

## RENAL REPLASMAN TEDAVİSİ

**D**evamlı hemofiltrasyon(CHF) ve devamlı hemodiafiltrasyon yoğun bakım hastalarında akut böbrek yetmezliğinin yönetiminde sıklıkla kullanılan renal replasman teknikleridir. Yoğun bakımda renal replasman tedavisi gören hastaların toplam ölüm oranı yüksektir. CHF alan hastaların geniş bir bölümünde %53'lük bir oran belirtilmiştir.<sup>1</sup> Hayatta kalanların %5'inden daha azı uzun dönem böbrek desteğine ihtiyaç duymaya devam edeceklerdir.<sup>2</sup>

### Teknikler

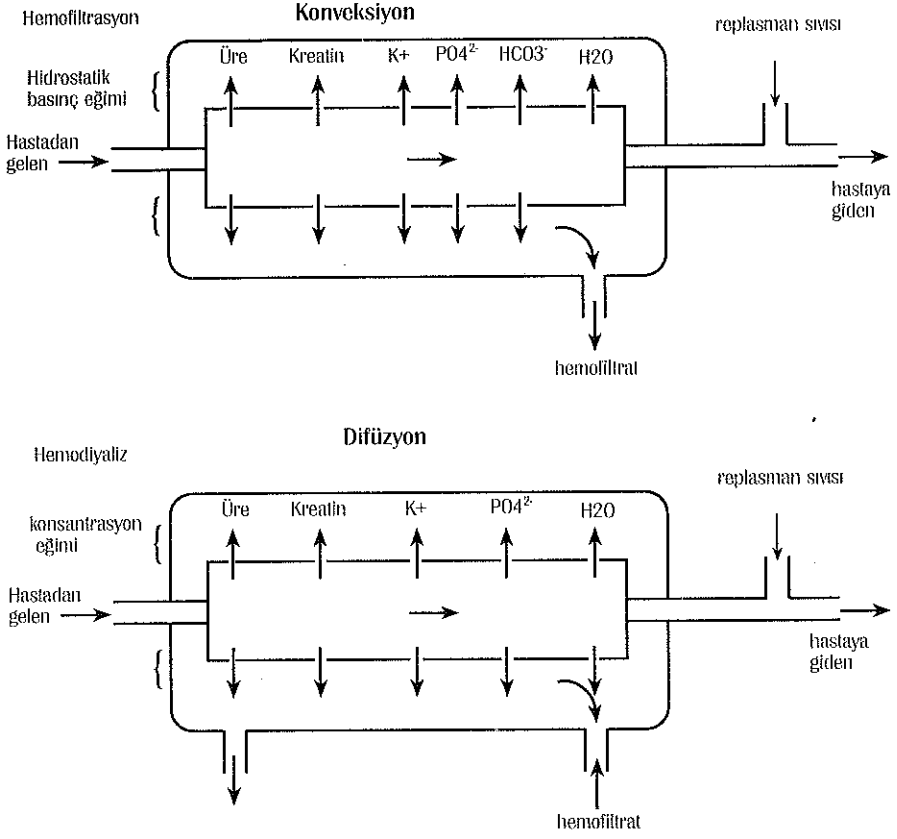
Hemofiltrasyon; kanın basınç altında yüksek geçirgenliğe sahip bir membranın, bir tarafı boyunca geçirilmesi, *konvektif* akımla kan oluşumundan su ve çözünen maddenin ayrılması işlemidir. Basınç gradiyenti aracılığıyla su ve bozulmuş çözünen maddeler membran boyunca geçer, çözünen madde içeren sıvı hemofiltrat olarak adlandırılır.

Hemodiyaliz kanın yarı geçirgen bir membranın bir tarafı boyunca geçirilirken membranın diğer tarafından zıt yönde, kristaloit solüsyonunun pompalanması işlemidir. Çözünen maddenin membranın bir tarafından diğer tarafına, konsantrasyon farkına ve moleküler yapısına bağlı olarak belli bir hızda *difüzyon* olur. Kristaloit akıntısı diyaliz sıvısı, solütlerin oluşturduğu sıvı diyalizat olarak adlandırılır.

