

## **FUNCIÓN RENAL Y PROYECTO DE UN EQUIPO DE DIÁLISIS**

### **INTRODUCCIÓN**

#### **DIÁLISIS:**

La Diálisis se utiliza como tratamiento para pacientes con alteraciones en el funcionamiento renal, es decir que sus riñones no funcionan correctamente, tanto en su función como purificador de la sangre, como para eliminar líquidos a través de la orina. Pueden darse pacientes cuyos riñones no realicen ninguna de las dos funciones, como otros en que sólo realizan una, total o parcialmente.

En cualquier caso, el paciente se debe someter a tratamiento mediante Diálisis, existiendo dos tipos de pacientes:

- Crónicos: Se dializan 3 veces semanales, durante unas 4 horas cada vez.
- Agudos: Se dializan una o pocas veces, ante alteraciones puntuales del funcionamiento, hasta que sus riñones retomen su función normal.

Si bien para vivir a un ser humano le alcanza con un solo riñón (se dice que la función de ambos riñones podría realizarla un solo riñón en sólo 20 minutos), aproximadamente 0,7 % de la población del Uruguay en el año 2004 se encuentra en tratamiento de Diálisis, es decir unos 2.250 pacientes.

De estos se podría decir que unos 2.000 están en el programa de Hemodiálisis, y el resto en Diálisis Peritoneal.

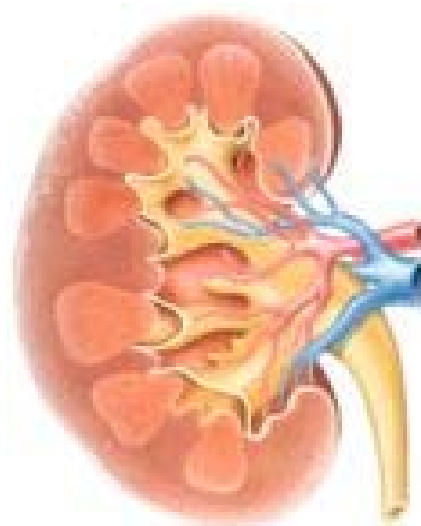


Figura 1 – Corte de Riñón

La Diálisis no es una cura para esta dolencia, sino que es un tratamiento para sustituir y/o complementar las funciones del riñón, aunque no es tan perfecto. La esperanza de vida no es la que se desearía, sobretodo cuando el paciente es joven, por lo que la verdadera solución es el trasplante (a pesar de los problemas que ello trae, en especial en cuanto a compatibilidad).

Las diálisis en el Uruguay son pagadas por el Fondo Nacional de Recursos (FNR), el cual recibe fondos de los sueldos que se perciben en todo el país. También el trasplante de riñón es pagado por el FNR.



Figura 2 – Trasplante de Riñón

La **Diálisis Artificial** realiza algunas funciones básicas para emular las funciones del riñón, y se resumen en:

- Purificación de la sangre de toxinas, estabilización de niveles de iones (por ej. Na, K, glucosa, etc.).
- Eliminación de líquido sobrante en la sangre (Ultrafiltración)
- Mantenimiento del balance de ácido y básico en la sangre

Se utilizan en el Uruguay dos tipos de tratamientos de Diálisis:

1. **Hemodiálisis:** Se purifica la sangre y se extrae líquido a través de un equipo biomédico de Hemodiálisis, el cual dispone de un circuito de sangre extracorpóreo, un baño de líquido dializante, y utiliza un filtro (o membrana) semipermeable sintético externo.

La sangre se extrae del paciente mediante una aguja, en general conectada al brazo, y se retorna al mismo por lo general con una segunda aguja.

Estas agujas se conectan al paciente en una **Fístula**, que es un punto de conexión, formado por una arteria unida especialmente a una vena, de modo de lograr un buen caudal sanguíneo, sin desabastecer de sangre partes del cuerpo. Esta fístula es realizada previamente al paciente mediante un procedimiento quirúrgico.

2. **Diálisis Peritoneal:** Se purifica la sangre y se extrae líquido utilizando el peritoneo del propio paciente como filtro o membrana, y con un baño prefabricado externo.

Esto se realiza en varios ciclos consecutivos, pudiendo los mismos hacerse en forma manual o automatizada, con un equipo biomédico externo llamado Cicladora.

Analizaremos las condiciones de diseño necesarias para los equipos biomédicos de Hemodiálisis principalmente y las Cicladoras de Diálisis Peritoneal con menos profundidad.

## **CONDICIONES DE DISEÑO PARA HEMODIÁLISIS**

Un equipo para Hemodiálisis debe realizar básicamente:

1. **Transporte de la sangre** para producir el intercambio en la membrana semipermeable
2. **Circulación de baño** (un preparado concentrado diluido en agua) para producir el intercambio con la sangre a través de la membrana semipermeable.

### **Membrana Semipermeable:**

Esta membrana para favorecer el intercambio debe ofrecer una gran superficie de contacto, por lo que está compuesta por cientos o miles de tubos capilares, por cuyo interior se hace circular la sangre, y por su exterior el baño.

Por estos motivos recibe los siguientes nombres:

- Membrana (por su función)
- Filtro (por su función)
- Dializador (por su función)
- Fibra (por su material)
- Capilar (por su composición)
- Placa (antiguamente por su forma)

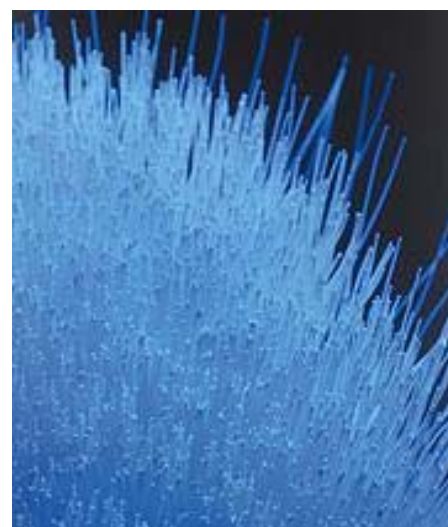


Figura 3 – Tubos Capilares

Las membranas se componen de diferentes materiales (acetato de celulosa, polysulfona, etc.) y presentan variadas superficies de intercambio (de 0,4 a 2,4 m<sup>2</sup>) y coeficientes de ultrafiltración (de 2 a 60 ml/h x mmHg). Consisten en un gran cantidad de tubos capilares agrupados en un cilindro de diámetro entre 4 y 5 cm

Al igual que las tubuladuras que se utilizan, las membranas vienen diseñadas para un solo uso, pero eso sólo se aplica en algunos países de Europa, Japón, y otros. En el resto de los países, y en especial en países de bajos recursos, se reprocessan las membranas para su reuso no intercambiándose entre pacientes.

En Uruguay el promedio es del orden de los 20 reusos, por lo que cada paciente crónico utiliza aproximadamente una membrana por mes.

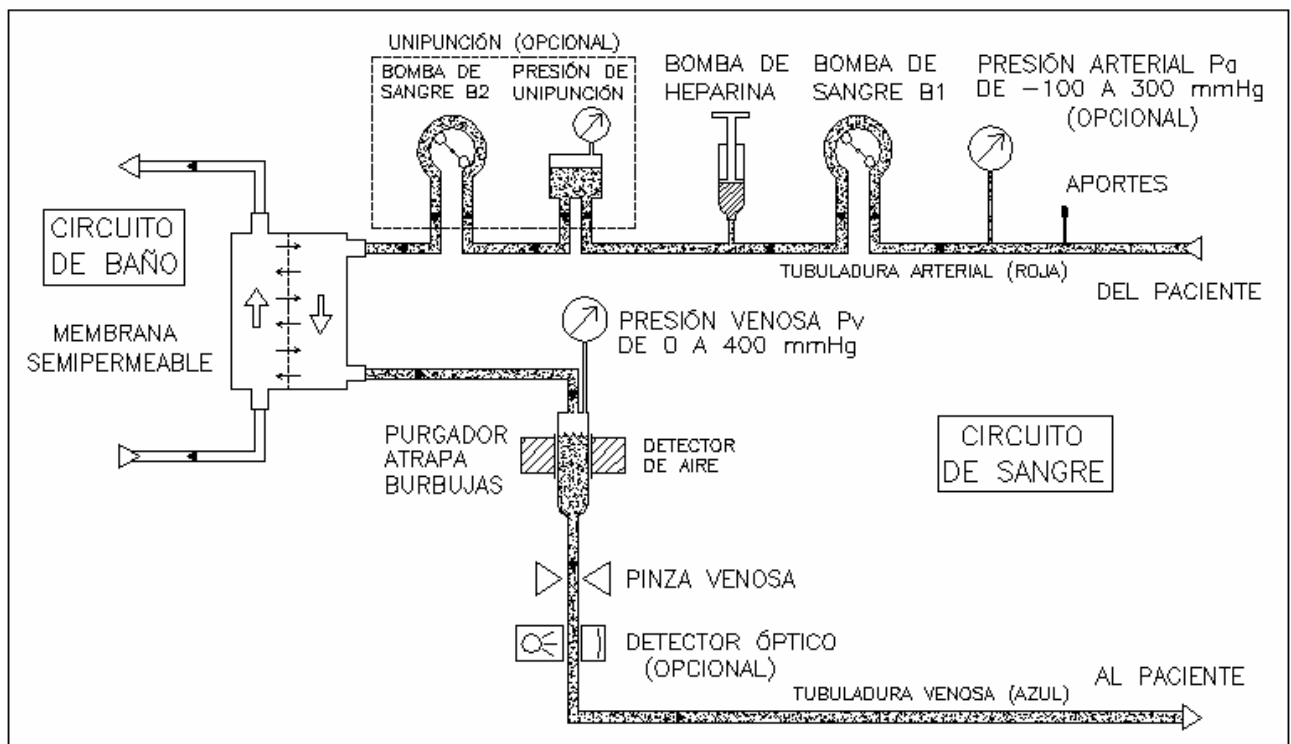
Veremos el esquema básico de un circuito sanguíneo y un circuito de baño, de modo de analizar las funciones y controles que debe realizar un equipo de Hemodiálisis, que nos van a guiar en el diseño del mismo.

