الفصل الثلاثون

أجهزة الديلزة الدموية
HAEMODIALYSIS MACHINES

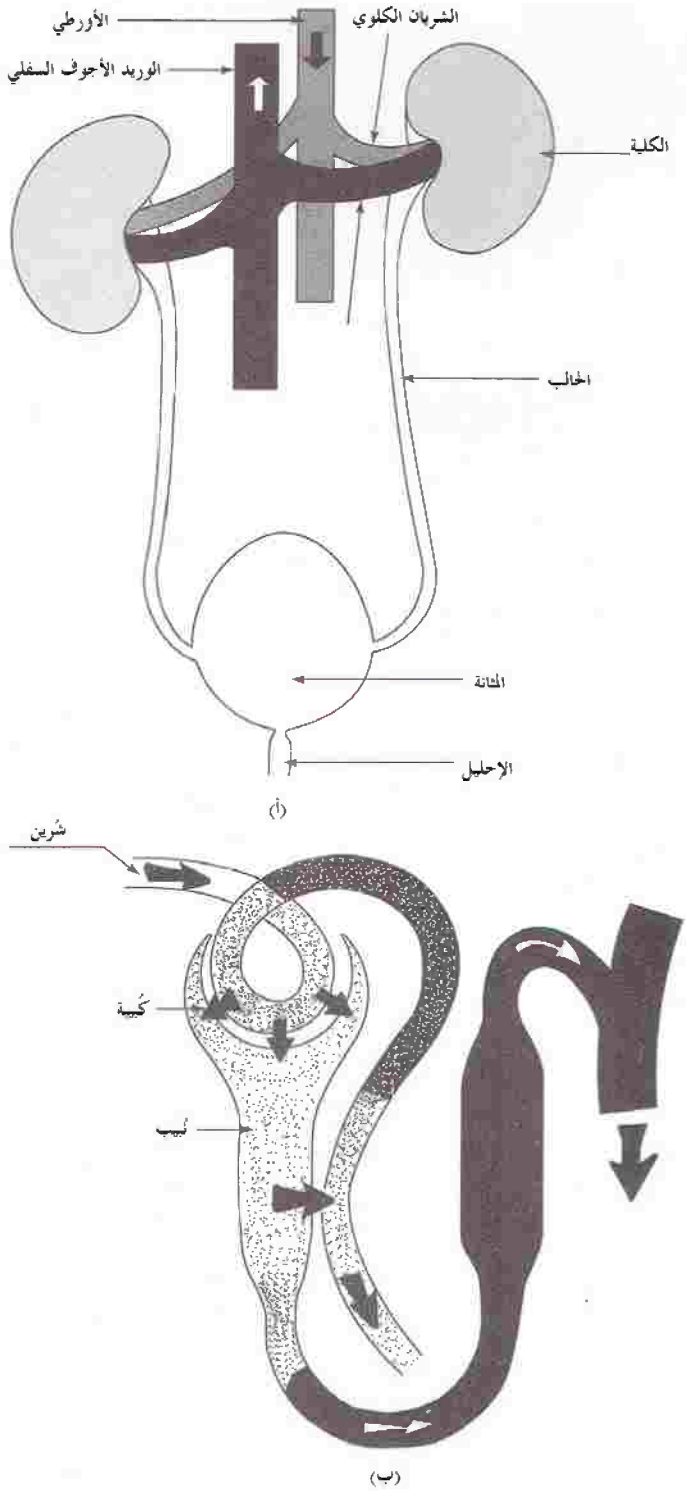
(٣٠,١) وظائف الكلى
Functions of the Kidneys

إن الوظيفة الرئيسية للكلى هي تشكيل البول من بلازما الدم والذي يتألف أساساً من عمليتين: (١) إزالة منتجات الفضلات من بلازما الدم و(٢) تنظيم تركيب بلازما الدم. لا تؤدي هذه النشاطات فقط إلى طرح منتجات فضلات الاستقلاب غير المتطايرة ولكنها أيضاً تعتبر مسئولة بشكل كبير عن الثبات الاستتائي في الحجم والضغط التناضحي والـ pH والتركيب الكهرليتي لسوائل الجسم خارج الخلية.

إن لجسم الإنسان كليتين موضوعتين في الجهة الخلفية للتجويف البطني مباشرة أسفل الحجاب الحاجز حيث تتواجد واحدة على كل طرف للعمود لفقري (الشكل رقم (أ) ٣٠,١). تتألف كل كلية من مليون وحدة منفردة وتتشابه جميعها بالبنية والوظيفة. تُدعى الوحدات الصغيرة جداً بالنفرونات والتي تتبين هيكليتها في الشكل رقم (ب) ٣٠,١). يتركب النفرون من جزأين: مجموعة حلقات شعرية، تُدعى كُبَيبات، وقُنية. تمر القُنية في مسار متعرج وتصب أخيراً من خلال قناة تجميع في التوسع القمعي للنهاية العلوية للحالب، أي الأنبوب الذي ينقل البول من الكلى إلى المثانة. تعتمد الآلية التي بموجبها تؤدي الكليتين وظائفهما على العلاقة بين الكبيبات والقُنية.

تعمل الكلى فقط على البلاسما. تُغذي الكريات الحمراء الأكسجين إلى الكلى ولكنها لا تقوم بأي وظيفة أخرى في تشكيل البول. تتعامل النفرونات مع كل محلول في البلاسما بأسلوب مُمَيَّز يشمل على مجموعات محددة من الترشيح وإعادة لامتصاص الإفراز.

تحمل الشرايين الكلوية الدم بضغط عالي جداً من الشريان الأورطي إلى الخصلة الشعرية الكبيبية. إن ضغط الدم ضمن الشعيرات الكبيبية هو ٧٠-٩٠ ميليمتر زئبقي. يتم التحكم بتدفق الدم خلال الخصلة الشعرية بانقباض عضلة الشُريين الذي يؤدي إلى الخصلة. يُجبر ضغط السائل ضمن الخصلة بعضاً من سائل الدم، بعملية الترشيح، أن يعبر خلال الجدران الرقيقة للشعيرات إلى الكبيبة ومنها إلى قُنية النفرون.



الشكل رقم (٣٠,١). (أ) الكلى واتصالها مع أعضاء الجسم الأخرى. (ب) بنية النفرون.

يتألف راشح الكبيبة من بلازما الدم بدون بروتينات. تبلغ الكمية الإجمالية للراشح الكبيبي حوالي ١٨٠ لتر كل يوم بينما تبلغ كمية البول التي تتشكل منه فقط ١-١,٥ لتر. يعني ذلك أن كميات كبيرة جداً من الماء ومحاليل أخرى يُعاد امتصاصها في قُنيات الكلى. إن إعادة الامتصاص هي جزء من عملية آلية بالنسبة إلى حاجة الجسم من الماء، لأن امتصاص الماء يُضبط بدقة بهرمون الغدة النخامية المضاد لإدرار البول.

يُضبط امتصاص الكهرليتيات مثل الصوديوم والبوتاسيوم جزئياً في الغدة فوق الكلوية بينما يتعلق تركيز كهرليتيات أخرى، مثل الكلوريد البيكربونات، بالتوازن الحمضي القلوي. كما أن بعض إعادة الامتصاص من الراشح الكبيبي هو عملية انتشار آلية سلبية تعتمد على فروق الضغط. ينطبق ذلك على الماء نفسه والكهرليتيات المتواجدة فيه مثل الصوديوم والبوتاسيوم والكلوريد والكالسيوم والبيكربونات.

هناك محاليل أخرى مثل البولة والفوسفات والكبريتات وهي منتجات فضلات من الاستقلاب غير مرغوبة في الجسم. إن القُنيات نفوذة بشكل انتقائي للمحاليل المهمة للجسم وغير نفوذة للمحاليل غير المرغوبة. وبناءً عليه، لا يمكن للمحاليل غير المرغوبة أن تنتشر بشكل راجع إلى البلازما ولذلك تُفرز نسبة كبيرة منها في البول. مع مرور الراشح إلى أسفل القُنية يرتفع تركيز نتائج الفضلات بشكل ثابت ويتغير ثابت الجاذبية للبول الطبيعي من ١,٠١٥ إلى ١,٠٣٠ مقارنةً مع ١,٠١٠ للراشح الكبيبي. تُبدي محاليلٌ أخرى في الراشح الكبيبي، مثل الغلوكوز والأحماض الأمينية، نزعة ضعيفة للانتشار خلال جدران القُنية وتُعاد إلى البلازما بعملية إعادة الامتصاص الفعالة.

يبلغ تدفق الدم الإجمالي خلال الكلى ١٢٠٠ ميليليتر/دقيقة تقريباً. وتبلغ الكمية الإجمالية "للسائل خارج الخلية" ١٥ لتر تقريباً. يوجد توازن بين بلازما الدم و"سائل خارج الخلية"، وبذلك يمكن أن تمر كمية من الدم تكافئ "كل السائل خارج الخلية" خلال الكلى مرة كل ١٥ دقيقة. تُضبط جميع محتويات بلازما الدم من الماء والكهرليت وكذلك "سائل خارج الخلية"، بشكل غير مباشر، بدقة في الكلى. كما تلعب الكلى دوراً مهماً في المحافظة على التوازن الحمضي القلوي.

(٣٠,١,١) تغيرات سوائل الجسم في المرض الكلوي Functions of the Kidneys

تُعرف إشارات وعوارض الفشل الكلوي العميق بتبولن الدم، وهو ما يعني البول في الدم. وباعتبار أن معظم محتويات البول قابلة للحل في الماء، فإنها تصل إلى تركيزات عالية في الدم مما يؤدي إلى خلل في أجزاء الجسم ووظائفها.

تتصف الحالة الشديدة للفشل الكلوي الحاد بالتوقف العملي لتشكل البول. من الواضح أنه لا يمكن للكلى أن تمارس أي وظيفة إفرازية أو تنظيمية. لهؤلاء المرضى، حتى لو تم حذف الأغذية البروتينية بشكل كامل من النظام الغذائي للمريض، فإنه يستمر إنتاج البولة ومنتجات الفضلات النتروجينية الأخرى بسبب التفكك الاستقلابي لبروتينات النسج في الجسم.

يؤدي الاحتفاظ بهذه المنتجات إلى ارتفاعٍ متوالٍ في مستواها في البلازما. إضافة إلى ذلك، وباعتبار أن الأحماض تتشكل بأكسدة الكبريت والفسفور المتواجدين في البروتين فإن بيكربونات البلازما سوف ينخفض. يتحرر البوتاسيوم في حيز خارج الخلية ويرتفع مستواه في البلازما جزئياً بسبب الحمضية وجزئياً بسبب تفكك النسيجي والخلوي. كما يمكن أن تحدث تغيرات خطيرة في حجم وتوزيع ماء الجسم في الفشل الكلوي الحاد.

يؤدي الفشل الكلوي المزمن إلى تغيرات في سوائل الجسم تحدث بسبب الانخفاض المتواصل في عدد النفرونات العاملة. تنخفض تصفية البولة والكرياتينين ومنتجات الفضلات الأخرى بشكل طردي مع انخفاض النفرونات العاملة مما يؤدي إلى ارتفاع تركيزات هذه المحاليل في البلازما. كما يؤدي انخفاض معدل الترشيح الكبيبي (GFR) إلى ازدياد في تراكيز المحاليل في البلازما (مثل الفوسفات والكبريت) والتي تم إزالتها من الدم، بالترشيح وإعادة الامتصاص الجزئي في القُنيات. إلا أنه وباعتبار أن الامتصاص القُنوي لهذه المحاليل يوف ينحدر مع هبوط الـ GFR، تبقى عادة تصفيات وتركيزات هذه المحاليل في البلازما ثابتة حتى يهبط الـ GFR إلى تقريباً ٢٥٪ من معدله الطبيعي. هناك أيضاً في هذه المرحلة هبوط في بيكربونات البلازما.

تُصبح الكلى أقلُ فعاليةً كعضو تنظيمي مع انخفاض عدد النفرونات الفعالة. وبناءً عليه، فإن مريض الفشل الكلوي المزمن مُعَرَض لتطوير إما عجز أو إفراط في ماء الجسم والصوديوم. ورغم ذلك، فعلياً يبقى كلاً من حجم وتركيز الصوديوم في سوائل خارج الخلية ثابت حتى تُصبح إعاقة الوظيفة الكلوية خطيرة جداً.

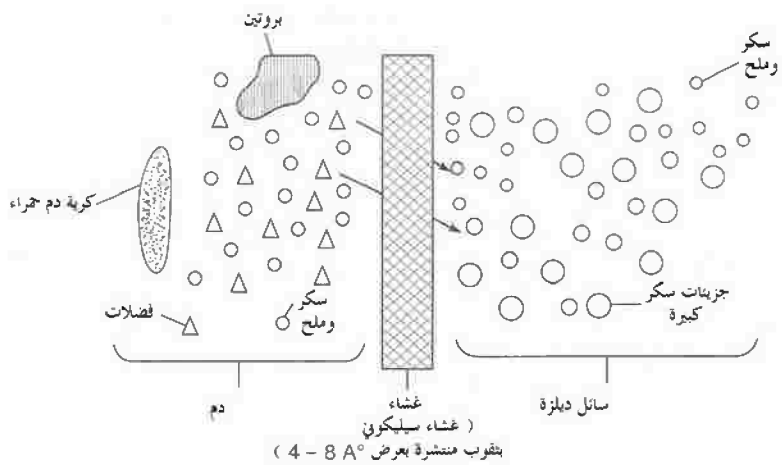
إن تبولن الدم هو الحالة الإكلينيكية الناتجة عن الفشل الكلوي. إن إشارات وعوارض تبولن الدم متنوعة بشكل كبير وتظهر غالباً على أنها تُشير إلى مرض أعضاء أخرى. يؤثر تبولن الدم على كل عضو في الجسم باعتبار أن محاليل محددة، تَتَجَمع في حال تبولن الدم، هي بشكل واضح سامة. إن الجزيئات المتوسطة ذات الأوزان الجزيئية من ١٠٠٠-٣٠٠٠ هي المُرَشَحة الرئيسية في الدور السيئ لسُمية تبلون الدم.

