



Universidad del Azuay

Facultad de Ciencia y Tecnología

Escuela de Ingeniería Electrónica

***ESTUDIO DE UN EQUIPO DE
HEMODIÁLISIS***

Trabajo de graduación previo a la obtención del título de

Ingeniero Electrónico

**Autores: Carolyn Jiménez Mogollón
Christian Rodas Balseca**

Director: Ing. Leonel Pérez

**Cuenca – Ecuador
2006**

Dedicatoria

Para Ligia, Paulina y Elena
con amor
Carolyn

Dedico esta monografía a mis padres,
por haberme apoyado en el transcurso
de mi carrera y a mis hermanos por
estar siempre conmigo
Christian

Agradecimiento

Queremos agradecer a Jefferson por habernos brindado la ayuda necesaria para realizar este trabajo. A nuestro querido Director de monografía Ing. Leonel Pérez por apoyarnos incondicional y ofrecernos su amistad.

Un agradecimiento especial a nuestros amigos y compañeros, por haber estado siempre en aquellos momentos difíciles durante el trayecto universitario.

Carolyn y Christian

Índice de Contenidos

Dedicatoria.....	ii
Agradecimiento	iii
Índice de Contenidos.....	iv
Resumen.....	vii
Abstract.....	viii
INTRODUCCION	1
CAPITULO I.....	2
HEMODIÁLISIS.	2
1.1 Sistema Renal.	2
1.1.1 Anatomía del Aparato Urinario.....	2
1.1.2 El riñón.....	2
1.1.3 Fisiología renal.....	4
1.1.4 Patologías renales.....	5
1.1.4.1 Nefropatía Diabética.....	6
1.1.4.2 Glomerulonefritis.....	6
1.1.4.3 Nefrosis o Síndrome Nefrótico.....	6
1.1.4.4 Uremia.....	7
1.1.5 Insuficiencia renal.....	7
1.2 Diálisis.	8
1.2.1 Diálisis Peritoneal.....	8
1.2.2 Hemodiálisis.....	10
1.2.3 Transplante de riñón.....	12
1.3 Síntesis.....	12
CAPITULO II	14
FUNCIONAMIENTO Y CONTROL DE UN EQUIPO DE HEMODIALISIS 14	
2.1 Reseña histórica.....	14
2.2 Equipos de Hemodiálisis.....	15
2.2.1 Generalidades.....	16
2.3 Descripción de un equipo de Hemodiálisis.	17
2.3.1 Sistema sanguíneo extracorpóreo.....	17

2.4	Elementos de diálisis.	25
2.4.1	Filtros dializadores.	25
2.4.2	Filtros hidrofóbicos.	29
2.4.3	Agujas.	31
2.4.4	Juego de líneas arterio –venosas.	33
2.4.4.1	Acceso vascular.	34
2.5	Solución dializante.	35
2.5.1	Agua tratada.	36
2.5.2	Mezcla de soluciones (proporciones).	37
2.5.3	Celdas de conductividad.	39
2.5.4	Sensores de temperatura (termistores).	41
2.5.5	Sensores de presión.	43
2.5.6	Sensores de volumen.	44
2.5.7	Detector de aire en la línea venosa (sensor de ultrasonido).	45
2.5.8	<i>Blood leak</i> (sensor de luz).	48
2.6	Alarmas extracorpóreas.	49
2.6.1	Bomba heparina.	49
2.6.2	Bomba de sangre (flujo sanguíneo).	53
2.6.3	Presión de transmembrana del filtro dializador.	54
2.6.4	Alarmas A/V.	55
2.7	Síntesis.	56
CAPITULO III		58
SEGURIDAD EN EL DISEÑO E INSTALACION Y EXPLOTACION DE LOS EQUIPOS DE HEMODIALISIS		58
3.1	Efectos de la corriente eléctrica sobre el organismo.	58
3.2	Clasificación de los equipos médicos en función de la seguridad.	65
3.2.1	Grado de protección de los aparatos electromédicos.	66
3.2.2	Clasificación del equipo de Hemodiálisis.	72
3.3	Seguridad en la instalación de equipos de Hemodiálisis.	72
3.3.1	Sala de Hemodiálisis.	73
3.4	Especificaciones técnicas del equipo de Hemodiálisis.	74
3.5	Seguridad clínica en la explotación del equipo.	75
3.5.1	Cuidados referentes a concentrados.	76
3.5.2	Cuidados referentes al agua.	76
3.5.3	Desinfección de la máquina.	76
3.6	Mantenimiento.	77
3.7	Síntesis.	80
CONCLUSIONES Y RECOMENDACIONES		81
Glosario de Términos		83

Bibliografía. 86

Resumen

Este es el estudio de un equipo de Hemodiálisis, de sus procesos de operación y seguridad. Se hace referencia al funcionamiento del sistema renal y a las enfermedades de los riñones que provocan la necesidad de sesiones de Hemodiálisis.

La Hemodiálisis es un proceso en el que se extrae los productos de desecho y el exceso de agua del cuerpo, mediante un filtro dializador que elimina las impurezas de la sangre. Estos procesos son controlados por varios sensores debidamente calibrados para evitar fallas.

El equipo requiere un mantenimiento adecuado, se recomienda hacer un cronograma de revisión que controle el funcionamiento y seguridad de uso.

Abstract

The present work deals with the study of a dialysis machine, focused on its operation processes and safety. We present a review of the renal system, and the kidney pathologies that cause dialysis treatments.

Briefly, dialysis is the process of taking harmful substances and excess of water out of blood, using a special filter to eliminate blood impurities. All this process is controlled by several sensors, which are carefully calibrated in order to avoid failures.

This equipment requires an adequate maintenance. For this purpose, a revision schedule is suggested, to control proper functioning and safety use

Jiménez Mogollón Carolyn
Rodas Balseca Christian
Trabajo de Graduación
Director: Ing. Leonel Pérez
Junio, 2006

INTRODUCCION

Uno de los principales objetivos en el desarrollo del Estudio de un Equipo de Hemodiálisis es la interacción de éste con los pacientes y con su entorno, es por eso que el desarrollo de esta monografía lo hemos hecho sobre la base de lo siguiente: En el primer capítulo se realiza una descripción general sobre la anatomía y fisiología del Sistema Renal, específicamente del riñón, así como de las nefronas. Además se hace referencias a las patologías renales con énfasis en los diversos niveles de insuficiencia renales que son causas para el uso de equipos de hemodiálisis. Se explica también los distintos tipos de diálisis y las particularidades para sus usos.

En el segundo capítulo se hace una explicación extensiva de los principios que fundamentan la construcción de equipos de Hemodiálisis, su estructura y funcionamiento de cada una de sus partes.

En el tercer capítulo se aborda aspectos relevantes sobre seguridad eléctrica, seguridad clínica y mantenimiento de un equipo de Hemodiálisis.

Se concluye con algunas conclusiones y recomendaciones para la operación de los equipos, este estudio contribuirá como un documento de consulta para operadores de equipos de Hemodiálisis a crear mejores condiciones de eficiencia y seguridad de estos equipos de gran importancia para pacientes que los requiere.

CAPITULO I

HEMODIÁLISIS.

1.1 Sistema Renal.

1.1.1 Anatomía del Aparato Urinario.

El aparato urinario (figura 1) consta de dos partes: la secretora formada por dos riñones y la excretora por dos uréteres, una vejiga urinaria y una uretra. La función del aparato urinario es la regulación del medio interno, este debe mantener el balance de fluidos y electrolitos, por medio de la excreción de agua y productos de desecho (catabolitos) y la retención de ciertas sustancias (anabolitos) que son conservadas en el organismo, así la orina es liberada hacia el sistema colector.

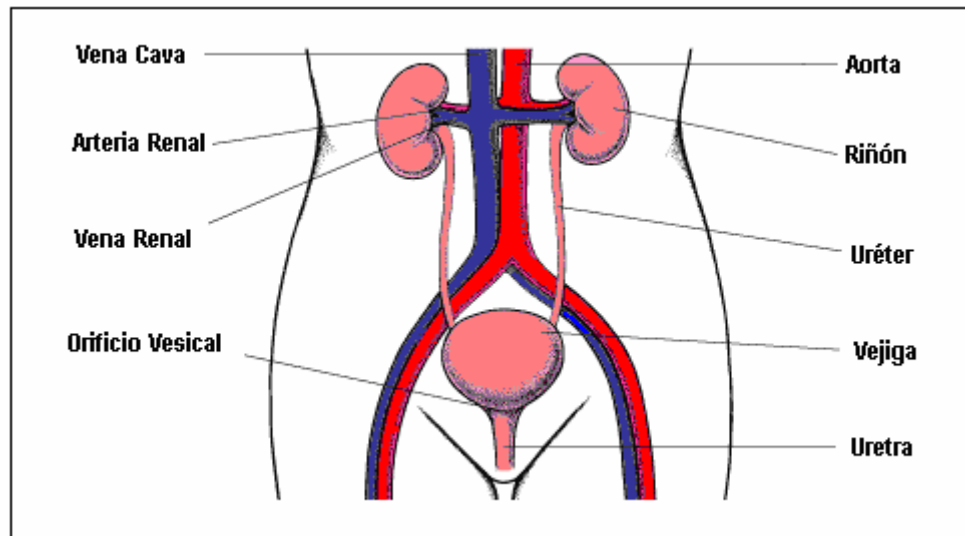


Figura 1: Aparato Urinario¹

1.1.2 El riñón.

En el ser humano, los riñones se sitúan a cada lado de la columna vertebral, en la zona lumbar, su peso y su tamaño son proporcionales a la superficie corporal de la persona, el riñón derecho está ligeramente más abajo en posición que el izquierdo. Los riñones están rodeados de la cápsula adiposa renal, tienen forma de fréjol, y presentan un borde externo convexo y un borde interno cóncavo. El borde cóncavo

¹ Fuente: www.msd.es/publicaciones/mmerck_hogar/sección_11/sección_11_122.html

tiene un hueco denominado hilio, que sirve para el paso de los vasos sanguíneos por donde fluye la sangre de ida y regreso; el hilio nace de una cavidad más profunda que es el seno renal donde el uréter se expande formando la pelvis renal.

Estos órganos son eminentemente vasculares (*Salvador Gustavo, Nefrología Clínica Diálisis y Transplantes, Pág. 17, 1999*) reciben la tercera parte de toda la sangre que emana del corazón y dependen íntimamente del flujo sanguíneo y de su presión hidráulica para poder realizar el proceso de filtración. Como se puede observar en la figura 2 se encuentra la vena renal ubicada en el lado anterior, esta recoge la sangre del riñón; la encargada de llevar la sangre hacia el riñón es la arteria renal que se encuentra en la parte posterior.

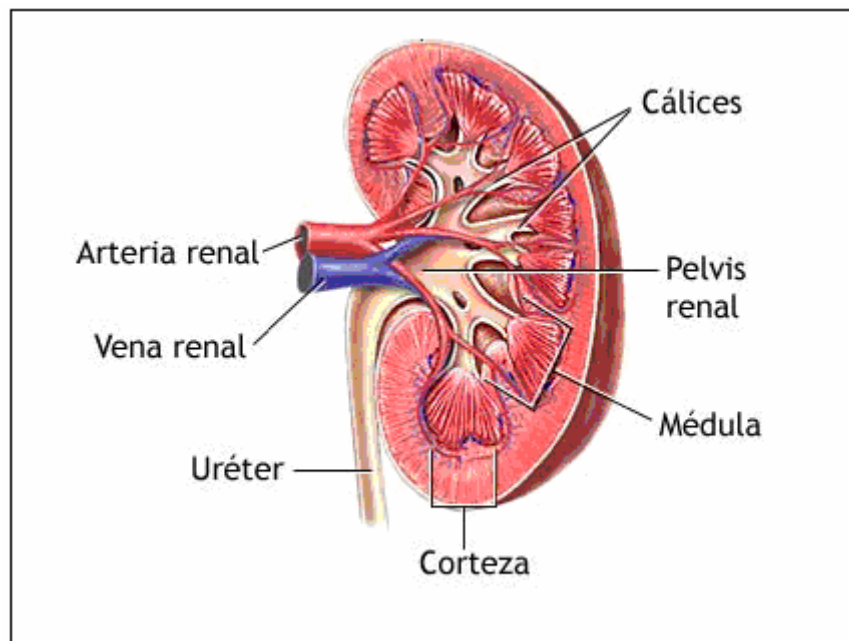


Figura 2: Riñón²

En el interior del riñón se distinguen dos áreas: una periférica o cortical, de color amarillento y otra central o medular, de color rojizo. La medular está constituida por estructuras cónicas denominadas pirámides de Malpighi, cuyos vértices terminan en el seno del riñón (papilas renales) y sus bases están apoyadas en la corteza. El área cortical se proyecta hacia el hilio renal formando las columnas de Bertin, delimitando así a las pirámides de Malpighi.

² Fuente: www.nlm.nih.gov/medlineplus/spanish/ency/esp_imagepages/1101.htm

La nefrona es la unidad estructural y funcional del riñón. Existen aproximadamente un millón en cada uno. La nefrona está compuesta por la capsula de Bowman que es una estructura redonda y hueca que aloja un ovillo vascular llamado glomérulo (figura 3) y el túbulo, el cual tiene su origen en el polo opuesto al vascular de la capsula de Bowman.

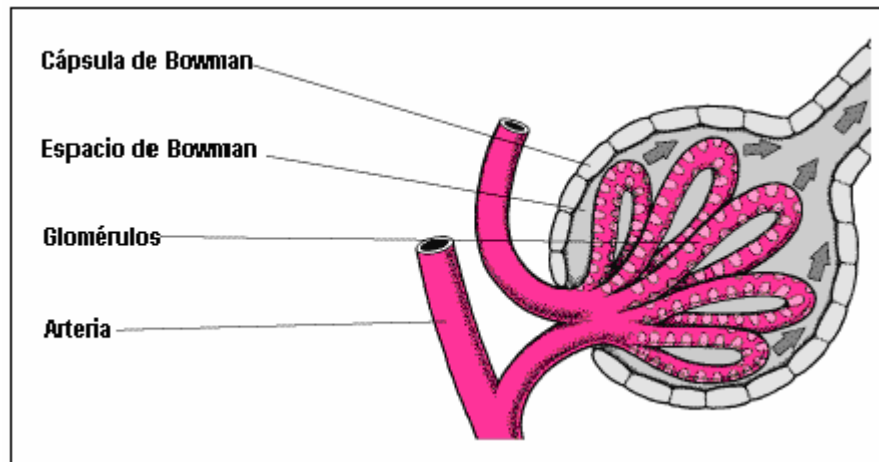


Figura 3: Glomérulo³

1.1.3 Fisiología renal.

La sangre penetra en el glomérulo a presión elevada, gran parte de ésta se filtra a través de pequeños poros que se encuentran en las paredes de los vasos sanguíneos del glomérulo, así como en la capa interna de la capsula de Bowman, sin que se puedan filtrar las células sanguíneas y las proteínas. El líquido filtrado penetra en la zona que se encuentra entre las capas interna y externa de la capsula de Bowman y pasa por el túbulo contorneado proximal, aquí se reabsorben la mayor parte del sodio, agua, glucosa y otras sustancias filtradas, que posteriormente se reincorporan a la sangre, luego este líquido pasa a través del asa de Henle donde el sodio y varios electrolitos son bombeados al interior del riñón quedando este líquido cada vez más diluido. El líquido diluido pasa al túbulo contorneado distal, donde se bombea más sodio hacia adentro, a cambio del potasio, que pasa al interior del túbulo. El líquido que proveniente de varias nefronas pasa al interior del túbulo colector, desde donde continúa su curso en forma de orina diluida. El agua de ésta puede ser absorbida y devuelta a la sangre, haciendo que la orina sea más concentrada. Por medio de las

³ Fuente: www.msd.es/publicaciones/mmerck_hogar/sección_11/sección_11_123.html

hormonas que influyen en la función renal, el organismo controla la concentración de orina según sus necesidades de agua, sales e hidrogeniones, para mantener el equilibrio hidro - electrolítico y ácido - básico.

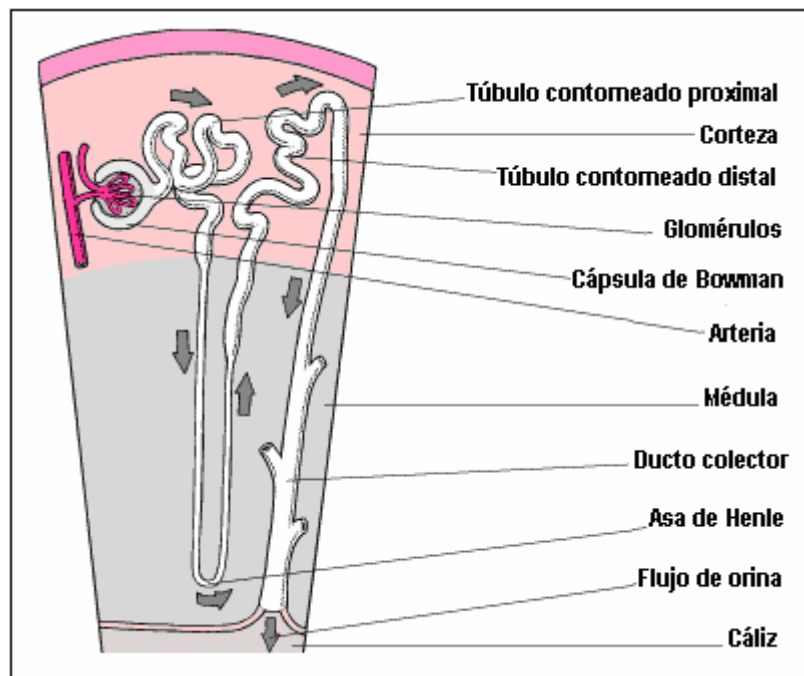


Figura 4: Fisiología de una nefrona⁴

Los riñones además de excretar los productos metabólicos como por ejemplo la urea, creatinina, entre otros por medio de la orina, liberan tres hormonas importantes que son:

- La eritropoyetina, que estimula la producción de glóbulos rojos por la médula ósea.
- La renina, que regula la tensión arterial.
- La forma activa de la vitamina D, que ayuda a mantener el calcio para los huesos y el equilibrio químico en el cuerpo.

1.1.4 Patologías renales.

La mayoría de las enfermedades de los riñones atacan las nefronas perdiendo estas su capacidad de filtración. La lesión a las nefronas puede suceder rápidamente, debido a lesiones o intoxicación, pero frecuentemente las nefronas se destruyen lentamente.

⁴ Fuente: www.msd.es/publicaciones/mmerck_hogar/sección_11/sección_11_123.html

Las principales causas de enfermedad en los riñones son la diabetes y la tensión arterial alta (hipertensión).

1.1.4.1 Nefropatía Diabética.

Lo primero que se detecta en la Nefropatía Diabética es un engrosamiento en el glomérulo, por esta razón el riñón permite más proteína de lo normal en la orina. A medida que esta enfermedad avanza, se destruye un creciente número de glomérulos, incrementándose la cantidad de proteínas excretadas. La Nefropatía puede ocasionar insuficiencia renal crónica y luego de un período de 2 a 6 años de la aparición de niveles altos de proteínas en la orina se convierte en una enfermedad renal en estado terminal.

1.1.4.2 Glomerulonefritis.

La Glomerulonefritis provoca la inflamación de los glomérulos, formándose cicatrices, estos poco a poco van perdiendo su capacidad de eliminar los productos de desecho, así como el exceso de líquido en la sangre; debido a la ineficiente filtración que se da en los glomérulos se produce pérdida de sangre y proteínas en la orina. La Glomerulonefritis puede ser una condición temporal y reversible o puede ser progresiva ocasionando insuficiencia renal crónica y enfermedad renal en estado terminal.

Los tipos de Glomerulonefritis incluyen: la enfermedad del riñón producida por la diabetes, la Nefropatía por IgA y la Nefritis por lupus.

1.1.4.3 Nefrosis o Síndrome Nefrótico.

El Síndrome Nefrótico es causado por varios trastornos que producen daño renal, especialmente en la membrana basal del glomérulo, lo que ocasiona eliminación anormal de proteína en la orina, esta puede contener también grasa. La Nefrosis puede darse por múltiples motivos y afecta a todos los grupos de edades.

1.1.4.4 Uremia.

La Uremia se da por la acumulación de desechos en la sangre. Si en el riñón disminuye el volumen o la presión sanguínea, también hay una disminución en la filtración de la sangre pudiendo inclusive llegar a detenerse en su totalidad. Los productos de desecho permanecen en la sangre debido a que casi no hay producción de orina, aún cuando el riñón está en perfectas condiciones. Al haber acumulación de desechos nitrogenados (creatinina y urea) y exceso de líquido en el organismo, se da un mal funcionamiento en órganos y tejidos. Es la forma más común de insuficiencia renal.

1.1.5 Insuficiencia renal.

Es una alteración de la función de los riñones, en donde éstos no pueden excretar las sustancias tóxicas del organismo adecuadamente. Existen varias causas que provocan insuficiencia renal y dependiendo de la velocidad en que esta se produce pueden ser:

- Insuficiencia Renal Aguda (IRA).
- Insuficiencia Renal crónica (IRC).

Insuficiencia renal aguda (IRA).

La insuficiencia renal aguda se da en forma rápida, cuando los riñones no pueden eliminar las toxinas de la sangre. La insuficiencia renal aguda se puede dar por cualquier afección que disminuya la cantidad de sangre que llega a los riñones o que lesione estos, por la obstrucción de los conductos de eliminación de la orina y por ciertos fármacos que pueden dañar los riñones. La mayoría de casos de IRA pueden ser curados con un tratamiento simple, pero existen ocasiones en que se necesita realizar algunas sesiones de diálisis, para que el riñón empiece a funcionar normalmente, esto puede durar varios días o semanas.

Insuficiencia renal crónica (IRC).

En la insuficiencia renal crónica, se va perdiendo la función renal de forma lenta y progresiva, provocando la acumulación de productos metabólicos de desecho en la sangre. Son muchas las causas que producen IRC, estas pueden ser: enfermedades inflamatorias que afectan el tejido renal, la diabetes mellitus, la obstrucción crónica

de los conductos de eliminación de orina y algunas enfermedades hereditarias. Las lesiones producidas en los riñones, pueden ocasionar daños irreversibles; esta debe controlarse de forma estricta para retardar su progresión a insuficiencia renal terminal, en la cual el riñón deja de funcionar por completo. Los pacientes con insuficiencia renal crónica deben realizarse sesiones de diálisis o un trasplante de riñón.

1.2 Diálisis.

Es el proceso en el que se extrae los productos metabólicos de desecho y el exceso de agua del cuerpo. Se realiza diálisis cuando la insuficiencia renal provoca el mal funcionamiento del cerebro, inflamación de la envoltura del corazón, y otros síntomas provocados por la Uremia.

Las formas principales de diálisis son:

- Diálisis Peritoneal.
- Hemodiálisis.

