UNIVERSIDAD DON BOSCO
FACULTAD DE INGENIERIA

UNIVERSIDAD DON BOSCO
BIBLIOTECA CENTRAL
"RAFAEL MEZA AYAU"
CIUDADELA DON BOSCO
SOYAPANGO, EL SALVADOR

CONSTRUCCION DE UN PROTOTIPO DE MAQUINA DE HEMODIALISIS. DISEÑO Y MONTAJE DE SU SISTEMA ELECTRONICO DE CONTROL.

TRABAJO DE GRADUACION ELABORADO PARA OPTAR AL TITULO DE:

"INGENIERO EN BIOMEDICA"

PRESENTADO POR:

KATYA VERONICA SANDOVAL RODRIGUEZ

SOYAPANGO 1995

UNIVERSIDAD DON BOSCO
FACULTAD DE INGENIERIA
INGENIERIA BIOMEDICA

TRABAJO DE GRADUACION:

CONSTRUCCION DE UN PROTOTIPO DE MAQUINA DE HEMODIALISIS. DISEÑO Y MONTAJE DE SU SISTEMA ELECTRONICO DE CONTROL.

JURADO EVALUADOR:

ING. ERNESTO GODOFREDO GIRON
ASESOR

ING. SALVADOR JUAREZ
JURADO

ING. LUIS ALBERTO ESCOBAR
JURADO

UNIVERSIDAD DON BOSCO

AUTORIDADES

Pbro. Lic. Salvador Cafarelli, sdb
PRESIDENTE

Pbro. Lic. Pierre Muyshondt, sdb
SECRETARIO GENERAL

Ing. Federico Miguel Huguet
RECTOR

Ing. José Miguel Hernández
DECANO FACULTAD DE INGENIERIA

Ing. José Roberto Guzmán
VICEDECANO FACULTAD DE INGENIERIA

PROLOGO

El Area de Hemodiálisis constituye ciertamente un tema muy interesante en el campo de la Biomédica, sin embargo su conocimiento, aún a la fecha, está muy poco difundido; éste ha sido en gran parte el reto para la elaboración del presente trabajo, el cual pretende ser una herramienta para la enseñanza de esta área, pudiendo finalmente contribuir a mejorar la calidad del personal relacionado con ella.

Deseo expresar el más sincero y profundo agradecimiento a quienes han ayudado a la realización de este trabajo, a Dios Omnipotente Uno y Trino, a nuestra Madre María Santísima, patrona de este trabajo; a los amigos de Dios, a mis padres, hermanos y familiares, a mis buenos amigos, al asesor y jurados del proyecto, al personal del Hospital Militar, al personal del Instituto Salvadoreño del Seguro Social y a todos aquellos que de una u otra forma han aportado su colaboración.

San Salvador *Katya Verónica Sandoval*

DEDICATORIA

Deseo dedicar esta sencilla obra

a las personas que padecen de Insuficiencia Renal Crónica;

al personal que labora en los Hospitales,

y finalmente a los jóvenes estudiantes de Biomédica.

TABLA DE CONTENIDO

CONTENIDO	*PAGINA*
INTRODUCCION	*i*
OBJETIVOS	*iv*
SISTEMA RENAL	*1*
MAQUINA DE HEMODIALISIS	*41*
PROTOTIPO DE MAQUINA DE HEMODIALISIS. DISEÑO DE SU SISTEMA DE CONTROL	*85*
OPERACION DEL PROTOTIPO DE MAQUINA DE HEMODIALISIS	*136*
CONCLUSIONES	*179*
GLOSARIO	*181*
BIBLIOGRAFIA	*184*
ANEXOS	*186*

INDICE

CONTENIDO **PAGINA**

INTRODUCCION i

OBJETIVOS iv
OBJETIVOS GENERALES iv
OBJETIVOS ESPECIFICOS iv

SISTEMA RENAL 1
1.1 INTRODUCCION. 1
1.1.1 DEFINICIONES BASICAS. 2
1.1.1.1 MECANISMOS DE MOVIMIENTO DE LAS SUSTANCIAS CORPORALES 2
1.2 ANATOMIA Y FISIOLOGIA DEL SISTEMA RENAL 4
1.2.1 ESTRUCTURA ANATOMICA DEL SISTEMA RENAL. 4
1.2.2 ESTRUCTURA MICROSCOPICA DEL RIÑON . . . 7
1.2.3 CIRCULACION RENAL. 10
1.2.4 INERVACION RENAL. 11
1.2.5 FORMACION Y EXCRESION DE LA ORINA . . . 12
1.2.5.1 FILTRACION GLOMERULAR 13
1.2.5.2 REABSORCION TUBULAR 15
1.2.5.3 SECRECION TUBULAR. 18
1.2.5.5 LLENADO DE LA VEJIGA 24
1.2.5.6 MICCION 24
1.2.6 SINTESIS DE LA FUNCION DEL SISTEMA RENAL 25
1.2.7 COMPOSICION DE LA ORINA 26
1.3 TRANSTORNOS DE LA FUNCION RENAL 28

1.3.1 DIAGNOSTICO DE ENFERMEDADES RENALES . . 29
1.4 INSUFICIENCIA RENAL 29
1.4.1 INSUFICIENCIA RENAL AGUDA 30
1.4.2 INSUFICIENCIA RENAL CRONICA 31
1.5 TRATAMIENTO DE LA INSUFICIENCIA RENAL 34
1.5.1 TRATAMIENTO CONVENCIONAL 34
1.5.2 DIALISIS 35
1.5.2.1 HEMODIALISIS. 36
1.5.2.2 DIALISIS PERITONEAL 37
1.5.3 TRANSPLANTE 38

MAQUINA DE HEMODIALISIS 41
2.1 INTRODUCCION 41
2.2 TRATAMIENTO DE HEMODIALISIS 44
2.2.1 DIAGRAMA DEL PROCESO 46
2.3 MAQUINA DE HEMODIALISIS BASICA: DIAGRAMA DE BLOQUES 47
2.4 MODULO DE SANGRE DE LA MAQUINA DE HEMODIALISIS . 49
2.4.1 BOMBA DE SANGRE 50
2.4.1.1 FUNCIONAMIENTO 51
2.4.1.2 CALIBRACION 52
2.4.2 DETECTOR DE BURBUJAS. 54
2.4.2.1 OPERACION. 54
2.4.3 SISTEMA SENSOR DE PRESION SANGUINEA . . 55
2.4.4 VALVULA DE CIERRE DE LA LINEA VENOSA . 56
2.4.5 BOMBA DE HEPARINA 58
2.4.5.1 FUNCIONAMIENTO 58
2.4.6 DIAGRAMA DE FLUJO DEL MODULO DE SANGRE 59
2.5 MODULO DE FLUIDOS DE LA MAQUINA DE HEMODIALISIS . 60
2.5.1 SISTEMA DE MEZCLA Y SUMINISTRO DE LA SOLUCION 60
2.5.2 CALENTADOR 62

2.5.2.1 OPERACION 63
2.5.3 SISTEMA DE PRESION NEGATIVA 64
2.5.3.1 CONTROL DE LA PRESION NEGATIVA . . 65
2.5.4 DETECTOR DE FUGAS DE SANGRE 65
2.5.4.1 OPERACION 66
2.5.5 MONITOR DE CONDUCTIVIDAD 66
2.5.5.1 OPERACION 67
2.5.6 ULTRAFILTRACION 67
2.5.7 MODO BYPASS 70
2.5.8 DIAGRAMA DE FLUJO DEL MODULO DE FLUIDOS 71
2.6 SOLUCION DE DIALISIS 72
2.6.1 AJUSTE DEL BALANCE QUIMICO 74
2.6.2 COMPOSICION DE LA SOLUCION DE DIALISIS 75
2.7 FILTRO DIALIZADOR 77
2.8 PROCESO DE LIMPIEZA DE LA MAQUINA 81
2.9 TRATAMIENTO DE AGUA 82

PROTOTIPO DE MAQUINA DE HEMODIALISIS. DISEÑO DE SU SISTEMA DE CONTROL 85
3.1 INTRODUCCION 85
3.2 DISEÑO DEL MODULO DE SANGRE 87
3.2.1 CONTROL DE LA BOMBA DE SANGRE 87
3.2.1.1 CRITERIOS Y PROCESO DE DISEÑO DEL CIRCUITO DE CONTROL DE LA BOMBA DE SANGRE 87
3.2.2 SENSOR DE PRESION SANGUINEA 94
3.2.2.1 CRITERIOS Y PROCESO DE DISEÑO DEL CIRCUITO SENSOR DE PRESION VENOSA 94
3.2.3 DETECTOR DE BURBUJAS EN SANGRE 99
3.2.3.1 CRITERIOS Y PROCESO DE DISEÑO DEL CIRCUITO DETECTOR DE BURBUJAS DE

SANGRE 99
3.3 DISEÑO DEL MODULO DE FLUIDOS 105
3.3.1 CONTROL DE LA BOMBA DE SOLUCION 106
3.3.1.1 CRITERIOS Y PROCESO DE DISEÑO DEL CIRCUITO DE CONTROL DE LA BOMBA DE SOLUCION 106
3.3.2 CONTROL DE LA BOMBA PARA ULTRAFILTRACION 113
3.3.2.1 CRITERIOS Y PROCESO DE DISEÑO DEL CIRCUITO DE CONTROL DE LA BOMBA PARA ULTRAFILTRACION 113
3.3.3 CONTROL DEL CALENTADOR 115
3.3.3.1 CRITERIOS Y PROCESO DE DISEÑO DEL CIRCUITO DE CONTROL DEL CALENTADOR Y MONITOR DE TEMPERATURA 115
3.3.4 DETECTOR DE FUGAS DE SANGRE 122
3.3.4.1 CRITERIOS Y PROCESO DE DISEÑO DEL CIRCUITO DETECTOR DE FUGAS DE SANGRE 122
3.4 CIRCUITOS LOGICOS 127
3.4.1 ALARMA AUDIBLE 128
3.4.1.1 SILENCIADOR 130
3.4.2 PROCESO DE LIMPIEZA 131
3.4.3 MECANISMO DE PARO DE LA BOMBA DE SANGRE 133
3.5 FUENTE DE ALIMENTACION 134

OPERACION DEL PROTOTIPO DE MAQUINA DE HEMODIALISIS 136
4.1 INTRODUCCION 136
4.2 ESTRUCTURA FISICA DEL PROTOTIPO 137
4.2.1 DESCRIPCION GENERAL 137
4.2.1.1 PANEL DE CONTROL Y ALARMAS 137

4.2.1.2 TARJETAS IMPRESAS 139
4.2.1.3 SENSORES 143
4.2.2 ESPECIFICACIONES TECNICAS 145
4.3 OPERACION DEL PROTOTIPO 146
4.3.1 CONSIDERACIONES INICIALES 146
4.3.2 PROCEDIMIENTO DE OPERACION 149
4.3.2.1 MODULO DE SANGRE 149
4.3.2.1.1 BOMBA DE SANGRE 149
4.3.2.1.2 SENSOR DE PRESION 152
4.3.2.1.3 DETECTOR DE BURBUJAS 154
4.3.2.2 MODULO DE FLUIDOS 158
4.3.2.2.1 SENSOR DE NIVEL DE SOLUCION . 158
4.3.2.2.2 SENSOR DE TEMPERATURA 160
4.3.2.2.3 DETECTOR DE FUGAS 164
4.3.2.2.4 ULTRAFILTRACION 168
4.3.2.2.5 PROCESO DE LIMPIEZA 170
4.4 DIAGRAMAS DE CIRCUITOS 171
4.4.1 CIRCUITO FUENTE DE ALIMENTACION 171
4.4.2 CIRCUITO DE CONTROL SENSOR DE PRESION . 172
4.4.3 CIRCUITO DE CONTROL DETECTOR DE BURBUJAS EN SANGRE 173
4.4.4 CIRCUITO DE CONTROL DE BOMBA SOLUCION, BOMBA UFR Y SENSOR DE NIVEL DE SOLUCION 174
4.4.5 CIRCUITO DE CONTROL DETECTOR DE FUGAS DE SANGRE 175
4.4.6 CIRCUITO DE CONTROL CALENTADOR Y SENSOR DE TEMPERATURA 176
4.4.7 CIRCUITOS LOGICOS 177
4.4.8 CIRCUITO DE CONTROL BOMBA DE SANGRE . . 178

CONCLUSIONES 179

GLOSARIO *181*

BIBLIOGRAFIA *184*

ANEXOS *185*

INTRODUCCION

El Sistema Urinario se define como el principal sistema excretor del cuerpo humano y de muchos animales. La formación de la orina es el medio fundamental a través del cual, son recogidos y expulsados del organismo gran cantidad de los desechos que diariamente se producen en el cuerpo, derivados de los diversos procesos del metabolismo.

Si por alguna causa el organismo es privado de esta función, es lógico esperar que en corto tiempo se manifiesten una serie de fallas en diversas funciones corporales, ya que al faltar una vía de excresión tan importante, la alteración que sufre la estabilidad del medio interno es fuerte y demanda una pronta corrección, si no se desean secuelas graves.

Existen algunas enfermedades renales que no son manifiestas sino hasta su etapa terminal, como suele ser el caso de quienes padecen insuficiencia renal crónica; pero aún cuando la función renal ya no es recuperable, existen medios alternativos de tratamiento, como las máquinas de hemodiálisis que al sustituir la función de los riñones, ayudan a los pacientes a prolongar su vida en condiciones considerablemente normales.

A pesar de que muchas personas padecen de insuficiencia renal, y han sido tratadas con hemodiálisis, la mayor parte conocen muy poco acerca del tratamiento, y en general el conocimiento sobre la función que desarrolla el sistema urinario, no ha sido hasta la vez un tema muy difundido.

La elaboración de un estudio sobre la fisiología renal y el desarrollo de un prototipo de máquina de hemodiálisis didáctica, pueden ser un medio que facilite la difusión del conocimiento sobre esta área y permita que las personas más relacionadas a este tipo de equipos, ya sea en calidad de estudiantes, operadores, técnicos o pacientes, comprendan más a fondo todo el trabajo que se realiza en las máquinas, a fin de que posteriormente la calidad del área de hemodiálisis en el país pueda ser favorecida.

La construcción del prototipo didáctico de máquina de hemodiálisis requiere del diseño teórico previo de lo que será el sistema total, y este proceso depende en gran parte del recurso disponible en cuanto a componentes útiles para el prototipo.

La selección de aquellos componentes que se consideran indispensables o cuando menos importantes en la conformación de un equipo de hemodiálisis didáctico, constituye la base a partir de la cual se establecen ciertos criterios de diseño para el sistema electrónico de control; asimismo cabe esperarse que los circuitos de dicho control sean lo menos complicado posible a fin de que no se dificulte su comprensión y se optimize el recurso económico sin dejar de obtenerse el funcionamiento esperado.

El diseño de los circuitos que controlarán a cada componente del prototipo, inicia a partir de la función teórica que se espera que este desempeñe; luego, se evalúan brevemente algunas alternativas que cumplan con los requisitos o criterios de diseño adoptados, tomando en consideración las condiciones que en cada caso pudieran limitar la operación del dispositivo, y posteriormente se efectúan otros pasos como cálculos, selección de elementos, etc., necesarios para obtener finalmente el circuito

de control.

La función del prototipo de Máquina de Hemodiálisis consiste básicamente en simular el funcionamiento de las máquinas reales en la consecución del tratamiento de Hemodiálisis. Para ello cuenta con un sistema de control electrónico constituido por los circuitos que comandan la operación de todo el equipo; parte fundamental del control es el denominado sistema de seguridad, el cual consta de diversos sensores encargados de detectar cualquier anormalidad que se presente en el proceso, enviando señales a los circuitos de mando para que estos activen los mecanismos adecuados. El prototipo cuenta con algunos sensores básicos que actúan bajo los mismos principios que los dispositivos reales.

Otro componente fundamental en las máquinas de hemodiálisis es el sistema hidráulico, compuesto principalmente por bombas que se encargan de la circulación de los fluidos que tendrán el intercambio iónico en el filtro; dicho sistema en el prototipo, está representado por indicadores visuales que se activan en forma análoga a la operación de las bombas obteniéndose una representación bastante completa del trabajo realizado por las máquinas reales usadas en los hospitales.

OBJETIVOS

OBJETIVOS GENERALES

Proporcionar la información teórica básica sobre: la Anatomía y Fisiología del Sistema Renal, y los Componentes y Operación de la Máquina de Hemodiálisis.

Describir el proceso de diseño de los circuitos que conforman el sistema electrónico de control del prototipo didáctico de máquina de hemodiálisis a construir.

Describir el proceso de operación del prototipo didáctico de máquina de hemodiálisis.

OBJETIVOS ESPECIFICOS

- *Describir el funcionamiento normal del Sistema Renal y las fallas renales que requieren del uso de Máquinas de Hemodiálisis.*

- *Describir en qué consiste el proceso de hemodiálisis.*

- *Definir los componentes básicos de una máquina de hemodiálisis y su función.*

- *Describir los componentes que conforman las Máquinas de Hemodiálisis actuales.*

- *Definir los componentes que se han de incluir en los módulos de sangre y de fluidos del prototipo.*

- *Establecer los criterios para el diseño de los distintos circuitos del sistema de control del prototipo.*

- *Presentar los diagramas obtenidos para los circuitos del sistema de control, realizados previamente los cálculos pertinentes y selección de elementos.*

- *Presentar una breve descripción de la estructura física que conforma el prototipo.*

- *Definir el procedimiento a seguir, a través de una secuencia de pasos, para la operación del prototipo y sus distintos componentes.*

- *Establecer ciertos valores de voltaje (obtenidos en los puntos de prueba definidos) como parámetro para determinar el buen funcionamiento del equipo.*

CAPITULO I

SISTEMA RENAL

1.1 INTRODUCCION.

En el hombre, los riñones junto a otros órganos relacionados conforman el llamado sistema urinario o sistema renal, el cual desempeña un papel muy importante para la conservación de la vida, ya que se encarga de desalojar los productos de desecho que resultan del metabolismo corporal, evitando con ello que el organismo se autointoxique y le sobrevenga rápidamente la muerte.

Aproximadamente 20% del gasto cardíaco circula por los riñones cada minuto[1]*; allí, la sangre es limpiada de los desechos y sustancias tóxicas que porta, y estos posteriormente son eliminados del cuerpo mediante la formación y excresión de la orina. Esto convierte a los riñones en los principales órganos excretores del organismo pues se encargan de desalojar cerca del 75% de los productos de desecho y exceso de fluidos. La eliminación del resto de los desechos la llevan a cabo los pulmones, mediante la respiración; la piel mediante la transpiración; y el tracto digestivo mediante la defecación.*

Cuando se produce una falla renal, el balance hídrico corporal y la estabilidad del medio interno se ven grandemente afectados, por lo que dicha anormalidad debe ser aliviada con prontitud para

---

[1] *Ganong W., Fisiología Médica*

evitar consecuencias graves.

1.1.1 DEFINICIONES BASICAS.

Para comprender la forma en que actúa el sistema renal al desarrollar sus funciones en el organismo, es necesario tener en cuenta algunos conceptos básicos de fisiología, los cuales se exponen a continuación.

1.1.1.1 MECANISMOS DE MOVIMIENTO DE LAS SUSTANCIAS CORPORALES.

Los diversos sistemas en el cuerpo humano están constituidos a base de células. Estas viven en un medio acuoso que se denomina Líquido Extracelular, en el cual puede diferenciarse el Plasma sanguíneo que fluye en los vasos del sistema circulatorio y el Líquido Intersticial que baña las células y queda fuera de los vasos. De este último, la célula toma el oxígeno y sustancias nutritivas, y en el descarga sus productos metabólicos de desecho. El interior de la célula está constituido por otro líquido llamado Intracelular.

Los diversos fluidos corporales, difieren en composición debido principalmente al tipo de barreras o membranas que los separan.

Los procesos básicos por medio de los cuales se produce el movimiento del agua y de las pequeñas moléculas que forman los fluidos corporales, a través de las barreras que los separan, son: la difusión, la filtración, la ósmosis, el transporte activo, la difusión facilitada y otros. A continuación se menciona breve-

mente la forma en que se lleva a cabo cada proceso.

1. ***DIFUSION:*** *Es el proceso por el cual se expande una sustancia en solución, debido al movimiento caótico de sus partículas para ocupar todo el volumen disponible y, depende directamente de la diferencia de concentraciones entre dos áreas (gradiente de concentración o gradiente químico) y de la sección transversal a través de la cual se ha de realizar la difusión; también depende de la permeabilidad de la barrera, si se lleva a cabo entre dos compartimientos separados.*

2. ***FILTRACION:*** *Es el proceso por el cual una sustancia es forzada a pasar a través de una membrana, debido a la diferencia de presión entre los dos lados. La cantidad de sustancia filtrada depende del gradiente de presión como de la permeabilidad de la barrera.*

3. ***OSMOSIS:*** *Se refiere a la difusión de moléculas de solvente, generalmente agua, a través de una membrana y se efectúa desde la zona de mayor concentración de solvente (menor concentración química) hacia aquella que tiene menos solvente es decir mayor cantidad de partículas de soluto.*

4. ***TRANSPORTE ACTIVO:*** *Por lo general los iones y moléculas más grandes que no pueden pasar libremente a través de una barrera, son transportados por moléculas portadoras en las membranas. Si el transporte se produce en una zona de mayor concentración de la molécula transportada a otra de menor concentración, no se requiere energía y el proceso se conoce como* ***DIFUSION FACILITADA;*** *mientras que se denomina* ***TRANSPORTE ACTIVO*** *propiamente, cuando éste requiere de energía,*

puesto que se efectúa en contra del gradiente de concentración (desde un área de menor a otra de mayor concentración). Dicha energía es proporcionada por el metabolismo de las células portadoras de la membrana.

Existen otros mecanismos para el movimiento e intercambio de sustancias, pero el papel que juegan en el sistema urinario es de menor relevancia que el de los mencionados, no así en otras funciones del cuerpo.

1.2 ANATOMIA Y FISIOLOGIA DEL SISTEMA RENAL.

1.2.1 ESTRUCTURA ANATOMICA DEL SISTEMA RENAL.

El sistema urinario o sistema renal está compuesto esencialmente de los riñones, dos en número, los cuales están ubicados sobre una masa densa de grasa contra la pared dorsal del abdomen, a cada lado de la columna vertebral, justo arriba de la cintura (Fig. 1.1). Ambos están sostenidos por el tejido conectivo que rodea las estructuras.

Cada riñón tiene la forma de un frijol pero de mayor tamaño, en el adulto miden aproximadamente 12 cm de longitud, 6 cm de ancho y 2.5 cm de grosor. El riñón derecho colocado inmediatamente abajo del hígado es ligeramente reducido con respecto al izquierdo.

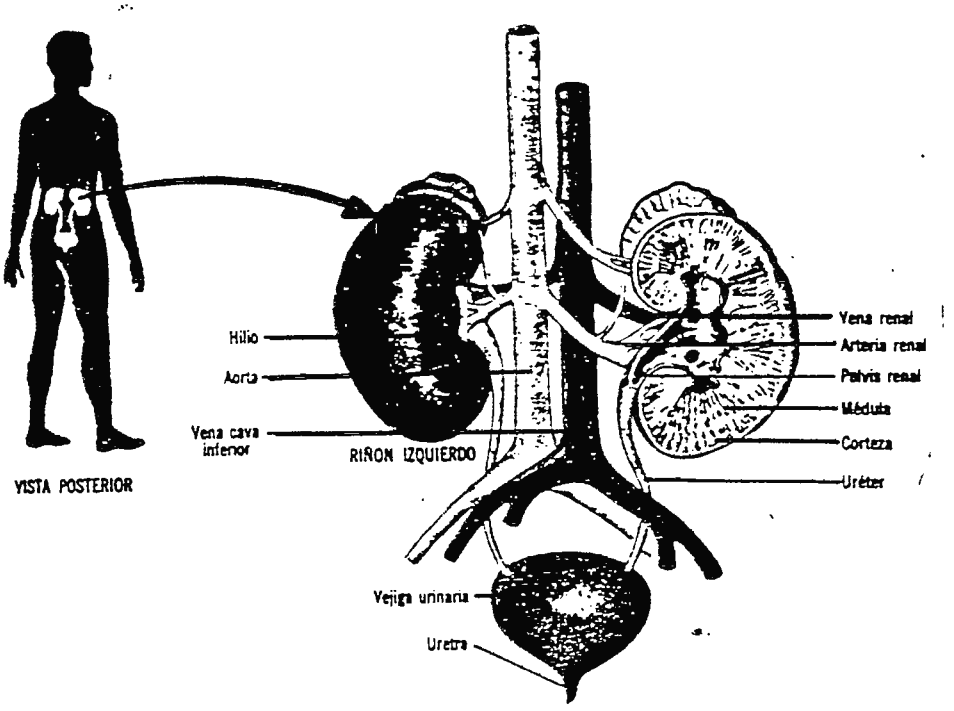


Fig. 1.1
Disposición Anatómica de los riñones en el cuerpo humano.

La concavidad que presenta en su parte media se llama hilio y es el sitio al que llegan los principales vasos sanguíneos, linfáticos y nervios. También del hilio emerge el uréter, tubo de 30 a 35 cm de longitud y de 0.5 cm de diámetro que desciende hasta la superficie dorsal de la vejiga urinaria. La parte superior del uréter donde se une con el riñón, es un poco ensanchada y recibe el nombre de pelvis renal.

Al observar un corte longitudinal del riñón (Fig. 1.2) pueden notarse dos regiones principales, una externa oscura llamada Corteza y otra interna considerablemente más gruesa llamada Médula, cuya parte media presenta el tejido en forma de pequeñas pirámides. La cavidad central es la ya mencionada Pelvis Renal.

Otro elemento del sistema renal es la vejiga urinaria, la cual consiste en una bolsa constituida por tres capas de tejido muscular diverso que proporcionan gran elasticidad, pudiendo contraerse y expanderse considerablemente, variando su capacidad entre los individuos.

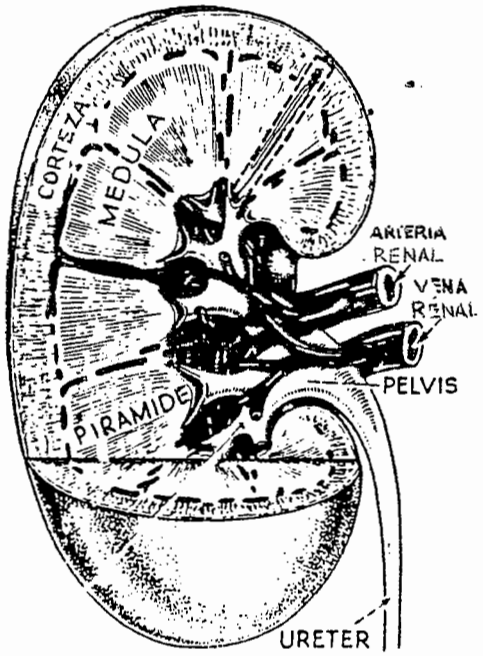


Fig. 1.2
Corte Longitudinal del riñón que muestra su estructura interna.

En el sitio de entrada de cada uréter a la vejiga existe un pliegue de tejido epitelial, que actúa como válvula, impidiendo el retroceso de la orina que llega del riñón a la vejiga. Desde ahí la orina es transportada al exterior por un conducto llamado uretra. En la unión de ésta con la vejiga, existe el esfínter interno formado por fibras musculares lisas. La parte más externa de la uretra que se abre al exterior, está controlada por músculos estriados que constituyen el esfínter externo.

1.2.2 ESTRUCTURA MICROSCOPICA DEL RIÑON.

La unidad funcional del riñón es el nefrón también llamado nefrona o túbulo renal, que mide entre 35 y 65 mm y consiste de varias regiones diferenciadas que presentan características estructurales y funcionales específicas.

Cada riñón humano posee aproximadamente 1.3 millones de nefrones y esta cantidad es la que determina en gran parte el tamaño del riñón.

Cada nefrón comprende las siguientes partes (Fig. 1.3):

a) ***EL GLOMERULO:*** *Está formado por una madeja de capilares en un extremo del nefrón; este conjunto de capilares tiene apróximadamente 200 µm de diámetro y es introducido por una arteriola aferente al ramificarse ésta. Las arteriolas aferentes introducen la sangre hasta cada nefrón; luego de pasar la sangre por el glomérulo, lo abandona por medio de arteriolas eferentes, las cuales se forman al unirse de nuevo los capilares glomerulares de cada nefrón.*

b) ***LA CAPSULA DE BOWMAN:*** *Es una cavidad en forma de embudo, dentro de la cual se ubica el glomerulo, compuesta por una estructura de varias capas de tejido pero hueca en su interior, similar al resto del nefrón. En forma colectiva se denomina Corpúsculo Renal al conjunto formado por una cápsula y su glomérulo.*

c) ***TUBO CONTORNEADO PROXIMAL:*** *Es la porción del túbulo renal, con forma convoluta, que se extiende desde la cápsula de Bowman, midiendo cerca de 15 mm de longitud y 55 µm de diámetro.*

d) ***ASA DE HENLE:*** *Es la región siguiente al túbulo proximal y consta de una rama descendente recta seguida de la porción en forma de horquilla, de menor grosor, (2 a 14 mm de longitud ambas partes) que regresa mediante la rama ascendente recta (12 mm de longitud) hasta unirse a la siguiente parte del nefrón.*

e) ***TUBO CONTORNEADO DISTAL:*** *Este mide 5 mm de longitud e inicia desde su unión con la rama ascendente gruesa del Asa de Henle; tiene una estructura convoluta similar a la porción proximal. Los túbulos distales de todos los nefrones se unen formando túbulos más grandes llamados colectores.*

f) ***TUBOS COLECTORES:*** *En ellos desembocan los tubos distales de todos los nefrones. Tienen cerca de 20 mm de longitud y descienden hasta la pelvis renal, transportando la orina desde el nefrón hasta la pelvis, para que luego pase al uréter.*

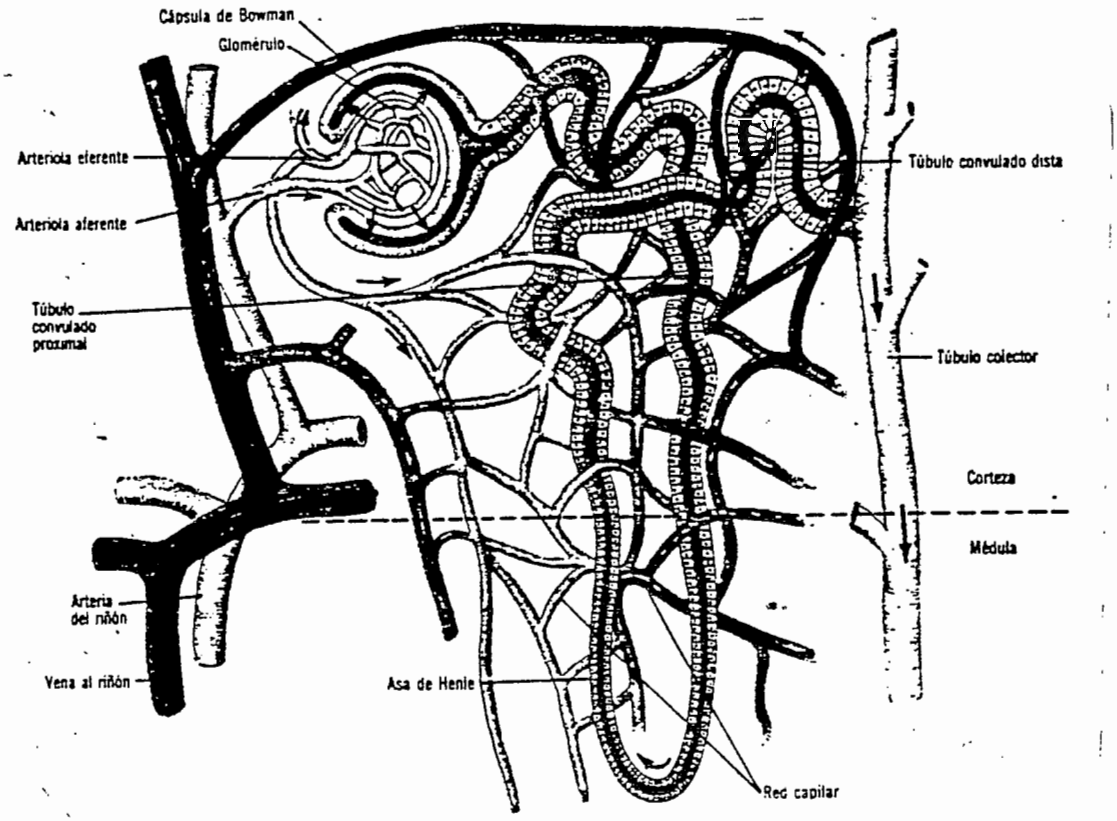


Fig. 1.3
Estructura microscópica de un nefrón o túbulo renal

Los nefrones cuyo glomérulo se encuentra en la corteza (nefrones corticales) poseen asas de Henle cortas que llegan hasta la médula pero no profundizan. Mientras aquéllos con glomérulos en regiones más interiores como la unión de la corteza y la médula (nefrones yuxtamedulares) poseen asas de Henle más largas que

llegan hasta las pirámides medulares. En el hombre existe más del 85% de nefrones corticales por lo cual la descripción de todos los procesos se refiere principalmente a este tipo de nefrones.

1.2.3 CIRCULACION RENAL.

En un adulto en reposo, el riñón recibe 1.2 a 1.3 Lt. de sangre por minuto, osea entre el 20 y 25% del gasto cardíaco[2].

La sangre arterial penetra al riñón por la arteria renal, que proviene de la aorta abdominal, y se subdivide sucesivamente en arterias más y más pequeñas hasta formar finalmente las arteriolas aferentes. Cada una de éstas, desemboca en los capilares de un glomérulo. De toda la sangre que penetra al riñón 9/10 pasan a través de los glomérulos y la restante irriga los tejidos anexos.

La sangre drena los capilares de cada glomérulo por medio de un solo y estrecho vaso sanguíneo llamado arteriola eferente que luego de un tramo vuelve a ramificarse en una red capilar que rodea las porciones convolutas del túbulo y el asa de Henle (capilares peritubulares). Estos capilares se van uniendo hasta constituir las venas renales que regresan la sangre a la circulación general mediante la vena cava inferior.

---

[2] *El flujo sanguineo renal puede ser medido con reómetros electromagnéticos o por el Principio de Fick que consiste en medir la cantidad de una sustancia administrada excretada en la orina por unidad de tiempo, dividiéndose luego este valor entre la diferencia de su concentración en el plasma arterial y en el renal venoso, siempre que dicha sustancia no sea metabolizada, almacenada o producida en el riñón.*

Debido a que la mayor parte de glomérulos se encuentran a nivel de la corteza del riñón, el flujo sanguíneo por gramo de tejido en la unidad de tiempo es mucho mayor en la corteza que en la médula (4 a 5 ml/gm/min en la corteza y 0.2 a 0.03 ml/gm/min en las regiones externa e interna de la médula); igualmente la presión en los capilares glomerulares es cercana al 50% (cerca de 60 mmHg) de la presión arterial de la circulación general (presión sistólica aproximadamente 120 mmHg) mientras que en los capilares peritubulares es menor (cerca de 15 mmHg). (Esta alta presión se debe a que las arteriolas eferentes presentan un diámetro menor al de las aferentes, ocasionando alta presión en la región de los capilares del glomérulo).

También es importante tener en cuenta que el riñón es en cierta medida capaz de mantener constante su presión y flujo sanguíneo, pues posee un sistema de autorregulación que se supone se basa principalmente en el estiramiento y contracción del músculo liso de las arteriolas aferentes, variando así la resistencia vascular de acuerdo a la presión con que la sangre es introducida en el riñón. Sin embargo, estas condiciones pueden ser afectadas por ciertas anormalidades de considerable importancia que se dan en el sistema circulatorio o en el organismo en general y por la secreción de ciertas sustancias.

1.2.4 INERVACION RENAL.

A los riñones llegan ciertas ramificaciones nerviosas junto a los vasos sanguíneos, principalmente provenientes de algunos segmentos que derivan de la médula espinal. Estas fibras nerviosas llegan a través de las paredes musculares de las arterias hasta

el nivel de las arteriolas aferentes y ocasionalmente alcanzan a los glomérulos dispersándose en su superficie. No existen terminaciones nerviosas en el nefrón, dentro de los glomérulos o en las células epiteliales de los túbulos.

La función de los nervios renales se traduce básicamente en efectos químicos, atribuyéndose a ellos la secreción de ciertas hormonas que regulan los procesos del riñón. Dichas hormonas pueden producir diversas reacciones como respuesta a alguna anormalidad o estímulo; entre ellas se pueden mencionar la Vasopresina que es un hormona antidiurética secretada por la hipófisis; la Aldosterona que regula la absorción de sodio y es secretada por la corteza suprarrenal, y otras.

Sin embargo no se puede asegurar que se conoce bien el papel fisiológico de los nervios renales, puesto que en pacientes con transplante renal la mayor parte de las funciones parecen ser normales, y para que el riñón transplantado adquiera una inervación funcional se toma un lapso considerable de tiempo.

1.2.5 FORMACION Y EXCRESION DE LA ORINA.

La formación de la orina en los riñones es resultado de tres procesos que acontecen en cada nefrón: Filtración glomerular, reabsorción tubular y secreción tubular. Luego, la orina formada pasa a la pelvis renal, de ahí a la vejiga y posteriormente es expulsada al exterior por el proceso de la micción.

1.2.5.1 *FILTRACION GLOMERULAR.*

El primer paso en la formación de la orina consiste primordialmente en la obtención de un líquido semejante al plasma sanguíneo, conocido como "Filtrado Glomerular", que es el resultado de la filtración de la sangre circulante, a través de las paredes capilares del glomérulo. Este filtrado obtenido, es colectado por el túbulo de la cápsula de Bowman.

La notablemente alta presión sanguínea en los capilares del glomérulo, es el factor principal que produce la filtración; y como ya se mencionó antes, esta alta presión se alcanza debido a que el diámetro de la arteriola eferente es considerablemente más reducido que el de la arteriola aferente, lo que significa una mayor resistencia al paso de la sangre.

Para que se de una filtración efectiva, debe establecerse un gradiente significativo entre la presión sanguínea y la presión oncótica (resultado de las presiones osmótica e hidrostática del medio circundante) que se le opone en sentido inverso; dicho gradiente se establece gracias al contenido de proteínas de la sangre.

Otro factor importante que afecta la filtración es la permeabilidad de las paredes capilares, que en el caso del glomérulo es 50 veces mayor que la de los capilares del músculo esquelético; sin embargo todos los filtros por definición son selectivos. En general deja pasar las pequeñas moléculas (Aprox. de 4 a 7 nm de diámetro) y retiene las grandes; aunque éste proceso puede ser afectado por la carga eléctrica de las moléculas.

Por último la filtración también depende del área disponible para ello, que en total (2 millones de glomérulos en cada individuo) proporcionan una superficie de filtración de casi 5000 mm^2. Sin embargo bajo ciertas circunstancias, algunas hormonas o enzimas pueden producir constricción en los capilares, reduciéndolos, y por tanto variando el área total e inclusive la permeabilidad de los mismos.

El filtrado glomerular está constituido por gran cantidad de agua y contiene además azúcares, aminoácidos, sales, desechos nitrogenados y otras sustancias disueltas en una concentración similar a la de la sangre; sin embargo difiere de ella principalmente por la ausencia de elementos celulares (glóbulos rojos, blancos y plaquetas) y proteínas, que no son filtradas.

El promedio de filtrado glomerular en un adulto normal es apróximadamente de 125 ml por minuto, osea 180 Lt al día, lo que representa cerca del 10% de la sangre que pasa normalmente por el riñón (1250 ml/min).

Es evidente que el filtrado glomerular (180 Lt/día) no es igual a la cantidad de orina excretada (1 a 2 Lt al día) pues si éste fuera el caso, el cuerpo pronto se deshidrataría. Por consiguiente, la mayor parte del volúmen de filtrado debe reabsorverse y regresar al torrente sanguíneo. En el cuadro 1 se presentan las concentraciones de algunos componentes en el plasma sanguíneo, filtrado y orina.

En cuanto a los cambios significativos de la circulación general del individuo, éstos no se reflejan por cambios semejantes en la presión sanguínea del glomérulo, pues como se ha mencionado, el

riñón posee un mecanismo de autorregulación que mediante la contracción y relajamiento de los músculos lisos de las arteriolas, mantienen la presión sanguínea renal más o menos constante permitiendo por consiguiente un ritmo constante de filtración.

SUBSTANCIAS	PLASMA	FILTRADO, DESPUES DE PASAR POR LA CAPSULA DEL GLOMERULO	RESORBIDO (DEL FILTRADO)	ORINA
Agua	180,000 (180 litros)	180,000 (180 litros)	178,000-179,000 (178 - 179 litros)	1,000 - 2,000 (1 - 2 litros)
Proteínas	7,000-9,000	10 - 20	10 -20	0
Cloruro (Cl^-)	630	630	625	5
Sodio (Na^+)	540	540	537	3
Bicarbonato (HCO_3^-)	300	300	299.7	0.3
Glucosa	180	180	180	0
Urea	53	53	28	25
Potasio (K^+)	28	28	24	4
Acido Urico	8.5	8.5	7.7	0.8
Creatinina	1.4	1.4	0	1.4

* Todos los valores, con excepción del agua, en g/24 h; se enumeran las substancias en orden decrececiente de concentración plasmática.

CUADRO 1. Algunos componentes del plasma, filtrado y orina y su concentración en un período de 24 horas. (Todos los valores en gms., excepto el agua).

1.2.5.2 REABSORCION TUBULAR.

A medida que el filtrado glomerular pasa por el túbulo renal desde la cápsula de Bowman, gran cantidad de agua y parte de sus materiales disueltos son reabsorvidos continuamente a través de las paredes del túbulo hacia la sangre de los capilares circundantes (capilares peritubulares). El proceso de reabsorción es

bastante selectivo ya que unas sustancias son reabsorvidas en mayor proporción que otras.

La reabsorción se da en mayor medida en la porción proximal del tubo, mientras que en el asa de Henle y el tubo distal, parte del filtrado remanente se reabsorve y a la vez se descargan los desechos.

Sustancias como la glucosa, los aminoácidos, el bicarbonato, suelen teóricamente reabsorverse por completo; el agua es reabsorvida en un 90 a 99% y otras sustancias como el Na y el Cl, son parcialmente reabsorvidas.

La reabsorción del agua, que se da en un 75% a nivel del túbulo proximal, se efectúa básicamente por ósmosis.

Los iones Na son reabsorvidos pasivamente en gran cantidad en el tubo proximal, mientras en el resto del tubo se reabsorven mediante un proceso de transporte activo al igual que el ácido úrico, ascórbico, sulfatos y probablemente una cantidad mínima de creatinina.

La glucosa es reabsorvida totalmente por transporte activo secundario (difusión facilitada) al igual que los aminoácidos.

La urea es reabsorvida, en cantidad mínima, parece ser que por difusión, puesto que su concentración aumenta en el filtrado, conforme el agua es reabsorvida. La concentración final de la urea en la orina es cerca de 60 a 80 veces mayor que en el plasma o en el filtrado glomerular.

EL K y el Cl están relacionados a la reabsorción de Na y su movimiento se da sobre todo en las porciones posteriores del túbulo.

La porción distal del tubo y el asa de Henle también desempeñan las funciones de reabsorción, pero a diferencia del tubo proximal no se da en ellos una reabsorción masiva, sino que en menor grado y de forma más selectiva, de acuerdo a las necesidades del organismo; ya que, el asa y el tubo distal, están sujetos a diversos mecanismos hormonales de control que actúan como sistema regulador, afectando la reabsorción, como respuesta para ajustar los excesos o deficiencias en el medio interno. Así por ejemplo, la hormona antidiurética Vasopresina, altera la permeabilidad de los túbulos distales y colectores, provocando reabsorción de agua a esos niveles. Otros efectos reguladores incluyen la acción de varias hormonas esteroides como la aldosterona que altera la reabsorción del Na en el túbulo distal, etc.

Si la concentración de alguna de las sustancias en la sangre y por consiguiente en filtrado glomerular excediese un cierto nivel umbral, el mecanismo de la reabsorción del material dado no se completaría en el tiempo durante el cual el filtrado pasa por el túbulo y como resultado la sustancia aparecería en la orina. Pero ésto puede deberse principalmente a fallas en otros procesos corporales, y no a una falla renal, como es el caso de la enfermedad diábetes mellitus la cual ocasiona una presencia anormal de glucosa en la orina.

1.2.5.3 SECRECION TUBULAR.

Éste proceso consiste en que desde la sangre varias sustancias son transportadas hacia el filtrado mediante un mecanismo de transporte activo efectuado por las células del túbulo, similar al de la reabsorción, excepto en la dirección y especifidad de los materiales transferidos. La secreción tubular contribuye a la función excretora del nefrón, al extraer de la sangre los productos de desecho, y también colabora directamente a la regulación del PH sanguíneo (7.3 a 7.5).

Los cambios finales en la composición y volumen de la sangre, se efectúan principalmente en el asa de Henle y en el túbulo convoluto distal, al llevarse a cabo, según el sistema de control hormonal, una posterior reabsorción del agua del filtrado y de varias sustancias disueltas y, por otro lado mediante la secreción tubular hacia el filtrado, de ciertos materiales de desecho incluyendo iones Potasio e Hidrógeno, Amoníaco y algunos aniones débiles.

En la Fig. 1.4 se presenta un esquema que resume el proceso de formación de la orina y los cambios de su osmolalidad (concentración) en las diversas partes del nefrón. El cuadro 1 presenta el manejo renal promedio de algunos componentes del filtrado.

En efecto, son las células que componen las paredes del túbulo las responsables del doble tráfico entre el filtrado y la sangre de los capilares circundantes. Por un lado, la mayor parte del agua y de los materiales indispensables, son reabsorvidos desde el fluido tubular y reintegrados al torrente sanguíneo. Por otro, sustancias adicionales, la mayoría desechos, son removidos de la

sangre por la secreción tubular y agregados al filtrado concentrado el cual luego ha de ser convertido en orina. También hay sustancias que son excretadas al medio exterior entre los túbulos y los capilares peritubulares, pasando a formar parte del líquido intersticial.

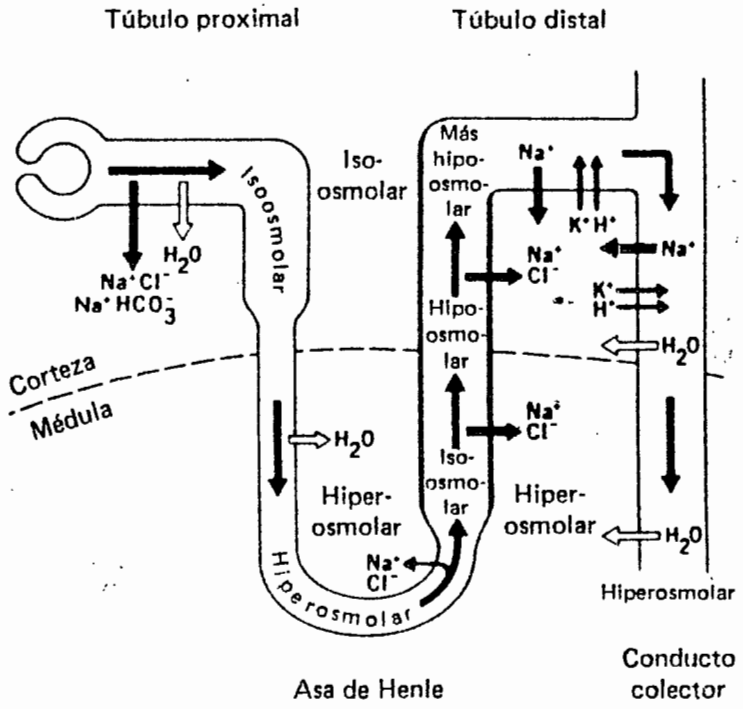


Fig. 1.4
Cambios en la concentración de la orina, en diversas partes de la nefrona.

1.2.5.4 *EXCRESION DE AGUA.*

El promedio de volumen urinario por día es aproximadamente 1.5 Lt., sin embargo la misma carga de solutos puede ser excretada en un volumen de orina diario mucho menor, alrededor de 0.5 Lt., con una alta concentración de solutos; o bien, en un volumen mucho mayor que el promedio, hasta más de 20 Lt., con una concentración de solutos muy baja. Partiendo del conocimiento de que los glomérulos filtran diariamente alrededor de 180 Lt., se puede notar que por lo menos el 85% del agua filtrada es reabsorvida, aún cuando el volumen de orina sea de más de 20 Lt. (20 Lt. representa el 12% del filtrado obtenido diariamente), además, la reabsorción del resto del agua filtrada puede variar sin afectar la excresión total de solutos. Esto significa que cuando la orina es concentrada se retiene más agua que solutos, y cuando la orina es diluida, el cuerpo pierde o desecha gran cantidad de agua con relación a los solutos. Ambos hechos tienen gran importancia en la economía del organismo y en la regulación de la concentración de los fluidos corporales.

La Fig. 1.4 puede servir de guía para comprender el proceso de excreción de agua en cada área y el consecuente cambio de osmolalidad que sufre el líquido tubular a lo largo del nefrón y tubo colector; proceso que a continuación se describe.

1) *TUBULO PROXIMAL.*

Muchas sustancias son transportadas hacia afuera del filtrado en el túbulo proximal, por lo que el agua difunde pasivamente del túbulo a lo largo de gradientes osmóticos

creados por el transporte activo de los solutos, manteniéndose la isotonocidad del filtrado. Cuando éste alcanza el extremo del túbulo proximal se asume que el 60 a 70% de solutos y el 70% de agua han sido sustraidos.

2) *ASA DE HENLE. MECANISMO DE CONTRACORRIENTE.*

El mecanismo de concentración de lo que luego será la orina, depende del mantenimiento de un gradiente de osmolaridad entre el filtrado tubular y el espacio intersticial. Este gradiente existe debido a que las asas de Henle operan como multiplicadores de contracorriente gracias a su disposición anatómica. Un sistema de contracorriente es un sistema en el cual el flujo de entrada corre paralelo a, en contra de, y en íntima proximidad al flujo de salida por determinada distancia.

El mecanismo de contracorriente que se lleva a cabo en el asa de Henle opera de la siguiente forma: cuando el filtrado llega a la porción descendente del asa, es isotónico respecto al plasma, esta rama descendente es relativamente impermeable a los solutos, pero muy permeable al agua, en consecuencia el agua se desplaza al intersticio y la concentración de solutos en el líquido tubular aumenta notoriamente conforme este desciende, volviéndose hiperosmolar. La rama ascendente delgada es relativamente impermeable al agua pero un poco permeable a los solutos, de los cuales difunden por gradiente de concentración principalmente Na y Cl hacia el líquido intersticial. En la rama ascendente gruesa que es relativamente impermeable al agua y a los

solutos, un acarreador se encarga de transportar activamente Na y con el, difunde también el Cl, tornándose el filtrado cada vez más diluido, hasta que cuando alcanza el túbulo distal, es hipotónico con respecto al plasma. Este mecanismo puede resumirse en el hecho de que a pesar del notable incremento en la osmolaridad del filtrado conforme desciende en el asa, al regresar por la rama ascendente, va alcanzando de nuevo su concentración inicial hasta volverse hipotónico.

Durante el paso del filtrado por el asa de Henle se extrae aproximadamente otro 15% del agua filtrada, con lo que casi el 20% del filtrado inicial entra al túbulo distal.

3) *TUBULO DISTAL.*

El túbulo distal es relativamente impermeable al agua pero no a los solutos y al extraerse cierta parte de éstos, por ejemplo Na, cuya reabsorción es variable y regulada por la aldosterona, se diluye aún más el líquido tubular.

La reabsorción de agua en este segmento se produce por intervención de una hormona antidiurética y generalmente se sustrae hasta un 5% del agua filtrada, conservándose siempre baja osmolaridad del filtrado.

4) *TUBULOS COLECTORES*

Los tubos colectores se extienden desde la corteza renal, en donde recogen a los túbulos distales de todos los nefrones,

y se internan en la región medular hasta la pelvis renal, conduciendo el líquido tubular desde el nefrón hasta la pelvis (Fig. 1.3).

La permeabilidad del agua de estos tubos, depende casi por completo de la cantidad de hormona antidiurética vasopresina que actúe sobre ellos. En presencia de suficiente vasopresina el agua sale de la solución hipotónica que proviene de los túbulos distales, al intersticio de la corteza y por lo tanto el líquido tubular se hace isotónico. De esta forma se extrae hasta el 5% del agua filtrada. El líquido pasa a la parte de los tubos colectores que atraviesan la médula, en donde se reabsorve otro 4% o más del filtrado, produciendo una orina muy concentrada. En los humanos la osmolalidad de la orina puede llegar a ser de 1400 mosm/Lt., casi 5 veces la osmolalidad del plasma, absorviéndose alrededor del 99% del agua filtrada, de la cual aparece menos del 1% en la orina.

