

„*Physiologische Voraussetzungen für eine effektive Hämodialyse.....“?*“

Die Behandlungsmöglichkeiten chronischer Patienten mit Niereninsuffizienz hat sich in den letzten 20-25 Jahren mit der Entwicklung der technischen Möglichkeiten zu einer scheinbar fast perfekten Therapie entwickelt !

Gleichzeitig hat diese Entwicklung zu einer „Technik-Gläubigkeit“ geführt, die teilweise in „Technik-Selbstverständnis“ übergeht und zum Verlust der Fähigkeit zur Kontrolle oder Überprüfung der gegebenen „Anzeigen“ führt.

Heute ist es selbstverständlich, dass jeder über die Fähigkeit einen Taschenrechner zu bedienen verfügt oder die Grundlagen eines Computers beherrscht. Dies ist eine Entwicklung, die uns allen in vielen Bereichen das Leben erleichtert. Aber es darf nicht dazu führen, dass wir „alle Anzeigen“ in technischen Geräten unkritisch und ohne Überprüfung als gesichert übernehmen dürfen.

Im speziellen Bereich der „Hämodialyse“ sind wir besonders von der rasanten technischen Entwicklung und damit auch von einer immer häufiger anzutreffenden kritik- und überprüfungslosen Übernahme der angezeigten Werte betroffen.

Ohne Zweifel sind diese technischen Möglichkeiten zur Regelung beispielsweise der Dialysat-Leitfähigkeit und der genauen Anpassung der im Dialysat erforderlichen Elektrolyte ein Gewinn für das Wohlbefinden der Patienten und deren Zukunftsperspektiven, letztendlich ein zweifelloser Fortschritt für die gesamte Gesellschaft.

Die Hämodialyse ist ein sehr komplexes und kompliziertes technisches und somit von Technik abhängiges Verfahren, das den betroffenen Patienten bei richtiger Dosierung eine sehr gute Lebensqualität bieten kann, wenn alle erforderlichen

„*physiologischen Voraussetzungen*“ gegeben sind:

Extracorporaler Blutfluss

Keine Rezirkulation im Gefäßzugang

Ausreichender Blutfluss im Gefäßzugang

Ausreichende Herzleistung zur Versorgung des gesamten Organismus in

Anbetracht der zusätzlichen Belastung durch den „Shunt“

Diesen physiologischen Voraussetzungen gelten die folgenden Ausführungen, die mit helfen sollen, mehr Verständnis für erforderliche, regelmäßige Kontrollen in diesem Bereich der Hämodialyse aufzubringen.

1. Extracorporaler Blutfluss:

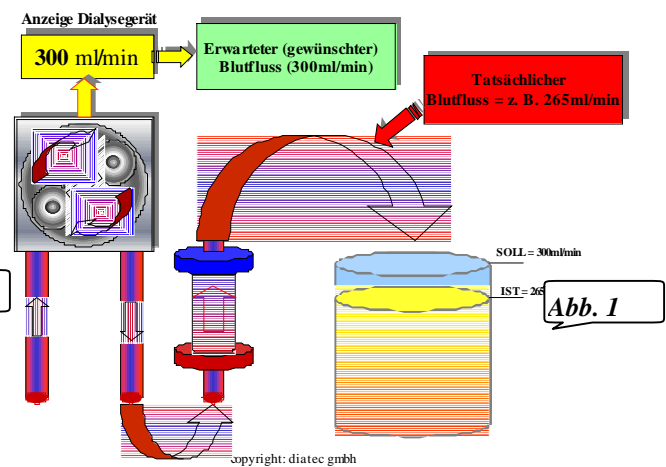
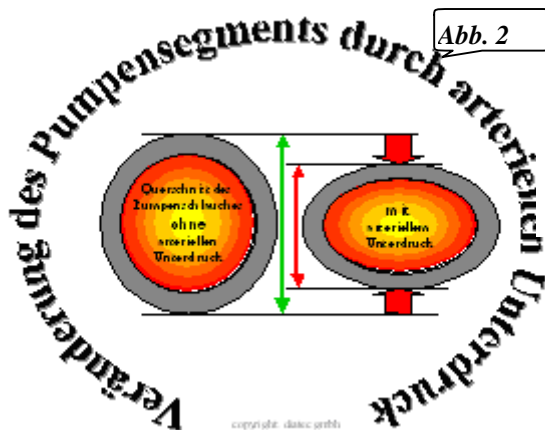
Der „tatsächliche Blutfluss“ im extracorporalen Schlauchsystem und somit im Dialysator weicht sehr oft vom angezeigten Wert ab. *Abb.1*

Dies hat verschiedene Ursachen:

Die Blutpumpe wird in den meisten Fällen mit kaltem Wasser oder NaCl ohne Unterdruck oder sonstige „in-vivo-Bedingungen“ kalibriert. Es dienen hierbei lediglich die Drehzahl der Pumpe und die dabei geförderte Menge als Einstellparameter.

Die Bedingungen im Dialysebetrieb sind gegenüber der oben beschriebenen Kalibrierung völlig verändert. Folgende Gründe sind hierfür verantwortlich:

- Nadelgröße
- Viskosität des Blutes (Hkt /Hb /etc.)
- Temperatur
- Förder-Geschwindigkeit der Blutpumpe
- Qualität des Pumpenschlauches (*Abb.2*)



In nur sehr seltenen Fällen ist der Blutfluss im Shunt mitverantwortlich für den arteriellen Unterdruck, der sich vor der

Blutpumpe einstellt. Das Blutangebot ist bei über 90% aller Shunt's ausreichend. Meistens ist die Nadelgröße nicht den Erfordernissen (*gewünschter Blutfluss im Dialysator*) angepasst.

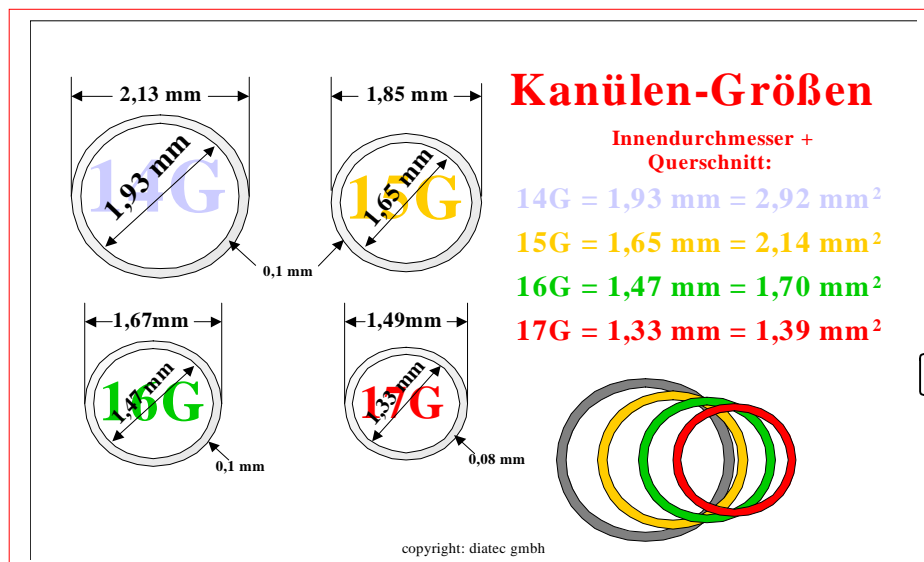
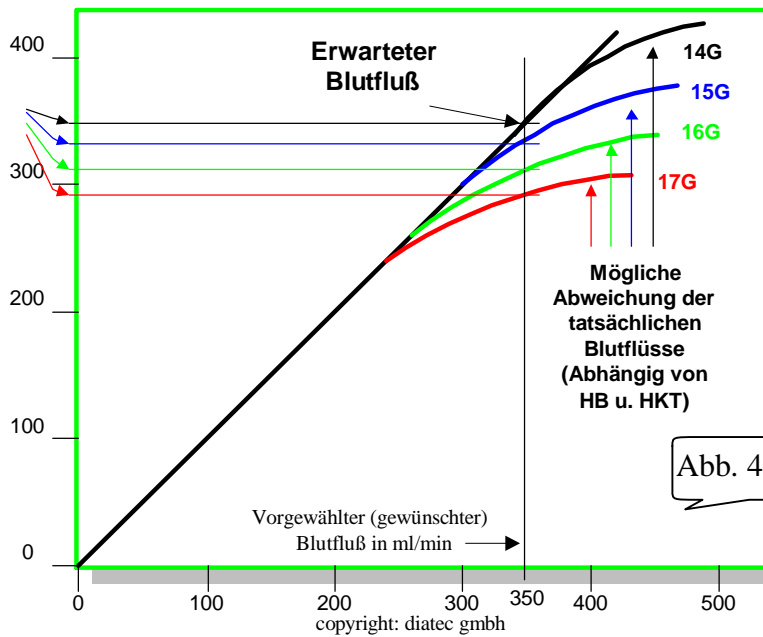


Abb. 3 zeigt maßstabsgetreu die üblichen Nadelgrößen, wie sie in der Hämodialyse verwendet werden.

Abb. 3

Einfluss der Nadelgröße auf effektiven extracorporalen Blutfluss



Im **Abb. 4** wird dargestellt, wie sich der effektive Blutfluss in Abhängigkeit der verwendeten Nadel verhält.

Abb. 4

Hier wird am Beispiel „gewünschter Blutfluss“ = 350ml/min gezeigt, dass nur mit der **Größe 14G** dieser Wert ohne Verlust erreicht wird. Die Grafik zeigt außerdem deutlich, dass ein sinnvoller Einsatz der Größe 17G nur bis etwa 250 ml/min gegeben ist.

(Die 17G-Kanüle wurde zu einer Zeit entwickelt, als es noch kein EPO gab. Die typischen HB-Werte von Dialysepatienten lagen damals bei 4 - 7. Das Blut war damals also „dünnflüssiger“ und deshalb für diese Kanüle unproblematisch)

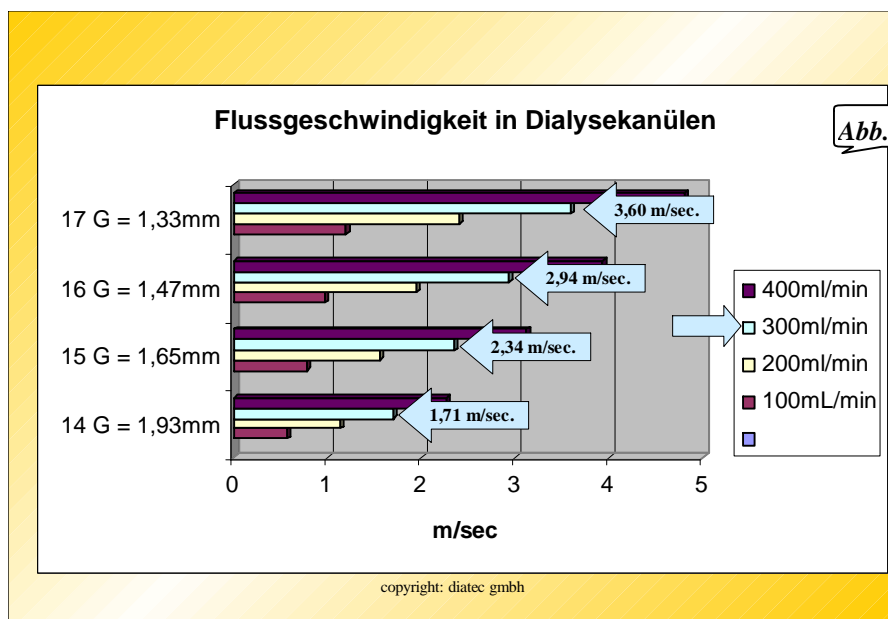


Abb. 5

Abb. 5 zeigt die Geschwindigkeit, mit der das Blut die entsprechende Kanüle durchströmt. Die hellblau hinterlegten Balken zeigen die Geschwindigkeiten bei einem „tatsächlichen“ extracorporalen Blutfluss von 300 ml/min.

Um die Bedeutung des „tatsächlichen“ extracorporalen Blutflusses zu bewerten, ist es erforderlich den quantitativen „Reinigungseffekt“ des Blutes durch den Dialysator zu kennen:

„ Clearance“

Definition in der Dialyse:

Mit „Clearance“(ml/min) wird die Menge Blut angegeben, die von einer bestimmten Substanz innerhalb einer Minute bei einer bestimmten Blutpumpengeschwindigkeit gereinigt wird.

Beispiel: für Dialysator „X“ bei Blutpumpe = „300ml/min“

Harnstoff = 242, Krea. = 215, Phosp. = 208, B12 = 102

copyright: diatec gmbh

„Clearance“ wird mit folgender Formel ermittelt:

Konzentration am Eingang des Dialysators – *minus* - Konzentration am Ausgang des Dialysators – *geteilt* – durch Konzentration am Eingang des Dialysators
–mal – effektiver Blutfluss

Man sieht aus dieser Formel, dass der effektive extracorporale Blutfluss die entscheidende Rolle für die Clearance und somit die Dialysequalität spielt.

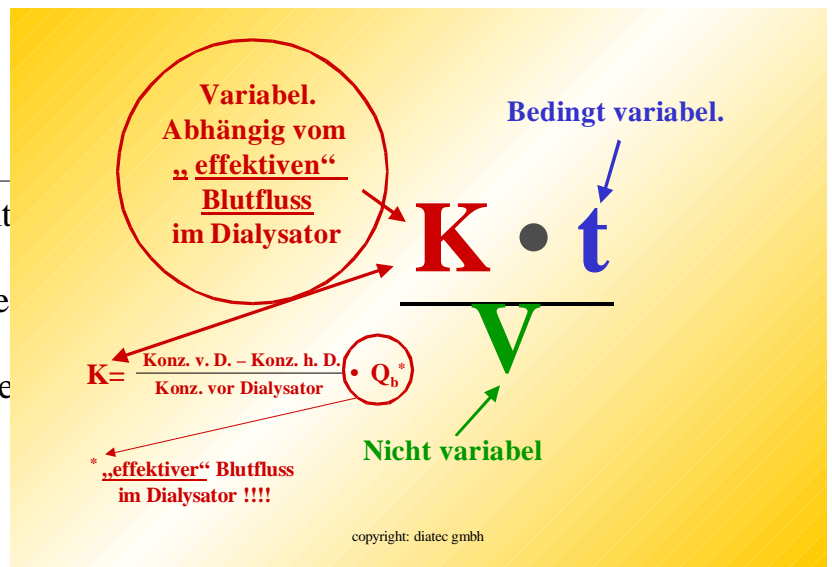
$$K \times t / V$$

Clearance x Behandlungszeit

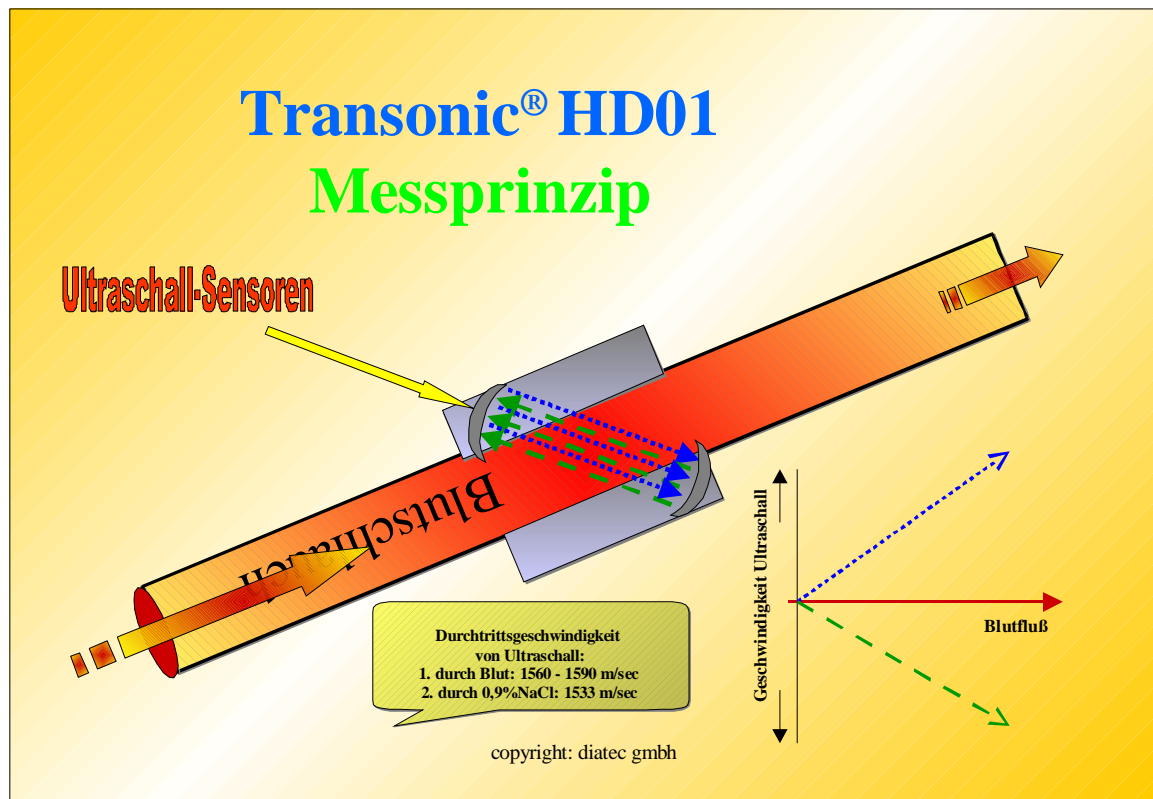
Verteilungsvolumen

als Qualitätsfaktor für die Dialyse nimmt, zeigt sich noch deutlicher, warum der „tatsächliche extracorporale Blutfluss“ einen der wichtigsten Faktoren für eine effektiven Hämodialyse darstellt:

K = Clearance wurde oben bereits beschrieben,
t = Behandlungszeit bedeutet die „effektive Zeit“ der Dialyse
V = Verteilungsvolumen beschreibt das „Flüssigkeitsvolumen“ des Körpers.
 In diesem **V** befinden sich die zu entfernenden Urämiesubstanzen



Mit dem Ultraschall-Meßsystem „**Transonic HD01**“ ist es erstmals möglich, den extracorporalen Blutfluss „in vivo“ zu messen:



Die am venösen Blutschlauch angebrachte Sonde misst die Geschwindigkeit des Ultraschalls ca. 45° gegen und mit dem Blutfluss. Die Bewegung des Blutes im Schlauch beeinflusst die Durchtrittsgeschwindigkeit von Ultraschall je nach dessen Richtung. Diese Veränderungen werden in einem Speicher-IC festgehalten. Dadurch ist es möglich, den exakten Fluss im Blutschlauch „zu messen“.