Bu işlemler sırasındaki elektrolit hareketleri **Şekil 4.1**'de gösterilmiştir. Hemofiltrasyon böbrek içerisindeki glomerüllerin filtrasyon sürecini yansıtır oysa, diyaliz fizyolojik süreçle eşleştirilemez. Hemofiltrasyonda kullanılan yüksek geçirgenlikli

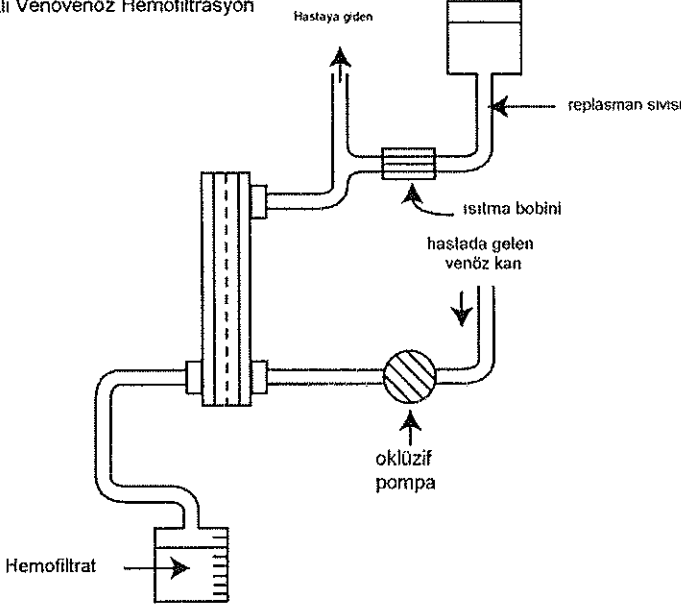
membranlar (moleküler ağırlığı 10 000-30 000 Da) intermitent hemodiyalizde kullanılanlardan (moleküler ağırlığı 500-2000 Da) daha geniş porlara sahiptirler.

Hemofiltrasyon sıvı ayrımı için daha uygundur ancak plazmada düşük konsantrasyonlarda bulunan solütler için yeterli klerense ulaşılmada büyük hacimli sıvıların uzaklaştırılması gerekir. Diyalizin hemofiltrasyonla kombine edildiği bir sistem, orta ölçekli moleküllerin temizlenmesinde sadece hemofiltrasyonun uygulamasından daha etkili olacaktır, çünkü böylece konveksiyon ve difüzyonla uzaklaştırılacaklardır. Artık hem diyaliz hem de hemofiltrasyonda kullanılabilen filtre membranları yapılmaktadır, bunlar yüksek geçirgenliğe sahip olan ve difüzyon için belirli karakteristiklere sahip membranlardır. Sürekli hemodiyalizasyon olarak tanımlanan sistemler hem hemofiltrasyonu hem de hemodiyalizi birleştirmektedir. Sürekli diyaliz(CHD) terimi sıvı replasmanını veya filtrat oluşturulmasını kapsamadan sadece difüzyonu kullandığı teknikler için kullanılmalıdır. Çeşitli tekniklerin özellikleri **Şekil 4.2**'de gösterilmektedir.