## CIRCUITO SANGUÍNEO

Analizaremos el Esquema 1, donde se utilizan dos tubuladuras, una Arterial (color roja) que viene del paciente y se conecta al extremo superior de la membrana, y otra Venosa (color azul), que se conecta al extremo inferior de la membrana y le devuelve la sangre al paciente.

Para extraer y devolver la sangre se emplean en general dos punciones (con agujas especiales) en una fístula, en cuyo caso el flujo sanguíneo es continuo. En algunos casos especiales se puede realizar Unipunción, o “Aguja Única”, en cuyo caso el flujo sanguíneo es alternado.

**Flujo Sanguíneo:** La sangre debe ser impulsada desde el paciente a un flujo ajustable entre 0 y 500 ml/min (en algunos casos hasta 600 ml/min), según lo pauté el médico. De todas formas, se ha comprobado que aún cuando se aumente mucho el flujo sanguíneo (y/o el del baño), la ambos líquidos necesitan un tiempo mínimo de contacto a través de la membrana para lograr el intercambio, por lo que cada diálisis insume un tiempo del orden de las 3,5 a 4 horas.



**ESQUEMA 1 – CIRCUITO DE SANGRE**

**Bomba de Sangre B1:** Para lograr dicho flujo sanguíneo, se debe utilizar una Bomba B1 que bombee la sangre sin contaminarla, por lo que no debe tener contacto directo con ella. Para ello se emplea una bomba peristáltica, es decir una Bomba rotatoria, con un rotor que a su vez tiene dos rodillos que presionan la tubuladura contra una superficie que acompaña la curva. Todas las bombas cuentan con verificación de rotación y protección térmica.

El volumen bombeado al girar el rotor entonces es el volumen interior de la tubuladura que queda entre los rodillos, por lo que el caudal depende de la velocidad de la bomba y del diámetro interior de la tubuladura entre 4 y 10 mm (por lo general 6,4 mm u 8 mm, salvo en diálisis pediátricas en que se usan tubuladuras especiales de menor diámetro).

La Bomba de Sangre necesita un buen control de rotación, por lo que se utiliza en general un motor paso a paso (Stepper Motor), con un reductor de velocidad por engranajes. El conteo de las vueltas se realiza mediante un relé o switch magnético tipo Reed (actúa por efecto Hall), disponiendo el rotor de un imán para accionarlo. Todo el conjunto cuenta con una tapa de protección, la cual al abrirla por lo general detiene la bomba, ya sea mediante un switch de accionamiento mecánico o magnético.

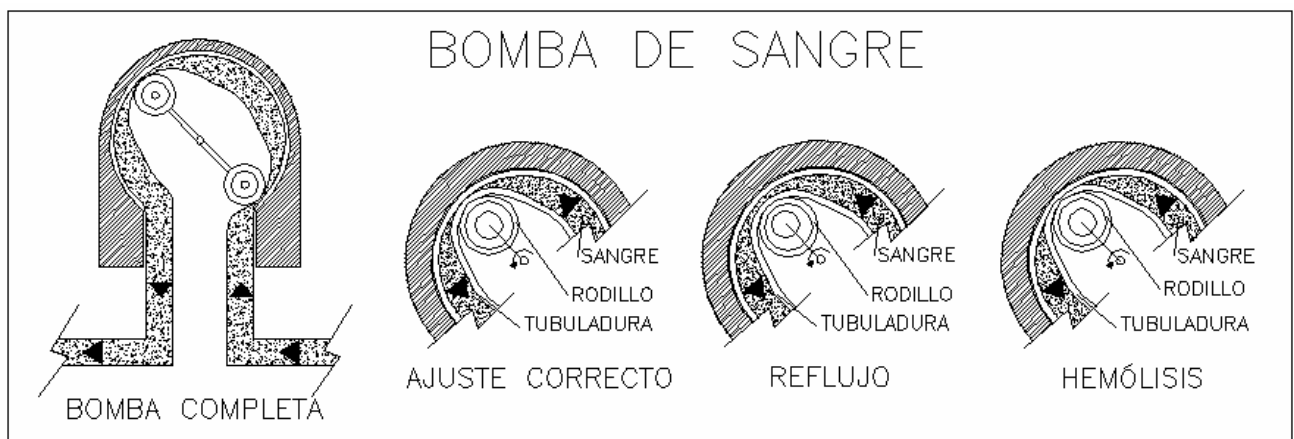


Figura 4 – Bomba Peristáltica para impulsar Sangre

La pared de la tubuladura tiene un espesor del orden de 1,5 mm, por lo que la separación entre el rodillo y la superficie debe ser igual a 3 mm. Si hubiera más separación habría reflujo, perdiendo eficiencia y además la bomba no ocluiría, y si hubiera menos separación se apretarían muchos glóbulos de la sangre, destruyéndolos en un proceso llamado hemólisis.

**Medida de Presión Arterial:** Control de la presión arterial (Pa) previo a la Bomba B1, la cual será negativa al funcionar B1. Este control es opcional y funciona de manera similar al Medidor de Presión Venosa, salvo que su rango en general es de -300 a + 300 mmHg (medida manométrica). Se le pueden fijar los límites superior e inferior dentro del cual debe operar, dando alarma en caso de extenderse de los mismos, y deteniendo B1.

En algunos equipos, este control se efectúa no mediante una medida, sino mediante un pequeño compartimiento (vulgarmente llamado “Raviol” por su forma) sobre el cual se apoya un pulsador ajustable que acciona un microswitch. En caso de falta de sangre, se vacía el compartimiento, el pulsador se mueve y da alarma.

Esto se debe a que no es tan importante la lectura de la Pa sino una indicación de que no se descebe la B1, por algún problema en la punción (de ahí que este control sea opcional).

Si no se cuenta con este control opcional, de todas formas al desceberse B1, también va a descender la Presión Venosa (Pv), por lo que de todas formas habrá una alarma.



Figura 5 – Sensor de Presión

El funcionamiento del sensor de presión por lo general es el de una placa (puede ser metálica) que tiene adosado un divisor resistivo tipo Puento de Wheatstone, el cual varía sus resistencias al deformarse la placa debido a la presión (o vacío) ejercida sobre ella.

**Aportes:** Previo a la Bomba de Sangre B1, al generarse presión negativa, se ubica un punto para Aportes de Suero (también se usa para el ingreso de suero durante el cebado de la membrana, y para transfundir y retransfundir la sangre del y hacia el paciente) y también para el aporte de medicamentos específico.

**Bomba de Heparina:** Para evitar la coagulación, la sangre debe estar siempre en movimiento, por lo que la Bomba de Sangre sólo puede detenerse durante unos segundos. Con todo, dependiendo del paciente, la sangre al circular por un circuito extracorpóreo puede tender a la coagulación, lo cual se evita con el aporte de heparina. En algunos casos la heparina puede ser aportada junto con el suero, en el punto de aporte anterior a la Bomba B1.



Por lo general resulta conveniente el aporte gradual de la Heparina, para lo que se instala una Bomba de Heparina, de las cuales hay al menos de dos tipos:

- Bomba Peristáltica: Similar a la bomba de sangre, pero con menos controles ya que el aporte no es tan riguroso. Estas bombas funcionan con motores paso a paso para obtener una adecuada regulación del caudal y suelen tener problemas de reflujo.
- Bomba de Pistón: Se dispone de un pistón que empuja el émbolo de una jeringa, en general de 20 ml. El pistón es impulsado por un motor paso a paso y se selecciona internamente su desplazamiento para cada tamaño de jeringa (20, 30 o 50 ml).

El aporte de heparina normalmente es ajustable entre 0,5 y 10 ml/hora, con una programación de hasta 10 horas. Se permite el agregado de un Bolo, es decir en un determinado momento a voluntad se puede realizar un aporte de un cierto volumen de heparina (entre 0,1 ml y 3 ml). En una diálisis estándar, de unas 4 horas, con un aporte de 3,5 ml/h, se utilizarían 14 ml, por lo que la jeringa de 20 ml es suficiente.

Todas las bombas tienen verificación de rotación o traslación y protección térmica.

#### **Diálisis con Unipunción o Aguja Única (Single Needle):**

Se utiliza una única aguja para cierto tipo de pacientes con problemas en su fístula. En todos los casos, la sangre sale del paciente en un cierto momento, y se le devuelve en otro. Las tubuladuras de sangre de entrada y salida se conectan mediante una pieza en "Y", a la aguja.

El tratamiento no es continuo, por lo que la eficiencia es mucho menor, tanto en la purificación de la diálisis como en la extracción de líquido.

Se emplean dos tipos de Unipunción:

- Unipunción Doble Bomba: Es el mejor sistema ya que la extracción y devolución de la sangre son muy parejas, pero se agrega una segunda Bomba de Sangre B2, un compartimiento para la expansión dotado de un sensor de presión (Pu). La Bomba de Sangre B1 extrae la sangre del paciente mientras la otra Bomba B2 está detenida, haciendo que la Presión de Unipunción Pu se eleve en el compartimiento de expansión. Cuando se llega a cierto valor de Pu, la Bomba B1 se detiene y B2 comienza a devolver la sangre al paciente, aliviando la Pu. Una vez que se llega al valor mínimo de Pu seleccionado, se repite el proceso.
- Unipunción Mono Bomba (o Clic-Clac): Utiliza sólo una Bomba, mientras que el circuito se cierra mediante una Pinza Venosa que ocluye la tubuladura. La presión medida ahora es la Presión Venosa Pv dentro del purgador. Al funcionar la Bomba B1 con la pinza a la salida del purgador cerrada aumenta la presión Pv, hasta que se llega a un límite superior prefijado. Luego al detener la bomba la presión Pv se libera y desciende cuando se abre la Pinza Venosa, repitiéndose luego el proceso en forma secuencial. Este procedimiento no es tan parejo como el anterior, sobretodo en el momento de devolver la sangre al paciente.