1.2.1 Diálisis Peritoneal.

En la Diálisis Peritoneal se aprovecha la membrana (peritoneo) que reviste los órganos internos del abdomen, para purificar la sangre, esta membrana actúa como un filtro permeable. Para llevar a cabo la diálisis se coloca un catéter en el interior del abdomen, a través del catéter se introduce una solución purificadora, llamada dializante, la cual recoge los productos de desecho y las sustancias nocivas que pasan desde el peritoneo; este dializante debe permanecer en el abdomen varias horas aproximadamente de 4 a 6 horas, luego de lo cual se drena el dializante que contiene los desechos del organismo y se vuelve a repetir el mismo proceso 4 o 5 veces al día.

El catéter que se usa en este proceso debe ser blando de goma de silicona o de poliuretano poroso, estos materiales permiten que el líquido fluya uniformemente y no cause lesiones, si el tratamiento es permanente el catéter debe ser colocado en la sala de operaciones, caso contrario se lo coloca cuando el paciente está en la cama.

Esta forma de tratamiento da buenos resultados y puede ser el mismo paciente quien realice esta técnica.

Existen tres tipos de diálisis peritoneal:

- Diálisis Peritoneal Ambulatoria Continua (CAPD).- Es la más utilizada y puede realizarse en cualquier sitio; con este proceso la sangre permanece purificada todo el tiempo. El dializante debe permanecer en el abdomen entre 4 y 6 horas y la solución debe ser cambiada 4 o 5 veces al día.
- Diálisis Peritoneal Cíclica Continua (CCPD).- Es similar a la diálisis peritoneal ambulatoria continua, excepto que en esta se conecta al catéter una máquina que realiza el proceso de llenado y drenado del dializante. La solución dializante permanece entre 10 y 12 horas en el abdomen, este tratamiento se realiza por las noches.
- Diálisis peritoneal Intermitente (IPD).- El funcionamiento es similar al de la diálisis peritoneal cíclica continua, pero esta generalmente es realizada en un hospital. Este proceso se realiza varias veces a la semana de 36 a 42 horas.

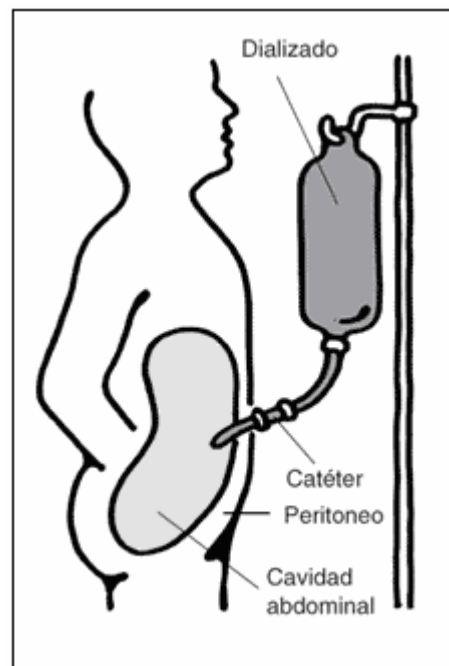


Figura 5: Diálisis Peritoneal⁵

⁵ Fuente: <http://medicoscel.8m.com/hemodiálisis/diálisis.htm>

1.2.2 Hemodiálisis.

La Hemodiálisis es un procedimiento que purifica la sangre, eliminando los productos de desecho y el exceso de líquidos del cuerpo a través de un riñón artificial, el cual funciona como filtro; mediante este procedimiento se extrae la sangre del cuerpo del paciente haciendo que esta circule por el dializador (máquina de Hemodiálisis) y luego de ser purificada esta regrese al paciente. Para purificar la sangre se necesita acceder de forma repetida al flujo sanguíneo, para ello se pueden utilizar tres vías de acceso que son:

- Fístula arterio – venosa interna.- Mediante una operación sencilla, se une una arteria con una vena gruesa para aumentar su volumen sanguíneo, se realiza en el brazo debido a que las venas en este son más gruesas, ya que existe un flujo continuo de sangre. Esta vía puede ser usada después de un mes de estar funcionando.
- Fístula arterio – venosa externa.- Se introduce quirúrgicamente una cánula en una arteria y otra en una vena, se puede usar inmediatamente; esta debe mantenerse cubierta con gasas limpias.
- Catéter subclavio.- Se coloca un catéter en la vena subclavia, que está localizada cerca del cuello a nivel del hombro. Esta vía puede ser usada inmediatamente.

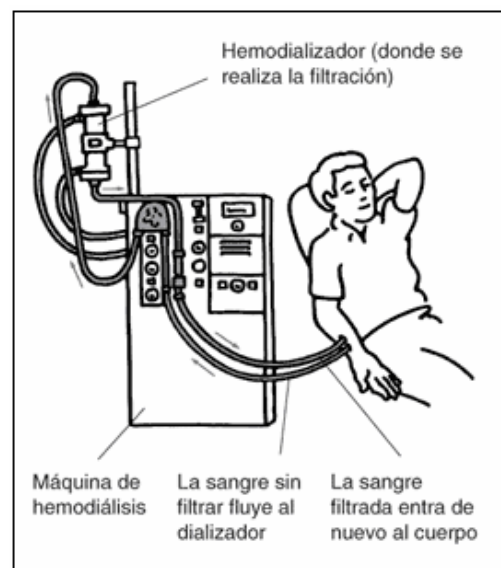


Figura 6: Hemodiálisis⁶

⁶ Fuente: <http://medicoscel.8m.com/hemodiálisis/hemodialisis.htm>

En el proceso de Hemodiálisis se utiliza un fármaco, el cual evita la coagulación de la sangre llamado heparina; dentro del dializador existe una membrana porosa artificial que separa la sangre del líquido dializante, la composición de este líquido es similar al del cuerpo. Para que se de la filtración del líquido dializante, de los productos de desecho y las toxinas de la sangre, a través de la membrana que separa los compartimentos del líquido dializante y la sangre, debe existir mayor presión en este último compartimiento, puesto que las proteínas no pueden ser filtradas por los pequeños poros de la membrana, estos son devueltos al organismo.

Los dializadores tienen diversos tamaños y grados de eficacia. Los equipos modernos son muy eficaces ya que permiten que la sangre fluya rápidamente y acortan el tiempo de diálisis de 2 a 3 horas en lugar de las 4 horas que se necesitaban en un equipo antiguo, la Hemodiálisis se realiza generalmente tres veces a la semana dependiendo del estado del paciente.

Debemos recordar que la Hemodiálisis no cura los riñones, por esta razón los pacientes deben seguir el tratamiento estipulado por su doctor. Este procedimiento no es doloroso, pero puede provocar ciertos malestares antes o después de realizarse este.

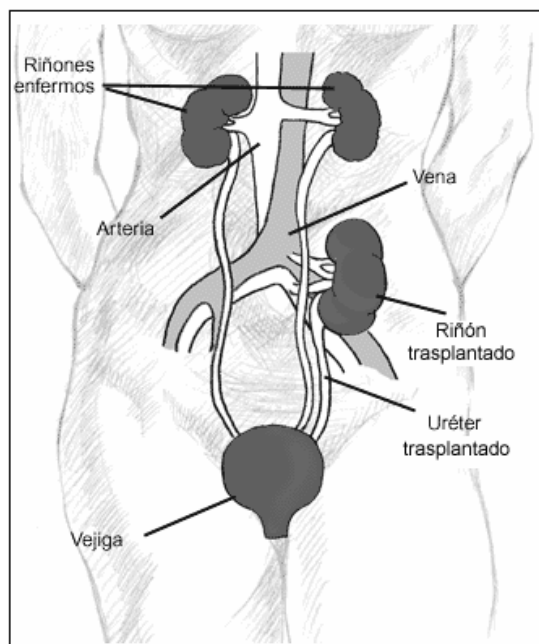


Figura 7: Transplante de riñón⁷

⁷ Fuente: <http://medicoscel.8m.com/hemodiálisis/transplante.htm>

1.2.3 Transplante de riñón.

Es una cirugía mayor, en la cual el paciente con deficiencia renal recibe un riñón (figura 7), el donante puede ser alguien que ha fallecido recientemente o una persona viva, generalmente un pariente. Para que el sistema inmunitario no rechace al nuevo riñón este debe adaptarse a las características del nuevo cuerpo, por lo que el paciente debe tomar medicamentos para impedir un rechazo del órgano.

1.3 Síntesis.

El sistema renal está formado por dos riñones, dos uréteres, una vejiga y una uretra, su función principal es la eliminación de productos de desecho (orina) y la retención de ciertas sustancias que necesita el organismo.

Cada riñón está formado por aproximadamente un millón de nefronas, las cuales a su vez están formadas por: la cápsula de Bowman, glomérulos y el túbulo. Las nefronas son las encargadas de realizar la filtración de la sangre, produciendo de esta forma la orina, cuya concentración depende de la cantidad de agua, sales e hidrogeniones que necesita el organismo para mantenerse en equilibrio; los riñones además de eliminar los productos de desecho liberan tres hormonas importantes que son la eritropoyetina, la renina y la vitamina D.

Las enfermedades de los riñones generalmente atacan las nefronas, las cuales pierden su capacidad de filtración, las enfermedades más comunes son: Nefropatía Diabética, Glomerulonefritis, Nefrosis, Uremia. Estas enfermedades pueden provocar insuficiencia renal ya sea esta aguda (IRA) o crónica (IRC).

La mayoría de casos de IRA pueden ser curados con un tratamiento simple pero aquellos pacientes que sufren de IRC deben someterse a sesiones de diálisis o a un transplante de riñón.

La diálisis es un proceso en el que se extrae los productos de desecho y el exceso de agua del cuerpo, las formas principales de diálisis son: la Peritoneal y la Hemodiálisis; en la primera se aprovecha del peritoneo que actúa como un filtro permeable, se introduce un líquido llamado dializante, el cual recoge los productos

de desecho que pasan desde el peritoneo. En la Hemodiálisis se eliminan los productos de desecho extrayendo la sangre del cuerpo del paciente, haciendo que esta circule por una máquina (riñón artificial) que purifica la sangre y la regresa al paciente.

CAPITULO II

FUNCIONAMIENTO Y CONTROL DE UN EQUIPO DE HEMODIALISIS

2.1 Reseña histórica.

A mediados del siglo XVIII se comenzó a tratar a los pacientes renales sumergiéndoles en bañeras con agua caliente; la piel hacía de membrana y las toxinas se difundían en el agua. El gran problema era que el paciente debía estar mucho tiempo sumergido en el agua por lo que quedaban abatidos. En aquel tiempo los baños romanos y árabes servían como tratamiento a los pacientes renales.

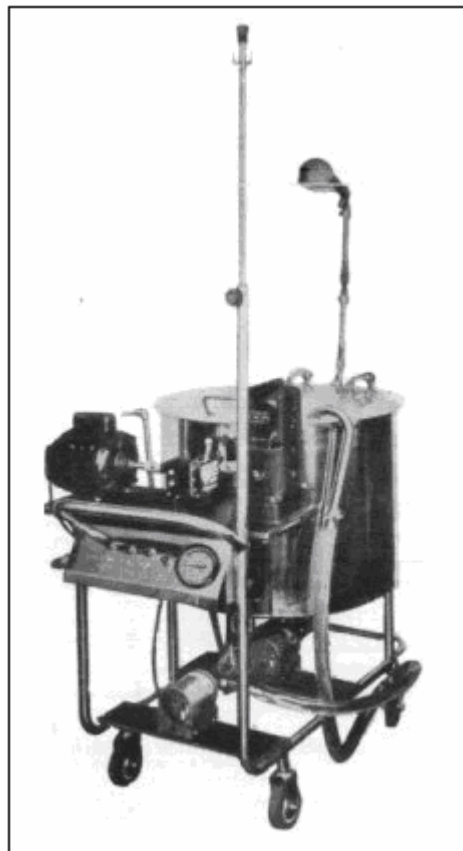


Figura 8: Equipo de Hemodiálisis⁸

⁸ Fuente: www.kidney.com/history/hemodiálisis.htm

Graham, catedrático de química, explicó el concepto de ósmosis en 1850. Demostró que el pergamino vegetal actuaba como una membrana semipermeable y fue quien, por primera vez, usa el concepto de DIÁLISIS. El primer riñón artificial, que se pudo usar en el ser humano, lo diseñó Kolff, médico holandés, en 1930. En 1940 construyó un dializador de gran superficie, lo enrolló alrededor de un tubo cilíndrico y todo ello lo sumergió en un tanque que tenía unos 100 litros de líquido dializante. Desde aquel entonces empezaron a seguir desarrollándose nuevas tecnologías y mejorando el primer modelo diseñado por Kolff, hasta los modelos actuales denominados equipos de ultra filtración controlada, en los cuales se puede programar el volumen total que se desea ultra filtrar, siendo el monitor el que hace todo. Incluso se programa variaciones de Ultra Filtración (UF) durante la Hemodiálisis (HD), así como de conductividad.

2.2 Equipos de Hemodiálisis.

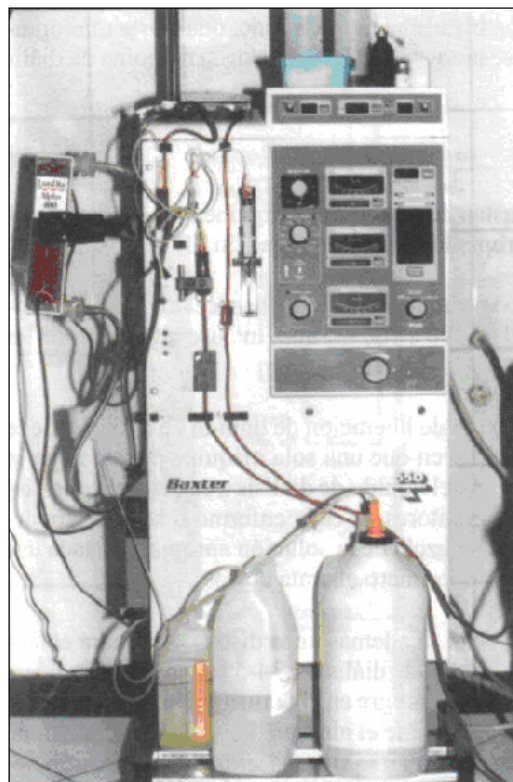


Figura 9: Máquina de Hemodiálisis Baxter⁹

⁹ Fuente: Salvador Gustavo, Nefrología Clínica Diálisis y Transplantes, Pág. 468, 1999

2.2.1 Generalidades.

Las máquinas de Hemodiálisis en general se pueden dividir en 2 sistemas:

- Sistema sanguíneo extracorpóreo.
- Sistema de líquido de diálisis.

Dentro del sistema sanguíneo extracorpóreo se necesita un clamp arterial, una bomba de sangre, la bomba heparina, el filtro dializador, sensores del flujo sanguíneo arterial y venoso, también se necesita de dos conductos por donde pase la sangre, estos se denominan líneas arterio - venosas. La línea arterial conduce la sangre desde el paciente al dializador y la línea venosa retorna la sangre desde el dializador al paciente. Las líneas son generalmente de celulosa, estas son flexibles para mayor facilidad en la conexión.

En el sistema de diálisis se necesita la solución dializante, (debe estar previamente preparada), un calentador, un desgasificador, sensores de: conductividad, de temperatura y de volumen, el filtro dializador, protecciones y un sistema de liberación del líquido de diálisis.

Un punto importante durante el proceso de HD es conocer el concepto de Peso Seco, puesto que dependiendo de este, el tratamiento durará más o menos tiempo. El Peso Seco es dado por el peso del paciente, luego de extraer el exceso del líquido al final de la sesión de Hemodiálisis, cuando el estado de hidratación es normal. Este Peso Seco puede variar con el transcurso del tiempo, si el paciente tiene enfermedades, este puede aumentar o disminuir.

Si se sobre estima el Peso Seco durante algunos tratamientos, el paciente en cualquier momento presentará edema pulmonar, insuficiencia cardiaca, etc. En cambio si el Peso Seco es inferior al normal, el paciente presentará hacia el final de las sesiones de diálisis debilidad, hipotensión, calambres etc.

2.3 Descripción de un equipo de Hemodiálisis.

2.3.1 Sistema sanguíneo extracorpóreo.

En la figura 10 se muestra un esquema funcional del Sistema Extracorpóreo de una máquina de Hemodiálisis, el cual está formado por:

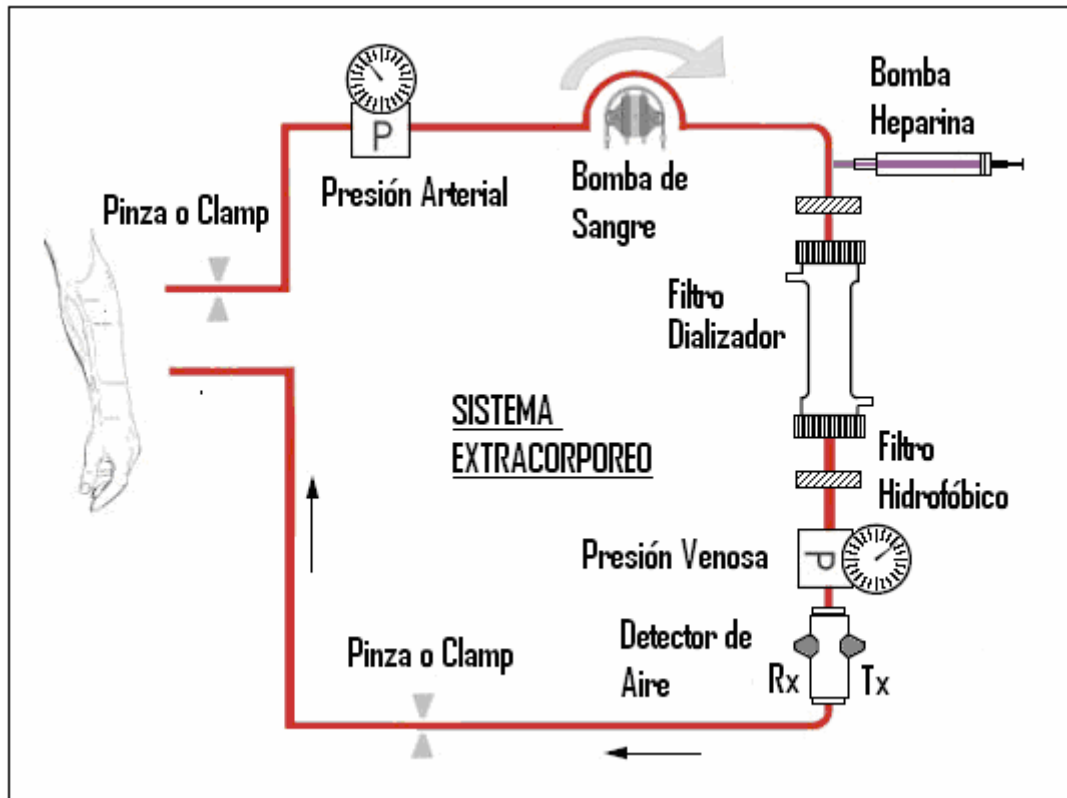


Figura 10: Sistema Extracorpóreo

1. Acceso vascular.
2. Clamp arterial o pinza.
3. Detector de presión arterial.
4. Bomba de sangre.
5. Bomba de heparina.
6. Filtro hidrofóbico.
7. Filtro dializador.
8. Medidor de presión venosa.
9. Detector de aire y clamp.
10. Sistema de líquido de diálisis.
11. Agua tratada.

12. Calentador.
13. Desgasificador.
14. Mezclador.
15. Conductímetro.
16. Sensor de temperatura.
17. Sensor de volumen.
18. Válvula *By - Pass*.
19. Sensor de fuga de sangre (*blood leak*).
20. Sensor de flujo.
21. Bomba de dializado.

1. Acceso vascular.

La máquina de Hemodiálisis controla la circulación de la sangre a través del sistema extracorpóreo. La sangre fluye desde el acceso vascular del paciente por medio de la línea arterial hasta llegar al dializador, tras pasar por éste, sigue su recorrido por la línea venosa hasta retornar al paciente. Durante este ciclo la sangre se encuentra con varios controles dentro del equipo.

2. Clamp arterial o pinza (atrapa burbujas).

Una vez que la sangre sale del paciente, en algunos equipos, la misma llega a una pinza o clamp arterial que obstruye totalmente el paso de sangre a través de la línea, esta se activa como respuesta a una alarma en caso de mal funcionamiento.

3. Detector de presión arterial.

A continuación existe un detector de presión arterial, este es el que va a detectar si hay un déficit en el acceso vascular, un excesivo flujo sanguíneo ó una mala colocación de la aguja arterial. En conjunto con este, se encuentra un medidor de presión, el cual es importante cuando se realiza una HD.

4. Bomba de sangre.

Una vez que la sangre ha pasado por los puntos anteriormente mencionados, continua hasta llegar a la bomba de sangre, que es la que se encarga de succionar la sangre del paciente hacia el equipo, en caso que exista algún problema en el detector de presión, el clamp arterial actuará, e inmediatamente la bomba (Figura 11) se detendrá.

5. Bomba de heparina (anticoagulante).

Dentro del sistema extracorpóreo está la bomba de heparina, que es una bomba de jeringa que inyecta heparina, de forma continua a una velocidad ajustable por el operador, la cual ingresa a través de una línea fina hacia la línea arterial.

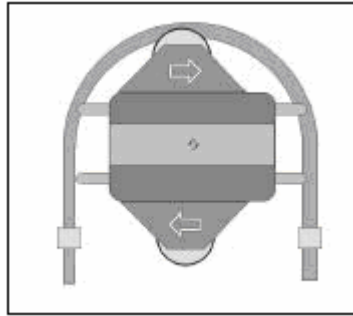


Figura 11: Bomba de Sangre¹⁰

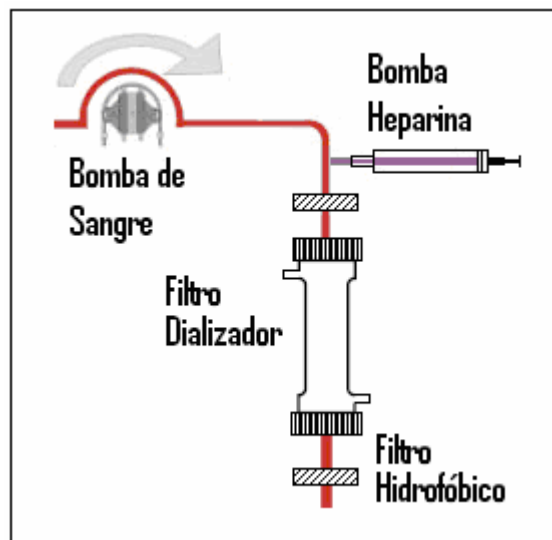


Figura 12: Bomba de heparina, filtro hidrofóbico y dializador

6. Filtro hidrofóbico.

Durante el proceso antes de llegar al filtro dializador y después de este, se encuentra un filtro hidrofóbico que sirve para protección del equipo, al evitar que se filtre sangre a través del mismo.

