



DIPLOMARBEIT

PÄDIATRISCHE NIERENERSATZTHERAPIE IM WANDEL DER ZEIT

ÜBERSICHT ÜBER DIE ENTWICKLUNG DER NIERENERSATZTHERAPIE VON 1985 BIS 2010

eingereicht von

SUSANNA NEUBACHER

(0533205)

zur Erlangung des akademischen Grades

Doktorin der gesamten Heilkunde

(Dr. med. univ.)

an der

Medizinischen Universität Graz

ausgeführt an der

Universitätsklinik für Kinder- und Jugendheilkunde

unter der Anleitung von

Ass.-Prof. Dr. med. univ. Siegfried Rödl und

Univ.-Prof. Dr. med. univ. Gerfried Zobel

EIDESSTATTLICHE ERKLÄRUNG

Ich erkläre ehrenwörtlich, dass ich die vorliegende Arbeit selbstständig und ohne fremde Hilfe verfasst habe, andere als die angegebenen Quellen nicht verwendet habe und die den benutzten Quellen wörtlich oder inhaltlich entnommenen Stellen als solche kenntlich gemacht habe.

Graz, Juni 2011

.....

DANKSAGUNG

Ich möchte an diesem Punkt an allererster Stelle meinen Eltern und meinem Bruder danken.

Sie haben mir das Studium der Humanmedizin überhaupt erst ermöglicht und mich auf meinem bisherigen Lebensweg stets unterstützt.

Weiters gilt mein Dank in besonderem Maße meinem Diplomarbeitsbetreuer Dr. Siegfried Rödl, der mir nicht nur ein geduldiger Betreuer war, sondern auch stets ein offenes Ohr für mich hatte und zu jeder Tag- und Nachtzeit erreichbar war.

Erwähnung finden müssen an diesem Punkt auch meine beiden Freundinnen Diana Mandler und Sabrina Brauneis, die es geschafft haben eine der technikfaulsten Frauen der heutigen Zeit durch den Dschungel der Formatierungen, Statistik und Diagrammerstellung zu lotsen.

Danke Mädels, ohne euch wärs nicht gegangen!

Nun möchte ich noch einen besonderen Dank an meine ehemalige Biologie Professorin Frau Mag. Christa Liensberger richten. Wie anspruchsvoll und wertvoll ihr Unterricht war wurde mir erst im ersten Studienjahr an der Vorklinik bewusst, als sich herausstellte wie weit ich meinen Kollegen und Kolleginnen in Sachen Molekularbiologie und Humangenetik voraus war! Spät aber doch, danke für Ihre Bemühungen bei einer sicher nicht immer einfachen Schülerin!

Am Ende muss ich noch meiner besten Freundin Verena Zoff danken. Für eine dieser seltenen besonderen Freundschaften, die ein Leben lang andauern, und eine wunderschöne Studienzeit!

Graz, Juni 2011

Susanna Neubacher

INHALTSVERZEICHNIS

1	Einleitung.....	1
1.1	Anatomie und Physiologie der Niere.....	2
1.2	Niereninsuffizienz im Kindes- und Jugendalter	4
1.2.1	Akutes Nierenversagen	4
1.2.2	Chronische/terminale Niereninsuffizienz	6
1.3	Nierenersatztherapie.....	8
1.3.1	Historische Entwicklung der Nierenersatztherapie	9
1.3.2	Formen der Nierenersatztherapie	10
1.3.2.1	Hämodialyse (HD)	11
1.3.2.2	Hämofiltration (HF)	12
1.3.2.3	Hämodiafiltration (HDF).....	12
1.3.2.4	Peritonealdialyse (PD).....	13
1.3.3	Aufbau eines Dialysekreislaufs.....	14
1.3.4	Spezielle Problematik der Nierenersatztherapie im Kindesalter	15
1.4	Zielsetzung der Arbeit.....	17
2	Methoden und Material.....	18
2.1	Gerätebeschreibung	19
2.1.1	Das arterio-venöse Filtersystem	19
2.1.2	Die Gambro AK 10	20
2.1.2.1	Der BMM 10-1 Blutmonitor	22
2.1.2.2	Der DFM/UDM 10-1 Dialyseflüssigkeitsmonitor	24
2.1.2.3	Das Gambro AK 10 Sicherheitssystem	26
2.1.3	Die Prisma.....	27
2.1.3.1	Die Prisma Kontrolleinheit	28
2.1.3.2	Das Prisma Set.....	31
2.1.3.3	Die Prisma Software.....	31
2.1.4	Die Prismaflex.....	33
2.1.4.1	Die Prismaflex Steuereinheit	34

2.1.4.2	Das Prismaflex Schlauchset.....	37
2.1.4.3	Das Prismaflex System	39
2.2	Patientendaten	40
2.2.1	Patienten/innen unter kontinuierlicher Hämodialyse	40
2.2.2	Patienten/innen unter intermittierender Nierenersatztherapie.....	46
3	Diskussion.....	48
	Abbildungsverzeichnis.....	53
	Tabellenverzeichnis	55
	Literaturverzeichnis.....	56

ABKÜRZUNGEN

ARF – Acute renal failure

CRF – Chronic renal failure

NV – Nierenversagen

ANV – Akutes Nierenversagen

CNV – Chronisches Nierenversagen

MOV – Multiorganversagen

GFR – Glomeruläre Filtrationsrate

HUS – Hämolytisches Urämisches Syndrom

EPO – Erythropoetin

LVH - Linksventrikuläre Hypertrophie

UF – Ultrafiltration

HD – Hämodialyse

HF – Hämofiltration

HDF – Hamodiafiltration

PD – Peritonealdialyse

CVVH/CVVHF – continuous veno-venous hemofiltration

CVVHD – continuous veno-venous hemodialysis

CVVHDF – continuous veno-venous hemodiafiltration

SCUF – slow continuous ultrafiltration

mS – Milli-Siemens

TMP – Transmembrane Pressure

TPE – Therapeutic Plasma Exchange

PBP – Prä-Blutpumpe

LF – Low Flow

HF – High Flow

HP - Hämoperfusion

ZUSAMMENFASSUNG

Mit der Einführung der Hämodialyse auf der Kinderintensivstation Graz im Jahr 1985 begann eine rasante Veränderung und Neuorientierung der Therapie des pädiatrischen Nierenversagens, welche bis heute anhält.

Unter Orientierung an den technischen Entwicklungen des internationalen Marktes für Dialysegeräte kam es zum Ankauf neuer Geräte, Systeme und unterstützender Technologien für die adäquate Versorgung und Behandlung des ANV und CNV bei Kindern und Jugendlichen, was eine ständige und kontinuierlich anhaltende Anpassung sowohl der Ärzteschaft als auch des Pflegepersonals an die sich regelmäßig verändernden Therapieoptionen erforderte und auch weiterhin erfordert.

Diese Arbeit widmet sich der genauen Verfolgung dieser technischen Weiterentwicklung von ihren Ursprüngen vor 25 Jahren bis zu unseren heutigen Standards und möchte so einen klaren und gegliederten Überblick verschaffen über die Veränderung eines der wenigen Sektoren in der Pädiatrie, in welchem der Funktionsverlust eines gesamten Organs durch eine Maschine weitgehend problemlos ersetzt werden kann.

Von einer allgemeinen Einführung in die Nephrologie über eine spezifische Beschreibung der unterschiedlichen über die Jahre verwendeten Geräte bis hin zu einer retrospektiven Analyse der erhaltenen Patientendaten widmet sich diese Arbeit der Beschreibung und dem Vergleich der verschiedenen in Vergangenheit und Gegenwart verwendeten Systeme um so einen Überblick und ein Verständnis für die Entwicklung pädiatrischer Dialyse aus der speziellen Sicht der Kinderintensivstation Graz zu liefern.

Neubacher Susanna

Matr.Nr. 0533205

ABSTRACT

With the introduction of hemodialysis in the Pediatric Intensive Care Unit Graz in 1985 began a rapid change and reorientation of the treatment of pediatric renal failure which still continues.

Adjusting to technical developments on the international market for dialysis equipment new technical devices, systems and supportive technologies were continuously bought for the adequate treatment and care of ARF and CRF in children and adolescents, which required a constant and still ongoing adaption of both the medical profession as well as the nursing staff to the regularly changing treatment options.

This paper is dedicated to the accurate observation of these technical developments from its origins 25 years ago up to today's standards and would like to give a clear and structured overview of the change in one of the few sectors in pediatrics, in which the loss of function of an entire organ can almost be replaced by a machine without facing mentionable difficulties.

From a general introduction to nephrology via a specific description of the different appliances which were used from the very beginning until today over to a retrospective analysis of the collected patient data this work is devoted to the description and comparison of the various systems to provide an overview and global understanding of the development of pediatric dialysis from the unique perspective of the Pediatric Intensive Care Unit Graz.

Neubacher Susanna

Matr.nr. 0533205

1 Einleitung

Diese Diplomarbeit befasst sich mit der Entstehung und Entwicklung der Nierenersatztherapie, wie sie heute auf der Intensivstation der Universitätsklinik für Kinder- und Jugendheilkunde des Universitätsklinikums Graz angewendet wird.

Von der physiologischen Funktion der Niere und ihren Aufgaben im menschlichen Organismus über die Gründe für die Entstehung der akuten oder chronischen Niereninsuffizienz bei Kindern und Jugendlichen und deren Notwendigkeit einer Nierenersatztherapie widmet sich diese Arbeit vor allem den verschiedenen Möglichkeiten des künstlichen Nierenersatzes sowie deren technischer Entwicklung und Veränderung in den letzten 25 Jahren.

Im ersten Teil der Arbeit wird ein kurzer Überblick über Physiologie und Aufgaben der Niere vermittelt, direkt gefolgt von einer Beschreibung der akuten und chronischen Niereninsuffizienz, sowie speziell den Nierenfunktionsstörungen im Kindesalter und den sie verursachenden Erkrankungen. Außerdem soll auf die verschiedenen Möglichkeiten der Nierenersatztherapie eingegangen werden, ihre Vor- und Nachteile sowie ihre Anwendbarkeit bei Kindern und Jugendlichen.

Im Fokus des zweiten Teils steht dann eine genaue, technische und funktionelle Beschreibung der verschiedenen angewandten Geräte und Systeme seit Einführung der Hämodialyse auf der Kinderintensivstation des Universitätsklinikums Graz im Jahre 1985.

Es soll ein Vergleich zwischen diesen unterschiedlichen Methoden gezogen werden mit eingehender Betrachtung der Vor- und Nachteile und anschließender Diskussion zur Findung des effektivsten therapeutischen Ansatzes.

1.1 Anatomie und Physiologie der Niere

Die Niere (lat.: ren) ist ein paariges Organ, dessen Hilum renale im Spatium retroperitoneale auf Höhe LWK I/II liegt. Umgeben von einer Fettkapsel werden die rechte und die linke Niere dorsal von den Pleurahöhlen und infolgedessen dem Diaphragma überlappt. Aus dem Hilum renale, der „Nierenbucht“ beider Nieren treten jeweils ein arterielles Gefäß (A. renalis), ein venöses Gefäß (V. renalis), Lymphgefäße und ein Harnleiter (Ureter) aus. Der Harnleiter verlässt dabei jeweils das Nierenbecken, um von dort eine direkte Verbindung zur Harnblase herzustellen, welche der Speicherung und dem Abfluss des in den Nieren gebildeten Harns dient.

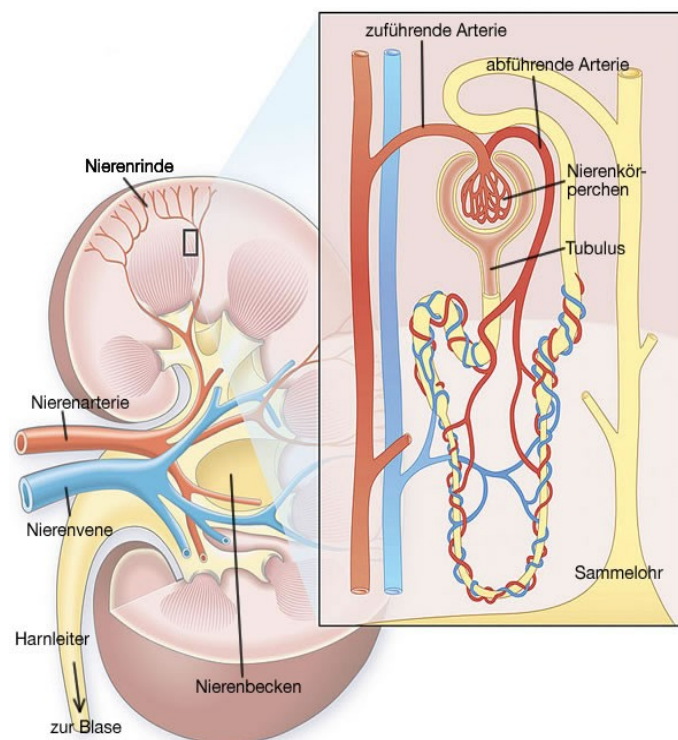


Abbildung 1: Aufbau der Niere

Bei Betrachtung des Feinbaus unterteilt man das Nierenparenchym in die äußere Nierenrinde (Cortex renalis) und das innere Nierenmark (Medulla renalis), welches aus ca. 10-12 Markpyramiden besteht, deren Spitzen Richtung Nierenbecken weisen und letztendlich in das Kelchsystem der Niere münden.

Hier, in Nierenrinde und -mark, befinden sich ca. 1 Millionen *Nephron*, der kleinsten funktionellen Einheit des renalen Harnableitungssystems, welche täglich ungefähr 170 l Primärharn aus 1700 l Blut zu 1,7 l Endharn filtrieren. Ein Nephron besteht aus dem

Nierenkörperchen, welches wiederum aus Glomerulum und Bowman-Kapsel aufgebaut wird, aus den *Tubuli renales*, dem feinen Röhrchensystem der Niere, sowie den *Sammelrohren*. (1) Innerhalb des Nierenkörperchens, in den glomerulären Gefäßschlingen findet die Filterung des Primärharns statt. Dabei wirkt der in den Gefäßschlingen bestehende Blutdruck als treibende Kraft hinter der „Auspressung“ des Primärharns (Ultrafiltrat) aus den Kapillaren in die Bowman-Kapsel und von dort weiter in das Tubulussystem. Der Primärharn ist vom Aufbau her vergleichbar mit dem Plasma und besteht vorwiegend aus Wasser, Mikromolekülen und Elektrolyten. Innerhalb der Tubuli finden dann weitere Resorptions- und Sekretionsvorgänge statt, wodurch bis zu 80% der Flüssigkeit des Primärharns rückresorbiert werden und dessen Konzentrationen modifiziert werden. Am Ende erreicht nur ein geringer Teil des ursprünglichen Primärharns das Sammelrohr, wo es lediglich noch zu Feinregulationen der Harnmenge kommt, bevor dieser schließlich als Endharn in das Nierenbecken abgegeben wird. (2)

Betrachtet man die Funktion der Niere im Hinblick auf den Gesamtorganismus, so lassen sich ihre Aufgaben in 3 Hauptbereiche gliedern:

- Exkretorische Nierenfunktion
- Endokrine Nierenfunktion
- Metabolische Nierenfunktion

In den Bereich der exkretorischen Funktionen fallen lebenswichtige Aufgaben wie die Regulation von Osmolarität und Wasserhaushalt, die Regulation des Elektrolythaushalts, die Regulation des Säure-Basen-Haushalts und die Ausscheidung von Stoffwechselendprodukten und harnpflichtigen Substanzen. Bei Ausfall dieser Bereiche kann der menschliche Organismus nur wenige Tage überleben.

Endokrin wirkt die Niere durch Produktion von Prostaglandinen, Kininen, Renin, Erythropoetin und Vitamin D₃, welche einen wichtigen Einfluss auf den Blut- und Knochenstoffwechsel haben. Zusätzlich kommt der Niere über die Regelung des Salz- und Wasserhaushalts und die Produktion von vasoaktiven Substanzen eine zentrale Rolle in der Regulation des Blutdrucks zu. (3)

Abschließend kann gesagt werden, dass der Niere eine lebenserhaltende Rolle in der Entgiftung und Aufrechterhaltung der Funktion unseres Organismus zufällt, welche oft

unterschätzt werden mag, zusammengefasst allerdings von zentraler Bedeutung für die Funktionsfähigkeit des menschlichen Körpers ist.

1.2 Niereninsuffizienz im Kindes- und Jugendalter

Als Niereninsuffizienz bezeichnet man *„die eingeschränkte Fähigkeit der Nieren, harnpflichtige Substanzen (...) auszuscheiden; in fortgeschrittenen Stadien geht auch die Anpassungsbreite an den Elektrolyt-, Wasser- u. Säure-Basen-Haushalt verloren.“* (4)

In diesem Kapitel soll nun speziell auf die Niereninsuffizienz im Kindes- und Jugendalter, auf seine Unterteilung in akutes Nierenversagen und chronische Niereninsuffizienz, sowie auf Definition, Ätiologie, Klinik, Therapie und Prognose eingegangen werden.