En ausencia de vasopresina, el epitelio del tubo colector es relativamente impermeable al agua, reabsorviéndose tan sólo alrededor del 2% del líquido filtrado. Por lo tanto, el líquido permanece hipotónico y fluyen grandes cantidades de él a la pelvis renal, causando una osmolaridad de la orina tan baja como 30 mosm/Lt.

Es importante mencionar que la orina se está formando continuamente en las 24 horas, con un flujo aproximado de 0.7 a 1 ml/min; simultáneamente está siendo transportada por los tubos colectores y posteriormente por el uréter hasta la vejiga en donde es almacenada por algunas horas, para ser

luego excretada.

1.2.5.5 LLENADO DE LA VEJIGA.

La orina en cada riñón, es transportada por los tubos colectores hasta la pelvis renal, en donde pasa al uréter. Este, mediante contracciones peristálticas constantes (1 a 5 veces por minuto) del músculo liso que lo forma, lleva la orina hasta la vejiga, donde entra en brotes sincrónicos con la onda peristáltica. Los uréteres provenientes uno de cada riñón, entran oblicuamente en la parte dorsal de la vejiga y aunque no existen propiamente esfínteres ureterales, su entrada oblicua forma un pliegue que actua como válvula, manteniéndolos cerrados, excepto durante las ondas peristálticas, impidiendo de esta forma el regreso de la orina desde la vejiga.

1.2.5.6 MICCION.

La vejiga está formada por músculo liso, el cual está dispuesto en forma de haces espirales, longitudinales y circulares. La configuración de este músculo, que se denomina músculo detrusor, es principalmente la responsable del vaciamiento de la vejiga durante la micción.

A la vejiga llegan diversas fibras nerviosas, las cuales controlan el momento en el que se ha de llevar a cabo la micción. La micción es fundamentalmente un reflejo espinal facilitado e inhibido por los centros cerebrales superiores y, como la defecación está sujeta a facilitación e inhibición voluntarias.

La orina entra a la vejiga sin producir mucho incremento en la presión vesical, además el músculo que la compone posee considerable elasticidad, produciéndose apenas un ligero incremento en la presión hasta que la vejiga se llena. La primera necesidad de orinar, en un adulto, puede sentirse con un volumen de orina de 150 ml; cuando hay un volumen cercano a 300 ml se produce una contracción refleja pero la micción puede inhibirse voluntariamente por cierto lapso de tiempo. Con aproximadamente 400 ml hay una sensación notable de plenitud.

Durante la micción, cierta parte de los músculos y el esfínter externo se relajan, el músculo detrusor se contrae y la orina sale a través de la uretra.

En cuanto al inicio de la micción voluntaria, todavía no se conoce bien como se produce.

1.2.6 SINTESIS DE LA FUNCION DEL SISTEMA RENAL.

Junto al proceso general de formación y excresión de la orina se ven involucradas ciertas funciones importantes como:

A. Regulación de los niveles de agua y fluidos corporales y su adecuada concentración.

B. Regulación de los niveles de Na, K, Ca, Fosfatos, Sulfatos, Carbonatos, Proteínas, etc. en la sangre.

C. Regulación del nivel de acidez (pH) de la sangre y fluidos corporales (equilibrio ácido-base) pues no sólo excreta

iones hidrógeno y sales amoniacales; sino que primero el exceso de ácido es neutralizado en el mismo tejido renal.

D. Funciones endocrinas, las cuales son llevadas a cabo por los riñones en combinación con el sistema nervioso, siendo responsables de la secresión de ciertas hormonas en la sangre:

D.1. Producción de un factor eritropoyético renal que ayuda a la maduración de glóbulos rojos y cuya inhibición produce anemia.

D.2. Producción de la enzima renina de la cual se genera angiotensina II, que produce vasoconstricción aumentando la tensión arterial.

D.3. Producción de 1.25 dihidroxicolecalciferol que ayuda a la transformación de vitamina D, necesaria para la absorción de calcio; entre otras.

1.2.7 COMPOSICION DE LA ORINA.

El volumen de orina producido y excretado por el adulto normal, va desde 750 ml hasta 2500 ml en 24 horas. El promedio considerado es de 1500 ml. Su pH varía entre 4.6 y 8.0. La cantidad de orina formada y algunas de sus características están regidas por varios factores incluyendo consumo de agua, pérdida de ésta por otros medios (piel, pulmones, intestinos), dieta, metabolismo, actividad muscular y aún estados emocionales. La variación notable en volumen (y composición) de la orina, refleja una

amplio márgen en la capacidad del riñón para regular el volumen y composición de la sangre y otros fluidos corporales.

La orina recién expulsada comunmente es clara, de color ámbar. Su color se debe a varios pigmentos en conjunto llamados urocromo que provienen de la desintegración de la hemoglobina.

La orina consiste ordinariamente de 95% de agua y 5% de sólidos disueltos. Por cada litro de orina se encuentran aproximadamente unos 50 gramos de sólidos, de los cuales más de la mitad son componentes orgánicos y el resto sales inorgánicas. Normalmente no existen proteínas.

Entre los componentes orgánicos sólo la urea constituye la mitad de los sólidos aproximadamente 20 gm por litro de orina. A la urea le sigue la creatinina que proviene del metabolismo muscular; su concentración es de 1.5 gm por litro de orina. Otro componente principal es el ácido úrico que se encuentra en una cantidad de 0.5 gm por litro. También se hayan en pequeñas cantidades otras sustancias orgánicas incluyendo productos de la desintegración de la hemoglobina, vitaminas hidrosolubles y ciertas hormonas.

La mayor parte de las sales inorgánicas son las incluidas en la dieta como los cloruros de sodio y potasio, cuyas cantidades excretadas dependen de las ingeridas. El promedio de cloruro de sodio en la orina es de 10 gm por litro y el de cloruro de potasio es de 3 gm por litro. También se presentan pequeñas cantidades de sulfato, fosfato, amoníaco, calcio y magnesio. Además la orina contiene ordinariamente residuos de cobre, cobalto, cínc, manganeso, yodo, fluor, plomo y mercurio.

1.3 TRANSTORNOS DE LA FUNCION RENAL.

El conocimiento de aspectos básicos de la anatomía y fisiología del sistema renal, permite una mejor comprensión de ciertas anormalidades que pueden darse en el funcionamiento del mismo y sus efectos en el organismo.

Las enfermedades de los riñones y de las vías urinarias son muy diversas; algunas enfermedades genéricas comunes son:

a) ***La Glomerulonefritis:***

Se refiere en forma general a las inflamaciones renales que incluyen ataque a los glomérulos. Los glomérulos se inflaman y sus membranas se vuelven muy permeables, permitiendo que pasen al filtrado ciertas sustancias que no corresponden. Si esta alteración se vuelve permanente se dará una insuficiencia renal.

b) ***La Nefrosis:***

Es un término referido a las enfermedades renales generalmente degenerativas. En múltiples ocasiones causa acumulación de agua y sales en el organismo provocando edema. Si es detectada a tiempo y se administran los fármacos adecuados, puede ser reversible, de lo contrario, el daño puede volverse permanente.

Existen también otras enfermedades de tipo vascular, tubular, otras causadas por tóxicos, por anatomía patológica, etc. pero que no serán objeto del presente estudio.

1.3.1 DIAGNOSTICO DE ENFERMEDADES RENALES.

En muchas ocasiones los signos clínicos externos no bastan para poder diagnosticar con precisión el síndrome o la enfermedad renal que el paciente padece y por lo mismo no puede indicársele un tratamiento adecuado; entonces se vuelve necesario recurrir a métodos de estudio alternativos como los análisis clínicos de laboratorio, principalmente de orina y sangre, pruebas de ultrasonido (ecografía), radiografía abdominal, pielografía y biopsia, y llevar un minucioso historial del paciente.

Cierto número de signos clínicos y hallazgos de laboratorio son comunes a muchas enfermedades renales. Es frecuente que en pacientes con padecimiento renal se presenten manifestaciones como: presencia de constituyentes anormales en la orina tales como proteínas, células sanguíneas, cálculos, etc.; pérdida de la facultad de concentrar o diluir la orina, retención de orina, producción reducida de orina, etc.

Uno de los síndromes frecuentes e importantes que los pacientes con anormalidades renales pueden llegar a padecer es el de Insuficiencia Renal, que se define como un estado de grave deterioro de la función renal.

1.4 INSUFICIENCIA RENAL.

Existen dos tipos de insuficiencia renal: la Insuficiencia Renal Aguda, que es potencialmente reversible y la Insuficiencia Renal Crónica que se asocia a una reducción progresiva e irreversible de la función renal.

1.4.1 INSUFICIENCIA RENAL AGUDA.

La insuficiencia renal aguda se define como un rápido deterioro de la función renal, suficiente como para producir una acumulación de residuos nitrogenados (tóxicos) en el organismo; como ya se ha mencionado, es potencialmente reversible si se trata a tiempo y generalmente se manifiesta por una reducción transitoria del filtrado glomerular, la cual se produce casi siempre por una inflamación aguda pero temporal del glomérulo y en menor grado de los túbulos; además suele acompañarse de un aumento en el nitrógeno ureico y la concentración de creatinina en sangre. También es frecuente que se presente una excresión reducida de orina, condición llamada oliguria, sin embargo esto no es general.

Las causas de esta insuficiencia pueden ser diversas, entre las principales están:

a) Disminución de la presión de perfusión renal, pudiera ser por insuficiencia o anomalía cardiovascular.

b) La obstrucción de las vías urinarias debido a la formación de cristales, cálculos, tumores, coágulos, etc.

c) Enfermedades e infecciones renales, glomerulonefritis, nefrosis, etc.

1.4.2 INSUFICIENCIA RENAL CRONICA.

En contraste con la destacada capacidad del riñón de recuperar su función tras las diversas formas de lesión renal aguda con el oportuno y adecuado tratamiento, las lesiones de naturaleza más mantenida o asociadas a la pérdida permanente de nefronas, suelen no ser reversibles, sino que progresan inexorablemente a insuficiencia renal crónica.

La reducción de la masa de nefronas es compensada por un aumento en la carga funcional de las nefronas que quedan. Esta "adaptación" resulta en una maladaptación, puesto que la sobrecarga funcional las conduce en última instancia a su propia destrucción. El impacto final de la reducción grave de la masa de nefronas es la pérdida total de la función renal y una alteración de la función de prácticamente todos los sistemas del organismo.

El término que generalmente se aplica al síndrome clínico de grave pérdida de la función renal es el de Uremia. Al inicio se dió este nombre debido a la presunción de que las anomalías que se ven en los pacientes con insuficiencia renal crónica eran el resultado de la retención en sangre de urea y de otros productos finales del metabolismo que normalmente se excretan en la orina. Sin embargo actualmente se sabe que el estado urémico no sólo implica la retención de los constituyentes normales de la orina en la sangre, sino que se ven alteradas además de la función excretora, muchas funciones metabólicas y endocrinas del organismo apoyadas normalmente por el riñón. Por lo tanto el término Uremia se emplea para referirse en sentido general a todo el conjunto de signos y síntomas que se asocian a la Insuficiencia Renal Crónica.

Puede ser difícil diferenciar entre la insuficiencia renal aguda y la crónica, pues los síntomas y hallazgos de laboratorio generalmente son comunes, sin embargo la principal característica de la insuficiencia renal crónica es la reducción del tamaño renal, que puede ser detectada por ecografía, radiografía abdominal o pielografía; si el tamaño de los riñones no se percibe reducido puede ser necesaria la biopsia renal para el diagnóstico, además la insuficiencia renal crónica en etapa avanzada da lugar a trastornos de la función de todos los órganos.

No se pueden precisar todas las causas que llegan a producir insuficiencia renal crónica, pero pueden mencionarse algunas conocidas como:

a) Enfermedades vasculares como la hipertensión.

b) Enfermedades glomerulares continuas de orígen inmunitario y muy difíciles de analizar.

c) Transtornos tubulares hereditarios.

d) Infecciones prolongadas de las vías urinarias.

La uremia, como ya se mencionó, afecta a muchas funciones del organismo, inclusive desde las más básicas funciones celulares como es el transporte de iones a través de las membranas celulares, lo cual al volverse defectuoso, altera la integridad del volumen y la concentración de los fluidos corporales y células, y esto conlleva a que muchos procesos mayores también se vean afectados.

Entre los efectos de la uremia sobre la función total del organismo pueden mencionarse:

a) *Alteraciones en el balance hídrico, electrolítico y ácido-básico, produciendo edema, hipocalcemia, etc.*

b) *Alteraciones endocrinas y metabólicas como alteraciones del crecimiento y desarrollo, emfermedades óseas, esterilidad y disfunción sexual, entre otras.*

c) *Alteraciones cardiovasculares y pulmonares como hipertensión arterial, edema pulmonar, etc.*

d) *Alteraciones neuromusculares como fatiga, cefalea, parálisis, letargia, calambres musculares, convulsiones, etc.*

e) *Alteraciones hematológicas e inmunológicas, comunmente anemia, leucopenia, aumento de susceptibilidad a infecciones, etc.*

f) *Alteraciones gastrointestinales como nauseas y vómito, gastroenteritis, úlcera péptica, hemorragia gastrointestinal, hepatitis, etc.*

g) *Alteraciones dermatológicas, entre ellas, palidez, prurito, escarcha urémica, etc.*

Aunque algunos trastornos son completamente irreversibles e inclusive no dejan de progresar, en las últimas décadas la incidencia y gravedad de estos trastornos ha sido modificada mediante tratamientos modernos principalmente la aplicación de la

diálisis, ayudando en gran medida a que las manifestaciones evidentes y floridas de la uremia desaparezcan, y el paciente pueda prolongar su vida en mejores condiciones de salud.

1.5 TRATAMIENTO DE LA INSUFICIENCIA RENAL.

En las últimas décadas, la diálisis y el transplante se han convertido en formas eficaces de prolongar la vida de los pacientes con insuficiencia renal. El tratamiento a la insuficiencia renal aguda varía respecto al dado a la insuficiencia renal crónica, debido a la naturaleza irreversible de esta última.

El tratamiento de la insuficiencia renal debe iniciarse en el momento en que se detectan las primeras complicaciones y no hasta que el paciente este completamente grave. En lo posible se deben evitar las complicaciones avanzadas de la uremia mediante un tratamiento precoz.

1.5.1 TRATAMIENTO CONVENCIONAL.

Inicialmente se somete a los pacientes a tratamiento conservador, basado principalmente en la modificación de la dieta y el suministro de medicamentos adecuados que ayuden a controlar los síntomas, reducir al mínimo las complicaciones, impedir las secuelas de la uremia a largo plazo y detener el avance de la insuficiencia renal.

En los pacientes con insuficiencia renal aguda debe hacerse todos los esfuerzos por corregir cualquiera de las componentes reversibles que agravan la alteración renal y en general es importante controlar la enfermedad a fin de evitar complicaciones que pudieran acelerar la pérdida de nefronas.

Mientras se le proporcionan las medidas conservadoras, es necesario preparar al paciente con un programa educativo en el que se le explique las posibilidades de una posterior insuficiencia renal y las diversas formas de tratamiento de que se dispone. Cuanto más sepan los pacientes sobre la hemodiálisis, la diálisis peritoneal y el transplante, más adecuadas podrán ser sus decisiones y su aceptación.

Casi siempre después de un tratamiento conservador, los pacientes necesitarán hemodiálisis, diálisis peritoneal y aquéllos que padecen de insufiencia renal crónica pueden requerir un transplante de riñón a partir de un donante familiar o cadáver.

1.5.2 DIALISIS.

Aquí se agrupa a los tratamientos basados en la difusión de sustancias químicas a través de una membrana semipermeable como método para remover los desechos del metabolismo y el exceso de fluidos del cuerpo del paciente.

Existen dos tipos de diálisis: la hemodiálisis y la diálisis peritoneal. Ambos tratamientos suelen aplicarse por medio de sesiones periódicas. Con respecto a pacientes que padecen de insuficencia renal aguda, dada la naturaleza reversible de ella,

pueden requerir el apoyo de la diálisis al menos por una temporada mientras recuperan su función renal. Pero los casos de insuficiencia renal crónica ya sean candidatos a un transplante renal o no, una vez que comienzan a ser tratados con diálisis, dependen de ella, unos mientras están en espera del transplante, los demás, de por vida.

1.5.2.1 HEMODIALISIS.

Este tipo de diálisis se basa en el filtrado de la sangre mediante un dispositivo extracorpóreo llamado riñón artificial o filtro dializador. A través de éste se hace pasar un flujo constante de sangre y al otro lado de la membrana semipermeable que posee, una solución limpiadora de diálisis, removiendo las sustancias indeseadas de la sangre en forma similar a la filtración glomerular.

El acceso a la circulación del paciente se logra a través de una fístula arterio-venosa que se crea o se coloca previamente en el paciente y por la cual se extrae e introduce la sangre durante el tratamiento, formando un circuito cerrado. El equipo lo componen un sistema de bombeo de la sangre, el sistema de suministro de la solución de dializado y el filtro o riñón artificial donde se lleva a cabo la diálisis.

La mayoría de los pacientes requieren de 9 a 12 horas de hemodiálisis por semana, distribuidas uniformemente en varias sesiones.

1.5.2.2 *DIALISIS PERITONEAL.*

Esta consiste en la inyección de solucion dializadora a través de una punción en la pared abdominal (peritoneo) del paciente, para lavar su cavidad peritoneal y extraer los tóxicos acumulados.

Para llevar a cabo este tratamiento, en forma periódica permanente, se requiere que al paciente le sea colocado un catéter peritoneal especial de manera fija, que facilite el acceso a la cavidad peritoneal. La retirada de líquido en este tipo de diálisis es a través de las capas del peritoneo y se logra mediante la utilizacion de una solucion de diálisis especial, de determinada concentración, como agente osmótico.

Existen dos formas de diálisis peritoneal: la Diálisis Peritoneal Cíclica Continua (DPCC) y la Diálisis Peritoneal Ambulatoria Continua (DPAC).

La primera, también llamada intermitente, se realiza en sesiones periódicas relativamente largas, cuya duración es de 24 a 36 horas, tiempo durante el cual, manualmente o mediante un equipo ciclador, se le proporciona al paciente un dializado en ciclo continuo.

La diálisis peritoneal ambulatoria continúa a diferencia de la cíclica continua, se lleva a cabo continuamente mientras los pacientes realizan su actividad ambulatoria normal. Para ello, el paciente se introduce líquido dializador en la cavidad peritoneal, cierra el catéter, sigue sus actividades normales, y cada 5-8 horas vacía su cavidad peritoneal y reemplazan la solución de dializado. Este tipo de diálisis no se realiza por sesiones

periódicas, sino en forma continua y permanentemente. Para esta técnica se emplean pequeños contenedores de dializado, generalmente de 2 litros, con lo que se obvia la necesidad de un equipo de diálisis.

La diálisis peritoneal, al menos la modalidad cíclica, por requerir largos períodos de tiempo para el tratamiento, dificulta a los pacientes desarrollar sus actividades normales; por otra parte la de tipo ambulatorio, aunque supera esta dificultad, requiere de mucho cuidado y disciplina en la calidad de vida del paciente. En general, la diálisis peritoneal causa relativamente mayor desgaste físico del paciente que la hemodiálisis, pues la retirada de líquido conlleva una pérdida considerable de proteínas; ademas, es frecuente que en estos pacientes se produzca peritonitis. Sin embargo, la diálisis peritoneal se suele utilizar en los casos de pacientes con problemas cardíacos u otros, para los cuales no es indicada la hemodiálisis. También muchos pacientes que no pueden ser absorvidos en los programas de tratamiento de hemodiálisis suelen mantenerse con diálisis peritoneal, predominando el uso de la modalidad ambulatoria.

En los pacientes que son tratados con cualquier tipo de diálisis es normal que se presenten ciertas complicaciones principalmente derivadas de situaciones urémicas que no revierten.

1.5.3 TRANSPLANTE.

El transplante representa la medida más adecuada de tratamiento para los pacientes crónicos; pero antes de adoptarla, debe hacerse un buen estudio acerca de los beneficios y los riesgos

que ello implicaría para el paciente en particular.

Por una parte el transplante precoz, antes de que el paciente se agrave, suele contribuir al restablecimiento de la función renal normal, pero por otro lado, esta medida también puede considerarse como último recurso ante el fracaso del tratamiento conservador y cuando no hay ningún elemento recuperable de la función renal y la condición del paciente es tal, que no se le puede mantener confortable con otros métodos de tratamiento. Nunca debe optarse por el transplante como medida para intentar recuperar a los pacientes que han fracasado con la diálisis; más bien, es frecuente que los pacientes selecionados para transplante, sean tratados con diálisis mientras esperan que aparezca un donante adecuado.

Para que un transplante tenga mayor probabilidad de éxito, el receptor debe estar libre de complicaciones extrarrenales peligrosas para su vida como el cáncer o enfermedades cerebrovasculares; además la edad fisiológica, más que la cronológica, suele ser una limitante, pues los riesgos de la operación y del tratamiento farmacológico posterior, son más altos en personas que pasan de los 60 años, por lo que son mejores candidatos pacientes jóvenes, siendo absorvido el resto de ellos, generalmente en los programas de diálisis, ya que ésta tiene menor morbilidad que el transplante en pacientes ancianos y en aquellos con las complicaciones médicas mencionadas.

El riñón donado puede ser de un cadáver o de un donante voluntario vivo relacionado sanguíneamente con el receptor. Para la selección del donante es importante que si está vivo, se encuentre en buenas condiciones de salud y su órgano no presente

ninguna anormalidad, y si es un cadáver, que su órgano no presente neoplasias malignas, debido a la posible transmisión de cáncer al receptor.

Antes de llevar a cabo un transplante es necesario realizar en el receptor una serie de pruebas de tipaje tisular, inmunológicas, etc. a fin de garantizar cierta compatibilidad y el grado de rechazo que pueda esperarse hacia el injerto. Además, los pacientes después de ser sometidos a un transplante, deben seguir fielmente un tratamiento farmacológico de tipo inmunosupresor para que el porcentaje de pérdida del injerto por rechazo, sea mínimo y el riñón funcione bien durante un período lo más largo posible.

CAPITULO II

MAQUINA DE HEMODIALISIS

2.1 INTRODUCCION.

Desde las primeras décadas de éste siglo los problemas de insuficiencia renal así como otras enfermedades con alto grado de mortalidad, se han constituido en un reto para las ciencias médicas y la ingeniería. Gracias a esta preocupación y en consecuencia, al avance en la tecnología médica, han podido desarrollarse mejores técnicas de investigación clínica y equipos de tratamiento, que en el caso de las enfermedades renales crónicas han ayudado a prolongar la vida de los pacientes, manteniéndolos en condiciones considerablemente normales.

En base a las funciones que llevan a cabo los riñones en la formación de la orina, como son la filtración, reabsorción y secresión, dadas gracias al establecimiento de gradientes de concentración a traves de las membranas tubulares, se comenzaron a desarrollar, alrededor de los años 50, dispositivos con materiales y configuraciones especiales, que bajo ciertas condiciones de manejo creadas por equipo de apoyo, y el uso de soluciones especiales, pudieran efectuar funciones similares. Así, aparecieron los primeros modelos de riñones artificiales en los cuales se hacía pasar la sangre en tubos especiales arrollados en forma de bobina (Fig. 2.1). Este se sumergía en un depósito dentro del cual un volumen fijo de solución de diálisis

lo bañaba, llevándose a cabo de esta forma un intercambio de iones con la sangre (Fig. 2.2).

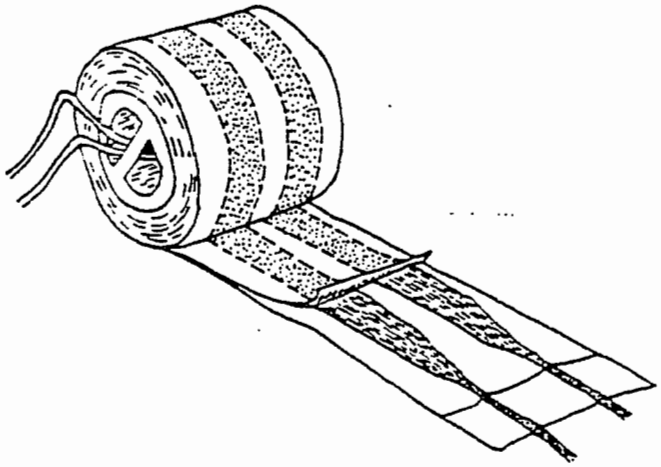


Fig. 2.1
Riñón artificial de tubos, tipo bobina.

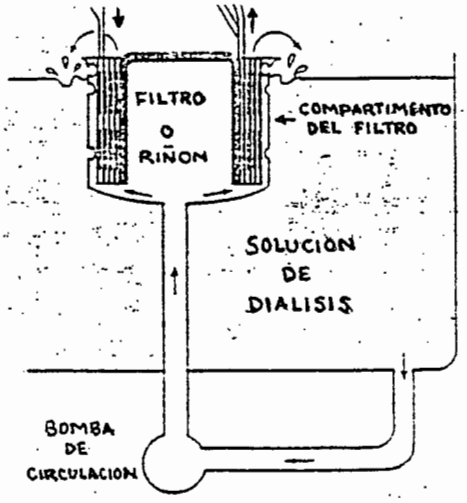


Fig. 2.2
Sistema de baño del filtro con solución de diálisis.

Después de varios modelos apareció el riñón o filtro de fibras huecas, que es el más usado en la actualidad, en el que el material de la membrana semipermeable, está dispuesto en miles de fibras capilares a través de las cuales circula la sangre, mientras que el dializado circula por el exterior del grupo de fibras, realizándose a través de ellas el intercambio iónico con la sangre (Fig. 2.3).

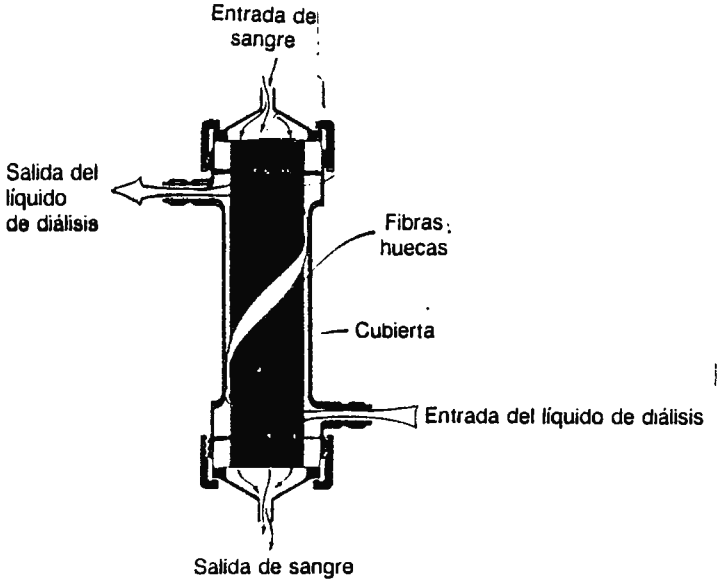


Fig. 2.3
Filtro o Riñón Artificial de fibras huecas. Sentido de los flujos.

En cuanto a los sistemas y equipo que constituyen propiamente a la máquina de hemodiálisis, el más popular es el Sistema RSP, Recirculación de Un Solo Paso, en el que la solución de diálisis usada es continuamente desechada y sustituida por nueva; sistema que aún se utiliza.

Los principios físicos utilizados en el filtro dializador (riñón artificial) y en el equipo auxiliar (máquina de hemodiálisis) son los mismos desde el inicio, es el avance de la tecnología y su aplicación para el monitoreo y manejo de las condiciones en que debe efectuarse la diálisis, lo que ha contribuido a que el tratamiento sea más seguro y eficiente.

2.2 TRATAMIENTO DE HEMODIALISIS.

El tratamiento de hemodiálisis consiste, en términos generales, en la limpieza y regulación de electrolitos de la sangre.

El proceso se basa en el acceso a la sangre del paciente por medio de una fístula arteriovenosa previamente colocada en éste. Para el tratamiento, se conecta a la fístula un set de tubos descartables especiales por los que ha de circular la sangre del paciente, la cual es extraída por la máquina con un cierto caudal (volumen por unidad de tiempo), generado por una bomba peristáltica. La circulación de la sangre a través del circuito cerrado formado por la tubería, permite que ésta no tenga contacto con el exterior evitando cualquier contaminación.

Luego, la sangre circulante, se hace pasar a través del filtro dializador, llenando las múltiples y minúsculas fibras huecas

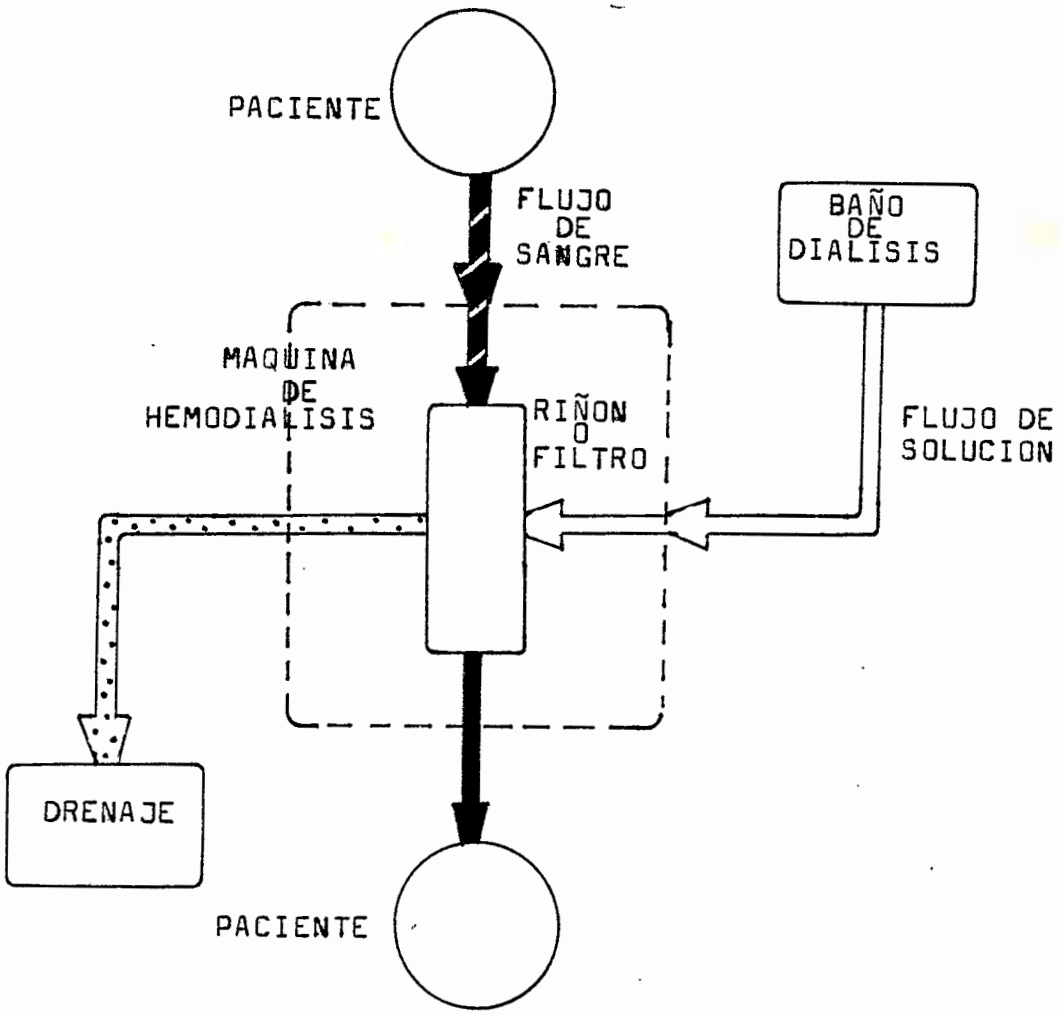
que conforman la cámara interna del dispositivo. Simultáneamente, la máquina se encarga de hacer llegar a la denominada cámara externa, porción del filtro que rodea a las fibras huecas, la solución de diálisis previamente preparada a partir del concentrado, y con la adecuada temperatura y velocidad. Dentro del riñón artificial se produce el intercambio de iones entre la sangre y la solución de diálisis a través de la membrana semipermeable de las fibras huecas, gracias a que se establece un gradiente de concentración entre los electrolitos de la sangre y los del baño de diálisis, y a la aplicación de cierta presión al dializador.

Como el paciente no es capaz de producir orina, y en consecuencia eliminar el exceso de fluidos, la mayoría de veces al ingerir líquidos y retenerlos, se produce un aumento en la hidratación de las células y con ello un aumento de peso, por lo que pese a la filtración de tóxicos que experimenta la sangre en el dializador, se vuelve necesario extraer además el exceso de líquido retenido. ésto, también puede llevarse a cabo en el filtro dializador mediante el proceso conocido como Ultrafiltración, que consiste prácticamente en la succión del exceso de líquidos de la sangre, creada por la aplicación de presión negativa al filtro. La función de ultrafiltración representa una modalidad opcional en el trabajo de la máquina y es monitoreada por un flujómetro.

El proceso de la hemodiálisis se realiza continuamente con el volumen de sangre y de solución que se encuentran en el dializador en cada momento. A medida que la sangre va siendo dialisada, sale del filtro por la sección de la tubería que sirve de retorno al paciente y es devuelta a la circulación de éste mediante la fístula. Simultáneamente, la solución de diálisis "usada", va

saliendo del filtro para ser desechada a través del drenaje.

2.2.1 *DIAGRAMA DEL PROCESO.*



2.3 MAQUINA DE HEMODIALISIS BASICA: DIAGRAMA DE BLOQUES.

En base al proceso de hemodiálisis descrito, pueden identificarse las funciones esenciales que la máquina ha de realizar mediante sus dos componentes básicos y el filtro dializador:

1. ***MODULO SANGUINEO.***
   Impulsa el flujo sanguíneo al sistema extracorpóreo en forma continua, desde el paciente hacia el filtro dializador y viceversa, a la vez que controla ciertos parámetros en el manejo de la sangre que brinden seguridad al paciente.

2. ***MODULO DE FLUIDOS.***
   Prepara la solución de diálisis en las condiciones adecuadas requeridas, a partir de la mezcla de concentrado de diálisis y agua, y la suministra en forma continua al filtro dializador, a la vez que desecha la solución usada hacia el drenaje.

FILTRO DIALIZADOR.
Dispositivo especial que actúa como riñón artificial, ya que gracias a su configuración y material, permite que se realice la diálisis de la sangre (hemodiálisis), en conjunto con la máquina.

Las primeras máquinas de hemodiálisis que aparecieron, estaban formadas por unos pocos elementos con los que lograban efectuar el tratamiento, de forma considerablemente exitosa. En realidad, para realizar una hemodiálisis basta que los módulos sanguíneos y de fluidos cuenten al menos con una bomba de sangre, un sistema que prepare y caliente adecuadamente la solución de diálisis, y puede incluirse un sistema de presión; además, el filtro dializa-

dor. Sin embargo es importante no sólo que el proceso pueda efectuarse, sino que sea eficiente y lo más seguro posible para el paciente, a fin de evitarle cualquier riesgo o complicación posterior debido al uso de máquina. Por ello es que se ha dado un constante desarrollo de nuevos modelos de máquinas, que han ido adicionando elementos importantes a sus sistemas, hasta obtenerse equipos de hemodiálisis altamente sofisticados.

Para llevar a cabo el tratamiento de hemodiálisis se requiere además de la máquina, de otros elementos externos complementarios como el filtro dializador, la solución de diálisis, el set de tubos descartable, la fístula arteriovenosa del paciente, así como también un sistema de tratamiento, o al menos un proceso de filtrado, del agua que se suministra a la máquina para su operación.

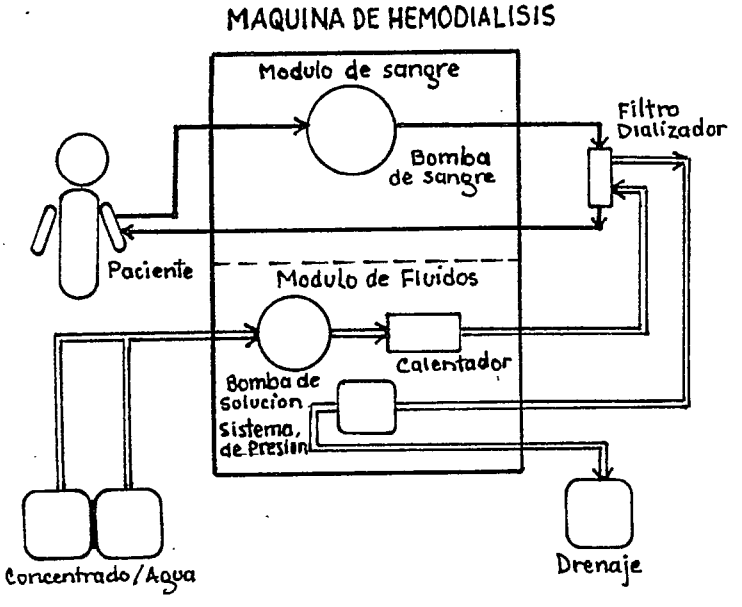


Fig. 2.4
Diagrama de bloques de una Máquina de Hemodiálisis basica.

2.4 MODULO DE SANGRE DE LA MAQUINA DE HEMODIALISIS.

El elemento básico de este módulo es la Bomba de sangre; sin embargo también es importante para la seguridad del paciente el sistema detector de burbujas en sangre, y es frecuente que el módulo este provisto de un monitor de presión sanguínea, principalmente venosa. Otros elementos que se incluyen en este módulo son una válvula de cierre de la línea venosa y una bomba para la inyección de heparina.

Para que la sangre sea conducida por la máquina hasta el filtro, se necesita de la fístula arteriovenosa del paciente, así como del set de tubos descartable por los que ella ha de circular. A continuación se describen brevemente estos accesorios, complementarios al funcionamiento del módulo sanguíneo.

a) **FISTULA ARTERIOVENOSA.**

Consiste en un conducto protésico colocado subcutáneamente o creado quirúrgicamente, con el fin de unir un vaso sanguíneo principal arterial (usualmente la arteria radia en el antebrazo) con uno venoso cercano, para facilitar una amplia circulación de sangre del paciente en ese punto y alcanzar un nivel de presión alto, adecuado para poder impulsar la sangre a través del sistema (tubos y filtro) y poder realizar el proceso de hemodiálisis (Fig. 2.5).

b) **SET DESCARTABLE DE PACIENTE.**

Consiste en un set de tubería plástica especial descartable, que consta de dos partes: la seccion o línea arterial, cuyos extremos se conectan uno a la fístula del paciente, y el otro a la entrada de sangre arterial del dializador, pasando

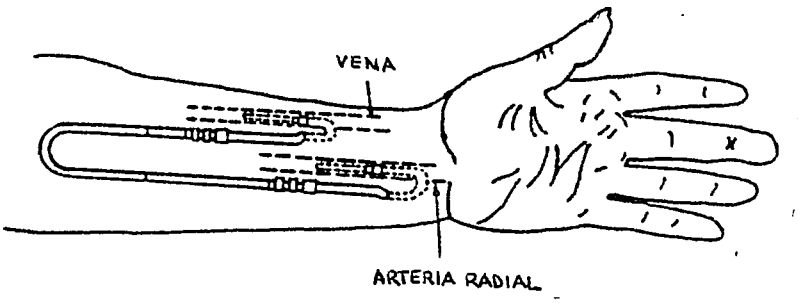


Fig. 2.5
Fistula Arteriovenosa artificial.

previamente a través de la bomba de sangre. La otra sección del set es la línea venosa, la cual es conectada a la salida de sangre del dializador; esta línea posee una recámara de goteo, que generalmente también la posee la línea arterial, la cual permite monitorear la presión sanguínea, para el caso la presión venosa. El otro extremo de la línea venosa es conectado a la fistula, constituyendo el camino de retorno para la sangre, desde el filtro dializador hasta el paciente.

2.4.1 BOMBA DE SANGRE.

La función principal de la Bomba de sangre es impulsar la sangre que se extrae del paciente, a través del circuito cerrado que forma la tubería, y regresarla nuevamente a él, manteniendo un flujo de sangre controlado y consistente.

La Bomba de sangre es una bomba de tipo peristáltico (pulsante), cuyo diseño permite mover la sangre a través del sistema extra-corpóreo en una forma segura y consistente.

2.4.1.1 FUNCIONAMIENTO.

La tubería que conduce la sangre se introduce en el cabezal de la bomba, el cual posee dos rodillos aplanadores opuestos que al moverse comprimen el tubo en forma sincrónica contra la pared de la extructura externa, empujando la sangre hacia la dirección deseada (Fig. 2.6). Uno de los rodillos comienza a presionar el tubo antes de que el rodillo contrario termine su compresión de bombeo. Esto asegura un continuo movimiento de la sangre hacia adelante, y proporciona una suave pulsación al flujo de la misma.

El volumen que se mantiene a través del sistema, tubos y filtro, es de aproximádamente 300 cc, el cual es continuamente desplazado gracias a la presión sanguínea dada por el paciente y al funcio-namiento de la bomba.

La oclusión de la tubería descartable sin que la sangre tenga contacto directo con las partes móviles de la bomba, protege la sangre de contaminación y a las células sanguíneas de sufrir daño mecánico.

La velocidad de la bomba de sangre puede variarse conforme se varíe la alimentación elétrica de la misma. Usualmente se dispone de una escala de velocidades comprendida entre 100 a 400 ml/min, con variaciones de 25 a 50 ml/min entre cada nivel de velocidad. Sin embargo el flujo sanguíneo deseado depende tanto de la

velocidad de la bomba como del diámetro de la tubería, por lo que los fabricantes recomiendan el uso de un tipo de set descartable standard, y además existe información sobre el uso de otros descartables.

La bomba de sangre en la mayoría de los casos puede ser manejada en forma manual para retornar al paciente la sangre que pudiera haber quedado en el circuito, en el caso de que el tratamiento (el bombeo) haya sido interrumpido súbitamente al presentarse alguna anormalidad.

2.4.1.2 CALIBRACION.

En las máquinas modernas la bomba no requiere mayor ajuste de la oclusión del tubo, pues los rodillos están montados en una èstructura que posee un resorte que les hace presión contra el marco en el que girarán (spring-loaded), entonces de acuerdo al diámetro del marco y al introducir la tubería, los rodillos comprimen el resorte cierta longitud, manteniendo el tubo ocluido.

Si durante el bombeo la oclusión del tubo no es completa, se creará un flujo turbulento indeseable en ambas direcciones en el espacio del tubo que no está siendo completamente aplastado, y en consecuencia el flujo de sangre deseado no será exacto y puede haber daño en las células sanguíneas. Por otro lado, tampoco es conveniente una presión excesiva sobre la tubería.

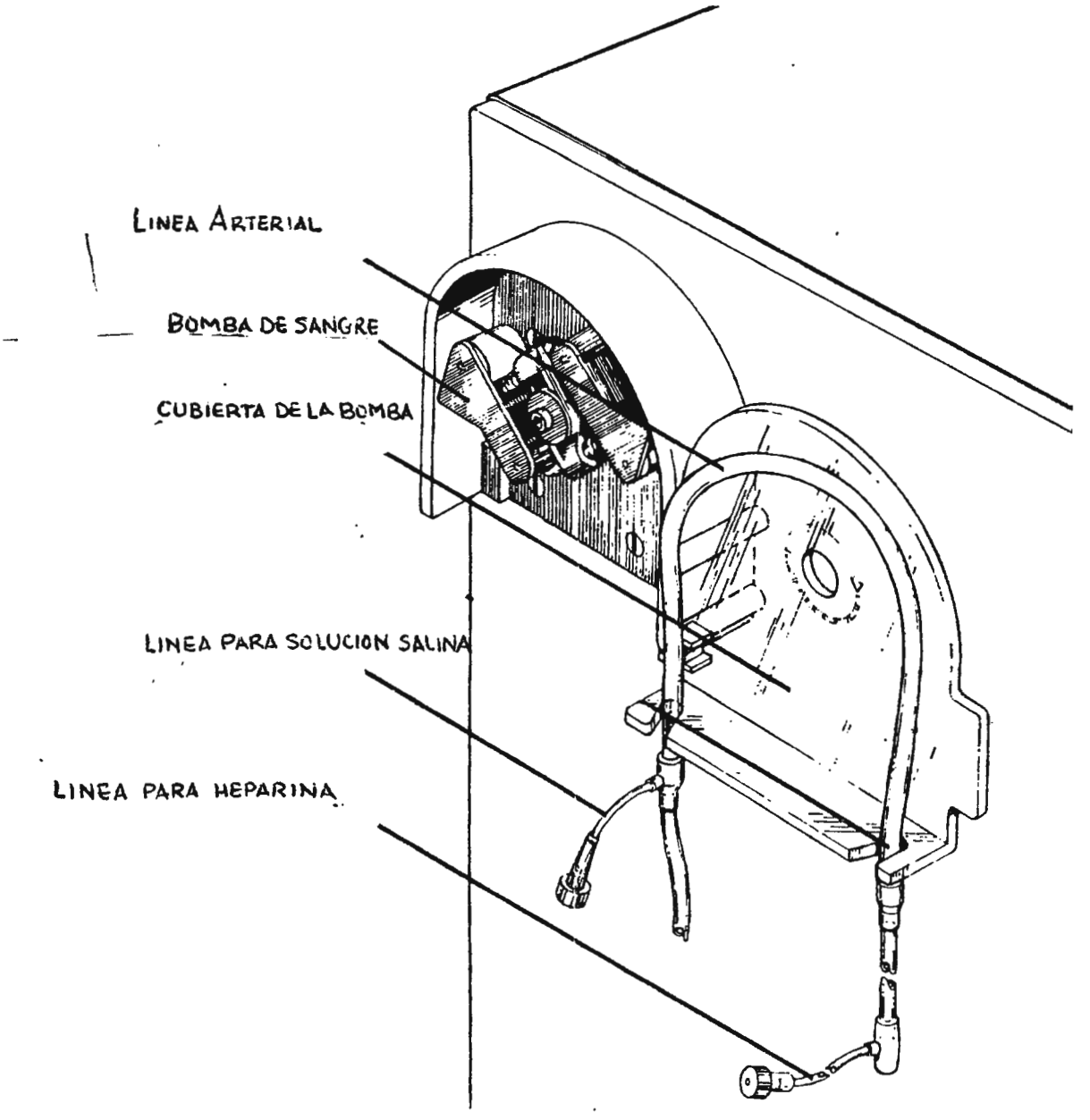


Fig. 2.6
Bomba de Sangre.

2.4.2 DETECTOR DE BURBUJAS.

El detector de burbujas de aire es un mecanismo de seguridad en el sistema sanguíneo extracorpóreo.

Ya que el corazón funciona en forma análoga a una bomba, impulsando la sangre a través del sistema circulatorio, no puede existir dentro del sistema espacio sin sangre, como lo es una burbuja, pues interferiría en el trabajo de bombeo y podría ocasionar serios daños cardíacos; por ello es importante en el tratamiento de hemodiálisis, que la sangre que va siendo retornada al paciente después de ser dializada, no contenga ningún elemento de aire que pudiera haberse generado en el filtro.

2.4.2.1 OPERACION.

El detector de burbujas de aire en sangre es usualmente de tipo óptico o de tipo ultrasónico, siendo este último el de mayor preferencia en la actualidad.

En forma general el detector está conformado por un elemento emisor y otro elemento sensor, y su operación se basa en que la linea venosa del set pasa a través de ellos al conducir la sangre hacia el paciente.

En los detectores de tipo óptico, la señal generada es usualmente una emisión de luz infrarroja la cual atraviesa la sangre, y de acuerdo a que exista o no alguna burbuja, varía la cantidad de luz recibida por el fotodetector. En los ultrasónicos, los transductores son cristales. El emisor, es hecho oscilar a alta

frecuencia emitiendo un haz de ultrasonido que se propagará a través de la sangre y será sensado por el otro cristal. Si hay aire presente en la sangre, la señal no se propagará, y no habrá recepción, produciéndose una alarma.

El dispositivo detector de aire o burbujas en las máquinas, suele estar ubicado en el recorrido de la línea venosa, permitiendo que pase a través de él la parte que sigue a la recámara de goteo de la tubería. Esta recámara sirve muchas veces como trampa de burbujas, lo cual ayuda a evitarlas, pero cuando alguna burbuja pasa la recámara sin ser atrapada, el detector se encarga de sensarla.

El funcionamiento del detector además de sensar burbujas y producir una alarma audible y/o visual, suele actuar en sincronía con ciertos mecanismos de la máquina como el cierre de la válvula de la línea venosa, y el apagado automático de la bomba de sangre, con lo que se detiene por completo el tratamiento, para que la burbuja pueda ser eliminada y el proceso sea reestablecido de forma segura.

Los elementos detectores de burbujas suelen ser de gran sensibilidad, sin embargo las burbujas muy pequeñas, que no se consideran de alto riesgo para el paciente, no alcanzan a ser sensadas.

2.4.3 SISTEMA SENSOR DE PRESION SANGUINEA.

Este sistema se encarga de sensar la presión sanguínea del paciente, venosa o arterial, presente en las recámaras de goteo de las líneas del set descartable; además suele poseer un

mecanismo de seguridad que activa una alarma y a la vez, interrumpe el tratamiento de diálisis al detener la bomba de sangre.

En los primeros modelos sólo era sensada la presión venosa, mediante la conexión directa de un manómetro a la recámara de goteo. En máquinas recientes pueden sensarse, y presentarse, ambas presiones, venosa y arterial, medidas mediante transductores de presión, a los cuales se conecta la línea de monitoreo que posee la recámara de goteo del set descartable. La señal obtenida del transductor es procesada y presentada en un indicador de presión.

El sistema sensor de presión sanguínea usualmente posee alarmas de baja y alta presión venosa y baja presión arterial como una protección al paciente, de sufrir daño en sus vasos sanguíneos; ya que dichas alarmas son activadas cuando hay una obstrucción o una desconexión en alguna parte del circuito sanguíneo.

2.4.4 VALVULA DE CIERRE DE LA LINEA VENOSA.

La válvula de cierre de la línea venosa, conocida también como válvula clamp, es una válvula de seguridad, tipo solenoide, que generalmente actúa en sincronía con el mecanismo de paro de la bomba de sangre, cerrando el paso a la sangre que retorna al paciente cuando se da una alarma. La válvula se abre manualmente para reestablecer el flujo.

Puede haber válvulas clamp o también llamadas pinzas electromagnéticas para ambas líneas sanguíneas; ubicadas, una, al inicio del trayecto de la línea arterial, después de que ésta sale del

paciente; y la de la línea venosa se ubica después del detector de burbujas, como último paso por donde pasa la tubería venosa antes de retornar al paciente.

La tubería del set descartable debe fijarse dentro de la válvula y ésta debe permanecer abierta durante el proceso (Fig. 2.7).

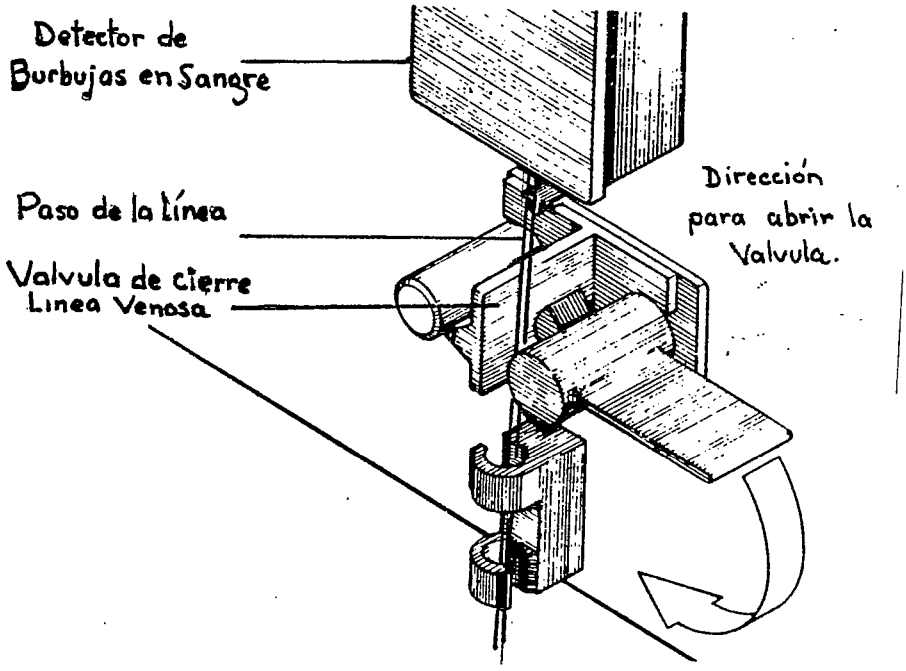


Fig. 2.7
Válvula o Pinza para el cierre de la línea venosa.