¹⁰ Fuente: <http://www.carloshaya.net/biblioteca/contenidos/docs/nefrologia/dialisis/joseantonio.pdf>

7. Filtro dializador.

Durante la diálisis, la sangre se limpia mediante la utilización de un líquido llamado dializado o “solución para diálisis”. Los productos de desecho y el líquido de la sangre entran en contacto con la solución empleada en la diálisis, la cual los elimina al realizarse el proceso de filtración. El dializador controla el flujo de la sangre y de la solución. En el epígrafe 2.4.1 se explicará el funcionamiento de este filtro más detalladamente.

8. Medidor de presión venosa.

Una vez que la sangre ha sido purificada, pasa a otro filtro hidrofóbico y después llega la misma a un medidor de presión venosa, al igual que la arterial nos indica la resistencia que ofrece el acceso vascular, en este caso a la entrada de la sangre del paciente. Se considera que esta presión es la que existe dentro del dializador. Cada monitor de estos lleva una alarma conectada que advertirá si se sobrepasan los valores de presión aceptables.

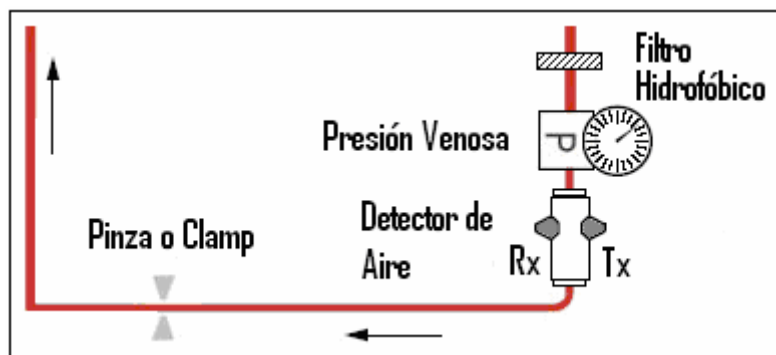


Figura 13: Presión venosa y detector de aire

9. Detector de aire y clamp.

El Detector de Aire y el atrapa burbujas o Clamp, evitan la entrada inadvertida de aire al torrente circulatorio del paciente, este detector debe impedir el inmediato flujo de sangre al paciente clampeando la línea de retorno venoso de todo el sistema.

El Detector de Aire es un sensor por ultrasonido. Su activación provoca el paro de la bomba de sangre, y como se explicó anteriormente el clampeado de la línea venosa.

10. Sistema de líquido de diálisis.

Por otro lado el circuito de la solución del líquido de diálisis (figura 14), también posee sus sistemas de monitorización. Este se halla oculto en el interior del equipo. Dentro de todo equipo existe un sistema de control de mecanismo que mezcla las soluciones para Hemodiálisis (bicarbonato y ácido o acetato) con el agua tratada para tener un nivel óptimo de concentración e iniciar el tratamiento.

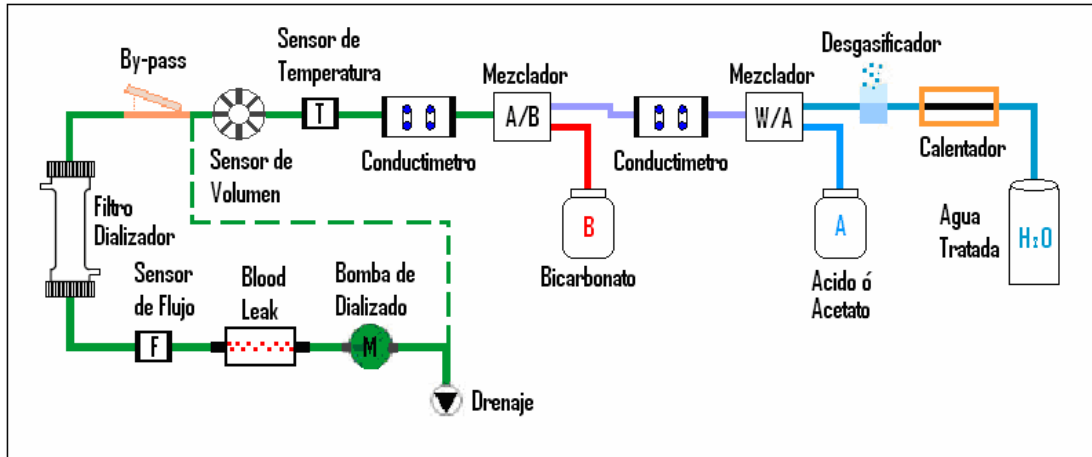


Figura 14: Sistema del líquido de Diálisis

11. Agua tratada.

Dentro del circuito de líquido de diálisis, el agua para Hemodiálisis es el primer elemento en ingresar al equipo. Previamente esta agua debe ser expuesta a una serie de tratamientos para evitar la presencia de contaminantes en ella.

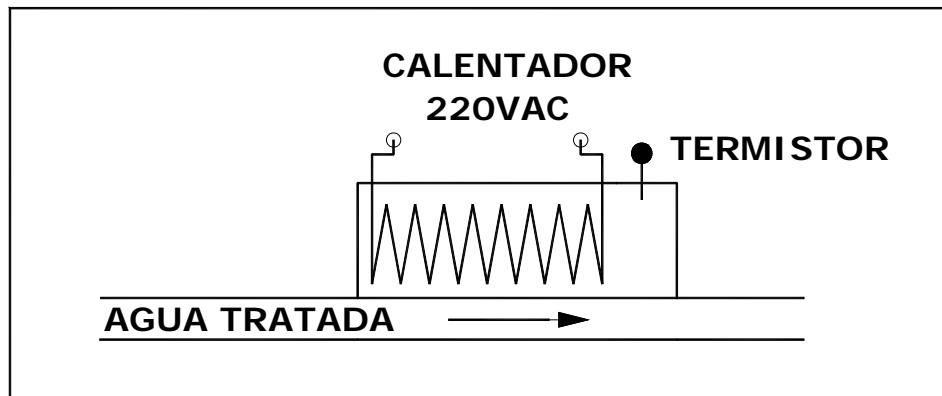


Figura 15: Calentador

12. Calentador.

Como se puede ver en la figura 15, el agua tratada entra en el monitor y pasa a un depósito donde es calentada de 36 a 40° C antes de mezclarse con el concentrado de líquido de HD. La temperatura correcta del agua para su ingreso es de 37° C. Esto se realiza para evitar el mal funcionamiento del sistema y las posibles hipotermias que puedan ocurrir las cuales el paciente consciente también se encargará de detectar.

13. Desgasificador.

El agua, al calentarse y cambiar de presión, produce burbujas de aire. Estas burbujas tienen que ser eliminadas a través de un desgasificador (figura 16), para evitar que pasen al circuito sanguíneo a través del dializador. Además, la presencia de aire en el circuito hidráulico alteraría la medición del flujo del líquido de diálisis.

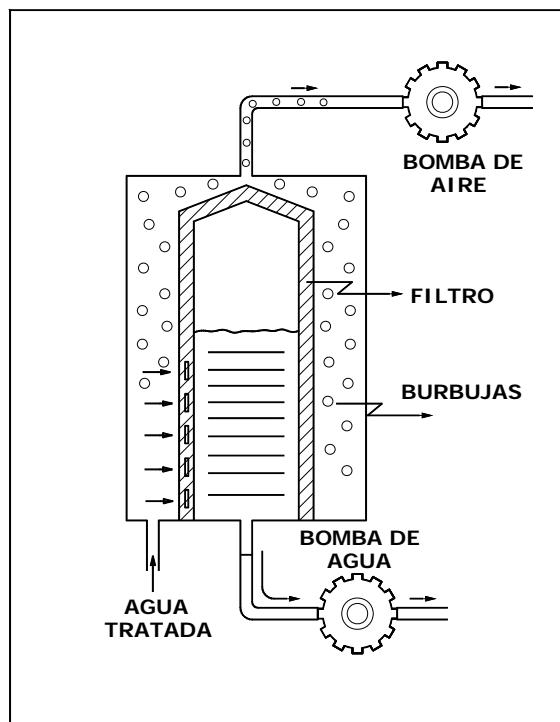


Figura 16: Desgasificador

14. Mezclador.

En el Mezclador, el agua tratada se mezcla con el concentrado de líquido de diálisis cuya composición consta de ácido o acetato y bicarbonato en proporciones adecuadas (dependiendo del proveedor). Durante este proceso primero el agua tratada se mezcla con ácido o con acetato y después se medirá su nivel de conductividad. A

continuación se realiza el mismo proceso, pero esta vez se mezcla la solución antes mencionada (ácido + agua) con una proporción de bicarbonato como se observa en la figura 17. De esta manera se obtiene la solución completa, refiriéndose a temperatura, presión y electrolitos.

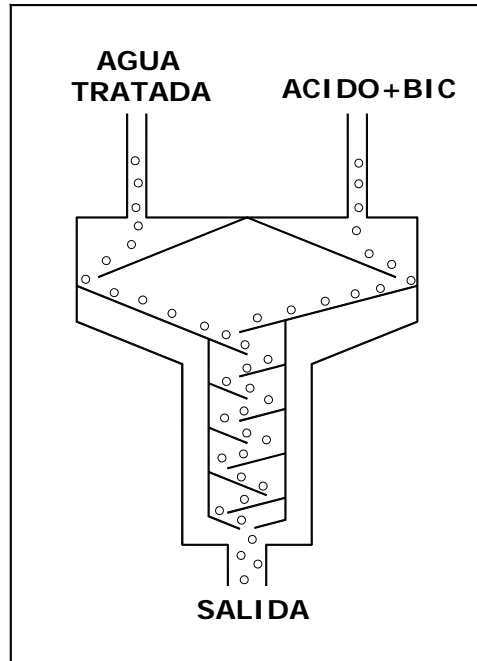


Figura 17: Mezclador

15. Conductímetro.

Después de realizado el mezclado es muy importante saber su grado de conductividad eléctrica, porque a partir de este valor se sabrá si la cantidad administrada de la solución de diálisis al equipo es la correcta. Este nivel de conductividad es monitorizada por un (conductímetro) medidor capaz de detectar continuamente (tiempo real) las variaciones de conductividad de la solución del líquido de diálisis en su paso previo a la entrada del dializador.

16. Sensor de temperatura.

Una vez que la solución de diálisis esta preparada, esta debe pasar por un sensor de temperatura antes de llegar al filtro dializador. Este sensor sirve en caso de que se presente un mal funcionamiento en el circuito de calentamiento. Está calibrado para una temperatura de 37° C que es la apropiada; el operador puede variar la temperatura entre 35 y 41° C según sea la necesidad del paciente. Un líquido a 35° C

no produce daño alguno salvo provocar frío al paciente, pero si se sube la temperatura por encima de 41° C se producirá hemólisis y desnaturalización de las proteínas plasmáticas.

17. Sensor de volumen.

A continuación, se encuentra un sensor de volumen el cual controla la ultra filtración del paciente, esto no es más que, extraer o eliminar el líquido del individuo. En caso de que la cantidad extraída del paciente no es el prescrito por el Doctor, una alarma se activa y el paso del líquido dializante al dializador se detendrá.

18. Válvula *by-pass*.

Si los límites permisibles de conductividad o de temperatura han sido sobre pasados, un mecanismo de *by-pass* o válvula (Figura 18) se pone en marcha, desviando el líquido hacia el drenaje sin pasar por el dializador.

19. Sensor de fuga de sangre (*blood leak*).

Posteriormente de que el líquido dializante pasa por el filtro, llega a un sensor de fuga de sangre *blood leak*. Este es un sensor de luz, que se encarga de verificar si existe una filtración de sangre en el líquido dializado después de que este haya pasado por el filtro dializador, en otras palabras, este sensor sirve para monitorear la sangre a la salida del filtro dializador; en caso que esto sucediera, el circuito se cerraría a través de la válvula *by-pass*, para revisar el filtro. En el punto 2.5.8 se explicará el principio de funcionamiento de este sensor.

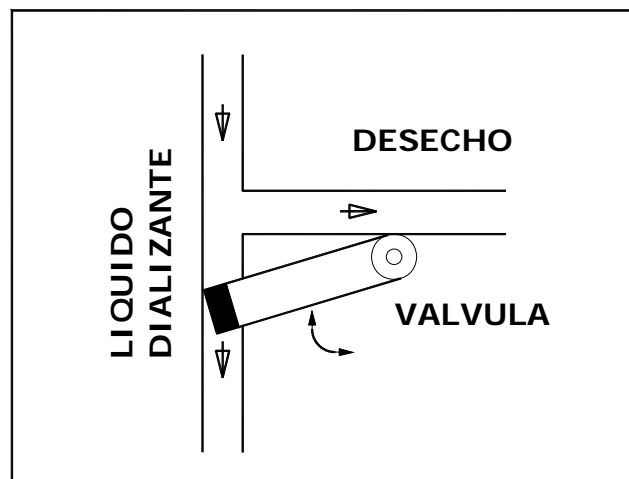


Figura 18: By-pass

20. Sensor de flujo.

Mide la cantidad de líquido de dializado que es suministrado al filtro dializador del paciente, el cual es volumétrico.

21. Bomba de dializado.

Por último, el líquido es absorbido por una bomba de dializado, esta se encargará de drenar el líquido dializado del circuito, hacia el drenaje.

2.4 Elementos de diálisis.

2.4.1 Filtros dializadores.

El filtro dializador (figura 19) consiste en una caja o tubo con dos entradas y dos salidas, dos comunicaciones con el compartimiento sanguíneo y dos con el líquido de diálisis. La membrana semipermeable separa ambos compartimientos.

La ósmosis como se observa en la figura 20; se basa en “limpiar” la sangre urémica de un paciente, puesta en contacto con un líquido de diálisis por medio de una membrana semipermeable.

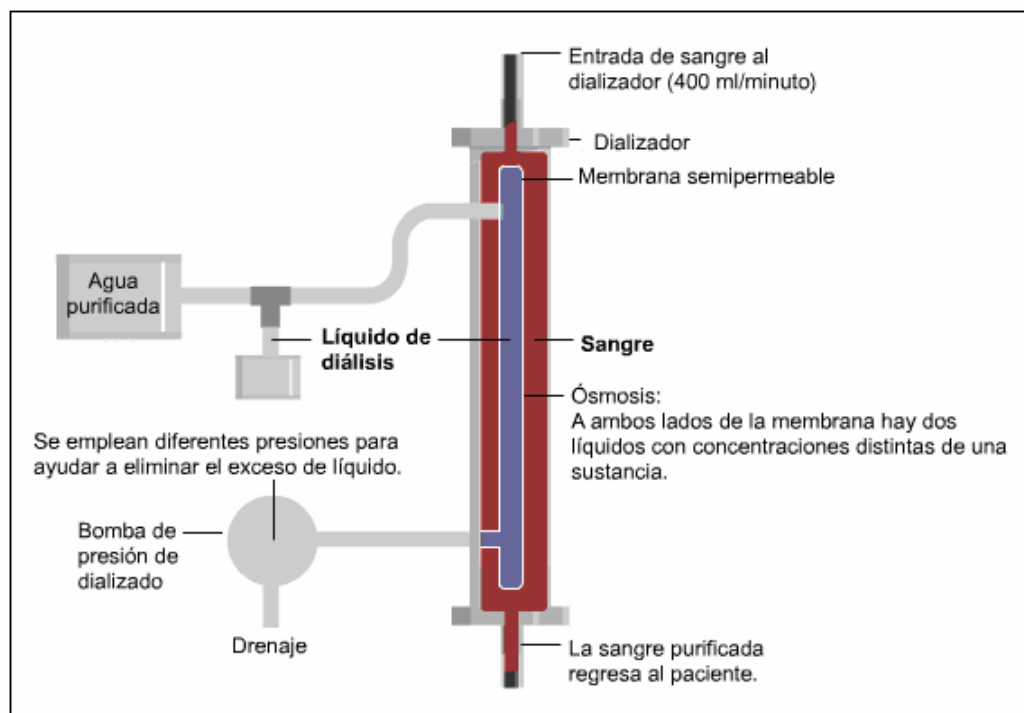


Figura 19: Filtro dializador¹¹

¹¹ Fuente: http://es.geocities.com/biohumana2002/imatges_nutricio/dializ1.swf

La ósmosis representa el libre movimiento de solutos a través de la membrana semipermeable, este se da de manera totalmente imprevisto. El paso a través de la membrana dependerá del gradiente de concentración entre una solución y otra, y del tamaño de solutos que condiciona por lo general su peso molecular, el cual determina también la velocidad de la osmosis. También depende de la resistencia que ofrece la membrana semipermeable al paso de los solutos que estarán en relación al tamaño de los poros.

La ultra filtración (UF) tiene lugar cuando el agua tratada es empujada por una fuerza hidrostática u osmótica hacia la membrana semipermeable. En Hemodiálisis (HD) el nivel de UF dependerá del gradiente de presión que se establezca entre el compartimento sanguíneo y el líquido de diálisis. Y dependerá del coeficiente de ultra filtración (KUF) que se define como el número en mililitros de líquido por hora (ml/h) que son transferidos a través de la membrana semipermeable por cada milímetro de mercurio (mmHg) de presión transmembrana (PTM).

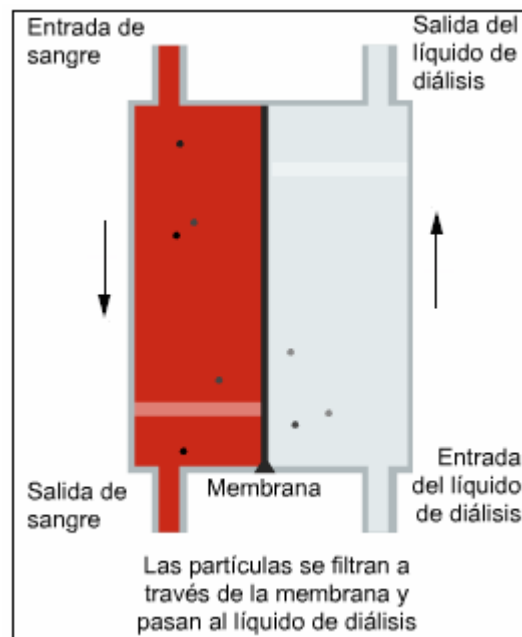


Figura 20: Osmosis¹²

Normalmente la dirección del flujo de la solución del líquido de diálisis es opuesta, o en sentido contrario a la dirección que sigue el flujo sanguíneo. El propósito de este

¹² Fuente: http://es.geocities.com/biohumana2002/imatges_nutricio/dializ1.swf

flujo es el de aumentar la diferencia de concentración de los productos de desecho entre la sangre del paciente y el líquido de diálisis a lo largo de todo el dializador.

Para un adulto de superficie normal los flujos sanguíneos que se emplean en Hemodiálisis son normalmente entre 300 a 400 ml/min., pudiéndose llegar a flujos de hasta 600ml/min., en Hemodiálisis de alta eficacia. Normalmente los flujos empleados en la solución del líquido de diálisis son de 500 ml/min. a 800 ml/min (Salvador Gustavo, *Nefrología Clínica Diálisis y Transplantes*, Pág. 488, 1999).

La depuración de los solutos depende de muchos factores tales como: el tipo de membrana, el tamaño del dializador, el flujo sanguíneo y el flujo de diálisis.

Tipos de filtros dializadores.

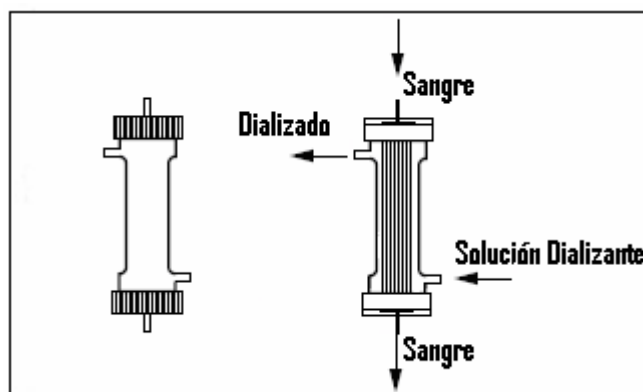


Figura 21: Tipo Capilar

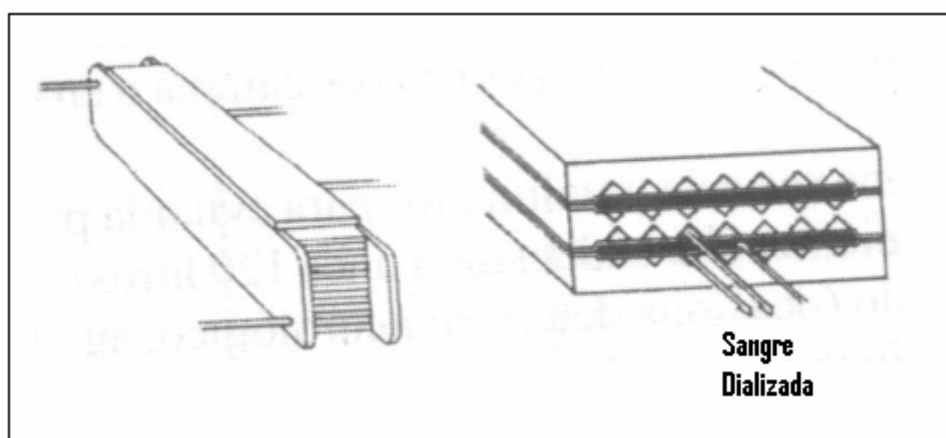


Figura 22: Tipo Paralelo¹³

¹³ Fuente: Salvador Gustavo, *Nefrología Clínica Diálisis y Transplantes*, Pág. 463, 1999

La extensión del área de contacto entre ambos compartimientos se logra aumentar, usando una membrana dividida en múltiples fibras o capilares huecos en placas paralelas. Ambos tipos de dializadores se muestran en las figuras 21 y 22

En el dializador tipo capilar, el flujo sanguíneo entra en una cámara compuesta por miles de fibras capilares dentro de un armazón cilíndrico. El líquido de la solución de diálisis corre por fuera de esas fibras agrupadas. En cambio en los de tipo placa, la sangre circula entre láminas dispuestas una encima de otra, de esta manera la solución y la sangre circulan por espacios alternativos entre las láminas de la membrana.



Figura 23: Filtro capilar¹⁴



Figura 24: Filtro en funcionamiento¹⁵

¹⁴ Fuente: www.fmc-ag.com.ve/dializadores.htm

¹⁵ Fuente: Salvador Gustavo, Nefrología Clínica Diálisis y Transplantes, Pág. 462, 1999

El material que compone las membranas semipermeables de los dializadores de Hemodiálisis, es de celulosa o derivados de celulosa, o de materiales sintéticos. Los de celulosa son los más utilizados, sin embargo existe la tendencia a disminuir su uso a cambio de dializadores sintéticos.

