

11230 5
203

UNIVERSIDAD NACIONAL
AUTONOMA DE MEXICO

Facultad de Medicina

División de Estudios de Postgrado

Hospital de Especialidades

Centro Médico La Raza

**ACLARAMIENTO DE UREA Y CREATININA CON
DIFERENTES DIALIZADORES Y MEMBRANAS**

T E S I S

Para obtener el Título en Especialidad de:

NEFROLOGIA

Presenta:

DR. JOSE TORRES HERNANDEZ

México, D.F.

Febrero de

1993

TESIS CON
FALLA DE ORIGEN



Universidad Nacional
Autónoma de México



UNAM – Dirección General de Bibliotecas Tesis Digitales Restricciones de uso

DERECHOS RESERVADOS © PROHIBIDA SU REPRODUCCIÓN TOTAL O PARCIAL

Todo el material contenido en esta tesis está protegido por la Ley Federal del Derecho de Autor (LFDA) de los Estados Unidos Mexicanos (México).

El uso de imágenes, fragmentos de videos, y demás material que sea objeto de protección de los derechos de autor, será exclusivamente para fines educativos e informativos y deberá citar la fuente donde la obtuvo mencionando el autor o autores. Cualquier uso distinto como el lucro, reproducción, edición o modificación, será perseguido y sancionado por el respectivo titular de los Derechos de Autor.

INDICE

	PAG.
INTRODUCCION.....	1
ANTECEDENTES CIENTIFICOS.....	6
MATERIAL Y METODO.....	20
RESULTADOS.....	24
DISCUSION.....	38
CONCLUSIONES.....	46
BIBLIOGRAFIA.....	47

INTRODUCCION

A pesar de haber transcurrido más de un cuarto de siglo de el uso clínico de la hemodiálisis, no se ha logrado encontrar el dializador ideal, capaz de solucionar los problemas que agobian a pacientes con insuficiencia renal crónica en estado terminal, y es así como el hombre se ha visto forzado desde mucho tiempo a contribuir a la solución de éste problema, y alrededor de 1913, J. Abel y Col. inicia la era de la hemodiálisis con experimentos en perros usando la coloidina como membrana y la hiruidina extraida de la sanguijuela como anticoagulante (1).

Pasadas unas decadas Thilmer usa la membrana de celofan y la heparina como anticoagulante en 1937, y fué para 1943 cuando el Holandéz W. Kolff, empleó el primer Riñon de utilización clínica en el hombre, y se dializa la primera paciente en la ciudad de Kampen, Maria Schafstadt, en doce

oportunidades; el Riñon era constituido en asas gemelas, conocido como Riñon de Kolff, que consistia en dos tubos de celofan colocados dentro de una malla de fibra de vidrio, que a su vez se enrolla en un tambor plástico central, la unidad se sumergia en un tanque con liquido de diálisis, el cual circulaba a su alrededor por la acción de una bomba (2). Posteriormente se introdujo un sistema de placas planas y flujo paralelo, como el Riñon de Kill, que consistia en dos láminas de celofan que se comprime entre láminas plásticas y no requiere de bomba para impulsar la sangre através del sistema; pero la utilización clinica trajo como consecuencia problemas de caracter técnico por la dificultad al acceso vascular y fué cuando B. Scribner crea la fistula arteriovenosa externa con material de cilastic (3), y en 1966, Brescia y Cimino crean la fistula arteriovenosa interna (4).

Cerca de 1950, Werner Bandel, fué tentado a producir a partir de el cuproamonio, la membrana de cuprofan para estricto requerimiento médico, efectiva para la hemodiálisis y resultó superior a otras combinaciones balanceadas, en la permeabilidad de metabolitos sanguíneos, en ultrafiltración y compatibilidad sanguínea.

Lewis Blue de la Universidad de Pensilvania, trabajó en el desarrollo de el dializador Coll, quien dá un decisivo impulso para su desarrollo; pero Back 1948, Kolff y Watschinger, desarrollaron el dializador Coll, basado en una membrana tubular, pero ellos no conocian bien el cuprofan, ni las excelentes propiedades de ésta membrana para propósito de diálisis, y en asociación con Bandel se crea la membrana tubular de cuprofan, dando un nuevo avance a la sugestión e iniciativa para el desarrollo de la ciencia médica (5).

Durante las décadas de 1950 y 1960, los pacientes eran dializados en forma esporádica e intermitente para prevenir su deceso, con el desarrollo de un buen acceso vascular permanente se observó que la hemodiálisis de mantenimiento dos o tres veces en la semana mejoraba el control de la presión arterial, hematocrito y bienestar general; con el desarrollo de dializadores más eficaces se ha acortado las horas de diálisis de 10 a 12 horas semanales.

Más tarde en 1967 se empleó la membrana de celulosa de alta permeabilidad y de gran uso actualmente. En el afán de encontrar nuevas membranas y nuevas formas, Bandel, basado en tubos ultrapequeños semejando capilares sanguíneos, comienza ensayando el desarrollo de fibra hueca de cuprofan alrededor de 1971; así los adelantos científicos hacen que investigadores de todo el mundo contribuyan con la manufactura de nuevas

membranas sorbentes y fibras sorbentes, de las cuales en el momento son usualmente basadas en carbon u oxido de aluminio. Además, hay un gran potencial de esas nuevas membranas y fibras en el tratamiento de enfermedades con plasmaferesis como artritis reumatoidea (7), esquizofreina (8) y el apoyo hepático (9), que está completamente investigado.

ANTECEDENTES CIENTIFICOS

La pérdida de la función renal resulta en la acumulación de productos metabólicos de desecho, de cambios en el volumen, de la concentración de solutos en los líquidos orgánicos y en trastornos relacionados con la pérdida de las funciones endocrinas y metabólicas.

