

Jens Passauer

## Neue Entwicklungen in der Dialysetechnik

### 1 Dialyse: eine Erfolgsgeschichte

Es ist Montag, sieben Uhr. In rascher Folge fahren Taxis und Krankentransporte vor. Patienten betreten die Einrichtung oder werden von Krankentransportern in Rollstühlen, einige auf Tragen gebracht. Alltag in einer der etwa 1200 deutschen Dialyseinrichtungen. Nur 30 Minuten später hat für alle Patienten die vier bis fünf Stunden dauernde Behandlung am extrakorporalen Blutkreislauf begonnen, der sich jeder von ihnen dreimal pro Woche unterziehen muss.

Angesichts dieser routinierten Abläufe ist es kaum vorstellbar, dass die gemeinsame Erkrankung aller dieser Patienten – ein weitestgehender, irreversibler Ausfall der Nierenfunktion – noch vor 30 bis 40 Jahren das unweigerliche Todesurteil bedeutet hätte. Zieht man in Betracht, dass es uns dank moderner Nierenersatztherapie heute gelingt, das Leben junger Patienten um Jahrzehnte zu verlängern – und dies bei durchaus ansprechender Lebensqualität – so kann das Kapitel Dialysetherapie und Nierentransplantation als eines der erfolgreichsten in der Medizingeschichte des 20. Jahrhunderts betrachtet werden.

### 2 Epidemiologische Situation und Grundlagen der Dialysetherapie

Gegenwärtig leben in Deutschland etwa 80 000 Menschen mit terminaler Niereninsuffizienz. Ein Viertel dieser Patienten wurde erfolgreich transplantiert und lebt mit einer Spenderniere. Etwa 60 000 Patienten werden chronisch mit einem Dialysever-

fahren behandelt – der Hämodialyse oder der Peritonealdialyse<sup>1</sup> – wobei hierzulande die Hämodialyse mit ca. 95 % Anteil deutlich überwiegt. Es gibt ein gut ausgebautes Netz von Dialysestationen mit ausreichender Behandlungskapazität, in denen geschultes Personal täglich seine Arbeit verrichtet. Trotzdem stehen wir vor weiteren großen Herausforderungen in der Dialysetherapie. Dies hat vor allem epidemiologische Ursachen. Die Anzahl inzidenter (neu hinzukommender) Dialysepatienten nimmt in Deutschland jährlich um ca. 5 % zu und folgt damit einem weltweit zu beobachtenden Trend. Dabei wird die Dialysepopulation immer älter, so waren im Jahr 2005 in Deutschland immerhin 67 % der neu hinzugekommenen Patienten über 65 Jahre alt. Dies ist nur zum Teil auf den allgemeinen demografischen Wandel zurückzuführen. Weitere Gründe liegen im steigenden Auftreten von Diabetes mellitus und Bluthochdruck. Sie stellen in den Industrienationen heute die wichtigsten Ursachen für Dialysepflichtigkeit, d. h. die Notwendigkeit von Dialysebehandlungen, dar. Damit nimmt innerhalb der Dialysepopulation der Anteil von Patienten mit diabetischen und arteriosklerotischen Spätkomplikationen ständig zu. Solche Patienten weisen bereits vor Beginn der Dialysetherapie profunde Schäden des

*Die Hämodialyse ist das am weitesten verbreitete Verfahren zur Nierenersatztherapie in Deutschland. In Verbindung mit der Nierentransplantation gelingt es damit heute, das Leben junger betroffener Patienten bei guter Lebensqualität um Jahrzehnte zu verlängern. Die überwiegende Mehrzahl der jährlich neu hinzukommenden Patienten ist jedoch über 65 Jahre alt, weist eine hohe Komorbidität auf und toleriert Standard-Hämodialysebehandlungen weit weniger gut. Daraus resultieren höhere Anforderungen an eine Individualisierung der Dialysetherapie. Neue technische Verfahren bieten dafür vielversprechende Ansätze, die hier näher vorgestellt werden sollen. Dies betrifft zum einen die exakte Messung der Flüssigkeitskompartimente des Körpers mittels Bioimpedanz-Spektroskopie. Andererseits kann durch die Implementierung geschlossener Regelkreise zwischen Patient und Maschine die individuelle Behandlungstoleranz signifikant erhöht werden.*

*Haemodialysis is the most significant method in renal replacement therapy in Germany. In alliance with kidney transplantation, it offers survival over decades with a reasonable good quality of life – especially to young patients. Today, however, the vast majority of incident patients are older than 65 years and display a considerable degree of co-morbidity, which in turn reduces their tolerance of standard treatment. New tools for an individualisation of haemodialysis therapy are therefore clearly needed. The most promising technical developments in this context are summarised here, including precise measurement of the fluid compartments in patients by way of bioimpedance spectroscopy, as well as closed feedback loops for a tighter integration between patient and dialysis machine.*

<sup>1</sup> Anders als die in diesem Beitrag vorgestellte Hämodialyse ist die Peritonealdialyse ein Heimdialyseverfahren, bei dem das Bauchfell der Patienten als interne Dialysemembran genutzt wird.