1.2.1 Akutes Nierenversagen

„Unter einem akuten Nierenversagen (ANV) versteht man eine plötzlich auftretende, häufig reversible Einschränkung der Nierenfunktion, die meist mit einem Rückgang der Urinproduktion (Oligurie unter 300 ml/m² KOF/d) und immer mit einem Anstieg der harnpflichtigen Substanzen im Serum einhergeht.“ (5)

Die Inzidenz des ANV liegt in Deutschland bei 20-25/1 Million Patienten < 15a. (6)

Prinzipiell unterscheidet man beim akuten Nierenversagen nach dem Ort der Schädigung das prärenale, das renale und das postrenale NV, wobei das prärenale NV mit bis zu 70% der Fälle des ANV die weitaus häufigste Form darstellt, gefolgt von renalem NV mit ca. 25% und postrenalem NV mit etwa 5%. Betreffend die Ätiologie des ANV siehe Tab.1.

In der Klinik präsentiert sich das ANV einerseits mit Oligurie und andererseits mit akuter Überwässerung im Sinne von peripheren Ödemen, Lungenödem und/oder Aszites, Hypertension, Herzrhythmusstörungen, Tetanie, Hirnödem, Krampfanfällen, Anämie, Übelkeit und Erbrechen, Gewichtsabnahme und Infektanfälligkeit mit einer ungefähren Dauer von 7-21 Tagen.

Tabelle 1: Ätiologie des ANV

Prärenales ANV	
Prärenal bedingte Perfusionsprobleme	<ul style="list-style-type: none"> ▪ Volumenmangel, Hypotension (Gastroenteritis, Blutungen, Verbrennungen) ▪ Erkrankungen mit Volumenstörungen (Sepsis, Herzfehler) ▪ Selektive Ischämie der Niere
Vaskuläre Erkrankungen	<ul style="list-style-type: none"> ▪ Vaskulitiden ▪ Thromboembolie ▪ Sklerodermie ▪ Maligne Hypertonie
Renales ANV	
Glomeruläre Erkrankungen	<ul style="list-style-type: none"> ▪ Glomerulonephritis
Tubuläre Erkrankungen	<ul style="list-style-type: none"> ▪ Akute Tubulusnekrose ▪ Harnsäurenephropathie bei akuter Leukämie
Interstitielle Erkrankungen	<ul style="list-style-type: none"> ▪ Pyelonephritis ▪ Interstitielle Nephritis
Postrenales ANV	
Obstruktionen der ableitenden Harnwege	<ul style="list-style-type: none"> ▪ Tumoren, Steine, Verletzungen ▪ Kongenitale Fehlbildungen

Die Therapie dieser lebensbedrohlichen Erkrankung richtet sich nach der Art des ANV sowie der Symptomatik. Bei prärenalem ANV kommt die Infusion von Kochsalz/Glukose-Lösungen zum Einsatz, um den Volumenmangel auszugleichen, während im Falle einer Überwässerung eher zu Diuretika und Dialyse gegriffen werden muss. Akut auftretende hyperkaliämische, azidotische oder hypertensive Krisen müssen notfallmäßig durch Gabe von Natriumbikarbonat, Kalziumglukonat bzw. Nifedipin behandelt werden, während bei der länger andauernden Behandlung speziell die kontrollierte Flüssigkeitszufuhr, eiweißarme, natriumarme und kaliumfreie Diät sowie regelmäßige Dialysebehandlungen im Zentrum stehen. Allgemein lässt sich sagen, dass die Indikation zur Dialyse gegeben ist bei nicht länger beherrschbaren Zuständen des Säure-Basen- sowie Elektrolythaushalts, Urämie, Überwässerung und unzureichender Ernährung.

Bei postrenaler ANV steht die Beseitigung der Obstruktion im Zentrum der Therapie.

Trotz verbesserter Therapiemöglichkeiten und erhöhtem Dialyseangebot liegt die Letalität des ANV vor allem auf Grund ihres Auftretens im Rahmen schwerer Sepsis mit MOV mit über 40% noch immer sehr hoch. Zwar kann man bei prärenalem ANV, akuter toxischer Tubulusnekrose und hämolytisch-urämischem Syndrom im Säuglingsalter oftmals von

völliger Abheilung ausgehen, doch gibt es auch weiterhin Fälle in denen ein chronisches Nierenversagen bestehen bleibt und so spielt die frühzeitige Diagnose und Therapie des ANV weiterhin eine wichtige Rolle für Verlauf und Prognose der Erkrankung. (7)

1.2.2 Chronische/terminale Niereninsuffizienz

Von einer chronischen Niereninsuffizienz spricht man ab einer glomerulären Filtrationsrate (GFR) < 80% der Altersnorm. Sie wird in verschiedene Stadien eingeteilt (8), siehe Tab.2.

Tabelle 2: Stadien der chronischen Niereninsuffizienz

Stage	Description	GFR (mL/min/1.73 m ²)
1	Kidney damage with normal or increased GFR	>90
2	Kidney damage with mild decrease in GFR	60–89
3	Moderate decrease in GFR	30–59
4	Severe decrease in GFR	15–29
5	Kidney failure	<15 or dialysis

GFR glomerular filtration rate

Bezüglich der Inzidenz geht man in Europa und Kanada von 3,5-10/1 Million Neuerkrankungen im Patientengut < 15a aus.

Verursacht wird die chronische Niereninsuffizienz abhängig vom Alter der Patienten/innen durch unterschiedliche Erkrankungsbilder, so etwa im Säuglingsalter vermehrt durch angeborene Fehlbildungen wie Dys- bzw. Hypoplasien der Nieren oder Refluxnephropathien während im Kleinkind- und Schulalter eher chronische Glomerulonephritiden oder das HUS im Vordergrund stehen.

Die Symptomatik lässt sich, ähnlich der des ANV, von den physiologischen Funktionen der Niere ableiten. So kommt es neben einer Oligurie, welche bis zur Anurie reichen kann, zu Entgleisungen des Elektrolyt-, Säure-Basen- sowie des Wasserhaushalts mit schweren metabolischen Azidosen, Hyperkaliämien und Ödemen, sowohl der Peripherie, als auch des Hirns und der Lunge. Weiters sind die hormonbildenden Funktionen der Niere gestört, was nicht nur durch Abfall des Vitamin D zu sekundärem Hyperparathyreoidismus führt sondern auch zu Wachstumsstörungen, Störungen der Pubertätsentwicklung und renaler Anämie.

Resultierend aus der entstehenden Urämie kann es außerdem zu toxischen Organschäden und erhöhtem Juckreiz kommen.

Die Therapie des CNV ist auf mehreren Eckpfeilern aufgebaut, von welchen den anfänglich wichtigsten sicherlich die längst mögliche Erhaltung der Nierenfunktion darstellt, da eine einmal eingetretene Niereninsuffizienz, trotz enormen Fortschritten in Erforschung und Therapie des Nierenversagens, nicht mehr rückgängig gemacht werden kann. Insbesondere konzentriert man sich im Rahmen des Therapieschemas auf folgende Punkte:

- *Behandlung der Grunderkrankung*
- *Kontrolle des Wasserhaushaltes* - Mittels strenger Ein- und Ausfuhrkontrollen, Diuretikagabe und/oder Nierenersatztherapie.
- *Kontrolle des Säure-Basen- und Elektrolythaushaltes* – Natriumbilanzierung, kaliumarme Diät, Nierenersatztherapie, Gabe von Natriumbicarbonat zum Ausgleich der Azidose.
- *Antihypertensive Therapie*
- *Eiweißarme Diät* – Im Kindesalter auf Grund der daraus resultierenden Wachstumsverringering nur in seltenen Fällen angezeigt.
- *Therapie der renalen Osteopathie und des sek. Hyperparathyreoidismus* – Durch Vitamin-D Gabe.
- *Therapie der renalen Anämie* – Erreichbar durch Gabe von synthetischem EPO.
- *Therapie eventueller Wachstumsstörungen* – Mit Hilfe synthetischer Wachstumshormone. (8)

Durch Forschung und Entwicklung der letzten Jahrzehnte und daraus resultierende verbesserte Behandlungsmöglichkeiten der CNV bei Kindern und Jugendlichen zeigt sich eine über die letzten 25 Jahre stark reduzierte Mortalität. Die 10-Jahres-Überlebensrate chronischer Nierenersatztherapie liegt heutzutage bei bis zu 80%. Trotz allem geht man bei Kindern mit terminaler Niereninsuffizienz von einer 30 Mal höheren Gesamtmortalität als dem Alter entsprechend aus. Verbunden mit dem Risiko vielfacher Komorbiditäten wie LVH, Maligner Entartungen oder etwa Erkrankungen des knöchernen Skeletts ergibt sich daraus nach wie vor das Bild einer lebensgefährlichen Erkrankung des Kindes- und Jugendalters, mit der umzugehen eine ebenso große Herausforderung an den Pädiater, wie auch an die betroffenen Familien stellt. (9)

1.3 Nierenersatztherapie

Seit Entwicklung der Hämodialyse Ende der 70er Jahre hat sich die Dialyse als wichtigste Therapiemaßnahme bei akutem und chronischem Nierenversagen etabliert, ohne welche bis dahin ein Ausfall der Nierenfunktion als nicht therapierbare Erkrankung galt. Ohne die verschiedenen Möglichkeiten der Nierenersatztherapie führt auch heute noch der komplette Ausfall der Nieren innerhalb von 1-4 Wochen zum Tod.

Die unterschiedlichen Formen der Blutreinigung bauen alle auf denselben physikalischen Prinzipien von Diffusion, Ultrafiltration und Konvektion über eine semipermeable Membran auf. Bei der *Diffusion* kommt es auf Grund des *Konzentrationsgradienten* zwischen den verschiedenen gelösten Stoffen im Blut und einer eigens zur Verfügung gestellten Elektrolytlösung, dem Dialysat, zum Übertritt der urämischen Toxine vom Patientenblut über eine *semipermeable Membran* in das Dialysat und damit zur Reinigung des Blutes. Die semipermeable Membran stellt dabei mit einer Begrenzung der Durchlässigkeit für Substanzen mit einem Molekulargewicht über 25.000 Dalton sicher, dass größere Moleküle und Zellen, wie etwa Blutzellen oder Plasmaproteine, zurückgehalten werden.

Die *Ultrafiltration* funktioniert mittels eines *Druckgradienten*, wobei Flüssigkeit vom Ort des höheren zum Ort des niedrigeren hydrostatischen Drucks durch eine semipermeable Membran transportiert wird. Dies führt im Falle eines Patienten/in mit NV zu Flüssigkeitsentzug und wirkt der Überwässerung entgegen.

Im Rahmen der Ultrafiltration kommt es schließlich auch zur *Konvektion*, bei welcher harnpflichtige Substanzen mit der filtrierten Flüssigkeit durch die semipermeable Membran in das Dialysat gepresst werden.

Prinzipiell unterscheidet man bei den unterschiedlichen Nierenersatzverfahren zwischen intrakorporalen und extrakorporalen Verfahren sowie zwischen intermittierender und kontinuierlicher Anwendung. Beim *Intrakorporalen Verfahren* findet die Diffusion und der Stoffaustausch innerhalb des Körpers statt, während bei *extrakorporalen Dialysearten* außerhalb des Körpers ein künstlicher Blutkreislauf aufgebaut wird, im Zuge dessen es zur Abgabe urämischer Toxine kommt, bevor das gereinigte Blut wieder in den Körperkreislauf geleitet wird.

Die intermittierende und die kontinuierliche Nierenersatztherapie unterscheiden sich durch ihre unterschiedlichen Indikationen, ihre variable zeitliche Anwendung sowie den jeweils verwendeten Gefäßzugang. Während die intermittierende Blutreinigung vorwiegend bei

Patienten/innen mit CNV in deren Wartezeit bis zur Nierentransplantation zum Einsatz kommt und in der Regel 3x pro Woche jeweils 4-5 h stattfindet, findet die kontinuierliche Dialyse vor allem auf Intensivstationen bei immobilisierten, oftmals beatmeten Patienten/innen mit ANV ihre Anwendung. In letzterem Fall wird 7 Tage die Woche 24 h lang durchgehend dialysiert bis es zur vollständigen Entgiftung und zur Erholung der Nierenfunktion kommt, was durchschnittlich 2-6 Wochen dauert, in Einzelfällen aber auch durchaus längere Zeit in Anspruch nehmen kann. Der Zugang zum systemischen Blutkreislauf des Patienten/in wird je nach Notwendigkeit gewählt. Da bei der intermittierenden Nierenersatztherapie im Falle einer CNV mit einer Dialysedauer von oft bis zu 20 Jahren und länger gerechnet werden muss, wird hierfür am Ober- oder Unterarm ein sogenannter Cimino-Brescia-Shunt, eine arterio-venöse Verbindung chirurgisch hergestellt bzw. im Falle unzureichender Gefäßverhältnisse ein synthetisches Gefäßinterponat aus Kunststoff eingelegt. Bei ANV, welches meist mit kontinuierlichem, je nach Entscheidung des behandelnden Arztes aber auch mit intermittierendem Nierenersatz behandelt werden kann, wählt man in der Regel nur einen temporären Gefäßzugang in Form eines Shaldon-Katheters, eines Verweilkatheters oder eines Portsystemes, welcher in eine der großen Venen eingebracht wird, da die Dialyse voraussichtlich nur vorübergehend gebraucht wird. Der ausschlaggebende Unterschied zwischen arterio-venösem und veno-venösem Zugang liegt in der treibenden Kraft für den Blutfluss. Während bei arterio-venösen Shunts die arteriovenöse Druckdifferenz für die Aufrechterhaltung des Blutflusses verantwortlich ist, wird bei venovenösen Kreisläufen der Fluss mittels externen Blutpumpen angetrieben. Trotz aller technischen Fortschritte und Entwicklungen in der Therapie des NV muss bei der Beschreibung der unterschiedlichen Nierenersatzverfahren stets betont werden, dass selbst die moderne Dialyse in Effizienz und Leistung in keinsten Weise an die Effektivität der natürlichen Niere heranreicht. (10)

1.3.1 Historische Entwicklung der Nierenersatztherapie

Der Beginn der Entwicklung der Nierenersatztherapie geht durchaus weiter zurück als allgemein bekannt. Bereits zwischen 460 v. Chr. und 370 v. Chr. nutzte Hippokrates die Permeabilität der Haut als erste Dialysemembran, um Patienten/innen mit Nierenleiden über 16 Stunden pro Tag in heißen Dampfbädern mittels Schwitzen von überschüssiger

Flüssigkeit sowie teilweise urämischen Toxinen zu befreien. (11) Es existieren Aufzeichnungen wonach Stephen Hales mit seinem Kollegen Christopher Warrick schon im Jahre 1744 den Grundstein für die PD legten als sie die erste Bauchfellspülung mit Rotwein durchführten. Fast 200 Jahre später kommt es 1923 an der Universität Würzburg zur ersten PD mit physiologischer Salzlösung, durchgeführt von Georg Ganter. (12)

Mit der Durchführung der ersten erfolgreichen extrakorporalen HD im Jahre 1924 gilt schließlich Dr. Georg Haas als Begründer der modernen Hämodialyse. (13)

In der Zeit von 1943-1945 kommt es in Europa zu intensiver medizinischer Forschung im Zuge derer der niederländische Arzt Dr. Willem Kolff schließlich die erste Dialysemaschine entwickelt und erfolgreich anwendet. (14)

Erst 1977 führt Dr. Kramer schließlich die arterio-venöse Hämofiltration ein, was es dem italienischen Arzt Dr. Ronco letztendlich ermöglicht 1984 den ersten pädiatrischen Patienten mittels Hämodialyse zu behandeln. Seitdem herrscht eine ständig voranschreitende technischen Weiterentwicklung und weltweite Anwendung von Dialysegeräten verschiedenster Art sowohl im Bereich der Erwachsenenephrologie als auch und im Besonderen der pädiatrischen Nephrologie. (15)

1.3.2 Formen der Nierenersatztherapie

Im Folgenden sollen die verschiedenen Arten der Dialyse in Abhängigkeit der angewandten physikalischen Prinzipien sowie der Einteilung in extra- und intrakorporale Verfahren beschrieben werden. Grundsätzlich gilt:

Extrakorporale Verfahren: Hämodialyse

Hämofiltration

Hämodiafiltration

Intrakorporale Verfahren: Peritonealdialyse

Jedes dieser genannten Verfahren kann sowohl intermittierend, als auch kontinuierlich angewandt werden. Die Entscheidung über die Auswahl des Verfahrens ist immer abhängig

von der jeweiligen Situation und Erfahrung des Therapeuten/in und obliegt letztendlich dem/der behandelnden Arzt/Ärztin.