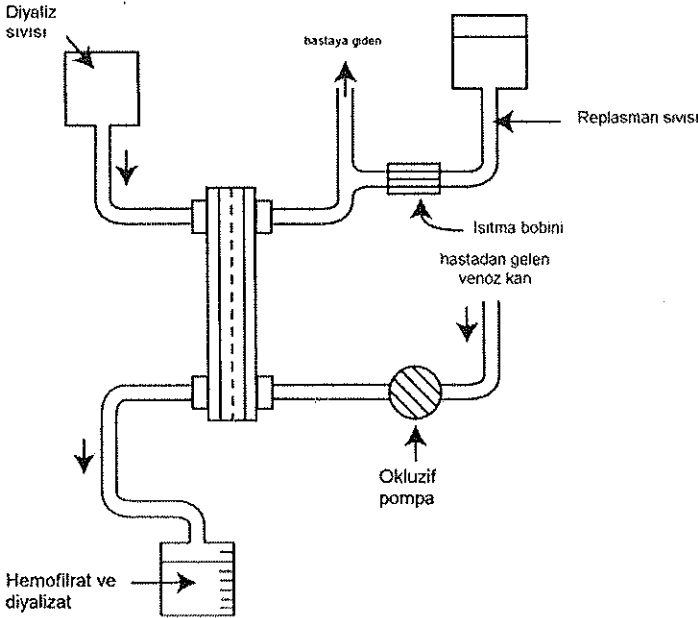


**Şekil 4.1** Hemofiltrasyon ve hemodiyaliz. Rötatif okların aralıkları çözünen madde miktarını işaret etmektedir.

## Sürekli Venovenöz Hemofiltrasyon



## Sürekli Venovenöz Hemodiyafiltrasyon



Şekil 4.2 Sürekli hemofiltrasyon ve hemodiyafiltrasyon teknikleri

### Intermitent Diyaliz ile Karşılaştırma

Kronik renal yetmezliğe sahip hastalar genellikle haftada 3 kez, 2-4 saat süren intermitent hemodiyalize girerler.

IHD ile kan akım hızının diyaliz sıvısının akım hızına oranı tipik olarak 250 ml/dk : 500ml/dk dir, bu nedenle genellikle 100 -150 ml/dk : 15-30 ml/dk olan CHD veya CHDF için bu oran oldukça yüksektir. Diyaliz sıvısı kan akımına bağlı olarak yavaşça akar ve küçük solütilerle tamamen doygun hale gelebilir. İlaç klerensi iki teknik için farklıdır.

gradiyenti değiştirilerek ayarlanabilir. Bu en basit şekilde filtratı toplamada kullanılan kanalların yüksekliği değiştirilerek filtredeki hidrostatik basıncın değiştirilmesi suretiyle sağlanır. Bazı operatörler, filtrat çıkışı üzerinde filtrasyon hızında azalmaya imkan sağlayacak bir kapayıcı pompa içerirler. Kan, filtrenin sonuna ulaştığında; aşırı yoğunlaşmasından kaçınmak için filtrasyon hızı kan akım hızının %30'una sınırlanmıştır.

CAVHF: sürekli arteriyovenöz hemofiltrasyonu  
CAVHDF: sürekli arteriyovenöz hemodiafiltrasyonu  
CVVHF: sürekli venovenöz hemofiltrasyonu

**Tablo 4.1 Arteriyovenöz Ve Venovenöz Sistemlerde Ulaşılan Filtrasyon Hızları**

Renal replasman	Kan akım hızı(ml/dk)	Filtrasyon Hızları(ml/dk)
CAVHF / CAVHDF	50 - 120 (DAB 60-90mmHg)	10 - 15
CWVHF / CVVHDF	100 - 150	15 - 45

### Vasküler yaklaşım

CHF ve CHDF bir arteriyovenöz aracılığıyla ekstrakorpörel dolaşım (CAVHF veya CAVHDF) veya mekanik pompalı venovenöz ayarlama (CWVHF veya CVVHDF) kullanarak gerçekleştirilebilir. Arteriyovenöz ayarlamalarda femoral arter ve ven kanülize edilir ancak hastanın kan basıncı uygun filtrasyona ulaşmak için yeterli olmalıdır.

Venovenöz giriş çift lümenli katater kullanılarak subklavyan, internal boyun veya uyluk gibi merkezi bir vene yerleştirilerek sağlanır. Bir roller kan pompası gerekli kan akım hızına ulaşmak amacı ile kullanılır ve nispeten hipotansif hastaların tedavisine imkan sağlar. Venovenöz çevirimler en yaygın kullanılanlardır.

### Filtrasyon Hızları

Filtrasyon hızı, hemofiltratın oluşturulduğu hızdır ve filtre içinden kan akım hızıyla saptanır. Arteriyovenöz idareli sistemlerde(CAVHF,CAVHDF) ulaşılan filtrasyon hızları bu nedenle kan pompalı çevirimlerininkinden(CWVHF, CVVHDF) daha düşüktür. (Tablo 4.1) Hız membran boyunca basınç

CWVHDF: sürekli venovenöz hemodiafiltrasyonu  
DAB : ortalama arteriyel basınç

### Diyaliz Akım Oranları

CHD ve CHDF sırasında diyaliz sıvı-akımı genellikle 1000-2000 ml/saat hızında çalıştırılır. 3000 ml/saat üstündeki akım hızı artışlarına bağlantılı olarak üre klerensinde de küçük artışlar olur.