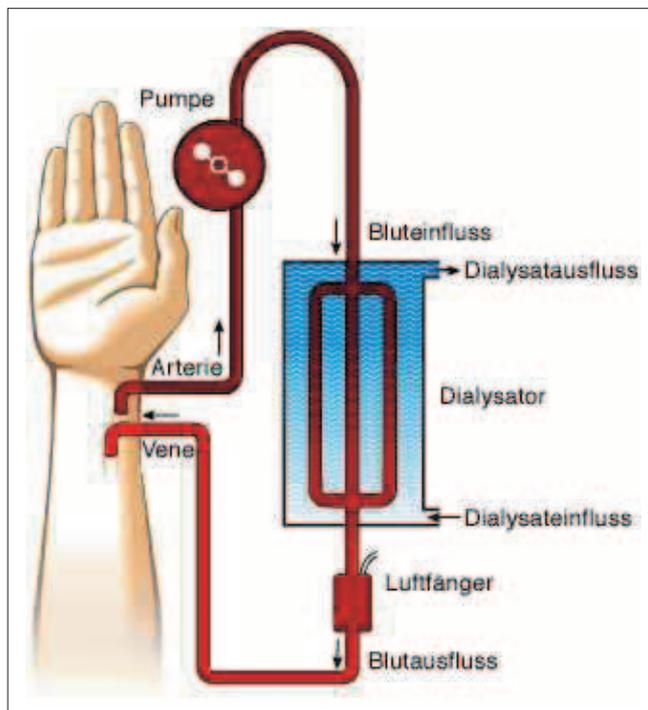


Bild 1. Prinzip der Hämodialyse. Diese findet in einem extrakorporalen Blutkreislauf statt, dessen Kernstück ein Hohlfaser-Dialysator ist. Im Dialysator wird das Blut auf eine große Oberfläche verteilt, die Entfernung harnpflichtiger Substanzen erfolgt durch Diffusion über die semipermeable Hohlfasermembran in eine speziell zubereitete Spülflüssigkeit, die im Gegenstrom die Hohlfasern umspült. Durch Anlegen eines negativen hydrostatischen Druckes am Spülflüssigkeitskompartiment des Dialysators kann dem Patienten darüber hinaus in präziser Weise Flüssigkeit entzogen werden (Ultrafiltration).

Herz-Kreislauf-Systeme auf und dies wiederum wirkt sich negativ auf deren Behandlungstoleranz aus.

Um diesen Zusammenhang zu verstehen, müssen wir zunächst kurz rekapitulieren, was bei einer Dialysebehandlung geschieht. Die Dialyse kann die unmittelbar lebensbedrohlichen Folgen eines Ausfalls der Nierenfunktion – eine Überwässerung des Körpers und die Akkumulation toxischer Substanzen, die sonst durch den Harn ausgeschieden werden – erfolgreich behandeln. Diese harnpflichtigen Substanzen werden dabei innerhalb relativ kurzer Zeit (4 bis 5 Stunden) mehr oder weniger vollständig entfernt, Dysbalancen im Elektrolyt- und Säure-Basen-Haushalt korrigiert und derjenige Überschuss an Flüssigkeit eliminiert, der sich im dialysefreien Intervall seit der letzten Behandlung (48 bzw. 72 Stunden) im Körper der Patienten angesammelt hat (Bild 1). Die Entfernung dieser überschüssigen Flüssigkeit wird im klinischen Sprachgebrauch als Ultrafiltration bezeichnet.

Es ist eben dieser Flüssigkeitsentzug, der älteren und multimorbiden Patienten oft erhebliche Probleme bereitet, welche sich in Übelkeit, Kopfschmerz, Muskelkrämpfen bis hin zu Blutdruckabfällen mit kurzdauernder Bewusstlosigkeit äußern können und die das Wohlbefinden weit über das Behandlungsende hinaus beeinträchtigen. Ultrafiltration wird benötigt, weil dialysepflichtige Patienten ihren Flüssigkeitshaushalt nicht mehr adäquat regulieren können. Nierengesunde müssen sich über Flüssigkeitszufuhr und -ausscheidung keine Gedanken machen, ein fein abgestimmtes Regulationssystem mit den Nieren als Effektororgan übernimmt diese Aufgabe. Anders Nierenkranke: Sie

