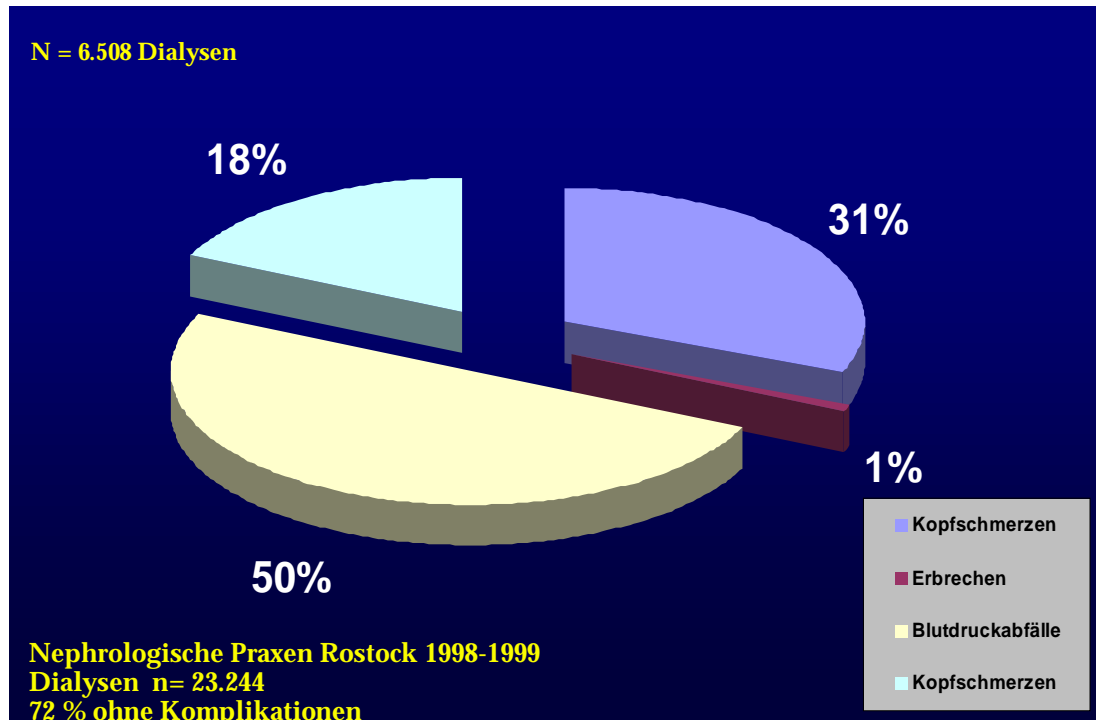


Moderne Kontrollsysteme für die Qualität und Effizienz von Dialysebehandlungen

Uwe Rogalla, Gambro Hospal GmbH, Planegg

Moderne Kontrollsysteme für die Qualität und Effizienz von Dialysebehandlungen

Kardiovaskuläre Instabilitäten und damit verbundene Hypotensionen stellen nach wie vor die häufigsten Komplikationen während Dialysebehandlungen dar.

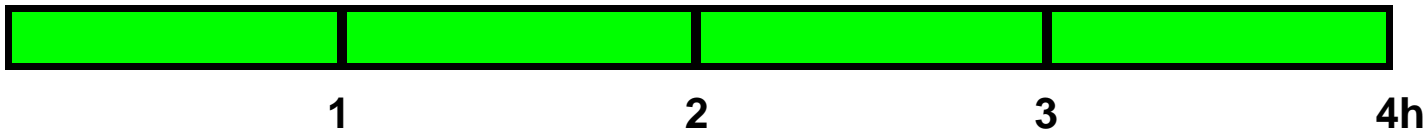


Moderne Kontrollsysteme für die Qualität und Effizienz von Dialysebehandlungen

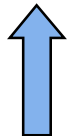
Das Auftreten dieser Komplikationen kann zum einen zu einer Verschlechterung des Patientenwohlbefinden und zum anderen zu einer nicht gewollten Reduktion der verschriebenen Dialyседosis führen.

Ein Beispiel:

Verordnet: 4 Stunden mit $QB = 250 \text{ ml/min}$



Verordnet: 4 Stunden mit $QB = 250 \text{ ml/min}$



Verspäteter
Beginn



Bypass



Reduz. Blutfluss



Vorzeitiger
Abschluss

Moderne Kontrollsysteme für die Qualität und Effizienz von Dialysebehandlungen

Allgemeine Interventionsmöglichkeiten bei dialysebedingten Blutdruckabfällen

Überprüfen Sie das Zielgewicht und passen Sie es, wenn notwendig, an

Begrenzen Sie die Flüssigkeitsaufnahme

Verringern Sie die Dialysattemperatur

Natrium- Profiling und/ oder Ultrafiltration- Profiling

Öfter und/oder länger dialysieren

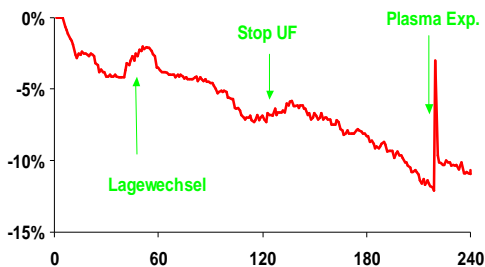
Moderne Kontrollsysteme für die Qualität und Effizienz von Dialysebehandlungen

Blutvolumensensor	Messung der relativen Blutvolumenänderung
Hemocontrol	Biofeedbacksystem für die physiologische Regelung des Flüssigkeits- und Elektrolytgleichgewichts
Diascan	Kontinuierlich kontrollierte Dialyседosis

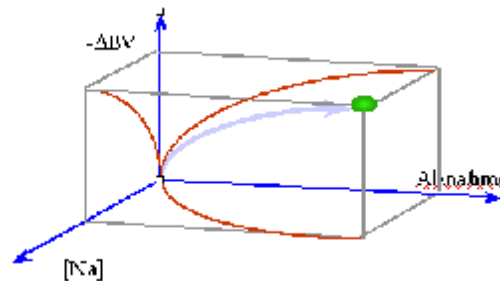
Moderne Kontrollsysteme für die Qualität und Effizienz von Dialysebehandlungen

Die nachfolgenden Ausführungen sollen Optionen darstellen, die diese Komplikationen weitgehend vermeiden und die verschriebene Dialyosedosis kontrollieren können.

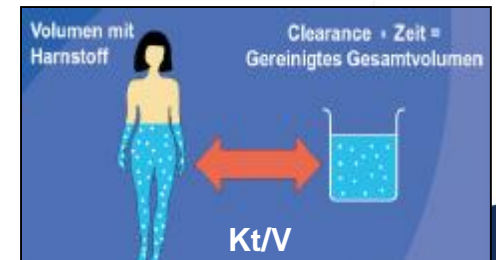
BVS



Hemocontrol



Diascan

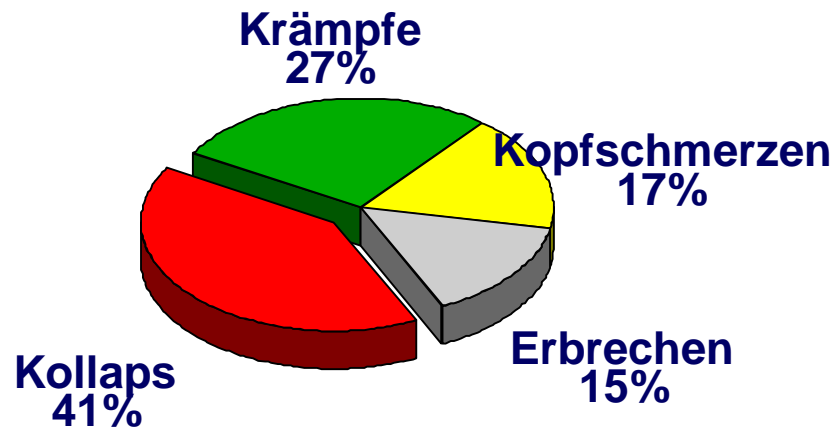


Blutvolumensensor

Messung der relativen Blutvolumenänderung

Blutvolumen: Eine wichtige „Patienten- Statusvariable“

Die meisten hypotensiven Episoden während der Dialyse werden durch den Volumenentzug ausgelöst.

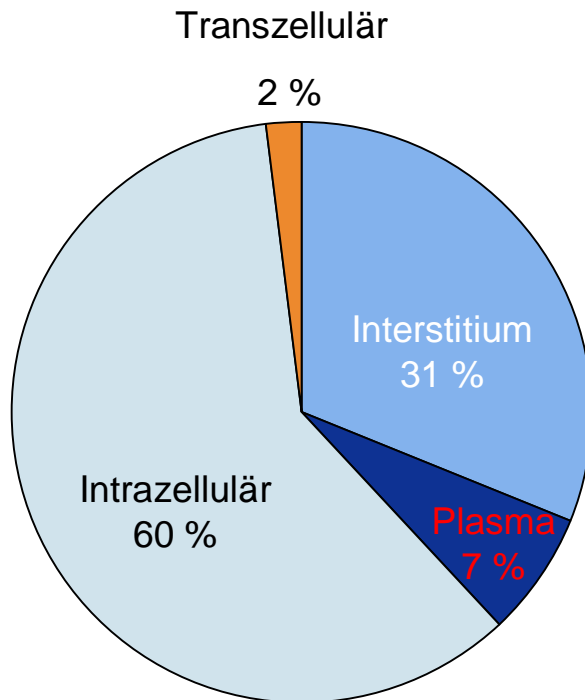


Lit. :A.Bosetto, et al. 1997

Blutvolumensensor

Messung der relativen Blutvolumenänderung

Beispiel für die Flüssigkeitsverteilung beim Patienten



Ein 60 kg schwerer Patient speichert ca.
36 Liter Wasser mit folgender Aufteilung:

7 % = 2,5 l im Plasma

31 % = 11,2 l im Interstitium

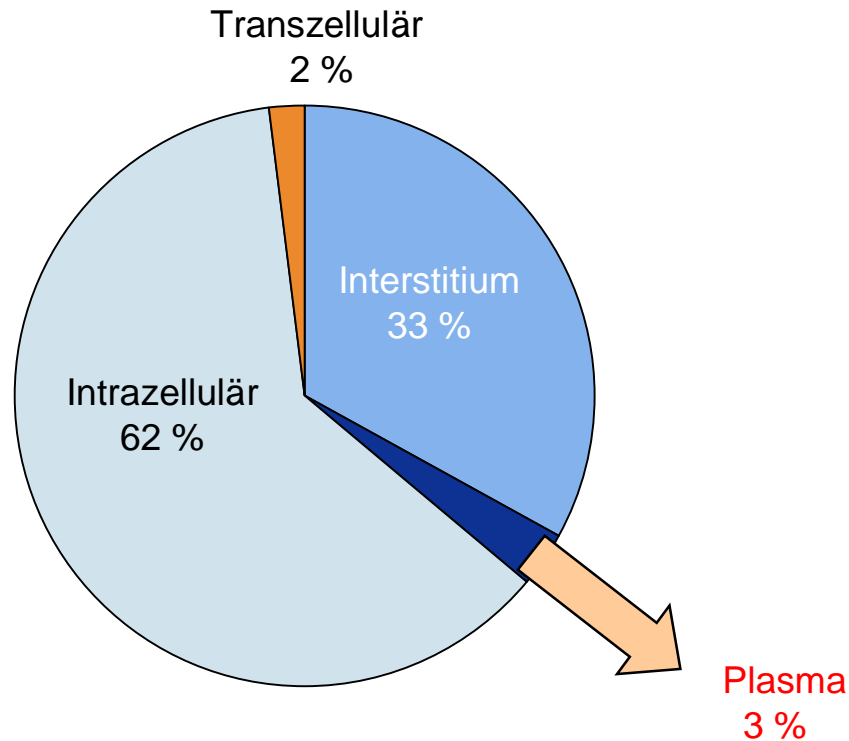
60 % = 21,6 l im intrazellulären Bereich

2 % = 0,7 l im transzellulären Bereich

Blutvolumensensor

Messung der relativen Blutvolumenänderung

Ultrafiltration erfolgt aus dem Plasmabereich

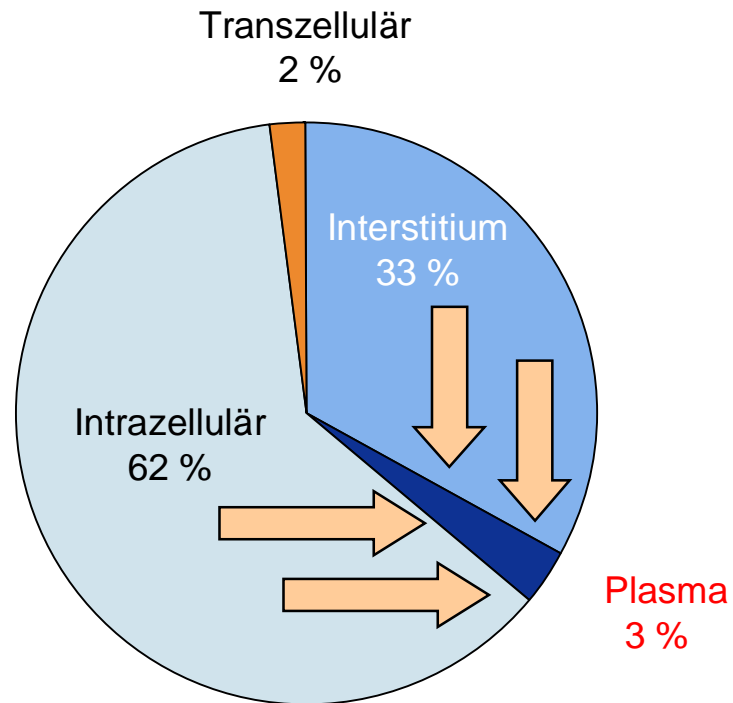


Die physiologische Verteilung der Körperflüssigkeit ist nach dem Dialysator gestört.

Blutvolumensensor

Messung der relativen Blutvolumenänderung

Refilling-Prozess

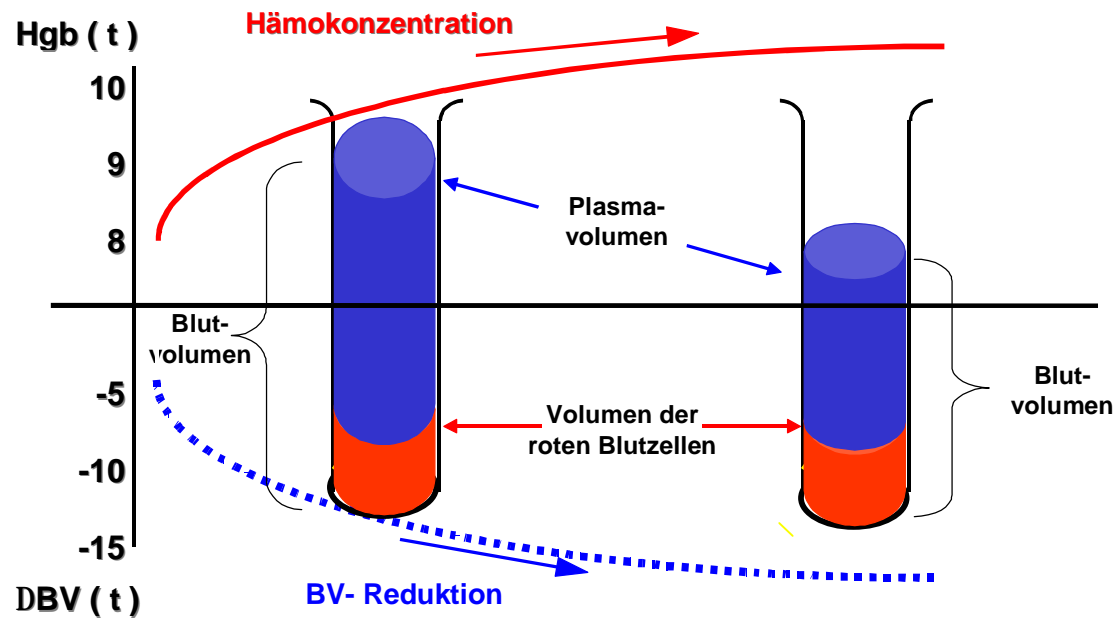


Nach dem Dialysator und vor allem im Körper des Patienten wird das physiologische Verteilungsvolumen wieder hergestellt.

Blutvolumensensor

Messung der relativen Blutvolumenänderung

Hämokonzentration und Blutvolumenänderung

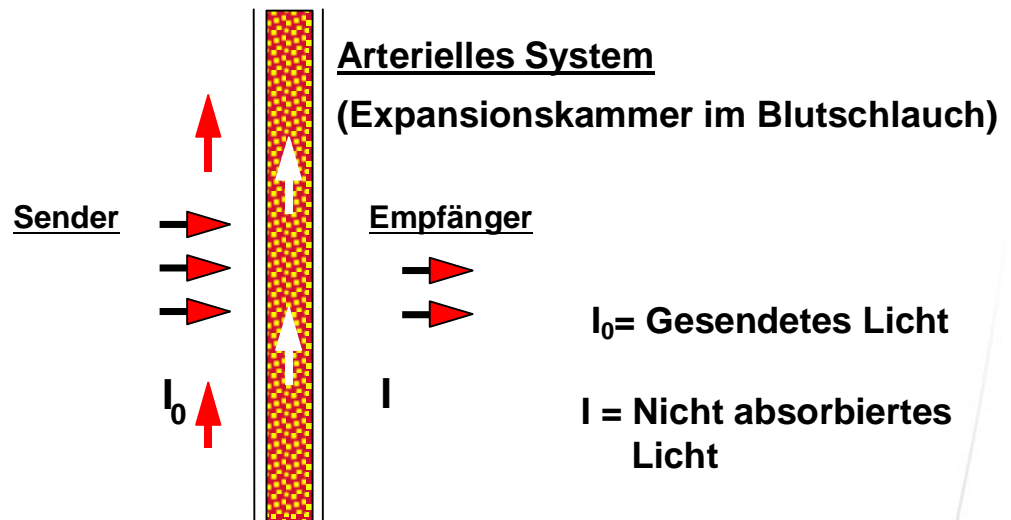
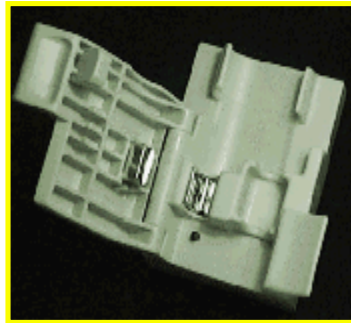