(٣٠,٢) الكلية الاصطناعية

Artificial Kidney

تُخفِّض المعالجة المتقطعة بجهاز ميكانيكي مثل الكلية الاصطناعية (المُديلز) تجمع منتجات الفضلات والماء وبذلك تعود تركيزات الدم والمحاليل السامة إلي مستوياتها الطبيعية. يحل المُديلز محل وظيفة الكليتين الطبيعيتين بإزالة هذه المواد من الدم بشكل فعال حيث يحافظ على المريض قريباً من الحالة الطبيعية. إن الكلية الاصطناعية أساساً هي وحدة ديلزة تعمل خارج جسم المريض. تستقبل هذه الوحدة دم المريض من الشريان المُقنى بواسطة أنابيب بلاستيكية. إن مادة الديلزة هي محلول كهرليتي ذو تركيب مناسب وتتم عملية الديلزة عبر غشاء من السلوفان. تتم عودة الدم المُدَيلز بواسطة أنبوب آخر إلى وريد مناسب.

إن لغشاء الديلزة ثقوب صغيرة جداً (الشكل رقم ٣٠,٢) وغير مرئية للعين المجردة. تتمكن منتجات الفضلات في الدم من المرور خلال هذه الثقوب إلى سائل الديلزة حيث يتم غسلها بعيداً بشكل فوري. يبلغ متوسط قطر الثقوب غشاء الديلزة ٥٠ أنغستروم ضمن مجال مُتوقع من ٣٠ إلى ٩٠ أنغستروم. تمر منتجات الفضلات خلال الغشاء؛ بسبب فرق التركيز المتواجد عبر الغشاء. إن سائل الديلزة خالٍ من جزيئات منتجات الفضلات وبذلك فإن مثل هذه المنتجات المتواجدة في الدم تتجه إلى توزيع نفسها بشكل متساوي في الدم وسائل الديلزة. تؤدي حركة جزيئات منتجات الفضلات من الدم إلى سائل الديلزة إلى تنظيف الدم.



الشكل رقم (٣٠,٢). مبدأ الديلزة في الكلية الاصطناعية.

لا يمكن التحكم بحجم سائل الجسم بعملية الديلزة وإنما يُستخدم بدلاً عن ذلك الترشيح الفائق عبر الغشاء. يُطبق لهذه الغاية ضغط موجب إلى حجرة الدم أو يُحدَث ضغط سالب في حجرة سائل الديلزة. في أي حال من هاتين الحالتين سوف يتحرك السائل، كلاً من الماء والكهرليتيات، من حجرة الدم إلى سائل الديلزة حيث يتم بعد ذلك طرحه. تعتمد درجة الترشيح الفائق على كلاً من فرق الضغط عبر الغشاء وعلى مُميزات الترشيح الفائق للغشاء.

وبذلك فإن الكلية الاصطناعية هي ببساطة جهاز فصل غشائي يخدم كمُبادل كتلي خلال الاستخدام الإكلينيكي. لا تتمكن الكلية الاصطناعية القيام بالوظائف التركيبية أو الاستقلابية التي تقوم بها الكلية الطبيعية، وبذلك لا يمكنها تصحيح الحالات غير الطبيعية التي تنتج عن فقدان هذه الوظائف. وبذلك فإن الاستخدام الوحيد للكلية الاصطناعية في استبدال الوظيفة الكلوية هي نقل المحاليل الضارة من الدم إلى سائل الديلزة بحيث يمكن إزالتها من الجسم. شَرَح (Henderson, 1976) العمليات الفيزيائية التي تتحرك بموجبها المواد المذابة عبر غشاء الديلزة.

يتطلب تطبيق الديلزة المتكررة، كعلاج حاسم للفقدان الدائم لوظيفة الكلية، طريقة بسيطة للحصول على مدخل متكرر لجهاز دوران المريض لفترة سنوات. يتحقق ذلك إما بتحويلة شريانية وريدية نوع "سكريبنر سيلاستيك- تفلون" أو باستخدام ناسور شرياني وريدي تحت الجلد يُحدَث جراحياً بمفاغرة الشريان الكعبري إلى فرع مجاور له من الوريد الرأسي في الساعد. يمكن عندئذ استخدام الناسور للديلزة بإدخال إبر واسعة التجويف عبر الجلد إلى داخل الأوردة. أثبتت النواسير أنها غير مُسببة للتجلط وأنها نادراً ما تَفسُد بالعدوى وأنها تساعد في جعل المريض متحرر من الجهاز الخارجي بين جلسات الديلزة.

يتم العدد الأعظمي من عمليات الديلزة لمعالجة الفشل الكلوي المزمن، حيث تُعتبر الديلزة صيانة بديلة عن الوظائف الإفرازية للكلية على امتداد حياة المريض أو حتى يُزرع له كلية بديلة. الدلالة الرئيسية التالية هي الفشل الكلوي الحاد. من الضروري إجراء الديلزة في حال الفشل الكلوي الحاد لعدة أيام أو أسابيع حتى تستشفي كليتي المريض.

(٣٠,٣) المُديلزات

Dialyzers

المُديلز هو جزء من نظام الكلية الاصطناعية تتم فيه المعالجة فعلياً وفيه يتحرر الدم من منتجات الفضلات. إن المُديلز هو نقطة التقاء دارتين، الأولى هي الدارة التي يدور فيها الدم والأخرى هي التي يتدفق فيها سائل الديلزة.

يمكن تصنيف المُديلزات في الاستخدام الإكلينيكي الروتيني بناءً على ثلاث اعتبارات تصميمية أساسية إلى ثلاثة أنواع: الملف والصفيحة المتوازية والليف المُفرغ. إن لكل نوع من أنواع المُديلزات متطلبات تشغيل مُحددة ومُفضلة. يعتمد معدل تصفية المحاليل مثل البولة والكرياتينين (الخ) من الدم خلال المرور في الكلية الاصطناعية على معدل تدفق الدم. مع هبوط معدل التدفق هناك هبوط غير متناسب في التصفية. هناك فائدة قليلة من جراء تعزيز تدفق الدم أكثر فأكثر عند معدلات تدفق عالية. كما يؤثر معدل وشكل تدفق سائل الديلزة على الأداء الإجمالي بالنسبة إلى تصفية منتجات الفضلات. تستخدم معظم المُديلزات أغشية سلولوزية وأشهرها الكبروفان (السلولوز المتولد من امونيوم الكبرو "cupro").

تتناسب إزالة منتجات الفضلات خلال الديلزة مع فرق التركيز عبر الغشاء. يجب المحافظة على تركيز منتجات الفضلات في سائل الديلزة على الصفر لإحداث أعظم فرق. يتحقق ذلك في معظم الأجهزة المستخدمة حالياً باستخدام سائل الديلزة لمرة واحدة ومن ثم التخلص منه. إضافة إلى ذلك، يُستخدم التدفق المعاكس للتيار خلال الكلية الاصطناعية بحيث أن سائل الديلزة يدخل الكلية الاصطناعية عند نهاية مخرج الدم حيث يكون تركيز منتجات الفضلات في الدم عند أخفض مستوى.

من المرغوب أن تكون المقاومة لتدفق الدم في المُديلز منخفضة قدر الإمكان بحيث يتم تفادي الحاجة إلى استخدام مضخة دم. إضافة إلى ذلك، يجب أن يؤمن تصميم حجرة الدم سهولة عودة الدم إلى المريض بشكل كامل في نهاية الديلزة. يجب أن يُحدث التصميم طبقة دم رقيقة لدرجة كبيرة تتقدم خلال المُديلز وبدون جريان تحت مناطق التروية لسطح الغشاء. وبشكل مشابه، يجب أن يكون هناك مزج جيد جداً في حجرة سائل الديلزة يتم إحداثه من خلال الهيكلية الداعمة للغشاء.

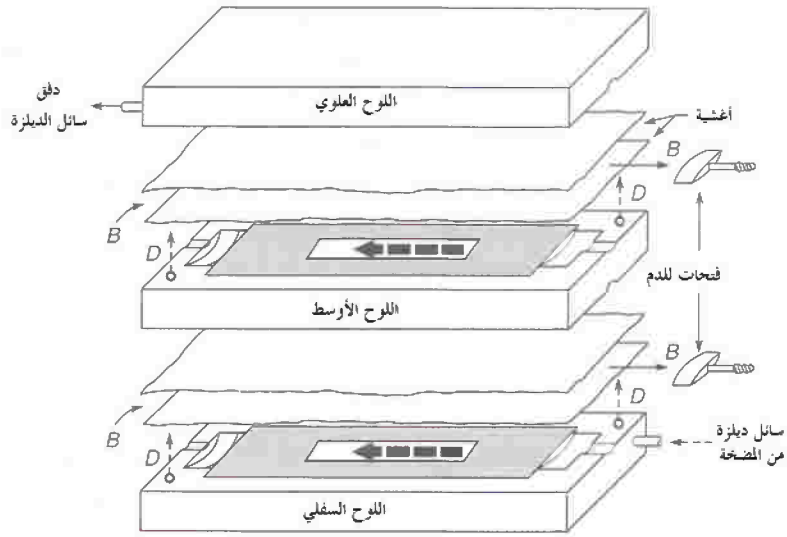
(٣٠,٣,١) مديلزات التدفق المتوازي Parallel Flow Dialyzers

إن لمُديلز التدفق المتوازي مقاومة داخلية منخفضة تسمح بتدفق دم مناسب خلال المُديلز بضغط الدم الشرياني للمريض مُلغياً الحاجة إلى مضخة دم. إن مساحة سطح الديلزة لمُديلز التدفق المتوازي تساوي تقريباً ١ متر مربع. تبلغ تصفية البولة والكرياتينين، عند معدل تدفق ٢٠٠ ميليليتر/دقيقة وتدفق سائل الديلزة ٥٠٠ ميليليتر/دقيقة، ٨٠ و٦٤ ميليليتر/دقيقة. تسمح الدعامات الصلبة المُستخدمة في مُديلزات التدفق المتوازي بإنشاء ضغط سالب على جانب سائل الديلزة من الغشاء من أجل الترشيح الفائق. يتم الترشيح الفائق للماء عند معدل ٩,٢ ميليليتر/دقيقة مع ضغط سالب قدره ١٣٠ ميليمتر زئبقي. وتكون هذه النسبة ١,٨ ميليليتر/دقيقة بدون الضغط السالب. يتدفق سائل الديلزة بشكل مستمر بتدفق ٥٠٠ ميليليتر/دقيقة في اتجاه معاكس لتيار الدم مما يسمح بأن يتم التبادل في كامل المُديلز.

في السابق كان المُديلز نوع KIIL شكل المُديلز المتوازي التدفق الأكثر استخداماً. يتألف هذا المُديلز (الشكل رقم ٣٠,٣) من ثلاثة ألواح بولي بروبلين توضع بينها أغشية الديلزة. تُحمل الألواح بشكل محكم بإطار في الأعلى والأسفل وتُثبت بسلسلة من المسامير الملولبة على كل جانب. تمتد مرساة مطاطية على طول محيط السطح الداخلي للألواح لمنع التسريب بين الدم وسائل الديلزة. يدخل سائل الديلزة خلال مدخل من الستانلس ستيل ويتوزع إلى أخاديد تمتد إلى نهاية اللوح في أعلى وأسفل غشاء كل طبقة. بعد أن يتدفق سائل الديلزة طولياً إلى نهاية الأخاديد في الألواح، يتجمع ويتدفق خارجاً عند الطرف المقابل للوح. تبلغ المقاسات الخارجية للمُديلز KIIL ١٢٥×٤٠×١٦,٥ سنتمتر.

إن المُديلز KIIL ليس مُديلز للاستخدام لمرة واحدة ويجب تنظيفه وإعادة بناءه بعد كل عملية ديلزة. يتم في هذا النوع من المُديلزات تمرير سائل ديلزة بدرجة حرارة الجسم لمرة واحدة خلال المُديلز قبل ذهابه إلى المصرف وذلك للحصول على أعلى فعالية تشغيل ولتخفيض عدوى البكتريا إلى الحد الأدنى.

قُدمت بعض التعديلات على نظام الـ KIIL الأساسي حيث استُبدلت الأخاديد المتوازية بأخاديد هرمية تسمح بدعم متعدد النقاط للأغشية. يؤمن هذا النظام تصفية أكبر للبولة والكرياتينين في نفس شروط التدفق بسبب زيادة مساحة السطح.



الشكل رقم (٣٠,٣). تفاصيل إنشائية للمديلز KIIL مبينةً الصفائح مفصولة عن بعضها.