neigen zur Retention von Salz und Wasser. Daraus folgt, dass der optimale Flüssigkeitsgehalt im Körper von Dialysepatienten vom Arzt festgelegt werden muss. Er tut dies üblicherweise unter Zuhilfenahme bestimmter klinischer Kriterien wie Höhe des Blutdrucks oder Vorhandensein von Ödemen. So wird jedem Patienten ein Zielgewicht zugeordnet. Die während einer Behandlung zu entziehende Flüssigkeitsmenge ergibt sich aus der Differenz zwischen aktuellem Gewicht und Zielgewicht (dahinter steht der bewährte klinische Grundsatz, dass kurzfristige Änderungen des Körpergewichtes auf Flüssigkeitsschwankungen zurückzuführen sind) und hängt von der Trinkmenge des Patienten und der Nieren-Restfunktion ab. Letztere nimmt mit steigender Dauer der Dialysepflichtigkeit stetig ab, nach 1 bis 2 Jahren beträgt die tägliche Urinmenge eines Dialysepatienten (in Abhängigkeit von der Grunderkrankung der Nieren) durchschnittlich nur noch 500 ml, einige Jahre später versiegt die Urinproduktion völlig. Wird die Trinkmenge nicht adäquat reduziert, nimmt die während der nächsten Dialysesitzung zu entziehende Flüssigkeitsmenge zu, was wiederum eine stärkere Kreislaufbelastung während der Behandlung bedeutet.

### 3 Festlegung des Dialyse-Zielgewichtes mit Bioimpedanz-Spektroskopie

Eine wesentliche Voraussetzung, um unerwünschte Symptome während der Behandlung zu verhindern, ist deshalb zunächst die korrekte Festlegung des individuellen Zielgewichtes eines Dialysepatienten. Meist erfolgt dies aufgrund klinischer Kriterien, die jedoch den wirklichen Flüssigkeitsstatus des Patienten häufig über- oder unterschätzen. Wird ein Patient über lange Zeit „zu feucht“ gehalten, ist der Flüssigkeitsentzug während der Behandlung zwar recht unproblematisch; der stetige Volumenüberschuss bedingt jedoch charakteristische Veränderungen am Herz-Kreislauf-System. Der Blutdruck steigt, die Herzmuskelwand nimmt an Dicke zu, die Herzhöhlen erweitern sich, die Kontraktionskraft nimmt ab. Schließlich klagt der Patient über zunehmende belastungsabhängige Luftnot. Wird er dagegen ständig „zu trocken“ dialysiert, so treten gehäuft Symptome während der Behandlung auf und er braucht längere Zeit, um sich von der Dialysesitzung zu erholen. Zusätzlich nimmt die Urinproduktion des Patienten rasch ab, was sich wiederum ungünstig auf die Flüssigkeitsretention im dialysefreien Intervall auswirkt und – wie Studien bewiesen haben – die Mortalität dieser Patienten negativ beeinflusst.

Aus diesem Grund sind in der Vergangenheit verschiedene „objektive“ Methoden zur Optimierung des Flüssigkeitsstatus von Dialysepatienten vorgeschlagen worden, wie zum Beispiel die ultraschallgestützte Einschätzung des Füllungszustandes der unteren Hohlvene oder nuklearmedizinische Methoden zur Bestimmung der Flüssigkeitsräume im Körper, die jedoch alle entweder zu ungenau, zu zeitaufwändig oder zu teuer sind und so dem Einzelfall vorbehalten blieben. Eine interessante Alternative bietet hier die Bioimpedanz-Spektroskopie, bei der seit Kurzem mit Hilfe einer neuen Gerätegeneration die Flüssigkeitsräume des Körpers mit hinreichender Genauigkeit quantifiziert und Flüssigkeitsüberschuss und -defizit direkt abgelesen werden können. Grundlegendes Prinzip ist die Messung des Wechselstromwiderstandes des Körpers bei verschiedenen Frequenzen. Dieser gemessene Widerstand – die Bioimpedanz – setzt sich aus den beiden Komponenten Resistanz und Reaktanz zusammen (Bild 2). Die Messung von