**Purgador:** Una vez que la tubuladura arterial (roja) se conecta a la membrana, la sangre sale por el otro extremo a través de la tubuladura venosa (azul). En la membrana al haber dos conexiones del circuito de sangre y previo a ella en los puntos de aporte, es factible que pueda entrar aire al torrente sanguíneo, el cual si se llega al paciente puede traer complicaciones (embolias, etc.). Para evitar ello, se dispone de un compartimiento llamado Purgador o Atrapa-burbujas, donde el aire, al ser más liviano que la sangre, tiende a quedar en la parte superior. En la parte inferior del purgador también existe un filtro, para que micro burbujas que puedan llegar hasta ahí queden atrapadas, y al unirse a otras vuelven a subir.

**Medida de Presión Venosa:** Control de la presión venosa (Pv) en el Purgador, es decir la presión con que se devuelve la sangre al paciente. Esta presión será positiva siendo este control obligatorio. Funciona de manera similar al Medidor de Presión Arterial, salvo que su rango en general es de -50 a + 500 mmHg (medida manométrica). Se pueden fijar los límites superior e inferior dentro del cual debe operar, dando alarma en caso de extenderse de los mismos, y deteniendo B1.

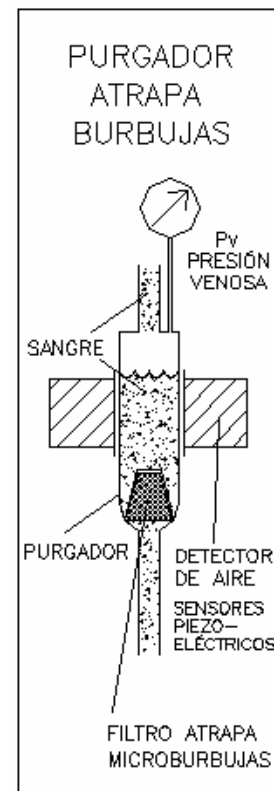


Figura 6 – Purgador

En caso de falta de sangre, al descebarse B1, también va a descender la Presión Venosa (Pv), dando entonces alarma y parando la Bomba B1.

En el otro sentido, al flujo sanguíneo se le opone la resistencia venosa que se ejerce al intentar retornar la sangre al torrente sanguíneo del paciente, lo cual depende en general del paciente, de la fístula y del diámetro interior de la aguja. A mayor resistencia, mayor indicación de presión venosa, y si supera ciertos límites se da alarma y se detiene B1.

El funcionamiento del sensor de presión es el de una placa con un divisor resistivo adosado tipo Puente de Wheatstone, como el ya visto para el Medidor de Presión Arterial.

**Detector de Aire:** De todas formas, si por algún motivo vinieran muchas burbujas pudiendo correr el riesgo de salir por la parte inferior del purgador, se instala un sistema Detector de Aire (también llamado Detector de Nivel) que funciona por Ultrasonido.

Este sistema utiliza la propiedad del sonido de transmitirse a diferentes velocidades en un líquido como la sangre, y en el aire, traduciéndose esa diferencia de velocidad en un desfasaje entre una señal que va directa entre el emisor y receptor, y la misma señal que pasa a través de la sangre con aire. El emisor y receptor son dos elementos iguales piezoeléctricos: uno emite un sonido al recibir la señal, y el otro genera una señal al recibir el sonido. Normalmente y al igual que otros sistemas en equipos biomédicos, este sistema es redundante, por lo que se envían dos señales en forma secuencial, y se analizan por medio de circuitos diferentes.

En caso de detectarse aire en la sangre, se da alarma, se pinza inmediatamente la tubuladura venosa (para evitar que el aire pase al paciente) y se detiene la Bomba de Sangre B1, para que no se genere una presión Pv creciente en el purgador.



**Pinza Venosa (Clamp):** Para evitar que alguna burbuja de aire pueda llegar al paciente, el Detector de Aire sensa el pasaje de aire y da alarma, pero es necesario instalar un sistema de Pinza para la tubuladura Venosa (en inglés Clamp), que la ocluya en forma inmediata. Normalmente es posible destrabar la pinza manualmente, en caso de desmontar la tubuladura para retransfundir la sangre al paciente. Esta pinza actúa en forma rotatoria o por traslación de un pistón, y en general es operada por un potente electroimán.

**Detector Óptico:** Este Detector es opcional, ya que no es estándar en todos los equipos de hemodiálisis. Su función es detectar la presencia de sangre en la tubuladura venosa. En caso de no haber sangre y haber suero, la Hemodiálisis aún no ha comenzado, y se encuentra en cebado de tubuladuras o en preparación de la membrana. Una vez que la sangre comienza a fluir por las tubuladuras, al llegar a este punto el equipo da por comenzada la diálisis, para el conteo del tiempo. Al finalizar el tiempo, se comienza la retransfusión de sangre al paciente, llenándose nuevamente la tubuladura con suero. Una vez que el suero se detecta en este punto, se da por finalizada la retransfusión.

Por lo explicado, este Detector Óptico no necesita ser muy riguroso, y está formado por un sensor óptico, con un emisor de luz infrarroja (tipo Led) y un receptor infrarrojo (tipo fototransistor o fotodiodo) que mide la turbidez del líquido. Al estar turbio u oscuro por la sangre, el receptor recibe menos señal, por lo que lo hace cambiar de estado.

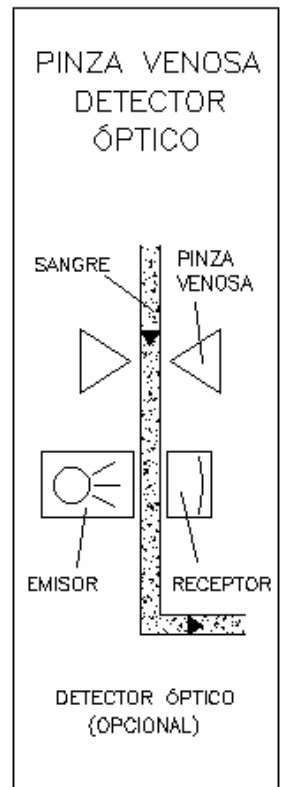


Figura 7  
Pinza Venosa  
Detector Óptico

## **CIRCUITO DE BAÑO**

### **Circulación de Baño**

Para realizar la diálisis se debe hacer circular un baño por el otro lado de la membrana semipermeable, para que se produzca el intercambio con la sangre.

A través de la membrana el intercambio se produce básicamente por tres procesos:

- Gradientes de Concentración
- Ósmosis
- Gradientes de Presión

En el caso de los Gradientes de concentración, por difusión tienden a igualarse las concentraciones de los iones, es decir por ejemplo desde donde hay más iones Sodio tiende a difundir hacia donde hay menos iones.

La ósmosis es un proceso en el cual los líquidos que si pasan a través de la membrana disuelven ciertos iones del otro lado (estos iones normalmente no la atraviesan) y una vez disueltos si pueden atravesarla.

Los gradientes de presión generan una Presión Transmembrana (PTM, o TMP por su sigla en inglés) que es negativa. Esta  $TMP = P_b - P_v < 0$ , es decir la presión del baño menos la presión venosa, y al ser negativa se utiliza para extraer líquido sobrante de la sangre, en un proceso llamado Ultrafiltración.

Estos tres procesos logran las dos tareas de la Diálisis, que son purificar la sangre y extraer el líquido que no es eliminado por la orina. Como referencia en cada diálisis y dependiendo del paciente, se pueden extraer entre 0 y 6 litros, que es el excedente del líquido que el paciente adquirió en los dos o tres días entre tratamientos (hay pacientes que ingieren poco líquido, por estar en dietas estrictas, y además puede ser que sus riñones algo funcionen y eliminen al menos parte del líquido).

Para mejorar el proceso de intercambio la circulación de baño se realiza a contracorriente con respecto a la sangre. Se ha comprobado que al circular en el mismo sentido se produce una saturación del baño, reduciendo la eficiencia de la diálisis.

Por lo expresado el baño debe ser un preparado específico, para aportarle al paciente los iones que le falten y para disminuir los que tiene en exceso, es decir que el preparado debe ser lo más parecido posible a la composición deseada de la sangre.

Para la preparación del baño se utiliza agua tratada, ya que el agua común contiene iones que pueden no ser deseables para el paciente (por ej. Aluminio). El agua es previamente filtrada en filtros de arena y de carbón y desionizada por ósmosis inversa. Esta agua tiene un grado de pureza bastante elevado, y su contenido de iones es muy bajo para no afectar el baño.

El baño total utilizado en una diálisis de 4 horas, más 30' a 60' de preparación, para un flujo de baño de 500 ml/min = 0,5 l/min = 30 l/h, es de 135 a 150 litros. Los primeros equipos contaban con un gran recipiente tipo batea (actualmente en uso en Uruguay) en los que se preparaba la cantidad total de baño (150 a 180 litros), vertiendo el concentrado y mezclándolo con una especie de remo. La dilución en este caso se hacía en forma volumétrica y la verificación del estado correcto del baño se hacía mediante análisis de iones de laboratorio, o bien por medida de la conductividad eléctrica.

Actualmente todos los equipos realizan su propia dilución en línea, ya sea en forma volumétrica o bien por medida de conductividad.

Los preparados que se utilizan se diluyen en el agua, y se presentan o bien en forma de concentrado líquido o bien de preparado en polvo.

Se utilizan básicamente dos tipos de baños:

### **Baño de Acetato:**

Este tipo de baño casi no se usa actualmente ya que es poco tolerado por los pacientes. Utiliza un concentrado único diluido en agua tratada en general en la relación 1+34, es decir 1 parte de concentrado en 34 de agua, o dicho de otra forma 1:35, es decir 1 parte de concentrado en un total de 35 partes, aunque existen otras posibles diluciones.