Es gibt heute Dialyse-Geräte, die den „effektiven“ extracorporalen Blutfluss auf Abruf anzeigen (Fresenius). Hierbei handelt es sich jedoch **nicht um einen gemessenen Wert**. Der hier angezeigte Wert basiert auf der Annahme, dass der Blutfluss in Abhängigkeit von arteriellem Unterdruck und einer eingestellten Geschwindigkeit einen bestimmten „effektiven“ Wert ergibt. Unter idealen Bedingungen kommt dieser angezeigte Wert dem tatsächlichen Wert sehr nahe. Ein Defekt der Blutpumpe oder andere nicht aufgezeichnete Einflüsse werden dabei jedoch nicht berücksichtigt.

Eine regelmäßige „**Qualitätskontrolle der Blutpumpe**“ in vivo ist z. Zt. nur durch den Einsatz des „**Transonic HD01**“ gewährleistet.

2. Rezirkulation

Was bedeutet **„Rezirkulation“**
in der Hämodialyse?

Rezirkulation bedeutet, dass Blut, welches den Dialysator passiert hat und somit von dialysepflichtigen Substanzen bereinigt wurde, wieder am Dialysatoreingang erscheint, ohne sich im Körper des Patienten mit neuen Urämiesubstanzen beladen zu haben !

copyright: diatec gmbh

Warum Rezirkulationsmessung ?

Eine Rezirkulation vermindert die Dialyse-Dosis und somit die Dialyse-Qualität !

Der „effektive“ extracorporale Blutfluss wird prozentual um den Rezirkulationsanteil reduziert !

copyright: diatec gmbh

Es gibt primär zwei Arten von **Rezirkulation** in der Hämodialyse:

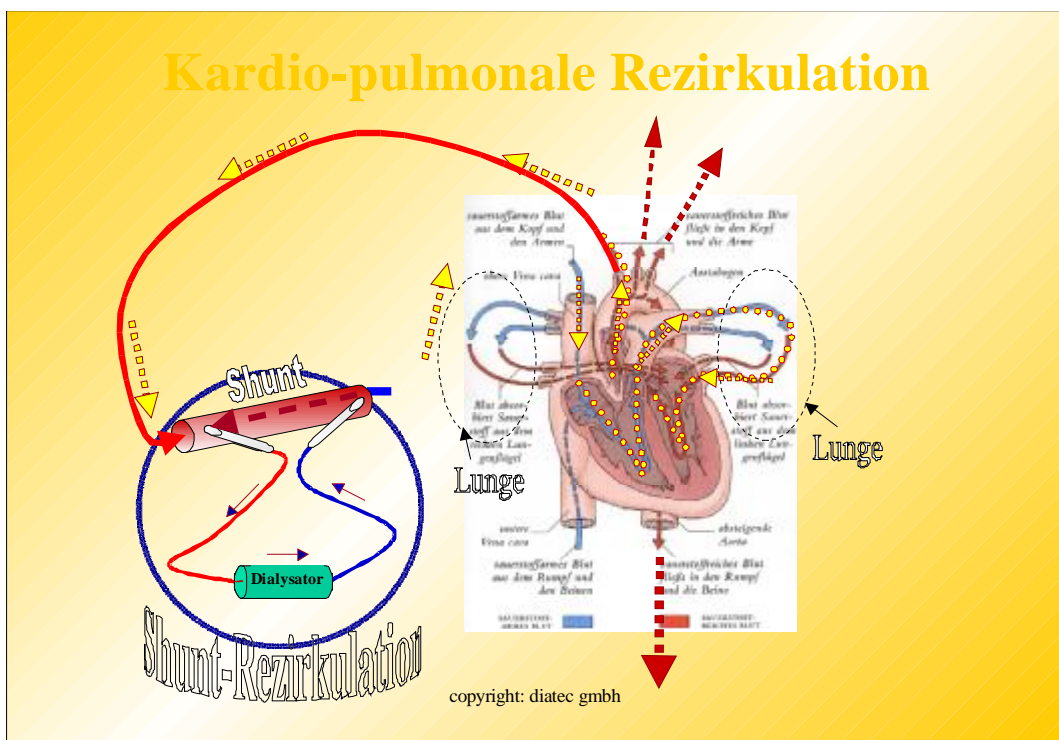
1. Die kardio-pulmonäre Rezirkulation
2. Die Rezirkulation im Gefäßzugang

Beide Arten der Rezirkulation sind unerwünscht, wobei die erstgenannte nicht vermieden werden kann!

copyright: diatec gmbh

Die **K**ardio-**V**askuläre **R**ezirkulation

(auch Kardio-pulmonale-Rezirkulation) findet bei allen Hämodialyse-Patienten mit einem Shunt als Dialyse-Zugang statt. Die Höhe dieser Rezirkulation hängt vom Herzzeitvolumen, Shuntfluss und Lage, bzw. Position des Shunts ab. Die höchste Rate dieser Rezirkulation wird bei Patienten mit Oberarmshunt und geringer Herzleistung erreicht. Dies ist damit zu erklären, dass der geringe Widerstand des Shunts durch die Nähe zum Herzen und gleichzeitig das verminderte Druckaufkommen, bedingt durch die schlechte Herzleistung, den kürzesten und leichtesten Weg des Kreislaufes darstellt. Auch die Durchlässigkeit des Shunts (Shuntfluss) beeinflusst die **KVR**. Tatsache ist, dass die **KVR** während der Dialysebehandlung ansteigt. Erklärbar durch den HKT-Anstieg bedingt durch den Wasserentzug.



Diese Art der Rezirkulation lässt sich nicht, bzw. nur in geringem Maße mit sehr viel Aufwand beeinflussen. Es ist deshalb wichtig zu wissen, dass dieser Rezirkulationsanteil in der Regel zwischen 3 und 15% liegt und bei der Berechnung der „Dialyse-Dosis“ mit einbezogen werden muss.

Der in der Abbildung gelb markierte Weg beschreibt die **KVR**.

Mit dem Wissen dieser Tatsachen (Blutflussanzeige der Maschine falsch positiv und vorhandener **KVR**) erklärt sich, warum der errechnete Kt/V oft nicht mit dem gemessenen Laborergebnis übereinstimmt.

Es ist sicher nicht falsch, wenn man **10%** als mittleren Wert der **KVR** in seine Berechnung mit einbezieht, da sich noch weitere Fehler, wie z. B. Clearance-Angaben des Dialysators unter anderen Bedingungen ergeben.

Jede Art der Rezirkulation vermindert die Dialyse-Dosis und somit die Dialyse-Qualität, wenn sie unerkannt oder unberücksichtigt bleibt.

3. Rezirkulation im Gefäßzugang (Shunt)



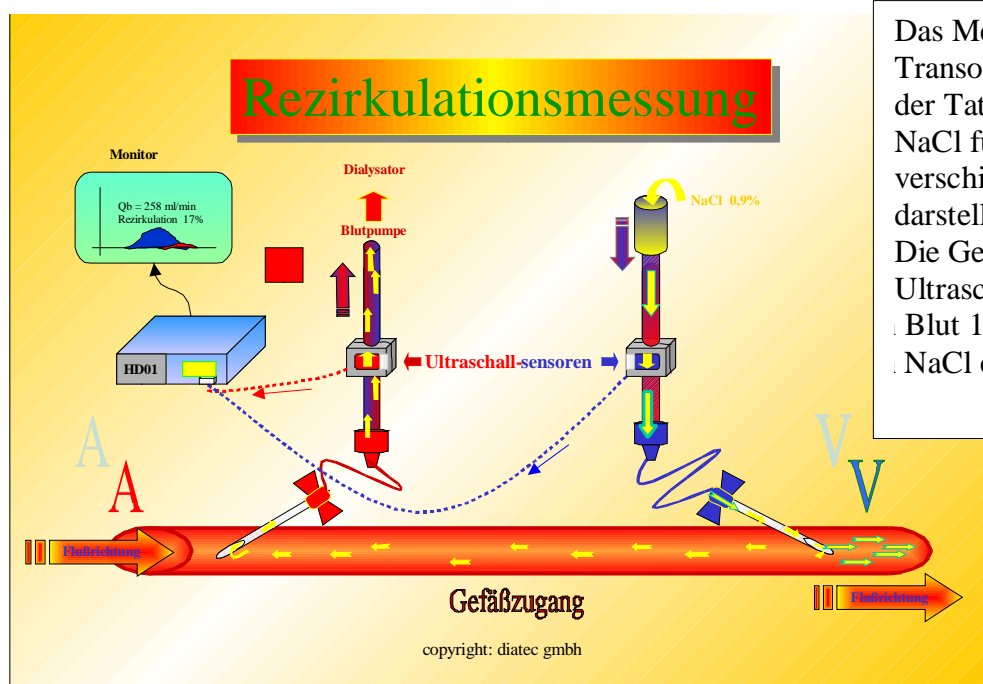
Im Gefäßzugang (Shunt) Fistel oder Prothese darf keine Rezirkulation stattfinden.
Die herkömmlichen Methoden der Rezirkulationsmessung wie 3-Nadel-Methode oder Temperaturveränderung messen immer die vorher beschriebene KVR mit und können deshalb zu Fehldiagnosen, bzw. -Interpretationen führen.

Die Verdünnungsmethode mit dem „Transonic HD01“ stellt die z. Zt. zuverlässigste Methode der Shunt-Rezirkulationsmessung und somit den „Gold-Standard“ dar.

Die Methode:

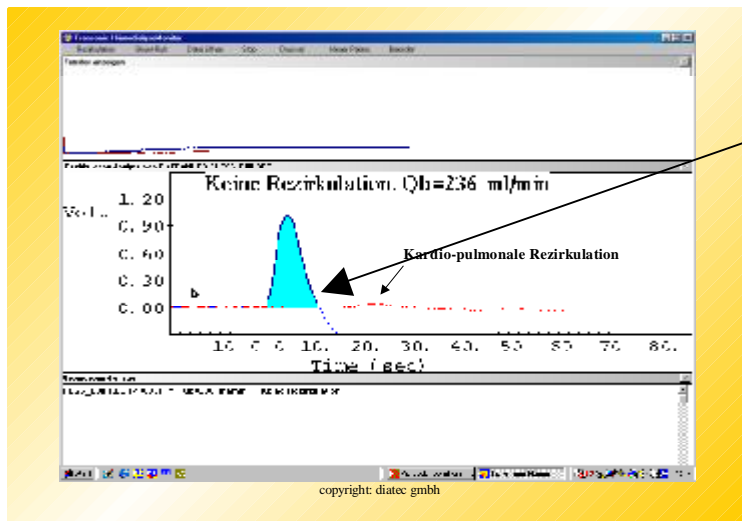
Zwei Ultraschall-Sonden werden an den Blutschläuchen (art. und ven.) ca. 5 – 10 cm von den Kanülenanschlüssen angebracht. In diesen Sonden wird die Durchtrittsgeschwindigkeit des Ultraschalls durch Blutschlauch und Blut gemessen.

Für die Messung werden ca. 5- 10 ml 0,9%NaCl in den venösen Blasenfänger gespritzt. Das NaCl passiert die venöse Ultraschallsonde und wird registriert. Über den HD01-Monitor wird die injizierte Menge ermittelt und zur Auswertung an den angeschlossenen Laptop-Computer weitergeleitet.



Das Messprinzip des Transonic HD01 beruht auf der Tatsache, dass Blut und NaCl für Ultraschall verschiedene Widerstände darstellen.
Die Geschwindigkeit von Ultraschall beträgt:
Blut 1560 – 1590m/sec
NaCl exakt 1533m/sec

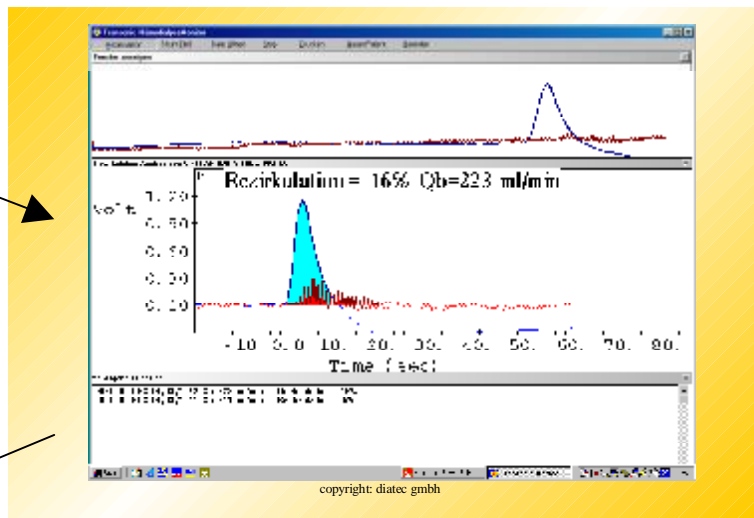
Fließt ein Teil des injizierten NaCl gegen die Flussrichtung im Shunt, so wird dies an der arteriellen Sonde erkannt und sofort über den HD01-Monitor zum Laptop weitergemeldet. Dort wird eine sofortige Auswertung erstellt und die Rezirkulation in % angezeigt.



Übliches Ergebnis bei über 90% aller HD-Patienten):

Keine Rezirkulation im Gefäßzugang.

Rezirkulation im Gefäßzugang.



Wird eine Rezirkulation im Gefäßzugang festgestellt, ist zunächst die Ursache hierfür abzuklären.

Häufigste Ursachen für Rezirkulation im Gefäßzugang:

- 1. Zu geringer Blutfluss im Gefäßzugang**
- 2. Aneurysma**
- 3. Falsch angeschlossen (Loop)**

copyright: diatec gmbh

Ist bei einer festgestellten Rezirkulation die Anatomie des Gefäßzuganges nicht zu 100% bekannt, wird man zuerst eine zweite Rezirkulationsmessung mit an den Kanülenanschlüssen vertauschten Blutschlauchsystemen vornehmen. Wird jetzt bei unveränderter Blutpumpen-Geschwindigkeit „keine Rezirkulation“ angezeigt, war der Shunt vorher falsch angeschlossen. Dies wird öfters bei sogenannten „Loops“ festgestellt, weil eine sichere Überprüfung nach der Shuntanlage nicht stattgefunden hat.

