



بخش دوم

همودیالیز

مکانیسم انتقال مواد در همودیالیز

دکتر سپیده سیفی^۱

دیالیز پروسه‌ای است که در آن بین محلول A و B توسط یک ممبران نیمه تراوا ارتباط برقرار می‌شود و محتویات محلول‌ها تغییر پیدا می‌کند. این ممبران نیمه تراوا را می‌توان به صورت یک پرده سوراخ دار در نظر گرفت. مولکول‌های آب و موادی با وزن مولکولی کم می‌توانند از سوراخ‌های ممبران عبور کرده و جابجا شوند، اما موادی با وزن مولکولی بیشتر (مثل پروتئین‌ها) نمی‌توانند از این ممبران نیمه تراوا عبور کنند و میزان این مواد در دو طرف ممبران ثابت باقی می‌ماند.

۱ - مکانیسم‌های ترانسپورت مواد

موادی که می‌توانند از سوراخ‌های ممبران عبور کنند با دو مکانیسم متفاوت جابجا می‌شوند: دیفوزیون و اولترافیلتراسیون.

الف - دیفوزیون یا انتشار

حرکت مواد بر اساس انتشار، نتیجه حرکت اتفاقی مولکول‌هاست. وقتی مولکول‌های مواد موجود در محلول A حرکت کنند به ممبران نیمه تراوا برخورد می‌کنند. اگر این مولکول‌ها وارد سوراخ‌هایی از ممبران با سایز مناسب شوند از ممبران عبور کرده و وارد محلول B خواهند شد. به همین ترتیب موادی با وزن مولکولی کم در محلول B می‌توانند از ممبران عبور کرده در جهت مخالف و وارد محلول A شوند.

اهمیت گرادیان غلظتی در انتشار مواد

میزان عبور یک ماده مثل ماده X از محلول A به محلول B و برعکس وابسته است

۱- فوق تخصص نفرولوژی، عضو هیئت علمی دانشگاه علوم پزشکی تهران

به فرکانس برخورد مولکول-های ماده X به هردو سمت ممبران. فرکانس برخورد مولکول‌های ماده X ممبران در ارتباط است با غلظت‌های نسبی ماده X در هر سمت ممبران، برای مثال اگر غلظت ماده X در محلول A ۱۰۰ میلی مول و در محلول B ۱ میلی مول باشد احتمال اینکه یک مولکول از ماده X به سمت A ممبران برخورد کند (برخورد با یک سوراخ و عبور از ممبران و ورود آن به داخل محلول B) بسیار بیشتر از احتمال برخورد یک مولکول از ماده X به سمت B ممبران (و عبور آن به داخل محلول B) است. پس میزان انتقال یک ماده از محلول A به محلول B بیشتر خواهد بود زمانیکه گرادیان غلظتی بین این دو محلول از نظر آن ماده خاص بیشتر باشد.

اهمیت وزن مولکولی در انتشار مواد

هرچه وزن مولکولی یک ماده بیشتر باشد سرعت انتقال آن از یک ممبران نیمه تراوا کندتر خواهد بود. دلایل این مسئله در ارتباط است با سرعت و سایز مولکول. سرعت: سرعت یک مولکول در یک محلول ارتباط معکوس دارد با وزن آن مولکول. برای مثال سرعت یک مولکول با وزن ۲۰۰ دالتون کمتر از یک مولکول با وزن ۱۰۰ دالتون خواهد بود. مولکول‌های کوچکتر سرعت حرکت بیشتری دارند و بیشتر به ممبران برخورد کرده و میزان انتقال آنها به صورت انتشار از ممبران بیشتر خواهد بود. مولکول‌های بزرگ حتی آنهایی که به راحتی می‌توانند از سوراخ‌های ممبران عبور کنند به آهستگی از این ممبران عبور می‌کنند چون سرعت حرکت آنها کمتر است و برخورد آنها با ممبران کمتر خواهد بود.

سایز: وزن مولکولی یک ماده ارتباط زیادی با سایز آن دارد. در صورتیکه سایز مولکولار یک ماده مساوی یا بیشتر از سایز سوراخ‌های ممبران باشد این ممبران از عبور آن ماده به صورت نسبی یا کامل جلوگیری خواهد کرد.