1.3.2.1 Hämodialyse (HD)

Die HD arbeitet mittels des Prinzips der Diffusion und führt so zu einer Blutreinigung durch Übergang der urämischen Toxine von der Seite des Patientenblutes über eine semipermeable Membran zur Seite des gegenläufigen Dialysats auf Grund der Konzentrationsunterschiede der unterschiedlichen Stoffe.

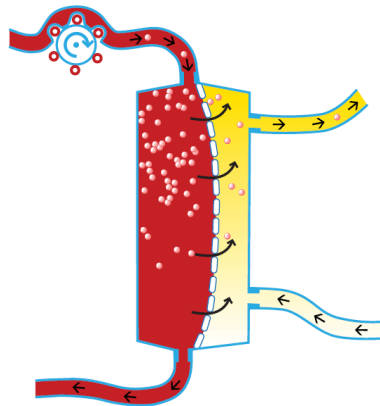


Abbildung 2: Hämodialyse

Durch die langsamere Flussgeschwindigkeit des Dialysats (25-45 ml/min) gegenüber der des Blutes (100-150 ml/min) und die Anwendung des Gegenstromprinzips kommt es zur vollständigen Aufsättigung des Dialysats, welches anschließend abfließt und verworfen wird. Das gereinigte Blut wird wieder dem Körperkreislauf des Patienten zugeführt. Die HD dient auf Grund ihrer physikalischen Grundlagen in erster Linie der Entfernung niedermolekularer Substanzen, dementsprechend lässt sich die Effizienz der Behandlung am besten mit der Elimination von Harnstoff quantifizieren.

1.3.2.2 Hämofiltration (HF)

Im Gegensatz zur HD wird bei der HF die Konvektion zur Entgiftung eingesetzt. In Richtung des Druckgradienten werden hier harnpflichtige Substanzen gemeinsam mit Plasma und

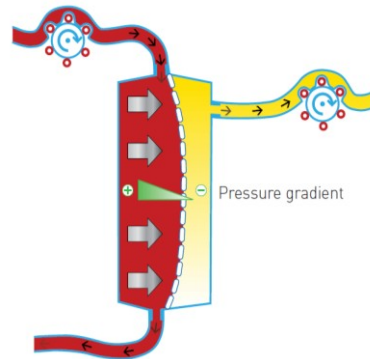


Abbildung 3: Hämofiltration

Flüssigkeit über die Semipermeable abgepresst und als Ultrafiltrat abgepumpt und verworfen. Da in diesem Fall das Filtratvolumen höher liegt als die erwünschte negative Flüssigkeitsbilanz muss ein Teil der entzogenen Flüssigkeit mittels einer Substitutionslösung ersetzt werden. Je nachdem ob diese Substitutionslösung vor oder nach dem Dialysator in den extrakorporalen Kreislauf infundiert wird, spricht man von HF im Prä- oder Postdilutionsmodus. Im Gegensatz zur HD kommt es bei der HF vorwiegend zur Elimination höhermolekularer Substanzen. Gleichzeitig wird auch eine bessere Kreislaufstabilität beobachtet als bei der reinen HD.

1.3.2.3 Hämodiafiltration (HDF)

Die HDF stellt eine Verbindung aus HD und HF dar. Ihre Funktionsweise baut auf beiden Prinzipien, auf Diffusion und Konvektion gleichermaßen auf. Innerhalb des Dialysators fließt also einerseits Dialysat in Gegenrichtung zum Blutfluss und nimmt über Diffusion harnpflichtige Substanzen auf, während es gleichzeitig über eine vorherrschende Druckdifferenz zur Ultrafiltration kommt. Der durch die UF auftretende Flüssigkeitsmangel wird wie bei der HF auch mittels einer Substitutionslösung ausgeglichen. Durch die Kombination aus HD und HF kommt es zu einer gleichmäßigen Entfernung kleinmolekularer und mittelmolekularer Substanzen und so zu einer hohen Clearance über das gesamte Molekulargewichtsspektrum. (16)

1.3.2.4 Peritonealdialyse (PD)

Die PD ist eine spezielle Form der Blutreinigung, welche besonders bei pädiatrischen Patienten/innen zum Einsatz kommt, aber auch in Fällen in denen beispielsweise keine Shuntmöglichkeiten gegeben sind. Im Zuge ihrer Anwendung werden täglich zwischen 3-5 mal 1-2 l Dialysat in die Bauchhöhle geleitet, wo sie für 4-6 h verbleiben, bevor sie wieder abgelassen und durch frisches Dialysat ersetzt werden. Als semipermeable Membran dient in diesem Fall das Peritoneum selbst, über welches urämische Toxine und Flüssigkeit mittels Diffusion in das Dialysat abgegeben werden. Überschüssige Flüssigkeit wird dem Körper oft durch Zusatz von Glukose oder anderen kolloidosmotisch wirksamen Substanzen zum Dialysat entzogen. Als Zugang für die PD muss operativ ein dauerhafter Katheter gelegt werden.

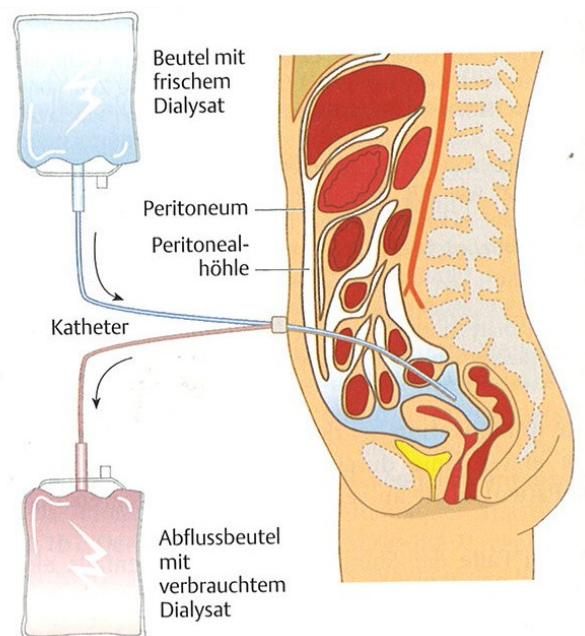


Abbildung 4: Peritonealdialyse

Da das Peritoneum nicht die gleichen Permeabilitätscharakteristika besitzt wie synthetische Dialysemembranen liegt auch die Effizienz der PD weit hinter der der HD, was dazu führt, dass sie täglich angewandt werden muss, statt wie die HD nur 3 mal pro Woche. Andererseits bietet sie durch ihre relativ einfache Handhabung die Möglichkeit der selbstständigen Anwendung zu Hause und/oder über Nacht, was zu einer größeren Unabhängigkeit für den Patienten/in führt.

Als wichtigste und schwerste Komplikation der PD ist die Peritonitis zu betrachten, welche durch Infektionen der Konnektionsstellen auftreten kann, und bei Unbeherrschbarkeit oder oftmaligem Auftreten den Wechsel zur HD unumgänglich macht. (17)

1.3.3 Aufbau eines Dialysekreislaufs

Der extrakorporale Kreislauf einer Dialyse beginnt am arteriellen bzw. venösen Gefäßzugang und führt über eine Blutpumpe und verschiedene Druckmessungen zum Dialysator, einem Filterbehältnis in welchem das Blut durch dünne Kapillaren Richtung venösen Schenkel fließt, während es vom in Gegenrichtung fließenden Dialysat umspült wird. Die Wände der Kapillaren sind semipermeabel und erlauben somit den Übertritt harnpflichtiger Substanzen. Dieser erste Teil des Kreislaufs wird als zuführender oder arterieller Schenkel bezeichnet. In ihm kommt es außerdem zur Antikoagulation des Blutes, ohne welche die HD nicht möglich wäre, da es auf Grund des Kontaktes zwischen Blut und Kunststoffoberflächen des Systems

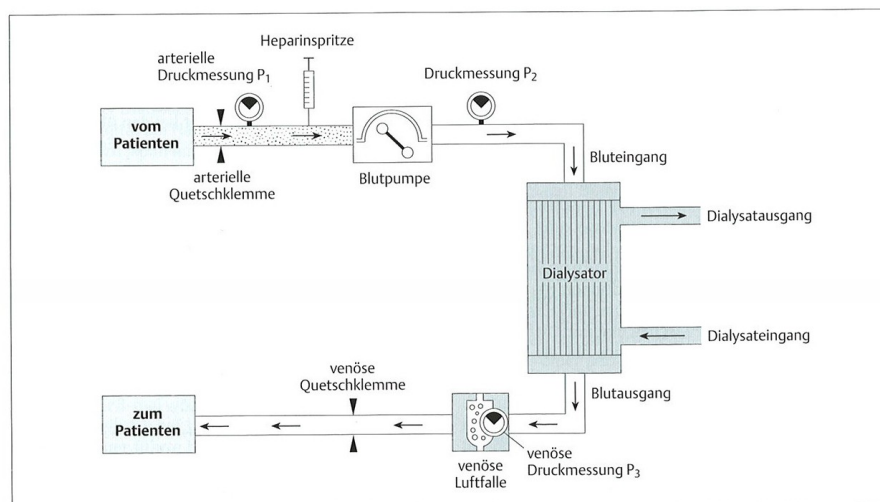


Abbildung 5: Schematische Darstellung des Dialysekreislaufs

zur Aktivierung des Gerinnungssystems und damit zur Bildung von Blutkoageln kommen würde, welche den Blutfluss stoppen würden. Als Standard für die Antikoagulation gilt heute die Heparinisierung. Bei blutungsgefährdeten Patienten stellt die Citrat-Antikoagulation die gängige Alternative zum Heparin dar.

Nach dem Dialysator wird das gereinigte Blut im abführenden bzw. venösen Schenkel wieder dem Patienten zugeführt. Dabei muss es noch eine Luftkammer passieren, in welcher eine spezielle Vorrichtung eventuelle Luftblasen erkennt und in einem solchen Fall den extrakorporalen Kreislauf stoppt, um Luftembolien zu verhindern. Außerdem kommt es im venösen Schenkel noch zur Erwärmung des Blutes vor Rücktritt in den intrakorporalen Kreislauf, um einem Temperaturabfall des Patienten/in vorzubeugen.

Die Substitutionslösung, welche im Falle einer HF oder HDF noch zusätzlich infundiert werden muss, wird, wie bereits in Kap. 1.3.1.2 besprochen, vor oder nach dem Dialysator

zugefügt. Wird die Dialyse im Prädilutionsmodus geführt, so muss eine höhere Filtrationsrate eingestellt werden, da es auf Grund der Plasmaverdünnung ansonsten zu einem Clearance-Verlust kommen würde. Bei Anwendung des Postdilutionsmodus muss dagegen lediglich der Blutfluss erhöht werden, um einer Hämokonzentration im Dialysator und damit verbundenen Verschlüssen vorzubeugen. (18)

1.3.4 Spezielle Problematik der Nierenersatztherapie im Kindesalter

Als anerkannte Tatsache und in der Pädiatrie geltender Grundpfeiler gilt das Faktum, dass Kinder nicht als kleine Erwachsene zu betrachten sind, was nicht nur der teilweise unterschiedlichen Anatomie sondern auch und vor allem den vielfachen physiologischen Unterschieden Rechnung trägt. So unterscheiden sich Kinder von Erwachsenen nicht nur durch ihre Körpergröße, sondern etwa auch durch ihre glomeruläre Filtrationsrate oder ihren arteriellen Blutdruck, von ihrer psychosozialen Sonderstellung gar nicht erst zu sprechen. Dies führt auch in der pädiatrischen Nephrologie zu einem gesonderten Patientengut, auf welches in anderer Art und Weise eingegangen werden muss als auf erwachsene Patienten/innen. Eine genaue Beschreibung der Sonderstellung des niereninsuffizienten Kindes findet sich in Tab.3. Trotz des relativ geringen Anteils pädiatrischer Dialysepatienten/innen von 0,5% am Erwachsenen Klientel ergibt sich aus diesen Voraussetzungen die Notwendigkeit spezialisierter Kinderdialysezentren, welche Patienten/innen und Familien mit Hilfe von Kinderneurologen/innen, Kinderdialyseschwestern, Diätassistenten/innen, Sozialarbeitern/innen, Psychologen/innen und Pädagogen/innen unterstützen können. Auch die Wahl des jeweiligen Dialyseverfahrens muss bei Kindern nach anderen Aspekten getroffen werden als beim erwachsenen Patienten/in. Grundsätzlich sollte bei pädiatrischen Patienten/innen auf Grund der einfachen Anwendbarkeit sowie des schmerzfreien Anschlusses und der dadurch gewährleisteten Erhöhung der Lebensqualität stets das intrakorporale Verfahren der PD favorisiert werden.

Tabelle 3: Besonderheiten des niereninsuffizienten Kindes im Vergleich zum Erwachsenen
(↑ Zunahme bzw. ↓ Abnahme im Entwicklungsverlauf)

Physiologische Veränderungen	Krankheitsursachen und Verlauf	Psychosoziale Veränderungen	Diagnostische Besonderheiten	Therapeutische Besonderheiten
<ul style="list-style-type: none"> ➤ Nierenfunktion ↑ ➤ Basalstoffwechsel ↓ ➤ Körperaktivität ↑ ➤ rel. gesamtes Körperwasser ↓ ➤ rel. extrazelluläre Flüssigkeit ↓ ➤ rel. Blutvolumen ↓ ➤ rel. Perspiratio insensibilis ↓ ➤ Muskelmasse ↑ ➤ Blutdruck ↑ ➤ Knochenumbau ↓ ➤ Erythropoese ↑ ➤ relative Peritonealoberfläche ↓ ➤ Längenwachstum nach 1. und 2. Wachstumsspurt ↓ 	<ul style="list-style-type: none"> ➤ bei akutem Nierenversagen rascher Verlust von Wasser bzw. Natrium, Azidose ➤ chronische Niereninsuffizienz: renale Grundkrankheiten häufig kongenital und hereditär ➤ langsame Progredienz der chronischen Niereninsuffizienz ➤ organische Komplikationen meist schwerwiegender als bei Erwachsenen (Osteopathie, Anämie) ➤ Wachstumsretardierung 	<ul style="list-style-type: none"> ➤ Einsicht in Krankheitsgeschehen ↑ ➤ verbale Kommunikation ↑ ➤ Kooperationsfähigkeit ↑ ➤ Abhängigkeit von Eltern ↓ ➤ Bindung an Familie bzw. Behandlungsteam ↓ ➤ außerfamiliäre soziale Kontakte (Schule, Freunde) ↑ ➤ Durstgefühl ↑ ➤ Non-Compliance ↑ 	<ul style="list-style-type: none"> ➤ Adaptation der technischen Hilfsmittel (Kanülen, Stethoskop, Blutdruckmanschette, Biopsienadel, Röntgenapparat, Sonographiegerät, Ultramikromethoden für blutchemische Analysen) ➤ Adaptation des Untersuchers an kleine anatomische Verhältnisse, psychischen Entwicklungsstand und Toleranz des Patienten (nichtinvasiv!) ➤ Bezug von klinischen und laborchemischen Befunden auf Norm für entsprechendes Alter bzw. Körpermaße 	<ul style="list-style-type: none"> ➤ Ernährung: Höher Bedarf an Wasser, Elektrolyten, Kalorien und Eiweiß pro kgKG ➤ Pharmakokinetik und -dynamik altersabhängig: Dosisberechnung für Medikamente pro kgKG oder m² in Abhängigkeit von GFR ➤ Blutreinigung: <ul style="list-style-type: none"> – Säugling oder Kleinkind: Peritonealdialyse bevorzugt (akut und chronisch) – Schulalter und Adoleszenten: Hämodialyse bevorzugt (zur Langzeitdialyse alternativ: CAPD, NAPD) – Langzeitdialyse nur zur Vorbereitung auf Transplantation – Hämodialyse: schwieriger Gefäßzugang, relativ großes extrakorporales Volumen

Sollte dieses aus Gründen kongenitaler Abdominalfehlbildungen, einer frischen Abominal-OP oder eines Ileus nicht anwendbar sein, so ist im Fall des ANV nach Möglichkeit ein kontinuierliches Verfahren, wie etwa die CVVHF, die CVVHD oder die Kombination dieser beiden in Form der CVVHDF zu wählen.

Bei CNV ist, neben dem primären Ziel der Nierentransplantation, vorwiegend eine Heimdialyse anzustreben, was den Kindern durch die zeitliche Flexibilität nicht nur Kindergarten- und Schulbesuch ermöglicht, sondern ihnen auch die oftmals langen Fahrtzeiten erspart und durch die familiäre Betreuung meist besser akzeptiert wird.

Prinzipiell unterscheidet sich auch die Durchführung der pädiatrischen Dialyse in vielfacher Weise von der des Erwachsenen. So gibt es ein breites Spektrum an Katheterlumina unter welchen die richtige Größe in Proportion zu Körpergröße und Gewicht gefunden werden muss, die Dosierung des Antikoagulans muss an den Patienten/in angepasst werden und dem hohen kindlichen Flüssigkeits- und Elektrolytbedarf muss während der gesamten Behandlungsdauer ständig Rechnung getragen werden.