El concentrado de acetato puede contener:

<b>Na<sup>+</sup></b>	<b>K<sup>+</sup></b>	<b>Ca<sup>++</sup></b>	<b>Mg<sup>+</sup></b>	<b>Cl<sup>-</sup></b>	<b>Acetato<sup>-</sup></b>
mmol/l	mmol/l	mmol/l	mmol/l	mmol/l	mmol/l
138	2,00	1,750	0,50	109,50	35,00

También se dispone de concentrados con otras proporciones de Na<sup>+</sup> (entre 135 y 140 mmmol/l), o ricos en K<sup>+</sup>, o con glucosa, según el tipo de tratamiento. El Sodio, Potasio, Calcio y Magnesio están en forma de Cloruros, por lo que todos aportan Cloro.

### **Baño de Ácido + Bicarbonato:**

Se emplean dos concentrados, uno ácido y otro básico con bicarbonato. La dilución se realiza en diferentes puntos del circuito hidráulico para evitar que ambos concentrados se combinen entre si (el proceso químico de combinación hace que se precisen dos concentrados y no alcanza con uno único).

Por lo general el concentrado ácido viene para ser diluido en 1:35, mientras que el bicarbonato para ser diluido aproximadamente 1:28,57, pero existen otras combinaciones de dilución.

El concentrado de Ácido puede contener:

<b>Na<sup>+</sup></b>	<b>K<sup>+</sup></b>	<b>Ca<sup>++</sup></b>	<b>Mg<sup>+</sup></b>	<b>Cl<sup>-</sup></b>	<b>Ácido Acético</b>
mmol/l	mmol/l	mmol/l	mmol/l	mmol/l	mmol/l
79,0	2,0	3,5	1,5	86,0	4,0

También se dispone de concentrados con otras proporciones de Na<sup>+</sup> (de modo de sumar con el concentrado de bicarbonato entre 135 y 140 mmmol/l), o ricos en K<sup>+</sup>, o con glucosa, según el tipo de tratamiento.

A veces en lugar de ácido acético se utiliza ácido láctico, en proporciones similares. Al igual que en el baño de Acetato, el Sodio, Potasio, Calcio y Magnesio están en forma de Cloruros, por lo que todos aportan Cloro.

El concentrado de Bicarbonato puede contener:

<b>Na<sup>+</sup></b>	<b>Cl<sup>-</sup></b>	<b>Bicarbonato</b>
mmol/l	mmol/l	mmol/l
59,0	20,0	39,0

Tanto el Cloro (Cloruro de Sodio, NaCl) como el Bicarbonato (Bicarbonato de Sodio) aportan sodio.

Como se ve, el concentrado de bicarbonato junto con el ácido suman 138 mmol/l de Sodio, equivalente a la molaridad del baño de acetato

Esta diálisis es la que se utiliza actualmente (en Uruguay al menos en un 80 %) y es mejor tolerada por los pacientes, tanto en el propio tratamiento como en las mejoras en la vida diaria, logrando además un a mejor esperanza de vida.

### **Dilución de Concentrados:**

De todos los componentes citados, el Sodio tiene un papel preponderante del punto de vista eléctrico, ya que el agua sin Sodio prácticamente no conduce electricidad, mientras que el agregado del sodio la hace conductora. Existe una gran linealidad entre el aporte de Sodio y la conductividad del líquido, por lo que una buena medida de la cantidad de Sodio a través de la conductividad revela si el aporte de los concentrados fue correcto. Como los concentrados son fabricados por laboratorios, el resto de los componentes se mantendrá en la misma proporción, ya que el equipo lo único que varía es la dilución y por ende la concentración. Por lo tanto, algunos equipos utilizan la medida de conductividad que veremos más adelante para la regulación del aporte de cada concentrado.

Otros equipos prefieren realizar la dilución en forma volumétrica, lo cual en principio sería lo más adecuado ya que los laboratorios fabrican los concentrados de esa forma, o sea para ser diluidos en cierta proporción (por ejemplo 1 + 34) y no para dar cierta conductividad.

### **Concentración de Ión Hidrógeno (pH):**

El problema puede surgir si al hacer ambas diluciones el equipo falla en la proporción de uno de los concentrados. En efecto, como el concentrado bicarbonato aporta menor cantidad de Sodio que el ácido, una reducción en la proporción de bicarbonato afecta en menor proporción al sodio total, y por ende a la conductividad. Como resultado, el pH de la mezcla disminuye considerablemente que puede producirle una acidosis al paciente. El equipo de diálisis no mide el pH, pero puede evaluar la proporción entre el concentrado ácido y el bicarbonato.

Como recordatorio, el pH nos mide la concentración de ión hidrógeno. El ión hidrógeno es una de las sustancias más activas que existen, por lo que casi cualquier reacción química procederá más deprisa o más lentamente según la concentración de iones hidrógeno que haya alrededor. El ser humano depende de miles de reacciones químicas en la sangre, cuyas velocidades deben ser las convenientes, por lo que la concentración deseable se ubica un poco del lado alcalino, y no en la neutralidad. Si la concentración de hidrógeno se eleva un 35 % o se reduce en un 25 %, la química corporal se altera lo suficiente como para producir la muerte.

En química la concentración del ión hidrógeno se representa con el valor llamado pH. En el punto neutro, el pH vale 7,0, en las soluciones ácidas el pH es menor mientras que en las básicas o alcalinas es mayor. La variación representada es logarítmica, es decir, una solución con pH = 6,0 tiene una concentración de iones hidrógeno 10 veces mayor que la neutra, mientras que una con pH = 8,0 tendrá diez veces menor concentración de iones hidrógeno. El pH de la sangre es del orden de 7,4, y no debe bajar a menos de 7,32 ni subir por encima de 7,46, por lo que el pH del baño debe ser similar.

### **Conductividad:**

Como recordatorio, los materiales presentan una resistividad al paso de la corriente, lo cual se mide en ohm.m ( $\Omega$ .m). Para una cierta longitud del material entre la cual circula la corriente, se obtiene su resistencia que se mide en ohm ( $\Omega$ ).

Análogamente, se puede hablar de conductancia de un material, definida como la inversa de la resistencia, y se mide en 1/ohm o bien en mho, o en Siemen (S). Por lo tanto, la medida de conductividad se define como la inversa de la resistividad, es decir en 1/ohm.m, o bien en mho/m o en S/m.

A fin de estimar la concentración de sodio (salvo en un factor 10), la unidad utilizada en un equipo de diálisis es mS/cm, en lugar de S/m.

La medida de la conductividad en un líquido es proporcional a su salinidad. En el caso de baño de diálisis resulta proporcional a la concentración de sodio, y para una concentración de sodio de 138 mmol/l, la conductividad a 25 °C es de unos 14,0 mS/cm.

La conductividad, al igual que la resistividad depende de la temperatura del material. La temperatura del baño es ajustable en cierto rango, por lo que la indicación y/o control de conductividad variaría también. Para ello, se extrapola llevándose todas las medidas de conductividad a 25 °C, de modo que la indicación no varíe al ajustar la temperatura. Como referencia, la variación de conductividad es de un 2 % / ° C, lo cual es un valor muy alto para no ser compensado.

Normalmente dentro del equipo de diálisis parte del flujo limpio es recirculado, lo cual estabiliza la conductividad, evitando oscilaciones que darían frecuentes estados de alarma.

## **Medida de Conductividad**

Para el control de la concentración de sodio en el baño, el equipo de diálisis debe medir la conductividad del baño a medida que circula. Para ello se utiliza una Celda de medida, consistente en un tubo con dos anillos de material conductor (puede ser carbón) ubicados a una cierta distancia y entre los cuales se mide la resistencia (utilizando para ello la Ley de Ohm).

Algunos equipos disponen de una segunda y tercera celda que se emplean para la regulación de la mezcla de los concentrados ácidos y bicarbonatos, midiendo primero el aporte de sodio por el concentrado ácido, y luego el aporte total de ambos concentrados. En este caso los equipos pueden usar bombas del tipo peristáltico para el ingreso de los concentrados, cuyas revoluciones son reguladas según la conductividad lograda.

Los equipos que utilizan concentrados en polvo, miden la conductividad para determinar el grado de saturación del líquido obtenido al mezclar el polvo con el agua tratada.

La indicación de conductividad en los equipos es en mS/cm, su valor central se ubica en los 14 mS/cm, y se pueden fijar límites de alarma inferiores y superiores (los límites los ajusta el médico para cada paciente y pueden ser 13,5 el inferior y 15 mS/cm el superior).

## **Medida de Temperatura**

Para el control y medida de la temperatura del baño, se colocan sondas de medida en el baño cerca de las celdas de conductividad, ya que también se utilizan para la compensación a 25 °C.

Los sensores son resistencias calibradas que varían con la temperatura en forma lineal en cierto rango, llamadas termistores. Los termistores más comunes son del tipo PT100, que significa que a 25 °C su valor es 100 ohm, y aumentan su valor al aumentar la temperatura. Existen termistores también del tipo NT, que disminuyen su valor al aumentar la temperatura.

La temperatura del baño debe ser regulada con una precisión del orden de 0,1 °C, ya que ésta tiene influencia sobre la temperatura de la sangre del paciente. Además como el circuito sanguíneo es extracorpóreo, la sangre se enfriaría y de otra manera se produciría una hipotermia.

El equipo indica la temperatura del baño en una escala o display, su valor central por lo general se ubica en los 37 °C, es ajustable y en algunos equipos se pueden fijar límites de alarma (además de existir límites internos de control).