El Riñón Artificial proporciona un tratamiento para los dos trastornos a través de dos simples procesos; difusión pasiva de solutos a través de una membrana desde una solución con elevada concentración de ése soluto, hacia otra solución de concentración menor y la ultrafiltración de líquido mediante la generación de un gradiente de presión a través de la membrana (10,11).

Así los solutos que se acumulan en la insuficiencia renal son dializados desde la sangre hacia el dializado y las sustancias químicas

deficientes en sangre pasan desde el dializado hacia la sangre. Fig. (1).

El agua ingerida en mayores cantidades que la que se pierde por los pulmones, piel o tracto gastrointestinal, es eliminada mediante la ultrafiltración; por lo tanto el Riñón Artificial ejerce las funciones excretora y reguladora de volumen del Riñón Humano (12).

Aunque es posible reemplazar las funciones renales excretora y reguladora, el Riñón Artificial no es capaz de reemplazar la asombrosa habilidad del Riñón Humano para responder a exigencias bruscas e instantaneas del mantenimiento del equilibrio.

La homeostásis debe ser restaurada mediante una cuidadosa composición de los líquidos contra el cual la sangre es dializada y es necesario aplicar una presión transmembrana adecuada para eliminar o reemplazar los líquidos corporales de acuerdo al

estado clínico e hidratación del paciente.

Fig. (2).

Aunque el principio de la hemodialisis es simple, la presencia de membranas, bombas, monitores, estructura de soporte de los dializadores y los sistemas de movilización del dializado otorgan una apariencia de complejidad desproporcionada; no obstante esto, el desarrollo de monitores electrónicos, de elementos automáticos y el conocimiento de las propiedades físicas de la interfase, sangre-superficie artificial, han permitido a los aspectos técnicos de la diálisis llegar a un punto en el que puede ofrecerse tratamiento con velocidad, costo y facilidades de seguridad relativa.

La solución del dializado es mezclada a partir de una solución concentrada y de agua en proporción de 1:34 partes en el dispositivo de distribución del dializado; el empleo de agua no tratada

acarrea el riesgo de transferencia de elementos potencialmente tóxicos hacia la sangre del paciente; éstos elementos incluyen pirogenos, oligoelementos como el aluminio que puede estar asociado con la demencia de la diálisis, cobre que ha provocado cuadro de anemia hemolítica y el exceso de calcio, magnesio y fluor, por lo tanto toda agua empleada para diluir el dializado debe estar libre de contaminación bacteriana y de solutos innecesarios; ésto se logra mediante filtración, ablandamiento de el agua y osmosis invertida, en ese orden, con el objeto de purificar el dializado de sustancias potencialmente tóxicas.

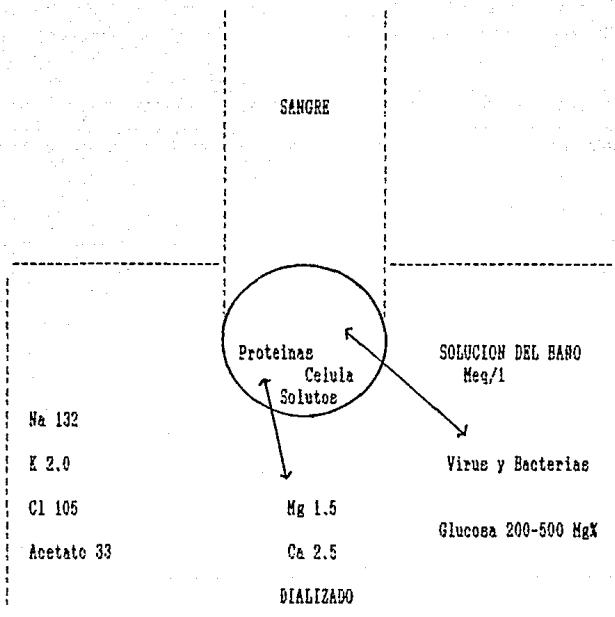


Fig. 1

Diagrama esquemático del principio de la Hemodialis

DIALIZADOR

Es un aparato por medio del cual se realiza la separación de líquidos de diferente composición química que permiten un intercambio parcial de uno a otro lado por gradiente de presión o por concentración.

El término hemodializador es usado para referirse a un aparato el cual contiene parte de la circulación sanguínea en el exterior del cuerpo y constituye el intercambio de un sitio a otro através de una membrana semipermeable, en éste caso la sangre y el líquido dializante intercambian sus componentes através de la membrana sin ponerse en contacto.

Se encuentran en el comercio tres tipos de Dializadores:

1. Fibra Hueca.
2. Placa Plana o Flujo Paralelo.

3. Fibra Capilar o Espiral.

En la práctica clínica la mayor parte de los centros hospitalarios donde se realizan procedimientos hemodialíticos se utilizan varios de éstos dializadores.

Al escoger el dializador ideal debemos tener en cuenta las características siguientes:

1. Depuración del dializador.
2. Primer volumen requerido o volumen de preparación.
3. Coeficiente de ultrafiltración.
4. Trombogenicidad.
5. Costo del dializador.
6. Potencial de reutilización.

En los dializadores de placa plana y fibra hueca,

la ultrafiltración se logra mediante presión negativa aplicada del lado de la membrana donde se localiza el dializado; aquí la combinación de la presión positiva proporcionada por la bomba de sangre y la presión negativa o transmembrana, determina la velocidad de ultrafiltración.

Los dializadores en espiral poseen una elevada resistencia interna y un gradiente de presión positiva creado por la bomba de sangre utilizada para llevar a cabo la ultrafiltración.

