeción atornillables.

La figura 2.15 presenta los siguientes esquemas:

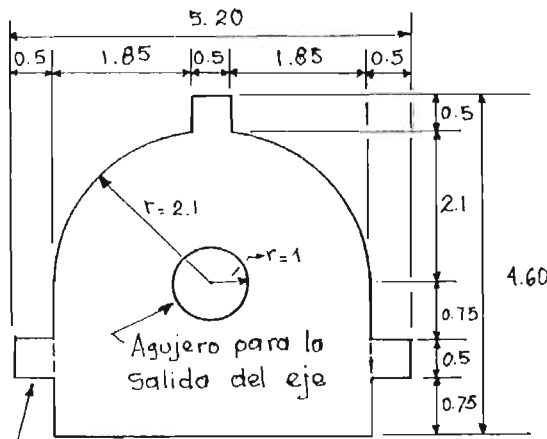
a) Pieza de sujeción atornillable del tubo sensor, desplegada en un plano (escala 1:1).

b) Pieza de sujeción atornillable de la resistencia calefactora (escala 1:1).

Todos los agujeros de esta pieza son de $\phi \frac{3}{16}$ "

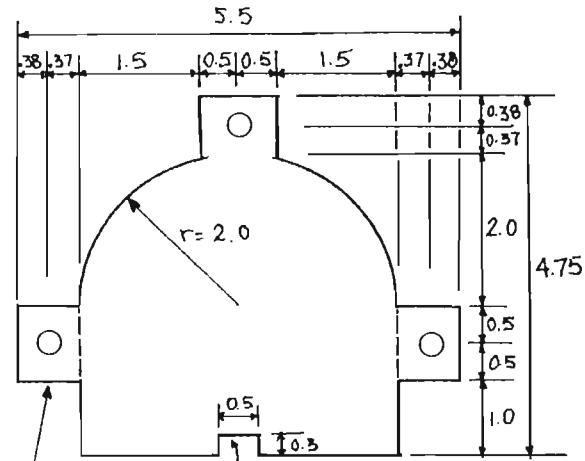


a)



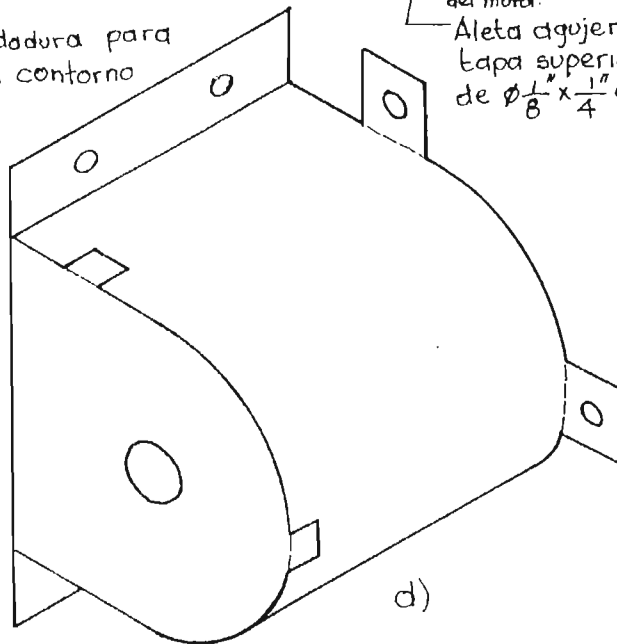
b)

Pestañas de soldadura para fijar la tapa al contorno lateral



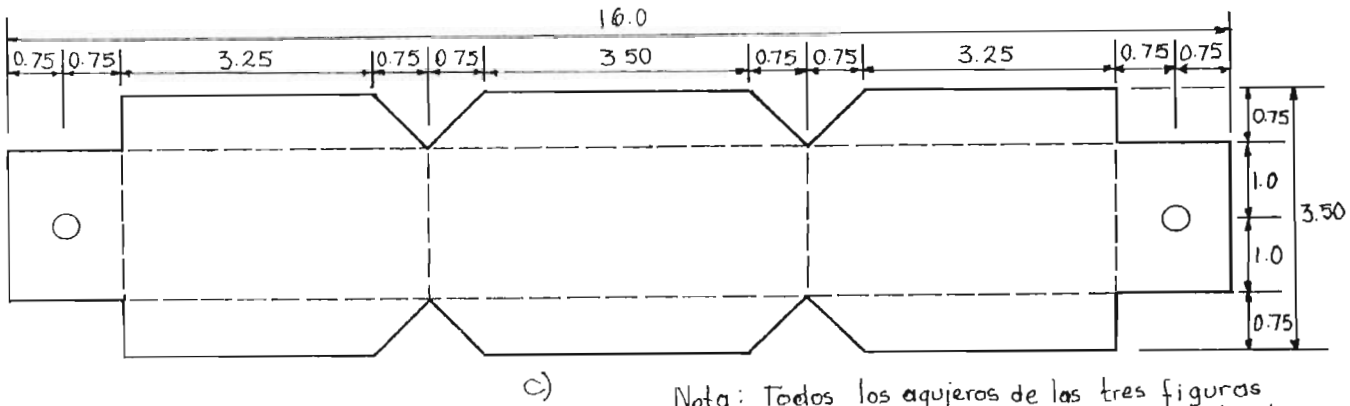
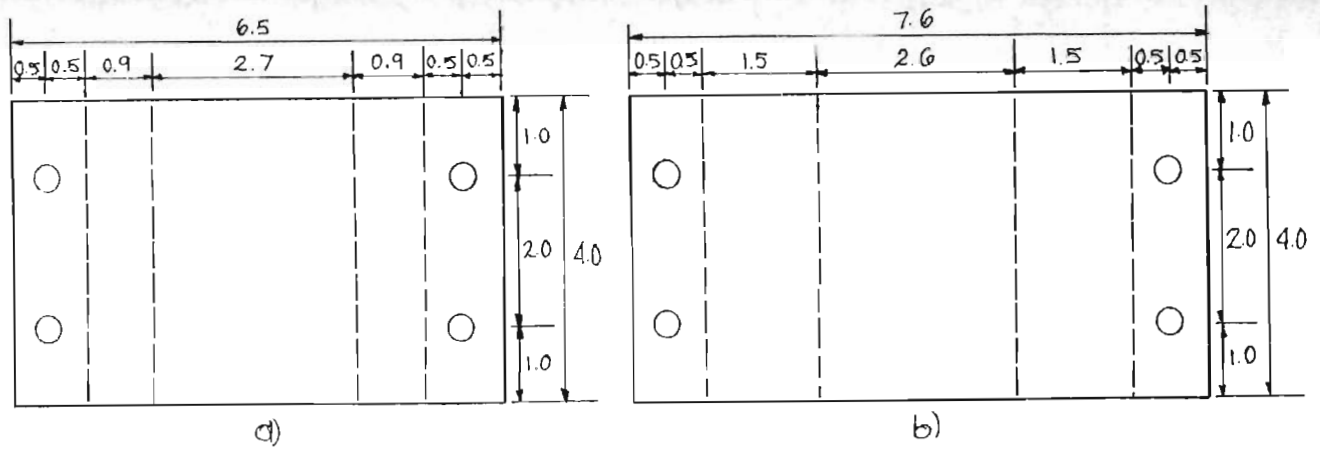
c)

Salida de alambres del motor.
Aleta agujereada (para atornillar tapa superior) $\phi \frac{3}{16}$ " para tornillos de $\phi \frac{1}{8}$ " x $\frac{1}{4}$ " con su respectiva tuerca



d)

Figura 2.14.- Compartimiento del Motor dividido en sus componentes: a) Contorno Lateral que afianzará al Motor a la Pared de Sujeción; b) Tapa Inferior a soldarse con la parte baja del Contorno Lateral; c) Tapa Superior atornillable a las pestañas del Contorno Lateral y d) Isométrico con la forma final del Compartimiento.



Nota: Todos los agujeros de las tres figuras son de $\frac{3}{16}$ de pulgadas para tornillos de $\phi \frac{1}{8} \times \frac{1}{4}$

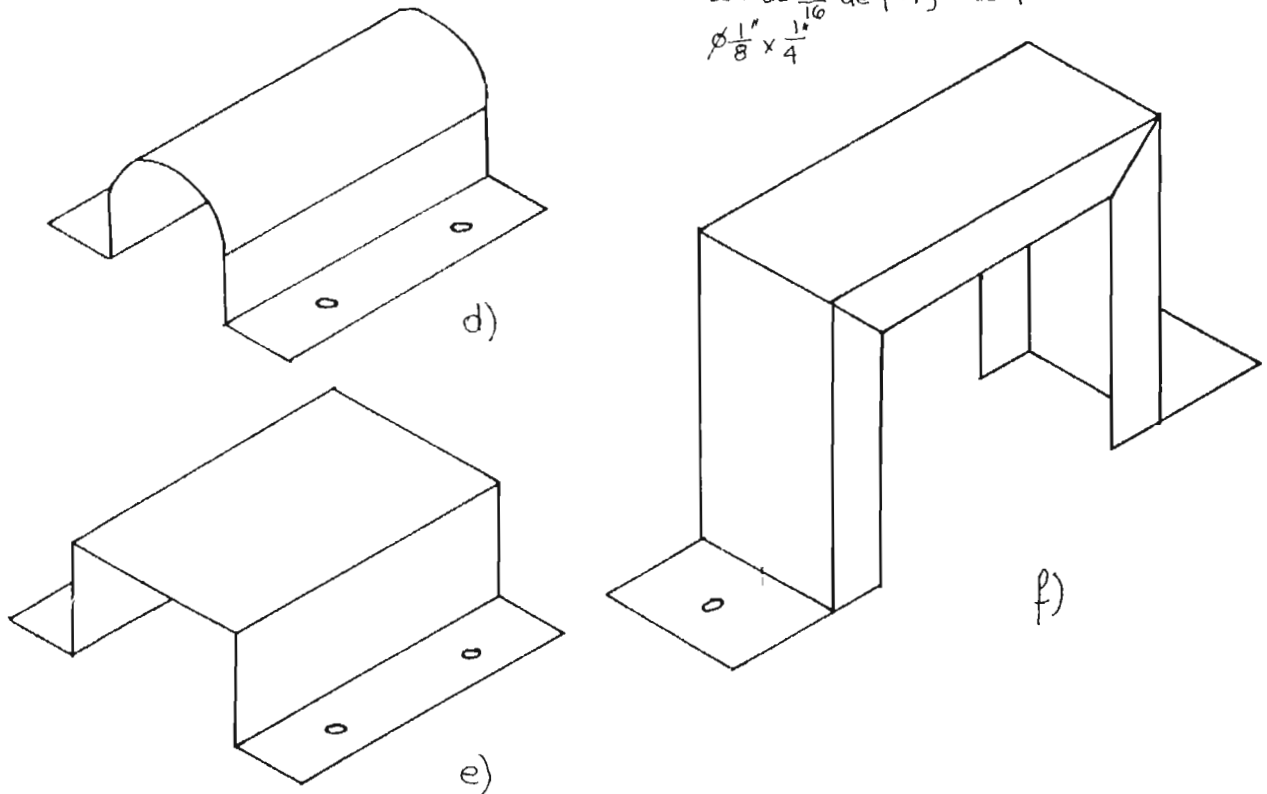


Figura 2.15.- Piezas de Sujeción Atornillables desplegadas en un plano: a) Del Tubo Sensor; b) De la Resistencia Calefactora; c) Del Transformador, que se atornillará en el fondo de la Base de la Caja; d), e) y f) Isométricos de las piezas en el mismo orden anterior.

c) Pieza de sujeción atornillable del transformador (escala 1:1).

d) Isométrico de la pieza de sujeción del tubo sensor (escala 1:1).

e) Isométrico de la pieza de sujeción de la resistencia calefactora (escala 1:1).

f) Isométrico de la pieza de sujeción del transformador (escala 1:1).

Estas piezas se encargan exclusivamente de afianzar un determinado elemento: dos que saldrán al exterior como el tubo sensor y la resistencia calefactora, y la otra que forma parte del sistema eléctrico, como el transformador.

Los tornillos con que se afianzará a la pared de sujeción y al piso serán de $\varnothing 1/8" \times 1/4"$, con su tuerca respectiva. Estas piezas permitirán ajustar la proporción del elemento que sujetan, que va a estar fuera de la caja; pudiendo acortarla o extenderla según sea necesario.

2.4.4.- Elementos del agitador.

En la figura 2.16 se muestra el esquema del agitador dividido en sus partes:

a) Vista lateral del motor que proporciona la fuerza de giro para el agitador (escala 1:1).

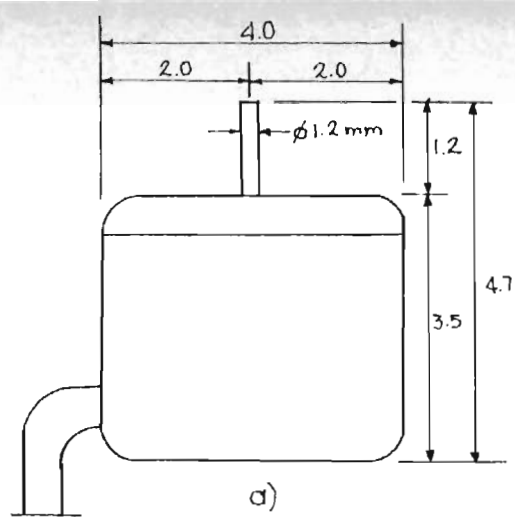
b) Vista superior del motor (escala 1:1).

c) Vista superior de la hélice (escala 1:1).

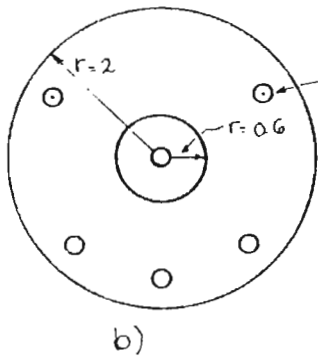
d) Vista lateral de la hélice (escala 1:1).

e) Vista lateral de la varilla sólida de acero inoxidable, transmisora de las revoluciones del motor a la hélice, con el orden de colocación de las piezas de aseguramiento de la hélice (escala 1:1).

El motor esquematizado es de 9 Voltios DC, pero que perfectamente trabaja a 12 Voltios. En sus terminales se pueden colocar un par de enchufes de cobre para acoplarse a las espigas, destinadas a tal fin, situadas en el circuito impreso; aunque esto no es necesario ya que el motor no se estará moviendo constantemente de su compartimiento. Por lo que bastará una soldadura para asegurar el funcionamiento.

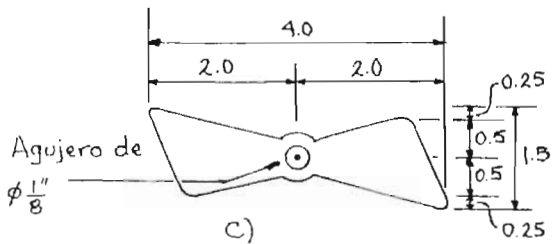


Enchufes de cobre para conectar el motor en las espigas correspondientes en la caja de control.



Agujeros en la carcasa del motor para sujetarlo a otras estructuras.

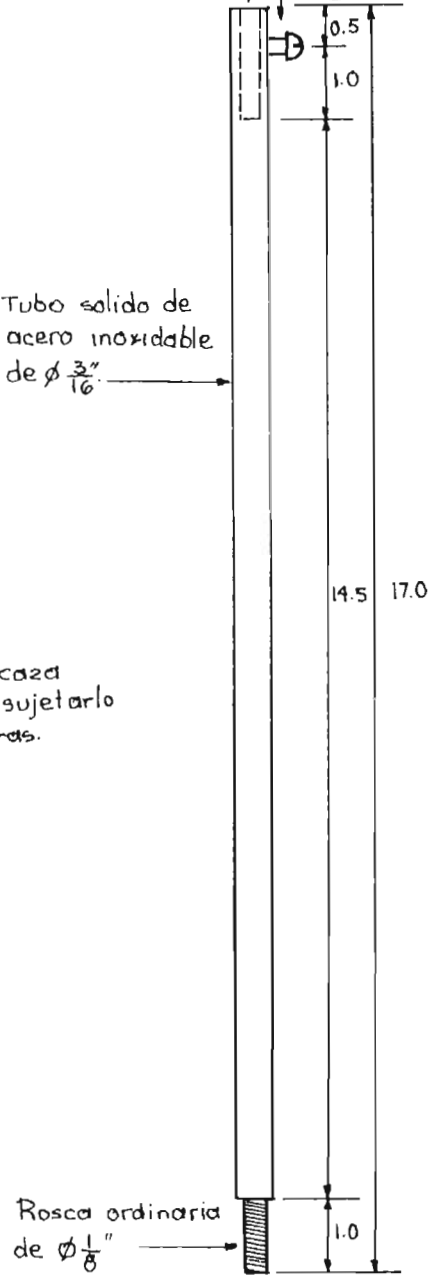
Hélice hecha en lámina de acero inoxidable



Agujero de $\phi \frac{3}{32}$ para adaptar la varilla al eje del motor.

Tornillo de $\phi \frac{1}{16} \times \frac{1}{8}$ rosca fina para sujetar la varilla al eje.

Tubo sólido de acero inoxidable de $\phi \frac{3}{16}$



Rosca ordinaria de $\phi \frac{1}{8}$

Tuerca hexagonal de $\phi \frac{1}{8}$ rosca ordinaria
Arandela plana $\phi \frac{3}{16}$



Tuerca de presión hexagonal de rosca ordinaria.

e)

Figura 2.16.- Elementos del Agitador: a) y b) Vistas del Motor; c) y d) Vistas de la Hélice hecha de acero inoxidable y e) Varilla sólida de acero inoxidable transmisora de las revoluciones del Motor a la Hélice, con el sistema de sujeción de esta última.

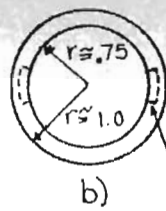
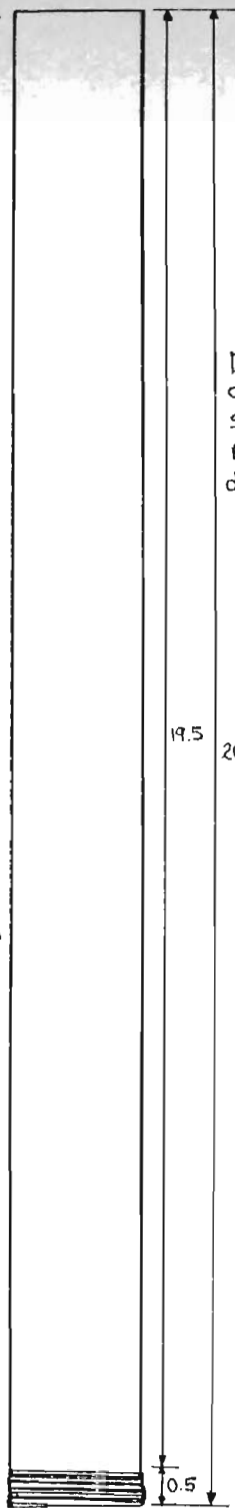
La hélice de lámina de acero inoxidable presenta una inclinación en sus aspas semejante a la de las hélices de barcos, con lo cual se espera que al girar con el alto número de revoluciones proporcionadas por el motor; se forme una corriente en el líquido que alcance todos los rincones del recipiente. Además el pequeño tamaño de la hélice asegura que no exista una marcada turbulencia en la superficie del líquido calentado, la que de existir liberaría gotas que mojarían el contorno del baño de María. El agujero central de acople de $\varnothing 1/8$ " permitirá que la hélice entre ajustada en la rosca de la varilla, lo cual ayuda a evitar patinamientos.

La varilla transmisora tendrá un diámetro de $3/16$ de pulgada, y será de acero inoxidable de 17cm de largo, totalmente maciza. A esta varilla se le perforará un agujero de $\varnothing 3/32$ de pulgada y de 1.5cm. de profundidad en un extremo, siguiendo el eje longitudinal. Perpendicular a este se hará otro de $1/16$ de pulgada con rosca fina realizada con un machuelo adecuado. Este extremo servirá para sujetar al eje del motor del siguiente modo: la primera abertura recibirá en su interior al eje y la segunda recibirá un tornillo de $\varnothing 1/16$ "x $1/8$ " para aprisionar al eje contra la varilla y formar un sólo mecanismo. Por el extremo opuesto a los agujeros se debe realizar (si es posible con una máquina fresadora), la reducción del diámetro de la varilla hasta un valor de $1/8$ ", a lo largo de un centímetro, elaborando posteriormente, en esta parte, una rosca ordinaria ya sea con la máquina antes mencionada o con una tarraja apropiada. Este extremo recibirá al mecanismo de sujeción de la hélice tal como aparece en la figura 2.16, siendo primera una tuerca hexagonal de $\varnothing 1/8$ " de rosca ordinaria, la cual es seguida por una arandela plana cuya función es servir de tope a la hélice, que es la que sigue en el orden; por último se pone una tuerca de presión hexagonal de $\varnothing 1/8$ " de rosca ordinaria, la que además de servir de tope inferior a la hélice, sirve como cerrojo del sistema de sujeción; ya que estas tuercas a medida que se enroscan tienden a ofrecer cada vez mayor resistencia al par aplicado sobre ellas, y es difícil que por sí sola o por los pares generados en los giros del motor se desenrosque.

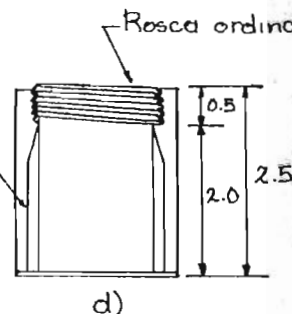
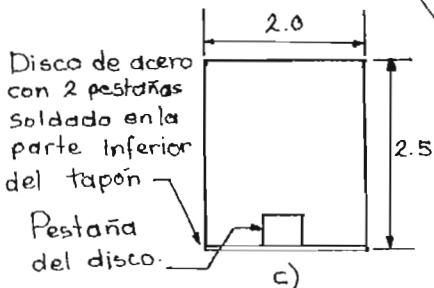
Debe asegurarse que el sentido de giro del motor, viéndolo desde la parte inferior de la hélice, sea antihorario; ya que si ésta llegase a chocar con algo, el sentido de giro ayudará a apretarla más en la rosca evitándose el ajuste continuo de las tuercas.

Sección del tubo a ser sujeta dentro de la caja de control (4cm)

Tubo de acero inoxidable de $\phi \frac{3}{8}$ " tipo estándar de 0.111 pulgadas de espesor.



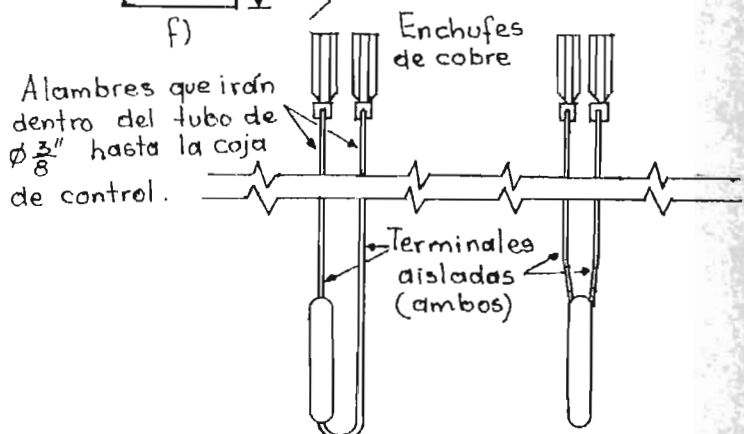
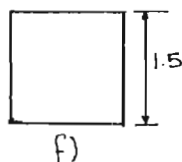
Muecas hechas con lima para reducir el espesor y acomodar los termistores.



Tapón con rosca hecha con tubo de acero inoxidable de $\phi \frac{1}{2}$ " (estándar) para acoplarse al tubo de $\phi \frac{3}{8}$ " en su parte inferior.



Cilindro de hule para introducir dentro del tapón de acero y presionar los termistores en las muecas.



Diferentes tipos de termistores que pueden ser acomodados en las muecas g)

Figura 2.17.- Elementos del Tubo Sensor: a) Tubo Conductor de los alambres de los Termistores hasta la Caja de Control; b) y c) Vistas Superior y Frontal del Tapón Sensor; d) Corte Longitudinal del Tapón; e) y f) Vistas del Cilindro de Hule que presionará los Termistores contra las muecas y g) Formas de preparar los tipos de Termistores para ubicarlos en las muecas.

2.4.5.- Elementos del tubo sensor.

La figura 2.17 esquematiza los componentes del tubo sensor, el cual es otro de los elementos que salen al exterior de la caja, al igual que el agitador y la resistencia calefactora. La función del tubo sensor es la más delicada de los tres elementos, ya que debe tomar y llevar la información relacionada con la temperatura al control situado en el interior de la caja. La figura viene dividida de la siguiente forma:

- a) Tubo conductor de alambres desde el tapón sensor a la caja (escala 1:1).
- b) Vista superior del tapón sensor (escala 1:1).
- c) Vista lateral del tapón sensor (escala 1:1).
- d) Corte longitudinal del tapón sensor para mostrar la parte interna (escala 1:1).
- e) Vista superior del cilindro de hule (escala 1:1).
- f) Vista lateral del cilindro de hule (escala 1:1).
- g) Distintas formas de preparar los diferentes tipos de termistor para ser alojados dentro del tapón sensor (escala 1:1).

En cuanto al tubo conductor de alambres, éste debe ser del mismo material de que está hecha la caja y de un diámetro de 3/8 de pulgada (estándar) con una rosca externa ordinaria de medio centímetro de longitud, en la cual se atornillará el tapón sensor. La longitud de la porción del tubo conductor que estará fuera de la caja, puede ser ajustada aflojando la pieza de sujeción, deslizando el tubo y apretando nuevamente la pieza, de acuerdo a las necesidades de profundidad.

El tapón sensor es un pedazo de tubo de acero inoxidable de $\varnothing 1/2$ " (estándar) y de 2.5cm., de largo, con dos canales o muescas diametralmente opuestos en su parte interna; hechos con lima, para adelgazar el espesor del tubo, hasta 1mm., a 0.5mm.; facilitando el flujo de calor y la colocación de los termistores en ellas. Como se puede ver en la figura "d" la longitud de las muescas es de 2.0cm., medidas desde la parte inferior y el ancho puede ser de 0.5cm., o más según el ancho del termistor a usar. En la parte superior se elabora una rosca ordinaria por el lado interno, que tendrá una longitud de 0.5cm., con la que el tapón sensor se enroscará en el tubo conductor de los alambres. En la parte inferior de este tapón se soldará un

disco de acero inoxidable con dos pestañas, las cuales deberán ser adheridas al tapón formando una cruz con las muescas para evitar que la soldadura engrose el espesor por el lado externo de las muescas.

Los dos tipos de termistores que pueden ser colocados dentro del tapón aparecen en "g", en donde se aprecia la forma de colocar los terminales para que no afecten el ensamblamiento especialmente el primer tipo. Toda la longitud de los conductores, incluidos los terminales de los termistores, deberán estar completa y eficientemente aislados. Pueden dotarse los extremos de los conductores con enchufes de cobre, para facilitar la conexión de éstos con las espigas correspondientes ubicadas en la tableta de circuito impreso. Aun que esto no es una opción que concierna a lo esencial del circuito, y por ello se puede elegir otra alternativa de conexión que sea igual o más confiable.

El cilindro de hule de "e" y "f", las cuales son sus vistas superior y lateral respectivamente, tienen por misión empujar los termistores dentro de las muescas, contra la adelgazada pared e inmovilizarlos al mismo tiempo. El tipo de hule debe ser bastante flexible y suave, casi como esponja, para facilitar la introducción y extracción del cilindro en el tapón sensor sin forzar el alambrado de los termistores.

2.4.6.- Resistencia calefactora.

La figura 2.18 consta de dos vistas de la resistencia calefactora:

- a.- Vista frontal (escala 1:2).
- b.- Vista lateral o de perfil (escala 1:2).

Esta resistencia calefactora está diseñada para funcionar inmersa en el agua, sin producir choques eléctricos, gracias a que la resistencia tiene una envoltura de yeso aislante eléctrico y buen conductor del calor, y una capa externa de acero inoxidable alrededor del yeso, que es la que entra en contacto con el agua. La potencia que disipa es de 500 a 1000W a 110 V A.C., lo que la vuelve adecuada para el propósito de calentar el agua del recipiente considerando el tamaño de éste.

2.4.7.- Circuito impreso y su soporte.

La figura 2.19 es un isométrico que muestra a la tableta del circuito impreso montada mediante cuatro tornillos al fondo de la base de la caja, es decir a la misma lámina donde se sujetará el transformador. Los componentes electrónicos irán en la cara superior, mientras que las soldaduras irán, lógicamente en la cara inferior.

Por esta razón la tableta debe de tener un sistema de soporte: que la sujete al fondo de acero y que la levante sobre el nivel de la lámina, para evitar un cortocircuito masivo. Para lograrlo se emplean cuatro tornillos de rosca ordinaria de $\varnothing 1/8$ "x $3/4$ " ya mencionados, cuatro pedazos de tubo de aluminio de 1.5cm. de largo y de diámetro interno mínimo de $3/16$ de pulgada; así también cuatro tuercas hexagonales de rosca ordinaria de $\varnothing 1/8$ ". Como se muestra, los tornillos deben introducirse de abajo para arriba en las perforaciones del fondo destinadas para ello; deslizarles sobre sí, por el lado superior, los pedazos de tubo y, a continuación, hacer pasar los tornillos por los agujeros de la tableta de circuito impreso, sujetándolo finalmente, por el extremo superior con las tuercas.

Para asegurar que no existirá algún contacto eléctrico entre las cintas de cobre del impreso y las tuercas, tornillos o tubos, se dejará una distancia alrededor de cada agujero de unos 8mm. a 10cm., entre él y la cinta de cobre más próxima.

2.4.8.- Vista de la caja de control con los elementos montados.

En la figura 2.20 aparecen dos vistas de la base de la caja con algunos de los elementos ya instalados en su sitio:

a.- Vista superior de la base de la caja (escala 1:2).

b.- Vista frontal de la base de la caja a través del corte representado por el eje x-x (escala 1:2).

Desde la vista superior se aprecian la pared de sujeción y el disipador soldados en su sitio. en la primera, las piezas de sujeción mantienen fijos en su lugar al tubo sensor (compuesto del tubo conductor y el tapón sensor en la punta de aquel) y a la resistencia calefactora, gracias a los juegos de tornillos y tuercas. Entre ambos dispositivos aparece el compartimiento del motor del agitador, el cual lo resguarda e, inmoviliza su peso para

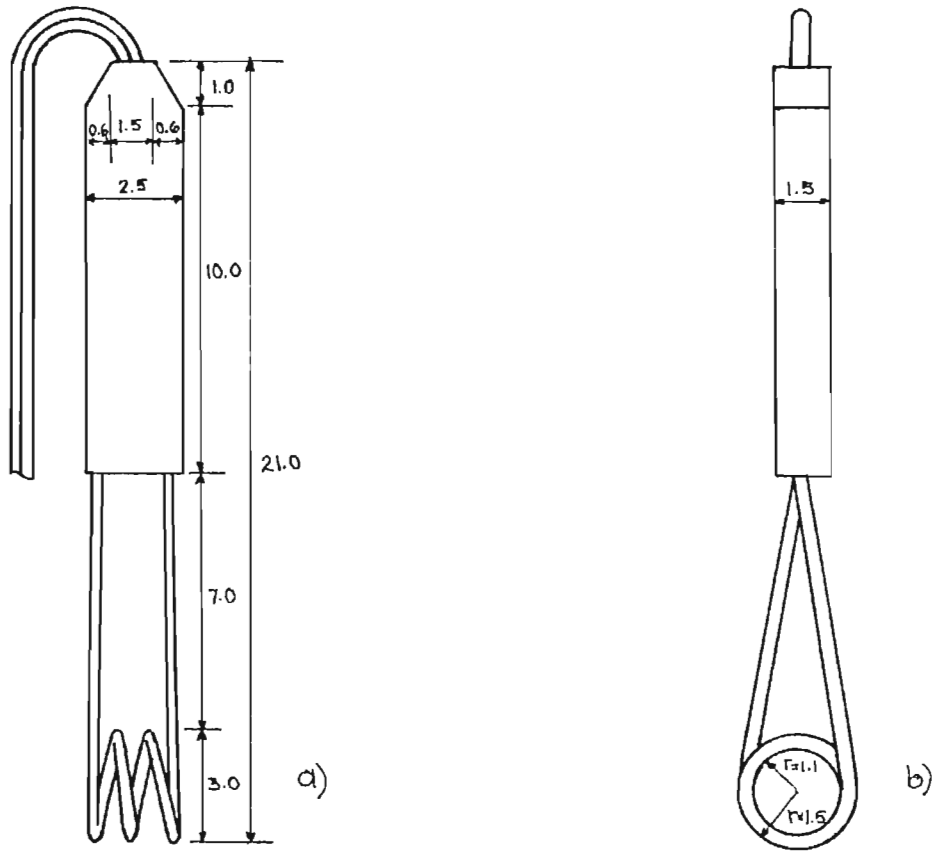


Figura 2.18.- Vistas de la Resistencia Calefactora: a) Vista Frontal y b) Vista de Perfil.

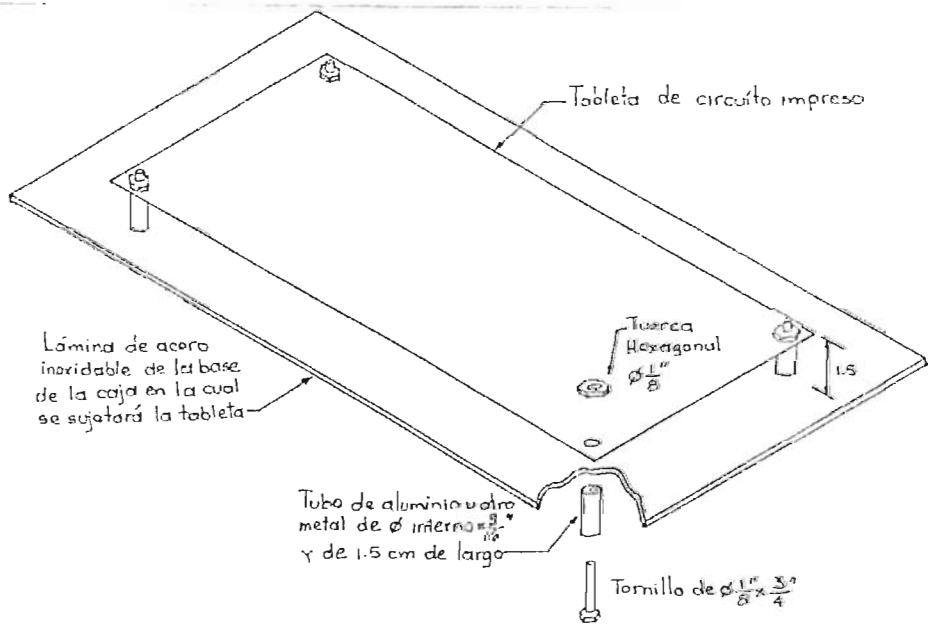


Figura 2.19.- Isométrico que muestra la manera en que se asegura la Tableta de Circuito Impreso a la Caja, al mismo tiempo que se levanta 1.5 centímetros del fondo.

evitar daños al eje o a la varilla transmisora en una sacudida.

También aparecen atornillados, como se indica, la tableta de circuito impreso y el transformador; el primero gracias al sistema de soporte anteriormente expuesto, y el segundo, a la pieza de sujeción de la figura 2.15c y e.

El elemento de protección de la caja contra cortocircuitos es un fusible estándar americano de 0.3 amperios, 120V. ubicado en su portafusible tal como el que aparece cerca del transformador.

En la vista frontal se ha eliminado la sección indicada por el eje x-x, correspondiente al disipador, para obtener una mejor visión de los demás elementos descritos en la vista superior. En esta vista pueden apreciarse las grapas de sujeción con las que la caja se adaptará al recipiente.

2.4.9.- Disipador con los elementos montados.

En la figura 2.21 se muestra un isométrico del disipador con la forma de instalar los reguladores de voltaje para que exista un buen aislamiento eléctrico y una buena disipación de calor, entre los reguladores y el disipador. El aislamiento eléctrico consiste de una placa de mica transparente, la cual resiste altas temperaturas sin quemarse o deformarse, un aislante biselado de plástico para que el tornillo al pasar por el agujero no toque sus orillas, arandela de presión que asegure al aislante y una tuerca hexagonal de rosca ordinaria de $\frac{3}{32}$ " que retiene a todo el aislamiento. En el regulador ya instalado se puede apreciar en su terminal común un alambre con una "oreja" para conectarse al disipador por medio de un tornillo de $\frac{1}{8}$ "x $\frac{3}{8}$ " con su tuerca, método por el que se conectarán a este mismo tornillo el terminal común del otro regulador y el tap central del secundario del transformador (en total serán tres las orejas conectadas a este tornillo) con la finalidad de conectar la tierra del circuito a el chasis, tal como se hace con todos los aparatos de chasis metálico.

2.4.10.- Tapa de la caja con sus elementos montados.

La figura 2.22 contiene dos vistas de la tapa de la caja:

- a.- Vista superior (escala 1:2).
- b.- Vista inferior (escala 1:2).

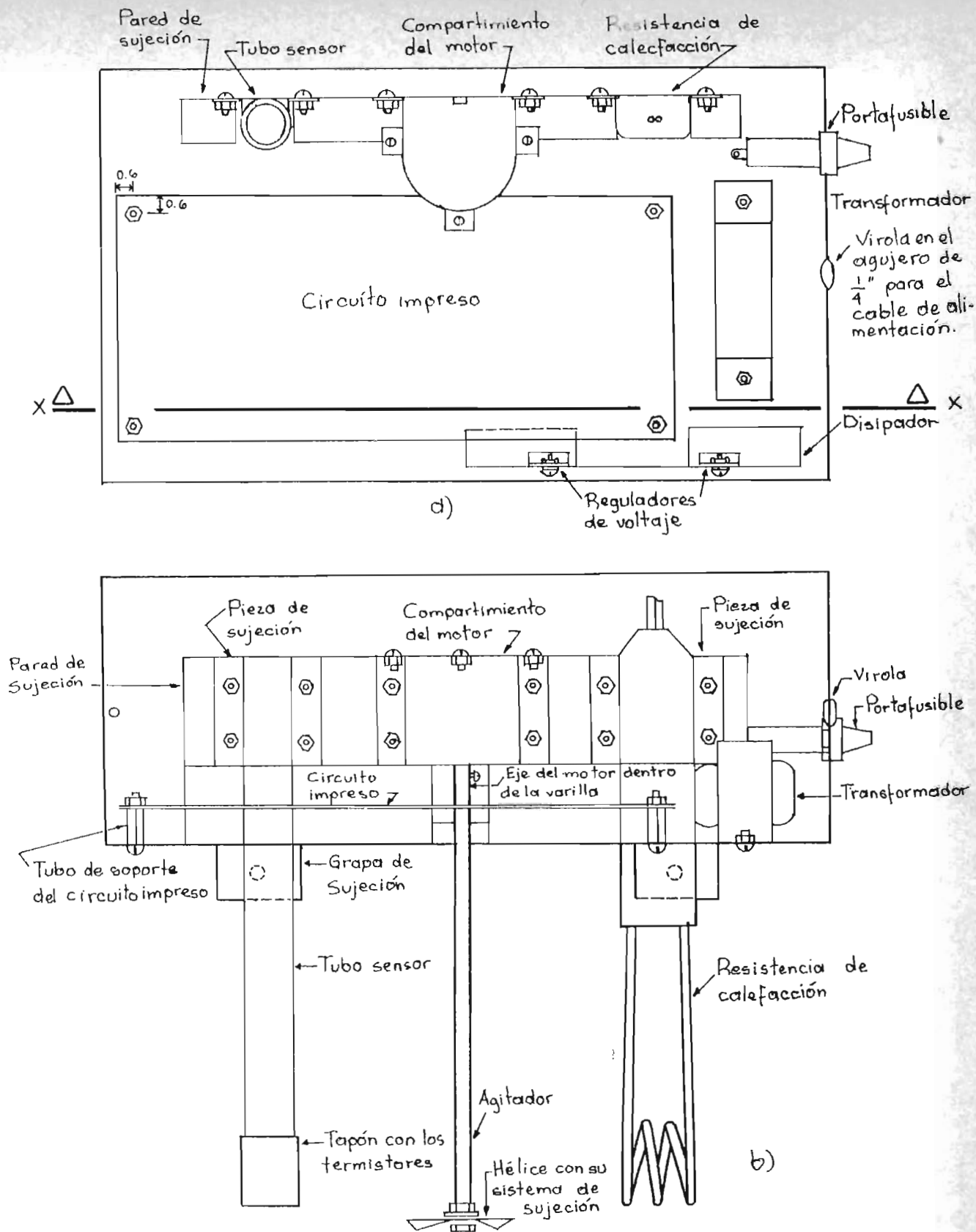


Figura 2.20.- Vistas de la Base de la Caja con sus elementos montados pero sin conexión eléctrica: a) Vista Superior y b) Vista Frontal a través del corte indicado por el eje X-X, para que se puedan apreciar los elementos, y especialmente los de la pared de sujeción.

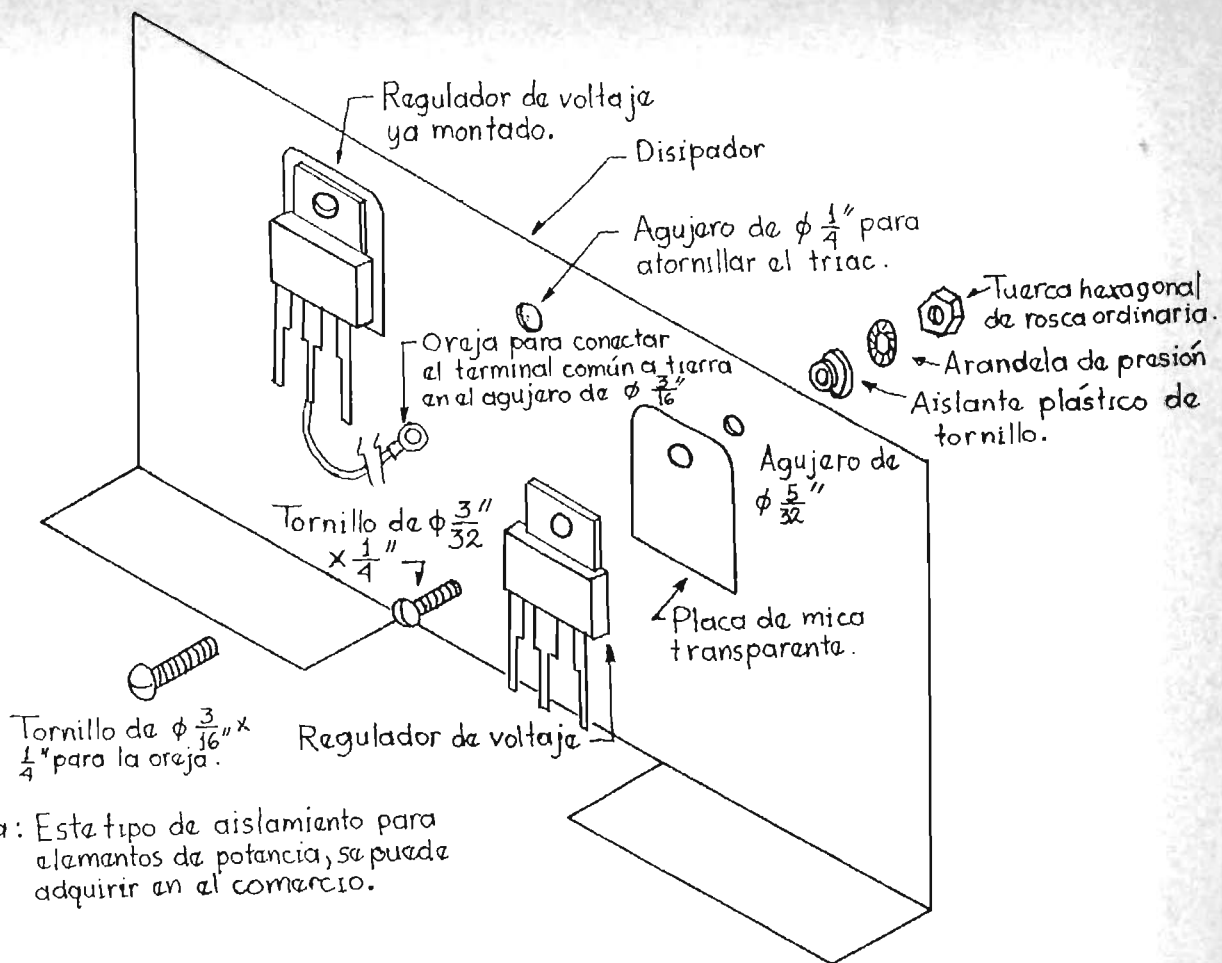


Figura 2.21.- Isométrico con la forma de aislar eléctricamente y acoplar térmicamente los Reguladores de Voltaje en el Disipador, detallando los elementos necesarios.