Beispiel einer Rezirkulationsmessung:

09:47 Neuer Patient **A. R.** 250753 Fistula Blutdruck=160/ 80
 Blutpumpen-Einstellung = 230 ml/min Transonic Pumpen-Fluß = 220 ml/min

09:50 REC 218 Rezirkulation = 10% 01.REC
09:52 REC 193 Rezirkulation = 12% 01.REC
09:56 SHN 256 Shunt-Fluß = 720 ml/min 00.SHN
09:59 SHN 247 Shunt-Fluß = 740 ml/min 00.SHN

Rezirkulation Analyse von C:\TRANHD01\AGRILL00.REC

Rezirkulation = 12% Qb=193 ml/min

Meßergebnis-eintr.

| | | |
|--------------------------|---------------|---------------------|
| AGRILL00.REC 06/11/17 #2 | Qb=193 ml/min | Rezirkulation = 12% |
| AGRILL01.REC 06/11/17 #1 | Qb=218 ml/min | Rezirkulation = 10% |

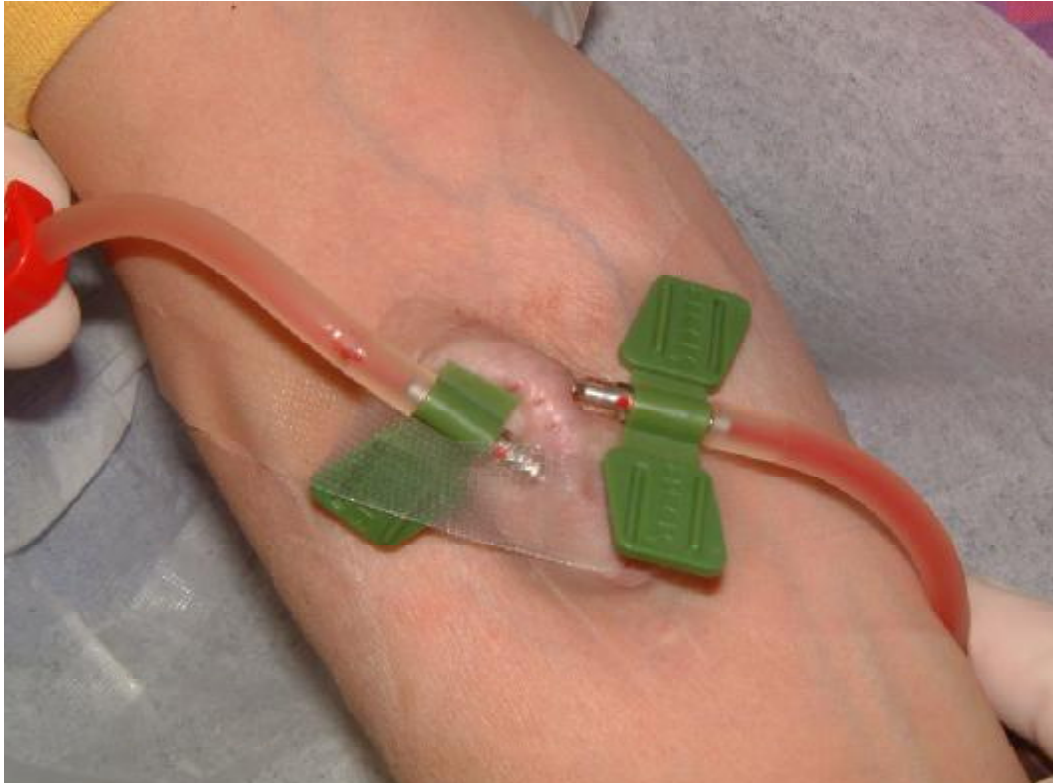
Shunt-Fluß Analyse von C:\TRANHD01\AGRILL00.SHN

Shunt-Fluß = 740 ml/min

Meßergebnis-eintr.

| | | |
|--------------------------|---------------|-----------------------|
| AGRILL00.SHN 06/11/17 #2 | Qb 247 ml/min | Shunt-Fluß 740 ml/min |
| AGRILL00.SHN 06/11/17 #1 | Qb 256 ml/min | Shunt-Fluß 720 ml/min |

Rezirkulation bedingt durch Punktion in Aneurysma. (S. Foto unten)



Die Ergebnisse der Rezirkulationsmessungen in diesem Gefäßzugang zeigen, dass eine Verringerung der Blutpumpengeschwindigkeit hier keine Verbesserung der Rezirkulation bringt.

Flussrichtung in einem „Loop“ ????

Mit dem HD01 eine einfache und 100% sichere Methode:

Wird im Loop eine Rezirkulation festgestellt, so wird eine weitere Rezirkulationsmessung mit an den Kanülen vertauschten Blutschläuchen gemacht. Ist jetzt keine Rezirkulation zu erkennen, war der Zugang zuerst falsch angeschlossen. Sollte aber auch jetzt eine Rezirkulation angezeigt werden (Blutpumpe bei beiden Messungen mit gleicher Geschwindigkeit), so ist der Loop in der Position richtig angeschlossen, bei der die Rezirkulation geringer war. In diesem Fall muss aber unbedingt der Fluss gemessen werden, weil in richtig angeschlossener Position keine Rezirkulation vorhanden sein darf.

Die häufigste Ursache für Rezirkulation im Gefäßzugang bei Hämodialysepatienten ist der zu niedrige Blutfluss im entsprechenden Gefäß. Um diesen Zustand zu vermeiden, ist es erforderlich, den Fluss im Gefäßzugang ständig zu überwachen und die Veränderungen zu dokumentieren um rechtzeitig intervenieren zu können.

Die genaueste, sicherste und einfachste Methode für diese
„Qualitätskontrolle“ ist die
„Krivitzki-Methode“ mit dem **„Tranasonic HD01/02“**
(diatec GmbH , seefeld)

Diese Methode wird nachfolgend ausführlich beschrieben.

4. „Shunt-Fluss“

(Blutfluss im Gefäßzugang)



Der Blutfluss im Gefäßzugang ist der aussagefähigste Parameter für die **Qualität des Shunts**.

Bisher war jedoch das Hauptproblem die exakte Ermittlung dieses Flusses. Die gängigste Methode, die „Ultraschall-Doppler-Messung“ ist mit dem Problem der Anwenderabhängigkeit behaftet. Dies bedeutet, dass die Ergebnisse je nach Erfahrung und Gründlichkeit des Anwenders sehr

stark variieren können. Die Erfahrung zeigt, dass sehr h im Gefäßzugang diagnostiziert werden, als diese wirklich sind. Der Grund dafür ist, dass ein Doppler nur „Geschwindigkeit“ messen kann, nicht aber die Menge des Blutes mit der ermittelten Geschwindigkeit. Die „Menge/Zeit“ wird im Ultraschall-Doppler nach Ausmessung des Gefäßes errechnet. Hier liegt die Hauptfehlerquelle dieser Methode.....

Die „Krivitzki-Methode“ mit dem „Trasonic HD01/02“ ist **anwender-unabhängig**. Dies bedeutet, dass jeder Anwender die absolut gleichen Bedingungen vorfindet und der Ablauf der Messung so standardisiert ist, dass die Messung bei jedem Gefäßzugang von völlig verschiedenen Anwendern die gleichen Ergebnisse bringt. Dies ist beim Ultraschall-Doppler-Verfahren nahezu ausgeschlossen, weil zu viele individuelle Fehlerquellen bedingt durch subjektive Arbeitsmethoden einfließen können.

Wie funktioniert die „Krivitzki-Methode“?

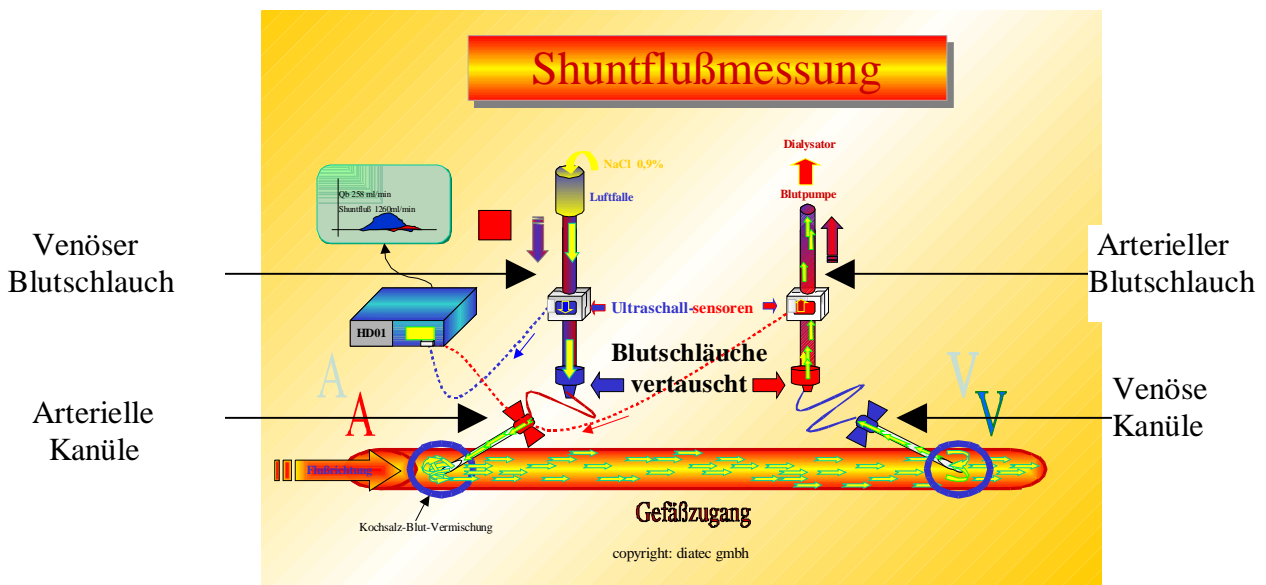
Um mit dieser Methode den „Shunt-fluss“ ermitteln zu können ist eine Voraussetzung Bedingung:

Die arterielle Kanüle „muss“ gegen den Blutfluss im Gefäßzugang punktiert sein.



Für die Messung des Shunt-Flusses wird wie bei der Rezirkulationsmessung 0,9% NaCl als Indikator verwendet.

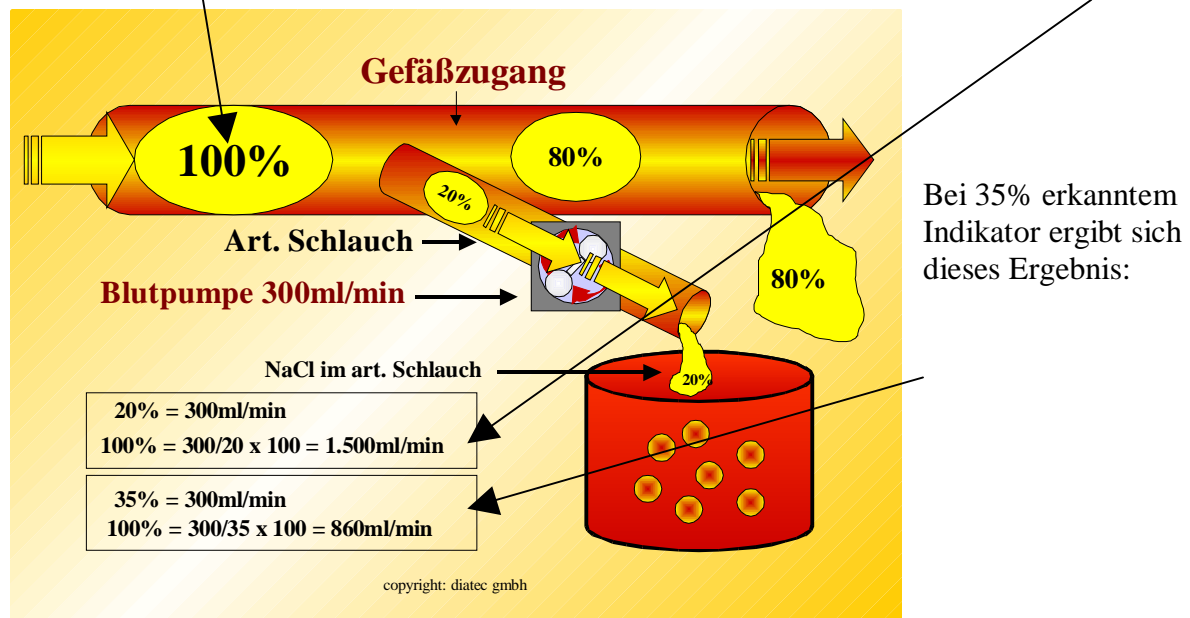
Die Ultraschallsonden bleiben wie bei der Rezirkulationsmessung an den Blut-schläuchen. Die Blutschläuche selbst werden jetzt aber an den Kanülen-Anschlüssen vertauscht. Das bedeutet: Arterieller Blutschlauch an venöser Kanüle und umgekehrt.



Die Messung des „Shunt-Flusses“ basiert auf einer einfachen aber genialen Idee:

Um die Flussmenge in einem Gefäß, einem Bach oder einem sonstigen Gebilde, welches Flüssigkeit führt zu bestimmen, leitet man einen Teil mit einer feststehenden Flussmenge / Zeit (feste Pumpengeschwindigkeit) ab. Gibt man jetzt vor dieser Abzweigung dem Gesamtfluss einen Indikator zu und vermischt diesen mit dem Fluss, so kann man durch die in dem Abzweig erkannte Menge dieses Indikators auf die Gesamt-Flussmenge umrechnen.

Wird z. B. die abgeleitete Pumpe mit 300ml/min betrieben und der darin gemessene Indikatoranteil beträgt 20% vom zugesetzten Indikator, ergibt sich folgende Berechnung:



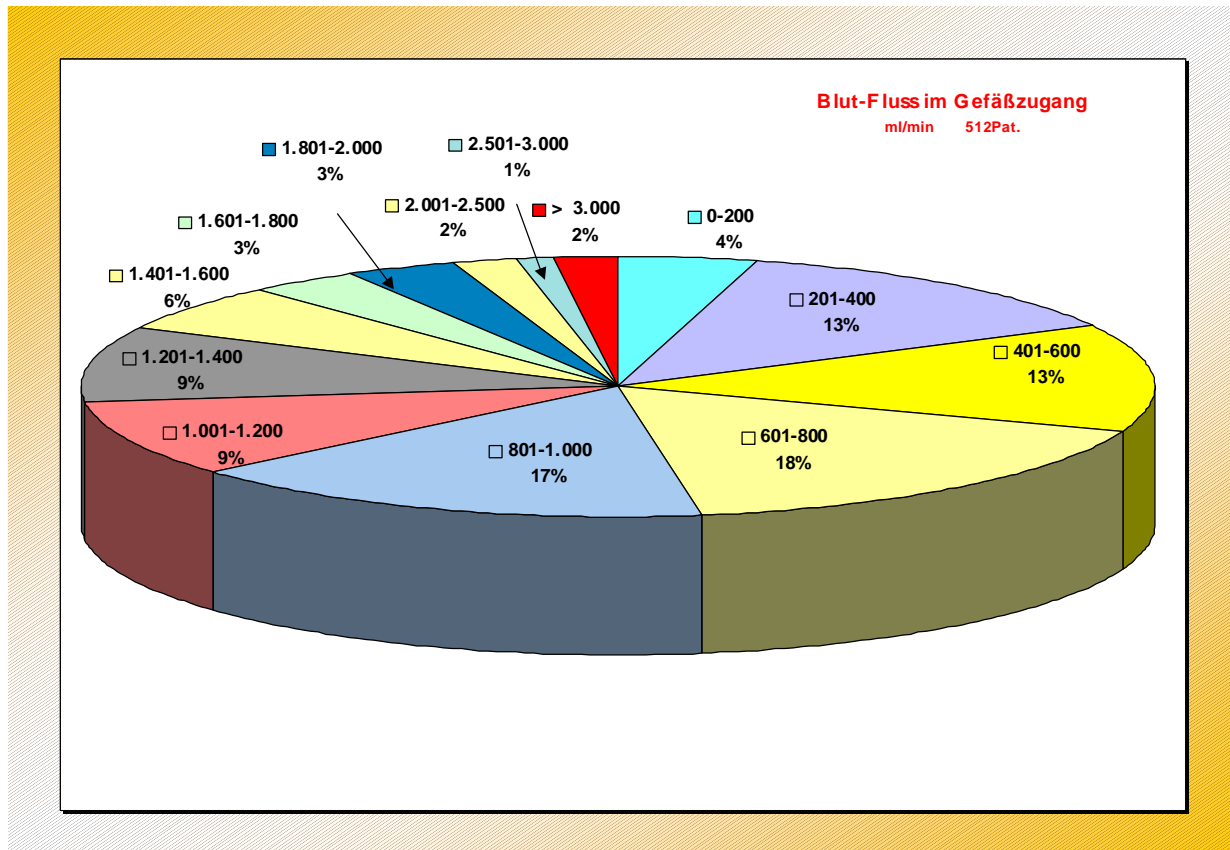
Bei 35% erkanntem Indikator ergibt sich dieses Ergebnis:

| |
|---|
| 20% = 300ml/min |
| 100% = $300/20 \times 100 = 1.500\text{ml/min}$ |
| 35% = 300ml/min |
| 100% = $300/35 \times 100 = 860\text{ml/min}$ |

Bei Flussgeschwindigkeiten im Gefäßzugang unter dem der Blutpumpengeschwindigkeit, kommen weitere in sehr vielen Labor-Versuchen ermittelten Formeln zur Anwendung..

Mit der „Krivitzki-Methode“ wird diese Messung „in vivo“ umgesetzt:

Der Indikator (5-10ml 0,9% NaCl) wird im *venösen* Blutschlauch über die *arterielle* Nadel gegen den Gefäßfluss (Vermischung) zugespritzt. Die zugespritzte Menge NaCl wird an der venösen Sonde des Transonic-Monitors quantitativ (als bestimmte Menge) erfasst. Aus der *venösen* Nadel wird jetzt über den *arteriellen* Schlauch und damit der Blutpumpe eine durch die Blutpumpe und durch den Transonic-Monitor gemessene Menge des Gesamtflusses im Gefäßzugang abgezweigt. Die Indikatormenge wird erfasst, somit kann die Umrechnung wie oben beschrieben stattfinden.