(٣٠,٣,٢) المُديلز الدموي ذو الملف Coil Haemodialyzer

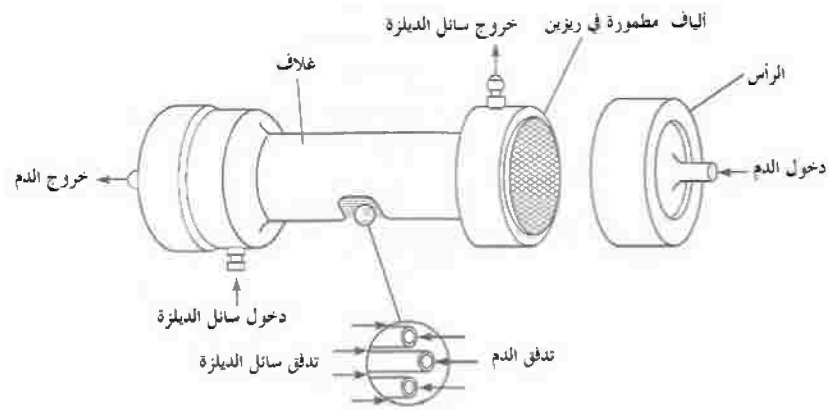
يتألف المُديلز ذو الملف من غشاء أنبوبي موضوع بين داعم مرن مُلتف حول قلب أسطواني صلب. يُغمر الملف في حوض ديلزة. يمكن أن يكون الغشاء الأنبوبي من السلوفان أو الكبروفان. يبلغ متوسط سماكة جدار غشاء السلوفان ٢٠-٣٠ ميكرومتر ويبلغ متوسط السماكة لجدار غشاء الكبروفان ١٨-٧٥ ميكرومتر. إن دعائم الغشاء الملتف هي شبكات متموجة أو شبكية غير متموجة. يُصنع "الملف المزدوج" عادة من ثلاثة طبقات من شبكة، فيبرغلاس مطلي بكلوريد البولي فينيل، متموجة مفصولة عن بعضها بأربعة شرائط ضيقة من نفس المادة.

تُخاط في مكانها بخيط قطني. تتوفر المُديلزات ذات الملف بتنوعات عديدة في التصميم وتتضمن نوع الغشاء ودعم الغشاء وعدد قنوات الدم (١ أو ٢ أو ٤) وعرض قنوات الدم (٣٨-١٠٠ ميليمتر) ومساحة السطح (٠,٧-١,٩ متر مربع). يمكن أن تكون المُديلزات ذات الملف مسبقة الصنع بسبب بساطة تصميمها. تتصف هذه المُديلزات بمعدلات التدفق العالية لسائل الديلزة والمقاومة العالية للدم.

(٣٠,٣,٣) المُديلز الدموي ذو الليف المُفَرغ Hollow Fiber Haemodialyzer

إن المُديلز الدموي ذو الليف المُفَرَغ (الشكل رقم ٣٠,٤) هو المُديلز الدموي الأكثر استخداماً على نحوٍ عادي ويتألف من ١٠,٠٠٠ شُعَيرة مفرغة تقريباً مُصنَّعة من ثاني خلات السلولوز منزوع الاستولين. تُغلَّف الشُعيرات في اسطوانة بلاستيكية بطول ١٨ سنتمتر وقطر ٧ سنتمتر. تُسد الشُعَيرات في كل نهاية بمادة مطاطية داخل غطاء أنبوب. يتراوح القطر الداخلي للشُعَيرات من ٢٠٠ إلى ٣٠٠ ميكرومتر كما تتراوح سماكة جدارها من ٢٥ إلى ٣٠

ميكرومتر. تبلغ مساحة الديلزة ٩٠٠٠ سنتمتر مربع/الوحدة تقريباً. يبلغ الحجم الأولي مع مجمعات الدم (manifold) ما عدا الأنابيب ١٣٠ ميليليتر تقريباً. يُدخل الدم ويُزال من المُديلز خلال رؤوس المجمعات. يُجَّر سائل الديلزة خلال الغلاف، بتأثير ضغط سالب، حول خارج الشُعَيرات باتجاه معاكس لاتجاه تيار تدفق الدم. يُخصص سائل الديلزة للاستخدام لمرة واحدة فقط.



الشكل رقم (٣٠,٤). تفاصيل إنشائية للمديلز ذو الليف المُفَرغ.

تُقدم المُديلزات المخصصة للاستخدام لمرة واحة ميزات تخفيض خطر العدوى وتخفيض زمن تحضير المُشَغِّل. كما يتم التخلص من عملية تعقيم المُديلز. إلا أن استخدام المُديلزات المخصصة للاستخدام لمرة واحدة تُعتبر عملية مكلفة. وهذا ما أدى إلى ضرورة تطوير "طرائق تنظيف عبوات المُديلز بحيث يمكن إعادة استخدامها" (Deane et al, 1978) و(Wing et al, 1978). إلا أن هناك العديد من الصعوبات المترافقة مع عملية إعادة استخدام المُديلز حيث أنها عملية مستهلكة للوقت وكريهة وتتطلب خبرات تقنية إضافية.

(٣٠,٣,٤) تحليل أداء المُديلزات Performance Analysis of Dialyzers

يمكن أن يُقارن أداء المُديلزات بدلالة عدة مفاهيم مثل تصفيتها للبولة وإحداث الحجم الأولي وحجم الدم المتبقي ومعدل الترشيح الفائق وملائمة الاستخدام والكلفة، الخ.

التصفية: يتجسد الأداء الإجمالي للمُديلز بالتصفية المشابهة لتصفية الكلية الطبيعية. تُمثل التصفية ذلك الجزء من معدل تدفق الدم الكلي خلال المُديلز الذي يُنظف بشكل كامل من المواد المُذابة. يحمل مرضى تبولن الدم عدداً من المواد المُذابة السامة، والتي تتولد كل يوم، في الدم. يُقَيَّم أداء المُديلز عموماً بالنسبة إلى طَيف من الأوزان الجزيئية للمواد المذابة. إن الوزن الجزيئي للبولة ٦٠ وللكرياتينين ١١٣ ولفيتامين B_{12}، ١٣٥٥ وللإنسولين ٥٢٠٠.

تُقاس تصفية البولة والكرياتينين عند معدلات تدفق دم مفيدة إكلينيكياً وإضافة معيارية، أو معدل تدفق معياري، لسائل الديلزة. تُحسب التصفية على الشكل التالي (بحدود ثقة ٩٥٪ من المتوسط بطريقة التقريب لأدنى تربيع (least square approximation) :

$$Clearance = \frac{blood\ flow\ rate}{A + B \times blood\ flow\ rate}$$

حيث A وB ثوابت

Clearance التصفية

Blood flow rate معدل تدفق الدم

يُقاس معدل تدفق الدم بزمن عبور فقاعة في مسار بطول مترين باستخدام مفهوم القياسات الثلاثة. تُقاس تركيزات البولة والكرياتينين في البلازما من عينة دم بحجم ١ ميليلتر مُعالجة بالهيبارين. يتم عادة المحافظة على تدفق الدم بين ٧٥ و٣٠٠ ميليليتر/دقيقة ومعدل تدفق سائل الديلزة عند ٥٠٠ ميليليتر/دقيقة. يُقارن أداء المُديلزات الدموية عادة باستخدام منحني التديلز (dialysance) والذي هو مخطط التديلز مقابل معدل تدفق الدم.

$$D = \frac{Q_b\left(C_{bi} - C_{bo}\right)}{C_{bi} - C_{di}} \qquad (١)$$

حيث D التديلز

Q_b معدل تدفق الدم

C_{bi} تركيز المواد المذابة في الدم عند مدخل المُديلز

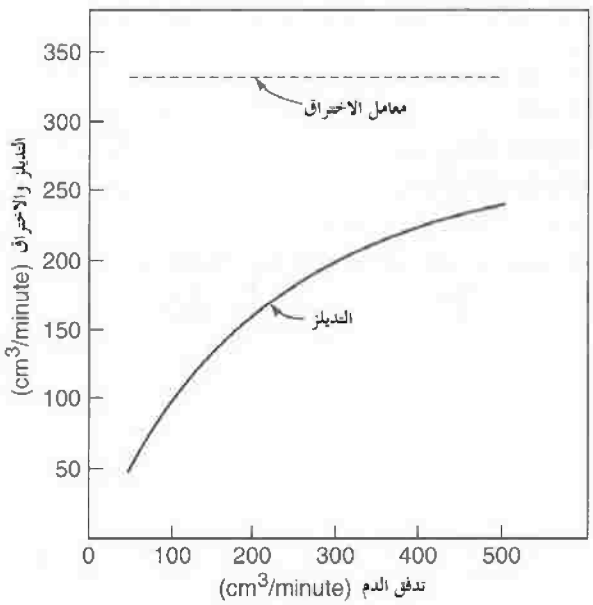
C_{bo} تركيز المواد المذابة في الدم عند مخرج المُديلز

C_{di} تركيز المواد المذابة في سائل الديلزة عند المدخل

يُبين الشكل رقم (٣٠,٥) وكذلك المعادلة (١) أن التديلز يرتفع بسرعة عند معدلات تدفق دم منخفضة ويميل إلى الاستقرار عند معدلات تدفق عالية. وبذلك، من الضروري لمقارنة أداء المُديلز تحديد تدفق الدم الذي تمت عند القياسات. كما تُبين المعادلة أن كمية الفضلات التي تُزال في وقت مُبكر من المعالجة تكون أكبر عندما يكون الفرق بين الدم وسائل الديلزة عالياً. كما يُستخدم التديلز لحساب التصفية بالمعادلة التالية :

$$Clearance = \frac{Dialysance}{1 + \frac{Dialysance}{dialysis\ fluid\ \ addition\ \ rate}}$$

حيث *dialysis fluid addition rate* معدل إضافة سائل الديلزة



الشكل رقم (٣٠,٥). التديلُز مقابل تدفق الدم.

يجب التنويه إلى أن التصفية قد تتغير مع الزمن رغم شروط الحالة القريبة من الاستقرار. يزداد تركيز المواد المذابة في سائل الديلزة إذا تمت إعادة تدويره وهذا ما يُخفض بشكل فعال القوة الدافعة بفرق التركيز. تكون التصفية أكبر، عند قيمة معينة لمعدل تدفق الدم، للعناصر ذات الحجم الجزيئي الأصغر. سبب ذلك هو مقاومات الغشاء الأصغر ومعاملات انتشار السائل الأعلى للمواد المذابة ذات الوزن الجزيئي الأصغر.

من ناحية أخرى، تُصبح مساهمة مقاومة الغشاء في القيمة الإجمالية أكبر مع ازدياد الوزن الجزيئي للمادة المذابة. اقترح (Bobb et al, 1971) مفهوم "ساعة مقياس التربيع Square meter hour" لزيادة إزالة الجزيئات المتوسطة إما بزيادة زمن الديلزة أو بزيادة مساحة الغشاء.

وقد بيَّن هؤلاء أن الإزالة غير المناسبة للمواد المذابة ذات ٣٠٠-٢٠٠٠ دالتون (الجزيئات المتوسطة) يمكن أن تترافق مع فشل وظيفي عصبي في مرضى تبولن الدم المزمن. وبالأخذ بعين الاعتبار هذه الدارسة فقد تمت بعض المحاولات لتصميم مُديلزات ذات مساحة سطح أكبر (٢,٥ متر مربع) وتطوير أغشية ذات نفاذية أكبر.

تُعطى الطريقة الأخرى لمقارنة سعة الأداء للمُديلز بالتالي:

$$Performance\ capacity = K_s\ A = \frac{A}{R_s} \qquad (٢)$$

حيث *Performance capacity* سعة الأداء

A مساحة السطح

K_s معامل النفاذية

R_s مقاومة النقل الإجمالية ، أي مقلوب النفاذية

تتركب مقاومة النقل الإجمالية من المقاومة بسبب طبقة فيلم الدم ومقاومة الغشاء نفسه ومقاومة طبقة فيلم سائل الديلزة. إن المعادلة (٢) مستقلة عن معدل تدفق الدم ويمكن اعتبارها مقياس لأداء المُديلز.

معدل الترشيح الفائق: تحدث إزالة السوائل (الترشيح الفائق) خلال الديلزة بسبب فروق الضغوط الهيدروستاتيكية والتناضحية عبر الغشاء. يعتمد مُعَدَّل إزالة السوائل بسبب تأثيرات الضغط الهيدروستاتيكي على مواصفات المُديلز من وجهتي نظر معامل النقل الإجمالي ومساحة السطح. ومع ذلك فإن له تابع خطي مع فرق الضغط عبر الغشاء (TMP) يُعطى بالعلاقة:

$$Mean\ Transmembrane\ pressure = 1/2[P_{BI} + P_{BO}] - 1/2[P_{DI} + P_{DO}]$$

حيث *Mean Transmembrane Pressure* متوسط الضغط عبر الغشاء

P_{BI} و P_{BO} ضغط الدم عند المدخل والمخرج على التوالي

P_{DI} و P_{DO} ضغط سائل الديلزة عند المدخل والمخرج على التوالي

يجب أن تكون ضياعات الضغط ، والمتولدة عن تدفق الدم وتدفق سائل الديلزة في مسارات تدفقها ، صغيرة. يضمن ذلك عدم اختلاف الضغط الموضعي عبر الجدار (ΔPm) بشكل كبير عن متوسط الضغط. يمكن أن تؤدي القيم العالية لـ ΔPm إلى تشوه الغشاء وإمكانية تمزقه.