Hgb-Anstieg und DBV-Abfall während der Behandlung

Blutvolumensensor

Messung der relativen Blutvolumenänderung

Messprinzip

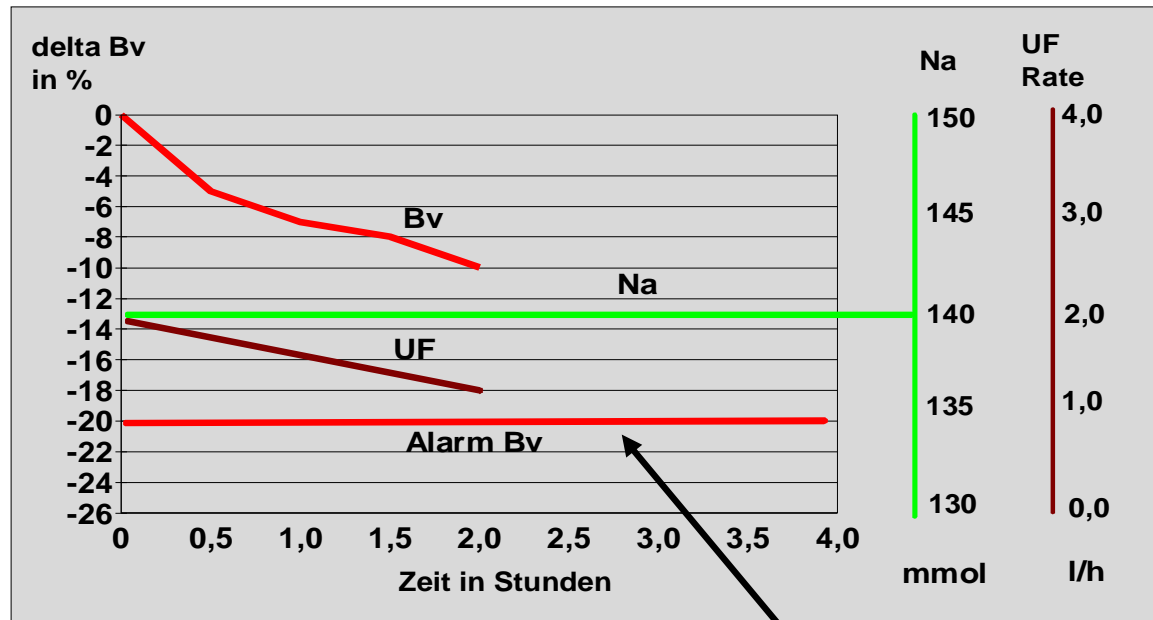


Optische
Hämoglobinmessung

Blutvolumensensor

Messung der relativen Blutvolumenänderung

Bildschirmdarstellung der Blutvolumenänderung

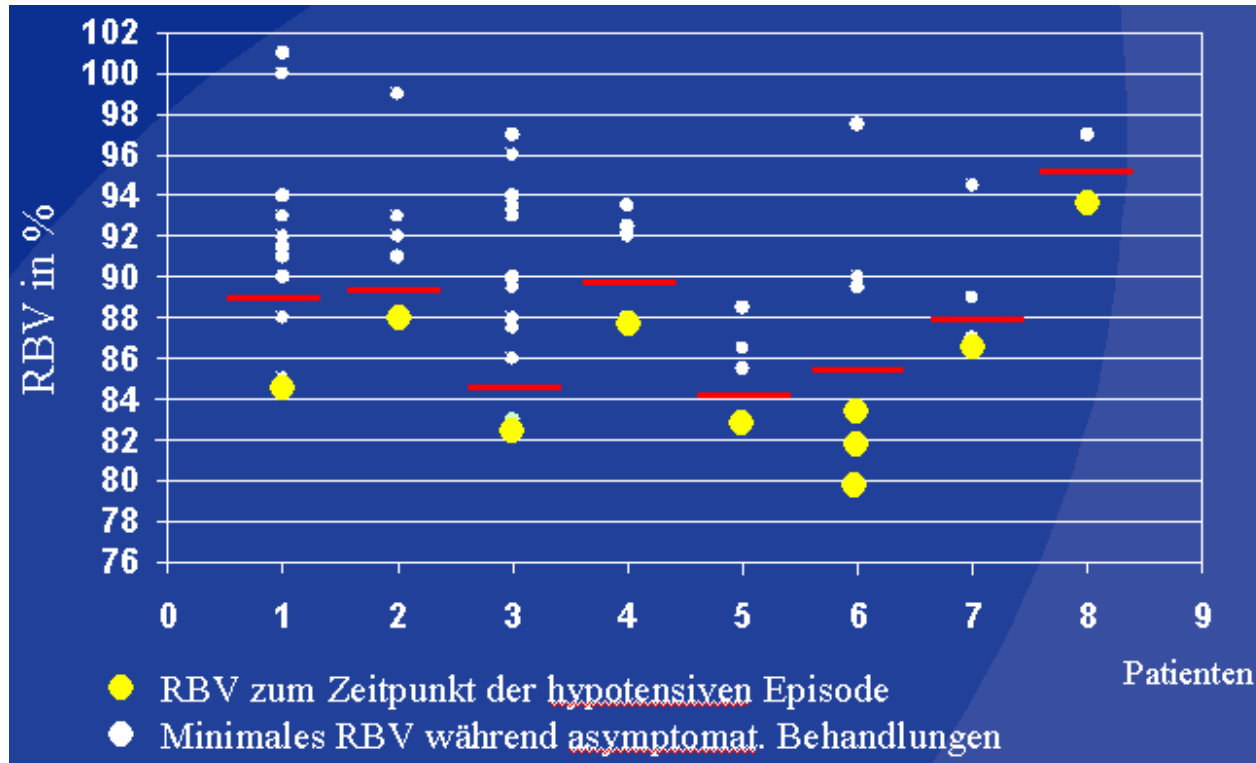


Durch die Eingabe patientenspezifischer Alarmgrenzen können Maßnahmen eingeleitet werden, bevor Komplikationen auftreten.

Blutvolumensensor

Messung der relativen Blutvolumenänderung

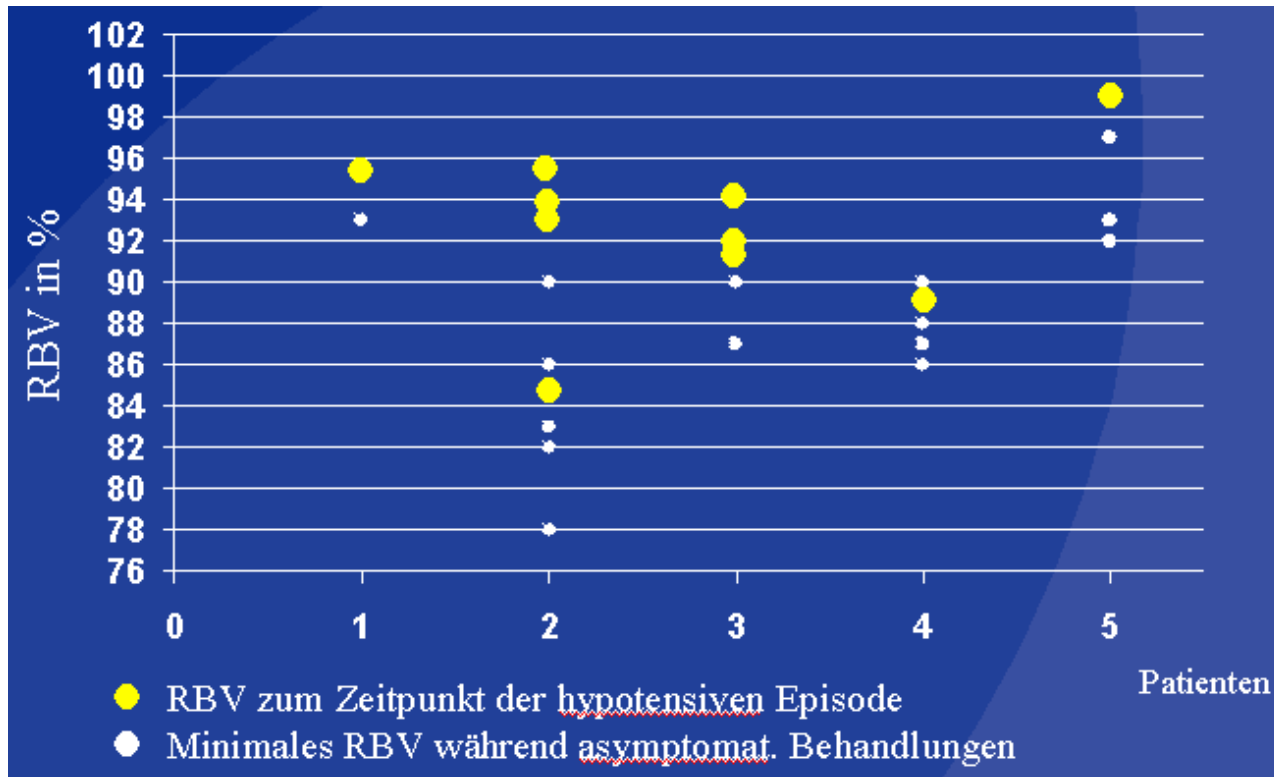
Hypovolämie-assoziierte Hypotonie



Blutvolumensensor

Messung der relativen Blutvolumenänderung

Hypovolämie-unabhängige Hypotonie



Blutvolumensensor

Messung der relativen Blutvolumenänderung

Zusammenfassung

Die integrierte Blutvolumenmessung bietet ein einfach zu bedienendes und preiswertes Kontrollinstrument, das Komplikationen während der Dialyse vermeiden kann.

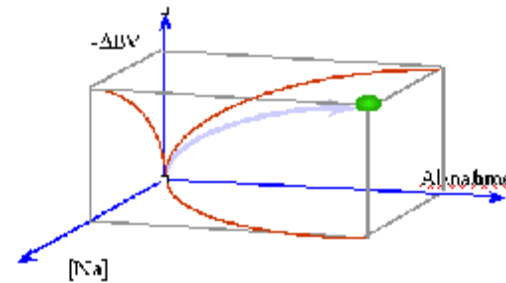
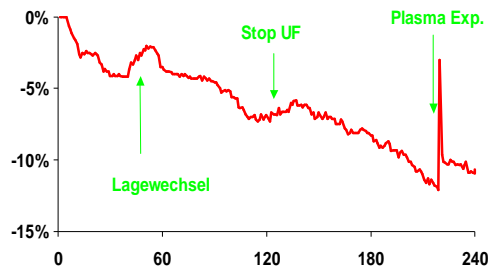
- Keine Stresssituation durch überraschenden Blutdruckabfall
- Kreislaufstabile Patienten
- Bestimmung des Trockengewichts

Ruhiger Behandlungsverlauf

Hemocontrol

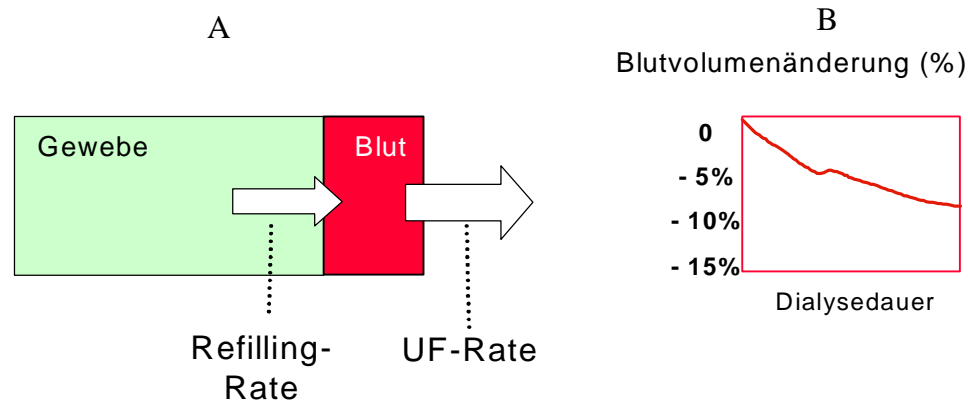
Biofeedbacksystem für die physiologische Regelung des Flüssigkeits- und Elektrolytgleichgewichts