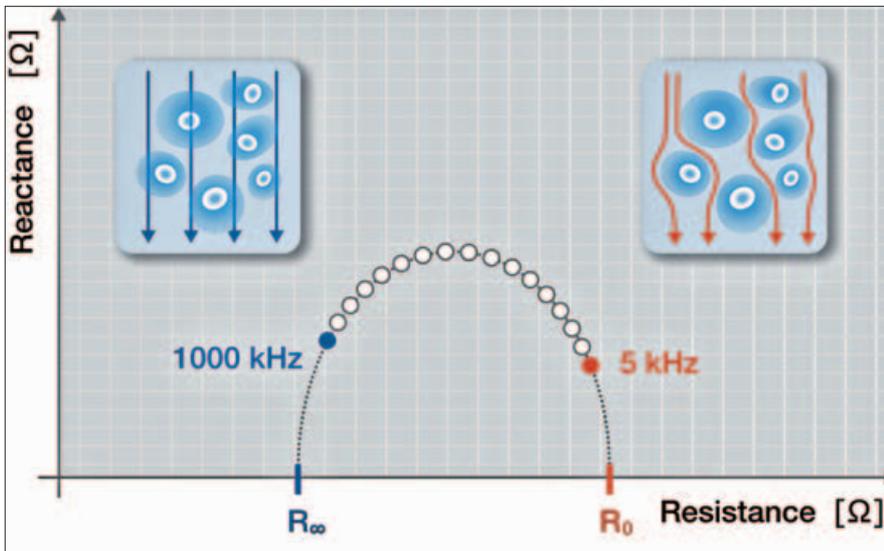


Bild 2. Resistanz und Reaktanz (hier englischsprachig) bei verschiedenen Wechselstromfrequenzen (Bioimpedanz-Spektroskopie). Im Wechselstromfeld verhält sich die extrazelluläre Körperflüssigkeit wie ein einfacher elektrischer Leiter, der dem Strom einen Ohmschen Widerstand entgegensezt. Dieser Widerstand ist als Resistanz definiert. Körperzellen dagegen wirken wie Kugelkondensatoren und setzen dem Strom einen kapazitiven Widerstand – die Reaktanz – entgegen. Grundsätzlich gilt, dass niederfrequenter Wechselstrom kaum in der Lage ist, Zellmembranen zu passieren und daher vorrangig von der extrazellulären Flüssigkeit weitergeleitet wird. Hochfrequenter Wechselstrom dagegen vermag auch Zellmembranen zu passieren. Unter Einbeziehung mathematischer Modelle kann so der Flüssigkeitsgehalt des intra- und extrazellulären Kompartiments berechnet werden.

Resistenz und Reaktanz bei einer hohen und einer niedrigen Stromfrequenz unter Einbeziehung bestimmter mathematischer Modelle gestattet Rückschlüsse auf die intra- und extrazelluläre Flüssigkeitsverteilung im untersuchten Körpersegment (die Elektroden werden üblicherweise an Hand- und Fußgelenk platziert, der Strom durchfließt also eine gesamte Körperhälfte). Dieses Verfahren – Bioimpedanzanalyse genannt – kann durch Messung bei mehreren Stromfrequenzen weiter verbessert werden und wird dann als Bioimpedanz-Spektroskopie bezeichnet.

Im Jahr 2007 stellte die Firma Fresenius Medical Care ein derartiges Gerät (BCM Body Composition Monitor®) vor, welches Resistenz und Reaktanz bei insgesamt 50 Wechselstromfrequenzen bestimmt. Die Daten werden mit Hilfe eines neu entwickelten mathematischen Modells [1], welches in zum Teil sehr aufwändigen Vergleichsmessungen an etwa 1000 gesunden Probanden validiert wurde, ausgewertet und das Ergebnis direkt als „extrazellulärer Volumenüberschuss im Vergleich zur Normalpopulation“ – die für die Dialysebehandlung entscheidende Größe – ausgegeben. Die Messung selbst ist sehr einfach durchzuführen und nimmt insgesamt nur etwa 5 Minuten in Anspruch.

Gemeinsam mit vier weiteren deutschen Dialysezentren hatte unsere Abteilung die Gelegenheit, das Gerät vor der Markteinführung auf Praxistauglichkeit zu prüfen. In einer gemeinsamen Querschnittsstudie konnte gezeigt werden, dass bei etwa einem Fünftel der untersuchten 370 Patienten das nach klinischen Kriterien verordnete Zielgewicht deutlich ober- oder unterhalb des wünschenswerten Bereiches lag. Dies bedeutet, dass rund 20 % der Dialysepatienten von einer Korrektur ihres Zielgewichtes profitieren könnten. Neben der quantitativen Bestimmung der Extrazellulärflüssigkeit vermag das Gerät außerdem wertvolle Hinweise über den Ernährungsstatus der Patienten (Bestimmung von Körperfett und fettfreier Masse) zu liefern und ist daher eine sinnvolle Ergänzung der medizinisch-technischen Ausrüstung einer Dialyseeinrichtung.