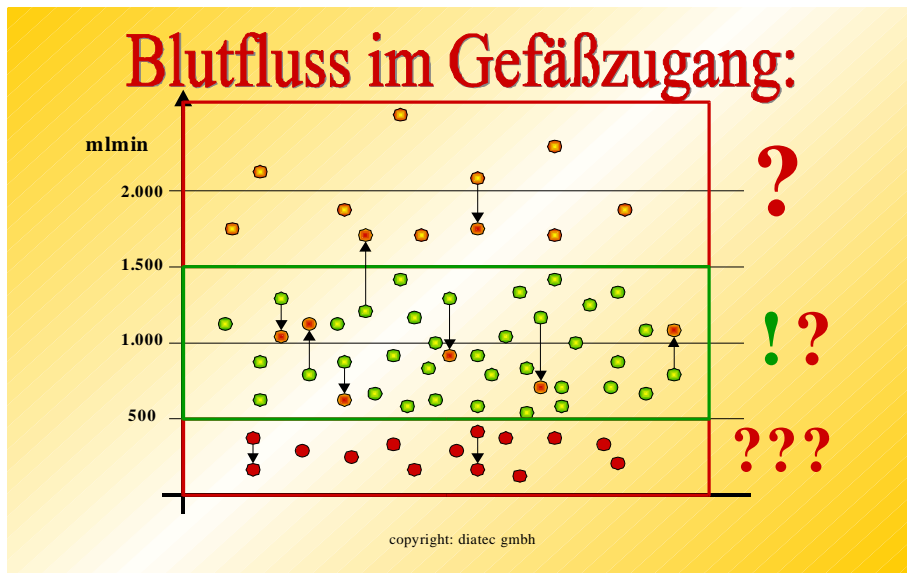
Shunt-Flüsse, ermittelt mit Transonic HD01 (Fisteln und Prothesen, ca. 512 Messungen)

Das Ergebnis einer „Shunt-Fluss-Messung“ zeigt den aktuellen Wert am Tag der Messung. Ein Gefäßzugang (Shunt) ist jedoch ein „*dynamisches, künstlich angelegtes Gebilde*“ und unterliegt ständiger Veränderung:

Ein junger, neuangelegter Shunt baut sich normalerweise auf, das bedeutet der Fluss nimmt zu bis zu einem Wert, der durch verschiedene Faktoren (z. B. Diabetis, Blutdruck, Venenzustand, Herzleistung etc.) bestimmt wird. Diese Entwicklung des neuen Shunts, bzw. der jetzt als Gefäßzugang dienenden Vene ist äußerster Aufmerksamkeit zu widmen:

Zum einen kann sich ein zu niedriger wie auch ein zu hoher Fluss entwickeln. Die Folgen können sowohl eine Rezirkulation bei zu niedrigem Fluss wie eine extreme Herzbelastung bei zu hohem Fluss sein.

Nachdem der Shunt seine „optimale Leistung“ erreicht hat, beginnt die dynamische Veränderung:



Veränderungen der Shuntleistung können sehr kurzfristig auftreten. Eine kontinuierliche Überwachung ist deshalb die wichtigste Maßnahme zur rechtzeitigen Abwendung von Shunt-Verschlüssen bzw. des Beginns einer Shunt-Rezirkulation.

Messergebnisse von Shuntflüssen und die Veränderungen nach 4-6 Wochen(Pfeile).

Eigengefäßfisteln haben normalerweise eine wesentlich längere „Lebenszeit“ als künstliche Zugangsgefäße. Bei beiden Gefäßzugängen ist aber früher oder später mit einem Rückgang des Flusses zu rechnen.

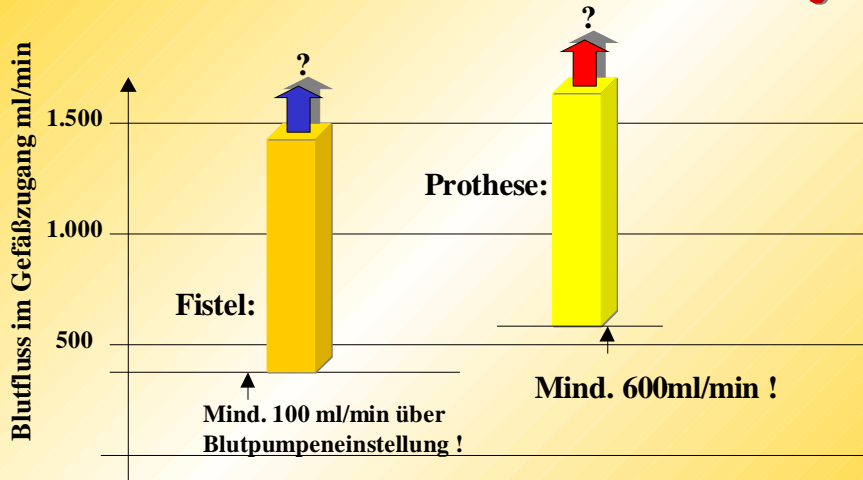
Statistisch gesehen hat eine Kunststoffprothese eine Lebenserwartung von 2 – 3 Jahren.

Der Grund dafür ist darin zu suchen, dass künstliche Gefäße nicht „selbstheilend“ wie natürliche Fisteln die regelmäßige Traumatisierung durch die Punktion des Gefäßzuganges schnell „heilen“ können. Durch die extreme Zunahme neuer Dialysepatienten mit der Grunderkrankung Diabetes werden auch die Kunststoff-Gefäßzugänge (Goretex etc.) zunehmen. Hier wird die regelmäßige Überwachung und damit die rechtzeitige minimalinvasive Intervention in Zukunft ein sehr hohes Einsparungspotential bringen.

Eine durch die Kostenträger in den USA gemachte Studie hat folgendes Ergebnis gebracht: Ein Dialysezentrum mit 100 Hämodialyse-Patienten kann die Gemeinschaft durch regelmäßige Messung der Shuntfunktion (Shunt-Fluss) und damit rechtzeitiger Intervention zwischen 400 000 und 500 000 US-Dollar entlasten! (Klinikaufenthalt, OP, Katheter, Folgeerkrankung, etc.) Dieses Ergebnis ist nicht uneingeschränkt auf Europa übertragbar, weil in den USA z. Zt. ca. 70% der Hämodialyse-Patienten über einen Kunststoff-Gefäßzugang dialysiert werden. (Europa ca. 15 –20%)

Das Einsparungspotential ist aber auch hier unbestritten, abgesehen von der **unnötigen Belastung der Patienten durch Operationen und Krankenhausaufenthalte mit allen dazugehörigen meist negativen Begleiterscheinungen.**

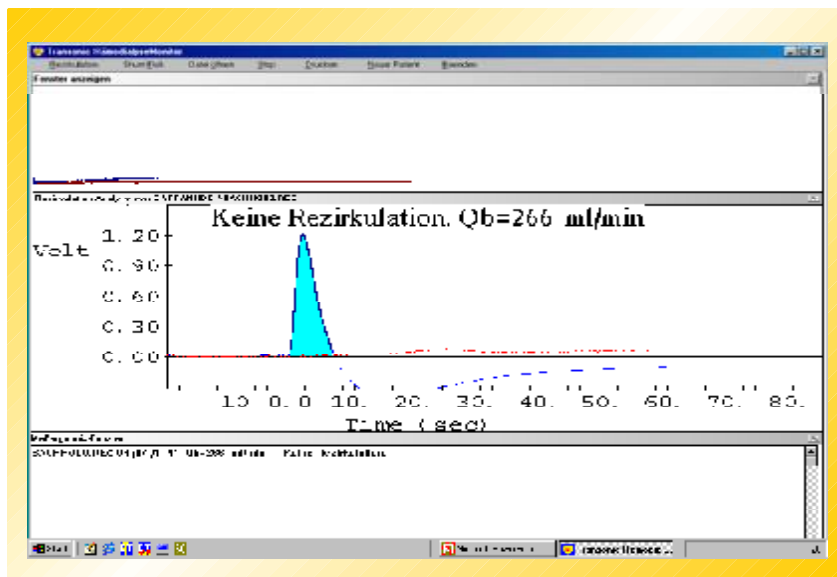
Gewünschter Blutfluss im Gefäßzugang:



copyright: diatec gmbh

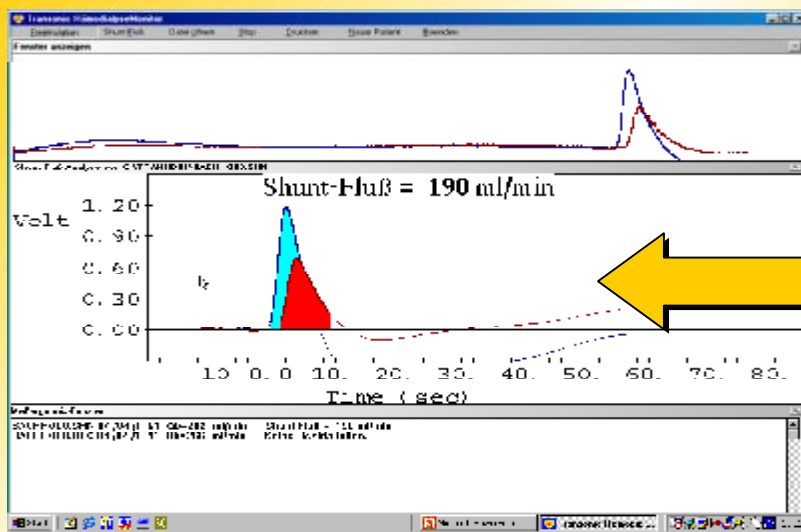
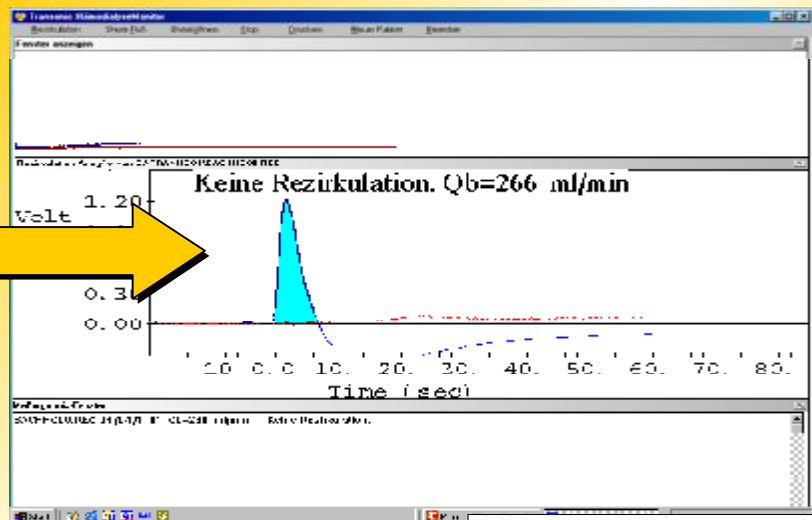
Die Auswirkungen einer Rezirkulation im Gefäßzugang wurden bereits beschrieben, das Erkennen eines *zu hohen Flusses* und die Folgen werden nachfolgend behandelt.

Problemfall: Stenose zwischen Punktionsstellen.



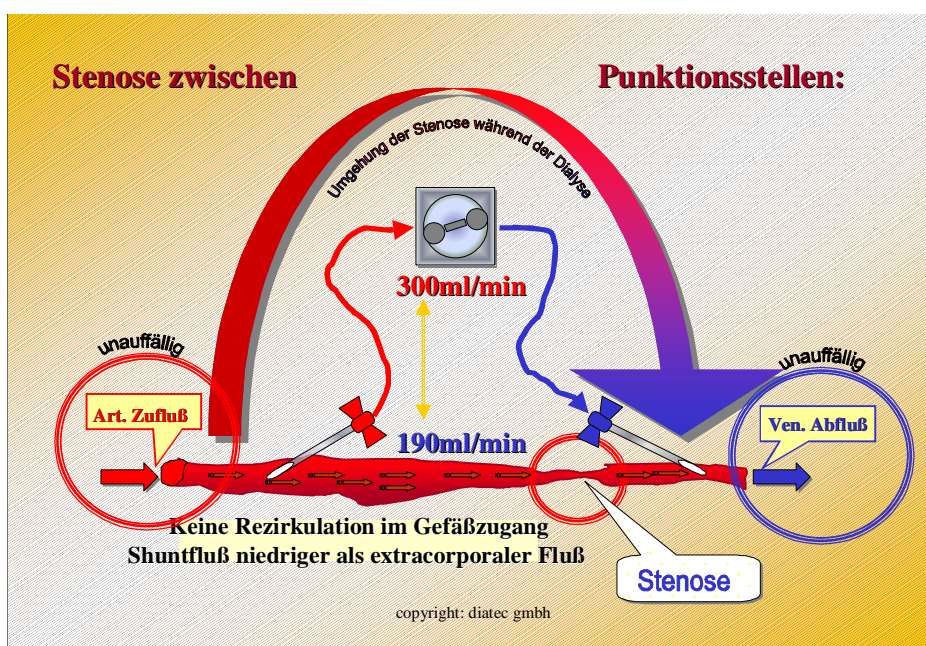
Die Stenose zwischen den Punktionsstellen werden mit bisherigen Methoden häufig gar nicht oder zu spät erkannt. Erst ein Shuntverschluss der plötzlich und ohne deutliche Vorzeichen eintritt, zeigt dass hier die erforderliche, aber in diesem Fall sehr schwierige Shuntkontrolle fehlte.

Das typische Ergebnis einer Rezirkulationsmessung mit dem **Transonic HD01** lässt zunächst auf eine intakte Shuntfunktion schließen.



Erst die Messung des „Shuntflusses“ zeigt, dass hier ein gefährliches Problem vorliegt. Der Fluss im Shunt ist nämlich geringer, als die Förderleistung der Blutpumpe. Die logische Folge wäre eine Rezirkulation im Gefäßzugang.

Ausnahme:
Die Stenose befindet sich „zwischen“ den Punktionsstellen!!



Schematische Darstellung einer Stenose im Gefäßzugang zwischen den Punktionsstellen.

4. Herz-Zeit-Volumen

Durch die Anlage eines für die Behandlung der Niereninsuffizienz mittels Hämodialyse notwendigen „Shunts“ wird eine völlig „unnatürliche Konstruktion“ im Blutkreislauf des Patienten vorgenommen.

Man verbindet eine Arterie einer Extremität (Unterarm, Oberarm, Oberschenkel etc.) mit einer Vene. Durch diese Konstruktion fließt jetzt eine gewisse Menge Blut, die vom Herzen des Patienten **zusätzlich „gepumpt“ werden muss**, und zwar 24 Stunden am Tag. Um die Versorgung des Organismus durch die „Pumpe Herz“ weiterhin wie bisher aufrecht zu erhalten, muss dieses den durch den Shunt zusätzlich erforderlichen Bedarf abdecken. Ist dies nicht

möglich, zeigen sich sehr bald nach Anlage des Shunts entsprechende Symptome.

Die moderne Medizin ist in der Lage, den Verlust beider Nieren durch Dialysebehandlung oder Nierentransplantation zu kompensieren.

Diese Patienten sterben nicht mehr an der Urämie, aber zum überwiegenden Teil an Herzerkrankungen.*

*Prof. Dr. Risler, Universitätsklinik Tübingen
Artikel veröffentlicht in „Dialyse Aktuell 3/2001“

In Kenntnis der Tatsache, dass der größte Teil der Dialysepatienten bereits mit kardiologischen Problemen an die Dialyse kommen, müssen die zuständigen Mediziner dazu veranlassen dieses Wissen in die Therapie mit einzubeziehen.

Das bedeutet, dass die kardiologische Betreuung parallel zur Dialysebehandlung von Beginn an gewährleistet sein muss.