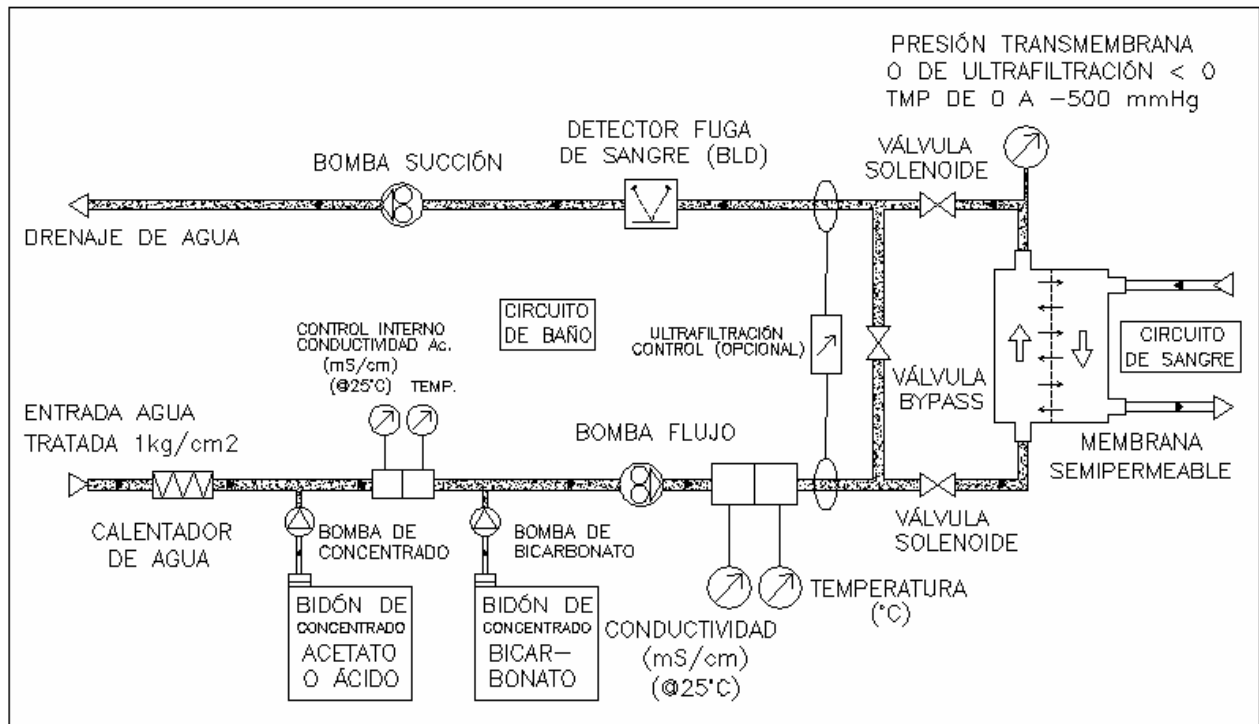
El equipo logra aumentar la temperatura utilizando un calentador en contacto con el agua, que si bien posee una resistencia blindada, es controlada mediante optoacopladores para obtener aislación galvánica (la potencia del calentador es del orden de los 1.600 W).

También es común encontrar en algunos equipos intercambiadores de calor entre el baño que se desecha a 37 °C y el agua que entra entre 15 y 20 °C. De esta forma se obtiene un ahorro energético y además se logra estabilizar mejor la temperatura, ya que la diferencia entre la temperatura de entrada de agua y la temperatura final del baño a 37 °C es menor.



## CIRCUITO DE BAÑO ABIERTO

Muchos equipos utilizan un sistema basado en el circuito de baño abierto. En este caso el baño se prepara con la dilución de concentrados ácido y bicarbonato, se controla su conductividad y su temperatura, pasa por el paciente para el intercambio en la membrana semipermeable, y luego se desecha al drenaje.



**ESQUEMA 2 – CIRCUITO DE BAÑO ABIERTO**

### Válvulas Solenoide

En todos los equipos se emplean válvulas solenoides que consisten en una válvula con un émbolo que la acciona. Este émbolo conforma el núcleo de un electroimán arrollado que al recibir corriente lo obliga a moverse, operando la válvula. Dispone además de un resorte que la lleva a su posición inicial cuando se desenergiza. Estas válvulas por lo general son normalmente cerradas, de modo de no crear pérdidas de agua ante la falta de energía. La tensión de operación por lo general es de 24 Vcc, pero existen otros valores, siempre inferiores a 50 V de tensión de toque.

### Bombas de Flujo y Succión

Las bombas de flujo y succión deben ser capaces de bombear flujos altos (hasta 1,5 a 2 l/min), dado que se producen recirculaciones dentro del equipo y a presiones a veces superiores a los 2 kg/cm<sup>2</sup>

Para lograr los flujos y presiones deseados se utilizan bombas de engranajes, tanto de impulsión para forzar el flujo como de succión para obtener una presión negativa o degasificadora.

Como la presión dentro del circuito de baño debe ser negativa para obtener una ultrafiltración (o sea extracción de líquido del paciente), la bomba de succión debe regularse a mayor potencia que la de impulsión.

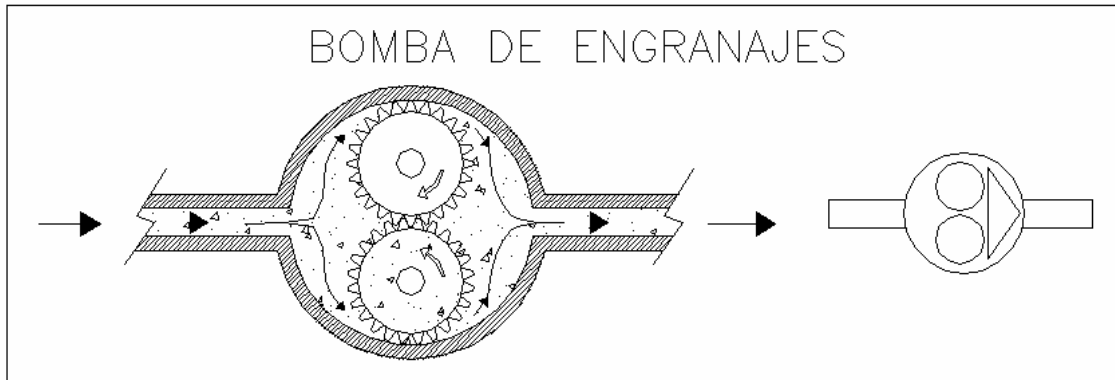


Figura 8 – Bomba de Engranajes

La bomba de engranajes no es volumétrica, pero obtiene una mayor potencia y continuidad de flujo. Consiste en una cavidad con dos engranajes que se acoplan entre sí y se ajustan contra las paredes de la cavidad. Como el acople entre los engranajes forma un sello diente a diente, el líquido no puede circular por la parte central, y los volúmenes atrapados en cada espacio que queda entre los dientes y la pared lateral deben salir por la salida de la bomba.

En consecuencia estas bombas no pueden bombear contra una obstrucción, ya que al bloquearse el motor se detendría y se quemaría. Por tal motivo o bien poseen una recirculación interna o bien debe colocarse una válvula externa que permita la recirculación cuando se supere cierta presión a la salida (válvula reguladora de presión de alivio).

Los engranajes deben ajustar perfectamente entre sí, por lo que no pueden ser de materiales rígidos como el acero, sino que se utilizan fibras de carbono y otros materiales flexibles.

A medida que los engranajes o la cavidad sufran desgaste, la eficiencia de la bomba disminuye ya que el líquido empieza a recircular por la parte central y contra las paredes. Estas bombas tienen una vida útil del orden de las 15.000 a 20.000 horas.

### Degasificación o Deaeración

En todo sistema hidráulico se está expuesto a tener pérdidas de agua donde hay presión positiva, o entradas de aire donde hay presión negativa. Al existir conectores que se conectan y desconectan a la membrana semipermeable y lugares de introducción de concentrados, es muy factible que pueda ingresar aire al sistema el cual si es en exceso debe ser eliminado. Para ello se intercalan en el circuito tanques de expansión del líquido, o compartimientos atrapa burbujas, de modo que el aire quede atrapado en ellos y pueda ser eliminado mediante alguna bomba de extracción o válvula de alivio. La detección del aire normalmente se realiza por contacto del nivel del agua con un par de electrodos. En caso de detectarse un circuito abierto entre los electrodos, significa que el agua no los cubre y debe ser extraído el aire. La detección del aire debe ser realizada luego de los puntos de introducción de los concentrados, y en lo posible luego de los conectores de la membrana semipermeable.

Además, se recuerda que el agua tratada es desionizada por lo que es muy poco conductora del punto de vista eléctrico. Como se citó los puntos de detección en general son luego del aporte de los concentrados, pasando a ser rica en sodio, por lo que vuelve a ser conductora.

### **Presión Transmembrana o de Ultrafiltración**

La Presión Transmembrana (PTM o TMP en inglés) es la presión del líquido de dializado con respecto a la presión venosa, es negativa y su valor es del orden de  $-100$  a  $-300$  mmHg. Se dispone en el equipo de una escala para medirla y ajustar los límites de alarma.

En los equipos con circuito abierto, la TMP es la responsable de lograr la Ultrafiltración del paciente, es decir la extracción de líquido, lo cual es tan importante como la diálisis misma. Un paciente que no orina porque sus riñones no funcionan correctamente, puede traer al principio de la diálisis un exceso de peso entre 2 y 6 kg de más respecto a su peso normal, llamado "peso seco". Con todo, hay pacientes que casi no traen peso extra, y por otro lado se han dado casos de hasta 11 o 12 kg, para los cuales es necesario realizar una diálisis más larga, o bien necesita más de tres diálisis semanales.

Se define entonces:  $TMP = P_{baño} - P_{venosa} = P_b - P_v < 0$

La  $P_v$  siempre es positiva y la  $P_b$  en general es negativa, por lo tanto resulta  $TMP < 0$

Conociendo la TMP ajustada por el operador (cuyo valor tiene en cuenta la presión venosa del paciente), la superficie de intercambio y el coeficiente de ultrafiltración de la membrana, se puede estimar cuánto líquido el paciente puede perder por hora.

Al finalizar la diálisis se vuelve a pesar al paciente y se ve efectivamente cuánto ha perdido de peso y si tiene relación con el peso seco.

La medida de la TMP se realiza en el circuito de baño, mediante un sensor de presión similar al que se usa para la presión venosa y la arterial.

Para los pacientes que casi no deben perder peso, la TMP debe ser casi  $= 0$ , por lo que la  $P_{baño}$  entonces deberá ser positiva para compensar la  $P_{venosa}$ , y así no extraer líquido al paciente.