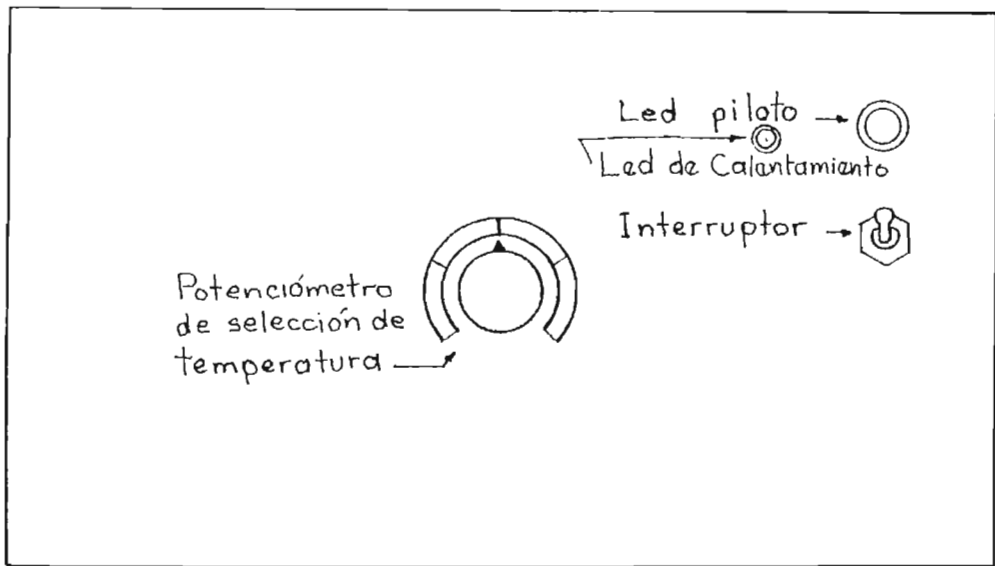
En la vista superior se muestra el aspecto exterior de la tapa concerniente al tablero de control: el LED indicador de encendido, el LED indicador del ciclo de trabajo de la resistencia calefactora, el interruptor de encendido y el potenciómetro de selección de temperatura.

El neón indicador se fija en el agujero de $\phi 1/2$ " con una virola de hule, de tal manera que el neón quede lo más seguro posible.

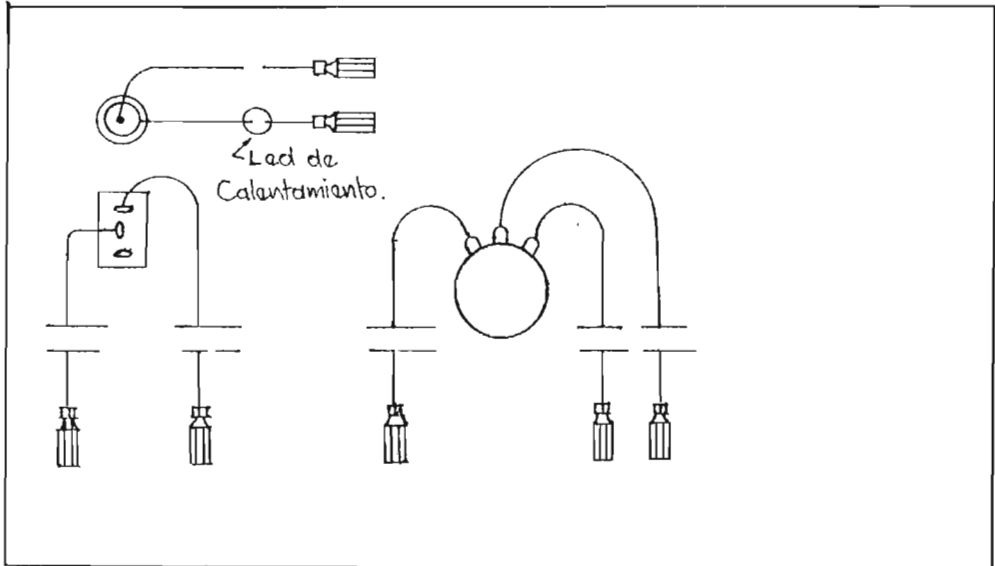
El LED indicador del ciclo de trabajo se ubica en el agujero de $\phi 1/4$ " con una virola de hule o cualquier otro dispositivo para asegurar LED's en chasis.

El interruptor de encendido es bipolar de dos posiciones, de palanca, de 3A. y 125V., con rosca y tuerca para ser instalado en chasis metálico; de cualquier marca que cumpla con las especificaciones anteriores.

El potenciómetro de selección de temperatura, de 10K., debe ser del tipo de rosca y tuerca, con perilla de cursor bastante visible, apropiado para tablero de control.



a)



b)

Figura 2.22.- a) Vista Superior de la Tapa de la Caja de Control con los controles ya instalados: Potenciómetro seleccionador de temperatura, LED piloto, LED de calentamiento e interruptor de encendido-apagado; b) Vista Inferior de los mismos elementos de a) con sus terminales rematados con enchufes de cobre.

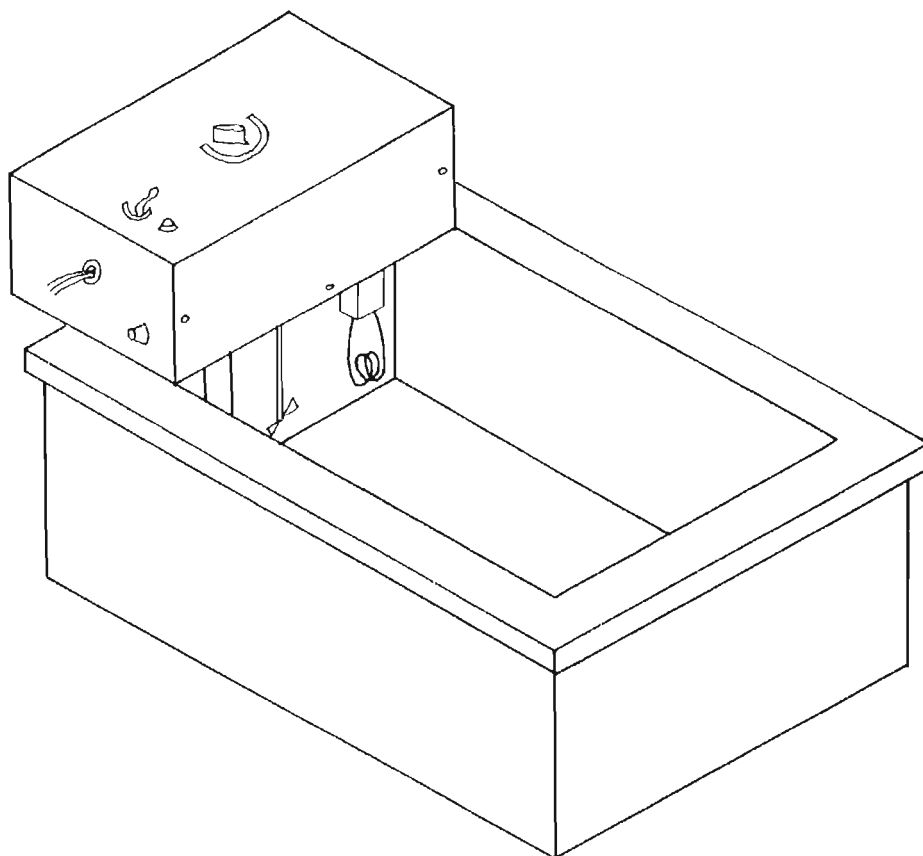


Figura 2.23.- Isométrico del conjunto Recipiente y Caja de Control acoplados entre sí, para dar una idea de sus tamaños relativos.

En la vista inferior se aprecian los terminales de los cuatro elementos del tablero descritos anteriormente, alambrados y con enchufes de cobre en el extremo. Estos enchufes, esta vez son necesarios, ya que al darle mantenimiento al aparato o al repararlo, sería bastante incómodo e impráctico estar desoldando las líneas de los cuatro elementos del tablero, del circuito impreso para separar la tapa de la base.

2.5.- Isométrico del Baño de María.

En la figura 2.23 se muestra un isométrico (escala 1:3) con el recipiente y la caja de control, acoplados, en los que se puede ver el tamaño relativo entre ambos, lo que da una idea de como se vería ya construido.

CONCLUSIONES DEL CAPITULO II

1.- El recipiente de acrílico es una buena alternativa si se cuenta con la tecnología suficiente para elaborar un molde y se cuenta con dicho plástico. En dicho caso es recomendable usar una resistencia calefactora de menor potencia que la usada en este caso, ya que esta produce tanto calor que por la proximidad puede derretir el plástico.

2.- Por ser el acero inoxidable un material resistente a la corrosión, y cuyas láminas son, al igual que la de otros metales, susceptible de transformación; se ha recomendado para la elaboración de la totalidad de las piezas, pero sin embargo se puede recomendar usarlo sólo en las piezas que estén en contacto directo con el agua, o expuestas a los vapores de ella.

3.- De no ser posible usar la fibra de vidrio como aislante térmico, para ser colocado entre ambos recipientes se recomienda el uso de materiales que conducen el calor muy mal, como por ejemplo el aserrín, de tal manera que se bloquee el paso del calor al exterior a través de las paredes.

4.- Si bien en el diseño se ha empleado un triac como elemento de paso, se puede emplear un relé o contactor que soporte el paso de la corriente demandada por la resistencia, sin que por ello sufra gran modificación el circuito.

5.- Se recomienda el uso de un interruptor u otro dispositivo para seleccionar la temperatura de referencia mediante el potenciómetro destinado para tal fin, leyéndola en los presentadores independientemente de la temperatura que se esté sensando.

6.- El uso de una Resistencia Calefactora de menor potencia que la propuesta en este diseño asegura que la sobreelongación inicial de la temperatura que el aparato mantiene bajo control, se reduzca en tanto en magnitud como en duración.

7.- Es necesario comprobar la temperatura de trabajo del motor del agitador independientemente de la que produce la resistencia calefactora. Porque si se le entrega más de los valores nominales de voltaje y corriente requeridos por él; se recalentaría excesivamente cuando funcione el calentador, lo cual puede derretir el revestimiento del alambre de las bobinas, dañándose irremediablemente.

8.- A pesar de que el material empleado para el prototipo del recipiente es acero inoxidable, cuando se use agua clorada como medio bajo control y ya no se emplee el aparato, se recomienda lavarlo muy bien con algún detergente, porque el cloro tiende a adherirse a todo lo que está en contacto con el agua originándose manchas blancas en la superficie de ellos, las que poco a poco causan cierto deterioro y mal aspecto. Lo ideal sería el uso de agua destilada.

9.- Es preciso chequear cada año el estado del aparato, tanto el aspecto mecánico como el electrónico, debido especialmente a la gran cantidad de vapor de agua que entra en la caja de control, lo que podría originar algún desajuste de controles, corrosión de los materiales o cambios de características de los componentes sometidos a tales condiciones.

REFERENCIAS BIBLIOGRAFICAS.

1.- French, Thomas E. y Vierck, Charles J. Dibujo de Ingeniería, México, UTEHA, 1972.

2.- Fisher, Catálogo de Equipo Médico, 1986.

3.- Grant, Hiram E., Practical Descriptive Geometry. McGraw-Hill, 1952.

4.- Graeme, Jerald G., y Tobey, Gene E., (Editores); Operational Amplifier: Design and Applications. McGraw-Hill, 1971.

5.- Stout, David F. y Kaufman, Milton (Editor); Handbook of Operational Amplifier Circuit Design. McGraw-Hill, 1974.

6.- Mims, Forrest M., Engineer's Mini-Notebook: Basic Semiconductor Circuits. Radio Shack, 1º Edición, 1987.

7.- Mims, Forrest M., Engineer's Mini-Notebook: Formulas, Tables and Basic Circuits. Radio Shack, 1º Edición, 1987.

8.- Mims, Forrest M., Engineer's Mini-Notebook: Schematic Symbols, Device Packages, Design and Testing. Radio Shack, 1ª Edición, 1988.

9.- Mims, Forrest M., Engineer's Mini-Notebook: Op Amp IC Circuits. Radio Shack, 1ª Edición, 1987.

10.- Mims, Forrest M., Engineer's Mini-Notebook: 555 Timer IC Circuits. Radio Shack, 1ª Edición, 1984.

11.- "Control Electrónico de Temperatura". Electrónica Fácil 5, pág. 45-47.

12.- Grajales, M. y Ortiz A. "Controlador de Temperatura con un Integrado LM3401", Electrónica Fácil 31, pág. 85-87.

13.- Camacho, Atilio., "Diseño y Fabricación de Circuitos Impresos en la Escuela de Ingeniería Eléctrica", Tesis para optar al grado de: Ingeniero Electricista. Biblioteca de la Escuela de Ingeniería Eléctrica. Universidad de El Salvador, 1990.

14.- Pérez Reyes, Diógenes y De la Cruz Amaya, Rafael Severo, "Factibilidad de Producir Equipo Médico en El Salvador", Tesis para optar al grado de: Ingeniero Electricista. Biblioteca de la Escuela de Ingeniería Eléctrica. Universidad de El Salvador, 1989.

CAPITULO III

PROCEDIMIENTO DE CONSTRUCCION DE UN CONTADOR DE CELULAS.

Introducción.

El Contador de Células Manual es un aparato de mucha utilidad en el Laboratorio Clínico, ya que permite llevar el recuento de los distintos tipos de células sanguíneas, observadas a través del microscopio, pudiendo establecerse a continuación, parámetros que indican ciertos aspectos importantes de la condición del paciente.

Es necesario mencionar que la muestra sanguínea observada por el microscopio, ha sido diluida en una pipeta con el solvente adecuado y agitado muy bien en el Agitador de Pipetas, disponiéndola para ser estudiada.

El modelo aquí propuesto es casi el triple de grande que el modelo comercial mecánico Laboratory Counter de Clay Adams, pero cuenta con un sistema digital que además de ser bastante confiable, puede ser reducido, ya que en este prototipo las tabletas de circuito impreso son bastante grandes, debido a que se ha dejado regular espacio entre los integrados y a que las tabletas son a una cara.

3.0.- Circuito Propuesto para el Contador de Células.

El circuito propuesto para el Contador de Células Manual aparece en la figura 3.1, y puede compararse como sigue con el diagrama de bloques de la figura 1.8:

1.- **Tecla 1 a N:** Interruptores S1 a S5, de doble tiro, un polo, con su consiguiente red de flip-flops para eliminar el rebote inherente a los interruptores mecánicos.

2.- **Contador 1 a N:** Está formado este bloque por los integrados I19 a I30, los cuales son contadores 7490, formando parejas en cascada.

3.- **Presentador 1 a N:** Este bloque lo conforman los integrados I1 a I18, los cuales son displays cátodo común,

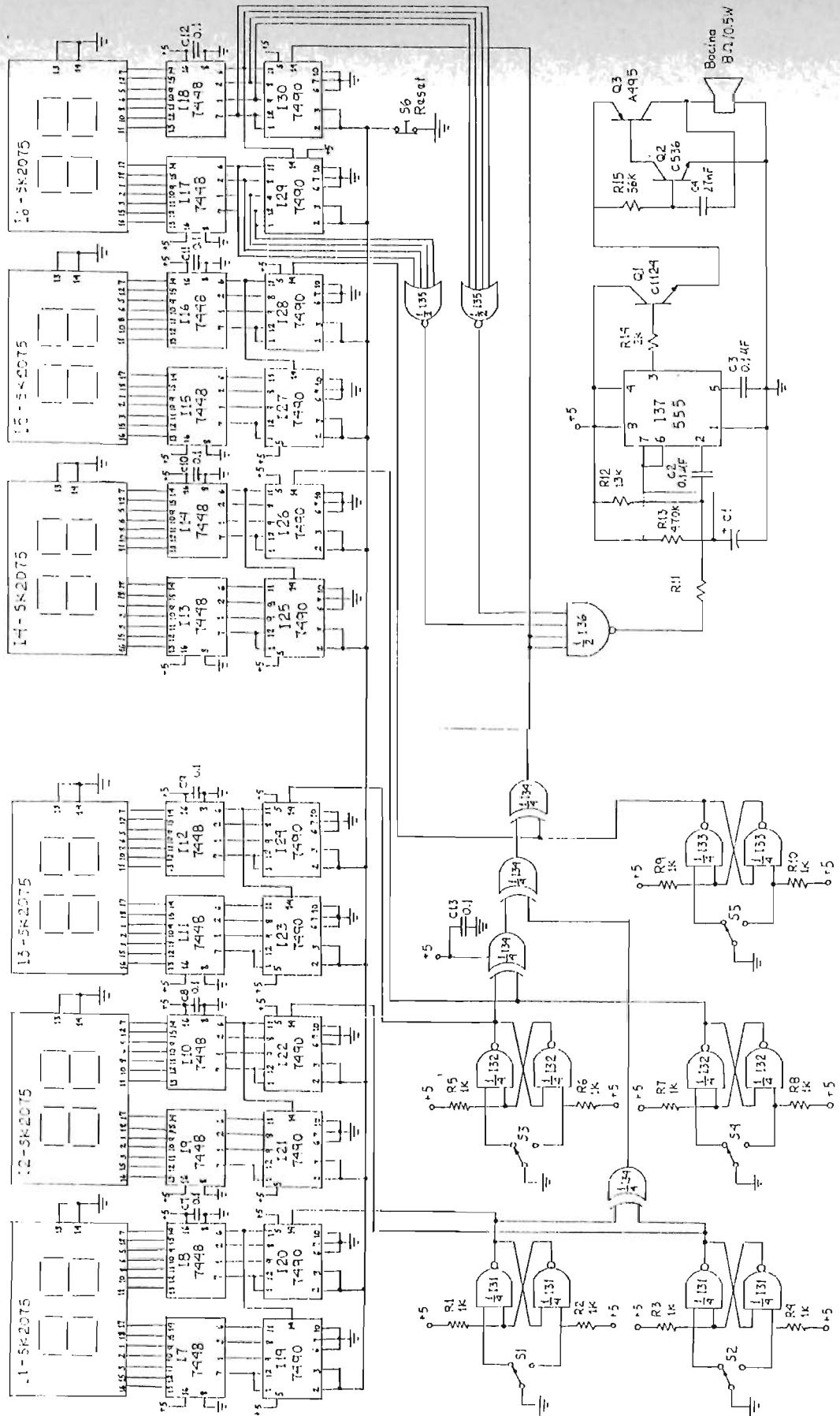


Figura 3.1.- Circuito Propuesto para el Contador de Células.

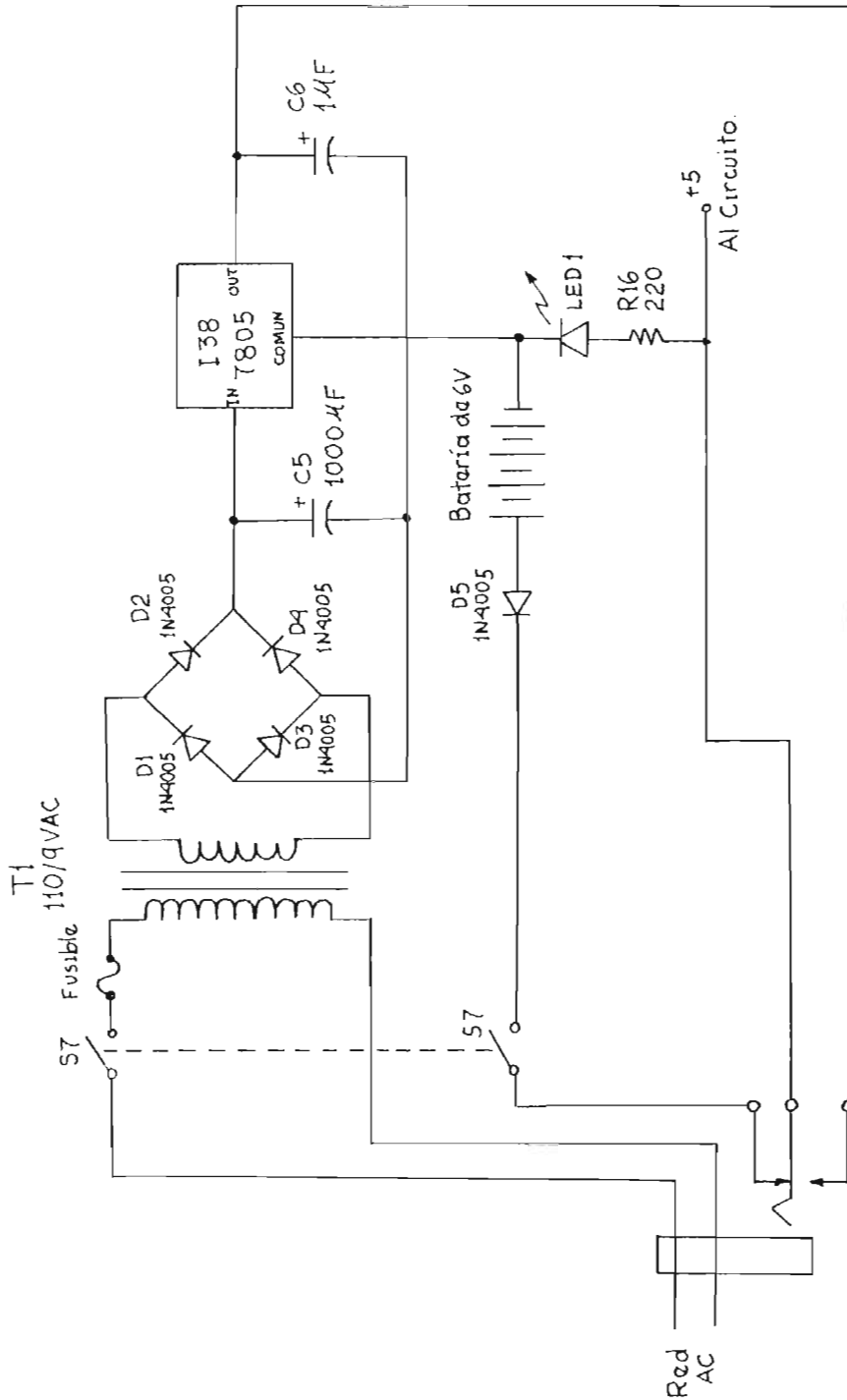


Figura 3.2.- Circuito Propuesto para la Fuente de Alimentación del Contador de Células.

integrados por parejas y los correspondientes decodificadores BCD a 7 segmentos 7448.

4.- Contador del totalizador y su presentador: Son los integrados I16, I17, I18, I29 e I30, relacionados con I34, el cual evita que entren al mismo tiempo varios pulsos, diferenciándolos para que el totalizador no los tome por uno sólo.

5.- Campanilla: Este bloque está conformado por el integrado I37, temporizador 555 en forma monoestable, y el generador de tono formado por Q1, Q2 y Q3 y sus elementos asociados. Esta campanilla electrónica es activada por una red lógica que consiste de los integrados I35 e I36, los cuales detectan la presencia de centenas en el totalizador (ceros en las decenas y unidades) y activan a la campanilla cuando se llega a completar una.

6.- Reset: El bloque se reduce a un simple botón pulsador normalmente cerrado en serie con los pines 2 y 3 de todos los contadores a fin de volverlos a cero cuando se les deje por un instante desconectados de tierra.

Así se resume el funcionamiento del Contador de Células Manual propuesto, el cual es una magnífica alternativa con respecto al mecánico tradicional.

En la figura 3.2 se puede apreciar la fuente del sistema, el cual funciona tanto con la red A.C. como con baterías.

3.1.- Procedimiento de Construcción Eléctrico.

3.1.1.- Circuito Impreso.

Este aparato cuenta con tres diferentes Circuitos Impresos, los cuales son los encargados de sostener toda la estructura eléctrica y digital, mediante la cual funciona el aparato.

El Primer Impreso es el que sostiene los presentadores, a base de LED's, SK2075. Este de presentador es de tipo doble, y por su tamaño no puede ser instalado mediante una base para integrado estándar, por lo que se debe instalar directamente al impreso. Por esta razón se recomienda el uso de un Soldador Resistivo de unos 30 Watts para ensamblarlo, empleando siempre el estaño recomendado para este propósito. Debido a que no se puede colocar una pinza, que actúe como disipador, entre el terminal que está siendo soldado y el caudín; es necesario que la soldadura sea

aplicada lo más rápido posible, para evitar que los LED's sufran daño por recalentamiento.

El Segundo Impreso es el que contiene a los Contadores y Convertidores/Manejadores. A este impreso es necesario colocarle bases a fin de facilitar el ensamble y sustitución de los integrados. De ser posible se recomienda el uso de buses y conectores entre esta tableta de circuito impreso y la de los Presentadores. De no ser posible sería una buena solución el empleo de alambres flexibles, ya que con el alto número de ellos se vuelve muy difícil el acomodarlos en el chasis del aparato. Si se usa alambre de cobre común, se tomarán las precauciones pertinentes ya que este podría desprenderse de las pistas e incluso arrancarlas, al doblarlo para la interconexión entre ambas tabletas.

El Tercer Impreso es el que contiene los Circuitos Auxiliares. Es decir los circuitos de rectificación y filtrado, los Flip-Flops para la eliminación de los rebotes de los interruptores mecánicos, las Compuertas EXOR que evita la cuenta de varios pulsos por uno sólo, el Detector de Cuenta Cero, el Temporizador, el Generador de Tono y el Interruptor de Inicialización de Cuenta (Reset).

Para las tres tabletas se harán las mismas consideraciones y recomendaciones que las hechas anteriormente con la del Baño de María.

3.1.2.- Resistencias.

Las resistencias se ensamblarán siguiendo las mismas especificaciones que se dieron en el Baño de María. Las resistencias de la R1 a la R10 se encargan de proveer valores de voltaje cuando se producen situaciones en las que los terminales quedan flotantes, asegurando el "uno lógico", y evitando así niveles indeterminados.

En R13 sería conveniente el uso de un potenciómetro de 1 Megaohmio para ajustar el nivel del Generador de Tono, para obtener el máximo de volumen.

3.1.3.- Capacitores.

Los capacitores se ensamblarán con las mismas recomendaciones que para las del Baño de María. Sólo se hará mención de la función de algunos de ellos, dentro del circuito.

Los Capacitores Electrolíticos usados en la fuente deben ser bastante altos para mantener la mayor estabilidad posible en la alimentación de los integrados TTL.

Los Capacitores de Cerámica empleados, cada cuatro integrados TTL, entre la alimentación y tierra tienen la función de eliminar el ruido existente en el circuito, producido ya sea por el medio ambiente, por la red o por el propio circuito.

3.1.4.- Inductores.

El único inductor de este circuito es el pequeño parlante de 8 Ohmios del Zumbador Electrónico, el cual es manejado por el Generador de Tono, que acciona el 555.

Por sus características no produce un campo magnético que podría dañar a los demás componentes del circuito, por lo que no se tomará ninguna medida preventiva.

La única indicación será la de permitir que el cono de cartón de la bocina quede libre totalmente al afianzarlo al Chasis, ya que cualquier obstrucción tiende a reducir su movimiento, y con él, su nivel de volumen.

3.1.5.- Especificaciones Técnicas del Contador de Células.

- 1.- Conteo: Hasta 100 (con Zumbador Electrónico).
- 2.- Forma de Conteo: Digital.
- 3.- Número de Contadores Individuales: 5 (y un Contador Extra o Totalizador).
- 4.- Dígitos por Contador: 2.
- 5.- Forma de Operación: Red A.C. y Batería.
- 6.- Batería: 4 Pilas Tipo C (Mediana).
- 7.- Voltaje [V]: 110.
- 8.- Consumo [mA]: 400.
- 9.- Frecuencia [Hz]: 60.
- 10.- Costo [Colones]: 1241.

3.2.- Placa Base y Paredes Laterales.

La Placa Base y las Paredes Laterales forman la estructura externa del aparato, y al mismo tiempo le dan firmeza y unidad.

En la Figura 3.3 se puede ver la Placa Base desplegada en un plano. En ella se fijan tanto las Paredes Laterales como el Chasis, las patas y el Soporte de los Interruptores. Los agujeros son de $\varnothing 3/16$ " a menos que se indique otra cosa.

En la Figura 3.4 aparece la Pared Lateral modelo, aunque es evidente, no se deja de mencionar que son dos Paredes Laterales con las pestañas dobladas en forma opuesta para

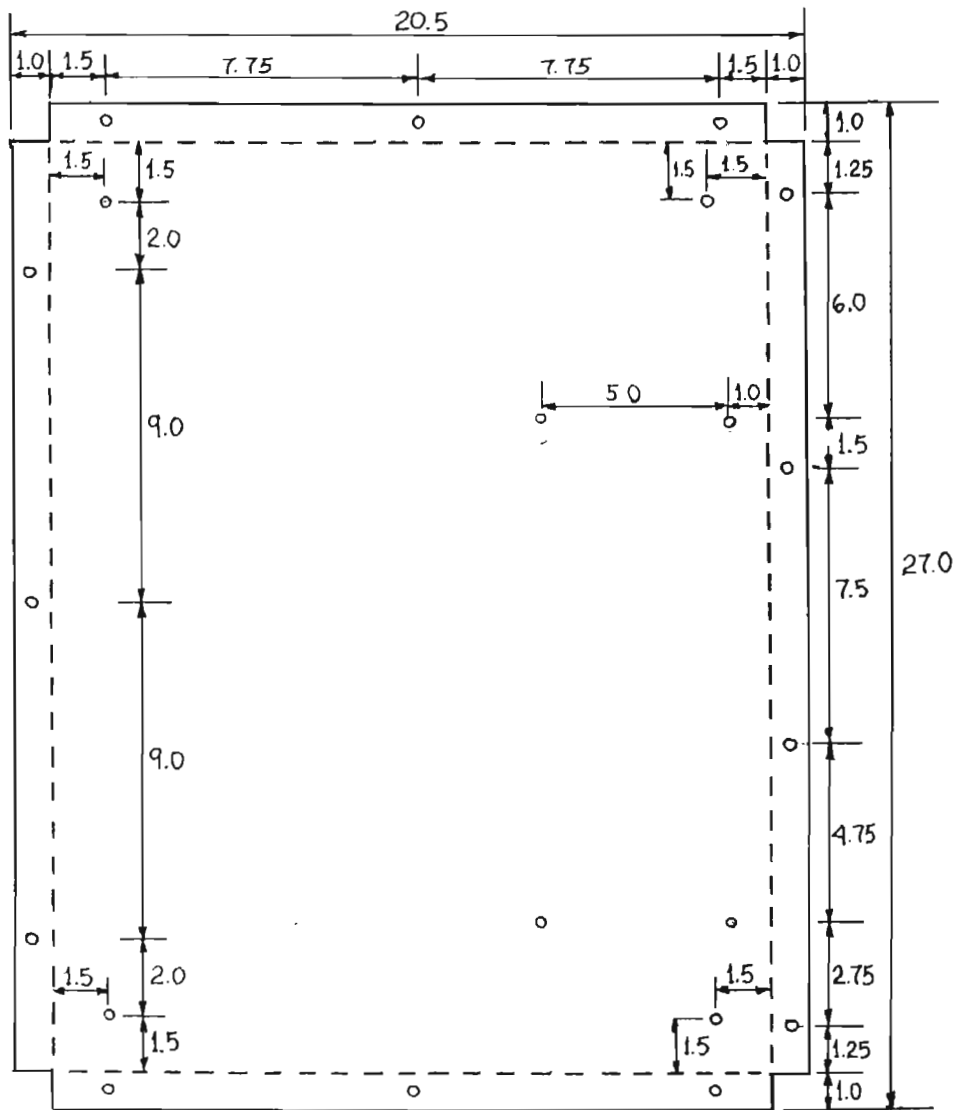


Figura 3.3.- Placa Base desplegada en un plano.

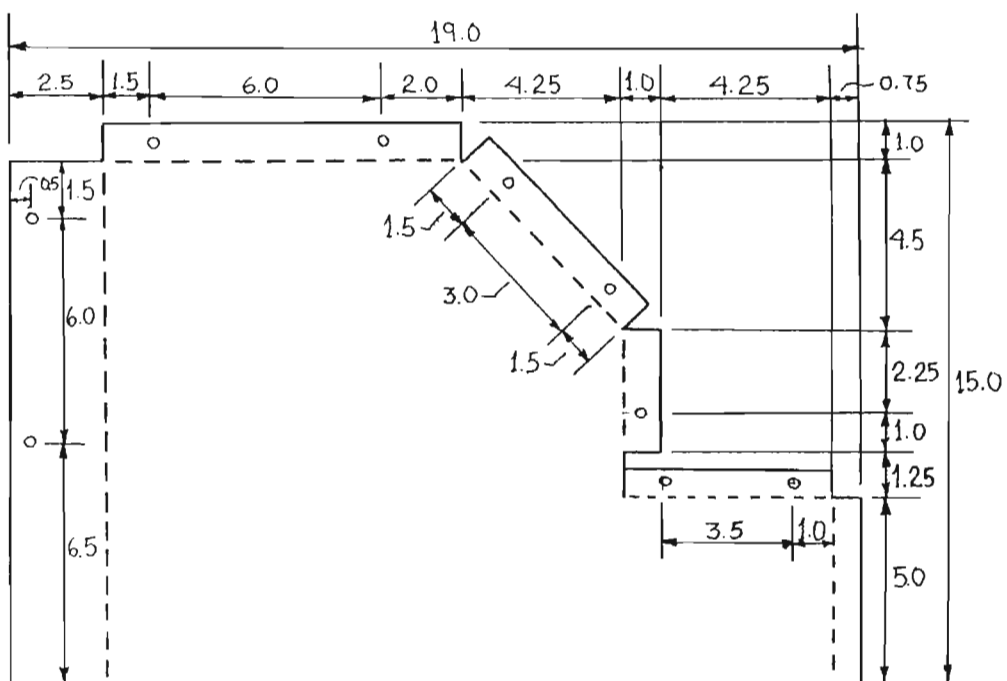


Figura 3.4.- Paredes Laterales desplegadas en un plano.

que se acoplen adecuadamente a la Placa Base. Los agujeros son de $\varnothing 3/16$ " a menos que se indique otra cosa. En este aparato los tornillos son de tipo goloso de $\varnothing 3/16$ " con lo que se evita el empleo de tuercas.

3.3.- Chasis.

El Chasis es la estructura más importante del aparato. Es en él donde se fijan tanto las tabletas de circuito impreso como el transformador, el portafusible, el toma de entrada A.C. con interruptor incorporado para el empleo de pilas, el compartimiento de éstas, el regulador de voltaje y la bocina de la campanilla electrónica. Aparece desplegado en la Figura 3.5.

El Chasis forma la pared trasera del aparato y todo el sistema está interconectado a masa a través de él.

El Compartimiento de Pilas está diseñado para albergar a cuatro pilas de 1.5V., tipo C, con lo cual se asegura el funcionamiento del aparato en ausencia de energía en la red.

No se ha señalado en el plano, agujeros para sujetar por ejemplo la entrada de A.C. y la Bocina ya que estos dispositivos ofrecen muchas opciones de sujeción por lo que se obvia el detalle.

3.4.- Cubierta.

Esta pieza cierra totalmente la cubierta del aparato, dejando salir únicamente al exterior a los presentadores y los interruptores pulsadores.

A ella se afianzan tanto el LED indicador de encendido como el interruptor de encendido y el botón de Reset, este último pone a cero los Contadores y Presentadores por extensión.

En la Figura 3.6 pueden verse las dimensiones de la cubierta desplegada en un plano.

La lámina usada para esta pieza puede ser más delgada, por ejemplo $3/128$ " que la empleada para las demás piezas, (la cual es de $3/64$ ", lo que vuelve al aparato muy resistente, mecánicamente hablando).

Siendo más flexible la cubierta, es más fácil adaptarla a las sinuosidades de las Paredes Laterales.

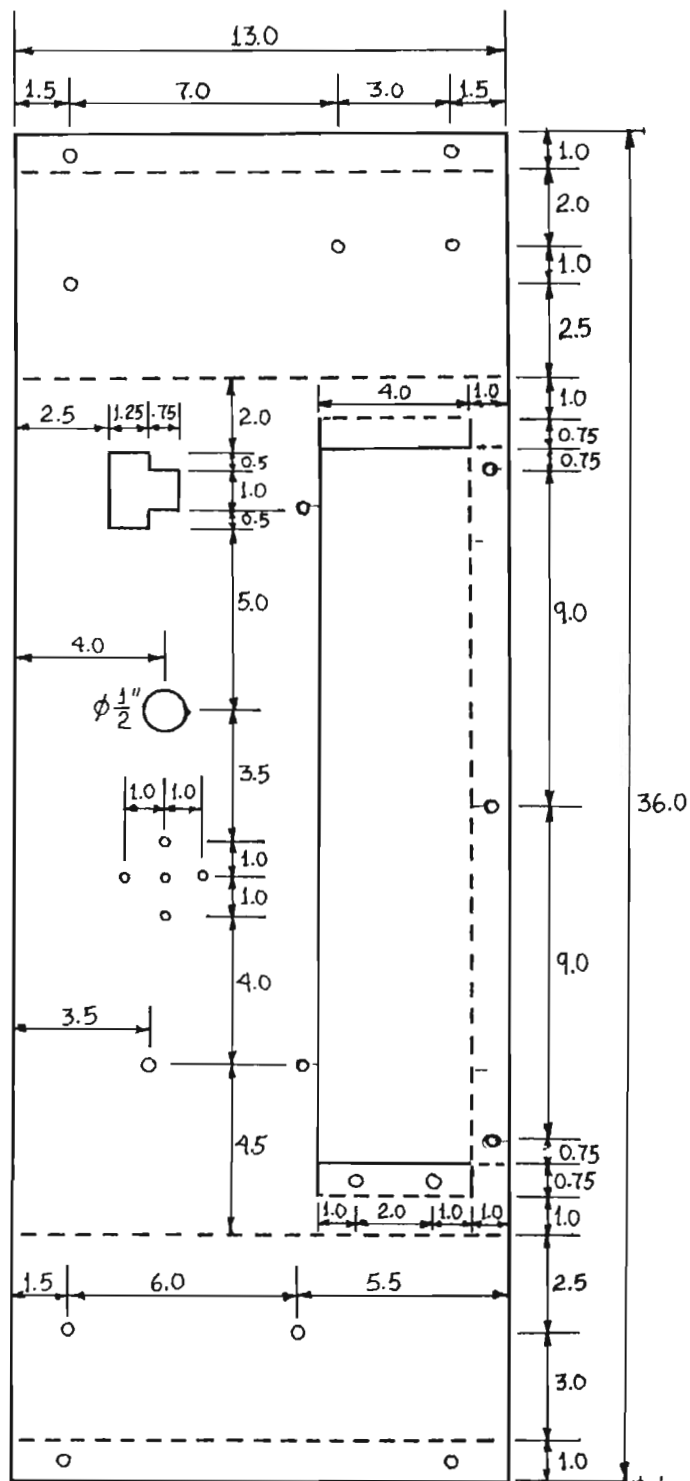


Figura 3.5.- Chasis desplegado en un plano.

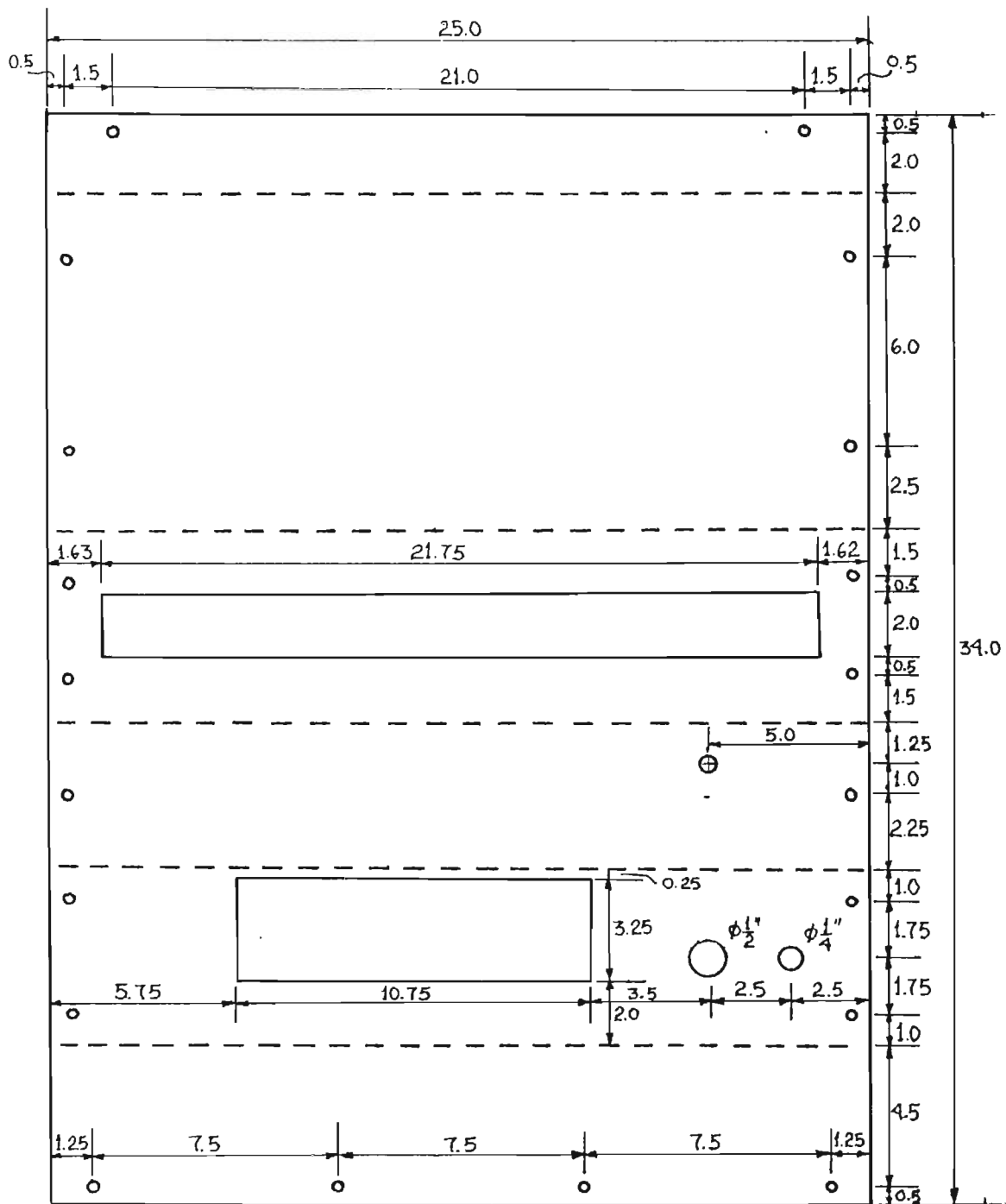


Figura 3.6.- Cubierta desplegada en un plano.