2.4.5 *BOMBA DE HEPARINA.*

La bomba de heparina es un accesorio que poseen las máquinas de hemodiálisis modernas, con el fin de ayudar a evitar la coagulación de la sangre circulante a través del circuito de paciente.

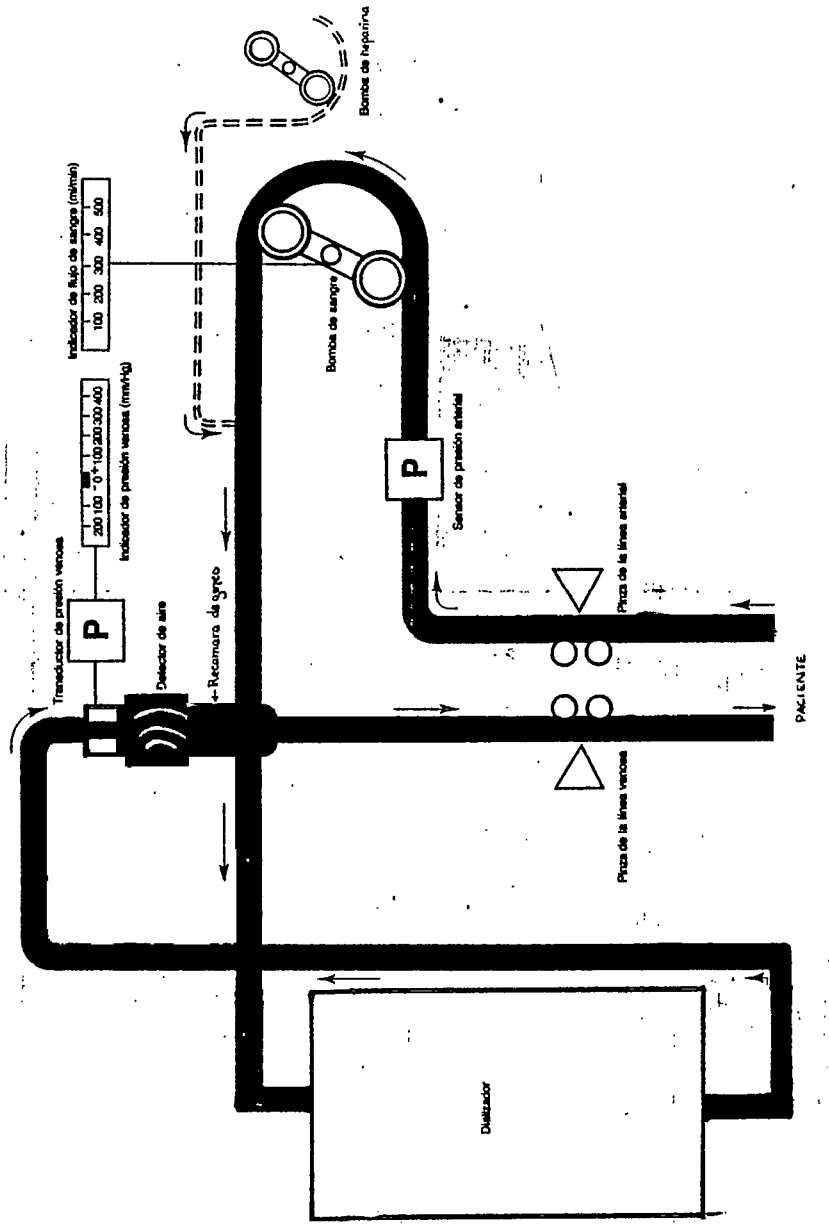
2.4.5.1 *FUNCIONAMIENTO.*

La bomba de heparina permite la inyección controlada de heparina al flujo sanguíno, después de que éste pasa por la bomba de sangre, a través de una línea que posee el descartable para ese fin.

La bomba de heparina puede ser de tipo peristáltica, similar a la de sangre, o de tipo de infusión mediante el uso de una jeringa; pero en cualquier caso posee un control del flujo ajustable, en una escala de 0.5 cc/hra (o ml/hra) a 5 cc/hra, acorde a la variación de la velocidad del motor. La operación de la bomba suele estar en sincronía con los mecanismos de alarma que desactivan a la bomba de sangre.

La selección de una velocidad determinada de infusión de heparina, depende en gran parte de los parámetros sanguíneos del paciente. Por otra parte cuando se usa la bomba de heparina, la cantidad del anticoagulante debe ser suficiente para todo el período de tiempo que dura el proceso, usualmente de 3 a 4 horas. La inyección de la heparina también puede hacerse manualmente, una cantidad suficiente antes de iniciar el proceso, obteniéndose efectos similares (composición de heparina, anexo 2B).

2.4.6 DIAGRAMA DE FLUJO DEL MODULO DE SANGRE.



2.5 MODULO DE FLUIDOS DE LA MAQUINA DE HEMODIALISIS.

Los elementos básicos que conforman este módulo son un sistema de mezcla y suministro de solución de diálisis, un elemento calentador para la misma, y un sistema de control de presión negativa, para ayudar a que la diálisis se efectúe más eficientemente.

Como elementos de seguridad importantes, es conveniente disponer de un monitor de temperatura, que generalmente actúa junto al calentador; un detector de fugas de sangre; y en el caso de que la solución la prepare automáticamente la máquina a través de bombas proporcionadoras, será adecuado un monitor de conductividad.

2.5.1 SISTEMA DE MEZCLA Y SUMINISTRO DE LA SOLUCION.

En cuanto a la preparación de la solución a partir de la combinación de concentrado y agua, existen dos alternativas:

a Un tanque reservorio en el que manualmente se hace la dilución del concentrado con el volumen adecuado de agua.

b. Dos bombas, una que succiona agua en forma proporcional a la succión del concentrado que efectúa la otra bomba, para obtener continuamente una solución con la concentración correcta, durante todo el proceso.

*a. **TANQUE.***

Cuando se dispone de tanque, la mezcla de concentrado a partir del contenido de un envase, en 34 partes iguales de agua[3] (ver Anexo 2A) se hace manualmente, lo que asegura una correcta concentración de la solución obtenida. Sin embargo, debido a la composición de la solución, que posee diversos químicos, debe evitarse el asentamiento de ellos por lo que se requiere una continua acción de mezclado, que puede lograrse mediante un mecanismo de recirculación de la solución, a través de una estrecha vía que retorna al tanque derivada de la tubería que conduce la solución desde el tanque hacia el filtro dializador.

La solución es suministrada hasta el filtro dializador a través de la tubería mencionada por medio de una bomba impulsadora, que además puede utilizarce para la recirculación. La velocidad de suministro de la solución suele ser de 500 ml/min, valor fijo (recomendado por los fabricantes) que se considera adecuado para una efectiva diálisis de la sangre.

*b. **BOMBAS DE AGUA Y CONCENTRADO.***

Cuando se dispone de bombas de succión para el concentrado y el agua, no se necesita ningún depósito de gran volumen para la mezcla. El concentrado es succionado directamente del envase original a cierta velocidad; mientras que la entrada de agua de la máquina se conecta al suministro de agua, el cual la proporciona con cierta presión y caudal, parámetros que luego son regulados en el interior de la máquina para que la bomba de agua proporcione sólo el caudal requerido para la mezcla.

---

[3] *Proporción indicada por los fabricantes de concentrado de diálisis.*

Generalmente las máquinas con bombas de agua y concentrado, no poseen otra bomba adicional para impulsar la solución hasta el filtro dializador, pues la acción de ambas proporciona la energía suficiente para hacerlo.

En este sistema de mezclado, como la succión de ambas bombas es proporcional para obtener la relación de mezcla de 34 a 1, es conveniente verificar que se mantiene la concentración correcta de la solución mediante un monitor de conductividad.

2.5.2 CALENTADOR.

El elemento calentador se encarga de que la solución llegue al filtro dializador con la temperatura adecuada, usualmente 37° C, lo que evita que la sangre se dañe y perjudique al paciente, también con ello se ayuda a que la diálisis se efectúe más rápido, debido al incremento de la actividad molecular con la temperatura, y en consecuencia se produzca una más rápida difusión en el filtro dializador.

En las máquinas que poseen tanque para la mezcla, el calentador está situado en el trayecto que sigue la solución al salir del tanque con dirección hacia el dializador; así, la solución ya mezclada es calentada al pasar por el elemento calefactor.

Si la solución es obtenida por la succión simultánea de las bombas, el calentador suele estar ubicado en la línea del agua, calentando a ésta antes de hacerse la mezcla.

2.5.2.1 OPERACION.

El elemento calefactor es un calentador especial para fluidos, de gran potencia (usualmente entre 500 y más de 1000 watts), y trabaja junto a un transductor de control de temperatura o en ocasiones un termostato, el cual monitorea que el agua o solución que pasa por el calentador, alcanza la temperatura deseada, y ésta, pueda ser mantenida. La temperatura de trabajo es fija, calibrada aproximádamente a 37 grados C (98.6 grados F).

Además del sensor que sirve para el control de la temperatura del calentador, es conveniente que otro sensor monitoree nuevamente la temperatura de la solución antes de que ésta entre al filtro dializador, para asegurar que la diálisis se efectuará con solución a la temperatura adecuada, ya que en el trayecto desde el calentador pudo haber sufrido alguna variación. Este sistema de monitoreo consiste de otro transductor (generalmente termistor), localizado en el paso de la solución, cuya señal sensada es comparada con el nivel de temperatura nominal y si varía considerablemente en un rango de ± 3° C, se activará una de las alarmas, de alta o baja temperatura, a la vez que se acciona un mecanismo que desvía el paso de la solución directamente hacia el drenaje, sin pasar por el dializador, lo que se conoce como By-pass.

El elemento calefactor es desconectado solamente cuando la máquina detecta que no hay presencia de fluido, evitando con ello que dicho elemento se sobrecaliente y se queme.

2.5.3 SISTEMA DE PRESION NEGATIVA.

Un elemento que contribuye a que la diálisis sea más eficiente es el sistema de presión negativa. Una cierta presión negativa generada usualmente por la succión de una bomba, es aplicada al dializador para ayudar a extraer de la sangre, principalmente el exceso de fluidos y con ello muchos tóxicos disueltos que difunden a través de la membrana.

Normalmente, para un proceso de hemodiálisis no se requiere la aplicación de altas presiones negativas (valores más negativos que -100 mmHg), pues el principal responsable de que los tóxicos y los nutrientes difundan en la dirección esperada a través de la membrana, es el gradiente de concentración que se crea entre la solución de diálisis y la sangre. Sin embargo, con frecuencia los pacientes urémicos además de retener tóxicos acumulan fluidos en exceso, lo que se manifiesta en un incremento notable de peso y en ocasiones, de volumen corporal, agravante que también debe ser contrarrestada con el tratamiento. En estas situaciones es en las que se vuelve particularmente útil el uso de una considerable presión negativa para succionar de la sangre el exceso de líquidos acumulados y con ello los tóxicos disueltos; modalidad de operación de la máquina denominada Ultrafiltración.

A la presión total aplicada al filtro dializador se le conoce como Presión Transmembrana y corresponde a la suma de los valores absolutos de las presiones venosa, en el lado de la sangre (presión positiva, mayor de 0 mmHg) y la presión aplicada en el lado del líquido de diálisis (presión negativa). El valor de la Presión Transmembrana suele conocerse como un valor de presión

negativa, generalmente entre 0 y -450 mmHg, pero en realidad representa que la presión en el lado de la solución es más baja que en el lado de sangre del dializador.

Por ejemplo, si la presión venosa de un paciente es de +50 mmHg y la presión negativa aplicada al líquido de diálisis es de -150 mmHg, la presión Transmembrana obtenida es -200 mmHg.

2.5.3.1 CONTROL DE LA PRESION NEGATIVA.

La presión negativa que se aplica al filtro dializador es generada a partir de la succión de una bomba, succión que se combina con una entrada variable de aire para obtener mayor o menor presión negativa, así, para presión negativa mínima la entrada de aire es máxima y viceversa. Dicha entrada de aire es controlada por una válvula que se regula de acuerdo a una escala de presiones negativas, usualmente entre 0 y -400 mmHg, a la cual tiene acceso el operador.

Este sistema suele tener un sensor de presión que activa una alarma en el caso de que la presión aplicada real varíe de la seleccionada o se exceda de ciertos límites e incluso se vuelva positiva.

2.5.4 DETECTOR DE FUGAS DE SANGRE.

El detector de fugas de sangre en dialisate (solución de diálisis usada) es un mecanismo de seguridad que interrumpe la circulación de la sangre a través del sistema extracorpóreo, deteniendo

la bomba de sangre, para evitar que el paciente pierda sangre a través de alguna fuga que pudo haberse creado en el filtro.

Si por mala fabricación o defecto del filtro, se rompe alguna o varias de las fibras huecas por donde pasa la sangre, esta pasa a la solución y junto a ella sale del filtro a ser drenada, causando una pérdida al paciente, pues ese volumen de sangre deja de retornarle.

2.5.4.1 OPERACION.

El detector de fugas de sangre, sensa la presencia de sangre en la solución de diálisis a través de un mecanismo optoelectrónico ubicado en el trayecto que sigue el dialisate al salir del filtro, y consiste en una fuente de luz (usualmente infrarroja) que emite un haz, el cual atraviesa la línea de solución que fluye hacia el drenaje, y llega hasta el fotosensor. Si el haz es interceptado por sangre, su intensidad disminuye y el sensor activa una alarma y un mecanismo de paro de la bomba de sangre, suspendiendo el tratamiento para que el filtro pueda ser sustituido.

2.5.5 MONITOR DE CONDUCTIVIDAD.

Este sistema lo poseen las máquinas de hemodiálisis que preparan la solución mediante la succión de bombas de concentrado y agua.

La función de este sistema monitor es medir la conductividad de la solución preparada que será enviada al filtro dializador, y

con ello asegurar que la concentración de la solución sea correcta.

La conductividad de la solución se controla mediante la regulación de la velocidad de la bomba de concentrado, la cual es normalmente calibrada para obtener la mezcla con las proporciones requeridas, 34 partes de agua por 1 parte de concentrado, lo que equivale a un valor de conductividad aproximádamente de 13.5 mS o milimhos. La conductividad de la solución también es afectada indirectamente por la temperatura.

2.5.5.1 OPERACION.

El monitor de conductividad debe estar ubicado en el trayecto de la solución de diálisis antes de que ésta entre al filtro. Consiste usualmente de una celda con varios electrodos, de los cuales dos o más proveen una señal através de la solución, mientras los demás sensan la variación debida a la conductancia de la solución y la comparan con la referencia; si el valor de la conductividad se excede de los límites del rango aceptable, usualmente 12 a 16 mS, se activa la alarma correspondiente de baja o alta conductividad y la máquina entra de inmediato en el modo ByPass desviando la solución al drenaje.

2.5.6 ULTRAFILTRACION.

La función de ultrafiltración es una forma opcional de trabajo de las máquinas de hemodiálisis que se utiliza cuando los pacientes a tratar, presentan exceso de peso y a veces aumento del volumen

de su cuerpo, como resultado de una acumulación de líquidos en su organismo, además de los tóxicos que normalmente retienen.

El proceso de ultrafiltración se basa en la aplicación de una alta presión negativa al filtro dializador, por medio de la cual se extrae de la sangre en una forma controlada, el exceso de líquidos y tóxicos en él disueltos, sin el uso de solución de diálisis.

Al sustraerse del paciente el exceso de peso, debe hacerse en forma controlada, es decir con una velocidad constante durante todo el período de tratamiento. Para obtener la velocidad de desalojo adecuada (usualmente se dispone de una escala de flujo en el medidor entre 0.2 y 5.0 kg/hora), debe aplicarse un cierto valor de presión negativa que se selecciona en el sistema de control de presión en base a tablas, (Anexo 1) y de acuerdo al peso que desea bajarse y al tiempo que durará el tratamiento.

Cuando el operador selecciona la función de ultrafiltración, la máquina deja de suministrar solución al filtro dializador, mientras una presión negativa, es aplicada al compartimiento de solución de diálisis del filtro. El ultrafiltrado obtenido del paciente (exceso de fluidos y tóxicos removidos) fluye desde el dializador hacia el drenaje, pasando por un medidor de flujo que muestra la velocidad de desalojo y por el detector de fugas de sangre (Fig. 2.8).

Ya que la ultrafiltración se lleva a cabo sin el uso de solución de diálisis, la máquina puede actuar de dos formas:

a) Interrumpiendo por completo la preparación de solución de

diálisis y desconectado el calentador, los sensores de temperatura, conductividad (cuando lo hay), y las alarmas pertinentes.

b) Activando el modo ByPass, en el que la máquina prepara la solución de diálisis pero la manda directamente al drenaje.

En el proceso de ultrafiltración las alarmas de temperatura y de concuctividad (si existe) no tienen efecto alguno. El resto de alarmas funcionan normalmente.

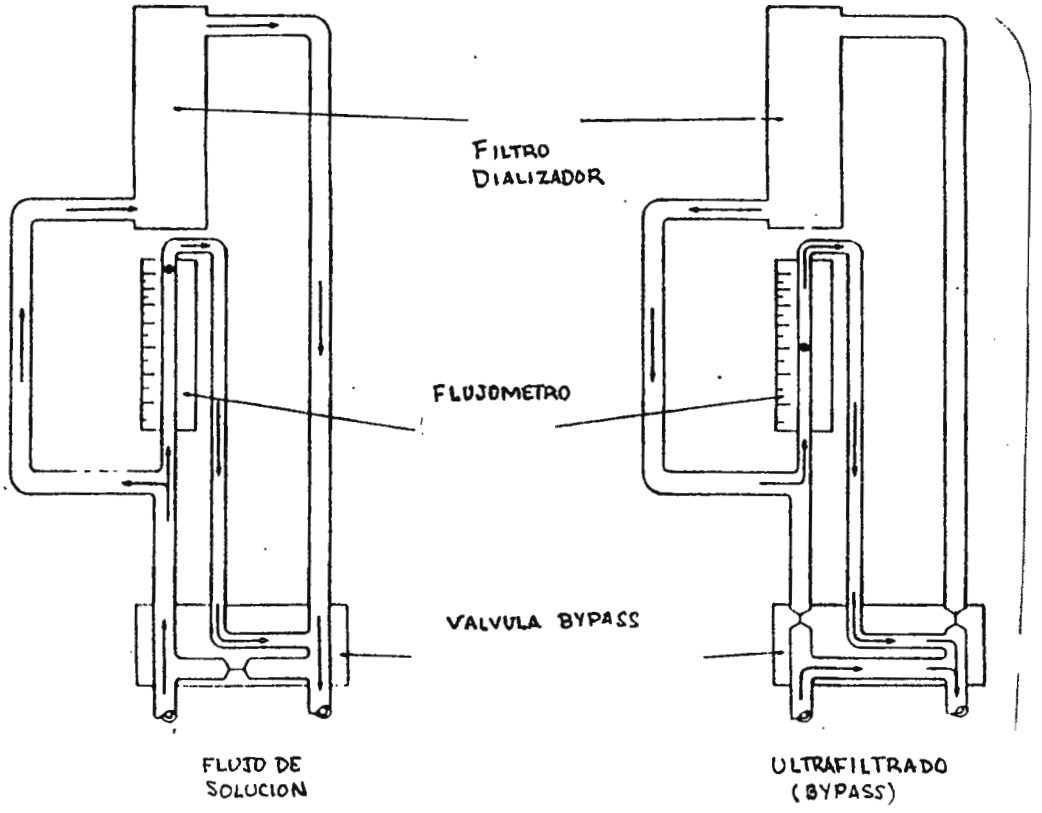


Fig. 2.8

(a) Flujo de solución para hemodiálisis normal.
(b) Paso del ultrafiltrado obtenido en la modalidad de ultrafiltración. La solución de diálisis es desviada (modo Bypass).

2.5.7 *MODO BYPASS.*

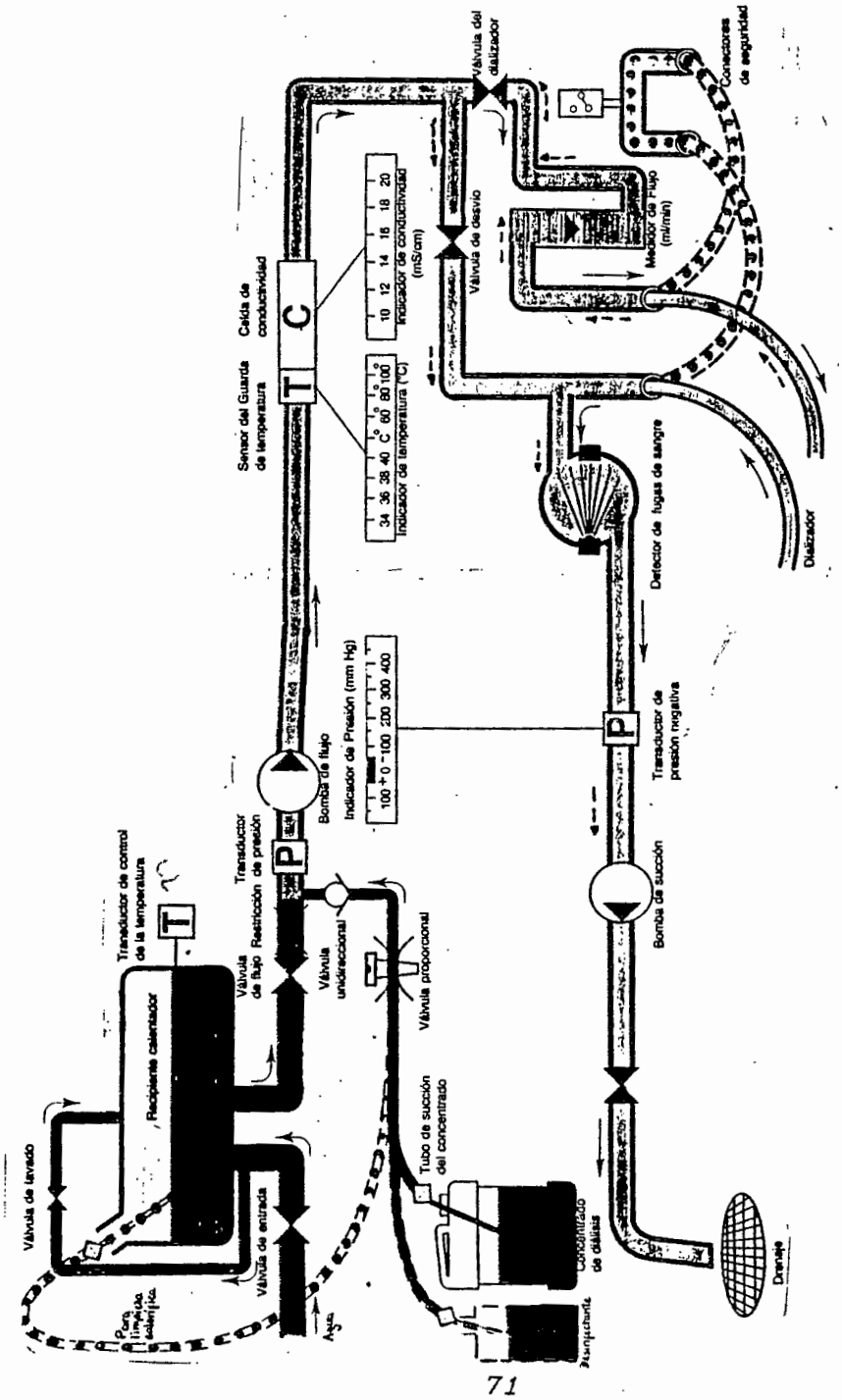
El modo ByPass es una modalidad de operación de la que disponen algunas máquinas recientes, que se activa automáticamente y cuya función principal es desviar la solución de diálisis de su paso por el filtro dializador, enviándola directamente hacia el drenaje, en respuesta a ciertas situaciones, usualmente de riesgo para el paciente, que pueden darse en la operación de la máquina:

a) Cuando se sensa un valor de temperatura anormal en la solución de diálisis calentada y se activa la alarma correspondiente; de inmediato la máquina se pone en bypass y envía la solución al drenaje.

b) Cuando se da una alarma de conductividad.

c) Cuando se selecciona la función de ultrafiltración (no en todas las máquinas), la cual no requiere de solución en el filtro.

2.5.8 DIAGRAMA DE FLUJO DEL MODULO DE FLUIDOS.



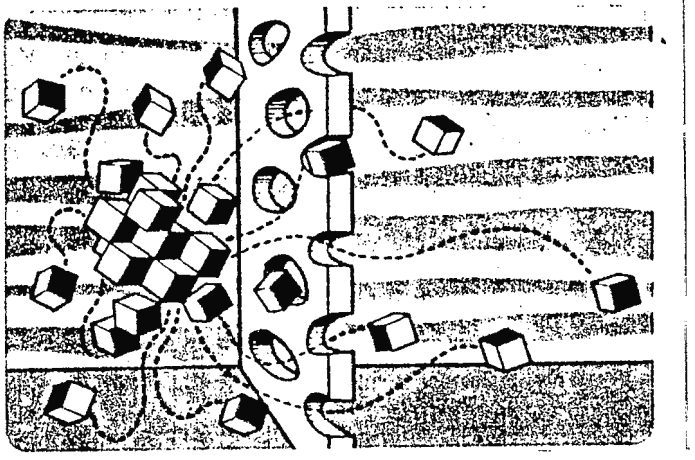
2.6 SOLUCION DE DIALISIS.

Ya que el tratamiento de hemodiálisis se basa en el intercambio de químicos entre la sangre del paciente y la solución de diálisis, la eficiencia de este intercambio depende en parte de que la solución de diálisis sea preparada cuidadosamente en las condiciones de concentración y temperatura adecuadas; condiciones que usualmente son alcanzadas por la máquina. Sin embargo la calidad de la solución de diálisis también depende de la calidad del concentrado y del agua, utilizados para la mezcla.

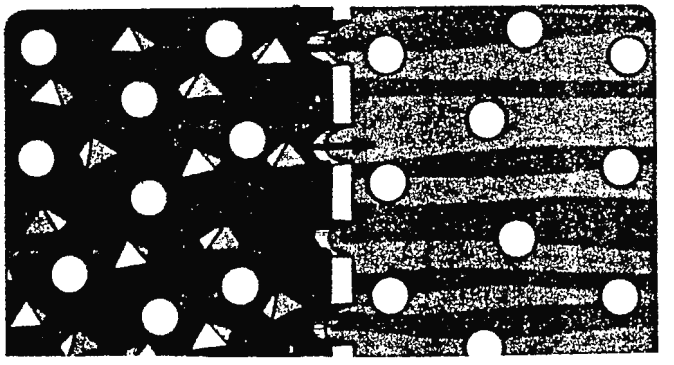
Las fórmulas de concentrado de diálisis son preparadas por los fabricantes usando especial presición en la mezcla de los químicos, para cumplir con los requerimientos prescritos por los expertos, que cubren las necesidades de los pacientes urémicos (Anexo 2A).

La solución o baño de diálisis está compuesto de ciertos químicos que posee el concentrado, mezclados con agua en cantidades específicas; esta composición precisa es la que permite que a la hora de la diálisis se efectúe una difusión de químicos a través de la membrana semipermeable del dializador. Algunos químicos son removidos de la sangre mientras que otros son agregados a ella. La dirección de la difusión de cada químico es desde donde hay alta concentración de él, hacia donde hay baja concentración. Por lo tanto aquellos químicos que han de ser removidos de la sangre tales como la urea y creatinina, tienen una concentración muy baja o cero, en la solución de diálisis, y por el contrario, aquellos químicos que deben ser añadidos a la sangre poseen mayor concentración en la solución que en la sangre (Fig. 2.9).

Pero la difusión y la velocidad con que ésta se realice, dependen además del gradiente de concentración de otros factores, más relacionados con el filtro, como son el área de la superficie disponible para el intercambio, y la porosidad de la membrana, los cuales son controlados por el fabricante de manera que sean adecuados para la diálisis.



(a)



(b)

Fig. 2.9

(a) Sentido de la difusión de químicos desde donde hay mayor concentración.

(b) Difusión de químicos hacia donde hay cero concentración de ellos, yno difusión cuando existen iguales concentraciones.

Con respecto al tamaño de los poros, éste debe ser tal que permita el paso de las moléculas de tóxicos, pero no el de sustancias como las proteínas y las células sanguíneas, pues éstas deben permanecer en la sangre sin importar que exista factor de concentración, y de la misma manera, sustancias indeseables como bacterias que pudiera contener la mezcla, no pasen al torrente sanguíneo.

Las fórmulas de concentrado disponibles comercialmente poseen la cantidad de concentrado recomendada para un tratamiento (Aprox. 3.43 Lt), la cual debe diluirse con agua en una proporción de 34 partes de agua por una de concentrado, lo que equivale a un volumen de solución de diálisis de aproximadamente 120 Lt por tratamiento.

2.6.1 AJUSTE DEL BALANCE QUIMICO.

El proceso de diálisis, definido en forma genérica como la difusión de químicos disueltos en solución, a través de una membrana semipermeable, se da a nivel de todo el organismo entre la sangre y las diversas células.

Las paredes de los vasos sanguíneos y las de las células que forman los diversos tejidos corporales son membranas similares a la membrana del filtro dializador, así pues, los químicos producidos por un cierto tejido, éste los posee en altas concentraciones y a través de las paredes celulares pasan a la sangre donde hay menor concentración de ellos. Luego, la sangre circulante acarrea estas sustancias a través del cuerpo y éstos químicos difunden hacia otros tejidos o fluidos corporales, que

presentan menor concentración que la sangre.

Un proceso similar sucede dentro del filtro con la sangre y la solución. La sangre desecha los tóxicos en la solución y recibe algunos químicos importantes para el organismo. Luego, la sangre dializada retorna al paciente y está lista para dializar a los tejidos.

El volumen de sangre en un adulto promedio es de 6 Lts. (6000 ml); durante el tratamiento la sangre fluye hacia afuera del cuerpo y retorna a él a velocidades entre 100 y 400 ml/min; esto significa que en un período de 30 minutos y con una velocidad de 200 ml/min todo el volumen sanguíneo habrá sido dializado. Es necesario pues, que la sangre sea dializada varias veces durante el tratamiento, puesto que al ir retornando al cuerpo va dializando los tejidos, recogiendo grandes cantidades de químicos, los cuales serán finalmente removidos cuando la sangre vuelva a pasar por el filtro.

2.6.2 COMPOSICION DE LA SOLUCION DE DIALISIS.

Los principales químicos que constituyen la solución de diálisis son: Sodio, Cloruro, Potasio, Magnesio, Acetato, Calcio, Glucosa.

De ellos, los primeros cuatro deben permanecer en la sangre dentro de cierto rango controlado, extrayéndose el exceso durante el tratamiento. Otros, como el acetato y el calcio deben agregarse a la sangre en cantidades específicas; y finalmente la glucosa presente en la solución, sirve para mantener el balance osmótico.

La concentración de Sodio (Na) en la solución es de 125-135 mEq/Lt, un poco menor que en sangre, para que el exceso difunda hacia afuera de ella. El sodio es el responsable directo del estado osmolar y volúmen sanguíneo corporal, además es el principal controlador de la sed; si se tiene un sodio bajo normal (120-130) habrá menos sed y menos ingestión de agua lo que significa menos retención de agua en el cuerpo evitando problemas de edema.

Otro elemento importante es el Potasio, cuya concentración en la solución es de 0-3 mEq/Lt. Este químico debe mantenerse en cierto nivel aunque es difícil de controlar; es el responsable del estado clínico general del paciente y es altamente letal ya que ocasiona un desequilibrio celular.

El Calcio con una concentración en solución de 1-3 mEq/Lt debe agregarse a la sangre ya que forma parte de muchos procesos metabólicos, y los pacientes urémicos generalmente padecen de hipocalcemia, tomando el calcio que necesitan de los huesos, lo que les puede ocasionar una osteoporosis.

El acetato con una concentración de 32-40 mEq/Lt en solución se añade a la sangre para luego ser convertido por el hígado en bicarbonato, el cual ayuda a neutralizar los ácidos producidos por el cuerpo y que normalmente deberían ser desechados por los riñones.

La glucosa se incluye en la solución de diálisis en concentraciones de 0-10 mg/Lt principalmente por sus efectos osmóticos, protegiendo a las células sanguíneas de absorver agua en exceso y ayudando a remover el exceso de fluidos del cuerpo.

Componentes como Cloruro (Cl) se hayan en concentraciones de 95-106 mEq/Lt y Magnesio (Mg) 1-1.5 mEq/Lt.

Cada tratamiento de hemodiálisis que se lleva a cabo consume generalmente el contenido completo de un envase de concentrado, pero aun cuando no se utilice todo el concentrado del envase, se recomienda no reutilizar dicho sobrante en otro tratamiento, principalmente como medida de higiene y para evitar cualquier riesgo en el caso de que el concentrado ya no estuviera en buenas condiciones.

2.7 FILTRO DIALIZADOR.

La membrana del dializador es el centro funcional del riñón artificial. Un cuidadoso control sobre su configuración, material, y principalmente sobre su porosidad permiten que el intercambio de químicos sea efectivo.

El filtro dializador posee varias partes (Fig. 2.10):

a) *El terminal de entrada para sangre arterial, ubicado en extremo del filtro, el cual es identificado con una marca de color rojo y es donde se conecta la línea arterial del set que conduce la sangre desde el paciente.*

b) *La cámara interna, que está formada por el interior de todas las fibras y es por donde pasa la sangre para el intercambio.*

c) *El terminal de salida de sangre venosa, ubicado en el otro*

extremo del filtro, e identificado por una marca de color azul; éste se conecta a la línea venosa del set para retornar al paciente la sangre dializada.

Una vez que la sangre entra en el filtro pasa directa y únicamente hacia el interior de las múltiples fibras, ya que una capa de material plástico llamado Marmita que cubre transversalmente todo el diámetro del filtro, cierra el paso de la sangre hacia el compartimiento del baño de diálisis. En forma similar, el otro extremo de las fibras atraviesan la capa de marmita drenando la sangre hacia el flujo único de salida por el terminal arterial.

d) El terminal de entrada de líquido de diálisis ubicado lateralmente, permitiendo una entrada de la solución en forma perpendicular al flujo de la sangre en las fibras.

e) La cámara externa, constituida por todo el espacio que rodea a las fibras y por donde circula la solución de diálisis en el filtro.

f) El terminal de salida de la solución, también ubicado en forma lateral, por donde drena la solución de diálisis usada.

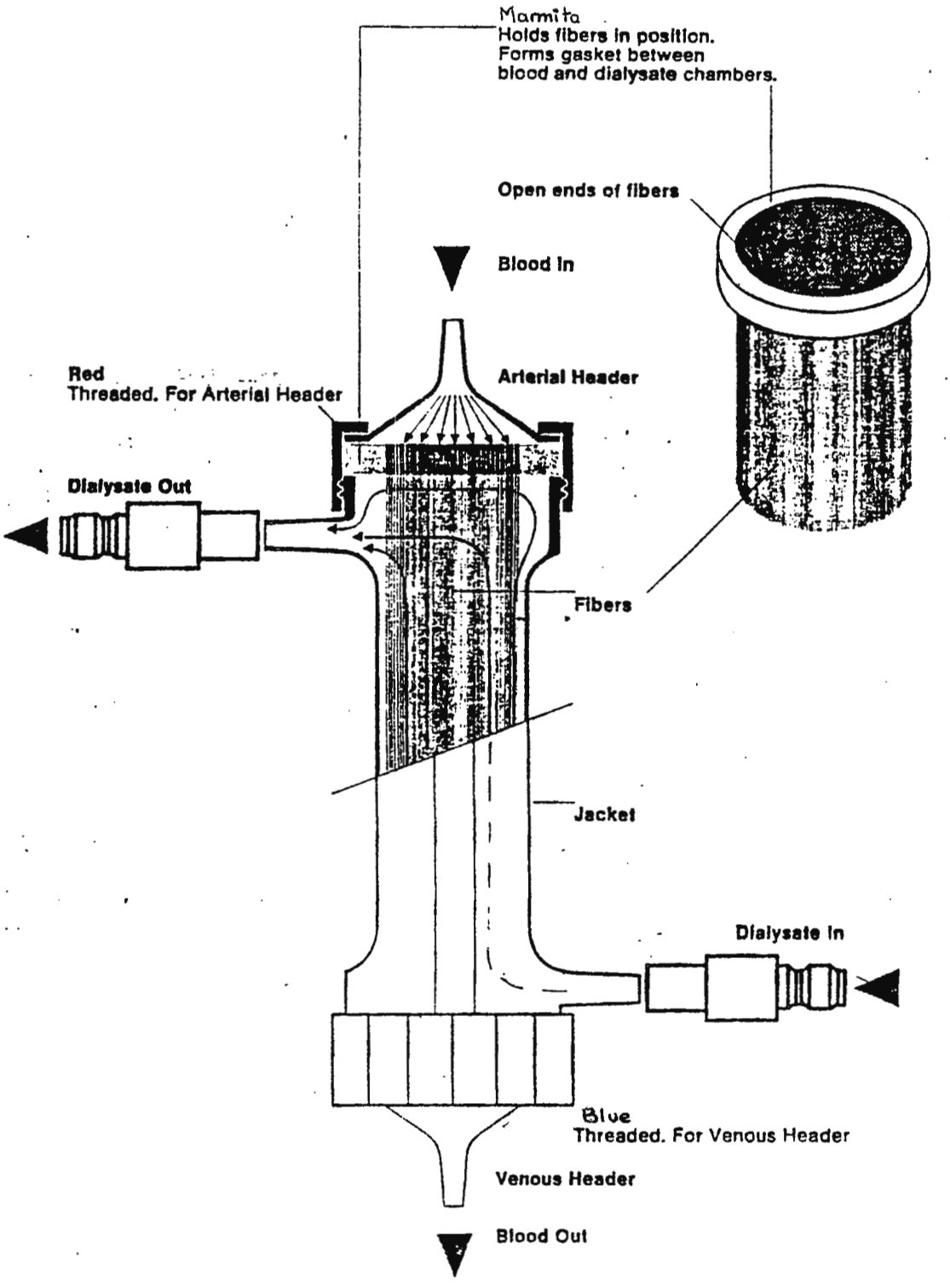


Fig. 2.10
Estructura de un filtro dializador de fibras huecas.

El material de la cubierta del fitro es de tipo acrílico. Las fibras son de celusosa regenerada, polimetilmetacrilato, poliacrilonítrilo, cuprafane o polisulfona; su longitud es de aproximadamente 15 cm en algunos modelos, el diámetro de cada fibra es muy reducido (cerca de 225 µm), suficiente para que la sangre circule libremente y similar al de los capilares corporales, por lo que se le llama en ocasiones filtro capilar; el grosor de la pared de las fibras es cercano a los 30 µm. Aunque las fibras sean minúsculas, el fabricante calcula que la cantidad de ellas que contiene el filtro, alrededor de 11,000, proporcionen un área de intercambio adecuada. El tamaño promedio de los poros es entre 4 y 7 nm, indicado para que difundan sólo las partículas deseadas.

Para que la diálisis se lleve a cabo eficazmente, es importante la colocación correcta del filtro. Este se coloca verticalmente en el soporte que normalmente traen las máquinas o suspendido en la estructura métalica para suero llamada IV POLO, con la conexión de entrada de sangre arterial (terminal rojo) hacia arriba y la salida de sangre venosa en lado inferior (terminal azul), produciéndose un flujo de sangre de arriba hacia abajo. La entrada de solución de diálisis se efectúa en el terminal lateral inferior, entrando perpendicularmente a la sangre, lo que favorece a que se produzca cierta turbulencia en el flujo de líquido de diálisis, el cual sale del filtro por el terminal superior, produciéndose un flujo de abajo hacia arriba en sentido inverso al de la sangre, factor que también contribuye a la eficiencia del intercambio químico.

2.8 PROCESO DE LIMPIEZA DE LA MAQUINA.

Una de las funciones adicionales que poseen las máquinas de hemodiálisis modernas es la de limpieza del sistema, la cual es activada mediante un interruptor de control accesible al operador.

Después de cada tratamiento la máquina debe someterse a un proceso de limpieza de todo el sistema por donde circula concentrado, solución de diálisis fresca y solución usada, a fin de evitar la acumulación de suciedad y una posible contaminación. En cuanto a las líneas de sangre y el filtro dializador, deben ser descartados.

Existen dos tipos de procesos de limpieza (ver 2.5.8 Diagrama de Flujo de Módulo de Fluidos (Pag. 71):

a) *Desinfección química, en la cual la línea de succión de concentrado se conecta a un recipiente de solución desinfectante, para que una cantidad de ésta, la recomendada por el fabricante, pase por todo el trayecto que sigue normalmente la solución de diálisis. Los terminales que se conectan al filtro deben colocarse previamente en sus conectores originales (conexión que los puentea internamente) para que el desinfectante pase hasta la línea de drenaje. Posteriormente se hace pasar agua por todo el sistema durante varios minutos, para limpiar cualquier resto de desinfectante que pudiera haber quedado. Este proceso es el más frecuente del que disponen las máquinas.*

b) *Desinfección calorífica, ésta se produce al hacer pasar agua*

caliente a través de todo el sistema durante un lapso de tiempo recomendado por el fabricante. Para ello el agua es calentada a alta temperatura (alrededor de 90° C) y es hecha circular a través de la máquina.

Durante el proceso de limpieza es usual que se activen algunas alarmas, por lo que algunos equipos permiten la anulación de ellas y otros al menos, que puedan ser silenciadas.

En los períodos que la máquina no se utiliza y permanece en reposo, debe mantenerse con solución desinfectante, para evitar la formación de bacterias.

Siempre que la máquina vaya a utilizarse para un tratamiento, debe hacersele previamente un enjuague con agua, para eliminar los restos de desinfectante.

2.9 TRATAMIENTO DE AGUA.

Para obtener una solución de diálisis de alta calidad, la cual proporcione mayor beneficio al paciente y cause el menor daño posible a los elementos y tubería del equipo, los expertos recomiendan que se use para la dilución del concentrado, agua suavizada.

Las principales razones por las que es conveniente utilizar agua tratada son: en primer lugar que el agua suministrada por la compañía de servicio público contiene pequeñas cantidades de químicos que pueden tener efectos importantes a corto plazo, en los pacientes de diálisis, ya que ellos a diferencia de una

persona sana que consume durante el año un máximo de 1000 Lts. de agua, son expuestos a aproximadamente 30,000 Lts. de agua en el mismo período; y por otro lado la dureza del agua va deteriorando más rápidamente las partes del equipo por donde ella circula, tales como filtros, elementos de monitoreo, tubería, etc. disminuyendo la vida útil de éstos y resultando en mayores costos de mantenimiento.

El contenido químico del agua servida por el estado no siempre es el mismo, puede variar de un lugar a otro, dependiendo de donde es tomada para las plantas de tratamiento; también en un mismo lugar puede variar en las diferentes épocas del año o incluso durante el día, por lo que, aunque el agua suministrada es potable o segura de beber, no es la adecuada para los tratamientos de diálisis.

Existen varios tipos de tratamiento de agua, algunos de ellos se describen brevemente a continuación.

Los deionizadores, purifican el agua mediante un intercambio de iones no deseados o que están presentes en exceso, por otros que forman parte del agua.

Existen también unidades de tratamiento de agua que se dedican a remover los contaminantes del agua al hacerla pasar varias veces, con cierta presión, a través de filtros de fibras o de membranas, de diferentes capacidades, proporcionando agua lo bastante pura para ser usada en las máquinas de hemodiálisis.

También en la actualidad, aunque no se cuente con un sistema externo de tratamiento de agua, hay máquinas de hemodiálisis que

disponen de esta posibilidad, ya que incluyen cierto equipo especial o módulo auxiliar, que se encarga de purificar el agua que entra a la máquina y que va a ser usada en el tratamiento. En algunas máquinas éste módulo se conoce como Módulo de Osmosis inversa, ya que ocupan este principio para la purificación del agua. El flujo de agua se introduce a través de un elemento constituido por membranas semipermeables, al mismo tiempo se le aplica presión al agua para que pase al otro lado de la membrana dejando en ella los contaminantes, y saliendo agua pura que se inyecta a los demás componentes de la máquina.

Considerando que es importante que el agua para diálisis sea al menos, más pura que la que puede obtenerse localmente, cuando no pueda contarse con ningún equipo especial de tratamiento, debe como mínimo colocarse uno o varios filtros, preferentemente de 25 micrones o menos, en el trayecto del agua, entre el suministro y la máquina de hemodiálisis.

CAPITULO III

PROTOTIPO DE MAQUINA DE HEMODIALISIS. DISEÑO DE SU SISTEMA DE CONTROL.

3.1 INTRODUCCION.

En el proceso de diseño del prototipo de máquina de hemodiálisis dos factores adquieren particular importancia:

a) El uso que prentende dársele al prototipo, que como se ha establecido es para fines didácticos, implica que aquellas situaciones que en la realidad provienen del paciente y de su flujo sanguíneo, tendrán que ser simuladas o creadas artificialmente para que pueda observarse el funcionamiento de la máquina, sus distintos sensores y mecanismos de alarma.

b) El tipo de componentes obtenidos, tales como bombas y sensores específicos, cuyas características en cuanto a diseño, construcción y funcionamiento, ya dadas por los distintos fabricantes, no dependen ni son alteradas con el presente trabajo, si no al contrario sirven de base en la determinación de algunos criterios para el diseño del prototipo.

El prototipo de máquina de hemodiálisis a construir consta de los módulos de sangre y de fluidos, con los componentes y sus

respectivos circuitos de control, que se muestran en el diagrama a bloques de la Fig. 3.1.

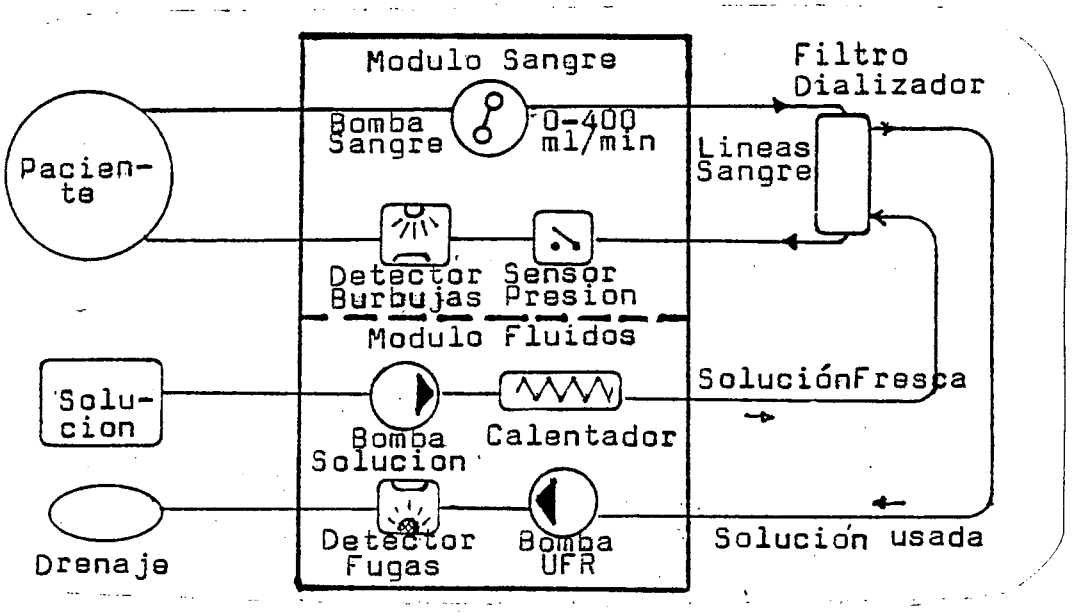


Fig. 3.1
Prototipo de Máquina de Hemodiálisis.

Puede observarse que la entrada al módulo de sangre es una linea o flujo sanguíneo, o en su caso un líquido sustituto, que es impulsado por la bomba de sangre hasta el filtro y luego de este pasa por el sensor de presión venosa y el detector de burbujas antes de retornar a su origen, que originalmente sería el paciente.

En cuanto al módulo de fluidos, la línea de solución de diálisis es impulsada por la bomba respectiva, haciéndola pasar por el calentador y después por el filtro; al salir de éste, el flujo de

solución pasa por la bomba de presión (o también llamada bomba para UFR) y finalmente por el detector de fugas de sangre, después del cual es enviado al drenaje.

3.2 DISEÑO DEL MODULO DE SANGRE.

3.2.1 CONTROL DE LA BOMBA DE SANGRE.

3.2.1.1 CRITERIOS Y PROCESO DE DISEÑO DEL CIRCUITO DE CONTROL DE LA BOMBA DE SANGRE.

La bomba de sangre debe ser capaz de impulsar un cierto volúmen de sangre en un instante dado, aproximadamente 300 cc, a través de todo el circuito constituido por la tubería que atraviesa el módulo y el filtro.

Esta capacidad de la bomba viene dada esencialmente por dos factores: la presión sanguínea que da el paciente, que en este caso sólo podrá simularse un cierto valor representativo (un tanto diferente a los valores reales que suelen situarse alrededor de los 100 mmHg); y la velocidad de trabajo de la bomba, de la cual depende que el volumen sanguíneo se mueva más rápido o más lentamente y que se convierte en el factor más importante para el presente diseño.

El diseño del circuito de control de la bomba parte de dos criterios básicos: el tipo de motor disponible, y el rango de velocidades de trabajo deseado para la bomba.

En cuanto a la velocidad o rango de velocidades de la bomba, éstas se expresan en términos de flujo, ml/min, que se obtiene de la relación entre el diámetro de la tubería y las revoluciones por minuto (RPM) del motor. Así de la información técnica de máquinas de hemodiálisis reales, para un diámetro standard (7 mm) y para el rango de velocidades usual se tiene:

Velocidad	
ml/min	RPM
0	0
100	12
200	21
300	31
400	42

En relación al motor del que se dispone, es de tipo shunt DC, con las siguientes características:

V: 115 vdc
I: 1.43 Amp
P: 1/8 Hp
RPM: 1725

El motor posee además un reductor de velocidad, puesto que las RPM a las que gira el cabezal de la bomba, que son las dadas anteriormente, son bastantes bajas y por lo regular no existen motores que funcionen a velocidades tan bajas.

Los motores de DC presentan la ventaja de que puede controlarse su velocidad en una forma bastante precisa y una forma práctica de hacerlo es mediante el control de su alimentación.

El circuito requerido para ello, puede definirse en varias etapas:

A) Etapa de potencia:

La cual deberá controlar directamente la alimentación entregada al motor. Para motores DC, esto puede hacerse de varias formas, una de ellas es através de una resistencia variable en cualquiera de sus devanados; sin embargo si la resistencia se pone en el devanado de campo, ocasiona que disminuya la corriente y con ello la producción de torque; y sí se coloca en el devanado de armadura, la resistencia debe manejar una corriente bastante grande, por lo que deberá ser físicamente grande y costosa para poder disipar una considerable cantidad de energía.

Otra alternativa mucho más práctica, es el uso de SCR (Rectificador Controlado de Silicio), el cual además de rectificar, permite controlar, mediante un adecuado manejo de su disparo, la cantidad de corriente de alimentación a cualquiera de los devanados, comunmente al de armadura.

El SCR ha seleccionarse deberá cumplir con los requerimientos para la operación del motor, principalmente la corriente, incluyendo un adecuado márgen de seguridad. En base a ello se selecciono el SCR ECG5465.

Si el ángulo de disparo del SCR es pequeño, el promedio del voltaje y la corriente de armadura se incrementa, y el motor puede girar más rápido; sí por el contrario el SCR se ceba con un ángulo de disparo mayor, se reduce la alimentación y con ello la velocidad del motor.

Para que el SCR opere de acuerdo a la forma deseada, se requiere de otra etapa que puede denominarse:

B) Etapa de control:

La cual controlará el disparo del SCR de acuerdo a las condiciones de velocidad seleccionadas por el operador; un elemento comunmente utilizado para ello es el transistor unijuntura (UJT), el cual alcanza su estado de conducción a cierto valor de voltaje, proporcionando la corriente necesaria al terminal de compuerta (gate) del SRC, permitiendo que éste conmute al estado de conducción. Existen también los transistores unijuntura programables, los cuales ofrecen adicionalmente la posibilidad de variar su voltaje de pico de conducción.

El PUT seleccionado es el ECG6402.

Definidas ambas etapas pueden establecerse otras componentes importantes en los circuitos de control de velocidad de motores DC.

Existen muchos diseños de circuitos de control de velocidad de motores DC eficientes los cuales incluyen estas etapas básicas.

El circuito de control de velocidad de la bomba de sangre del prototipo ha tomado algunas ideas de ellos, con las modificaciones acordes a las características del motor disponible y de acuerdo al control del sistema de seguridad de todo el equipo.

Por otra parte, algunas pruebas del circuito han permitido el ajuste de ciertos componentes y la obtención de datos útiles para

la operación del mismo.