Zusätzlich zu den apparativen und organisatorischen Unterschieden treten bei pädiatrischen CNV Patienten/innen auch spezielle Komplikationen auf, mit welchen der erwachsene Patient/in nicht zu kämpfen hat. So bedarf es einer spezifischen diätetischen Anleitung der Eltern im Bezug auf die Ernährung des niereninsuffizienten Kindes, ohne welche es zu Volumen- und Elektrolytentgleisungen und infolgedessen zu hypertonen Krisen kommt. Außerdem leiden Kinder meist früher und stärker ausgeprägt an urämischer Osteopathie, welche zu schweren Skelettveränderungen führt, und auch die renale Anämie zeigt ein intensiveres klinisches Zustandsbild als bei Erwachsenen. Neben diesen ohnehin schon schweren Komplikationen gelten weiters die urämische Wachstumsstörung und die frühzeitige Arteriosklerose als charakteristische Krankheitsbilder auf Kinderdialysestationen, welche zu therapieren absolute Priorität haben.

Dank der ständigen Forschung und Weiterentwicklung ist die moderne Pädiatrie heutzutage nicht nur in der Lage die speziellen Herausforderungen des niereninsuffizienten Kindes zu meistern und sogar Säuglinge jeden Alters erfolgreich zu therapieren, sondern darüber hinaus auch Lebensqualität und eine positive Langzeitprognose zu vermitteln. (19)

1.4 Zielsetzung der Arbeit

Es soll eine übersichtliche Beschreibung sowohl der historischen wie auch der modernen Entwicklung der Nierenersatztherapie gegeben werden, welche im speziellen auf die letzten 25 Jahre eingeht. Im Besonderen befasst sich diese Arbeit mit der Hämodialyse im Kindes- und Jugendalter, ihrer Entstehung und erfolgreichen Anwendung auf Kinderintensivstationen bei akutem sowie chronischem Nierenversagen. Es wird dabei speziell auf die technische Entwicklung auf der Kinderintensivstation des Instituts für Kinder- und Jugendheilkunde am Universitätsklinikum Graz in der Zeit von 1985 bis 2010 eingegangen, wobei zwischen den in dieser Periode verwendeten Geräten ein Vergleich gezogen werden soll, welcher den Fortschritt der Nierenersatztherapie übersichtlich erläutern soll.

2 Methoden und Material

Anschließend an die bereits im ersten Teil beschriebene historische Entwicklung der Hämodialyse soll nun auf die darauf folgende technische Weiterentwicklung der Nierenersatztherapie auf der Pädiatrischen Intensivstation des Universitätsklinikums Graz seit Einführung im Jahre 1985 eingegangen werden.

Die Beschreibungen der verschiedenen Systeme, welche über die Jahre verwendet wurden gehen einerseits auf mündliche Auskünfte durch Ass.-Prof. Dr. med. univ. Siegfried Rödl zurück, andererseits stammen sie aus der Recherche und Untersuchung verschiedener, teils im Internet öffentlich zugänglicher, teil von der Firma Gambro Lundia AB zur Verfügung gestellter Gerätebeschreibungen und Bedienungsanleitungen.

Das erste an dieser Klinik verwendete System war ein rein arterio-venöses Filtersystem, welches erstmals bei pädiatrischen Patienten/innen positive Ergebnisse erzielte und von 1985 bis 1989 Anwendung fand, bevor es von einem der ersten computergesteuerten Dialysegeräte, der Gambro AK 10 abgelöst wurde. Die Maschine der schwedischen Firma Gambro sollte das Konzept der Dialyse revolutionieren und von der relativ unkontrollierten Form der blutdruckabhängige Blutfilterung zu einem technisch ausgereiften, pumpengesteuerten System überleiten, welches bereits mit einstellbaren Grenzwerten sowie Blutfluss- und Druckkontrollen arbeitete. Für die nächsten zehn Jahre sollte die Gambro AK 10 als Standard der pädiatrischen Intensivstation Graz gelten, bis sie 1999 von einem neuen, weiterentwickelten Gerät, der Prisma abgelöst wurde.

Ebenfalls von der Firma Gambro-Hospital entwickelt und produziert, galt die Prisma mit ihrer Einführung im Jahre 1995 als eine neue Generation von Dialysemaschinen. Sie stellte erstmals den Umstieg von analogen Apparaten zu softwaremäßig gesteuerten Geräten dar, welche mit größerer Präzision und Sorgfalt arbeiteten und so einen neuen Standard im Bezug auf Fehlervermeidung und Patientenschutz festlegten. Sie sollte für die nächsten 10 Jahre als Standardgerät für die pädiatrische Nierenersatztherapie verwendet werden.

Erst 2009, mit der Einführung des Nachfolgegerätes, wurde die Prisma von der Prismaflex abgelöst, einer überarbeiteten Form der Prisma, welche zur Zeit als primäre Dialysemaschine auf der pädiatrischen Intensivstation Graz fungiert. Die Prismaflex zeichnet sich im Besonderen durch ihre pädiatrie-kompatiblen Einstellungsbereiche, ihre verbesserte Benutzerfreundlichkeit sowie ihr optimiertes Sicherheitssystem aus und bildet im Augenblick

den Abschluss des seit 25 Jahren andauernden Prozesses der Umsetzung und Verbesserung innovativer Entwürfe zu realisierten Therapieschemata, welche für die Behandlung der Niereninsuffizienz neue Maßstäbe festlegten.

2.1 Gerätebeschreibung

Im weiteren Verlauf soll nun auf jedes der vier hier kurz beschriebenen Systeme genauer eingegangen werden und eine detaillierte Darstellung der Geräte geliefert werden.

2.1.1 Das arterio-venöse Filtersystem

Nach der erstmaligen Beschreibung von vier pädiatrischen Fällen 1985 durch den italienischen Pädiater Dr. Ronco wurde das System eines AV-Filters 1986 als erste Behandlung des Nierenersatzes auf der Kinderintensivstation Graz eingeführt und entsprach im Aufbau genau dem, was der Name wiedergibt, einem simplen Filter, welcher zwischen eine arterielle

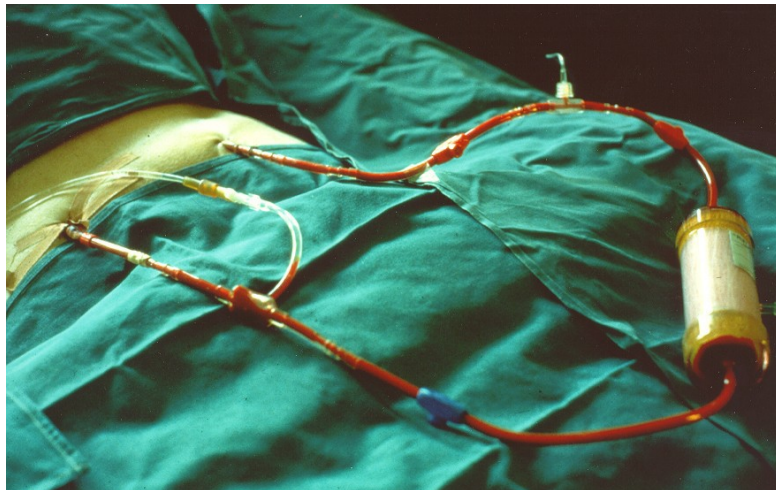


Abbildung 6: AV-Filtersystem

und eine venöse Leitung geschaltet wurde. Im arteriellen Schenkel wurde zusätzlich noch eine Zugabestelle für Heparin eingebaut, im venösen Schenkel ein Zugang zur Reinfusion. Spezielle Beachtung wurde der Verwendung möglichst kurzer Leitungen geschenkt, um minimalen Widerstand und hohe Blutflussraten zu erzeugen. Angetrieben wurde der extrakorporale Kreislauf durch den arteriellen Blutdruck des/der Patienten/in, wobei es

keinerlei Kontrollmechanismen für Druckschwankungen, Blutflussabweichungen, Unstimmigkeiten in den Volumsbilanzen, geschweige denn Steuerungsmöglichkeiten oder Alarmsysteme gab. Die volumetrische Bilanzierung wurde zum damaligen Zeitpunkt visuell bzw. manuell durchgeführt.

Begonnen wurde bei diesem System primär mit AV - Hämofiltration, es wurden jedoch auch bald Filter mit Ein- und Auslassöffnungen verwendet, welche darüber hinaus AV-Hämodialyse erlaubten und bereits mit Dialysatflüssigkeit und dem Gegenstromprinzip arbeiteten. Auf Grund der eingeschränkten technischen Mittel im Bereich der Hämodialyse Mitte der Achtziger kam es natürlich bei diesem System immer wieder zu Problemen. So konnte es immer wieder zum Verstopfen des Filters durch die Bildung von Blutgerinnseln auf Grund unabsichtlicher Blutflussunterbrechungen kommen. Bei diesem ersten Schritt Richtung moderner Nierenersatztherapie waren die ständige Anwesenheit des/der behandelnden Arztes/Ärztin sowie genaueste Patientenbeobachtung und –überwachung unabdingbar und genaueste Kenntnisse des Nierenersatzes gleichermaßen wie schnelle Reaktionsfähigkeit unerlässlich für die erfolgreiche Behandlung der Niereninsuffizienz und die Genesung des/der Patienten/in. (20)

2.1.2 Die Gambro AK 10

Nach dem primären Einsatz des AV-Filter-System zur Behandlung des niereninsuffizienten Kindes kam es 1989 zur Einführung des ersten computergesteuerten Dialysegeräts auf der pädiatrischen Intensivstation Graz. Hergestellt von der Firma Gambro galt die Gambro AK 10 als revolutionäres System auf dem Gebiet der Nephrologie, erstmals gesteuert durch einen programmierbaren Rechner. Statt durch den Blutdruck wurde der Kreislauf durch eine okklusive Rollenpumpe angetrieben, bei welcher durch äußere Verformung des Schlauches das Blut durch diesen hindurchgedrückt wird. Auf diese Weise wurde eine Aufrechterhaltung des extrakorporalen Kreislaufs unabhängig von Blutdruckschwankungen sichergestellt, was den Sprung vom arterio-venösen zum veno-venösen Zugang ermöglichte. Ausgestattet war die Gambro AK 10 außerdem mit mehreren Skalen und Zeigern, welche zur analogen Einstellung verschiedener Messwerte dienten und so unter anderem die Regelung von Blutfluss und Ansaug- bzw. Rückflussdruck erlaubten.

Dieses System wurde mit einer gravimetrischen Bilanziereinheit der Firma Amicon Equaline ergänzt, welche mit Hilfe zweier Waagen die exakten Volumenverschiebungen zwischen Dialysat und Substrat erfassen konnte. Auf diese Art war es möglich, Abweichungen in der Volumenbilanz zu registrieren und dadurch Über- oder Entwässerung zu verhindern. Die exakte Bilanzierung der Volumenänderungen während der gesamten Dialysedauer ist nach

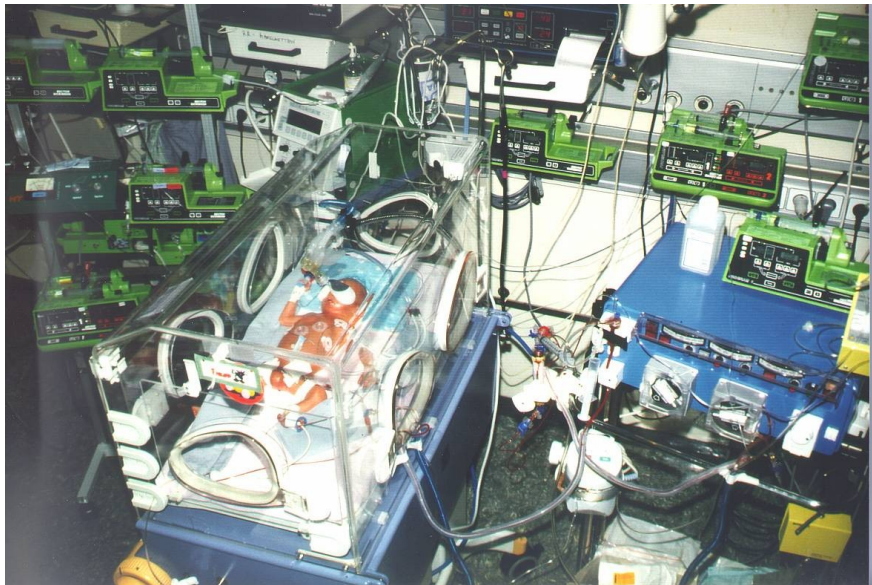


Abbildung 7: Gambro AK 10

wie vor ein wichtiger Faktor zur Garantie der Sicherheit des/der Patienten/in und muss speziell bei Kindern und Säuglingen mit hoher Präzision arbeiten. So liegt etwa die Toleranzgrenze für Abweichungen des Körpergewichts von der Sollbilanz während der Nierenersatztherapie bei Kindern bei maximal 10g pro 24h, was die hohen Anforderungen an eine Bilanziereinheit verdeutlicht.

Weitere Faktoren im Sicherheitssystem der Gambro AK 10 waren eine klemmengesteuerte Durchflussregelung sowie ein automatischer Pumpenstopp bei Grenzwertüberschreitungen. Für pädiatrische Stationen in besonderem Maße ausschlaggebend war das Faktum, dass man bereits zwischen verschiedenen Filtern in Größe und Durchflussvolumina wählen konnte, was für den Aufbau eines extrakorporalen Kreislaufes speziell bei Säuglingen und Kleinkindern auf Grund der unterschiedlichen Volumenverhältnisse damals wie heute wesentlich ist. (20)

2.1.2.1 Der BMM 10-1 Blutmonitor

Die Gambro AK 10 besteht aus zwei Teilen, dem Blutmonitor und dem Flüssigkeitsmonitor, welche zusammen die Aufrechterhaltung des extrakorporalen Blutflusses sowie den Dialysatkreislauf gewährleisten.

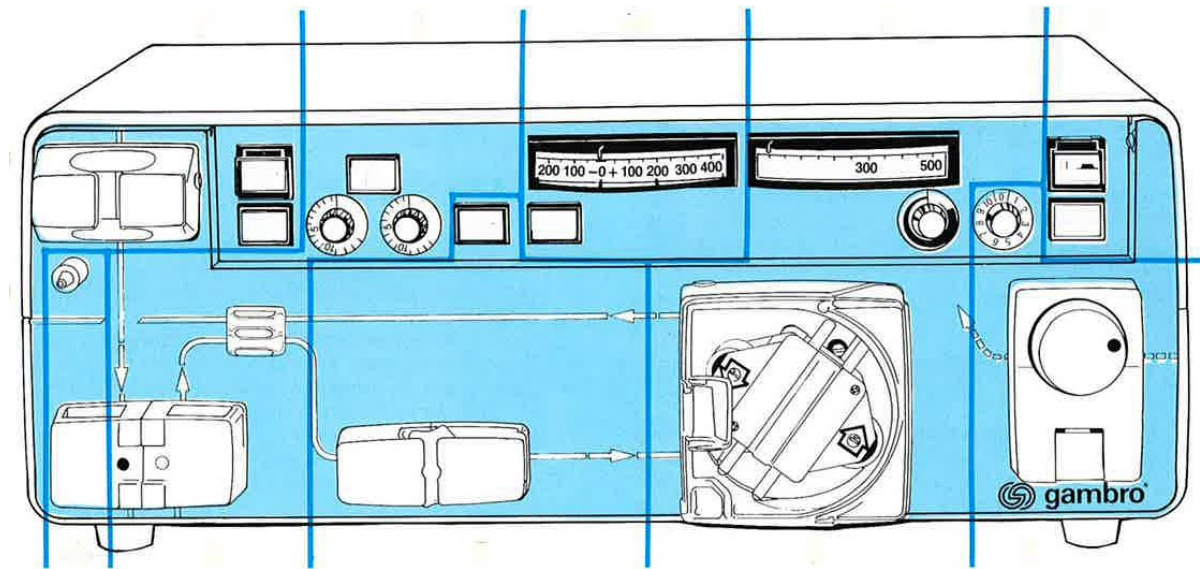


Abbildung 8: Übersicht über den BMM 10-1 Blutmonitor

Der Blutmonitor ist im speziellen für die Steuerung und Überwachung des Blutkreislaufs zuständig und regelt im Zuge dessen die Heparin-Pumpe, die Blutpumpe und mit ihr natürlich auch den Blutfluss, die Überwachung des venösen Rückflussdrucks, sowie den arteriellen Zuflussdruck und den Luftdetektor.

Die Heparin-Pumpe besteht aus einer Schlauchpumpe versehen mit einem drehbaren Regler, an welchem die Durchflussrate zwischen 1 bis 10 ml/h eingestellt werden kann, wobei stets mit Abweichungen von bis zu 10% des eingestellten Wertes gerechnet werden muss.