Von der Blutvolumenmessung und Blutvolumenkontrolle zur automatischen Regelung des Blutvolumens



Hemocontrol

Biofeedbacksystem für die physiologische Regelung des Flüssigkeits- und Elektrolytgleichgewichts

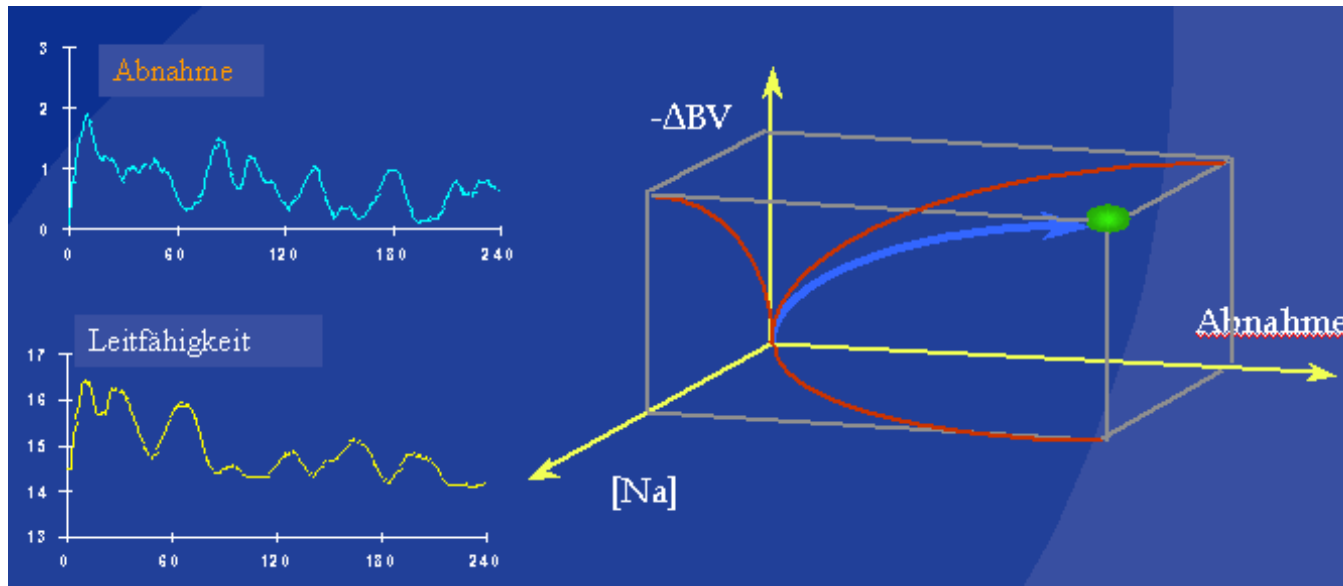


Da während der Dialysebehandlung mit zunehmender Behandlungsdauer die UF- Rate in den meisten Fällen höher ist als die Refilling- Rate, sinkt das Blutvolumen ab. Fällt das Blutvolumen zu stark ab, kann man darauf entweder mit der Verringerung der UF- Rate reagieren, oder man versucht, die Refilling- Rate zu beeinflussen.

Hemocontrol

Biofeedbacksystem für die physiologische Regelung des Flüssigkeits- und Elektrolytgleichgewichts

Technische Funktionsprinzip von Hemocontrol



Hemocontrol

Biofeedbacksystem für die physiologische Regelung des Flüssigkeits- und Elektrolytgleichgewichts

Hemocontrol verfolgt gleichzeitig drei Ziele ...

- Die zuvor festgesetzte Verringerung des Blutvolumens (BV)
- Die verordnete Gesamt- Gewichtsabnahme (GVT)
- Die verordnete Leitfähigkeit (Na⁺)

... und versucht in jedem Moment das ideale Gleichgewicht zwischen diesen Zielen zu erreichen.

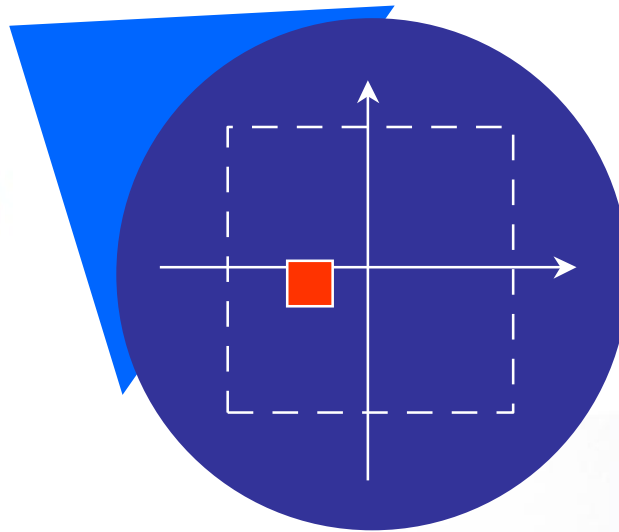
Hemocontrol

Biofeedbacksystem für die physiologische Regelung des Flüssigkeits- und Elektrolytgleichgewichts

Optische Statusdarstellung



Abnahme
Abweichung

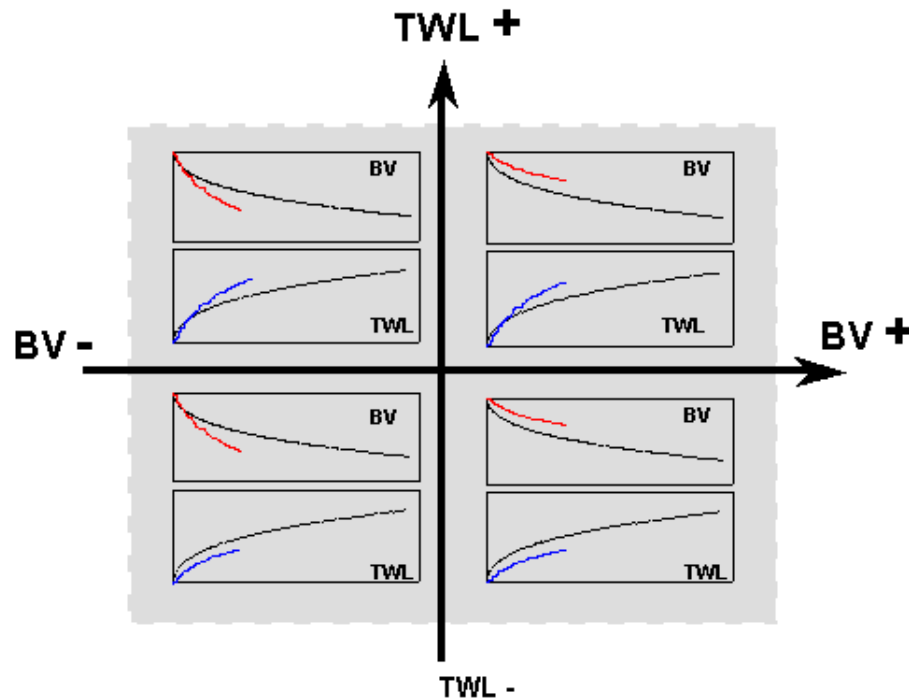


BV
Abweichung

Hemocontrol

Biofeedbacksystem für die physiologische Regelung des Flüssigkeits- und Elektrolytgleichgewichts

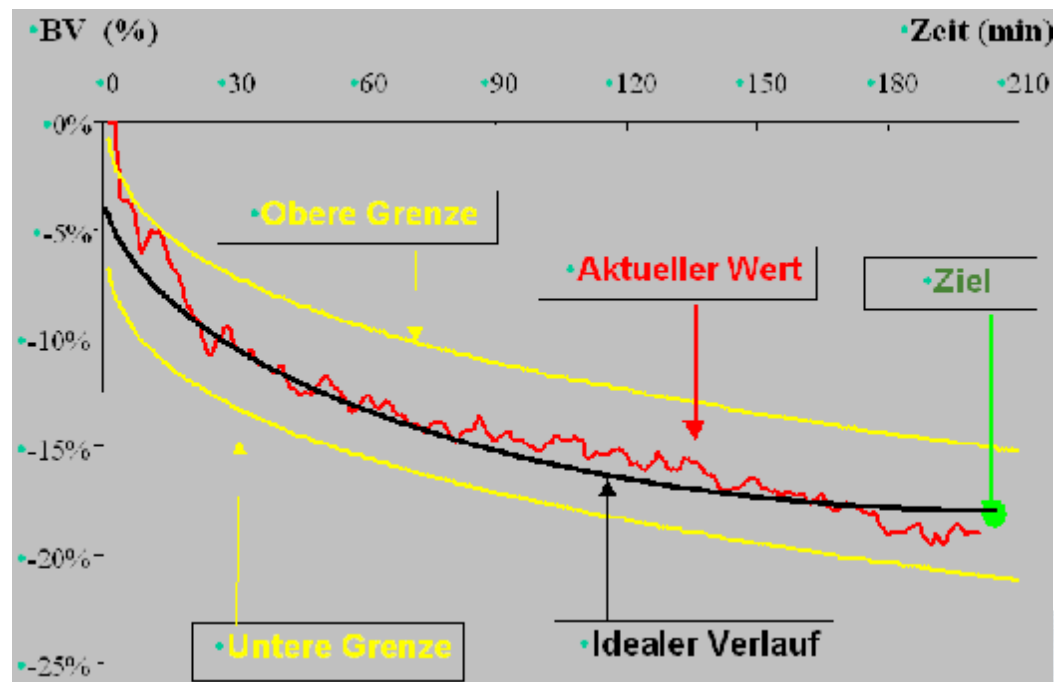
Das Fadenkreuz



Hemocontrol

Biofeedbacksystem für die physiologische Regelung des Flüssigkeits- und Elektrolytgleichgewichts