### **Sistemas de Ultrafiltración Controlada**

Algunos equipos más sofisticados incluyen un sistema para controlar la ultrafiltración, incorporando una celda especial por la que circulan ambos líquidos, el que entra y el que sale del filtro, midiendo el flujo magnético de cada uno y obteniendo la diferencia.

Dado que el sodio es conductor, al circular corriente en un sentido y en el otro producen flujos magnéticos opuestos. La diferencia de ambos flujos magnéticos es proporcional a la diferencia de caudal, o sea la diferencia de volumen entre el baño que sale del filtro y el que entra.

Los equipos permiten ajustar o bien el volumen de ultrafiltración total, en litros o mililitros, o la ultrafiltración horaria, en litros/hora o mililitros/hora. La medida del flujo magnético diferencial se va acumulando para controlar si los valores prefijados coinciden con los obtenidos, y según la diferencia se actúa sobre la TMP.

Si bien el sistema funciona con buena precisión, es un sistema complejo que necesita muchos ajustes periódicos.

En ocasiones, dado que debe compensar hacia arriba o hacia abajo variando la TMP, puede producir variaciones que pueden provocar al paciente calambres o hipotensiones.

### Detector de Fuga de Sangre

Una falla que puede ocurrir, si bien no muy frecuente, es que el capilar tenga una pérdida de sangre, produciéndose una merma de hematocritos durante el proceso de hemodiálisis. En los casos en que se reusan los capilares, esto puede suceder con más frecuencia que si sólo se utilizan una vez.

Como consecuencia de esto, el equipo debe ser capaz de detectar fugas de sangre, mediante un detector óptico que analiza el cambio de coloración del baño.

Los primeros equipos sólo detectaban turbidez, por lo que alcanzaba con un emisor infrarrojo tipo Led y un receptor infrarrojo tipo fotodiodo o fototransistor.

Estos implicaban que la calibración podía ir variando según el grado de transparencia del receptáculo donde se realizaba la medida.

Los detectores actuales son un poco más complejos, pero más seguros y además incluyen un autoajuste.

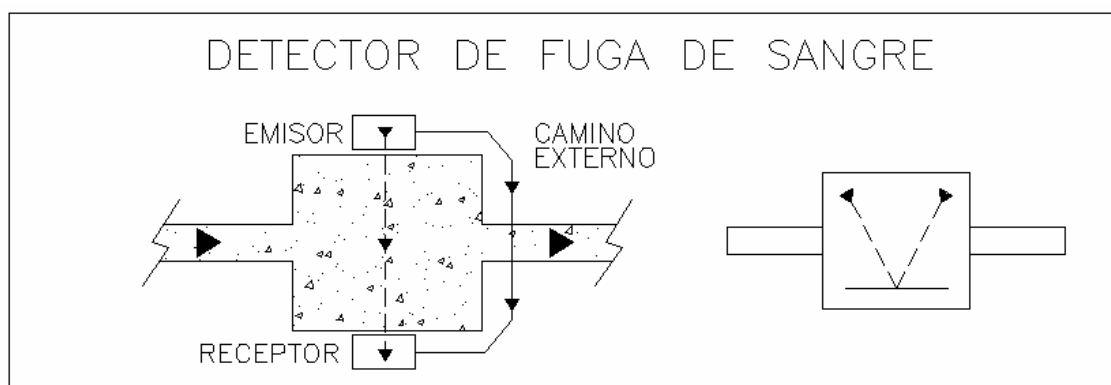


Figura 9 – Detector de Fuga de Sangre

Para discriminar si la turbidez se debe a sangre o a otros elementos, se incorpora una doble detección, una en color rojo y la otra en color verde (por ser el color complementario del rojo), evitándose así posibles falsas alarmas, y discriminando lo que es suciedad de coloración roja.

El rayo de luz además de atravesar el líquido de dializado circula por un camino externo, incidiendo en el receptor para que tenga referencia de cómo partió. Así se logra un autoajuste de variaciones que puedan darse debido a suciedad en el emisor y/o receptor, o a reducción de performance o deriva en los componentes.

Algunos detectores utilizan rayos infrarrojos que atraviesan el líquido y del otro lado se encuentra el receptor, pero otros optan por emitir y recibir del mismo lado, colocando un espejo al otro lado del compartimiento.

Analizaremos cuándo debe un detector dar alarma. Para ello discriminaremos entre dos tipos de fugas de sangre, para los cuales el equipo reacciona de forma diferente.

### **Pérdidas de sangre menores:**

Son debidas a la ruptura de uno o más capilares en el filtro. En este caso las pérdidas pueden variar de 0,1 a 2 ml/min.

Nótese que una pérdida de 0,1 ml/min, en 4 horas = 240 min, sólo causará una pérdida de 24 ml de sangre, lo cual puede considerarse despreciable en un volumen total de unos 5 lt. El estándar de seguridad que se aplica a Diálisis IEC 60 601-2-16, fija la pérdida máxima tolerable en 0,5 ml/min de hematocritos. Dado que la sangre, aún en bajas concentraciones produce una gran coloración, los equipos por lo general aplican al estándar un factor de seguridad = 2, por lo que permiten una pérdida de 0,25 ml/min (es decir unos 60 ml durante el tratamiento, es decir que pérdidas inferiores a la citada no serán acusadas como alarma. Estados de alarma superiores a los 0,25 ml/min hasta lo tolerado por la norma (0,5 ml/min) darán una indicación sonora y visible en forma periódica, pero pueden permitir terminar la diálisis.

### **Pérdidas de sangre masivas:**

Son debidas a la ruptura o desacople del cabezal del filtro, donde se juntan todos los capilares, y las pérdidas son en general superiores a los 100 ml/min.

Una vez que se detecta una fuga masiva de sangre, se debe cortar el flujo de baño y la ultrafiltración, parar la bomba de sangre y presionar la pinza venosa, a fin de evitar grandes pérdidas. Una vez cambiado el capilar, se puede retomar la diálisis.

### **Diálisis Secuencial o Diálisis Seca**

Se recurre a la Diálisis Secuencial cuando es necesario extraer una gran cantidad de líquido al paciente (superior a los 6 kg), Esto implica que la ultrafiltración horaria sería superior a 1,5 l/hora, lo cual no siempre es tolerado por los pacientes.

La Diálisis secuencial consiste en una diálisis en la cual se corta el flujo de baño (en ese lapso no se dializa, sólo se ultrafiltra), y se pueden obtener ultrafiltraciones horarias de hasta 4 l/hora.

Ya que el paciente no se dializa, por lo general se alternan lapsos de 30 minutos, en dos a cuatro períodos, de diálisis seca con diálisis común.

Antiguamente esto se realizaba manualmente, pero actualmente los equipos incluyen programas de Diálisis Secuencial.

## CIRCUITO DE BAÑO CERRADO

Vimos que la dilución de los concentrados se podía hacer por conductividad, o bien en forma volumétrica.

Lograr una dilución volumétrica sólo es posible si el volumen de baño que circula tiene un valor fijo, lo cual sólo se puede obtener con un circuito de baño cerrado.

Con un volumen fijo de baño, para lograr la dilución volumétrica las Bombas para los concentrados también deben ser volumétricas, es decir que deben bombear un volumen constante (aunque ajustable) en cada ciclo de bombeo.

### Bombas de Concentrado

Las Bombas volumétricas utilizadas en general son las Bombas de Pistón, las cuales bombean un volumen conocido dado por el recorrido del pistón.