يُقاس في الممارسة الإكلينيكية عادة ضغط دم واحد وضغط سائل ديلزة واحد فقط. وبذلك، ومن أجل الحصول على ضبط معقول للترشيح الفائق يجب أن يكون ضياع الضغط في حجرتي الدم وسائل الديلزة معروف كتابع لمعدلات تدفقاتها. يتناسب هبوط الضغط عبر المُديلز (الفرق بين ضغطي الدم عند المدخل والمخرج ، ΔP_b) مباشرة مع طول الممر ولزوجة السائل كما يتناسب عكساً مع عدد ممرات الدم ويتبع إلى حدٍ ما مساحة المقطع العرضي لها. يمكن لعرض ممر الدم أن يتغير مع تغير ضغوط حجرة الدم.

وبذلك، فإن علاقة هبوط الضغط بتدفق الدم ليست خطية مع تدفقات عالية والتي تترافق مع ضغوط عالية يمكن أن تُسبب بتوسع بممر الدم وانخفاض في $\Delta P_b/Q_b$. إن لزوجة الدم غير ثابتة باعتبار أن الدم سائل غير منتظم. تميل لزوجة الدم إلى الزيادة مع الهيماتوكريت وإلى الانخفاض في الممرات الصغيرة. إن مساحة المقطع العرضي مهمة

باعتبار أن المساحات الصغيرة تتطلب ضغط عالي جداً من أجل أن تُحدث تدفق معين أو تتطلب انخفاض التدفق إلى مستويات منخفضة جداً من أجل مصدر ضغط معين.

حجم الدم المتبقي: يمكن قياس حجم الدم المتبقي بعد حقن ٨٠٠ ميلليتر من محلول ملحي. يُدَوَّر السائل المتبقي في المُديلز والخطوط بزجاجة حجم ١,٠ لتر فيها ٠,٠٤٪ محلول ماء النشادر لمدة ١٠ دقائق. يُحسب حجم الدم المتبقي (*RBV*) من العلاقة:

$$RBV = \frac{U(1000 + volume\ of\ dialyzer\ and\ lines\ in\ ml)}{200\,S}$$

حيث *volume of dialyzer and lines in ml* حجم المُديلز والخطوط بالميلليتر

U تركيز الهيموغلوبين في السائل المُعاد تدويره

S تركيز الهيموغلوبين في عينة الدم الشرياني المأخوذة في نهاية الديلزة بعد تمديدها ١ : ٢٠٠ بماء نشادر ٠,٠٤٪.

وَرَدَ في الدراسات حجوم متبقية من ١,٨ إلى ٦,٣ ميلليتر اعتماداً على نوع المُديلز والحجم المسترجع (Hartitzsch, et al, 1973).

حجم الملء: يُعرف حجم الدم ضمن المُديلز بحجم الملء. ومن المرغوب أن يكون هذا الحجم أصغرياً. يتراوح حجم الملء للمُديلزات الحالية من ٧٥ إلى ٢٠٠ ميلليتر اعتماداً على هندسة مساحة الغشاء وظروف العمل. يسمح مُتَطَلَب حجم الملء المنخفض باستخدام دم المريض نفسه لملئ الدارة بدون التأثيرات الخطيرة للانخفاض الحجمي.

تُصبح حجوم الدم خارج الجسم مهمة في المُديلزات التي تتطلب ملئ. عادة ما يترافق الملء بضغوط منخفضة. خَفَضَّت الاختراعات الحديثة بشكل كبير الحجم خارج الجسم كما يُستخدم على الأغلب الملء بالسائل الملحي.

الحُمِّية (توليد الحُمّى): إن ردود الفعل المولدة للحمى نادرة في المُديلزات ذات الاستخدام لمرة واحدة. ورغم ذلك فمن المعروف تواجدها مع المُديلزات KIIL ولكن بمعدلات أقل من ١٪.

مُعَدَل التسريب: لقد تَبَيَّن أن تسريب السائل من الدم إلى سائل الديلزة في المُديلز KIIL يبلغ ٣٪ (Rastogi et al, 1969) وقد تغير هذا التسريب مع تغيير المُديلز والغشاء ومهارة المُشَغِل. إلا أن معدل التسريب من جميع ملفات الكبروفان كان أخفض (Elasterling et al, 1969).

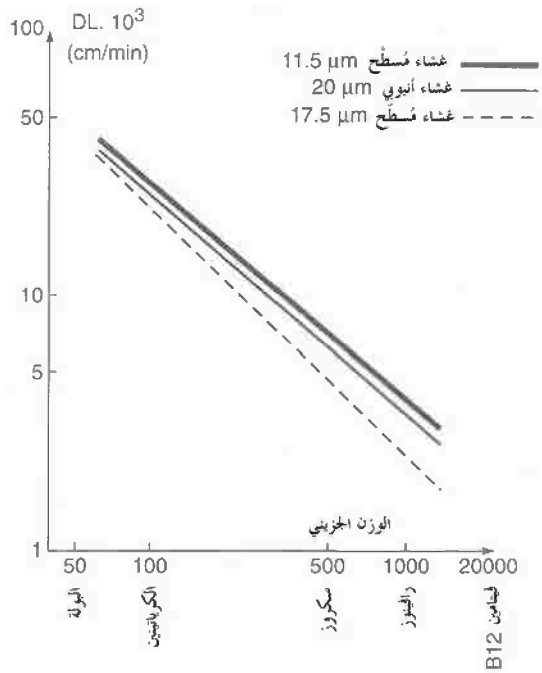
(٣٠,٤) أغشية الديلزة الدموية
Haemodialysis Membranes

تتحدد فعالية الديلزة من مُميزات النفاذية للغشاء شبه النفوذ. يجب أن يتمتع الغشاء المثالي بنفاذية عالية للماء وللمستقلبات العضوية والشوارد وقابلية احتجاز بروتينات البلاسما. يجب أن يتمتع الغشاء بشدة تبلل كافية لمقاومة

التمزق أو الانفجار كما يجب أن يكون لا سُمِّياً للدم ولجميع خلايا الجسم. ويجب أن لا يكون إنتاج الغشاء مكلفاً مادياً باعتبار أنه يُطلب غشاء جديد لكل عملية ديلزة.

عملياً تُوَظِف جميع أجهزة الكلية الاصطناعية المُستخدمة حالياً أغشية سلولوزية. تعمل هذه الأغشية كأغشية منخلية تسمح مرور المواد المذابة خلال ثقوب ميكروية. وبذلك، يعتمد النخل الانتقائي للدم على حجم وشكل وكثافة المادة المُذابة.

إن الكبروفان (علامة تجارية لشركة Enka Glanzstoff, Germany) هو الغشاء الأكثر استخداماً في الديلزة الدموية. إنه غشاء يتألف من سلولوز طبيعي ويُعتبر منيع ضد الثَقب وعالي التماسك والمرونة. تُزال خلال الديلزة الدموية محاليل مختلفة ذات أوزان جزيئية مختلفة. يُبين الشكل رقم (٣٠,٦) قيم ثابت نفاذية الغشاء وإعتمادها على المحاليل مع ازدياد الوزن الجزيئي. وتتضح النفاذية الجيدة للمحاليل ذات الوزن الجزيئي المتوسط بينما يتم احتجاز المحاليل ذات الأوزان الجزيئية الأكبر من ١٠,٠٠٠.



الشكل رقم (٣٠,٦). العلاقة بين النفاذية (DL) والوزن الجزيئي لسماكات مختلفة للغشاء.

إن الكبروفان هو غشاء حساس للرطوبة من هيدرات السلولوز يعتمد كلاً من رد فعله خلال المعالجة وقيمته الوظيفية على محتوى الماء. بناءً على ذلك، إذا تغير عن قيمه المعيارية الثابتة فإنه يُظهر عدم استقرار بُعدي يتعلق بتغير في البُعد والتضخم إضافة إلى صفة التعامل معه خلال تجميع المُديلز. يؤدي الترطيب بالماء إلى تغير ثلاثي الأبعاد

في طول أغشية الكبروفان. إن زيادة السماكة لجميع الأنواع تُعادل معامل ١,٩ خلال الانتقال من الحالة الطبيعية إلى الحالة الرطبة. يُضاف الغلسيرين إلى الغشاء كمُرَطِب كما تُضاف مادة مُلَدِنة من اجل تنعيم المعالجة. يتوازن محتوى الغشاء من الماء مع مستوى الرطوبة في المحيط. يجب التنويه أن شروط الغرفة يجب أن تكون ٣٥٪ رطوبة نسبية عند ٢٣ درجة مئوية، والتي تتوافق مع الرطوبة المتوازنة للأغشية، في جميع مراحل المعالجة.

تُستخدم ألياف الكبروفان من أجل تطبيقات المُديلزات ذات الليف المفرغ. من الممكن تصميم مُديلزات بحجم ملئ صغير بسبب صغر القطر الداخل للألياف مما يسمح بالجمع بين مساحة السطح الكبيرة وحجم الملئ الصغير. يمكن أن يصل عدد الألياف في المُديلز إلى ١٦,٠٠٠ مما يعطى كثافة ألياف تساوي ١٠٠٠ ليف في كل سنتمتر مربع واحد. تُناسب ألياف الكبروفان المفرغة بشكل محدد ديلزة المواد المُذابة في مجال الوزن الجزيئي المتوسط (٥٠٠-٢٠٠٠). لا تترافق النفاذية العالية للمادة المُذابة في هذا المجال مع نفاذية ماء عالية جداً.

(٣٠,٥) آلة الديلزة الدموية
Haemodialysis Machine

تُستخدم آلة الديلزة الدموية لإنتاج سائل ديلزة دافئ يُدَوَّر خلال مجموعة مُديلز خارجي. كما تضبط هذه الآلة دوران الدم من المريض عبر الكلية الاصطناعية (المُديلز) ومن ثم عودته إلى المريض. تُراقب الآلة وتضبط بشكل مستمر جميع المؤشرات المهمة وتقوم بتوقيف المعالجة في حال خروج المؤشرات عن الحدود المُثَبتة مسبقاً. يؤدي جهاز الديلزة الدموية خمسة وظائف أساسية: (١) مزج سائل الديلزة، (٢) مراقبة سائل الديلزة، (٣) ضخ الدم ومراقبة إعطاء مضادات التخثر، (٤) مراقبة الدم لوجود الهواء ومراقبة ضغط حجرة التنقيط، (٥) مراقبة مُعَدَل الترشيح الفائق.

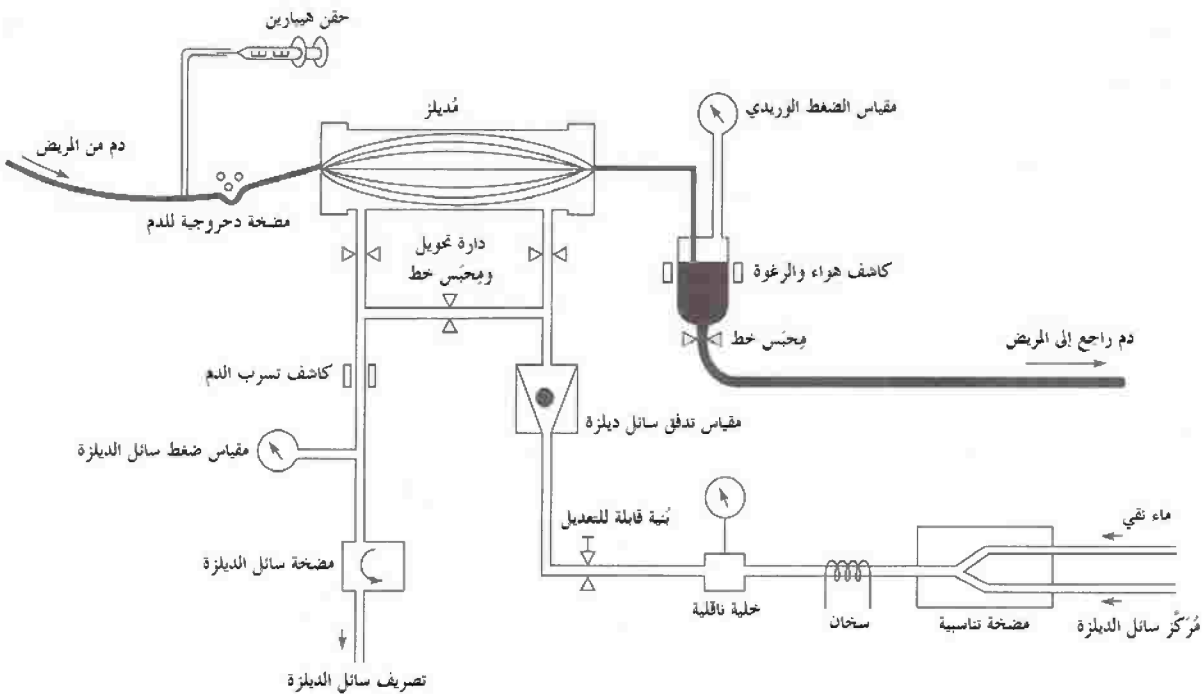
تُصمم الآلات بحيث تكون قابلة للتعديل بشكل كامل لتحقق متطلبات المعالجة الفردية. تَضخ الآلة وتضبط تدفق الدم من المريض خلال المُديلز بمُعدل وضغط مُحدَدَين مُسبقاً لضمان تصفيات فعالة وإزالة السوائل في فترة زمنية مُحددة. كما تؤمن بعض الآلات مقياس مُعَدَل الترشيح الفائق يقيس مُعَدَل الترشيح الفائق بالكيلوغرام بالساعة. يسمح هذا للمُشَغِل بحساب وتوقع وضبط إزالة السوائل خلال الديلزة بشكل فعال ودقيق. يبين الشكل رقم (٣٠,٧) مخططاً صندوقياً لآلة ديلزة الدم.