Das Gerät besitzt nur eine einzige selbstladende Rollenpumpe als antreibende Kraft für den Blutfluss, welche mit Flussgeschwindigkeiten von bis zu 500 ml/min Höchstleistung arbeitet. Die Blutflussrate ist auf einer separaten analogen Skalenanzeige ablesbar, welche zur Steuerung mit einem Drehregler versehen ist.

Weiters bietet der Blutmonitor eine zweite analoge Skalenanzeige zur Darstellung des venösen Rückflussdruckes und der Möglichkeit der Einstellung von Alarmgrenzen in diesem

Bereich sowie einen arteriellen Druckkissenschalter, der mittels einer eigenen Druckalarmlampe den Benutzer darauf aufmerksam macht, wenn der arterielle Ansaugdruck über -50 steigt oder unter -500 mmHg sinkt.

Neben der Funktion des Single-Needle-Betriebes, bei der nur ein Patientenzugang für Ein- und Ausfluss für jeweils eine bestimmte Zeit zwischen 0 und 15 sec intermittierend genutzt wird, besitzt der Blutmonitor der Gambro AK 10 schließlich noch einen Luftdetektor, welcher mittels Ultraschallwellen das Blut in der Tropfkammer abtastet und ab 0,2 ml Luft/min. Alarm schlägt. Als Ergänzung des für damalige Verhältnisse modernen Sicherheitssystems bietet der Blutmonitor zusätzlich sowohl eine venöse als auch eine arterielle Schlauchklemme, welche bei bestimmten Alarmen den Arterien- und Venenschlauch verschliesst und während des Single-Needle-Betriebes die Steuerung des intermittierenden Blutflusses übernimmt, wobei die Öffnungszeiten mit zwei separaten analogen Drehknöpfen eingestellt werden können. (21)

Kombiniert wurde die Gambro AK 10 mit der bereits erwähnten Bilanziereinheit der Firma Amicon Equaline, welche mittels Einstellung eines konstanten Flusses arbeitete und so die Gewichtsbilanz messen und anzeigen konnte.



Abbildung 9: Die Amicon Equaline Bilanziereinheit

Gewünschte Änderungen der Gewichtsbilanz konnten entweder durch Höhenveränderungen des Ablaufbeutels oder auch durch den Zusatz unterschiedlicher Glukosekonzentrationen zur

Dialysatlösung, was durch das veränderte hydrostatisch - onkotische Druckgefälle zu mehr oder weniger Flüssigkeitsübertritt führte, erreicht werden.

Weiters war die Gewichtsänderung von oben über eine Klemme steuerbar.

2.1.2.2 Der DFM/UDM 10-1 Dialyseflüssigkeitsmonitor

Der Dialyseflüssigkeitsmonitor stellt den zweiten Grundbaustein der Gambro AK 10 dar. Von diesem Modell gibt es zwei Ausführungen, wobei der DFM 10-1 für die konventionelle Hämodialyse benutzt wird, während der UDM 10-1 alle Funktionen des DFM 10-1 beinhaltet, zusätzlich aber noch die Möglichkeit der separaten Ultrafiltration bietet.

Der Flüssigkeitsmonitor besteht aus einer Anzahl funktioneller Gruppen, welche den Flüssigkeitskreislauf regeln und überwachen. Dazu zählen ein Desinfektionsprogramm, eine Anzeigeskala für die Leitfähigkeit, eine eigene Steuerungsgruppe für die Überwachung der Temperatur des Dialysats, eine Anzeige für die Regelung des Dialysatdrucks, ein Dialysat-Durchflussmesser mit den beiden Dialysat-Schlauchverbindungen, ein Blutleckdetektor und, im Fall des UDM 10-1, ein Ultrafiltrat-Wahlschalter mit zugehörigem Ableiteweg für das abgepresste Ultrafiltrat.

Da das Dialysat bei der Gambro AK 10 mittels eines Ansaugstabes direkt aus einem Kanister mit Konzentrat angesaugt und durch den Flüssigkeitsmonitor geleitet wird bevor es zum Dialysator gelangt, muss das Gerät nach jeder Benützung desinfiziert werden.

Dazu bietet der Flüssigkeitsmonitor die beiden Möglichkeiten entweder mit einem Heißdesinfektionsprogramm oder mit einem chemischen Desinfektionsprogramm zu arbeiten, wobei je nach Wahl des Benutzers mit über den Ansaugstab zugeleitetem Wasser oder Desinfektionslösung gespült wird.

Ein eigenes Temperatur-Kontroll-System sorgt für die Einstellung und Überwachung der Temperatur der Dialyseflüssigkeit und alarmiert den Benutzer mittels einer Alarmlampe bei Schwankungen unter 34° oder über 40°. Diese Alarmgrenzen sind beim Gerät fix eingestellt und können nur von einem Servicetechniker der Firma Gambro auf Wunsch des Benutzers geändert werden.

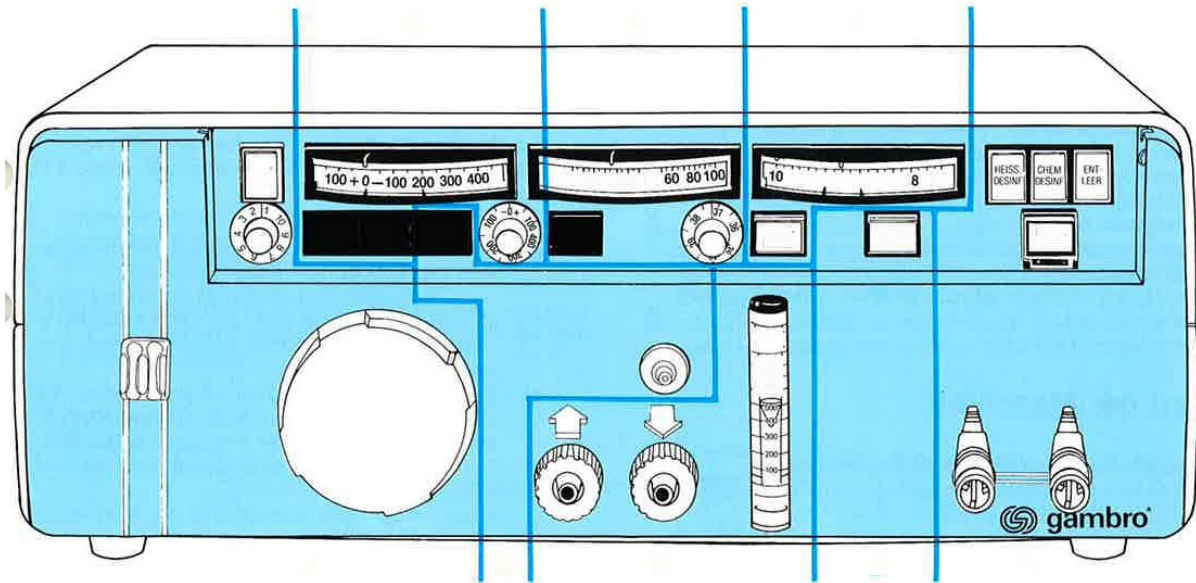


Abbildung 10: Übersicht über den DFM/UDM 10-1 Flüssigkeitsmonitor

Die Anzeigeskala der Dialysattemperatur ist in zwei Bereiche geteilt. Ein Bereich reicht von 34° bis 40° und zeigt die Temperatur des Dialysats während der Hämodialyse an. Der zweite Abschnitt der Skala bewegt sich zwischen 50° und 100° und bezieht sich auf die Temperaturspitzen die bei der Heißdesinfektion erreicht werden.

Ein separater Einstellknopf erlaubt die spezielle Regulierung der gewünschten Dialysattemperatur innerhalb der Alarmgrenzen.

Ein weiterer wichtiger Bestandteil des Flüssigkeitsmonitors ist das Leitfähigkeits-Anzeigeelement, welches einen Bereich von 10 bis 20 mS/cm abdeckt und so die Leitfähigkeit der Dialysierlösung überwacht. Die internen voreingestellten Alarmgrenzen in diesem Bereich befinden sich zwischen 12,5 und 15,5 mS/cm, können aber auf Wunsch mit zwei verstellbaren Grenzwertzeigern auf der Skala zwischen 11 und 17 mS/cm verändert werden. Zur Absicherung in diesem Bereich gibt es wiederum eine eigene Alarmlampe, wobei zur Garantie der Patientensicherheit hier aber durch regelmäßige Durchführung von Laborproben die Überwachung ergänzt werden sollte.

Die Steuerungseinheit des Dialysatdrucks bietet zwei Möglichkeiten der Regulierung, die sogenannte Dialysatdruck-Steuerung und die TMP-Steuerung.

Die Dialysatdruck-Steuerung ist automatisch gewählt, wenn die TMP-EIN Taste nicht gedrückt wird, also nicht leuchtet. In diesem Fall wird der gewünschte Dialysatdruck lediglich

mit einem drehbaren Regler vorgegeben und während des Dialysevorgangs auf der Anzeigeskala, welche von +150 bis -450 mmHg reicht, angezeigt.

Wird TMP-Steuerung gewählt, sorgt das Gerät selbstständig dafür, dass der eingestellte TMP automatisch erhalten wird. Die Gambro AK 10 reguliert dabei eigenständig während der gesamten Dialyse den Dialysatdruck und passt diesen dem venösen Rücklaufdruck und eventuell auftretenden Druckschwankungen in diesem Bereich an. Mithilfe der TMP-Steuerung wird beim UDM 10-1 auch die gewünschte Ultrafiltrationsrate erreicht.

Die Alarmgrenzen des Dialysatdrucks können auf der Anzeigeskala mittels zweier beweglicher Grenzwertzeiger eingestellt werden und lösen bei Überschreiten dieser Grenzen eine Alarmierung durch eine Alarmlampe aus.

Zur Übersicht über den Dialysatfluss bietet das Gerät einen Durchflussmesser, wobei der Fluss hier auf 500 ml/min festgelegt ist.

Als letzte Funktionseinheit stellt der Flüssigkeitsmonitor einen Blutleckdetektor zur Verfügung, welcher unter Verwendung eines drehbaren Reglers noch zusätzlich in seiner Empfindlichkeit verstellt werden kann. (22)

2.1.2.3 Das Gambro AK 10 Sicherheitssystem

Dieser Abschnitt soll dem Sicherheitssystem der Gambro AK 10 gewidmet werden, da dieses Gerät als erstes seiner Art in internationaler Anwendung den Grundstein für patientensichere Hämodialyse legte.

Die Gambro AK 10 verfügt über eine Reihe von Alarmlampen, welche im Fall einer Grenzwertüberschreitung verschiedenster Bereiche zu leuchten beginnen und so den Benutzer durch eine visuelle Warnung auf das Problem aufmerksam machen sollen. Weiters ertönt ein Summer als zusätzlicher auditiver Hinweis auf Gefahr.

Im Speziellen besitzt das Gerät Alarmierungsmodi in den Bereichen der arteriellen Drucküberwachung, des Luftdetektors, der venösen Drucküberwachung, des Blutleckdetektors, der Überwachung des Dialysatdrucks, der Kontrolle der Dialysattemperatur und der Überprüfung der Leitfähigkeit der Dialysierlösung.

Je nach abgegebenem Alarm und dessen Priorität bezüglich der Gefährdung des Patienten/in folgt nach der Alarmierung eine Reihe von automatisch ablaufenden Aktionen, angefangen vom Stopp der Blut- und Heparinpumpe bis hin zum Schluss der venösen und arteriellen Schlauchklemme und dem Stillstand des Dialysatflusses.

Obwohl im Vergleich zu heutigen Geräten noch eher ungenau, bot die Gambro AK 10 bei ihrer internationalen Einführung im Jahre 1977 erstmals im Bereich der Hämodialyse ein Sicherheitssystem zur Gewährleistung der Patientensicherheit und wurde damit zum Vorbild für die darauf folgenden, weiterentwickelten Geräte.

Zurückblickend mag die Gambro AK 10 eher archaisch anmuten, man sollte jedoch retrospektiv auch den damaligen Stand der Technik nicht außer Acht lassen und sich dessen bewusst sein, welcher enormer Sprung durch die Entwicklung und Einführung dieses Dialysemonitors im Bereich der Hämodialyse weltweit ermöglicht wurde und so die Voraussetzungen für die Weiterentwicklung zu unseren heutigen Geräten schaffte. (23)

2.1.3 Die Prisma

Zehn Jahre lang galt die Gambro AK 10 als Standardgerät der pädiatrischen Dialyse im Universitätsklinikum Graz, 1999 wurde sie jedoch durch die weiterentwickelte Dialysemaschine Prisma abgelöst.

Nur vier Jahre nach ihrer erstmaligen Einführung in den internationalen Markt wurde die Prisma mit ihrem für damalige Standards hochmodernen Steuerungsmonitor für die pädiatrische Intensivstation Graz angekauft und als Primärgerät für die Nierenersatztherapie in Betrieb genommen. (20)

Das vollständig funktionsfähige Gerät besteht aus der Prisma Kontrolleinheit, also dem an das Stromnetz angeschlossenen Gerät sowie einem austauschbaren Behandlungset, welches von der Firma Hospal produziert wird und nach jeder Behandlungseinheit verworfen werden muss. Da die Prisma Sets separat erworben werden müssen und auf Grund der Kompatibilität nur Produkte der Firma Hospal verwendet werden können, ist der behandelnde Arzt/Ärztin bei der Nutzung der Prisma dementsprechend auf die Produktmöglichkeiten einer einzelnen Firma beschränkt, was einen offensichtlichen Nachteil dieses Geräts darstellt. Zusätzlich zu der Kontrolleinheit besteht die Möglichkeit des Erwerbs des TCS Blutwärmers, welcher ebenfalls von der Firma Hospal hergestellt wird, um so dem Auskühlen des Patienten/in entgegenzuwirken. (24)

Einige Werte lassen sich in Tab.4 wiederfinden.

Tabelle 4: Leistungsbereiche der Prisma

	Einstellungsbereiche	Einstellungsstufen
Blutfluss (ml/min)	10 - 180	10 ml
Dialysatfluss (ml/h)	100 – 2500	100 ml
UF-Fluss (ml/h)	100 – 2000	50 ml
Volumenreduktion (ml/h)	10 – 2000	10 ml
Heparininfusion (ml/h)	0.5 – 5.0	0,1 ml

2.1.3.1 Die Prisma Kontrolleinheit

In Abbildung 11 wird ein schematischer Überblick über die Prisma Kontrolleinheit gegeben, welche grob unterteilt aus dem Display, dem extrakorporalen Kreislauf und den drei Waagen des Systems besteht. Das Anzeigefeld im obersten Teil des Gerätes besteht aus einem Touchscreen Display mit einer Auflösung von 512x256 Pixel, welcher an der Seite und an seinem unteren Rand von Softkeys umrahmt wird. Diese erlauben dem Nutzer einerseits die prinzipielle Steuerung des Gerätes und ermöglichen es andererseits, spezifische Einstellungen vorzunehmen. Am linken oberen Rand des Gerätes befinden sich die Statuslampen. Sie erscheinen entweder in Grün, Gelb oder Rot und geben visuelle Auskunft über den derzeitigen Status der Maschine. Grün erscheint, wenn während einer Behandlungseinheit sämtliche Parameter sich den zuvor vorgenommenen Einstellungen entsprechend im Normalbereich befinden. Gelb steht für einen in der Prioritätsliste nachrangig eingereichten Warnhinweis. Dies bedeutet, dass der Patient sich nicht in unmittelbarer Gefahr befindet, das Problem jedoch in naher Zukunft behoben werden sollte. Rot erscheint im Falle eines akuten Alarms, welcher bei Zuständen möglicher Patientengefährdung auftritt und sofort behoben werden muss.

Weiters ist der Monitor der Prisma noch mit einem Lautsprecher ausgestattet, welcher ebenfalls für die Möglichkeit einer Notfallsituation eingebaut wurde und zusätzlich zur visuellen Alarmierung mittels schriftlichem Hinweis auf dem Display und Signalleuchten zur auditiven Warnung des Benutzers dient.

Der mittlere Teil der Maschine dient dem Aufbau des extrakorporalen Blutkreislaufes. In diesem Bereich befinden sich vier Schlauchpumpen, vier Drucksensoren, eine

Spritzenpumpe, ein Luftblasendetektor, ein Blutleckdetektor, eine Rückflussklemme, eine zentrale Halterung für den Dialysefilter sowie insgesamt neun Klemmen zur Schlauchführung.

Nach dem Einlegen und Fixieren des austauschbaren Einweg-Sets mittels Anleitung durch das Gerät und Farbmarkierungen wird das System zuerst gespült, bevor es an den Gefäßzugang des Patienten/in angeschlossen und so der extrakorporale Blutkreislauf geschlossen wird.

Wie bereits erwähnt befindet sich im Zentrum der gesamten Anordnung die Filterhalterung, wobei die Prisma die Möglichkeit bietet mit drei verschiedenen Filtergrößen zu arbeiten.

Die Austauschoberfläche dieser drei Filter reicht von 0,042m² (M10-Set) über 0,6m² (M60-Set) bis zu 0,9m² (M100-Set).