#### 4 Blutvolumen-geregelte Ultrafiltration

Selbst bei adäquat eingestelltem Zielgewicht zeigt ein signifikanter Anteil der Patienten mit der Dialyse assoziierte Symptome, die in Abhängigkeit von der zu ultrafiltrierenden

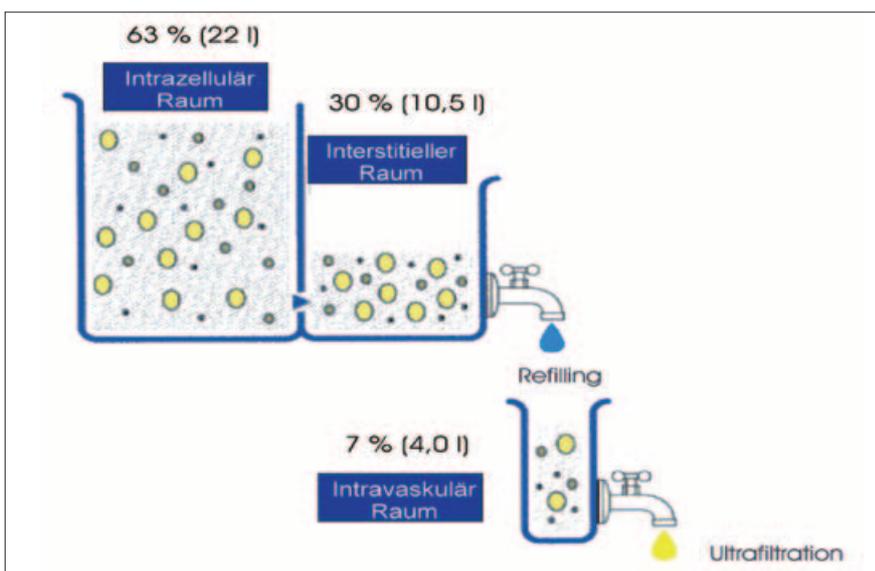


Bild 3. Schematische Darstellung der Flüssigkeitsräume im Körper. Während der Ultrafiltration wird das intravaskuläre Kompartiment (Blutvolumen) aus dem interstitiellen Kompartiment wiederaufgefüllt (Refilling).

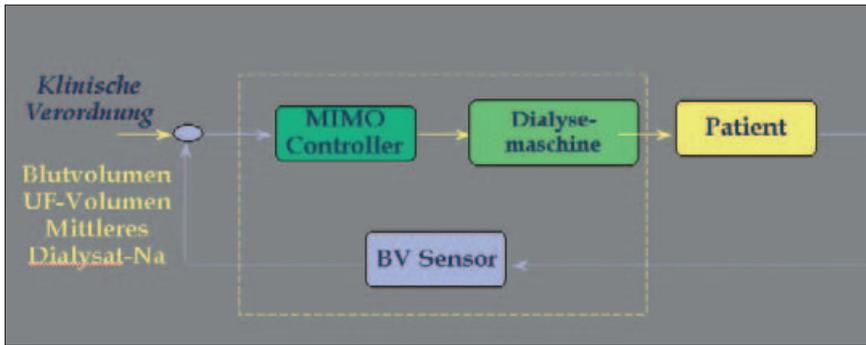


Bild 4. Der geschlossene Regelkreis bei Hemocontrol®, einem System, das den Blutvolumenverlauf während der Dialyse automatisch korrigiert (UF: Ultrafiltration, BV: Blutvolumen).

Flüssigkeitsmenge mehr oder weniger stark ausgeprägt sind. Ein weiteres Ziel moderner Dialysetherapie muss daher sein, den Ultrafiltrationsprozess so zu modifizieren, dass derartige Symptome weitestgehend vermieden werden. Doch wie kommen diese Symptome eigentlich zustande? Um dies zu verstehen, ist ein kurzer Exkurs in die Physiologie der Ultrafiltration notwendig.

Die Flüssigkeit im menschlichen Körper ist im Wesentlichen in drei Kompartimenten verteilt: einem intrazellulären (in den Zellen), einem interstitiellen (im Raum zwischen den Körperzellen) und einem intravaskulären (in den Blutgefäßen gelegenen) Kompartiment. Für unsere Zwecke reicht die Betrachtung der beiden letztgenannten Kompartimente aus, die über die Kapillaren des Blutgefäßsystems miteinander in Verbindung stehen. Der Dialyse ist unmittelbar nur das relativ kleine intravaskuläre Kompartiment zugänglich. Beginnt die Ultrafiltration, so steigt die intravaskuläre Konzentration größerer Eiweißmoleküle etwas an und erzeugt ein einwärts gerichtetes kolloidosmotisches Druckgefälle, was ein Auffüllen des intravaskulären aus dem interstitiellen Kompartiment („Refilling“) bewirkt (Bild 3). Solange die Refilling-Rate etwa gleich der angelegten Ultrafiltrationsrate ist, bleibt das intravaskuläre Volumen konstant und der Flüssigkeitsentzug verläuft völlig