المضخة التناسبية: إن مزج كمية كبيرة من سائل الديلزة بدءاً من مواد كيميائية جافة هي عملية مستهلكة للوقت ومُجهِدة. يؤدي إعادة تدوير سائل الديلزة الذي يحتوي على الغلوكوز إلى النمو السريع للبكتريا إلا إذا تم تغييره في فترات متكررة. تتفادى الأنظمة التناسبية وحيدة المرور، والتي تستخدم مُرَكَز السائل، إفراط نمو البكتريا. استخدمت الأنظمة التناسبية قديمة التصميم مضخات إزاحة موجبة مُقادة بمحرك. تُقاد مضخات الماء ومُرَكَز سائل

الديلزة بعمود واحد من نفس المحرك مما يؤدي إلى التغذية اللحظية لنسبة ثابتة (١:٣٥) من الماء ومُرَكَز سائل الديلزة إلى داخل حجرة المزج.

يمكن للماء الوارد تحت ضغط مضبوط أن يقود المضخات التناسبية متفادياً بذلك الحاجة إلى المحرك مما يسمح بنظام أصغر وأهدأ. يُفعِّل الماء الوارد المكبس المرتبط بالعمود مؤدياً إلى لَفظ نسبة ثابتة (١:٣٥) من الماء (المكبس) ومُرَكَز سائل الديلزة (العمود) من حجرات مختلفة. يتحقق التدفق المستمر لسائل الديلزة بإضافة حجرة مُرَكَّز سائل ديلزة إضافية إلى الجانب الآخر من حجرة الماء بحيث أن الحركتين الخلفية والأمامية للمكبس والعمود تؤديان إلى لَفظ الماء وسائل الديلزة بشكل مستمر.

يمكن أن يكون النظام التناسبي من نوع ثابت النسبة أو من نوع متغير النسبة. تتحدد نسبة مُرَكَز سائل الديلزة والماء في النوع ثابت النسبة بنسبة قطري مكبسي المضختين حيث أن العلاقة بينهما ثابتة ميكانيكياً. وبالتالي فإن التناسب ثابت وهو عادة بقيمة ١:٣٤. أما في الأنظمة من نوع النسبة المتغيرة، فمن الممكن تغيير نسبة التخفيف ضمن المجال ±٥٪ عن المعيار ١:٣٤.

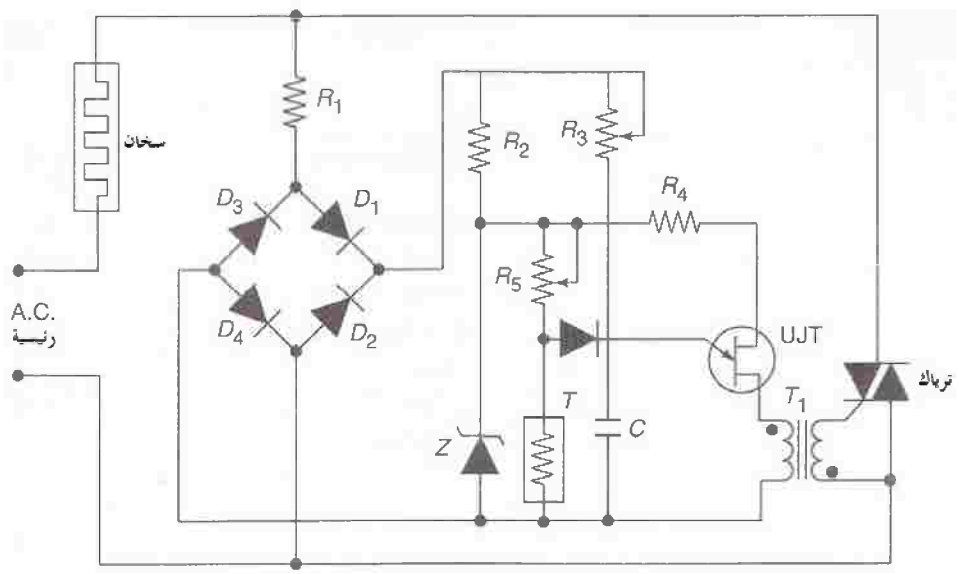


الشكل رقم (٣٠,٧). مخططٌ توضيحياً لآلة ديلزة الدم. يتضح مسار تدفق الدم بالخط الأسود المتواصل كما تتضح دارة سائل الديلزة بالخطوط المتقطعة.

ضبط وقياس درجة حرارة سائل الديلزة: تتم عملية الديلزة عادة عند درجة حرارة الجسم. لذلك تُراقب وتُضبط درجة حرارة سائل الديلزة قبل تغذيته إلى المُديلز. يجب أن يُوقف النظام تدفق سائل الديلزة وأن يُمرره إلى طريق جانبي متجاوزاً المُديلز في حال أصبح سائل الديلزة ذو تسخين زائد. تقل فعالية الديلزة إذا تمت عند درجة حرارة أقل من درجة حرارة الجسم كما تتطلب إعادة تدفئة الدم قبل عودته إلى جسم المريض. تؤدي درجة الحرارة التي تتجاوز ٤٠ درجة مئوية إلى تخريب مركبات الدم. يُستخدم نظام ضبط درجة الحرارة لرفع درجة حرارة سائل الديلزة إلى الدرجة لمطلوبة والتي يمكن أن تتغير من ٣٦ إلى ٤٢ درجة مئوية. يضمن قاطع أمان ثانوي توقيف عمل السخانات إذا تجاوزت درجة الحرارة ٤٣ درجة مئوية.

يمكن استخدام نوعين من الدارات لضبط درجة الحرارة: (١) مقياس حرارة ثنائي المعدن يمكن أن يوصل أو أن يفصل تغذية ملف السخان اعتماداً على درجة حرارة سائل الديلزة و(٢) مُتحكم تناسبي الكتروني وحيد الحَد يَستَخدم ثرميستور لتحسس درجة الحرارة وترياك للتحكم بطاقة السخان.

يبين الشكل رقم (٣٠,٨) دارة نموذجية لمثل هذا النظام. يكون الترانزستور وحيد التوصيل في حالة "فصل" حتى يُشحن المكثف C إلى نقطة جهد القطع. عندما يحدث ذلك، يقوم الترانزستور بالوصل ويُفرغ المكثف خلال محول النبض T. وبذلك يحصل الترياك على نبضة قدح ويُشغل السخان. يفصل الترياك عند نهاية كل نصف دورة ويبقى هكذا حتى يُقدح مرة أُخرى. باعتبار أن الترياك يقدح في كلا الاتجاهين، فيمكن تشغيله خلال كل نصف دورة.



الشكل رقم (٣٠,٨). مخطط مبسط لدارة التحكم بدرجة حرارة سائل الديلزة.

إن لمقياس الحرارة معامل درجة حرارة سالب. تنخفض مقاومته مع ازدياد درجة الحرارة من القيمة المقررة مما يؤدي إلى تخفيض مُعَدل شحن C. وبذلك ينخفض تردد الشحن والتفريغ (اهتزازات) وتُغذى طاقة أقل إلى السخانات مما يؤدي إلى تخفيض في درجة الحرارة. يمكن بهذه الطريقة ضبط درجة الحرارة ضمن دقة ٠،٢ درجة مئوية. كما يمكن التحكم بدرجة الحرارة بتغيير المقاومة R_2 وبذلك يمكن تحديد درجة الحرارة بمساعدة هذا التحكم.

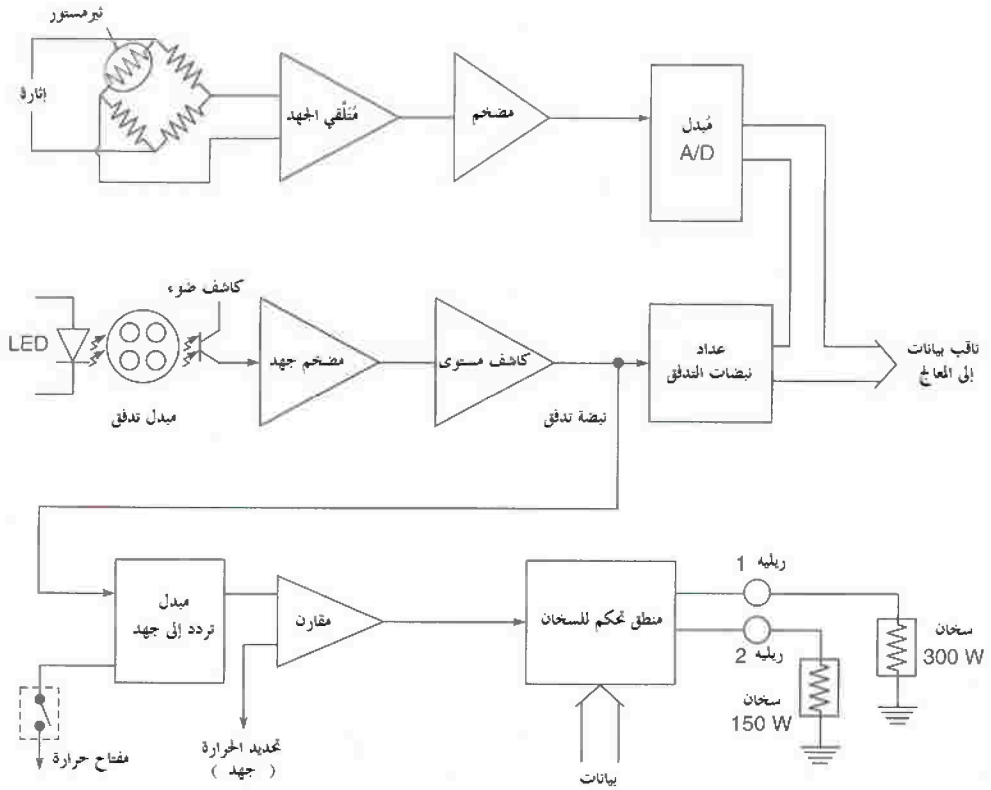
يمكن استخدام مقياس حرارة موصول إلى أحد أذرع جسر واطستون كحساس حرارة سائل الديلزة في خزان رأس المُديلز. يمكن تضخيم خرج الجسر في مضخم تفاضلي وإظهاره على مقياس لوحة Panel meter. يمكن للإشارة المُضَخَمة أن تُشغل دارة إنذار في حال تجاوزت درجة حرارة سائل الديلزة الحدود المقررة مسبقاً.

تتضمن بعض الآلات مُميزات التعقيم الآلي. يتم التعقيم بتمرير ماء بدرجة حرارة من ٨٥ إلى ٩٠ درجة مئوية خلال النظام الهيدروليكي الكامل. تضمن سلسلة تشابكيك محكمة عدم إمكانية بدء الديلزة بدون التعقيم وأنه قد تم تحقيق المتطلبات الدنيا للتعقيم المناسب قبل إمكانية اختيار مرحلة الديلزة.

تُولد دارات مُراقبة وضبط درجة الحرارة، في آلات ديلزة الدم الحديثة المُعتمدة على المعالج الصغري، إشارة تستخدمها الـ CPU لتوليد إظهار درجة حرارة السائل وتحكم السخانات. تُستخدم مجموعة سخان ثنائية العناصر، تحتوي على عناصر ١٥٠ وات و٣٠٠ وات، لرفع حرارة السائل والمحافظة على درجة حرارة التشغيل. عندما ترتفع درجة حرارة السائل ضمن ٢,٥ درجة مئوية من درجة الحرارة المقررة مسبقاً (بين ٣٥ و٣٩ درجة مئوية) يُوقف السخان ٣٠٠ وات عن العمل ويُستخدم السخان ١٥٠ وات للمحافظة على درجة الحرارة المقررة (الشكل رقم ٣٠,٩).

يتضمن النظام، كمونيتور ثانوي للعطل، مفتاح درجة حرارة من النوع الزئبقي يكون عادة مفتوح عندما تكون درجة حرارة سائل الديلزة أقل من ٤٠ درجة مئوية (±٠,٥ درجة مئوية) ويُغلق عندما تتجاوز درجة حرارة سائل الديلزة ٤٠ درجة مئوية ±٠,٥ درجة مئوية. يعتمد تفعيل السخانات على معدل التدفق إضافة إلى اعتماده على مجس مقياس الحرارة ومفتاح الحرارة. يقرأ المعالج الصغري نبضات التدفق ويُحدد فيما إذا كان هناك تدفق مناسب ضمن النظام. إذا كان التدفق غير مناسباً يتم فصل عناصر السخانات.