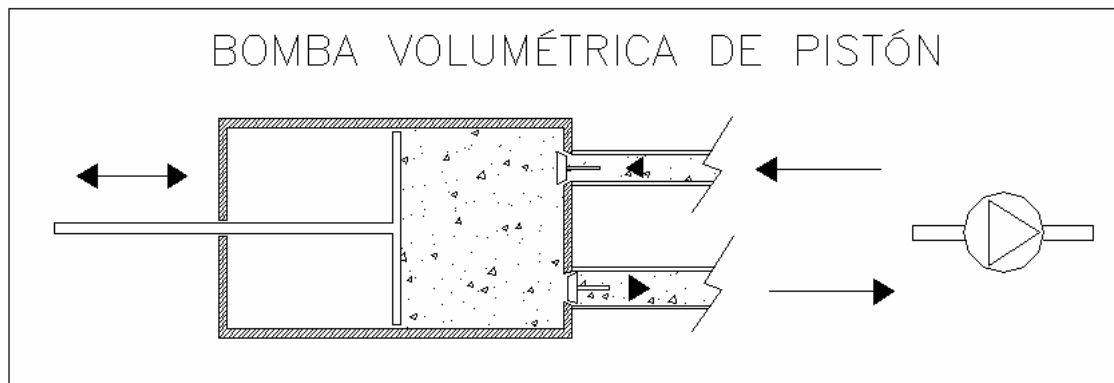


Figura 10 – Bomba Volumétrica de Pistón

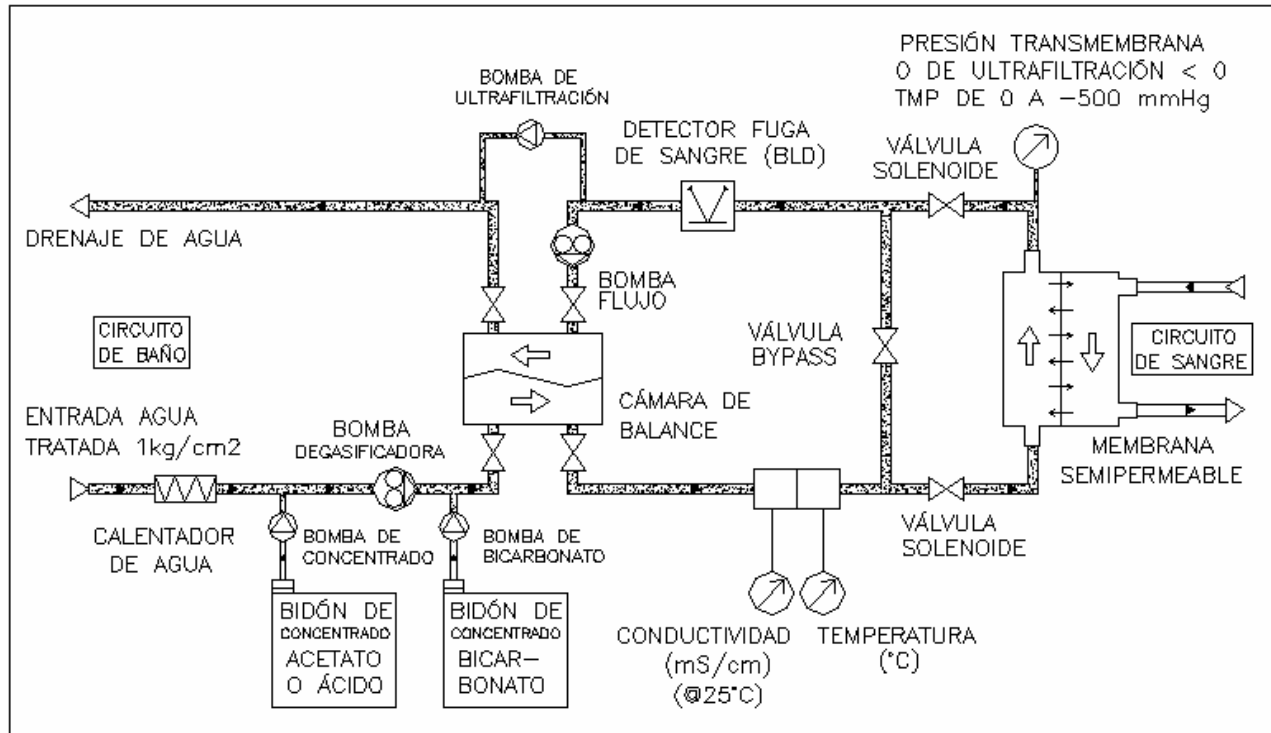
El funcionamiento de esta bomba es en base a dos válvulas, una de entrada y otra de salida. Cuando el pistón retrocede, la válvula de entrada permite el pasaje de líquido que llena la cavidad del cilindro que va dejando el pistón (entre tanto la válvula de salida permanece cerrada). Al avanzar el pistón sucede lo inverso, queda bloqueada la válvula de entrada y el líquido sale por la de salida. Cada válvula posee además un resorte para llevarlas a su posición inicial, cuya tensión debe ser vencida por el líquido para que pueda pasar a través de ellas.

El recorrido del pistón es logrado en general con un electroimán que lo mueve en un sentido, y un resorte que lo vuelve a la posición inicial. La calibración del volumen se realiza manualmente con una tuerca sobre el eje roscado del pistón, que limita en más o menos su recorrido. Otros de mayor precisión obtienen su recorrido con un motor paso a paso que lo hace avanzar y retroceder. La calibración del volumen se realiza electrónicamente variando el movimiento del motor paso a paso.



El problema planteado anteriormente es que debemos obtener un volumen constante en un baño que circula a un flujo de unos 500 ml/min sin detenerse. Esto trae aparejado que el caudal tendrá oscilaciones, debiendo los tiempos de detención del flujo ser lo suficientemente pequeños como para que el paciente no lo note.

Por esto el circuito cerrado de baño incorpora una Cámara de Balance.



**ESQUEMA 3 – CIRCUITO DE BAÑO CERRADO**

### Cámara de Balance

Para lograr un circuito cerrado se crea una Cámara de Balance, compuesta por una membrana impermeable y flexible que divide a una cámara en dos cavidades, una a cada lado, cuyos volúmenes en conjunto suman un volumen constante.

Mediante un juego de cuatro electroválvulas que operan de a dos en forma alternada, se selecciona la entrada y salida a cada cavidad. En un semiciclo, se llena una cavidad, y el líquido entrante a una cavidad impulsa al líquido de la otra cavidad a salir. En el otro semiciclo sucede lo inverso, y ambos líquidos nunca se mezclan, no habiendo contaminación entre el líquido “limpio” (o sea antes del paciente) y el “sucio” (o sea después del paciente). Como el volumen del líquido que va entrando a una cavidad es exactamente igual al que va saliendo de la otra, el volumen total de líquido es constante.

El volumen transferido en cada semiciclo es igual al volumen total de la cámara de balance, el cual depende de cada equipo pero puede ser del orden de los 30 ml.

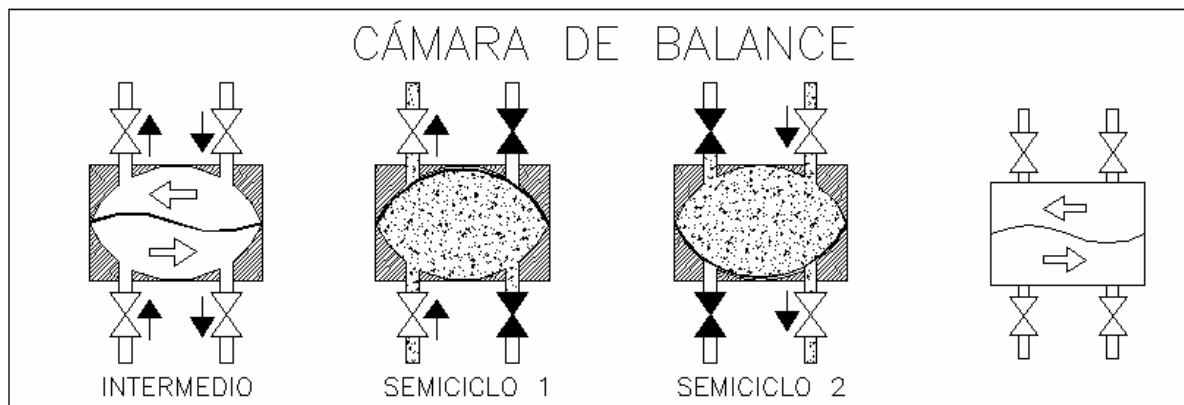


Figura 11 – Cámara de Balance

El flujo transferido en cada semiciclo entonces será de unos 30 ml, pero el flujo de baño limpio es la mitad, y la otra mitad es baño sucio, por lo tanto habría que hacer el doble de semiciclos. Por ejemplo, para lograr un flujo de 500 ml/min, debe ocurrir un semiciclo cada 1,8 segundos, y variando la cantidad de semiciclos se puede variar el flujo.

El inconveniente que presenta esto es que el flujo sólo circula por el paciente durante la mitad del tiempo, ya que durante la otra mitad se está enviando el baño sucio al drenaje.

Para mejorar esto se incorporan dos cámaras de balance en paralelo, de modo que una funciona al revés que la otra, y el flujo entonces es más continuo. Mientras una cámara saca el baño sucio, la otra hace circular baño limpio al paciente, y viceversa. Los tiempos sin operación (dead-time en inglés) ahora son los tiempos de operación de las electroválvulas, lo que hace que el flujo sea lo suficientemente continuo como para que el paciente no lo note.

## Ultrafiltración

Se incorpora ahora una bomba de ultrafiltración, que saca directamente líquido antes de la cámara de balance y la envía al drenaje. Como el circuito es cerrado, es decir con un volumen fijo dentro del equipo, al extraer líquido mediante una bomba, este líquido sólo puede provenir del circuito externo, es decir del paciente, lográndose la ultrafiltración.

Se utiliza una Bomba volumétrica como las de los concentrados, que saca un pequeño volumen (1 ml) en cada pulso. De esta forma se obtiene una ultrafiltración muy pareja y suave que es muy bien tolerada por los pacientes.

En este caso, la TMP (presión transmembrana) no se utiliza para la regulación de la ultrafiltración, sino que la TMP es una consecuencia de la misma.

Se mide la TMP y se fijan los límites de alarma de igual forma que en el caso del Circuito Abierto, para el control de la misma. Por ejemplo, si el filtro estuviera tapado, la TMP empezará a descender llegando a  $-500$  mmHg, por lo que el equipo debe dar alarma.

## **Esterilización del Equipo**

Las Tubuladuras y Filtro Dializador son exclusivos de cada paciente y se limpian luego de cada Diálisis. Esto se aplica a todos los equipos, y lo que debe desinfectarse entre paciente y paciente es la parte hidráulica. De todas formas, en general no hay flujo de virus, bacterias, etc. a contracorriente, por lo que la posibilidad de contaminación es muy baja.

Previo a cada desinfección, el equipo hace un Aclarado, es decir una circulación de agua limpia para eliminar los restos de concentrados.

Se pueden hacer dos tipos de desinfecciones, por Calor y Química:

Desinfección por Calor, se eleva la temperatura del agua a cerca de 90 °C, y se hace circular durante 10 a 15 minutos. En general no se considera esto como Desinfección propiamente dicho, sino como Lavado Caliente.

Desinfección Química: Puede ser con Formol, Hipoclorito, o peróxido de hidrógeno, el cual se dosifica dentro del equipo y se hace circular durante 10 a 15 minutos.

Al finalizar cualquiera de las desinfecciones, se hace un lavado para asegurar que no queden restos de desinfectantes o partes muy calientes dentro del equipo.

Todo el proceso dura entre 30 y 35 minutos.

Si el desinfectante está siempre conectado al equipo, se agregan controles de entrada de desinfectante para verificar que el mismo no ingrese durante el tratamiento. Estos controles pueden ser detectando la conductividad del desinfectante. En cualquier caso, el ingreso del desinfectante se hace después de que el baño pasó por el paciente, siendo entonces menor el riesgo de contaminación.

## **Descalcificación**

Los concentrados utilizados producen calcificaciones que deben ser eliminadas, siendo lo ideal descalcificar el equipo después de cada diálisis, pero en caso contrario una vez al día.

Para ello se hace un proceso de desinfección química, pero esta vez no para desinfectar sino para descalcificar, con Ácido Cítrico o Ácido Peracético. Se finaliza con un lavado para que no queden restos.