Die Prognose der Dialysepatienten ist viel schlechter als die der Normalbevölkerung:

**40 jähriger Patient an der Dialyse:
durchschnittliche Lebenserwartung: ca. 9 Jahre (37 Jahre)**

**60 jähriger Patient an der Dialyse:
durchschnittliche Lebenserwartung: ca. 4 Jahre (20 Jahre)**

Ursache für diese schlechte Prognose ist die Häufung verschiedener Kardiovaskulärer Risikofaktoren gerade bei nierenkranken Patienten.....*

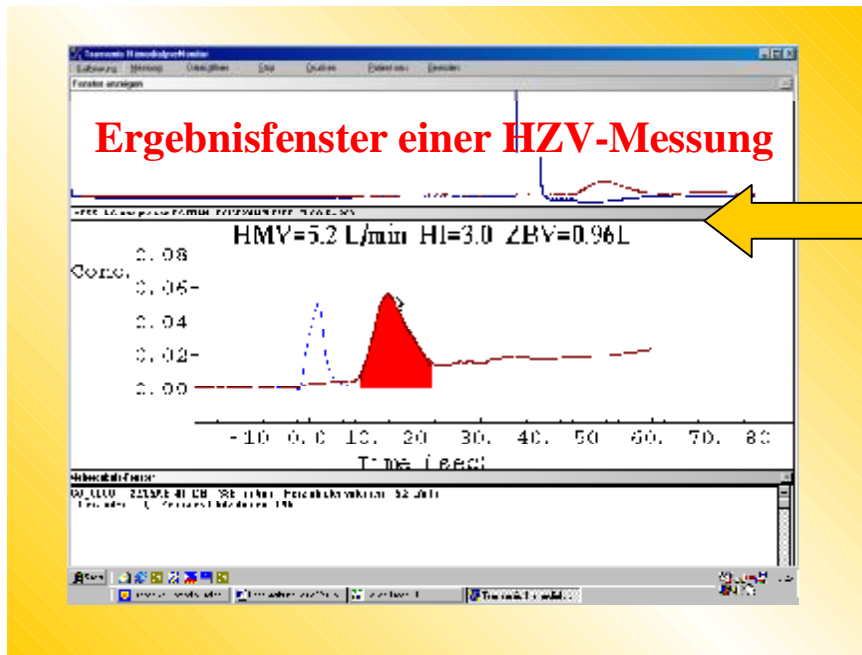
*Prof. Dr. Risler, Universitätsklinik Tübingen
Artikel veröffentlicht in „Dialyse Aktuell 3/2001“

Nebenstehende statistische Erkenntnisse machen deutlich, wie wichtig die kardiologische „Betreuung“ der Dialysepatienten ist. Mit dem Transonic HD01⁺ ist erstmals die Möglichkeit gegeben, bei Hämodialysepatienten eine kardiologische Diagnose einfach und ohne Gefährdung des Patienten zu stellen. Diese Methode ist von der USA-Gesundheitsbehörde FDA offiziell anerkannt und zugelassen. Als Validierungsvergleich diente die „Swan-Ganz-Kathetertechnik“, die im Verhältnis sehr aufwendig, teuer und relativ gefährlich ist.

Die Messung des Herzzeitvolumens und anderer kardialer Parameter ist mit dem Transonic HD01⁺ völlig ungefährlich, schnell, genau und während der Hämodialyse durchführ-

bar. Als einzige Voraussetzung ist eine Rezirkulation im Gefäßzugang auszuschließen. Dies geschieht routinemäßig mit sehr geringem Aufwand. (s. Rezirkulation).

Die Methode gleicht der Rezirkulationsmessung, mit dem Unterschied, dass für die HZV-Messung 30ml körperwarmes NaCl 0,9% als Indikator verwendet werden. Da sich der kardio-pulmonale Rezirkulationsanteil während der Dialysebehandlung verändert (erhöht), ist es sinnvoll die Messung des HZV zu Beginn (innerhalb der ersten Stunde) und vor kurz Ende der Dialyse durchzuführen.



Die wichtigsten Ergebnisse der HZV-Messung mit dem Transonic HD01+ werden auf dem Monitor sofort angezeigt.

Weitere Berechnungen können ebenfalls sofort abgerufen werden.

Neben dem HZV werden folgende Werte angezeigt:

- Ø Herzindex
- Ø Systemischer Herzindex
- Ø Zentrales Blutvolumen
- Ø Peripherer Widerstand
- Ø Schlagvolumen

Ergebnisse einer HZV-Messung mit dem HD01+

| | | |
|-------------------------------|----------------------|--------------------------|
| 07:00 Patient: D., J. 26-01 | Blutdruck=140/80 | Herzfrequenz=50 |
| Körpergröße=184 cm | Gewicht=87.0 kg | Shunt-Fluß = 1100 ml/min |
| 07:16 CAL 318 | Kal Koeffizient K = | 169 ppm/mv. |
| 07:19 CO 415 | Herzminutenvolumen = | 5.4 L/min |
| Herzindex = 2.6 | Systemischer HI = | 2.0 |
| Zentrales Blutvolumen = 0.97L | ZBVI = | 11ml/kg |
| Peripherer Widerstand = 18.58 | PWI = | 39.06 |
| Schlagvolumen = 108ml | | |

Ein wichtiger Parameter: „Der systemische Herzindex“.

Da das HZV (Herz-Minuten-Volumen) lediglich den absoluten Wert des vom Herzen in einer Minute gepumpten Blutes ohne Berücksichtigung des Körpervolumens angibt, zeigt uns der

Herzindex (HZV/Körperoberfläche) einen Wert, der sich auf das Körpervolumen bezieht. Die HI-Werte (Herzindex-Werte) sind somit vergleichbar.

Beim **Hämodialysepatienten** kommt eine weitere Komponente hinzu, die einen Vergleich des Herzindex erschwert, nämlich der „**Shunt**“.

Dieser Shunt, die Verbindung zwischen einer peripheren Arterie und einer peripheren Vene erzeugt letztendlich einen Kreislauf, der lediglich die Aufgabe hat die Versorgung des extracorporalen Blutsystems während der Dialysebehandlung zu gewährleisten. Dieser künstlich angelegte Kreislauf ist aber nicht nur während der Dialysebehandlung, sondern 24 Stunden am Tag aktiv. Soll nun das Herz den Organismus wie bisher versorgen, muss es (das Herz) seine Leistung um die Menge des neuen Kreislaufes erhöhen. Dies ist bei Dialysepatienten auf Grund der Anamnese und der neu hinzukommenden Belastungen durch die Dialyseintervalle häufig nicht möglich. Die Folge ist, dass sich die körperliche und geistige Leistungsfähigkeit verschlechtern, abhängig von der „Leistung“ des neu angelegten Kreislaufes.

Der „systemische Herzindex“ wird nur bei Hämodialysepatienten mit einem „Shunt“ errechnet.

(Systemischer) Herzindex !

Herzindex (HI) = $\frac{\text{Herzminutenvolumen (HMV)}}{\text{Körperoberfläche}}$
 Systemischer HI = $\frac{\text{HMV} - \text{Shuntfluss}}{\text{Körperoberfläche}}$

| | | |
|---------------------------------------|--|----------------------|
| (S)HI: > 2,5 L/min/m ² | | Normwert |
| (S)HI: 2,0 – 2,2 L/min/m ² | | Müdigkeit / Schwäche |
| (S)HI: 2,0 – 1,5 L/min/m ² | | kardiogener Schock |
| (S)HI: < 1,5 L/min/m ² | | Tod |

Um den Herzindex für den Hämodialysepatienten zu bestimmen, muss vom HZV zunächst der Shuntfluss abgezogen werden um dann das Ergebnis durch die Körperoberfläche zu teilen.

Eine regelmäßige Kontrolle des Shuntflusses ist also kein unnötiger Luxus, sondern eine unbedingt erforderliche Notwendigkeit, um die Funktion und die Herz-Zusatzbelastung zu dokumentieren und erforderliche therapeutische Maßnahmen anzupassen.

Die „Normalwerte“ werden bei Hämodialysepatienten mit einem Shunt sehr oft unterschritten.

Mit dem **Transonic HD01⁺** können jetzt kardiologische Werte einfach ermittelt und in die Therapie mit einbezogen werden.

Normalwerte

HZV = 5 – 8 L/min

HI = 2,5 – 4 L/min
m² (Körperoberfläche)

Wichtig:

Das „Shuntvolumen (ml/min) darf nicht mehr als max. 20% der Herzleistung (HZV/ml/min) betragen.

Transonic[®] Flow QC Hemodialysis Monitoring



*A New Standard
of Patient Care
for the ESRD Patient*

The Flow Measurement Specialists

Transonic[®] Flow QC Hemodialysis Monitoring

Presentation Topics:

- Monitoring Imperative: K/DOQI Guidelines
- Ultrasound Dilution Technology
- HD02 Hemodialysis Monitoring System
- Overview of Measurements
- Two Clinical Studies of Healthcare & Cost Benefits
- Conclusion



K/DOQI Guidelines

<http://www.kidney.org/professionals/doqi/index.cfm>

The National Kidney Foundation's "Kidney Dialysis Quality Initiative" promotes new standards of care.

Its objective is to treat all forms of kidney disease and reduce the number of dialysis patients.



K/DOQI Vascular Access Work Group's Two Primary Goals for Vascular Access

- Increase the placement of native AV fistulae.
- Detect access dysfunction prior to access thrombosis.



K/DOQI Guidelines for Monitoring AV Grafts and Fistulas

- Intra-access flow measurements are the preferred method of A-V graft and fistula surveillance.
- Access flow less than 600 ml/min, the patient should be referred for fistulagram.
- Access flow less than 1000ml/min that has decreased by more than 25% over four months should be referred for fistulagram.



K/DOQI Guidelines for Recirculation

- Any access recirculation is abnormal. Recirculation exceeding 5% using a non-urea based dilutional method should prompt investigation of its cause.
- If access recirculation values exceed 20%, correct placement of needles should be confirmed.



Transonic[®] Ultrasound Dilution Technology

- Principle I: Transit-Time Ultrasound
 - Delivered Blood Flow
- Principle II: Ultrasound Indicator Dilution
 - Recirculation
 - Vascular Access Flow
 - Cardiac Output



HD02 Flow-QC System

Hemodialysis Monitoring System Includes:

- 1) Monitor
- 2) Sensors
- 3) Laptop Computer and HD02 Software
- 4) Rolling Stand



Transonic[®] Flow QC Hemodialysis Monitoring

Provides highly accurate and immediate assessment of:

- 1) Delivered Blood Flow
- 2) Vascular Access Recirculation
- 3) Vascular Access Flow
- 4) Cardiac Output

HD02 Features

- Routine monthly vascular access measurements performed during dialysis on fistulas, grafts and catheters.
- Software guides operator step-by-step through procedures.
- Displays comprehensive on-screen patient histories.
- Calculates patient and clinic statistics.
- Identifies patients at risk for thrombosis.
- Documents interventions and access history.
- Generates and prints detailed reports.



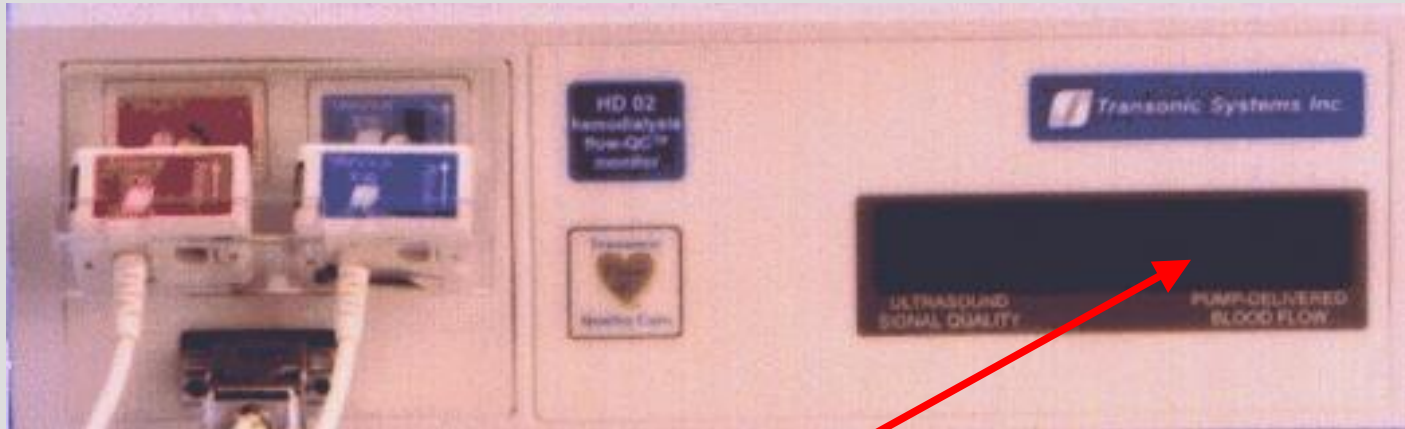
Flow/Dilution Sensors



Clamp on to blood lines (with arrows matching the blood flow) 2-4 inches up from the needle connection.



Delivered Blood Flow Measurement



Delivered Blood Flow
Displayed on Front of
Monitor

Discrepancies Between Delivered and Prescribed Blood Flow

- Needle size
- Needle placement
- Condition of access
- Occluded or kinked tubing
- Mis-calibration of dialysis machine
- Mis-calibration of sensor
- Change in blood line type

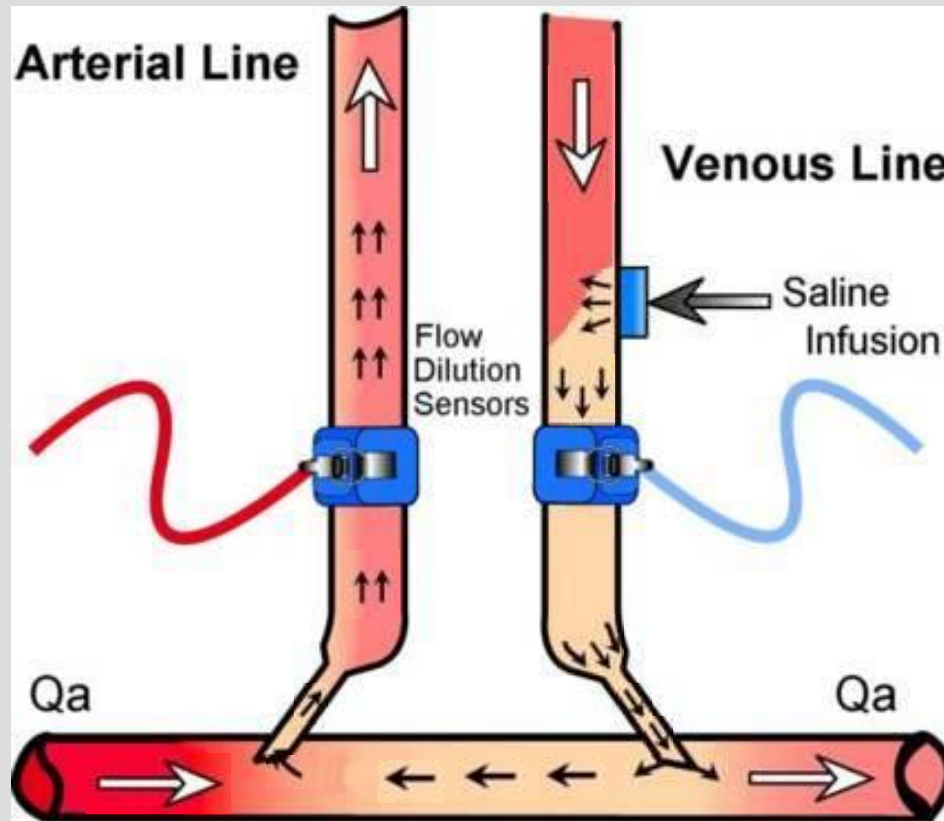


Recirculation Measurement

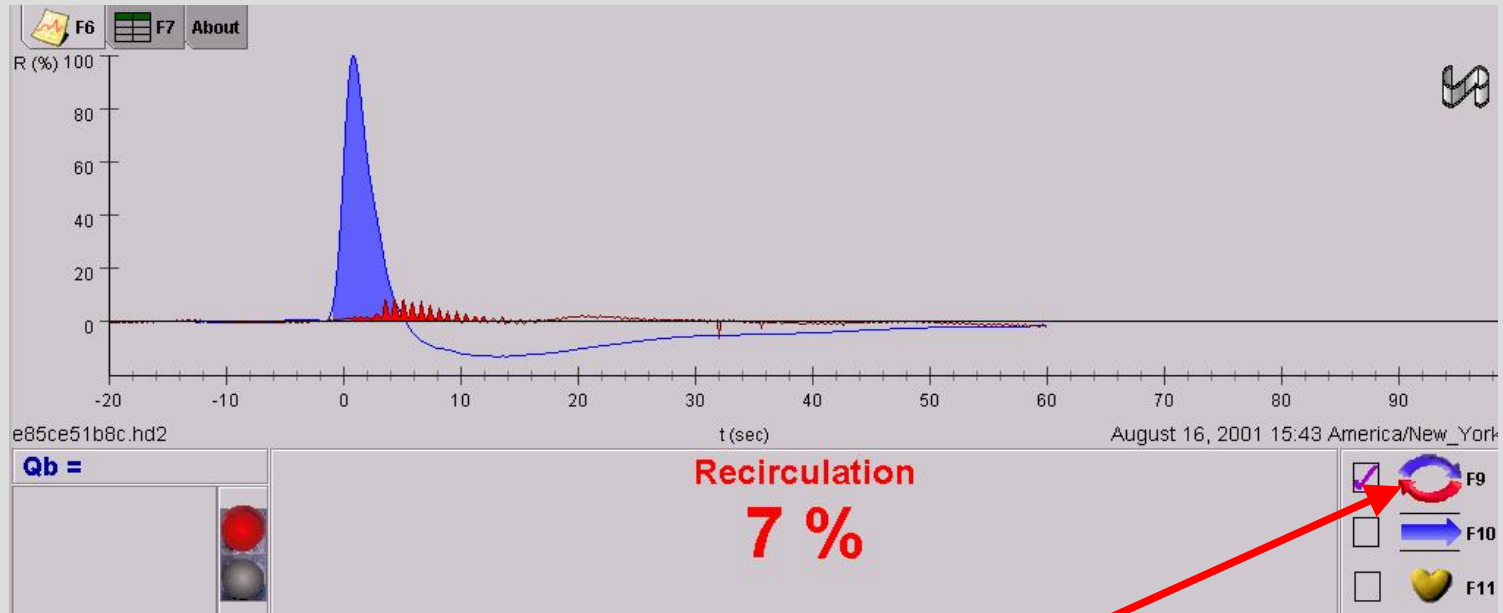
- Identifies access recirculation by separating Cardiopulmonary Recirculation from Access Recirculation
- Optimizes Catheter Performance
- Detects inadvertent reversal of dialysis lines