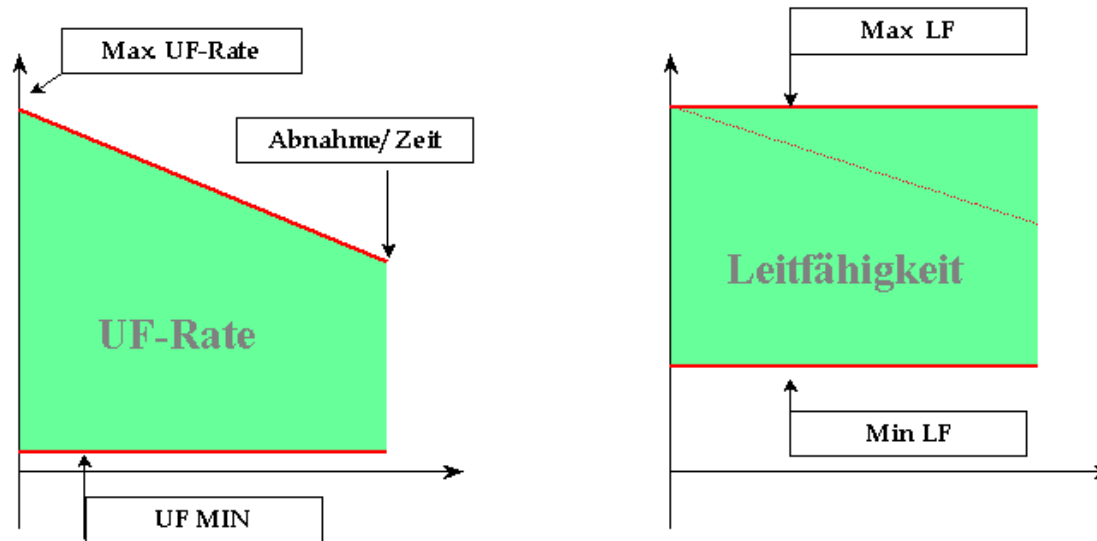
Das Blutvolumen wird entlang einer Ideallinie geführt



Hemocontrol

Biofeedbacksystem für die physiologische Regelung des Flüssigkeits- und Elektrolytgleichgewichts

Sicherheitsparameter

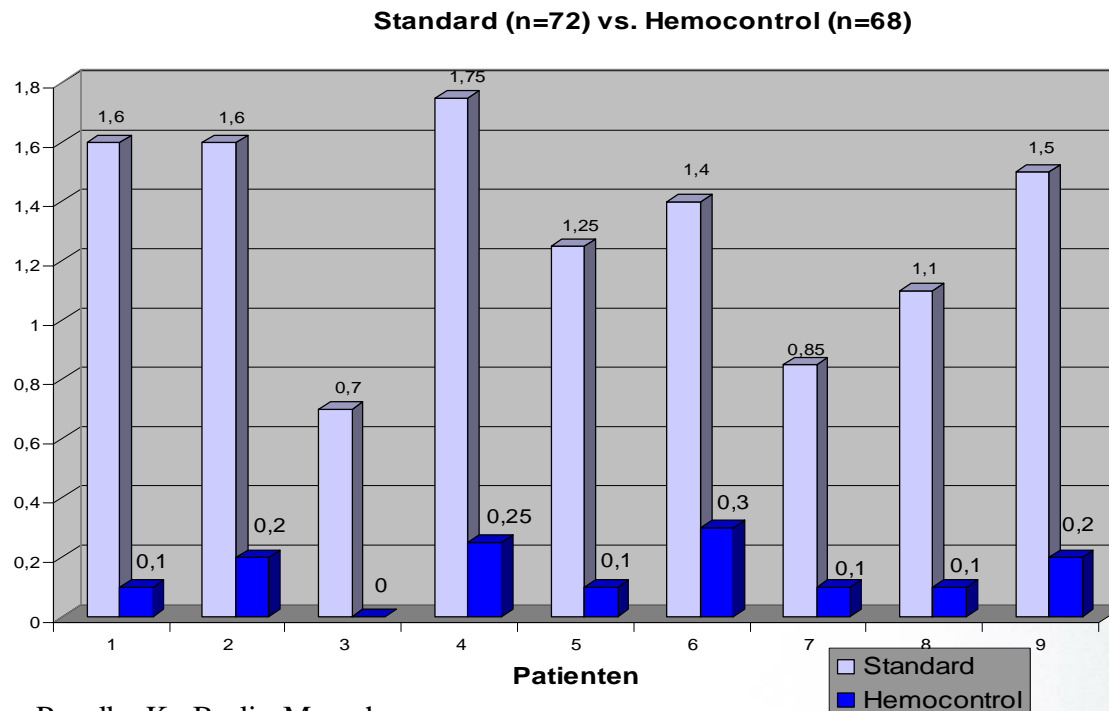


Ein Schutzsystem kontrolliert, ob die vom Gerät gesetzten Werte innerhalb der Sicherheitsgrenzen sind.

Hemocontrol

Biofeedbacksystem für die physiologische Regelung des Flüssigkeits- und Elektrolytgleichgewichts

Klinische Ergebnisse



Als Ereignis wird definiert:

- klinisch relevanter Blutdruckabfall
- Krämpfe
- Erbrechen

Hemocontrol

Biofeedbacksystem für die physiologische Regelung des Flüssigkeits- und Elektrolytgleichgewichts

Zusammenfassung

Hemocontrol vermindert dialysebedingte Komplikation

Verbessert das Wohlbefinden des Patienten

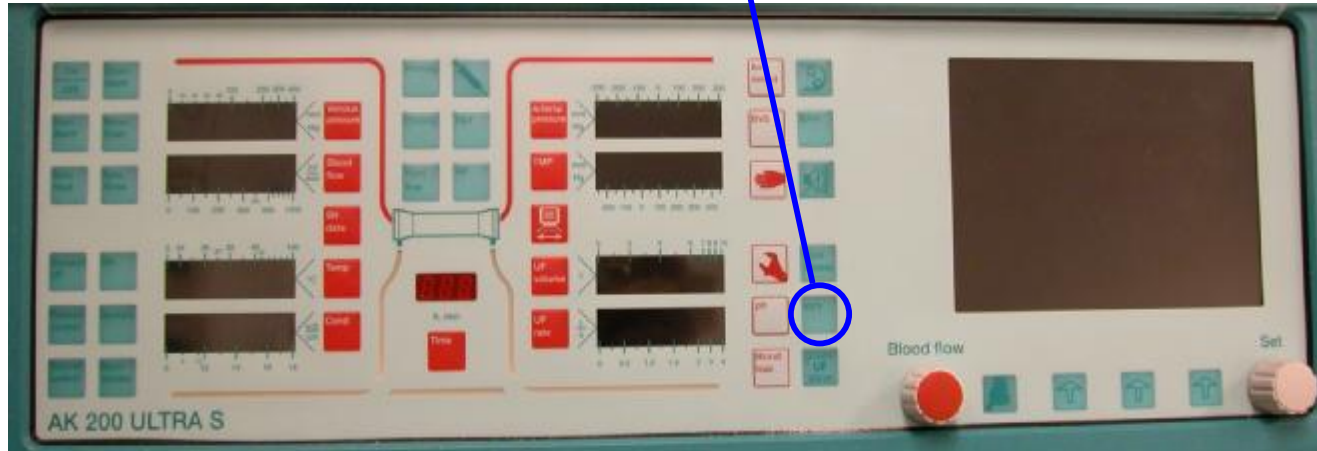
Reduziert Interventionen durch das Pflegepersonal

Sorgt für eine ruhigere Dialyse und verbessert die Lebensqualität des Patienten.

Diascan kontinuierlich kontrollierte Dialyседosis

Kontrollsystem zur „online Messung der Dialyседosis“ mittels
Diascan

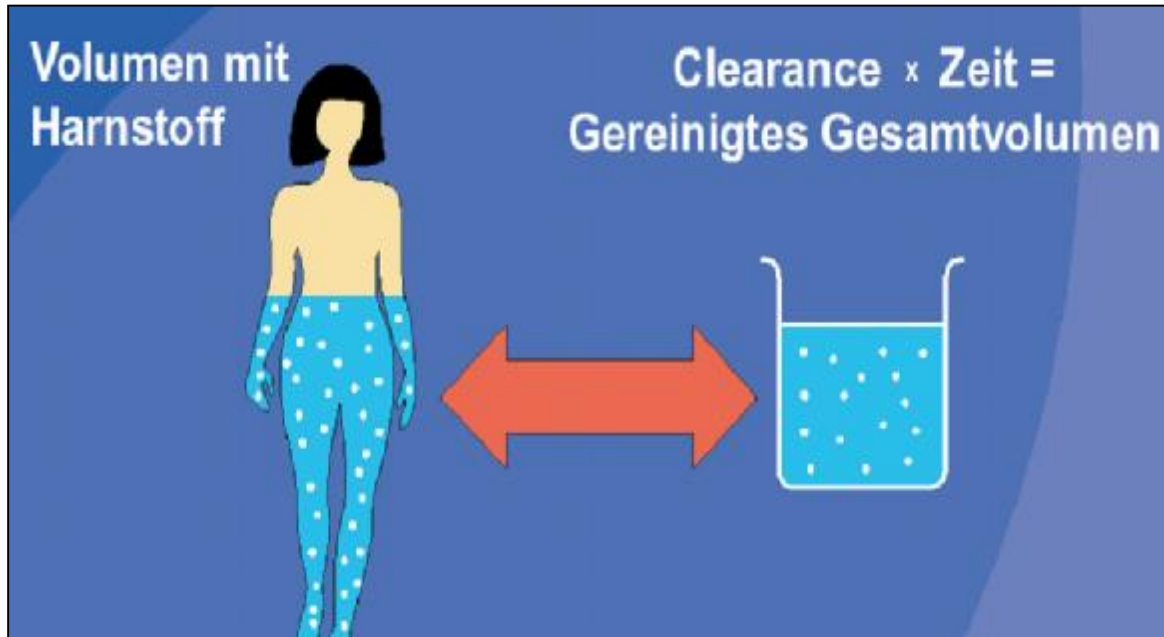
Diascan-Taste



Diascan

kontinuierlich kontrollierte Dialyседosis

Wie können wir die Dialyседosis berechnen ?