La permeabilidad de las membranas al agua y a los solutos viene marcada por el grosor de las membranas y por el tamaño de sus poros. Las propiedades que definen un dializador son las siguientes: KUF, aclaramientos de urea, creatinina, fósforo y vitamina B12, la superficie y el grosor de la fibra que lo compone.

El KUF o Coeficiente de Ultra Filtración es el número de ml/hora de ultra filtración por cada mmHg de presión transmembrana PTM. Así un dializador con un KUF de 2 precisa un PTM de 500 mmHg para retirar 1000 ml/hora; con un KUF de 4 solo precisará una PTM de 250 mmHg para retirar los 1000 ml/hora. Los dializadores con KUF superiores a 6 están capacitados para extraer importantes cantidades de líquido, del total del peso global del paciente, cantidades que exigen de un control por lo que estos dializadores solo se usan en equipos con control de UF.

2.4.2 Filtros hidrofóbicos.

Los materiales filtrantes tienen muchas propiedades diferentes que afectan el rendimiento del filtro en ciertas aplicaciones, por eso es muy importante saber elegir el tipo de material de acuerdo a: su costo, volumen de filtración, capacidad de retención de suciedad, etc.

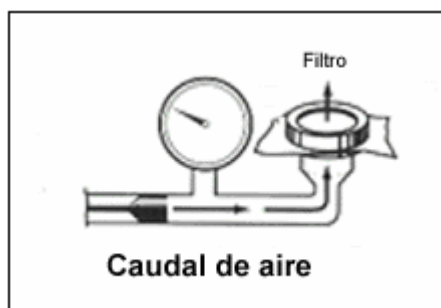


Figura 25: Filtro de aire¹⁶

¹⁶ Fuente: <http://www.maquimsa.com/html/tecnica/filtracion.html>

La filtración consiste en la asociación de varios tamaños de poros, o es la combinación de materiales profundos y filtros de membrana para crear unidades de filtración en serie. Otro punto importante a tomar es la compatibilidad química ya que esto toma un papel muy importante en lo que se refiere a la duración del filtro; esto se define a que un material filtrante pueda resistir determinados productos químicos de modo que la estructura del poro no resulte negativamente afectada por la exposición química, y esto produzca que el filtro libere partículas o fibras debido al efecto químico.

Un filtro hidrofóbico no se humedecerá con agua pero sí con líquidos de baja tensión superficial, como los solventes orgánicos. Una vez que el filtro hidrofóbico se ha mojado con un solvente orgánico, las soluciones acuosas también lo atravesarán.

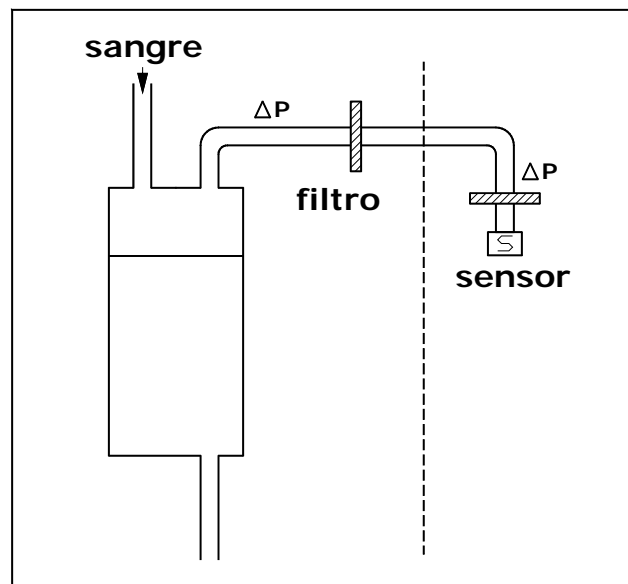


Figura 26: Filtro Hidrofóbico

En la industria las membranas se expresan en mililitros/minuto/centímetro cuadrado ($\text{ml cm}^2 / \text{m}$) a una presión dada; en este caso el filtro solo permitirá el paso del aire y no de la sangre, evitando así, que el fluido no llegue al equipo y lo pueda dañar.

En caso de que los filtros permitieran el paso de sangre, se coloca un sensor de presión (galga extensométrica) a continuación del filtro, este activa una alarma indicando que el equipo se desconectará inmediatamente. Estos sensores de presión están en un rango de -600 a +600 mmHg. Para amplificar la señal de este sensor, se utiliza un Amplificador de Instrumentación.

Cualquier sistema de medida de presión tipo resistivo, requiere de una tensión estable de excitación y normalmente está formado por un puente de Wheastone (Figura 27). El principio de funcionamiento se basa en un simple montaje, de cuatro elementos resistivos conectados en forma de puente, una fuente de excitación (tensión o corriente) conectada a una de las diagonales y un detector de tensión o corriente conectado en la otra diagonal. El detector mide la diferencia entre las salidas de dos divisores potenciométricos conectados a través de la fuente de alimentación.

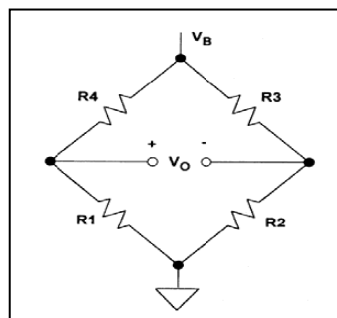


Figura 27: Puente de Wheastone

El principio de funcionamiento de este sensor se explicará en el epígrafe 2.5.5

2.4.3 Agujas.

Dentro del tratamiento de HD, es muy importante tomar en cuenta el tipo de acceso vascular y el tipo de aguja que se va a utilizar. En caso de una fistula arteriovenosa interna, tendremos siempre en cuenta que la aguja arterial estará colocada en sentido contrario al flujo sanguíneo. Ante un sistema venoso poco desarrollado una ligera compresión en torniquete puede ser útil, pero se debe tener cuidado.

Las Agujas de Calibre 15G o 16G para unipuntura, son las más aceptables para flujos sanguíneos no superiores a los 300ml/min., la de calibre 14G se usa para flujos mayores (*Salvador Gustavo, Nefrología Clínica Diálisis y Transplantes, Pág. 473, 1999*). Se debe desinfectar la zona de punción con povidona yodada durante unos 3 minutos previos a la punción. La aguja arterial se inserta unos 3cm por encima de la fistula en un ángulo de 45° en dirección hacia la anastomosis.

La aguja venosa se inserta de 3 a 5cm de la arterial en un ángulo de 45° distal a la anastomosis.

Las agujas de fístula y los catéteres permiten el acceso a la sangre de los pacientes. Son esenciales para realizar cualquier tipo de terapia sanguínea extracorpórea como es la Hemodiálisis.

Los dispositivos de acceso más comunes son las agujas de fístula (arterial y venosa) para acceder a la fístula A/V del paciente, y el catéter venoso central.



Figura 28: Agujas para hemodiálisis¹⁷

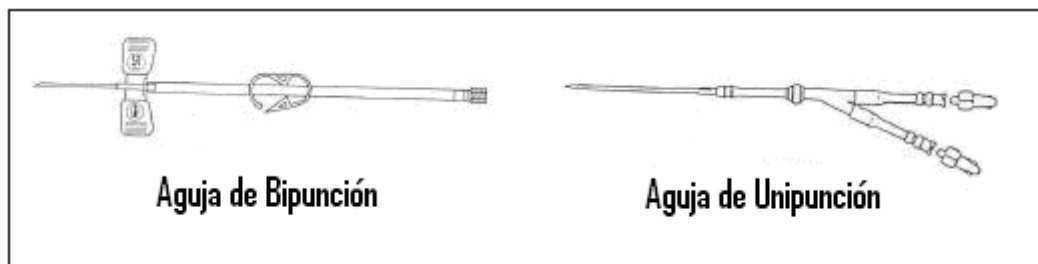


Figura 29: Tipos de agujas¹⁸

Las agujas suelen ser de pared ultra fina y siliconizada, estas minimizan el trauma durante la inserción y la diálisis. Este tipo de agujas garantizan un mayor flujo y evitan adherencia al vaso sanguíneo. Tienen aletas de sujeción giratorias para permitir su rotación. Posee indicador de posición del bisel por medio de colores,

¹⁷ Fuente: www.fmc-ag.com.ve/a_f_cateteres.htm

¹⁸ Fuente: <http://www.carloshaya.net/biblioteca/contenidos/docs/nefrologia/dialisis/montseserarols.pdf>

facilitando su manejo durante el procedimiento; su extensión es de 25cm, algunas agujas incluyen un clamp de Robert para el control de flujo de la sangre y/o soluciones durante la Hemodiálisis. Se utilizan dos por Hemodiálisis una arterial y una venosa.

Los tipos de agujas más comunes (figura 29) son de:

- Bipunción
- Unipunción

2.4.4 Juego de líneas arterio –venosas.

Las líneas sanguíneas arterial y venosa, son utilizadas para transportar la sangre del paciente desde las agujas de fístula, hasta el dializador y para devolverla.

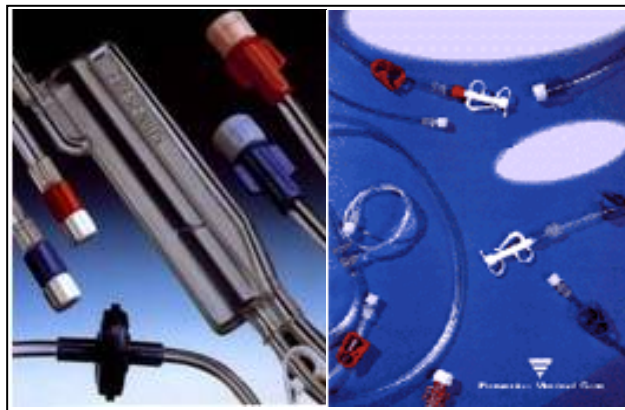


Figura 30: Líneas arterio - venosas¹⁹

El juego de líneas arterial y venosa son codificadas con colores, que permiten que la sangre circule hasta el filtro dializador y regrese nuevamente al organismo. Normalmente el volumen de cebado de estas líneas son de 120 ml, el diámetro de estas líneas pueden ser de 6, 7 u 8mm; este último es el más utilizado para obtener mayor flujo y menos gastos de operación. El juego de líneas arterio – venosas poseen un cojín de alarma de flujo, una cámara atrapa burbujas, conexiones al dializador y puntos de inyección en látex autosellable para facilitar la toma de muestras y la administración de medicamentos. Algunos tipos de líneas están

¹⁹ Fuente: [www.fmc-ag.com.ve/lineas de sangre.htm](http://www.fmc-ag.com.ve/lineas%20de%20sangre.htm)

provistas de clamps para garantizar la seguridad en el procedimiento; usualmente se utiliza un juego completo por cada sesión.

2.4.4.1 Acceso vascular.

El proceso de HD precisa de un acceso vascular previo que permita obtener un flujo sanguíneo adecuado. El acceso vascular permanente más eficaz es la fístula arteriovenosa interna, el cual se realiza por medio de una intervención quirúrgica, donde se anastomosa la arteria radial y la vena cefálica.

En caso de no poderse obtener una fístula de las características anteriormente descritas, se puede recurrir a la implantación de un material protésico, que se coloca entre una arteria y una vena proximal. Las complicaciones que se presentan en las fístulas constituyen una de las principales causas de mortalidad de los pacientes en HD. La fístula arterio-venosa es la que presenta un menor número de complicaciones y una mayor duración.

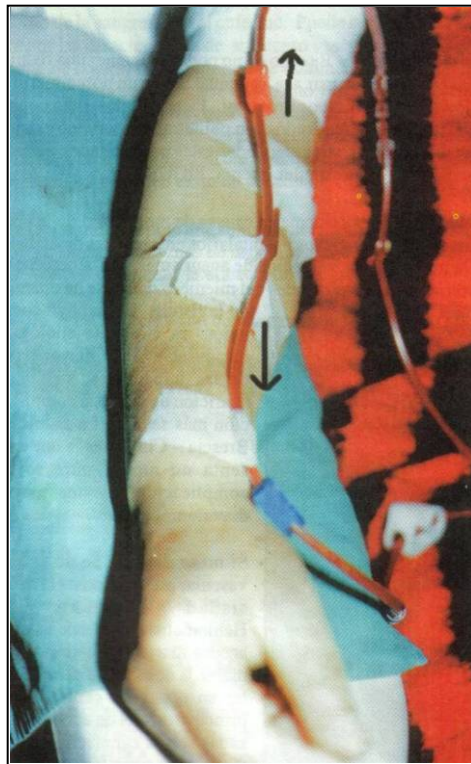


Figura 31: La conexión arterial tiene la dirección hacia la mano del paciente, la venosa está en sentido contrario²⁰

²⁰ Fuente: Salvador Gustavo, Nefrología Clínica Diálisis y Transplantes, Pág. 472, 1999

Si no se dispone de un acceso vascular previo y existe la necesidad inminente de realizar una Hemodiálisis, se puede usar un acceso vascular transitorio, mediante la colocación de un catéter en una vena central como se observa en la figura 32. Las principales vías de acceso utilizadas son: la subclavia o yugular y la canulación percutánea de la vena femoral (catéter de Shaldon) muy poco utilizada en la actualidad.

La caterización de la vena yugular es la que menor índice de complicaciones presenta, en cambio la vía femoral se asocia a una alta tasa de infecciones y trombosis venosa, recomendándose únicamente cuando se usa un catéter por poco tiempo.

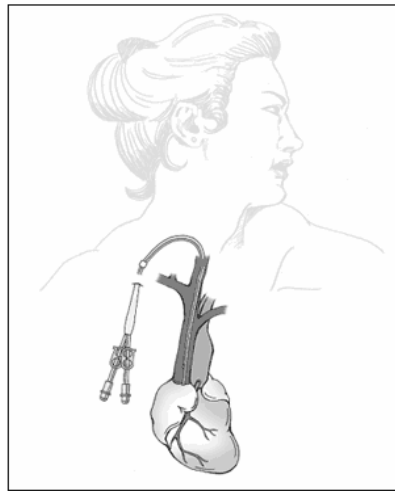


Figura 32: Catéter de Hemodiálisis en posición subclavia²¹

2.5 Solución dializante.

En Hemodiálisis los principales procesos ocurren entre la sangre del paciente y el líquido de diálisis, vía membrana del dializador. La sangre fluye en un lado de la membrana del dializador, mientras que el líquido de diálisis fluye en dirección opuesta por el otro lado. Los procesos de difusión, filtración, ósmosis y convección toman lugar entre la sangre y el líquido de la diálisis en este punto vía membrana semipermeable. Esto es posible por las diferencias en concentración, presión hidrostática, presión osmótica y tasa de fluido.

²¹ Fuente: http://diabetes.healthcentersonline.com/diabeteskidneycenter/dialysis_tratamiento.cfm

El líquido de diálisis está compuesto de agua purificada y varias sustancias disueltas en él (ácido y bicarbonato). El líquido de diálisis regula el electrolito y el balance base de ácido de la diálisis del paciente y elimina los componentes tóxicos de la sangre.

2.5.1 Agua tratada.

El agua para Hemodiálisis debe ser expuesta a una serie de tratamientos para evitar la presencia de contaminantes en ella. Durante cada diálisis los pacientes son expuestos a 120 litros de agua que no deben tener excesivas cantidades de aluminio, cobre, cloraminas, y desinfectante químico que es añadido al agua municipal de las ciudades.



Cuadro 1: Proceso de purificación del agua²²

La membrana semipermeable suele ser una buena barrera para evitar el paso de bacterias a la circulación sanguínea del paciente, pero se debe procurar una esterilización de esa agua. La osmosis inversa es el proceso más usado para purificar las aguas de la ciudad para su empleo en Hemodiálisis; este proceso consiste en hacer pasar el agua a través de una membrana semipermeable con pequeños poros que impiden el paso de solutos de bajo peso molecular (PM), como por ejemplo la

²² Fuente: http://es.geocities.com/biohumana2002/imatges_nutricio/dializ1.swf

urea, sodio y cloro, se consigue limpiar el agua un 90% de las impurezas que llegan. Resinas de intercambio iónico junto al uso de carbón activado también conseguirán impedir el paso de contaminantes iónicos y no iónicos.

En el cuadro 1 se puede visualizar cada uno de los pasos que el agua de la red debe cumplir para obtener agua purificada, la cual será usada en el tratamiento de Hemodiálisis. En cada uno de los pasos, se indica el tipo de eliminación de contaminantes y también cuales son los elementos que los eliminan.

En el cuadro 2 se presenta los diferentes tipos de procedimientos usados para el tratamiento de agua en unidades de diálisis, entre los diferentes procedimientos que se pueden observar, los mejores tratamientos son el de osmosis inversa y el desionizado ya que con estos dos métodos se elimina la mayor parte de contaminantes que se concentran en el agua normal; siendo el más utilizado el procedimiento de osmosis inversa.

2.5.2 Mezcla de soluciones (proporciones).

La solución del líquido de diálisis vendrá dada de la mezcla del agua tratada con el concentrado del líquido de diálisis, cuya composición constará de acetato y bicarbonato ó acido y bicarbonato en una proporción frecuentemente de 1/34 partes de agua; esta mezcla se encarga de realizar el equipo de HD.

La composición estándar de los concentrados de líquido de diálisis se pueden observar en el cuadro 3 donde la unidad de mEq/L es la unidad de electrolito, es decir la cantidad de electrolitos por cada componente.

Procedimientos para el Tratamiento de Agua en Unidades de Diálisis					
	Filtros de Sedimento	Filtro de Carbón	Ablandador	Desionizado	Osmosis Inversa
Aluminio				*	*
Arsénico				*	*
Bario				*	*
Cadmio				*	*
Calcio			*	*	*
Cloramina		*		*	*
Cloro		*			
Cromo				*	*
Cobre				*	*
Fluor				*	*
Plomo				*	*
Magnesio				*	*
Mercurio				*	*
Nitratos				*	*
Potasio				*	*
Selenio				*	*
Plata				*	*
Sodio				*	*
Sulfato				*	*
Zinc				*	*
Virus		*		*	*
Material Orgánico		*		*	*
Endotoxinas		*		*	*
Partículas	*	*		*	*
Bacterias	*	*		*	*

* = Efectivo

Cuadro 2: Procedimientos usados para el tratamiento de agua²³

²³ Datos: Salvador Gustavo, Nefrología Clínica Diálisis y Transplantes, Pág. 465, 1999

COMPONENTE	BICARBONATO (mEq/L)	ACETATO (mEq/L)
Sodio	135 – 245	135 -145
Potasio	0 – 4	0 – 4
Calcio	2.5 – 3.5	2.5 – 3.5
Magnesio	0.5 – 1	0.5 – 1
Cloro	100 – 119	100 – 124
Acetato	35 – 38	2 – 4
Bicarbonato	0	30 – 38
Dextrosa	11	11
pCO ₂ (mmHg)	0.5	40 – 100
PH	Variable	7.1 – 7.3

Cuadro 3: Mezcla de soluciones²⁴

2.5.3 Celdas de conductividad.

El grado de concentración de la solución se refleja en su grado de conductividad eléctrica, es monitorizada por un medidor capaz de detectar continuamente (tiempo real) variaciones de la conductividad de la solución del líquido de diálisis en su paso previo a la entrada del dializador.

El Sensor de Conductividad se puede utilizar para medir la conductividad en una solución o la concentración total de iones en muestras acuosas que se necesita medir en el equipo. Puede ser conectada a un interfaz serial hacia el computador o a una unidad de entrada de voltaje.

El Sensor de Conductividad Vernier mide la capacidad de una solución para conducir una corriente eléctrica entre dos electrodos. En la solución, la corriente fluye por el transporte de iones; por lo tanto, una gran concentración de iones en la solución dará lugar a valores más altos de conductividad.

²⁴ Datos: Salvador Gustavo, Nefrología Clínica Diálisis y Transplantes, Pág. 466, 1999

El Sensor de Conductividad mide la conductancia, definida como el recíproco de la resistencia. Cuando la resistencia se mide en ohmios (Ω), la conductancia se mide utilizando la unidad siemens (S), formalmente conocida como mho. Puesto que los siemens es una unidad muy grande, las muestras acuosas son medidas comúnmente en microsiemens (μS) o en milisiemens (mS).

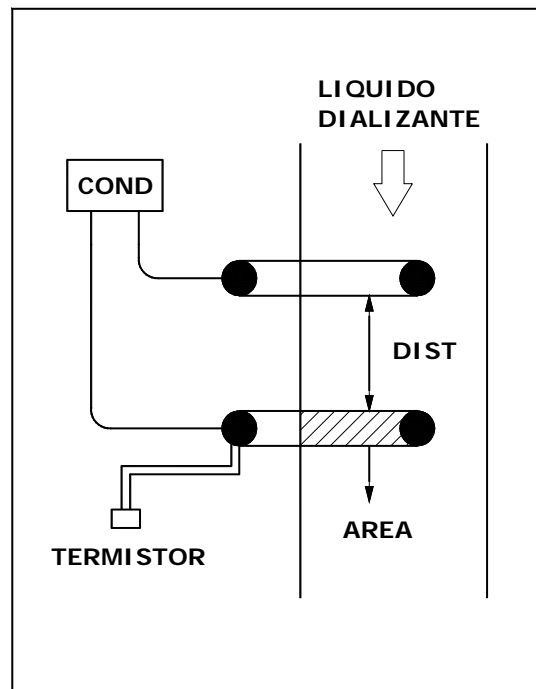


Figura 33: Celdas de conductividad

Aunque el sensor de conductividad está midiendo conductancia, a menudo es interesante encontrar conductividad en una solución. La conductividad (C), se encuentra al usar la siguiente fórmula:

$$C = G \cdot kc$$

Donde G es la conductancia y el kc es la constante de la celda. La constante de la celda se determina para un sensor, usando la siguiente fórmula:

$$Kc = \frac{d}{A}$$

Donde d es la distancia entre los dos electrodos, y A es el área de la superficie del electrodo.

A los electrodos del sensor de conductividad se aplica una diferencia de potencial. La corriente que resulta es proporcional a la conductividad de la solución; esta corriente se convierte en un voltaje que se leerá por una interfase hacia el computador del equipo.

En estos sensores se provee la corriente alterna para prevenir la migración completa del ion a los dos electrodos. Con cada ciclo de corriente alterna, la polaridad de los electrodos se invierte, la cual invierte alternadamente la dirección del flujo iónico. Esta es una característica muy importante del sensor de conductividad que evita que la mayoría de la electrólisis y de la polarización ocurra en los electrodos, así las soluciones que se están midiendo para la conductividad no se ensucian.