En cuanto al devanado de campo del motor, este requiere voltaje fijo DC, para lo cual los 115 Vac de alimentación pueden ser rectificados a través de un puente rectificador y un filtro capacitor, para ello y en base a las características de corriente y voltaje del motor, se han seleccionado los diodos rectificadores ECG5806 y un capacitor de 100 µf para elevar el nivel de DC.

Para la operación del circuito de control de alimentación al devanado de armadura es conveniente incluir un transformador que a la vez que sirva de aislamiento entre la alimentación de 115 V y el circuito de disparo, pueda reducir el voltaje a un valor manejable por dicho circuito, cuyo elemento básico será un PUT.

El voltaje pico de PUT depende del voltaje de puerta (V_G).

Según la ecuación:

$$V_p = V_G + 0.7$$

El voltaje de puerta puede ser fijado por una combinación de resistencias: R_{52s} y R_{53s} tal que con un voltaje secundario de 9 V sea $V_G < V_{sec}$, escogiendo $V_G = 3$ V y $R_{53s} = 10$ K.

El valor de R_{52s} que se obtiene es aproximadamente 3 KΩ.

El capacitor C_{10s} es el que controla la constante de tiempo de carga hasta el voltaje de puerta.

El voltaje que ha de proporcionar el PUT a la compuerta del SCR no debe exceder 2 V (en base a la información del fabricante), por lo que el voltaje de anodo del PUT, el cual ha de variar con la velocidad que se seleccione, deberá ser como máximo 2.7 V, disminuyendo conforme se aumente la velocidad.

La resistencia R_{55s}, R_{56s} junto a R_{60s} (perilla) deben elegirse de valor bastante alto (MΩ) de manera que la $R_{resultante}$ en serie con R_{54s} permita reducir el voltaje de línea hasta el valor de V_{anodo}, lo que significa que en R_{54} y el arreglo serie debe producirse una caída cercana a 100 V.

La constante de tiempo de carga del voltaje V_{anodo} del PUT, está determinada por R_{57s} y C_{11s}, pero alcanzar el voltaje V_{anodo} en un tiempo mayor o menor conforme se varía la velocidad en la perilla (R_{60s}) depende del valor de voltaje de anodo correspondiente.

Los voltajes en el anodo del PUT para cada velocidad serán: a 0 ml/min, 2.12 V; a 100, 2 V; a 200 1.85 V; a 300 1.78 V y a 400 1.6 V.

El voltaje en el cátodo del PUT es el que activa al terminal de puerta del SCR, permitiendo que éste de paso a la alimentación del devanado de armadura.

Finalmente es conveniente incluir un mecanismo de paro de la bomba por alarmas, el cual puede realizarce utilizando el contacto de un relé (energizando con las alarmas) para interrumpir la alimentación a la bomba.

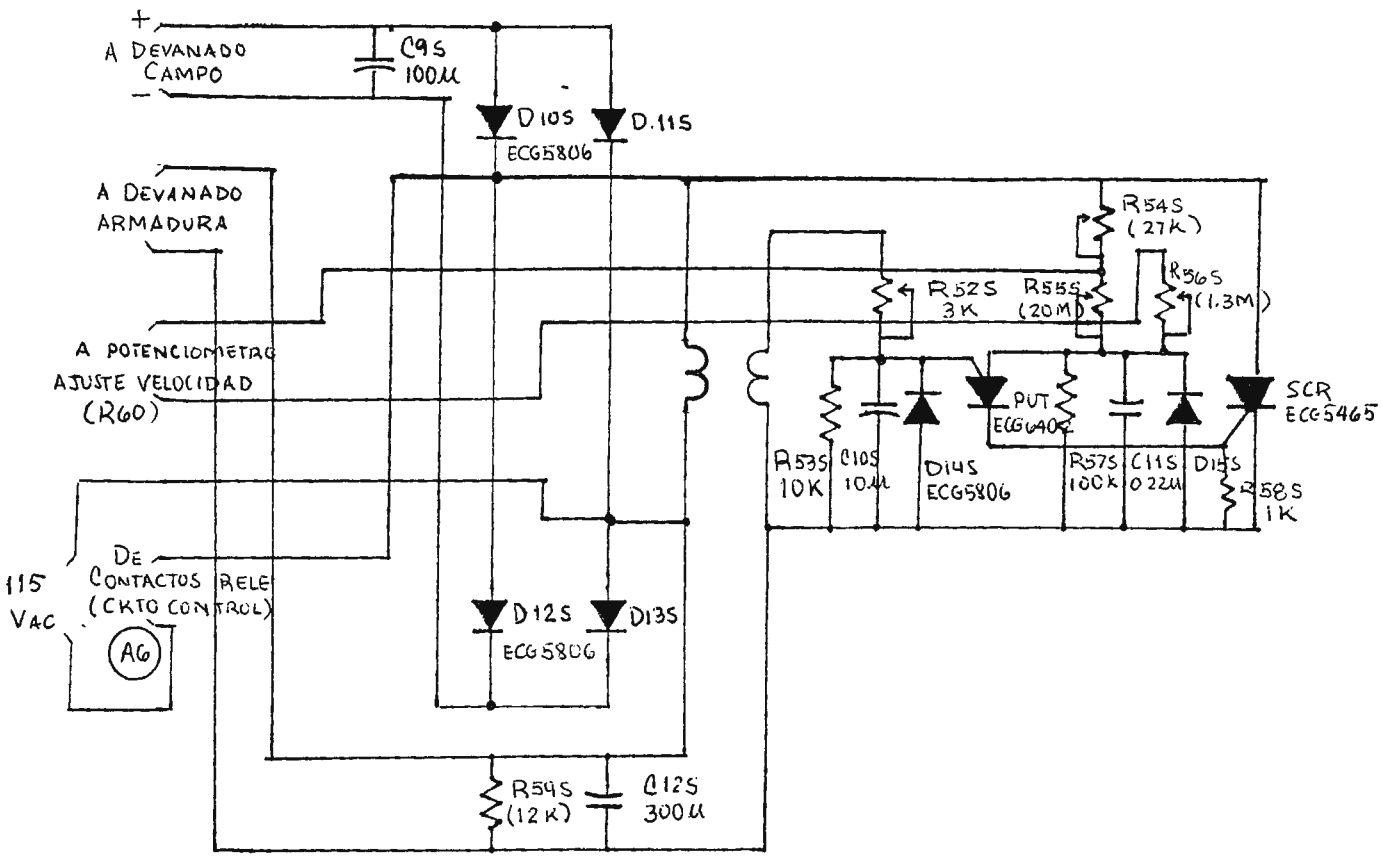


Fig. 3.2
Circuito de Control de la Bomba de Sangre

3.2.2 SENSOR DE PRESION SANGUINEA.

3.2.2.1 CRITERIOS Y PROCESO DE DISEÑO DEL CIRCUITO SENSOR DE PRESION VENOSA.

La función del sensor de presión es normalmente llevada a cabo mediante el uso de transductores especiales para medir presión, dando como respuesta señales eléctricas que son posteriormente presentadas en un indicador adecuado. Sin embargo la función principal de este elemento, junto a la medición y presentación de la presión sanguínea, es la de proteger al paciente, de que sufra daño en sus vasos sanguíneos, cuando por alguna anormalidad su presión, principalmente venosa, se acerca a valores peligrosos. Ante estas situaciones el sensor debe ser capaz de activar una alarma y cortar la circulación de sangre a través del módulo.

El diseño del circuito del sensor de presión depende directamente del tipo de transductor a utilizar. En este caso no se dispone de ninguno especial para medir presión, y realizar el diseño de un transductor de este tipo ciertamente esta fuera de los objetivos del presente trabajo. Ante este incoveniente, se optó sustituir al transductor por un dispositivo que hace las veces de un sensor de presión, ya que aunque no proporciona la medida de la presión, es capaz de sensar cuando se produce un cambio en la misma y a partir de ello activar una alarma.

Se trata de un microinterruptor (microswitch) utilizado como interruptor de presión, cuya ubicación en la trayectoria de la tubería venosa permite que al darse un aumento en la presión de dicha linea, el interruptor pase de la posición normalmente

abierta a la posición cerrada, generando una alarma.

Además, para poder llevar a cabo esta función, se han tomado en cuenta algunas consideraciones importantes, como el hecho de que la presión en la línea de sangre tendrá que ser simulada y probablemente en un valor menor que el real, lo que significa que teniendo un valor de presión considerablemente bajo, difícilmente podrá detectarse una disminución en el mismo, esto aunado a que tal reducción presenta algunos inconvenientes prácticos para efectuarse. No así un aumento de presión en la línea venosa, el cual puede generarse obstruyendo externamente de alguna manera dicha tubería; además, así como en los primeros modelos de las máquinas de hemodiálisis, se ha dado prioridad sobre la presión arterial a la presión venosa, y de ella a la condición de alta presión venosa, puesto que una baja en la misma, puede darse sólo en el caso de que la línea se desconecte del paciente, mientras que un aumento en la presión, debido generalmente a alguna obstrucción en la línea, puede llegar a dañar gravemente al paciente.

El bloque sensor de presión debe al menos, a la vez de percibir el cambio en la presión, indicar al operador cuando el nivel de presión presente en la línea es normal o seguro, o cuando es peligroso, esto puede hacerse mediante el uso de indicadores visuales (LEDs) para ambas situaciones, y en el caso de alta presión es conveniente incluir una alarma audible.

Tres elementos básicos componen este bloque:

1) El interruptor-sensor de presión
2) Un indicador de presión normal

3) Un indicador-alarma de presión alta

El circuito de control para este sensor requiere unicamente de un mecanismo que sea capaz de activar el indicador correspondiente a cada posición del interruptor, es decir la posición abierta equivale a presión normal y la posición cerrada que se alcanza al producirse el aumento de presión, generará la alarma de alta presión, la cual deberá permanecer activada o en memoria, aunque el aumento en la presión haya sido sólo momentáneo. Un elemento que se adapta perfectamente a estos requerimientos es el Flip Flop (FF), y de la variedad de estos se ha seleccionado el FF tipo D 7474, el cual posee una entrada de datos D y dos salidas Q y $\bar{Q}$, las cuales pueden conectarse a ambos indicadores ya que siempre presentarán un nivel opuesto; además como el FF posee entradas de Reset ($\overline{CLR}$) y Preset ($\overline{PRE}$), éstas pueden conectarse convenientemente de manera que con un interruptor pueda reseteare o inicializarse nuevamente la operación del circuito.

Conviene también que al encenderse el equipo el mecanismo sensor de presión se resetee automáticamente, eliminando cualquier condición de alarma que se haya dado anteriormente. Esto puede lograrse mediante una combinación de elementos RC que conectados a la entrada $\overline{CLR}$ del FF, producen un estado bajo activo momentaneo al encederse el equipo.

De la hoja de datos del fabricante del FF 7474 (Anexo 5) se observa que tw CLR low = 30 nseg mínimo por lo que para el reseteo inicial $\tau = RC > 30$ nseg.

Si C = 1 µf y R = 10 KΩ

$$\tau = (10 \times 10^{3})\ (1 \times 10^{-6})$$

$$\tau = 10 \text{ mseg.}$$

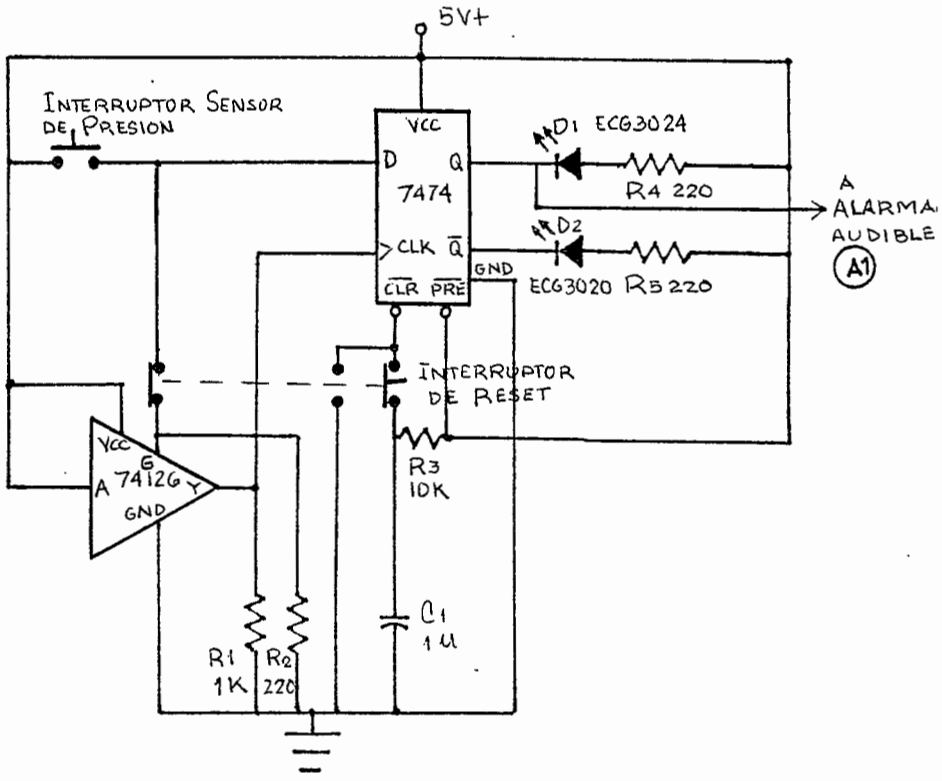


Fig. 3.3
Circuito Sensor de Presión

La corriente para encender los LEDs de presión normal y alarma no debe excederse de la máxima corriente de salida de los FF en estado bajo (I_{OL} = 16 mA) y a la vez deberá ser la suficiente para encender adecuadamente los LED de Presión Normal (verde) D1 (ECG3024) y de alta presión (rojo) D2 (ECG3020).

Ajustando la I_{LED} a 15 mA el valor de las resistencias limitadoras R_4 y R_5 puede obtenerse de:

$$I_{LED} = \frac{V_{CC} - V_{LED}}{R}$$

Para D1 (V_{LED} = 2.2 V)

$$R_4 = \frac{V_{CC} - V_{LED}}{I_{LED}} = \frac{5 - 2.2}{15 * 10^{-3}} = 186.67\Omega$$

$$R_4 = 220\Omega$$

Para D2 (V_{LED} = 1.7 V)

$$R_4 = \frac{V_{CC} - V_{LED}}{I_{LED}} = \frac{5 - 1.7}{15 * 10^{-3}} = 220\Omega$$

$$R_5 = 220\Omega$$

La potencia será:

$$P = I^2R = (15 \text{ mA})^2 (220\ \Omega) = 49.5 \text{ mW}$$

$$P = 0.25 \text{ W}$$

Por otra parte, se ha pensado incluir un buffer (74126), cuya salida al cambiar de estado de bajo a alto, conforme éste se habilita al activar el sensor, o viceversa, sirve como transición de reloj para el Flip Flop.

Para fijar los estados lógicos cero conviene utilizar a las entradas del FF resistencias a tierra de 1 KΩ o menos.

La salida no invertida Q del FF se utiliza para activar la alarma audible cuando se presente un estado alto en dicho punto.

3.2.3 DETECTOR DE BURBUJAS EN SANGRE.

3.2.3.1 CRITERIOS Y PROCESO DE DISEÑO DEL CIRCUITO DETECTOR DE BURBUJAS DE SANGRE.

La presencia de burbujas de aire en la sangre que retorna al paciente, es detectada a través de la variación que experimenta una señal, de tipo óptico o ultrasónico, que atraviesa la línea venosa.

El circuito encargado de comandar este detector, se basa en el tipo de mecanismo emisor-receptor que se utilice para tal fin. Los de tipo ultrasónico aunque son altamente confiables por la facilidad de propagación e interrupción de la señal en los medios involucrados (sangre y aire), son escazos en el medio; mientras los de tipo óptico resultan más ventajosos en cuanto a que pueden construirse fácil y económicamente, y su manejo es más sencillo, por lo que se usará en el prototipo, un mecanismo detector de tipo óptico.

Ya que teóricamente el líquido que circula en la línea venosa es sangre, sus características, principalmente el color, es muy importante en el mecanismo óptico de detección de las burbujas. Si se utilizara una fuente de luz visible, esta luz emitida, normalmente estaría siendo interrumpida por el paso de la sangre, y sólo al existir una burbuja, la luz podría llegar hasta el

receptor; pero en realidad la mayor parte de veces las burbujas no son lo bastante grandes como para ocupar todo el diámetro de la tubería, lo que ocasiona que el paso de la luz siga siendo obstaculizado sin poder alcanzar al receptor y no pueda diferenciarse una situación de otra. A esto se debe que en los detectores prácticos de tipo óptico no se use luz visible sino luz infrarroja, ya que además el color rojo de la sangre, al menos cuando no hay gran cantidad de ésta en la tubería por la presencia de burbujas, ayuda a que el haz de luz infrarroja pase parcialmente hacia el receptor; esto ocurre gracias a que la sangre actua de forma similar a los filtros ópticos de un solo color, como los utilizados en los equipos de laboratorio, que dejan pasar las ondas electromagnéticas correspondientes a su color, mientras los demás colores son absorvidos. Esto es útil para que haya un cambio notable en la intensidad de la señal que llega al receptor en ambos casos, cuando haya burbujas o no en la línea venosa.

Un elemento adecuado para la fuente de luz del detector puede ser un diodo emisor infrarrojo de los existentes a nivel comercial.

Como sensor de la señal puede utilizarse un fotodetector de luz infrarroja tal como los fotodiodos o fototransistores, de los cuales los últimos ofrecen la ventaja de manejar niveles de corriente más altos que posteriormente pueden servir en el procesamiento de la señal.

Los elementos seleccionados son:

ECG3017 diodo emisor infrarrojo
ECG3037 fototransistor detector

Un método sencillo de detectar una variación en la señal recibida debido a la existencia de burbujas, es mediante un comparador de niveles de voltaje, cuyo voltaje de referencia, equivalente a la condición normal en la línea venosa, alimenta una entrada del comparador, y el nivel obtenido por el fototransistor a la otra.

La respuesta del comparador servirá para activar un indicador de alarma en el caso de que existan burbujas en la tubería de sangre venosa.

Existen en plaza comparadores de voltaje en circuitos integrados, o bien puede obtenerse esta función con un Amplificador Operacional (OPAM) conectado según la configuración adecuada para ello.

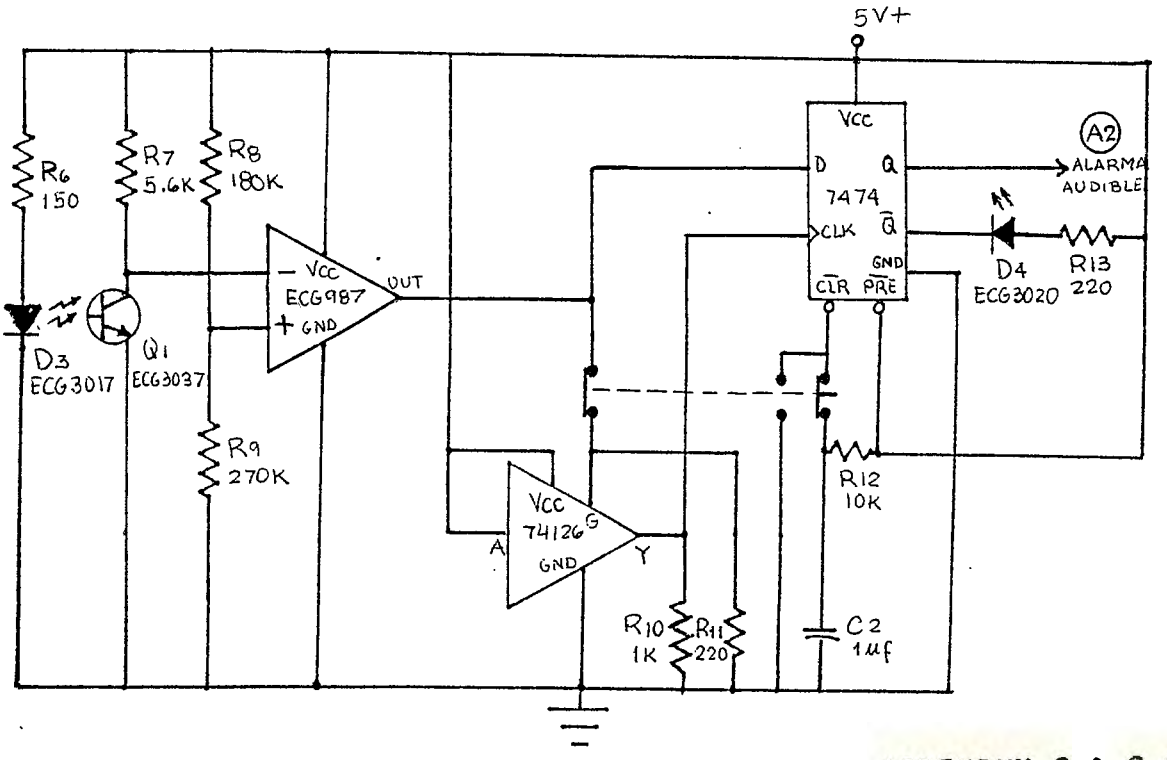
Los OPAMS pueden adquirirse fácilmente en plaza, y su costo resulta ligeramente menor que el de un comparador.

Se ha seleccionado el IC ECG 987 el cual posee cuatro OPAMS independientes que sólo requieren de un solo voltaje de alimentación positivo.

También será necesario un elemento de "memoria" que mantenga la condición de alarma hasta que la situación de riesgo que la originó sea eliminada; para ello puede utilizarse al igual que en el circuito sensor de presión el Flip Flop D 7474, en este caso con el indicador de alarma por burbujas a la salida $\overline{Q}$ del FF.

- *Para el Diodo Emisor Infrarrojo (IED) D3 (ECG 3017) se tiene:*

  $I_{max} = 150\ mA,\ V = 1.7\ V$



VER ADDENDUM 2.A 2.E

Fig. 3.4
Circuito Detector de Burbujas.

Seleccionando una corriente que proporcione una adecuada intensidad, por ejemplo 25 mA, la resistencia limitadora R_6 *se obtiene:*

$$R_6 = \frac{V_{CC} - V_{IED}}{I_{IED}} = \frac{5 - 1.7V}{25\ mA} = 132\Omega$$

$$R_6 = 150\Omega$$

La corriente I_{IED} *real es entonces* $I_{IED} = 22\ mA$.

La potencia:

$$P = I^2R = (22\ mA)^2\ (150\ \Omega) = 0.073\ W$$

$$P = 0.25\ W$$

- *Para el fototransistor Q_1 (EGC 3037):*

$Ic_{max} = 50\ mA$

Se deberá seleccionar una corriente Ic de saturación menor que 50 mA y además que sea lo bastante pequeña puesto que corresponde a una de las entradas del comparador.

Escogiendo $Ic_{sat} = 1\ mA$

Entonces:

$$R_7 = \frac{V_{CC} - V_{CE}}{Ic_{sat}}$$

Como $V_{CE} \approx 0$ *para la condición de saturación:*

$$R_7 = \frac{V_{CC}}{Ic_{sat}} = \frac{5V}{1mA} = 5K\Omega$$

$$R_7 = 5.6K\Omega$$

La corriente Ic_{sat} *real es entonces* $Ic_{sat} = 0.89\ mA$.

La potencia será:

$$P = I^2R = (0.89\ mA)^2\ (5.6\ K\Omega) = 0.004\ W$$
$$P = 0.25\ W$$

- *Como elemento de memoria se utilizará al igual que en el circuito sensor de presión un FF tipo D 7474; conectando el indicador de alarma visual por burbujas en sangre D4 (ECG 3020) a la salida $\overline{Q}$ del FF; además se requiere nuevamente un buffer (74126) para producir las transiciones de reloj que comandan al FF y finalmente una combinación de RC (R_{12} y C_2) para reseteo inicial y un interruptor para reseteo manual.*

- *En la otra entrada del comparador que servirá como referencia, debe circular una corriente mínima, algunos diseñadores de circuitos recomiendan aproximadamente 10 μA, entonces la suma de R_8 y R_9 será:*

$$R_8 + R_9 = \frac{V_{CC}}{I} = \frac{5V}{10\mu A} = 500K\Omega$$

Si el voltaje de referencia en R_9 se escoge $VR_9 = 3\ V$

$$R_9 = \frac{V_{R_9}}{I} = \frac{3V}{10\mu A} = 300K\Omega$$

$$R_9 = 270K\Omega$$

El voltaje en R_8 será:

$$V_{R_8} = V_{CC} - V_{R_9} = 5 - 3 = 2V$$

$$V_{R_8} = 2v$$

$$R_8 = \frac{V_{R_8}}{I} = \frac{2V}{10\mu A} = 200K\Omega$$

$$R_8 = 180K\Omega$$

La corriente real será entonces:

$$I = \frac{V_{CC}}{R_8 + R_9} = \frac{5V}{(180K + 270K)\Omega} = 11\mu A$$

La potencia se obtiene:

$$P = I^2R$$

Para R_8:

$$P = (11\ \mu A)^2\ (180\ K\Omega) = 0.02\ mW$$
$$P = 0.25\ W$$

Para R_9:

$$P = (11\ \mu A)^2\ (270\ K\Omega) = 0.03\ mW$$
$$P = 0.25\ W$$

3.3 DISEÑO DEL MODULO DE FLUIDOS.

Parte de la función de este módulo consiste en preparar la solución de diálisis en las condiciones adecuadas de temperatura y concentración. La selección del método de preparación de solución (manual o por bombas), se ha efectuado en base a los elementos disponibles para ello; así, el método más factible de preparar la solución a la concentración adecuada, es el manual, mezclando el concentrado de diálisis con agua en una proporción

de 1 en 34.

La selección de este mecanismo manual para obtener la solución, sirve de base, en parte, para el diseño del resto del sistema que conforma el módulo de fluidos.

3.3.1 CONTROL DE LA BOMBA DE SOLUCION.

3.3.1.1 CRITERIOS Y PROCESO DE DISEÑO DEL CIRCUITO DE CONTROL DE LA BOMBA DE SOLUCION.

La solución de diálisis debe ser bombeada al filtro, con un flujo constante de 500 ml/min, lo que significa que la velocidad de trabajo del motor de la bomba de solución será fija.

El circuito que controlará el trabajo de la bomba ha de consistir básicamente en un mecanismo que conecte o interrumpa un cierto voltaje fijo de alimentación al motor.

Una alternativa sumamente sencilla de controlar la alimentación al motor es por medio de un relé, cuyos contactos, mediante la energización o desenergización de la bobina ubicada en un circuito de bajo voltaje, darán paso o cortarán la alimentación a los devanados del motor. La bobina puede ser manejada por un transistor que actúe como interruptor.

Por otra parte, como la solución de diálisis se ha de preparar en un depósito, es conveniente considerar dos situaciones:

a) *Cuando no haya suficiente solución en el depósito, ante lo cual la bomba debe detener su trabajo y a la vez generarse una alarma, esto puede lograrse mediante un mecanismo sensor de nivel.*

Ya que la solución de diálisis posee una característica de conductividad bien definida, cuyo valor considerando las peores circunstancias puede situarse en un rango entre los 12 y los 16 mS o milimhos, tal parámetro puede servir para detectar cuando la solución se ha agotado, al medir la resistencia eléctrica (inversa a la conductividad o conductancia) entre dos electrodos que se sumergen en la solución, dicha resistencia varía notablemente para ambos casos; así, cuando hay solución, esta tendrá un valor entre 62.5 y 83.3 Ω; mientras que en el caso contrario, la resistencia tenderá al infinito o lo que equivale a un circuito abierto. Estas mediciones pueden servir de base para comandar el funcionamiento de la bomba sólo cuando se den las condiciones adecuadas.

b) *El asentamiento de los químicos de la solución en el depósito, con lo cual se perdería su homogeneidad. Para evitar esta situación es conveniente un sistema de agitación continua. Si se cuenta con una bomba, ésta puede ser usada para los dos propósitos, agitación y suministro, si se coloca de forma que una pequeña cantidad de solución de la que está siendo impulsada por la bomba hacia el filtro, retorne hacia el depósito a través de una pequeña derivación en la tubería, estableciéndose así un sistema de recirculación, con el cual se logra el efecto de mezclado que se desea.*

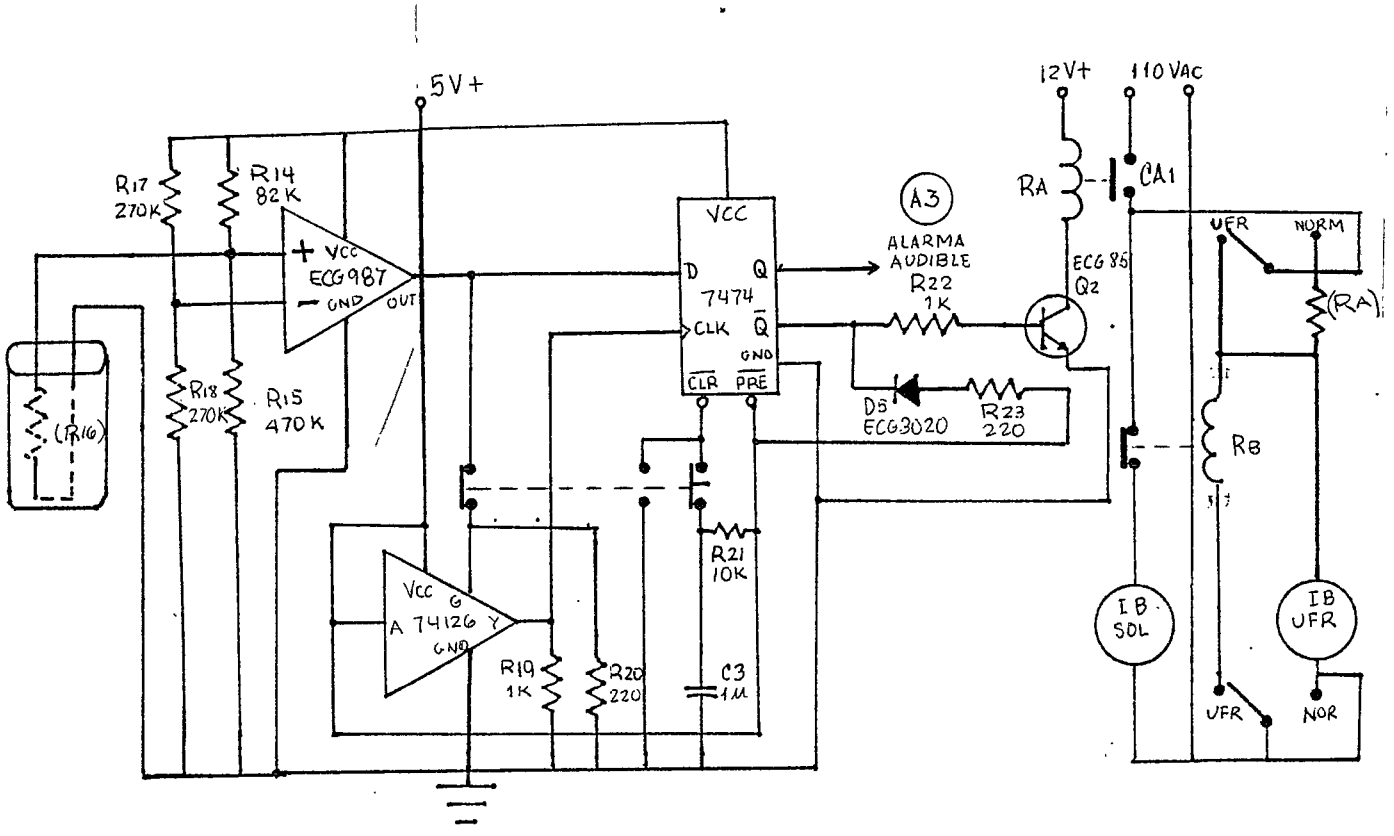
Como ya se mencionó con anterioridad, para que la bomba de solución funcione, debe asegurarse la condición de que existe suficiente solución en el depósito; para ello el valor de resistencia proveniente del sensor de nivel, traducido en una caída de tensión que tomará un valor diferente en ambos casos, puede ser comparado contra un valor de tensión de referencia, de tal forma que si hay solución la respuesta o salida del comparador sature al transistor que maneja la bobina del relé y se alimente al motor. Si las condiciones son contrarias la salida del comparador pondrá en condición de corte al transistor desenergizando al motor, a la vez que activará una alarma, la cual puede ser manejada mediante un Flip Flop que la mantendrá activada hasta que se corrija la condición del nivel de solución y el circuito sea reseteado.

Algunos de los elementos básicos para el circuito, como el comparador, Flip Flop, transistor, led, etc. son comunes a otros circuitos del prototipo, y se han seleccionado precisamente por las ventajas que ofrecen en cuanto a su disponibilidad comercial, bajo costo y principalmente que sus características se adaptan a las de operación de los circuitos. Los elementos básicos seleccionados son:

Como comparador de voltaje, OPAM ECG987.
Flip Flop D 7474
Transistor ECG85
LED ECG3020

La resistencia que ha de medirse entre los electrodos (R_{16}) puede ser colocada en paralelo a otra resistencia (R_{15}) mayor que la de la solución, de manera que el voltaje que verá el comparador

cuando hay y no hay solución, será la caída que se produce en el paralelo de ambas resistencias.



VER ADDENDUM 2

Fig. 3.5
Circuito de Control Bomba Solución y Bomba Ultrafiltración.

Para que la corriente que ha de circular a través de las resistencias que corresponden a las entradas del comparador sea de aproximadamente 10 µA las resistencias deberán ser:

$$R_{14} + R_{15} = R_{17} + R_{18} = \frac{V_{CC}}{I} = \frac{5V}{10\mu A} = 500K\Omega$$

Si el voltaje de referencia en R_{18} *se escoge* $VR_{18} = 2.5\ V$ R_{18} *será:*

$$R_{18} = \frac{V_{R_{18}}}{I} = \frac{2.5V}{10\mu A} = 250K\Omega$$

$$R_{18} = 270K\Omega$$

El voltaje en R_{17} *será también:*

$$V_{R_{17}} = V_{CC} - V_{R_{18}} = 2.5V$$

Por divisor de tensión:

$$V_{R_{17}} = \frac{V_{CC}\, R_{17}}{R_{17} + R_{18}}$$

Y ya que $VR_{17} = VR_{18}$

$$\frac{V_{CC}R_{17}}{R_{17} + R_{18}} = \frac{V_{CC}R_{18}}{R_{17} + R_{18}}$$

$$R_{17} = R_{18} = 270\Omega$$

La corriente real que circulará por ambas resistencias será: $I = 9.26\ \mu A$.

Para la otra entrada del comparador

a) *Cuando no hay solución Rsol = R_{16} = ∞*

El paralelo de R_{15} y R_{16} será aproximadamente el valor de R_{15}.

La caída de voltaje que verá el comparador en el paralelo de R_{15} y R_{16} dependerá entonces del valor de R_{15} que se seleccione.

Si se escoge VR_{15} = 4.5 V
R_{15} será:

$$R_{15} = \frac{V_{R_{15}}}{I} = \frac{4.5V}{10\mu A} = 450K\Omega$$

$$R_{15} = 470K\Omega$$

El voltaje en R_{14} será entonces:

$$V_{R_{14}} = V_{CC} - V_{R_{15}} = 5 - 4.5 = 0.5V$$

Y R_{14} será:

$$R_{14} = \frac{V_{R_{14}}}{I} = \frac{0.5V}{10\mu A} = 50K\Omega$$

$$R_{14} = 82K\Omega$$

La corriente real que circulará por R_{14} y R_{15} queda:
I = 9.1 μA.

b) *Cuando hay solución 62.5 Ω < Rsol = R_{16} < 83.3 Ω obteniendo una R_{16} prom = 72.9 Ω, la resistencia en paralelo de R_{15} y R_{16} será aproximadamente R_{16} (72.9 Ω).*

La corriente que circulará por R_{14} y R_{16} será:

$$I = \frac{V_{CC}}{R_{14}+R_{16}} = \frac{5}{82K + 72.9} = 60.92\mu A$$

La caída de voltaje que ve el comparador en R_{16} cuando hay solución queda:

$$VR_{16} = IR_{16} = (60.92\ \mu A)\ (72.9) = 0.004\ V$$

La salida del comparador servirá tanto para habilitar un buffer que proporcione la transición de reloj que activa al FF como entrada de datos del mismo FF.

El indicador de alarma, conectado a la salida $\bar{Q}$ del FF, se activará con un estado bajo, de manera que en condiciones normales $\bar{Q}$ deberá permanecer en alto, lo cual puede aprovecharse para mantener energizada la bobina del relé (R_A) que se encargará de conectar la alimentación a las bombas de solución y ultrafiltración, mediante un transistor conectado también a $\bar{Q}$, el cual normalmente permanecerá saturado.

La corriente necesariapara energizar la bobina de R_A es aproximadamente 0.1 Amp.

La resistencia de base (R_{22}) del transistor Q_2 se seleccionará para que proporcione una corriente de base mínima que produzca la corriente de colector necesaria para energizar a R_A, sin que ésta exceda la Ic_{max} del transistor.

Para el transistor Q_2 (EGC 85)
Ic_{max} = 0.4 Amp.

Puede utilizarce una resistencia de base R_{22} = 1 KΩ.

3.3.2 CONTROL DE LA BOMBA PARA ULTRAFILTRACION.

3.3.2.1 CRITERIOS Y PROCESO DE DISEÑO DEL CIRCUITO DE CONTROL DE LA BOMBA PARA ULTRAFILTRACION.

La función de ultrafiltración que realizan las máquinas de hemodiálisis, con la cual se extrae de los pacientes el exceso de fluidos y tóxicos retenidos sin el uso de solución dializadora, es llevada a cabo mediante la succión controlada de una bomba o lo que equivale a la aplicación de una alta presión negativa al filtro. En el proceso de hemodiálisis normal, la succión de la bomba UFR no es indispensable, puesto que los tóxicos de la sangre difunden hacia la solución debido principalmente a la diferencia de concentración entre ambas, gracias al trabajo de la bomba de solución que envía continuamente baño de diálisis; sin embargo puede aplicarse una succión o presión negativa mínima y con ello se ayuda a que la diálisis sea más efectiva; además por facilidad en el diseño puede asumirse que tanto la solución de diálisis usada como el ultrafiltrado que saldrán del filtro

tendrán el mismo trayecto hacia el drenaje, pasando precisamente por la bomba de UFR, la cual ha de funcionar en ambos casos pero con distinta velocidad, es decir, que para hemodiálisis normal (con solución) la succión de la bomba UFR será mínima, mientras que para la función de ultrafiltración (sin solución) la succión de dicha bomba será máxima y la bomba de solución así como el calentador dejarán de funcionar.

De acuerdo con lo anterior el circuito de control para la función de ultrafiltración requiere únicamente de un mecanismo que permita variar la alimentación del motor de la bomba UFR, variando así su velocidad de trabajo. Para la función ultrafiltración el voltaje que ha de alimentar los terminales del motor ha de ser el nominal, obteniendo así la velocidad de trabajo nominal; mientras que para diálisis normal el voltaje de alimentación debe ser reducido, obteniendo una velocidad de succión menor que la nominal. Este mecanismo puede ser llevado a cabo por un interruptor de dos posiciones, que conecte los terminales del motor al voltaje requerido para cada función según sea seleccionada por el operador. La suspención del trabajo de la bomba de solución, el calentador y las alarmas de temperatura durante la ultrafiltración, puede lograrse fácilmente mediante la utilización de un relé, cuya bobina se energice en la posición UFR del interruptor y cuyos contactos suspendan la alimentación a dichos dispositivos.

3.3.3 CONTROL DEL CALENTADOR.

3.3.3.1 CRITERIOS Y PROCESO DE DISEÑO DEL CIRCUITO DE CONTROL DEL CALENTADOR Y MONITOR DE TEMPERATURA.

La solución de diálisis debe ser calentada a una temperatura próxima a la de la sangre (37°C) para que la diálisis pueda llevarse a cabo eficazmente y sin causar daño alguno al paciente; para ello deberá hacerse circular por un calentador y así elevar su temperatura.

Para el control de la temperatura del calentador puede utilizarce un termostato, el cual debe setearse a la temperatura deseada, sin embargo es recomendable seleccionar una temperatura levemente mayor a la que se desea que tenga la solución en el filtro, pues en el trayecto la temperatura normalmente podría disminuir. Puede escogerse una temperatura de 37.5°C, la cual el termostato tratará de mantener, al interrumpir o conectar nuevamente la alimentación al calentador.

Además del calentador y su control para mantener una temperatura constante, es usual que se utilice un elemento monitor de temperatura en el trayecto que sigue la solución hasta el filtro, con el fin de detectar si la temperatura de la solución no ha variado considerablemente respecto a la deseada, o de lo contrario activar una alarma y suspender el flujo de solución al filtro.

Este sistema posterior de monitoreo de temperatura y sus límites de alarma, requiere de un elemento que seasensible a la misma o que funcione como transductor de temperatura. Elementos de este tipo se encuentran comunmente en plaza, tales como los termistores, termocuplas, etc. de los cuales se ha seleccionado el termistor, que como resistencia variable con la temperatura, es un elemento versátil para desarrollar circuitos sencillos. Este debe ubicarse en el trayecto que sigue la solución antes de entrar al filtro.

Para los límites de alarma de baja y alta temperatura, con el uso del termistor se obtendrán dos valores específicos de resistencia, que alimentados por una fuente de voltaje se traducen en caídas de tensión, correspondiente a las temperaturas de alarma. Mientras la temperatura de la solución no alcance ninguno de estos límites, el funcionamiento del módulo de fluidos ha de ser normal. Este sistema monitor ha de estar interconectado con el circuito de alimentación del calentador, de tal forma que si por alguna razón la temperatura excede los valores de alarma, ésta deberá accionarse y con ello activarse la medida adecuada de desconexión o reconexión del calentador.

Un método que se considera sencillo y seguro para controlar esta función, es el uso de dos comparadores de voltaje conectados ambos al termistor de monitoreo, y cuyos voltajes de referencia corresponden a cada límite de alarma. La salida de cada comparador activará la alarma adecuada a la situación que se de, y a la vez puede excitar a la base de un transistor interruptor que para baja temperatura se saturará, energizando la bobina de un relé, cuyos contactos en la línea de alimentación del calentador, se cerrarán o mantendrán cerrados; o en el caso de una alta

temperatura, el transistor se ponga en corte, la bobina se desenergice y la alimentación se interrumpa al abrirse los contactos del relé.

Los elementos principales seleccionados son:

Termistor de aproximadamente 12 KΩ (NTC)
OPAM ECG987 como comparador de voltaje.
LEDs ECG3020 para alarmas visuales de alta y baja temperatura.
Flip Flop 7474
Transistor ECG85

Seleccionando para usar en el prototipo un valor de temperatura promedio de 38°C y los límites para alarmas de baja y alta temperatura a 31 y 45°C (en las máquinas reales usualmente son de 34 y 40°C y la temperatura promedio de 37°C), se obtuvo los siguientes valores de resistencia para el termistor (R_{34}):

T (°C)	R_{34} (KΩ)
31	13.28
38	11.36
45	9.4

Si la resistencia serie con R_{34} se escoge de un valor similar a R_{34} por ejemplo R_{35} = 10 KΩ.

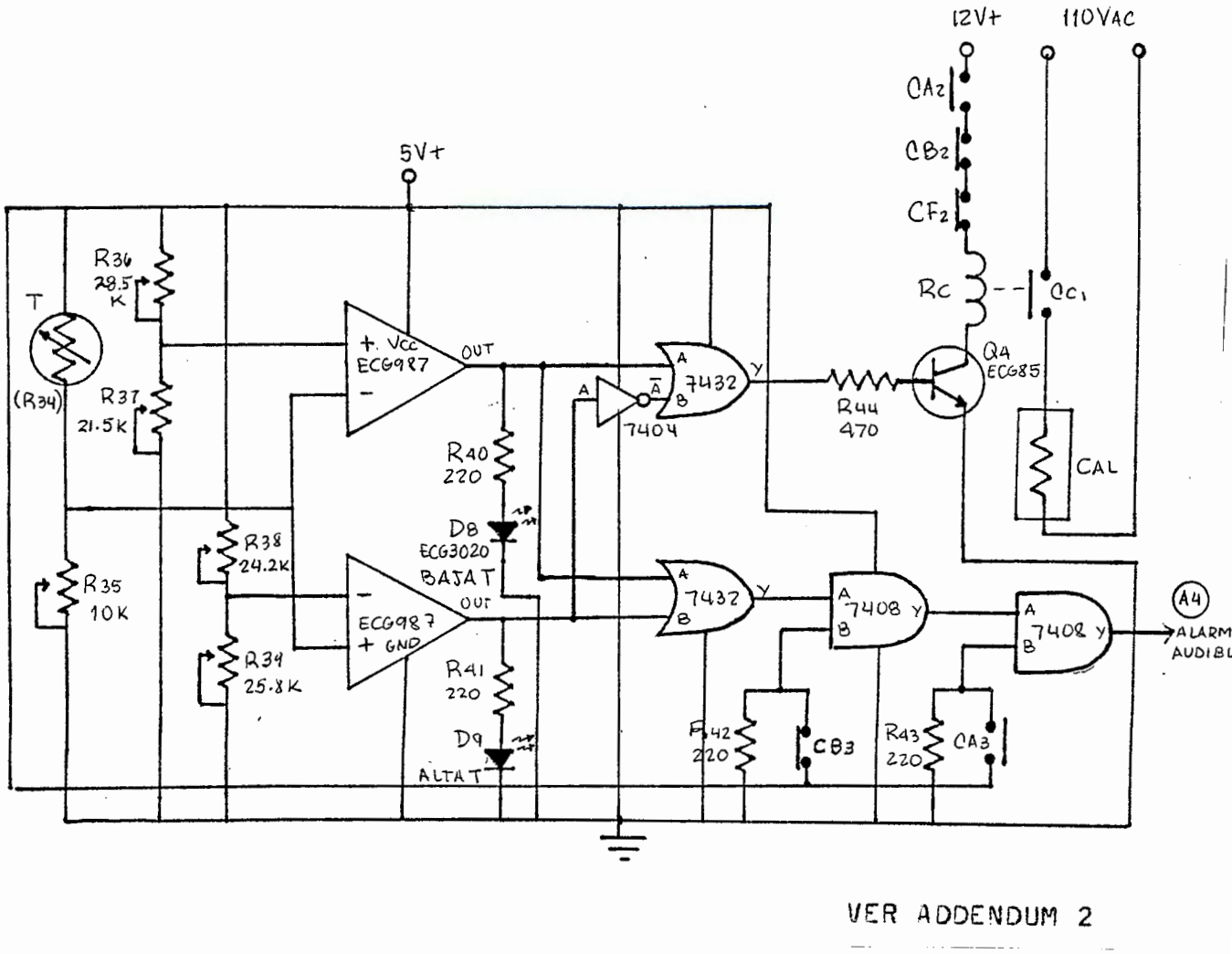


Fig. 3.6
Circuito de Control del Calentador.

La caída de voltaje en R_{35} será para cada valor de temperatura - a 31° C

$$I = \frac{V_{cc}}{R_{34} + R_{35}} = \frac{5V}{(13.28 + 10)K\Omega} = 215\mu A$$

$VR_{35} = IR_{35} = (215\ \mu A)\ (10\ K\Omega)$

$VR_{35} = 2.15\ V$

- *a 38° C*

$$I = \frac{5V}{(11.36 + 10)K\Omega} = 234\mu A$$

$VR_{35} = (234\ \mu A)\ (10\ K\Omega)$

$VR_{35} = 2.34\ V$

- *A 45° C*

$$I = \frac{5V}{(9.4 + 10)K\Omega} = 258\mu A$$

$VR_{35} = (258\ \mu A)\ (10\ K\Omega)$

$VR_{35} = 2.58\ V$

Entonces para activar las alarmas (indicadores conectados a la salida de cada comparador), para la de baja temperatura la caída de voltaje en R_{37} debe fijarse a 2.15 V y para la de alta temperatura la caída en R_{39} debe ser de 2.58 V. Si la corriente en las ramas que corresponden a las entradas de los comparadores se ajusta a un valor similar a la que pasa por el termistor puede ser 100 μA, la resistencia en cada rama (suma de R_{36} + R_{37} y de R_{38} + R_{39}) será:

$$R_{36} + R_{37} = R_{38} + R_{39} = \frac{5V}{100\mu A} = 50K\Omega$$

Los valores de R_{37} y R_{39} puedenobtenerse:

$$R_{37} = \frac{V_{R_{37}}}{I} = \frac{2.15V}{100\mu A}$$

$$R_{37} = 21.5K\Omega$$

R_{36} será entonces:

$$R_{36} = 50K\Omega - R_{37} = (50 - 21.5)K\Omega$$

$$R_{36} = 28.5K\Omega$$

R_{38} y R_{39} serán:

$$R_{39} = \frac{V_{R_{39}}}{I} = \frac{2.58V}{100\mu A}$$

$$R_{39} = 25.8K\Omega$$

R_{38} queda:

$$R_{38} = 50K\Omega - R_{39} = (50 - 25.8)K\Omega$$

$$R_{38} = 24.2K\Omega$$

Debido a que los voltajes deben ser bastantes precisos conviene utilizar potenciometros de ajuste fino para obtener los valores de resistencia calculados.

Siempre que la temperatura sea más baja o se mantenga dentro del

rango que se considera normal, el elemento calentador deberá permanecer encendido. Esto puede lograrse mediante un arreglo de compuertas lógicas que permita saturar un transistor el cual energiza al rele Rc que conecta la alimentación al calentador. Adoptando las salidas de los comparadores como variables lógicas puede obtenerse la función requerida denominada S.

Si la salida del comparador para alta temperatura se denomina A y la de baja temperatura B, se tendrá para cada condición:

Condición	*A alarma (alta T)*	*B alarma (baja T)*	*S*
Temperatura Normal	*0*	*0*	*1*
Baja Temperatura	*0*	*1*	*1*
Alta Temperatura	*1*	*0*	*0*
No existe	*1*	*1*	*X*

La función resultante puede obtenerse por mapas de Karnaugh

A \ B	0	1
0	1	1
1	0	x

$$S = \bar{A} + B$$

Esta función permite que el calentador permanezca encendido cuando la temperatura sensada por el termistor sea menor que 31°C o entre 31°C y 45°C; apagándolo a partir de los 45°C.

La función requiere de una compuerta OR con un inversor en la entrada que corresponde a alta temperatura, combinando ambas salidas de los comparadores para obtener una sola señal "S" que sirve tanto para alimentar el calentador como para activar la alarma audible, siempre y cuando los contactos de relé dependientes de la bomba de solución y de la función UFR (CA_3 y CB_3) permitan que dicha señal pase a través de las compuertas AND, de lo contrario sólo se encenderán los indicadores de alarma visuales.

3.3.4 DETECTOR DE FUGAS DE SANGRE.

3.3.4.1 CRITERIOS Y PROCESO DE DISEÑO DEL CIRCUITO DETECTOR DE FUGAS DE SANGRE.

Este detector, se encarga de sensar la presencia anormal de sangre en la solución de diálisis usada que sale del filtro hacia el drenaje, mediante un mecanismo óptico de detección, similar al detector de burbujas, y que consiste en un emisor de luz, cuya señal atraviesa la línea de solución y en condiciones normales llega al fotodetector con cierta intensidad que puede considerarse máxima, debido a que la solución es prácticamente incolora, pero al existir una fuga de sangre, producida generalmente en el

filtro, la cual se desplazará junto al flujo de solución, el haz de luz es interceptado, con lo que la respuesta sensada por el fotodetector variará notablemente y a partir de ello deberá generarse una alarma.

Ya que el comportamiento de ambos fluidos (solución y sangre) ante un haz de luz, está definido a partir del color característico de cada uno, puede esperarse que la luz emitida atraviese sin ningún problema la solución debido a que está es prácticamente transparente y por el contrario la sangre, debido a su color oscuro con respecto a la solución, obstaculizará notablemente el paso del haz de luz en relación a la primera. Esta diferencia notoria posibilita el que pueda utilizarse sin problema alguno, una señal o haz de luz visible en el detector, ya que tanto el emisor y fotosensor de luz visible resultan más económicos y más comunes en plaza, que los infrarrojos. Al igual que en el circuito detector de burbujas, la respuesta del fotosensor puede ser comparada con respecto a un nivel de voltaje de referencia, y según la salida que se obtenga del comparador, se activará o no la alarma. Esta deberá permanecer activa, puede ser mediante un Flip Flop, hasta que se corrija la situación de fuga de sangre, que usualmente equivale a sustituir el filtro.