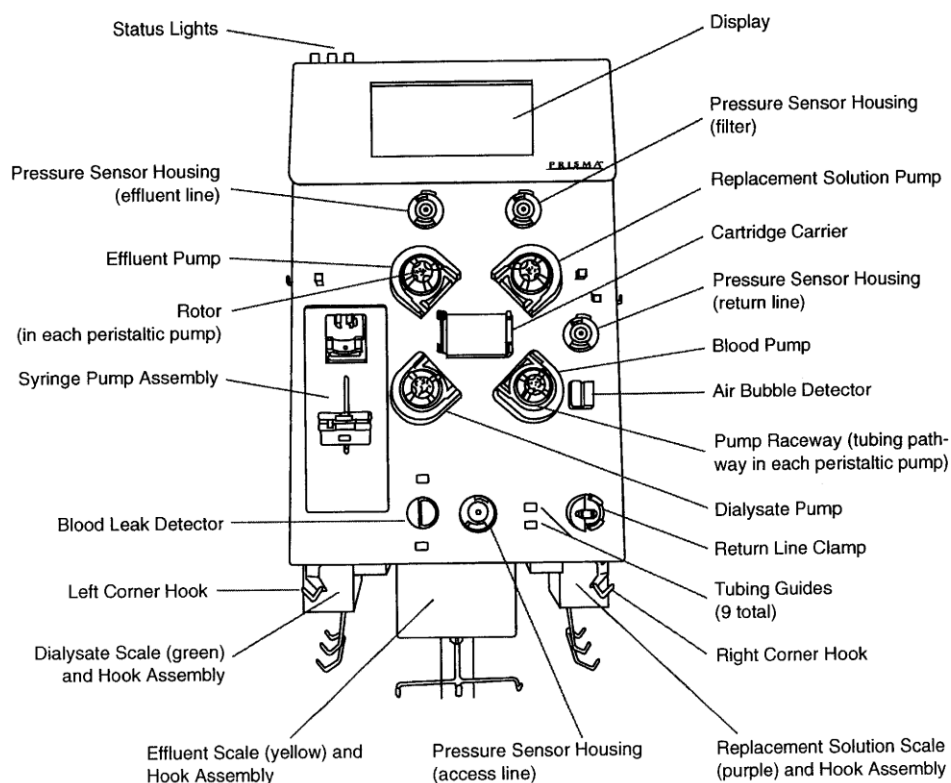


Abbildung 11: Schematische Darstellung der Prisma

Um den Filter herum befinden sich die vier Schlauchpumpen. Eine betreibt den Kreislauf selbst, indem sie durch Ansaug- und Pumpmechanismus das Blut des Patienten in Bewegung hält.

Eine der Pumpen ist für den Dialysatfluss verantwortlich, die dritte Pumpe betreibt den Zufluss der Substitutionsflüssigkeit und die vierte Pumpe pumpt das Abfallprodukt Effluat ab.

Im äußersten Kreis um den Filter befinden sich schließlich die vier Drucksensoren. Sie bieten Platz um die dazugehörigen vier Druckkammern, welche sich im einlegbaren Set befinden, aufzunehmen und so eine kontinuierliche Druckmessung an vier verschiedenen Stellen im extrakorporalen Kreislauf zu gewährleisten. Weiters bilden sie einen wichtigen Teil des Sicherheitssystems des Gerätes, da es bei über die Alarmgrenzen hinauschießenden Druckwerten automatisch zu einem kompletten Stopp der Maschine kommt.

Die erste Druckmessung findet im Zuflussschenkel, noch vor dem Hämofilter statt und erlaubt eine Erfassung des Druckes in der Zuflussleitung, welcher stets negativ sein muss. Die zweite Druckkammer befindet sich unmittelbar vor dem Filter und gibt Aufschluss über den im Filter herrschenden Druck. Dies ist der Ort des höchsten Druckes im gesamten Kreislauf, dementsprechend sollten sich die Werte hier immer positiv präsentieren. Der dritte Drucksensor misst den Druck in der Abflussleitung des Effluats. Abhängig von der Art der Therapie und der eingestellten Ultrafiltrationsrate kann dieser Wert positiv oder negativ sein. Die letzte Druckmessung wird schließlich im Rückflussschenkel vorgenommen und dient ausschließlich der Erfassung der Druckschwankungen in der Rückflussleitung. Der Druck in diesem Bereich muss stets positiv sein.

Ebenfalls im mittleren Bereich des Kontrollmonitors befindet sich eine Spritzenpumpe, welche der Antikoagulation dient und das Einlegen einer Heparin- oder Citratspritze erlaubt. Sie steuert die Zufuhrate des Antikoagulans, welches kontinuierlich oder als Bolus verabreicht werden kann.

Die Funktionsfähigkeit des Filters wird durch den Blutleckdetektor überprüft. Dieser überwacht die Effluatleitung auf die Anwesenheit von Erythrozyten, welche auf ein Leck in der Filtermembran hindeuten würden, und schlägt gegebenenfalls Alarm, was aus Gründen der Patientensicherheit zu einem sofortigen Maschinenstopp führt.

Im Kreislauf nach dem Filter, also im Rückflussschenkel, sind schließlich der Luftblasendetektor und die Rückflussklemme positioniert. Während der Luftblasendetektor einerseits kontinuierlich die Rückflussleitung auf Luftblasen checkt und so das Sicherheitssystem des Gerätes unterstützt, dient die Rückflussklemme der Patientensicherheit indem sie bei jeglicher Art von Alarm, Selbst-Test oder Stromausfall automatisch die Rückflussleitung abklemmt und so den Übertritt von Blut und Luft zum Patienten/in verhindert.

Am untersten Rand der Kontrolleinheit befinden sich die drei Waagen für den Dialysatbeutel, den Effluatbeutel und den Beutel für die Substitutionsflüssigkeit. Sie dienen der gravimetrischen Bilanzierung, überwachen also unabhängig voneinander das Gewicht der Flüssigkeitsbeutel. Die Prisma Software verwendet diese Informationen, um sowohl die Flussraten der Pumpeneinstellungen und damit die Ultrafiltrationsrate, als auch den Flüssigkeitsentzug des Patienten/in genauestens zu kontrollieren. Sollte der Effluatbeutel voll bzw. der Dialysat- oder Substitutbeutel leer werden, wird ein Alarm ausgelöst, welcher den Benutzer an den Beutelwechsel erinnert. Weiters überprüft das Gerät permanent die Flüssigkeitsbilanz des Patienten/in und führt automatisch bei Abweichungen $>10\text{ml/kg}$ zu einem irreversiblen Abbruch des Dialysedurchganges. (25)

2.1.3.2 Das Prisma Set

Die Firma Hospal bietet für die Prisma drei verschiedene Typen von Einmal-Sets an: Das M10 Set, welches nur als Prädilutionsset verwendet werden kann, und die Sets M60 und M100, welche sowohl im Prä- als auch im Postdilutionsmodus angewendet werden.

Beide Sets besitzen vier Schlauchzugangsstellen zur Probenentnahme oder Luftblasenentfernung aufgeteilt auf Zufluss-, Rückfluss- und Effluatschlauch sowie vier Druckkammern, welche in die Drucksensoren der Prisma Kontrolleinheit eingelegt werden. Der Hämofilter ist ebenfalls Teil des Sets und enthält hohle Fasern aus semipermeablen Membranen, welche von Blut durchflossen und von Ultrafiltrat bzw. Dialysat umströmt werden. Zusätzlich befinden sich in jedem Set noch jeweils ein Beutel für Substitut, Effluat und Dialysat sowie eine eigene Leitung für das Antikoagulans. (26)

2.1.3.3 Die Prisma Software

Allgemein lässt sich sagen, dass die Prisma Software für damalige wie auch noch heutige Standards eine bereits weit entwickelte, sehr auf die Patientensicherheit konzentrierte Steuerungseinheit darstellt, welche zusätzlich mit bemerkenswerter Benutzerfreundlichkeit aufwartet. So überwacht und leitet sie nicht nur die gravimetrische Volumenbilanzierung des Systems, sondern führt auch konstante Druckmessungen an verschiedenen Punkten des extrakorporalen Kreislaufes durch und verfügt über ein weitreichendes Alarmsystem.

Im Bezug auf die Therapieoptionen bietet die Prisma folgende Verfahren im Prä- oder Postdilutionsmodus an:

- SCUF
- CVVH
- CVVHD
- CVVHDF

Bei jeder Inbetriebnahme des Gerätes kommt es zu einer softwaregesteuerten Systemprüfung, welche ein kurzes Check-up sämtlicher Komponenten vor Therapiebeginn durchführt und so die Betriebsfähigkeit der Prisma gewährleistet.

Unterstützt wird diese eigenständige Wartung des Gerätes noch durch einen, nach Therapiebeginn periodisch stattfindenden Selbsttest, welcher erstmals zehn Minuten nach Einsetzen des Nierenersatzverfahrens abläuft und von diesem Zeitpunkt an alle zwei Stunden durchlaufen wird. Im Rahmen dieses Selbsttests werden der Luftblasendetektor, der Blutleckdetektor sowie die Drucksensoren auf Funktionsfähigkeit geprüft und die Vollständigkeit des Blutkreislaufes überwacht. Der Selbsttest ist auf eine Dauer von 2,5 Minuten beschränkt und löst im Falle einer Funktionseinschränkung jeglicher Art automatisch einen Alarm aus, welcher auf den speziellen Ursprung des gefundenen Fehlers hinweist.

Ein weiterer Bestandteil der Sicherheitssoftware der Prisma ist das Priming nach Einlegen des Sets. Der Prime-Test dauert etwa sieben Minuten und dient der Überprüfung der korrekten Positionierung des Sets sowie einer kurzen Spülung des Systems mit Kochsalzlösung.

Ein ausgelöster Alarm im Falle eines Systemfehlers präsentiert sich bei der Prisma stets durch Warnhinweise mittels Bildschirm, Signalleuchten und Lautsprecher sowie durch generellen Pumpenstopp und Schluss der Rückflussklemme. Auf diese Weise wird die vorrangige Sicherheit des Patienten in jeder Situation gewährleistet.

Neben ihrer Kontroll- und Überwachungsfunktion besitzt die Prisma auch bereits eine eigene History in welcher bis zu 24 Stunden der letzten Behandlung gespeichert werden. Dies bietet nicht nur die Möglichkeit auf bereits eingestellte Werte zurückzugreifen, sondern erlaubt

zudem auch Einsicht in den Verlauf der letzten Behandlungsserie mittels der selbstständig ablaufenden Ereignisdokumentation. (27)

2.1.4 Die Prismaflex

Nachdem zehn Jahre lang die Prisma als Primärgerät für die Hämodialyse auf der Kinderintensivstation des Universitätsklinikums Graz Verwendung gefunden hatte, wurde 2009 ihr Nachfolger, ebenfalls hergestellt von der Firma Gambro, angekauft und als neues Konzept zur Behandlung chronisch niereninsuffizienter Kinder und Jugendlicher übernommen. (20)

Die Prismaflex präsentiert sich als technisch ausgereiftes System, welches nicht nur für die CRRT verwendet werden kann, sondern weiters auch noch die Möglichkeiten des therapeutischen Plasma-Austausches (TPE) sowie der Hämo-perfusion bietet. (28)

Mit insgesamt fünf Pumpen, vier Waagen und fünf Druckdetektoren stellt sie ein dynamisches und strukturiertes Gerät dar, welches sowohl mit Benutzerfreundlichkeit als auch mit einem ausgereiften Sicherheitssystem aufwarten kann. Durch den kompakten und übersichtlich gegliederten Aufbau befähigt die Prismaflex binnen kurzer Zeit zu kompetentem Umgang mit dem Gerät. Die separat erwerb-baren und steril abgepackten Einweg-Sets sowie Dialyse- und Substitutionslösungen schaffen die Voraussetzungen für hygienisches und aseptisches Handling und der zusätzlich anschließbare Blutwärmer garantiert den Schutz des Patienten/in vor dem Auskühlen.

Zusammengefasst wird die Prismaflex von behandelnden Ärzten/innen als gut steuerbares und sicheres Gerät betrachtet, welches zur Zeit den neuesten Stand der Technik repräsentiert und zum jetzigen Zeitpunkt als Hauptdialysemonitor der Kinderintensivstation Graz Anwendung findet. (20)

Bezüglich einiger Werte der Leistung der Prismaflex siehe Tabelle 5.

Tabelle 5: Leistungsbereiche der Prismaflex, Pädiatriefilter im Vergleich zum Erwachsenenfilter

	Bereiche HF 20	Stufen HF 20	Bereiche HF 1000	Stufen HF 1000
Blutfluss (ml/min)	10 – 100	2 ml	80 – 400	10 ml
Dialysatfluss (ml/h)	50 – 2500	50 ml	0 – 8000	50 ml
Substitut Flussrate Post (ml/h)	20 – 1000	20 ml	0 – 8000	50 ml
Substitut Flussrate Prä (ml/h)	30 - 1000	5 ml	0 – 2000	10 ml
Volumenreduktion (ml/h)	5 – 1000	10 ml	0,5 – 5	10 ml
Heparininfusion,20ml-Spritze (ml/h)	0.5 – 5.0	0,1 ml	2 – 20	0,1 ml
Heparininfusion,50ml-Spritze (ml/h)	2 - 20	5 ml	100 – 4000	variabel
Maximaler Flüssigkeitsaustausch (ml/h)	2500		10.000	

2.1.4.1 Die Prismaflex Steuereinheit

Die Vorderfront der Prismaflex Steuereinheit ähnelt im Aufbau stark ihrem Vorgängermodell, der Prisma. Im oberen Drittel befindet sich ein Touchscreen, welcher Anweisungen und Hilfsinformationen gibt und über Softkeys zu steuern ist. Direkt über dem Bildschirm, an der Spitze des Monitors, wurde eine breitbasige Statusanzeige eingebaut. Sie gibt dem Benutzer über verschiedene Lichtsignale von Grün über Gelb bis Rot laufend Informationen über den jeweiligen Status des Gerätes während des Betriebes und fungiert auch als optisches Signal in Alarmsituationen.

Den Hauptteil des Gerätes nimmt die Aufnahmevorrichtung für die Einweg-Sets ein und im unteren Drittel befinden sich die Waagen für die Einmüllösungen und deren Bilanzierung während des Dialysevorgangs. Eine Übersicht über die Prismaflex Steuereinheit findet sich in Abbildung 11. In der Mitte des Gerätes sind die fünf Pumpen zu erkennen, die mit den Nummern 1, 2, 3, 4 und 6 markiert sind. Die wichtigste dieser Pumpen ist die mit 3 markierte. Sie ist verantwortlich für die Aufrechterhaltung des extrakorporalen Blutkreislaufs. Die Pumpe mit der Nr.1 pumpt die Dialysatlösung in das Flüssigkeitskompartiment des Filters, die Nr.2 pumpt Substitutlösung in den Kreislauf, wobei

die Prismaflex die Möglichkeit bietet Prä- und Postdilutionsmodus simultan zu nutzen, was besonders für die Zitrat-Antikoagulation von Vorteil ist.

Die mit 4 markierte Pumpe wird als PBP-Pumpe, Prä-Blutpumpe, bezeichnet. Sie pumpt unmittelbar hinter dem Patientenzugang noch vor der Blutpumpe die gewünschte Lösung, etwa das Zitrat, in die Blutzugangsleitung. Die letzte Pumpe schließlich ist die Ablaufpumpe. Sie sorgt für den Ablauf von Dialysat/Ultrafiltrat, je nach vorgegebener Einstellung.

Mit 5 ist die Spritzenpumpe gekennzeichnet. Sie dient etwa dem Einsatz der Heparinspritze.