Una de las aplicaciones más comunes del sensor de conductividad es encontrar la concentración de sólidos disueltos totales (TDS), en una muestra de agua. Esto puede ser logrado porque se genera una relación entre conductividad y concentración iónica en una solución, como aquí se muestra. La relación persiste hasta que se alcanzan concentraciones iónicas muy grandes (<http://unam.mx/neopaidoteca/sensores.html>):

- 0 a 200 mS (0 a 100 mg/L TDS)
- 0 a 2000 mS (0 a 1000 mg/L TDS)
- 0 a 20,000 mS (0 a 10,000 mg/L TDS)

El sensor de conductividad se puede calibrar fácilmente a través de un conductímetro, calibrándolo a las especificaciones del equipo y dependiendo de la mezcla de las soluciones de cada equipo. Las unidades de la calibración pueden ser mS, mg/L como TDS, mg/L como NaCl, o cualquier otra unidad que se elija.

2.5.4 Sensores de temperatura (termistores).

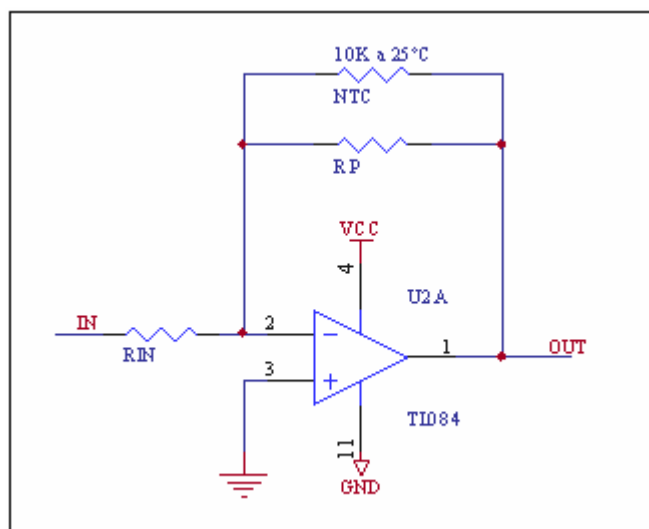
La utilización de este sensor dentro del equipo es únicamente para medir la temperatura de la solución de diálisis antes del ingreso al filtro dializador. Los

termistores son sensores de temperatura tipo resistivos y se clasifican en NTC (Coeficiente de Temperatura Negativo) y PTC (Coeficiente de Temperatura Positivo), en el equipo de Hemodiálisis se puede utilizar cualquiera de los dos, siendo el más usado el NTC.

Los termistores se montan sobre un circuito electrónico que consiste básicamente en un divisor de voltaje con una resistencia de protección de corriente.

El termistor es una resistencia de precisión que varía su valor en forma inversa a la temperatura, de manera que si una corriente constante circula por él variará el valor del potencial que se produce entre sus terminales.

La alimentación del circuito se realiza mediante una fuente constante de voltaje, para la medición de la temperatura. En este caso la variación de la resistencia eléctrica del termistor produce una caída de voltaje que es proporcional a la temperatura del medio en que se encuentra. Dentro de los equipos de Hemodiálisis es mejor la utilización de una NTC, debido a que trabaja mejor a bajas temperaturas que una PTC. El interfaz tentativo de medición consiste en un circuito de linealización paralela, esto quiere decir, que hay una resistencia en paralelo al NTC; con esto la NTC va a ser más lineal aunque su sensibilidad disminuya. En el Esquema a continuación se puede observar una tentativa del interfaz a utilizar en el equipo.



Esquema 1: Interfase para un termistor tipo NTC

La salida del circuito esta conectado a un conversor A/D, puede ser a través de un microcontrolador para obtener una salida digital.

2.5.5 Sensores de presión.

Los sensores de presión que se utilizan dentro del equipo son galgas extensométricas, su linealización se realiza a través de un circuito de instrumentación.

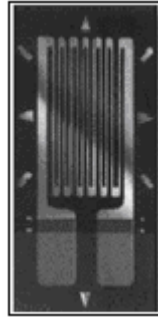


Figura 34: Galga extensométrica²⁵

El objetivo de este sensor dentro del equipo es medir presiones muy pequeñas entre un rango de -600 a 600 mmHg, y variaciones entre:

- 10mmHg implica 1mV.
- 1mmHg implica 0.5mV.

Con esto podemos darnos cuenta la sensibilidad que este sensor debe tener y la necesidad de un amplificador operacional.

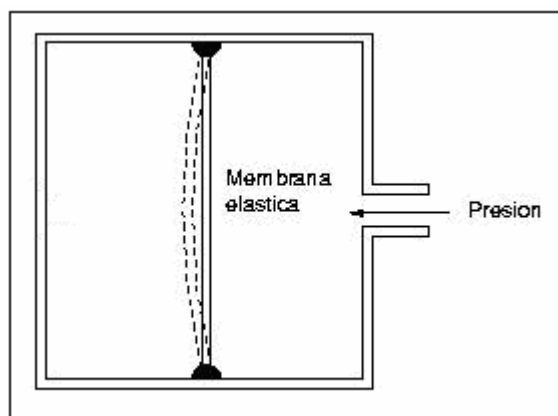
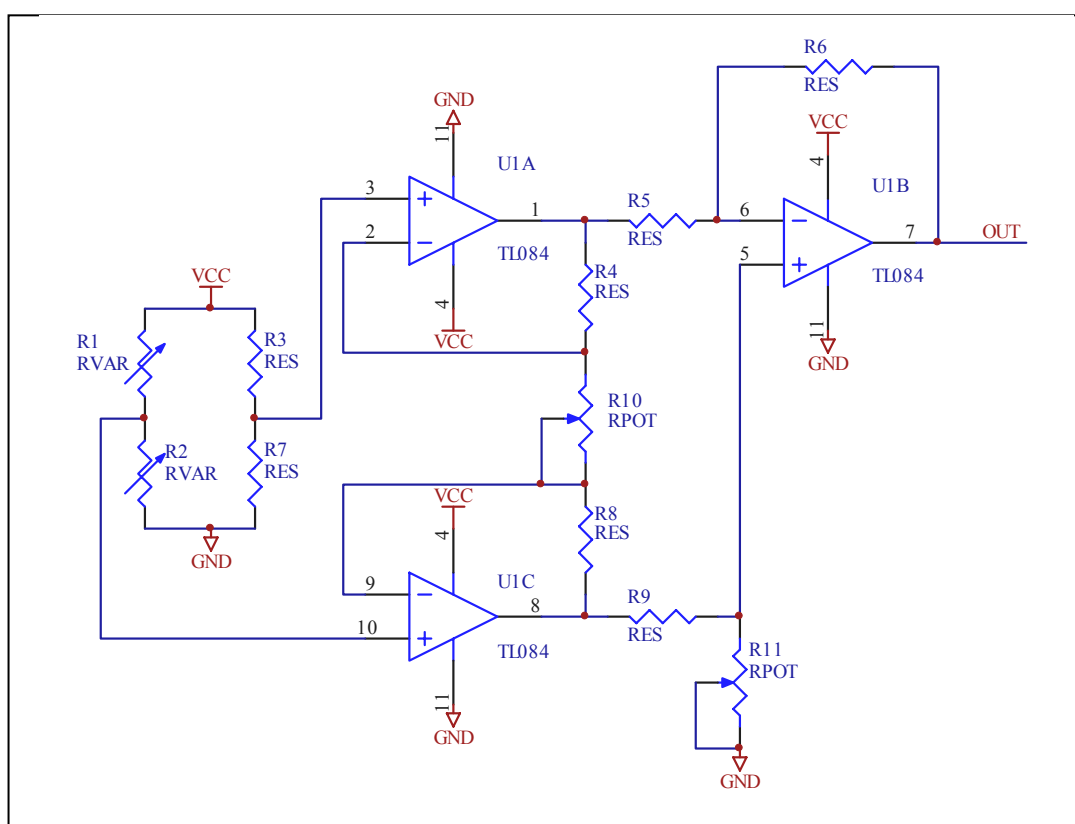


Figura 35: Parte interna del sensor de presión

²⁵ Fuente: <http://www.vishay.com/company/brands/measurements-group/guide/tn/tn505/505g.htm>

Este sensor de presión, que por construcción puede medir presiones diferenciales absolutas o manométricas, consta de una cavidad en la que va alojada una membrana a la que están adheridas adecuadamente las galgas extensiométricas. Si hay una diferencia de presión en el lado de la membrana elástica (figura 35), ésta flexionará creando una deformación que será posible medir con las galgas extensiométricos.

Una tentativa de la interfase a utilizar para la aplicación de este sensor es a través de un puente de Wheastone y a continuación un amplificador de instrumentación, debido a que sus valores medidos son muy pequeños (Esquema 2).



Esquema 2: Interfase para un puente de galgas extensométricas

2.5.6 Sensores de volumen.

El funcionamiento de este sensor es muy importante para el equipo. De acuerdo a la cantidad de volumen que vaya a ingresar al filtro, se podrá saber a la salida de este que cantidad de líquido ha sido extraído del paciente; esto también depende de la presión con la que ingrese esta cantidad de volumen al filtro dializador.

Este funciona por medio de un motor de pasos; en donde cada paso o cada pulso que el motor realice es una cantidad de solución mezclada que se dirige al paciente.

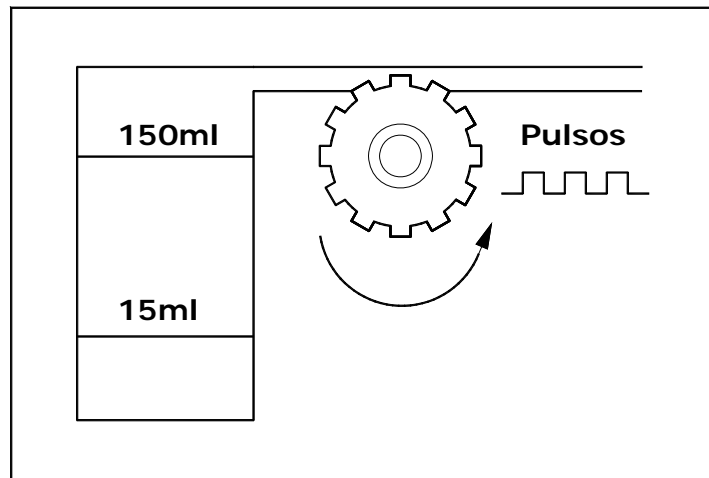


Figura 36: Mecanismo de control de volumen

Esto quiere decir que el censado del volumen se controla de acuerdo al número de pulsos que el motor realice. El control de este motor puede ser a través de un microcontrolador, usando el mismo principio que se explica en el punto 2.6.1

2.5.7 Detector de aire en la línea venosa (sensor de ultrasonido).

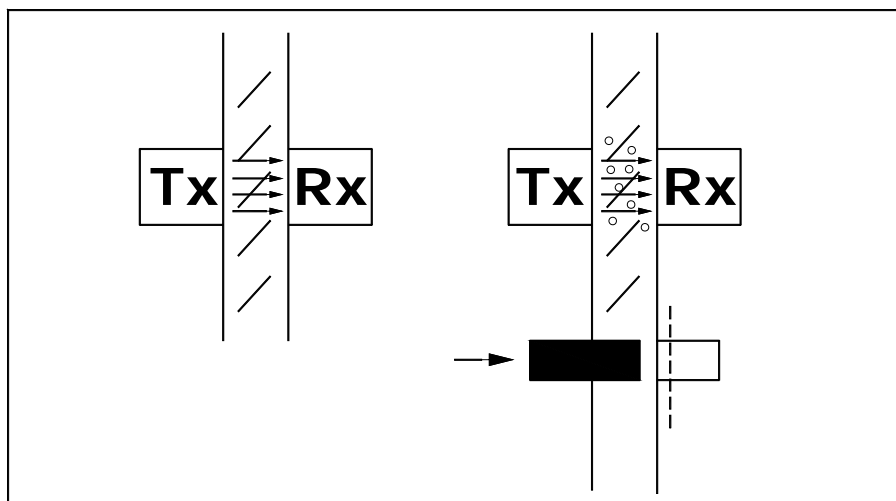


Figura 37: Sensor de ultrasonido

El objetivo principal de este sensor es medir el flujo continuo de líquido, en este caso de la sangre, si hay una variación del flujo de sangre, el sensor detectará este cambio en su recepción (Figura 37).

Los ultrasonidos se realizan con referencia a la captación de sonidos por el ser humano y se establecen en un margen de frecuencias superiores a las frecuencias audibles como se observa en la Figura 38. Aunque la capacidad de oír del ser humano no es una constante y además sufre cambios con la edad, se suele hablar de ultrasonidos cuando se trata de vibraciones en un medio elástico con frecuencias superiores a las de audición del ser humano cuyo límite superior se fija en 20000 Hz.

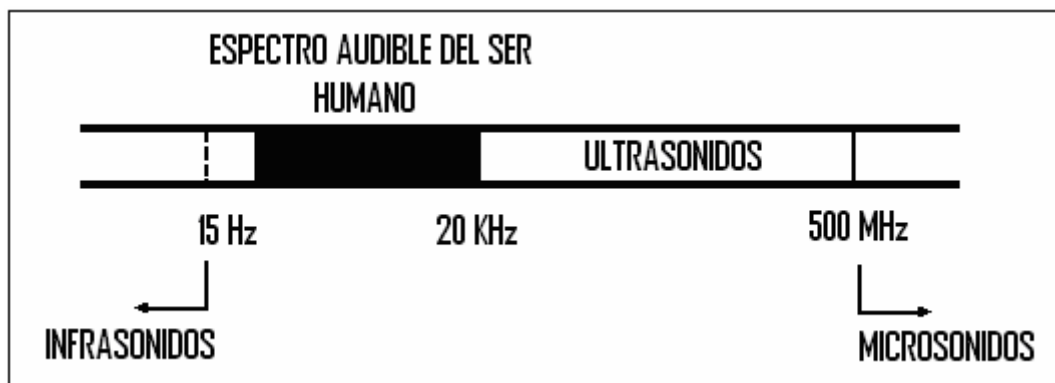


Figura 38: Espectro audible

Los sensores de ultrasonido son dispositivos utilizados para medir distancias o niveles de líquido. Están formados por dos unidades piezoeléctricas en donde una de ellas es el emisor y la otra el receptor de ondas de presión ultrasónicas. Para esto la unidad emisora debe excitarse con una señal adecuada en amplitud y frecuencia; la unidad receptora transducirá todas aquellas ondas de presión ultrasónicas de 40KHz que lleguen a excitarla.

Si la emisión es continua y en un recinto cerrado como por ejemplo el tanque del módulo de nivel y caudal, tanto las ondas ultrasónicas rebotadas directamente sobre la superficie del líquido como los diferentes ecos que se produzcan alcanzarán la unidad receptora. La señal suministrada por el receptor será de una frecuencia de 40KHz pero en amplitud y fase variará dependiendo de la distancia y de los diferentes ecos recibidos.

El método más utilizado para la determinación de la distancia es que en lugar de excitar el emisor con una señal fija de 40KHz, a éste se envía trenes de pulsos con periodos muy cortos (Figura 39).

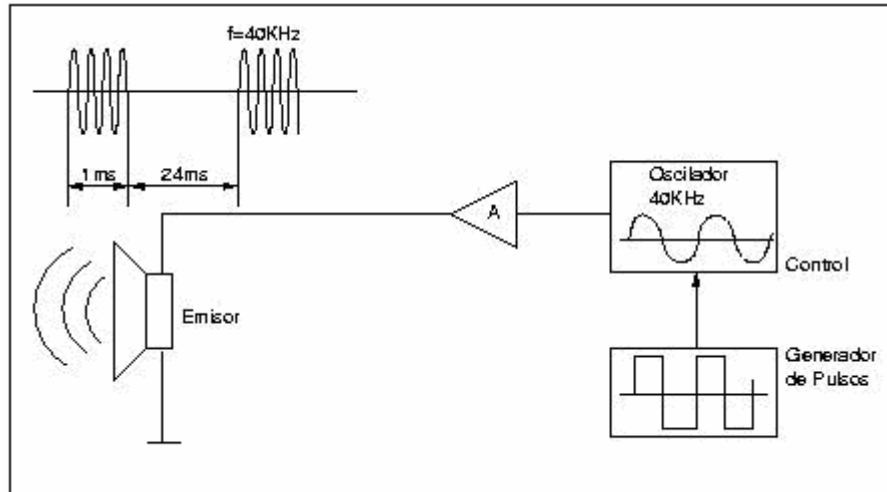


Figura 39: Emisor de frecuencia²⁶

El tiempo transcurrido entre el comienzo de la emisión y el comienzo de la recepción será proporcional a la distancia recorrida por las ondas de precisión ultrasónicas.

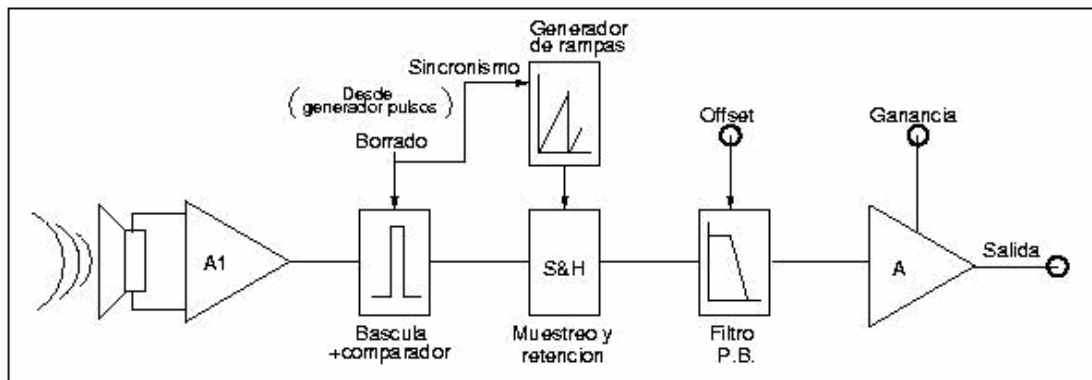


Figura 40: Receptor de frecuencia²⁷

Como los ecos deben recorrer más distancia, éstos serán recibidos por el receptor un periodo de tiempo después que las ondas directas, y no perturbarán a la hora de cuantificar las distancias.

²⁶ Fuente: www.sensores.com/sensores_de_ultrasonido.htm

²⁷ Fuente: www.sensores.com/sensores_de_ultrasonido.htm

Un error es que, al introducir la tensión umbral, el tiempo medido es superior al tiempo real. Este error es fácilmente corregible por medio del ajuste de offset, ya que es prácticamente fijo. El segundo error, es el que realmente limita la utilización práctica del sensor, este es producido por una señal residual inducida entre los cables de 40KHz, que sumada a la señal de recepción provoca la variación de la amplitud de la señal real, y en la comparación siguiente, varía el punto de determinación.

2.5.8 *Blood leak* (sensor de luz).

La utilización de este sensor dentro de la segunda etapa del equipo “sistema de líquido de diálisis”, es con el objetivo de evitar que exista una filtración de sangre dentro del líquido como ya se menciono anteriormente.

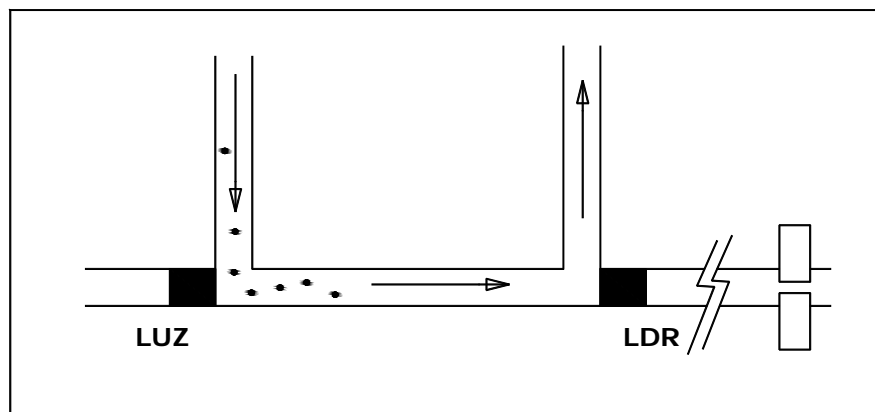
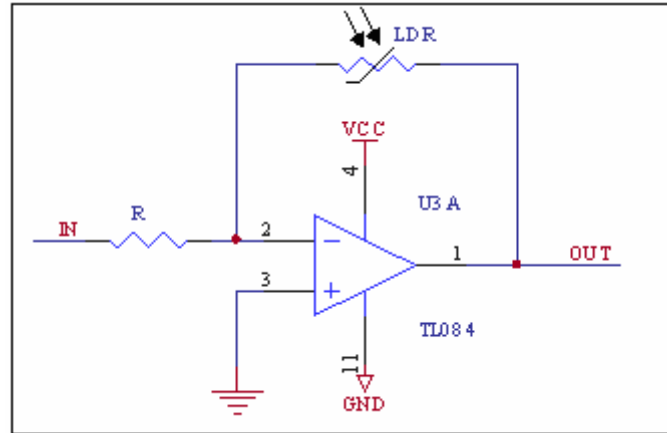


Figura 41: Sensor de luz

El principio de este sensor se centra en la medida de luz (fotometría) y en la detección de cambios de luz. En nuestro caso estos se producirán debido a la filtración de sangre provocando la disminución de la intensidad de luz hacia el sensor, en consecuencia esto producirá el accionamiento de una alarma activando la válvula *by-pass* e impidiendo el paso del líquido hacia el resto del circuito.

En el esquema 3, se muestra un interfaz tentativo para el funcionamiento dentro del equipo.

La calibración de este sensor es de acuerdo a la turbidez del líquido de diálisis, por lo que es importante saber el tipo de dosificación que se entrega al equipo, para calibrar el sensor.



Esquema 3: Interfase LDR

2.6 Alarmas extracorpóreas.

La base de estudio del sistema de alarmas extracorpóreas, trata el funcionamiento de varios parámetros, que involucran a los principales elementos que pueden ocasionar algún riesgo en el paciente durante el sistema sanguíneo extracorpóreo.

2.6.1 Bomba heparina.



Figura 42: Jeringa tipo BD10²⁸

²⁸Fuente: www.ebay.com

La bomba inyecta heparina a una velocidad ajustable; los valores de ajuste del equipo pueden variar de 0 a 4.5ml dependiendo su marca, pero normalmente trabajan a una velocidad media de 2.5ml.

Como se mencionó anteriormente la bomba de heparina es una jeringa, por lo que, su capacidad puede variar y ajustarse a las necesidades del paciente. Las jeringas más utilizadas tienen valores de capacidad de 10, 20 ó 30 ml. como por ejemplo las de tipo BD10 (figura 42).

El funcionamiento de esta bomba se basa en un motor de paso (Figura 43). El ángulo de giro que se produce en el eje del motor puede variar entre 0.9° , 1.8° hasta 90° , pero en nuestro caso se utiliza el de 1.8° . Esto implica que para completar una revolución necesita de 200 pulsos. El porque de la utilización de un motor de paso con un ángulo de paso pequeño (1.8°), es para obtener una mayor precisión.