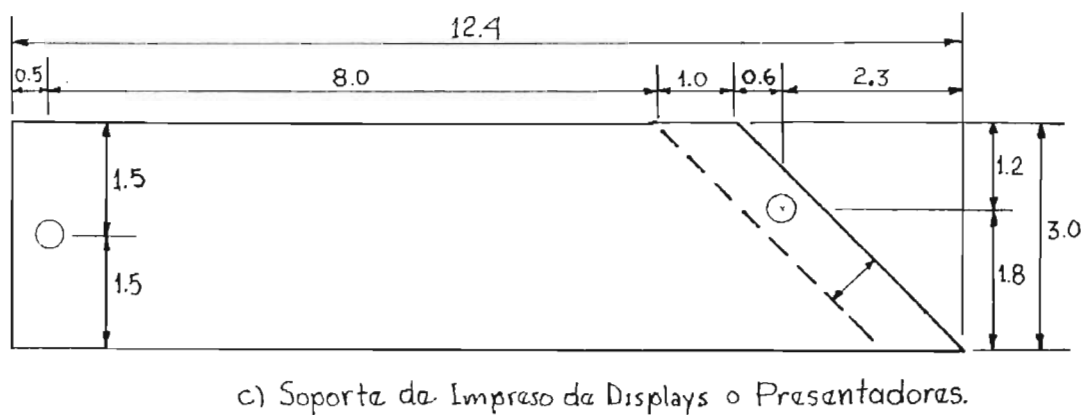
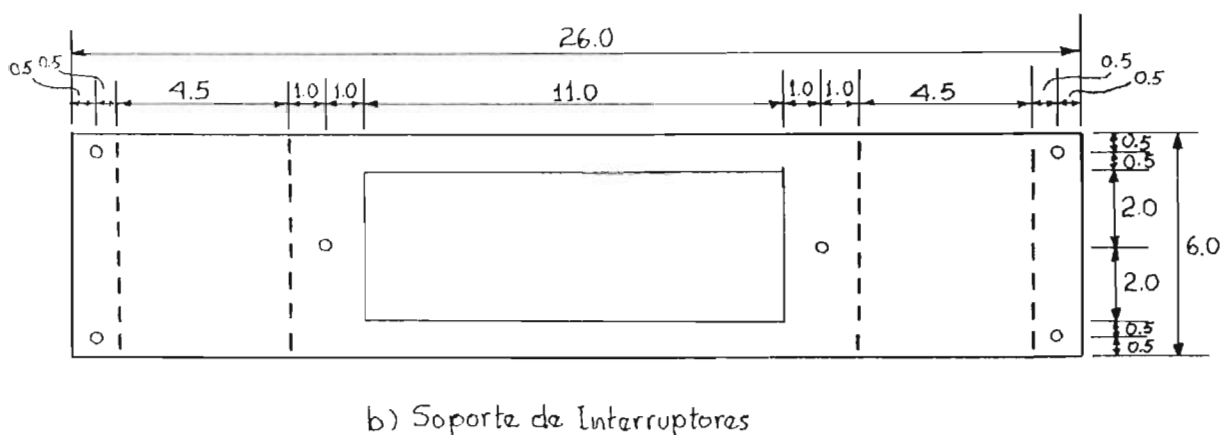
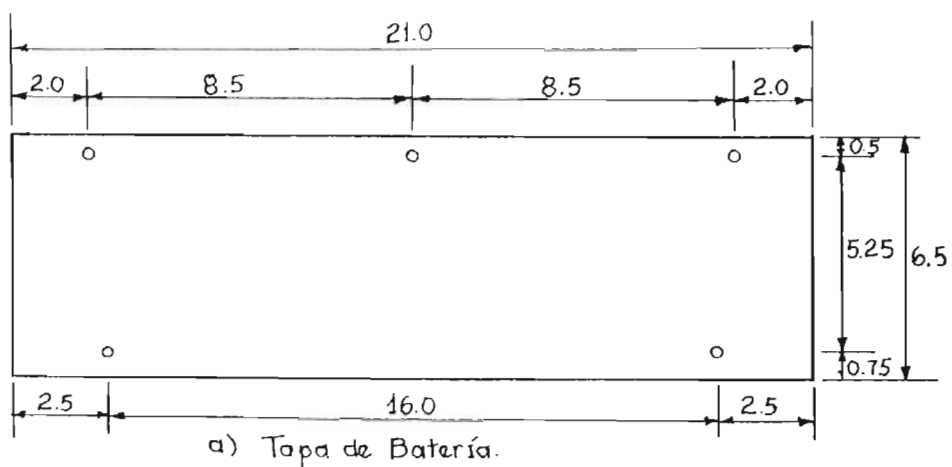


Figura 3.7.- Desplegadas en un plano: a) Tapa de Batería; b) Soporte de Interruptores y c) Soporte de Presentadoras.

3.5.- Soporte de Presentadores e Interruptores y Tapa de Batería.

En la Figura 3.7 pueden verse en la parte "a" la Tapa de la Batería, en la "b" al Soporte de los Interruptores y en la "c" al Soporte de los Presentadores.

La Tapa de la Batería es una placa de lámina delgada, como la usada en la Cubierta, no tiene ningún dobléz y se asegura al Chasis por medio de tornillos golosos de $\#3/16 \times 1/4$ ".

El Soporte de Interruptores está elaborado con lámina de $\#3/64$ " y sostiene el juego de cinco interruptores con los que se realiza la contabilización. Todos sus agujeros son de $\#3/16$ " a menos que se indique otra cosa.

El Soporte de los Presentadores es una tira de lámina de $3/64$ " y sirve para sostener el circuito impreso de los Presentadores y ajustar la altura de éstos para que entren sin ningún problema en la abertura de la Cubierta destinada a tal fin. La altura se regula aflojando y apretando consecutivamente el tornillo con el cual se afianza dicha

pieza al Chasis; girando y doblando el soporte de ser necesario, para lograr el objetivo.

3.6.- Chasis con sus Elementos Instalados.

En la Figura 3.8 se aprecia al Chasis en Isométrico, pudiéndose ver claramente la distribución de las piezas gracias a que se ha eliminado una parte del Chasis para efectos de demostración.

Para el regulador de voltaje el Chasis se convierte en un magnífico disipador, eliminándose una pieza para esta función.

El Compartimiento de la Batería se ha formado mediante el corte y doblamiento de una tira del mismo Chasis, dándosele la curvatura necesaria para acomodar las pilas.

La pieza que sobresale a un lado del Chasis es el Soporte de los Presentadores, que afianzará en el ángulo adecuado el impreso con los Presentadores.

En la Figura 3.9 aparece un isométrico del Chasis con una disposición general tanto de los impresos como del Soporte de los Interruptores en la Placa Base. Los dos Circuitos Impresos tanto de los Contadores como de los Sistemas Auxiliares se colocan verticalmente, separados por un tubo de tres centímetros de largo a través del cual pasa el tornillo que sujeta ambos Impresos formando una estructura de dos niveles. Por último en la Figura 3.10 puede verse al

aparato totalmente acabado en isométrico, con la disposición de sus elementos.

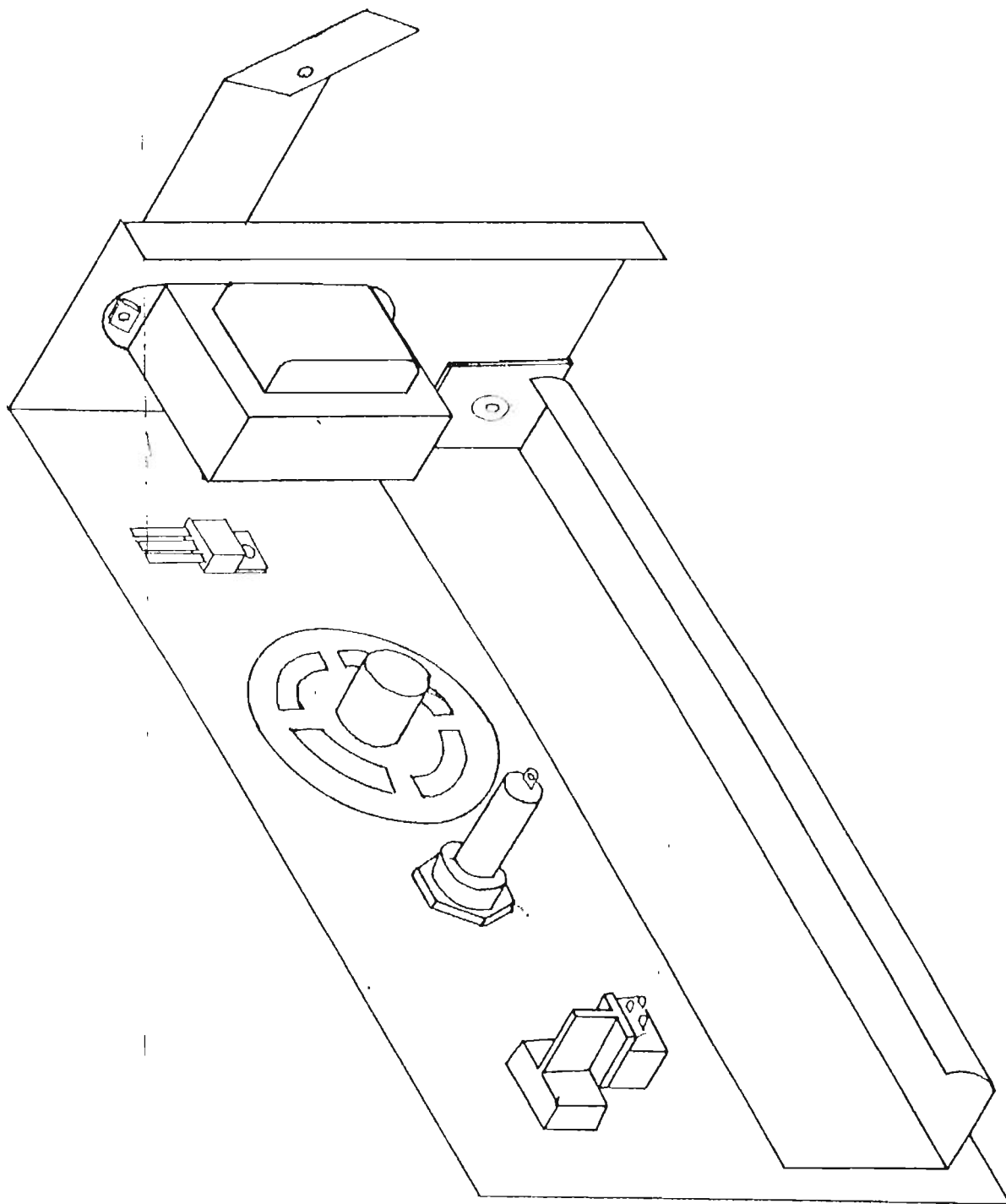


Figura 3.8.- Isométrico de Chasis con sus Elementos montados.

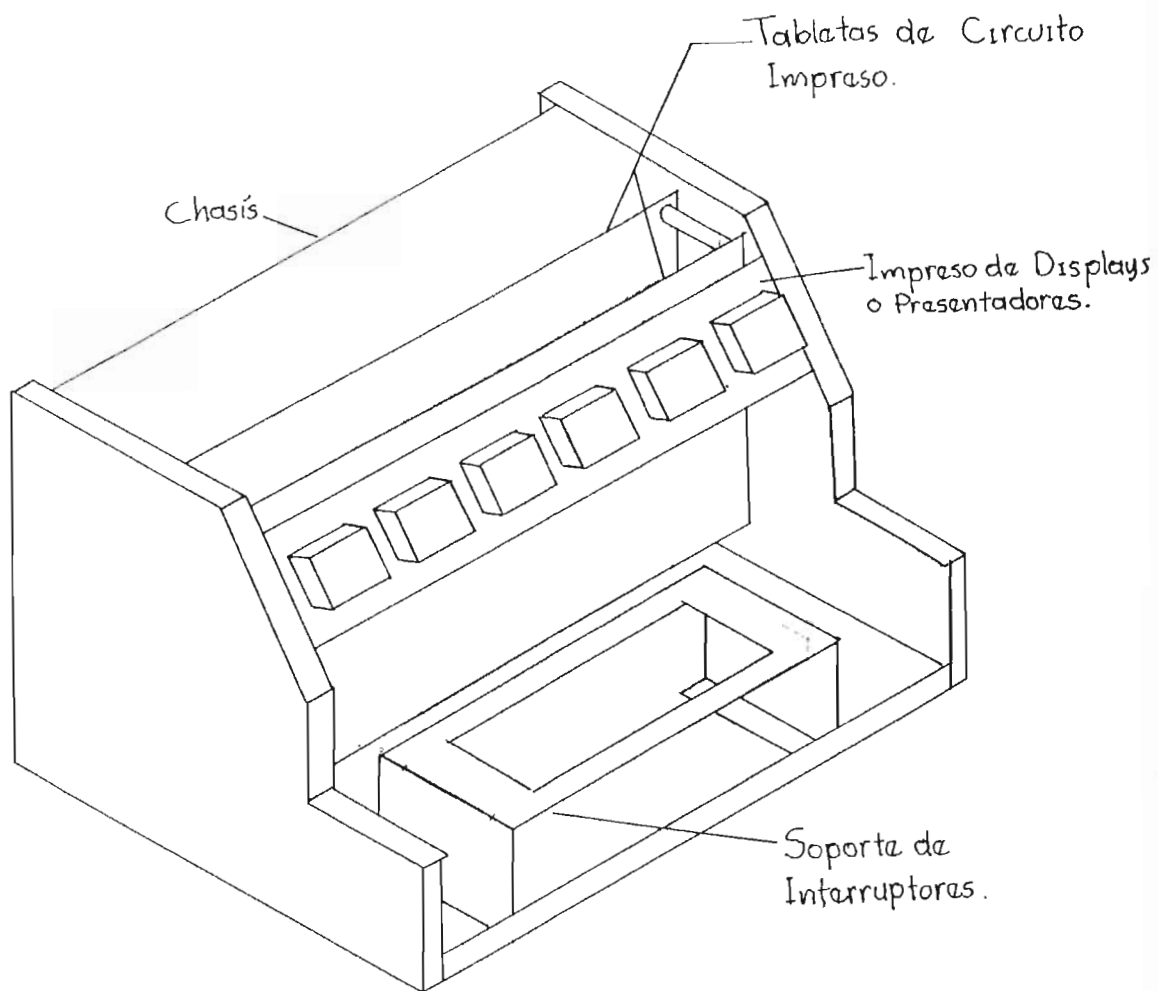


Figura 3.9.- Isométrico con la disposición general de las piezas del aparato.

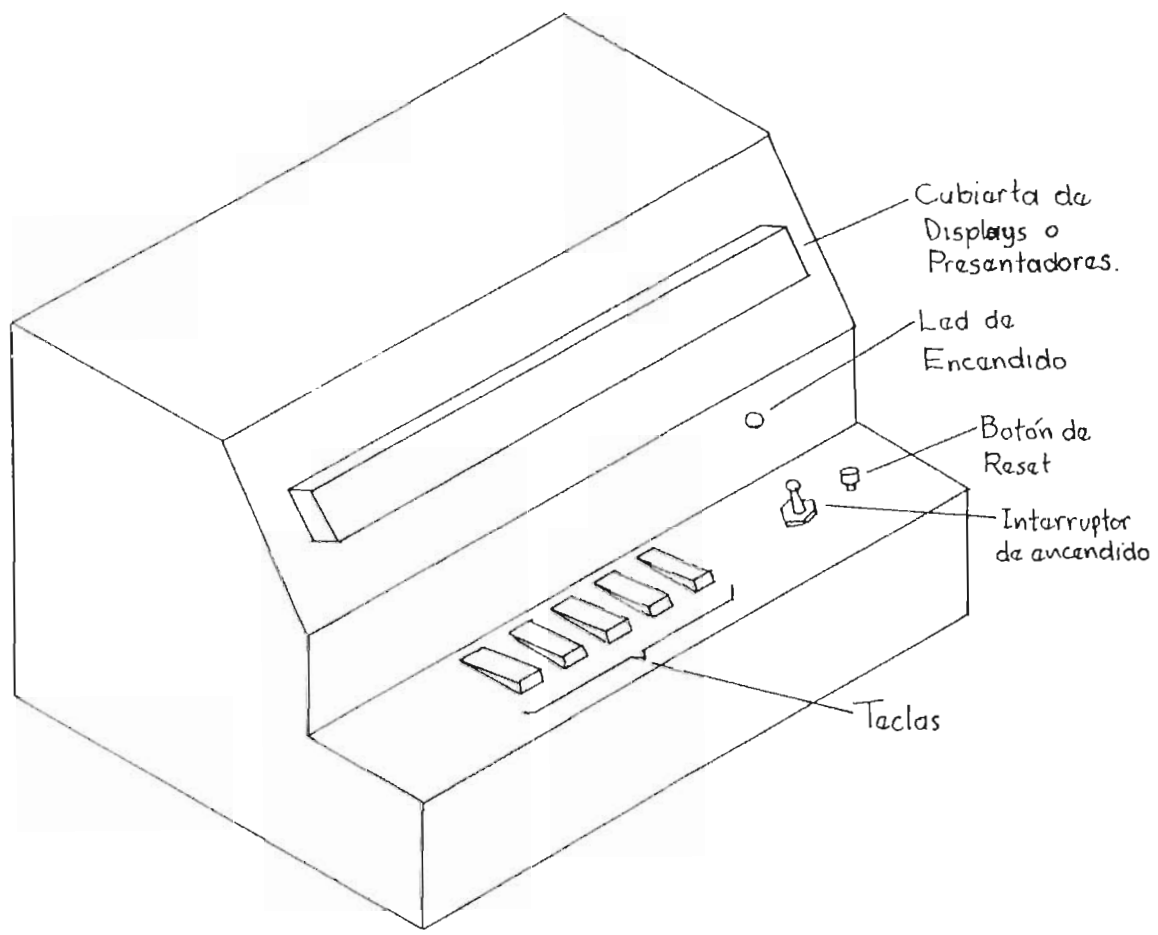


Figura 3.10.- Isométrico del Contador de Células terminado.

CONCLUSIONES DEL CAPITULO III.

1.- Los interruptores usados para el conteo, en el Contador de Células, son de los empleados en timbres (un polo, un tiro), pero modificados para convertirlos en interruptores de un polo, dos tiros, por lo que no dejan de ser algo defectuosos para esta aplicación. Se recomienda el empleo de interruptores de presión de doble tiro.

2.- La intensidad y frecuencia del sonido producidas por el generador de tono, depende grandemente del voltaje de trabajo del circuito por lo que pequeñas variantes en él podrían originar diferencias audibles.

3.- Si de pronto se producen falsos conteos, es necesario chequear el voltaje de la red; porque usualmente si el valor anda por debajo de los 90 Voltios entonces el voltaje de alimentación de los Circuitos Integrados, cae a un valor irreconocible para ellos. De igual manera se debe proceder cuando se emplea la Batería, y si se produce tal situación reemplazarla.

4.- Cuando se usa el Contador de Células exclusivamente con la red, se debe chequear periódicamente la Batería, o mejor aún quitarla, ya que si pasa mucho tiempo sin usarse, puede derramarse y dañar los demás componentes del aparato.

5.- Emplear un plástico netamente color violeta, para la pantalla de los presentadores, ya que permite el paso de la luz roja de los LED's ocultando el fondo.

6.- Es necesario señalar la posibilidad de la reducción del Contador de Células, ya que se dejó bastante espacio entre Circuitos Integrados y entre pistas de cobre; y que se usó impreso a una sola cara.

7.- El material empleado para la construcción del Contador de Células es lámina de Hierro Dulce de 3/64" y lámina de Cinc; los que no son técnicamente los apropiados; por que son fácilmente corruptibles y pesados. Es preferible el uso del aluminio fundido, porque es resistente mecánicamente, a la corrosión y además liviano.

REFERENCIAS BIBLIOGRAFICAS

- 1.- French, Thomas E. y Vierck, Charles J. Dibujo de Ingeniería, México, UTEHA, 1972.
- 2.- Fisher, Catálogo de Equipo Médico, 1986.
- 3.- Grant, Hiram E., Practical Descriptive Geometry. Mc Graw-Hill, 1952.
- 4.- Lenk, John D., Manual de Circuitos de Lógica, México, Editorial Diana, 1977.
- 5.- Mims, Forrest M., Engineer's Mini-Notebook: Schematic Symbols, Device Packages, Design and Testing. Radio Shack, 1ª Edición, 1988.
- 6.- Mims, Forrest M., Engineer's Mini-Notebook: Digital Logic Circuits. Radio Shack, 1ª Edición, 1986.
- 7.- Mims, Forrest M., Engineer's Mini-Notebook: 555 Timer IC Circuits. Radio Shack, 1ª Edición, 1984.
- 8.- "Capacímetro Digital", Electrónica Fácil 8, pág. 84-97.
- 9.- "Diseñe su Ohmetro Digital", Electrónica Fácil 16, pág. 58-61.
- 10.- Camacho, Atilio., "Diseño y Fabricación de Circuitos Impresos en la Escuela de Ingeniería Eléctrica", Tesis para optar al grado de: Ingeniero Electricista. Biblioteca de la Escuela de Ingeniería Eléctrica. Universidad de El Salvador, 1990.

CAPITULO IV

PROCEDIMIENTO DE CONSTRUCCION DEL AGITADOR DE PIPETAS

Introducción.

El Agitador de Pipetas es un instrumento de Laboratorio Clínico cuya finalidad es ayudar en la mezcla de muestras sanguíneas con la sustancia solvente, la cual en algunas ocasiones (como el recuento de leucocitos) además de promover la dilución de la sangre, en una proporción establecida por la misma pipeta, destruye las células indeseables para el recuento, disolviéndolas, para evitar errores.

El aparato puede manejar seis pipetas al mismo tiempo lo cual mejora la eficiencia en un día de trabajo pesado.

El Agitador propuesto en este capítulo es un poco más grande que el modelo comercial Yankee de Clay-Adams, pero además de su menor costo, posee una ventaja clara: el control de tiempo es electrónico, lo que asegura mayor exactitud y mejor rendimiento que el temporizador electromecánico del modelo Yankee, ya que cuando el resorte que regresa la palanca a cero (y por tanto a la desconexión del motor) pierde fuerza, el motor queda conectado indefinidamente, cosa que no ocurre con el sistema electrónico.

4.0.- Circuito Propuesto para el Agitador de Pipetas.

El circuito propuesto para el Agitador de Pipetas, se muestra en la figura 4.1, y la cual si se hace una comparación con la figura 1.10 puede dividirse así:

1.- Selección de Tiempo: El ajuste de tiempo se realiza con el juego de resistencias R3 y R4, y el condensador C1, lográndose un rango de tiempo de 30 a 100 segundos.

2.- Temporizador: Es un integrado 555, en forma monoestable, es el cerebro del aparato y el encargado directo del manejo del relé.

3.- **Elemento de Conexión-Desconexión:** Este es un relé para 12 VDC, 300Ω, el cual es manejado por el 555, y es el que provee de energía al motor.

4.- **Motor:** Este es de tipo Serie Universal, y es el generador del movimiento de agitación. El número de revoluciones por minuto nominales es de 1400.

5.- **Convertor de Rotación a Vaivén y Pipetas:** Estos bloques no aparecen porque corresponden al sistema mecánico, y esa parte se trata en las secciones posteriores.

Esta es una breve descripción del funcionamiento del Agitador de Pipetas. Cabe destacarse que existen otros elementos adicionales en el circuito como por ejemplo C2, C4 y R1, los cuales previenen al 555 de falsos disparos, permitiendo que sólo funcione el temporizador al oprimir S2 y que se detenga al oprimir S3. D7, D3 y D5 que sirven como protecciones para el integrado. C6 es un condensador encargado de atenuar la chispa del motor al ser desconectado y evitar que active nuevamente al 555.

4.1.- Procedimiento de Construcción Eléctrico.

4.1.1.- Circuito Impreso.

En el Circuito Impreso existen, dos pistas donde circulará la corriente de la red para la alimentación del motor, por lo que se recomienda, dejar alguna separación entre las otras pistas del Impreso y éstas, que corresponden al contacto normalmente abierto del Relé.

4.1.2.- Semiconductores.

En este circuito que es el más simple de los tres propuestos, sólo se necesita una base de ocho pines, para el temporizador 555, por lo que no se necesita ninguna otra recomendación que no se haya dado antes. Y talvés la única sería la de observar la correcta colocación del integrado ya que algunos, no tienen bien señalado el pin uno.

En el caso de los diodos, se debe observar la correcta polaridad de ellos, en especial los que van como protección del integrado, ya que si se colocasen al revés se destruiría el 555 en la primera situación anormal que se presentase en el circuito.

4.1.3.- Resistencias.

No hay ninguna observación especial para las resistencias en cuanto a su instalación, excepto que el potenciómetro usado para selección de tiempo debe ser de tipo lineal y no logarítmico, de los usados en audio, ya que entonces el tiempo seleccionado no correspondería al que aparece en la carátula. Girando el potenciómetro a su posición de mínima resistencia, se debe colocar la perilla con el cursor señalando al tiempo mínimo, para tener las lecturas de tiempo correspondientes.

También está el caso de la resistencia R1, la cual se puede sustituir con un potenciómetro, para seleccionar el valor adecuado de ella, y después de medir su valor colocar una fija; ya que es muy probable que el valor recomendado en este circuito pueda tener alguna diferencia con el necesitado por otro integrado para evitar su auto disparo, cada vez que se conecta el aparato, estando su perilla de selección de tiempo en cualquier posición.

4.1.4.- Capacitores.

En el caso de los capacitores, cabe mencionar que el capacitor de papel usado en paralelo con el motor para eliminar la chispa se debe instalar lo más cerca posible del motor. En el prototipo se conectó en los alambres de alimentación del motor, envuelto en una capa de cinta aislante.

4.1.5.- Inductores.

Existen dos Inductores, el transformador T1 y el Relé. El primero no necesita ninguna otra consideración que las referidas anteriormente. En cuanto al relé, como todo inductor se le debe conectar un diodo en paralelo para que sirva como drenaje para la corriente originada por el campo magnético al desconectar la energía. Es también por esta razón que se ha colocado un diodo a la salida del Temporizador 555, para evitar la entrada de cualquier corriente inversa.

Se deben realizar buenas soldaduras en las entradas de la red y el motor AC en los contactos normalmente abiertos del relé ya que sería fatal dejar algún cortocircuito entre ambas, entre ellas y la alimentación DC o entre ellas y cualquier otra pista, produciéndose la destrucción total del Circuito de Control del aparato.

4.1.6.- Especificaciones Técnicas del Agitador de Pipetas.

- 1.- Temporizador: Electrónico.
- 2.- Rango de Tiempo [Segundos]: 30 a 90.
- 3.- Revoluciones [RPM]: 1400 (aproximadamente).
- 4.- Número Máximo de Pipetas: 6.
- 5.- Arco Descrito en la Agitación [mm]: 6.
- 6.- Arranque y Paro: Inmediatos.
- 7.- Voltaje [V]: 110.
- 8.- Consumo [mA]: 250.
- 9.- Frecuencia [Hz]: 60.
- 10.- Costo [Colones]: 429.

4.2.- Tapa y Base del Agitador de Pipetas.

En la Figura 4.2 aparece desplegada en un plano la Tapa del Agitador de Pipetas. La lámina a emplearse debe ser de 3/64" de Acero Inoxidable o Hierro, siendo necesaria la aplicación de pintura cuando se emplee lámina de Hierro para prevenir la corrosión.

Todos los agujeros indicados son de $\varnothing 3/16$ " a menos que se indique otra cosa y los tornillos usados mayoritariamente son de $\varnothing 3/16$ "x3/8", golosos, todo rosca y tornillos de $\varnothing 1/8$ "x3/8", rosca fina, todo rosca, con tuerca en los lugares que se indiquen. El agujero grande en el centro es ligeramente ovalado para que la Barra Osciladora se pueda mover libremente en él sin que se produzcan choques contra la estructura. La Tapa del Agitador es la encargada de soportar el Motor y el Conversor de Rotación a Vaivén lo que realmente provoca la agitación.

En la Figura 4.3 se puede ver la Base del Agitador desplegada en un plano, esta parte sostendrá los controles del frente del aparato, el Circuito Impreso, el Portafusible y el Transformador. A menos que se indique otra cosa los agujeros son de $\varnothing 3/16$ ".

4.3.- Motor y Sistema Excéntrico.

En la siguiente figura, la 4.4, se puede ver el motor en Isométrico con el Sistema Excéntrico. En el eje del Motor existe una ranura para recibir al clavo de acero, el cual debe pasar a través de un tubo de bronce, que girará libremente sobre el clavo. El tubo tiene una sección con disminución, en la que se enrolla el alambre acerado teniendo cuidado de que la pieza de alambre quede lo suficientemente floja como para girar sin ningún problema, pero que al mismo tiempo no se salga de la disminución. A la pieza de alambre una vez lograda la forma descrita en la

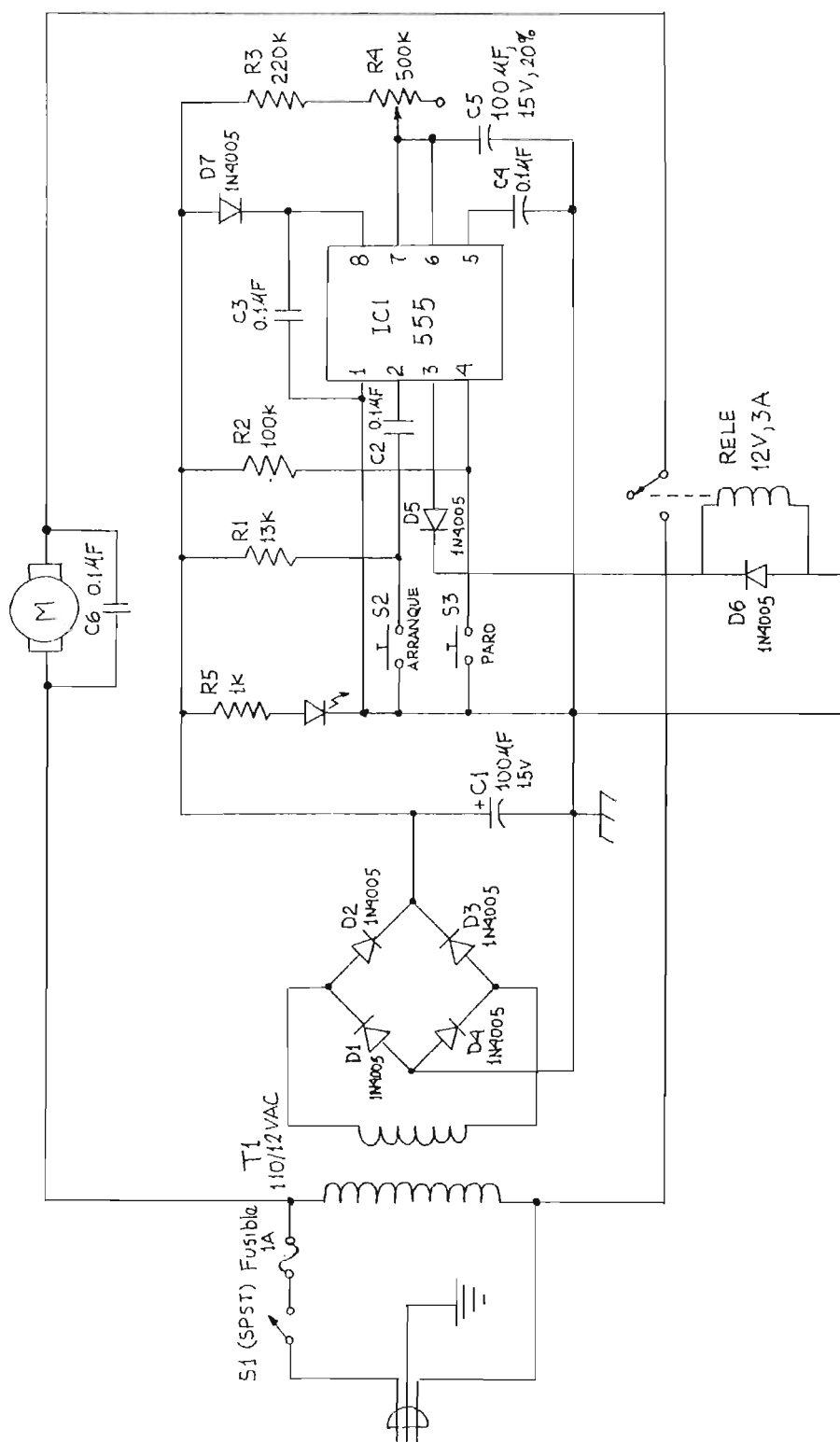
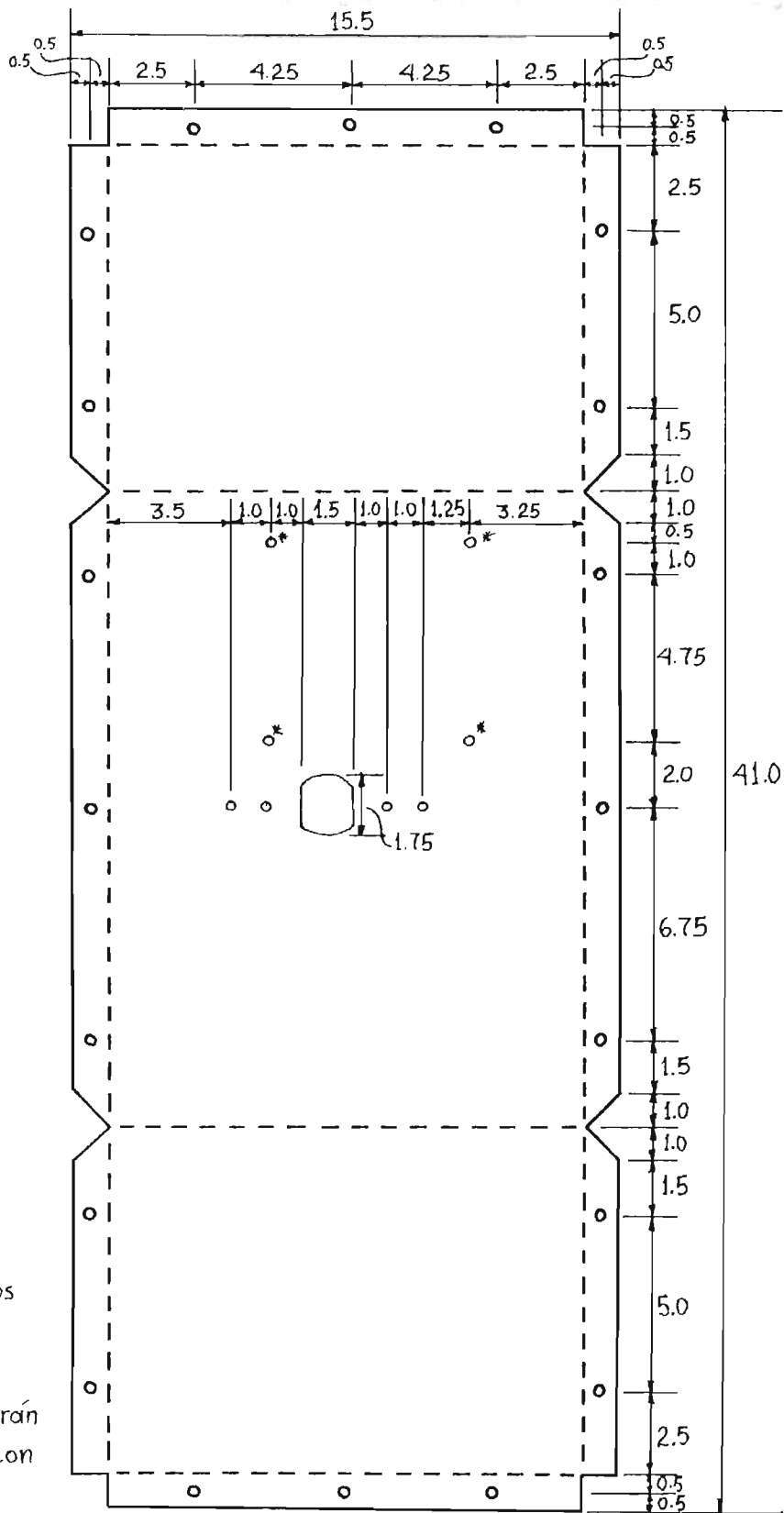


Figura 4.1.- Circuito Propuesto para el Agitador de Pipetas.



Nota: Todos los agujeros indicados son de $\phi 3/16"$.
 En los marcados con asterisco (*) se emplearán tornillos de $\phi 1/8" \times 3/8"$ con tuerca

Figura 4.2.- Tapa del Agitador de Pipetas desplegada en un plano.

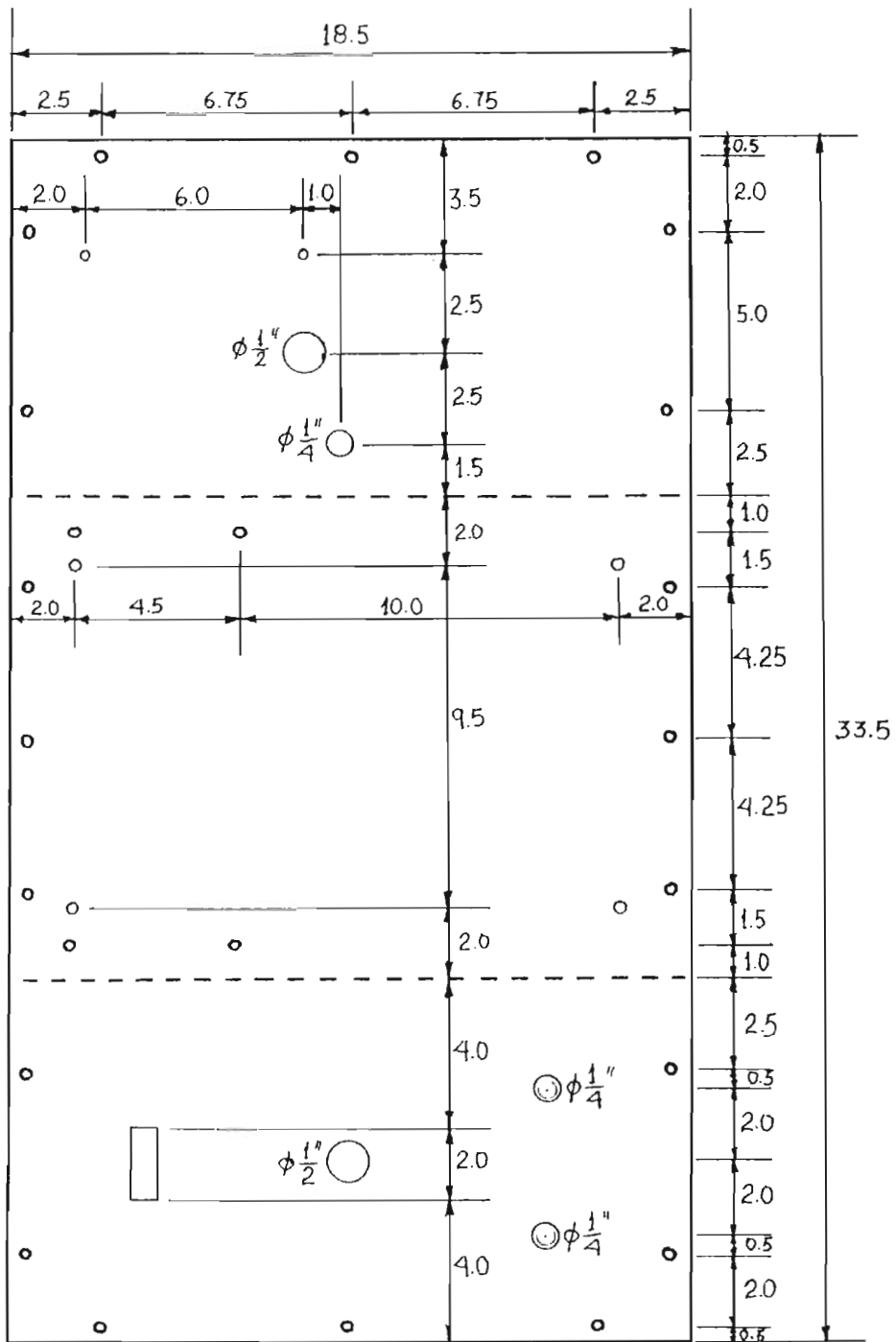


Figura 4.3.- Base del Agitador de Pipetas desplegada en un plano.

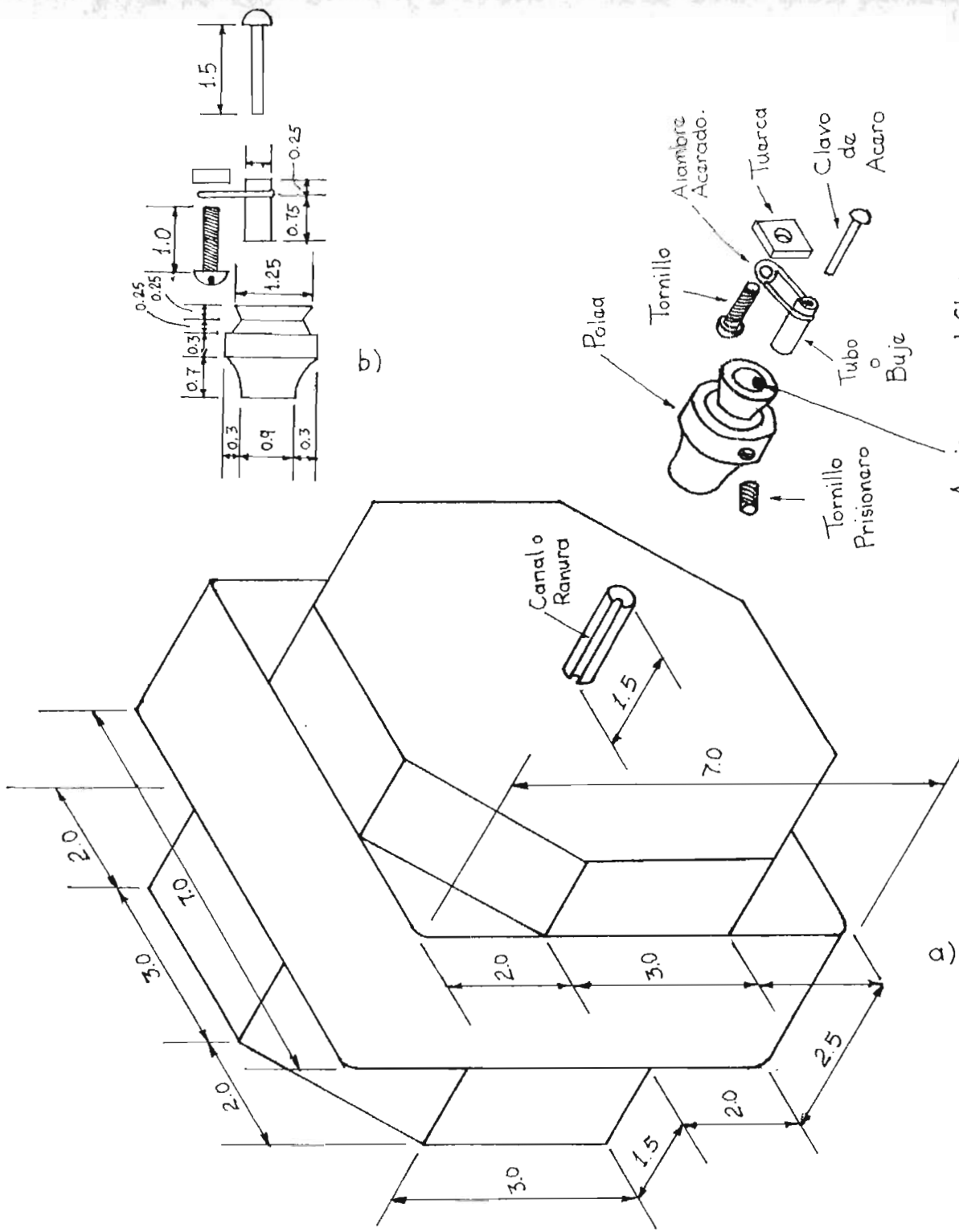


Figura 4.4.- a) Motor del Agitador de Pipetas en Isométrico; b) Vista Lateral del Sistema Excéntrico.