Los elementos básicos seleccionados son:

LED ECG 3020, el cual emite luz roja de intensidad adecuada para el detector.
Fototransistor ECG3032
Comparador OPAM ECG987
Flip Flop 7474
Buffer 74126

Otras consideraciones importantes para este circuito detector son, en primer lugar, que la presencia de sangre en la solución puede ser tan mínima y eventual, que se vuelve necesario asegurar de alguna manera, que realmente se trata de una fuga de sangre importante, pues de lo contrario se activaría la alarma muchas veces por fugas que pueden considerarse falsas. Una forma ya utilizada en algunas máquinas de hemodiálisis para regular la sensibilidad del detector, es un mecanismo de tiempo, el cual sirve para detectar si la fuga persiste durante un lapso de tiempo de varios segundos, soló después de lo cual la alarma es activada; para este circuito de tiempo puede utilizarce el temporizador 555 en configuración monoestable a fin de obtener un pulso de la duración deseada para el retardo de la alarma.

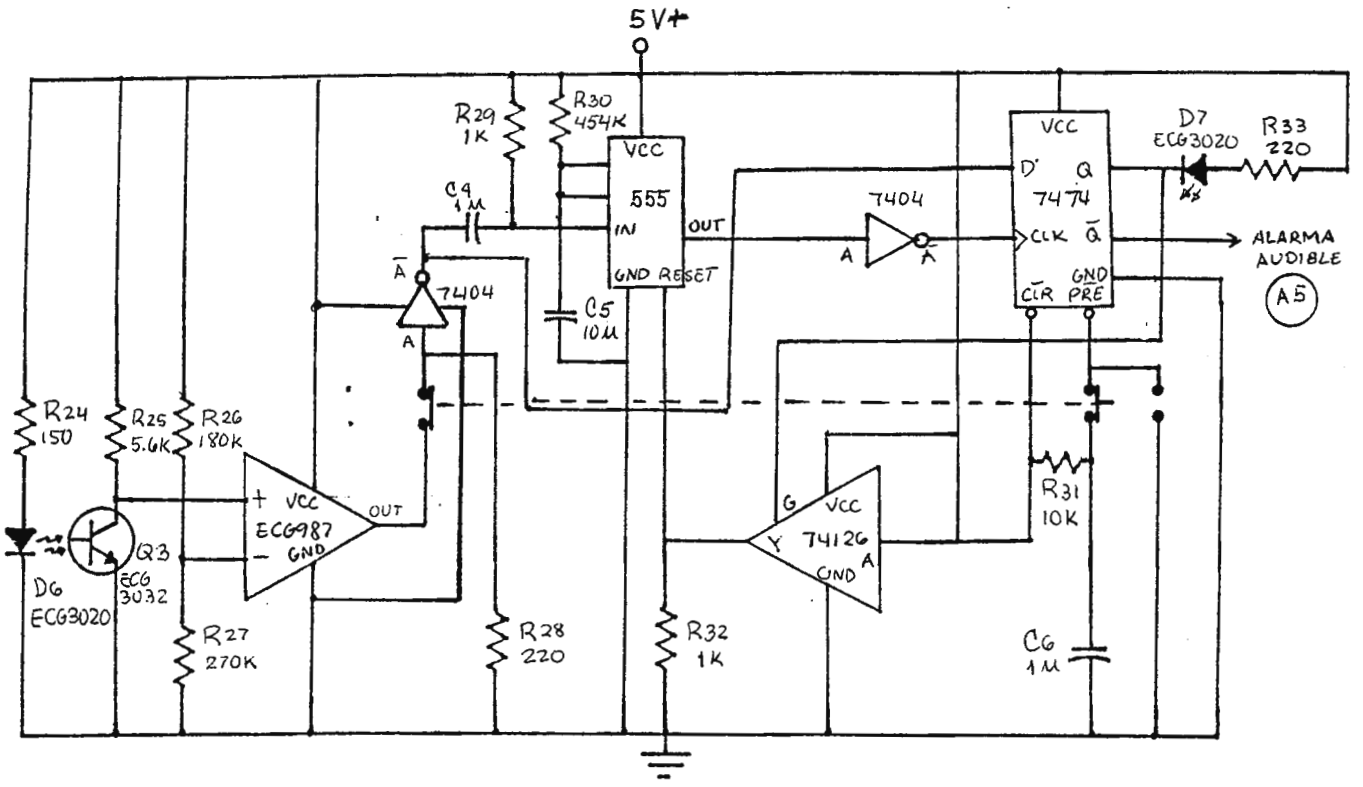
El led utilizado como emisor del detector de fugas, es del mismo tipo que los usados en las alarmas (ECG3020), pero aquí conviene que la intensidad de la luz emitida sea mayor. Seleccionando I_{LED} *= 25 mA, la resistencia limitadora* R_{24} *puede obtenerse:*

$$R_{24} = \frac{V_{CC} - V_{LED}}{I_{LED}} = \frac{5 - 1.7}{25mA} = 132\Omega$$

$$R_{24} = 150\Omega$$

$P = I^2R$ $(25\ mA)^2$ $(150\ \Omega) = 0.094\ W$

$P = 0.25\ W$



VER ADDENDUM 2.A 2.E

Fig. 3.7
Circuito Detector de Fugas de Sangre.

La resistencia de colector Q_3 puede escogerse similar a la usada en el circuito detector de burbujas R_7 = 5.6 K quedando:

R_{25} = 5.6 K, P = 0.25 W

Igualmente las resistencias R_{26} y R_{27}, cuya caída de voltaje sirve como referencia para el comparador de voltaje, puede seleccionarse del mismo valor que R_8 y R_9 del mencionado circuito.

R_{26} = 180 KΩ P = 0.25 W
R_{27} = 270 KΩ P = 0.25 W

El pulso de retardo para la alarma por fugas de sangre ha de obtenerse a partir de un multivibrador, tal como el IC 555, en configuración monoestable, el cual se activa mediante un pequeño pulso negativo obtenido através de una combinación RC, en la cual si C_4 = 1 µf y R_{29} = 1 KΩ se tendrá una duración $R_{29}C_4$ = 1 mseg, a partir de ello el monoestable proporcionará un pulso positivo cuya duración se define:

T_{on} = 1.1 RC, donde $R = R_{30}$ y $C = C_5$

Si el retardo se escoge de 5 seg. y con un capacitor C_5 de 10 µf, la resistencia será:

$$R_{30} = \frac{T_{on}}{1.1\ C_5} = \frac{5seg}{1.1 \cdot 10\mu f} = 454.5K\Omega$$

$$R_{30} = 454.5\ K\Omega$$

Para lo cual pueda utilizarce una resistencia variable de aproximadamente 500 KΩ lo que permite además que posteriormente pueda modificarse la sensibilidad del detector al variar el retardo.

La finalización del mismo pulso de retardo puede servir para activar al Flip Flop, utilizando un inversor que convierta dicha transición en positiva, y si el nivel en el comparador aun correspondiese al de alarma por fuga, la salida Q del Flip Flop encenderá al indicador y se activará simultáneamente la alarma audible.

El monoestable debe ser inhibido para que una vez que se active la alarma, ~~para que~~ ésta permanezca inalterada hasta que el circuito sea reseteado. Esto puede lograrse mediante un buffer (74126) que al ser deshabilitado por la salida Q del FF, ponga un estado bajo en el pin de Reset del 555.

3.4 CIRCUITOS LOGICOS.

Se denominan así a los circuitos que constituidos principalmente por compuertas lógicas, realizan ciertas funciones de control secundarias, pero importantes para la operación total del prototipo.
Tales funciones son:

a) Alarma audible
b) Silenciador
c) Control del proceso de limpieza
d) Control del paro de la bomba de sangre.

3.4.1 ALARMA AUDIBLE.

Cuando se presenta una condición de alarma en alguna de las funciones del prototipo, se activa el indicador visual de alarma correspondiente, el cual está incluido en cada circuito de control; pero a la vez debe activarse la alarma audible general, que consta de una única bocina, a la cual llegan las señales de las diversas alarmas:

Del módulo de sangre:

a) Alarma por alta presión venosa.

b) Alarma por burbujas en sangre.

Del módulo de fluidos:

c) Alarma por escasez de solución.

d) Alarma por alta o baja temperatura.

e) Alarma por fuga de sangre.

Siempre que cualquiera de estas señales se active, la alarma audible deberá sonar. Esta función puede llevarse a cabo mediante un arreglo de compuertas OR (7432) a las que llegan las distintas señales de alarma, obteniendo una única salida que activará la alarma audible.

Por otra parte, como el sonido usualmente es pulsante, la bocina ha de ser excitada a través de un tren de pulsos generado por un

multivibrador en configuración astable.

La señal de alarma obtenida de las compuertas OR junto al tren de pulsos se combinarán a través de una compuerta AND (7408) cuya salida alimentará a la bocina, de manera que ésta suene sólo cuando en la OR haya condición de alarma. Ya que la bocina podría requerir más corriente de la nominal que proporcionan las compuertas en estado alto, puede conectarse a la salida de la compuerta final AND un transistor (Q5) como amplificador. El transistor seleccionado es el ECG85 ya utilizado en anteriores circuitos.

Si la frecuencia del tren de pulsos se escoge bastante baja f = 4 Hz, el período será:

$$T = \frac{1}{f} = \frac{1}{4} = 250\ mseg$$

Si se desea que el tiempo en alto (T_{on}) sea T_{on} = 65 %
y el tiempo en bajo T_{off} = 35%, el ciclo de trabajo será:

$$d.c. = \frac{T_{on}}{T_{off}} = 1.86$$

y si:

$$d.c. = \frac{R_{47} + R_{48}}{R_{48}} = 1.86$$

$$R_{47} = 0.86\ R_{48}$$

Además si en la ecuación de la frecuencia se sustituye R_{47}, se tendrá:

$$f = \frac{1.44}{(R_{47} + 2R_{48})\ C_8} = \frac{1.44}{2.86\ R_{48}\ C_8} = 4\ Hz$$

escogiendo $C_8 = 220\ \mu f$

$$R_{48} = \frac{1.44}{4 \cdot 2.86 \cdot 220\mu f} = 572.2\ \Omega$$

$$R_{48} = 572\ \Omega$$

entonces:

$$R_{47} = 492\ \Omega$$

3.4.1.1 SILENCIADOR.

En muchas ocasiones cuando se activa una alarma, visual y audible, el corregir o normalizar la condición que generó tal alarma puede llevarse un lapso de tiempo de varios minutos, por lo que resulta conveniente poder silenciar la alarma audible durante cortos períodos, sin anular o afectar la condición riesgosa existente que la originó. Este mecanismo silenciador temporizado puede realizarse a partir de un circuito monoestable, el cual podrá ser activado al presionar un interruptor (pulsador) denominado silenciador.

El pulso de salida del monoestable, con una duración escogida de

aproximadamente 30 segundos, deberá ser invertido por una compuerta NOT (7404) para obtener un pulso negativo, que si es combinado en una compuerta AND con la salida OR de todas las alarmas producirá un nivel bajo, el cual a través de otra compuerta AND ha de impedir el paso del tren de pulsos hacia la bocina. Una vez terminado el tiempo que dura el pulso del monoestable, la alarma ha de sonar nuevamente.

El tiempo de duración del pulso generado por el monostable está definido por:

$$T_{on} = 1.1\ RC = 1.1\ R_{46}\ C_7$$

Si $T_{on} = 30$ *seg y* $C_7 = 220\ \mu f$

$$R_{46} = \frac{T_{on}}{1.1\ C_7} = \frac{30 seg}{1.1 \cdot 220 \cdot 10^{-6}} = 123.9\ K\Omega$$

$$R_{46} = 124\ K\Omega$$

3.4.2 PROCESO DE LIMPIEZA.

El Proceso de Limpieza o desinfección química de las máquinas de hemodiálisis, consiste en hacer circular a través del módulo de fluidos, una solución desinfectante y luego agua, para limpiar así el trayecto que ha seguido la solución de diálisis durante el tratamiento.

Este proceso ha de efectuarse sólo en el módulo de fluidos,

puesto que en el módulo sanguíneo, la sangre circula a través del set de tubos descartables y el filtro, que luego del tratamiento son descartados, por lo que no se tiene contacto directo con la máquina.

Para iniciar el proceso de limpieza, es necesario apagar previa y manualmente la bomba de sangre. Cuando se presiona el interruptor "limpieza", el desinfectante ha de comenzar a ser impulsado al sistema por la bomba de solución, pero automática y simultáneamente debe desconectarse el calentador e inhabilitarse o silenciarse las alarmas. Estas desconexiones fácilmente pueden lograrse mediante un relé, que se energizará a través del mencionado interruptor y cuyos contactos (del relé), uno se encargue de desconectar el calentador, y otro silencie las alarmas, poniendo un nivel bajo en una entrada de una compuerta AND, para que en combinación con la resultante OR de todas las alarmas, proporcione una salida que impida la alimentación del tren de pulsos a la bocina de la alarma audible.

(Por otra parte, el volumen de desinfectante con el que se limpia la máquina y el tiempo de circulación del mismo están relacionados. En los casos en que se dispone de tanque para la solución, es mucho más importante conocer el volumen que controlar el tiempo a través de un circuito temporizador, puesto que como se conoce la velocidad de la bomba de solución, la circulación de un volumen determinado de desinfectante a través del módulo, durará el tiempo justo durante el cual los electrodos del depósito no sensen que dicha solución se ha agotado. Luego, habrá que colocar el volumen necesario de agua en el depósito, una o varias veces, para enjuagar el sistema, después de lo cual la máquina estará lista para un nuevo tratamiento de diálisis. Cuando los electro-

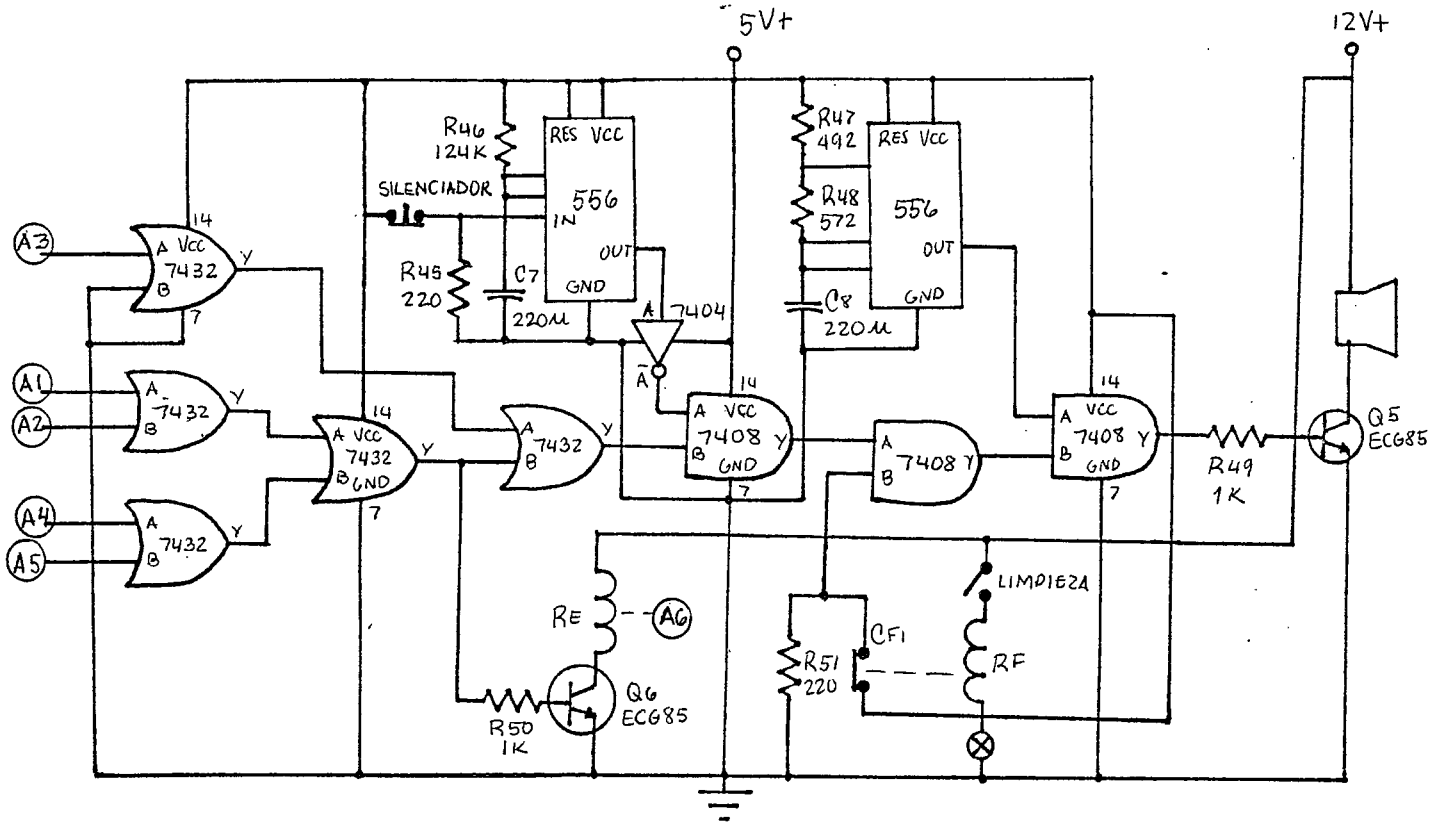
dos sensen que ya no hay líquido en el depósito, la bomba de solución y la de ultrafiltración han de desconectarse automáticamente, con lo que el proceso de limpieza habrá finalizado).

3.4.3 MECANISMO DE PARO DE LA BOMBA DE SANGRE.

Mientras el tratamiento de hemodiálisis se desarrolle en completa normalidad, la bomba de sangre deberá funcionar a la velocidad seleccionada. Sin embargo, ésta se desactivará cuando se presente cualquier condición de alarma que se considere riesgosa para el paciente. Tales alarmas, provenientes tanto del módulo de sangre como del módulo de fluidos son:

a) alarma de alta presión venosa
b) alarma de burbujas en sangre
c) alarmas de alta y baja temperatura
d) alarma de fuga de sangre.

Cualquiera de ellas debe detener el tratamiento al parar la bomba de sangre. Partiendo del hecho de que todas éstas señales llegan al circuito OR que activa a la alarma audible, si se agrupan de tal forma que la salida de una compuerta OR represente la condición de todas ellas, ésta salida puede utilizarse para saturar un transistor que energice un relé (Re) cuyos contactos interrumpan la alimentación a la bomba de sangre, suspendiendo así el tratamiento hasta que el problema se suprima. El transistor seleccionado es el mismo ECG85 usado en los anteriores circuitos.



VER ADDENDUM 2.B 2.C

Fig. 3.8
Circuitos Lógicos.

3.5 *FUENTE DE ALIMENTACION.*

Los voltajes de alimentación requeridos para los circuitos de control diseñados son:

5 V+ para circuitos integrados e indicadores de alarma.
12 V+ para energizar bobinas de relé y para la bocina de alarma audible.

Estos voltajes pueden obtenerse a través de circuitos integrados reguladores de voltaje fijos de tales valores, que proporcionen suficiente corriente conforme lo demandan los circuitos.

Debido a que la alimentación del equipo se tomará del voltaje de línea (115 Vac), será necesario reducir y rectificar previamente este voltaje para luego poder obtener los voltajes mencionados.

Los elementos seleccionados para el circuito de la fuente son:

- *Un transformador reductor, 115 a 18 Vac, que suministre una corriente de aproximadamente 5 Amp.*

- *Un circuito rectificador puente*
  IC ECG5309 PRV200V

- *Un filtro capacitor*
  500 µf, 50 V

- *Un circuito regulador de voltaje de 12 V., 2 Amp.*
  IC ECG1936 12 V, 2 Amp.

- *Un circuito regulador de voltaje de 5 V, 3 Amp.*
  En este caso pueden utilizarse 2 circuitos integrados reguladores de voltaje de 5 V, de menor corriente que 3 Amp., de manera que la demanda de corriente se distribuya entre ambos. Se han seleccionado los siguientes reguladores:

  IC ECG1934 5V, 2 Amp.
  IC ECG960 5V, 1 Amp.

CAPITULO IV

OPERACION DEL PROTOTIPO DE MAQUINA DE HEMODIALISIS

4.1 INTRODUCCION.

A la elaboración de los circuitos impresos antecedieron dos etapas: la adquisición de elementos y la prueba de los circuitos teóricos en tarjetas de prueba (bredboard), después de lo cual se realizaron algunos ajustes y modificaciones necesarias a los circuitos originales, para luego continuar con el diseño y montaje definitivo de estos en tarjetas impresas. Finalmente se procedió a ensamblar las tarjetas y los demás componentes en una única estructura especial diseñada para ello y acorde al fin didáctico del equipo.

En cuanto a la operación del prototipo, consiste básicamente en hacer funcionar a cada uno de los sensores que conforman el sistema de seguridad de la máquina, simulando condiciones de alarma, con las cuales se afecta directamente el funcionamiento de los componentes del sistema que representan a los módulos de sangre y fluidos.

También dentro de los circuitos impresos se han definido algunos puntos específicos en los cuales pueden hacerse mediciones, principalmente de voltaje, que al ser comparadas contra valores de referencia dados, sirven como parámetro para evaluar si el equipo funciona adecuadamente.

4.2 ESTRUCTURA FISICA DEL PROTOTIPO.

4.2.1 DESCRIPCION GENERAL.

El prototipo de Máquina de Hemodiálisis didáctico consta de un Módulo principal de Control, el cual alberga los circuitos impresos de mando y seguridad, y el panel de control y alarmas con sus interruptores e indicadores visuales. El equipo posee además una sección que corresponde al módulo de sangre, el cual representa el sistema de circulación de la sangre y está constituido esencialmente por la bomba de sangre y los sensores de presión y de burbujas; y una sección correspondiente al módulo de fluidos en donde están representados el sistema de bombas de solución, UFR y calentador, junto a los sensores de solución, temperatura y fugas de sangre. Las líneas de conexión y/o alimentación a los distintos elementos y sensores, derivan y convergen al Módulo Principal de Control.

4.2.1.1 PANEL DE CONTROL Y ALARMAS.

El panel de Control y Alarmas del prototipo está ubicado en la cara frontal del Módulo de Control y en él se encuentran los siguientes componentes:

- Interruptor principal para encendido del equipo.

- Indicador visual correspondiente al encendido del equipo.

En la sección del panel asignada al control del módulo de sangre

posee:

- *Perilla de control de velocidad de la bomba de sangre, con la correspondiente escala de velocidades en ml/min.*

En relación a los fluidos:

- *Interruptor para la función de Ultrafiltración.*

- *Interruptor para el proceso de Limpieza del módulo de fluidos, con su respectivo indicador visual de activado.*

En cuanto a las alarmas se tiene:

Del módulo de sangre:

- *Indicador de luz verde correspondiente a presión venosa normal.*

- *Indicador de luz roja, correspondiente a alarma de alta presión venosa.*

- *Interruptor de presión para reseteo de la alarma de alta presión.*

- *Indicador de luz roja, alarma de burbujas en sangre.*

- *Interruptor de presión (push botton) para reseteo de la alarma por burbujas.*

Del módulo de fluidos:

- *Indicador de luz roja, correspondiente a alarma de nivel de solución.*

- *Interruptor de presión para reseteo de la alarma de nivel de solución.*

- *Indicadores (dos) de luz roja correspondientes uno a alarma de baja temperatura (de la solución de diálisis) y el otro a alarma de alta temperatura.*

- *Indicador de luz roja correspondiente a alarma de fugas de sangre.*

- *Interruptor de presión para reseteo de la alarma de fugas de sangre.*

- *Interruptor de presión correspondiente al silenciador de la alarma audible.*

- *Fusible para protección, colocado en su portafusible.*

4.2.1.2 TARJETAS IMPRESAS.

Las Tarjetas con los circuitos impresos se han ubicado en el Módulo de Control y son las siguientes:

a) ***T1, TARJETA DE LA FUENTE DE ALIMENTACION:***
Está posee dos terminales de entrada de alimentación a los

que llega voltaje AC proveniente del Transformador (Aprox. 15 Vac). Posee además un circuito integrado puente rectificador, un elemento filtro, circuitos integrados reguladores de voltaje de 12 y 5 Vdc y finalmente terminales de salida para 12 V+, 5 V+ y Tierra.

b) *T2, TARJETA PRINCIPAL:*

Se ha denominado así ya que en ella se encuentran todos los circuitos integrados que controlan la operación del equipo (IC1-IC12). Es alimentada con 5 V+ y posee terminales para varios conectores múltiples que conducen líneas hacia otras tarjetas y hacia los sensores, según se indica a continuación.

- *Conector C1: Líneas L1-L6, salen hacia el módulo de fluidos al sensor de fugas y de temperatura.*

- *Conector C2: Líneas L7-L20, van hacia el conector C4 en T3, y casi todas ellas conducen señales de los diversos circuitos que controlan el módulo de fluidos; a excepción de las dos últimas líneas que están relacionadas con los denominados circuitos lógicos (control de la alarma y el silenciador).*

- *Conector C3: Líneas L21-L35, relativas al módulo de sangre; las primeras cuatro conectan al sensor de burbujas en sangre, las siguientes van hacia el conector C5 en T3, y conducen señales de los circuitos sensor de presión y detector de burbujas.*

- *Conector C6: Líneas L36-L41, van hacia el conector C7*

en T4 (Tarjeta de Reles) y conectan a los diferentes circuitos con los reles correspondientes.

Esta tarjeta (T2) posee también otros terminales individuales denominados t01, t02, t03 y t04 a los cuales llegan las líneas provenientes de los sensores de nivel de solución y de presión venosa.

c) ***T3, TARJETA DE ALARMAS:***

A ella llegan las señales de alarma resultantes de los circuitos de control de T2, a través de los conectores C4, con líneas L7 a L20 y C5 con líneas L25 a L35, que corresponden a los conectores C2 y C3 de T2.

Esta tarjeta es alimentada con 5 V+ y de ella salen las líneas que van a todos los indicadores visuales de alarma que se encuentran en el panel frontal del módulo de control; salen también hacia el mismo panel frontal, las líneas que conectan el interruptor silenciador. Además, se han ubicado en esta tarjeta los interruptores de presión que sirven para el reseteo de las distintas alarmas, y la bocina para la alarma audible.

d) ***T4, TARJETA DE RELES:***

En T4 se han ubicado todos los reles que intervienen en la operación del prototipo. Estos son:

- *Relé A (RA), que es controlado por el circuito de la bomba de solución (contactos CA1, CA2 y CA3).*

- *Relé B (RB), mismo circuito (contactos CB1, CB2, CB3).*

- *Relé C (RC), controlado por circuito de calentador (contacto CC1).*

- *Relé E (RE), controlado por los circuitos lógicos (contacto CE1).*

- *Relé F (RF), activado con el proceso de limpieza (contacto CF1, CF2, CF3).*

La alimentación de esta tarjeta es de 12 y 5 V+; sin embargo a través de los otros terminales que posee llegan 110 VAC que a través de algunos contactos de los relés sirven para alimentar principalmente a los elementos de manejo de fluidos.

Como ya se mencionó T4 posee varios terminales, uno de ellos corresponde al conector múltiple C7, que recoge las líneas L36 a L41, las cuales llegan de T2 a través del conector C6. Los demás terminales se han denominado t05, t06, hasta t15. Los primeros 9 conectan a los distintos elementos del módulo de fluidos. De los dos últimos terminales t14 y t15 salen las líneas que se encargan de interrumpir el funcionamiento de la bomba de sangre.

e) ***T5, TARJETA DE CONTROL DE LA BOMBA DE SANGRE:***
Esta tarjeta contiene el circuito que controla la velocidad de la bomba de sangre, el cual posee elementos como tiristores, diodos, resistores, y capacitores que en conjunto se encargan de controlar el voltaje que será alimentado al motor.

T5 posee varios terminales denominados t16s, t17s, hasta

t25s. De ellos:

- *t22s y t25s corresponden a la alimentación de la tarjeta a los cuales llegan 110 Vac. Este voltaje es en parte rectificado para alimentar a uno de los devanados del motor de la bomba a través de los terminales T16s y t17s.*

- *Los terminales t23s y t24s corresponden a los t14 y t15 de T4, que provienen del contacto CE1 del Rele E, el cual interrumpe la alimentación a T5 en caso de alarma.*

- *Los terminales t20s y t21s conectan al circuito con la resistencia variable que actúa como selector de velocidad de la bomba, en el panel de control.*

- *Finalmente t18s y t19s son los terminales a través de los cuales le llega la alimentación variable al otro devanado del motor.*

4.2.1.3 SENSORES.

Los sensores o detectores con que cuenta el prototipo, son bastantes representativos de los usados en las máquinas de hemodiálisis reales, pues trabajan en base a los mismos principios de operación. Dichos sensores constituyen una parte fundamental en el equipo, puesto que a la vez que forman parte de los módulos de sangre y fluidos, son también los responsables del sistema de seguridad que finalmente comanda a los circuitos de control, generándose las respuesta adecuada.

Los sensores del prototipo son:

En el sistema sanguíneo:

- *Sensor de alta presión venosa, que consiste en un microinterruptor, el cual al ser presionada la pieza móvil que posee, une las líneas que llegan a él, y que son las provenientes de los terminales t03 y t04 de T2.*

- *Detector de burbujas en sangre, consistente en un mecanismo optoelectrónico, formado por un diodo emisor infrarrojo D3 conectado a las líneas L22 y L23 del conector C3 de T2, y un fototransistor Q1, que al presentarse una burbuja se satura, y cuyos terminales colector y emisor se unen a las líneas L21 y L24 del mencionado conector.*

En el sistema de fluidos:

- *Sensor de nivel de solución, que detecta cuando la solución de diálisis se ha agotado (en lo que sería el depósito para suministro); este sensor consta de dos piezas conductoras (que actúan como electrodos) las cuales conectadas a los terminales t01 y t02 de T2, quedan prácticamente unidas eléctricamente ante la presencia de solución (separadas por una baja resistencia), o abiertas cuando ésta se agota.*

- *Sensor de temperatura, el cual consiste en un termistor (R34), cuyos terminales están conectados a las líneas*

L5 y L6 del conector C1 de T2.

- *Detector de fugas, está basado al igual que el detector de burbujas, en el mismo principio óptico, sólo que actúa de forma contraria al primero, puesto que el fototransistor Q3 conectado a las líneas L2 y L3 del conector C1 de T2, está normalmente saturado, y se pone en condición de corte sólo al interponerse en el trayecto de la luz emitida por el diodo emisor D6, al que se unen las líneas L1 y L4 del conector mencionado, una mancha que corresponderá a una fuga de sangre.*

(El resto de elementos que intervienen en los sistemas de circulación de los fluidos de los módulos de sangre y de fluidos, tales como las bombas y el calentador, están sólo representados por indicadores visuales que como ya se mencionó, se activan bajo las mismas condiciones y en forma análoga a los motores de las bombas y demás elementos reales. Esta misma razón, implica que como no se usan fluidos ni tubería, las fallas en los sensores deberán ser simuladas manualmente).

4.2.2 ESPECIFICACIONES TECNICAS.

Dos datos importantes acerca de los requerimientos eléctricos del equipo son:

- *Alimentación: 110 Vac, 60 Hz.*

- *Corriente de consumo aproximada: 2.6 Amp.*

Aunque la corriente es generada y consumida internamente, debe tenerse precaución como con cualquier equipo eléctrico, y especialmente porque se tiene acceso a las partes internas de éste, de no producir accidentalmente uniones o cortocircuitos que podrían dañar tanto al equipo como causar un electroshock a la persona que está en contacto con él.

4.3 OPERACION DEL PROTOTIPO.

4.3.1 CONSIDERACIONES INICIALES.

Antes de proceder a realizar las pruebas del prototipo debe tenerse en cuenta algunas consideraciones y/o limitaciones:

- *Para que el equipo encienda en condiciones normales (sin alarmas), deberá verificarse previamente que:*

  a) *El sensor de presión no se encuentre presionado.*

  b) *Esté interrumpido el paso de luz en el detector de burbujas.*

  c) *Los electrodos sensores del nivel de solución estén inmersos en un recipiente con suficiente agua (solución).*

  d) *El paso de luz en el detector de fugas de sangre no esté interrumpido.*

e) *Una alarma de baja temperatura al encender el equipo se considera normal, puesto que el calentador en las máquinas reales se encontraría frío al inicio; pero esto dependerá de la temperatura del ambiente donde se encuentre el equipo y más específicamente el sensor. Si no se desea dicha alarma al encender el equipo, deberá controlarse la temperatura del medio próximo al sensor, la cual en el equipo se admite como normal entre los 31 y 45 grados C.*

f) *Conviene también asegurarse de que la perilla de selección de velocidad de la bomba de sangre se encuentre en la posición cero.*

g) *Los interruptores de Ultrafiltración y proceso de limpieza deben estar en la posición de apagado.*

- *Como ya se mencionó, al encender el equipo generalmente se activará el indicador de alarma de baja temperatura, y momentos después comenzará a sonar la alarma audible, la cual puede enmudecerse, por aproximadamente 30 segundos al presionar el interruptor silenciador; pero para que puedan iniciarse los procedimientos de operación de los distintos mecanismos del prototipo y observar sus efectos en el sistema, es necesario partir de condiciones normales, por lo cual deberá eliminarse dicha alarma inicial (o cualquiera que exista), ya que no podría apreciarse su función, puesto que algunos elementos estarían desactivados como consecuencia de tales alarmas.*

- *Es conveniente que al encender el prototipo se espere un lapso de tiempo de al menos 45 segundos antes de activar cualquiera de sus elementos, igualmente entre cada prueba de los distintos sensores, para garantizar que el equipo se ha estabilizado. De igual forma si el equipo es apagado, debe dejarse transcurrir un período similar antes de encenderlo nuevamente.*

Con referencia a la nomenclatura usada en los circuitos cabe mencionarse que:

Para la tarjeta de la Fuente de Alimentación todos los elementos utilizados se han enumerado con la letra "F" al final (que significa Fuente) tal como IC1F, C3F, etc.

En las tarjetas impresas T2 a T4, se han enumerado corrientemente todos los componentes, como R1, R2, C4, C7, IC2, D8, etc. En cuanto a los puntos de prueba, los que corresponden a los pines de alimentación de los circuitos integrados, se han nombrado con letras, tales como PA, PB, hasta PL; y los que corresponden a puntos de medición por ser entrada o salida de datos, se han especificado con números, P1, P2, hasta P24.

En el caso del circuito de la bomba de sangre (T5), la nomenclatura de los elementos y de los puntos de prueba incluye una "s" al final, como R52s, D10s, P25s, etc.

4.3.2 PROCEDIMIENTO DE OPERACION.

El funcionamiento del prototipo se basa principalmente en al operación de los sensores, por lo que, aunque todo el sistema funcione combinada y simultáneamente, es conveniente definir por separado los procedimientos para la operación de cada mecanismo.

EL paso inicial para poner a funcionar el equipo es conectar el cable de alimentación al receptáculo adecuado (110 Vac). Luego, después de verificar que los sensores se encuentran en condiciones normales, puede encenderse el equipo a través del interruptor principal. Se deja transcurrir unos segundos y se procede a eliminar la alarma o alarmas que pudieran presentarse. Finalizados estos pasos se puede proseguir con los procedimientos que se detallan a continuación.

Para las mediciones en los puntos de prueba que se especifican, bastará con utilizar un Tester (de preferencia digital) en las funciones de Voltímetro (AC y DC), Ohmetro y ocasionalmente como miliamperímetro.

4.3.2.1 MODULO DE SANGRE.

4.3.2.1.1 BOMBA DE SANGRE.

El funcionamiento de la bomba de sangre es interrumpido por casi todas las alarmas, con excepción de la alarma que corresponde a falta de solución; por eso, para poder observar el funcionamiento de la bomba es necesario que ninguna de las restantes alarmas

esté activada.

Los puntos de prueba definidos en el circuito de la bomba de sangre y los terminales correspondientes a los distintos puntos, se encuentran listados en el Anexo 6.

A continuación se detalla el procedimiento a seguir para la operación de la bomba de sangre.

1) Efectuados los pasos iniciales mencionados anteriormente, procédase a situar en cualquier velocidad la perilla de selección de velocidades de la bomba de sangre.

   Observar si el cabezal de la bomba comienza a girar (si no lo hace pasar al numeral 4. hasta el 7. y una vez solucionado el problema retornar al paso 1.)

2) Ir aumentando lentamente la velocidad en la perilla y observar si la rotación de la bomba se vuelve más rápida cada vez.

3) Verificar si a cada velocidad seleccionada corresponde el número de revoluciones por minuto, en el lapso de un minuto, según la siguiente tabla:

Velocidad Seleccionada (ml/min)	RPM
0	0
100	12
200	21
300	31
400	42

4) *Verificar si en los puntos de prueba P25s y P26s que corresponden a los terminales de alimentación de T5, t25s y t22s, se tiene un voltaje fijo de 110 Vac.*

(Si no existe tal voltaje, revisar si los cables que llegan a dichos terminales hacen buen contacto en ambos extremos y si es necesario revisar la alimentación del equipo, verificando además que el fusible se encuentre en buenas condiciones).

5) *Verificar si los puntos P27s y P28s están unidos (a través del contacto de relé CE1 en T4) midiendo el voltaje entre los puntos P26s y P27s, el cual deberá ser el mismo que en P26s y P25s o en P26s y P28s. (Si el equipo está operando en condiciones normales, sin las alarmas de presión, burbujas, temperatura o fugas, estos contactos deben permanecer unidos y la bomba trabajando. Si dichos contactos están abiertos se debe a una de las alarmas pero si no existe ninguna, conviene revisar el Relé RE(CE1 1,9) de T4).*

6) *Verificar en los puntos de prueba P29s y P30s, si se tiene un voltaje fijo DC de aproximadamente 100 V dc (t16s (+) y t17s (-)) para cualquier posición de la perilla de velocidades. Este voltaje rectificado alimenta al devanado de campo del motor de la bomba.*

7) *Verificar en los puntos de prueba P31s y P32s la presencia de voltaje DC cuyo valor es variable de acuerdo a cada posición de la perilla selectora. Este voltaje es el que alimenta al devanado de armadura.*

4.3.2.1.2 <u>SENSOR DE PRESION.</u>

En condiciones normales de presión, debe estar encendido el indicador de Presión Normal D1 (verde).

(Ver puntos de prueba correspondientes en Anexo 6).

1) *Para simular una falla de alta presión detectada por el sensor, basta con presionar la parte móvil del interruptor de presión SW1, con lo cual encenderá el indicador de alarma de alta presión D2 y sonará la alarma audible, interrumpiéndose la operación de la bomba de sangre.*

2) *Presionar, el interruptor silenciador (SW6) con el cual la alarma se silenciará por aproximadamente 30 seg sin apagarse el indicador de alta presión. Dejar que transcurran los 30 seg para que la alarma vuelva nuevamente a sonar.*

3) *Presionar el interruptor de Reset correspondiente (SW2), con lo cual cesará la alarma audible y se encenderá nuevamente el indicador de presión normal, siempre que el sensor de presión no esté siendo presionado.*

4) *Simular nuevamente una falla de alta presión, presionando el sensor, activándose de nuevo la alarma.*

5) *Mantener presionado el sensor de presión y al mismo tiempo resetear varias veces la alarma; podrá observarse que se apaga la alarma sólo mientras se presiona reset, pero luego vuelve a activarse debido a que la condición de alta presión no ha sido eliminada.*

6) *Soltar el sensor de presión y posteriormente resetear. El equipo volverá a la condición de presión normal.*

En los circuitos pueden hacerse las siguientes mediciones:

7) *En los puntos de prueba PA y PB verificar que se tienen aproximadamente 5 V+, estos pines corresponden a alimentación de dichos circuitos integrados.*

8) *En condiciones de presión normal, verificar que en el punto P1 se tiene un estado bajo o lo que se conoce como "cero lógico", al igual que en P2, pero no así en P3 en donde existir un estado alto (uno lógico).*

Medir también el voltaje presente en P24 que deberá ser un nivel bajo.

9) *Presionar el sensor SW1, y mantenerlo así mientras se mide en el punto P1 un nivel alto debido a que el interruptor al cerrarse conecta dicho pin a Vcc. Medir también en P2 y P3 donde se tendrá un alto y un bajo respectivamente, que representa el caso contrario a la presión normal.*

10) *Soltra el sensor SW1 y repetir las mediciones en P1 donde ahora se tendrá un bajo, y en P2 y P3 donde se seguirá manteniendo el estado alto y bajo medidos en el paso anterior, lo que significa que aunque la condición de alta presión desaparezca, la alarma se conserva hasta que se reseteada y ya no exista la falla que la generó.*

11) *Manteniendo la alarma activada verificar que en P21 se tiene*

un estado alto, como consecuencia de que existe una condición de alarma; igual voltaje se tendrá en P24 el cual es responsable de energizar al Relé RE, que abre su contacto CE1, cuyos terminales corresponden a los terminales t15s y t18s de T5, interrumpiendo la alimentación al circuito de la bomba que en consecuencia deja de funcionar.
de sangre

12) *Siempre con la alrma sonando, colocar la punta de prueba en P22 y luego presionar el silenciador. Se observará el cambio de nivel bajo a alto, que durará aproximadamente 30 seg, tiempo en el cual la alarma audible permanece silenciada. Mantener la punta del medidor hasta que la alarma vuelva a sonar, cayendo el nivel de P22 nuevamente a bajo.*

13) *Resetear la alarma de presión a través de SW2, con lo que se vuelve a condición normal de presión.*

14) *Verificar que en P21 existe ahora un estado bajo, como consecuencia de que no se está dando ninguna alarma; y en P24 también existirá normalmente un bajo con lo que la operación de la bomba de sangre es normal.*

4.3.2.1.3 <u>DETECTOR DE BURBUJAS.</u>

(Ver puntos de prueba en Anexo 6).

1) *Con el equipo sin ninguna alarma activada, extraer del detector de burbujas la pieza que obstaculiza el trayecto de la luz entre D3 (emisor infrarrojo) y Q1 (fototransistor), permitiendo de esta forma que se active la alarma de*

burbujas en sangre, visual y audible, y al mismo tiempo observese que la bomba de sangre deja de funcionar, al ser interrumpida su alimentación en t16s y t19s (P29s y P32s), como se explicó anteriormente.

2) *Dejar que la alarma audible suene unos instantes y después presionar el silenciador, esperando hasta que la alarma vuelva a sonar.*

3) *Interrumpir nuevamente el paso de luz entre los elementos del detector y a continuación presionar el interruptor de Reset SW3, con lo que el equipo retorna a condiciones normales de operación.*

4) *Nuevamente, simular la presencia de burbujas en la sangre, que teoricamente circularía por la tubería situada al interior del detector, quitando el obstáculo oscuro que se utiliza para representar la sangre; con lo cual vuelve a activarse la alarma.*

5) *Presionar el interruptor de Reset (SW3). Podrá observarse que la alarma sólo desaparece en el instante en que se mantiene presionado Reset, volviendo inmediatamente a activarse, ya que la condición de burbujas en sangre aun se mantiene, puesto que no se ha interrumpido el paso de luz en el sensor. Puede resetearse repetidas veces observándose el mismo efecto.*

6) *Introducir de nuevo en el detector la pieza que sirve como barrera y resetear la alarma, consiguiendo esta vez que quede desactivada.*

7) *Remover el obstáculo (generándose la alarma) y luego introducirlo, repitiendo esta secuencia varias veces, lo cual no tiene efecto alguno en el equipo, puesto que una vez que ha sido activada la alarma, ésta no se quitara hasta que la condición de alarma ya no exista al momento en que el circuito sea reseteado.*

En los circuitos pueden tomarse algunas mediciones:

8) *Medir que en los puntos PA, PB y PC, se tenga aproximadamente 5 V+ lo que garantiza la adecuada alimentación de los circuitos integrados.*

9) *Colocar la punta del medidor en P4 y tomar la medición cuando el equipo se encuentra en condiciones normales. Deberá tenerse un estado alto.*

10) *Medir el nivel presente en P5, el cual ha de ser correspondiente al estado bajo.*

11) *Verificar que en P6 exista un alto.*

12) *Colocar nuevamente el medidor en P4 y activar la alarma, pudiendo observarse que se da un cambio de nivel con respecto a la medición anterior, pasando el voltaje a un valor bajo.*

13) *Medir el voltaje en P5, donde ahora se tendrá un estado alto contrario al que se tenía en condiciones normales.*

14) *Medir el estado lógico presente en P6, que siendo actualmen-*

te un nivel bajo, permite que el indicador visual de alarma se encienda.

15) *Tomar la medición de voltaje en P21, en donde siempre que exista una alarma, se tendrá un estado alto; medir también en P24 que presentará un alto cuando se dé cualquier alarma menos la de nivel de solución, y ello desconectará a la bomba de sangre.*

16) *Colocando el medidor en P22, presione el silenciador (SW6) y se observará al igual que en el procedimiento anterior, (sensor de presión), la presencia de un estado alto que se mantiene el tiempo justo que dura el silenciado de la alarma.*

17) *Con la alarma sonando verifique el voltaje en P23 que para el caso deberá ser un alto. Manteniendo la punta de prueba en P23, presione el silenciador, notándose que tal nivel cae a bajo, lo que impide a la bocina ser excitada.*

18) *Coloque de nuevo el obstáculo en el detector y posteriormente resetee dicha alarma, retornando a la condición normal.*

4.3.2.2 *MODULO DE FLUIDOS.*

4.3.2.2.1 *SENSOR DE NIVEL DE SOLUCION.*

Del circuito que controla el sensor de nivel de solución de diálisis, depende directamente el funcionamiento de lo que en la realidad serían las bombas de solución y ultrafiltración (UFR). Sin embargo la función específica denominada ultrafiltración es activada mediante cierto procedimiento definido posteriormente. (Ver puntos de prueba de este circuito en Anexo 6).

En condiciones normales los elementos conductores o electrodos, han de estar sumergidos en solución de diálisis (puede usarse agua), lo cual mantendrá operando a la bomba de solución representada por el indicador IBS y a la bomba de UFR, ésta a menor potencia de la nominal, siendo representada por el indicador IUFR con una intensidad luminosa menor que el primero.

1) *Retirar del recipiente uno de los electrodos con lo cual las bombas (IBS e IUFR) dejan de funcionar, puesto que se corta su alimentación a través del contacto CA1 que se abre al desenergizarce RA cuando se da la alarma, lo mismo ocurre con el elemento calentador ICAL al abrirse CA2; activándose al mismo tiempo el indicador de alarma correspondiente y la alarma audible.*

   (Si el calentador se desconecta por falta de solución es lógico que no se de alarma de alta temperatura, pero después de unos instantes puede darse alarma de baja temperatura en el indicador, sin embargo el contacto CA3, al abrirse,

inhibe la alarma audible por temperatura, pero sólo ese tipo de alarma, las demás si sonarán al ser activadas.

2) *Con el electrodo siempre afuera, presionar Reset SW4 varias veces, lo cual no desaparece la alarma puesto que la condición de falta de solución persiste.*

3) *Silenciar la alarma y esperar que vuelva a sonar.*

4) *Introducir nuevamente el electrodo en el recipiente con líquido y a continuación presionar Reset, con lo cual se retorna a la normalidad.*

Con relación a las medicione:

5) *Medir los voltajes de alimentación PB, PC, PD, los cuales si ya fueron medidos en procedimientos anteriores ya no habrá necesidad de medirlos, si no, se sabe que deben ser de aproximadamente 5 V.*

6) *Medir en P7 el voltaje cuando existe solución, se tiene un valor cercano a cero voltios.*

7) *Medir, en las mismas condiciones, el voltaje en P8 en donde se tiene también un bajo.*

8) *Medir el voltaje en P9, donde se deberá tener normalmente un alto, con el cual se mantiene energizado a RA y las bombas funcionando.*

9) *Medir el voltaje en P24 que será un nivel bajo, condición de*

operación normal de la bomba de sangre.

10) Simular la condición de solución insuficiente y medir voltaje en P7 que ahora será un alto.

11) Tomar las mediciones de voltaje en P8, en donde se tendrá un alto y luego en P9 que ahora será bajo, con el que se activa el indicador de alarma visual y audible y a la vez se desenergiza RA.

12) Medir a continuación el nivel lógico presente en P24, que deberá ser siempre un bajo, pues la bomba de sangre no es desactivada con esta alarma.

13) Eliminar la condición causante de la alarma, introduciendo el electrodo al líquido y presionar el interruptor de Reset.

4.3.2.2.2 SENSOR DE TEMPERATURA.

Este circuito sensor de la temperatura de la solución de diálisis, tiene prácticamente bajo su control la operación del calentador ICAL, pero a la vez, este, depende también aunque en forma indirecta, de la operación de las bombas y el sensor de nivel, siendo conectado y desconectado no sólo por temperatura, sino también por el nivel de solución que se tenga.

Los pasos a seguir para la prueba del sensor de temperatura se describen a continuación:

El rango de temperatura considerado como temperatura normal de la

solución, se ha seleccionado para el prototipo (diferente a las máquinas reales), entre 31 y 45 grados, con una temperatura promedio de 38° C. Dichos límites corresponden a ciertos valores de voltaje dados como referencia, contra los que se compara la caída de voltaje que se da a través del sensor (Termistor R34).

Si se tiene condición normal de temperatura, lo que significa que la temperatura del sensor se encuentra entre los límites dados, puede notarse que el calentador ICAL se mantiene operando al estar encendido junto a las bombas.

1) *Para generar alarma por alta temperatura habrá que aumentar de alguna manera la temperatura en el sensor, lo cual puede hacerse acercando algún objeto que este más caliente que 45° C. La alarma entonces se activará y podrá observarse que el calentador (ICAL) se apaga y la bomba de sangre deja de funcionar, esto como precaución, para evitar que en la realidad la sangre en el filtro, tuviese contacto con solución caliente lo cual podría causarle daño. El trabajo de las bombas de solución (IBS) y de ultrafiltración (IUFR) no es suspendido, lo cual significa que la solución seguiría circulando por el filtro normalmente.*

2) *Retirar el sensor del medio caliente y procurar que la temperatura de aquel baje nuevamente a niveles normales, pudiendo observarse que la alarma se apaga automáticamente y de nuevo comienzan a funcionar el calentador (ICAL) y la bomba de sangre.*

3) *Producir ahora una alarma por baja temperatura, la temperatura del sensor debe descender por debajo de 31° C. Observar*

en este caso que el calentador no se apaga, ni las bombas de solución y UFR, pero la bomba de sangre siempre deja de funcionar para evitar que en la realidad la sangre siga en contacto con un medio tan frío que pueda también ser perjudicial para ella y en consecuencia para el paciente.

Las mediciones que pueden tomarse en el circuito son las siguientes:

4) *En condiciones normales de temperatura medir voltajes de alimentación en los puntos PF, PG, PH y PI, y luego medir los voltajes de referencia para las alarmas de temperatura en P16 que será aproximadamente 2.15V correspondiendo al límite inferior, y en P17 donde se obtendrá una lectura aproximada de 2.58 V correspondiente al límite superior.*

5) *Verificar que el voltaje en P15, que corresponde a la caída en el Termistor, está entre los límites de voltaje obtenidos en el paso anterior, para la condición de temperatura normal. Medir también en los puntos P18 y P19 en los que se tendrá un bajo mientras ninguna de las alarmas se active. Verificar además que en P20 existe un nivel lógico alto el cual mantiene operando normalmente al calentador y en P24 un bajo, que significa que la bomba de sangre está funcionando.*

6) *Generar una alarma por alta temperatura y medir nuevamente en P15 en donde se tendrá un voltaje mayor que 2.58 V, valor presente en P17 como se verificó y que corresponde al límite superior de alarma. Luego medir en P19, donde ahora se tendrá un estado alto que activa tanto al indicador rojo de*

alta temperatura como a la alarma audible. Tomar también el voltaje en P18, donde se mantendrá el estado bajo debido a que la condición presente en el sensor, no corresponde a una alarma por baja temperatura.

7) *Bajo la misma condición de alta temperatura, medir el voltaje en P20 en donde se tendrá ahora un bajo, que vendrá a desconectar el calentador; medir también en P24 donde se tendrá un nivel alto, que desactivará la bomba de sangre.*

8) *Si se desea puede silenciarse la alarma y tomar mientras, la lectura de voltaje en P23 en donde mientras dure el silenciador se tendrá un bajo.*

9) *Puede esperarse hasta que la alarma suene de nuevo o sino corregir la condición de alta temperatura antes de que termine el período de silenciado, con lo que se apagará el indicador D9 y la alarma ya no volverá a sonar.*

10) *Generar ahora una alarma de baja temperatura y tomar las mediciones en los mismos puntos que para la anterior alarma en donde ahora se tendrá:*

En P15 un voltaje más bajo que 2.15V que es el voltaje de referencia medido en P16.

En P18 un nivel alto puesto que para condiciones de alarma por baja temperatura, es ese voltaje el responsable de activar la alarma visual y audible. Mientras en P19 se tendrá ahora un bajo.

En P20 existirá un nivel alto que permitirá al calentador continuar operando y en P24 se tendrá al igual que en la alarma anterior, un nivel alto desactivando la bomba de sangre.