اهمیت مقاومت ممبران در انتشار مواد

مقاومت ممبران به دلیل خود ممبران: مقاومت ممبران برای عبور مواد زیاد خواهد بود در صورتیکه ممبران ضخیم باشد یا تعداد سوراخ‌های آن کم باشد و یا سوراخ‌ها تنگ باشند.

مقاومت ممبران به دلیل لایه مایع مخلوط نشده مجاور ممبران : لایه‌های مخلوط نشده مایع در دو طرف ممبران باعث مهار انتشار می‌شود چون گرادیان غلظتی مؤثر در دو طرف ممبران را کاهش می‌دهد. ضخامت این لایه‌های مایع مخلوط نشده متأثر است از سرعت جریان محلول دیالیز و سرعت جریان خون و نیز طرح و الگوی ممبران.

ب - اولترافیلتراسیون

مکانیسم دوم انتقال مواد از یک ممبران نیمه تراوا عبارتست از اولترافیلتراسیون (انتقال همرفتی). مولکول‌های آب بسیار کوچک هستند و می‌توانند از تمامی ممبرانهای نیمه تراوا عبور کنند. اولترافیلتراسیون زمانی رخ می‌دهد که آب توسط نیروهای هیدرواستاتیک یا نیروهای اسموتیک از یک ممبران عبور کند (پروسه‌های آنالوگ آن عبارتست از جریان باد در اتمسفر و جریان آب در اقیانوسها).

موادی که به راحتی از سوراخ‌های ممبران عبور می‌کنند همراه آب جابجا خواهند شد (پروسه‌ای که solvent drag گفته می‌شود). آب عبور کرده از ممبران همراه با مواد داخل آن مشابه با غلظت‌های اصلی آن خواهد بود. مواد بزرگتر به خصوص آنهایی که از سوراخ‌های ممبران بزرگتر هستند از ممبران عبور نخواهند کرد. برای این مواد بزرگتر، ممبران مانند یک غربال عمل می‌کند.

۱- هیدرواستاتیک اولترافیلتراسیون

اختلاف فشار دو طرف ممبران (TMP): حین دیالیز خونی آب همراه موادی با مولکول‌های کوچک از سمت خون به سمت محلول دیالیز حرکت می‌کند که این انتقال بر اساس گرادیان فشار هیدرواستاتیک بین خون و محلول دیالیز اتفاق می‌افتد. میزان اولترافیلتراسیون وابسته است به اختلاف فشار دو طرف ممبران (فشار در سمت خون منهای فشار در سمت محلول دیالیز).

اولترافیلتراسیون **Kuf Coefficient**: نفوذپذیری ممبرانهای صافی دیالیز به آب اگرچه زیاد است می‌تواند بسیار متغیر باشد و نتیجه‌ای است از ضخامت ممبران و سایز سوراخ‌های ممبران نفوذپذیری ممبران به آب مشخص می‌شود با اولترافیلتراسیون Coefficient

یا Kuf. Kuf میلی لیتر مایعی است که در ساعت از ممبران عبور می‌کند به ازای یک میلی متر جیوه گرادپان فشاری در دو طرف ممبران.

۲- اسموتیک اولترافیلتراسیون

حرکت آب و محتویات آن بر اساس اختلاف فشار اسموتیک را اسموتیک اولترافیلتراسیون می‌نامند که اهمیت اصلی آن در دیالیز صفاقی می‌باشد.

اثرات اولترافیلتراسیون بر کلرانس مواد

در حالیکه برداشت انتشاری مواد وابسته به سایز مولکول‌های آنهاست، اولترافیلتراسیون تمام مواد با سایز مولکولی کوچکتر از سایز سوراخ‌های ممبران به میزان مشابه انجام می‌گیرد. این اصل باعث ابداع تکنیک‌های دیالیز خونی شده که از طریق آن می‌توان مقادیر زیادی اولترافیلتراسیون (بیشتر از آنچه جهت حفظ یوولمی لازم است) را با انفوزیون مایع جایگزین کرد.