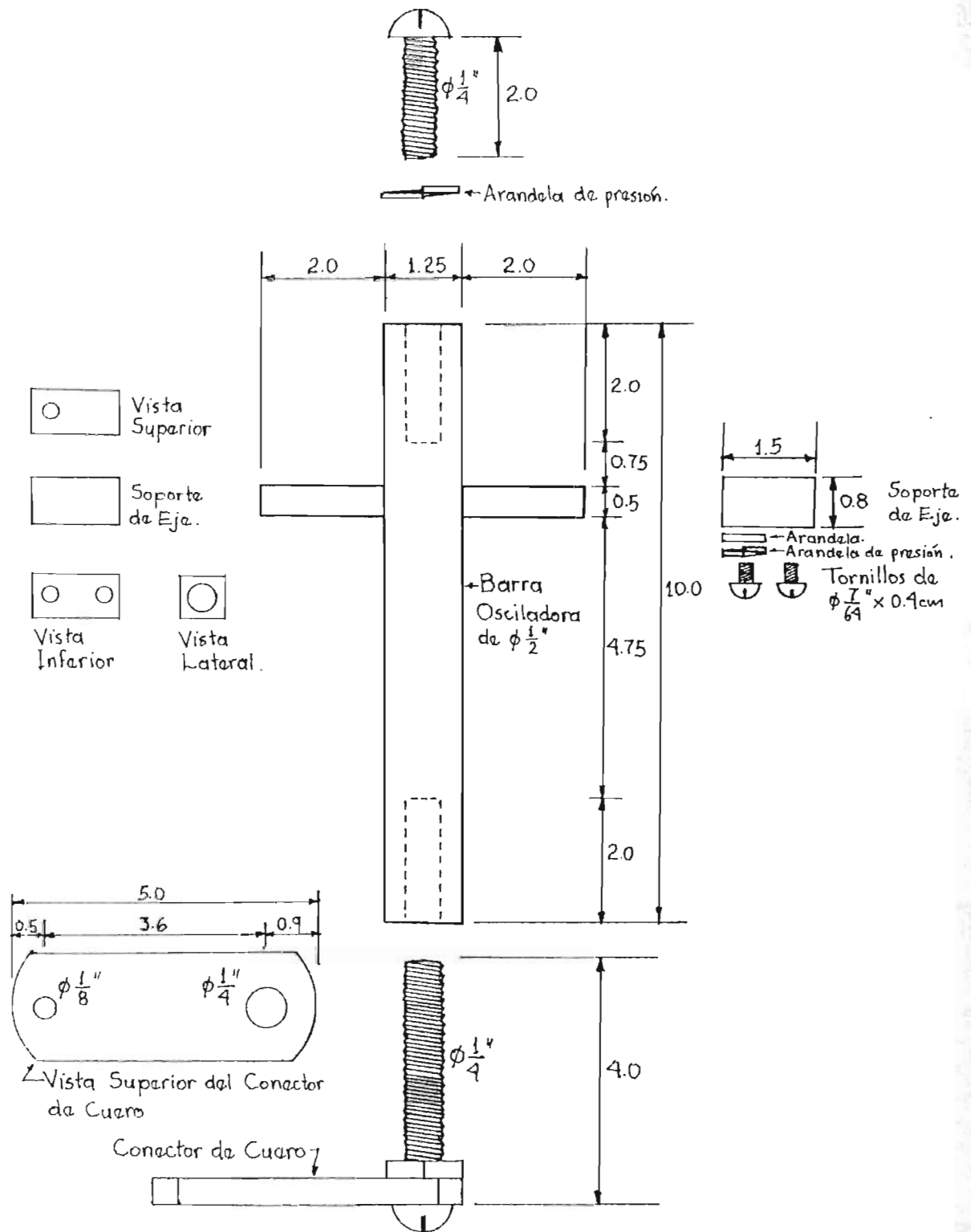


Figura 4.5.- Vista de la Barra Osciladora y sus Elementos Accesorios.

figura, deberá aplicarse un punto de soldadura a sus extremos libres, para evitar que se abran y pierdan su forma, ya que el círculo de alambre del extremo libre se conectará a la Barra Osciladora a través del Conector de Cuero.

El clavo de acero quedará sujeto, gracias al tornillo "prisionero" de la polea, en la ranura del eje del Motor y lo suficientemente alejado del centro de rotación como para producirse el movimiento excéntrico necesario para la agitación.

4.4.- Barra Osciladora.

La Barra Osciladora es la encargada de transmitir el movimiento generado en el Sistema Excéntrico al Sujeta-Pipetas. Ambos Barra Osciladora y Sistema Excéntrico forman el Conversor de Rotación a Vaivén.

La Figura 4.5 muestra una vista lateral de la Barra y su sistema de soporte y conexión con las demás piezas.

Los Soportes del Eje de la Barra son conectores de interruptores de palanca de los empleados en el sistema eléctrico antiguo, pero pueden sustituirse por unas piezas similares.

El tornillo superior es el encargado de acoplar el Sujeta-Pipetas a la Barra empleándose una arandela de presión para asegurar mejor a ambas piezas.

El Tornillo Inferior, el más largo, sirve para regular la altura a la que debe quedar el Conector de Cuero con respecto a la pieza de alambre del Sistema excéntrico de la Figura 4.4, de tal manera que se procure que estén en el mismo plano horizontal, aunque esto no es estrictamente necesario ya que el cuero es bastante flexible. Es importante lubricar muy bien el eje de la Barra y los soportes para prevenir chirridos y desgaste prematuro.

4.5.- Sujeta-pipetas.

Esta parte es la que sostiene y asegura a las pipetas, para que no salgan despedidas durante la agitación a que son sometidas. Está formada por once piezas: dos Soportes de Pipetas, la Placa de Unión, dos Soportes de Clips y seis Clips.

La forma de dichas piezas aparece en la figura 4.6; los dos Soportes de Pipetas deberán quedar unidos a la Placa de Unión por medio de soldadura para formar una sola pieza. A excepción de los Clips, todas las piezas del Sujeta-Pipetas deben hacerse de lámina de 3/64". Todos los agujeros a menos

que se indique otra cosa son de $\varnothing 5/32$ " y los tornillos a usarse son de $\varnothing 1/8$ "x $1/4$ ".

Los Clips son hechos de lámina acerada de $1/128$ " y deben ajustarse de tal forma que no presionen excesivamente a las pipetas, porque el cristal de que están hechas es algo frágil y podría romperse si se les ejerce una fuerza muy grande.

4.6.- Tapa del Agitador con sus Elementos Instalados.

En la Figura 4.7 se aprecia la forma en que se debe colocar el Motor con su Sistema Excéntrico en relación a la Barra Osciladora vistos desde el frente. El Conector de Cuero además de transmitir el movimiento excéntrico a la Barra sirve como amortiguador reduciendo el desgaste a que se someterían las piezas si el conector fuese metálico.

4.7.- Base del Agitador con sus Elementos Instalados.

En la Figura 4.8 se puede apreciar la Base del Agitador con sus elementos instalados, el frente se ha eliminado para que se pueda apreciarlos mejor.

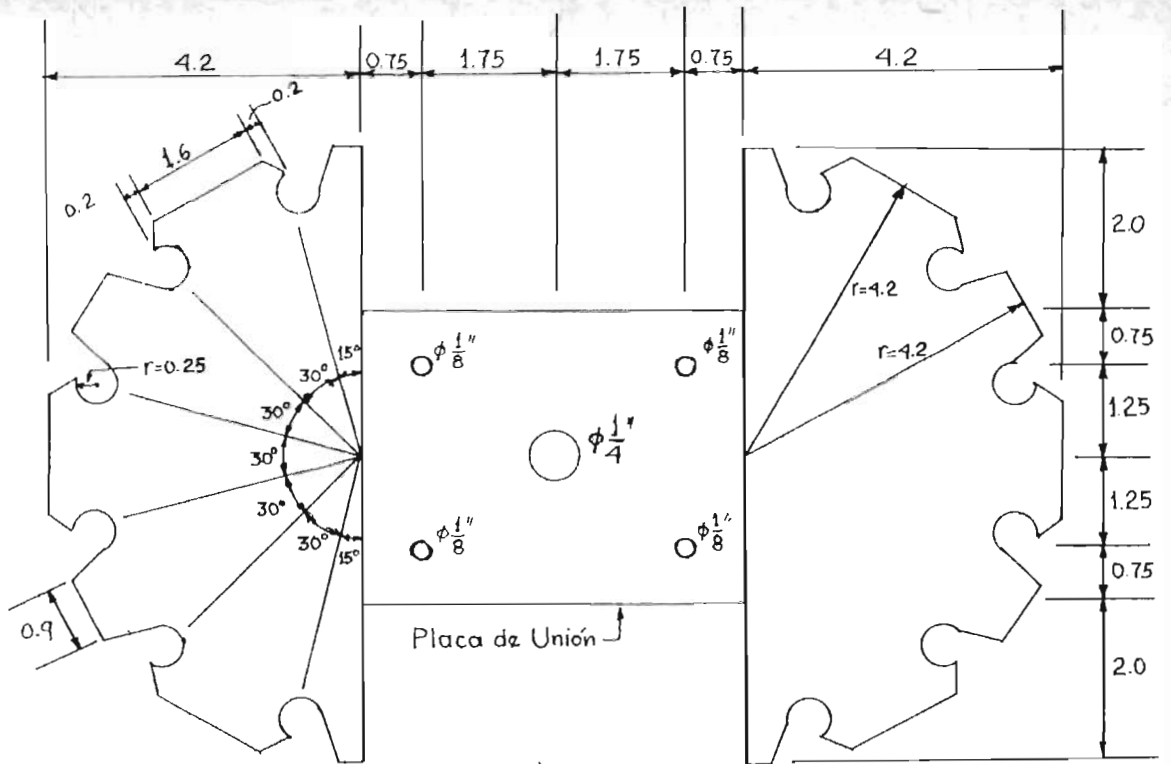
En primer plano se ubica el circuito impreso, con su sistema de soporte formado por cuatro tubitos de 0.8cm. de largo y de diámetro interno de $\varnothing 3/16$ ".

Sobre el circuito impreso, en la parte posterior de la Base puede apreciarse el Transformador atornillado en posición horizontal, mediante tornillos de $\varnothing 1/8$ "x $5/16$ " todo rosca con su tuerca respectiva.

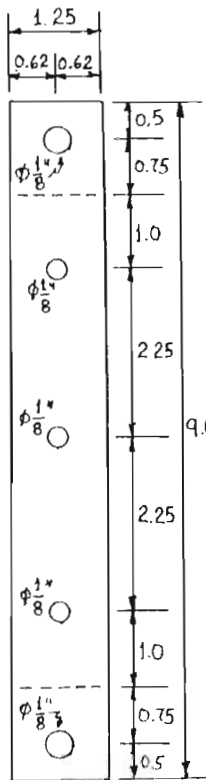
El Portafusible que aparece debe ser para fusible grande o tipo Americano, de tuerca.

La virola de hule debe ser para agujero de $3/8$ " o dependiendo del agujero según el cable a usarse.

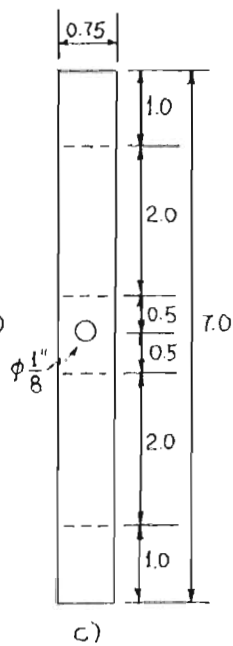
En la Figura 4.8 se puede observar una vista del frente de la Base con el Tablero de Control: el Interruptor de Encendido, el cual conecta y desconecta la energía a todo el sistema, el LED indicador de Encendido, el Selector de Tiempo cuyo rango va de 30 a 90 segundos aproximadamente, el Botón de Arranque que echa a andar el Motor por un tiempo fijado por el selector y el Botón de Paro que detiene al Motor inmediatamente en caso que se desee parar a voluntad la agitación.



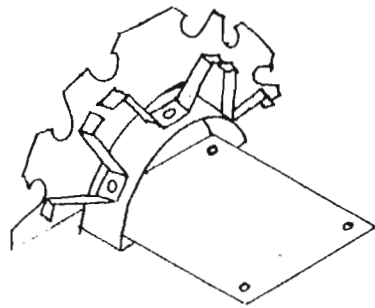
a)



b)



c)



d)

Figura 4.6.- Desplegados en un plano: a) Soporte de Pipetas; b) Soporte de Clips; c) Clips y d) Isométrico del Sujeta-Pipetas armado.

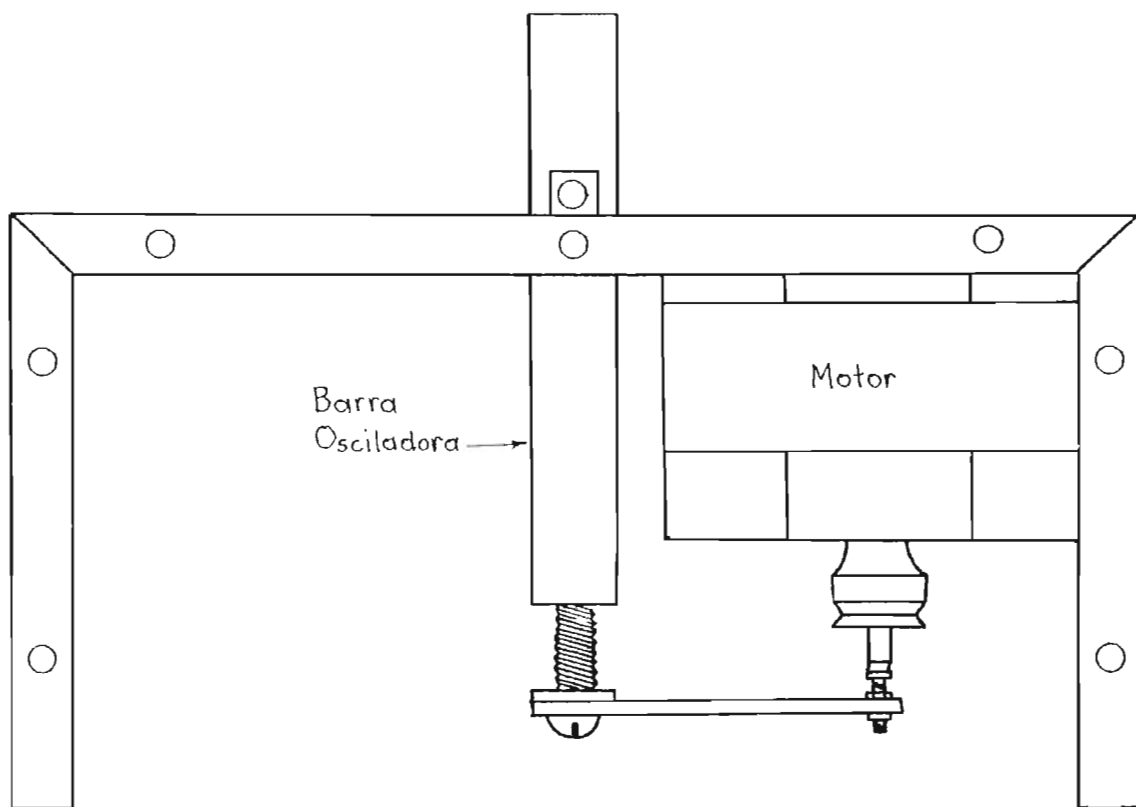


Figura 4.7.- Vista Frontal de la Tapa del Agitador con el Motor y la Barra Osciladora instalados.

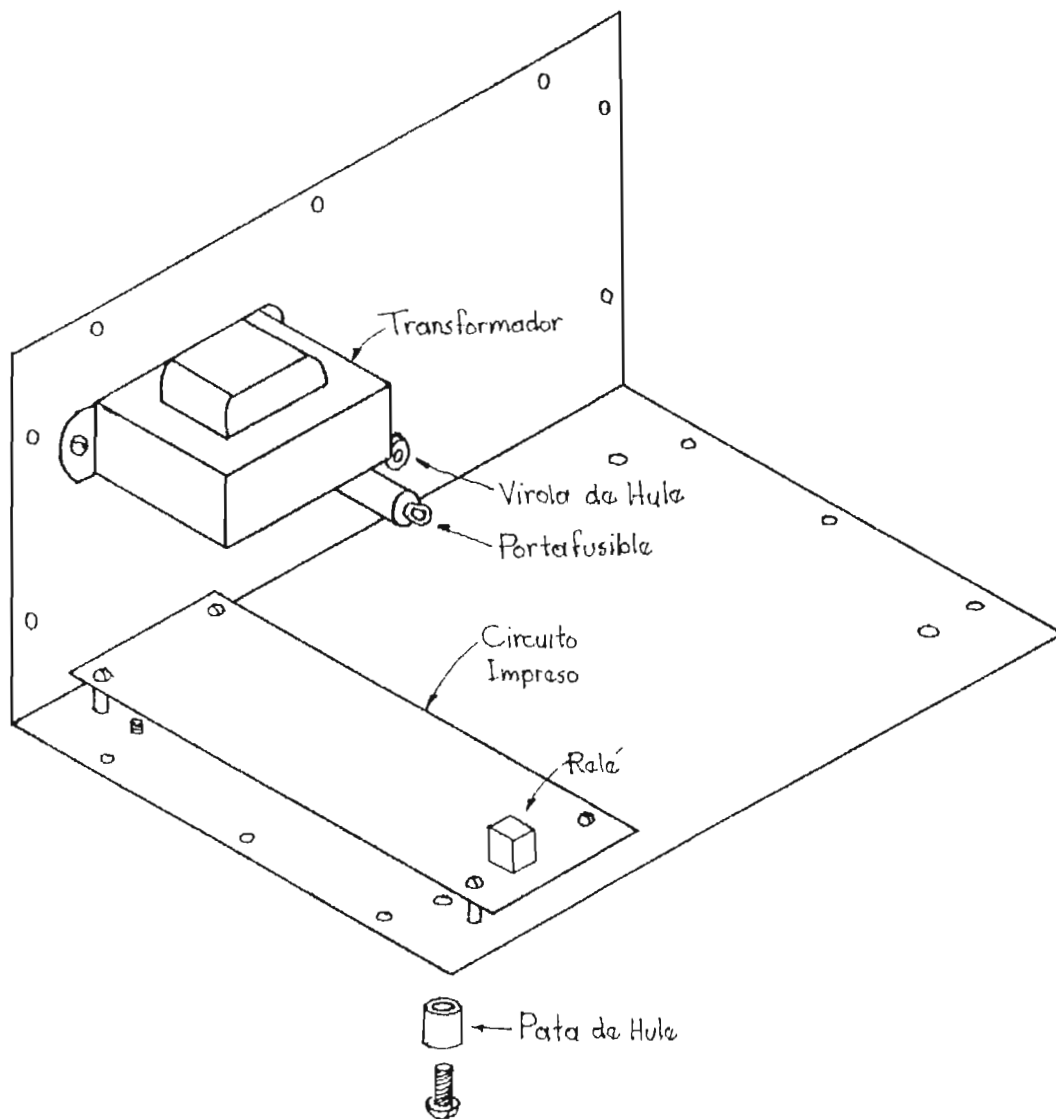


Figura 4.8.- Isométrico de la Base del Agitador con sus Elementos instalados.

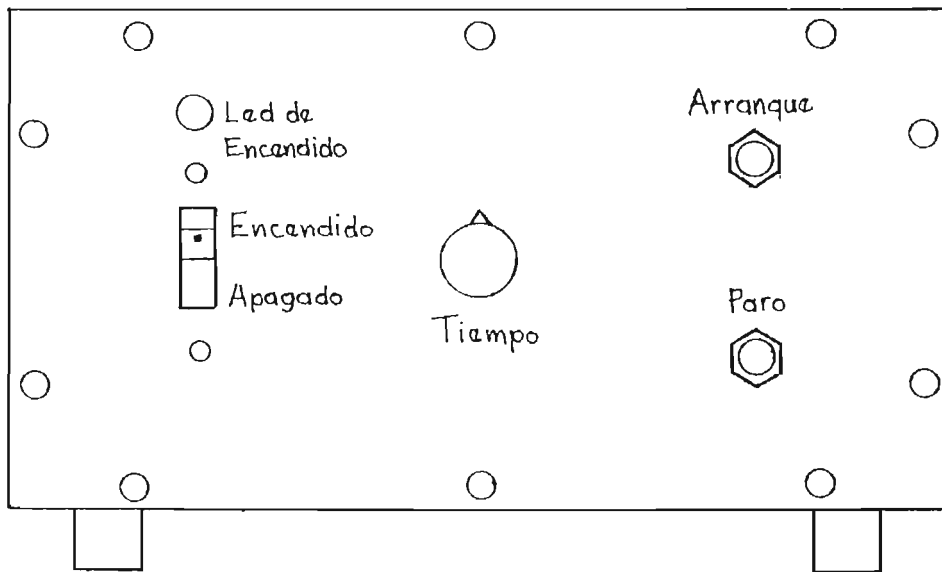


Figura 4.9.- Vista del frente de la Base del Agitador.

4.8.- Modelo del Agitador de Pipetas Terminado.

En la Figura 4.10 se puede ver un isométrico del Agitador de Pipetas propuesto, totalmente acabado. Por la posición las patas no se pueden apreciar. Los Clips una vez más se han obviado para mayor claridad del dibujo.

De esta manera concluye la descripción del Procedimiento de Construcción del Agitador de Pipetas, el cual es el más sencillo de los tres propuestos, pero cuyo sistema excéntrico es desde el punto de vista mecánico, más complicado que los dispositivos de esta índole, usados en los demás prototipos.

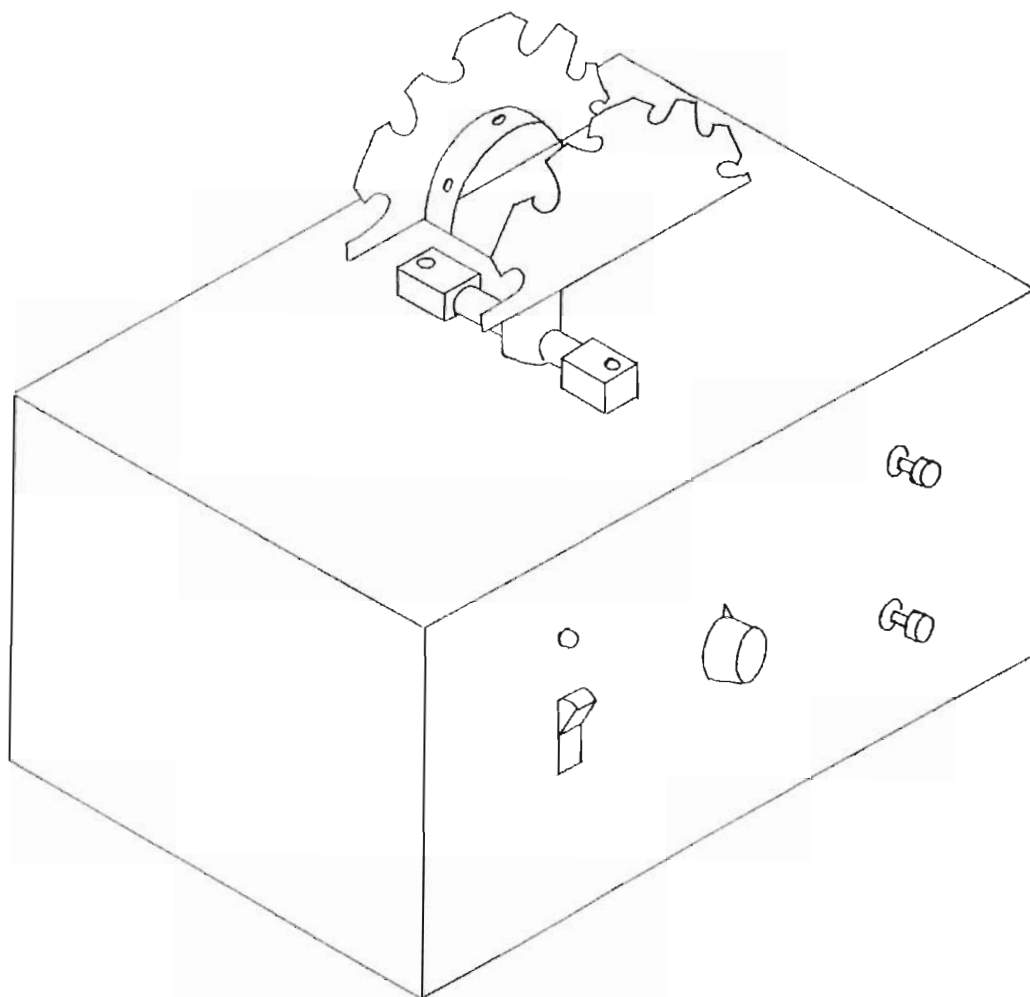


Figura 4.10.- Isométrico del Agitador de Pipetas terminado.

CONCLUSIONES DEL CAPITULO IV.

1.- El arco descrito en el movimiento de vaivén puede ajustarse simplemente corriendo un poco más hacia la orilla de la polea, del Sistema Excéntrico, el clavo de acero empleado.

2.- En caso de que el movimiento de vaivén pierda fuerza para la agitación, se debe revisar el Conector de Cuero y ver si ha envejecido, en tal caso cambiarlo y de no ser así examinar si el clavo está en la posición correcta.

3.- Periódicamente deben aceitarse los Soportes del Eje de la Barra Osciladora, para evitar el desgaste prematuro del mecanismo.

4.- La tensión de los Clips de Acero del Sujeta-Pipetas se deben ajustar cuidadosamente para evitar que maltraten, rayen o rompan las pipetas.

5.- La precisión del Timer del Agitador de Pipetas, está sujeta primordialmente a la precisión del capacitor C5, el cual debe estar lo más apegado posible a su valor nominal, ya que los capacitores comerciales presentan valores de hasta un 50% de desviación con respecto a su valor nominal indicado.

6.- Si en el Agitador de Pipetas se presentan falsos disparos, se deben verificar los valores reales de los elementos R1, C2 y C4, ya que si la alteración de dichos valores es demasiado notoria, provocaría el giro indefinido del motor.

7.- El tamaño del Agitador de Pipetas puede reducirse mediante el empleo de un motor más pequeño, en lugar del usado en el prototipo, el cual es de un Tocadoisco.

8.- El Motor A.C. del Agitador de Pipetas se puede sustituir por un motor D.C., en caso que se desee hacerlo funcionar con pilas, pero habría que conectarlo a la alimentación D.C. y colocarle un diodo en contra-paralelo en lugar del capacitor.

REFERENCIAS BIBLIOGRAFICAS

- 1.- French, Thomas E. y Vierck, Charles J. Dibujo de Ingeniería, México, UTEHA, 1972.
- 2.- Fisher, Catálogo de Equipo Médico, 1986.
- 3.- Grant, Hiram E., Practical Descriptive Geometry. Mc Graw-Hill, 1952.
- 4.- Mims, Forrest M., Engineer's Mini-Notebook: Basic Semiconductor Circuits. Radio Shack, 1º Edición, 1987.
- 5.- Mims, Forrest M., Engineer's Mini-Notebook: Formulas, Tables and Basic Circuits. Radio Shack, 1º Edición, 1987.
- 6.- Mims, Forrest M., Engineer's Mini-Notebook: Schematic Symbols, Device Packages, Design and Testing. Radio Shack, 1º Edición, 1988.
- 7.- Mims, Forrest M., Engineer's Mini-Notebook: 555 Timer IC Circuits. Radio Shack, 1º Edición, 1984.

CONCLUSIONES Y RECOMENDACIONES GENERALES

1.- Es conveniente la formación de un organismo en la Facultad que se encargue de coordinar trabajos multidisciplinarios, ya sea en Horas Sociales, Proyectos de Ingeniería o Trabajos de Graduación. Ya que con una adecuada interrelación de las diferentes disciplinas se lograrían mejores resultados que si una sola intenta abarcar todo a la vez.

2.- La producción en serie de este tipo de equipo, requeriría primeramente la investigación de un equipo multidisciplinario, con la misión de considerar todos los aspectos relacionados con esa finalidad, para perfeccionar y reducir costos de los aparatos propuestos y de otros que han quedado fuera del alcance del presente trabajo.

3.- Sería recomendable proseguir con Proyectos de Ingeniería y Trabajos de Graduación en esta área de Equipo de Laboratorio Clínico, con la finalidad de mejorar los diseños ya existentes y de lograr por ejemplo el perfeccionamiento del Colorímetro, el cual es uno de los pilares de este tipo de laboratorio.

4.- La construcción de estos prototipos es la base para realizar una investigación más profunda, con la intención de desarrollar equipos cada vez más complejos, considerando aspectos como la demanda existente en el mercado, de este tipo de aparatos.

5.- Los criterios seguidos para la escogitación de los aparatos construidos en este trabajo son dos: la importancia y el uso que como equipo tienen para el Laboratorio Clínico, y el grado de interés que tienen para el área de la Ingeniería Eléctrica.

6.- Se ha demostrado que es factible la construcción de equipo de Laboratorio Clínico en el país a un costo menor que los equipos extranjeros; aunque no se haya hecho los cálculos totales de costo, incluyéndose únicamente los precios de los materiales. Considerando que la mano de obra en el país es más barata que en la de los países industrializados y a que en una producción en serie los costos tienden a decrecer.

7.- En el caso del Contador de Células Digital, los costos de los materiales casi alcanzan el precio del modelo comercial. En este caso el mayor costo del prototipo queda compensado por otras ventajas como por ejemplo la mayor confiabilidad del sistema digital al mecánico, lo que sumado

a una mayor durabilidad de los interruptores de presión a las palancas de las teclas del modelo comercial, justifican el sobreprecio.

8.- Se recomienda el empleo de tecnología CMOS, en el Contador de Células, así como el uso de Pantalla de Cristal Líquido (LCD), para reducir el consumo de energía. Así también el uso de pilas recargables, debiendo proveerse al Contador de Células de un cargador de batería, lo que aseguraría un funcionamiento casi ininterrumpido durante mucho tiempo, aun cuando falle frecuentemente la energía de la red.

ANEXOS

ANEXO 1

METODOS DE RECUENTO SANGUINEO

presenta máximos a 514, 544.8, 576.9 y 640.2 nm. La carboxihemoglobina se caracteriza por máximos de absorción a 535 y 570.9 nm. Los máximos de la metahemoglobina están a 500, 540, 578 y 634 nm y los de la cianometahemoglobina, a 414 y 540 nm.

La identificación de las diferentes formas de hemoglobina por la determinación de sus espectros de absorción puede hacerse de una manera muy sencilla. Aproximadamente la mitad de una gota de sangre se mete en un tubo de ensayo y se diluye con más o menos 20 ml de agua desionizada o bidestilada. La dilución efectiva de la hemoglobina depende de su concentración (esto es, si es baja, se añadirá menos agua; si alta, habrá que diluir más la muestra). Para una máxima exactitud, el máximo de absorción ha de estar entre el 60 y el 40 % de transmisión. Una vez diluida la sangre con agua, se examinan las muestras en el espectrofotómetro, empleando agua como blanco. Para esta determinación es especialmente conveniente un espectrofotómetro registrador. En todo caso, la absorción se leerá a intervalos de 5 nm entre 620 y 500 nm (fig. 4-2).

Para la diferenciación entre la oxihemoglobina y la carboxihemoglobina puede uno guiarse no sólo por su distinto espectro de absorción, sino también por las siguientes características: en el caso de oxihemoglobina pura, la absorción será mayor a 576,5 nm que a 544,8 nm, mientras que la de la carboxihemoglobina será menor a 570,5 nm que a 535 nm (fig. 4-2).

Hematócrito

Definición. El hematocrito es el volumen de eritrocitos expresado como un porcentaje del volumen de sangre total existente en una muestra. El hematocrito venoso coincide estrechamente con el hematocrito obtenido por punción cutánea; ambos son mayores que el hematocrito corporal total. La heparina, el oxalato o la EDTA resultan satisfactorios como anticoagulantes.

Macrométodo de Wintrobe

Equipo. El tubo de hematocrito de Wintrobe es un tubo de cristal de paredes gruesas con un orificio interno uniforme y un fondo aplanado. Está graduado en milímetros de 0 a 105 y tiene un tapón de goma para evitar la evaporación durante el largo período de centrifugación.

De las distintas formas de llenado de las pipetas disponibles, la pipeta capilar (Pasteur) con una pera de goma es la más adecuada.

El requerimiento esencial de una centrifugación es que genere un campo centrífugo no menor de 2.500 G en el fondo de la copa.

Método. Después de mezclar adecuadamente la muestra, se llena el tubo de hematocrito. La punta de la pipeta se introduce en el fondo del tubo. A medida que se va llenando el tubo, la punta de la pipeta se va elevando, pero permaneciendo por debajo del menisco de sangre con objeto de evitar la formación de espuma. Debe observarse el nivel de la sangre, tapando los tubos

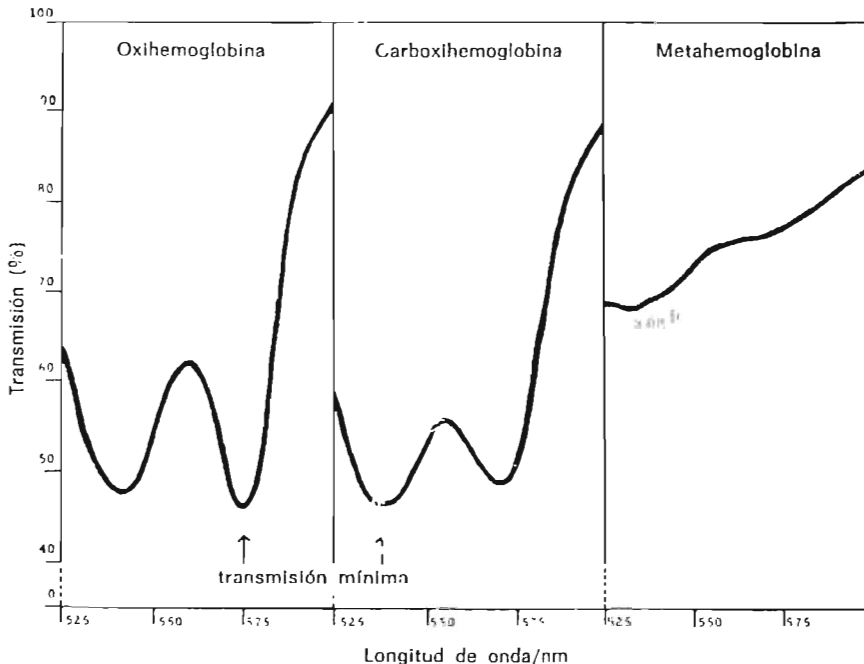


Fig. 4-2. Identificación espectrofotométrica de las hemoglobinas.

para evitar la evaporación durante la centrifugación requerida durante 30 minutos a 2.500 G.

Las lecturas se efectúan sin alterar la muestra. El resultado se calcula por la siguiente fórmula:

$$\text{Hematócrito (\%)} = \frac{100 L_1}{L_2}, \text{ en donde } L_1 \text{ es la}$$

altura de la columna de eritrocitos en milímetros y L_2 es la altura de la muestra total de sangre (eritrocitos y plasma). La capa blanco grisácea de leucocitos y plaquetas por encima de los eritrocitos no está incluida en L_1 .

Micrométodo

Equipo. Se recomienda un tubo de hematocrito capilar de 7 cm de longitud con un orificio uniforme de alrededor de 1 mm. Los espacios capilares se llenan con una dilución de heparina de 1-1.000, secada a 56 ó 37° C y almacenada. Se dispone de centrifugas especiales que producen campos centrifugos que oscilan entre 5.000 y 10.000 G. Esto permite el acortamiento de la centrifugación a 5 minutos para el último y 10 minutos para el primero.

Método. El tubo de microhematocrito (capilar) se llena por atracción capilar, ya sea a partir del punto de punción o de una muestra de sangre venosa bien mezclada. Los tubos capilares deben llenarse por lo menos hasta la mitad. El extremo vacío se cierra con la llama de un pequeño mechero o se sella con plástico moldeable, por ejemplo, Plasticine. Los tubos llenos se colocan en los canales o surcos radiales del aparato de centrifugación con el extremo cerrado dirigido hacia fuera.

El aire del extremo externo del capilar será desplazado en el curso de la centrifugación y el aire atrapado puede desaparecer. Los escapes, especialmente si se utilizó el plástico moldeable para el sellado del tubo, pueden evitarse empleando un relleno de goma en la periferia de la cabeza del hematocrito para actuar como una almohadilla. Colocar el fondo del tubo contra el relleno de goma para evitar roturas. La centrifugación durante 5 minutos a 10.000 a 12.000 G es satisfactoria, a menos que el hematocrito exceda el 50%; en este caso se centrifugará durante 5 minutos adicionales, con objeto de asegurar que se ha reducido al mínimo la cantidad de plasma atrapado.

Los tubos capilares no están graduados. La longitud de toda la columna, que incluye el plasma, y de la columna de eritrocitos sólo debe medirse en cada caso con una regla milimetrada y una lupa o con aparatos automáticos o semiautomáticos disponibles en el comercio. Deben seguirse las instrucciones del fabricante.

Interpretación de los resultados. El hematocrito normal para varones es de 47 ± 7 y para mujeres 42 ± 5 . Un valor por debajo de lo normal en un individuo o del nivel normal correspondiente a la edad y sexo indica anemia, y un valor más alto, policitemia. El hematocrito refleja la concentración de eritrocitos, no la masa total de los

mismos. El hematocrito es bajo en la hidremia del embarazo, pero la cifra total de eritrocitos circulantes no está reducida. El hematocrito puede ser normal o incluso elevado en el shock acompañado por hemoconcentración, aunque la masa total de eritrocitos puede estar considerablemente disminuida debido a la pérdida de sangre.

Causas de error:

1. **Centrifugación.** Una adecuada duración y velocidad de centrifugación son esenciales para un hematocrito correcto. Los eritrocitos deben estar concentrados, ya que una centrifugación adicional no reduce los valores del hematocrito. En general, cuanto más alto es el hematocrito, mayor fuerza de centrifugación requiere.

En el curso de la centrifugación, una pequeña cantidad de leucocitos, plaquetas y plasma quedan atrapados entre los eritrocitos. El error resultante de lo primero es por lo general de poca importancia. El incremento del hematocrito debido al plasma atrapado es algo mayor que el debido a los leucocitos y plaquetas, aunque esto en la práctica tiene muy pocas consecuencias. Relativamente, la menor fuerza centrifuga da lugar al atrapamiento de mayores cantidades de plasma; por consiguiente, la cantidad de plasma atrapado es mayor en los hematocritos altos que en los bajos y mayor con la utilización de macrométodos que con micrométodos. Con macrométodos, el plasma atrapado representa el 3-4 % de la columna de eritrocitos en hematocritos normales en comparación con menos de 1,5 % cuando se usan los micrométodos (Dacie y Lewis, 1968). Debido al menor tiempo necesario para la centrifugación, ya que hay menos error debido al atrapamiento del plasma, se prefiere el micrométodo al macrométodo.

2. **Muestra.** La estasis prolongada causada por la constricción con un torniquete aplicado durante 1 minuto ó más puede dar lugar a resultados falsamente elevados del hematocrito, de un 2,5 a 5 % (Mollison, 1967, pág. 124). Este error se puede aplicar también a la hemoglobina y recuentos celulares. El error debido a un exceso de EDTA es exclusivo del hematocrito (sangre inadecuada para una cantidad fija de EDTA): el hematocrito será falsamente bajo debido al encogimiento celular, pero la hemoglobina y recuento de células pueden no hallarse afectados.

Para el microhematocrito es esencial un flujo libre de la sangre obtenido por punción venosa. El hematocrito es de poca garantía como estimación de la masa eritrocitaria total inmediatamente después de una pérdida de sangre, incluso si ésta es moderada, o justo después de las transfusiones.

3. **Otros errores.** Los errores técnicos incluyen la mezcla deficiente de la sangre antes de obtener la muestra, una lectura inadecuada del nivel de células y plasma, y la inclusión del estrato leucocitario como parte del volumen eritrocítico. La irregularidad del diámetro interior de los tubos puede conducir también a un hematocrito inadecuado.

Con técnica adecuada, la precisión del hematocrito, expresada como ± 2 CV (coeficiente de variación), es $\pm 1\%$.

Recuento de células hemáticas

Los estudios cuantitativos de los elementos formes de la sangre (eritrocitos, leucocitos y plaquetas) se refieren a la concentración de cada uno de ellos en un microlitro (milímetro cúbico) de sangre.

Tradicionalmente, la unidad de volumen para el recuento de células se ha expresado en milímetros cúbicos (mm^3), porque el método de medición del volumen se expresa en términos de dimensiones lineales de la cámara del hemacitómetro. Sin embargo, el International Committee for Standardization in Hematology recomienda actualmente que todas las unidades de volumen se expresen en litros. Teniendo en cuenta que $1 \text{ mm}^3 = 1.000,03 \text{ } \mu\text{l}$, diferencia insignificante, en este capítulo se empleará el *microlitro* como equivalente y con preferencia al *milímetro cúbico*.

Excepto para el recuento de plaquetas, el hemacitómetro ya no se utiliza para el recuento sistemático de las células hemáticas en ningún laboratorio, salvo los más pequeños. Sin embargo, todavía el técnico requiere estar capacitado para emplear este método con eficacia y conocer sus limitaciones. Cualquier método de recuento de células incluye tres fases: dilución de la sangre, toma de muestra de la suspensión diluida en un volumen determinado y recuento de las células en este volumen.

METODO HEMACITOMETRICO (RBC)

Cámara de recuento. El tipo de hemacitómetro o cámara de recuento más ampliamente utilizado (fig. 4-3) consiste en un portaobjetos de cristal, compacto e incoloro, sobre cuyo tercio medio se han fijado tres plataformas paralelas extendidas a través de todo el portaobjetos. En la «cámara de doble recuento», la plataforma central está subdividida por un surco o hendidura transversal en dos mitades, cada una de ellas más ancha que las dos plataformas laterales y separada de ellas y de cada una de las otras por fosos. Las plataformas centrales o «piezas de pavimento» son exactamente $0,1 \text{ mm}$ más bajas que las plataformas laterales. Cada una de las plataformas centrales tiene un rayado cuadrículado de Neubauer mejorado (fig. 4-3) que consta de un cuadrado que mide $3 \times 3 \text{ mm}$ (9 mm^2), subdividido en nueve cuadrados secundarios, cada uno de $1 \times 1 \text{ mm}$ (1 mm^2). Los cuatro cuadrados de las esquinas, llamados A, B, C, D en esta figura, se emplean para el recuento de leucocitos y se subdividen en 16 cuadrados terciarios.

El cuadrado central milimetrado está dividido en 25 cuadrados terciarios, cada uno de los cua-

les mide $0,2 \times 0,2 \text{ mm}$. Cada uno de estos está subdividido ulteriormente en 16 cuadrados más pequeños. El número total de los cuadrados más pequeños en el cuadrado central es de 400. Como regla, cinco de los cuadrados terciarios, equivalentes a 80 de los cuadrados más pequeños, se emplean para el recuento de glóbulos rojos.

Un cubreobjetos espeso, que forma un suelo perfectamente plano, acompaña la cámara de recuento. Los cubreobjetos ordinarios tienen superficies irregulares y no deben usarse. Cuando el cubreobjetos está colocado sobre la plataforma de la cámara de recuento (fig. 4-3), existe un espacio exactamente de $0,1 \text{ mm}$ de espesor entre él y la plataforma cuadrículada; por lo tanto, cada milímetro cuadrado de la plataforma cuadrículada forma la base de un espacio que mide exactamente $0,1 \text{ mm}^3$.

Las cámaras de recuento y los cubreobjetos deben ser aclarados o lavados en agua tibia, nunca en agua caliente, inmediatamente después de su empleo. El agua puede secarse con un paño limpio sin hilos. La cámara de recuento y el cubreobjetos pueden dejarse secar al aire. Las superficies no deben tocarse con gasa o tejidos de lienzo, debido a que pueden arañar las zonas rayadas. Un arañazo que atraviese la cámara y cubreobjetos los destroza. Estos no deben tocarse debido a que las impresiones digitales son difíciles de eliminar y pueden ser responsables de errores. Antes

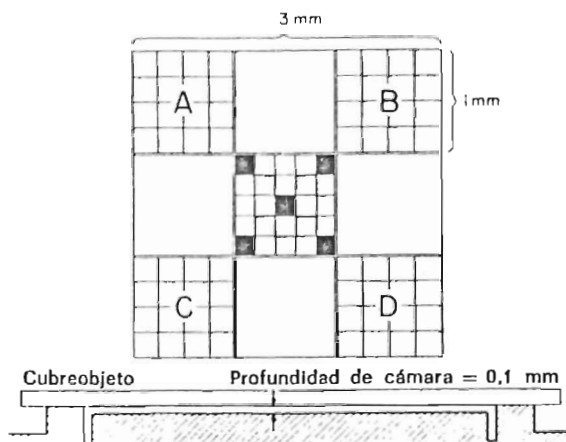


Fig. 4-3. Arriba, diagrama de la pauta de Neubauer mejorada (grabada con mordiente en la superficie de cada lado del hemacitómetro). Los cuadrados grandes de los ángulos (A, B, C y D) se emplean para el recuento leucocitario. Los cinco cuadrillos negros del centro (en negro sólo en el dibujo, con fines didácticos) sirven para el recuento de eritrocitos y plaquetas, y el conjunto de 10 cuadrillos negros y sombreados, para contar asimismo las plaquetas. De hecho, cada uno de los 25 cuadrillos del milímetro cuadrado central presenta 16 cuadrillos aún más pequeños, para facilitar el recuento. Abajo, vista lateral de la cámara con el cubreobjetos colocado.