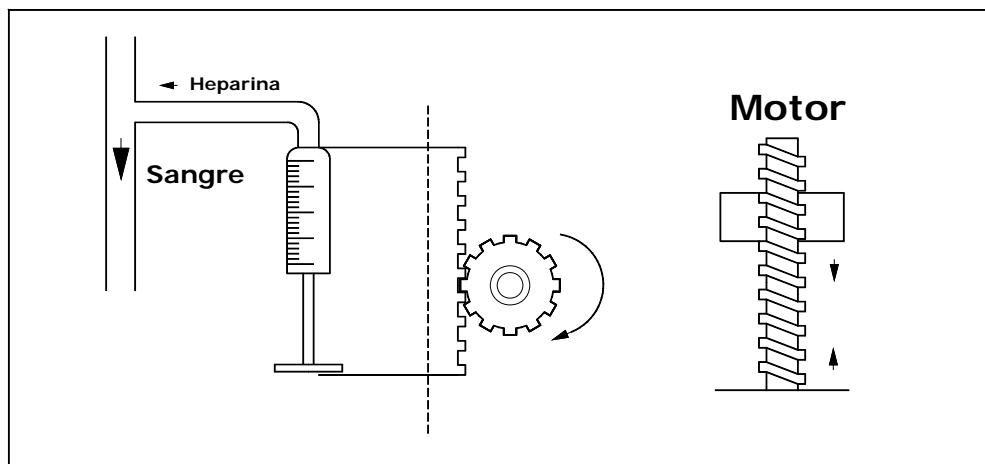


Figura 43: Bomba heparina



Figura 44: Imagen del rotor²⁹

²⁹ Fuente: www.stepper-motors.com/motores/motorespaso.htm

Básicamente estos motores están constituidos normalmente por un rotor (Figura 44) sobre el que van aplicados distintos imanes permanentes y por un cierto número de bobinas excitadoras, bobinadas en su estator.

Toda la conmutación (excitación de las bobinas) deber ser externamente manejada por un controlador.

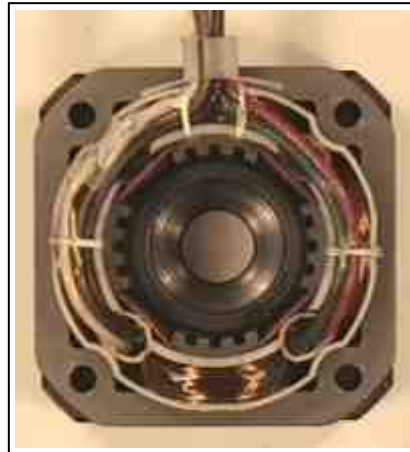


Figura 45: Imagen de un estator de 4 bobinas³⁰

Existen dos tipos de motores paso a paso de imán permanente:

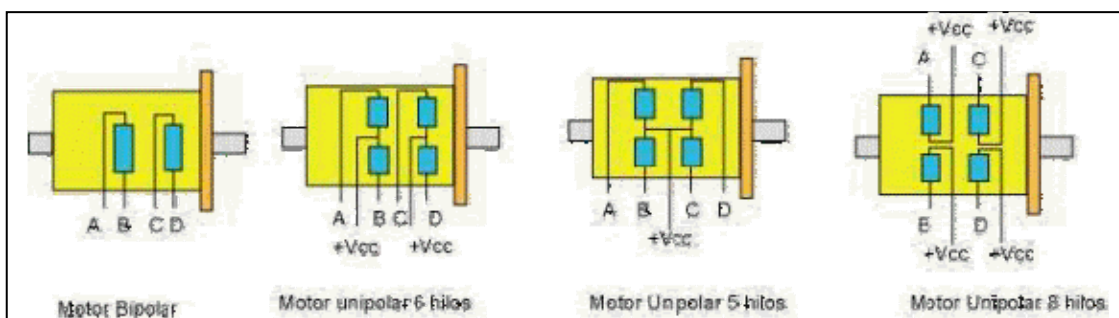


Figura 46: Motor P-P Bipolar y Unipolar³¹

1. Bipolar: Estos tiene generalmente cuatro cables de salida. Necesitan ciertos trucos para ser controlados, debido a que requieren del cambio de dirección del flujo de corriente a través de las bobinas en la secuencia apropiada para realizar un movimiento. En el Figura 47 podemos apreciar un ejemplo de control de estos

³⁰ Fuente: www.steppermotors.com/motores/motorespaso.htm

³¹ Fuente: http://autric.com/Microbotica%20y%20Mecatronica/motores_paso_a_paso.htm

motores mediante el uso de un puente en H (H-Bridge). Como se aprecia, será necesario un H-Bridge por cada bobina del motor, es decir que para controlar un motor paso a paso de 4 cables (dos bobinas), necesitaremos usar dos H-Bridges. En general es recomendable el uso de H-Bridge integrados como son los casos del L293

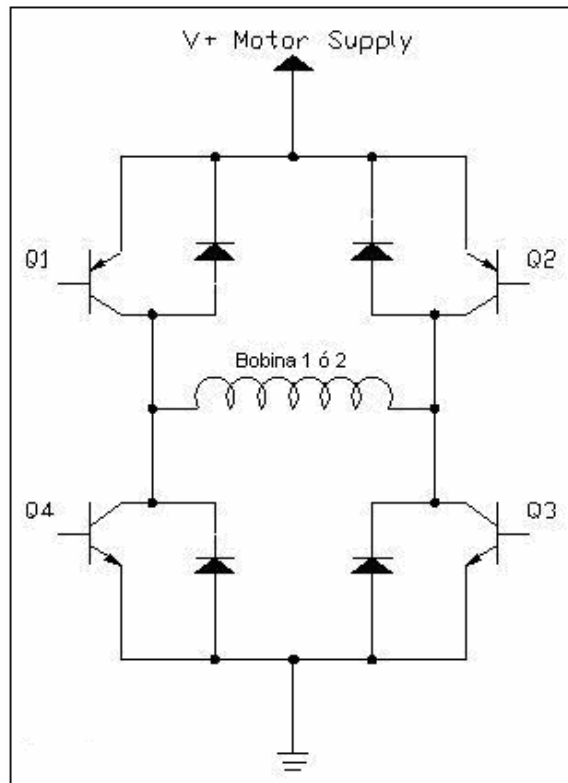


Figura 47: Puente en H³²

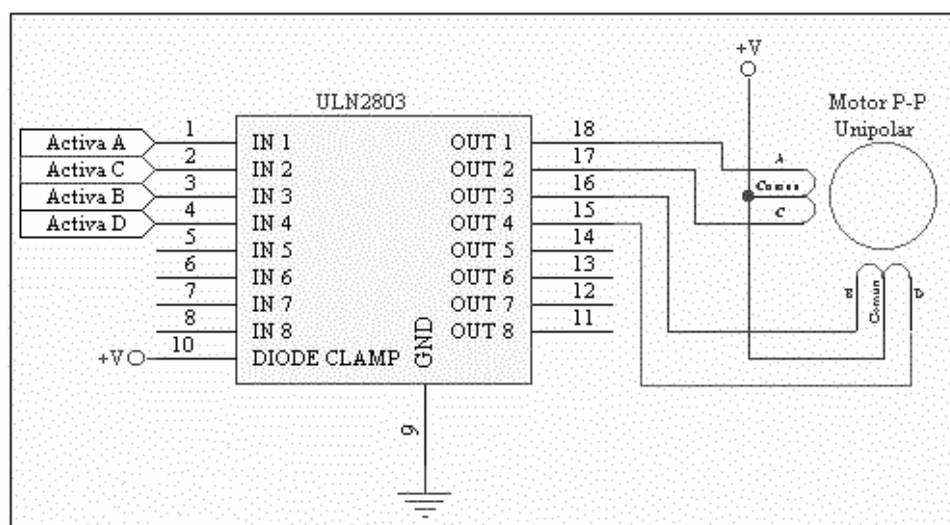


Figura 48: Conexión de un motor P-P mediante un ULN2803³³

³² Fuente: www.stepper-motors.com/motores/motorespaso.htm

2. Unipolar: Estos motores suelen tener 6 o 5 cables de salida, dependiendo de su conexión interna. Este tipo se caracteriza por ser más simple de controlar. En la Figura 48 podemos apreciar un ejemplo de conexión para controlar un motor paso a paso unipolar mediante el uso de un ULN2803, este es un arreglo de 8 transistores tipo Darlington capaces de manejar cargas de hasta 500mA. Las entradas de activación (A, B, C y D) pueden ser directamente activadas por un microcontrolador.

A continuación en el Figura 49, se puede visualizar un diagrama de bloques de la conexión de un motor paso a paso.

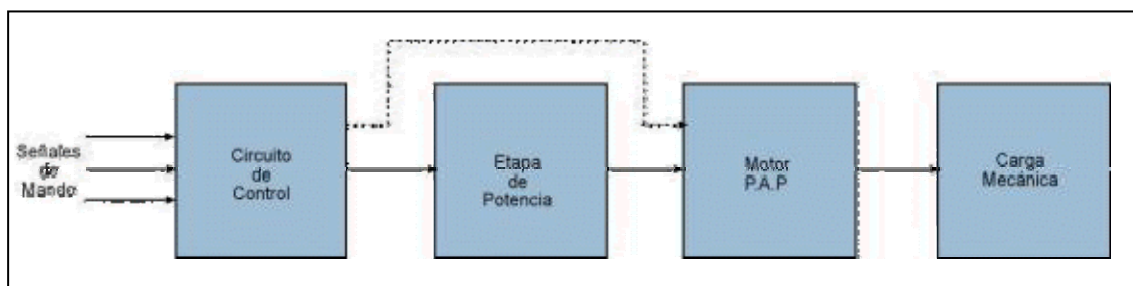


Figura 49: Diagrama de bloques de un motor P-P³⁴

2.6.2 Bomba de sangre (flujo sanguíneo).

La cantidad de diálisis administrada dependerá del flujo sanguíneo empleado, del dializador y las horas de cada sesión de diálisis. Esta cantidad de diálisis también variará según el peso corporal del paciente; por ejemplo, en el caso de un enfermo de unos 65 Kg. de peso, sin función renal, requerirá 3 sesiones por semana de 4 horas cada una, a unos flujos sanguíneos de 250 ml/min. usando dializadores de más alta eficacia.

El flujo sanguíneo debe ser al menos 4 veces más alto que su Peso Seco en Kg. No menor de 250 e ideal 300 – 400 ml/min.

La encargada de mantener este flujo sanguíneo es la bomba de sangre. Además la bomba de sangre se puede ajustar a los diferentes tipos de conductos, de estos depende la calibración del equipo de acuerdo a su diámetro, pueden ser ajustados por

³³ Fuente: www.steppermotors.com/motores/motorespaso.htm

³⁴ Fuente: http://autric.com/Microbotica%20y%20Mecatronica/motores_paso_a_paso.htm

software mediante el operador. Los valores típicos que se encuentran en el mercado de estos conductos son: 6, 7 u 8mm, con un espesor de pared entre 0.8mm a 2mm.

Su funcionamiento es parecido a la bomba de heparina, o sea su velocidad es ajustable a través de la calibración de un motor de paso. Esta bomba de acuerdo a su velocidad nos entregará mayor o menor flujo sanguíneo.

En la mayoría de los equipos su velocidad puede variar entre 80 a 600ml/h, y que este valor puede ser ajustado por un técnico autorizado.

Tanto el motor de la bomba heparina como el de la bomba de sangre tienen un núcleo de hierro en los cables de alimentación, este sirve para evitar que corrientes parasitas afecten el funcionamiento del motor. Además que se utiliza para seguridad del equipo.

2.6.3 Presión de transmembrana del filtro dializador.

La presión transmembrana es la diferencia de presión hidrostática en el interior del dializador, a través de la membrana entre el lado de la sangre y la del dializado

$$PTM = \frac{Bi + Bo}{2} - \frac{Di + Do}{2}$$

Donde:

Bi = presión sanguínea de entrada

Bo = presión sanguínea de salida

Di = presión del líquido de diálisis de entrada

Do = presión del líquido de diálisis de salida

Con esta fórmula nos podemos dar cuenta que si la presión del líquido de diálisis es mayor a la presión sanguínea, la PTM será negativa indicando que al existir una PTM negativa existe una extracción de líquido del paciente.

La calibración de la presión transmembrana PTM se realiza por el técnico o el operador.

El control de esta presión funciona mediante un motor de pasos, el cual permite de acuerdo al número de pasos, generar mayor o menor presión en el conducto a la entrada del líquido dializador.

2.6.4 Alarmas A/V.

Dentro del sistema sanguíneo extracorpóreo la utilización de alarmas en la línea arterial (salida) y la línea venosa (retorno), son muy importantes debido a que estas nos informarán si durante el recorrido existe algún problema, dentro del equipo existen alarmas de presión arterial y venosa.

En lo que se refiere a presión arterial, normalmente la presión proximal a la bomba sanguínea es de 80 a 300mmHg; con un valor medio de 250mmHg. Si el acceso vascular no ofrece suficiente flujo sanguíneo a la bomba, la succión proximal a está incrementará y hará sonar una alarma deteniendo la bomba sanguínea. Una vez parada la bomba, se revisa y remedia el problema originario, se desactiva la alarma y la bomba podrá continuar con el ciclo indicado, aspirando de nuevo.

Las causas más comunes por la que aspire demasiado la bomba son:

1. La aguja arterial en mala posición, tal vez tocando a la pared del vaso.
2. Disminución de la presión sanguínea del paciente.
3. Coagulación de la propia aguja o del acceso vascular.
4. Pinzamiento de la línea arterial.
5. Aguja de Hemodiálisis no apropiadas.

En cuanto a presión venosa generalmente en este tramo es de 80 a 300mmHg, con un valor medio de 150mmHg.

Las causas más frecuentes del aumento de presión sanguínea en este tramo son:

1. Presión arterial transmitida a la línea venosa en el caso de que el acceso vascular sea un injerto, que produzca alto flujo.
2. Flujo elevado con una aguja de pequeño calibre relativamente.
3. Coagulación de la línea venosa: puede ser un primer signo de coagulación del filtro, y por consiguiente de insuficiente heparinización.
4. Mala posición de la aguja venosa o pinzamiento de la línea.
5. Coagulación de la aguja venosa o del lecho vascular del paciente.

2.7 Síntesis.

Después de un estudio minucioso, se posee un conocimiento general de un equipo de Hemodiálisis en lo que se refiere al sistema extracorpóreo, elementos de la diálisis, sensores entre otros componentes que permiten su funcionamiento.

El sistema extracorpóreo está constituido por varios elementos, en donde la bomba de sangre la cual controla el flujo del tejido desde el paciente hacia el equipo, esta bomba a su vez se encarga de bombear la sangre hacia el filtro dializador que es el principal componente del sistema extracorpóreo. El filtro dializador es el que purifica la sangre limpiándola de las impurezas que esta contiene, cada filtro tiene su nivel de filtración que es controlado por el equipo, dependiendo de cada paciente.

Un detector de aire es el que impide el retorno de la sangre al paciente en el caso de existir burbujas en las líneas arterio - venosas.

Dentro del filtro dializador la sangre es filtrada mediante un proceso de osmosis, el filtro está formado por una membrana semipermeable que es la que permite el intercambio de solutos de la sangre limpiándola de las impurezas que contiene. La sangre mediante esta membrana hace contacto con el líquido de diálisis que de acuerdo a su nivel de conductividad filtrará un nivel más alto de impurezas. Así éste nivel de conductividad es controlado por el medico para garantizar que el nivel de ultra filtración sea adecuado.

Para el control de todos estos pasos es necesario manejar varios sensores, que están debidamente calibrados para evitar que el proceso sufra alguna anomalía. Algunos de estos sensores están controlados por software dependiendo el modelo del equipo.

CAPITULO III

SEGURIDAD EN EL DISEÑO E INSTALACION Y EXPLOTACION DE LOS EQUIPOS DE HEMODIALISIS

3.1 Efectos de la corriente eléctrica sobre el organismo.

El uso de la energía eléctrica proporciona un riesgo inferior que el uso de otras formas de energía, siempre y cuando se tomen las debidas precauciones para proteger a las personas y el medio ambiente (*www.prevention-world.com*), si esto no ocurre puede provocar daños muy graves.

El principal factor de peligro está dado por la intensidad de corriente que circula por el cuerpo, así como su duración; la intensidad de la corriente depende de la tensión y de la resistencia que se opone a su paso, ésta puede variar dependiendo de las características del tejido interno, su forma, superficie de contacto y la longitud de recorrido de la corriente. Además del cuerpo existen otras resistencias como por ejemplo: el calzado, el suelo, revestimientos, etc. La humedad constituye un factor muy importante, ya que ésta disminuye la resistencia de la piel, los accidentes provocados por la electricidad se dan generalmente en lugares donde existe un alto nivel de humedad, sin embargo, esto no quiere decir que aquellos elementos que están secos tengan siempre una alta resistencia al paso de corriente, ya que pueden contener sales, metales o elementos que reducen su resistencia significativamente.

Las tensiones que no son peligrosas se calculan teniendo en cuenta las intensidades máximas de corriente que pueden atravesar el cuerpo sin peligro. Las tensiones de 24V o menores difícilmente permiten el paso de corrientes peligrosas a través del cuerpo humano, aunque en lugares húmedos estas mismas tensiones pueden ocasionar problemas, especialmente si hay potencias altas.

El tiempo que dura el paso de la corriente por el cuerpo generalmente determina la gravedad de las lesiones, así el cuerpo puede soportar la circulación de ciertas intensidades de corriente, siempre y cuando estas se den en un tiempo muy corto.

El reglamento de la Asociación Electrotécnica Argentina establece que en caso de que exista una falla en la instalación eléctrica el cuerpo humano no debe sobrepasar una intensidad máxima de 30mA en 30ms, limitándose la tensión máxima de contacto a 24V.

Una corriente eléctrica se establece cuando el cuerpo toma contacto con conductores o con partes de una instalación eléctrica, la cual está bajo tensión. Se pueden dar dos tipos de contactos que ocasionan accidentes y son:

- Contacto directo.- Este se produce cuando se han tocado elementos conductores desnudos o no aislados.

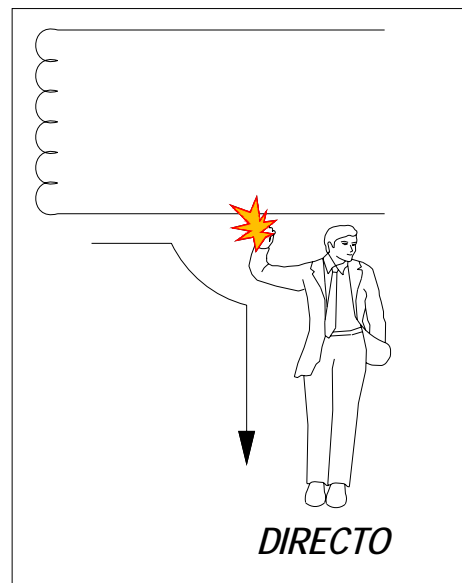


Figura 51: Contacto indirecto

- Contacto indirecto.- Se da al tocar artefactos o motores eléctricos que tienen armazones o partes metálicas que están bajo tensión debido a una falla de aislamiento (Figura 52).

Toda persona que esté en contacto (directo o indirecto) con la parte energizada de un circuito o equipo eléctrico, puede recibir un choque eléctrico; como vimos anteriormente, los efectos que el choque eléctrico produce dependen de varios factores como el voltaje, la resistencia eléctrica, el asilamiento, la región del cuerpo por la que atraviesa la corriente y el tiempo de exposición.

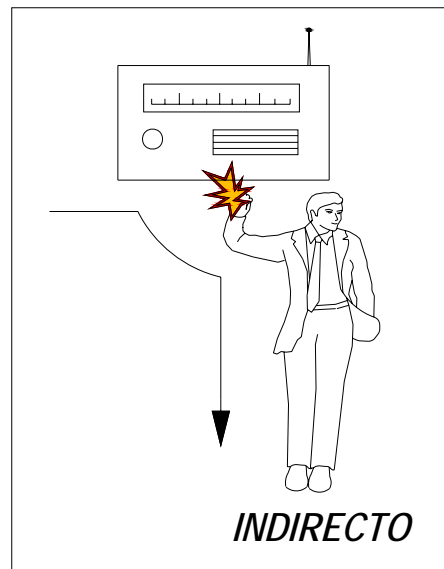


Figura 50: Contacto directo

Generalmente la superficie de la piel es la que mayor resistencia presenta ante el paso de corriente, disminuyendo cuando la piel está húmeda. Una vez que la corriente vence la resistencia de la piel, ésta fluye por la sangre y por los tejidos del cuerpo fácilmente, originando varios efectos como:

1. Estimulación de músculos y nervios por la excitación eléctrica: cuando un músculo es obligado a contraerse y relajarse varias veces en un corto período de tiempo, los músculos llegan a un estado de contracción permanente llamado tetanización, en donde la persona puede asfixiarse; en caso de que estas contracciones sean en el corazón, se produce una fibrilación ventricular, la cual puede provocar la muerte.
2. Calentamiento resistivo del tejido: el paso de corriente eléctrica por el cuerpo produce el calentamiento de la piel y de los órganos internos, los efectos que sufre el cuerpo depende de la densidad de corriente y de su duración. Cuando hay una gran

densidad de corriente, ésta produce una elevación de temperatura que da origen a quemaduras, las cuales generalmente no son graves pero pueden causar infecciones; en caso que la quemadura sea por acción de la alta tensión, esta es mucho más grave, en algunos casos inclusive se debe amputar el miembro afectado.

Las consecuencias que induce el flujo de corriente por el cuerpo humano pueden clasificarse en Microchoque y Macrochoque.

Microchoque.

Se denomina microchoque cuando una corriente es aplicada a dos puntos del cuerpo y sólo una fracción de esta corriente atraviesa el corazón y no circula por el resto del organismo. Generalmente se produce microchoque dentro del ambiente hospitalario, ya que cuando el paciente tiene dentro de su cuerpo un catéter o aguja se puede dar un aumento de la densidad de corriente, la fibrilación se produce con valores superiores a $10\mu\text{A}$ aplicados directamente sobre el corazón.

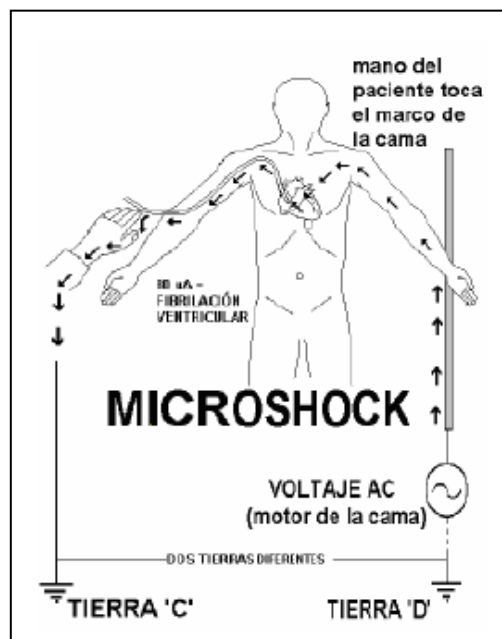


Figura 52: Microchoque³⁵

Las corrientes de microchoque suelen ser provocadas por: fugas de los equipos médicos conectados al paciente, fallas de la aislación o fallas de la puesta a tierra.