### Filtreler

Filtre membranlar sentetik elyaftan yapılmıştır (örn; poliamit, poliakrilonitril, polistilfon). Filtreler trombogenezis, trombosit ve komplement aktivasyonu ve sitokin üretimini uyurabildiği için filtre ve hasta arasındaki biyuyumluluk önemlidir.

Membranlar, filtre içinde düz levha veya oyuk teller şeklinde düzenlenmiştir. Bu düzenleme, etkin yüzey alanı ve yük gibi elyafın diğer özellikleri ile birlikte üre klerensini belirler. (Tablo 4.2)

### Replasman Sıvıları

Replasman sıvıları, fizyolojik seviyelerde ana plazma elektrolitlerindeki kristaloit solüsyonlardır. Glukoz

uygun osmolariteyi sağlamak için katkıdır. Filtrasyon sırasındaki bikarbonat kayıplarını yerine koymak için bir tampon kullanılmalıdır. Ne yazık ki, fizyolojik miktarda bikarbonat iyonları ile birlikte kalsiyum ve magnezyum iyonlarını da içeren kararlı bir solüt hazırlamak mümkün değildir, bu nedenle alternatif tampon sistemleri kullanılmaktadır. Bir

## Serbest Laktatla Hemofiltrasyon Ve Hemodiafiltrasyon

Artık piyasada birkaç çeşit serbest laktatlı replasman sıvısı bulunuyor. Serbest laktatlı replasman sıvısı kullanıldığında hemofiltrat içinde kaybolan bikarbonatın telafisi ve vücut bikarbonat havuzunun doldurulması için ayrıyeten bikarbonat infüzyonunun

Tablo 4.2 Filtre sistemlerinin fiziksel özellikleri ve üre klerensi

Filtre Sistemi	Filtre membran materyali	Yapısı	Etkin yüzey alanı (m <sup>2</sup> )	Diafiltrasyon sırasındaki ürea klerensi(ml/dk)	
Hospal AN69HF Multiflow 60*	poliakrilonitril	çukur filtre	0.6	22	36
Multiflow 100'	poliakrilonitril	çukur filtre	0.9	27	43
Gabro Hemofiltre FH66D*	poliamid	çukur filtre	0.6	19	28
Hemofiltre 14	poliamid	çukur filtre	1.4	Sadece hemofiltrasyon için-üre	
Hemofiltre 20	poliamid	çukur filtre	2.0	klerens filtrasyon hızına eşittir	

asetat tamponu kullanılmaya başlanmış fakat istenmeyen vazodilatasyonla ilişki doğurmuştur. Sodyum laktat bugün en yaygın kullanılan tampondur. Bikarbonata dönüşümünün karaciğerde olduğu varsayılmaktadır, gerçi yıpranmış karaciğer kan akımı olan hastalarda replasman sıvısından gelen laktat birikebilir, daha önceden varolan bir hipertaktatemiye belirginleştirebilir veya artırabilir. Bu nedenle serbest laktat veya bikarbonat tabanlı hemofiltrasyon sıvılarına ilgi giderek artmaktadır.

Replasman sıvısı sık sık diyaliz zı-akımı olarak da kullanılır. Diyaliz sıvısının amacı plazmanın normalleşmesini sağlamak olduğu için ve bu nedenle tasarlanan fizyolojik aşamaları gösterecek bir elektrolit terkbine sahip olması gerektiğinden bu yerinde bir harekettir.

yapılması zorunludur. Bu konuda eksiklik hastanın asidoz düzeyinin kötüleşmesine neden olacaktır. Tipik rejim :gerekli kan pH'na titre edilmiş %8.4'lük bikarbonatın 50-100mmol/h'lık bir hızda infüzyonudur.