MEMBRANAS: Es una barrera selectiva que deja pasar sustancias indeseables de la sangre y retiene las sustancias deseables.

La membrana desde su primera experiencia clínica utilizando el celofán, el cual fué relativamente permeable a metabolitos de pequeño peso molecular semejante a la Urea y Creatinina de 60 mg y 113 mg respectivamente Fig. (3), pero relativamente

impermeable a proteínas y moléculas de tamaño intermedio o grande semejante a los péptidos.

La primera membrana usada en hemodiálisis fué el Colloidin, pero el gran esfuerzo para eliminar sustancia como la Urea y Creatinina fué lo ultimadamente esperado, pero la primera membrana usada ampliamente en el tratamiento clínico de los pacientes con insuficiencia renal crónica en estado terminal fué el celofan.

Es la membrana la que favorece el paso e intercambio de sustancia y através de la cual se realiza la diálisis; la membrana peritoneal por ejemplo cubre órganos viscerales que es una membrana continua, la superficie de la membrana que tapiza la cavidad peritoneal es una capa delgada de células mesoteliales y el peritoneo parietal que recibe la irrigación de los vasos de la pared abdominal (13).

Para que los solutos puedan pasar de los capilares a la cavidad peritoneal deben atravesar por lo menos seis sitios de resistencia que son:

1. Película líquida dentro del lumen del capilar.
2. Capa endotelial.
3. Membrana basal del capilar.
4. El intersticio.
5. Capa de células mesoteliales.
6. Película líquida dentro de la cavidad peritoneal.

En la hemodiálisis, se continúa utilizando diferentes membranas con características especiales, algunas membranas sintéticas de polímeros con mejor biocompatibilidad que las otras de mayor uso clínico como la celulosa y cuprofan, que entre otras tenemos el policarbonato, polyacrilo nitrilo, polimethyl metacrylate, polímero de acrílico nitrilo y methyl sulfona (14,15).

Encontrar la membrana ideal requiere tener en cuenta las siguientes características:

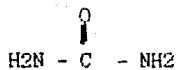
1. Permeabilidad: La cual está dada por los poros a través de los cuales se difunden las partículas, permitiendo sólo el paso de sustancias de bajo peso molecular como sodio, potasio, urea, creatinina; sin poder pasar las moléculas de mayor tamaño y mayor peso molecular como leucocitos, glóbulos rojos, proteínas, etc.

2. Grosor de la membrana: Tiene relación inversa con la rapidez de movimiento de las partículas, entre más gruesa el movimiento de las partículas es menor y entre más delgada, el movimiento de las partículas es mayor.

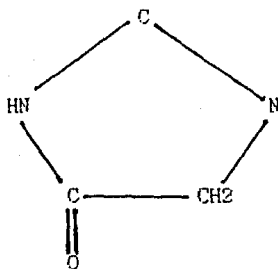
3. Área de la membrana: Permite el contacto directo entre la sangre y el líquido de diálisis y su efectividad es directamente proporcional con el área de superficie.

Una membrana ideal puede permitir el paso de muchas moléculas, mientras retiene otras; sin embargo, una completa biocompatibilidad con la sangre y elementos químicos es esencial, en consideración, una membrana ideal debe seguir permeabilidad difusa de solutos y permeabilidad hidráulica de solventes.

La polyacrilo nitrylo es otra membrana en el uso clínico, de un grosor de 30 micras, y teóricamente se le ha visto mayor ventaja que al cuprofan, pero deja pasar molécula de mayor peso molecular y mayor tamaño, hasta de 1.500 miligramos, tiene una permeabilidad hidráulica mayor que el cuprofan (16). Además, el polyacrilo nitrylo no activa el complemento comparado con el acetato de celulosa y cuprofano (17).



UREA



CREATININA

Fig. 3

FORMULA QUIMICA DE LA UREA Y LA CREATININA

MATERIAL Y METODO

Se estudiaron 8 Dializadores de marcas, area de superficie, membranas y número de fibras diferentes.

Sus características especiales son:

El Dializador marca Gambro Lundia 10,1.1 mt² area de superficie, grosor de la membrana 8 micras, de cuprofan, placa paralela, número de placa para la sangre 25, número de placa para el liquido de diálisis 50.

El Dializador ERIKA B10, 0.8 mt² area de superficie, fibra hueca, de cuprofan, grosor de la membrana 10 micras, número de fibras 6.240.

El Dializador CF 15-11 Travenol, fibra de capilar, area de superficie 1.1 mt², membrana de cuprofan, número de capilar 8.100, volumen de cebado 74 ml, grosor de la fibra 11 micras.

El Dializador CF 12-11 de Travenol, fibra de capilar, area de superficie 0.82 mt², membrana de cuprofan, número de capilares 6.100, volumen de cebado 61 ml, grosor de la membrana 11 micras.

El Dializador Helsenbeing, area de superficie 1 mt², flujo de placas paralelas, membrana de cuprofan.

El Dializador Toray R2 150, de 1.2 mt² area de superficie, fibra hueca, número de fibras 11.000, volumen de sangre 78 cc, membrana de polimethyl metacrylate, grosor de la membrana 25 micras.

El Dializador Toray R2 100, area de superficie 0.75 mt², fibra hueca, volumen de sangre 78 cc, número de fibras 11.000, membrana de polimethyl metacrylate.

El Dializador Terumo TAF 10, area de superficie 1 mt², membrana de cuprofan.

Se tomó muestra de sangre a las 0, 2 y 4 horas para la Urea y Creatinina, posteriormente se cuantificó la depuración de Urea y Creatinina a un flujo constante de 300 ml/min. y temperatura 37 grados centigrados.