Diascan

kontinuierlich kontrollierte Dialyседosis

Wie können wir die Dialyседosis messen ?

Verabreichte Dialyse- Dosis

Harnstoffmessung im Blut !



- prädialytisch
- im arteriellen Schlauch

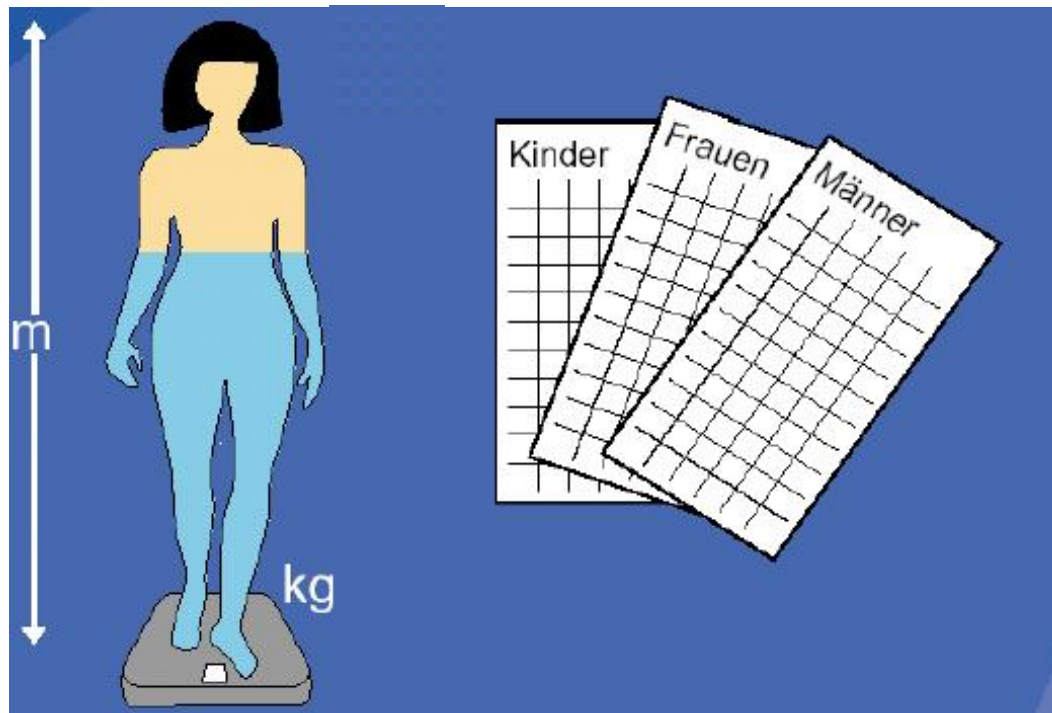


- postdialytisch
- im arteriellen Schlauch
- keine Rezirkulation
- Blutfluß= 50 ml/min
- Wartezeit 1–2 Minuten

$$\frac{Kt}{V} = \ln \frac{\text{Harnstoff}_{\text{prä}}}{\text{Harnstoff}_{\text{post}}}$$

Diascan kontinuierlich kontrollierte Dialyседosis

Abschätzung des Körperwassers

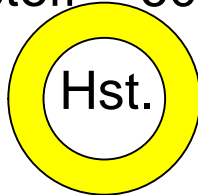


Diascan

kontinuierlich kontrollierte Dialyседosis

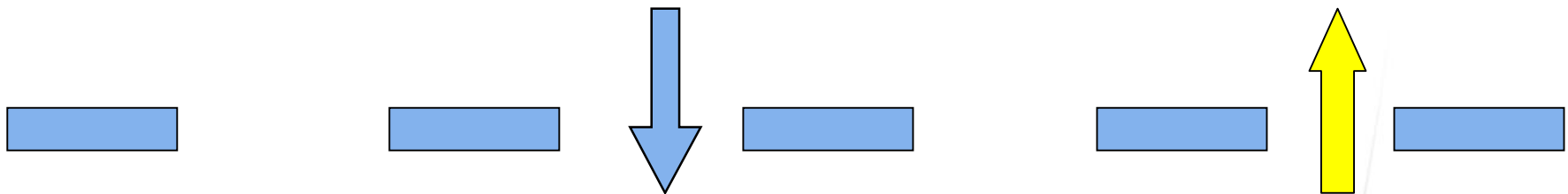
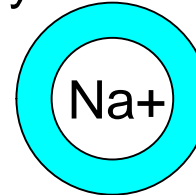
Prinzip der online- Messung der Dialyседosis mit Diascan

Molekulargewicht von
Harnstoff = 60 Dalton



≈

Molekulargewicht von
Natrium+Hydrathülle = 58 Dalton



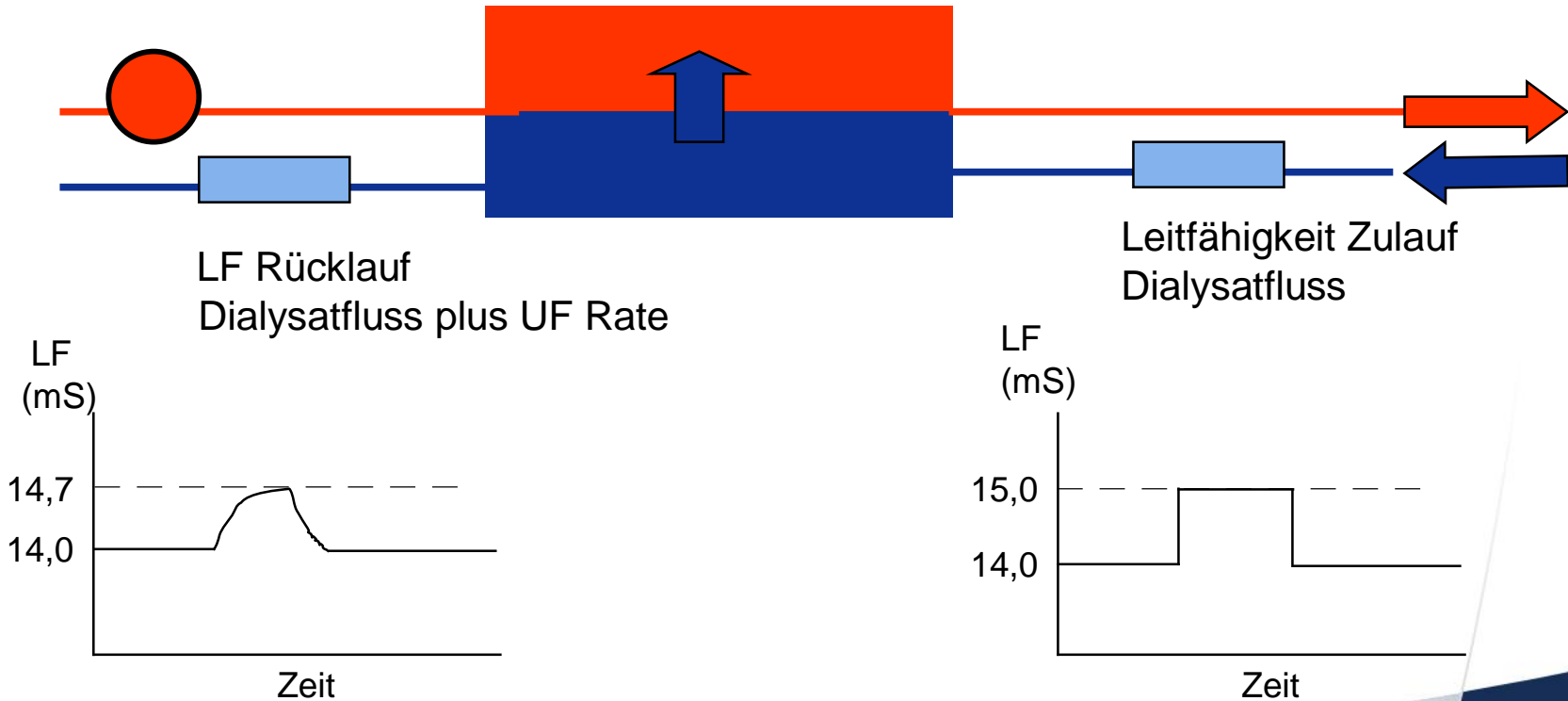
Harnstoffclearance ≈ Natriumclearance ≈ Natriumdialysance

Die Natrium-Clearance kann vom Dialysegerät mit Hilfe der Leitfähigkeit der Dialysierflüssigkeit gemessen werden.

Diascan

kontinuierlich kontrollierte Dialyседosis

Durchführung der Messung



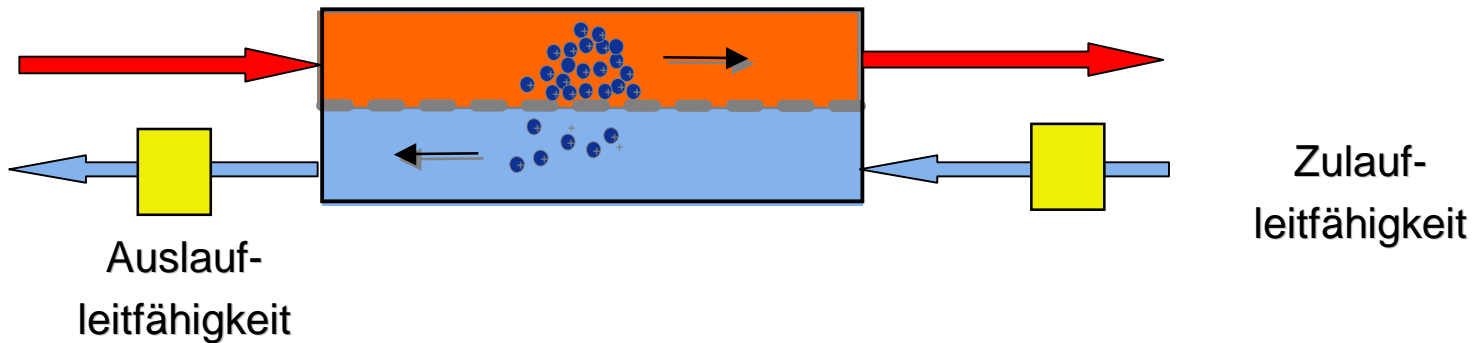
Das Gerät führt Messungen durch, indem es automatisch die Eingangsleitfähigkeit für 5 Minuten um 0,5 mS erhöht. Die Analyse der Reaktion der Ausgangsleitfähigkeit ermöglicht die Berechnung der Natrium-Clearance und der Plasma-Leitfähigkeit.