درمان اکستراکورپورالی که در آن اولترافیلتراسیون راه اصلی برداشت مواد است هموفیلتراسیون یا همودیافیلتراسیون (هموفیلتراسیون همزمان با همودیالیز) گفته می‌شود. اگرچه همودیالیز و هموفیلتراسیون از نظر برداشت مواد کوچک مثل اوره (وزن مولکولی برابر ۶۰ دالتون) با یکدیگر قابل مقایسه هستند اما برداشت مواد با وزن مولکولی بزرگتر و با قابلیت انتشار کم مثل اینولین (وزن مولکولی برابر ۵۲۰۰) توسط هموفیلتراسیون بیشتر است.

برداشت ترکیبات متصل به پروتئین

کلیه نرمال اسیدها و بازهای متصل به پروتئین را دتوکسیفیه می‌کند. به دلیل اتصال به پروتئین‌ها این مواد به میزان کمی فیلتر می‌شوند لذا عمدتاً گلوبولین‌ها را bypass می‌کنند. اما در شبکه مویرگی خاص این مواد به درجاتی از آلبومین جدا می‌شوند و توسط سلولهای پروکسیمال توبول برداشت می‌شوند و سپس ترشح می‌شوند به داخل لومن توبولار و توسط ادرار دفع می‌شوند. بعضی ترکیبات متصل به پروتئین (متصل به آلبومین و پروتئین‌های

کوچک) همراه با پروتئین‌های حامل خود به داخل گلومرول فیلتر می‌شوند و در پروکسیمال توپول پروتئین‌های فیلتر شده همراه مواد متصل به آنها کاتابولیزه می‌شوند. بعضی اختلالات همراه با یورمی ممکن است به دلیل تجمع ترکیبات متصل به پروتئین باشد. برداشت ترکیبات متصل به پروتئین توسط همودیالیز وابسته است به درصد بخش آزاد آن ترکیب در پلاسما (بخشی که در معرض دیالیز قرار می‌گیرد). همچنین برداشت این مواد وابسته است به اینکه با چه سرعتی بخش آزاد توسط بخش متصل به پروتئین جایگزین می‌شود. موادی که به شدت به پروتئین‌ها متصل هستند با بخش آزاد کم در پلاسما تنها به میزان قابل اغماض توسط همودیالیز برداشت می‌شوند. استفاده از شارکول هموپرفوزیون کاملاً مؤثر است در کاهش غلظت خونی ترکیبات متصل به پروتئین اما این روش به صورت روتین در درمان طولانی مدت یورمی مورد استفاده قرار نمی‌گیرد.

موارد استفاده بالینی انتشار و اولترافیلتراسیون

برداشت مواد از نقطه نظر صافی (دیالیزر)

الف - انتشار

۱- مسیر همودیالیز

در جریان همودیالیز در دو طرف صافی یا دیالیزر، خون و محلول دیالیز قرار دارد. محلول دیالیز شامل آب خالص شده‌ای است که به آن سدیم، پتاسیم، کلسیم، منیزیم، کلر، بیکربنات، و دکستروز اضافه شده است. مواد زائد با وزن مولکولی کم که در خون بیماران یورمیک تجمع می‌یابد در محلول دیالیز وجود ندارد، بهمین دلیل وقتی خون افراد یورمیک در مجاورت محلول دیالیز قرار می‌گیرد، در ابتدا میزان خروج این مواد از خون به داخل مایع دیالیز بسیار بیشتر از برگشت آنها از مایع دیالیز به داخل خون است. در نهایت وقتی خون و مایع دیالیز در تماس استاتیک با یکدیگر از طریق ممبران باقی بمانند غلظت مواد زائد قابل عبور از ممبران در خون و مایع دیالیز یکسان خواهد شد و برداشت بیشتر مواد زائد دیگر رخ نخواهد داد. انتقال در دو طرف ممبران ادامه خواهد یافت اما حرکت در دو جهت یکسان خواهد بود. در عمل حین دیالیز از ایجاد تعادل غلظتی جلوگیری می‌شود و اختلاف غلظت بین خون و مایع دیالیز به حداکثر می‌رسد با پرشدن مداوم فضای حاوی

مایع دیالیز با مایع جدید و جایگزینی خون دیالیز نشده به جای خون دیالیز شده. به صورت نرمال جهت حرکت محلول دیالیز و خون در صافی دیالیز مخالف با یکدیگر است. هدف از این حرکت خون و مایع دیالیز در جهت مخالف یکدیگر، به حداکثر رساندن اختلاف غلظت مواد زاید بین خون و مایع دیالیز در تمام بخشهای صافی یا دیالیزر است.