## Bikarbonat hemofiltrasyonu

Asidozun şiddetine göre belirlenen bir hızda %1.16'lık sodyum bikarbonat ve %0.9'lık sodyum klorür infüzyonlarının oluşturduğu replasman kütürünün kullanıldığı, bir teknik tanımlanmıştır.3 Kalsiyum ve magnezyum telafisi, bikarbonatla geçimsiz olmaları nedeniyle, ayrı infüzyonlar kullanılarak yapılmak zorundadır. Kan glukoz seviyesine göre litre edilmiş ayrı bir glukoz infüzyonuna da ihtiyaç duyulabilir. Diğer tamponlanmış-bikarbonat replasman sıvıları henüz inceleme altındadır,örneğin *Hemofiltrazol B0*

## Sıvı Dengesi

Sıvı balansı, sıvı replasmanın hızının hemofiltrat üretim hızıyla karşılaştırılıp değiştirilmesi ile ayarlanır. Eğer sıvı döndürümüne ihtiyaç yoksa sıvı replasmanın hızı, hemofiltrat oluşum hızına eşit olacak şekilde ayarlanmalıdır. Ancak, hastalarda genellikle klinik olarak besin veya ilaç verilmesi için aşırı yüklemeye yapılır veya "boşluk" yaratılmalıdır. Tipik olarak, 24 saatlik periodlarla 1-2 litre sıvı hareketine ihtiyaç duyulur.

Uygulamada hemşireler, 24 saatlik periyodun sonunda istenilen sıvı dengesine ulaşmak amacıyla, saatte bir oluşturulan hemofiltrat hacmini kaydederek ve sonra buna göre replasman sıvısının infüzyon hızını ayarlarlar. Hemofiltrasyon sırasında oluşturulan hemofiltrat hacmini belirlemek için saat başı diyaliz zıt-akım akışının çıkartılması gereklidir.

Piyasada tam otomatik sistemlerde bulunmaktadır, bu sistemde, hemofiltrat otomatik olarak ölçülen torbalar içinde toplanır. Daha sonra mekantzma önceden sıvı balansına ulaşmak üzere yapılan program ayarına göre replasman sıvısının infüzyon hızını ayarlar.

## Asit-Baz Dengesinin Kontrolü

Renal replasman tedavilerinde metabolik asidozun düzeltilmesi önemli bir fonksiyondur. Kritik hastalarda, metabolik asidozun temel nedenleri renal yetmezlik ve hipoperfüzyona bağlı laktik asidozdur.

## Antikoagülasyon

Kan filtre ile temas ettiği zaman koagülasyon basamağı aktive olur. Antikoagülanlar bu nedenle çevrimin aletleşmesi hazırlanması için kullanılır ve infüzyonla çevrimin giriş kısmından sürekli tatbik edilir:

- Devrenin çalıştırılması için; her bir litre sodyum klorür (%0.9) için 5000 ünite Heparin kullanılır
- Sürekli infüzyon ile; heparin (500-1000 ünite/sa veya 10 ünite/kg/sa) veya

epoprostenol (2.5-5 mg/kg/dk) 200ünite/sa heparin ile birlikte kullanılır.

Epoprostenol trombosit aktivasyonunu inhibe eder ve bu nedenle trombositlerin tüketimi ve pıhtılaşma faktörleri azaltılır. Fakat vazodilatör etkileri her zaman tolere edilmez ve pahalıdır.

## Sürekli renal replasman sırasında ilaç etkisi

Renal replasman tedavisinin farklı türlerinde ilaç klerensinin aynı olacağı düşünülemez ve kullanılan spesifik tekniğe göre ilaç klerensi üzerine bilgilendirmeye ihtiyaç duyulmalıdır. Konnektif sürece difüzyonun da dahil olmasında ötürü CHDF sırasındaki ilaç klerensi CHF'dekinden daha iyi olacaktır. CHFD sırasındaki klerens IHD'den şu hususlarda ayırım göstermektedir;

- CHDF'de (10000-30000 Da) kullanılan filtreler IHD 'de (500 Da) kullanılanlardan daha geniş porlara sahiptir
- Diyaliz akışı CHDF'de daha yavaştır; böylece solütle doygun hale gelmesi daha büyük olasılıktır.
- IHD anürik hastalarda diyaliz perodu esnasında klerens sağlar; örneğin haftalık üç seans halbuki sürekli bir klerens CHDF ile sağlanır

IHD alan hastalarda ilaç dozunu kararlaştırma aşaması, anüri için uygun bir idame dozu kullanılması ve daha sonra eğer ilacın diyaliz sürecinde temizlendiği biliniyorsa her diyaliz seansından sonra ilave dozlar verilmesi prensibine dayanır. CHF ve CHDF için dozaj prensibi teknikle ulaşılan sürekli klerense dayanır.