La depuración plasmática se calculó teniendo en cuenta la siguiente ecuación:

$$\text{Depuración ml/min} = \frac{Q_{Bin} \times C_{in} - Q_{BF} \times C_f}{C_{in}}$$

$$\text{Depuración ml/min} = \frac{C_{in} - C_f}{C_{in}}$$

Q_{Bin} = Flujo Inicial

Q_{BF} = Flujo Final

C_{in} = Concentración Inicial

C_f = Concentración Final

El análisis químico sanguíneo para la Urea se realizó por la técnica de la ureasa y la Creatinina por fotolorímetro.

Los Dializadores se probaron en diferentes pacientes del servicio de nefrología que se encontraban en programa de hemodiálisis periódica, independiente de la condición general de cada uno.

Se cuantificó las células blancas en los dializadores Toray B2 150 y en el Toray B2 100, con muestras sanguíneas a los 0, 15, 30, 60, 120, y 240 minutos de iniciado el procedimiento.

El estudio se realizó en 10 dializadores por marca.

Se probó la adaptabilidad de las líneas arterial y venosa de diferentes marcas y modelos estudiados, así como en las máquinas RSP y Gambro K10.

RESULTADOS

El valor obtenido en la depuración de Creatinina y Urea, en varias muestras de sangre de los pacientes del programa de hemodiálisis periódica, y en los 10 diferentes dializadores por marca, se presenta en la tabla No. 1.

El Dializador Erika 0.8, depuración de Urea 207 ml/min, depuración de Creatinina 181 ml/min.

El Dializador Hellszembeing, depuración de Urea 175,4 ml/min, depuración de Creatinina 161,4 ml/min.

El Dializador CF 15-11 de Travenol, depuración de Urea 170,3 ml/min, y Creatinina 165 ml/min.

El Dializador Toray B2 150, depuración de Urea 174,5 ml/min, depuración de Creatinina 166,6 ml/min.

El Dializador Toray B2 100, depuración de Urea

165,3 ml/min, depuración de Creatinina 158,1 ml/min.

El Dializador CF 12-11 de Travenol, depuración de Urea 156 ml/min, depuración de Creatinina 119 ml/min.

El Dializador Lundia 10 de Gambro, depuración de Urea 151,6 ml/min, depuración de Creatinina 146 ml/min.

El Dializador Terumo TAF 10, depuración de Urea 98,3 ml/min, depuración de creatinina 81,5 ml/min.

Los resultados fueron obtenidos a un flujo constante de 300 ml/min, y temperatura de 37 grados centigrados.

Se observó buena adaptabilidad de las líneas arterial y venosa con las diferentes marcas de dializadores utilizados para el estudio; sólo en la marca del Dializador Erika, donde se encontró

mala adaptabilidad a los dializadores escogidos para el estudio y sólo pudo utilizarse con líneas de la misma marca.

No se presentó reacciones secundarias al material empleado ni pre, trans o post realización del procedimiento, hubo buena tolerabilidad.

En las gráficas 4 a la 11 se detalla la depuración de Urea y Creatinina a temperatura constante de los dializadores estudiados.

Al determinar la biocompatibilidad de la membrana, en el Toray B2 150 y Toray B2 100 de polimethyl metacrylate, se observó que los leucocitos no descendían a cifras importantes de leucopenia como sucede en otras membranas de cuprofan, según otros estudios.

La gráfica 12 muestra como los leucocitos no tienen variación significativa a los diferentes minutos de tomada la muestra sanguínea con polimethyl

metacrylate, diferentes a otras membranas de celulosa y cuprofan de uso común en la práctica clínica.

Estos resultados son comparables a los obtenidos en la literatura mundial.

DIALIZADORES	DEPURACION MIL/MIN	
	UREA	CREATININA
ERIKA 0.8 Mt2	207 MIL/MIN	181 MIL/MIN
HELZENBEING 1 Mt2	175.4 MIL/MIN	161.4 MIL/MIN
TRAVENDL CF 15-11 1.1 Mt2	170.3 MIL/MIN	165 MIL/MIN
TORAY B2 150 1.2 Mt2	174.5 MIL/MIN	166.6 MIL/MIN
TORAY B2 100 0.75 Mt2	165.3 MIL/MIN	158.1 MIL/MIN
TRAVENDL CF 12-11 0.82 Mt2	156 MIL/MIN	119 MIL/MIN
GAMBRO LUNDIA 10 1.1 MT2	151.6 MIL/MIN	146 MIL/MIN
TERUMO TAF 10 1 Mt2	98.3 MIL/MIN	81.5 MIL/MIN