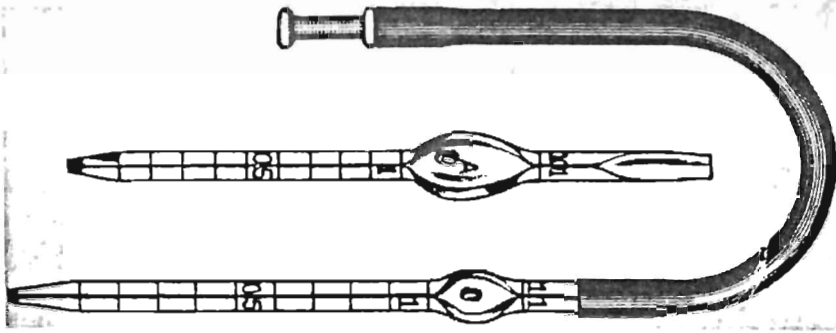


Fig. 4.4. Pipetas de Thoma para diluir eritrocitos y leucocitos.

de su uso, las superficies han de estar completamente limpias, secas y libres de hilos y señales de agua. Después de haberlas limpiado, no deben tocarse excepto en sus bordes.

Pipeta para el recuento de eritrocitos. Las pipetas de cristal de Thoma (fig. 4-4) constan de un tubo capilar graduado, dividido en 10 partes y marcado con un 0,5 en la quinta señal y con 1 en la décima, y por encima un ensanchamiento, ampolla o pera para mezcla, con una holita de cristal en su interior, y por encima de la pera otro tubo capilar corto con una marca 11 grabada en la pipeta para recuento de leucocitos y 101 en la de recuento de eritrocitos. La pipeta para eritrocitos tiene una bolita roja en la ampolla de mezcla y la de leucocitos, una bolita blanca. Las graduaciones sobre las pipetas son arbitrarias. El volumen de la pipeta para eritrocitos está constituido por una mitad de una parte a nivel de la marca 0,5, una parte a nivel de la marca 1 y 100 partes en la ampolla. Cuando la sangre es aspirada hasta la marca 0,5 y el líquido de dilución, hasta la marca 101, todas las células sanguíneas se lavan en la ampolla y la dilución resultante en el mismo es de 1 a 200. La parte capilar de la pipeta no contiene sangre, sino sólo líquido diluyente; por consiguiente, no está incluido en el volumen total y su contenido debe ser expulsado antes que la suspensión de eritrocitos se introduzca en la cámara de recuento.

En la pipeta de dilución de leucocitos, las marcas sobre el tubo capilar son las mismas que en la pipeta para eritrocitos, pero la pera o ampolla es más pequeña, con una marca 11 grabada por encima de ella. Cuando la sangre es extraída hasta la marca 0,5 y diluida hasta la marca 11, la dilución es de 1 a 20. Asimismo, el líquido libre de células en el tubo capilar no está incluido en el volumen total.

Las pipetas no deben tener un error superior al $\pm 1\%$. No deben emplearse pipetas inferiores. Alternativamente es perfectamente aceptable hacer la dilución de sangre al 1:200 con 20 μ l de hemoglobina o pipeta de Sahli con una precisión de $\pm 1\%$ en un tubo de prueba ordinario que contenga

exactamente 4 ml de líquido de dilución de eritrocitos.

El tubo de goma que está unido a la pipeta debe ser de paredes lo bastante consistentes para que no se colapsen durante la aspiración y lo suficientemente largo (por lo menos 25 cm) para permitir una fácil lectura de las marcas de graduación.

Después de su empleo, las pipetas deben lavarse con agua corriente y luego tres veces con agua destilada, llenando la ampolla a través del tubo capilar, agitándolo y vaciándolo por el extremo correspondiente al agujero grande. Esto es seguido por un tratamiento similar con acetona o alcohol al 95% y finalmente con éter mediante una bomba aspirante. El interior de las pipetas se secará entonces con una corriente de aire seco. La ampolla estará seca si la bolita se mueve libremente. Si la luz capilar de la pipeta contiene sangre coagulada u otros residuos, puede limpiarse con una crin de caballo o con un alambre especial que se expende en el comercio. Si la pipeta contiene impurezas, debe llenarse con una solución limpiadora que se mantendrá durante toda la noche. Se dispone de aparatos lavadores que permiten la limpieza y secado de muchas pipetas simultáneamente. Si no puede procederse a la limpieza de las pipetas inmediatamente después de su uso, deberán colocarse verticales en un envase lleno de agua. Debe tenerse el máximo cuidado para evitar dañar los puntos delicados de la pipeta, ya que incluso el más pequeño desperfecto que afecte el conducto interior puede inutilizar la pipeta, puesto que da lugar a una dilución inadecuada.

Líquido de dilución de los eritrocitos. El líquido de dilución debe ser isotónico para evitar la lisis y estructura dentada de los eritrocitos. Debe contener un fijador para preservar la forma de las células y prevenir la aglutinación y autólisis, si el recuento no puede ser llevado a cabo dentro de una hora. La solución de Gower (sulfato sódico, 12,5 g; ácido acético glacial, 33,3 ml; agua destilada, 200 ml) satisface estos requerimientos; debe filtrarse antes de su empleo. Es más sencillo em-

plear Isoton * o su equivalente que son más fáciles de obtener, si en el laboratorio existe un contador electrónico de flujo sanguíneo.

Método de recuento

1. Es deseable disponer de sangre venosa o capilar. Si se emplea sangre capilar, debe dejarse que fluya libremente. Si se emplea sangre venosa, debe mezclarse bien por inversión del tubo por lo menos unas 60 veces.

2. La punta de la pipeta se coloca debajo de la superficie de la sangre que entonces se aspira rápidamente hasta la señal 0.5 de la pipeta para eritrocitos. No deben existir burbujas de aire en la columna de sangre. Si la sangre se eleva ligeramente por encima de la señal, puede extraerse hasta llegar a la marca mediante pequeños golpecitos en la punta de la pipeta sobre el dedo. Si se ha extraído demasiada sangre del tubo, debe limpiarse la pipeta y se repetirá la maniobra, ya que, aunque se retire, puede permanecer suficiente cantidad de sangre adherida en el interior de la pipeta para inducir un error notable. En esta parte del método es importante el mayor cuidado en la técnica, a causa de que cualquier error se aumenta hasta 200 veces por la dilución subsiguiente.

3. La sangre adherida a la punta se secará rápidamente, la punta se sumerge en el líquido diluyente y éste se aspira hasta la marca 101, mientras se imprime un movimiento de rotación a la pipeta. Es mejor sostener la pipeta casi horizontalmente con objeto de evitar la aspiración de burbujas de aire en la ampolla, pero cuando ésta está casi llena, la pipeta debe colocarse en posición vertical. En esta fase, la muestra de sangre se ha diluido de 1 a 200 ó 1 a 100 según la cantidad de sangre obtenida. Excepto en casos de anemia grave, es preferible una dilución de 1 a 200.

4. Los extremos de la pipeta se cierran acto seguido con los dedos pulgar y medio, y se agita durante 30 segundos para facilitar la mezcla inicial. La bolita situada en el bulbo de la pipeta debe moverse libremente. La agitación se efectuará en un ángulo de 90° respecto al eje longitudinal de la pipeta. Si se emplea sangre capilar, todas estas maniobras deben llevarse a cabo con rapidez para prevenir la coagulación antes que la sangre se mezcle con el líquido de dilución.

Cuando no es conveniente contar los eritrocitos en seguida, se coloca una tira de goma alrededor de la pipeta para cerrar sus dos extremos.

5. Cuando se han limpiado la cámara de recuento y el cubreobjetos, éste se coloca en su lugar. La pipeta se sostiene entre los dedos pulgar y medio o en un dispositivo especial y se agita durante 2-3 minutos en ángulo recto al eje largo de la pipeta.

6. Se expulsan soplando las tres o cuatro primeras gotas para eliminar el líquido sin células

del tubo capilar. La pipeta se sostiene en un ángulo de unos 30°, mientras la punta se sitúa en el ángulo entre el borde del cubreobjetos y uno de los extremos salientes de la pieza base. El líquido se extenderá por debajo del cubreobjetos por atracción capilar. Se deja que el líquido penetre de forma controlada por presión del dedo índice sobre el extremo abierto de la pipeta o por presión de la lengua sobre el extremo bucal de la pipeta. Debe tenerse cuidado de que sólo penetre la cantidad suficiente de líquido para llenar el espacio existente debajo del cubreobjetos. Esto es especialmente importante, cuando la cámara carece de abrazaderas, ya que un exceso de líquido tiende a elevar el cubreobjetos de modo apreciable y aumenta erróneamente el recuento de eritrocitos. Un pequeño exceso sobrante en la boca de la cámara de recuento puede eliminarse tocando suavemente la gota con el dedo, pero no con una gasa o toalla.

Las características de una cámara de recuento llenada en forma adecuada son que el líquido llene por completo o poco menos el espacio situado debajo del cubreobjetos, que ninguna porción del líquido se haya deslizado al foso y que no existan burbujas. Si no se cumple alguna de estas condiciones, el recuento puede carecer de garantía y la cámara debe limpiarse, secarse y recargarse.

7. Se dejará que las células se depositen en la cámara durante varios minutos. Entonces se examina el área rayada y milimetrada con un objetivo de bajo aumento para comprobar que las células se hayan distribuido uniformemente. Si no es así, debe repetirse el procedimiento. Si la cámara está llena y no se efectúa el recuento de las células rápidamente, el líquido debe protegerse contra la evaporación colocando la cámara en una placa de Petri que contenga un fragmento humedecido de papel de filtro, el cual se aplica en la parte superior de la superficie interna.

8. Recuento. El milímetro cuadrado con los 400 cuadrados pequeños en el centro de la zona rayada está situado bajo un volumen de 1/10 µl. En este volumen, se suelen contar los eritrocitos en 80 pequeños cuadrados (de 5 de 25 cuadrados terciarios, v. fig. 4-3); en otras palabras, las células en un quinto de este volumen de 1/10 µl de la suspensión de células diluidas. Teniendo en cuenta que la dilución es de 1 a 200 se cuenta el número de eritrocitos en $1/5 \times 1/10 \times 1/200 = 1/10.000$ µl de sangre. Esto significa que el recuento de eritrocitos en 1 µl de sangre consiste en la cifra de células contadas multiplicada por 10.000.

9. Contando 5 cuadrados terciarios, cada uno con 16 cuadrados pequeños, se sugiere la regla siguiente para evitar confusiones en los recuentos celulares que bordean los límites: los eritrocitos que contactan con cualquiera de las tres líneas o la única línea de la izquierda y los límites superiores de los cuadrados pequeños deben contarse como si estuvieran dentro de los cuadrados, pero los que contactan con alguna de las líneas situa-

das sobre los bordes derecho y el fondo de los cuadrados pequeños no deben contarse. De esta forma se evita el contar dos veces las mismas células. Las células se cuentan en cada uno de los cuadrados pequeños, primero de izquierda a derecha, empezando por la parte superior de cuatro cuadrados pequeños y luego de derecha a izquierda para la próxima hilera y así sucesivamente. El número de células para cada uno de los cinco grupos de 16 cuadrados se registra por separado y se suman los resultados.

Causas de error. Empleando el hemacitómetro, existen numerosas posibilidades de error en todos los recuentos. Los errores que pueden reducirse al mínimo mediante una técnica cuidadosa son los debidos a la naturaleza de la muestra, fallos técnicos del operador y empleo de un equipo inadecuado. Los errores inherentes a la distribución de células en el volumen del recuento son llamados «errores de campo» y pueden reducirse al mínimo contando mayor número de células.

ERRORES DEBIDOS A LA NATURALEZA DE LA MUESTRA. La coagulación parcial en la sangre capilar o venosa introduce errores por cambio en la distribución de las células o disminución de su número. La extracción de unas gotas de sangre de una piel pálida, fría o cianótica es otra fuente importante de error, como lo es el masaje excesivo para mejorar el flujo de la sangre.

Con la sangre venosa, la estasis debida a la aplicación prolongada del torniquete produce hemoconcentración. La distribución de las células en el plasma cambia rápidamente debido a la sedimentación. La incapacidad para mezclar la sangre por completo e inmediatamente antes de introducir la muestra en la pipeta puede inducir a un error, que es directamente proporcional al grado de sedimentación durante el intervalo desde que la sangre fue mezclada. Esto se acentúa en numerosas enfermedades en que la sedimentación está muy acelerada. El hecho de que la muestra sea una suspensión y que las células tienen que estar en una suspensión uniforme con objeto de poder efectuarse un recuento correcto abre la puerta a otros posibles errores. Factores de todo tipo pueden alterar la uniformidad de la suspensión. El crecimiento de células de levadura en el líquido diluyente contaminado puede tomarse equivocadamente como eritrocitos.

ERRORES DEL OPERADOR. Estos incluyen errores debidos a fallos técnicos, tales como los que pueden ocurrir cuando la sangre y el líquido diluyente se introducen en la pipeta (empleo de una pipeta sucia o húmeda o imposibilidad de lavar la punta de la pipeta), y errores introducidos cuando se carga la cámara y cuando se está contando las células. Una causa frecuente de alteración es la mala aplicación del cubreobjetos, especialmente cuando éste queda elevado por la introducción de un exceso de sangre diluida, o el que se mueva aquél después de haber llenado la cámara de recuento. Otro ejemplo es el desbordamiento de la

suspensión en el foso. Esto puede reducir el recuento hasta en 1 millón. Son muy numerosos los errores técnicos de este tipo, pero el técnico experimentado no tendrá dificultad en reducirlos al mínimo.

ERRORES DEBIDOS AL EQUIPO. La inexactitud en la graduación de las pipetas y de las zonas rayadas y en la profundidad de las cámaras de recuento son frecuentes causas de error. Pueden disminuirse empleando pipetas y hemacitómetros certificados por el US Bureau of Standards.

ERROR INHERENTE O DE CAMPO. Incluso en una mezcla efectuada perfectamente pueden aparecer variaciones en el número de células suspendidas que se distribuyen en un volumen dado (es decir, que vienen a permanecer sobre un volumen dado).

De acuerdo con la ley de distribución de Poisson, la variación entre los diferentes cuadrados de la cámara viene dada por la fórmula $DE = \sqrt{m}$, en donde m es el número medio de eritrocitos por unidad de área y DE es la desviación estándar de los recuentos en estas áreas. *Ejemplo:* El recuento medio por 80 cuadros es de 500 (lo que corresponde a un recuento de 5.000.000/ μ l). La DE de los recuentos de distintos grupos de 80 cuadros en la cámara será $\sqrt{500}$ ó 22,4. Expresado relati-

vamente como un porcentaje, esto es $\frac{22,4}{500} \times 100$

= 4,5 %. Esta expresión de la desviación estándar

como un porcentaje de la media ($\frac{DE}{\text{media}} \times 100$) es

conocida con el nombre de coeficiente de variación (CV).

Puesto que una DE de ± 2 es generalmente aceptada como un límite significativo, el error de un recuento de 5.000.000/ mm^3 en las cámaras del hemacitómetro, debido meramente a la variación en el campo de observación, es $\pm 2 \times 4,5 = \pm 9$ %. Este «error de campo» medido como $DE = \sqrt{m}$ es el error mínimo, pero no el único a que está sujeto el recuento en el hemacitómetro. El llenado de diferentes cámaras estándar por separado con la misma sangre puede dar recuentos totales distintos por unidad de volumen medida en las distintas cámaras, debido a variaciones en la calibración, en la técnica de llenado y en la presión del cubreobjetos. Esto puede registrarse como «error de cámara».

Igualmente, el llenado de diferentes pipetas estándar por separado con la misma sangre puede proporcionar recuentos totales distintos por unidad de volumen medida en las diferentes pipetas. Esto puede registrarse como «error de pipeta». Berkson y cols. (1940) han determinado la DE del error de pipeta como un 4,7 % del recuento medio. Para el error total, los autores dan, para un re-

cuento de 5.000.000, $\sqrt{4,1^2 + 4,6^2 + 4,7^2} = 7,7$ * o casi un 8 %. Dado que el doble de la DE es el límite de importancia habitualmente aceptado el error de una sola estimación del número de eritrocitos fue dado por ellos como ± 16 %. Esto, por supuesto, es un error mínimo en las mejores circunstancias. El recuento doble (dos pipetas y dos cámaras) es preferible y puede reducir algo los errores, pero es de poca utilidad en clínica.

DILUYENTES

El método descrito anteriormente para diluir la sangre en el recuento de hemoglobina y células puede practicarse con más rapidez y cuidado manual y semiautomáticamente (Bull, 1971).

Métodos semiautomáticos y automáticos. Se dispone actualmente de varios instrumentos para obtener una dilución adecuada y exacta, que aspiran la muestra y la mezclan con el diluyente. En algunos instrumentos, los volúmenes son adaptables; en otros, uno o ambos son fijos. En uno u otro caso, el sistema de dilución debe proporcionar un grado de 1/250 ó 1/500 con un coeficiente de variación de menos de un 1 %.

Un aparato de dilución semiautomático, el Hem-Aliquant (Bull y cols., 1968), distribuye el diluyente y la muestra por separado. La muestra se distribuye simultáneamente para varias pruebas con errores inferiores al 1 %. Este diluyente debe tenerse en cuenta para aquellos laboratorios que carecen de aparatos de canales múltiples.

Métodos manuales. Para la toma de muestras a nivel capilar, todavía son necesarios los métodos manuales. Se dispone hoy de pipetas de precisión desechables; algunas son similares a la pipeta de Sahli clásica. Más adecuadas y dignas de confianza son las pipetas microcapilares que se llenan por capilaridad y no pueden llenarse en exceso **; cuando se añade el diluyente en un tubo de ensayo de tamaño apropiado, se vacían de forma satisfactoria mezclando suficientemente la muestra con el diluyente.

Pueden obtenerse estas pipetas con una precisión de $\pm 0,25$ %, la cual es conveniente para la calibración. Para trabajos normales pueden emplearse pipetas más baratas con una precisión de ± 1 %.

Combinando un tubo microcapilar con un vial de plástico que contenga un volumen medido con anterioridad de diluyente, el Unopette *** consti-

tuye un sistema de valor para las diluciones manuales. Después de haber llenado el capilar, este se empuja al interior del recipiente y la muestra se lava por estrujamiento del vial blando de plástico. Este sistema es especialmente conveniente para las muestras obtenidas mediante punción digital. Se dispone de Unopettes con diluyentes para recuento de eritrocitos, leucocitos, plaquetas y determinaciones de hemoglobina.

RECUESTO ELECTRONICO DE LOS ERITROCITOS

(Brittin y Brecher, 1971; Bull, 1971; Ackermann, 1972)

La mayoría de métodos utilizados actualmente para el recuento de eritrocitos son electrónicos, basándose en uno de los principios siguientes:

1. Las células que pasan a través de una abertura provocan cambios en la resistencia eléctrica que quedan registrados como impulsos eléctricos. Este principio se emplea en el Coulter Counter * y Celloscope **.

2. Las células que atraviesan una corriente de células causan deflexiones en un rayo de luz que se convierten en impulsos eléctricos mediante un tubo fotomultiplicador. Este principio se utiliza en el Technicon Autoanalyzer *** y Fisher Autocytometer ****.

Recuento de impulsos eléctricos

Principio. Las células que atraviesan una abertura por la cual está pasando una corriente provocan cambios en la resistencia eléctrica que se registran como impulsos eléctricos. Este principio utilizado en el Coulter Counter y en Celloscope se ilustra en la figura 4-5. Se prepara una suspensión de sangre cuidadosamente diluida (SC) en 0,85 %, de solución salina o preferiblemente en una solución isotónica conductora (p. ej., Isoton) que no altera la forma celular. El instrumento consta de un cilindro de cristal (CC) que puede llenarse con el líquido conductor y que contiene en su interior un electrodo (E_2) y en su pared un orificio (O) de 100 μ m de diámetro. Inmediatamente por fuera del cilindro de cristal hay otro electrodo (E_1). El cilindro está conectado a un tubo de cristal en forma de U que está parcialmente lleno con mercurio (M) y que tiene dos contactos eléctricos (CE_1 y CE_2). El cilindro de cristal está sumergido en la suspensión de células que deben ser contadas (SC) y se llena con la solución conductora, cerrándose después mediante una válvula (V). Fluye entonces una corriente a través del orificio entre E_1 y E_2 . Luego, cuando una bomba aspirante

* El error total es dado como la raíz cuadrada de la suma de los cuadrados de los errores constituyentes. El 4,1 % para el error de campo es una ligera modificación, basada por Berkser y cols., (1940) de la proporcionada por la distribución de Poisson (para un recuento eritrocitario normal) como un 4,5 %. El 4,6 % es el error de cámara.

** Drummond Hemocaps, Drummond Scientific Company, Broomall, Pa.

*** Becton-Dickinson, Rutherford, N. J.

* Coulter Diagnostics, Miami, Fla.

** Lars Ljungberg y Co., Stockholm, Sweden.

*** Technicon Co., Ardsley, N. Y.

**** Fisher Scientific Co., Pittsburgh, Pa.

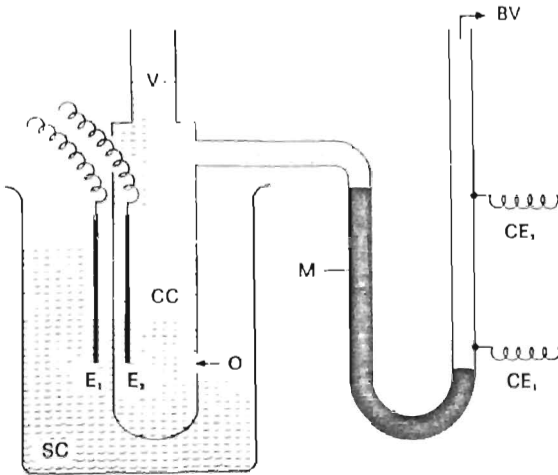


Fig. 4-5. Esquema de contador de partículas, donde las modificaciones de la resistencia eléctrica son contados como impulsos de voltaje. SC=suspensión celular; CC=cilindro de cristal; O=orificio; E₁ y E₂, electrodos de platino; V=válvula; M=columna de mercurio; CE₁ y CE₂, contactos eléctricos; BV, bomba de vacío. (Esquema adaptado de Ackermann, 1972.)

(BV) hace llegar el mercurio hasta la parte superior del tubo, la suspensión de células fluye a través del orificio hacia el interior del cilindro. Cada célula que pasa por el orificio desplaza un volumen igual de líquido conductor, aumentando la resistencia eléctrica y creando un impulso eléctrico, debido a que su resistencia es mucho mayor que la de la solución conductora. Se cuentan los impulsos que son proporcionales en su intensidad al volumen de células.

Se inicia el mecanismo de recuento cuando el mercurio establece contacto con CE₁ y se detiene cuando contacta con CE₂; durante este tiempo, las células son contadas en un volumen de suspensión exactamente igual al volumen del tubo de cristal que se encuentra entre los dos alambres de contacto CE₁ y CE₂. Si penetran por el orificio dos o más células simultáneamente, se contarán como un solo impulso; esto produce un error de coincidencia para el que debe establecerse una corrección. El grado de error puede reducirse disminuyendo la concentración de células y el tamaño del orificio. Sin embargo, la disminución de la concentración de células aumenta el efecto de los errores en la dilución y el error inherente al recuento, haciendo más crítico el error debido al «ruido» de fondo de las partículas contaminantes. La disminución de tamaño del orificio plantea el problema de su obstrucción parcial o completa con restos de materiales. Por lo tanto, es necesario hallar un equilibrio y, para un determinado recuento por encima de un número crítico, hay que llevar a cabo una corrección de coincidencia tomando como referencia un esquema proporcionado por el fabricante.

En los modelos Coulter Counter A y F, un discriminador de impulsos permite la exclusión de éstos por debajo de una altura ajustable.

Nota: En los modelos B y Z, un segundo discriminador excluye también el recuento de impulsos por encima de cierta altura. Por lo tanto, sólo se cuentan las células en la «ventana» entre las dos marcas. Por cambio sistemático de cada uno de los umbrales mediante incrementos determinados, puede determinarse una distribución frecuente de los volúmenes celulares relativos. Estas distribuciones por tamaños celulares pueden hacerse hoy automáticamente mediante adaptaciones complementarias de los Coulter Counter modelos B o Z (Channelyzer) y pueden ser valiosas en el estudio de los eritrocitos o plaquetas, cuando existen dos o varios grupos de células cambiantes.

Los instrumentos que manejan manualmente los datos de los cambios en la resistencia eléctrica (p. ej., el Coulter Counter) son estables y raras veces requieren calibración. Por consiguiente, puede confiarse en ellos como aparatos de referencia primaria para proporcionar un recuento de gran precisión de eritrocitos, si las muestras se mezclan y diluyen correctamente (Brittin y Brecher, 1971; Bull, 1971).

Antes del recuento, se investiga el ajuste del umbral contando la suspensión diluida de eritrocitos en incrementos progresivamente mayores. Para asegurar que se excluyan del recuento las partículas más pequeñas («ruido de fondo»), el ajuste debe llevarse a cabo en la parte media de la platina. Partículas extrañas mayores en la zona de dilución se cuantifican en un recuento inicial no tenido en cuenta, el cual puede sustraerse del recuento celular. Sin embargo, si el recuento no tenido en cuenta es demasiado elevado, no es posible la precisión del recuento celular. La dilución celular final debe permitir un recuento de partículas de por lo menos 5.000, que debe ser al menos 20 veces el recuento inicial. El fabricante facilita instrucciones específicas para el manejo de los instrumentos.

En el Coulter Counter, la dilución para el recuento de hematíes es de 1/50.000, generalmente llevada a cabo en dos fases: primera, 20 µl de sangre en 10 ml (1:500), seguida por 100 µl de la primera dilución en 10 ml de diluyente (1:100). Puesto que se cuentan 0,5 ml de la suspensión celular, se contarán 50.000 células (después de corrección para obtener coincidencia) para un recuento eritrocítico normal de $5 \times 10^6/\mu\text{l}$.

Por consiguiente, para un recuento eritrocitario normal, el error de Poisson será aproximadamente

de un 0,5 % ($CV = \frac{\sqrt{n}}{n}$) y para un recuento muy

bajo, cerca del 1%. La precisión actual del recuento eritrocitario es casi dos veces menor, o sea de 1 a 2% (CV) y los errores de dilución llevan la precisión alcanzada en la práctica a un 2-4% (Brittin y Brecher, 1971).

El Celloscope 401 opera siguiendo el mismo principio que el Coulter Counter, pero trata el problema de coincidencia de una forma distinta. En lugar de contar todos los impulsos eléctricos y corregirlos para obtener coincidencia, el Celloscope 401 cuenta cada 64 impulsos, y no es necesaria la corrección. La precisión del recuento eritrocitario es comparable con la obtenida con el Coulter Counter; Lappin y cols. (1972) observan que el coeficiente de variación es de un 1,2 %.

Recuento con luz dispersa. En los contadores ópticos electrónicos (fig. 4-6), un tubo fotomultiplicador detecta la luz dispersa, por reflexión externa de las superficies celulares o por transmisión y refracción a través de las células o de la luz difraccionada que pasa tangencial a las superficies celulares (Mansberg, 1970). En el contador de células Technicon, la intensidad de la difracción proporciona la más elevada relación señal-ruido (alrededor de 100:1) en el ángulo disperso más pequeño necesario para una profundidad de foco adecuada. A causa de una uniforme amplitud de los impulsos, la elevada relación señal-ruido y el carácter angular disperso del sistema existe una amplia curva umbral que es la misma para los leucocitos y eritrocitos. Un pequeño volumen sensible es definido por iluminación (44×10^3 femtolitros) en el flujo celular y permite una menor dilución (1:10.000) que el contador de impulsos eléctricos, o cual da lugar a una coincidencia mínima. Las características descritas proporcionan mayor precisión y exactitud en el recuento celular que sólo está limitado por las características del sistema de bombeo.

El contador de células Technicon consta básicamente de los dispositivos siguientes: un recipiente con la muestra, una bomba con múltiples tubos de plástico, mezcladores de cristal de forma espiral, serpentines, un contador de células y una pluma registradora. La sangre que se ha vuelto coagulable en un tubo o copa de muestra se mezcla en dos aparatos (un minuto en cada uno) antes de elaborarse la muestra durante un tercer minuto. (La capacidad es de 60 muestras por ora.) El sistema de flujo continuo incorpora la dilución con el diluyente y los mezcla antes que la suspensión de células diluidas alcance el flujo celular para el recuento. El flujo a través del tubo fotomultiplicador es anotado por la pluma registradora en movimiento. Al principio de cada serie de recuentos, el instrumento debe calibrarse con una sangre o suspensión de partículas ya conocidas; puesto que esto requiere un volumen relativamente grande de sangre conocida o referencia estándar, no es práctico para un pequeño número de muestras.

El contador de eritrocitos Technicon es hoy utilizado casi siempre como parte de un instrumento a canales múltiples, el SMA 4A o SMA 7A o el emalog. El coeficiente de variación del recuento de eritrocitos con estos instrumentos se encuentra entre 1,5 y 3,5 % (Nelson, 1969).

Valores corpusculares de los hematíes; índices de los hematíes

Wintrobe ha introducido procedimientos para el estudio de la anemia que han sustituido los estándares cuantitativos objetivos por impresiones subjetivas: volumen corpuscular medio (VCM)¹, hemoglobina corpuscular media (HCM)², y concentración corpuscular media de hemoglobina (CCMH)³. Se necesitan tres valores básicos, determinados con precisión: recuento de hematíes, hemoglobina y hematócrito. Se emplea sangre venosa, a la que se añade heparina, oxalato equilibrado (oxalato amónico y potásico) o EDTA.

VCM. El VCM es el volumen medio de los hematíes individuales, en micras cúbicas (μ^3) o femtolitros (fl). 1 femtolitro = 10^{-15} litros = $1 \mu^3$.

CÁLCULO:

$$\text{VCM} = \frac{\text{hematócrito (\%)} \times 10}{\text{número de hematíes (millones}/\mu\text{l})}$$

Normal (N) = 90 ± 8 fl/célula

EJEMPLOS:

Hematócrito = 20; número de hematíes = 1.500.000

$$\text{VCM} = \frac{20 \times 10}{1,5} = 133 \text{ fl (anemia macrocítica)}$$

Hematócrito = 20; número de hematíes = 3.000.000

$$\text{VCM} = \frac{20 \times 10}{3} = 67 \text{ fl}$$

(anemia microcítica hipocrómica)

HCM. El HCM es el contenido (peso) de hemoglobina en un hematíe individual medio, en microgrammas (μg) o picogramas (pg).

CÁLCULO:

$$\text{HCM} = \frac{\text{hemoglobina (g/100 ml)} \times 10}{\text{número de hematíes (millones}/\mu\text{l})}$$

N = 30 ± 3 pg

En la mayoría de las anemias, las variaciones del tamaño medio de los hematíes (VCM) van paralelas a cambios similares del peso de su hemoglobina (HCM). Por tanto, el VCM y la HCM dan variaciones similares.

EJEMPLOS:

Hemoglobina = 6 g/100 ml;
número de hematíes = 1.200.000

$$\text{HCM} = \frac{6 \times 10}{1,2} = 50 \text{ pg (anemia macrocítica)}$$

¹ VCM = MCV en inglés. (N. del T.)

² HCM = MCH en inglés. (N. del T.)

³ CCMH = MCHC en inglés. (N. del T.)

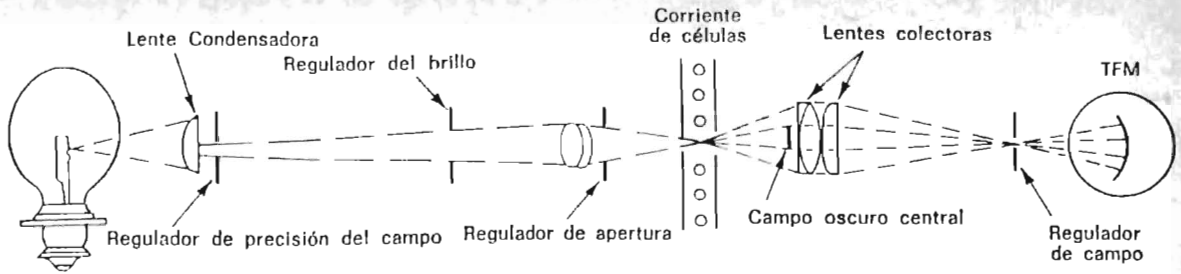


Fig. 4-6. Esquema de contador óptico electrónico. Se enfoca la luz sobre la corriente de células. Sólo la luz dispersada por cada célula llega al tubo fotomultiplicador (TFM), que la convierte en impulsos eléctricos. (De Mansberg, H. P.: *Advanc. Automated Anal.*, 1:213, 1970.)

Hemoglobina = 5 g/100 ml;
número de hematíes = 2.400.000

$$HCM = \frac{5 \times 10}{2,4} = 21 \text{ pg}$$

(anemia microcítica hipocrómica)

CCMH. La CCMH es la concentración media de hemoglobina por 100 ml de hematíes concentrados, en ‰.

CÁLCULO:

$$CCMH = \frac{\text{hemoglobina (g/100 ml)} \times 100}{\text{hematócrito (\%)}}$$

$N = 34 \pm 2 \%$ (aumentado sólo en la esferocitosis)

EJEMPLOS:

Hemoglobina = 7 g/100 ml; hematócrito = 20 ‰

$$CCMH = \frac{7 \times 100}{20} = 35 \%$$
 (anemia normocrómica)

Hemoglobina = 6 g/100 ml; hematócrito = 21 ‰

$$CCMH = \frac{6 \times 100}{21} = 29 \%$$
 (anemia hipocrómica)

Comentarios. Los índices de hematíes se emplean para determinar el tipo morfológico de anemias, lo cual es útil para elaborar un método diagnóstico para el paciente con anemia. El aspecto de los eritrocitos sobre la extensión de sangre debe compararse siempre con los valores obtenidos para los índices con objeto de investigar acerca de su precisión y exactitud y detectar variaciones en el tamaño y forma dentro de la población de eritrocitos. Debe recordarse que los índices dan solamente un valor promedio.

Los índices eritrocitarios solamente son útiles si son razonablemente exactos y esto depende de la precisión en las mediciones a partir de las cuales aquéllos son calculados. Cuando sólo se dispone del hemacitómetro para el recuento de eritrocitos, el VCM y HCM presentan una variabilidad dema-

siado elevada y la CCMH es el más útil de los índices. Pero incluso un pequeño laboratorio que efectúa de 10 a 15 recuentos leucocitarios diarios puede requerir el empleo de un contador de células electrónico. Cuando se emplea este último para los recuentos de eritrocitos, los tres índices pueden ser de gran utilidad.

Cuando el trabajo supera los 100 a 150 recuentos por día, puede precisarse el empleo de un aparato automático de canales múltiples.

Recuento de leucocitos

En el recuento de leucocitos totales no existe distinción entre los cinco tipos de células normales (neutrófilos, linfocitos, monocitos, eosinófilos y basófilos, en orden decreciente de cantidad). Cada tipo de célula tiene su función particular en la defensa del organismo contra las amenazas exógenas. Más adelante se describirá cómo se distinguen unas de otras; aquí nos referimos tan sólo a la concentración total de leucocitos en la sangre. Los límites normales para adultos están situados entre 4.500-11.000/ μ l.

Muestra. La heparina como anticoagulante es poco satisfactoria; debe emplearse EDTA u oxalato doble.

Método del hemacitómetro. Aunque este método se utiliza raramente en el recuento leucocitario sistemático, el técnico debe ser capaz de llevarlo a cabo: 1) como comprobación de la validez de los métodos electrónicos con objeto de calibración en casos de leucopenia intensa y 2) como método de apoyo.

Equipo. La pipeta utilizada para el recuento de los leucocitos tiene un tubo y una ampolla para mezclar (fig. 4-4). El tubo está dividido en 10 partes que miden el volumen de la muestra de sangre. La graduación quinta y décima están marcadas como 0,5 y 1 respectivamente. La ampolla de mezclar se extiende desde la marca de 1 a la de 11. Contiene una bolita blanca que ayuda a mezclar. El volumen de la ampolla es 20 veces el del tubo en la marca de 0,5, y 10 veces el

el tubo en la marca de 1. Si se aspira sangre hasta la marca de 0.5 (1 volumen) y solución luyente hasta la marca de 11 (11 volúmenes), la dilución de la muestra es 1:20 y el factor de dilución es de 20. Si se aspira sangre hasta la marca de 1 y líquido diluyente hasta 11, dicho factor será de 10.

Se emplea la cámara de recuento con el cuadrado perfeccionado de Neubauer.

Líquido diluyente. Este líquido debe disolver los hematíes para que no oscurezcan los leucocitos. El más sencillo es una solución de ácido acético al 2%; es más satisfactorio el siguiente:

Acido acético glacial	2 ml
Solución acuosa de violeta de genciana al 1%	1 ml
Agua destilada	100 ml

El líquido deberá filtrarse a menudo para eliminar levaduras y mohos.

Técnica. Todas las recomendaciones hechas respecto a los hematíes tienen validez también para los leucocitos, por lo que no se repiten aquí.

1. Se aspira con cuidado la sangre hasta la marca de 0.5 y el líquido diluyente hasta la de 11. Así se obtiene una dilución de 1:20.

2. Se seca la parte exterior de la punta de la pipeta con un algodón para retirar la sangre adherida, y se aspira el líquido diluyente para llenar la cámara de mezcla hasta la marca 11.

3. Se mezcla la pipeta durante 3 minutos, se desechan las primeras gotas de líquido diluyente y se cargan las dos cámaras de recuento procediendo como se describe para el recuento de eritrocitos.

4. El diafragma condensador del microscopio está parcialmente cerrado para poder contemplar con claridad los leucocitos con un objetivo de poco aumento (10×). El líquido diluyente lisa los eritrocitos, pero no los leucocitos. Si la distribución de los últimos en los cuatro cuadrados de la esquina no es uniforme, el método debe repetirse con un hemacitómetro y pipeta limpios.

5. Se cuentan los leucocitos en cada uno de los cuatro cuadrados grandes de las esquinas (1 mm²) (A, B, C y D en la fig. 4-3), cada uno de los cuales está dividido para mayor comodidad en 16 cuadrados más pequeños. Se cuentan 8 cuadrados grandes en 2 cámaras.

6. Cada cuadrado grande incluye un volumen de 1/10 mm³ y las diluciones son de 1 a 20. Por consiguiente, en el volumen de la cámara situado sobre un cuadrado grande se cuenta el número de leucocitos en 1/10 × 1/20 = 1/200 mm³ de sangre. Esto significa que el recuento de leucocitos es el promedio del número de células en cada uno de los cuadrados grandes (N) multiplicado por 200. Una fórmula general es:

$$\text{Recuento de leucocitos (células/mm}^3\text{)} = \frac{cc}{cgc} \times d \times 10$$

en donde *cc* es el número total de células contadas, *d* es el factor de dilución, 10 es el factor que transforma la superficie de los milímetros cuadrados a volumen en mm³ y *cgc* es el número de cuadrados grandes contados.

En la leucopenia, con un recuento total por debajo de 2.500, la sangre se extrae hasta la marca de 1 y el factor de dilución es 10.

Ejemplo: 120 células contadas en 8 cuadrados. Número de leucocitos por mm³

$$= \frac{120 \times 10 \times 10}{8} = 1.500.$$

En la leucocitosis con recuentos elevados se emplean las pipetas para eritrocitos y la dilución puede ser de 1 a 100 ó incluso 1 a 200.

Causas de error. Los errores son provocados por los mismos factores que en los recuentos de hematíes. El elemento principal es el representado por el pequeño número de células contadas y el error de campo aportado por la distribución de Poisson. Si el recuento de leucocitos es de 5.000 por μ l, pueden contarse 200 células en los 8 cua-

drados. El CV = $\frac{\sqrt{200}}{200} = 0,07$ ó 7%, y el 95%

de los límites de confianza (basado solamente sobre este error) podría ser de 4.650-5.350 células por μ l. Los errores de pipeta y cámara de recuento añaden otro 2 a 3%; para la sangre con un recuento verdadero de 5.000/ μ l, por lo tanto, el 95% de límites de confianza sería $\pm 20\%$ ó 4.000-6.000/ μ l. Aunque este es un mayor porcentaje de error que el del recuento de hematíes con el hemacitómetro, tiene menores consecuencias prácticas a causa de la mayor variación fisiológica del recuento leucocitario. Con los métodos de aumento utilizados pueden contarse eritrocitos nucleados que no pueden distinguirse de los leucocitos. Si su número es elevado, como se observa en los frotis teñidos, debe efectuarse una corrección de acuerdo con la fórmula siguiente:

Recuento de leucocitos verdadero =

$$\frac{\text{recuento total} \times 100}{100 + \text{NRBC}}$$

en donde NRBC = al número de eritrocitos nucleados que son contados en el recuento diferencial por 100 leucocitos.

Ejemplo: El frotis de sangre muestra 25 eritrocitos nucleados por 100 leucocitos. El recuento total de leucocitos es de 10.000. El recuento ver-

$$\text{dadero de leucocitos} = \frac{10.000 \times 100}{125} = 8.000/\mu\text{l}.$$

Recuento electrónico de los leucocitos. (Gagon y cols., 1966; Brittin y Brecher, 1971). El principio es el mismo que para los eritrocitos, excep-

to en que tanto en el recuento electroóptico como en el basado en el registro de impulsos eléctricos, los eritrocitos son lisados antes del recuento. La descripción se reduce aquí al recuento por medio del registro de impulsos eléctricos, ya que este es uno de los métodos más utilizados.

Solución diluyente.

1. Se emplea solución salina fisiológica Ison * o uno de los diluyentes líquidos comercialmente disponibles, 10 ml para 20 μ l de sangre.

a) A esto se añaden dos gotas de una solución de saponina * al 3 % para la lisis de los eritrocitos. Se necesitan 5 minutos para asegurar la lisis completa de la estroma eritrocitaria.

b) Alternativamente puede utilizarse Zaponin de Coulter o Zap-oglobina *. El último tiene la ventaja de lisar selectivamente los eritrocitos y convertir la hemoglobina en cianometahemoglobina, por lo cual la concentración de hemoglobina puede determinarse a partir de la misma dilución.

2. La solución de citrato salino de cetrimida presenta ventajas sobre la saponina en que la lisis de la estroma y la dilución aparecen con este método y los leucocitos son estables durante varias horas (Cartwright, 1968). Una dilución al 1/500 se lleva a cabo diluyendo 20 μ l de sangre directamente en 10 ml de solución de citrato salino de cetrimida.

Señales umbral (discriminador de impulsos). Antes de efectuar el recuento con cualquier nuevo instrumento, diluyente o agente lítico, es necesario construir una curva umbral. Esto se realiza practicando múltiples recuentos leucocitarios sobre una muestra de sangre normal en señales umbral que difieren en pequeños incrementos desde cero a un punto en que las células ya no se cuentan. Puede ser necesario efectuar señales a diferentes corrientes de apertura con objeto de seleccionar una que proporcione unos niveles adecuados de intensidad. Las señales umbral son seleccionadas para que el umbral base y las pequeñas partículas no estén incluidas en el recuento. La altura de los valores máximos debe buscarse por medio de la repetición del recuento de leucocitos con el hemacitómetro.