## İlaç klerensini etkileyen faktörler

### İlaç bağlantılı faktörler şunlardır;

- Dağılım Hacmi ( $V_d$ ): İlacın dağılım hacmi membrana verilen dozun oranını belirler. Geniş dağılım hacmine sahip ilaçlar yüksek oranda dokulara bağlanırlar. Eğer ilacın  $V_d$ 'si  $<2$  l/kg ise temizlenmesi olası değildir fakat eğer  $V_d$   $>1$  l/kg ise ilaç temizlenmiş olacaktır.

- **Protein-bağlama :** Sadece proteine bağlanmayan ilaçlar filtre tarafından uzaklaştırılabilirler. İlacın temizlenip temizlenemeyeceğinin değerlendirilmesi için mutlaka ilacın serbest fraksiyonlarının bilinmesi gerekir. Protein-bağlama Akut renal yetmezliği olan hastalarda genellikle azalmıştır.
- **Eliminasyon şekli:** Bir ilacın CHF ve CHDF sırasındaki toplam klerensi herhangi bir rezidüel renal fonksiyon tarafından temizlenen, böbrek dışı eliminasyon ve filtre klerensinin toplamıdır. Eğer filtre klerensi toplam vücut klerensinin %25'inden küçükse katkısının önemli olacağı düşünülmez ve dozajlama anürik evrede yapıldığı gibi yapılmalıdır. Sadece renal yoldan temizlenen ilaçlar, ki bunlar genellikle suda çözünenlerdir, filtre ile temizlenebilirler. Filtrasyonun ve sekresyonun ilacın renal klerensine rölatif katkılarının bilinmesi oldukça önemlidir. Eğer ilaç esas olarak filtrasyonla temizlenip sonra sürekli replasman tedavisiyle uzaklaştırılıyorsa filtrasyon hızına oranlı olduğu öngörülmalıdır. Bu flukonazole uygun bir durumdur. Eğer sekresyon belirgin bir komponentse, replasman tedavisi bu sürecin yerini dolduramayacağından klerensin azalacağı düşünülmelidir. Bazı ilaçlar için non-renal klerens filtre tarafından azalan klerensi dengeler ve doz azalması beklenildiği kadar büyük olmaz, örneğin sıfoksazin
- **Molekül büyüklüğü:** moleküler büyüklük sadece az geçirgen membranlarla çalışılan tekniklerde önem arz eder. CHF ve CHDF ile yüksek geçirgenlikteki membranların kullanımı, çoğu ilaç molekülünün büyüklüğünü aşan, 30000 Da kadar olan moleküllerin geçişine izin verir.

### Sistem Faktörleri

Sistem faktörlerinin ilaç klerensine etkileri şunlardır;

- **Hemofiltrasyon Hızı:** Bu direkt olarak konvektif transportu belirlediği için önemli bir etkidir.
- **Điyaliz hızı:** Điyaliz hızı 1 l/sa'i geçtiğinde diyalizatin ilaçla dolgunluğunun %75'den az

olduğu düşünülür. Her ne kadar pratikte farklı diyaliz hızları için doz ayarlamasına genellikle ihtiyaç duyulmasa da, diyalizat hızındaki artış potansiyel olarak daha fazla ilacı temizleyecektir.

- **Membran Etkileşimleri:** Filtre membranları hücreleri, plazma bileşenlerini ve ilaçlarını yüzeylerine adsorbe edebilen polimerlerden yapılmışlardır. Protein konsantrasyon polarması solütlerin geçişini engelleyen membran üzerinde protein toplanmasıdır. Gibbs-Donan etkisi zıt yüklü protein moleküllerinin ilaçlar gibi nedenlerden ötürü bağlanması, membrandan geçişlerinin engellenmesini tanımlamaktadır. Poliakrilonitril membranlar üzerine adsorbsiyon bazı aminoglikozitler için belirlenmiştir (tobramisin, netilmisin, amikasin). Uygulama sonuçları filtre ömrünün ilk birkaç saat içindeki dozlamının membran ilaçla doyana kadar terapötik düzeyin altında kalabileceğini göstermektedir. Bu zaman periyotunda ölçülen geçiş katsayıları farklılık gösterecektir. Membran etkileşimleri, farklı filtre sistemlerindeki eleme katsayıları arasında neden önemli değişimler olduğunu açıklamaktadır.