unproblematisch. Bleibt das Refilling jedoch hinter der Ultrafiltration zurück, kommt es zu einer intravaskulären Volumenabnahme. Um unter diesen Bedingungen den Blutdruck konstant zu halten, werden physiologische Regelkreise aktiviert, die zur Gefäßkontraktion in einer Reihe von Stromgebieten (z. B. Haut, Magen-Darm-Trakt) führen. Werden diese physiologischen Kompensationsmechanismen stärker beansprucht, treten bei vielen Patienten bereits erste Symptome wie Kopfschmerz, Übelkeit oder Muskelkrämpfe auf. Erreicht das Missverhältnis zwischen Refilling und Ultrafiltration einen kritischen Wert, kommt es schließlich zum symptomatischen Blutdruckabfall [2].

Bereits zu Beginn der 1990er Jahre wurden Methoden entwickelt, um die Änderung des Blutvolumens, d. h. des intravaskulären Volumens, während der Dialysebehandlung zu bestimmen. Das Messprinzip ist sehr einfach. Je mehr Flüssigkeit aus dem Blutkompartiment entfernt wird, desto stärker steigt die Hämoglobinkonzentration des Blutes an. Mit Hilfe eines im extrakorporalen Kreislauf integrierten Hämoglobinsensors lässt sich so fortlaufend (einmal pro Minute) die relative Änderung des intravaskulären Volumens während der Ultrafiltration messen. Analysen des Blutvolumenverlaufes bei einer großen Anzahl von Patienten zeigten schließlich, dass es einen individuell verschiede-

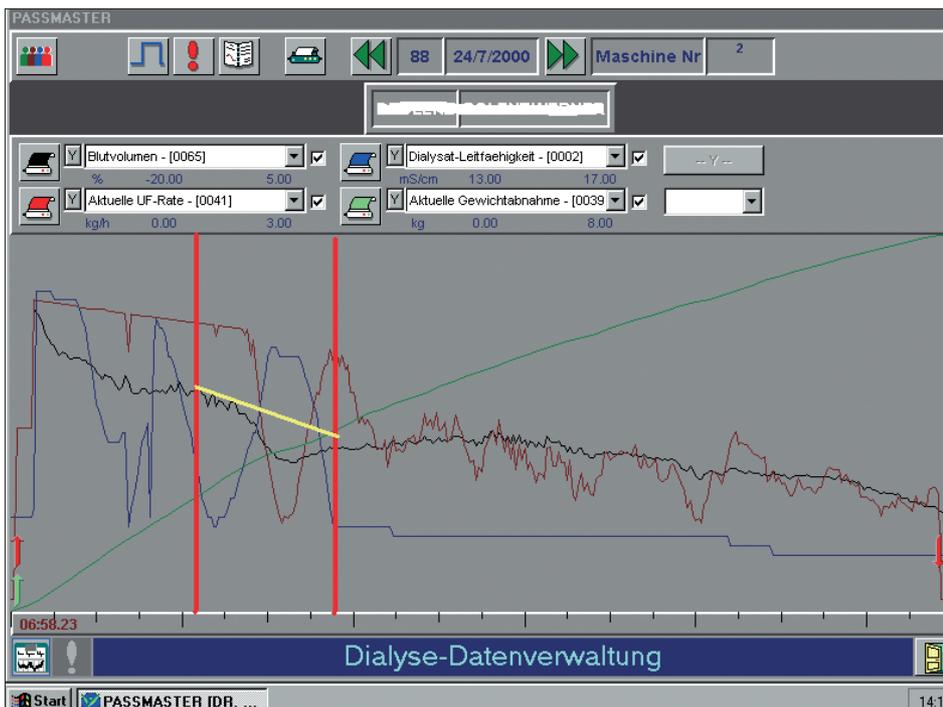


Bild 5. Aufzeichnung einer kompletten Hemocontrol-Dialysebehandlung. Innerhalb der roten Balken wird das typische Regelverhalten ersichtlich. Das Blutvolumen (schwarz) weicht von der Ideallinie (gelb) nach unten ab. Zunächst erhöht das System die Dialysat-Natriumkonzentration (blau) und senkt etwas später die Ultrafiltrationsrate (braun). Beide Maßnahmen verbessern das Refilling, das Blutvolumen kehrt langsam auf die Ideallinie zurück.