۲ - کلرانس صافی یا دیالیزر برای خون کامل

غلظت مواد زاید در خونی که صافی یا دیالیزر را ترک می‌کند کمتر از خونی است که وارد صافی می‌شود، برای مثال اگر غلظت نیتروژن اوره پلاسما در ورودی صافی ۱۰۰ میلی‌گرم در دسی لیتر باشد در خروجی دیالیزر غلظت آن ۲۵ میلی‌گرم در دسی لیتر خواهد بود. اما کاری که صافی یا دیالیزر انجام می‌دهد به خوبی با میزان کاهش غلظت مواد زاید نشان داده نمی‌شود. اگر جریان خون آهسته باشد میزان بسیار کمی اوره برداشت می‌شود. برای بهتر نشان دادن مشخصات صافی، درصد کاهش غلظت خونی یک ماده زاید در میزان جریان خون عبوری از صافی ضرب می‌شود تا یک حجم فرضی از خون را به دست آورد که کاملاً از آن ماده زاید در هر دقیقه پاک شده است. در مثال بالا کاهش غلظت پلاسمایی نیتروژن اوره از ۱۰۰ به ۲۵ میلی‌گرم در دسی لیتر به معنی کاهش ۷۵٪ در غلظت است. اگر جریان خون ۲۰۰ میلی لیتر در دقیقه باشد پس ۱۵۰ میلی لیتر در دقیقه خون (۲۰۰ * ۰/۷۵) به طور کامل از اوره پاک می‌شود.

یکی از نقاط قوت مفهوم کلرانس عدم وابستگی آن به غلظت مواد زاید در خون ورودی است، برای مثال اگر غلظت اوره خون ورودی ۵۰ میلی‌گرم در دسی لیتر باشد، غلظت اوره خون خروجی ۱۲/۵ میلی‌گرم در دسی لیتر خواهد بود. اما درصد برداشت همچنان ۷۵٪ و کلرانس اوره همچنان ۱۵۰ میلی لیتر در دقیقه خواهد بود.

اثر اریتروسیت‌ها

در مفهوم کلرانس توضیح داده شد که خون به صورت یک ماده ساده در نظر گرفته می‌شود اما در عمل این مسئله مصداق ندارد چون جریان خون ۲۰۰ میلی لیتر در دقیقه در واقع معادل جریان پلاسمای ۱۴۰ میلی لیتر در دقیقه و جریان اریتروسیت‌ها ۶۰ میلی لیتر

در دقیقه خواهد بود (با هماتوکریت ۳۰٪). آن چیزی که در ورودی و خروجی صافی اندازه‌گیری می‌شود سطوح پلاسمایی مواد زاید است. برای اوره وجود اریتروسیت‌ها یک مشکل جدی نیست چون اوره به راحتی به داخل و خارج اریتروسیت‌ها انتشار می‌یابد. برای مثال اگر سطح پلاسمایی نیتروژن اوره در خروجی ۲۵ میلی گرم در دسی لیتر باشد غلظت اوره در اریتروسیت‌ها به سطح کاهش می‌یابد. برای کراتینین و بسیاری مواد دیگر مشکل پیچیده تر است چون این مواد به سرعت به تعادل نمی‌رسند بین پلاسما و اریتروسیت‌ها. بسیاری مواد دیگر مثل فسفات در پلاسما و اریتروسیت‌ها غلظت‌های متفاوتی دارند. برای این چنین موادی استفاده از سطح پلاسمایی در روش کلرانس خون برآورد خوبی از میزان برداشت حین دیالیز نیست.