يُقاس التدفق باستخدام مُبَدِل تمرير تدفق يُنتِج عدد دقيق من النبضات بوحدة التدفق (٢٦٠٠٠/لتر أو ١٠٨ نبضة/ثانية عند ٢٥٠ ميلليلتر/دقيقة). يتحقق ذلك بمراقبة قرص دوار يحتوي على بُقَع بيضاء عاكسة للضوء. تُنقل نبضات الضوء من القرص الدوار بواسطة ألياف ضوئية داخلية. تتضمن مجموعة الحساس على مصدر الضوء وترانزستور ضوئي لتأمين الربط الضوئي مع الحساس. تُضخم وتُرشح وتُعد النبضات المتولدة في مُبدل التدفق لتحديد مُعَدَل التدفق. كما تُستخدم هذه النبضات لضبط معدل التدفق في الدارة الهيدروليكية. تُغذي هذه الدارة إشارة قيادة، متغيرة متولدة في الحاسب، إلى مضخة سائل الديلزة وإشارة مُعَدَل التدفق كتغذية راجعة إلى الـ CPU.

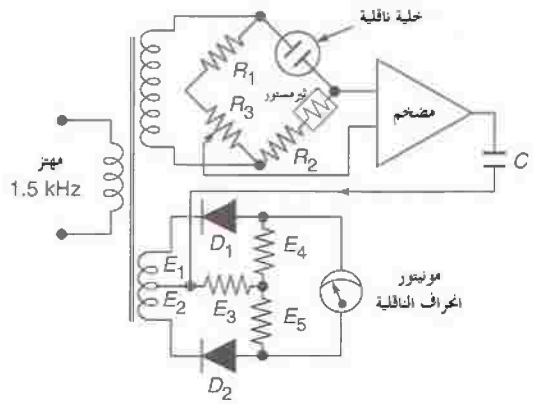


الشكل رقم (٣٠,٩). دارة مراقبة وضبط درجة الحرارة باستخدام سخانات متعددة.

قياس الناقلية : تُراقب وبشكل مستمر ناقلية سائل الديلزة الذي يتم إنتاجه بواسطة خلية ناقلية للتأكد من دقة التناسب. يتم إظهار النتيجة عادة كنسبة مئوية للانحراف عن المعيار. يحدث في الواقع اختلاف عن متوسط القراءة ويتم عادة المحافظة على الناقلية ضمن ١٪. يُعطى إنذار في حال عدم بقاء الناقلية ضمن الحدود المسموحة ويتوقف محرك مضخة السائل آلياً مما يمنع بشكل فعال التدوير الأكثر السائل الديلزة خلال المُديلز ويتم تحويل إنتاج سائل الديلزة إلى المصرف.

يُفحص تركيب سائل الديلزة بمقارنة الناقلية الكهربائية لسائل الديلزة مع عينة سائل ديلزة معيارية. إن تعويض الحرارة أساسي باعتبار أن ناقلية سائل الديلزة تتغير ٢٪ تقريباً لكل تغير درجة مئوية واحدة في الحرارة. يبين الشكل رقم (٣٠,١٠) مخططاً صندوقياً لنظام قياس الناقلية. يتألف النظام من مهتز ١,٥ كيلو هرتز يقود دارة جسرية تحتوي إحدى أذرعها على خلية الناقلية. تُثَبت خلية الناقلية، وهي من النوع التدفقي، مباشرة بعد خزان رأس المُدَيلز باتجاه التدفق. يوضع مقياس حرارة لتعويض درجة الحرارة في ذراع آخر للجسر من أجل تأمين استجابة سريعة لتغيرات حرارة المحلول والتي بدون التعويض قد تؤثر بشكل كبير على قياسات الناقلية. يُربط خرج الجسر،

بعد التضخيم، سعوياً إلى كاشف حساس للطور حيث تتم مقارنة طوره مع طور خرج المهتز ١,٥ كيلو هرتز. يُحَدِد مطال وطور الخرج، من الكاشف الحساس للطور، اتجاه وكمية الانحراف عن القيمة المُحَدَدِة مُسبقاً.



الشكل رقم (٣٠,١٠). مخطط مبسط لدارة مراقبة ناقلية سائل الديلزة.

الترتيب البديل لقياس الناقلية هو استخدام خلية ناقلية تدفقية تتألف من مِجَسَين كما هو مبين في الشكل رقم (٣٠,١١). يتألف كل مجس من أربعة الكترودات حلقية. يقوم اثنان من هذه الإلكترودات بتأمين تيار ثابت خلال المحلول بينما يقوم الالكترودين الآخرين بتحسس الجهد التفاضلي المتولد بسبب ناقلية المحلول. يتألف مصدر التيار من جزأين: مُهتز ثابت المطال (١٠ كيلو هرتز) ومحول جهد إلى تيار. إن للمهتز ثابت المطال (A) للمجس ١ والمهتز للمجس ٢ تغذية راجعة موجبة لضمان الاهتزاز وتغذية راجعة سالبة لتحديد التردد ومطال الخرج. تؤمن محولات الجهد إلى التيار خرجاً بقيمة ١,٠ ميلي أمبير تقريباً. يرتبط خرج مصدر التيار بواسطة محول إلى الكترودي التيار لتخفيض تيار التسريب خلال المحلول إلى الحد الأدنى.

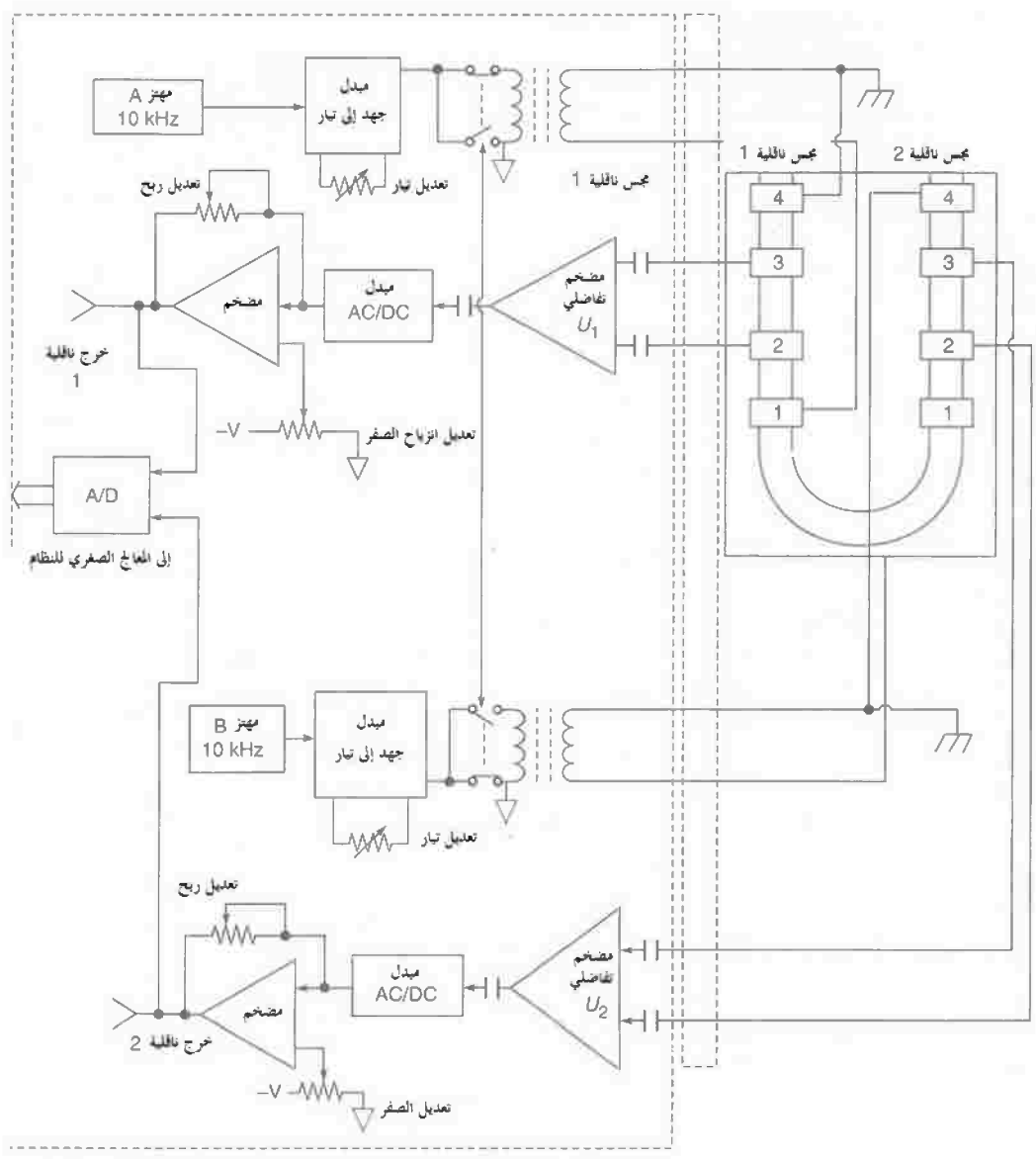
يتم ربط الكترودي التحسس من خلال تيار متناوب (AC) إلى مضخم تفاضلي U-1 على المجس ١ وU-2 على المجس ٢. عندئذ يكون الخرج مرتبطاً من خلال التيار المتناوب إلى مُبدل AC- DC والذي يُعطى خرجه، بعد إجراء تعديلات الربح والانزياح عن الصفر، إلى مُبدل تمثيلي/رقمي. يُعطى خرج المُبدل التمثيلي/الرقمي إلى المعالج الصغري للنظام.

يُعطي الجدول رقم (٣٠,١) تركيباً نموذجياً لسائل الديلزة.

في الناحية العملية، يُضاف الميلي مكافئ/لتر (mEq/l) لكل من الصوديوم والكالسيوم والكلوريد والبوتاسيوم والماغنيزيوم والخلات للحصول على المحتوى الأيوني الكلي لسائل الديلزة بالـ mEq/l. على سبيل

المثال، من أجل محتوى أيوني كلي يساوي ٢٧٠ mEq/l فإن الناقلية ١٢,٩ ميلي أوم ومن أجل ٣٠٤ mEq/l فهي ١٣,٨ ميلي أوم.

يجب أن لا تبدأ الديلزة أبداً إلا إذا كان معلوماً أن كلاً من معايرة دارة الناقلية والتركيز المستخدم هما صحيحين لعملية الديلزة المطلوبة. وبناءً على ذلك، يُنصح بتحليل عينة من سائل الديلزة مأخوذة من توصيلة خرج سائل الديلزة للآلة ولمرة واحدة في الشهر للتأكد من معايرة مونيتور الناقلية.



الشكل رقم (٣٠,١١). مونيتور الناقلية باستخدام مِجسين.

الجدول رقم (٣٠,١). تركيب سائل الديلزة.

العنصر	التركيز (ميلي مكافئ/لتر) (غرام/لتر)
صوديوم (Na^+)	١٣٠,٠٠
بوتاسيوم (K^+)	١,٣٤
كالسيوم (Ca^{++})	٣,٣٠
ماغنيزيوم (Mg^{++})	١,٠٠
كلوريد (Cl^-)	١٠١,٠٠
خلات	٣٥,٠٠
لاكتات	١,٣٠
غلوكوز	١,٨٠

ضبط وقياس ضغط سائل الديلزة: يتولد الضغط السالب على سائل الديلزة من قِبَل مضخة السائل. إن مضخة السائل هي مضخة ترسية مُقادة بواسطة محرك وذات مُعَدَل ثابت. تُغلِف علبة بلاستيكية صغيرة تُروس من الستانلس ستيل مُقادة بمحرك كهربائي. تتوفر الضغوط من الصفر إلى القيمة العظمى من خلال تعديل صمام إبري مُثبت على لوحة الجهاز. يُحَدِد صمام تنفيس (relief valve) (مُحَدَد مسبقاً ليناسب نوع المُديلز) قيمة الضغط السالب العظمى المتوفرة وبالتالي يُخفض إلى الحد الأدنى خطر انفجار غشاء المُديلز والذي قد يحدث بسبب الضغوط العابرة العالية. يجب أن لا تُنتج تعديلات الضغط أي تغير كبير في معدل التدفق. يُقاس الضغط بمبدل مقياس إجهاد متصل مباشرة بعد طرف عودة سائل الديلزة. تتوفر بشكل عام ضغوط ضمن المجال من ٠ إلى -٤٠٠ ميليمتر زئبقي حيث يمكن اختيار أي قيمة ضمن هذا المجال.

إن الضغط المُبَيَن على المؤشر هو ضغط سائل الديلزة على أحد أطراف غشاء الديلزة. إن الضغط على الطرف الآخر من الغشاء هو الضغط الوريدي. إن الضغط الفعال عبر الغشاء، والمهم جداً بالنسبة إلى الترشيح وضبط الوزن، هو الجمع الجبري لضغط سائل الديلزة والضغط الوريدي. إذا تجاوز الضغط حدود الإنذار، تُوقَف مضخة السائل عن العمل آلياً ويُمرر إنتاج سائل الديلزة إلى المصرف عن طريق منفذ الفائض في خزان رأس المُدَيلز إلى قمع النفايات.