³⁵ Fuente: Olmos Pablo; La Seguridad Eléctrica; Memoria Técnica Curso Argentina; Universidad de Buenos Aires; año 2005; Pág. 9

Macrochoque.

Se produce un macrochoque cuando una corriente fluye a través del organismo de un individuo, el cual está en contacto con una fuente de energía eléctrica. Entran en esta categoría generalmente los accidentes domésticos o industriales, los valores de corriente que producen fibrilación oscilan entre los 75 y 400mA.

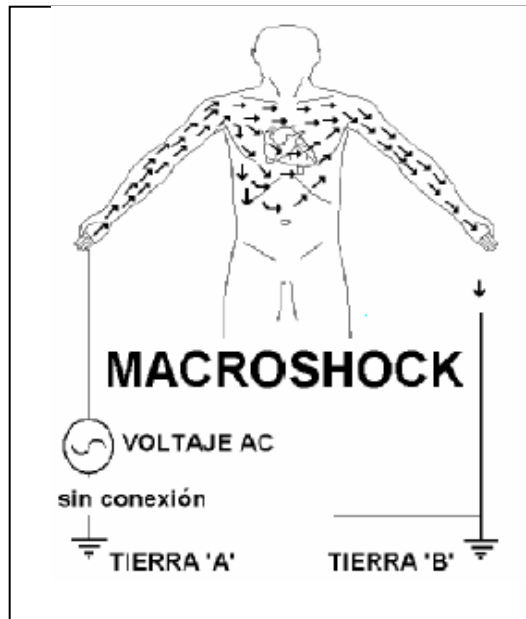


Figura 53: Macrochoque³⁶

Debido a los riesgos que produce el paso de corriente por el cuerpo humano existen varios umbrales de sensibilidad que se deben conocer, estos son:

1. Umbral de percepción.

Cuando la densidad de corriente empieza a aumentar, la persona tiene una sensación de hormigueo o cosquilleo, el valor mínimo de corriente que origina esta sensación se llama umbral de percepción, este depende de varios parámetros como:

- La superficie corporal.
- El área de contacto.
- Las condiciones de contacto

³⁶ Fuente: Olmos Pablo; La Seguridad Eléctrica; Memoria Técnica Curso Argentina; Universidad de Buenos Aires; año 2005; Pág. 9

- El sexo de la persona.
- Las características fisiológicas de la persona.

Si la corriente es continua, este umbral se percibe únicamente al inicio o a su vez cuando el estímulo cesa, es decir que durante el paso de la corriente no hay la sensación de cosquilleo. Para corriente alterna los valores mínimos de este umbral están comprendidos entre los 10Hz y 1KHz.

2. Umbral de reacción.

Es el mínimo valor de corriente que produce una contracción involuntaria de los músculos; en corriente continua este umbral no tiene sentido, debido a que hay reacción únicamente al empezar o terminar un estímulo. Para frecuencias de 50 o 60Hz el valor promedio oscila entre los 10mA.

Cuando los niveles del umbral de reacción son altos, los nervios y los músculos están siendo estimulados enérgicamente lo que provoca un dolor profundo y fatiga, ocasionando daños reversibles al terminar el estímulo.

3. Umbral de soltado (*Let go current*).

Es el valor máximo de corriente en el cual la persona no puede soltarse, en caso que la corriente continúe, ésta puede causar asfixia debido a que los músculos se colapsan. Para frecuencias de 50 o 60Hz los límites están entre los 20 y 30mA, si se sobrepasan estos límites se dan interferencias con el funcionamiento normal del corazón. Además la corriente alterna provoca contracción muscular, aumento de la presión sanguínea y dificultad al respirar, estos efectos pueden ser reversibles aunque pueden dejar algunas marcas.

4. Umbral de fibrilación.

Es el valor mínimo de corriente que estimula al corazón ocasionando un aumento en el ritmo cardíaco de forma asíncrona (fibrilación ventricular), sin que se bombee sangre al cuerpo; debido a la pérdida de oxígeno el corazón deja de latir ocasionando la muerte. El peso de la persona influye sobre el límite de la corriente de fibrilación, ya que a mayor peso las corrientes son mayores; para frecuencias de 50 o 60Hz se estima que las corrientes superiores a 60mA son aquellas que provocan fibrilación.

En corriente continua, el umbral de fibrilación es mucho mayor que a 50 o 60Hz y depende del camino que siga la corriente en el cuerpo.

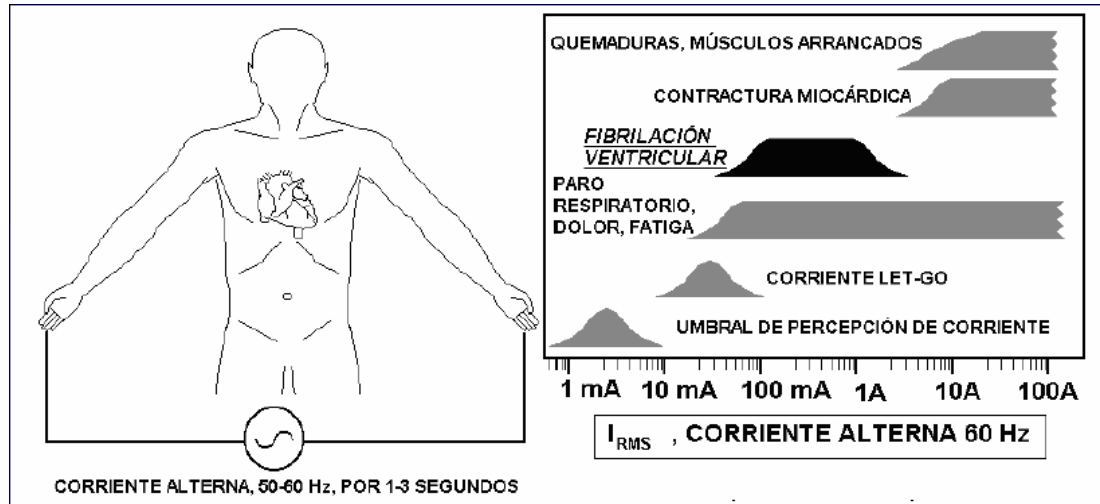


Figura 52: Umbrales de sensibilidad³⁷

Los efectos de la corriente eléctrica varían dependiendo de la frecuencia, la norma internacional IEC 60479 partes 1 y 2 trata sobre estos efectos.

Corriente alterna de frecuencias superiores a 100Hz.

Si la frecuencia aumenta, se disminuyen los riesgos de fibrilación ventricular; pero aumentan los riesgos de quemaduras, debido a que la impedancia del cuerpo humano disminuye al aumentar la frecuencia. Se considera que las condiciones de protección contra los contactos indirectos son iguales a 400Hz que a 50 o 60Hz, es decir, se necesita más corriente para provocar el mismo daño, ya que la norma indica que el factor de frecuencia (relación entre la corriente a la frecuencia f y la corriente a la frecuencia de 50 o 60Hz) para producir un mismo efecto fisiológico tiene que aumentar con la frecuencia (www.schneider-electric.com).

Cuando la frecuencia es de 50 o 60Hz la corriente produce un daño máximo, así por ejemplo, la intensidad de tetanización que es de 10mA a 50Hz, pasa a 90mA en corriente continua y a 80mA a 5kHz. Por otro lado, se ha constatado que de 10 a

³⁷ Fuente: Olmos Pablo; La Seguridad Eléctrica; Memoria Técnica Curso Argentina; Universidad de Buenos Aires; año 2005; Pág. 6

100KHz el umbral de percepción aumenta aproximadamente de 10mA a 100mA en valor eficaz.

Corriente continua.

La corriente continua es menos peligrosa que la corriente alterna, ya que es más fácil soltar la mano de objetos con tensión continua. El umbral de fibrilación ventricular es mucho mayor que en alterna.

Para la protección tanto de pacientes como de operarios de equipos médicos, se publica a nivel mundial la norma IEC 60601 sobre seguridad en el equipamiento médico. Para aumentar la seguridad en los equipos médicos se debe tener en cuenta tres factores que son:

- Diseño y fabricación del equipo bajo normas. El equipo tiene mayor confiabilidad durante su vida útil.
- Uso del equipo. Este se debe usar de manera correcta y para el fin que fue fabricado.
- Mantenimiento. El equipo puede sufrir daños o desgastes de sus partes, por lo que se debe tener un plan de mantenimiento.

3.2 Clasificación de los equipos médicos en función de la seguridad.

En la norma IEC 60601-1 encontramos las definiciones y condiciones generales que deben cumplir los equipos médicos; por lo que se establecen algunas consideraciones sobre las diferentes partes de un equipo electromédico, la clasificación de sus partes y accesorios son:

- Accesorio: Es todo componente opcional que puede ser utilizado en un equipo médico, el cual permite, facilita o mejora el uso del equipo.
- Envoltura: Son todas las partes metálicas accesibles al usuario como por ejemplo los botones, perillas, manijas, etc.
- Parte conductora accesible: Es aquella que puede ser tocada por el usuario o paciente sin la ayuda de una herramienta.

- Parte activa: Es toda parte del equipo que cuando entra en contacto con el paciente, puede provocar una corriente superior a la corriente de fuga admisible.
- Parte aplicable: Son las partes del aparato, incluyendo aquellas que entran intencionalmente en contacto con el paciente.
- Parte aplicable aislada tipo F (flotante): Es la parte aplicable aislada de todas las demás partes del equipo, de modo que la corriente de fuga aceptable del paciente en condiciones de primer defecto no exceda cuando se aplica 1.1 veces la tensión nominal de la red más alta entre la parte aplicable y tierra.
- Circuito paciente: Son todas las conexiones eléctricas que van al paciente

3.2.1 Grado de protección de los aparatos electromédicos.

Los equipos médicos tienen un grado de protección de sus partes, tanto en la fuente de alimentación como en sus plaquetas; dependiendo de dos aspectos: del tipo de aislación y del grado de protección contra descargas eléctricas.

Existen 4 tipos de aislación:

- Aislación Básica.- Es aquella que se aplica a las partes activas para proveer una protección básica contra el choque eléctrico.
- Aislación Suplementaria.- Es una aislación independiente a la aislación básica, se usa como protección de un choque eléctrico en caso que esta última falle.
- Aislación Doble.- Tiene aislación básica y suplementaria.
- Aislación Reforzada.- tiene un sistema de aislación único, el cual es igual al de aislación doble.

Para cada tipo de aislación se exige una tensión de prueba de acuerdo con el voltaje que se alimenta el equipo. Estas tensiones se muestran en el cuadro 4

Para que estas aislaciones se cumplan, se debe tener en cuenta los valores de:

- La distancia en aire que es el camino más corto entre dos conductores.

- La línea de fuga que es el camino más corto a lo largo de la superficie del material de aislación entre dos partes conductoras

Tipo de Aislación	VOLTAJE DE ALIMENTACIÓN DEL EQUIPO			
	<50V	50 - 150V	150 - 250V	50 - 1000V
Básico	500V	1000V	1500V	2 x Valim. + 1000V
Suplementario	500V	2000V	2500V	2 x Valim. + 2000V
Doble y Reforzado	500V	3000V	4000V	2 (2Valim. + 1500V)

Cuadro 4: Tensiones de prueba según el tipo de aislación³⁸

Los cuales están especificados por la norma 60601-1 (cuadros 5 y 6).

	DISTANCIAS EN AIRE (mm)										
	CC	15	36	75	150	300	450	600	800	900	1200
	CA	12	30	60	125	250	400	500	660	750	1000
Equivalente a la aislación básica entre partes de polaridad opuesta		0.4	0.5	0.7	1	1.6	2.4	3	4	4.5	6
Aislación básica o aislación suplementaria		0.8	1	1.2	1.6	2.5	3.5	4.5	6	6.5	9
Aislación básica o aislación suplementaria		1.6	2	2.4	3.2	5	7	9	12	13	18

Cuadro 5: Distancias de aire para las diferentes aislaciones³⁹

	LINEAS DE FUGA (mm)										
	CC	15	36	75	150	300	450	600	800	900	1200
	CA	12	30	60	125	250	400	500	660	750	1000
Equivalente a la aislación básica entre partes de polaridad opuesta		0.8	1	1.3	2	3	4	5.5	7	8	11
Aislación básica o aislación suplementaria		1.7	2	2.3	3	4	6	8	10.5	12	16
Aislación básica o aislación suplementaria		3.4	4	4.6	6	8	12	16	21	24	32

Cuadro 6: Distancias de las líneas de fuga para las diferentes aislaciones⁴⁰

³⁸ Datos: Norma IEC 60601-1

³⁹ Datos: Norma IEC 60601-1

Las corrientes que menciona la norma son:

- Corriente de fuga: Son corrientes no funcionales, que pueden ser perjudiciales para la salud del paciente o del operador.
- Corriente de fuga a tierra: Es la corriente que circula de la parte conectada a la red a través de la aislación hacia el conductor de tierra de protección. Sus valores límites están entre $500\mu\text{A}$ y 1mA para condición de primer defecto (cuando se pierde la conexión a tierra física).
- Corriente de fuga a través de la envoltura: Es la corriente que circula entre la tierra física y la envoltura o partes de ésta, excluyendo las partes aplicables accesibles al operador o al paciente. Los valores límites están entre $100\mu\text{A}$ y $500\mu\text{A}$ para condiciones de primer defecto.
- Corriente de fuga del paciente: Es la corriente que circula entre la parte aplicable hacia tierra a través del paciente, o circula desde el paciente a través de una parte aplicable tipo F hacia tierra, esta corriente es originada por una tensión no intencional provocada por una fuente externa sobre el paciente.

Dependiendo del tipo de aislación que posea el equipo este puede ser de:

1. Clase I
2. Clase II

1. Aparatos de clase I.

Son denominados aparatos de clase I aquellos cuya protección contra el choque eléctrico no sólo tiene una protección básica, sino que además como precaución adicional posee los medios para la conexión de partes conductoras accesibles al conductor de protección a tierra en el cableado fijo de la instalación, así sus partes conductoras accesibles no se pueden volver activas en caso que se produzca una falla en la aislación básica.

⁴⁰ Datos: Norma IEC 60601-1

2. Aparatos de clase II.

Son aquellos aparatos que además de poseer una aislación básica, también incluyen aislación doble o reforzada (Figura 54), sin que existan previsiones para la puesta a tierra con fines de protección o confiabilidad en las condiciones de la instalación.

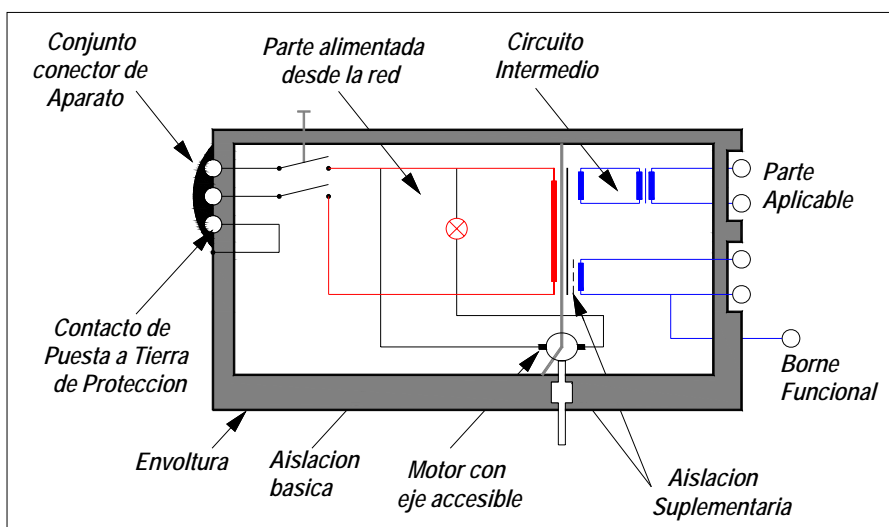


Figura 53: Aparato Clase I

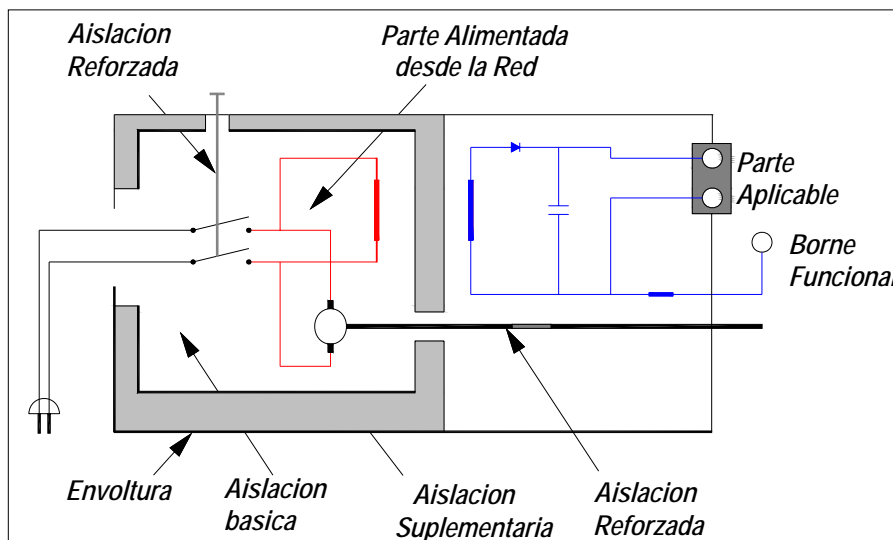


Figura 54: Aparato clase II

La clasificación de los equipos electromédicos dependiendo del grado de protección contra descargas eléctricas puede ser de tres tipos:

1. Tipo B
2. Tipo BF
3. Tipo CF

Los cuales a su vez pueden tener protección contra las descargas de un desfibrilador.

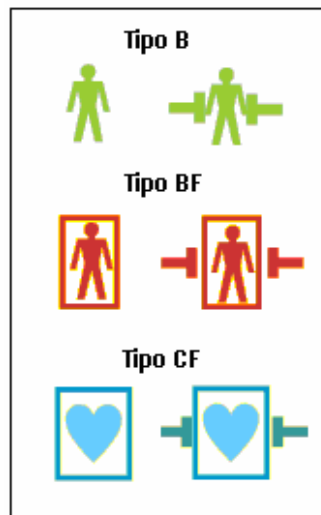


Figura 54: Niveles de seguridad contra descargas eléctricas de los aparatos⁴¹

Esta clasificación determina los máximos niveles de corrientes de fuga permisibles.

1. Aparato tipo B.

Son aquellos aparatos que entregan un grado adecuado de protección contra el choque eléctrico, teniendo en cuenta las corrientes de fuga admisibles y la confiabilidad de la conexión de protección a tierra. Los equipos tipo B son adecuados para la aplicación intencional interna o externa del paciente, excluyendo la aplicación cardíaca directa. Existe un apartado (14.6) en la norma 60601-1 en el que se aclara que un aparato tipo B es todo aquel sin una parte aplicable.

2. Aparato tipo BF.

Son aparatos tipo B con una parte aplicable aislada tipo F (flotante).

⁴¹ Fuente: Wain Gustavo; Seguridad Eléctrica en Instalaciones Hospitalarias y equipos Médicos

3. Aparato tipo CF.

Son aquellos aparatos que proporcionan un alto grado de protección contra los choques eléctricos, especialmente en lo que respecta a las corrientes de fuga admisibles, además poseen una parte aplicable aislada tipo F. Los equipos tipo CF son principalmente utilizados en aplicaciones en las que se establece una conexión conductor directamente al corazón, estos pueden ser operables desde la red.

La norma IEC 60601-1 indica los valores admisibles de las corrientes de fuga, estos valores están dados en el cuadro 7

CORRIENTE (mA)		TIPO B		TIPO BF		TIPO CF	
		CN	CPD	CN	CPD	CN	CPD
Corriente de fuga a tierra		0.5	1	0.5	1	0.5	1
Corriente de fuga a tierra para el aparato ^{(1) (2)}		2.5	5	2.5	5	2.5	5
Corriente de fuga a tierra para el aparato ⁽³⁾		5	10	5	10	5	10
Corriente de fuga a través de la envoltura		0.1	0.5	0.1	0.5	0.1	0.5
Corriente de fuga del paciente	CC	0.01	0.05	0.01	0.05	0.01	0.05
	CA	0.1	0.5	0.1	0.5	0.01	0.05
Corriente auxiliar del paciente	CC	0.01	0.05	0.01	0.05	0.01	0.05
	CA	0.1	0.5	0.1	0.5	0.01	0.05

Cuadro 7: Valores admisibles de las corrientes de fuga⁴²

CN.- Condición Normal.

CPD.- Condición Primer Defecto.

- Los aparatos que no tienen partes accesibles no protegidas por puesta a tierra y para las cuales no existe ningún medio para la protección por puesta a tierra de otro aparato y que satisfacen las prescripciones referentes a la corriente de fuga a través de la envoltura y a la corriente de fuga del paciente (si fuera aplicable).*
- Aparatos de rayos X móviles y aparatos móviles con aislación mineral.*

⁴² Datos: Norma IEC 60601-1

3. *Los aparatos especificados para ser instalados en forma permanente con un conductor de tierra de protección que está eléctricamente conectado de tal manera que la conexión solo se puede aflojar con la ayuda de una herramienta y que esta fijado o de alguna otra manera asegurando mecánicamente en un lugar especificado que solo se lo puede mover después del uso de una herramienta.*

3.2.2 Clasificación del equipo de Hemodiálisis.

El equipo de hemodiálisis es de clase I, tipo BF.

3.3 Seguridad en la instalación de equipos de Hemodiálisis.

Tanto los equipos, como las instalaciones eléctricas que se encuentran dentro de un ambiente hospitalario, deben tener altos parámetros de seguridad, debido a que si se presenta una falla en la instalación eléctrica, ésta puede ocasionar graves daños.

Las fallas eléctricas que generalmente pueden presentarse son:

- Corrientes de fuga.
- Sobrecargas.
- Cortocircuitos.
- Falta de energía eléctrica.

Siendo inadmisibles la falta de suministro eléctrico en áreas críticas, así como las fugas de tierra elevadas.

Una instalación insegura ofrece un peligro potencial; por este motivo cada equipo médico dependiendo de su aplicación, debe tener en cuenta las respectivas medidas de protección contra riesgos eléctricos, por esto el ambiente hospitalario se divide en tres grupos de salas (se denominan salas de uso médico aquellas en las que se examina o trata a una persona).