TABLA 1

FLUJO DE 300 MIL/MIN
TEMPERATURA 37 GRADOS CENTIGRADOS

FILTRO ERIKA 0.8 MT2

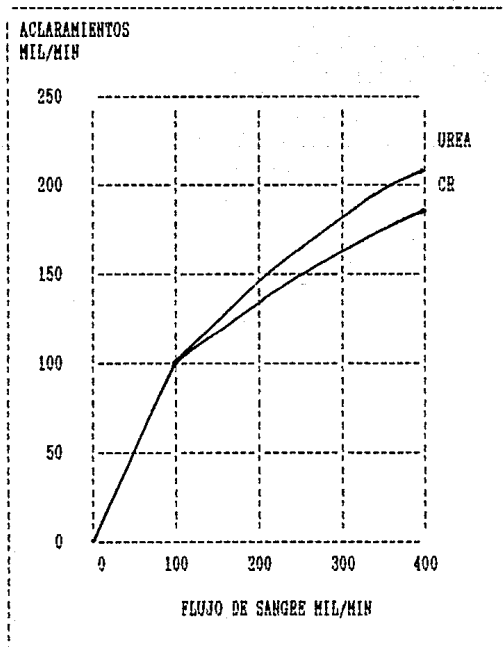


Fig. 4

FLUJO DE 300 MIL/MIN

TEMPERATURA 37 GRADOS CENTIGRADOS

FILTRO HELZEMBEING 1 MT2

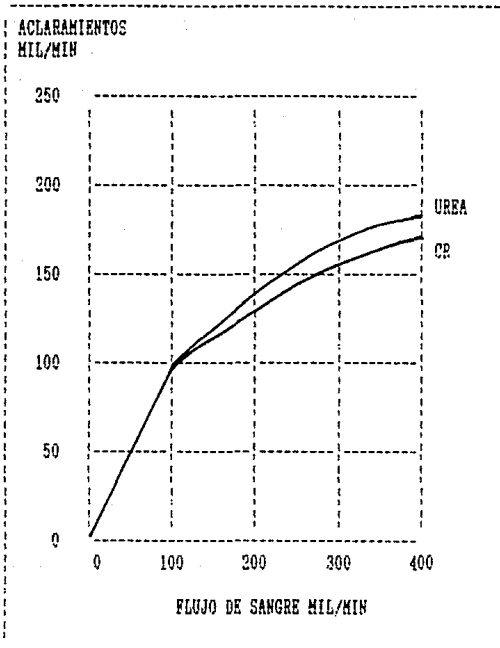


Fig. 5

FLUJO DE 300 MIL/MIN

TEMPERATURA 37 GRADOS CENTIGRADOS

FILTRO CF 15-11 1.1 MT2

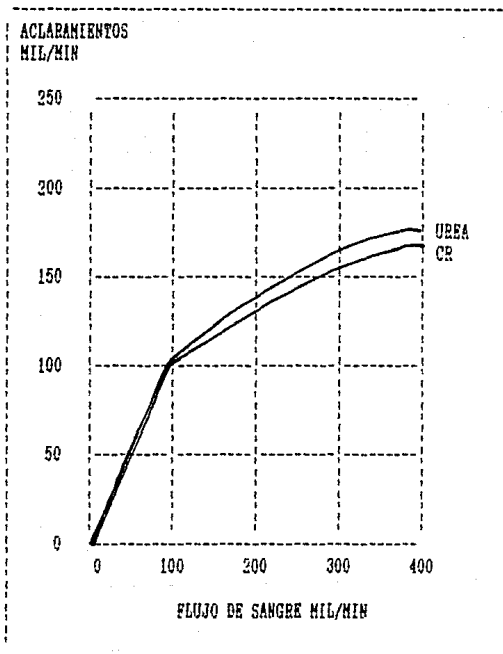


Fig. 6

FLUJO DE 300 MIL/MIN

TEMPERATURA 37 GRADOS CENTIGRADOS

FILTRO TORAY B2 150 1.2 MT2

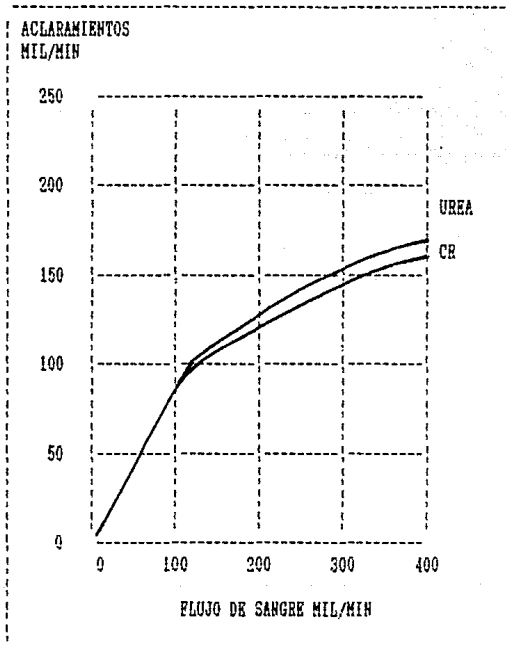


Fig. 7

FLOJO DE 300 MIL/MIN

TEMPERATURA 37 GRADOS CENTIGRADOS

FILTRO TORAY B 100 0.75 MT2

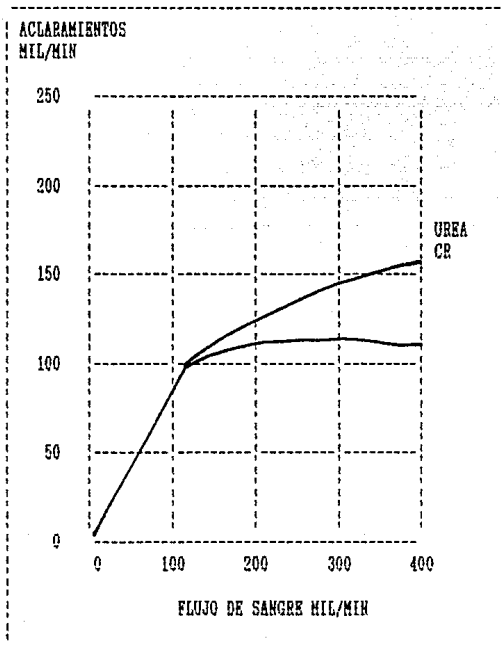


Fig. 8

FLUJO DE 300 MIL/MIN

TEMPERATURA 37 GRADOS CENTIGRADOS

FILTRO CF 12-11 0.82 MT2

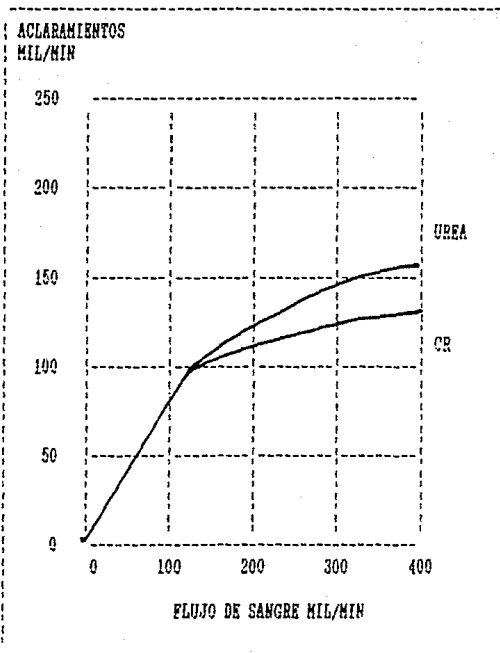


Fig. 9

FLUJO DE 300 MIL/MIN

TEMPERATURA 37 GRADOS CENTIGRADOS

FILTRO GAMBRO LUNDIA 10 1.1 MT2

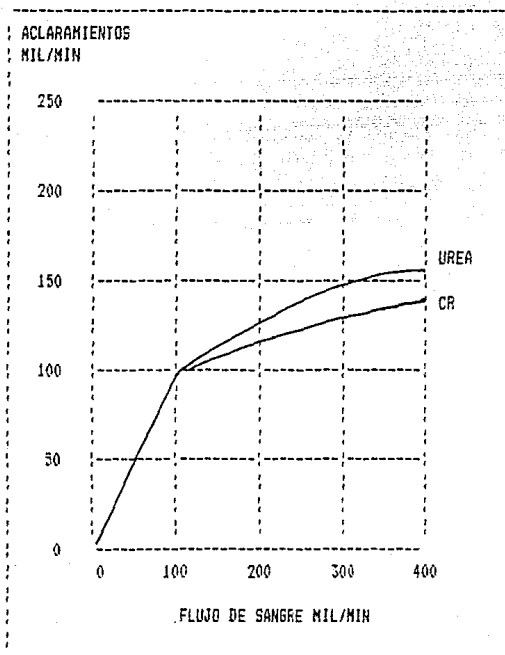


Fig. 10

FLUJO DE 300 MIL/MIN

TEMPERATURA 37 GRADOS CENTIGRADOS

FILTRO TERUMO TAF 10 I MT2

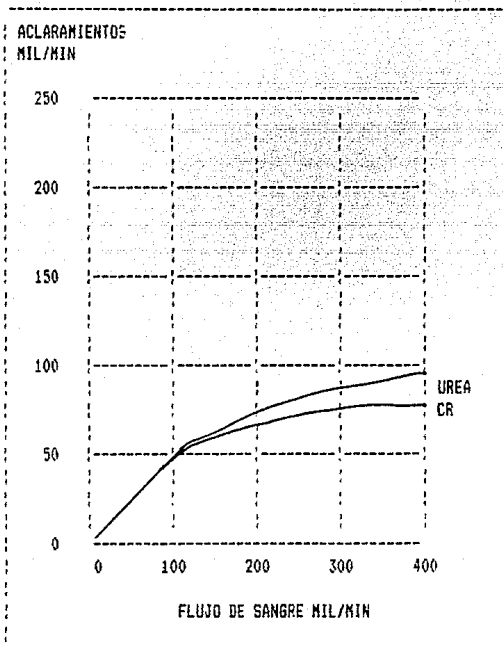


Fig. 11

FLUJO DE 300 MIL/MIN

TEMPERATURA 37 GRADOS CENTIGRADOS

% NEUTROFILOS

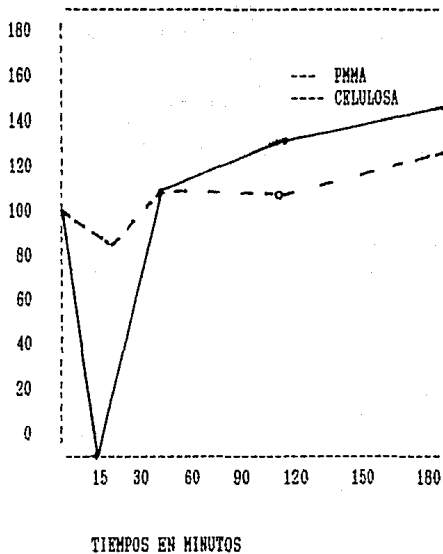


Fig. 12

CAMBIO RELATIVO DE LOS NEUTROFILOS EN LAS DIALISIS CON DIFERENTES MEMBRANAS.

DISCUSION