Técnica. Los detalles de la operación y los esquemas para corrección son proporcionados por el fabricante del instrumento. Los recuentos iniciales mayores de 100 deben ser corregidos y sustraídos a partir del recuento leucocitario corregido; si son menores de 100, pueden ser ignorados.

Causas de error. Con el contador Coulter se cuentan 0,5 ml de la dilución de sangre al 1/500, por lo cual realmente se cuentan 10.000 células para un recuento leucocitario de 10.000/ μ l. Si se efectúan dos recuentos a partir de una dilución y se halla el término medio, el error (± 2 CV) es aproximadamente ± 10 % en los límites normales. Si se llevan a cabo dos diluciones de sangre con un diluidor automático y en cada una se efectúan tres recuentos y se hallan los valores prome-

dio, el error (± 2 CV) es de $\pm 4,6$ % en los límites normales. Gagon y cols. (1966) demostraron que la concentración de leucocitos en la sangre anticoagulable con EDTA es estable durante 24 horas a 8 ó 25° C y en la sangre anticoagulable con doble cantidad de oxalato, durante 24 horas a 8° C y 6 horas a 25° C. Los recuentos con sangre heparinizada fueron a menudo más elevados que los obtenidos con otros anticoagulantes y no fueron reproducibles. La rapidez del trabajo, la eliminación de la fatiga visual del técnico y una mayor precisión son ventajas decisivas del contador electrónico de células sobre el método del hemacitómetro.

Recuento de plaquetas

Normalmente de 2 a 4 μ m de diámetro, las plaquetas son los elementos formes más pequeños de la sangre. Actúan en la hemostasia y en el mantenimiento de la integridad vascular, además de participar en el proceso de la coagulación sanguínea. Los valores normales son de 150.000 a 400.000 plaquetas/ μ l.

Las plaquetas son difíciles de contar debido a que son pequeñas y deben distinguirse de los restos y desperdicios celulares. Otra fuente de dificultad reside en su tendencia a adherirse al cristal, a cualquier cuerpo extraño y en particular unas a otras. A menudo es posible reconocer una reducción considerable en el número de plaquetas mediante una cuidadosa inspección de las extensiones teñidas. Con la sangre capilar, las extensiones deben ser uniformes y llevarse a cabo con gran rapidez después de obtener la sangre, con objeto de evitar la aglomeración de plaquetas y minimizar la disminución debida a la adhesión de las plaquetas a los bordes de los vasos lesionados. Es posible un mejor cálculo examinando las extensiones teñidas procedentes de sangre venosa hecha anticoagulable con EDTA, en la cual las plaquetas se distribuyen uniformemente y la aglomeración y pérdida debidas al proceso hemostático no tienen lugar. Por consiguiente, cuando se informa acerca de un recuento diferencial, debe hacerse referencia especial a las anomalías plaquetarias o alteraciones en su número si existen.

El método visual de elección emplea el microscopio con contraste de fase. Este es el método de referencia. Los laboratorios que llevan a cabo más de 20 recuentos plaquetarios diarios pueden requerir la utilización del recuento electrónico; tanto el sistema de recuento de impulsos eléctricos como el de recuento electroóptico son satisfactorios.

Método hemacitómetrico. Microscopio con contraste de fase (Brecher y Cronkite, 1964).

Equipo. Se emplea una cámara de recuento de fondo plano y un cubreobjetos n.º 1 ó 1 1/2. Condensador de fase de «larga distancia» con un anillo de 43 \times y un objetivo de fase de 4 \times y un

* Coulter Diagnostics, Hialeah, Fla.

ocular de 10X. Para el equipo de la American Optical Company debe especificarse el «contraste en medio oscuro».

Solución diluyente. Solución de oxalato amónico al 1 % en agua destilada. Los frascos almacenados se mantendrán en refrigerador. La cantidad necesaria para cada día se filtrará antes de su utilización, y la parte no empleada al final del día se desechará.

Método:

1. Aunque teóricamente es preferible recoger la sangre en jeringuillas de plástico o silicona, o en probetas de ensayo, los tubos de cristal en el sistema Vacutainer han demostrado ser satisfactorios. Debe evitarse la aglomeración de plaquetas mediante una buena punción venosa y una rápida anticoagulabilidad. La EDTA es el anticoagulante de elección. Aunque menos conveniente, puede emplearse la sangre procedente de una punción cutánea, si sólo se utilizan las primeras gotas y la sangre fluye libremente.

2. Se emplean dos pipetas de eritrocitos (figura 4-4). Cada una de ellas se llena rápidamente con sangre justo hasta la marca 1, se seca con cuidado y luego se llena con oxalato amónico hasta la marca 101, y se les aplica un movimiento giratorio mediante un dispositivo rotatorio mecánico de pipetas. Los dispositivos rotatorios Bryant Garrey resultan satisfactorios. La rotación hasta 8 horas no afecta los recuentos.

3. El hemacitómetro se llena en la forma habitual empleando una pipeta separada para cada lado.

4. La cámara se cubre con una placa de Petri durante 15 minutos para permitir el depósito de las plaquetas en un plano óptico. Debajo de la placa, para prevenir la evaporación, se deja un fragmento de algodón humedecido o de papel de filtro.

5. Las plaquetas tienen un aspecto redondeado u oval y con frecuencia presentan una o varias prolongaciones dendríticas. Su estructura interna granular y una cubierta de color púrpuro permiten distinguir las plaquetas de los restos celulares que son a menudo refractarios. En ocasiones se observan restos de eritrocitos lisados por el oxalato amónico.

6. Las plaquetas se cuentan en 10 cuadrados pequeños (como para el recuento de eritrocitos, los cuadrados negros en la fig. 4-3), cinco a cada lado de la cámara. Si el número total de plaquetas contadas es menor de 100, se cuentan cuadros más pequeños hasta registrar por lo menos unas 100 plaquetas; 10 cuadrados por lado (negros junto con cuadrados investigados, fig. 4-3) o todos los 25 cuadrados en el cuadrado grande central a cada lado del hemacitómetro, si es necesario. Si el número total de plaquetas en los 50 cuadrados pequeños es menor de 50, el recuento debe repetirse con diluciones de sangre al 1/20 en pipetas para leucocitos.

Cálculos. Teniendo en cuenta que cada uno de los 25 cuadrados pequeños define un volumen

de 1/250 μ l (1/25 mm² de superficie \times 1/10 mm de profundidad) el recuento de plaquetas (por μ l)

$$= \frac{\text{número de células contadas}}{\text{número de cuadros contados}} \times \text{dilución} \times 250.$$

Ajustando el número de cuadrados para contar por lo menos 100 plaquetas, el error de campo (error estadístico debido al recuento de un número limitado de plaquetas en la cámara) puede mantenerse en los mismos límites para los recuentos bajos de plaquetas que para los elevados. Se ha demostrado que el coeficiente de variación (CV), debido a la combinación de errores de campo, pipetas y cámaras, es alrededor de un 11 % cuando se cuentan por lo menos 100 plaquetas, de un 15 % cuando se cuentan 40 plaquetas y de un 30 % cuando se cuentan solamente 10 plaquetas. Con este método, los límites de valores en un 95 % de controles sanos son de 140.000 a 440.000.

Causas de error. La mayoría de las causas de error son las mismas que las descritas anteriormente para los recuentos de eritrocitos y leucocitos. La sangre con EDTA es satisfactoria hasta 5 horas después de su recogida a 20° C y 24 horas a 4° C, y no se halla dificultad en la recogida. Las acumulaciones de plaquetas presentes en la cámara implican una mala distribución y niegan la confianza del recuento; debe recogerse una nueva muestra de sangre. Las causas de aglomeración de las plaquetas son probablemente la iniciación de la agregación plaquetaria y la coagulación antes que la sangre alcance el anticoagulante, la punción venosa imperfecta, el retraso en el contacto de la sangre con el anticoagulante, en la técnica de la punción cutánea, o en la toma de la muestra. La sangre capilar da valores similares, pero los errores son casi el doble de los que se presentan con la sangre venosa, probablemente a causa de que el nivel de plaquetas varía en las sucesivas gotas de sangre obtenidas a partir de la punción venosa.

RECUESTO ELECTRONICO

Recuento por registro de impulsos eléctricos.

Muestra. Para emplear el contador Coulter o Celloscope para el recuento de plaquetas, deben eliminarse los eritrocitos de la muestra de sangre, por medio de uno de los tres procedimientos siguientes:

1. Bull y cols. (1965) elaboraron un método de sedimentación en que un pequeño fragmento de tubo de plástico (cerrado por uno de sus extremos) se llena de sangre y se coloca en ángulo sobre un bastidor para acelerar la sedimentación, lo cual en unos 10-50 minutos proporciona una separación suficiente entre los eritrocitos y el plasma rico en plaquetas.

2. Fry y Hoak (1969) demostraron que la fuerza centrífuga estrechamente controlada (300 g durante 5 minutos) puede proporcionar una separa-

ción reproducible de los eritrocitos sin pérdida notable de las plaquetas del plasma.

3. Si se sostienen verticalmente los tubos de ensayo en una mesa de centrifugación modificada (Serufuge, Clay-Adams, New York), pueden hacerse girar hasta 40 G durante 25 segundos para producir una especie de rollo o cucurucho que se sedimenta rápidamente, lo cual facilita un plasma rico en plaquetas en unos 2 minutos (Bull, 1970).

Equipo. El contador Coulter modelos B o Z son más convenientes que los modelos A o F, debido a que dispone de dos umbrales; el menor excluye las partículas menores que las plaquetas, y el mayor a los eritrocitos o leucocitos mayores que las plaquetas. Con el contador Coulter modelos A o F o el Celloscope 401 pueden obtenerse dos recuentos a distintos umbrales, determinando el número de plaquetas por sustracción. Con los contadores Coulter se emplea una abertura de 70 μm . Bull y cols. (1965) aportan el método para la amplificación y control de la corriente de apertura y umbrales.

Método. Se lleva a cabo una dilución de plasma rico en plaquetas al 1:3.000 en Isoton* o solución salina, empleando una pipeta capilar de 3 μl en 9 ml de diluyente o 3,33 μl en 10 ml. El recuento básico no debe exceder de 300; si está por encima de 150, debe corregirse para coincidencia y sustraerse del recuento de plaquetas corregido antes del cálculo. Se efectúan dos o tres recuentos y se promedian los resultados. Para los recuentos plaquetarios de menos de 25.000/ μl se efectúa una dilución de 1:300 añadiendo 20 μl de plasma a 6 ml de diluyente.

Cálculo. Puesto que el número de plaquetas se expresa por μl de sangre completa, debe efectuarse una corrección para el hematócrito. Además, el plasma sin plaquetas queda atrapado por los eritrocitos durante la sedimentación proporcionando un exceso de plaquetas en el plasma sobrenadante. Por esta razón, se aplica una corrección experimental dependiente del hematócrito, que está disponible en una tabla (Bull y cols., 1965). Estas correcciones se combinan con la de coincidencia en una regla circular (disponible en el comercio); a partir del recuento no corregido de plaquetas en el plasma y del hematócrito puede leerse el recuento de plaquetas en la sangre completa (Bull, 1970).

El coeficiente de variación de este método es de alrededor del 4 %, que se compara favorablemente con el método hemacitómetro-contraste de fase de 11 a 16 %. Los valores normales son los mismos.

Causas de error. Una técnica cuidadosa es especialmente importante en todas las fases del recuento: recogida de sangre, disponibilidad de un diluyente libre de partículas, obtención de plasma rico en plaquetas, sin pérdida de las mismas o con persistencia de demasiados eritrocitos, microtécni-

cas de dilución, limpieza en recipientes de cristal y abertura del contador.

Un excesivo número de hematíes en el plasma puede dar un recuento falsamente bajo, debido a que las plaquetas penetran en la abertura al mismo tiempo que los eritrocitos y, por tanto, se hace imposible la determinación por separado. Una leucocitosis puede producir también un recuento de plaquetas falsamente bajo, a causa de que algunos leucocitos se filtran erráticamente con las plaquetas, cuando éstas se aspiran en el tubo microcapilar. Las plaquetas tan grandes como los eritrocitos pueden filtrarse a través del umbral mayor proporcionando también un recuento falsamente bajo. Por otra parte, si la muestra es hemolizada o si en la sangre están presentes fragmentos de eritrocitos, el recuento de plaquetas será falsamente elevado.

En el recuento de plaquetas debe examinarse siempre la película de sangre antes de describir el recuento, para comprobar la coincidencia de los números aparentes sobre la película con los del aparato y para detectar anomalías, como las mencionadas aquí que son propensas a producir recuentos erróneos.

Recuento electroóptico. (Brittin y cols., 1971; Simmons y cols., 1971). Un aparato-semiautomático para el recuento de plaquetas, el Autocounter*, utiliza el sistema del microscopio óptico en campo oscuro (fig. 4-6), descrito anteriormente para el recuento de eritrocitos. Se toman automáticamente las muestras de sangre a partir de los tubos de ensayo o copas de plástico, diluyendo aproximadamente al 1/500 en 2M de urea que lisa los eritrocitos. Se cuentan los leucocitos y las plaquetas. Para un recuento plaquetario de 350.000/ μl se cuentan alrededor de 10.000 destellos de luz dispersa en un pequeño volumen determinado ópticamente (44.000 fl) en el flujo celular; esto proporciona una respuesta lineal sin coincidencia significativa. Los resultados se registran en una pluma registradora móvil. El instrumento se calibra con un estándar estable de plaquetas fijadas* antes de la penetración de cada muestra. Para cada muestra, el recuento leucocitario se determina por separado y se sustrae del recuento total.

En la mayoría de casos, este aparato cuenta las plaquetas con mayor precisión que los contadores de impulsos eléctricos (CV=1 a 3 % frente a 4 a 6 % para el método Coulter) y por lo menos con una precisión igual que en otros (CV=2 a 2,5 %).

El Autocounter tiene la ventaja de utilizar sangre completa y mezcla, dilución y recuento automáticos. Por consiguiente, es más fácil de utilizar y tiene mayor garantía, ya que está menos propenso a errores técnicos en el manejo de las muestras. Además, puede emplearse fácilmente para muestras obtenidas por punción cutánea emplean-

* Coulter Diagnostics, Hialeah, Fla.

* Technicon Corporation, Tarrytown, N. Y.

o sangre completa diluida con anterioridad, obtenida con el sistema Unopette*.

Sea cual fuere el método utilizado para el recuento de plaquetas, la película de sangre (preparada a partir de sangre-EDTA) debe investigarse para comprobar la altura del recuento, detectar la glomeración de plaquetas que puede invalidar el recuento, y para detectar las anomalías en las plaquetas u otros elementos hemáticos que pueden proporcionar valores falsos. Deben confirmarse siempre los resultados anormales con una muestra extraída recientemente.

Aparatos multicanales

Contador Coulter Modelo S

Descripción. El contador Coulter modelo S proporciona siete mediciones simultáneas (recuento de leucocitos y hematíes, cifra de hemoglobina, hematócrito e índices eritrocitarios) en 40 segundos, empleando los principios de recuento de impulsos eléctricos y análisis del tamaño, junto con la colaboración de un aparato fotosensible para medir la concentración de hemoglobina. Además, un dispositivo especial proporciona una presión negativa que aspira la sangre y moviliza los líquidos diluyentes y las diluciones a través del sistema. El aparato puede admitir una nueva muestra de sangre cada 20 segundos, ya que cuenta una muestra mientras ya diluye la siguiente. El análisis puede practicarse con sangre completa, de la cual el aparato aspira alrededor de 1,3 ml; la mayor parte se emplea para rellenar el sistema, luego se diluyen $44,7 \mu\text{l}$ al 1:224 con Isoton** (fig. 4-7). A partir de esto (diluyente I) se lleva a cabo una segunda dilución de 1:224, y de la dilución resultante 1:50.000 se determinan el recuento de eritrocitos y el VCM para cada uno de los tres contadores Coulter (C). A partir del diluyente I, también, la dilución original se conduce a una cámara de mezcla en donde se añade un agente lítico para lisar los eritrocitos y convertir la hemoglobina a cianometahemoglobina y la dilución de 1:224 a 1:250. Después de medir la concentración de hemoglobina, la suspensión de leucocitos (en solución de cianometahemoglobina) se lleva a tres contadores (C). Los eritrocitos y los leucocitos se cuentan simultáneamente, por triplicado, y se promedian los valores de cada grupo. Este resultado queda impreso, a menos que uno de los resultados presente falta de concordancia con los otros dos en más de 3 desviaciones estándar del valor medio, caso en el cual el resultado discordante se descarta y queda impreso el resultado promedio obtenido con los otros dos. Si los tres resultados no coinciden en más de 3 desviaciones estándar, no se acepta ninguno de ellos y se imprime un resultado cero. Después del análisis de cada muestra, el hemoglobinómetro se

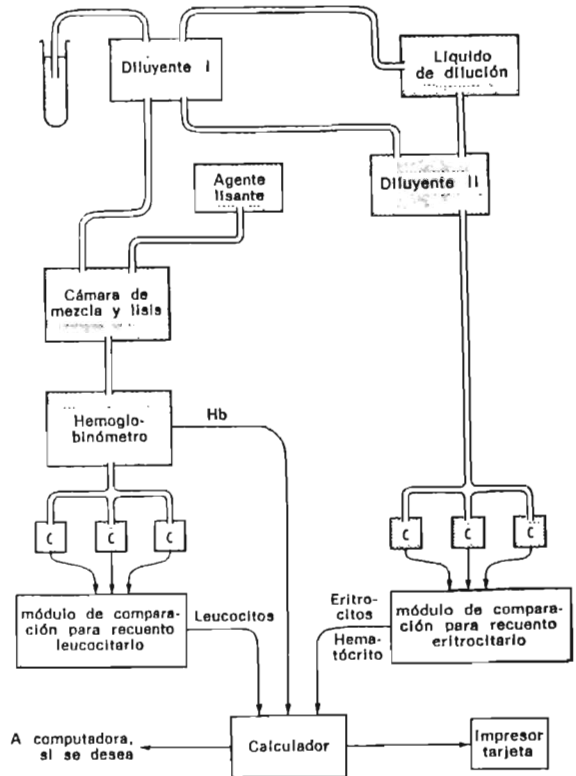


Fig. 4-7. Organigrama del Coulter modelo S. La muestra de sangre se presenta manualmente ante el instrumento, como señala el tubo del ángulo superior izquierdo. (De Pinkerton, P. H., y cols.: J. Clin. Path., 23:68, 1970.)

coloca automáticamente en cero. El VCM se determina directamente a partir de las alturas de los impulsos eléctricos, y el hematócrito se calcula a partir del recuento de eritrocitos y del VCM. Se calculan también los otros índices y los siete resultados aparecen impresos sobre una tarjeta especial que se ha introducido en el impresor para recibir los datos. Simultáneamente, los resultados pueden pasar a la computadora.

Las muestras de sangre capilar, obtenidas por punción cutánea, pueden ser fácilmente manipuladas diluyendo $44,7 \mu\text{l}$ de sangre en 10 ml de Isoton*. Esta muestra diluida con anterioridad puede excluirse de la primera fase de dilución mediante un aspirador separado. El aparato no es totalmente automático, ya que el técnico debe sostener el tubo de sangre junto al aspirador. Esto en realidad no constituye una desventaja, ya que permite la interrupción para dar paso a análisis de mayor urgencia con un trastorno mínimo. También, el técnico puede examinar continuamente la pantalla osciloscópica, las cámaras de dilución y

* Becton-Dickinson, Rutherford, N. J.
** Coulter Diagnostics, Hialeah, Fla.

* Coulter Diagnostics, Hialeah, Fla.

ANEXO 2

LISTA DE COMPONENTES

LISTA DE COMPONENTES PARA EL CONTROL DE TEMPERATURA PARA EL
BAÑO DE MARIA.

Semiconductores.

I1 (A1 y A7).- UA747, Doble Amplificador Operacional.
I2 (A2 y A3).- Idem.
I3 (A4 y A5).- Idem.
I4 (A6 y A9).- Idem.
I5 (A8).- Amplificador Operacional 741.
I6.- Temporizador 555.
I7.- 7400, Cuatro Compuertas NAND; CMOS.
I8.- 7815, Regulador de Voltaje Positivo, +15V.
I9.- 7915, Regulador de Voltaje Negativo, -15V.
Q1.- C1383, Transistor NPN de Silicio.
DZ1.- Diodo Zener, 4.7V.
D1 a D65.- Diodos 1N4005 o similar.
LED1.- Led Rojo de aplicación común.
LED2.- Led Verde de aplicación común.
TRIAC.- EC656008, 15A, 600V.

Resistencias (Todas son de 1/4W, 5%, a menos que se indique otra cosa).

R1.- Termistor de 500K Ω a 25°C.
R2.- 130K Ω .
R3.- 25K Ω .
R4, R8, R11, R12, R15 y R22.- 10K Ω , Potenciómetro de Tornillo.
R5, R6, R17 y R29.- 1K Ω .
R7.- 150K Ω .
R9 y R10.- 10K Ω , 1%.
R13, R24 y R37.- 27K Ω .
R14 y R31.- 27K Ω .
R16.- 18K Ω .
R18.- 690 Ω .
R19.- 1K Ω , Potenciómetro de Tornillo.
R20.- 120 Ω .
R21 y R34.- 100K Ω .
R23.- 10K Ω .
R25.- 500K Ω , Potenciómetro de Tornillo.
R26.- 100K Ω , Potenciómetro de Tornillo.
R28.- 2K Ω .
R30.- 24K Ω .
R32.- 10K Ω , Potenciómetro de Espiga.
R33 y R39.- 3.3K Ω .
R35.- 4.7K Ω .
R36.- 1.2K Ω .

R38.- 150Ω, 1/2W.
R40.- 210Ω, 1/2W.

Capacitores.

C1 a C9.- 0,1μF de Cerámica.
C10.- 10nF de Cerámica.
C11 y C12.- 0,1μF, 200V, de Papel.
C13 y C15.- 2200μF, 25V, Electrolítico.
C14 y C16.- 1μF, 25V, Electrolítico.

Misceláneos.

S1.- Interruptor de Palanca para Chasis, SPST.
T1.- Transformador 110VAC/40VAC, 1A, con Tap Central.
F1.- Fusible 0,2A.
F2.- Fusible 12A.
T2.- Transformador de Pulsos, con Núcleo de Ferrita, 100 vueltas por devanado (2Ω), relación 1:1.
- 5 Bases de 14 pines, 2 Bases de 8 pines.
- Portafusible para Chasis y Portafusible de Ganchos.
- Kit de Evaluación Intersil 7107 o Milivoltímetro de Aguja.
- 1 Tableta de Circuito Impreso de 20x9 centímetros (cm).
- 100 centímetros cúbicos (cc) de Percloruro de Hierro.
- 1 Extensión con Toma.
- Perilla con Cursor.
- Resistencia calefactora de 1000Ω ó 500Ω de inmersión.

LISTA DE COMPONENTES PARA EL CONTADOR DE CELULAS.

Semiconductores.

- I1 a I6.- Presentador Doble de 7 Segmentos SK2075.
- I7 a I18.- Decodificador BCD a 7 Segmentos 7448, TTL.
- I19 a I30.- Contador Decimal 7490, TTL.
- I31 a I33.- 7400, Cuatro Compuertas NAND de Dos Entradas, TTL.
- I34.- 7486, Cuatro EXOR de Dos Entradas, TTL.
- I35.- 7425, Dos Compuertas NOR de Cuatro Entradas, TTL.
- I36.- 7420, Dos Compuertas NAND de Cuatro Entradas, TTL.
- I37.- Temporizador 555.
- I38.- Regulador de Voltaje 7805.
- D1 a D5.- Diodos 1N4005 o Similar.
- Q1.- C1124, Transistor NPN de Silicio.
- Q2.- C536, Transistor NPN de Silicio.
- Q3.- A495, Transistor PNP de Silicio.
- LED1.- Led Color Rojo de aplicación común.

Resistencias (Todas son de 1/4W, 5%).

- R1 a R10.- 1K Ω .
- R11.- 6.8K Ω .
- R12.- 13K Ω .
- R13.- 470K Ω .
- R14.- 2K Ω .
- R15.- 56K Ω .
- R16.- 220 Ω .

Capacitores.

- C1.- 0.5 μ F, Electrolítico, 6V.
- C2 y C3.- 0.1 μ F de Disco de Cerámica.
- C4.- 27nF, de Disco de Cerámica.
- C5.- 1000 μ F, Electrolítico, 6V.
- C6.- 1 μ F, Electrolítico, 6V.
- C7 a C13.- 0.1 μ F, de Disco de Cerámica.

Misceláneos.

- S1 a S5.- Interruptores de Un Polo, Doble Tiro (SPDT).
- S6.- Interruptor de Presión, Normalmente Cerrado (SPST).

- S7.- Interruptor de Palanca para Chasis de Doble Polo, Tiro Sencillo (DPST).
- T1.- Transformador 110VAC/9VAC, 1A.
- Toma con Interruptor Incorporado para conexión y desconexión de la Batería y la red.
- 1 Tableta de 5x24cm de Circuito Impreso para los Presentadores.
- 2 Tabletillas de Circuito Impreso de 12x23cm cada una, para Contadores y para Circuitos Auxiliares.
- 15 Bases de 14 pines, 12 Bases de 16 pines y 1 Base de 8 pines.
- Fusible de 0.5A y Portafusible.
- 240 cc de Percloruro de Hierro.

LISTA DE COMPONENTES PARA EL AGITADOR DE PIPETAS.

Semiconductores.

- D1 a D7.- 1N4005 o Diodo Rectificador de Silicio Similar.
LED1.- Diodo Emisor de Luz Roja (cualquiera de propósito general).
IC1.- Temporizador 555, Mini Dip 8 pines.

Resistencias (Todas son de 1/4W, 5%).

- R1.- 13k Ω .
R2.- 100k Ω .
R3.- 220k Ω .
R4.- Potenciómetro de 500k Ω .
R5.- 1k Ω .

Capacitores.

- C1.- 100 μ F, 15V, Electrolítico.
C2 a C4.- 0.1 μ F, Disco de Cerámica.
C5.- 100 μ F, 15V, Electrolítico, con tolerancia del 20% o menos.
C6.- 0.1 μ F, de Papel.

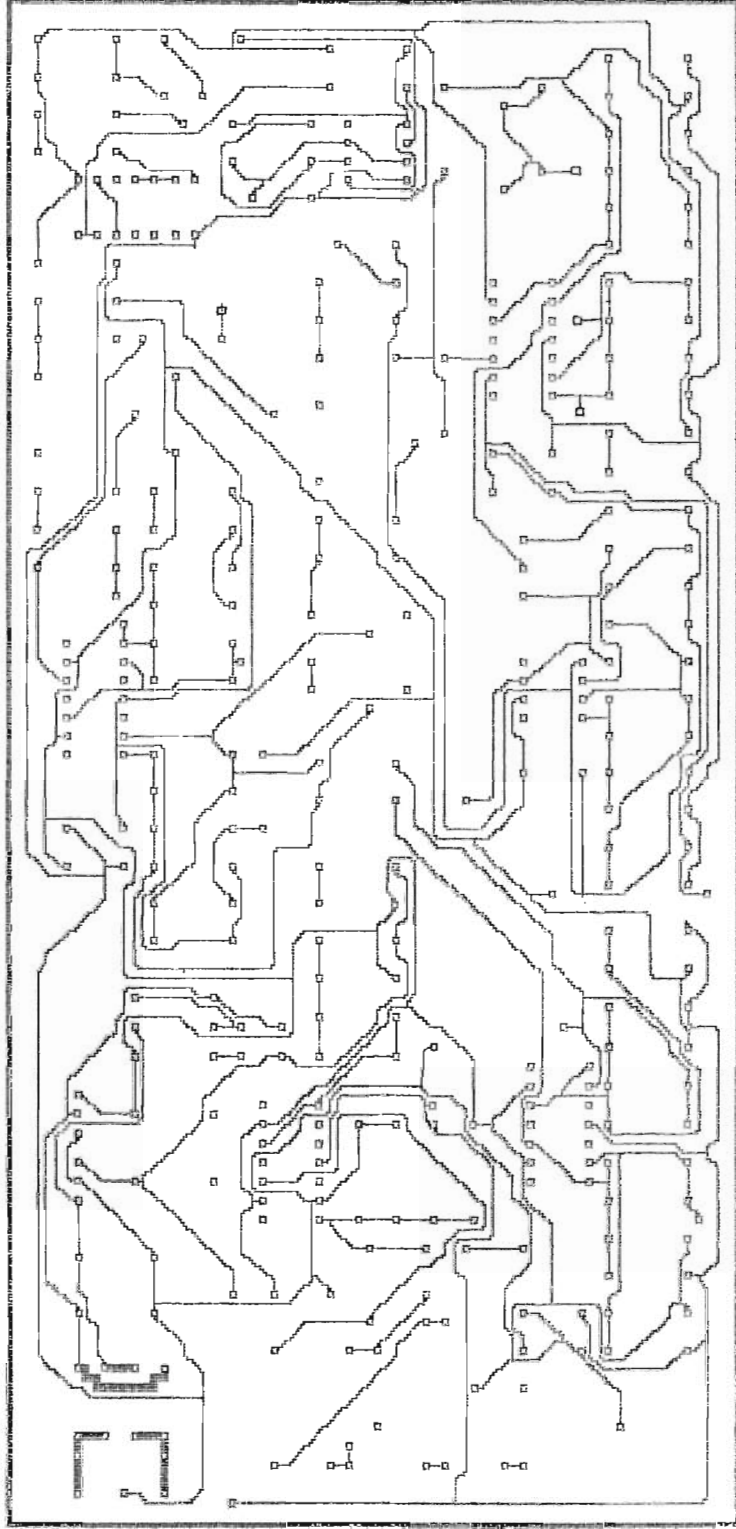
Misceláneos.

- U. Transformador 110VAC/12VAC, 1A.
- Plaqueta de Circuito Impreso de 5.5x13cm, a una cara.
- 80 cc de Percloruro de Hierro.
- Conectores de Cobre, Macho y Hembra para Circuito Impreso.
- Base de 8 pines para el Integrado.
- Relé para 12VDC, 300 Ω , 3A.
- Fusible para 0.5A y Portafusible.
- Interruptor Un Tiro, Un Polo, 10A, 250V.
- Perilla con Cursor para R4.
- Socket para LED.
- Portafusible tipo Americano, de Tuerca.
- 2 Botones de Presión Normalmente Abiertos, Un Polo, Un Tiro (SPST).
- Motor Serie Universal para Tocadoisco, 110VAC, 0.25A, 1400RPM.
- Toma macho polarizado con extensión.

ANEXO 3

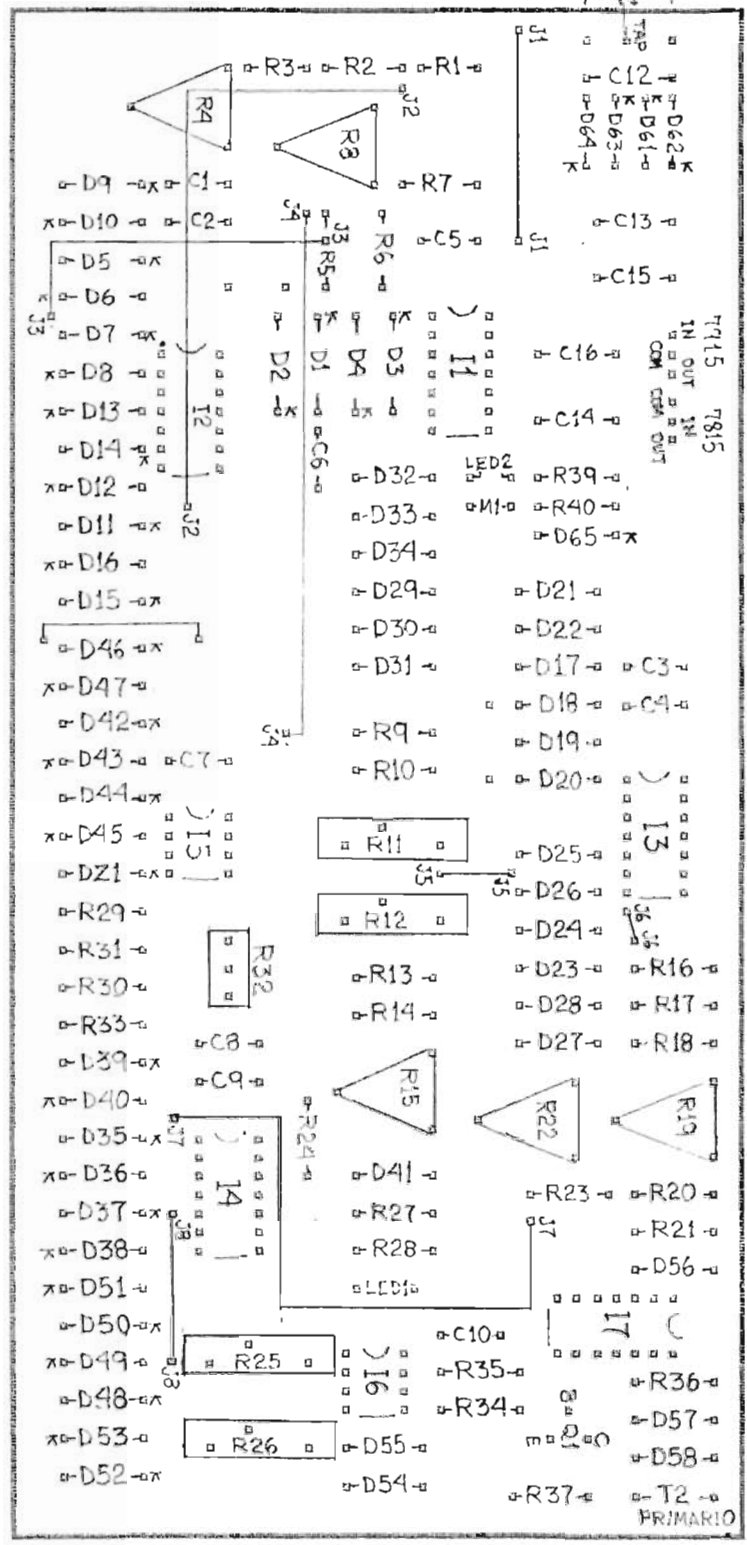
CIRCUITOS IMPRESOS

IX checkplot 24 Jun 1991 04:22:35
a:contemp.pcb
v1.2 r3 holes: 370 solder side
approximate size: 7.90 by 3.60 inches

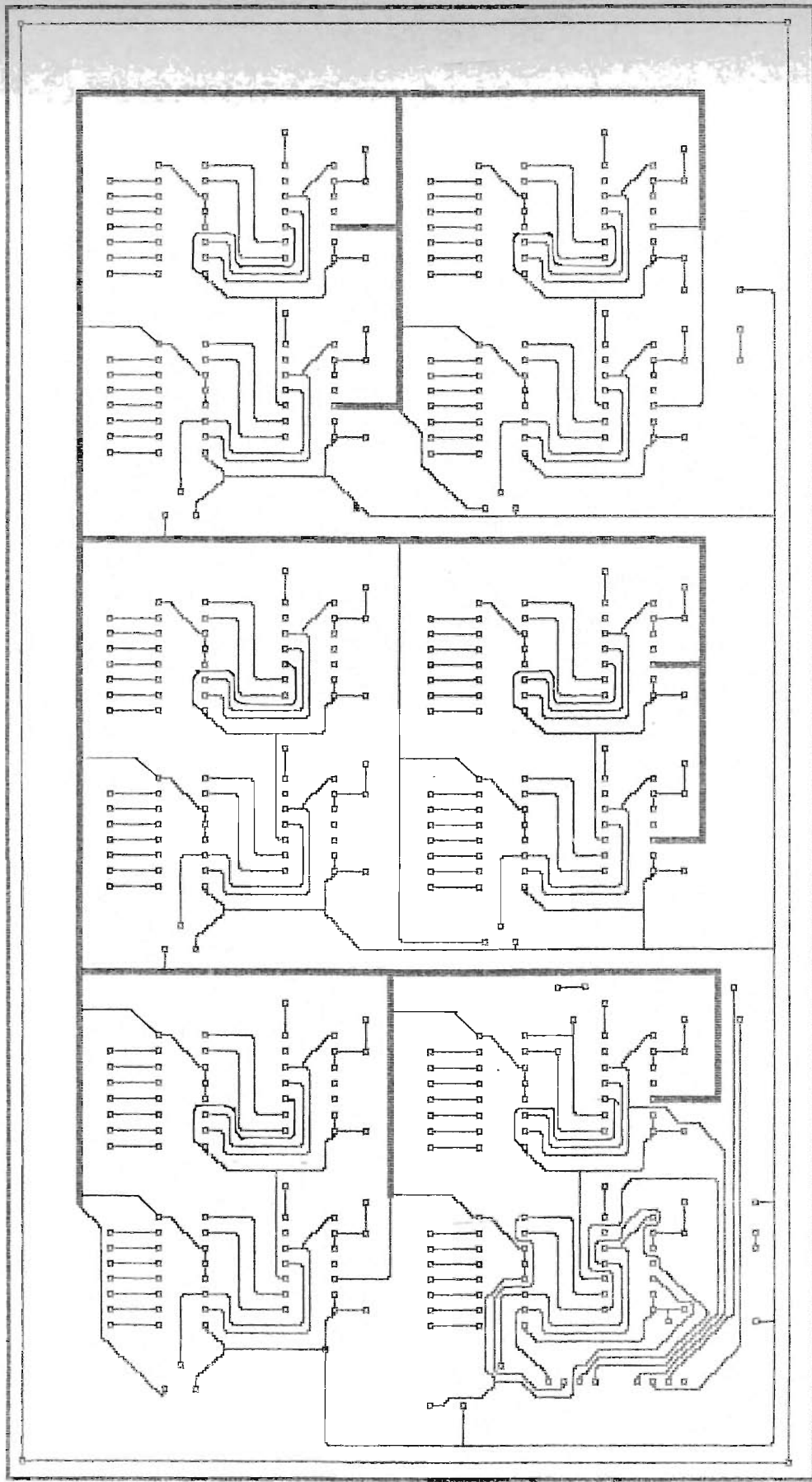


CIRCUITO IMPRESO PARA EL CONTROL DE TEMPERATURA DEL BAÑO DE MARIA

IN CheckPlot 24 Jun 1991 04:30:42
 a:contemp.pcb
 v1.2 r3 holes: 370 component sides
 approximate size: 7.30 by 3.60 inches

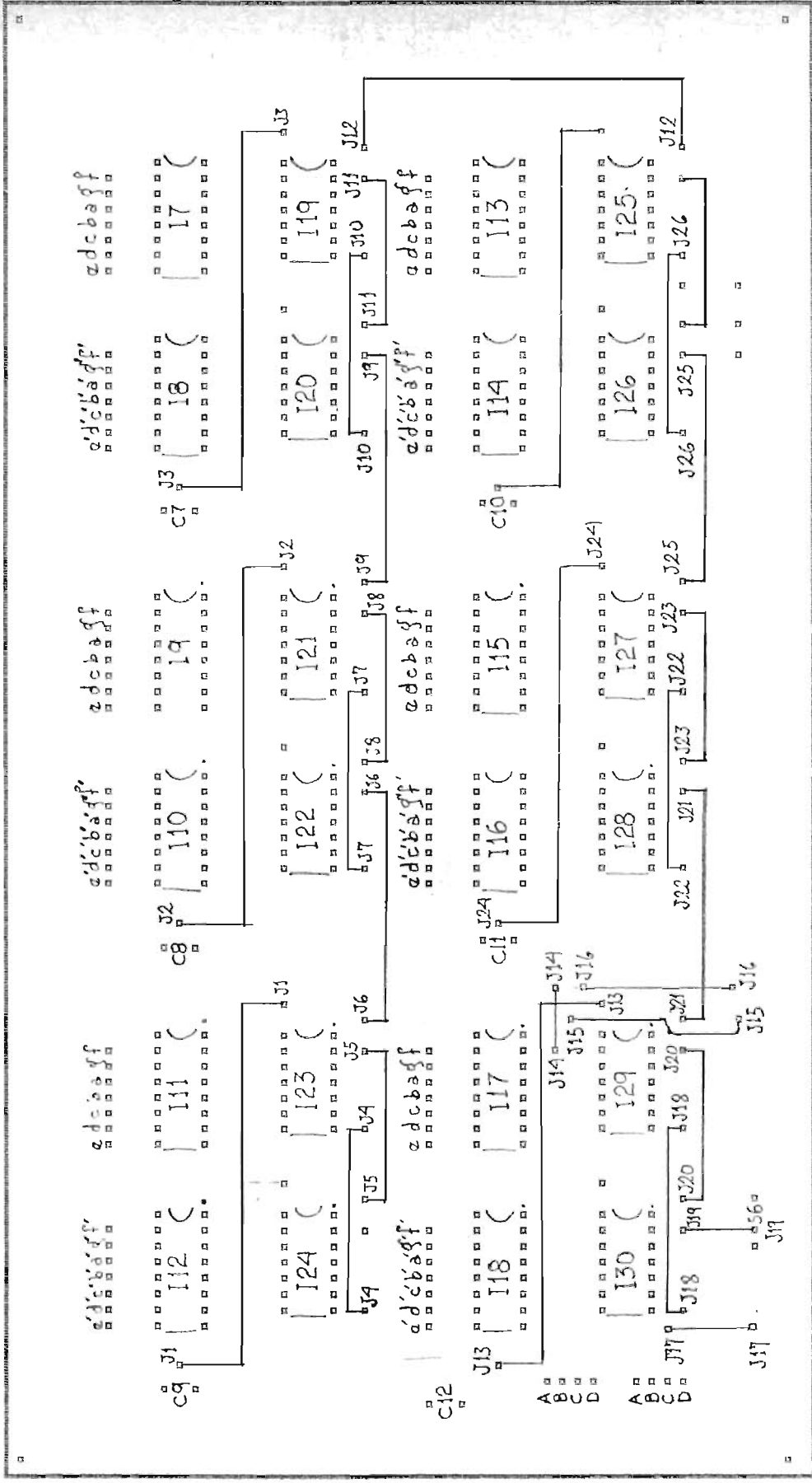


lx-checkplot 24 Jun 1991 03:39:17
a:contador.pcb solder side
v1.2 r3 holes: 534
approximate size: 9.25 by 4.85 inches