nen kritischen Bereich der Blutvolumenreduktion gibt, ab dem beim Patienten erste Symptome auftreten. Ziel einer idealen Dialysebehandlung sollte es also sein, diesen kritischen Bereich zu vermeiden. Dazu gibt es seit jeher in der Dialyse zwei etablierte Maßnahmen, nämlich erstens einen kurzzeitigen Stopp der Ultrafiltration und zweitens die intravenöse Gabe von konzentriertem Natriumchlorid. Letztere Maßnahme führt zu einem kurzfristigen Anstieg der Osmolarität des Blutes und damit zu einer vorübergehend verbesserten Mobilisation von Flüssigkeit aus dem interstitiellen Kompartiment. Man könnte nun eine Dialyseschwester beauftragen, die Blutvolumenkurve eines Patienten während der Behandlung zu beobachten und kurz vor Erreichen des kritischen Bereiches die Ultrafiltration zu stoppen bzw. Natriumchlorid zu injizieren. Im Jahr 1998 stellte die italienische Firma Hospal erstmalig ein System (Hemocontrol®) vor, welches diese Vorgänge automatisiert. Aus 5 bis 10 aufgezzeichneten Standardbehandlungen wird dabei ein für jeden Patienten individueller idealer Blutvolumenverlauf festgelegt. Verlässt das aktuelle Blutvolumen den vorgezeichneten Korridor, korrigiert das System automatisch die Ultrafiltrationsrate und die Dialysat-Natrium-Konzentration (eine Erhöhung derselben wirkt in gleicher Weise wie eine Natriumchlorid-Injektion), bis der aktuelle Zielwert wieder erreicht ist. Realisiert wird dies durch einen geschlossenen Regelkreis, in dem ein MIMO (Multi Input – Multi Output) Controller die festgelegten Zielvorgaben ständig mit den aktuellen Werten vergleicht und sowohl die Ultrafiltrationsrate als auch die Dialysat-Natriumkonzentration stetig anpasst (Bild 4). Ein Beispiel für den Verlauf einiger Parameter während einer Blutvolumen-geregelten Behandlung ist in Bild 5 dargestellt.

SANTORO und Mitarbeiter konnten in einer sehr sorgfältig kontrollierten multizentrischen Studie zeigen, dass auf diese Weise die Anzahl der während der Dialyse auftretenden kritischen Blutdruckabfälle bei Risikopatienten um bis zu 60 % reduziert werden kann [3]. Unsere Abteilung hat 1999 als erstes deutsches Dialysezentrum mit derartigen Behandlungen begonnen und kann den positiven Effekt von Hemocontrol® auf die kardiovaskuläre Stabilität von Problempatienten in der klinischen Praxis bestätigen. Diesen günstigen Effekten steht jedoch ein nicht unerheblicher Mehraufwand in der Therapieplanung gegenüber. Hinzu kommt, dass die individuellen Zielparameter von Zeit zu Zeit neu justiert werden müssen. Daher bleibt dieses Verfahren im Moment tatsächlich nur Problempatienten vorbehalten. Gegenwärtig arbeiten mehrere Dialysefirmen daran, ähnliche Systeme in ihre Maschinen zu integrieren.

## 5 Regelung der Bluttemperatur

Jüngere Studien konnten eindrucksvoll zeigen, dass der Verlauf der Körperkerntemperatur während einer Dialysebehandlung ebenfalls eine kritische Größe für die Kreislaufstabilität der Patienten darstellt [4]. Wie ist dies zu erklären? Die ultrafiltrationsbedingte Abnahme des Blutvolumens über physiologische Regelkreise führt unter anderem zu einer deutlichen Verminderung der Hautdurchblutung. Dies stört jedoch die normale Temperaturregulation des Körpers in der Weise, dass infolge des Stoffwechsels gebil-

dete Wärme über die nun kontrahierten Hautgefäße nicht mehr adäquat an die Umgebung abgegeben werden kann. Die Folge ist ein Anstieg der Körperkerntemperatur, der bei Standarddialysen regelmäßig zu beobachten ist und der bei großen Ultrafiltrationsvolumina durchaus 2 °C betragen kann. Erreicht der Wärmestau im Körper jedoch einen individuell kritischen Punkt, gewinnt die Temperaturregulation die Oberhand, die Hautgefäße werden schlagartig geöffnet und es kommt zum Blutdruckabfall.

Die einzige Möglichkeit, dem Patienten während einer Behandlung Wärme zu entziehen, besteht in der Anpassung der Dialysattemperatur, da über die große Oberfläche des Hohlfaserdialysators auch ein Wärmeaustausch zwischen Blut und Dialysierflüssigkeit stattfindet. Das Problem ist also, festzustellen, wie niedrig die Dialysattemperatur gewählt werden muss, damit die Körperkerntemperatur während der Behandlung möglichst konstant bleibt. Wird nämlich die Dialysattemperatur von vornherein (in guter Absicht) zu niedrig gewählt, entsteht beim Patienten ein unangenehmes Kältegefühl, welches das Wohlbefinden ebenfalls nachhaltig beeinträchtigt.