محاسبه کلرانس اوره موجود در آب خون

اوره در اریتروسیت‌ها و آب پلاسما حل می‌شود. حدود ۹۳٪ پلاسما آب است (بسته به غلظت پروتئین‌های آن) و حدود ۷۲٪ یک اریتروسیت نیز آب است. اما چون مقداری اوره در بخش غیر آب اریتروسیت‌ها نیز وجود دارد لذا در حدود ۸۰٪ حجم اریتروسیت‌ها اوره وجود دارد. اگر جریان خون حدود ۲۰۰ میلی لیتر در دقیقه باشد با هماتوکریت حدود ۳۰٪ جریان مؤثر آب خون برای اوره به صورت زیر محاسبه خواهد شد.

$$\begin{aligned} \text{جریان خون کامل} &= 200 \text{ میلی لیتر در دقیقه} \text{ و هماتوکریت} = 30\% \\ \text{جریان پلاسما} &= (1 - 0/3) \times 200 = 140 \text{ میلی لیتر در دقیقه} \\ \text{جریان آب پلاسما} &= 0/93 * 140 = 130 \text{ میلی لیتر در دقیقه} \\ \text{جریان آب اریتروسیت‌ها} &= 0/8 * 60 = 48 \text{ میلی لیتر در دقیقه} \\ \text{جریان آب خون} &= 130 + 48 = 178 \text{ میلی لیتر در دقیقه} \end{aligned}$$

اصلاح برای آب خون زمانی که از کلرانس صافی استفاده می‌شود جهت محاسبه اینکه چه میزان اوره حین یک جلسه دیالیز برداشت می‌شود مهم خواهد بود. در کل عدم اصلاح آب خون باعث حدود ۱۰٪ افزایش محاسبه میزان برداشت اوره می‌شود. جهت اصلاح مقادیر آب خون (پلاسما و اریتروسیت‌ها) باید کلرانس خون کامل را در ۰/۸۹۴ ضرب کرد.

اثر هماتوکریت بر کلرانس اوره آب خون

افزایش هماتوکریت (برای مثال از ۲۰٪ به ۴۰٪) تنها باعث کاهش مختصر کلرانس اوره آب خون می‌شود چون حجم مؤثر پخش اوره در اریتروسیت‌ها ۸۰٪ و تقریباً مشابه پلاسماست یعنی حدود ۹۳٪.

اثر هماتوکریت بر کلرانس کراتینین و فسفر

افزایش هماتوکریت باعث کاهش کلرانس صافی برای کراتینین و فسفر می‌شود. برداشت کراتینین از اریتروسیت‌ها و پلاسما حین عبور از صافی ممکن است یکسان نباشد. وقتی هماتوکریت از حدود ۲۰٪ به ۴۰٪ افزایش یابد برداشت کراتینین حدود ۸٪ کاهش می‌یابد. برای فسفر این کاهش حدود ۱۳٪ خواهد بود چون میزان فسفر در دسترس برای خروج از اریتروسیت‌ها کمتر از پلاسماست و نیز میزان خروج فسفر به خارج از اریتروسیت‌ها حین عبور از صافی آهسته است.

فاکتورهای مؤثر بر کلرانس اوره آب خون

شاخص‌های اصلی کلرانس آب خون حین دیالیز عبارتند از :
میزان جریان خون، میزان جریان محلول دیالیز و کارایی صافی.

اثر میزان جریان خون

می‌توان تصور کرد که کلرانس خونی به نسبت مستقیم با میزان جریان خون افزایش یابد چون کلرانس به صورت زیر محاسبه می‌شود : میزان جریان خون ضرب در درصد کاهش سطح نیتروژن اوره پلاسمای عبوری از صافی، اما این مسئله تنها در بخشی درست است. وقتی میزان جریان خون افزایش یابد صافی یا دیالیزر نمی‌تواند اوره را با کارایی مشابه برداشت کند در نتیجه سطح نیتروژن اوره پلاسما در خروجی صافی افزایش می‌یابد. یک مثال را در نظر بگیرید: وقتی میزان جریان خون ۲۰۰ میلی لیتر در دقیقه باشد و سطح نیتروژن اوره پلاسمای ورودی ۱۰۰ میلی گرم در دسی لیتر و پلاسمای خروجی ۲۵ میلی گرم در دسی لیتر باشد، کلرانس برابر خواهد بود با:

$$۲۰۰ * \frac{۱۰۰ - ۲۵}{۱۰۰} = ۱۵۰ \text{ میلی لیتر در دقیقه}$$

حال اگر میزان جریان خون به ۴۰۰ میلی لیتر در دقیقه افزایش یابد سطح نیتروژن اوره پلاسمای خروجی افزایش خواهد یافت (میزان این افزایش وابسته است به کارایی صافی) از حدود ۲۵ به ۵۰ میلی گرم در دسی لیتر. در این صورت کلرانس برابر خواهد بود با:

$$۱۰۰ / (۱۰۰ - ۵۰) * ۴۰۰ = ۲۰۰ \text{ میلی لیتر در دقیقه}$$

پس افزایش ۱۰٪ در میزان جریان خون (از ۲۰۰ به ۴۰۰ میلی لیتر در دقیقه) تنها باعث افزایش ۳۳٪ در کلرانس اوره خون می شود از ۱۵۰ به ۲۰۰ میلی لیتر در دقیقه. برای دیالیز بالغین با سایز بدنی نرمال جریان خون اغلب بین ۲۰۰ تا ۶۰۰ میلی لیتر در دقیقه بوده و در امریکا جریان خون برای اکثر بیماران ۵۰۰ - ۳۵۰ میلی لیتر در دقیقه است اما در اروپا جریان خون کمتری مورد استفاده قرار می گیرد.

اثر میزان جریان محلول دیالیز

کلرانس اوره وابسته است به میزان جریان محلول دیالیز نیز هست. افزایش جریان محلول دیالیز کارایی انتشار اوره از خون به داخل محلول دیالیز را افزایش می دهد اما این اثر معمولاً خیلی زیاد نیست. میزان جریان معمول محلول دیالیز ۵۰۰ میلی لیتر در دقیقه است. جریان محلول دیالیز ۸۰۰ میلی لیتر در دقیقه کلرانس اوره را حدود ۱۲٪ افزایش می دهد در صورتیکه از صافی high efficiency استفاده شود و میزان جریان خون بیشتر از ۳۵۰ میلی لیتر در دقیقه باشد.

اثر efficiency صافی

صافی high efficiency با یک ممبران نازک با سطح زیاد، سوراخ های باز و طراحی که تماس بین خون و محلول دیالیز را به حداکثر می رساند، درصد بیشتری از مواد زاید را برداشت می کند نسبت به صافی های low efficiency. برای مثال در جریان خون ۲۰۰ میلی لیتر در دقیقه، خونی که یک صافی high efficiency را ترک می کند ممکن است سطح نیتروژن اوره آن تنها ۵ میلی گرم در دسی لیتر باشد (در صورتیکه سرم نیتروژن اوره ورودی ۱۰۰ میلی گرم در دسی لیتر باشد). در تصفیه ۹۵٪ خواهد بود به جای ۷۵٪ و کلرانس اوره صافی ۱۹۰ میلی لیتر در دقیقه خواهد بود (از نظر آب خون اصلاح نشده است).

The Dialyzer Mass Transfer Area Coefficient (KoA)

کارایی یک صافی در برداشت هر ماده به صورت یک عدد ثابت به نام KoA توضیح داده می‌شود. KoA اندازه گیری می‌شود به صورت میلی لیتر در دقیقه و عبارتست از حداکثر کلرانس احتمالی یک صافی در شرایط حداکثر میزان جریان خون و میزان جریان محلول دیالیز. صافی‌های با کارایی معمول مقادیر KoA داخل آزمایشگاهی آنها برای اوره حدود ۵۰۰ - ۷۰۰ میلی لیتر در دقیقه می‌باشد، اما صافی‌های high efficiency مقادیر KoA اوره آنها بیشتر از ۷۰۰ میلی لیتر در دقیقه است. در عمل مقادیر حداکثر کلرانس هرگز به دست نمی‌آید چون نمی‌توان به حداکثر میزان جریان خون و حداکثر میزان جریان محلول دیالیز لازم رسید. اگر از یک صافی با KoA پایین استفاده شود ($KoA = 400$ میلی لیتر در دقیقه) با دو برابر کردن میزان جریان خون از ۲۰۰ به ۴۰۰ میلی لیتر در دقیقه کلرانس اوره آب خون تنها ۲۶٪ افزایش می‌یابد (از ۱۳۷ به ۱۷۳ میلی لیتر در دقیقه). نکته بالینی این است که جهت رسیدن به افزایش قابل توجه در کلرانس با افزایش میزان جریان خون لازم است از یک صافی high efficiency استفاده شود.