Diascan

kontinuierlich kontrollierte Dialyседosis

Mess- Prinzip

Kurzzeitige stufenförmige Modifikation der Dialysierflüssigkeits-Leitfähigkeit (NaCl)



Einflussfaktoren:

Membranabhängige Transporteigenschaften, Größe der Membranoberfläche, effektiver Blutfluss, Rezirkulation, Plasmaleitfähigkeit.

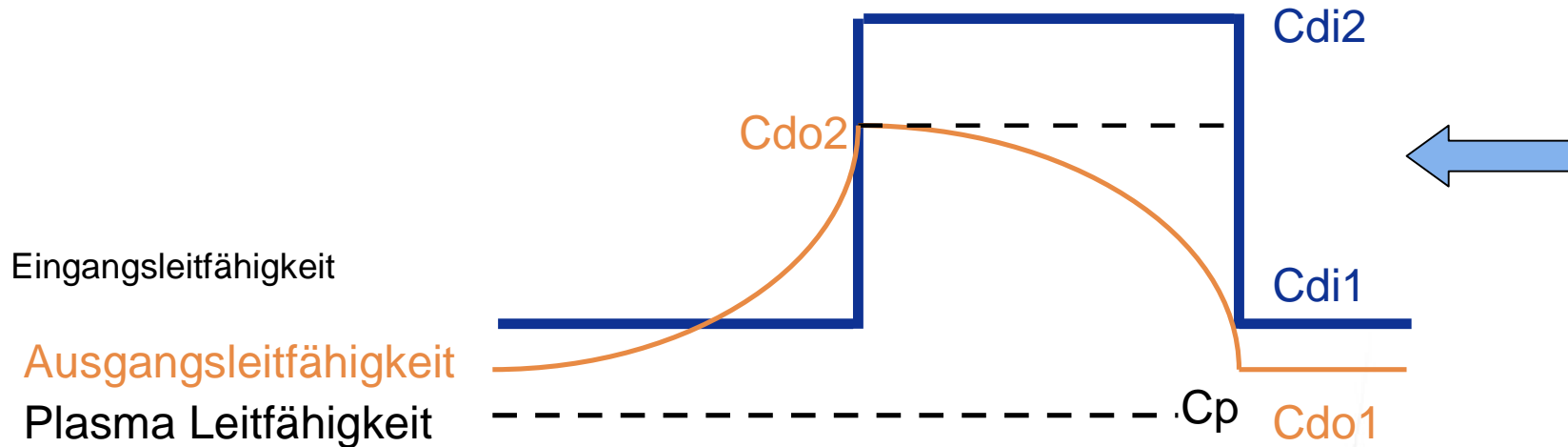
Ergebnis:

Natrium-Dialysance, die in die effektive in-vivo Dialysator Harnstoff-Clearance ($\pm 5 - 7 \%$) umgerechnet wird.

Diascan

kontinuierlich kontrollierte Dialyседosis

Messergebnis: Die Plasmaleitfähigkeit (Cp) und die Na-Clearance (K) werden aus dem Leitfähigkeitssprung und gemessenen Verlauf berechnet.



Cp und K können wie folgt berechnet werden:

$$C_p = \frac{(C_{di1} \times C_{do2}) - (C_{di2} \times C_{do1})}{(C_{di1} - C_{di2}) - (C_{do1} - C_{do2})}$$

$$K = (Q_d + Q_f) \times \left(1 - \frac{(Q_{do2} - Q_{do1})}{(Q_{di2} - Q_{di1})}\right)$$

Diascan

kontinuierlich kontrollierte Dialyседosis

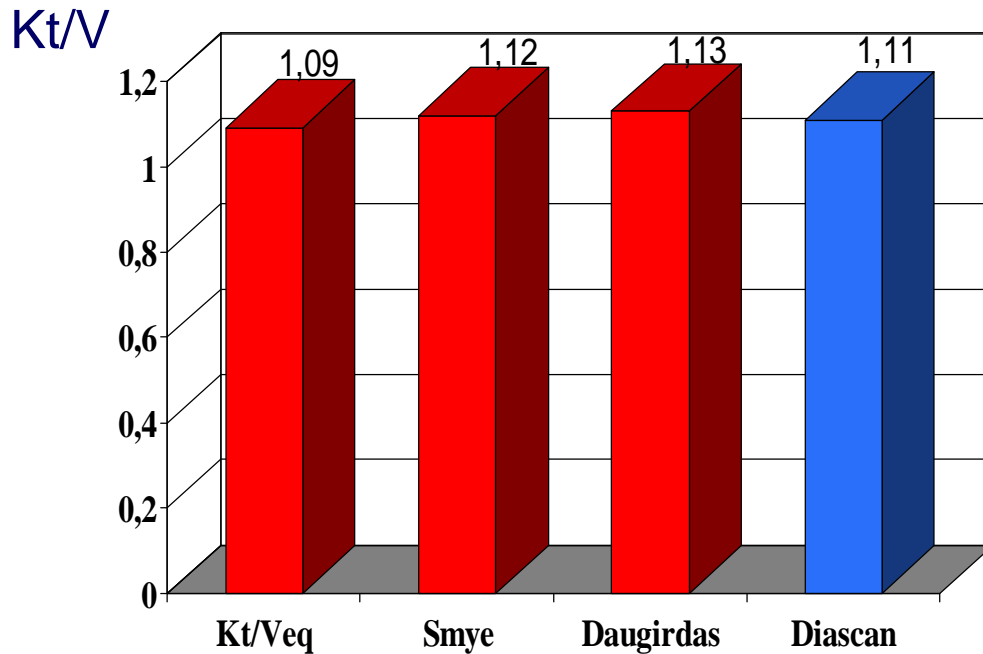
Praktische Ergebnisse- Was zeigt der Bildschirm an?



Diascan

kontinuierlich kontrollierte Dialyседosis

Praktische Ergebnisse



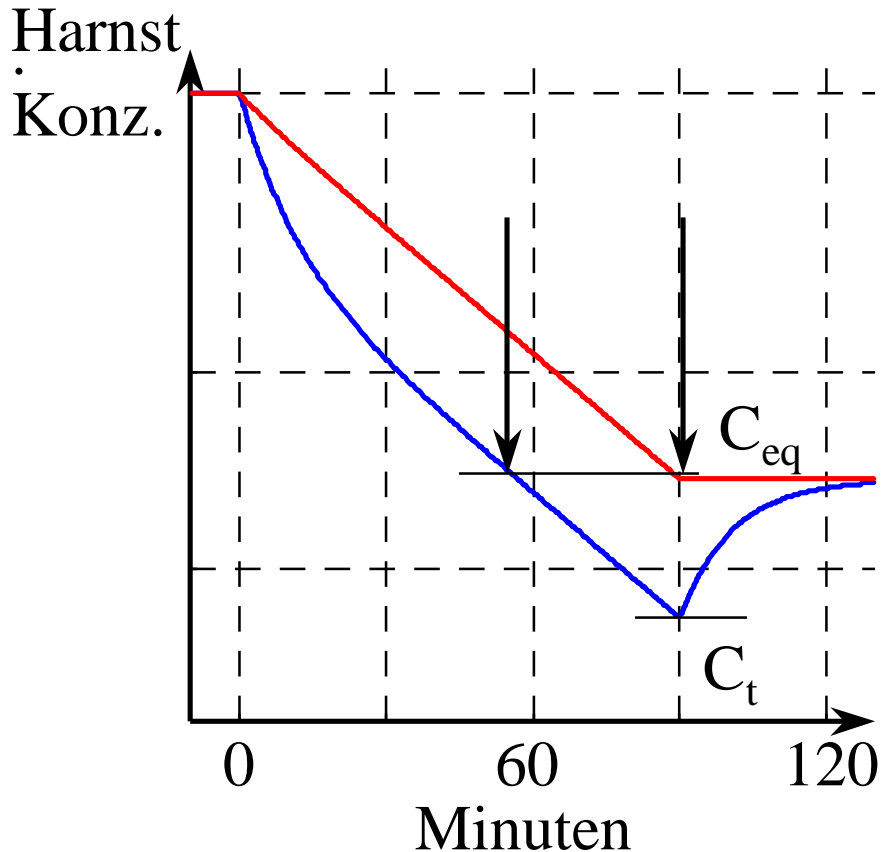
nach Di Filippo et al. ISBP 1996

$(Kt/V_{eq}) = Kt/V$
um den Rebound Effekt korrigiert

Diascan

kontinuierlich kontrollierte Dialyседosis

Abschätzung equilibrierten Kt/V- Wertes



Tattersall:

Messung 35 min vor Ende

Daugirdas:

$eKt/V =$

$$= spKt/V - 0.6 \cdot K/V + 0.03$$

$$= (K/V)_{sp} \cdot (t - 0.6) + 0.03$$

Diascan

kontinuierlich kontrollierte Dialyседosis

Wie hoch sollte die verabreichte Dosis sein?



Gemäß den European Best Practice Guidelines for Hemodialysis (EBPG) (Europäischen Richtlinien für die beste Praxis bei der Hämodialyse) 2002 werden folgende Empfehlungen gegeben:

Diascan

kontinuierlich kontrollierte Dialyседosis

Empfehlungen der ERA/EDTA

- II. 1.3 Basierend auf den verfügbaren Beweisen sollte die minimale verschriebene Dosis pro Behandlung für 3 Behandlungen pro Woche für Harnstoff $eKt/V \geq 1,20$ ($spKt/V \sim 1,40$) betragen.
- II. 5.1 Die Standard HD- Dosis sollte in 3 x 4 h pro Woche verabreicht werden. Selbst wenn die Dialyседosis, ausgedrückt als eKt/V , schon erreicht wurde, ist **eine minimale Behandlungsdauer von 3 x 4 h/Woche** wünschenswert.