### İlaç Rejiminin Düzenlenmesi

#### Yükleme dozu

Nispeten dengeli ilaç konsantrasyonlarının acil elde edilmesi gerekli olan durumlarda yükleme dozunun verilmesi önemlidir.

#### İdame Doz

İdame dozun belirlenmesine üç yaklaşım vardır; (i) doz çalışmaları için literatürleri araştırmak (ii) popülasyon parametrelerinden yararlanarak ilaç klerensinin hesaplanması (iii) Deneysel "bilgiye dayalı tahmin"

Hassas bilgi gereksinimi olduğunda hem etkinlik hem de toksisite açısından seçilen dozun etkilerinin ve ihtimal dahilinde olduğu zaman plazma seviyelerinin ölçülmesi önemlidir. Kritik hastaların bu kısmında terapötik seviyelerin altında kalmaktan

kaçınmak çoğu zaman geri dönüşümlü olan toksisiteden kaçınmak kadar önemlidir.

*Literatürleri taramak;* Elde edilen veriler yapılan çalışma şartlarına özel oldukları için sınırlı olabilir. Kullanılan teknik filtre tipini, filtre kullanımı süresini ve hemofiltrasyon hızlarını içerecek şekilde not edilmelidir.

*CHF için ilaç dozlarının hesaplanması;* Geçiş(sieving) katsayısı, ilaç moleküllerinin membrandan ne kadar iyi geçeceklerini gösteren bir orandır. (Eşitlik 4.1)<sup>4</sup>

$$S \text{ (sieving katsayısı)} = V_{hf} / C_i$$

$V_{hf}$  (Hemofiltrattaki ilaç konsantrasyonu)

$C_i$  (filtre girişindeki kanındaki ilaç konsantrasyonu)

İlaç membrandan geçemiyorsa  $S=0$  olur, rahatça geçtiği takdirde ise  $S=1$

Sieving katsayısı CAVH için geliştirilmiş bir parametredir ve sadece sıfır hemofiltrasyon içeren koşullarda uygulanabilir. Bir ilaç için değişmez bir sabit değerdir ve sadece hesaplamak zorunda kalınan replasman sistemlerinde uygulanabilir. Geçiş katsayısı ve serbest ilaç fraksiyonu arasında iyi bir korelasyon bulunmuştur. (Eşitlik 4.2).<sup>5</sup> Eğer  $S$  bilinmiyorsa serbest fraksiyondan hesaplanabilir. (Tablo 3.5'e bakınız)

$$F_u \text{ (serbest fraksiyon)} = 0.79 S + 0.21 \text{ (4.2)}$$

Daha sonra konvektif klerens hesaplanabilir (Eşitlik 4.3) ilacın membrandan serbestçe geçtiği takdirde klerensinin hemofiltrasyon hızına eşit olacağını gösterir.

$$C_{CHF} = S \times Q_{hf} \text{ (4.3)}$$

$C_{CHF}$  : filtre klerensi (ml/dk)

$Q_{hf}$  : örnekleme periodu sırasındaki ortalama hemofiltrasyon hızı

*CHDF için ilaç dozlarının hesaplanması;* Doğunluk katsayısı ifadesi diafiltrasyon sırasında sieving katsayısına eşit bir anlamda kullanılabilir ve konveksiyon ile diyaliz süreçlerinde uzaklaşan

ilaç oranını yansıtır. (Eşitlik 4.4)

$$S_d = C_{hf+d} / C_i \text{ (4.4)}$$

$S_a$  : saturasyon katsayısı

$C_{hf+d}$  : hemofiltrat ve diyalizat kombinasyonundaki ilaç konsantrasyonu

$C_i$  : Filtre girişindeki kandaki ilaç konsantrasyonu  
Daha sonra klerens hesaplanabilir. (Eşitlik 4.5)

$$Cl_{CHDF} = S_a \times Q_{hf+d} \text{ (4.5)}$$

$Cl_{CHDF}$  : Filtre klerensi

$Q_{hf+d}$  : Hemofiltrat + harcanan diyalizatın akım hızı

Öncelikle filtre klerensi belirlenerek dozaj rejimi hesaplanması (Eşitlik 4.6), hedef olan nispeten dengeli plazma konsantrasyonunu ve ilacın non-renal klerensi için bir değer bulunmasını sağlar.