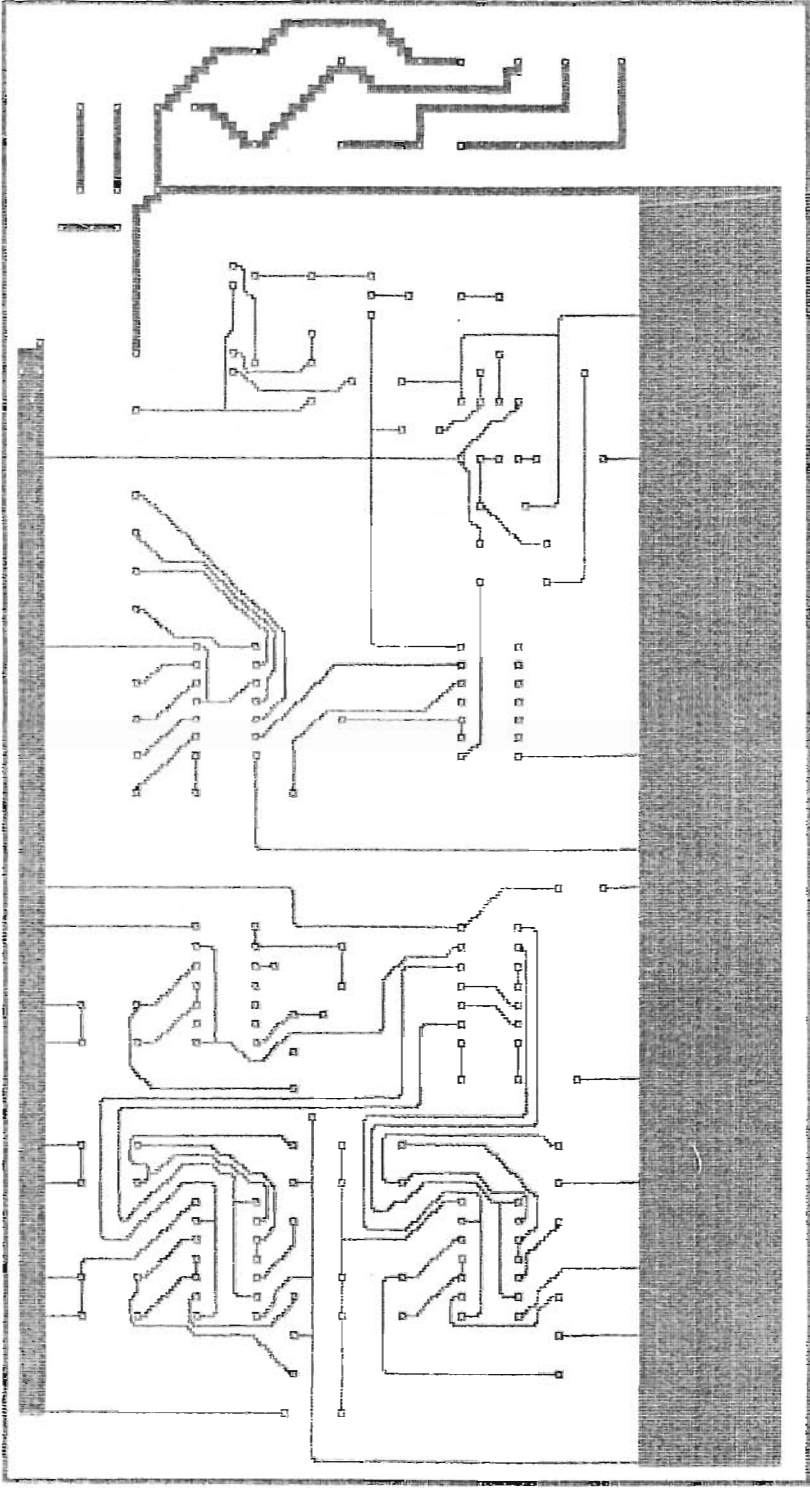


CIRCUITO IMPRESO PARA LOS CONTADORES Y MANEJADORES/DECODIFICADORES
DEL CONTADOR DE CELULAS

IX checkplot 24 Jun 1991 04:43:29
 a:contador.pcb
 v1.2 r3 holes: 534 component side
 approximate size: 9.25 by 4.85 inches



lx checker job 24 Jun 1991 02:31:05
a:aux1nar.pcb
v1.2 r3 holes: 209 solder side
approximate size: 7.65 by 3.95 inches



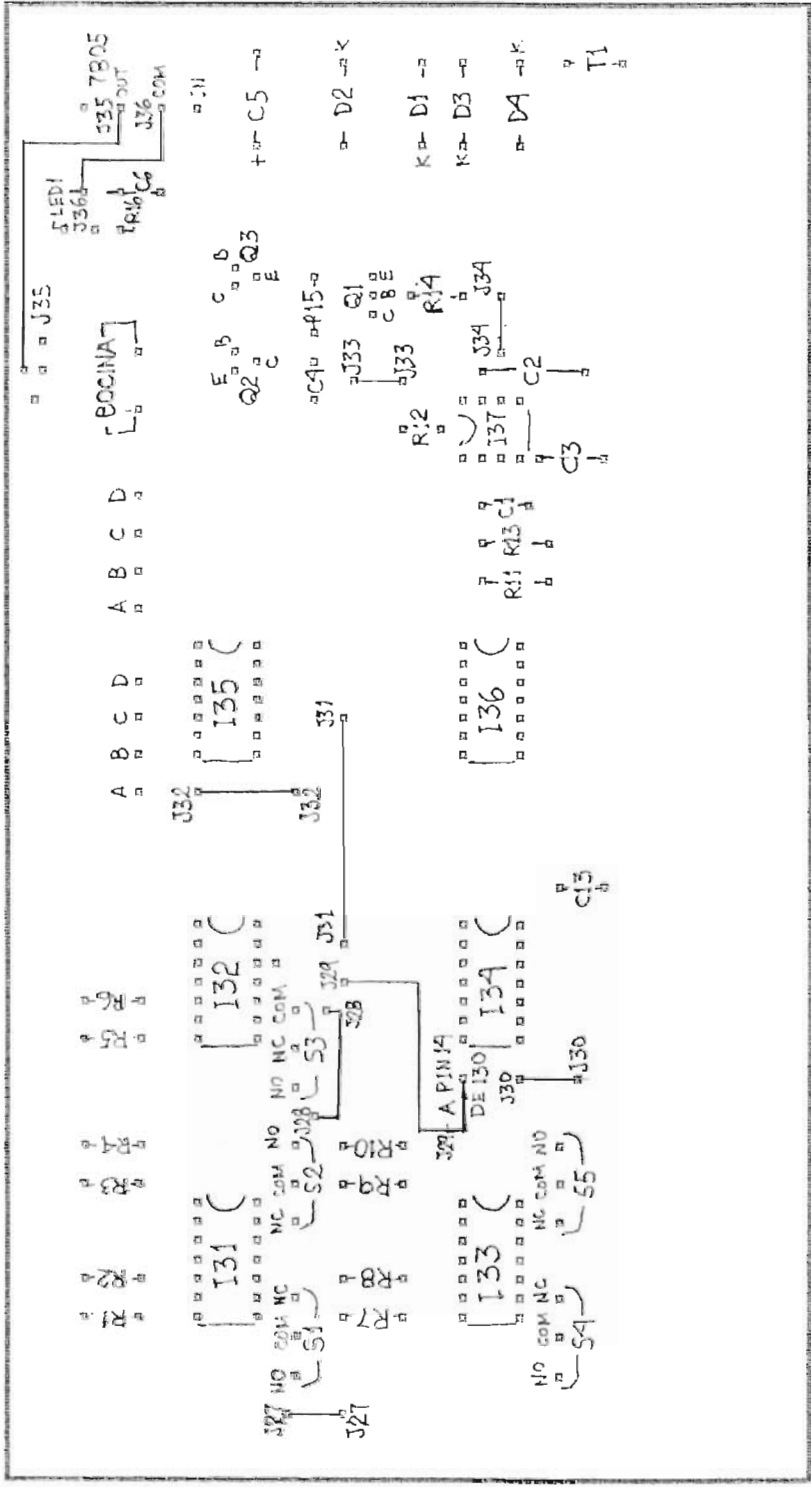
CIRCUITO IMPRESO PARA LOS CIRCUITOS AUXILIARES DEL CONTADOR DE
CELULAS

IX checklot 24 Jun 1991 03:33:26

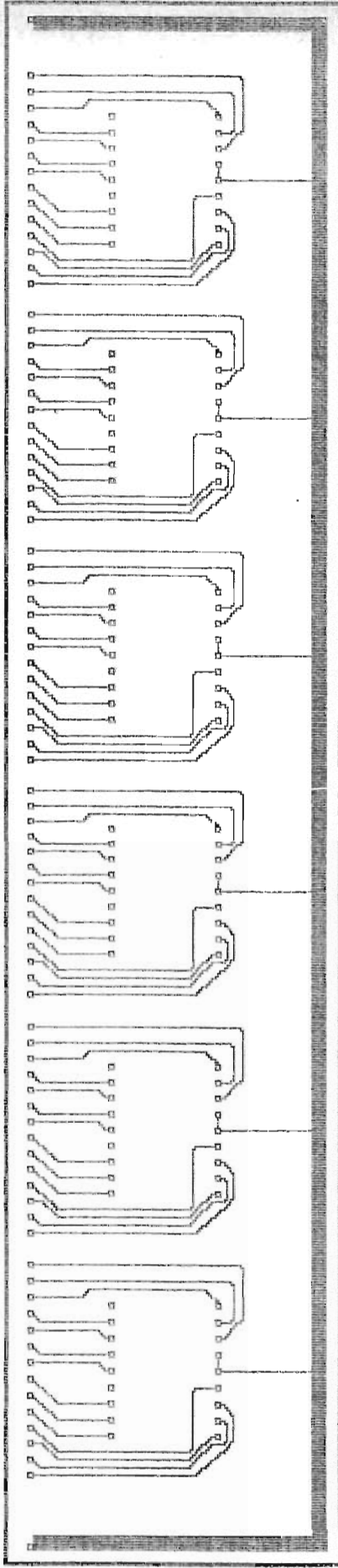
a:\aux11\ar.pcb

v1.2 r3 holes: 209 component side

approximate size: 7.65 by 3.95 inches

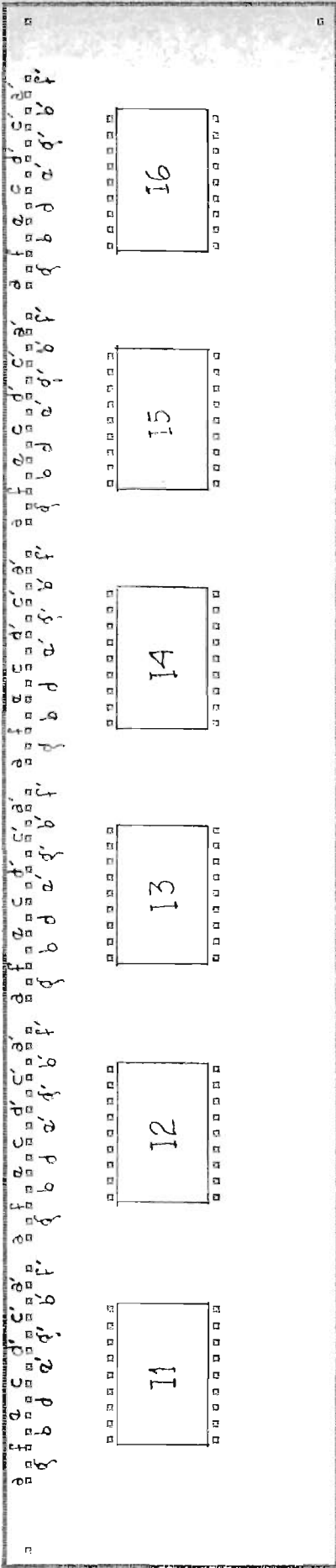


IX checkplot 24 Jun 1991 04:00:30
a:radio.pcb
v1.2 r3 holes: 195 solder side
approximate size: 9.65 by 1.90 inches

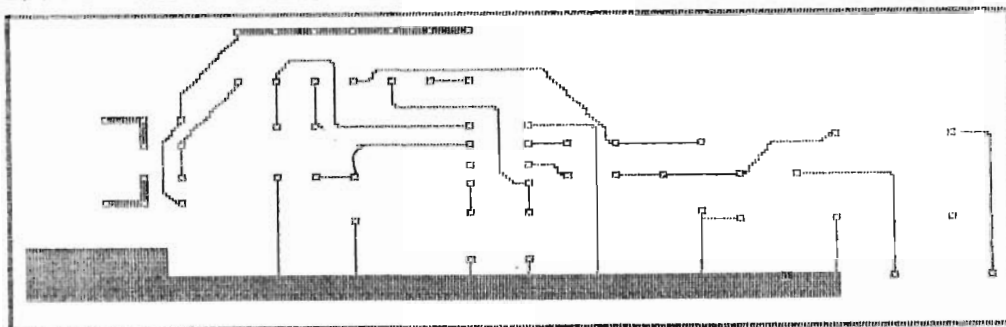


CIRCUITO IMPRESO PARA LOS PRESENTADORES DEL CONTADOR DE CELULAS

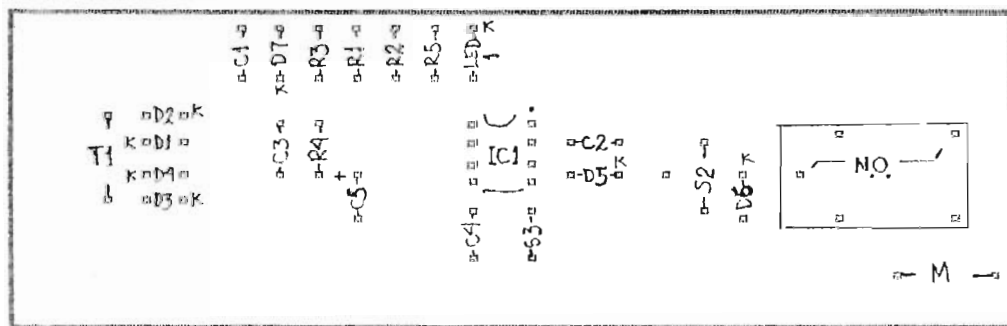
LN checkpTot 24 Jun 1991 04:02:23
a:rad0.pcb
v1.2 r3 holes: 195 component side
approximate size: 9.65 by 1.90 inches



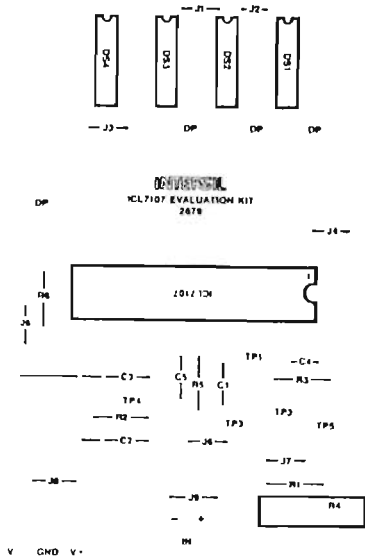
IX checkplot 24 Jun 1991 04:11:43
 a:agitador.pcb
 v1.2 r3 holes: 58 solder side
 approximate size: 5.05 by 1.45 inches



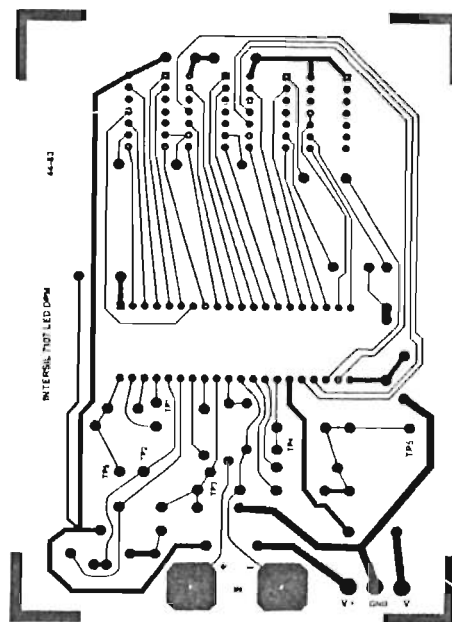
IX checkplot 24 Jun 1991 04:14:49
 a:agitador.pcb
 v1.2 r3 holes: 58 component side
 approximate size: 5.05 by 1.45 inches



CIRCUITO IMPRESO PARA EL AGITADOR DE PIPETAS



ICL7107 EV/KIT
ASSEMBLY DRAWING
TOP VIEW



ICL7107 EV/KIT
PRINTED CIRCUIT BOARD
BOTTOM VIEW

CIRCUITO IMPRESO DEL KIT DE EVALUACION ICL7107 DE INTERSIL

ANEXO 4

COSTO DE MATERIALES

COSTO DEL BAÑO DE MARIA

Cantidad	Material	Costo(Colones)
4	IC-UA747	92.00
1	IC-741	12.00
1	IC-555	28.00
1	IC-7400, CMOS	18.00
1	IC-7915, Regulador de Voltaje	15.00
1	IC-7915, Regulador de Voltaje	15.00
1	Transistor C1383	8.00
1	Triac ECG56008	70.00
65	Diodes 1N4005	130.00
1	Diode Zener 4.7V	3.00
1	LED Rojo	1.50
1	LED Verde	1.50
9	Potenciómetros de Tornillo	36.00
1	Potenciometro de Espiga	4.00
25	Resistencias, 5%, 1/4W	12.50
2	Resistencias, 1%, 1/4W	2.00
10	Capacitores de Cerámica	10.00
2	Capacitores de Papel	12.00
4	Capacitores Electrolíticos	24.00
1	Interruptor de Palanca	10.00
1	Transformador de Pulsos	10.00
1	Transformador con Tap Central	60.00
2	Fusibles	4.00
1	Portafusible para Chasis	4.00
1	Portafusible de Ganchos	2.00
1	Kit de Evaluación Intersil 7107	150.00
5	Bases de 14 pines	10.00
2	Bases de 8 pines	3.00
1	Tableta de Circuito Impreso	4.50
100 cc	Percloruro de Hierro	6.00
1	Extensión con toma	20.00
1	Perilla con Cursor	5.00
1	Resistencia Calefactora	50.00
14300 cm ²	Lámina de Acero Inoxidable de 1/64"	800.00
50	Tornillos	25.00
Costo Total:		1670.00

COSTO DEL CONTADOR DE CELULAS.

Cantidad	Material	Costo(Colones)
2	Presentadores SK2075	228.00
1	IC-7448	360.00
12	IC-7490	168.00
3	IC-7400	39.00
1	IC-7486	13.00
1	IC-7425	12.00
1	IC-7420	12.00
1	IC-555	28.00
1	IC-7805	15.00
1	Transistor C1124	8.00
1	Transistor C536	5.00
1	Transistor A495	5.00
5	Diodos 1N4005	10.00
1	LED Rojo	1.50
16	Resistencias, 5%, 1/4W	8.00
3	Capacitores Electrolíticos	10.00
10	Capacitores de Cerámica	10.00
15	Bases de 14 pines	30.00
12	Bases de 16 pines	30.00
1	Base de 8 pines	1.50
5	Interruptores SPDT	50.00
1	Interruptor N.C., SPST	3.00
1	Interruptor de Palanca, DPST	10.00
1	Fusible	2.00
1	Portafusible	4.00
675 cm ²	Tableta de Circuito Impreso	15.00
1	Transformador	40.00
1	Extensión con Toma Hembra y Macho	12.00
1	Toma con Interruptor SPDT, propio	15.00
4	Patas de Hule	8.00
1	Bocina	10.00
2700 cm ²	Lámina de Hierro Dulce de 3/64"	25.00
60	Tornillos	30.00
250 cc	Percloruro de Hierro	10.00
2	Terminales para Batería	3.00
4	Pilas Tipo C, 1.5V	7.00
1	Lata de Pintura en Spray	20.00
Costo Total		1248.00

COSTO DEL AGITADOR DE PIPETAS

Cantidad	Material	Costo(Colones)
1	IC-555	12.00
7	Diodos 1N4005	14.00
1	LED Rojo	1.50
4	Resistencias, 5%, 1/4W	2.00
1	Potenciómetro de 500KΩ de Espiga	5.00
2	Capacitores Electrolíticos	12.00
2	Capacitores de Cerámica	2.00
1	Capacitor de Papel	6.00
1	Transformador	40.00
75 cm ²	Tableta de Circuito Impreso	5.00
1	Relé de 12VDC	30.00
1	Base de 8 pines	1.50
1	Perilla con Cursor	5.00
1	Interruptor SPST	10.00
2	Interruptores de Presión N.A., SPST	6.00
1	Fusible	2.00
1	Portafusible para Chasis	4.00
1	Motor A.C., de Tocabiscos	120.00
1	Barra Osciladora	70.00
1370 cm ²	Lámina de Hierro Dulce de 3/64"	15.00
4	Patas de Hule	8.00
40	Tornillos	20.00
1	Extensión con Toma	12.00
1	Lata de Pintura en Spray	20.00
100 cc	Percloruro de Hierro	6.00
1	Extensión con toma polarizado	20.00
Costo Total		449.00

ANEXO 5

HOJAS DE ESPECIFICACIONES
TECNICAS DE LOS COMPONENTES

LM747/LM747A/LM747C/LM747E Dual Operational Amplifiers

General Description

The LM747 series are general purpose dual operational amplifiers. The two amplifiers share a common bias network and power supply leads. Otherwise, their operation is completely independent.

- Low-power consumption
- No latch-up
- Balanced offset null

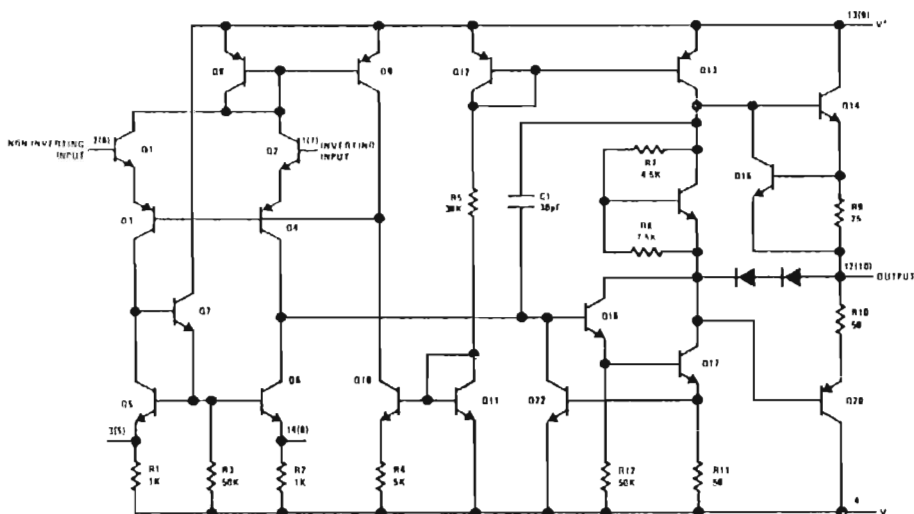
Additional features of the LM747 and LM747C are: no latch up when input common mode range is exceeded, freedom from oscillations, and package flexibility.

Features

- No frequency compensation required
- Short circuit protection
- Wide common-mode and differential voltage ranges

The LM747C/LM747E is identical to the LM747/LM747A except that the LM747C/LM747E has its specifications guaranteed over the temperature range from 0°C to +70°C instead of -55°C to +125°C.

Schematic Diagram (each amplifier)



Note: Numbers in parentheses are pin numbers for amplifier B, DIP only.

Absolute Maximum Ratings

Supply Voltage	LM747/LM747A	±22V
	LM747C/LM747E	±18V
Power Dissipation (Note 1)		800 mW
Differential Input Voltage		±30V
Input Voltage (Note 2)		±15V
Output Short-Circuit Duration		Indefinite
Operating Temperature Range		
	LM747/LM747A	-55°C to +125°C
	LM747C/LM747E	0°C to +70°C
Storage Temperature Range		-65°C to +150°C
Lead Temperature (Soldering, 10 seconds)		300°C

Electrical Characteristics (Note 3)

PARAMETER	CONDITIONS	LM747A/LM747E			LM747			LM747C			UNIT
		MIN	TYP	MAX	MIN	TYP	MAX	MIN	TYP	MAX	
Input Offset Voltage	$T_A = 25^\circ\text{C}$										
	$R_S \leq 10\text{ k}\Omega$					1.0	5.0		2.0	6.0	mV
	$R_S \leq 50\Omega$		0.1	3.0							mV
	$T_{AMIN} \leq T_A \leq T_{AMAX}$			4.0							mV
Average Input Offset Voltage Drift	$R_S \leq 50\Omega$						6.0			7.5	mV
	$R_S \leq 10\text{ k}\Omega$			15							$\mu\text{V}/^\circ\text{C}$
Input Offset Voltage Adjustment Range	$T_A = 25^\circ\text{C}, V_S = +20\text{V}$	+10			+15			+15			mV
Input Offset Current	$T_A = 25^\circ\text{C}$		3.0	30	20	200		20	200		nA
	$T_{AMIN} \leq T_A \leq T_{AMAX}$			70	85	500			300		nA
Average Input Offset Current Drift				0.5							$\text{nA}/^\circ\text{C}$
Input Bias Current	$T_A = 25^\circ\text{C}$		30	80	80	500		80	500		nA
	$T_{AMIN} < T_A \leq T_{AMAX}$			0.210		1.5			0.8		μA
Input Resistance	$T_A = 25^\circ\text{C}, V_S = +20\text{V}$	1.0	6.0		0.3	2.0		0.3	2.0		M Ω
	$T_{AMIN} < T_A \leq T_{AMAX}, V_S = +20\text{V}$	0.5									M Ω
Input Voltage Range	$T_A = 25^\circ\text{C}$							+12	+13		V
	$T_{AMIN} \leq T_A \leq T_{AMAX}$				+12	+13					V
Large Signal Voltage Gain	$T_A = 25^\circ\text{C}, R_L \geq 2\text{ k}\Omega$										V/mV
	$V_S = +20\text{V}, V_O = +15\text{V}$	50									V/mV
	$V_S = +15\text{V}, V_O = +10\text{V}$				50	200		20	200		V/mV
	$T_{AMIN} \leq T_A \leq T_{AMAX}, R_L \geq 2\text{ k}\Omega$										V/mV
	$V_S = +20\text{V}, V_O = +15\text{V}$		32								V/mV
Output Voltage Swing	$V_S = +15\text{V}, V_O = +10\text{V}$				25			15			V/mV
	$V_S = +5\text{V}, V_O = +2\text{V}$		10								V/mV
	$V_S = +20\text{V}$										V
	$R_L \geq 10\text{ k}\Omega$	+16									V
	$R_L \geq 2\text{ k}\Omega$	+15									V
Output Short-Circuit Current	$R_L \geq 10\text{ k}\Omega$				+12	+14		+12	+14		V
	$R_L \geq 2\text{ k}\Omega$				+10	+13		+10	+13		V
	$T_A = 25^\circ\text{C}$	10	25	35		25			25		mA
Common Mode Rejection Ratio	$T_{AMIN} < T_A \leq T_{AMAX}$	10		40							dB
	$T_{AMIN} < T_A \leq T_{AMAX}$										dB
	$R_S \leq 10\text{ k}\Omega, V_{CM} = +12\text{V}$				70	90		70	90		dB
	$R_S \leq 50\text{ k}\Omega, V_{CM} = +12\text{V}$	80	95								dB

Electrical Characteristics (Continued)

LM747/LM747A/LM747C/LM747E

PARAMETER	CONDITIONS	LM747A/LM747E			LM747			LM747C			UNITS
		MIN	TYP	MAX	MIN	TYP	MAX	MIN	TYP	MAX	
Supply Voltage Rejection Rejection	$T_{A \text{ MIN}} \leq T_A \leq T_{A \text{ MAX}}$ $V_S = +20V$ to $V_S = +15V$ $R_S \leq 50\Omega$ $R_L \leq 10\text{ k}\Omega$	86	96	77	96	77	96				dB
Transient Response Rise Time	$T_A = 25^\circ\text{C}$, Unity Gain				0.3	0.0	0.3				μs
					5	20	5				
Slew Rate	$T_A = 25^\circ\text{C}$, Unity Gain				0.437	1.5				MHz	
					0.3	0.7					
Supply Current	$T_A = 25^\circ\text{C}$				1.7	2.8	1.7	2.8			mA
Power Consumption	$T_A = 25^\circ\text{C}$ $V_S = +20V$ $V_S = +15V$				80	150				mW	
					50	85	50	85			
LM747A	$T_A = T_{A \text{ MIN}}$ $T_A = T_{A \text{ MAX}}$										mW
LM747E	$V_S = +20V$ $T_A = T_{A \text{ MIN}}$ $T_A = T_{A \text{ MAX}}$										mW
LM747C	$V_S = +15V$ $T_A = T_{A \text{ MIN}}$ $T_A = T_{A \text{ MAX}}$										mW
					60	100				mW	
					45	75				mW	

Note 1: The maximum junction temperature of the LM747/LM747A is 150°C , while that of the LM747C/LM747E is 100°C . For operating at elevated temperatures, devices in the TO-5 package must be derated based on a thermal resistance of $150^\circ\text{C}/\text{W}$, junction to ambient, or $45^\circ\text{C}/\text{W}$, junction to case. The thermal resistance of the dual-in-line package is $100^\circ\text{C}/\text{W}$, junction to ambient.

Note 2: For supply voltages less than $+15V$, the absolute maximum input voltage is equal to the supply voltage.

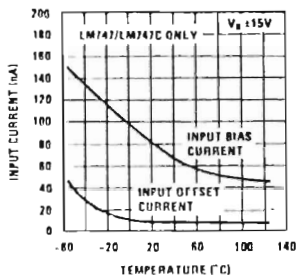
Note 3: These specifications apply for $+15V \leq V_S \leq +20V$ and $-65^\circ\text{C} \leq T_A \leq 125^\circ\text{C}$ for the LM747A and $0^\circ\text{C} \leq T_A \leq 70^\circ\text{C}$ for the LM747E, unless otherwise specified. The LM741 and LM741C are specified for $V_S = +15V$ and $-65^\circ\text{C} \leq T_A \leq 125^\circ\text{C}$ and $0^\circ\text{C} \leq T_A \leq 70^\circ\text{C}$, respectively, unless otherwise specified.

Note 4: Calculated value from: $0.35/\text{Rise Time}$ (μs).

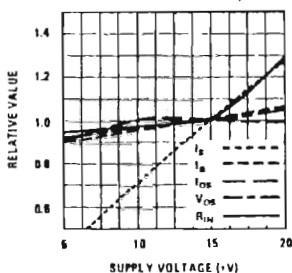
3

Typical Performance Characteristics

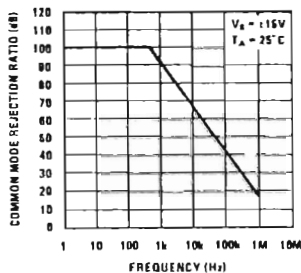
Input Bias and Offset Currents vs Ambient Temperature



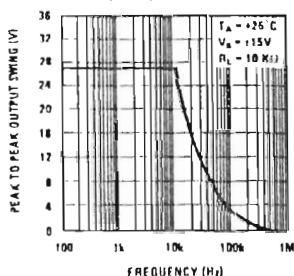
DC Parameters vs Supply Voltage



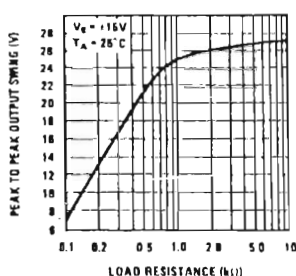
Common Mode Rejection Ratio vs Frequency



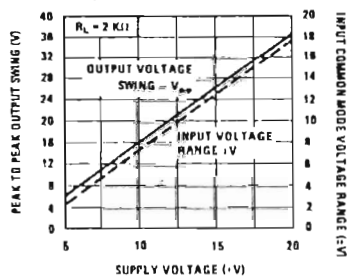
Output Voltage Swing vs Frequency



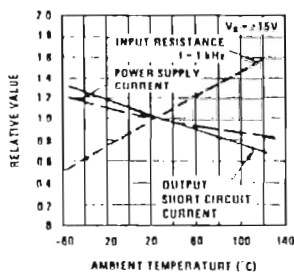
Output Voltage Swing vs Load Resistance



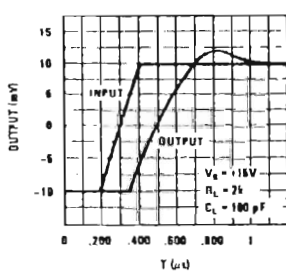
Output Swing and Input Range vs Supply Voltage



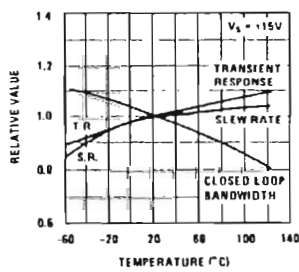
Normalized DC Parameters vs Ambient Temperature



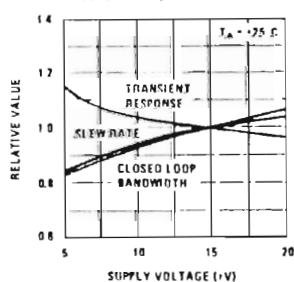
Transient Response



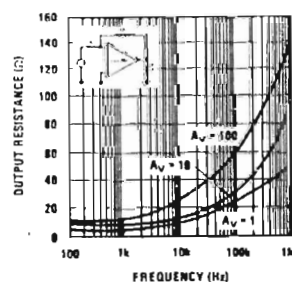
Frequency Characteristics vs Ambient Temperature



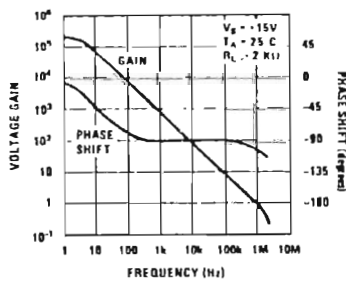
Frequency Characteristics vs Supply Voltage



Output Resistance vs Frequency



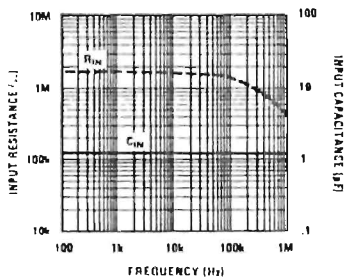
Open Loop Transfer Characteristics vs Frequency



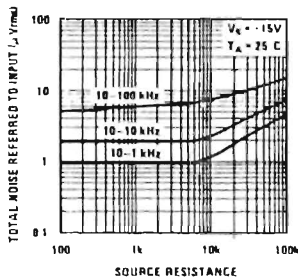
Typical Performance Characteristics (Continued)

LM747/LM747A/LM747C/LM747E

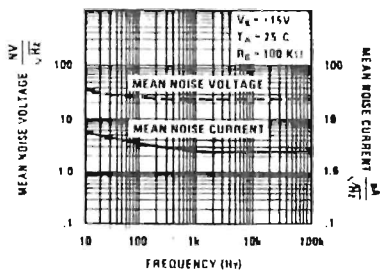
Input Resistance and Input Capacitance vs Frequency



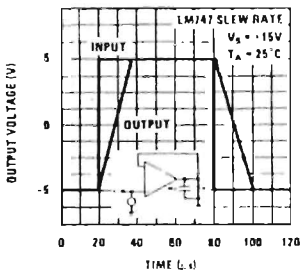
Broadband Noise for Various Bandwidths



Input Noise Voltage and Current vs Frequency

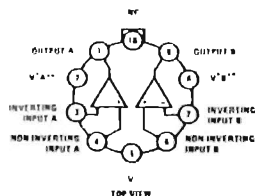


Voltage Follower Large Signal Pulse Response



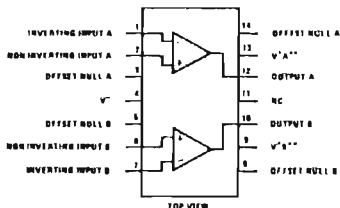
Connection Diagrams

Metal Can Package



Order Number LM747AH, LM747H,
LM747EH or LM747CH
See NS Package H10C

Dual-In-Line Package



Order Number LM747AJ, LM747J,
LM747EJ or LM747CJ
See NS Package J14A
Order Number LM747EN or LM747CN
See NS Package N14A

** V⁺A and V⁺B are internally connected for LM747AJ, LM747CJ etc.

A023

Low Cost Digital Panel Meter Designs

Including Complete Instruction for Intersil's LCD and LED Kits

Intersil's 7106 and 7107 are the first ICs to contain all the active circuitry for a 3½ digit panel meter on a single chip. The 7106 is designed to interface with a liquid crystal display (LCD) while the 7107 is intended for light-emitting diode (LED) displays. In addition to a precision dual slope converter, both circuits contain BCD to seven segment decoders, display drivers, a clock and a reference. To build a high performance panel meter (with auto zero and auto polarity features) it is only necessary to add display, 4 resistors, 4 capacitors, and an input filter if required (Figure 1 and 2).

Note on the ICL7136: The 7136 is an ultra-low-power version of the 7106. Except for the passive component values as shown in Figure 3 and Table 1, all references in this document to the ICL7106 also apply to the ICL7136.

COST ADVANTAGES OF 7106 AND 7107

Until recently, the make or buy decision for any A-to-D system was dominated by the engineering costs. Even a simple panel meter, built from off-the-shelf digital and linear ICs, required at least six months of engineering effort for completion. However, the advent of truly single chip panel meter functions (Intersil's 7106 and 7107) has reduced the design effort on the part of the user to zero. The make or buy decision becomes a simple question of dollars and cents.

At the time of writing, a 3½ digit LED display panel meter can be built for \$18 in production (5,000) quantities. This figure includes labor at \$3 per hour with 300% overhead. The cost breakdown is as follows.

ICL7107 (@5000 pcs)	\$5.95
LEDs (4)	3.00
Capacitors (5)	.58
Resistors (4)	.12
Potentiometer	.60
Circuit Board	1.00
Misc Hardware	.75
TOTAL COMPONENTS	\$12.00
Labor	6.00
(½ hour at \$3/hour, 300% overhead)	
TOTAL COST	\$18.00
including assembly and test	

A 3½ digit LCD panel meter, using the 7106, is \$3 to \$4 more expensive. This is due to the greater cost of the display.

These cost figures are considerably lower than the least expensive of the ready-built panel meters. However, the cost is not the only advantage; the do-it-yourself approach allows greater flexibility. Off-the-shelf panel meters have form factors which are frequently inconvenient, whereas a single IC design takes up a minimum of circuit board real estate. Consider the advantages for field servicing a military radar, for example, if each complex circuit card had its own built-in voltmeter and miniature switch. Fault finding would be greatly simplified by making critical voltages throughout the system instantly accessible.

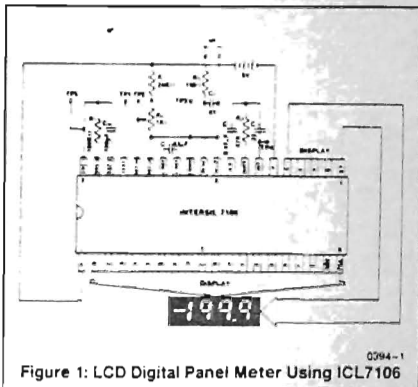


Figure 1: LCD Digital Panel Meter Using ICL7106

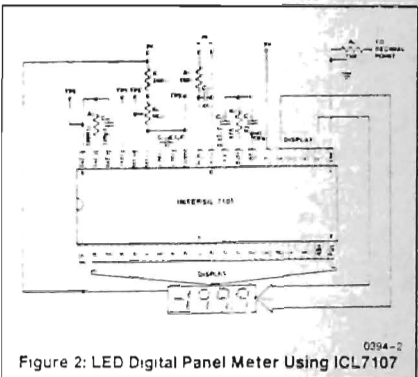


Figure 2: LED Digital Panel Meter Using ICL7107

THE EVALUATION KITS

After purchasing a sample of the 7106 or the 7107, the majority of users will want to build a simple voltmeter. The parts can then be evaluated against the data sheet specifications, and tried out in the intended application. However, locating and purchasing even the small number of additional components required, then wiring a breadboard, can often cause delays of days or sometimes weeks. To avoid this problem and facilitate evaluation of these unique circuits, Intersil is offering a kit that contains all the necessary components to build a 3½ digit panel meter. With the help of this kit, an engineer or technician can have the system "up and running" in about half an hour.

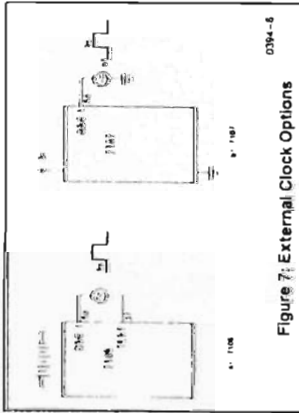


Figure 7: External Clock Options

The Reference

For 500,000 full scale, the voltage applied between REF HI and REF LO should be set at 100.0mV. For 2,000V full scale, set the reference voltage at 1.000V. The reference inputs are floating, and the only restriction on the applied voltage is that it should lie in the range V^- to V^+ .

The voltage between V^+ and COMMON is internally regulated at about 2.8 volts. This reference is adequate for many applications and is used in the evaluation kits. It has a typical temperature coefficient of 100ppm/°C.

The limitations of the on-chip reference should also be recognized, however. With the 7106, the internal heating which results from the LED drivers can cause some degradation in performance. Due to its higher thermal resistance, plastic parts are poorer in this respect than ceramic. The user is cautioned against extrapolating from the performance of the kit, which is supplied with a ceramic 7107, to a system using the plastic part. The combination of reference TC, internal chip dissipation, and package thermal resistance can increase noise near full scale from 25 μ V to 80 μ V pk-pk.

The linearity in going from a high dissipation count such as 1000 (10 segments on) to a low dissipation count such as 1111 (6 segments on) can also suffer by a count or more. Devices with a positive TC reference may require several counts to pull out of an overload condition. This is because overload is a low dissipation mode, with the three least significant digits blanked. Similarly, units with a negative TC may cycle between overload and a nonoverload count as the die alternately heats and cools. These problems are of course eliminated if an external reference is used.

The 7106, with its negligible dissipation, suffers from none of these problems. In either case, an external reference can easily be added as shown in Figures 8(a) or 8(b).

Input Filters

One of the attractive features of the 7106 and 7107 is the extremely low input leakage current, typically 1pA at 25°C. This minimizes the errors caused by high impedance passive filters on the input. For example, the simple RC (1M Ω /0.1 μ F) combination used in the evaluation kits introduces a negligible 1 μ V error.

PRELIMINARY TESTS

Auto Zero

With power on and the inputs shorted, the display should read zero. The negative sign should be displayed about 50% of the time, an indication of the effectiveness of the auto-zero system used in the 7106 and 7107. Note that some competitive circuits flash negative on every alternate conversion for inputs near zero. While this may look good to the uninitiated, it is not a true auto zero system.

Over-range

Inputs greater than full scale will cause suppression of the three least significant digits; i.e. only 1 or -1 will be displayed.

Polarity

The absence of a polarity signal indicates a positive reading. A negative reading is indicated by a negative sign.

Further evaluation should be performed with the help of a precision DC voltage calibrator such as Fluke Model 343A. Alternatively a high quality 4 1/2 digit DVM can be used, provided its performance has been measured against that of a reliable standard.

DPM COMPONENTS: SOURCES OF SUPPLY

It has already been shown that the 7106 and 7107 require an absolute minimum of additional components. The only critical ones are the display and the integration capacitor.

The following list of possible suppliers is intended to be of assistance in putting a converter design into production. It should not be interpreted as a comprehensive list of suppliers, nor does it constitute an endorsement by Intersil.

Liquid Crystal Displays

- a) LXI Inc., Beechwood, Ohio, 216/292-3300
- b) Hamlin Inc., Lake Mills, Wisconsin, 414/649-2361
- c) IEE Inc., Van Nuys, California, 213/787-0311
- d) Shelley Associates, Irvine, California, 714/549-3414
- e) Crystaloid Electronics, Hudson, Ohio, 216/655-2429

LED Displays (Common Anode)

- a) Hewlett Packard Components, Palo Alto, California, 415/493-1212
- b) Ilac Inc., Santa Clara, California, 408/985-2290
- c) Litronic Inc., Cupertino, California, 408/257-7910
- d) Monsanto Inc., Palo Alto, California, 415/493-3300

Polypropylene Capacitors

- a) Plesey Capacitors, West Lake Village, California, 213/889-4120
- b) IMS Electronic Products, Santa Fe Springs, California, 213/921-3407
- c) Eicap Components, Santa Ana, California, 714/879-4440
- d) TRW Capacitors, Ogallala, Nebraska, 308/284-3611

CAUTION: Potential trouble areas when constructing the evaluation kits.

1. Certain LCD displays have a protective plastic sheet covering the plastic top. This sheet may be removed after installing the display to maximize display viewing.
2. Solder flux or other impurities on PC board may cause leakage paths between IC pins and board traces reducing performance and should be removed with rubbing alcohol or some other suitable cleaning agent. Displays should be removed when cleaning as damage could result to them.
3. Blue PC board material (PC25) has been treated with a chemical which may cause surface leakage between the input traces. It is suggested that the board be scribed between the input traces and adjacent traces to eliminate this surface leakage.
4. In order to ensure that unused segments on the LCD displays do not turn on, tie them to the backplane pin (pin 21).

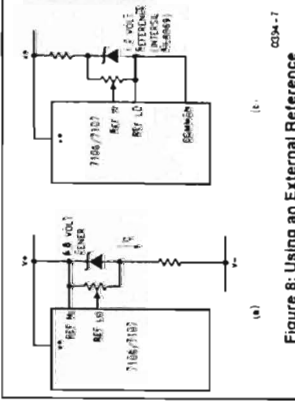


Figure 8: Using an External Reference

Power Supplies

The 7106 kit is intended to be operated from a 9 volt dry cell. INPUT LO is shorted to COMMON, causing V^+ to be 2.8 volts positive with respect to INPUT LO, and V^- to 6.2 volts negative with respect to INPUT LO.

The 7107 kit should be operated from ± 5 volts. Noisy supplies should be bypassed with 6.8 μ F capacitors to ground at the point where the supplies enter the board. INPUT LO has an effective common mode range with respect to GND of a couple of volts.