Diascan

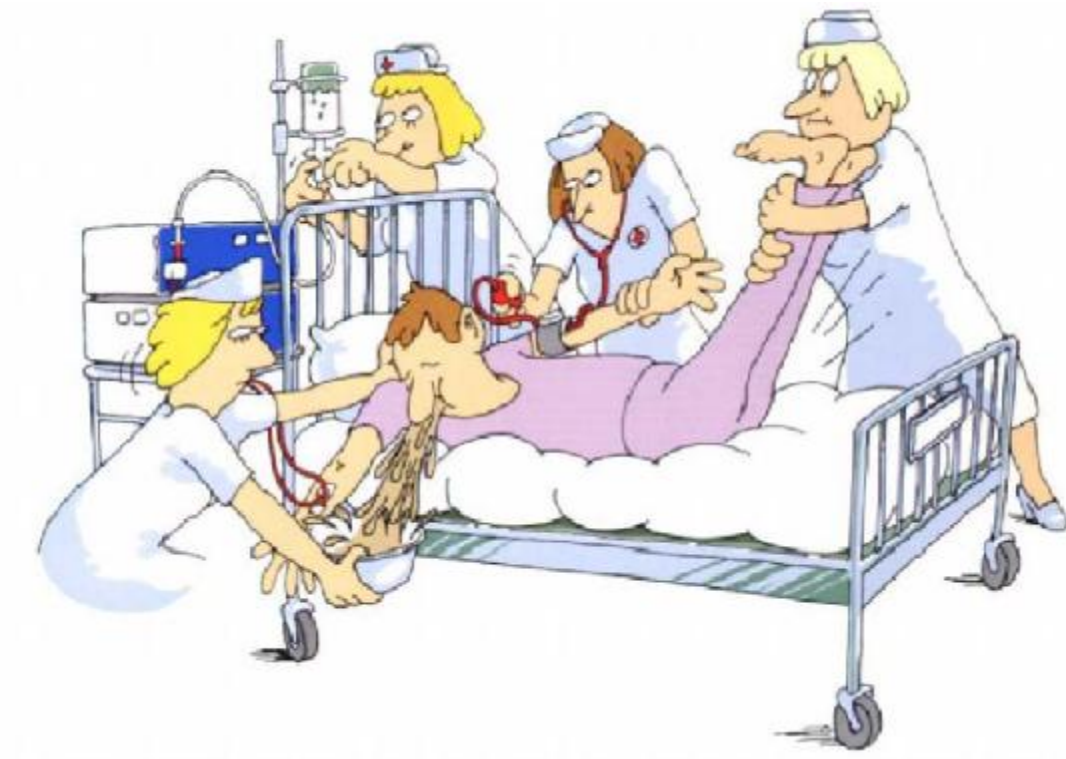
kontinuierlich kontrollierte Dialyседosis

Zusammenfassung

- 1. Moderne Dialysegeräte besitzen effektive und kostengünstige Kontrollsysteme zur Optimierung der Effizienz und Qualität der Dialysebehandlung.**
- 2. Mittels leitfähigkeitsbasierter online- Messungen ist regelmäßige Kontrolle und Dokumentation der verabreichten Dialyседosis kostengünstig möglich und dient der Sicherung der Ergebnisqualität der Behandlung.**

**Vielen Dank für Ihre geschätzte
Aufmerksamkeit !**

XXXXXX



Hemocontrol

Biofeedbacksystem für die physiologische Regelung des Flüssigkeits- und Elektrolytgleichgewichts

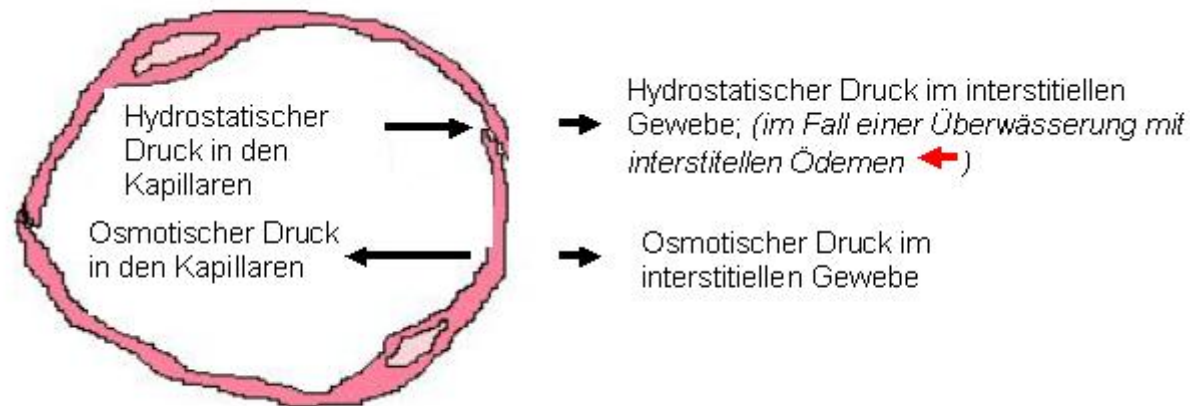
Refilling

Refilling findet im Bereich des interstitiellen Gewebe und der Kapillaren statt. Die treibende Kraft des Refillings sind die Unterschiede von hydrostatischem Druck und osmotischem Druck zwischen den Kapillaren auf der einen Seite und dem interstitiellen Gewebe auf der anderen Seite. Diese allgemeine Theorie des Flüssigkeitsaustausches um die Kapillaren wurde zum ersten Mal vor mehr als 100 Jahren von Starling beschrieben und wird auch das Starling- Equilibrium genannt.

Hemocontrol

Biofeedbacksystem für die physiologische Regelung des Flüssigkeits- und Elektrolytgleichgewichts

Die Kräfte, die dieses Equilibrium bestimmen sind in der Abbildung dargestellt.



Die Kräfte, die zu einer Flüssigkeitsbewegung von den Kapillaren in das interstitielle Gewebe führen, sind mit einem Pfeil nach rechts gekennzeichnet. Diese Kräfte umfassen: 1. Der hydrostatische Druck in den Kapillaren; 2. Ein kleiner negativer hydrostatischer Druck im interstitiellen Gewebe; 3. Der (Kolloid-) osmotische Druck im interstitiellen Gewebe. Diese werden von der Kraft ausgeglichen, die zu einem Transport der Flüssigkeit vom interstitiellen Gewebe zur Kapillare führt (schwarzer Pfeil nach links): Der (Kolloid-) osmotische Druck in den Kapillaren. Wenn sich ein Flüssigkeitsüberschuss im interstitiellen Gewebe entwickelt (wie bei einem überwässerten Dialysepatienten), dann ändert sich der hydrostatische Druck im interstitiellen Gewebe von leicht negativ zu positiv (roter Pfeil nach links).

Hemocontrol

Biofeedbacksystem für die physiologische Regelung des Flüssigkeits- und Elektrolytgleichgewichts

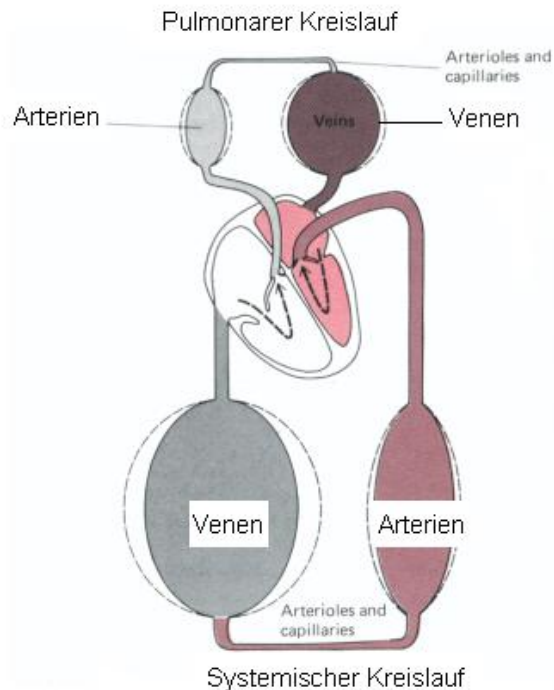
Kompensierende Mechanismen

Der Zweck der kompensierenden Mechanismen ist es, den Blutdruck in Situationen eines abnehmenden Blutvolumens konstant zu halten. Die drei wichtigsten kardiovaskulären Kompensationsmechanismen sind: Verengung der Venen, eine Erhöhung des Pulses und der Kontraktionskraft des Herzens, und das „sich- zusammenziehen“ der kleinen Arterien in bestimmten Organen (Daugirdas, 2001).

Hemocontrol

Biofeedbacksystem für die physiologische Regelung des Flüssigkeits- und Elektrolytgleichgewichts

Schematische Darstellung des Kreislaufs und der wichtigsten Kompensationsmechanismen



Venöse Verengung

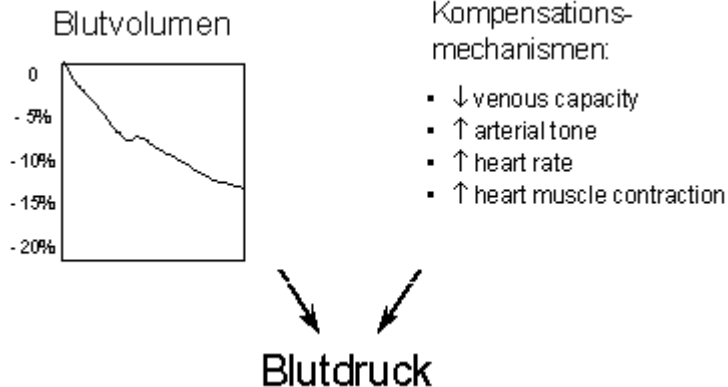
Zunahme der Pulsrate und der Kontraktionskraft des Herzens

Verengung des arteriellen Systems und Umverteilung des arteriellen Blutes zu den wichtigsten Organen

Hemocontrol

Biofeedbacksystem für die physiologische Regelung des Flüssigkeits- und Elektrolytgleichgewichts

Blutdruck, die Resultante von Blutvolumen und den kompensatorischen Mechanismen



Der Blutdruck während der Hämodialyse wird hauptsächlich von einer Kombination der Änderungen im Blutvolumen und einer adäquaten oder unzulänglichen Funktion der kompensatorischen Mechanismen bestimmt.