Aufgrund solcher Überlegungen entwickelte die Firma Fresenius Medical Care einen Bluttemperatur-Monitor (BTM®), der dieses Problem elegant zu lösen vermag. Die Bluttemperatur wird fortlaufend an zwei Punkten des extrakorporalen Kreislaufes gemessen: kurz nach Austritt aus dem Körper (im arteriellen Schenkel) und kurz vor Wiedereintritt in den Körper (im venösen Schenkel des extrakorporalen Kreislaufes). Dabei stimmt die im arteriellen Schenkel gemessene Temperatur gut mit der aktuellen Körperkerntemperatur überein. Multipliziert man die Temperaturdifferenz beider Messpunkte mit dem pro Zeiteinheit geförderten Blutvolumen, so erhält man diejenige Menge an Wärmeenergie, die durch den extrakorporalen Kreislauf zu- oder abgeführt wird. Aus oben genannten Gründen sollte diese Wärmebilanz stets negativ sein. Wird nun im Verlauf der Behandlung ein kleiner Anstieg der Körperkerntemperatur registriert, erfolgt sofort eine Rückkopplung zur Dialysatheizung. Die Dialysierflüssigkeit wird nur so weit abkühlt, dass die Körperkerntemperatur konstant bleibt oder, wie beim Verfahren der „kühlen Dialyse“, um einen vorher festgelegten Betrag absinkt. In klinischen Studien konnten mit letztgenannter Methode Blutdruckabfälle während der Dialyse um bis zu 50 % reduziert werden [5].

## 6 Fazit

Epidemiologische Erhebungen sagen einen weiteren kräftigen Zuwachs an „Problempatienten“ innerhalb der Dialysepopulation voraus. Verfahren zur Regelung des Blutvolumens und der Bluttemperatur während der Dialyse stellen vielversprechende Therapieansätze zur Verbesserung der Behandlungstoleranz bei diesen Patienten dar. Gegenwärtig ist ein kombinierter Einsatz aller dieser Verfahren noch nicht möglich. Verschiedene Firmen arbeiten jedoch zielstrebig daran, die hier dargestellten geschlossenen Regelkreise zu optimieren und in *eine* Maschine zu integrieren. In Verbindung mit einer verbesserten Kontrolle des Flüssigkeitsstatus durch Bioimpedanz-Spektroskopie könnte dies in Zukunft wesentlich zum Wohlbefinden unserer Patienten beitragen.

## Literatur

- [1] Chamney, P. W.; Wabel, P.; Moissl, U. M.; Muller, M. J.; Bosy-Westphal, A.; Korth, O.; Fuller, N. J.: A whole-body model to distinguish excess fluid from the hydration of major body tissues. In: *Am. J. Clin. Nutr.* **85** (2007) 1, S. 80 – 89
- [2] Passauer, J.; Bussemaker, E.; Gross, P.: Dialysis hypotension: do we see light at the end of the tunnel? In: *Nephrol. Dial. Transplant.* **13** (1998) 12, S. 3024 – 3029
- [3] Santoro, A.; Mancini, E.; Basile, C.; Amoroso, L.; Di Giulio, S.; Usberti, M.; Colasanti, G.; Verzetti, G.; Rocco, A.; Imbasciati, E.; Panzetta, G.; Bolzani, R.; Grandi, F.; Polacchini, M.: Blood volume controlled hemodialysis in hypotension-prone patients: a randomized, multicenter controlled trial. In: *Kidney Int.* **62** (2002) 3, S. 1034 – 1045
- [4] van der Sande, F. M.; Gladziwa, U.; Kooman, J. P.; Bocker, G.; Lewissen, K. M.: Energy transfer is the single most important factor for the difference in vascular response between isolated ultrafiltration and hemodialysis. In: *J. Am. Soc. Nephrol.* **11** (2000) 8, S. 1512 – 1517
- [5] Kaufman, A. M.; Morris, A. T.; Lavarias, V. A.; Wang, Y.; Leung, J. F.; Glabman, M. B.; Yusuf, S. A.; Levoci, A. L.; Polaschegg, H. D.; Levin, N. W.: Effects of controlled blood cooling on hemodynamic stability and urea kinetics during high-efficiency hemodialysis. In: *J. Am. Soc. Nephrol.* **9** (1998) 5, S. 877 – 883

Manuskripteingang: 4.10.2007

Angenommen am: 3.12.2007