The precise value is determined by the point at which the integrator output ramps within $\pm 3V$ of one or other of the supply rails. This is governed by the integrator time constant, the magnitude and polarity of the input, the common mode voltage, and the clock frequency; for further details, consult the data sheet. Where the voltage being measured is floating with respect to the supplies, INPUT LO should be tied to some voltage within the common mode range such as GROUND or COMMON. If a ± 5 volt supply is unavailable, a suitable negative rail can be generated locally using the circuit shown in Figure 9.

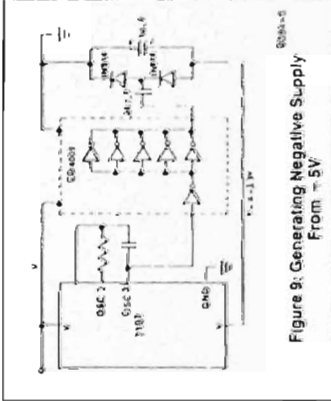


Figure 9: Generating Negative Supply From +5V

PARTS LIST

PART	ICL7106 EV/KIT	ICL7107 EV/KIT	ICL7136 EV/KIT	FUNCTION
IC1	ICL7106CPL	ICL7107CJL	ICL7136CPL	A/D Converter
C1	0.1 μ F, Mylar	0.1 μ F, Mylar	0.1 μ F, Mylar	Reference Capacitor
C2	0.47 μ F, Mylar	0.47 μ F, Mylar	0.1 μ F, Mylar	Auto-Zero Capacitor
C3	0.22 μ F, Polypropylene	0.22 μ F, Polypropylene	0.047 μ F, Polypropylene	Integrating Capacitor
C4	100pF, Mica	100pF, Mica	50pF, Mica	Oscillator Capacitor
C5	0.01 μ F, Mylar	0.01 μ F, Mylar	0.01 μ F, Mylar	Input Filter
R1	24k Ω	24k Ω	220k Ω	Reference Divider
R2	47k Ω	47k Ω	180k Ω	Reference Resistor
R3	100k Ω	100k Ω	180k Ω	Oscillator Resistor
R4	1k Ω Pot	1k Ω Pot	10k Ω Pot	Reference Adjust
R5	1M Ω	1M Ω	1M Ω	Input Filter
R6	—	150 Ω	—	D.P. Drive (Optional)
—	3 1/2-Digit LCD	3 of 7-Segment LED	3 1/2-Digit LCD	Display
—	Battery Clip	1 of \pm 1 LED Display	Battery Clip	
—	2 Banana Jacks	2 Banana Jacks	2 Banana Jacks	Input Connectors
—	5 Test Pins	8 Test Pins	5 Test Pins	Test Points, etc.

JUMPER DESCRIPTIONS

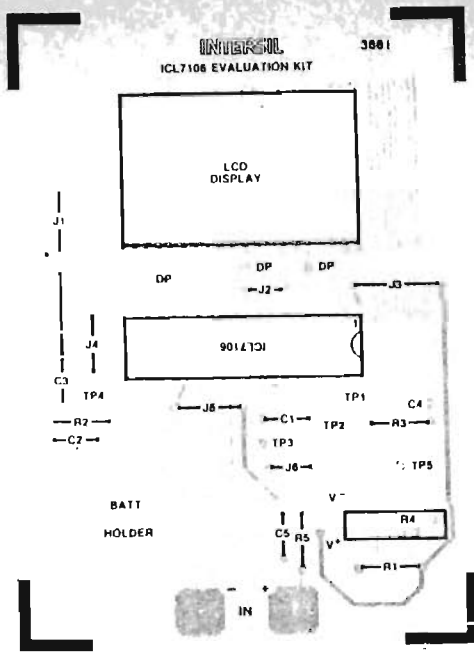
ICL7106, 7136 EV/KITS

JUMPER	CONNECTION
J1	IN LO (pin 30) to COMMON (pin 32)
J2	Segment Driver C2 (pin 10) to LCD (pin 35)
J3	V ⁺ to ICL7106 or ICL7136
J4	Segment Driver A3 (pin 23) to LCD (pin 10)
J5	V ⁻ to ICL7106 or ICL7136
J6	REF LO (pin 35) to COMMON (pin 32)

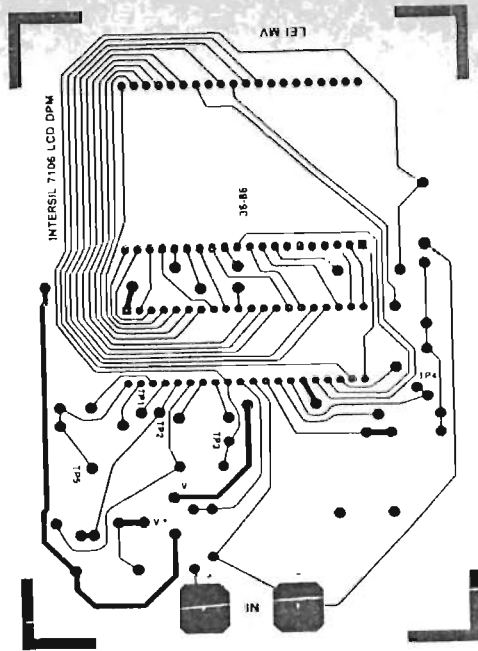
ICL7107 EV/KIT

JUMPER	CONNECTION
J1	V ⁺ to LEDs 3 and 4
J2	V ⁺ to LED 2
J3	Segment Driver A3 (pin 23) to LED (pin 1)
J4	V ⁺ to ICL7107
J5	GND to ICL7107
J6	IN LO (pin 30) to COMMON (pin 32)
J7	REF LO (pin 35) to COMMON (pin 32)
J8	V ⁻ to ICL7107
J9	V ⁺ for entire Kit

NOTE: To display a fixed decimal point on the ICL7107 EV/KIT, connect a jumper wire from the appropriate "Dp" pad to the top side of R6. Only the decimal points on the right side of each LED can be used.



ICL7106 EV/KIT
ASSEMBLY DRAWING
TOP VIEW



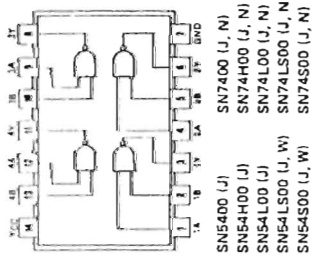
ICL7106 EV/KIT
PRINTED CIRCUIT BOARD
BOTTOM VIEW

QUADRUPLE 2-INPUT POSITIVE-NAND GATES

00

positive logic:
 $Y = \overline{AB}$

See page 6-2

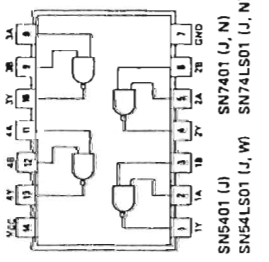


QUADRUPLE 2-INPUT POSITIVE-NAND GATES WITH OPEN-COLLECTOR OUTPUTS

01

positive logic:
 $Y = \overline{AB}$

See page 6-2

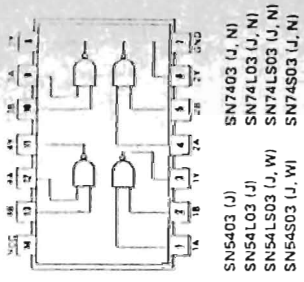


QUADRUPLE 2-INPUT POSITIVE-NAND GATES WITH OPEN-COLLECTOR OUTPUTS

03

positive logic:
 $Y = \overline{AB}$

See page 6-4

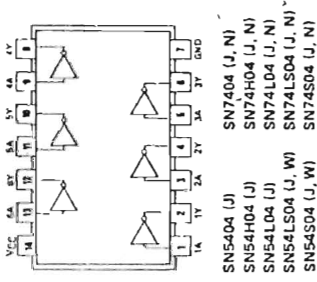


HEX INVERTERS

04

positive logic:
 $Y = \overline{A}$

See page 6-2

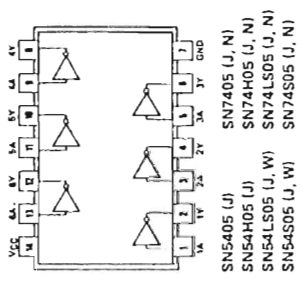


HEX INVERTERS WITH OPEN-COLLECTOR OUTPUTS

05

positive logic:
 $Y = \overline{A}$

See page 6-4

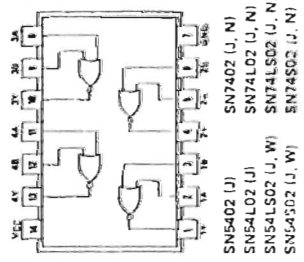


QUADRUPLE 2-INPUT POSITIVE-NOR GATES

02

positive logic:
 $Y = \overline{A+B}$

See page 6-8

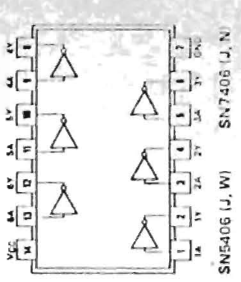


HEX INVERTER BUFFERS/DRIVERS WITH OPEN-COLLECTOR HIGH VOLTAGE OUTPUTS

06

positive logic:
 $Y = \overline{A}$

See page 6-24

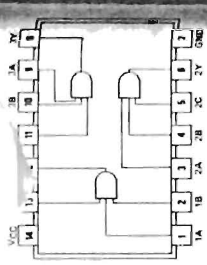


TRIPLE 3-INPUT
POSITIVE-AND GATES
WITH OPEN-COLLECTOR OUTPUTS

15

positive logic:
 $Y = ABC$

See page 6-12



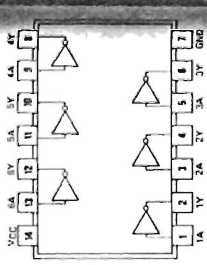
SN54H15 (J, W) SN74H15 (J, N)
SN54LS15 (J, W) SN74LS15 (J, N)
SN54S15 (J, W) SN74S15 (J, N)

HEX INVERTER BUFFERS/DRIVERS
WITH OPEN-COLLECTOR
HIGH-VOLTAGE OUTPUTS

16

positive logic:
 $Y = \bar{A}$

See page 6-24



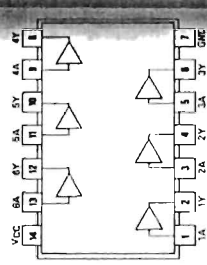
SN5416 (J, W) SN7416 (J, N)

HEX BUFFERS/DRIVERS
WITH OPEN-COLLECTOR
HIGH-VOLTAGE OUTPUTS

17

positive logic:
 $Y = A$

See page 6-24



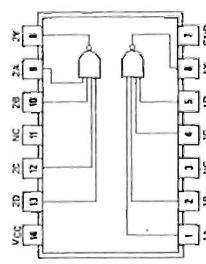
SN5417 (J, W) SN7417 (J, N)

DUAL 4-INPUT
POSITIVE-NAND GATES

20

positive logic:
 $Y = \overline{ABCD}$

See page 5-2



SN5420 (J) SN7420 (J, N)
SN54H20 (W) SN74H20 (J, N)
SN54L20 (J) SN74L20 (J, N)
SN54LS20 (J, W) SN74LS20 (J, N)
SN54S20 (J, W) SN74S20 (J, N)

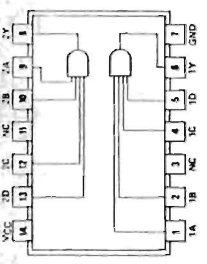
NC—No internal connection

DUAL 4-INPUT
POSITIVE-AND GATES

21

positive logic:
 $Y = ABCD$

See page 6-10



SN54H21 (J) SN74H21 (J, N)
SN54LS21 (J, W) SN74LS21 (J, N)

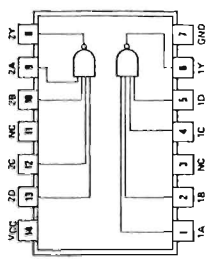
NC—No internal connection

DUAL 4-INPUT
POSITIVE-NAND GATES
WITH OPEN-COLLECTOR OUTPUTS

22

positive logic:
 $Y = \overline{ABCD}$

See page 6-4



SN54H22 (J, W) SN74H22 (J, N)
SN54LS22 (J, W) SN74LS22 (J, N)
SN54S22 (J, W) SN74S22 (J, N)

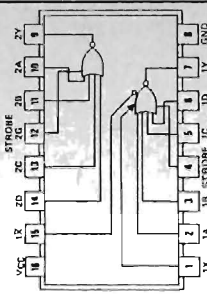
NC—No internal connection

EXPANDABLE DUAL 4-INPUT
POSITIVE-NOR GATES
WITH STROBE

23

positive logic:
 $1Y = \overline{G1(A+B+1C+1D)+X}$
 $2Y = \overline{G2(A+2B+2C+2D)}$
X = output of SN5460/SN7460

See page 6-39



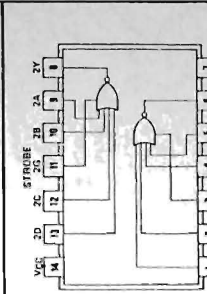
SN5423 (J, W) SN7423 (J, N)

DUAL 4-INPUT
POSITIVE-NOR GATES
WITH STROBE

25

positive logic:
 $Y = \overline{G(A+B+C+D)}$

See page 6-3



SN5425 (J, W) SN7425 (J, N)

DUAL 4-INPUT
POSITIVE-NAND BUFFERS

40

positive logic:
Y = ABCD

SN5440 (J) SN7440 (J, N)
SN54H40 (J) SN74H40 (J, N)
SN54LS40 (J, W) SN74LS40 (J, N)
SN54S40 (J, W) SN74S40 (J, N)

NC - No internal connection

See page 6-20

4 LINE-TO-10-LINE DECODERS

42 BCD-TO-DECIMAL

43 EXCESS-3-TO-DECIMAL

44 EXCESS-3-GRAY-TO-DECIMAL

See page 7-15

BCD-TO-DECIMAL DECODER/DRIVER

45

LAMP, RELAY, OR MOS DRIVER
80-mA CURRENT SINK
OUTPUTS OFF FOR INVALID CODES

See page 7-20



SN5440 (W)
SN54H40 (W)

ICD TO SEVEN SEGMENT DECODERS/DRIVERS
46 ACTIVE LOW, OPEN-COLLECTOR, 30-V OUTPUTS
47 ACTIVE LOW, OPEN-COLLECTOR, 15-V OUTPUTS

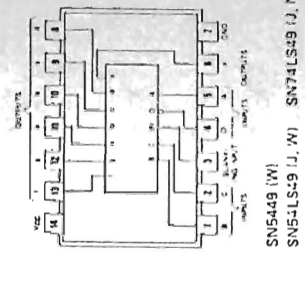
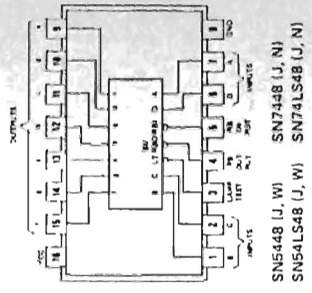
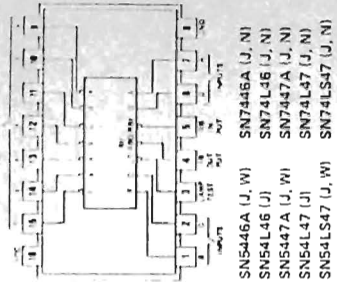
See page 7-22

3CD TO SEVEN SEGMENT DECODERS/DRIVERS
48 INTERNAL PULL-UP OUTPUTS

See page 7-22

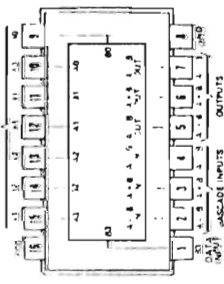
BCD-TO-SEVEN SEGMENT DECODERS/DRIVERS
49 OPEN-COLLECTOR OUTPUTS

See page 7-22



4-BIT MAGNITUDE COMPARATORS

85



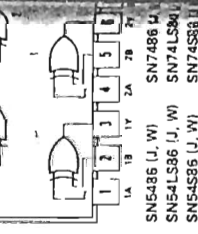
SN5485 (J, W) SN7485 (J, N)
 SN54LS85 (J, W) SN74LS85 (J, N)
 SN54S85 (J, W) SN74S85 (J, N)

See page 7-57

QUADRUPLE 2-INPUT EXCLUSIVE-OR GATES

86

$Y = A \oplus B = \bar{A}B + A\bar{B}$



SN5486 (J, W) SN7486 (J, N)
 SN54LS86 (J, W) SN74LS86 (J, N)
 SN54S86 (J, W) SN74S86 (J, N)

FUNCTION TABLE

INPUTS		OUTPUT
A	B	Y
L	L	L
L	H	H
H	L	H
H	H	L

H = high level, L = low level

See page 7-65

4-BIT TRUE-COMPLEMENT, ZERO-ONE ELEMENTS

87

FUNCTION TABLE

CONTROL INPUTS		OUTPUTS			
B	C	Y1	Y2	Y3	Y4
L	L	A1	A2	A3	A4
L	H	A1	A2	A3	A4
H	L	H	H	H	H
H	H	L	L	L	L

H = high level, L = low level

See page 7-70

3-STATE 16-BIT READ ONLY MEMORIES

88

3-STATE 16-BIT READ ONLY MEMORIES

See page 7-48 Microcomputer Components Data Book, LCC4270

SN5488A (J, W) SN7488A (J, N)

3-STATE 16-BIT READ WRITE MEMORIES

89

3-STATE 16-BIT READ WRITE MEMORIES

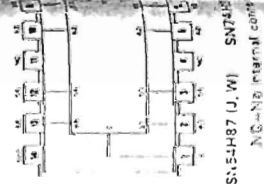
See page 7-48 Microcomputer Components Data Book, LCC4270

SN7489 (J, N)

DECADE COUNTERS

90

DECADE COUNTERS

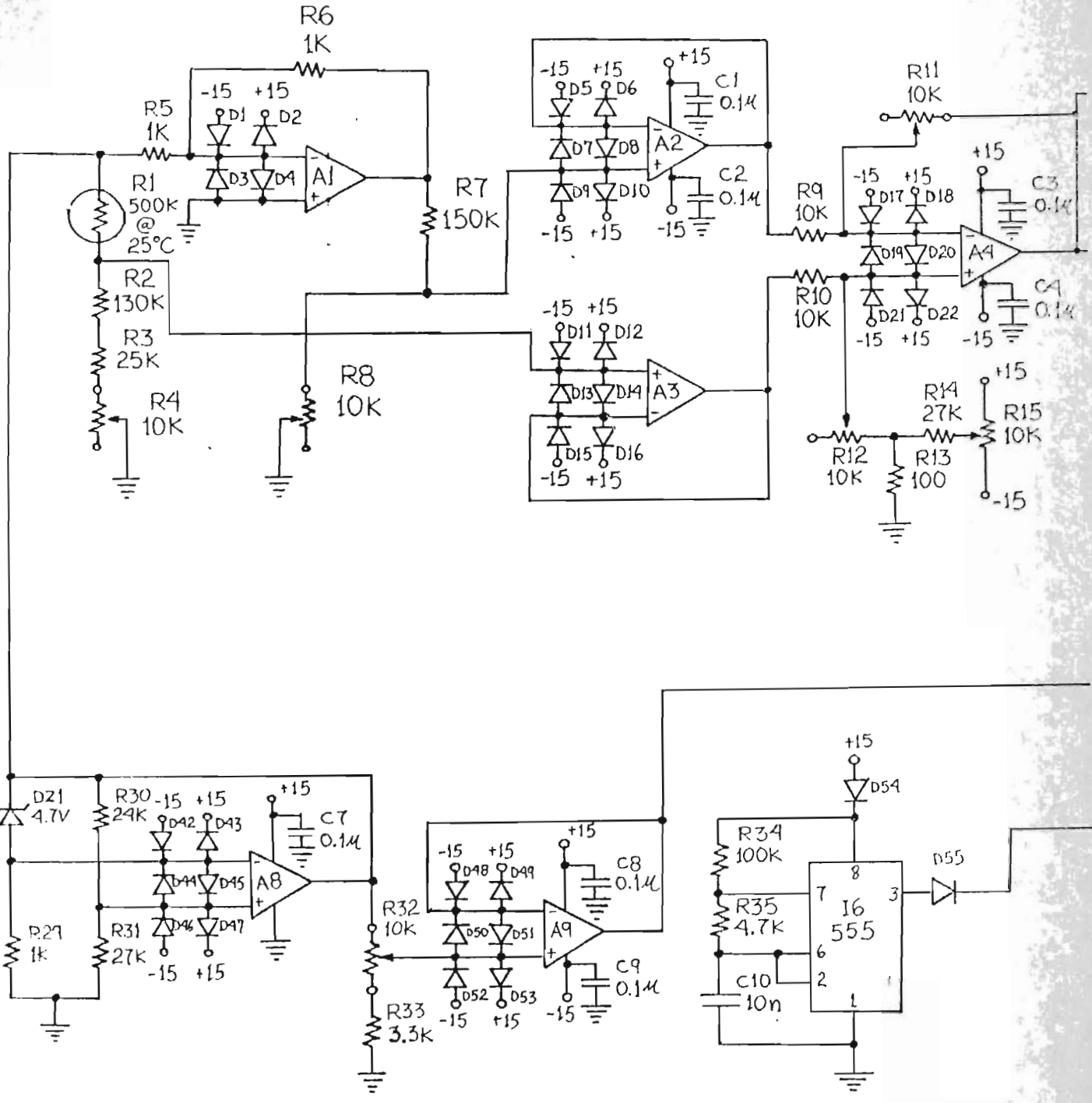


SN5490A (J, W) SN7490A (J, N)
 SN54LS90 (J, W) SN74LS90 (J, N)
 SN54S90 (J, W) SN74S90 (J, N)

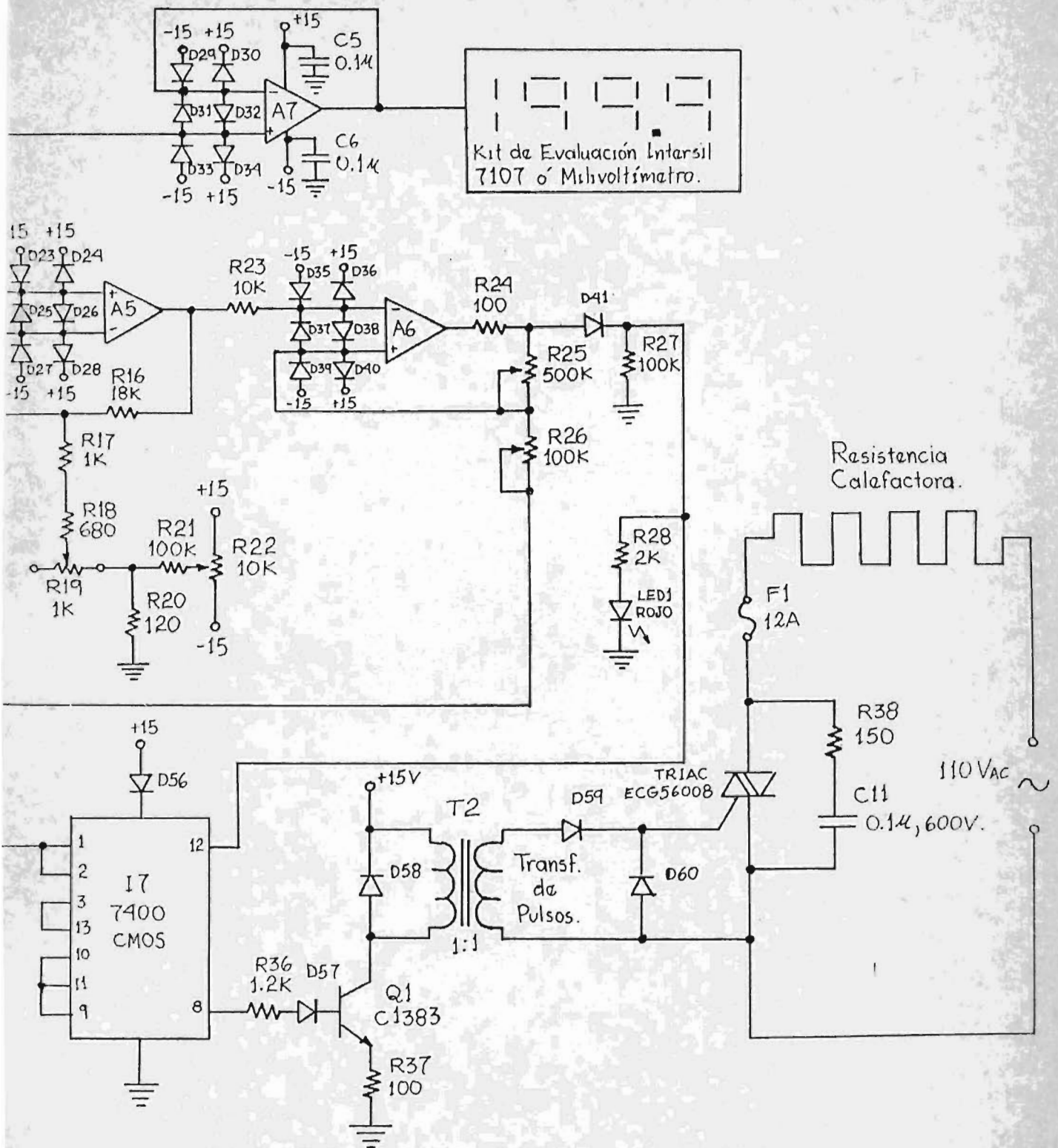
NC = No internal connection

ANEXO 6

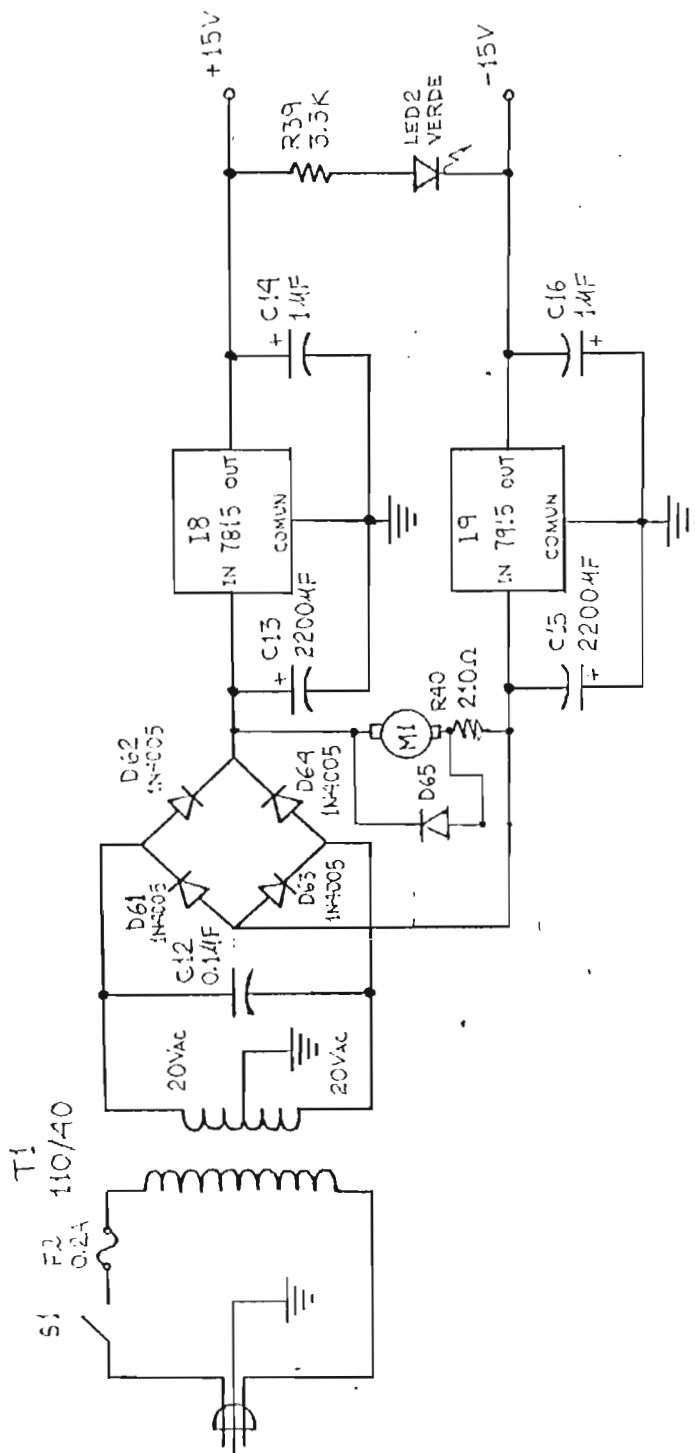
DIAGRAMAS ELECTRICOS



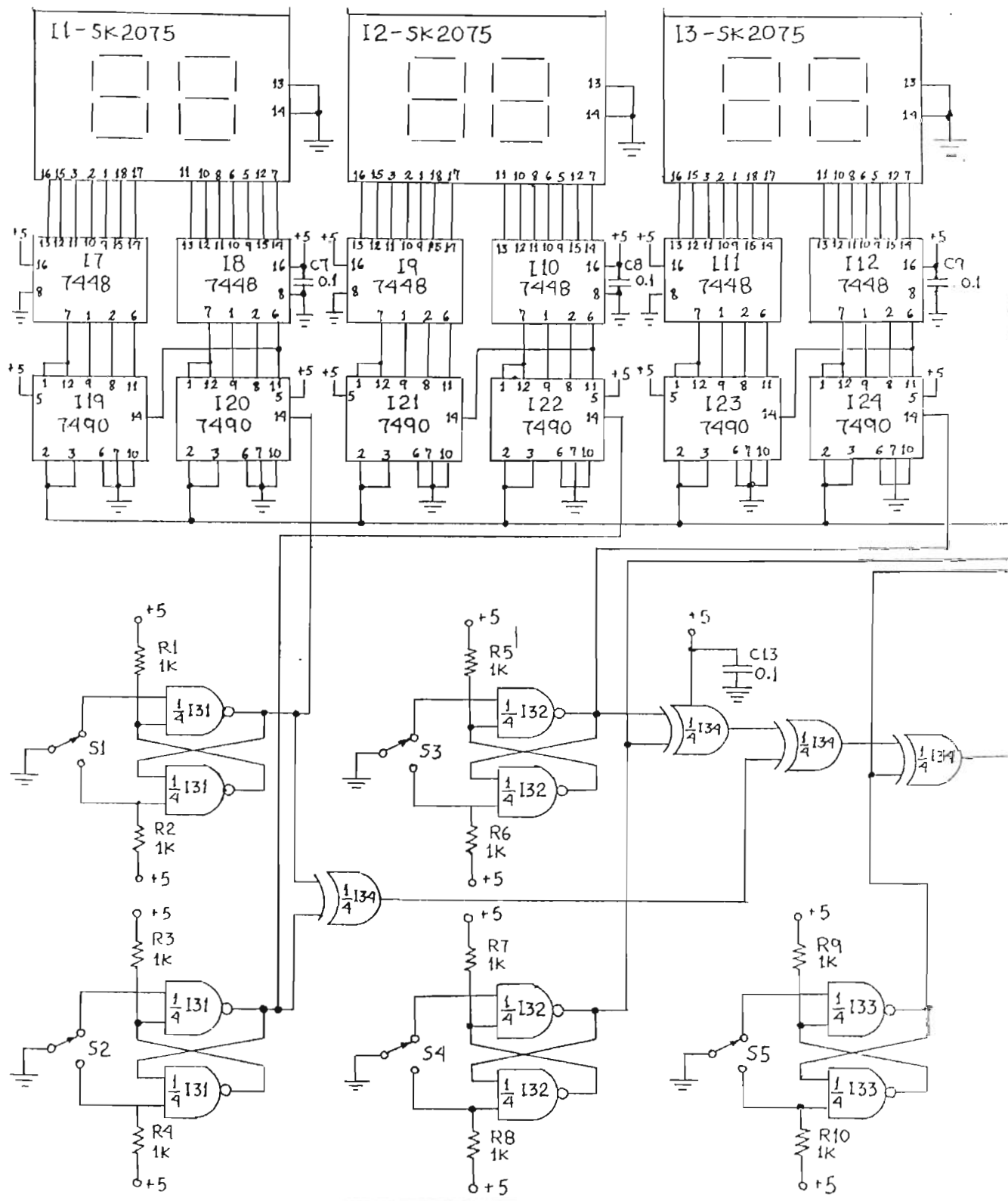
Circuito Propuesto para el Control de Temperatura del Baño de María.



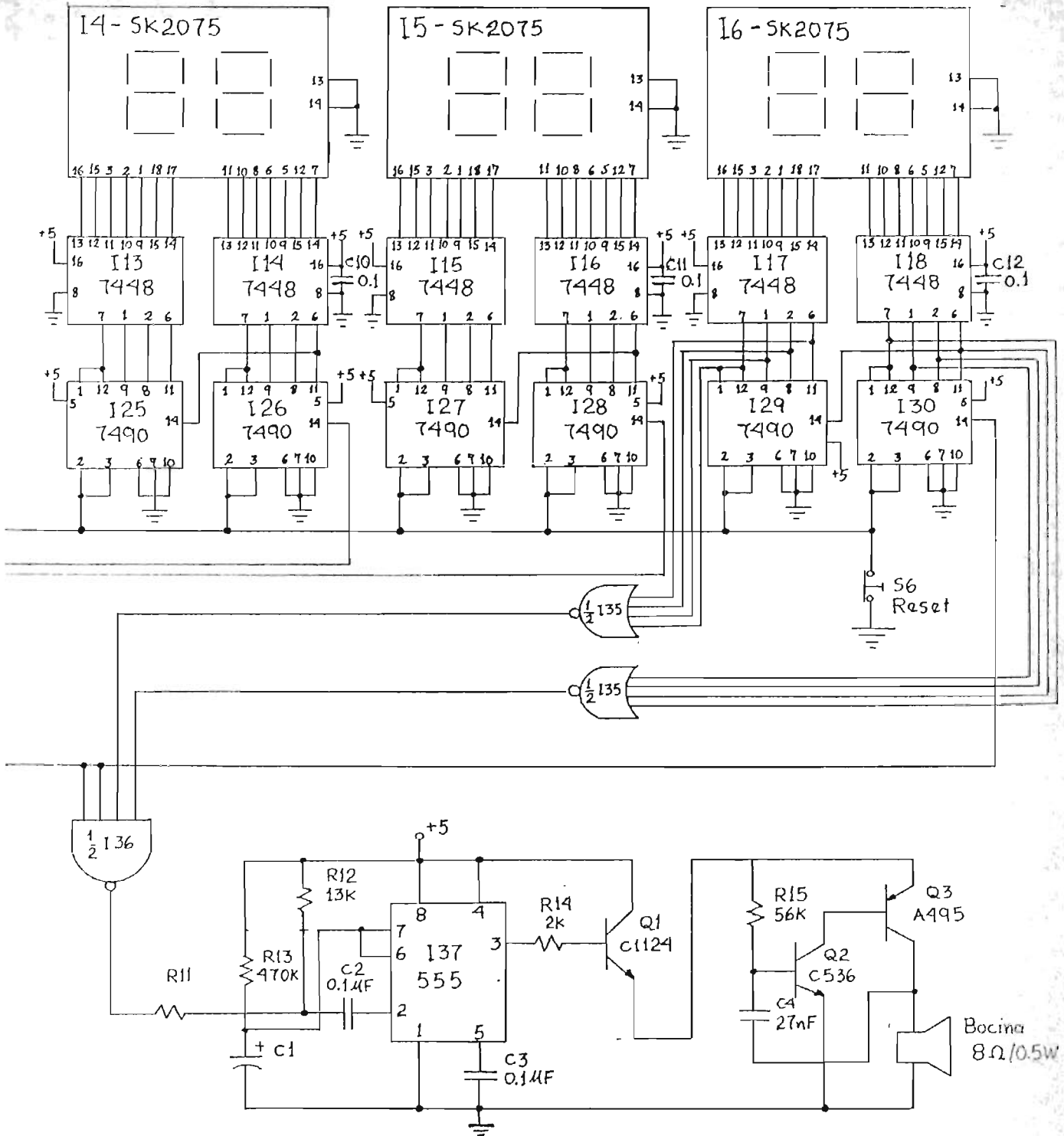
Circuito Propuesto para el Control de Temperatura del Baño de María.



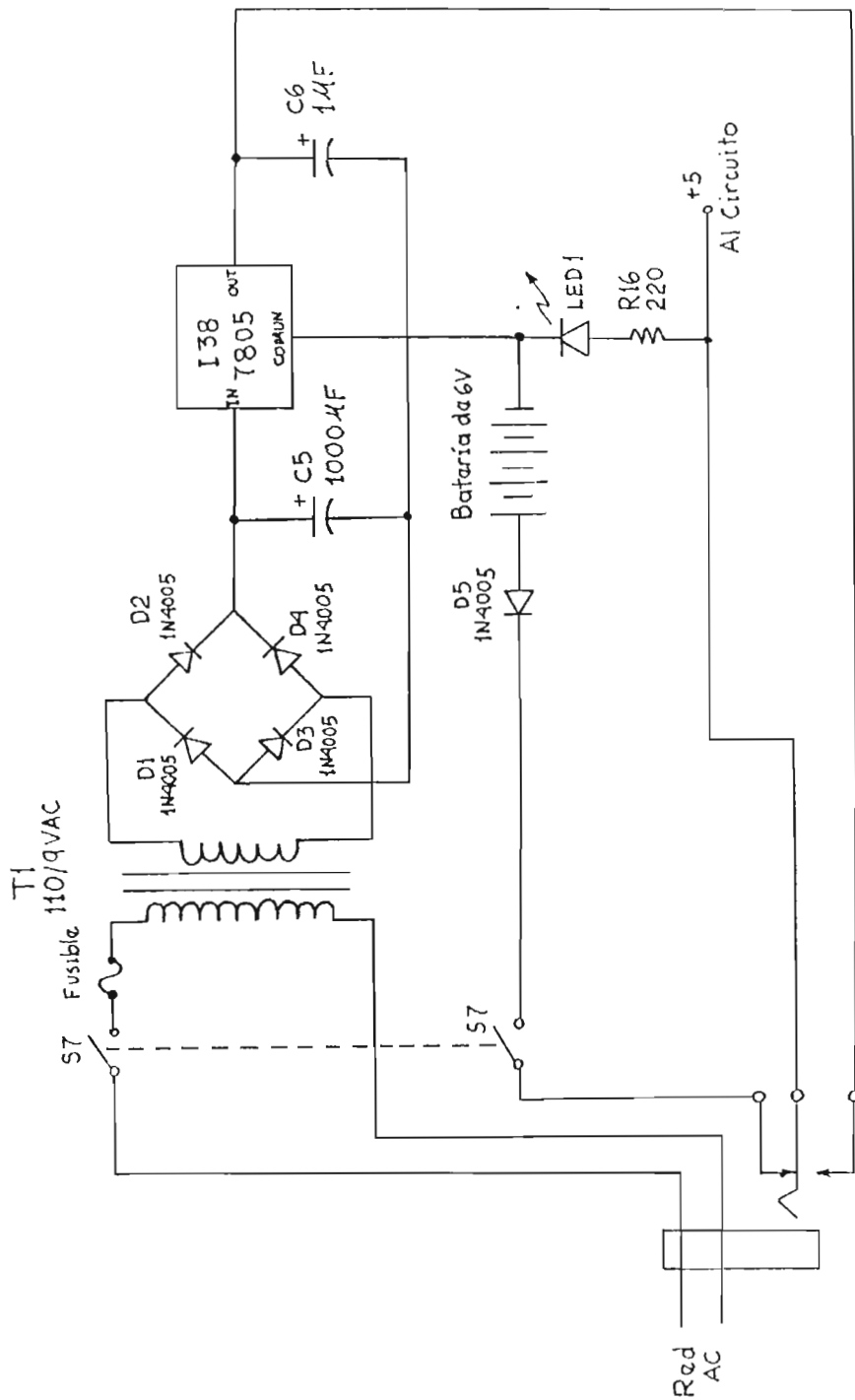
Circuito Propuesto para la Fuente de Alimentación del Control de Temperatura del Baño de María.



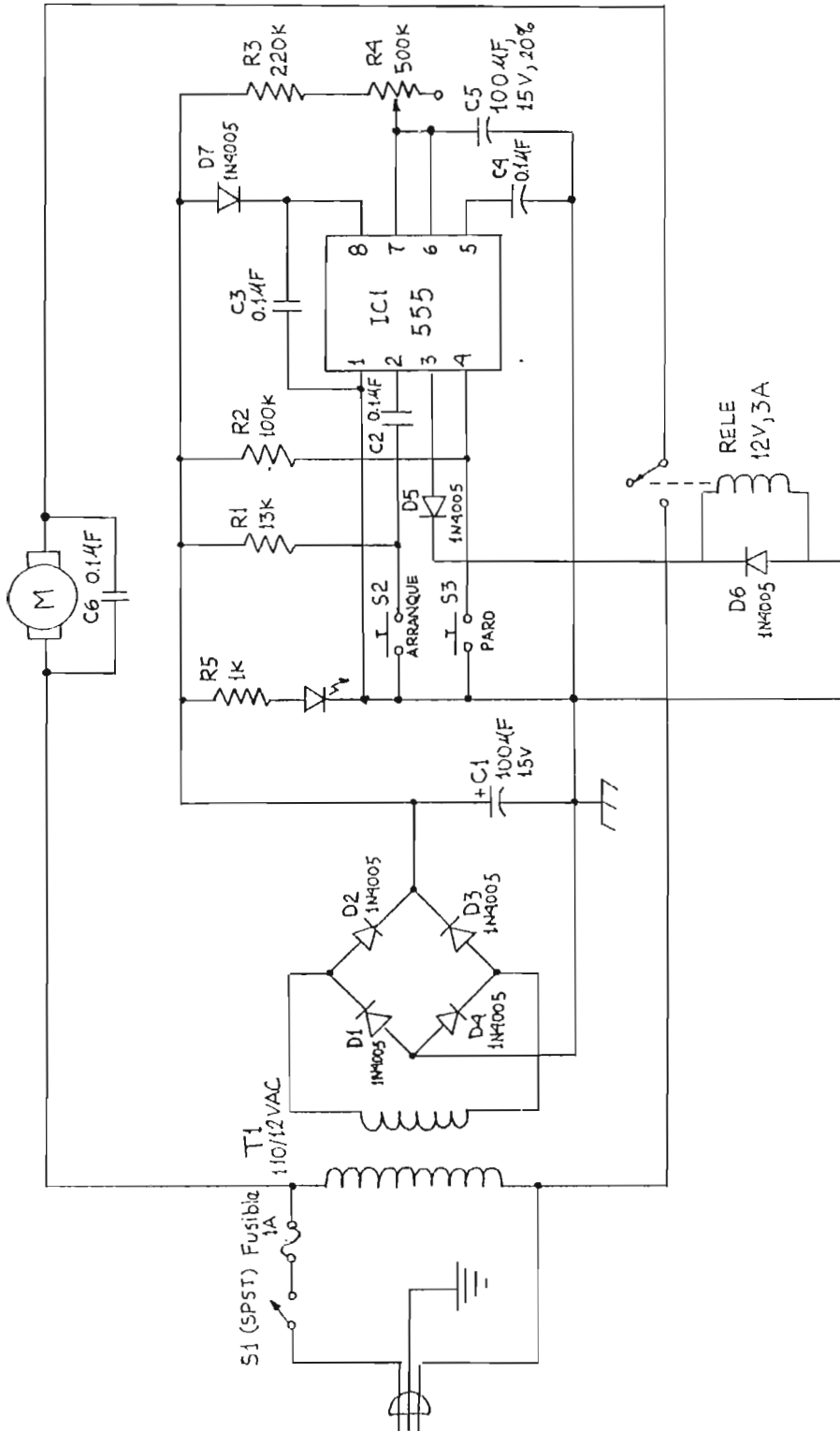
Circuito Propuesto para el Contador de Células Manual.



Circuito Propuesto para el Contador de Células Manual.



Circuito Propuesto para la Fuente de Alimentación del Contador de Células Manual



Circuito Propuesto para el Agitador de Pipetas.