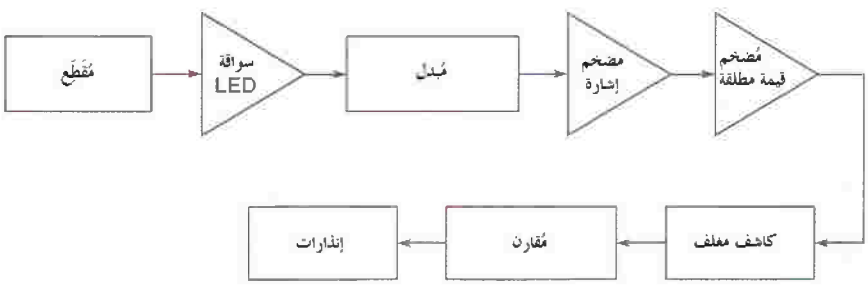
قياس الضغط الوريدي: يُقاس الضغط الوريدي عادة عند مصيدة الفقاعات. يقوم أنبوب طويل بتوصيل المصيدة إلى علبة بلاستيكية صغيرة يَتَصِل معها مبدل مقياس إجهاد. يجب التعامل مع غشاء الحساس بلطف باعتباره قابل للكسر. يؤدي رفع نقطة توصيل خط الدم فوق مستوى الأرض إلى تغير صغير في قراءة الضغط. يجب المحافظة على نفس مستوى الارتفاع لتوصيلة الحساس خلال الديلزة من أجل دقة عظمى ويُفَضَل أن تكون توصيلة لور (luer) باتجاه الأسفل لمنع وصول الدم إلى الغشاء في حال حدوث تسريب. تُعزل التغذية عن مضخة الدم وتتوقف عن العمل، إذا كانت في حال الاستخدام، في حال تجاوزَ الضغط الوريدي أحد حدود الإنذار.

كاشف تسريب الدم: يقوم غشاء رقيق في آلة الديلزة بفصل دم المريض عن سائل الديلزة. يُحَافَظ على الضغط في جانب الدم للغشاء على مستوى أعلى بكثير من الضغط في جانب سائل الديلزة. إن ذلك ضرورياً لتخفيض الزمن اللازم لعملية الديلزة إلى الحد الأدنى. إضافة إلى ذلك، يجب أن تكون مساحة الغشاء أكبر ما يمكن من أجل تخفيض الزمن الكلي المطلوب للديلزة. وبذلك قد يؤدي هذين الشرطين، وهما فرق ضغط عالي عبر غشاء كبير قابل للتمزق، إلى تسريب في الغشاء. في الحقيقة، يمكن أن يؤدي التمزق الصغير نسبياً في الغشاء إلى فقدان كبير في الدم في وقت قصير جداً مما يُسبب خطر فوري على المريض.

تحدث التسريبات من الدم إلى سائل الديلزة عادة في بداية الديلزة ويمكن كشفها بفحص سائل الديلزة المُلَوَث الخارج من المُديلز. ورغم ذلك فليس من النادر أن تكون هناك حالات تبدأ فيها تسريبات الدم بعد عدة ساعات من بدء الديلزة. يتحقق أفضل كشف لتسريب الدم خلال عيب ما في الغشاء إلى سائل الديلزة بمراقبة سائل الديلزة الملوث الخارج من المُديلز من أجل تغيرات عبور الضوء الناتجة عن وجود الهيموغلوبين. يمكن باستخدام مُبدل كهرضوئي كشف أي تَسَرُب للدم عبر غشاء المُديلز إن وُجِدَ.

يَفحَص كشاف تسريب غشاء الديلزة بشكل أساسي (Rhodine and Steadman, 1976) امتصاص سائل الديلزة للضوء عند طول موجة الامتصاص للهيموغلوبين وهو ٥٦٠ نانومتر. يؤدي هذا التوليف الطيفي للنظام إلى جعله حساس ومستقر مما يُخفض من حالات الإنذار الخاطئ. يتوفر LED ذات إصدار طيفي بذروة ٥٦٠ نانومتر مع نصف عرض خط طيف ٢٧ نانومتر.

يبين الشكل رقم (٣٠,١٢) مخططاً صندوقياً لكاشف تَسَرُب الدم. يُستخدم نظام الضوء المُقَطَّع مع مضخمات AC من أجل تخفيض الانزياح على فترة عدة ساعات، اللازمة للديلزة، إلى الحد الأدنى. يتحقق التقطيع بقيادة الـ LED بموجة مربعة للتيار. يُكشف الضوء بخلية ناقلة من كبريتات الكادميوم (CdS). لهذه الخلية ذروة استجابة عند ٥٦٥ نانومتر. تؤمن دارة قيمة مطلقة، بعد تضخيم إشارة استجابة الـ AC، إشارة تتناسب قيمة ذروتها مع الضوء المُستَقبَل ٥٦٠ نانو متر. تُقارَن قيمة الذروة مع جهد مرجعي مُحدد مُسبقاً. يتم تفعيل إنذارات صوتية ومرئية عندما تهبط قيمة الذروة دون العتبة المُختارة.



الشكل رقم (٣٠,١٢). مخططاً صندوقياً لكاشف تسرب الدم باستخدام LED كمصدر ضوئي. عن (after Rohdine and Steadman, 1976).

من المحتمل أن تُعطي كاشفات تسرب الدم إنذارات خاطئة عندما تُستخدم لفترة عدة أسابيع نتيجةً للتراكم التدريجي للملوثات على عدسات الـ LED وخلية CdS. وهذا ما يتطلب تغيير تدريجي في تحديد العتبة. ومع ذلك، يمكن للتنظيف المحترس للمبدل أن يعيد العتبة الأساسية. لا يؤثر ذلك كثيراً على أداء النظام باعتبار أنه يتم في معظم الآلات تحديد العتبة عند بدء كل عملية ديلزة.

يُحدد مستوى تسرب الدم للتشغيل الطبيعي على ٢٥ ميليغرام هيموغلوبين لكل ١ لتر سائل ديلزة. تكشف الوضعية العظمى تسرب الدم عند معدل ٦٥ ميليغرام/لتر سائل ديلزة. تُوقَف مضخة السائل آلياً إذا تم كشف تسرب دم ويُمرر إنتاج سائل الديلزة إلى المصرف عن طريق منفذ الفائض في خزان رأس المُدَيلز. تُفصل الطاقة عن مضخة الدم وتتوقف عن العمل إذا كانت في الاستخدام.

مونيتور الترشيح الفائق: تُستخدم دارة مونيتور الترشيح الفائق لمراقبة كمية السائل الذي تم إزالته من المريض وضبط المُعَدَل الذي تُزال بموجبه بالترابط مع الضغط السالب. تولد هذه الدارة إشارة تستخدمها الـ *CPU* لتوليد إظهار إجمالي الترشيح الفائق (*UF*). كما تُستخدم الـ *CPU* هذه الإشارة لحساب *TMP* للمحافظة على مُعَدَل الـ *UF* المطلوبة من قِبَل المُشَغِّل.

معدل *UF* (لتر/ساعة) = الإزالة الإجمالية المطلوبة للسائل (لتر) / زمن المعالجة (ساعة)

يتم ذلك بقياس كمية السائل المُزالة خلال فترة زمنية مُقاسة. يُساعد هذا الحساب في تحديد مُعامل المُديلز (*K*).

K للمُديلز = إجمالي *UF* (في فترة ٦ دقائق) / متوسط فرق الضغط عبر الغشاء

تقوم الـ *CPU* عندئذ بتقسيم معدل الـ *UF* المطلوب على مُعامل المُديلز *K* لتحديد المقدار المطلوب من الـ *TMP* لتحقيق مُعَدَل الـ *UF* هذا.

TMP المطلوبة = مُعَدَل *UF* المطلوب (لتر/ساعة) / *K* للمُديلز

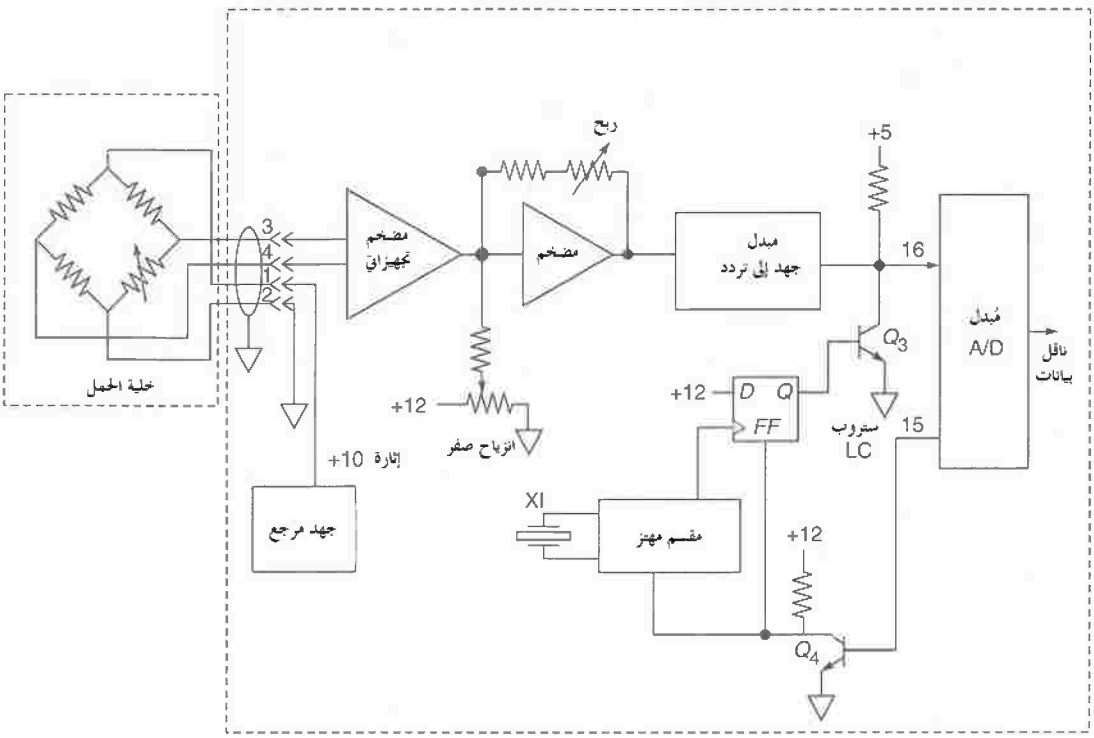
عندئذ تطرح الـ *CPU* ضغط الدم المُقاس من *TMP* المحسوبة لتحديد مقدار الضغط السالب المطلوب لتحقيق *TMP* المحسوبة.

ضغط الدم = (ضغط الدم الوريدي + ضغط الدم الشرياني) / ٢

الضغط السالب المطلوب = *TMP* — ضغط الدم

تُولد الـ *CPU* إشارة إنذار إذا كان الضغط السالب المحسوب أقل من ٣٠ ميليمتر زئبقي أو أكثر من ٣٥٠ ميليمتر زئبقي.

يُمثل الشكل رقم (٣٠,١٣) مخططاً صندوقياً لمونيتور الترشيح الفائق. تُستخدم خلية الحِمل والإلكترونيات المترافقة معها لمراقبة تغيرات وزن السائل في الخزان خلال معالجة الديلزة الدموية. تَستخدم خلية الحمل مقياس إجهاد لتُنتج مقاومة تفاضلية تتناسب مع القوة المُطَبَقة. يُغذى تحريض ١٠ فولت dc إلى جسر مقياس الإجهاد من مصدر مرجعي. من أجل حِمل ١٠ كيلوغرام يكون الخرج التفاضلي من جسر مقياس الإجهاد نموذجياً ١٣,٣ ميلي فولت. يوصل الدخل التفاضلي أولاً إلى مضخم عملياتي يعطي ربحاً قيمته ١٠٠ ويُنتج خرجاً وحيد النهاية. تتضمن مرحلة التضخيم التالية تدابير لتعديلات انزياح خط الصفر والربح. يتم تمثيل الوزن في هذه المرحلة بجهد dc يُحوَّل إلى تردد متناسب في مُبدل الجهد إلى تردد. تُعَد عندئذ النبضات المتوافقة مع الوزن وتُعطى إلى المعالج الصغري.



الشكل رقم (٣٠,١٣). مخططاً صندوقياً لمونيتور الترشيح الفائق.

مقياس التدفق: يُقاس التدفق بمقياس تدفق يشمل على عوامة من الستانلس ستيل داخل أنبوبة زجاجية ومحمولة بموصلات بلاستيكية. يمر كل السائل العائد إلى الآلة من المُديلز عبر مقياس التدفق. يُثبت معدل تدفق سائل الديلزة على قيمة اسمية ٥٠٠ ميلليلتر/دقيقة. وباعتبار أن مقياس التدفق يوضع عموماً بعد المُديلز فمن الممكن ملاحظة التسريب الكبير من الدم إلى سائل الديلزة من تغير لون السائل في أنبوبة مقياس التدفق.

مضخة السائل: تتوفر مضخات السائل بعدة أشكل تصميمية. الأنواع الأكثر شهرة هي المضخة الغشائية والمضخة الترسية والمضخة ذات الربط المغناطيسي. لا تُفضل المضخات ذات النوع الغشائي لأنها تؤدي إلى مشاكل بسبب إجهاد الغشاء عند التشغيل لفترات طويلة. لذلك يُفضل في الآلات الحديثة استخدام إما المضخات الترسية وإما ذات الربط المغناطيسي.

مضخة الدم: إن مضخة الدم المُستخدمة في آلات الديلزة هي عادة من النوع التمعجي وتُصمم لتعطي تدفق دم بمعدل ضمن المجال من ٥٠ إلى ٣٥٠ ميلليلتر/دقيقة.