## **Perfiles de Sodio y Ultrafiltración**

Hasta ahora lo que vimos son Hemodiálisis en las cuales la conductividad (o concentración de sodio) se mantiene constante durante el tratamiento. De igual forma, la tasa de ultrafiltración se mantiene sin variar durante la diálisis.

Como el paciente viene descansado al principio y durante el proceso de diálisis su tolerancia a la ultrafiltración disminuye, existen tratamientos en los cuales se prefiere extraer mayor cantidad de líquido al principio y menor al final. Esto debe acompañarse también aportando mayor cantidad de sodio al principio que al final, manteniendo ambos promedios en lo deseado. Para esto algunos equipos prevén programas en los que la gráfica de UF y de Na son rampas descendentes, o escalonamientos descendentes.

También hay pacientes que toleran una UF alta durante un corto período (por ejemplo 30 minutos), y luego de un descanso de un cierto tiempo, pueden volver a tolerarlo. Para esto algunos equipos permiten seleccionar programas con escalones alternados con tiempos de descanso.

## **Módulos Accesorios**

Algunos equipos incorporan módulos accesorios para realizar diferentes funciones complementarias:

- Módulo de Temperatura (medida de temperatura corporal real del paciente y medida de reflujo de sangre en la fístula, o sea la eficiencia de la diálisis)
- Módulo de Volumen (medida del volumen real de sangre en el paciente, para determinar cuánto aumentó realmente y cuánto se debe ultrafiltrar)
- Módulo de Hemodiafiltración (fabricación de suero fisiológico en línea)
- Módulo de Presión (con medida sistemática y alarma de presión Sistólica, Diastólica y de Pulso)

## DIÁLISIS PERITONEAL

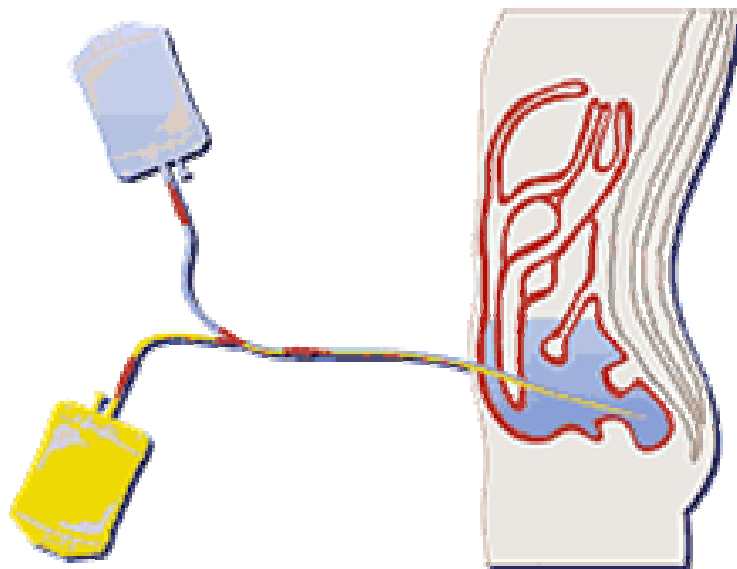
La Diálisis Peritoneal se puede realizar manualmente o con la ayuda de una **Cicladora**. Es una Diálisis biológicamente mejor, ya que utiliza el tejido del peritoneo como membrana.

El tratamiento se realiza durante varias horas, en general durante la noche, pero puede realizarse también en forma continua de 24 horas, en forma ambulatoria.

Se introduce al cuerpo mediante una conexión permanente a nivel del abdomen un líquido de diálisis previamente preparado en un laboratorio.

La misma presión interna logra la ultrafiltración de líquido, por lo que luego de un tiempo de reposo, el volumen de líquido extraído es mayor que el que ingresó. Para ello el líquido suele contener glucosa que tiende a absorber agua, de modo de aumentar la presión osmótica.

Este tipo de diálisis exige del paciente una gran asepsia, ya que la conexión permanente necesita de varios cuidados en forma continua.



**ESQUEMA 4 – ESQUEMA DE DIÁLISIS PERITONEAL**

## CICLADORA

Cuando se emplea una Cicladora, se programan varios ciclos que comprenden las diferentes etapas de la Diálisis Peritoneal:

- Etapa de ingreso de líquido
- Etapa de espera
- Etapa de salida de líquido

El equipo ciclador debe:

- Transportar el líquido de las bolsas al paciente, y al drenaje o bolsa de descarte, mediante la gravedad
- Controlar las etapas y contabilizar los ciclos (mediante electroválvulas que pinzan las tubuladuras)
- Calentar el líquido previo al ingreso al paciente
- Pesar el líquido que ingresa y que sale, para calcular la Ultrafiltración
- Permitir agregado de otros elementos, en general en la “Última Bolsa”
- Permite realizar un ciclo extra durante el día

Precauciones y Seguridad

- Las tubuladuras se descartan, por lo que no es necesaria la desinfección
- El paciente y el personal de enfermería debe tener especial cuidado en la asepsia de la conexión.



## EL FUTURO DE LA DIÁLISIS

La Diálisis ha ido evolucionando junto con el avance de la tecnología, ofreciendo mayores funciones y seguridades para el paciente. Hoy se puede asegurar que el tratamiento de Hemodiálisis es un tratamiento seguro y de mejor calidad.

De hecho, la expectativa de vida en un tratamiento crónico ha aumentado considerablemente, de 5 a 10 años que era antiguamente hasta más de 30 años en la actualidad.



Figura 12 – Equipos de Hemodiálisis a) antiguo con tanque b) moderno computarizado

Para el futuro inmediato se prevén algunos avances, que se pueden resumir en mejoras ya no tanto en cuanto a la seguridad, sino en cuanto a la comodidad, la asepsia y la biocompatibilidad.

Algunas de estas mejoras existen actualmente, pero su costo no permiten hacerlas accesibles en forma general.

Algunos investigadores trabajan sobre equipos portátiles que puedan ser transportados en el brazo, de manera de hemodializarse mientras realiza otras funciones, evitando la molestia de estar inmovilizado durante 4 a 5 horas 3 veces semanales.

Curiosamente el problema mayor no es la miniaturización, sino la disposición de líquidos y concentrados de poco volumen y peso para lograr el intercambio.

Otros desarrollos no cambian el sistema de tratamiento, sino que mejoran la asepsia. Gran parte de la hidráulica del equipo sería individual para cada paciente, e inclusive podría descartarse en cada diálisis, evitando así todo riesgo de contaminación entre pacientes, y eliminando además los tiempos de desinfección del equipo.

Esta opción tal vez demore en llegar a países como el nuestro, pero sin duda aumentaría la esperanza de vida, mejoraría la calidad de la diálisis, y evitaría problemas de contaminación entre pacientes.

Si bien los costos de los insumos son superiores, se producen algunos abaratamientos, ya que el costo de los equipos y del servicio técnico es menor, no se utilizarían desinfectantes, y se precisarían menor cantidad de equipos, ya que cada equipo permitiría realizar cuatro diálisis en un día en lugar de tres.

Se hacen también avances en los materiales de los filtros dializadores, para hacerlos más eficientes y más biocompatibles.

Pero lo más complicado es especular sobre el futuro no inmediato, es decir qué puede cambiar en los próximos 10 años en el equipamiento de Diálisis.

Básicamente, si uno mira 10 años hacia atrás, podemos decir que los avances fueron lentos, incorporan nuevas tecnologías pero en sus raíces son lo mismo. De esta forma seguiremos teniendo hemodiálisis de 4 horas 3 veces por semana, con equipos de tecnología electrónica e hidráulica relativamente compleja, cada vez con más funciones y más seguros.

Pero también podemos ser un poco más futuristas, y tal vez no se de en los próximos 10 años, pero creo que es a lo que se debe apuntar, cuando uno piensa no en el ingeniero que diseña un equipo de diálisis, ni en el médico que elige el mejor tratamiento, ni en el enfermero que atiende al paciente, sino en el paciente mismo.

Si uno fuera el paciente: ¿qué sería lo mejor para un paciente, lo más biocompatible, lo más tolerable, lo más cómodo?

Sin duda sería poder diseñar un equipo lo suficientemente pequeño como para que entre en el lugar dejado por el riñón, de bajo consumo y que utilice los recursos del cuerpo humano, tanto energéticos, como de líquidos, sustancias químicas, etc.. Es decir, que realmente haga todas las funciones que realiza un riñón, con la misma calidad, precisión y celeridad.

Hasta ahora esta posibilidad sólo está dada por los transplantes de riñones obtenidos de donantes, lo cual se limita a muy pocos casos, y con problemas de biocompatibilidad.

Pensemos que la solución real debería ser una fabricación en serie de "riñones" biocompatibles, y quizás no estemos tan lejos.

Hace sólo unas décadas que se investigan soluciones para la diálisis, y los avances han sido notorios.

### Lista de Figuras y Esquemas:

- Figura 1 – Corte de Riñón
- Figura 2 – Trasplante de Riñón
- Figura 3 – Tubos Capilares
- Figura 4 – Bomba de Sangre
- Figura 5 – Sensor de Presión
- Figura 6 – Purgador
- Figura 7 - Pinza Venosa - Detector Óptico
- Figura 8 – Bomba de Engranajes
- Figura 9 – Detector de Fuga de Sangre
- Figura 10 – Bomba Volumétrica de Pistón
- Figura 11 – Cámara de Balance
- Figura 12 – Equipos de Hemodiálisis a) antiguo con tanque b) moderno computarizado

ESQUEMA 1 – CIRCUITO DE SANGRE

ESQUEMA 2 – CIRCUITO DE BAÑO ABIERTO

ESQUEMA 3 – CIRCUITO DE BAÑO CERRADO

ESQUEMA 4 – ESQUEMA DE DIÁLISIS PERITONEAL

\*\*\*\*\*

### Referencias:

- Fondo Nacional de Recursos: <http://www.fnr.gub.uy>
- Manual de Nefrología Clínica: Stanley S. Franklin
- Manual Operativo y Técnico de Equipos marca Fresenius Medical Care ®
- Manual Operativo y Técnico de Equipos marca Gambro®