Desde la introducción de los primeros dializadores, se ha continuado el estudio para mejorar los resultados de dializancia, es así como surgen nuevos dializadores con mejor facilidad de uso y calidad del producto, que benefician tanto al paciente como a los profesionales de la diálisis (20).

Se ha diseñado dializadores con menor número de fibras y mayor velocidad del líquido dializante, através de dializadores más pequeños que conlleva a una menor velocidad de la sangre residual en el dializador.

El avance en las técnicas biomédicas de la hemodiálisis, ha permitido el desarrollo de diferentes membranas y dializadores con mayor efectividad, menor tiempo de diálisis, menor cantidad de sangre, mejor biocompatibilidad y mayores ventajas (21).

Es de vital importancia el conocimiento de los diferentes dializadores en la práctica clínica por los profesionales de la Nefrología, conocer las ventajas y desventajas de cada uno de los dializadores, que en término general todo dializador es bueno, conociendo los pro y los contra de cada uno de ellos que podría beneficiar a determinado paciente en particular.

La depuración describe el movimiento de solutos como la Urea y Creatinina del comportamiento sanguíneo hacia el dializado, a través de una membrana semipermeable, principio ampliamente desarrollado por Sargent y Gorth, y el paso de sustancia como calcio y acetato, desde el dializado hacia la sangre (22).