Recirculation Measurement at Normal Line Position

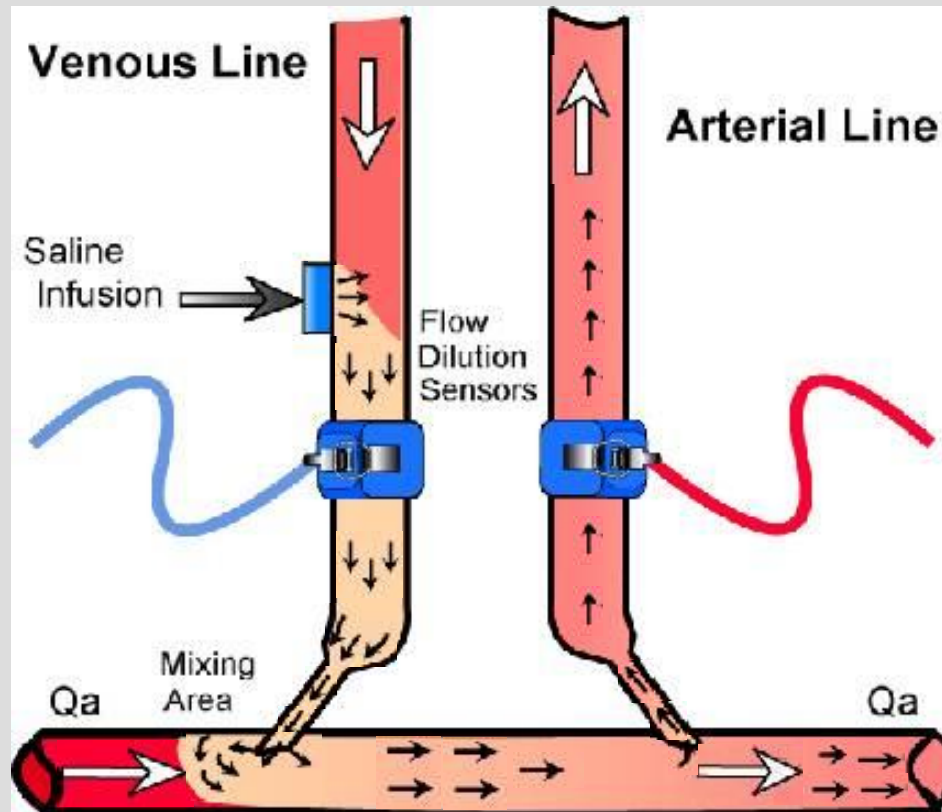


Recirculation Measurement

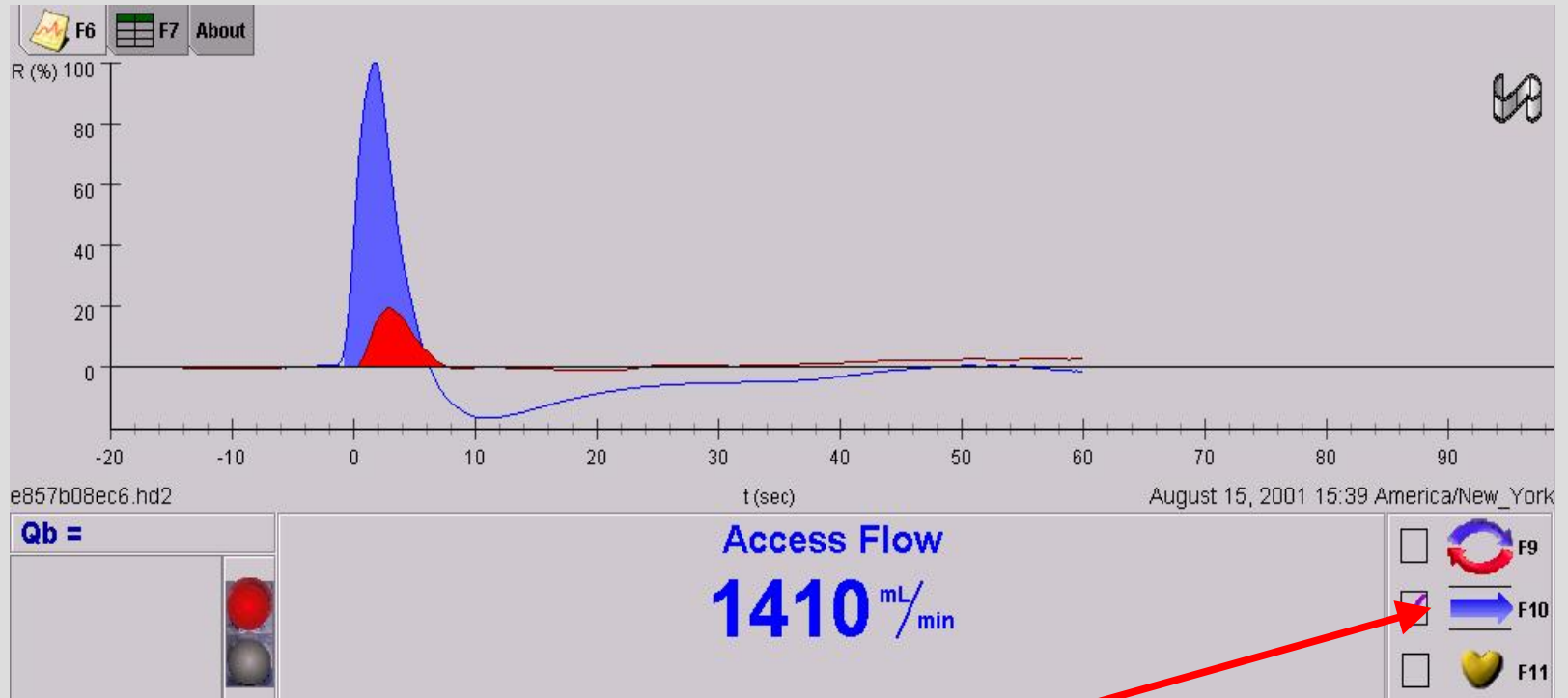


Click on the recirculation icon and follow directions.
The result will appear on the center of the screen.

Access Flow Measurement (Blood Lines are Reversed)



Access Flow Measurement

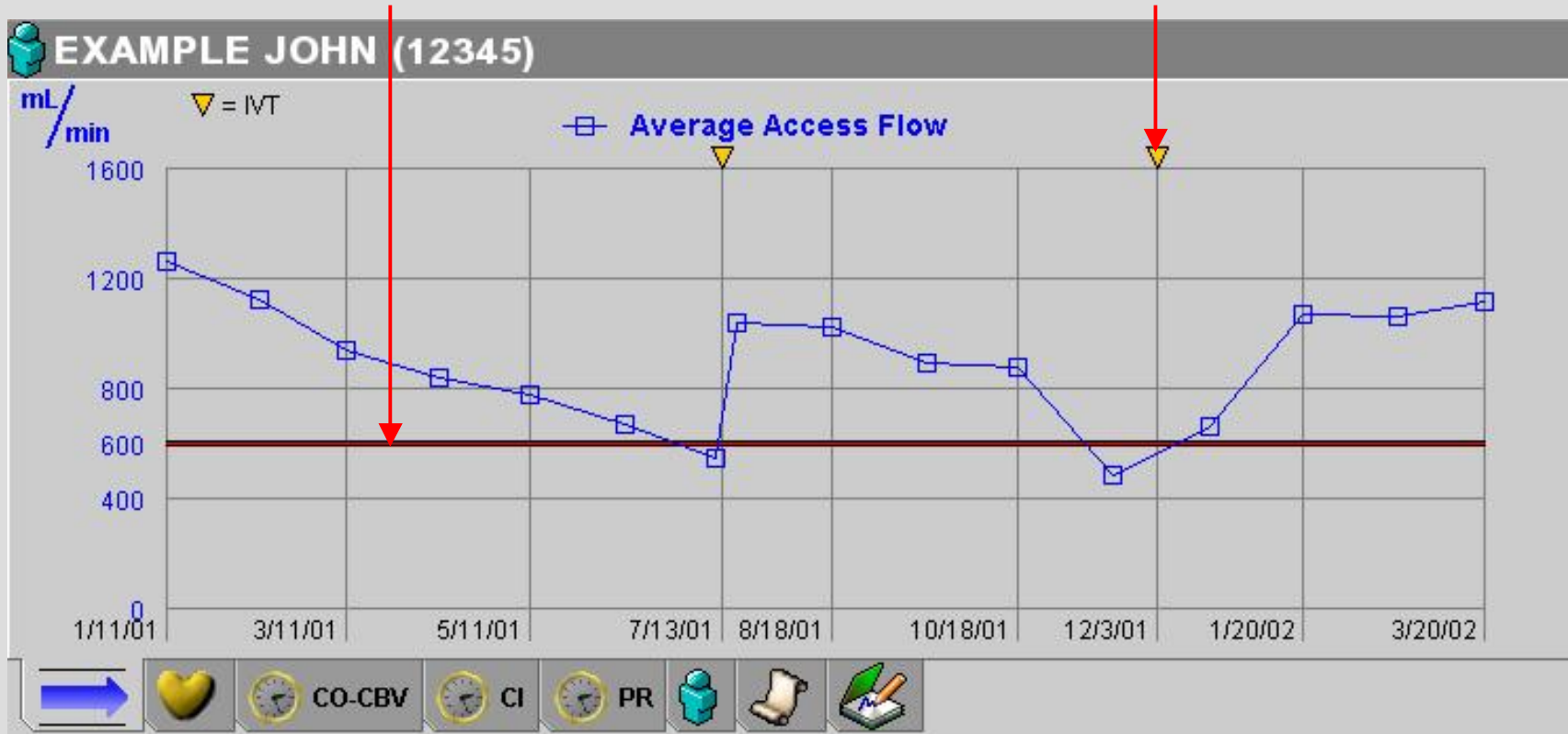


Click on the access flow icon and follow instructions.
The result will appear on the center of the screen.

Monthly Access Flow Trending

K/DOQI Guideline: <600 ml/min

Documented Intervention



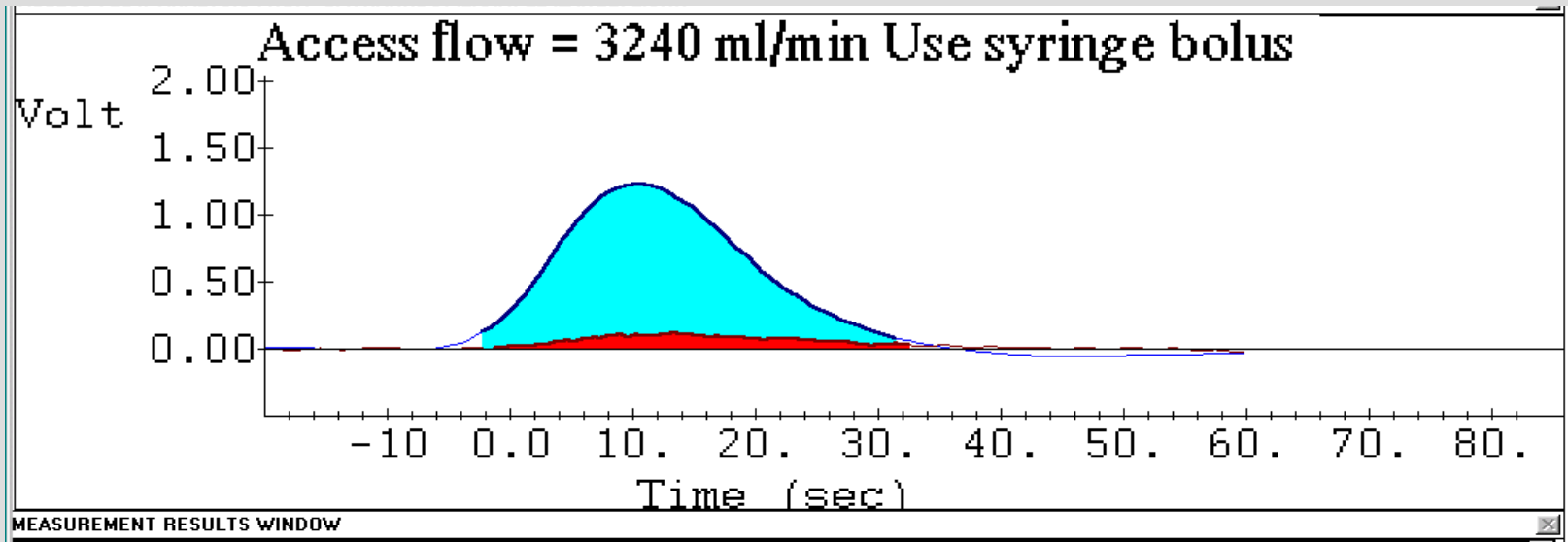
Epidemic of Cardiovascular Disease in Chronic Renal Disease

“Cardiovascular mortality in ESRD patients, depending on age, is **10 to 500 times more** than in the general population.”

Am J Kidney Dis, Vol.32, No.5, Suppl.3, Nov.1998

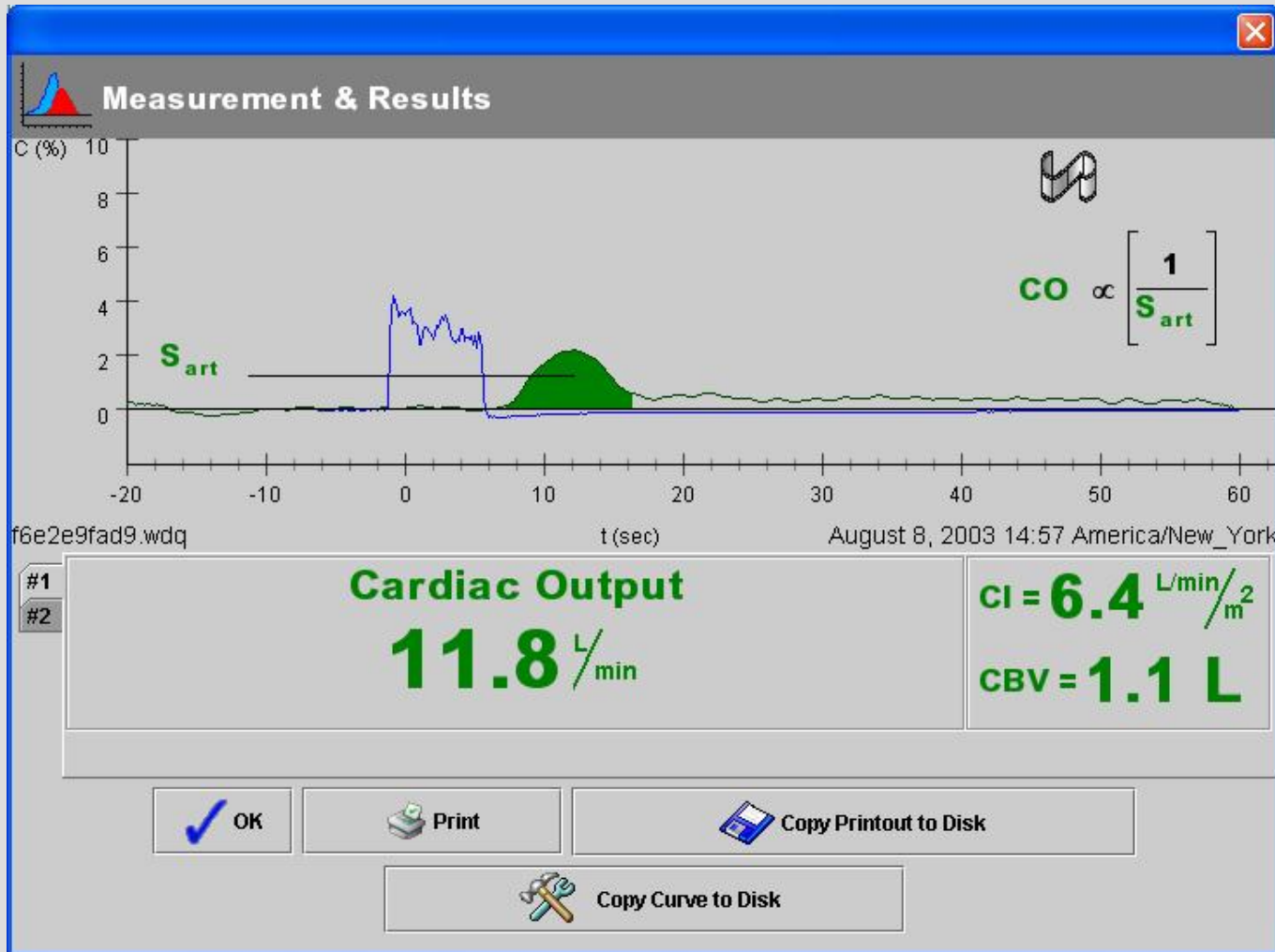


When do you measure Cardiac Output?