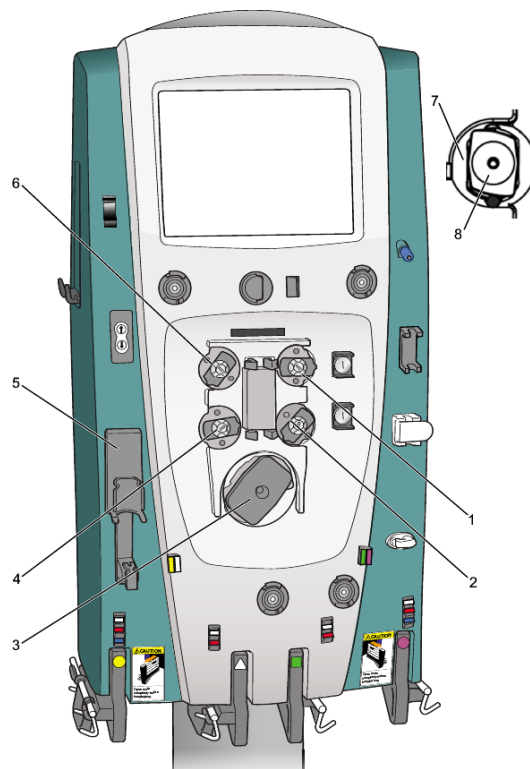


Abbildung 12: Die Prismaflex Steuereinheit

Nummer 7 und 8 beschreiben den genauen Aufbau der Pumpen mit Segmentführung und Rotor. In der Mitte der Pumpen befindet sich der Lader für das Schlauchset, welches den Filter beinhaltet. Unmittelbar oberhalb des Laders sitzt der Barcodeleser, ein Laserscanner zum Einlesen des Barcodes auf der Kassette des Sets. Anhand des jeweiligen Barcodes greift die Prismaflex auf die für das geladene Set voreingestellten Alarmgrenzen, Flussratenbereiche und Spülvorgang zu. Um die Pumpen angeordnet findet man die vier Gehäuse für die Drucksensoren, die ebenfalls Teil des Sets sind. Drei von diesen Gehäusen werden für die Messung des Zugangs-, Filter- und Ablaufdruckes verwendet, das vierte ist für zukünftige Therapiemöglichkeiten vorgesehen und wird zur Zeit noch nicht benutzt. Für die

Überwachung des Rückflusses wird der blau markierte Druckanschluss links oben am Gerät verwendet, welcher an die Druckmessleitung des Luftabscheiders angeschlossen wird. Zwischen den beiden oberen Drucksensorgehäusen ist der Blutleckdetektor platziert. Wie bereits bei den anderen Geräten beschrieben, überwacht er kontinuierlich die Ablaufleitung auf das Vorhandensein von roten Blutkörperchen, um bestehende undichte Stellen der Filtermembran sofort zu erkennen und den Benutzer zu alarmieren.

Auf der linken Seite der Vorderfront sieht man den in Weiß gehaltenen Luftblasendetektor und die Rückflussklemme übereinander. Der Luftblasendetektor scannt mittels Ultraschall mit Sender und Detektor kontinuierlich die Rückflussleitung auf Luftblasen und die Rückflussklemme schließt sich während aller Gefahren- und Fehlfunktionsalarme sowie bei Stromausfall und während einiger Selbsttests.

Im unteren Bereich schließlich befinden sich die vier Waagen des Systems, welche alle auf einen Gewichtsbereich zwischen 0 und 11kg konfiguriert sind. Ganz rechts, mit einem gelben Punkt markiert, sitzt die Ablaufwaage. Sie nimmt das Dialysat/Ultrafiltrat auf und alarmiert etwa bei benötigtem Beutelwechsel.

Gleich daneben befindet sich die PBP-Waage, welche mit der jeweils erforderlichen Lösung beladen wird, die in die Blutzugangsleitung unmittelbar nach dem Patientenblutzufluss aber noch vor der Blutpumpe infundiert werden soll.

Neben der PBP-Waage wiederum liegt die Dialysatwaage. Sie trägt den Beutel mit der Dialysatlösung, welche in die Flüssigkeitsseite des Filters infundiert wird. Ganz links schließlich befindet sich die Substituatwaage mit der Substituatlösung.

Jede dieser vier Waagen ist mittels Schubladensystem herausziehbar und trägt Waagenhaken mit drei Haken als Aufhängung für die dazugehörigen Lösungsbeutel.

Die Prismaflex steuert die Flussraten der einzelnen Lösungen durch die Pumpendrehzahl. Durch Kombination jeweils einer Pumpe mit einer Waage wird das Volumen nochmals gravimetrisch überwacht. Um die Flussraten konstant zu halten orientiert sich das Gerät an den Gewichtsschwankungen der Flüssigkeitsbeutel und passt dann die Geschwindigkeit der Rollenpumpen an, wobei alle Waagen unabhängig voneinander arbeiten und so sowohl die Zufuhr, als auch den Ablauf kontrollieren.

Von der Ablaufwaage abgesehen, welche nur bei vollem Beutel den Benutzer verständigt, ertönt bei den anderen drei Waagen ein Alarm wenn die Lösungsbeutel fast leer sind.

An der Rückseite der Prismaflex Steuerungseinheit befinden sich abschließend noch der Lautsprecher zur akustischen Alarmierung des Benutzers bei Gefahr sowie eine Handkurbel für die Blut- und Lösungspumpen. (29)

2.1.4.2 Das Prismaflex Schlauchset

Die Prismaflex Schlauchsets sind zur Einmalverwendung gedacht und müssen separat erworben werden. Jedes Set besteht grob aus drei Teilen:

- Einer Kartusche mit Leitungen, Pumpsegmentschläuchen und Filter, welche als Schnittstelle zum Lader fungiert
- Dem vorangeschlossenen Blutkreislauf
- Den Kreisläufen für PBP, Dialysat, Substitutat und Abflüssigkeit

Wie bereits in Kap.2.1.4.1 beschrieben ist jedes Set mit einem Barcode versehen, welcher vor der Benutzung zur Identifikation am Gerät abgelesen werden muss.

Je nach therapeutischer Vorgehensweise kann zwischen zwei Produktreihen von Schlauchsets gewählt werden, den Low Flow Sets und den High Flow Sets. Erstere arbeiten mit einem geringeren extrakorporalen Blutvolumen, was aber zu einer Einschränkung der Blutflussbereiche und der Ultrafiltrationskapazitäten führt. HF Sets arbeiten mit größeren Blutvolumina, erlauben dadurch also eine Vielzahl von Blutfluss- und Ultrafiltrationsraten.

Bezüglich des Aufbaus des Schlauchsets siehe Abbildung 12. In diesem Schema sind die einzelnen Leitungsbereiche erneut farblich dargestellt und voneinander abgegrenzt. Die rote Leitung stellt die Zugangsleitung vom Patienten/in zum Gerät dar, die blaue die danach folgende Rückflussleitung zum Patienten/in. Die gelbe Leitung dient als Ablaufleitung für Ultrafiltrat/Dialysat, die violette Leitung verbindet den extrakorporalen Blutkreislauf mit eventuell zugeschalteter Substitutatlösung. Der grüne Zugang wird entweder für die Zufuhr von Dialysat in das Flüssigkeitskompartiment des Filters verwendet, oder dient ebenfalls der Substitutatinfusion. Schließlich existiert noch eine hier weiß dargestellte Leitung, die PBP-Leitung, welche im Falle einer Verwendung der PBP-Waage zum Einsatz kommt.

Die Ziffern 1 markieren in dieser Darstellung die Probeentnahmestellen, von denen es im gesamten Set fünf Stück gibt, welche der Entnahme von Flüssigkeits- oder Blutproben dienen. Mit 2 sind die drei Druckgeber bezeichnet, die nach Laden des Sets in die passenden Gehäuse eingelegt werden. Die Nummer 3 kennzeichnet den Luftabscheider, welcher sich in der Rückflussleitung befindet und sowohl für die Luftregulierung, als auch die

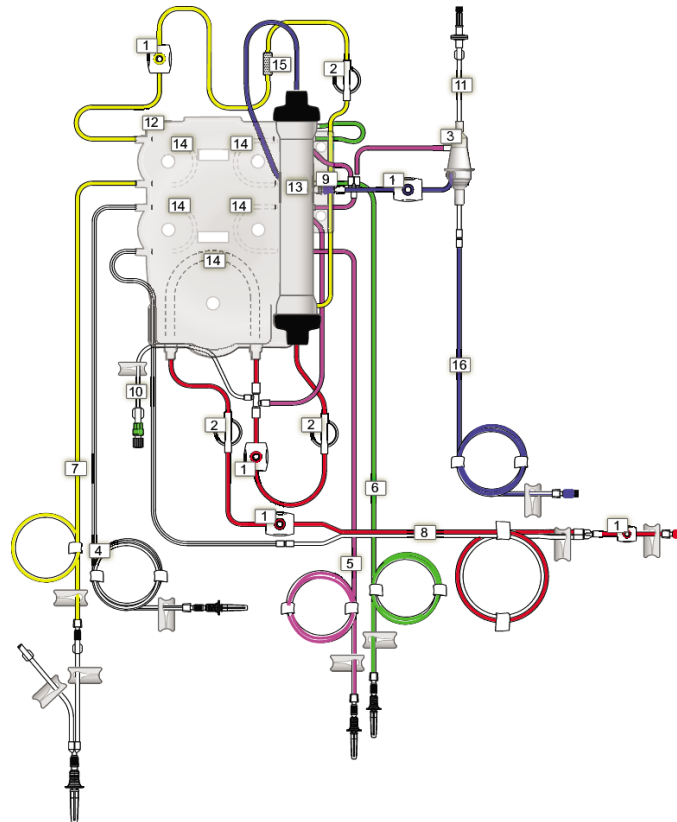


Abbildung 13: Schema Schlauchset

Drucküberwachung und Substitutinfusion in diesem Bereich verantwortlich ist.

Mit der Nummer 9 ist der Anschluss für den Prismatherm Blutwärmer gekennzeichnet, 10 betitelt den Spritzenleitungsanschluss. Oberhalb des Luftabscheiders, mit 11 markiert, befindet sich die Druckmessleitung des Rückflusses, welche nicht nur den Druck in diesem Bereich überwacht, sondern zusätzlich auch die Entfernung von Luft ermöglicht. 12 bezeichnet die Kartusche, also die Trageplatte des Sets selbst, 13 den Filter, dessen Eigenschaften vom gewählten Set abhängig sind. Die Ziffer 14 kennzeichnet die Pumpensegmente, in welche beim Laden automatisch die Schläuche eingeführt werden und 15 markiert schließlich die elektrostatische Potentialableitung, welche der Verringerung des Spannungspotentials im Blut-/Flüssigkeitspfad dient und dadurch Artefakte bei Herzmonitoren minimiert. (30)

2.1.4.3 Das Prismaflex System

Wie bereits in Kap.2.1.4 beschrieben bietet die Prismaflex als mögliche Therapieoptionen neben der CRRT zusätzlich die TPE und die Hämoperfusion an. Die TPE kommt bei speziellen Indikationen zum Einsatz und dient dem Entzug von Plasma, welches Krankheitsüberträger enthält, aus dem Patientenblut. Die Trennung von Plasma und Blut erfolgt dabei mittels Filtration, wobei als Ersatz für das entzogene Volumen eine Plasmaersatzlösung verwendet werden muss.

Die HP kommt bei Patienten/innen mit Intoxikationen unterschiedlichster Genese zum Einsatz. Dabei fließt das Blut durch in der Kartusche eingelagerte Aktivkohle, welche toxische Substanzen und/oder Medikamente entzieht, während es aber gleichzeitig zu keinerlei Flüssigkeitsentzug kommt.

Bei der CRRT kann der Benutzer gleich wie bereits bei der Prisma zwischen den Therapiemodi SCUF, CVVH, CVVHD und CVVHDF wählen, wobei als erwähnenswerte Neuerung die Möglichkeit der simultanen Nutzung von Prä- und Postdilutionsmodus angeboten wird.

Während aller Modi berechnet die Prismaflex Software automatisch die zum Erreichen der Patientenentzugsrate notwendige Ablaufrate und steuert diesem Wert entsprechend die Ablaufpumpengeschwindigkeit. Der Patientenentzug wird in der Folge von dem Gerät kontinuierlich überwacht um Anomalien zu erkennen und einem Flüssigkeitsungleichgewicht vorzubeugen. Voreingestellte Sicherheitsgrenzen stellen sicher, dass dem Patienten/in nicht unabsichtlich zu viel Volumen über den Filter entzogen bzw. infundiert wird.

Sollte dennoch eine den Patienten/in gefährdende Situation auftreten, wechselt das Gerät sofort in den Alarmzustand, was je nach Prioritätsreihung des auftretenden Alarms die verschiedensten Aktionen nach sich zieht. Diese reichen von leichtem akustischem Alarm und aufleuchten der gelben Warnlampe bis hin zum allgemeinen Pumpenstopp, Schluss der Rückflussklemme und vollständiger Unterbrechung der Behandlung.

Allgemein lässt sich sagen, dass die Prismaflex in vielen Punkten ihrem Vorgängermodell der Prisma sehr ähnlich ist, gerade aber in den Bereichen der Benutzerfreundlichkeit und Patientensicherheit noch verfeinert wurde. (31)

2.2 Patientendaten

Im Folgenden soll noch eine kurze statistische Übersicht über das nephrologische Patientengut und die Therapieergebnisse der Kinderintensivstation Graz der letzten 25 Jahre gegeben werden. Im speziellen soll auf Alters- und Gewichtsverteilung, Behandlungsdauer und Outcome von kontinuierlich und intermittierend dialysierten Patienten/innen bei akutem oder chronischem Nierenversagen eingegangen werden.

2.2.1 Patienten/innen unter kontinuierlicher Hämodialyse

Allgemein wurden seit Einführung der Hämodialyse auf der Kinderintensivstation Graz 107 Patienten/innen mit akutem Nierenversagen mittels verschiedener Dialyseverfahren therapiert. Das folgende Diagramm liefert eine Übersicht über die Geschlechterverteilung und das Outcome dieser Patientengruppe.

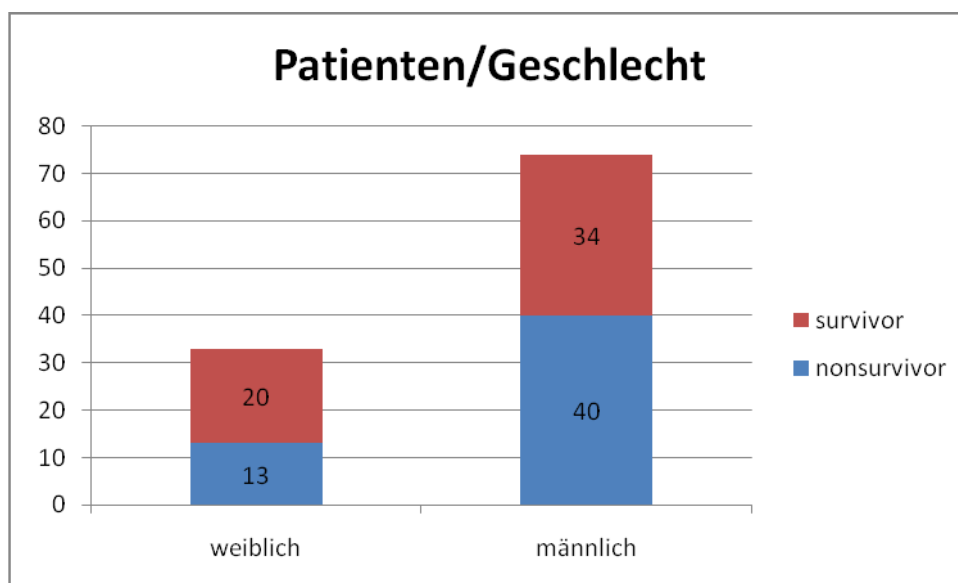


Abbildung 14: Verhältnis von Geschlechterverteilung und Outcome bei Patienten/innen mit ANV unter kontinuierlicher Nierenersatztherapie

Wie aus der Abbildung ersichtlich wird, überwiegt mit fast 70 % das männliche Patientenkollektiv gegenüber dem weiblichen. Weiters weist das männliche Geschlecht mit 54 % eine deutlich höhere Mortalität im Vergleich zu der Sterblichkeit weiblicher Patientinnen auf, welche bei 39 % liegt. Insgesamt verstarben 49 % der Patienten/innen, was auf die hohe Allgemeinmortalität des akuten Nierenversagens hinweist.

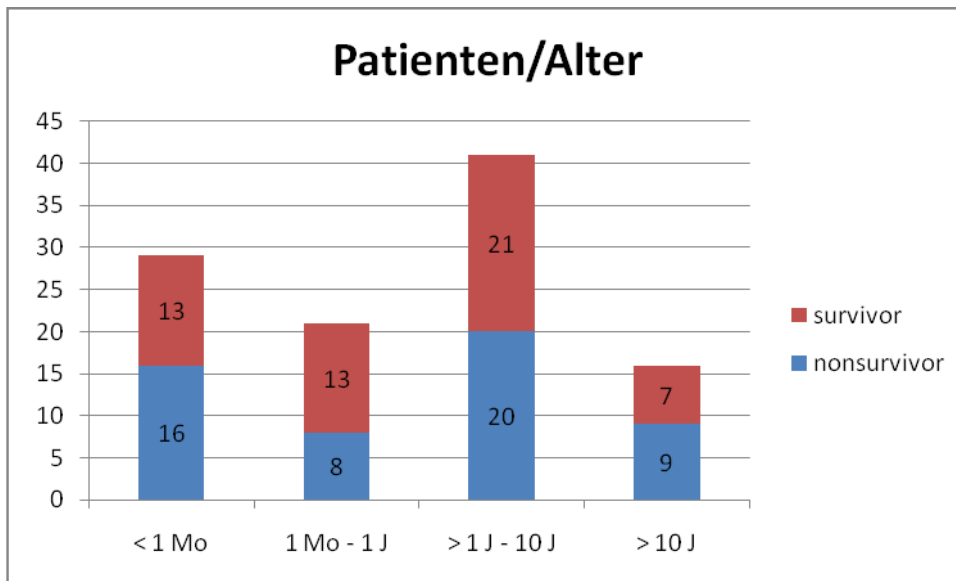


Abbildung 15: Verhältnis der Altersverteilung im Bezug auf das Outcome bei Patienten/innen mit ANV unter kontinuierlicher Nierenersatztherapie

Die Gliederung der Patienten/innen in die vier Altersgruppen unter einem Monat, von einem Monat bis zu einem Lebensjahr, von einem Jahr bis zu zehn Jahren und über zehn Jahre weist eine Mortalität von 55 % in der Klasse der Neugeborenen auf, 38 % in der Altersklasse der Säuglinge, 48 % in der Gruppe der Kleinkinder und 56 % bei den über Zehnjährigen.