Desde el inicio de la hemodiálisis esto ha implicado una compleja interacción entre el paciente y los diversos elementos del

procedimiento de la hemodiálisis, entre éstos elementos y el dializador.

El posible comprometimiento de el sistema del complemento ha sido demostrado con una profunda leucopenia durante la fase temprana de la hemodiálisis; con la membrana de cuprofan, se observó una marcada disminución de la actividad de C3 y apreciable disminución de la actividad C4, que sugiere activación de el sistema del complemento en la vía alterna (23), y se observó una discreta disminución en la actividad de C3 y C4 cuando se empleó dializadores con membrana de polymethyl metacrylate, ésto demuestra el leve compromiso en el sistema del complemento por la vía alterna (24,25,26).

La leucopenia vista durante la fase temprana de la hemodiálisis ha sido reconocida, pero el conocimiento de su causa ha sido incierta, recientemente Recently, Croddock y Col, descubre

la actividad del complemento como su causa (27).

El resultado obtenido en los diferentes dializadores es comparado al observado en la literatura; sin embargo, se nota una dializancia aceptable en todos los dializadores estudiados, independiente de su forma de configuración, ya sea de fibra hueca, espiral o placas planas; pero se observó diferencia en la biocompatibilidad como en otros estudios con membranas de polimethyl metacrylate, poly sulfone, polyacrilo nitrylo. Además, de el leve compromiso del sistema de complemento (28).

El estudio pone de manifiesto que al evaluar un dializador, debemos tener en cuenta, su disponibilidad, facilidad de manejo y adaptabilidad de las líneas arteriales y venosas, biocompatibilidad sanguínea y el costo del dializador, que en nuestros países fallecen muchos pacientes con insuficiencia renal por no contar

con la oportunidad de poder dializarse; ya se conoce y se ha incrementado el reuso de dializadores, con el fin de disminuir los costos, pero como es lógico hay mayor posibilidad de ruptura de la membrana y de posible reacción adversa en el reuso (29); a pesar de ello en EEUU, aproximadamente el 30% de los grandes centros reusa el dializador y el 15% reusa el dializador en su diálisis en casa; en Europa aproximadamente el 37% de los pacientes dializados en los centros de diálisis reusa el dializador y más del 75% de los pacientes dializados en casa reusa el dializador (30).

John y Capelli, realizaron un análisis comparativo de la sobrevida en los pacientes que se dializaban en casa con los pacientes que se dializaban en los centros de diálisis, y encontraron que una vez ajustadas las variables de edad, diabetes mellitus y compromiso cardiovascular para todos los grupos,

no se presentó diferencia significativa entre las tasas de sobrevida en los diferentes sitios de diálisis.

Es de anotar que los niveles de Urea y Creatinina en los pacientes que se tomaron para el estudio se mantuvieron en cifras aceptables para la enfermedad crónica en estado terminal y oscilaron entre 9 y 11 mg% de Creatinina, y 180 a 200 mg% de Urea. En estos momentos con el advenimiento de nuevas técnicas y el conocimiento de nuevas membranas, podemos ofrecerle a los pacientes renales en estado terminal, mejor oportunidad en el uso de los dializadores tanto en la insuficiencia renal terminal como en otras patologías que ya se comenzaron a realizar por plasmaferesis en desintoxicación por disfunción hepática (31,32), en el lupus eritematoso sistémico entre otros (33).

La decisión temprana y oportuna en el diagnóstico para el inicio del paciente a diálisis es fundamental para una buena dializancia, pero desafortunadamente se llega a los centros especializados en estado avanzado con deterioro físico y mental y muchas veces con complicaciones propias de la enfermedad que dificulta la recuperación del paciente en forma adecuada, para lo cual se requiere un gran trabajo por parte de los nefrólogos en difundir sus conocimientos al médico general, quien en la gran mayoría recibe en primera instancia al paciente para darle un diagnóstico correcto y oportuno.

La tecnología no se detiene en el manejo de dializadores y cada día se trata de perfeccionar más su eficiencia, es así como unos autores opinan que la innovación tecnológica está diseñando dializadores con mejor cierre hermético, mejorando la entrada de sangre, reduce la fuga y favorece la

dializancia para una mejor presión de ultrafiltración.

Otros autores creen que presentando dializadores más pequeños de fibra delgada mejora la dializancia, es así como se ha diseñado dializadores Vortex-mixing de sólo 0.32 m² de área de superficie con depuración de urea 156 ml/min, con estudios en animales e in vitro (34).

Esperemos que en los años venideros encontremos el dializador ideal con mayor dializancia, menor cantidad de sangre, menor costo para el beneficio de nuestros sufridos pacientes que nos toca excluir de los programas por falta de recursos económicos en estos países atropetados por la inseguridad social.

CONCLUSIONES

1. Los 8 dializadores estudiados tienen buena dializancia para la Urea y la Creatinina.
2. Los dializadores con diferentes membranas, cada uno tiene sus características especiales.
3. El dializador Toray, de membrana de polimethyl metacrylate, mostró mejor biocompatibilidad sanguínea.
4. El dializador Erika, sólo puede usarse con líneas de su misma marca.
5. La leucopenia observada con membrana de cuprofan y celulosa, es leve con otras membranas.
6. Todos los dializadores utilizados son buenos en cuanto a su dializancia.
7. La forma de configuración del dializador, fibra hueca, placa plana o capilar, no interfiere con la dializancia.
8. La ciencia biomédica avanza exitosamente en el estudio de el dializador ideal.