When the Access Flow is greater than 2000 ml/min.

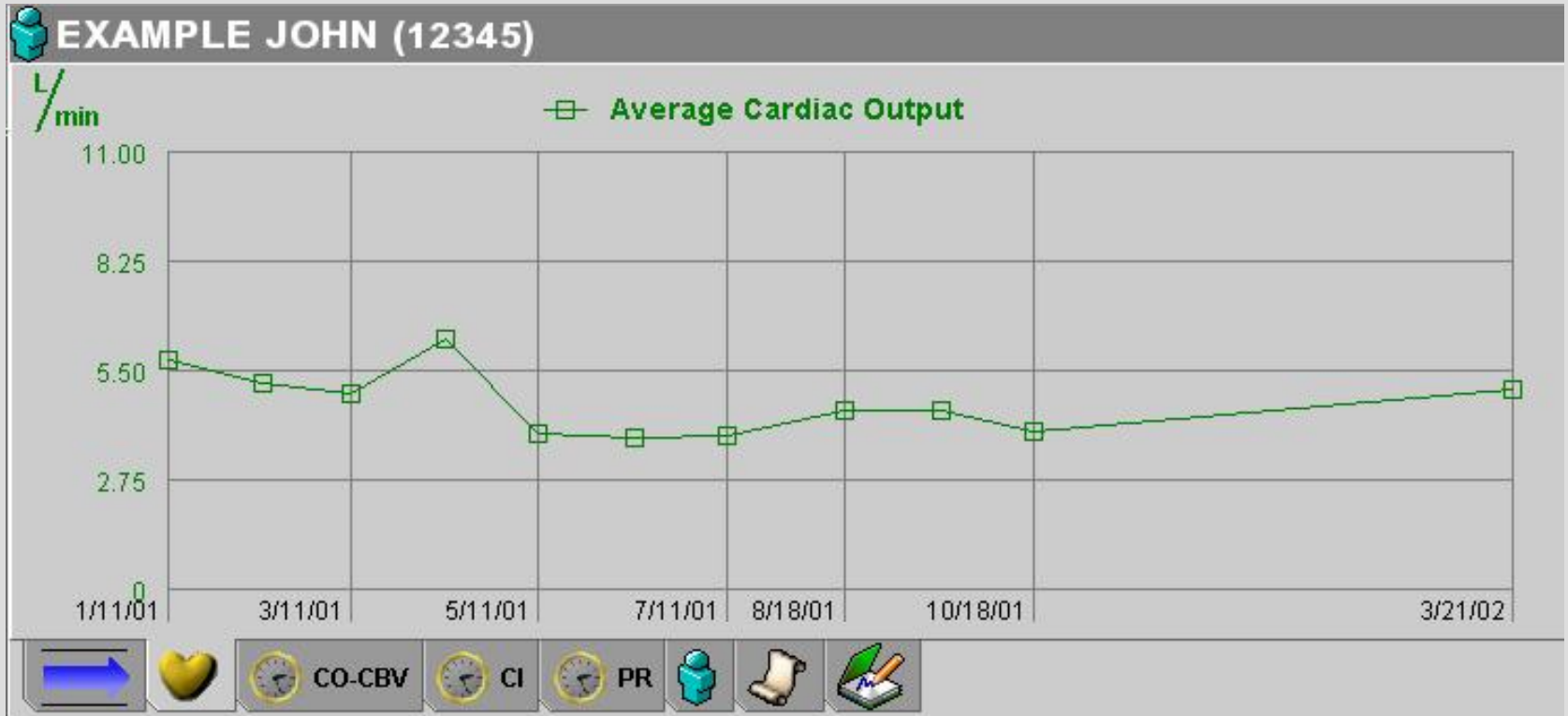
Cardiac Output Measurement



← Cardiac Index
← Central Blood Volume



Monthly Cardiac Output Trending



Two Clinical Studies of Clinical Outcomes & Cost Benefits



Gambro Study

- An 18-month Gambro Study of 254 patients using a multidisciplinary approach to vascular access care resulted in:
 - 44% decrease in thrombosis.
 - Significant improvements in clinical outcomes.
 - Decrease in hospitalizations.

Reference:

Duda, CR, Spergel, LM, Holland, J, Tucker, T, Bosch JP, Bander, SJ. “A Multidisciplinary Vascular Access Care Program (VACS) Enables Implementation of Dialysis Outcomes Quality Initiative (DOQI)”, JASN Abstracts, Vol. 10, p. 206A, 1999.

Gambro Study

| Outcomes | Control Group | Experimental Group | Difference |
|--|----------------------|---------------------------|-------------------|
| # Grafts | 71% | 61.5% | -9.5% |
| # Fistulas | 14.6% | 25.2% | +10.6% |
| Incidence Thrombosis | 0.087 | 0.049 | -0.038 |
| Hospital Admissions for VA | 0.1 | 0.07 | -0.03 |
| Hospital Days for VA | 0.53 | 0.27 | -0.26 |
| Missed Outpatient Treatments Due to VA | 0.29 | 0.16 | -0.13 |

Vascular Access Blood Flow Monitoring Reduces Access Morbidity and Costs

Patricia McCarley, Rebecca L. Wingard, Yu Shyr,
William Pettus, Raymond M. Hakim, and T. Alp Ikizler
*Vanderbilt University Medical Center, Dialysis Clinics, Inc., Renal
Care Group, Inc.*

Kidney International, Vol. 60 (2001), pp. 1164-1172



Study Objective

To compare the impact of vascular access management on related costs.

Study Population

132 Hemodialysis Patients with A-V grafts or fistulas.



Three-Phase Study

| Phase | Duration | Monitoring Technique |
|--------------|-----------------|-----------------------------|
| I | 11 Months | None |
| II | 12 Months | Dynamic V.P. |
| III | 10 Months | Transonic HD01 |



Dynamic Venous Pressure Monitoring Protocol

(Schwab & K/DOQI Guidelines Model)

- Measurements taken at Q_b of 200 ml/min in the first 5 minutes of dialysis.
- Patient referred for fistulagram when VP is above baseline 3 consecutive treatments.

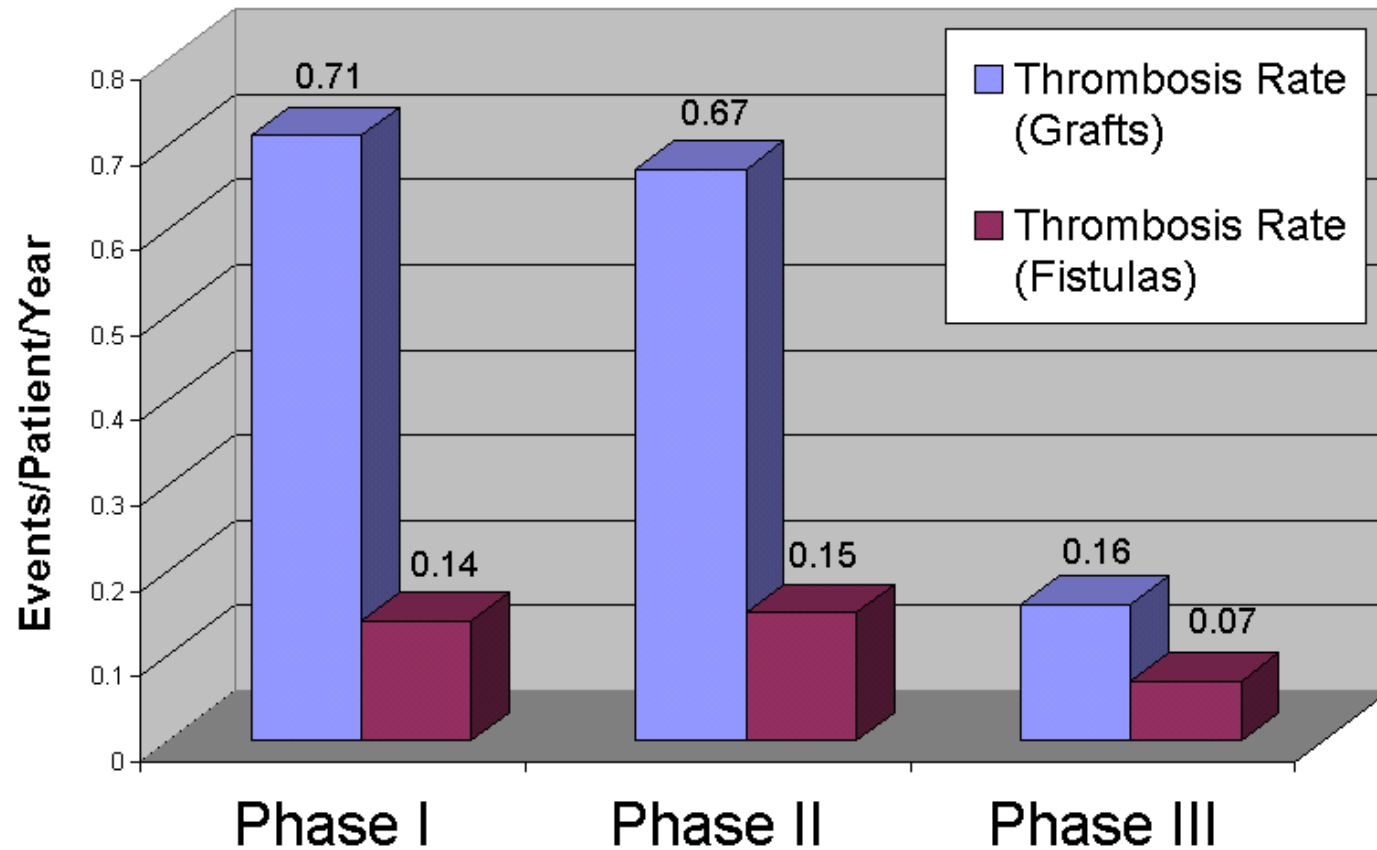


VABFM Protocol

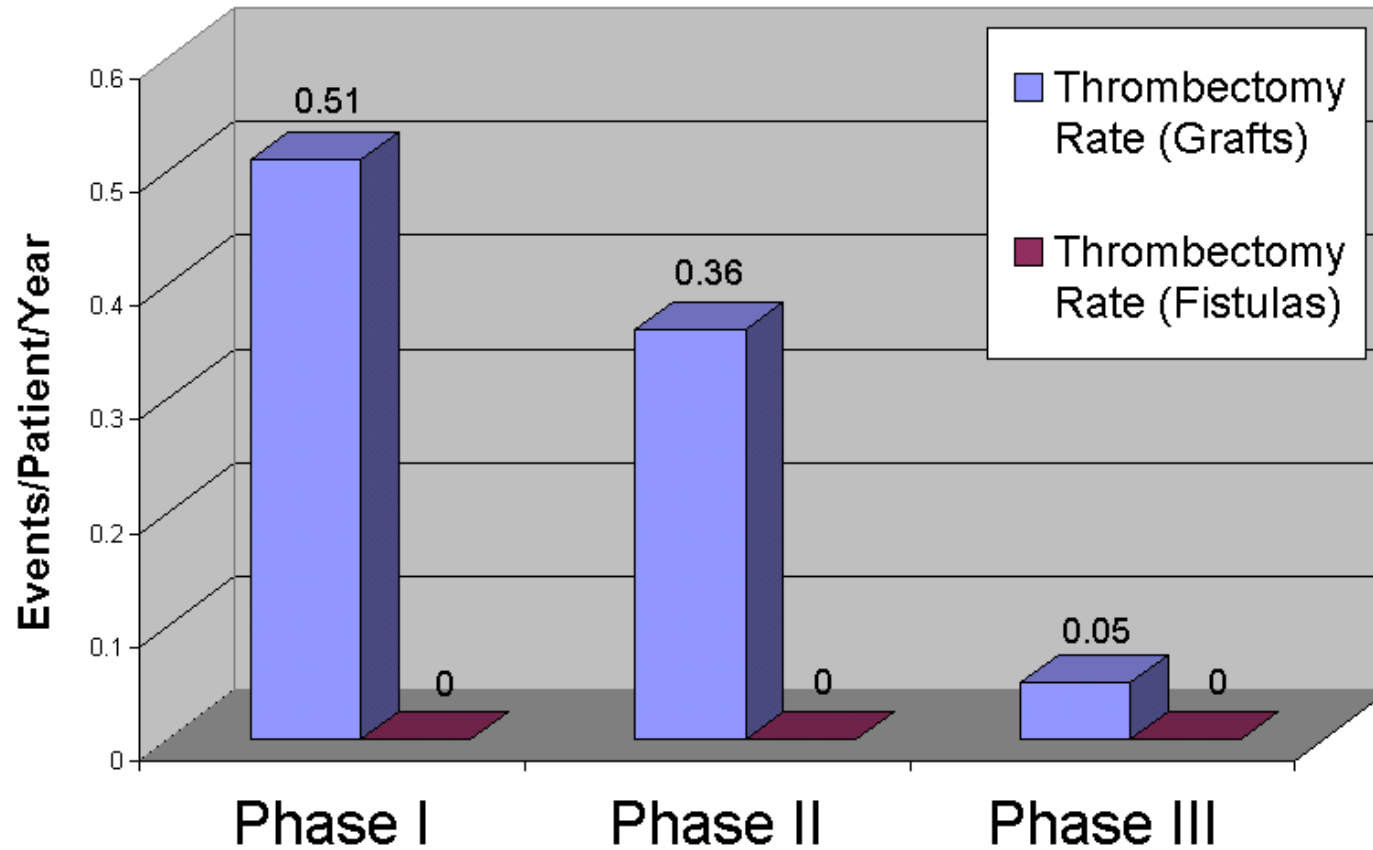
- Access Flow Measurements (Transonic HD01) taken monthly and following interventions.
- Patients referred for fistulagram when flow rate:
 1. Was below 600 ml/min.
 2. Decreased 25% from previous measurement.
 3. Decreased below 25% of baseline.