اثر میزان جریان محلول دیالیز بر KoA

در تئوری KoA (کلرانس ماکزیمال صافی) تنها وابسته است به یک عدد ثابت نفوذپذیری ممبران برای یک ماده (Ko) ضرب در سطح مؤثر ممبران (A). KoA باید برای مقادیر مختلف میزان جریان خون و محلول دیالیز یکسان باشد. در عمل در حالی که KoA صافی با مقادیر مختلف جریان خون تغییر نمی‌کند اما با افزایش جریان محلول دیالیز از ۵۰۰ به ۸۰۰ میلی لیتر در دقیقه KoA افزایش قابل توجهی پیدا می‌کند. افزایش سطح مؤثر صافی با استفاده از مقادیر زیاد جریان محلول دیالیز احتمالاً به دلیل نفوذ بهتر محلول دیالیز به داخل لوله‌های hollow fiber است که باعث افزایش سطح مؤثر صافی می‌شود.

اثر وزن مولکولی بر کلرانس انتشاری

چون مواد با وزن مولکولی زیاد در داخل محلول‌ها به آهستگی حرکت می‌کنند لذا انتشار آنها از ممبران کم است. در نتیجه در حالی که اوره با وزن مولکولی ۶۰ با کارایی ۷۵٪ از خون برداشت می‌شود برداشت کراتینین با وزن مولکولی ۱۱۳ در حداکثر کارایی

تنها حدود ۶۰٪ است، پس کلرانس کراتینین در جریان خون ۲۰۰ میلی لیتر در دقیقه تنها ۱۲۰ میلی لیتر در دقیقه خواهد بود. برای مواد با وزن مولکولی بیشتر مثل ویتامین B12 با وزن مولکولی ۱۳۵۵ میزان خروجی ۷۵٪ میزان ورودی است، لذا درصد برداشت ۲۵٪ و کلرانس در جریان خون ۲۰۰ میلی لیتر در دقیقه برابر ۵۰ میلی لیتر در دقیقه خواهد بود. در مورد ویتامین B12 محدودیت صافی به سرعت ایجاد می‌شود و افزایش جریان خون به بیش از ۲۰۰ میلی لیتر در دقیقه تنها اثر مختصری بر افزایش کلرانس مولکول‌های درشت تر دارد.

مولکول‌های بسیار درشت : مولکول‌های بسیار درشت مثل $\beta 2$ میکروگلوبولین با وزن مولکولی ۱۱۸۰۰ نمی‌توانند از سوراخ‌های ممبران‌های استاندارد low flux عبور کنند. لذا کلرانس صافی برای $\beta 2$ میکروگلوبولین صفر خواهد بود. اما ممبران‌های high flux دارای سوراخ‌های با قطر کافی برای عبور این ماده هستند. همچنین بعضی ممبران‌های دیالیز $\beta 2$ میکروگلوبولین را به روش جذب کردن برداشت می‌کنند. این که آیا استفاده از ممبران‌های high flux باعث بهبود نتایج بالینی می‌شود یا خیر در دست بررسی است.

ب - اولترافیلتراسیون

حین دیالیز اولترافیلتراسیون با هدف برداشت آب تجمع یافته در بدن به دلیل خوردن مایعات و یا ناشی از متابولیسم مواد غذایی دریافت شده در فواصل بین دیالیز انجام می‌گیرد. به طور معمول یک بیمار که سه بار در هفته دیالیز می‌شود بین فواصل دیالیز بین ۱-۴ کیلوگرم وزن اضافه می‌کند که باید حین دیالیز ۴ ساعته برداشت شود. بیماران با over load مایع به صورت حاد ممکن است به برداشت سریعتر مایع نیاز داشته باشند، لذا نیاز بالینی برای اولترافیلتراسیون معمولاً بین ۰/۵ تا ۱/۵ لیتر در ساعت خواهد بود.