11) *Como pudo observarse, no existe Reset para estas alarmas, ya que desaparecen conforme la temperatura del sensor cae en el rango normal; para recuperar tal condición habrá que aumentar la temperatura del sensor con respecto a la que tenía en el paso anterior.*

4.3.2.2.3 DETECTOR DE FUGAS.

El mecanismo para generar la alarma de fugas de sangre, es el inverso al usado para activar la alarma de burbujas en sangre, es decir que mientras la luz emitida por el LED D6 llegue al fototransistor Q3, se estará en condiciones normales, en otras palabras no habrá fuga de sangre en la solución de diálisis usada, la cual en las máquinas reales, al salir del filtro por la tubería de drenaje pasa a través del detector mencionado. Entonces para simular una fuga de sangre y activar la alarma, habrá que interrumpir el paso de la luz en el detector, introduciendo para ello algún objeto adecuado.

1) *Partiendo de condición normal, simular una fuga de sangre en el detector y mantener dicha condición. Se observará que transcurrirán unos segundos (aproximadamente 5) antes de que se activen la alarma visual y audible correspondiente. Esto se debe a que el circuito posee un mecanismo de retardo, para evitar que, si la fuga es despreciable y no permanece*

o no reaparece en el lapso que dura el retardo, la alarma sea activada y el proceso se vea interrumpido.

Sin embargo como la falla se mantuvo durante el retardo, la alarma será efectivamente activada y como en ocasiones anteriores, la operación de la bomba de sangre interrumpida; no así el calentador y las bombas del módulo de fluidos, ya que teóricamente, la solución de diálisis seguiría circulando.

2) *Retirar el obstáculo del detector, lo cual no tiene efecto alguno, puesto que, como puede observarse la alarma sigue encendida y sonando; lo que como en casos anteriores significa, que una vez es activada la alarma, ésta se mantiene en memoria, hasta que Reset es presionado y la condición de fuga ya no existe.*

3) *Para confirmar lo anterior, con el objeto que obstaculiza la luz fuera del detector, presionar Reset SW5. Se observará que efectivamente la alarma desaparece.*

4) *Simular nuevamente una falla y mantenerla; pasado el tiempo de retardo se activará de nuevo la alarma. Presionar Reset. Nótese que la alarma es desactivada únicamente durante el tiempo que corresponde al retardo, luego de lo cual vuelve aparecer. Repítase nuevamente este paso, produciéndose el mismo efecto a causa de que la fuga de sangre no ha desaparecido.*

5) *Retírese el obstáculo del detector y presiónese el interruptor de Reset. La alarma desaparecerá.*

6) *De nuevo interrúmpase momentáneamente (por aproximadamente 3 seg) el paso de luz en el detector y retírese luego el obstáculo. Espere varios segundos y observará que la alarma no se activa, debido a que la fuga de sangre fue leve.*

7) *Interrúmpase nuevamente en forma breve y repetida la luz del detector, procurando hacerlo al menos dos veces en el lapso de retardo. Seguramente la alarma se activará ya que la fuga reapareció, lo cual significa que no es una situación despreciable.*

8) *Retire el obstáculo del detector y presióne Reset, volviendo a la normalidad.*

En los circuitos pueden efectuarse algunas mediciones:

9) *En PB, PC, PD, PE, PF verificar si están presentes los 5 V de alimentación.*

10) *En condiciones normales, medir en los siguientes puntos:*

P10, en donde habrá un nivel bajo debido a que fototransistor está normalmente saturado.

P11, en donde habrá un alto, contrario a P10.

P12, que estará usualmente en bajo, mientras no se active el retardo.

P13 y P14 los cuales se encontrarán normalmente en alto.

P21 y P24 en bajo, por ausencia de alarmas y funcionamiento normal de la bomba de sangre respectivamente.

11) *Colocar la punta de prueba en P12 y a continuación simular una fuga de sangre, dejando el obstáculo en el detector. Obsérvese el cambio de nivel a alto, esperando hasta que éste regrese de nuevo al estado bajo inicial.*

El pulso observado, de aproximadamente 5 segundos, constituye el retardo del circuito en la activación de la alarma. Inicia a partir de la aparición de la falla en el detector y una vez emitido, no vuelve a sucederse hasta que el sistema se encuentra nuevamente en condiciones normales. Ello significa que una vez terminado el retardo ya no se admiten los cambios que pudieran ocurrir en el detector (P10 y P11).

12) *Siempre en condición de alarma, medir el voltaje en los puntos ya citados:*

P10 en donde ahora se tiene un nivel alto, a causa de la condición actual de corte del fototransistor.

P11 que presenta un estado bajo contrario al de P10.

P13 y P14 ahora con un nivel bajo.

P24 con un estado alto y desactivada la bomba de sangre.

P21 también con un alto a causa de que existe una condición de alarma que activa la bocina.

13) *Retirar el obstáculo del detector y observar que en P10 cambia el voltaje a bajo, lo contrario sucede en P11. Mientras en P12 y los restantes puntos los voltajes se mantienen aun cuando la condición de fuga ya no existe.*

14) *Resetear la alarma.*

4.3.2.2.4 ULTRAFILTRACION.

De la teoría se sabe que ésta es una función adicional que poseen los equipos de hemodiálisis, que consiste en la succión generada por una bomba como medio para extraer los desechos de la sangre que va circulando por el filtro.

En el prototipo la bomba de UFR (indicador correspondiente IUFR), funciona también en el proceso normal de diálisis, en donde teóricamente realizaría una succión mínima (de la solución) en apoyo a la bomba que impulsa la solución de diálisis hacia el filtro. Este efecto para la diálisis normal se simula mediante una intensidad luminosa menor en el indicador IUFR con respecto a la intensidad de IBS.

Para activar la función ULTRAFILTRACION será necesario verificar:

1) *Que se tenga un nivel de solución mínimo para unir los electrodos; que los sensores no estén interferidos por causas de falla; que los interruptores de funciones estén apagados, etc.*

2) *Si el equipo está apagado proceder a encenderlo y esperar*

que se estabilice, si ya estaba operando, cerciorarse de que no esté dando alarmas.

3) *Mover el interruptor SW7 a la posición UFR, con lo que se activa el proceso de ultrafiltración, desconectándose la bomba de solución y el calentador.*
La bomba de sangre opera normalmente; igualmente las alarmas de presión, burbujas y fugas. El indicador de alarma de baja temperatura puede permanecer encendido pero el proceso de activación de la bocina, para este caso es inhibido.

La función de ultrafiltración podrá ser suspendida manualmente a través del interruptor UFR o automáticamente al darse una alarma de falta de solución.

4) *Con el proceso de UFR activado procédase a medir voltaje en P9 donde existirá un nivel alto.*

5) *Simular una falla de Falta de Solución, con lo que el indicador IUFR se apagará lo que equivale a que la ultrafiltración se suspende, y mídase de nuevo el voltaje en P9, donde ahora se tendrá un bajo.*

6) *Corregir la falla de solución y resetear para que se restablezca el proceso de ultrafiltración. Observar que no haya ninguna alarma, excepto la de baja temperatura que puede estar encendia o no. Si no está encendida, producir una falla de temperatura baja o alta para que se encienda el indicador de alarma respectivo y realizar la medición del voltaje presente en P24, el cual contrariamente al estado alto que se obtiene en un proceso de diálisis normal en el*

que se desactivaría la bomba de sangre, presenta en este caso un estado bajo, como resultado de la inhibición de los efectos de dicha alarma.

7) Puede finalizarsela ultrafiltración.

4.3.2.2.5 PROCESO DE LIMPIEZA.

Este se inicia al mover el interruptor de proceso de limpieza a la posición "encendido".

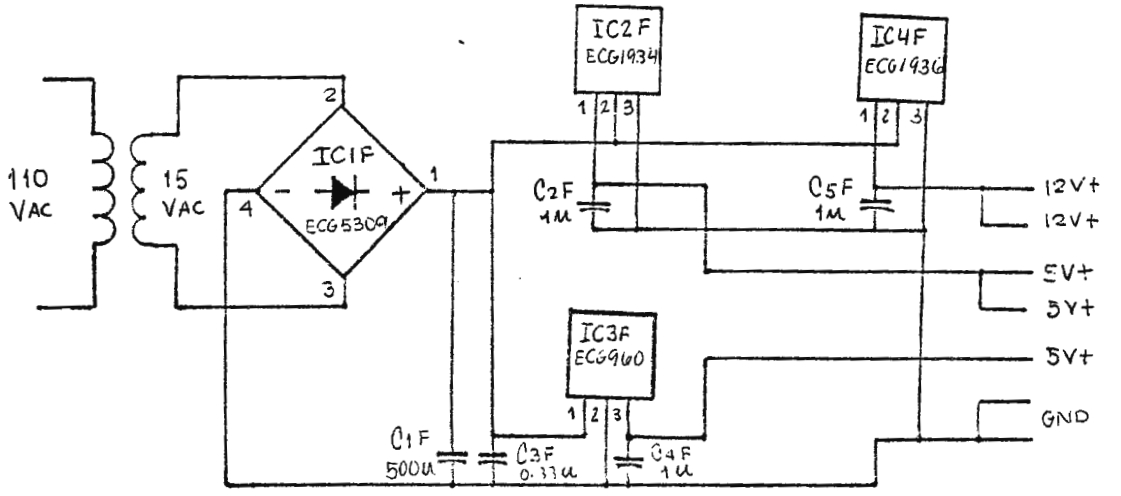
Como este proceso se realiza teóricamente sin paciente, ni filtro, no es necesario que la bomba de sangre este funcionando, por lo que conviene colocar previamente la perilla en la posición 0.

En este proceso los electrodos están inmersos en lo que sería la solución desinfectante, por lo que la bomba de solución y UFR trabajarán normalmente. Por otra parte, el calentador es automáticamente desconectado y las alarmas completamente silenciadas (en P23 hay un bajo en virtud de que el contacto CF1 del relé RF está abierto, aunque en P21 exista un alto), sin embargo en el panel pueden encenderse los indicadores de las diversas alarmas, pero estas no afectan al proceso, con excepción de la alarma por falta de solución, la cual causa la interrupción automática del mismo. Después de una alarma por falta de solución el proceso de limpieza puede ser restablecido si los electrodos vuelven a estar unidos por el líquido y se resetea dicha alarma. El proceso de Limpieza puede ahora ser finalizado por el interruptor.

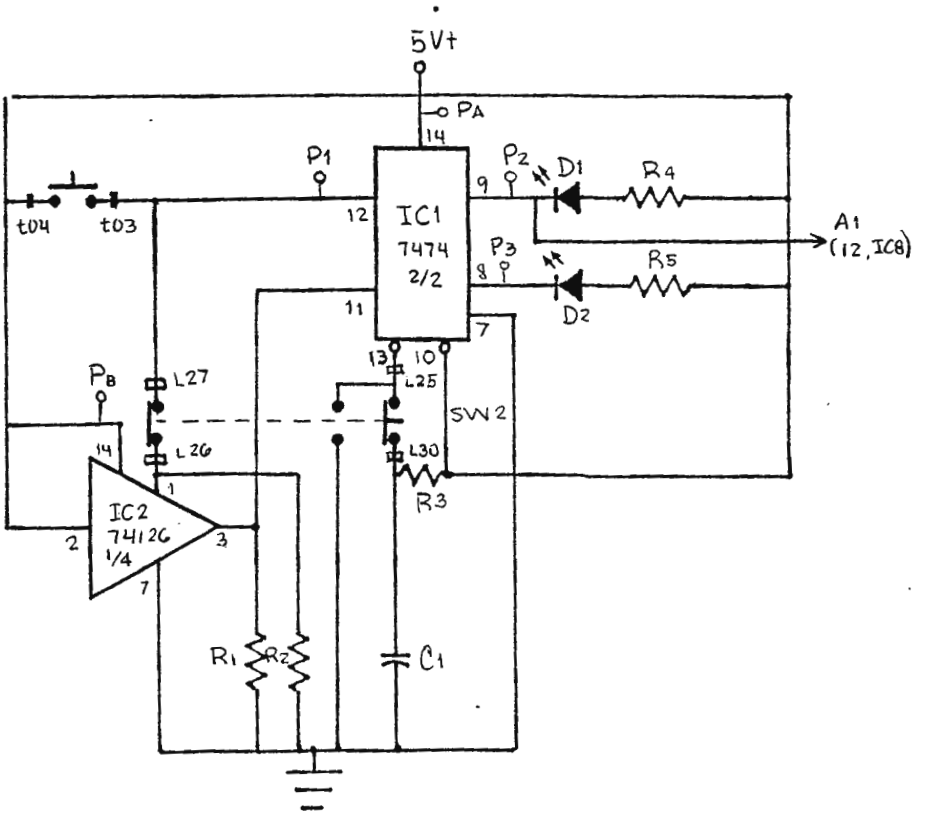
4.4 DIAGRAMAS DE CIRCUITOS.

VER ADDENDUM 2

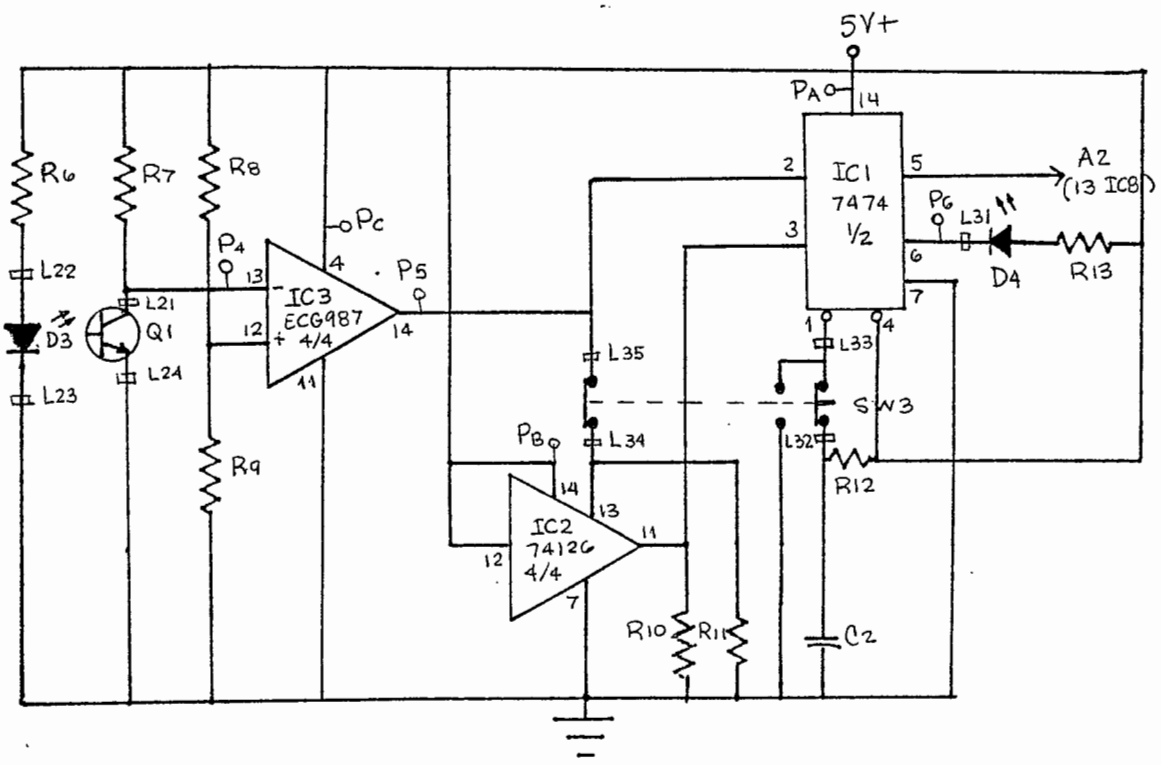
4.4.1 CIRCUITO FUENTE DE ALIMENTACION.



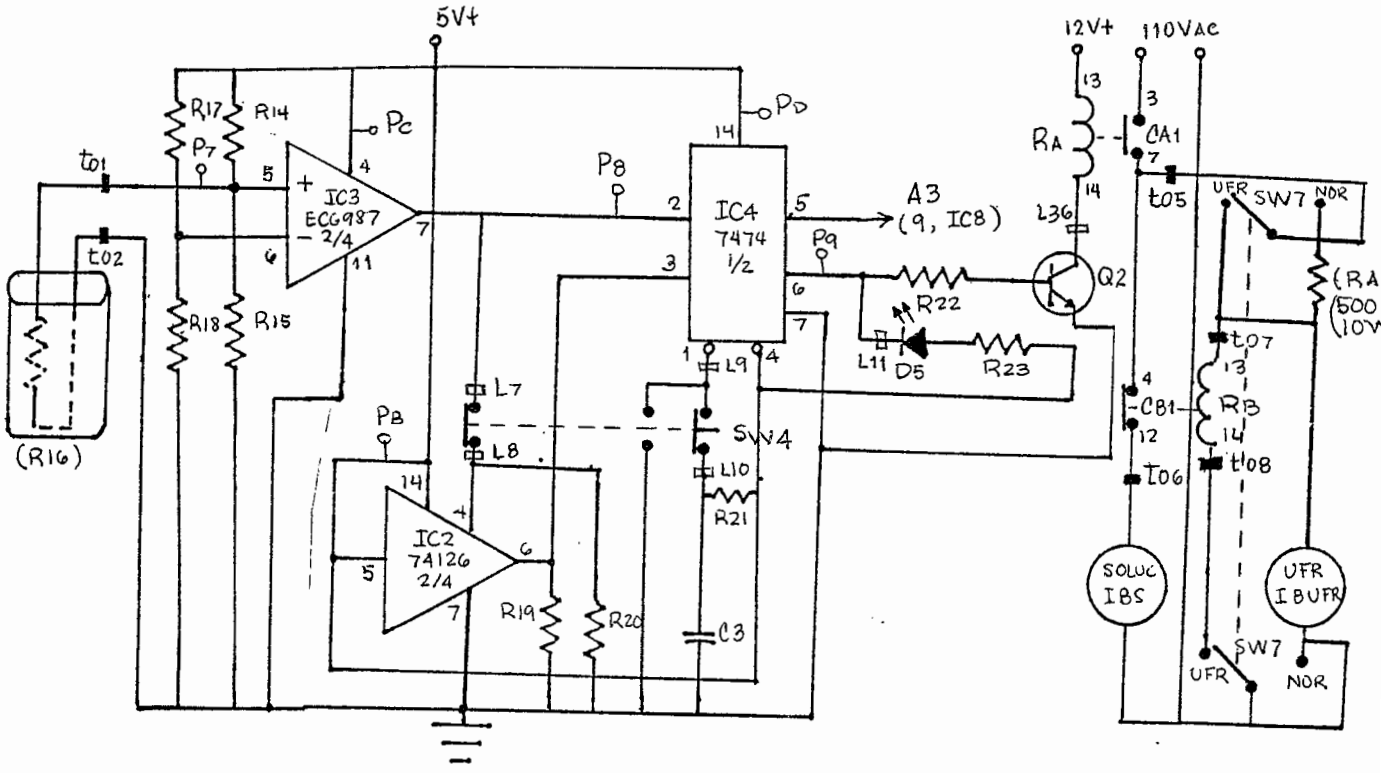
4.4.2 CIRCUITO DE CONTROL SENSOR DE PRESION.



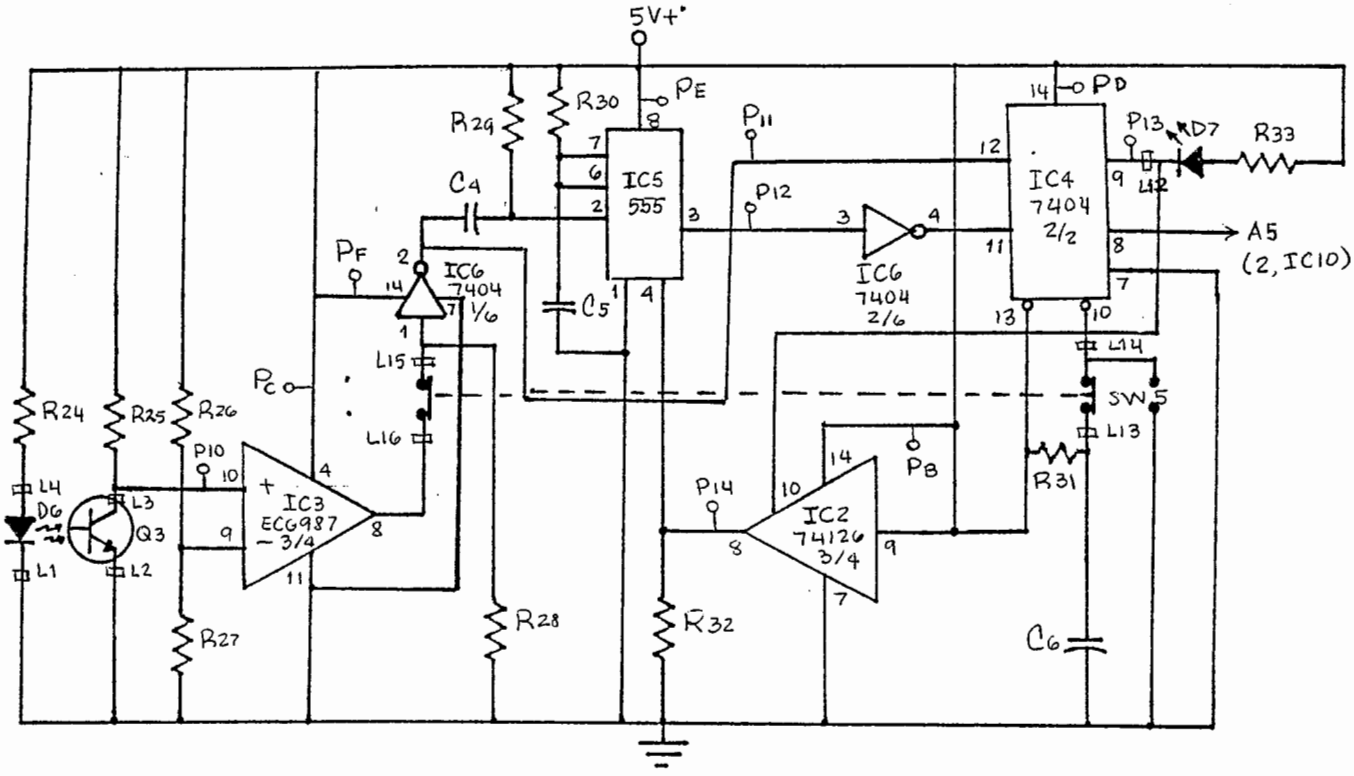
4.4.3 CIRCUITO DE CONTROL DETECTOR DE BURBUJAS EN SANGRE.



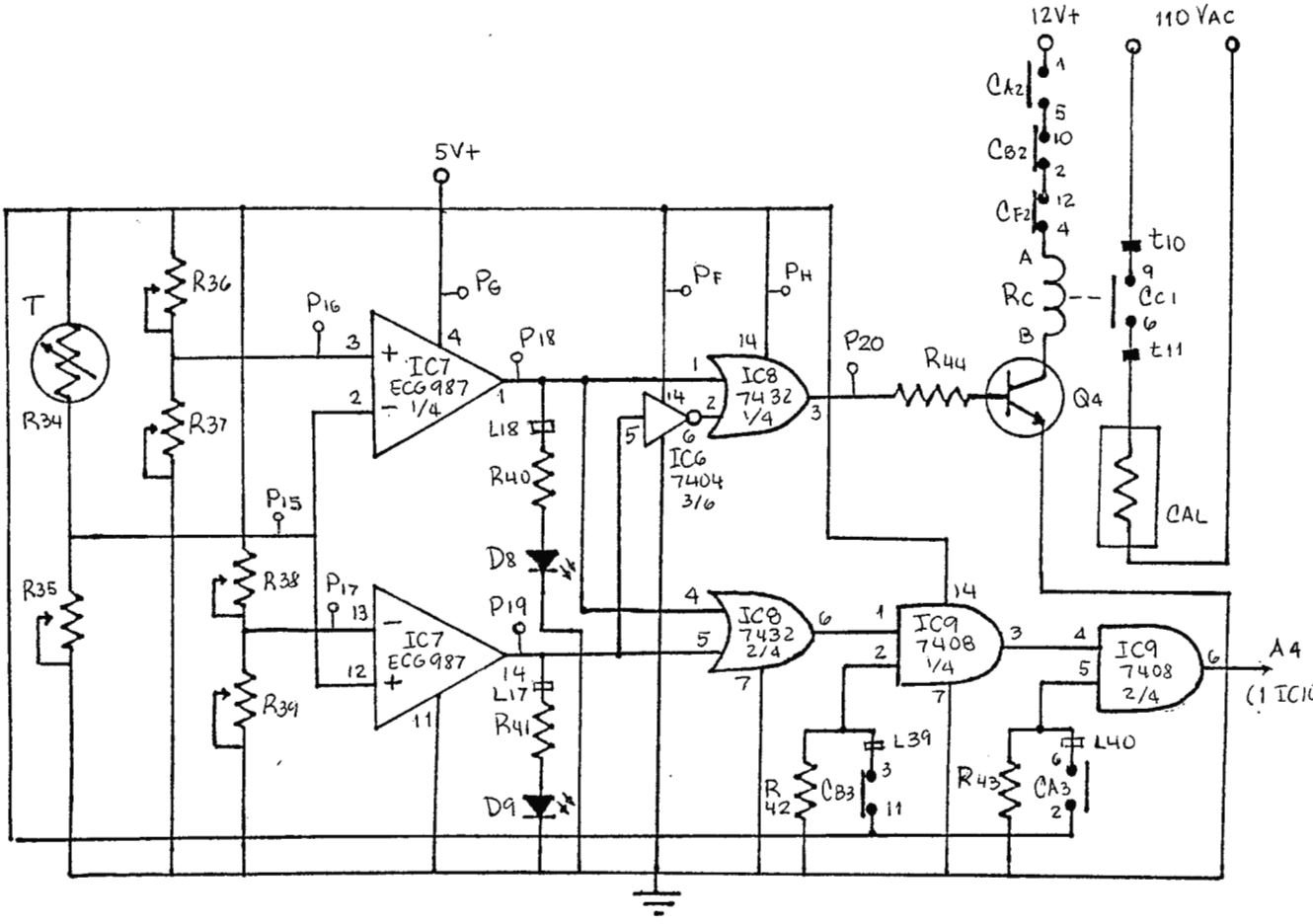
4.4.4 CIRCUITO DE CONTROL DE BOMBA SOLUCION, BOMBA UFR Y SENSOR DE NIVEL DE SOLUCION.



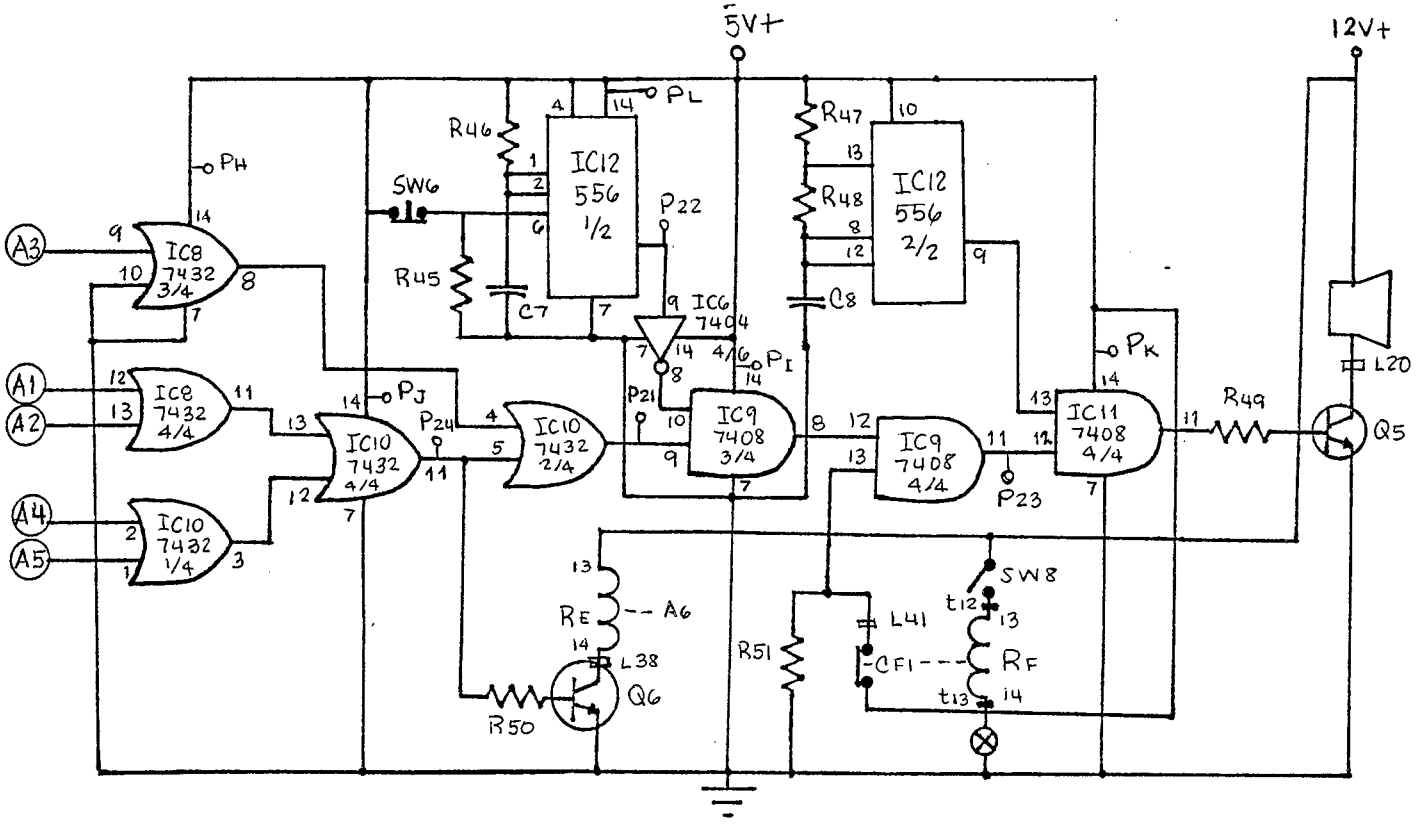
4.4.5 CIRCUITO DE CONTROL DETECTOR DE FUGAS DE SANGRE.



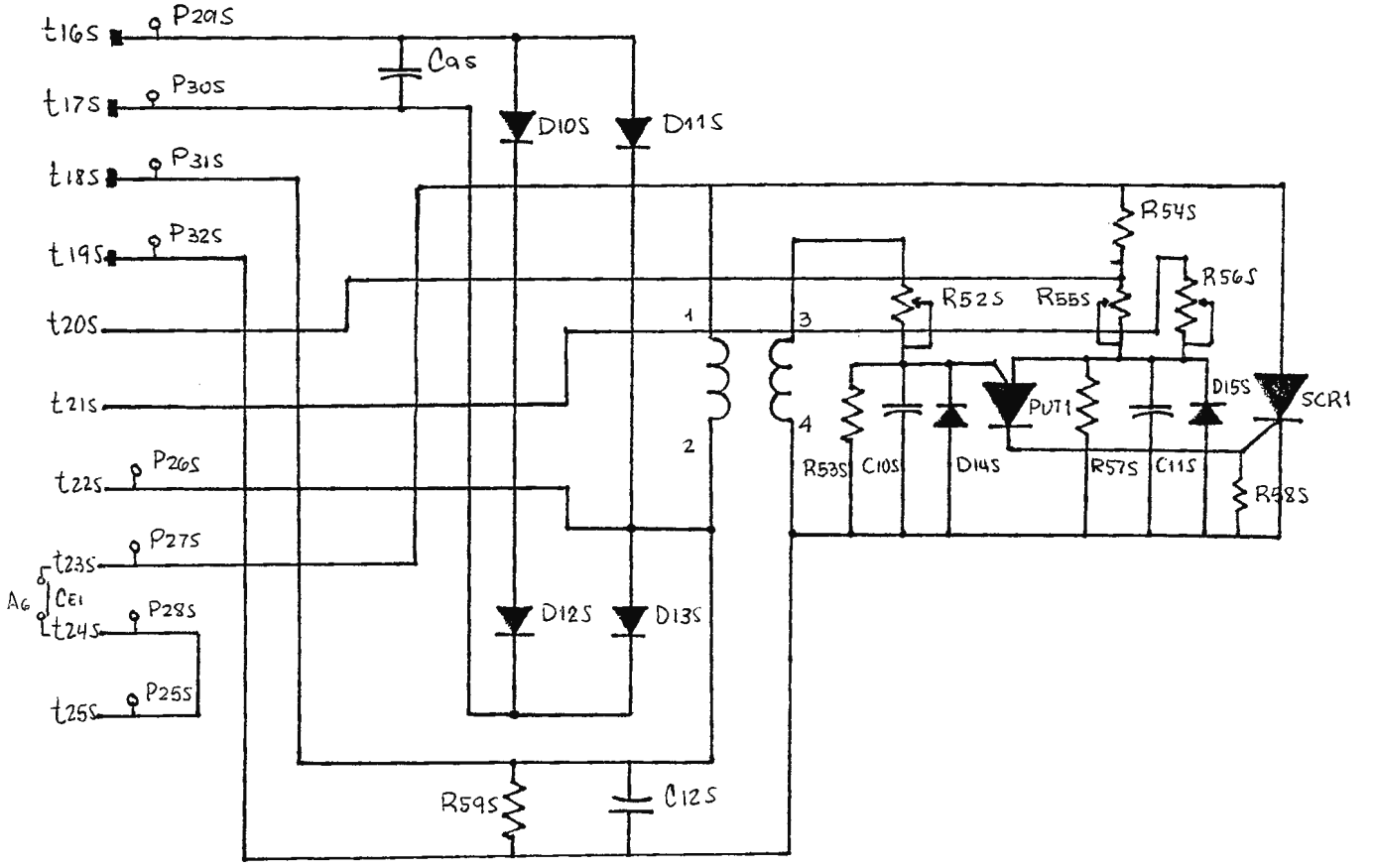
4.4.6 CIRCUITO DE CONTROL CALENTADOR Y SENSOR DE TEMPERATURA.



4.4.7 CIRCUITOS LOGICOS.



4.4.8 CIRCUITO DE CONTROL BOMBA DE SANGRE.



CONCLUSIONES.

A partir de la realización del presente proyecto, pudieron formularse las conclusiones siguientes:

- *La función del sistema Renal se constituye en un fuerte medio de excresión de desechos con que cuenta el organismo, contribuyendo a la vez a mantener el balance hídrico corporal y finalmente la estabilidad del medio interno. Las fallas renales deben ser tratadas con prontitud puesto que suelen afectar a las demas funciones corporales, ocasionando molestas alteraciones que pueden convertirse en irreversibles y hasta causar la muerte.*

- *Las Máquinas de Hemodiálisis constituyen un medio de soporte de capital importancia para los pacientes que padecen de insuficiencia renal crónica, ya que gracias a la aplicación de los tratamientos de Hemodiálisis dichos pacientes tienen la posibilidad de prolongar su tiempo de vida en condiciones considerablemente normales.*

- *El prototipo de Máquina de Hemodiálisis posee un sistema electrónico de control de fácil comprensión, el cual trabaja en conjunto con los elementos del sistema de manejo de fluidos que están representados en el equipo, y cuya operación en adición a un conocimiento teórico básico, puede ser una herramienta que ayude a un más completo aprendizaje sobre el área de hemodiálisis.*

- *Los Transductores en general, se convierten en un elemento de suma importancia en los equipos médicos ya sea de*

diagnóstico o terapéuticos, como el caso de las máquinas de hemodiálisis, puesto que su capacidad de traducir un cierto fenómeno a términos usualmente eléctricos, permite que situaciones que se dan en la realidad, ajenas por completo a la electrónica, sean capaces de comandar el funcionamiento de los circuitos que controlan los equipos, permitiendo que estos respondan adecuadamente.

GLOSARIO

ANTIDIURETICO: *Sustancia que estimula la reabsorción de agua en los riñones, reduciendo el volumen de orina.*

BALANCE OSMOTICO: *Iguales concentraciones de agua a los dos lados de una membrana semipermeable.*

BIOPSIA: *Estudio histopatológico (al microscopio) de un tejido obtenido de cualquier parte del cuerpo, con fines diagnósticos.*

DIABETES INSIPIDA: *Síndrome que se desarrolla por lesión o patología en el hipotálamo produciendo hiposecresión de hormona antidiurética que origina excresión de grandes cantidades de orina y consecuente sed.*

DIABETES MELLITUS: *Síndrome que se desarrolla por la hiposecresión de insulina debida a trastornos en el páncreas, resultando en una elevación de los niveles de glucosa en la sangre.*

DIALISIS: *Difusión de material disuelto a través de una membrana semipermeable.*

DIALISATE: *Solución de diálisis usada, que contiene las sustancias que han sido removidas hacia afuera de la sangre.*

EDEMA: *Acumulación anormal de líquidos en las células o tejidos corporales.*

ECOGRAFIA: *Técnica de estudio clínico no invasiva a base de ultrasonido.*

ESCARCHA UREMICA: *Polvo blanco que presenta la piel, al evaporarse el alto contenido de urea que posee anormalmente el sudor.*

GASTROENTERITIS: *Ulceraciones de la mucosa del aparato digestivo, que dan lugar a pérdidas de sangre.*

HIPOCALCEMIA: *Bajo nivel de calcio en el organismo.*

HIPEROSMOLAR: *Que posee una concentración química total y una presión osmótica mayor que la sangre.*

HIPOTONICO: *Que posee una concentración química total y una presión osmótica menor que la sangre.*

INMUNOSUPRESOR: *Sustancia que anula la acción de rechazo de las proteínas de los tejidos cuando detectan un cuerpo extraño.*

ISOTONICO: *Que tiene igual concentracion; teniendo la misma presión osmótica y concentración química total que la sangre.*

IV POLO: *Estructura de metal para la conveniente suspensión de contenedores de líquidos que son dados intravenosamente a un paciente.*

LETARGIA: *Estado de somnolencia profunda y prolongada.*

LEUCOPENIA: *Bajo nivel de leucocitos.*

NEOPLASIA MALIGNA: *Formación o proliferación anormal de células por lo general un tumor maligno.*

OSMOL: *Unidad que expresa el peso molecular de una sustancia (en gms.) dividido entre el número de partículas liberadas para cada molécula al disolverse. Cuando se habla de concentraciones de partículas osmóticamente activas las cantidades se expresan en osmoles.*

OSMOLALIDAD: *Número de osmoles por litro en solución, expresada en osm/Lt. (de agua, en el caso de fluidos corporales).*

OSMOLARIDAD: *Número de osmoles por kilogramo de solvente.*

PIELOGRAFIA (HIDROSTATICA): *Radiografía de pelvis renal y uréteres, previa inyección de un medio de contraste. Existe otro tipo de pielografía que se basa en la inserción de una sonda.*

PRESION HIDROSTATICA: *Fuerza que ejerce un líquido contra las barreras que lo rodean.*

PRESION OSMOTICA: *Fuerza que surge en virtud del desplazamiento del agua (ósmosis) hacia una célula o tejido e incrementar el volumen de éste.*

PRURITO: *Sensación de picazón en la piel.*

ULCERA PEPTICA: *Ulcera en el aparato gastrointestinal (duodeno) por un desequilibrio entre la secreción del ácido pepsina y la resistencia de la mucosa.*

BIBLIOGRAFIA

BOYLESTAD, R. - NASHELSKY, L. *Electrónica. Teoría de Circuitos, Prentice-Hall Hispanoamericana, S. A. (México 1983).*

COBE Centry 2 Dialysis Control Unit Service Handbook, COBE Laboratories Inc. (Colorado 1983).

ECG Semiconductor Master Replacement Guide, Philips ECG, Inc. (Pasadena 1989).

GANONG, William F., *Fisiología Médica (México, D. F. 1988). Editorial El Manual Moderno S. A. de C. V.*

HAMBURGER Jean y otros, *Nephrology Vol I (Philadelphia, USA 1968) W. B. Saunders Company.*

MALONEY, T. *Electronica Industrial. Dispositivos y Sistemas, Prentice-Hall Hispanoamericana, S. A. (México 1989).*

Manual del Operador para hemodiálisis y diálisis secuencial. Monitor de Sangre BMM 10-1, Monitor de Fluidos DFM 10-1/UDM 10-1 Gambro AK-10 System
(Lund, Suecia 1986)
Gambro Lundia AB.

Operator's Handbook COBE Centry 2, Dialisys Control Unit (USA s. f.)

ROSENBERG, R. *Reparación de Motores Eléctricos, Vol 1 y 2 Editorial Gustavo Gili, S. A. (Barcelona 1973).*

SAVANT, C y otros ***Electronic Design. Circuits and Systems***, *The Benjamin/Cummings Publishing Company Inc. (California 1991).*

The TTL Logic Data Book, *Texas Instruments, Inc. (Dallas 1988).*

TOCCI, R. ***Sistemas Digitales. Principios y Aplicaciones***, *Prentice-Hall Hispanoamericana, S. A. (México 1988).*

TORTORA G., *ANAGNOSTAKOS,* ***Principios de Anatomía y Fisiología*** *(México 1988)*
Editorial Harla.

Travenol R S P, Hemodialysis Training Program *Vol I (Illinois, USA 1969).*
Travenol Laboratories Inc.

WILSON Jean D. y otros, ***Harrison, Principios de Medicina Interna*** *Vol II (México 1991)*
Editorial Interaméricana. McGraw-Hill.

ANEXOS

ANEXO 1

TABLA PARA ULTRAFILTRACION.

Centry 2 System

ULTRAFILTRATION RATE CHART

Directions for Use:

1. Add desired patient weight loss to the anticipated patient intake during dialysis, both via mouth and IV, to determine the TOTAL WEIGHT LOSS.
2. Read across the top of chart, selecting the column whose value is closest to the TOTAL WEIGHT LOSS calculated in Step 1.
3. Read down this column to the row corresponding to the DIALYSIS TIME REMAINING shown on the left of the chart. The number appearing at the intersection of this column and row is the UFR flow tube reading in kilograms/hour.

DIALYSIS TIME REMAINING (hours)	TOTAL WEIGHT LOSS DESIRED POUNDS									
	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10
8.0		.10	.15	.25	.30	.35	.40	.45	.50	.55
7.5		.10	.20	.25	.30	.35	.40	.50	.55	.60
7.0		.15	.20	.25	.30	.40	.45	.50	.60	.65
6.5		.15	.20	.30	.35	.40	.50	.55	.65	.70
6.0		.15	.25	.30	.40	.45	.55	.60	.70	.75
5.5		.15	.25	.35	.40	.50	.60	.65	.75	.85
5.0		.20	.25	.35	.45	.55	.65	.75	.80	.90
4.5	.10	.20	.30	.40	.50	.60	.70	.80	.90	1.00
4.0	.10	.25	.35	.45	.55	.70	.80	.90	1.00	1.10
3.5	.15	.25	.40	.50	.65	.80	.90	1.00	1.15	1.30
3.0	.15	.30	.45	.60	.75	.90	1.00	1.20	1.35	
2.5	.20	.35	.55	.75	.90	1.00	1.30			
2.0	.25	.45	.70	.90	1.10	1.35				
1.5	.30	.60	.90	1.20						
1.0	.45	.90	1.35							

UFR READINGS

EXAMPLE: Weight Loss Desired—6 Lbs.
Dialysis Time Remaining 5 Hrs. = UFR Setting .55

HEPARIN PUMP RATE CONVERSION CHART

INDICATED FLOW RATE cc/hr	Actual Flow Rate (±10%) (cc/hr)				
	PLASTIPAK 30cc	Stylex 30cc	Monoject 35cc	Burron 30cc	Jelco 30cc
.5	.5	.6	.6	.7	.6
1.0	1.0	1.1	1.2	1.3	1.1
1.5	1.5	1.7	1.8	2.0	1.7
2.0	2.0	2.2	2.4	2.6	2.2
2.5	2.5	2.8	3.1	3.3	2.8
3.0	3.0	3.3	3.7	4.0	3.3
3.5	3.5	3.9	4.3	4.6	3.9

ANEXO 2

A. COMPOSICION DE CONCENTRADO DE HEMODIALISIS.

B. COMPOSICION DE HEPARINA.

MILIEQUIVALENTES POR LITRO

Cuando 3.43 Lt. se diluyen con agua purificada a 120 Lt.:

Sodio	(Na^+)	134	mEq/lt.
Potasio	(K^+)	2.6	mEq/lt.
Calcio	(Ca^{++})	2.5	mEq/lt.
Magnesio	(Mg^{++})	1.5	mEq/lt.
Cloruro	(Cl^-)	104	mEq/lt.
Acetato		36.6	mEq/lt.

Dextrosa anhidra 2500 mg/lt.

VENCE: 4.97

L·4D05·A

CONTENIDO 3.43 Lt.

CONCENTRADO PARA HEMODIALISIS

PARA USARSE EN MAQUINAS DE HEMODIALISIS CON PROPORCION DE MEZCLA 34:1.

(34 PARTES DE AGUA Y UNA PARTE DE CONCENTRADO)

ADVERTENCIA:

NO ALMACENARSE ARRIBA DE 40°C. EL COLOR PUEDE VARIAR DE LIGERAMENTE AMARILLO A AMBAR; ESTO ES NORMAL Y NO ALTERA SU EFICACIA

Cada 100 ml. contienen:

Cloruro de Sodio USP	19.9	g.
Acetato de Sodio Hidratado USP	17.4	g.
Dextrosa Anhidra USP	8.75	g.
Cloruro de Potasio USP	0.679	g.
Cloruro de Calcio USP	0.643	g.
Cloruro de Magnesio USP	0.534	g.

CATALOG NO. 08-8364-5 3.43 LITER

EriLyte® 8364 120-P

HEMODIALYSIS CONCENTRATE

FOR 120 LITER BATCH OR 34:1 PROPORTIONING SYSTEMS

SODIUM	140	mEq/l
POTASSIUM	2.0	
CALCIUM	3.0	
MAGNESIUM	1.5	
ACETATE	36.0	
CHLORIDE	110.5	
DEXTROSE	2.0	g/l

NATIONAL MEDICAL CARE

Medical Products Division
22 Paris Avenue
Rockleigh, NJ 07647-2696
201-767-7700 • 800-631-1599
Fax: 201-767-9466
USA Fax Orders: 800-7MPD-FAX

Approximate concentration (mEq/l), when 3.43 liters are diluted with purified water to 120 liters; or when 1 part is diluted with 34 parts purified water.

Each liter contains: 213 g. Sodium chloride; 5.22 g. Potassium chloride; 7.72 g. Calcium chloride • $2H_2O$; 5.33 g. Magnesium chloride • $6H_2O$; 171 g. Sodium acetate • $3H_2O$; 70.0 g. Dextrose, USP.

FOR USE ONLY IN ARTIFICIAL KIDNEY MACHINES UNDER DIRECTION OF A PHYSICIAN. NOT FOR PARENTERAL USE.

DIRECTIONS FOR USE

FOR 120 LITER BATCH SYSTEMS: Add contents (3.43 liters) and dilute with purified water to 120 liters.

FOR CONTINUOUS DILUTION SYSTEMS: Calibrate the machine to dilute each unit volume of concentrate with 34 volumes of purified water.

CONFIRM PROPER DILUTION BEFORE USE. As local water conditions may vary, adjust pH to 7.2–7.5, if necessary. Use within 24 hours after dilution.

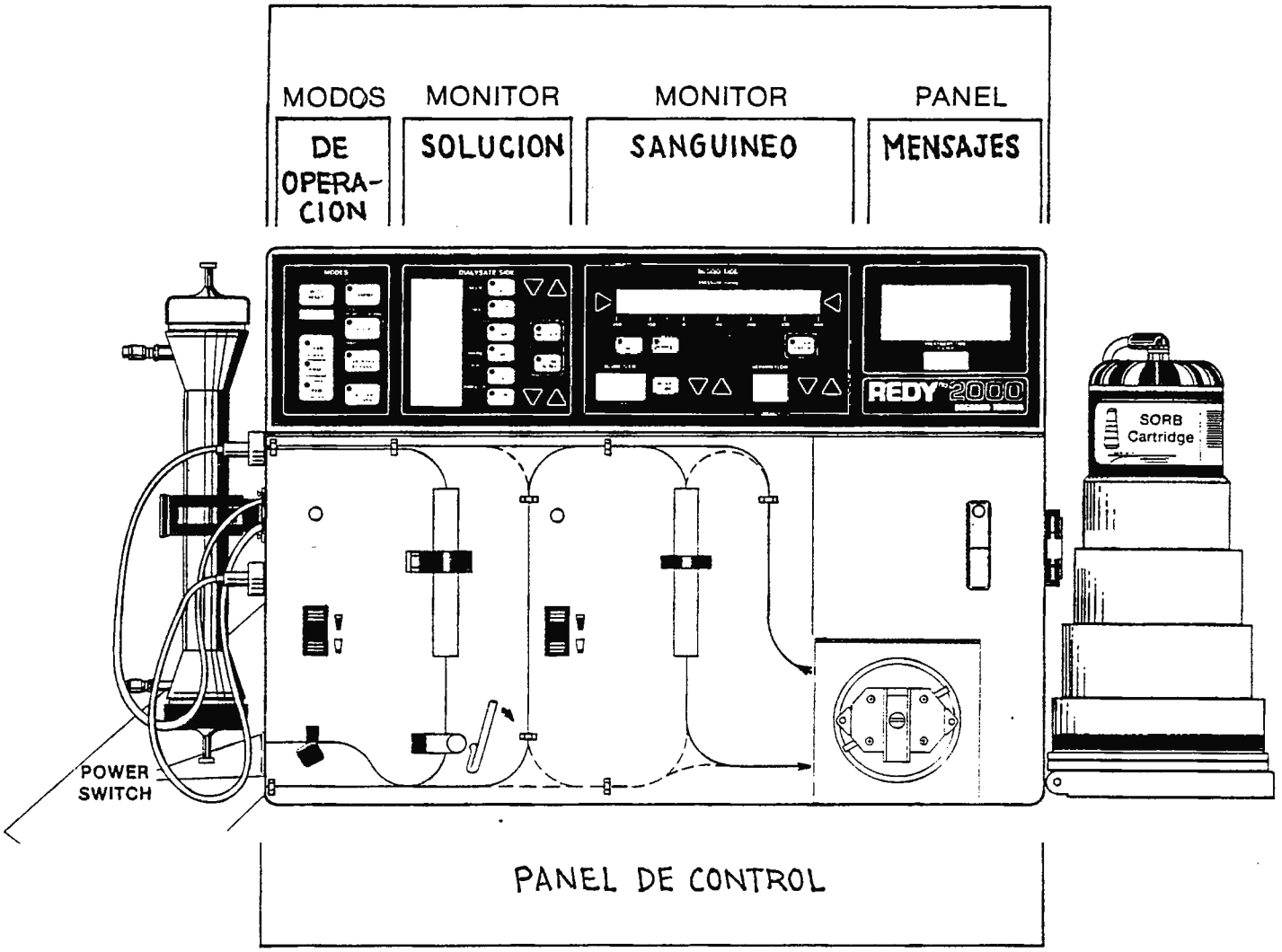
Do not use if seal is broken. Keep tightly closed. Color may vary from light yellow to amber and will not alter efficacy. Store at or below room temperature; avoid freezing temperatures.