مصيدة الفقاعات: يُشكل السدد الهوائي خطر جاد في الديلزة. يمكن للهواء أن يُشفط إلى الداخل بسبب التدفق غير الكاف في خط نظام الديلزة ذي الضخ. من ناحية أخرى، يمكن إن يُنقل الهواء من سائل الديلزة. ولهذا السبب تحتوي تجهيزات الديلزة على تدابير النزع الملائم للهواء من سائل الديلزة. عادة ما تتضمن دارة عودة التدفق الوريدي على مصيدة فقاعات لتقليل إمكانيات السدد الهوائي. يمكن مراقبة مستوى الدم في مصيدة فقاعات الدم الوريدي بخلية كهرضوئية. يستخدم بعض المُصنِعون الطريقة فوق الصوتية لكشف وجود الهواء في خط الدم.

مضخة الهيبارين: هذه المضخات هي عادة من نوع المحقنة البلاستيكية بسعة ٣٠ سنتمتر مكعب. يُعاير حقن الهيبارين من المضخة بالسنتمتر/ساعة. تُقاد المضخة بمحرك خطوي وآلية قيادة بلولب. تقود هذه الآلية مكبس المحقنة داخل اسطوانة المحقنة مُنتجاً فعل الضخ. تتحدد سرعة المحرك الخطوي من قِبَل الحاسب اعتماداً على معدل تدفق الهيبارين المطلوب. تُزود الآلات عادة بإمكانية التَكيُف مع قياسات المحقنات الأكثر استخداماً. تُراقب سرعة المحرك الخطوي باستخدام مفكك مُرَمِّز ضوئي.

مونيتور ضغط الدم: تُستخدم دارة مراقبة ضغط الدم لمراقبة ضغطي الدم الشرياني والوريدي. يُستخدم لهذا الغرض مُبَدِلَي ضغط مُنفصلين من نوع مقياس الإجهاد.

نظام الحاسب: إن المعالج الصغري هو قلب نظام الحاسب. يعمل المعالج الصغري بتردد مؤقت ١ ميغاهرتز أو أكثر يُستَمَد من مُهتز ذو تحكم بلوري. يُخزن البرنامج في EPROM ذات سعة إجمالية بحدود ٢٤ كيلوبايت. يتضمن النظام دارة RAM (ذاكرة ٢ كيلو × ٨ بت) تُغذى بالطاقة من بطارية مُدمجة. تُراقِب دارة المراقبة أداء المعالج الصغري بتفحص وجود إشارة ستروب (strobe). تُفَعَّل إشارة الستروب في وحدة المعالجة المركزية فقط عندما يكون البرنامج في حال العمل.

تُشكل أجهزة المراقبة والتحكم جزءاً أساسياً من نظام الديلزة الدموية باعتبار أنها تساعد في المحافظة على أفضل الشروط خلال الديلزة. بمعنى آخر، إنها تضمن إجراء إكلينيكي آمن ضد أي مخاطر محتملة. من المخاطر الرئيسية، والتي إذا حدثت فإنها تتطلب خطوات علاجية فورية من أجل سلامة المريض، المكونات ودرجة الحرارة غير الصحيحتين لسائل الديلزة وفَقد الدم بسبب عدم اتصال أو تسريب الغشاء وتَشَكُل السدد الهوائي في الدم.

(٣٠,٥,١) نظام تزويد سائل الديلزة لعدة مرضى Multi-Patient Dialysate Delivery System

يمكن أن يُحَضَّر سائل الديلزة إما قبل عملية الديلزة ويُخزن بخزانات كبيرة أو أن يُحضَّر بشكل مستمر في نظام تناسبي. يمكن أن يتم الأخير إما بآلات منفردة وإما أن يُحَضَّر مركزياً ويُغذى إلى الوحدات بجانب السرير. يُفضل النوع الأول بشكل عام لإمكانية استخدام آلات المريض الواحد في الديلزة المنزلية.

يُحَضَر سائل الديلزة في أنظمة تزويد سائل الديلزة لعدة مرضى بمزج كمية صغيرة من مُرَكَز الديلزة مع الماء آلياً ويُراقب من أجل تركيز الكهرليتيات. كما يتم تسخينه ليصل إلى درجة الحرارة المناسبة. تتضمن الوحدات بجانب السرير مونيتورات ضغط سائل الديلزة وتَسَرُب الدم. يتدفق سائل الديلزة المُحَضَر عبر مجموعة أنابيب من نظام تزويد سائل الديلزة المركزي.

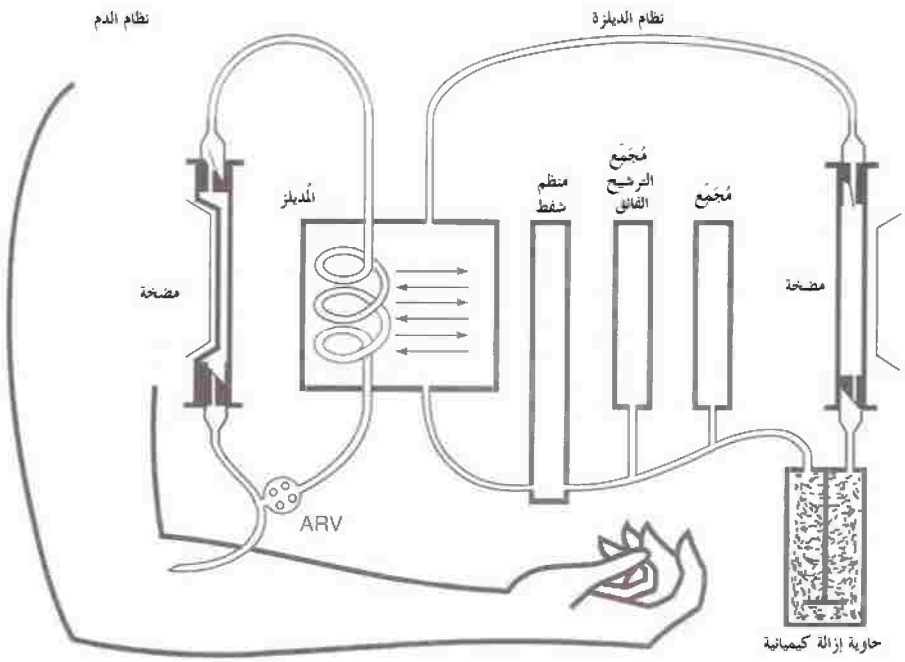
(٣٠,٦) آلات الكلى المحمولة
Portable Kidney Machines

تُصنع آلات الكلى من قِبَل عدة مُصَنِعِين. كان هناك جهود على مدى سنوات لتطوير آلات من أجل الديلزة الدموية بدون إشراف. كما كانت إمكانية حمل الآلة اعتباراً تصميمياً آخر للآلات. ينتج الجزء الرئيسي للآلات عن نظام تحضر سائل الديلزة ووحدة المراقبة والتحكم الإلكترونية. لقد خُفِضَ حجم المُديلزات إلى مدى كبير.

شَرَحَ (KoLff et al, 1976) تطور الكلية الاصطناعية القابلة للارتداء (WAK) والتي تستخدم خزان سائل ديلزة سعة ٢٠ لتراً و٢٥٠ غرام كربون نشط من أجل نظام إعادة توليد سائل الديلزة. تُستخدم مضخة واحدة في نظام WAK لضخ كلاً من الدم وسائل الديلزة. يتحقق ذلك باستخدام بطينات أنبوبية من السيلاستيك مع صمامات أحادية الاتجاه معطيةً تدفقاً نبضياً. تعمل المضخة على بطارية ١٢ فولت نكل- كادميوم قابلة للشحن. تستخدم الآلة مُديلز من نوع الليف المفرغ (مساحة ديلزة ١,٤ متراً مربعاً). يوصل لاقط فقاعات الخط الوريدي خارج المُديلز.

تُبَيَن دارة الدم في الشكل رقم (٣٠,١٤) على اليسار كما تُبَيَن دارة سائل الديلزة على اليمين. يُسحب سائل الديلزة من المُديلز إلى داخل علبة المضخة ثم يَمُر بمُجَمِع، والذي هو عبارة عن احتياطي يتمدد وينقبض مع نبض المضخة، وبعد ذلك إلى صمام ترشيح فائق يُولد ضغط سالب على خط الدخول إلى المُدَيلز وأخيراً إلى مدخل المُديلز. لا يعمل احتياطي المُجمع والترشيح الفائق عندما يكون الخزان ضمن الدارة وإنما هو أساسي للاستخدام

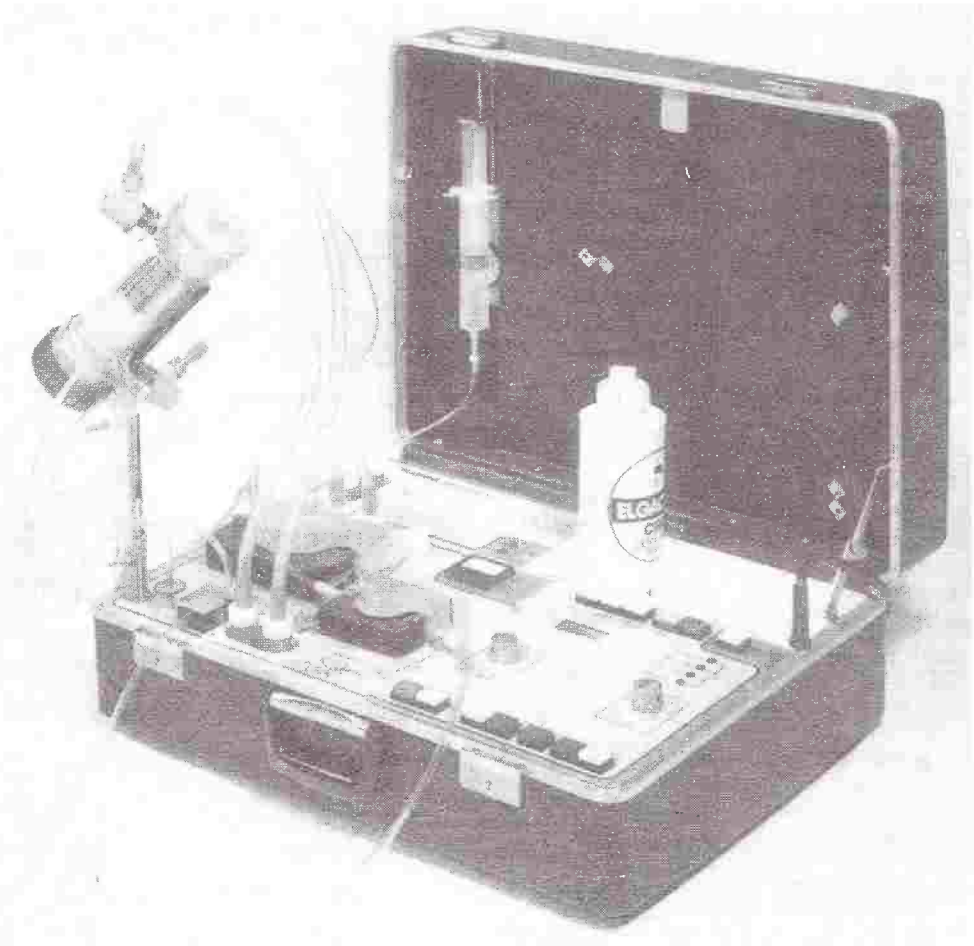
بدون وجود الخزان. إن تدفق الدم عبر الآلة بسيط، يأتي الدم من المريض إلى داخل بُطين مضخة الدم ومنه إلى مدخل تدفق المُديلز ويخرج من المُديلز إلى لاقط الفقاعات ثم يعود إلى المريض.



الشكل رقم (٣٠,١٤). مخطط تدفق الكلية الاصطناعية القابلة للارتداء. عن (after Kolff et al, 1976).

إن تجهيزات الديلزة الحالية ذات حجم كبير ويجدها مرضى الديلزة غير ملائمة. يُتوقع تطور WAK محمول حقيقةً بوقت ما في المستقبل. يُبين الشكل رقم (٣٠,١٥) نظام ديلزة دموية محمول (نوع Portalysis 101) طُوِّرَ في مستشفى لودج موور بمدينة شيفيلد بانكلترا. تستمر الديلزة الدموية لستة ساعات متطلبةً تغيير سائل الديلزة مرتين وتَستَخدِم مُديلز من نوع الليف المفرغ. إن الوزن الكلي للآلة ١٦ كيلوغرام وأبعادها ٥٧٠×٤١٢×٢٢٨ ميليمتر. تم بناء النظام في حقيبة مسطحة لسهولة النقل.

إن مبدأ عمل هذه الآلة بسيط جداً. يُحَضَر سائل الديلزة في وعاء سعة ٢٠ لتر قابل للانطباق وذلك بتوصيل مصدر ماء جديد إلى مدخل دارة التحضير. يُنقى الماء بتمريره عبر خرطوشة من فئة الاستخدام لمرة واحدة كما يُفحص الماء من أجل النوعية قبل تسخينه في حجرة ذات درجة حرارة مضبوطة. يخرج الماء بدرجة حرارة ٤١ درجة مئوية من دارة التحضير ويدخل إلى علبة المزج من خلال علبة مُرَكِّز سائل الديلزة. تتحسس الآلة عن طريق الوزن احتواء العلبة للكمية المطلوبة من المزيج وتتوقف آلياً.



الشكل رقم (٣٠,١٥). آلة الديلزة المحمولة.