$$\text{Doz} = C_{pss} (Cl_{CHDF} + Cl_{non\ renal}) \times T \text{ (4.6)}$$

$C_{pss}$  : hedef dengeli plazma konsantrasyonu (mg/ml)

$Cl_{CHDF}$  : ilacın non renal klerensi (l/sa)

$T$  : Doz aralığı (sa)

Diğer bir yaklaşım ilacın yeni yarılanma ömrünün ( $t_{1/2}$ ) hesaplanmasıdır. (Eşitlik 4.7)

$$t_{1/2\text{ filtre}} = \ln 2 \cdot V_d / (Cl_{CHDF} + Cl_{non\ renal}) \text{ (4.7)}$$

Renal replasman tedavisi esnasında hesaplanan yarılanma ömürleri ile normal böbrek fonksiyonlarındaki yarılanma ömürlerinin karşılaştırılmasıyla doz ayarlanabilir. (Eşitlik 4.8)

$$\text{Doz}_{\text{filtre}} = \text{Doz}_{\text{normal}} \times \frac{t_{1/2\text{ normal}}}{t_{1/2\text{ filtre}}} \text{ (4.8)}$$

*DeneySEL Yaklaşım:* Bu yaklaşım renal replasman tedavisi sırasında ulaşılan teorik glomerülasyon hızına dayanarak hastaya doz ayarlaması yapılmasını temel alır. (Tablo 4.3)<sup>6</sup> İlaçların birincil farmakokinetikleri ile ilgili bilgiler (protein bağlama, dağılım hacmi, eliminasyon şekli) filtre tarafından temizlenip temizlenemeyeceğine dair başlangıç fikri sağlar. Alternatif



olarak filtre üreticileri farklı akım hızlarında üre klerensi için bir değer vereceklerdir ve bu kreatin klerensinin tahmini için kullanılabilir

**Tablo 4.3 Renal Replasman Tedavisi Sırasında Deneysel İlaç Dozajlaması<sup>6</sup>**

Tedavi	Tedavi sırasında ulaşılan genel GF Hızı(ml/dk)	Tahmini Doz*
CAVHF / CWHF	10	Hemofiltrasyon hızı < 15 ml/dk Şiddetli renal hasar için
		Hemofiltrasyon hızı < 15 ml/dk Orta derecede renal hasar için
CAVHDF/CWHDF	15-20	Orta derecede renal hasar için

\* BNF- Renal Yetmezlikte Reçeteleme temeline dayalı

CAVHF: sürekli arteriyovenöz hemofiltrasyon  
hemodiafiltrasyon

CAVHDF: sürekli arteriyovenöz  
CWVHDF: sürekli venovenöz hemodiafiltrasyon

CWVHF: sürekli venovenöz hemofiltrasyon

**Referanslar**

1. Berton I K, Wilton P J, Iatib N A, et al. Acute renal failure treated by haemofiltration: factors affecting outcome. *Quarterly J Med* 1993; 86:81-90
2. Brady H R, Singer G G. Acute renal failure. *Kancet* 1995; 346: 1533-1540
3. Barton I K, Hilton P J. Veno-venous haemofiltration in the intensive care unit. *Clin Intens Care* 1993; 4: 16-22.
4. Caolton C K, Henderson K W, Ford C A, Kysaght M J. Kinetics of haemodiafiltration. I. In vitro transport characteristics of a hollow fibre blood ultrafilter. *J Rab Clin Med* 1975; 85: 355-371
5. Golper T A. Drug removal during continuous haemofiltration or haemodialysis. *Contrib Nephrol* 1991; 92: 110-116
6. Bunn R J, Smith S. Drug dosing during renal replacement therapies. *Pharm J* 1990; 244: 413-414