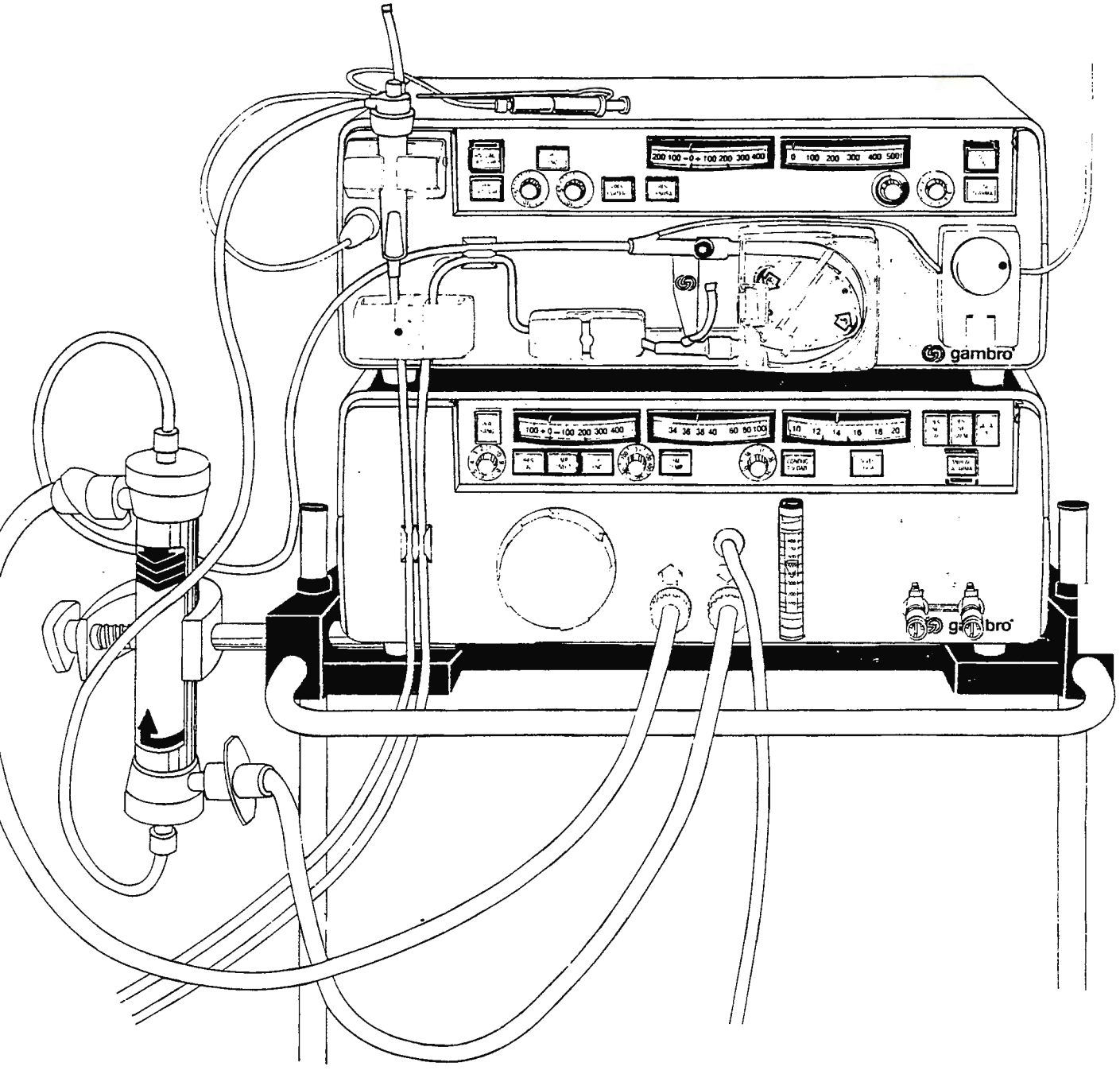
Caution: Federal law (USA) restricts this device to sale by or on the order of a physician.

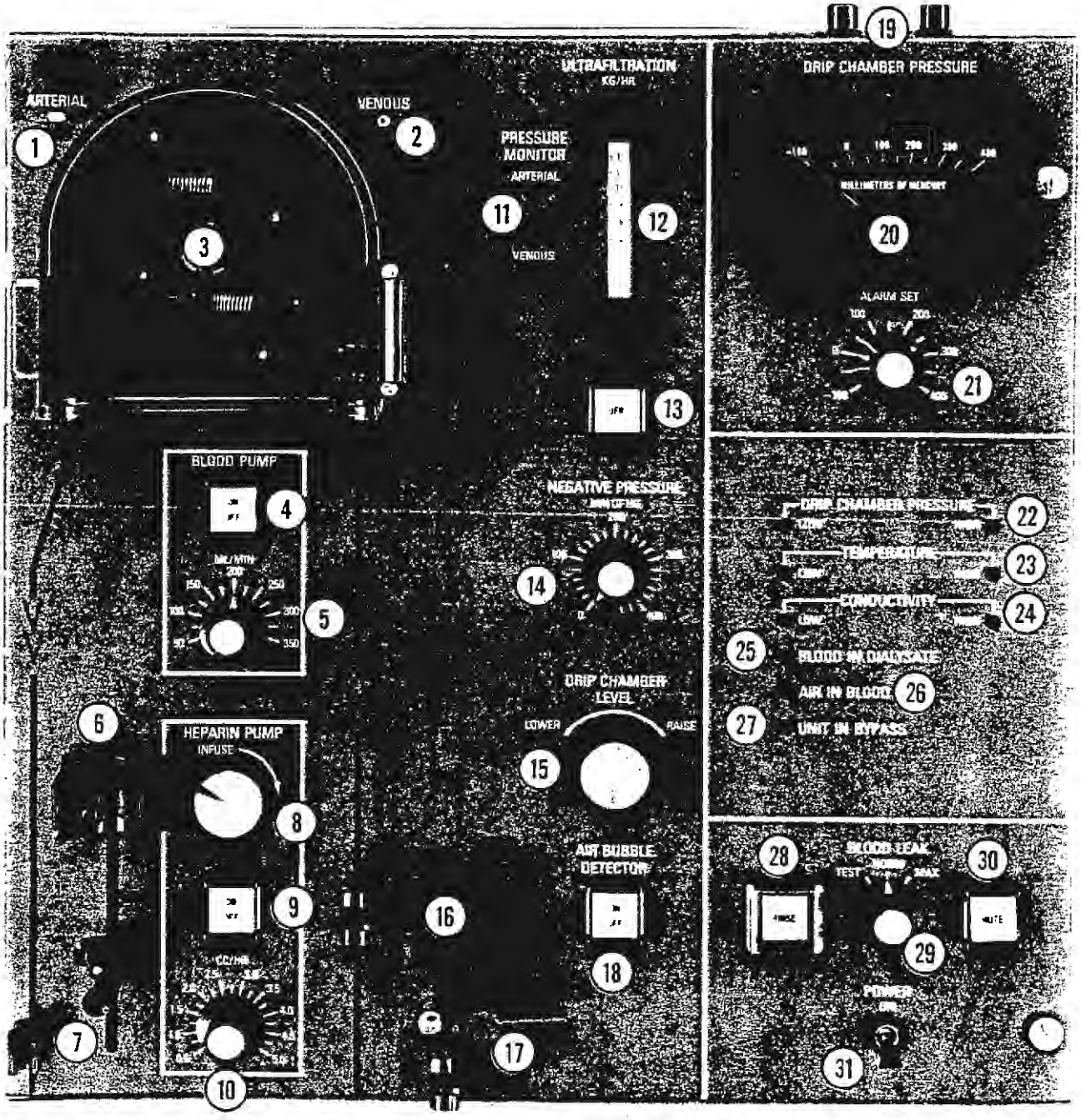
Heparina (LCh)
25.000 U.I./5 ml
LABORATORIO CHILE
Heparina (LCh)
Heparina (LCh)
25.000 U.I./5 ml
7 800007 190383
Venta bajo receta médica en establecimientos tipo A.
Advertencia: No dejar al alcance de los niños.
Indicaciones y dosis según prescripción médica.
Administrar por vía endovenosa.
Mantener a temperatura que no exceda los 25° C.
Elaborado por
LABORATORIO CHILE S.A.
Av. Maratón 1315 Santiago-Chile
25.000 U.I./5 ml
SOLUCION INYECTABLE
1 FRASCO-AMPOLLA
FORMULA
Cada 1 ml de solución contiene:
Heparina 5.000 U.I.
(Sal Sódica)
Vehículo c.s.p. 1 ml
Contiene alcohol Bencílico
Reg. I.S.P. N° 4576-B-Chile
Heparina 25.000 U.I./5 ml
1-903-8
LABORATORIO CHILE S.A.

ANEXO 3

ALGUNOS MODELOS DE MAQUINAS DE HEMODIALISIS.


MODOS
DE
OPERA-
CION
MONITOR
SOLUCION
MONITOR
SANGUINEO
PANEL
MENSAJES
REDY 2000
SORB
Cartridge
POWER
SWITCH
PANEL DE CONTROL


gambro
gambro


ARTERIAL
1
VENOUS
2
3
ULTRAFILTRATION
KG/HR
PRESSURE
MONITOR
ARTERIAL
11
VENOUS
12
13
19
DRIP CHAMBER PRESSURE
20
ALARM SET
21
BLOOD PUMP
4
5
NEGATIVE PRESSURE
14
DRIP CHAMBER PRESSURE
22
TEMPERATURE
23
CONDUCTIVITY
24
25
BLOOD IN DIALYSATE
AIR IN BLOOD
26
27
UNIT IN BYPASS
6
HEPARIN PUMP
INFUSE
8
9
DRIP CHAMBER
LEVEL
LOWER
RAISE
15
AIR BUBBLE
DETECTOR
16
18
28
BLOOD LEAK
TEST
MAX
30
29
POWER
ON
7
10
17
31

Centry 2

ANEXO 4

HOJA DE ANALISIS DE AGUA.

COBE

Water Analysis

CENTER NAME _____

ADDRESS _____

CITY, STATE _____

ZIP _____

PATIENT NAME _____

TEST NO. _____

SAMPLE DESCRIPTION _____

MACHINE SERIAL NO. _____

SAMPLING DATE _____

RECEIVED IN LAB _____

Standard Analysis

	AAMI STANDARD		AAMI STANDARD
Na (Sodium)	(70) ppm	$NHCl_2$ (Chloramine)	(0.1) ppm
K (Potassium)	(8) ppm	CO_3 (Carbonate)	(NA) ppm
Ca (Calcium)	(2) ppm	SO_4 (Sulfate)	(100) ppm
Mg (Magnesium)	(4) ppm	NO_3 (Nitrate)	(2) ppm
Cu (Copper)	(0.1) ppm	F (Fluoride)	(0.2) ppm
Fe (Iron)	(NA) ppm	pH	N
Cl (Chloride)	(NA) ppm	TDS (Total Dissolved Solids)	(NA) ppm
HCO_3 (Bicarbonate)	(NA) ppm	Total Hardness	(NA) ppm
Cl_2 (Chlorine)	(0.5) ppm		

Heavy Metals Analysis

Pb (Lead)	(0.005) ppm	Cr (Chromium)	(0.014) ppm
Al (Aluminium)	(0.01) ppm	Ag (Silver)	(0.005) ppm
Cd (Cadmium)	(0.001) ppm	Ba (Barium)	(0.1) ppm
Se (Selenium)	(0.09) ppm	Zn (Zinc)	(0.1) ppm
Hg (Mercury)	(0.0002) ppm	As (Arsenic)	(0.005) ppm

Key: <= less than. >= greater than

NOTE: Cl_2 and $NHCl_2$ levels dimish with time and therefore should be verified with on-site tests.

COMMENTS: _____

COBE

Laboratories, Inc.
1201 Oak Street
Lakewood, Colorado 80215 USA

Analyst _____

Date _____

©COBE Laboratories, Inc. 1981

ANEXO 5

INFORMACION TECNICA SOBRE ELEMENTOS.

- Package Options Include Plastic "Small Outline" Packages, Ceramic Chip Carriers and Flat Packages, and Plastic and Ceramic DIPs
- Dependable Texas Instruments Quality and Reliability

description

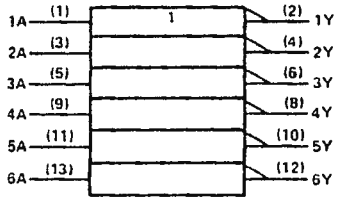
These devices contain six independent inverters.

The SN5404, SN54LS04, and SN54S04 are characterized for operation over the full military temperature range of −55°C to 125°C. The SN7404, SN74LS04, and SN74S04 are characterized for operation from 0°C to 70°C.

FUNCTION TABLE (each inverter)

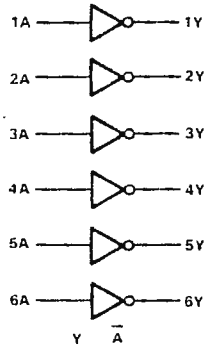
INPUTS A	OUTPUT Y
H	L
L	H

logic symbol†

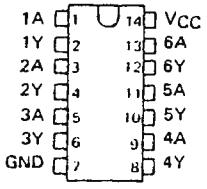


†This symbol is in accordance with ANSI/IEEE Std. 91-1984 and IEC Publication 617-12.
Pin numbers shown are for D, J, and N packages.

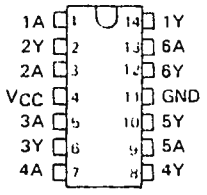
logic diagram (positive logic)



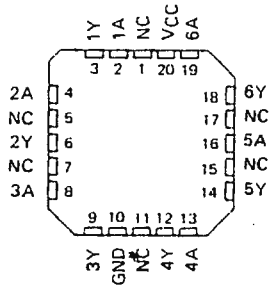
SN5404 . . . J PACKAGE
SN54LS04, SN54S04 . . . J OR W PACKAGE
SN7404 . . . N PACKAGE
SN74LS04, SN74S04 . . . D OR N PACKAGE
(TOP VIEW)



SN5404 . . . W PACKAGE
(TOP VIEW)



SN54LS04, SN54S04 . . . FK PACKAGE
(TOP VIEW)



NC – No internal connection

PRODUCTION DATA documents contain information current as of publication date. Products conform to specifications per the terms of Texas Instruments standard warranty. Production processing does not necessarily include testing of all parameters.

recommended operating conditions

	SN5404			SN7404			UNIT
	MIN	NOM	MAX	MIN	NOM	MAX	
V_{CC} Supply voltage	4.5	5	5.5	4.75	5	5.25	V
V_{IH} High-level input voltage	2			2			V
V_{IL} Low-level input voltage			0.8			0.8	V
I_{OH} High-level output current			−0.4			−0.4	mA
I_{OL} Low-level output current			16			16	mA
T_A Operating free-air temperature	−55		125	0		70	°C

electrical characteristics over recommended operating free-air temperature range (unless otherwise noted)

PARAMETER	TEST CONDITIONS†	SN5404			SN7404			UNIT
		MIN	TYP‡	MAX	MIN	TYP‡	MAX	
V_{IK}	V_{CC} = MIN, I_I = −12 mA			−1.5			−1.5	V
V_{OH}	V_{CC} = MIN, V_{IL} = 0.8 V, I_{OH} = −0.4 mA	2.4	3.4		2.4	3.4		V
V_{OL}	V_{CC} = MIN, V_{IH} = 2 V, I_{OL} = 16 mA		0.2	0.4		0.2	0.4	V
I_I	V_{CC} = MAX, V_I = 5.5 V			1			1	mA
I_{IH}	V_{CC} = MAX, V_I = 2.4 V			40			40	μA
I_{IL}	V_{CC} = MAX, V_I = 0.4 V			−1.6			−1.6	mA
I_{OS}§	V_{CC} = MAX	−20		−55	−18		−55	mA
I_{CCH}	V_{CC} = MAX, V_I = 0 V		6	12		6	12	mA
I_{CCL}	V_{CC} = MAX, V_I = 4.5 V		18	33		18	33	mA

† For conditions shown as MIN or MAX, use the appropriate value specified under recommended operating conditions.
‡ All typical values are at V_{CC} = 5 V, T_A = 25°C.
§ Not more than one output should be shorted at a time.

switching characteristics, V_{CC} = 5 V, T_A = 25°C (see note 2)

PARAMETER	FROM (INPUT)	TO (OUTPUT)	TEST CONDITIONS	MIN	TYP	MAX	UNIT
t_{PLH}	A	Y	R_L = 400 Ω, C_L = 15 pF		12	22	ns
t_{PHL}					8	15	ns

NOTE 2: Load circuits and voltage waveforms are shown in Section 1.

age Options Include Plastic "Small ne" Packages, Ceramic Chip Carriers Flat Packages, and Plastic and Ceramic

endable Texas Instruments Quality and ability

on

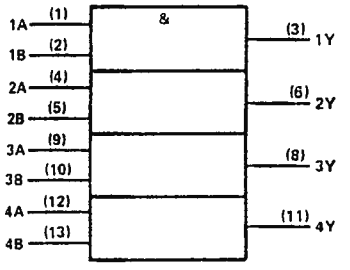
se devices contain four independent 2-input D gates.

SN5408, SN54LS08, and SN54S08 are racterized for operation over the full military perature range of −55°C to 125°C. The 7408, SN74LS08 and SN74S08 are racterized for operation from 0° to 70°C.

FUNCTION TABLE (each gate)

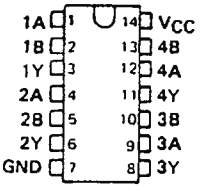
INPUTS		OUTPUT
A	B	Y
H	H	H
L	X	L
X	L	L

ymbol†

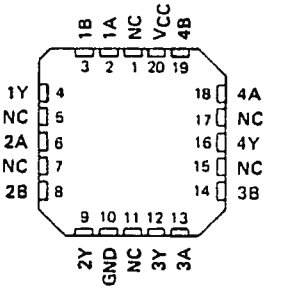


mbol is in accordance with ANSI/IEEE Std 91-1984 and lication 617-12.
bers shown are for D, J, N, and W packages.

SN5408, SN54LS08, SN54S08 . . . J OR W PACKAGE
SN7408 . . . J OR N PACKAGE
SN74LS08, SN74S08 . . . D, J OR N PACKAGE
(TOP VIEW)

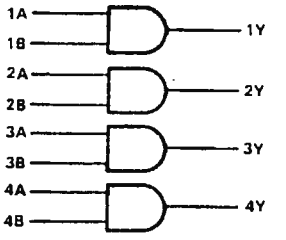


SN54LS08, SN54S08 . . . FK PACKAGE
(TOP VIEW)



NC – No internal connection

logic diagram (positive logic)



$Y = A \cdot B$ or $Y = \overline{\overline{A} + \overline{B}}$

UCTION DATA documents contain information
t as of publication date. Products conform to
ications per the terms of Texas Instruments
ard warranty. Production processing does not
sarily include testing of all parameters.

recommended operating conditions

	SN5408			SN7408			UNIT
	MIN	NOM	MAX	MIN	NOM	MAX	
V_{CC} Supply voltage	4.5	5	5.5	4.75	5	5.25	V
V_{IH} High-level input voltage	2			2			V
V_{IL} Low-level input voltage			0.8			0.8	V
I_{OH} High-level output current			−0.8			−0.8	mA
I_{OL} Low-level output current			16			16	mA
T_A Operating free-air temperature	−55		125	0		70	°C

electrical characteristics over recommended operating free-air temperature range (unless otherwise noted)

PARAMETER	TEST CONDITIONS†	SN5408			SN7408			UNIT
		MIN	TYP‡	MAX	MIN	TYP‡	MAX	
V_{IK}	V_{CC} = MIN, I_I = −12 mA			−1.5			−1.5	V
V_{OH}	V_{CC} = MIN, V_{IH} = 2 V, I_{OH} = −0.8 mA	2.4	3.4		2.4	3.4		V
V_{OL}	V_{CC} = MIN, V_{IL} = 0.8 V, I_{OL} = 16 mA		0.2	0.4		0.2	0.4	V
I_I	V_{CC} = MAX, V_I = 5.5 V			1			1	mA
I_{IH}	V_{CC} = MAX, V_I = 2.4 V			40			40	μA
I_{IL}	V_{CC} = MAX, V_I = 0.4 V			−1.6			−1.6	mA
I_{OS}§	V_{CC} = MAX	−20		−55	−18		−55	mA
I_{CCH}	V_{CC} = MAX, V_I = 4.5 V		11	21		11	21	mA
I_{CCL}	V_{CC} = MAX, V_I = 0 V		20	33		20	33	mA

† For conditions shown as MIN or MAX, use the appropriate value specified under recommended operating conditions.
‡ All typical values are at V_{CC} = 5 V, T_A = 25°C.
§ Not more than one output should be shorted at a time.

switching characteristics, V_{CC} = 5 V, T_A = 25°C (see note 2)

PARAMETER	FROM (INPUT)	TO (OUTPUT)	TEST CONDITIONS	MIN	TYP	MAX	UNIT
t_{PLH}	A or B	Y	R_L = 400 Ω, C_L = 15 pF		17.5	27	ns
t_{PHL}					12	19	ns

NOTE 2: Load circuits and voltage waveforms are shown in Section 1.

SN5432, SN54LS32, SN54S32, SN7432, SN74LS32, SN74S32
QUADRUPLE 2-INPUT POSITIVE-OR GATES

DECEMBER 1983 – REVISED MARCH 1988

- Package Options Include Plastic "Small Outline" Packages, Ceramic Chip Carriers and Flat Packages, and Plastic and Ceramic DIPs
- Dependable Texas Instruments Quality and Reliability

description

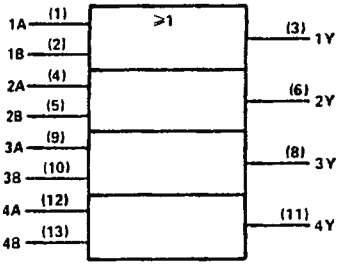
These devices contain four independent 2-input OR gates.

The SN5432, SN54LS32 and SN54S32 are characterized for operation over the full military range of −55°C to 125°C. The SN7432, SN74LS32 and SN74S32 are characterized for operation from 0°C to 70°C.

FUNCTION TABLE (each gate)

INPUTS		OUTPUT
A	B	Y
H	X	H
X	H	H
L	L	L

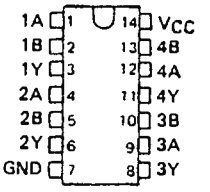
logic symbol†



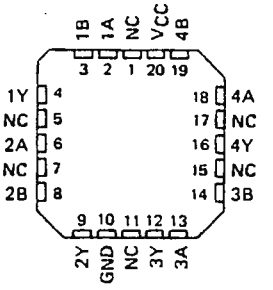
†This symbol is in accordance with ANSI/IEEE Std 91-1984 and IEC Publication 617-12.

‡Pin numbers shown are for D, J, N, or W packages.

SN5432, SN54LS32, SN54S32 . . . J OR W PACKAGE
SN7432 . . . N PACKAGE
SN74LS32, SN74S32 . . . D OR N PACKAGE
(TOP VIEW)

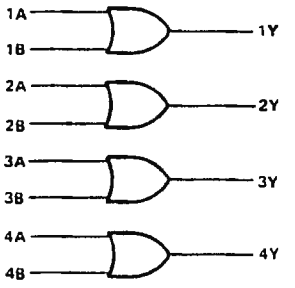


SN54LS32, SN54S32 . . . FK PACKAGE
(TOP VIEW)



NC – No internal connection

logic diagram



positive logic

$Y = A + B$ or $Y = \overline{\overline{A} \cdot \overline{B}}$

PRODUCTION DATA documents contain information current as of publication date. Products conform to specifications per the terms of Texas Instruments standard warranty. Production processing does not necessarily include testing of all parameters.

recommended operating conditions

	SN5432			SN7432			UNIT
	MIN	NOM	MAX	MIN	NOM	MAX	
V_{CC} Supply voltage	4.5	5	5.5	4.75	5	5.25	V
V_{IH} High-level input voltage	2			2			V
V_{IL} Low-level input voltage			0.8			0.8	V
I_{OH} High-level output current			−0.8			−0.8	mA
I_{OL} Low-level output current			16			16	mA
T_A Operating free-air temperature	−55		125	0		70	°C

electrical characteristics over recommended operating free-air temperature range (unless otherwise noted)

PARAMETER	TEST CONDITIONS†			SN5432			SN7432			UNIT
				MIN	TYP‡	MAX	MIN	TYP‡	MAX	
V_{IK}	V_{CC} = MIN,	I_I = −12 mA				−1.5			−1.5	V
V_{OH}	V_{CC} = MIN,	V_{IH} = 2 V,	I_{OH} = −0.8 mA	2.4	3.4		2.4	3.4		V
V_{OL}	V_{CC} = MIN,	V_{IL} = 0.8 V,	I_{OL} = 16 mA		0.2	0.4		0.2	0.4	V
I_I	V_{CC} = MAX,	V_I = 5.5 V				1			1	mA
I_{IH}	V_{CC} = MAX,	V_I = 2.4 V				40			40	μA
I_{IL}	V_{CC} = MAX,	V_I = 0.4 V				−1.6			−1.6	mA
I_{OS}§	V_{CC} = MAX			−20		−55	−18		−55	mA
I_{CCH}	V_{CC} = MAX,	See Note 2			15	22		15	22	mA
I_{CCL}	V_{CC} = MAX,	V_I = 0 V			23	38		23	38	mA

†For conditions shown as MIN or MAX, use the appropriate value specified under recommended operating conditions.
‡All typical values are at V_{CC} = 5 V, T_A = 25°C.
§Not more than one output should be shorted at a time.
NOTE 2: One input at 4.5 V, all others at GND.

switching characteristics, V_{CC} = 5 V, T_A = 25°C (see note 3)

PARAMETER	FROM (INPUT)	TO (OUTPUT)	TEST CONDITIONS		MIN	TYP	MAX	UNIT
t_{PLH}	A or B	Y	R_L = 400 Ω,	C_L = 15 pF		10	15	ns
t_{PHL}						14	22	ns

NOTE 3: Load circuits and voltage waveforms are shown in Section 1.

SN5474, SN54LS74A, SN54S74, SN7474, SN74LS74A, SN74S74
DUAL D-TYPE POSITIVE-EDGE-TRIGGERED FLIP-FLOPS WITH PRESET AND CLEAR

DECEMBER 1983 – REVISED MARCH 1988

- Package Options Include Plastic "Small Outline" Packages, Ceramic Chip Carriers and Flat Packages, and Plastic and Ceramic DIPs
- Dependable Texas Instruments Quality and Reliability

description

These devices contain two independent D-type positive-edge-triggered flip-flops. A low level at the preset or clear inputs sets or resets the outputs regardless of the levels of the other inputs. When preset and clear are inactive (high), data at the D input meeting the setup time requirements are transferred to the outputs on the positive-going edge of the clock pulse. Clock triggering occurs at a voltage level and is not directly related to the rise time of the clock pulse. Following the hold time interval, data at the D input may be changed without affecting the levels at the outputs.

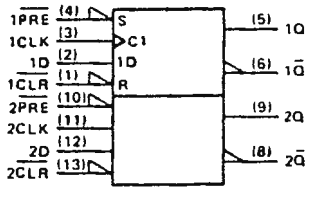
The SN54' family is characterized for operation over the full military temperature range of −55°C to 125°C. The SN74' family is characterized for operation from 0°C to 70°C.

FUNCTION TABLE

INPUTS				OUTPUTS	
$\overline{PRE}$	$\overline{CLR}$	CLK	D	Q	$\overline{Q}$
L	H	X	X	H	L
H	L	X	X	L	H
L	L	X	X	H†	H†
H	H	↑	H	H	L
H	H	↑	L	L	H
H	H	L	X	Q_0	$\overline{Q}_0$

† The output levels in this configuration are not guaranteed to meet the minimum levels for V_{OH} if the lows at preset and clear are near V_{IL} maximum. Furthermore, this configuration is nonstable; that is, it will not persist when either preset or clear returns to its inactive (high) level.

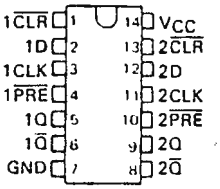
logic symbol‡



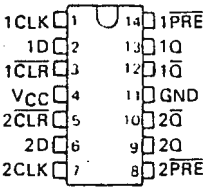
‡This symbol is in accordance with ANSI/IEEE Std 91-1984 and IEC Publication 617-12.

Pin numbers shown are for D, J, N, and W packages.

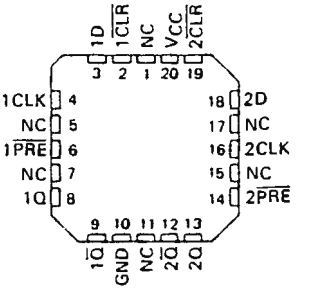
SN5474 . . . J PACKAGE
SN54LS74A, SN54S74 . . . J OR W PACKAGE
SN7474 . . . N PACKAGE
SN74LS74A, SN74S74 . . . D OR N PACKAGE
(TOP VIEW)



SN5474 . . . W PACKAGE
(TOP VIEW)

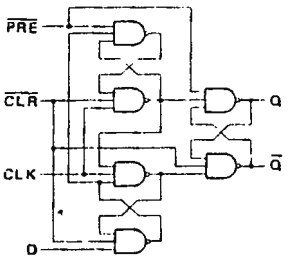


SN54LS74A, SN54S74 . . . FK PACKAGE
(TOP VIEW)



NC – No internal connection

logic diagram (positive logic)



PRODUCTION DATA documents contain information current as of publication date. Products conform to specifications per the terms of Texas Instruments standard warranty. Production processing does not necessarily include testing of all parameters.

recommended operating conditions

			SN5474			SN7474			UNIT
			MIN	NOM	MAX	MIN	NOM	MAX	
V_{CC}	Supply voltage		4.5	5	5.5	4.75	5	5.25	V
V_{IH}	High-level input voltage		2			2			V
V_{IL}	Low-level input voltage				0.8			0.8	V
I_{OH}	High-level output current				−0.4			−0.4	mA
I_{OL}	Low-level output current				16			16	mA
t_w	Pulse duration	CLK high	30			30			ns
		CLK low	37			37			ns
		$\overline{PRE}$ or $\overline{CLR}$ low	30			30			ns
t_{su}	Input setup time before CLK↑		20			20			ns
t_h	Input hold time-data after CLK↑		5			5			ns
T_A	Operating free-air temperature		−55		125	0		70	°C

electrical characteristics over recommended operating free-air temperature range (unless otherwise noted)

PARAMETER		TEST CONDITIONS†			SN5474			SN7474			UNIT
					MIN	TYP‡	MAX	MIN	TYP‡	MAX	
V_{IK}		V_{CC} = MIN,	I_I = −12 mA				−1.5			−1.5	V
V_{OH}		V_{CC} = MIN, I_{OH} = −0.4 mA	V_{IH} = 2 V,	V_{IL} = 0.8 V,	2.4	3.4		2.4	3.4		V
V_{OL}		V_{CC} = MIN, I_{OL} = 16 mA	V_{IH} = 2 V,	V_{IL} = 0.8 V,		0.2	0.4		0.2	0.4	V
I_I		V_{CC} = MAX,	V_I = 5.5 V				1			1	mA
I_{IH}	D	V_{CC} = MAX,	V_I = 2.4 V				40			40	μA
	$\overline{CLR}$						120			120	
	All Other						80			80	
I_{IL}	D	V_{CC} = MAX,	V_I = 0.4 V				−1.6			−1.6	mA
	$\overline{PRE}$§						−1.6			−1.6	
	$\overline{CLR}$§						−3.2			−3.2	
	CLK						−3.2			−3.2	
I_{OS}¶		V_{CC} = MAX			−20		−57	−18		−57	mA
I_{CC}#		V_{CC} = MAX,	See Note 2			8.5	15		8.5	15	mA

†For conditions shown as MIN or MAX, use the appropriate value specified under recommended operating conditions.
‡All typical values are at V_{CC} = 5 V, T_A = 25°C.
§Clear is tested with preset high and preset is tested with clear high.
¶Not more than one output should be shown at a time.
#Average per flip-flop.
NOTE 2: With all outputs open, I_{CC} is measured with the Q and $\overline{Q}$ outputs high in turn. At the time of measurement, the clock input is grounded.

switching charateristics, V_{CC} = 5 V, T_A = 25°C (see note 3)

PARAMETER	FROM (INPUT)	TO (OUTPUT)	TEST CONDITIONS	MIN	TYP	MAX	UNIT
f_{max}			R_L = 400 Ω, C_L = 15 pF	15	25		MHz
t_{PLH}	$\overline{PRE}$ or $\overline{CLR}$	Q or $\overline{Q}$				25	ns
t_{PHL}						40	ns
t_{PLH}	CLK	Q or $\overline{Q}$			14	25	ns
t_{PHL}					20	40	ns

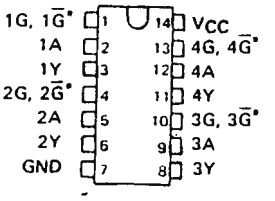
NOTE 3: Load circuits and voltage waveforms are shown in Section 1.

SN54125, SN54126, SN54LS125A, SN54LS126A, SN74125, SN74126, SN74LS125A, SN74LS126A
QUADRUPLE BUS BUFFERS WITH 3-STATE OUTPUTS

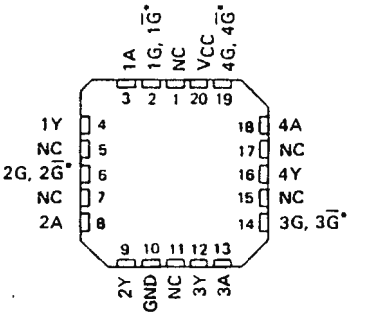
DECEMBER 1983 – REVISED MARCH 1988

- Quad Bus Buffers
- 3-State Outputs
- Separate Control for Each Channel

SN54125, SN54126, SN54LS125A,
SN54LS126A . . . J OR W PACKAGE
SN74125, SN74126 . . . N PACKAGE
SN74LS125A, SN74LS126A . . . D OR N PACKAGE
(TOP VIEW)



SN54LS125A, SN54LS126A . . . FK PACKAGE
(TOP VIEW)



*G̅ on '125 and 'LS125A; G on 126 and 'LS126A

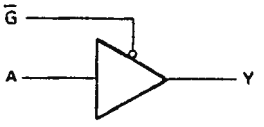
NC – No internal connection

description

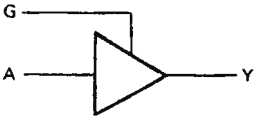
These bus buffers feature three-state outputs that, when enabled, have the low impedence characteristics of a TTL output with additional drive capability at high logic levels to permit driving heavily loaded bus lines without external pull-up resistors, when disabled, both output transistors are turned off presenting a high-impedance state to the bus so the output will act neither as a significant load nor as a driver. The '125 and 'LS125A outputs are disabled when G̅ is high. The '126 and 'LS126A outputs are disabled when G is low.

logic diagram (each gate)

'125, 'LS125A



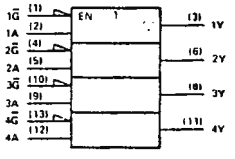
'126, LS126A



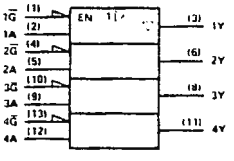
positive logic Y = A

logic symbols†

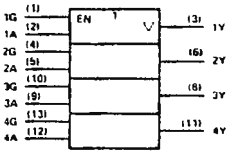
'125



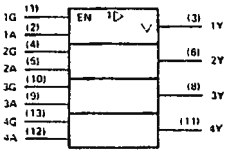
'LS125A



'126



'LS126A



†These symbols are in accordance with ANSI/IEEE Std. 91-1984 and IEC Publication 617-12.
Pin numbers shown are for D, J, N, and W packages.

PRODUCTION DATA documents contain information current as of publication date. Products conform to specifications per the terms of Texas Instruments standard warranty. Production processing does not necessarily include testing of all parameters.

recommended operating conditions

	SN54125, SN54126			SN74125, SN74126			UNIT
	MIN	NOM	MAX	MIN	NOM	MAX	
V_{CC} Supply voltage	4.5	5	5.5	4.75	5	5.25	V
V_{IH} High-level input voltage	2			2			V
V_{IL} Low-level input voltage			0.8			0.8	V
I_{OH} High-level output current			−2			−5.2	mA
I_{OL} Low-level output current			16			16	mA
T_A Operating free-air temperature	−55		125	0		70	C

electrical characteristics over recommended operating free-air temperature range (unless otherwise noted)

PARAMETER	TEST CONDITIONS†		SN54125, SN54126			SN74125, SN74126			UNIT
			MIN	TYP‡	MAX	MIN	TYP‡	MAX	
V_{IK}	V_{CC} = MIN, I_I = −12 mA				−1.5			−1.5	V
V_{OH}	V_{CC} = MIN, V_{IH} = 2 V, V_{IL} = 0.8 V	I_{OH} = −2 mA	2.4	3.3					V
		I_{OH} = −5.2 mA				2.4	3.1		
V_{OL}	V_{CC} = MIN, V_{IH} = 2 V, V_{IL} = 0.8 V, I_{OL} = 16 mA				0.4			0.4	V
I_{OZ}	V_{CC} = MAX, V_{IH} = 2 V, V_{IL} = 0.8 V	V_O = 2.4 V			40			40	μA
		V_O = 0.4 V			−40			−40	
I_I	V_{CC} = MAX, V_I = 5.5 V				1			1	mA
I_{IH}	V_{CC} = MAX, V_I = 2.4 V				40			40	μA
I_{IL}	V_{CC} = MAX, V_I = 0.4 V				−1.6			−1.6	mA
I_{OS}§	V_{CC} = MAX		−30		−70	−28		−70	mA
I_{CC}	V_{CC} = MAX, (see Note 2)	'125		32	54		32	54	mA
		'126		36	62		36	62	

† For conditions shown as MIN or MAX, use the appropriate value specified under recommended operating conditions.
‡ All typical values are at V_{CC} = 5 V, T_A = 25°C.
§ Not more than one output should be shorted at a time.
NOTE 2: Data inputs = 0.V; output control = 4.5 V for '125 and 0 V for '126.

switching characteristics, V_{CC} = 5 V, T_A = 25°C (see note 3)

PARAMETER	TEST CONDITIONS		SN54/74125			SN54/74126			UNIT
			MIN	TYP	MAX	MIN	TYP	MAX	
t_{PLH}	R_L = 400 Ω,	C_L = 50 pF		8	13		8	13	ns
t_{PHL}				12	18		12	18	ns
t_{PZH}				11	17		11	18	ns
t_{PZL}				16	25		16	25	ns
t_{PHZ}	R_L = 400 Ω,	C_L = 5 pF		5	8		10	16	ns
t_{PLZ}				7	12		12	18	ns

NOTE 3: Load circuits and voltage waveforms are shown in Section 1.

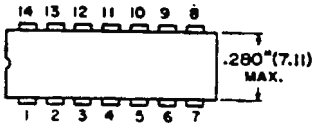
ECG® Semiconductors

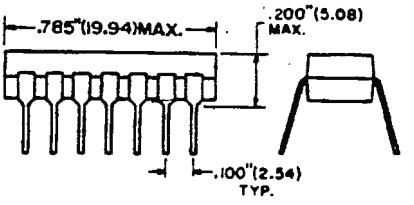
ECG987

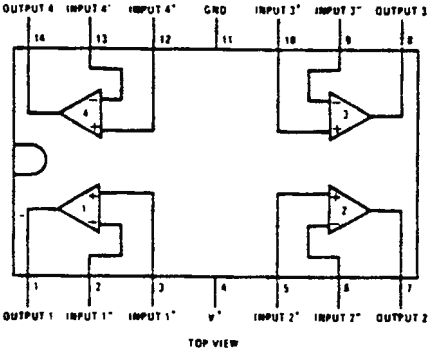
Quad Op Amplifier

Features

- Compatible with all forms of logic
- Power drain suitable for battery operation
- Internally frequency compensated for unity gain
- Large DC voltage gain — 100 dB
- Wide bandwidth (unity gain) — 1 MHz (temperature compensated)
- Wide power supply range:
  Single supply 3 V_{DC} to 30 V_{DC}
  or dual supplies ±1.5 V_{DC} to ±15 V_{DC}
- Very low supply current drain (800 μA) — essentially independent of supply voltage (1 mW/op amp at +5 V_{DC})
- Low input biasing current — 45 nA_{DC} (temperature compensated)
- Low input offset voltage 2 mV_{DC}
  and offset current 5 nA_{DC}
- Input common-mode voltage range includes ground
- Differential input voltage range equal to the power supply voltage
- Large output voltage swing — 0 V_{DC} to $V^+ - 1.5\ V_{DC}$







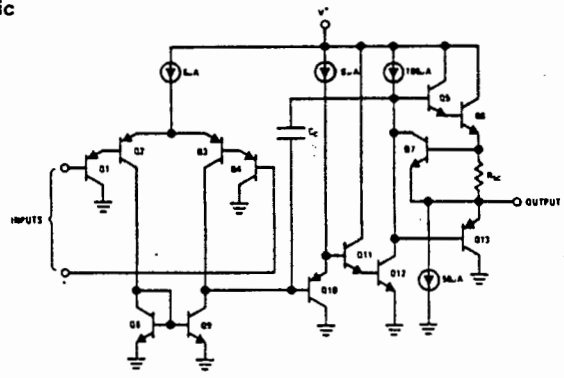
The ECG987 consists of four independent, high gain, internally frequency compensated operational amplifiers which were designed specifically to operate from a single power supply over a wide range of voltages. Operation from split power supplies is also possible and the low power supply current drain is independent of the magnitude of the power supply voltage.

Application areas include transducer amplifiers, DC gain blocks and all the conventional op amp circuits which now can be more easily implemented in single power supply systems. For example, the ECG987 can be directly operated off the standard +5 V_{DC} power supply voltage which is used in digital systems and will easily provide the required interface electronics without requiring the additional ±15 V_{DC} power supplies.

In the linear mode the input common-mode voltage range includes ground and the output voltage can also swing to ground, even though operated from only a single power supply voltage.

The unit gain cross frequency and input bias current are temperature compensated.

Circuit Schematic



Absolute Maximum Ratings

Supply Voltage, V^+ ..... 32 V_{DC} or ± 16 V_{DC}
Differential Input Voltage ..... 32 V_{DC}
Input Voltage ..... −0.3 V_{DC} to +32 V_{DC}
Power Dissipation (Note 1) ..... 570 mW
Output Short-Circuit to GND (Note 2) ..... Continuous
$V^+ \leq 15\ V_{DC}$ and $T_A = 25°C$
Operating Temperature Range ..... 0°C to +70°C
Storage Temperature Range ..... −65°C to +150°C
Lead Temperature (Soldering, 10 sec) ..... 300°C

Note 1: For operating at high temperatures, the ECG987 must be derated based on a +125°C maximum junction temperature and a thermal resistance of 175°C/W which applies for the device soldered in a printed circuit board, operating in a still air ambient.

Note 2: Short circuits from the output to V^+ can cause excessive heating and eventual destruction. The maximum output current is approximately 40 mA independent of the magnitude of V^+. At values of supply voltage in excess of +15 V_{DC} continuous short-circuits can exceed the power dissipation ratings and cause eventual destruction.

Electrical Characteristics (Supply Voltage (V^+) = 5 V, T_A = 25°C unless otherwise specified)

Characteristic	Symbol	Test Condition	Min	Typ	Max	Unit
Input Offset Voltage	V_{IO}	Note 5	--	2	7	mV
Output Voltage Swing	V_{OPP}	$R_L = 2\ \Omega$	0	--	$V^+ - 1.5$	V
Input Common-Mode Voltage Range	V_{ICR}	Note 4, $V^+ = 30$ V	0	--	$V^+ - 1.5$	V
Input Offset Current	I_{IO}	$I_I^+ - I_I^-$	--	5	50	nA
Input Bias Current	I_{IB}	I_I^+ or I_I^-, Note 3	--	45	250	nA
Output Current (Source)	I_O	$V_I^+ = 1$ V, $V_I^- = 0$ V, $V^+ = 15$ V	20	40	--	mA
Output Current (Sink)	I_O	$V_I^+ = 0$ V, $V_I^- = 1$ V, $V^+ = 15$ V	10	20	--	mA
		$V_I^+ = 0$ V, $V_I^- = 1$ V, $V_O = 200$ mV	12	50	--	μA
Large Signal Voltage Gain	A_v	$R_L \geq 2$ kΩ, $V^+ = 15$ V (For large V_O swing)	88	100	--	dB
Common-Mode Rejection Ratio	CMRR	DC	65	70	--	dB
Power Supply Rejection Ratio	PSRR	DC	65	100	--	dB
Amplifier-to-Amplifier Coupling		f = 1 to 20 kHz (Input referred)	--	−120	--	dB

		T_A = 0 to 70°C				
Input Offset Voltage	V_{IO}	Note 5	--	--	9	mV
Temperature Coefficient of Input Offset Voltage	αV_{IO}	$R_S = 0$	--	7	--	µV/°C
Input Offset Current	I_{IO}	$I_I^+ - I_I^-$	--	--	150	nA
Temperature Coefficient of Input Offset Current	αI_{IO}		--	10	--	pA/°C
Input Bias Current	I_{IB}	I_I^+ or I_I^-	--	--	500	nA
Supply Current	I^+	$R_L = \infty$ On All Amps	--	0.8	2	mA
Input Common-Mode Voltage Range	V_{ICR}	$V^+ = 30$ V	0	--	$V^+ - 2$	V
Large-Signal Voltage Gain	A	$R_L \geq 2$ kΩ, $V^+ = 15$ V (For large V_O Swing)	83	--	--	dB
Output Voltage Swing						
High-Level	V_{OH}	R_L2 kΩ, $V^+ = 30$ V	26	--	--	V
		$R_L = 10$ kΩ	27	28	--	
Low-Level	V_{OL}	$R_L = 10$ kΩ	--	5	20	mV
Output Current						
Source	I_O	$V_I^+ = 1$ V_{DC}, $V_I^- = 0$, $V^+ = 15$ V	10	20	--	mA
Sink	I_O	$V_I^- = 1$ V_{DC}, $V_I^+ = 0$, $V^+ = 15$ V	5	8	--	mA
Differential Input Voltage		Note 4	--	--	V^+	V

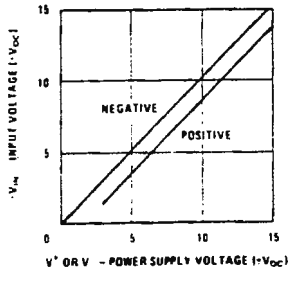
Note 3: Due to the p-n-p input stage the direction of the input current is out of the IC. No loading change exists on the input lines because this current is essentially constant, independent of the state of the output.

Note 4: The input signal voltages and the input common-mode voltage should not be allowed to go negatively by more than 0.3 V. The positive limit of the common-mode voltage range is $V^+ - 1.5$ V, but either or both inputs can go to +32 V without damage.

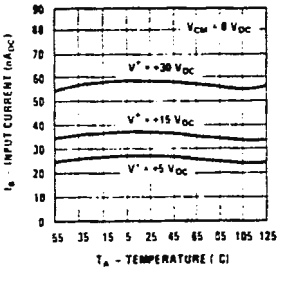
Note 5: $V_O = 1.4$ V_{DC}, $R_S = 0$ Ω with V^+ from 5 V to 30 V; and over the full input common-mode voltage range (0 V to $V^+ - 1.5$ V).

Typical Performance Characteristics

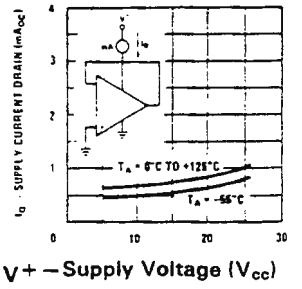
Input Voltage Range



Input Current vs Temperature



Supply Current vs Voltage



V+ – Supply Voltage (V_{CC})

Transistors

(Maximum Ratings at $T_C = 25°C$ Unless Otherwise Noted)

ECG Type	Description and Application	Collector To Base Volts BV_{CBO}	Collector To Emitter Volts BV_{CEO}	Base to Emitter Volts BV_{EBO}	Max. Collector Current I_C Amps	Max. Device Diss. P_D Watts	Freq. in MHz f_t	Current Gain h_{FE}	Package Case	Package Fig. No.
ECG83	**Dual** NPN-Si, Hi Speed Sw, Gen Purp Amp	60	30	5	.5	.2 ($T_A = 25°C$)	250	180 typ	TO-78P	T13
ECG85	NPN-Si, Sw, Gen Purp Amp	70	70 (CES)	4	.4	.6 ($T_A = 25°C$)	200 min	120 min	TO-92	T16
ECG86	NPN-Si, Hi Gain DC Regulator, Amp	200	150	6	5	50	15	400 min	TO-3	T28
ECG87 **ECG87MP***	NPN-Si, Hi Pwr Linear Amp (Compl to ECG88)	250	250 (CEX)	5	10	200	3	20 min	TO-3	T28
ECG88 **ECG88MP*** **ECG88MCP**	PNP-Si, Hi Pwr Linear Amp (Compl to ECG87) Matched Compl Pair-Contains one each ECG87 (NPN) and ECG88 (PNP)	250	250 (CEX)	5	10	200	3	20 min	TO-3	T28
ECG89	NPN-Si, Horiz Output with Damper Diode - Page 1-78	1500	600	6	7	50	---	5 min	TO-3	T28
ECG90	NPN-Si, Hi Gain, Gen Purp Amp (Compl to ECG91)	120	120	5	50 mA	.75 ($T_A = 25°C$)	350	400 min	TO-92M	T18
ECG91	PNP-Si, Hi Gain, Gen Purp Amp (Compl to ECG90)	120	120	5	50 mA	.75 ($T_A = 25°C$)	150	400 min	TO-92M	T18
ECG92	NPN-Si, Audio Pwr Amp, Hi Speed Sw (Compl to ECG93)	200	200	6	15	150	20	120 typ	TB-35	T44-1
ECG93 **ECG93MCP**	PNP-Si, Audio Pwr Amp, Hi Speed Sw (Compl to ECG92) Matched Compl Pair-Contains one each ECG92 (NPN) and ECG93 (PNP)	200	200	6	15	150	20	120 typ	TB-35	T44-1
ECG94	NPN-Si, Gen Purp Pwr DC Regulator	300	300	5	5	100	2.5 min	90 typ	TO-3	T28
ECG95	NPN-Si, HV Amp, Sw, Isolated Stud	250	250	6	3	70	40	90 min	TO-59 (Isolated)	T31
ECG96	NPN-Si, Medium Pwr Amp, Sw, Isolated Stud	100	100	6	7	60	30 min	60 min	TO-59 (Isolated)	T31
ECG97	NPN-Si, HV Darlington Pwr Amp, Fast Sw, $t_f = .5$ µsec	500	400	8	10	150	---	40 min	TO-3	T28
ECG98	NPN-Si, HV Darlington Pwr Amp, Fast Sw, $t_f = .6$ µsec	700	500	8	20	175	---	40 min	TO-3	T28
ECG99	NPN-Si, HV Darlington Pwr Amp, Fast Sw, $t_f = 1$ µsec	600	400	8	50	250	---	25 min	TO-3	T28
ECG100	PNP-Ge, RF/IF Amp, Osc, Mix	25	20 (CER)	20	.3	.150 ($T_A = 25°C$)	5 #	40 typ at 455 KHz	TO-5	T5
ECG101	NPN-Ge, RF/IF Amp, Osc, Mix	25	20 (CER)	20	.3	.150 ($T_A = 25°C$)	5 #	40 typ at 455 KHz	TO-5	T5
ECG102	PNP-Ge, AF Driver, Preamp, Pwr Output (Compl to ECG103)	30	16 (CER)	20	.3	.150 $T_A = 25°C$)	2	90 typ	TO-5	T5
ECG102A	PNP-Ge, AF Driver, Preamp, Pwr Output (Compl to ECG103A)	32	32 (CES)	12	.5	.900 ($T_A = 25°C$)	2.3	120 typ	TO-1	T1
ECG103	NPN-Ge, AF Driver, Preamp, Pwr Output (Compl to ECG102)	30	16 (CER)	20	.250	.150 ($T_A = 25°C$)	2 #	90 typ at 1 KHz	TO-5	T5
ECG103A	NPN-Ge, AF Driver, Preamp, Pwr Output (Compl to ECG102A)	32	32 (CES)	10	.5	.340 ($T_A = 25°C$)	2.5	105 typ	TO-1	T1
ECG104 **ECG104MP***	PNP-Ge, AF Pwr Output	50	35 (CER)	20	7	90	10 KHz #	90 typ	TO-3	T28
ECG105	PNP-Ge, AF Pwr Output	50	35 (CER)	20	15	100	10 KHz #	90 typ	TO-36	T29
ECG106	PNP-Si, RF/IF Amp, Osc, Mix	35	15	1	75 mA	.250 ($T_A = 25°C$)	500	20 min	TO-18	T2

Notes: * MP - Matched pair

Package Outlines - See Page 1-76

Frequency at which common emitter current is 70.0% of low frequency gain

• When alternate packages are shown it indicates a change is in progress. Although only one package is available both packages will be shown as long as the obsolete package may be encountered in the field.