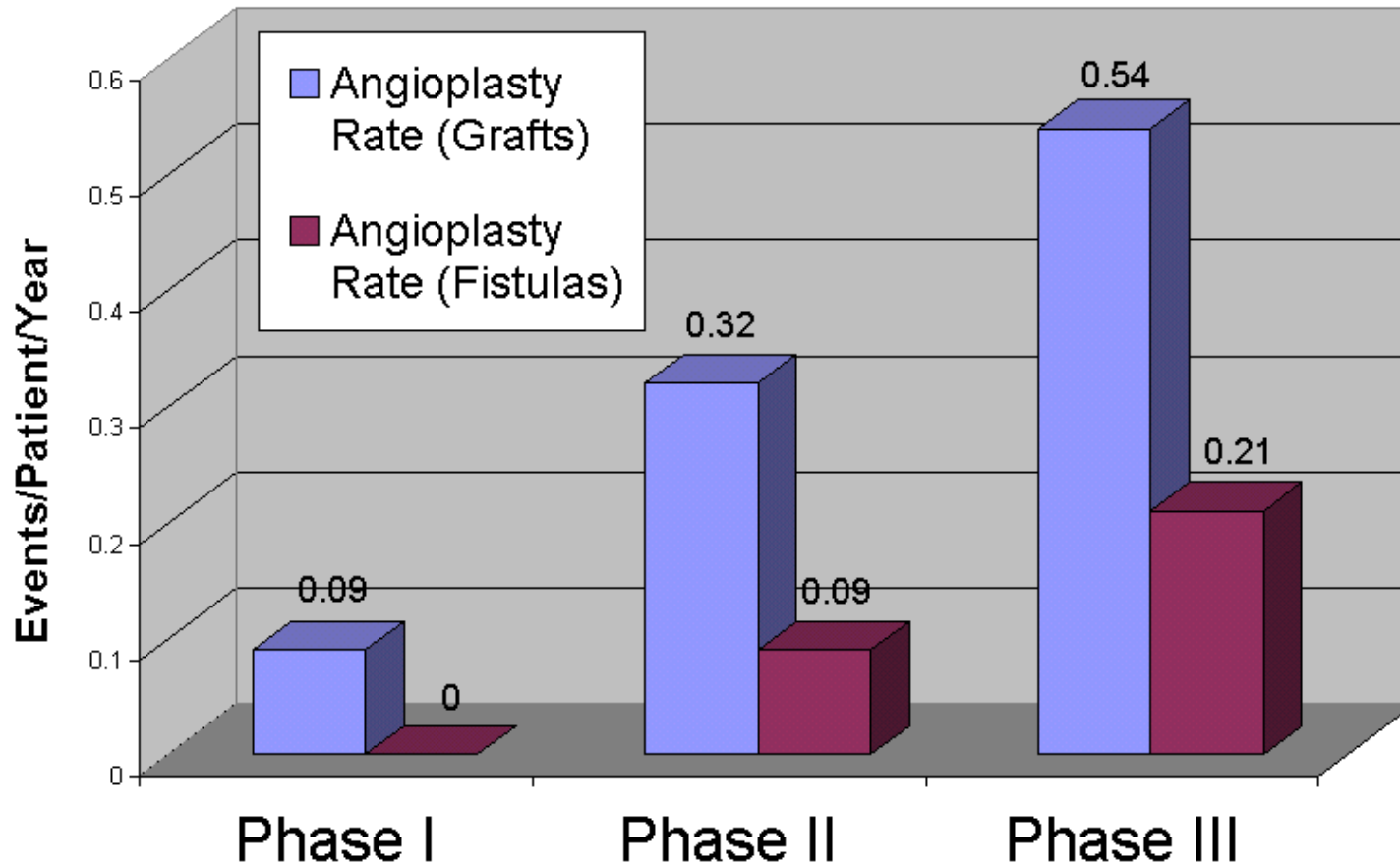
Thrombosis Rates



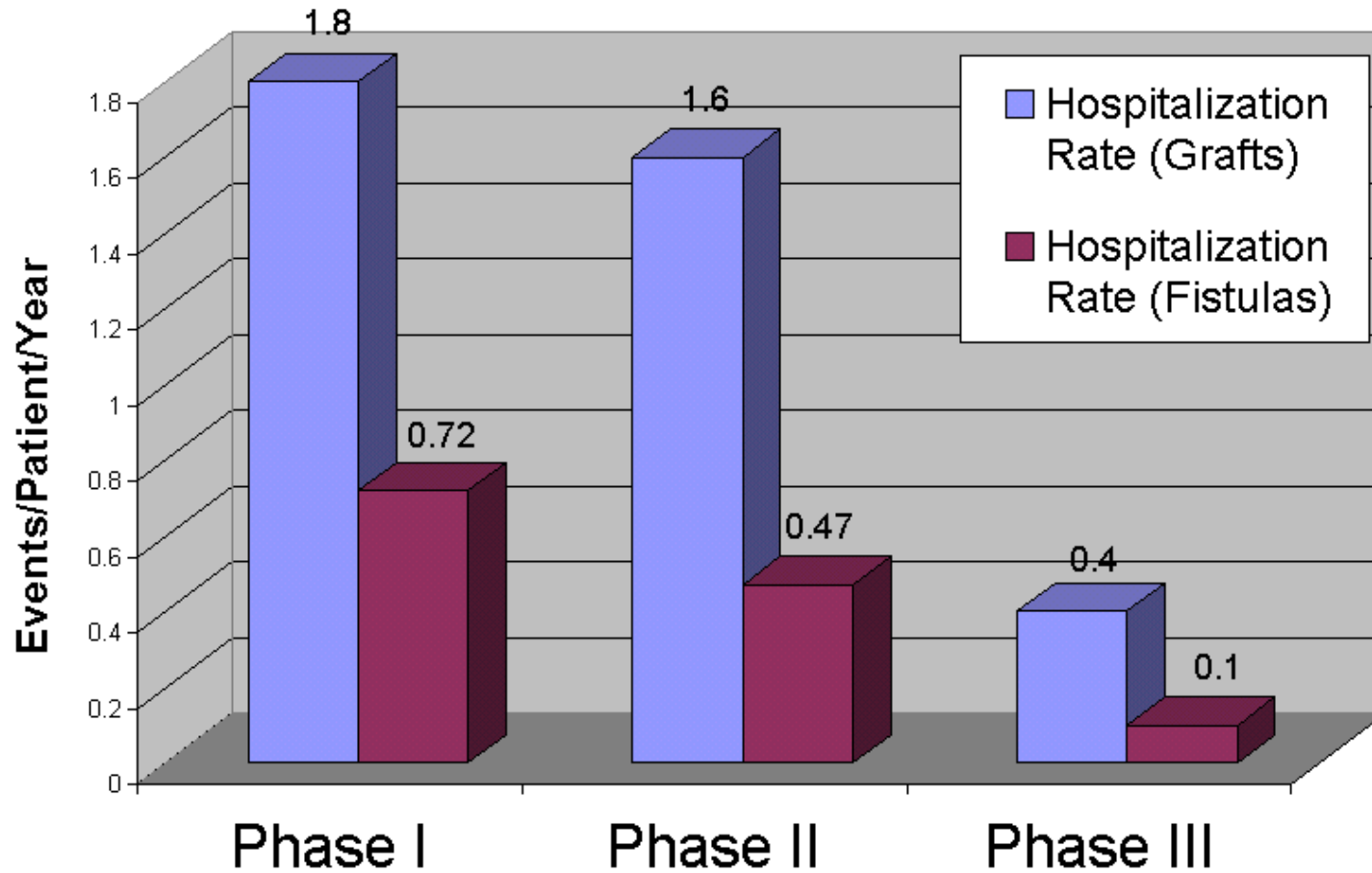
Thrombectomy Rates



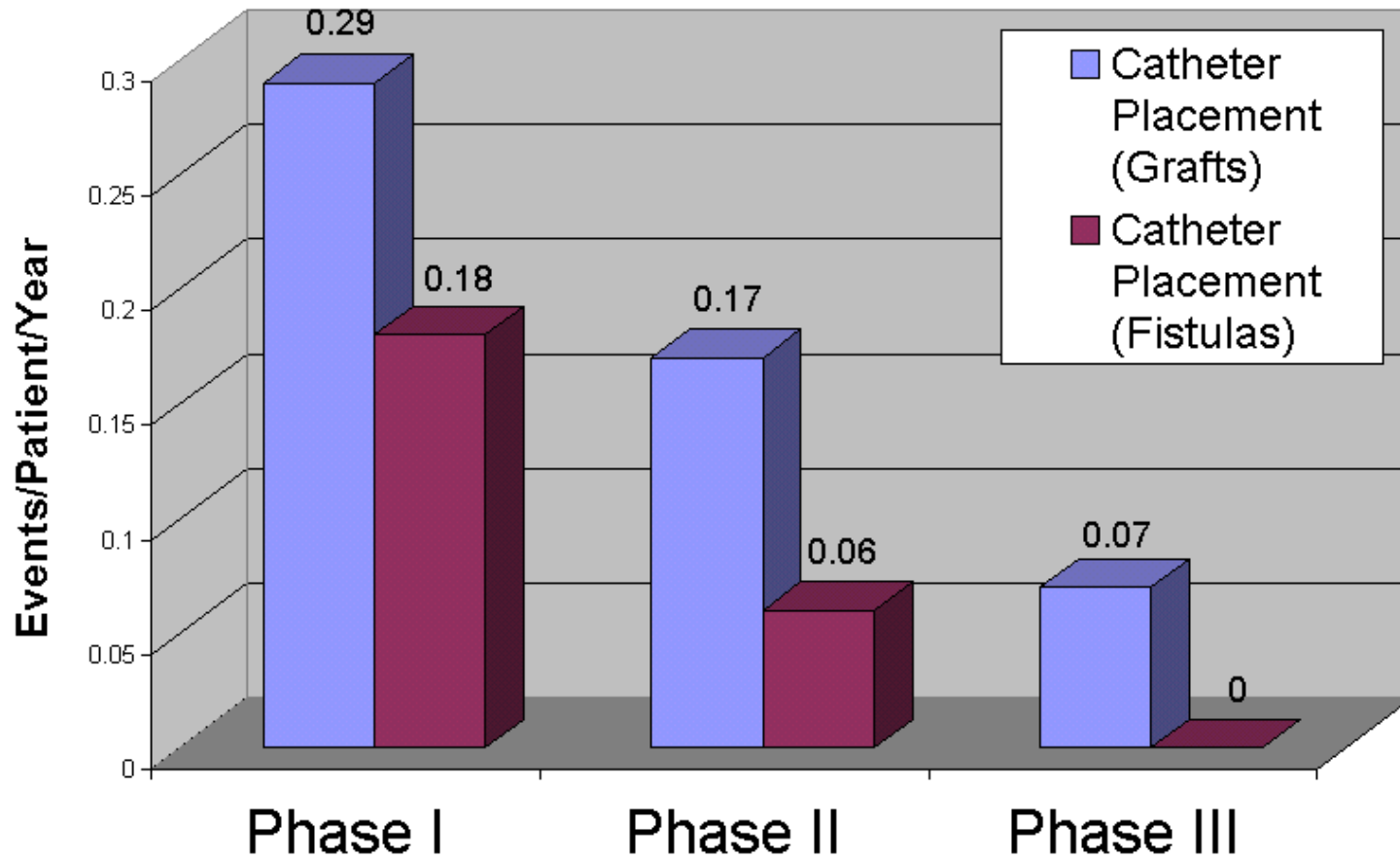
Angioplasty Rates



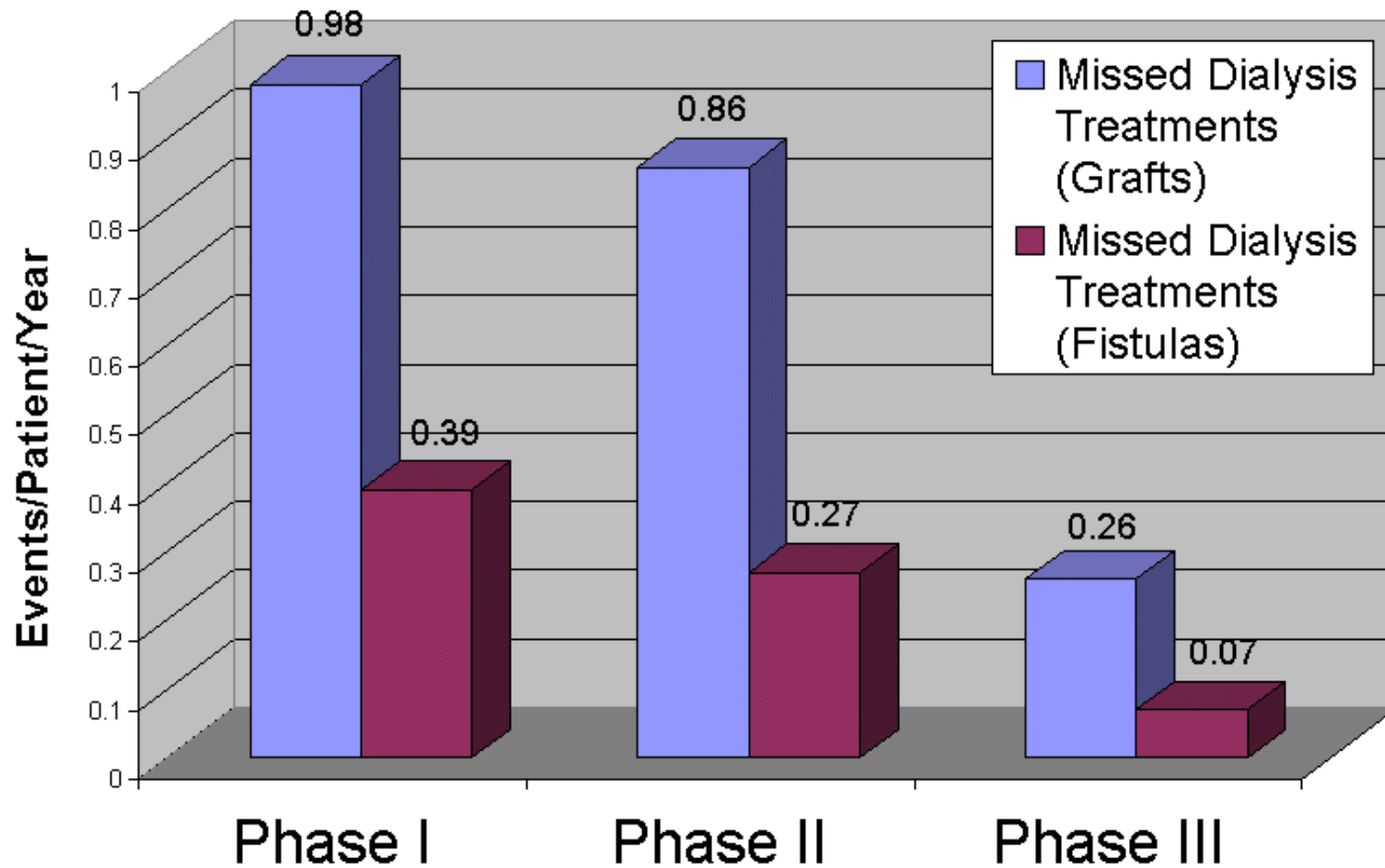
Hospitalization Rates



Catheter Placement Rates



Missed Dialysis Treatments



Lost Revenue from Missed Dialysis Treatments (adjusted yearly cost)

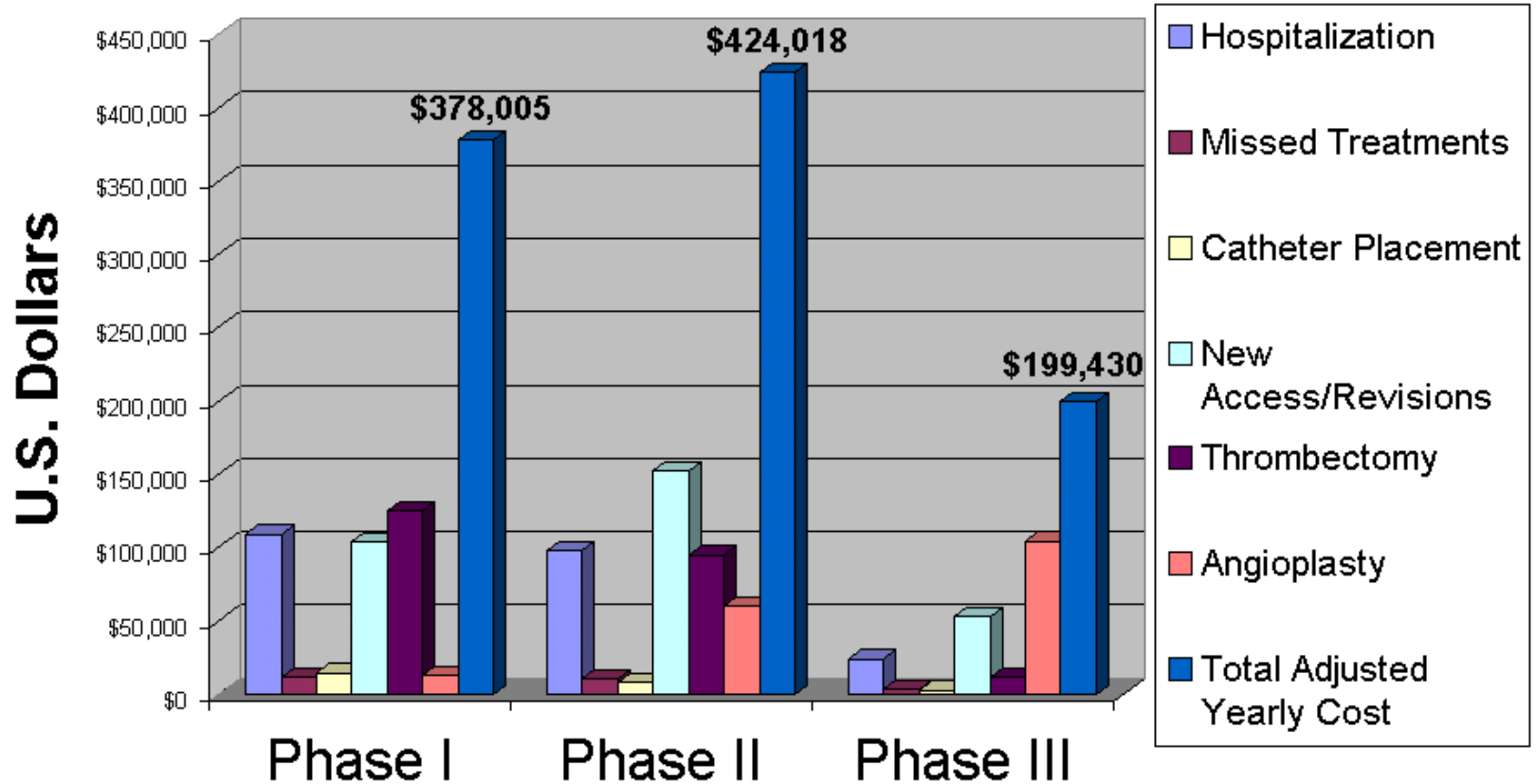
Phase I: \$196/patient/year

Phase II: \$172/patient/year

Phase III: \$52/patient/year
(73% decrease in lost revenue of Phase I)



Adjusted Yearly Costs



Conclusion

“Vascular access blood flow monitoring along with preventative interventions should be the standard of care in chronic hemodialysis patients.”