1. Salas del grupo de aplicación 0.

Son salas de uso médico en donde no se emplean aparatos electromédicos, o durante el examen o tratamiento, el paciente no tiene contacto con el equipo, o si éste se alimenta exclusivamente de baterías. Las salas del grupo 0 son por ejemplo: salas de internación, esterilización, consultorios médicos.

2. Salas del grupo de aplicación 1.

Son salas de uso médico donde los equipos electromédicos están conectados a la red y sus partes aplicables entran en contacto con el paciente durante un examen o tratamiento. Se permite la desconexión automática del suministro de energía en caso de una primer falla eléctrica a tierra, o un corte de la red general, sin que esto ponga en peligro al paciente, ya que se permiten interrupciones en los exámenes o tratamientos, pudiendo repetirse estos de ser necesario. Ejemplos de estas salas son: salas de parto, de internación, de diálisis, etc.

3. Salas del grupo de aplicación 2.

Son salas de uso médico donde los equipos electromédicos están conectados a la red, estos sirven para intervenciones quirúrgicas o para mediciones corpóreas de vital interés. Estos equipos no pueden dejar de operar en caso de una primer falla eléctrica a tierra y/o ante un corte en la red general, debido a que los exámenes o tratamientos no pueden ser interrumpidos o repetidos, sin que esto implique un daño al paciente. Estas salas son: salas de cuidados intensivos, neonatología, recuperación, etc.

3.3.1 Sala de Hemodiálisis.

La sala de Hemodiálisis pertenece al grupo de aplicación 1, ya que para realizar una sesión de Hemodiálisis, la parte aplicable del equipo entra en contacto con el paciente; en caso de una falla eléctrica a tierra el tratamiento puede volverse a hacer. Para evitar estos inconvenientes, el sistema debe estar aterrado, es decir se debe lograr que la tierra física del sistema tenga poca resistencia, la conexión a tierra no debe exceder los 0.15Ω y la diferencia de potencial entre la superficie conductora y la tierra del receptáculo debe ser menor a 40mV.

Además el equipo de hemodiálisis está diseñado con un transformador de aislación.

Transformador de Aislación.

El transformador de aislamiento consta de un núcleo y dos bobinas aisladas tanto física como eléctricamente una de la otra, es decir que en el transformador de aislamiento, el sistema puesto a tierra energiza al bobinado primario del transformador aislado, el cual induce una corriente en el bobinado secundario, estos están aislados completamente por inducción electromagnética. La conexión eléctrica directa no existe entre las bobinas del primario y el secundario.

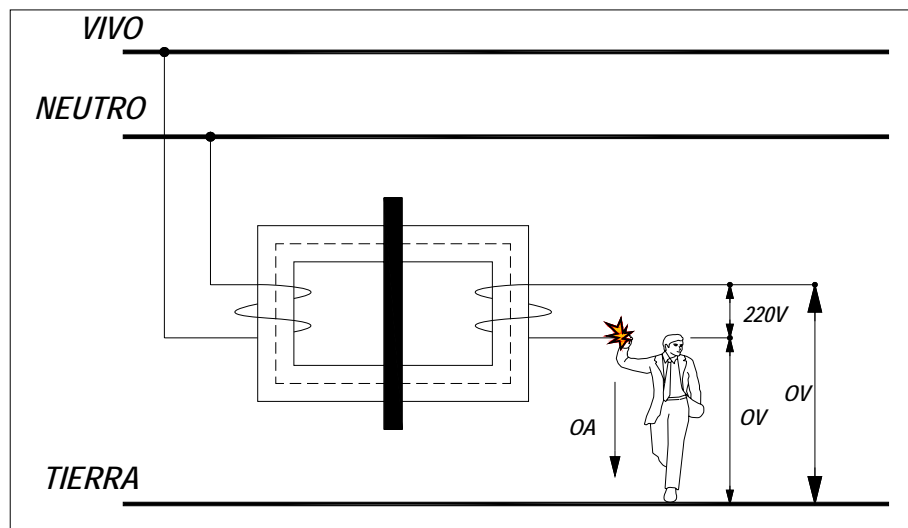


Figura 55: Transformador de aislamiento

La principal ventaja de un transformador de aislamiento es que si el paciente tiene contacto con alguna de las partes electrificadas y tierra, no circula corriente por su cuerpo, es decir previene los macrochoques, brindando de esta forma protección tanto al operador como al paciente; además que limitan las corrientes de fuga.

3.4 Especificaciones técnicas del equipo de Hemodiálisis.

- Funcionamiento a electricidad 220 v y 60 ciclos.
- Control volumétrico de ultra filtración.
- Programación de ultra filtración con control automático de PTM.
- Control de presión arterial y venoso con alarma
- Sistema de mezcla volumétrico para baño diálisis. Acetato – Bicarbonato.

- Dispositivo para uso de bicarbonato en polvo.
- Perfiles de sodio programables.
- Bomba de heparina con programación y uso de jeringas de 20cc., 30cc.
- Bomba de sangre de flujo variable 0 a 500ml/min.
- Bomba de agua con control de flujo de dializado de 300, 500, 800ml/min.
- Control de volumen de sangre tratada.
- Control de temperatura y conductividad con alarmas.
- Detector de sangre por ruptura de fibras del dializador.
- Capacidad de uso de filtros de alto flujo para hemofiltración 45.
- Desinfección automática química o térmica.
- Baterías de emergencia, que permitan el funcionamiento del sistema por corte de energía.
- Compatibilidad para el uso de insumos de cualquier marca disponible en el mercado.
- Monitorización de dosis de diálisis (Kt/V).

3.5 Seguridad clínica en la explotación del equipo.

La salud es un sistema complejo con procesos íntimamente relacionados. Las actividades dentro de una sala de Hemodiálisis es un ejemplo de ello; lograr un ambiente seguro en la sala de diálisis, significa revisar los procesos de atención de los pacientes, reducir los riesgos para así aumentar la seguridad, la cual se define como la ausencia de daños accidentales. Desde el punto de vista del paciente la seguridad es prevenir.

Dentro de la seguridad clínica del equipo se deben tomar en cuenta ciertas indicaciones y precauciones como se mencionan a continuación:

- Para la utilización de estos de equipos en niños, se debe estudiar previamente para obtener mayor seguridad.
- Los conductos de sangre, dializadores y otros componentes del sistema extracorpóreo deben ser desechados.

- Durante el funcionamiento del equipo, debe estar fijado al piso, para evitar fugas de corriente.
- No se debe realizar mantenimiento del equipo durante el proceso de Hemodiálisis.

3.5.1 Cuidados referentes a concentrados.

Antes de realizar el tratamiento, es importante conocer el nivel de conductividad del líquido de diálisis. Los concentrados de acetato, bicarbonato y agua para la preparación del concentrado deben cumplir las normas ISO u otras regulaciones locales. Es recomendable utilizar concentrados de alta calidad, porque disminuyen riesgos durante el proceso de HD.

Debe tomarse en cuenta que los recipientes de concentrado, se ajusten correctamente a la máquina, así como los tubos que se conectan al equipo.

3.5.2 Cuidados referentes al agua.

Se recomienda que el agua tenga contenidos muy bajos en impurezas, esto también se recomienda para cualquier tipo de concentrado. Es responsabilidad del médico, estar al tanto de la pureza del agua y de los concentrados, para evitar cualquier riesgo que pueda sufrir el paciente.

3.5.3 Desinfección de la máquina.

Para la desinfección de la máquina es recomendable usar hipoclorito de sodio, a parte de se debe realizar una desinfección térmica; cada cierto tiempo se realizan cultivos del equipo, para buscar mejores métodos de desinfección.

La desinfección térmica es muy recomendable para eliminar bacterias contenidas en el agua; aunque para contaminantes que son inmunes al calor, como bacterias con esporas, se necesita un tipo de desinfección química.

3.6 Mantenimiento.

Para realizar un mantenimiento adecuado del equipo, es importante tener un cronograma, con el cual se pueda llevar de una forma ordenada el control y seguridad del mismo.

UNIDAD DE INSUFICIENCIA RENAL:						
MANTENIMIENTO PREVENTIVO						
EQUIPO	Unidad de Hemodiálisis					
MARCA						
MODELO						
Nº INV TECNICO						
MENSUAL	1	2	3	4	5	6
Inspeccionar las condiciones ambientales en las que se encuentra el equipo						
Efectuar limpieza integral interna del equipo (desinfección térmica o química)						
Revisar cable de alimentación, conector y demás componentes eléctricos y electrónicos externos e internos						
Limpiar lentes del detector de fuga de sangre						
Limpiar la celda de conductividad						
Verificar el flujo de dializante						
Verificar la calibración de la bomba de sangre						
Verificar la operación de la bomba de heparina						
Verificar la presión de agua						
Verificar el funcionamiento del detector de burbujas						
Realizar prueba de seguridad eléctrica						
Verificar el funcionamiento de todas las alarmas; cambiar el filtro si es necesario						
Fecha de realización						
Firma del técnico						
Tiempo de ejecución						

Cuadro 7: Plan de mantenimiento preventivo⁴³

⁴³ Datos: manual de mantenimiento preventivo planificado, Pág. 148

El plan de control presentado en el cuadro 7, está basado en un plan de mantenimiento preventivo del Ministerio de Salud Pública y Asistencia Social.

Para que el equipo tenga un correcto control, es importante llevar a cabo ciertos pasos, como la inspección de condiciones ambientales, dentro de las cuales se deben evaluar tres parámetros:

1. Humedad
2. Polvo.
3. Seguridad en la Instalación.

1. Humedad.

La humedad del ambiente en el que trabaja el equipo, no debe ser mayor a la que especifica el fabricante. Si no se cuenta con esta información o con los medios adecuados de medición, se puede evaluar por sus efectos, por ejemplo oxidación de la carcasa, levantamiento de pintura de paredes o del equipo, etc.

2. Polvo.

Tanto los equipos electrónicos, como los eléctricos y mecánicos, se ven afectados en su funcionamiento y en la duración de su vida útil, por la presencia de polvo en su sistema. Se debe revisar que no exista una presencia excesiva de polvo en el ambiente, visualizando los alrededores del equipo y en el equipo mismo.

3. Seguridad en la instalación.

Una instalación insegura ofrece un peligro potencial, tanto al equipo así como a las personas (operadores, pacientes o público en general). La instalación del equipo debe ofrecer seguridad, ya sea que este se encuentre montado sobre una superficie, instalado en la pared o sobre una superficie móvil.

Se debe realizar una revisión general del aspecto físico de la parte interna del equipo y sus componentes, para detectar posibles impactos físicos, maltratos, corrosión en la carcasa, levantamiento de pintura o cualquier otro daño físico.

La revisión de los componentes mecánicos del equipo se realizan para determinar: falta de lubricación, desgaste de piezas, sobrecalentamiento, roturas, etc. Esto incluye los sistemas neumáticos e hidráulicos, en los cuales también es necesario detectar fugas en el sistema.

La revisión de los componentes eléctricos determinan la falta o deterioro del aislamiento en: los cables internos, conectores, etc., que no hayan sido verificados en la revisión externa del equipo; de ser necesario se utiliza un multímetro para constatar que estén funcionando adecuadamente.

Los componentes electrónicos, tanto tarjetas como circuitos integrados, son inspeccionados de manera visual y táctil de ser necesario, para evitar un posible sobrecalentamiento de estos. Cuando se trata de dispositivos de medición (amperímetros, voltímetros, etc.) se debe visualizar su estado físico y comprobar su correcto funcionamiento con otro sistema de medición que permita verificar con exactitud el estado de los dispositivos antes nombrados.

Reemplazo de Ciertas Partes.

La mayoría de los equipos tienen partes diseñadas para gastarse durante el funcionamiento del equipo, de modo que prevengan el desgaste en otras partes o sistemas del mismo. Ejemplos de estos son: los empaques, los dispositivos protectores, las líneas de conexión, etc. El reemplazo de estas partes es un paso esencial dentro del mantenimiento preventivo y puede ser realizado en el momento de la inspección.

Ajuste y Calibración.

En el mantenimiento preventivo es necesario ajustar y calibrar los equipos, ya sea ésta una calibración o ajuste mecánico, eléctrico, o electrónico. Para esto se deberá realizar mediciones de los parámetros más importantes del equipo, de modo que esté acorde con: las normas técnicas establecidas, las especificaciones del fabricante, o con cualquier otra referencia, para detectar cualquier falta de ajuste y calibración.

Luego de realizarse la calibración o ajuste que se estime que es necesaria, se debe poner en funcionamiento el equipo y para realizar la medición de los parámetros

correspondientes, estas dos actividades se realizan hasta lograr que el equipo no presente signos de desajuste o falta de calibración.

Revisión de Seguridad Eléctrica.

La realización de esta prueba, dependerá del grado de protección que se espera del equipo en cuestión, según la norma IEC 60601.

3.7 Síntesis

El paso de una corriente eléctrica por el cuerpo humano puede ser muy peligroso, dependiendo de la intensidad de la corriente, así como su duración. El flujo de la corriente puede provocar un Microchoque o un Macrochoque, para que esto no ocurra los equipos médicos deben tener un grado de protección eléctrico debidamente especificado por normas internacionales (IEC 60601-1), en el caso de los equipos de Hemodiálisis estos deben ser de Clase I, Tipo BF. Además cada equipo dependiendo de su aplicación debe tener en cuenta las medidas de protección contra riesgos eléctricos el momento de ser instalados en una sala.

En cuanto a seguridad clínica se refiere, se debe tener especial cuidado con: el concentrado del líquido de diálisis, la pureza del agua y la desinfección de la máquina, esto para lograr un ambiente seguro en la sala de diálisis.

Para que el equipo de Hemodiálisis tenga un mantenimiento adecuado, se recomienda tener un cronograma de revisión en el que se controle el funcionamiento y seguridad de uso.

CONCLUSIONES Y RECOMENDACIONES

El estudio y la reflexión sobre el uso de equipos de diálisis permiten concluir lo siguiente:

- La construcción de equipos de Hemodiálisis, como todo equipo médico, responden a una norma específica lo que garantiza su buen funcionamiento y adecuación a las necesidades de los pacientes.
- La eficiencia de los equipos de Hemodiálisis guardan relación con la calidad y frecuencia del mantenimiento que reciban y no de sus entornos de instalación ya que estos son estandarizados en concordancia con normas específicas.
- El personal encargado de la operación de los equipos de Hemodiálisis debe poseer las competencias específicas que les permita reconocer los problemas que se presentan en su uso y realizar las acciones para solucionarlos con economía de tiempo y recursos.

En concordancia con estas conclusiones se puede recomendar lo siguiente:

- Al realizar la instalación de equipos de Hemodiálisis es necesario verificar que la sala de aplicación cumpla las normas establecidas para el efecto.
- Una casa de salud, al adquirir un equipo de Hemodiálisis, debe exigir que se le provea de un manual del fabricante para complementar la ejecución de la rutina de uso.
- Conforme a las normas de las casas proveedoras, la primera revisión de los equipos de diálisis debe realizarse a los seis meses. Dependiendo de la intensidad de uso, este tiempo puede reducirse significativamente. Una segunda revisión debe ser realizada a los tres meses y luego, por lo menos una vez al mes.

- Capacitar y actualizar al personal responsable de operar los equipos de Hemodiálisis para desarrollar las competencias que les permita realizar las calibraciones necesarias para la atención personalizada de los pacientes y además, para que puedan detectar posibles problemas en el funcionamiento general del equipo
- Para garantizar el uso del equipo de Hemodiálisis es necesario tener a disposición los materiales, repuestos y equipos que se describe en el siguiente cuadro:

Material Gastable	Repuestos Mínimos	Herramientas y Equipos
<ul style="list-style-type: none"> • Aceite • Alcohol isopropílico • Algodón • Cinta teflón • Detergente • Grasa • Guantes plásticos • Hisopos • Jeringa • Papel para lentes • Silicón • Toallas de papel • Vinagre 	<ul style="list-style-type: none"> • Batería 9V • Bombillo • Filtros de diálisis • Set de tubo arterial • Set de tubo venoso 	<ul style="list-style-type: none"> • Analizador de seguridad eléctrica • Aspiradora • Cronómetro • Medidor de conductividad • Medidor de presión • Monitor de temperatura • Probeta de 2000 ml

Glosario de Términos.

Adiposo: Tejido que contiene gran cantidad de grasa.

Anabolismo: Conjunto de procesos metabólicos de síntesis de moléculas complejas a partir de otras más sencillas.

Anabolito: Relativo al anabolismo.

Anastomosis: Creación de una comunicación artificial entre dos órganos huecos.

Aneurismas: Un ensanchamiento anormal de un vaso sanguíneo. Aneurismas pueden ocurrir alrededor de un sitio de acceso en la forma de un pequeño globo.

Arterial: Característico o relacionado con el funcionamiento de las arterias.

Arterio - venoso: Término utilizado en la diálisis para referirse a una conexión entre una arteria y una vena. Una conexión arterio - venosa es usada para crear fistulas para los tratamientos de Hemodiálisis.

Cánula: Tubo usado en cirugía.

Catabolismo: Conjunto de procesos metabólicos de degradación de sustancias para obtener otras más simples.

Catabolito: Relativo al catabolismo.

Condición primer defecto: Es la condición en la cual sólo un medio de protección contra los riesgos en el aparato se encuentra defectuoso o en el cual se encuentra presente una sola condición anormal exterior.

Creatinina: Sustancia orgánica originada en el metabolismo del aminoácido glicocola, que en forma de fosfato interviene como suministrador de energía a los músculos.

Desfibrilador: Aparato que aplica descargas eléctricas para restablecer el ritmo cardíaco normal.

Electrolito: Sustancia que disuelta en agua, hace que la solución sea conductora de la electricidad.

Eritrocito: Glóbulo rojo de la sangre encargado de transportar gases entre los órganos respiratorios y los tejidos, gracias a la hemoglobina que contiene.

Eritropoyetina: Hormona que interviene en el proceso de formación de los eritrocitos.

Espora: Forma de resistencia que adoptan las bacterias ante condiciones ambientales desfavorables.

Estenosis: Un estrechamiento que se produce en los vasos sanguíneos.

Femoral: Relacionada con la arteria o vena femoral, localizadas en los muslos.

Fibrilación: Contracción espontánea e incontrolada de las fibras del músculo cardíaco.

Fístula Nativa: Un tipo de acceso vascular creado mediante la conexión de la propia arteria del paciente con su propia vena sin utilizar partes artificiales.

Hemólisis: Liberación de la hemoglobina en el plasma por destrucción de los glóbulos rojos.

Hidrogenión: Ion H^+ (protón).

Lupus: Enfermedad de la piel o de las mucosas, producida por tubérculos que ulceran y destruyen las partes atacadas.

Metabolismo: Conjunto de reacciones químicas que efectúan constantemente las células de los seres vivos con el fin de sintetizar sustancias complejas a partir de otras más simples, o degradar aquellas para obtener estas.

Ocluir: Cerrar u obstruir

Osmosis: Paso de disolvente pero no de soluto entre dos disoluciones de distinta concentración separadas por una membrana semipermeable.

Presión osmótica: mínima presión necesaria para impedir el paso de las moléculas del disolvente puro hacia una disolución a través de una membrana semipermeable.

Renina: Enzima de la corteza renal cuya secreción produce hipertensión arterial.

Sitio de Salida: El sitio por donde emerge el catéter.

Soplo: Cualquiera de varios sonidos anormales producidos por una arteria.

Subclavia: Relacionado con la arteria o vena subclavia, localizadas debajo de la clavícula.

Subcutánea: Se refiere a algo que esta bajo la piel. Un acceso subcutáneo se inserta bajo la piel del paciente.

Sutura: Material utilizado para cerrar quirúrgicamente una herida o unir tejidos.

Tetanización: Rigidez y tensión convulsiva de los músculos voluntarios.

Toxina: Sustancia de origen microbiano que daña o mata las células del organismo huésped.

Urea: Sustancia nitrogenada producida por los mamíferos como producto de eliminación del amoníaco, presente en la sangre, orina, bilis, etc. Es ligeramente tóxica y debe eliminarse por medio de la orina.

Uremia: Conjunto de síntomas cerebrales, respiratorios, circulatorios, digestivos, etc., producidos por la acumulación en la sangre y en los tejidos de venenos derivados del metabolismo orgánico eliminados por el riñón cuando el estado es normal

Vascular: Relacionado con las arterias o venas.

Venosa: Característico o relacionado con la función de las venas.

Yugular: Relacionada con la vena yugular, ubicada en la región del cuello o garganta.

Bibliografía.**Referencias Bibliográficas.**

- Manual de Mantenimiento Preventivo Planificado; Proyecto de Mantenimiento Hospitalario; tercera edición; San Salvador; 1999; Pág. 148.
- OLMOS Pablo; La Seguridad Eléctrica; Memoria Técnica Curso Argentina Universidad de Buenos Aires año 2005.
- ROBBINS Stanley; Patología Estructural y Funcional; nueva editorial Interamericana; México; 1975.
- SALVADOR Gustavo; Nefrología Clínica Diálisis y Transplantes; primera edición; editorial Florencia; Ecuador; 1999.
- TRIANO José; Diseño y Seguridad en Equipos Médicos; Memoria Técnica Curso Argentina Universidad de Buenos Aires año 2005.
- QUADRI Néstor; Los Peligros de la Electricidad; Memoria Técnica Curso Argentina Universidad de Buenos Aires año 2005.
- WAIN Gustavo; Asociación Electrotécnica Argentina; Reglamentación para la Ejecución de Instalaciones Eléctricas en Hospitales y Salas Externas a los Hospitales; Memoria Técnica Curso Argentina Universidad de Buenos Aires año 2005; Págs. 17 – 24.
- WAIN Gustavo; Guía de Protección Diferencial Baja Tensión; Schneider/Merlin Gerin; Memoria Técnica Curso Argentina Universidad de Buenos Aires año 2005.
- WAIN Gustavo; Seguridad Eléctrica en Instalaciones Hospitalarias y en Equipos Médicos; Memoria Técnica Curso Argentina Universidad de Buenos Aires año 2005.

Referencias Electrónicas.

- http://es.geocities.com/biohumana2002/imatges_nutricio/dializ1.swf
- www.autric.com/Microbotica%20y%20Mecatronica/motores_paso_a_paso
- www.carloshaya.net/biblioteca/contenidos/docs/nefrologia/dialisis/joseantoni_o.pdf

- www.carloshaya.net/biblioteca/contenidos/docs/nefrologia/dialisis/montseserarols.pdf
- www.ebay.com
- www.fmc-ag.com.ve
- www.ingenieria-unam.mx
- www.kidney.com
- www.maquimsa.com/htm/tecnica.html
- www.medlineplus.com
- www.medicoscel.8m.com
- www.msd.es
- www.prevention-world.com
- www.sensores.com
- www.schneider-electric.com.ar
- www.steppermotors.com
- www.tuotromedico.com
- www.vishay.com/company/brands/measurements-group/guide/tn/tn505/505g.htm