Discrete LED Indicators

ECG Type	Description/Application	Viewed Color	Forward Voltage V_F (V)	Reverse Voltage V_R (V)	Max DC Forward Current I_F (mA)	Maximum Power Diss. P_D (mW)	Typical Viewing Angle Degrees	Typical Luminous Intensity MCD	Qty Per Pkg	Fig. No.
ECG3000	Indicator Lights, Diagnostic and Panel Displays, Printed Circuit Board Indicators, Miniature Low Profile Package	Clear Red	1.65	5.0	40	80	80	1.4	4	P1
ECG3001		Flooded Red	1.65	5.0	40	80	80	1.0	4	P1
ECG3002		Clear Yellow	2.10	5.0	35	105	80	1.0	2	P1
ECG3003		Clear Green	2.20	5.0	35	105	80	1.0	2	P1
ECG3004	Diagnostic or Indicator Lights in Low-Power/Low Current Environments, MOS Compatible	Red	1.60	5.0	35	105	25	2.0	2	P2
ECG3007	General Purpose Indicators, Developmental Projects, Breadboards	Red	1.68	5.0	50	100	70	2.5	4	P3
ECG3008		Bright Red	2.00	5.0	35	105	90	5.0	2	P3
ECG3009		Orange	2.00	5.0	35	105	90	5.0	2	P3
ECG3010		Green	2.20	5.0	35	105	90	1.0	2	P3
ECG3011		Yellow	2.10	5.0	35	105	90	3.0	2	P3
ECG3012A	Panel Circuit Indicators, Low Drive Power, High Intensity Visible Emission	Diffused Red	2.20	4.0	25	70	30	3.5	4	P4A
ECG3013A		Clear Red Jewel	2.80	4.0	25	70	30	3.5	4	P5A
ECG3014		Diffused Green	2.15	4.0	45	125	35	3.0	2	P4
ECG3015		Clear Green Jewel	2.15	4.0	45	125	25	1.8	2	P5
ECG3016	Two Color Panel Circuit Indicator	Red or Green	2.10	4.0	25	75	90	.6	2	P6
ECG3018	Instruments, Printed Circuit Board Indicators, Boardmounted Panel Display	Soft Red	1.65	5.0	100	180	90	1.6	2	P7
ECG3019		Soft Red	1.65	5.0	100	180	60	3.0	2	P7
ECG3020	Computers, General Purpose Indicators, Instruments, Test Systems, Mini- and Micro-Processors, Process Controlled Industrial Systems, Sorting Machines, Assembly Equiment, Vending Machines, Telephone Equipment, Backlight Panels. High Intensity Indicators in Four Colors	Flooded Red	1.70	5.0	100	180	80	1.6	2•	P8
ECG3021		Yellow	2.10	5.0	35	105	65	6.0	2•	P8
ECG3022		Bright Red	2.00	5.0	35	105	65	6.0	2•	P8
ECG3023		Orange	2.00	5.0	35	105	65	6.0	2•	P8
ECG3024		Diffused Green	2.20	5.0	35	105	65	1.5	2•	P8
ECG3025	Instruments, Printed Circuit Board Indicators, Boardmounted Panel Display	Red	1.80	5.0	100	180	40	3.0	2•	P9
ECG3026	Polarity Indication Tri-State Indicator, Flow Direction Display, Instruments, Tester Displays, Educational Aids	Red or Green	1.65 - R 2.20 - G	--	70 - R 35 - G	200	50	.5 - G 1.5 - R	1•	P10
ECG3030	**Flashing Red** LED with Integral IC. Applications Include Status Indicators and Warning Lights, Pulse Rate = 3 Hz Typ at 5 VDC	Flashing Red	Max V Applied* 5.25	.4	20	--	40	1.2	1	P9A
ECG3130	**Flashing Yellow** LED with Integral IC. For Status Indicators and Warning Lights, Pulse Rate = 2.5 Hz Typ at 5 V	Flashing Yellow	Max V Applied 5.25	.4	20	--	40	3	1	P9A
ECG3131	**Flashing Green** LED with Integral IC. For Status Indicators and Warning Lights, Pulse Rate = 2.5 Hz Typ at 5 V	Flashing Green	Max V Applied 5.25	.4	20	--	40	2	1	P9A

• Package includes 2 piece panel mounting grommets consisting of 1 lamp holder and 1 collar for each device.

K

Infrared Emitting Diodes

ECG Type	Description	Min Power Output P_O	Max Forward Voltage V_F (V)	Reverse Voltage V_R (V)	DC Forward Current I_F (mA)	Power Diss. P/Case (m/W)	Peak Emission Wavelength λ_p (nM)	Response Time (nS)	Beam Angle θ HI (Deg)	Fig. No.
ECG3006	PN Gallium Arsenide	800 μW	1.8	3	50	75	940	500	10	P15
ECG3017	Infrared Emitting Diode for TV Remote Control, 15 mW @ I_f = 100 mA	15 mW	1.7	5	150	210	950	400	60	P9
ECG3027	PN Gallium Arsenide	1 mW	1.5	5	100	150	900	100	15	P16
ECG3028	PN Gallium Arsenide	200 μW	1.5	3	150	200	900	50	15	P17
ECG3029A*	PN Gallium Arsenide	2 mW	1.8	6	50	150	900	1000	30	P18A

* 2 Per Pkg.

Outlines

Fig. P9
ECG3017

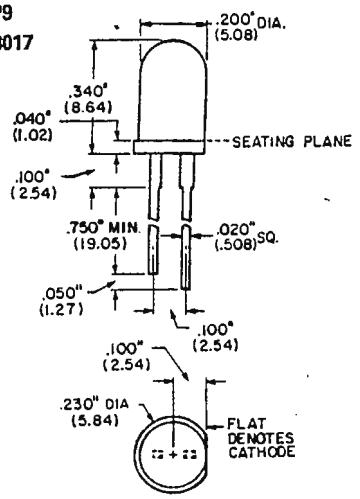


Fig. P15
ECG3006

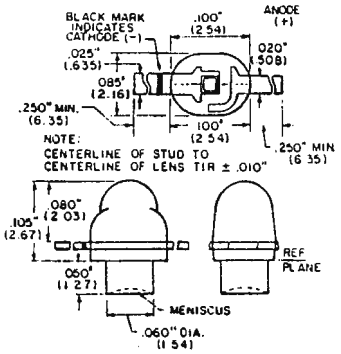


Fig. P16
ECG3027

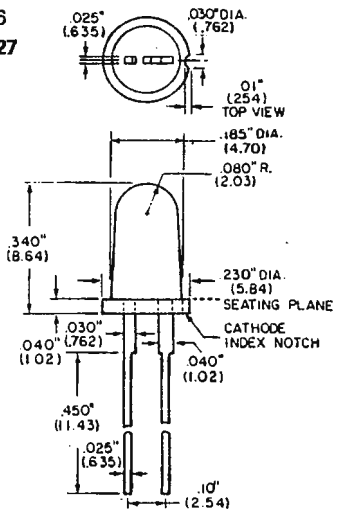


Fig. P17
ECG3028

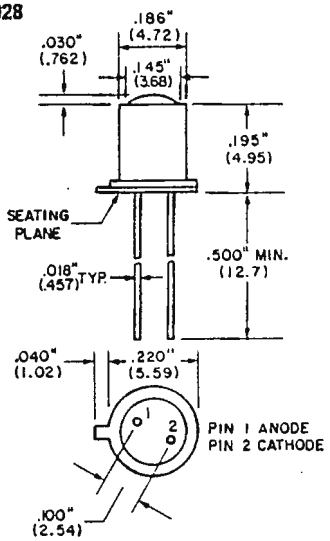
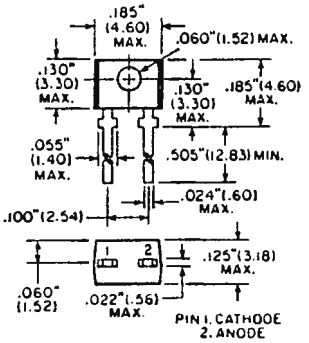


Fig. P18A
ECG3029A



K

Phototransistor Detectors

ECG Type	Description	Collector to Base Voltage BV_{CBO} (V)	Max Collector Current I_C (mA)	Max Dark Current I_D at 25°C (nA)	Min Light Current I_L (mA)	Max Power Dissipation at 25°C P_t (mW)	Rise Time t_r (μS)	Fig. No.
ECG3031	NPN, Si, Visible and IR	80	40	20 at V_{CE} 5V	6	200	2 Typ	P19
ECG3032	NPN, Si, Visible and IR	80	40	20 at V_{CE} 5V	12	200	2 Typ	P20
ECG3034	NPN, Si, Visible and IR	60	100	100 at V_{CE} 10V	2	200	---	P21
ECG3035A	NPN, Si-Darlington Amp h_{fe} = 2.0 K, Visible and IR	60	100	100 at V_{CE} 10V	5	150	75	P18A
ECG3036	NPN, Si-Darlington, Visible and IR	40	250	100 at V_{CE} 10V	12	250	40 Typ	P22
ECG3037	NPN, Si, Visible and IR	50	50	500 at V_{CE} 30V	10	150	2 Typ	P23
ECG3038	NPN, Si-Darlington, Visible and IR	25	20	20 at V_{CE} 10V	5	50	1.5 Typ	P24
ECG3120	NPN, Si, Visible and IR	20 (V_{CEO})	20	500 at V_{CE} 10V	1	100	10 Max	P52
ECG3121	NPN, Si, Darlington Visible and IR	20 (V_{CEO})	30	500 at V_{CE} 10V	.5	100	100 Typ	P52

Phototransistor Detector Outlines

Fig. P18A
ECG3035A

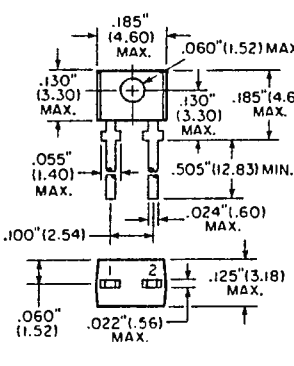


Fig. P19
ECG3031

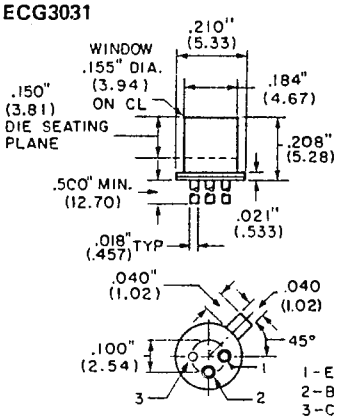


Fig. P20
ECG3032

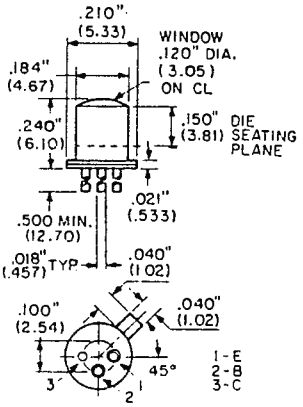


Fig. P21
ECG3034

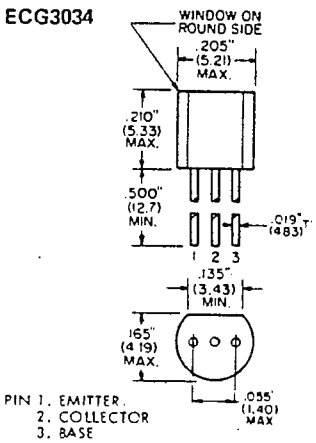


Fig. P22
ECG3036

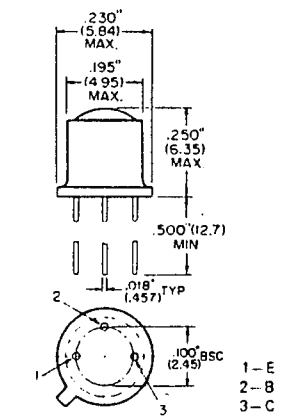


Fig. P23
ECG3037

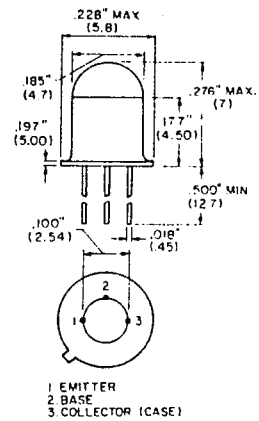


Fig. P24
ECG3038

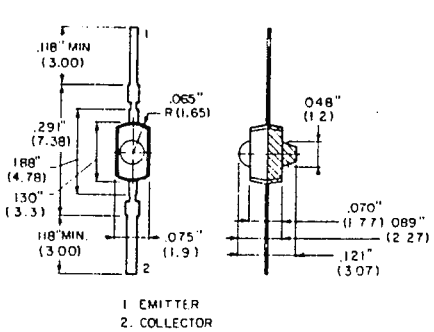
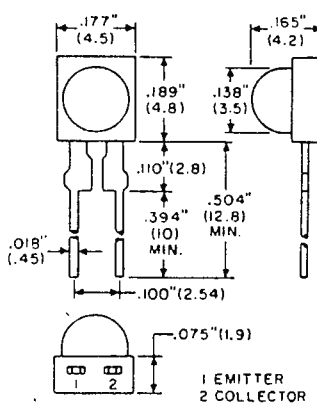
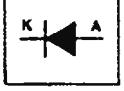


Fig. P52
ECG3120
ECG3121

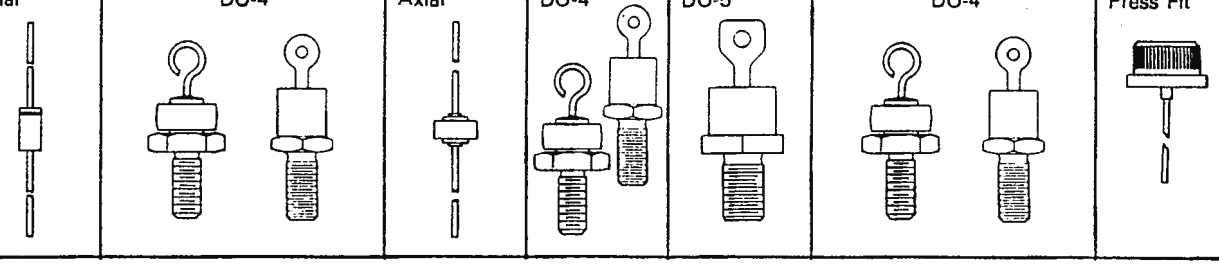


Industrial Rect ers

Note: Standard polarity is cathode to case.
* Indicates polarity is anode to case.



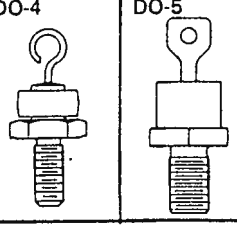
Peak Reverse Voltage (PRV Volts)	I_O, Average Rectified Forward Current (Amps)								
	3 A		6 A	6 A/22 A	12 A	15 A	16 A	20 A	25 A
50	ECG5800	ECG5830	ECG5850		ECG5870	ECG5940	ECG5892	ECG5912	
50		ECG5831*	ECG5851*		ECG5871*	ECG5941*	ECG5893*	ECG5913*	
100	ECG5801			ECG5812					
200	ECG5802	ECG5834	ECG5854		ECG5874	ECG5944	ECG5896	ECG5916	
200		ECG5835*	ECG5855*		ECG5875*	ECG5945*	ECG5897*	ECG5917*	
400	ECG5804	ECG5838	ECG5858	ECG5814	ECG5878	ECG5948	ECG5900	ECG5920	ECG5962
400		ECG5839*	ECG5859*		ECG5879*	ECG5949*	ECG5901*	ECG5921*	ECG5963*
600	ECG5806	ECG5842	ECG5862	ECG5815	ECG5882	ECG5952	ECG5904	ECG5924	
600		ECG5843*	ECG5863*		ECG5883*	ECG5953*	ECG5905*	ECG5925*	
800	ECG5808	ECG5846	ECG5866		ECG5886		ECG5908	ECG5928	ECG5966
800		ECG5847*	ECG5867*		ECG5887*		ECG5909*	ECG5929*	ECG5967*
1000	ECG5809	ECG5848	ECG5868	ECG5817	ECG5890		ECG5910	ECG5932	
1000		ECG5849*	ECG5869*		ECG5891*		ECG5911*	ECG5933*	
I_{FM} Surge	150 A	40 A	150 A	400 A	250 A	250 A	300 A	400 A	300 A
T_C at Rated I_O (°C) Max	+105 (T_L)	+150	+150	See # Note	+150	+150	+150	+150	+100
V_F at Rated I_O	.9 V Typ 1.0 V Max	.9 V Typ 1.1 V Max	.9 V Typ 1.1 V Max	.8 V Typ .9 V Max	.9 V Typ 1.1 V Max	.9 V Typ 1.1 V Max	.9 V Typ 1.1 V Max	.9 V Typ 1.1 V Max	.9 V Typ 1.1 V Max
Fig. No.	Z18A	Z19		Z26	Z19	Z20	Z19		Z27
Package	Axial	DO-4		Axial	DO-4	DO-5	DO-4		Press Fit



If I_O=6 A with PC Board Mtg., T_A=60°C; I_O=22 A, 1/8" Leads, T_L=60°C

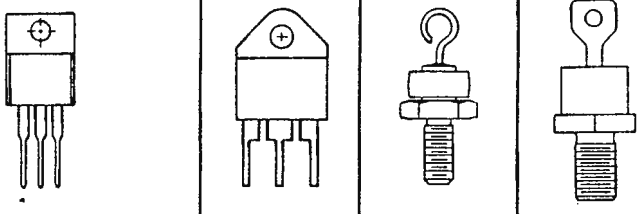
Fast Recovery

Reverse Recovery Time, T_{rr}=200 N_S Max		
Peak Reverse Voltage (PRV Volts)	I_O (Amps)	
	12 A	40 A
200	ECG5818	ECG6006
200	ECG5819*	ECG6007*
400	ECG5820	ECG6008
400	ECG5821*	ECG6009*
600	ECG5822	ECG6010
600	ECG5823*	ECG6011*
I_{FM} Surge	200 A	350 A
T_C at Rated I_O (°C) Max	+100	+100
V_F at Rated I_O	.9 V Typ 1.1 V Max	1.0 V Typ 1.4 V Max
Fig. N.	Z19	Z20
Package	DO-4	DO-5



Schottky Barrier Rectifiers

Peak Reverse Voltage (PRV Volts)	I_O, Average Rectified Forward Current (Amps)				
	12 A* (6 A/Leg)	30 A* (15 A/Leg)		35 A	60 A
40	ECG6085	---	---	---	---
45	---	ECG6087	ECG6090	ECG6084	ECG6094
I_{FM} Surge (A)	140/Leg	150/Leg	200/Leg	600	800
T_C @ Rated I_O (°C) Max	+120	+130	+105	95	95
Forward Voltage Drop @ Rated I_O, V_F (V)	.65/Leg	.73/Leg	.72/Leg	.60	.65
Fig. No.	Z41B		Z41C	Z19	Z20
Package	TO-220		TO-3P(TO-218)	DO-4	DO-5
Available in Cathode to Case Only					

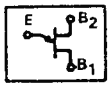


* Dual Rectifiers

F

Special Purpose Devices

Silicon Unijunction Transistors (UJT)



ECG Type	IE mA	η Min	η Max	RBBO (Kohms) Min	RBBO (Kohms) Max	Inter-Base Volts	PD mW	IEO μ Amps	IV (Min) mA	Package/ Outline No.
ECG6400B	50	0.54	0.67	4	12	55	450	1 Max	8	TO-39 Fig. S1
ECG6401	50	0.56	0.75	4.7	9.1	35	300	0.05 Typ	4	TO-18 Fig. S2
ECG6409	50	0.68	0.82	4.7	9.1	35	300	0.01 Typ	8	TO-18 Fig. S2
ECG6410	50	0.70	0.85	4.0	9.1	35	300	.005 Typ	4	TO-92 Fig. S3

Fig. S1 TO-39

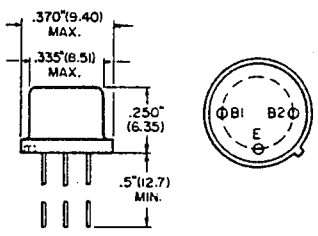


Fig. S2 TO-18

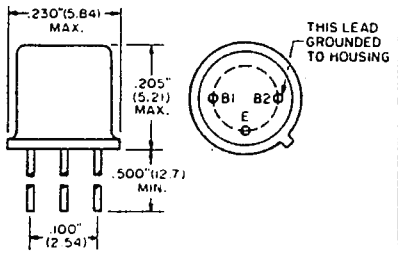
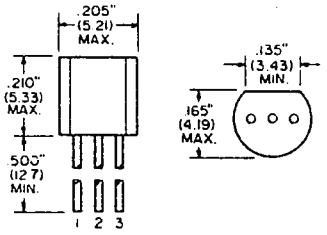


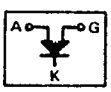
Fig. S3 TO-92



ECG	1	2	3
6402	A	G	K
6403	A_1	G	A_2
6404	A	G	C
6405	K_1	-	K_2
6410	B_1	E	B_2

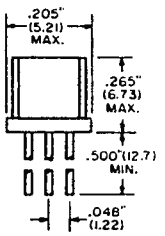
H

Programmable Unijunction Transistor (PUT)



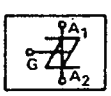
ECG Type	Forward Anode Current IT mA	Gate Current IG mA	BVGKF Volts	BVGKR Volts	VAKR Volts	PD mW	Package/ Outline No.
ECG6402	150 (2 A Pk)	±20	40	−5	±40	300	Fig. S4

Fig. S4



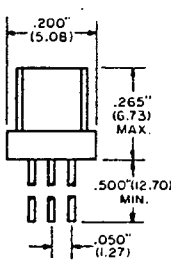
Alt. Fig. S3

Silicon Bilateral Switch (SBS)



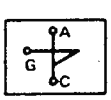
ECG Type	IFM Rep Amps	IF Max mA	VS Volts	IS Max μA	IH mA	PD mW	Package/ Outline No.
ECG6403	1.0	175	6 Min 10 Max	500	1.5	300	Fig. S5

Fig. S5



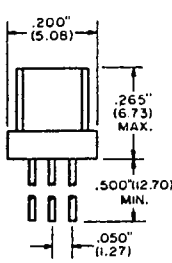
Alt. Fig. S3

Silicon Unilateral Switch (SUS)



ECG Type	IFM Rep Amps	IF Max mA	VS Volts	IS Max μA	IH mA	PD mW	Package/ Outline No.
ECG6404	1.0	175	6 Min 10 Max	500	1.5	300	Fig. S6

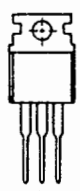
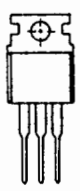
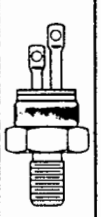
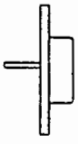
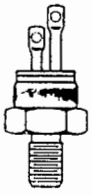
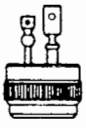
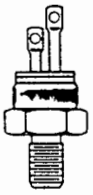
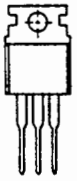
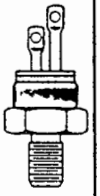
Fig. S6

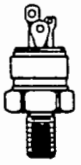


Alt. Fig. S3

Phase Control - SCR

V_{DRM} DC or Pk Volts	I_T RMS - All Conduction Angles				I_T Max Forward Current (Amps)								I_T Ave - Conduction Angle =
	10 A RMS				12.5 A RMS	16 A RMS	20 A RMS	25 A RMS		35 A RMS			40 RI
	6.2 A Av.				8 A Av.	10 A Av.	13 A Av.	16 A Av.		22 A Av.			25
50			ECG5461			ECG5501		ECG5521	ECG5550	ECG5541			
100			ECG5462	ECG5491		ECG5502		ECG5522		ECG5542			
200	ECG5417		ECG5463	ECG5492		ECG5504	ECG5514	ECG5524	ECG5552	ECG5543	ECG5517	ECG5562	
400	ECG5418	ECG5426	ECG5465	ECG5494	ECG314	ECG5507	ECG5515	ECG5527	ECG5554	ECG5545	ECG5518	ECG5564	
600	ECG5419		ECG5466	ECG5496		ECG5509	ECG5516	ECG5529	ECG5556	ECG5547	ECG5519	ECG5566	ECG
800			ECG5468					ECG5531	ECG5558	ECG5548			
I_{GT} Min	15 mA	200 µA #	15 mA	15 mA	40 mA	25 mA	15 mA	40 mA	40 mA	40 mA	40 mA	40 mA	50 r
V_{GT} Max (V)	1.5	.8	1.5	2.0	2.0	2.5	2.0	2.0	1.5	1.5	2.0	1.6	2.0
I_{Surge} (A)	100	100	100	200	200	125	200	150	300	325	350	350	440
I_{Hold} Min (mA)	30	3.0	20	20	50	25	20	50	40	50	50	50	75 r
V_{GFM} (V)	5.0	5.0	10	10	10	10	10	10	10	10	10	10	10
V_{GRM} (V)	5.0	5.0	5.0	10	5.0	5.0	5.0	5.0	10	10	10	10	10
V_F on Max (V)	1.6	1.6	1.8	2.5	1.8	2.5	2.4	2.0	1.8	1.5	1.8	1.4	1.8
P_G Av (W)	0.5	0.5	0.5	0.5	0.5	0.5	0.5	0.5	0.5	0.5	0.5	0.5	1
Operating Temp. T_j°C	−40 to +110		−40 to +100		−40 to +100	−65 to +125	−40 to +100	−65 to +125	−40 to +125	−40 to +100			−4(+12
dv/dt (Typ) V/µsec	20		100	30	100	30	50	30	50	50			500
Fig. No.	Z41		Z41	Z49	Z43	Z49	Z46	Z49	Z41	Z49	Z46	Z50	Z45
Package	Isolated Tab TO-220		TO-220	TO-48	TO-3	TO-48	1/2" Press Fit	TO-48	TO-220	TO-48	1/2" Press Fit	Isolated Stud	TO- Flan Isola

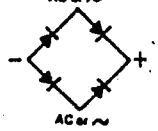












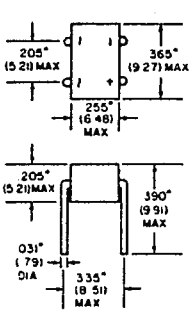
Return Gate to Cathode through 1000 ohms minimum.

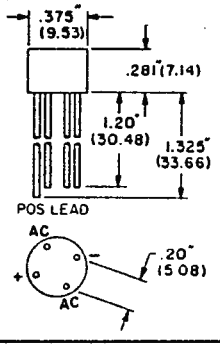
Package Outlines - See Page

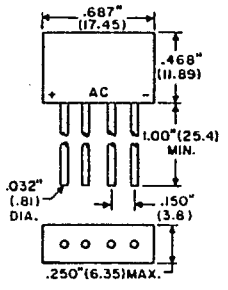
Bridge Rec ers (Silicon)
Single-Phase

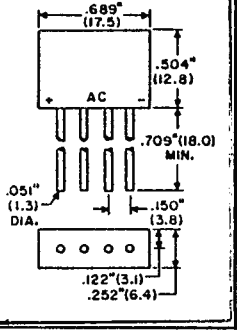


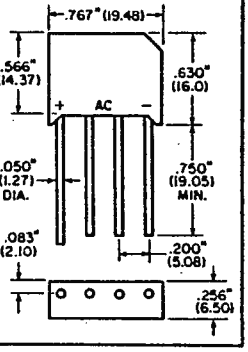
Peak Reverse Voltage (PRV Volts)	I_O, Average Rectified Forward Current (Amps)				
	1 A	1.5 A	2 A	4 A	
100			ECG166		
200			ECG167	ECG5309	ECG5318
400		ECG5304	ECG168		
600	ECG5332	ECG5305	ECG169	ECG5310	ECG5319
800		ECG5306			
1000	ECG5334	ECG5307	ECG170	ECG5311	ECG5320
Peak Forward Surge Current (Amps)	50	50	60	250	200
Max. Forward Voltage Per. Element V_F (Volts)	1.0	1.0	1.0	1.0	1.0
T_A at Rated I_O (°C) Max	+40	+25	+25	+40	+50
Fig. No.	Z21	Z22	Z23	Z23-1	Z68A



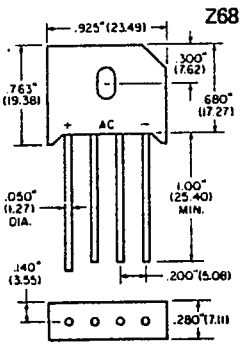


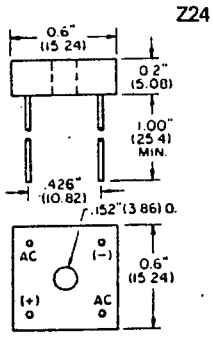


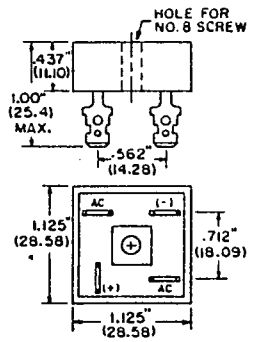


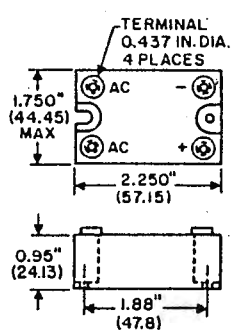


Peak Reverse Voltage (PRV Volts)	I_O, Average Rectified Forward Current (Amps)					
	6 A	8 A	25 A	40 A	80 A	100 A
100		ECG5312				
200	ECG5329	ECG5313	ECG5322	ECG5340		
400		ECG5314	ECG5324			
600	ECG5330	ECG5315	ECG5326	ECG5342	ECG5346	ECG5348
800		ECG5316	ECG5327			
1000		ECG5317	ECG5328	ECG5344		
Peak Forward Surge Current (Amps)	200	125	300	400	800	1000
Max. Forward Voltage Per. Element V_F (Volts)	1.0	1.2	1.2	1.1	1.6	1.4
T_A at Rated I_O (°C) Max	+40	+50	+60	+60	+85	+80
Fig. No.	Z68	Z24	Z25		Z65	









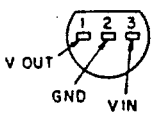
Voltage Regulator

Fixed Regulators

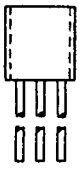
Output Voltage V_{OUT} (DC) ±5%	ECG Type Pos	ECG Type Neg	I_O A (DC)	Input Voltage V_{IN} (DC) Max	Input Voltage V_{IN} (DC) Min	P_D Watts	Case Style
5	977	1917	0.1	30	7	0.7	TO-92
6.2	988	--	0.1	35	8.2	0.7	
8	981	--	0.1	30	10	1.0	
9	1902	--	0.1	30	11	0.7	
12	950	1903	0.1	35	14	0.7	
15	951	1905	0.1	35	17	0.7	
18	1906	1907	0.1	35	20	0.7	
24	1908	1909	0.1	40	26	0.7	
5	960	961	1.0	35	7	15	TO-220
6	962	963	1.0	35	8	15	
8	964	965	1.0	35	10	15	
10	1932	--	1.0	35	12	20	
12	966	967	1.0	35	14	15	
15	968	969	1.0	35	17	15	
18	958	959	1.0	35	20	15	
24	972	971	1.0	40	26	15	
5	1934	--	2	30	8	50	TO-3PJ
12	1936	--	2	35	15	50	
15	1938	--	2	40	18	50	
24	1940	--	2	40	27	50	
5	309K	1913	1.5	35	7.5	20	TO-3
5	931	--	3	20	7.5	30	
5	932	--	5	25	8.5	50	
12	1914	1915	1.5	35	14.1	15	
12	1912	--	3	35	14.5	30	
12	933	--	5	30	14.6	50	
13.8	934	--	5	35	16.4	50	
15	1916	1919	1.5	40	17.4	20	
15	1918	--	3.0	35	17.5	30	
18	1920	1923	1.5	35	20.5	20/15	
24	1924	1925	1.5	40	26.4	20/15	

TO-92

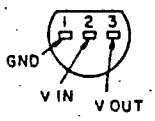
Positive



Bottom View



Negative

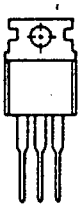


Bottom View

TO-220

Positive

Tab Common to Pin 2
1. Input
2. Ground
3. Output



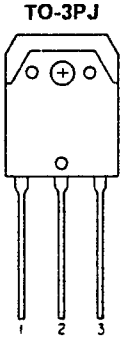
Negative

1. Ground
2. Input
3. Output

Tab Common to Pin 2

TO-3PJ

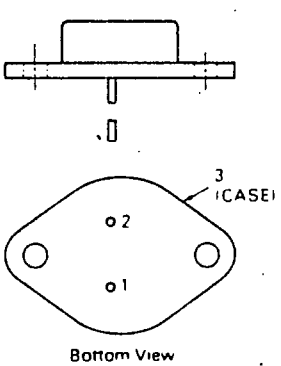
1. Output
2. (Case) Input
3. GND



TO-3

Positive

1. Input
2. Output
3. GND



Bottom View

Negative

1. GND
2. Output
3. Input

ANEXO 6

LISTADO DE PUNTOS DE PRUEBA, TERMINALES Y LINEAS DE CONECTORES MULTIPLES.

A continuación se presenta un listado de los distintos puntos de prueba y terminales que posee el prototipo, y su ubicación en los circuitos.

Puntos que corresponden a la alimentación de los distintos circuitos integrados de T2 (IC1 a IC12).

Punto Prueba	Nº Pin	Nº IC	Circuitos Correspondiente
PA	14	IC1	7474
PB	14(12,9,5,2)	IC2	74126
PC	4	IC3	987
PD	14	IC4	7474
PE	8	IC5	555
PF	14	IC6	7404
PG	4	IC7	987
PH	14	IC8	7432
PI	14	IC9	7408
PJ	14	IC10	7432
PK	14	IC11	7408
PL	14 (10,4)	IC12	556

Cont.

Punto Prueba	Nº Pin	Nº IC	Circuito Correspondiente
P1 P2 P3	12 9 8	IC1 IC1 IC1	Circuito Sensor de Presión
P4 P5 P6	13 14,2 6	IC13 IC13, IC1 IC1	Detector de Burbujas
P7 P8 P9	5 2, 7 6	IC3 IC4, IC3 IC4	Sensor Nivel de Solución
P10 P11 P12 P13 P14	10 2, 12 3, 3 9 8,4	IC3 IC6, IC4 IC5, IC6 IC4 IC2, IC5	Detector de Fugas de Sangre
P15 P16 P17 P18 P19 P20	2, 12 3 13 1, 1 y 4 14, 5, 5 3	IC7 IC7 IC7 IC7, IC8 IC7, IC6, IC8 IC8	Sensor de Temperatura
P21 P22 P23 P24	6, 9 5, 9 11, 12 11, 5	IC10, IC9 IC12, IC6 IC9, IC11 IC10	Circuitos Lógicos (Alarma y Silenciador

Para la bomba de sangre (T5):

Punto Prueba	*Terminal Correspondiente*
P25s	*t25s*
P26s	*t22s*
P27s	*t23s*
P28s	*t24s*
P29s	*t16s*
P30s	*t17s*
P31s	*t18s*
P32s	*t19s*

Lista de Terminales por Tarjeta:

Terminales	*Tarjeta*
t01 - t04	*T2*
t05 - t15	*T4*
t16s - t25s	*T5*

Lista de Conectores Múltiples, Lineas correspondientes y tarjetas de ubicación:

Lineas	*Conector*	*Tarjeta*
L1 - L6	*C1*	*T2*
L7 - L20	*C2*	*T2*
	C4	*T3*
L21 - L24	*C3*	*T2*
L25 - L35	*C3*	*T2*
	C5	*T3*
L36 - L41	*C6*	*T2*
	C7	*T4*

ANEXO 7

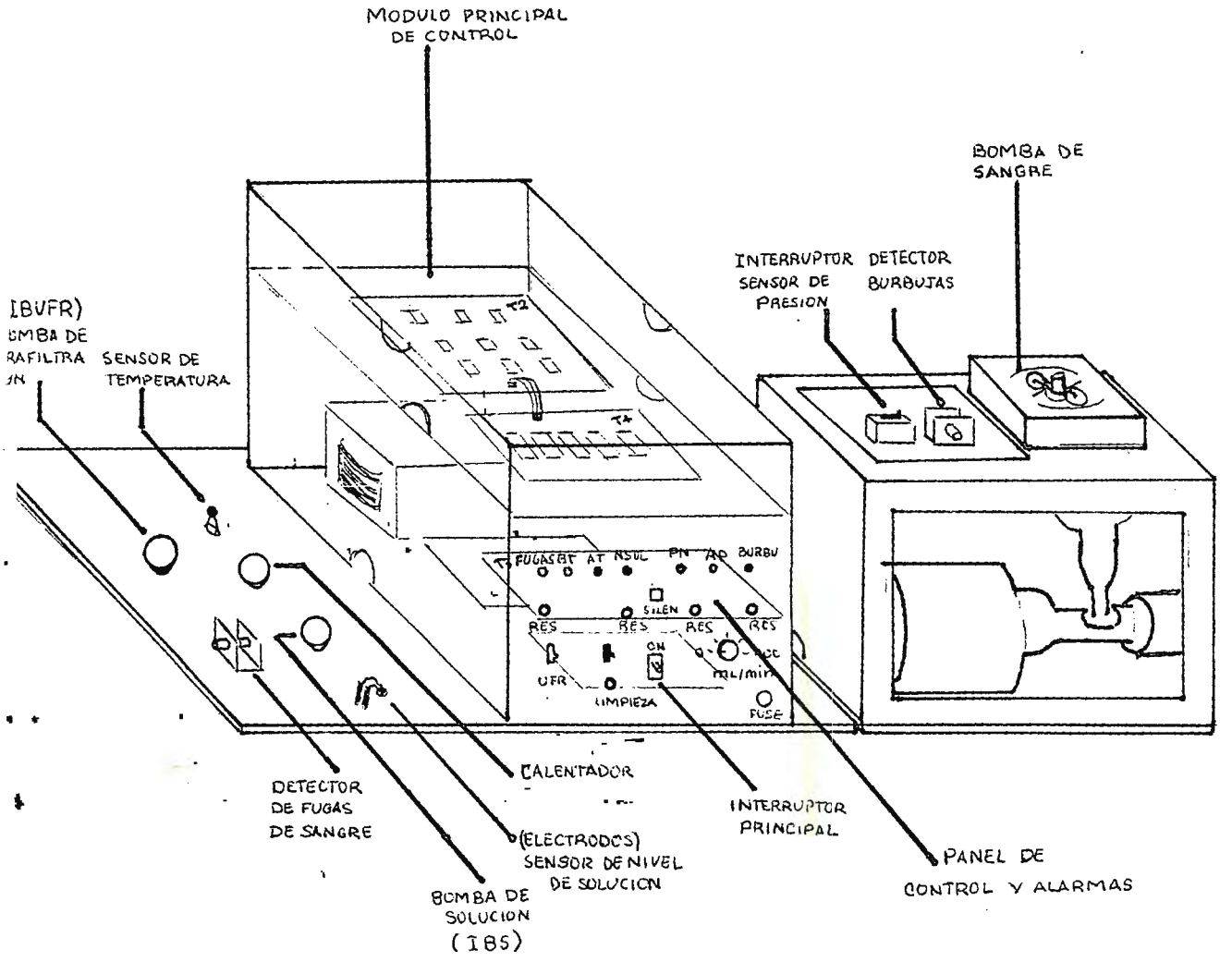
LISTADO DE ELEMENTOS.

R	Ω	C	µf	D	ECG Nº	QECG Nº	IC	CIRCUITO
R_1 R_2 R_3 R_4 R_5	1 K 220 10 K 220 220	C_1	1	D_1 D_2	3024 3020		IC_1 7474 ½ IC_2 74126 ½	Sensor de Presión
R_6 R_7 R_8 R_9 R_{10} R_{11} R_{12} R_{13}	150 5.6 K 180 K 270 K 1 K 220 10 K 220	C_2	1	D_3 D_4	3017 3020	Q_1 3037	IC_1 7474 2/2 IC_2 74126 4/4 IC_3 987 4/4	Detector de Burbujas
R_{14} R_{15} R_{16} R_{17} R_{18} R_{19} R_{20} R_{21} R_{22} R_{23}	82 K 470 K Solución 270 K 270 K 1 K 220 10 K 1 K 220	C_3	1	D_5	3020	Q_2 85	IC_2 74126 2/4 IC_3 987 2/4 IC_4 7474 ½	Bombas Solución y UFR, Sensor de Nivel
R_{24} R_{25} R_{26} R_{27} R_{28} R_{29} R_{30} R_{31} R_{32} R_{33}	150 5.6 K 180 K 270 K 220 1 K 454 K 10 K 1 K 220	C_4 C_5 C_6	1 10 µ 1 µ	D_6 D_7	3020 3020	Q_3 3032	IC_2 74126 3/4 IC_3 987 3/4 IC_4 7474 2/2 IC_5 555 IC_6 7404 1/6, 2/6	Detector de Fugas de Sangre

R	Ω	C	µf	D	ECG Nº	Q	ECG Nº	IC	CIRCUITO
R_{34}	Termistor			D_8	3020	Q_4	85	IC_6 7404 3/6	Control de Calentador, Sensor de Temperatura
R_{35}	10 K			D_9	3020			IC_7 987 ½, 2/4	
R_{36}	28.5K							IC_8 7432 ½, 2/4	
R_{37}	21.5K							IC_9 7408 ½, 2/4	
R_{38}	24.2K								
R_{39}	25.8K								
R_{40}	220								
R_{41}	220								
R_{42}	220								
R_{43}	220								
R_{44}	470								
R_{45}	220	C_7	220			Q_5	85	IC_6 7404 4/6	Circuitos Lógicos
R_{46}	124 K	C_8	220			Q_6	85	IC_8 7432 3/4, 4/4	
R_{47}	492							IC_9 7408 3/4, 4/4	
R_{48}	572							IC_{10} 7432 ¼, 2/4, 4/4	
R_{49}	1 K							IC_{11} 7408 4/4	
R_{50}	1 K							IC_{12} 556 ½, 2/2	
R_{51}	220								
R_{52S}	2.7 K	C_{9S}	100	D_{10S}	5806	PUT 1 6402			Bomba de Sangre
R_{53S}	10 K	C_{10S}	10	D_{11S}	5806	SCR 1 5465			
R_{54S}	27 K	C_{11S}	0.22	D_{12S}	5806				
R_{55S}	20 M	C_{12S}	300	D_{13S}	5806				
R_{56S}	1.3 M			D_{14S}	5806				
R_{57S}	100 K			D_{15S}	5806				
R_{58S}	1 K								
R_{59S}	12 K								
R_{60S}	Perilla								
		C_1 F	500					IC_1 F 5309	Fuente de Alimentación
		C_2 F	1					IC_2 F 1934	
		C_3 F	0.33					IC_3 F 960	
		C_4 F	1					IC_4 F 1936	
		C_5 F	1						

ANEXO 8

VISTA EXTERIOR DEL EQUIPO.


MODULO PRINCIPAL
DE CONTROL
BOMBA DE
SANGRE
INTERRUPTOR
SENSOR DE
PRESION
DETECTOR
BURBUJAS
IBUFR)
SENSOR DE
TEMPERATURA
T2
T4
FUGAS
AT
NSOL
PN
AP
BURBU
SILEN
RES
RES
RES
RES
ON
UFR
LIMPIEZA
FUSE
CALENTADOR
DETECTOR
DE FUGAS
DE SANGRE
(ELECTRODOS)
SENSOR DE NIVEL
DE SOLUCION
INTERRUPTOR
PRINCIPAL
PANEL DE
CONTROL Y ALARMAS
BOMBA DE
SOLUCION
(IBS)

ADDENDUM 1

Datos correspondientes a valores de operación y valores limites de alarma para diversos componentes de máquinas de hemodiálisis reales.

Cap. II, Apartados 2.4.1 - 2.5.6

1.A ***BOMBA DE SANGRE*** *(2.4.1 Pág. 50)*
Escala usual de velocidades: 0 a 400 ml/min
resolución: 25 ml/min

1.B ***SENSOR DE PRESION VENOSA*** *(2.4.3 Pag. 55)*

- *Presentador de Presión Venosa*
  Escala usual de presion: -100 a +400mmHg
  resolución: 50mmHg

- *Alarmas de Presión Venosa:*
  ± 50mmHg del valor de presión venosa presentado por el paciente.

1.C ***SENSOR DE PRESION ARTERIAL*** *(2.4.3 Pág. 55)*

- *Presentador de Presión Arterial*
  Escala usual de presión: -200 a +100mmHg
  resolución: 50mmHg

- *Alarma de Presión Arterial:*
  -50mmHg del valor de presión arterial presentado por el paciente.

1.D **BOMBA DE HEPARINA** (2.4.5 Pág. 58)

Escala usual de velocidades: 0 a 5.00 cc/hra.

resolución: 0.25 cc/hra.

1.E **BOMBA DE SOLUCION DE DIALISIS** (2.5.1 Pág. 60)

Velocidad de bombeo de solución de diálisis al filtro dializador (riñón artificial)

500 ml/min.

1.F **MONITOR DE TEMPERATURA** (2.5.2 Pág. 62)

Rango normal de temperatura: 37° C ± 0.5° C (98.6° F ± 1° F)

- Alarmas de Temperatura:

  ± 2.8° C (± 5° F)

  Baja temperatura aproximadamente: 34.2° C

  Alta temperatura aproximadamente: 39.8° C

1.G **MONITOR DE CONDUCTIVIDAD** (2.5.5 Pag. 66)

Valor normal de conductividad: 13.5 ± 0.2 mmhos/cm (correspondiente a una concentración de la solución de diálisis de 34 a 1 (partes de agua y concentrado)).

- Alarmas de Conductividad:

  ± 10%

  Baja conductividad aproximadamente: 12.2 mmhos

  Alta conductividad aproximadamente: 14.9 mmhos

1.H **CONTROL DE PRESION NEGATIVA** (2.5.3 Pág. 64)

Escala usual de presión negativa: 0 a -400mmHg

resolución: 25 mmHg

1.I ***INDICADOR DE UFR*** *(2.5.6 Pág. 67)*

Escala usual de velocidad del ultrafiltrado: 0.2 - 2.0 Kg/hra

resolución: 0.2 Kg/hra

1.J ***DETECTOR DE FUGAS DE SANGRE*** *(2.5.4 Pág. 65)*

Sensibilidad: 20 - 30 mgHb/lt.solución

1.K ***OTROS.***

- *Intensidad de Alarma audible: 30 a 65 dB. audible a 3 mt.*
- *Corriente de fuga del Equipo: 50 uA a 120 Vac (para condiciones normales de temperatura (37°C) y conductividad (13.5 mmhos)).*

REFERENCIA:

Manuales de Operación y Servicio
CENTRY 2 COBE Hemodialysis Control Unit
REDY 2000 Organon Teknika
(ANSI "Standard for Hemodialysis Systems")
(IEC 601-1, 62D. "Hemodialysis Equipment-Particular Requirements for Safety")

ADDENDUM 2

Consideraciones adicionales y correcciones relativas al diseño de los circuitos del Sistema de Control del Prototipo de Máquina de Hemodiálisis y a los correspondientes diagramas de circuitos.

Capitulo III, apartados 3.2.2 - 3.4.3
Capitulo IV, apartados 4.4.2 - 4.4.7

2.A ***CIRCUITO SENSOR DE PRESION*** *(Pág. 94 Fig. 3.3. Pág. 172)*
CIRCUITO DETECTOR DE BURBUJAS *(Pág. 99 Fig. 3.4. Pag. 173)*
CIRCUITO CONTROL BOMBAS SOLUCION Y UFR *(Pag. 106 Fig. 3.5. Pag. 175)*
CIRCUITO DETECTOR DE FUGAS DE SANGRE *(Pág. 123 Fig. 3.7. Pág. 175)*

En tales circuitos, cuya configuración incluye un FF 7474 D, debe conectarse adicionalmente a la entrada CLR del FF un resistor de 220 ohmios aterrizado en su otro terminal.

De los datos del fabricante $V_{ILmax} = 0.8$ *V e* $I_{IL\ CLR} = 3.2$ *mA*

$$R = \frac{V_{ILmax}}{I_{ILCLR}} = \frac{0.8}{3.2mA} = 250\Omega \approx 220\ \Omega$$

Con $R = 220\ \Omega$

$V = 3.2\ mA \times 220\ \Omega$

$V = 0.704\ V$

La conexión de esta resistencia garantiza que la entrada CLR no quede sin conexión, lo que podría causar inestabilidad a las salidas, durante el cambio de posición del interruptor de RESET, colocándose en ese lapso un nivel bajo en dicha entrada gracias a la resistencia a tierra.

2.B ***CIRCUITO CONTROL BOMBAS SOLUCION Y UFR*** *(Pag. 106 Fig. 3.5. Pág. 174)*
CIRCUITO CONTROL DE CALENTADOR *(Pag. 115 Fig. 3.6. Pag. 176)*
CIRCUITOS LOGICOS *(Pág. 127 Fig. 3.8. Pág. 177)*

En estos circuitos las bobinas de los reles (RA, RC, RE) son energizadas mediante la saturación de un transistor. Debera conectarse adicionalmente un diodo en paralelo a la bobina, como elemento de protección para el transistor, ya que el diodo sirve como camino de descarga de la corriente de la bobina cuando el transistor es llevado a la condición de corte.

El diodo de protección deberá seleccionarse tal que sus características de corriente (Io_{max}) y Voltaje Inverso (PRV_{max}) sean de mayor que las de la bobina (12 V, 50 mA), además puede considerarse importante la caracteristica de rápida conmutación.

Un diodo acorde a los requerimientos mencionados es el ECG519 (1N914), diodo de switcheo rapido, PRV=100 V, Io_{max} = 200mA, Vf_{max} = 1 V.

2.C *En los circuitos relacionados con el apartado anterior (2.B) los transistores utilizados para energizar las bobinas de relé y la bocina de alarma audible, demandan una corriente de base (Ib) para pasar a la condicion de saturación, mayor que la corriente nominal de salida en estado alto de las compuertas 7408, 7432 (Ioh = 0.8 mA) y los FF 7474 (Ioh = 0.4 mA), por lo que aunque en la practica dichas conexiones funcionen, se está acortando considerablemente la vida útil de tales elementos.*

Los transistores Q_2, Q_4, Q_5 y Q_6 deberan sustituirse por otros cuya corriente de base de saturacion sea menor que las Ioh mencionadas, pudiendo obtenerse las resistencias de base adecuadas (R_{22}, R_{44}, R_{49}, R_{50}) a partir de la expresion:

$$R_b = \frac{V_{oh} - V_{be}}{I_{bsat}}$$

Una posibilidad de seleccion es el transistor ECG123AP (2N3904) transistor amplificador para audio y radio frecuencia, driver, con ganancia dc: 40 - 100, Ic_{max} = 0.6 Amp, Ib_{corte} = 50 nA.

2.D ***CIRCUITO CONTROL DE CALENTADOR*** *(Pag. 115 Fig. 3.6, Pag. 174)*

Los resistores R_{35}, R_{37} y R_{39} deberian sustituirse por resistencias fijas, aunque el valor de estas sea diferente y la resistencia total de la rama varie del valor elegido de 50 Kohmios y consecuencia la corriente de rama no sea exactamente de 50 µA como se deseaba. Esta modificacion facilitará la posterior calibración del circuito al requerir únicamente

el ajuste de las resistencias R_{36} y R_{38}.

2.E ***CIRCUITO DETECTOR DE BURBUJAS*** *(Pág. 99 Fig. 3.4, Pág. 173)*
CIRCUITO CONTROL BOMBAS SOLUCION Y UFR *(Pág. 106 Fig. 3.5, Pág. 174)*
CIRCUITO CONTROL DE CALENTADOR *(Pág. 115 Fig. 3.6, Pág. 176)*
CIRCUITO DETECTOR DE FUGAS DE SANGRE *(Pág. 122 Fig. 3.7, Pág. 175)*

Para este tipo de circuitos en que los elementos sensores están conectados a las entradas de comparadores, suele conectarse, principalmente cuando se trata de equipo médico, otro comparador adicional como detector de límite con un nivel de referencia ligeramente diferente al primero, de manera que si en algún momento la señal proveniente del sensor llegara a ser igual al nivel de referencia de un comparador, normalmente esto produciría cierta inestabilidad a la salida del mismo, sin embargo esa misma señal produce en el comparador adicional una salida definida, a partir de la cual se genera la respuesta adecuada del equipo.

ADDENDUM 3

RECOMENDACIONES

En base al proceso de realización del presente Trabajo de Graduación se han formulado algunas observaciones y/o recomendaciones:

- *Debido al contenido del Trabajo, considerablemente amplio, puesto que involucra una parte importante de investigación teórica, una etapa de diseño de circuitos, su posterior prueba, las modificaciones necesarias y finalmente el montaje de los circuitos y el equipo y la documentación correspondiente, todo ello en combinación con algunas dificultades imprevistas que se han presentado y se presentan durante el desarrollo de los proyectos, son causa de que trabajos de esta índole y magnitud difícilmente puedan llevarse a cabo en períodos de tiempo menores de un año, e inclusive puede considerarse conveniente que la realización de este tipo de trabajos se lleve a cabo por etapas distribuidas entre varios estudiantes.*

- *A pesar de que ciertas situaciones prácticas pueden ser manejadas con circuitos bastante sencillos, cuando se trata de elaborar equipos que han de ser utilizados en pacientes, deben tenerse en cuenta muchos mas detalles no solo relativos a la eficiencia del equipo, sino principalmente que permitan brindar la máxima seguridad al usuario, por lo que debe apegarse rigurosamente a las normas de seguridad establecidas por las Instituciones competentes así como*

tambien mantener una estrecha asesoria médica y de personal especializado.

- *Aunque en la práctica el funcionamiento del Prototipo se haya dado conforme se esperaba, las observaciones recopiladas en el ADDENDUM 2, asi como otras posibilizades de optimizacion de diseño de los circuitos que pudieran darse, son importantes de considerar para futuros diseños, ya que observaciones como las mencionadas, garantizan no sólo un buen funcionamiento de los circuitos, sino que además permiten prolongar la vida útil de los elementos.*