BIBLIOGRAFIA

1. S. Massry, A. Sellers. Clinical aspects of uremia and dialysis. Textbook, 1978.
2. T. Mosby, St. Louis. The artificial kidney, manual on artificial organs, 1969.
3. Quinton, Dillard, Scribner, cannulation of blood vessels for prolonged hemodialysis. Artificial int. organs, 6: 104, 1969.
4. Brescia, Cimino J.E., Appel: Chronic hemodialysis using venipuncture and surgically created arteriovenous fistula. New Engl. J. Med., 275: 1089-1966.
5. Klin, Williams, Feldhoff F. and Wendt. R. F. hydrodynamic and rejection properties of coil dialyser. Int. J. artificial organs, Vol. 5, 349. 1981.
6. Piatkiewicz, W. Judycki, the controlled for membrane plasma separation, artificial organs. Vol. 5, pp 55, 1981.
7. F. Fiegel and K. Bandilla. plasma separation in rheumatoid arthritis by a single needle system, artificial organs. Vol. 5 pp 17, 1981.

8. G. Splendiani, V. Bruno, Comma, P. Pomeroy, M. Tancredi. Hemodialysis in schizophrenia, artificial organs, Vol. 5 pp 73, 1981.
9. H. Losgen, G. Brunner, F.W. Schmidt. removal of toxic metabolites by plasma exchange in hepatic failure. Artificial organs. Vol.5 pp 46,1981.
10. Frost, T.H. and Ken. Kinetic of hemodialysis: A theoretical study of the removal of solutes in chronic renal failure compared to normal health. kidney international, 12: 41,1977.
11. Sargen J.A. control of dialysis by a single pool urea model the national cooperative dialysis study. kidney int. 23 (suppl 13 pp 519, 1983).
12. Cheeng, A.K. Alford, Wilson, M.M. and Henderson: Urea movement across erythrocyte membranes during artificial kidney treatment. Kidney int. 23:866,1983.
13. Feriani, M.Biasioli, S.Chiaromonte: Anatomical bases of peritoneal permeability. artificial organs, 5:345,1982.
14. Yoshitada Sakai and Hiroshi Tanzawa, polymethyl methacrylate membranes. polymer science, Vol.22,pp 1805-1815, 1978.

15. Bucciante, Bernardi, A., Costa: Aminoacids clearance during hemodialysis using polyacrylo nitrilo membrane, artificial organs, Vol.5, pp 9, 1981.
16. Gotch, F.A.: A quantitative evaluation of small and middle molecule toxicity in therapy of uremia. Dialysis and transplant, 9:183.1980
17. H.G. Tien, FH. Lesavre, N.K. Man: Complement activation induced by dialysis membranes, artificial organs, 5, pp 73, 1981.
18. Duchon, Treviño, A. Cinetica de leucocitos en reuso de dializadores, Dpto. Nefrologia, Hecmr, 1985.
19. H. Bauer, H. Brunner, H.E. Frans, B. Bultman: Leucocyte function test during hemodialysis with different dialysis membranes, contr. nephrol, Vol 36, pp 9-14 (Basel 1983).
20. Shaul Maesry-Richard Glasscock, textbook of nephrology, Vol 2, pp 1316, 1985.
21. Raymond M. Hakim, Douglas T. Fearon, and J. Michael Lazarus: Biocompatibility of dialysis membranes: Effects of chronic complement activation, kidney international, Vol 26, pp 194-200, 1984.
22. B. Brenner, F. Rector, the kidney, textbook, Vol.2, pp 1892, 1989.

23. N.G. Tien, PH. Lesavre, N.K. Man: Complement activation induced by dialysis membranes, artificial organs, 5, pp 73, 1981.
24. Raymond M. Hakin, Edmund G. Lowrie: The relative effect of leukopenia and dialysate composition on the dialysis associated hypoxemia, from the renal division, Brigham and women's hospital and the kidney center, Boston, Massachusetts.
25. Joji Akagaki, Yoshimasa Orita, Akio Ando, Yoshiro Takamitsu: Effects of various dialysis membranes on the complement system, First Department of Internal Medicine, Osaka University School of Medicine, 1983.
26. Julian Breillatt and William J. Dorson, JR.: Hemocompatibility studies, quantification of serum complement activation by polymeric membranes and materials, research and development Department, Glenolden, Pennsylvania and the Department of Chemical, Arizona State University, 1983.
27. Raymond M. Hakin, Edmund G. Lowrie: hemodialysis associated neutropenia and hypoxemias The effect of dialyzer membrane materials, Hephron, 32, 32-39, 1982.
28. Raymond M. Hakin, Douglas T. Fearon, and J. Michael Lazarus effects of chronic complement activation, kidney international, Vol 24, pp 194-200, 1984.

29. Chenoweth De, Cheung Ak, Henderson Lw: Anaphylatoxin formation during hemodialysis: Comparison of new and re-used dialyser, kidney International, 24: 764, 1983.
30. Hakin Rm, Lowrie Eg. effect of dialyzer re-use on leukopenia, hypoxemia and total hemolytic complement system, trans am soc. artif. intern organs 26, 159, 1980.
31. H. Losgen, G. Brunner: Removal of toxic metabolites by plasma exchange in hepatic failure, artificial organs, Vol 5, pp 46, 1981.
32. Euler H, Herrlinger: Experimental of radiolabelled immune complexes by hollow fibre membrane plasmapheresis, artificial organs, 5, pp 16, 1981.
33. S. Uwatoko, S. Aotsuka, M. Okawa R. Yokohari: Removal of immune complexes in systemic lupus erythematosus by membrane plasma filtration in vitro, artificial organs, 5 pp 75, 1981.
34. R. J. Bellhouse, K. Abel, M. A. Jeffrey: A practical vortexmixing haemodialyser, artificial organs, Vol 5, pp 6, 1981.