Die durchschnittliche Mortalität zeigt also keine spezifische Signifikanz in Bezug auf die Altersverteilung, jedoch lässt sich ein leichter Anstieg der Inzidenz des akuten Nierenversagens in den Gruppen der Neugeborenen und Kleinkinder erahnen.

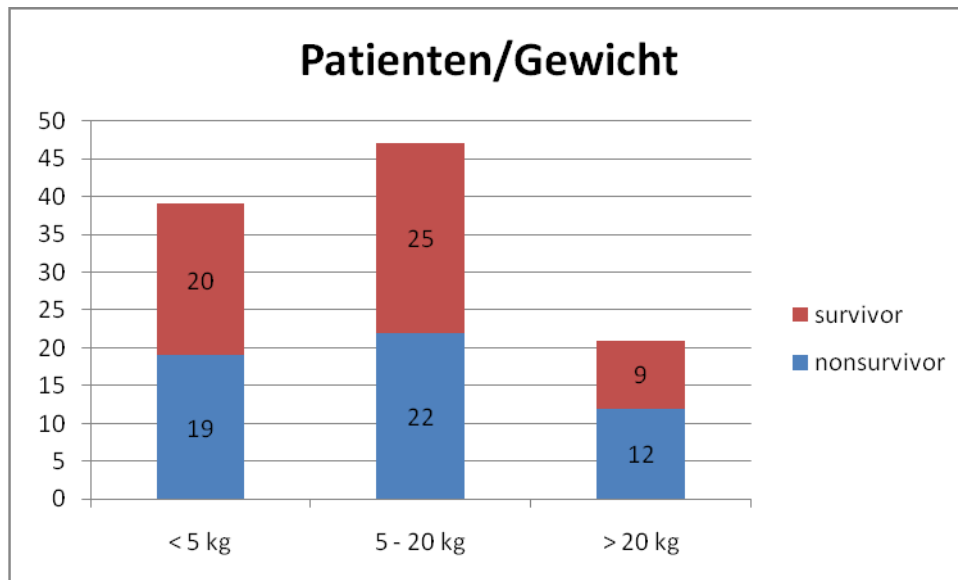


Abbildung 16: Verhältnis der Gewichtsverteilung im Bezug auf das Outcome bei Patienten/innen mit ANV unter kontinuierlicher Nierenersatztherapie

Die Verteilung der Patienten im Bezug auf das Körpergewicht unterstreicht die Ergebnisse der Altersverteilung, da die Patientengruppen unter 5 kg mit 36 % und die Patienten/innen zwischen 5 und 20 kg mit 43 % den deutlich größeren Anteil einnehmen, gegenüber der Gruppe der über 20 kg wiegenden Patienten/innen, welche mit 19 % vertreten sind.

Wiederum ergibt sich eine ausgeprägte Mortalität in allen drei Gruppen, da in der Kategorie der unter 5 kg schweren Patienten/innen 48 % verstarben, von den Patienten/innen zwischen 5 und 20 kg 46 % und bei den über 20 kg wiegenden Patienten/innen 57 %, was mit der Altersentwicklung übereinstimmt.

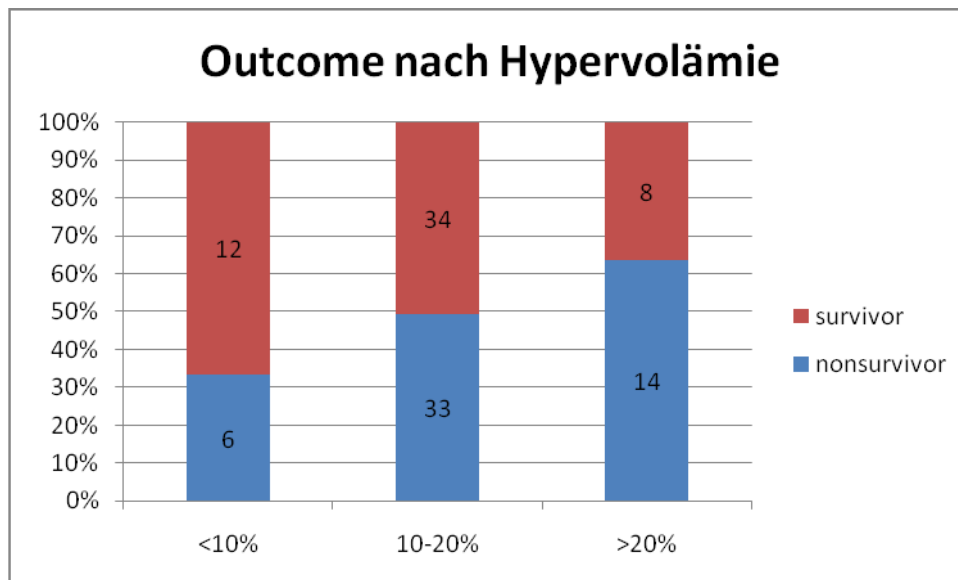


Abbildung 17: Zusammenhang zwischen Outcome und Hypervolämie bei Patienten/innen mit ANV unter kontinuierlicher Nierenersatztherapie

Patienten/innen mit einer Volumsüberladung von unter 10 % des Körpergewichts machten 16 % des gesamten Patientenkollektivs aus und wiesen eine Mortalität von 33 %, also knapp einem Drittel auf. Die Gruppe der Patienten/innen mit einer Volumsüberladung zwischen 10 und 20 % des Körpergewichtes war mit 62 % des Gesamt-Patientengutes die deutlich stärkste und zeigte auch eine deutlich erhöhte Mortalitätsrate von 49 %.

Eine signifikante Aussage lässt sich über die letzte Gruppe mit einer Volumsüberladung von über 20 % des Körpergewichts machen, welche mit 20 % zwar nicht den größten Anteil der Patienten/innen ausmachte, mit einer Mortalität von 63 % aber die augenfällig gefährdetste Klasse darstellt.

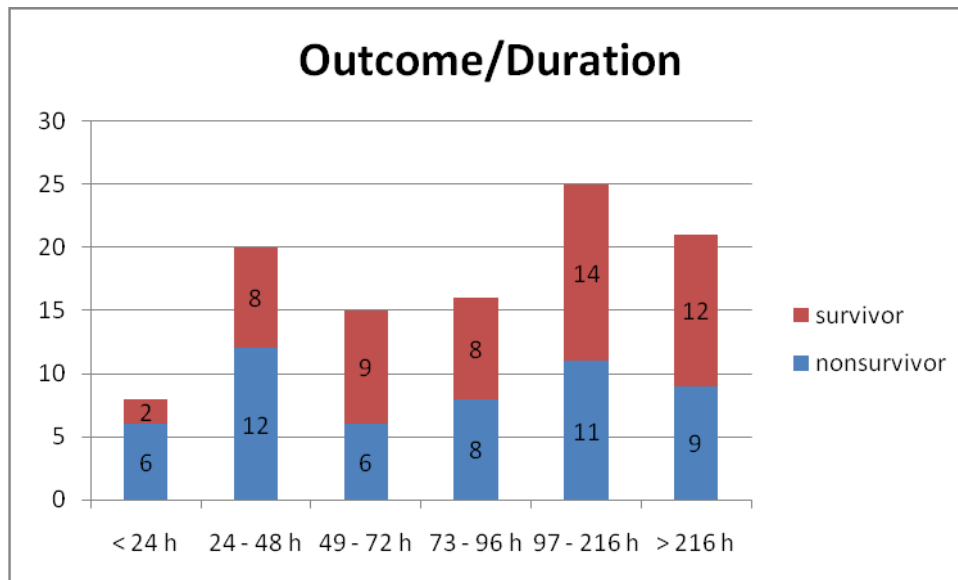


Abbildung 18: Abhängigkeit des Outcomes von der Länge der Behandlungsdauer bei Patienten/innen mit ANV unter kontinuierlicher Nierenersatztherapie

Bei der Aufteilung der Patienten/innen im Bezug auf die Behandlungsdauer ergibt sich ein Prozentanteil von nur 7 % der Patienten/innen, welche unter 24 Stunden lang dialysiert wurden. Rund 18 % erhielten eine kontinuierliche Nierenersatztherapie mit einer Dauer zwischen 24 und 48 Stunden, 14 % wurden 3 Tage lang behandelt, 15 % der Patienten/innen mit ANV wurden bis zu 4 Tage therapiert.

Mit 23 % ergibt sich eine leichte Spitze bei der Behandlungsdauer zwischen 4 und 9 Tagen, was aber teilweise auch auf die verbreiterte Zeitspanne zurückzuführen ist, und rund 19 % der Patienten/innen wurden über neun Tage lang ohne Unterbrechung dialysiert.

In der ersten Gruppe mit einer Behandlungsdauer unter 24 Stunden verstarben 75 % der Patienten/innen, bei einer Therapiezeit zwischen 24 und 48 Stunden betrug die Anzahl der Nonsurvivor rund 60 %.

40 % der Patienten/innen mit ANV verstarben bei einer Therapiedauer zwischen 2 und 3 Tagen, bis zu 50 % in der Gruppe der Patienten/innen, welche bis zu 4 Tage kontinuierlich dialysiert wurden.

In der Gruppe, welche zwischen 4 und 9 Tage lang therapiert wurde, ergab sich ein Gesamtanteil an Nonsurvivor von 44 %, und in der letzten Gruppe schließlich, in welcher die Patienten/innen länger als 9 Tage lang kontinuierlich behandelt wurden, verstarben insgesamt 42 %.

Daraus ergibt sich in allen Gruppen eine sehr hohe Mortalität mit einem Durchschnitt von

51 %, welche nur in den ersten beiden Gruppen bei einer Behandlungsdauer unter 24 Stunden und einer Therapiezeit von 24 bis 48 Stunden mit erhöhten Werten von 75 % und 60 % variiert.

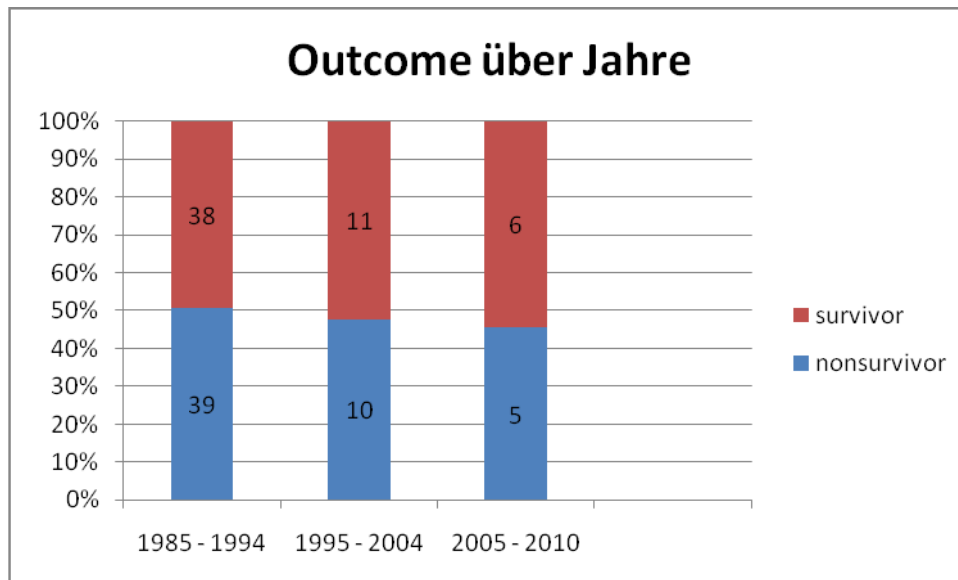


Abbildung 19: Verteilung des Patienten-Outcome von 1985 bis 2010 bei Patienten/innen mit ANV unter kontinuierlicher Nierenersatztherapie

Wie in Abbildung 18 ersichtlich wird, wurden in den Jahren 1985 bis 1994 70 % des gesamten Patientengutes mit akutem Nierenversagen therapiert, wovon 50 % verstarben. In dem Zeitabschnitt von 1995 bis 2004 wurden 19 % der Patienten/innen behandelt, von welchen 47 % verstarben. Der letzte Abschnitt weist die geringste Patientenzahl auf. In den Jahren von 2005 bis 2010 wurden nur 10 % der Gesamtpatientenzahl mit ANV identifiziert, wobei natürlich berücksichtigt werden muss, dass diese Zeitspanne im Vergleich zu den beiden anderen auch nur halb so lang ist. Im letzten Abschnitt verstarben 45 % der Patienten/innen.

Allgemein lässt sich aus dieser Darstellung eine sinkende Patientenzahl mit gleichbleibend hoher Mortalität in den letzten 25 Jahren erkennen, was auf die verbesserten therapeutischen Möglichkeiten im Bereich der kausalen Verhinderung des ANV hinweisen dürfte, ebenso aber klar vor Augen führt, dass die immer noch beträchtliche Sterblichkeit auch durch weiterentwickelte Behandlungsstrategien nicht positiv beeinflusst werden konnte.

2.2.2 Patienten/innen unter intermittierender Nierenersatztherapie

Die ersten Behandlungsdaten von Patienten/innen mit intermittierender Dialyse stammen aus dem Jahr 1990. Seitdem wurden insgesamt neun Patienten/innen mit intermittierender Nierenersatztherapie bei chronischem Nierenversagen behandelt.

Abbildung 19 liefert eine Übersicht über die Geschlechterverteilung und das Alter dieser neun Patienten/innen.

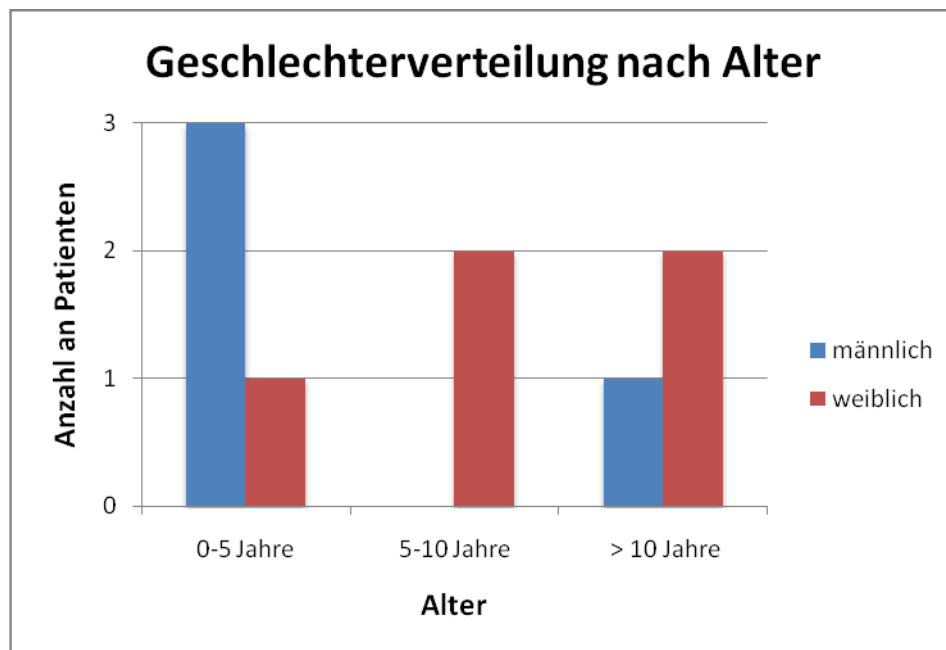


Abbildung 20: Geschlechterverteilung nach Alter der Patienten/innen mit CNV unter intermittierender Nierenersatztherapie

Es ist leicht ersichtlich, dass drei der Patienten/innen männlich sowie unter 5 Jahre alt waren, jedoch nur eine weibliche Patientin unter 5 Jahren mit intermittierender Dialyse therapiert wurde. Zwischen 5 und 10 Jahren gab es zwei weibliche Patientinnen und in der Altersklasse über 10 Jahre gab es einen männlichen Patienten, sowie zwei weibliche Patientinnen.

Allgemein überwiegt das weibliche Geschlecht im Verhältnis 5:4. Mit 44 % dominiert die Altersklasse unter 5 Jahren gegenüber den beiden anderen Gruppen, welche zwischen 5 und 10 Jahren 22 % und über 10 Jahren rund 33 % ausmachen.

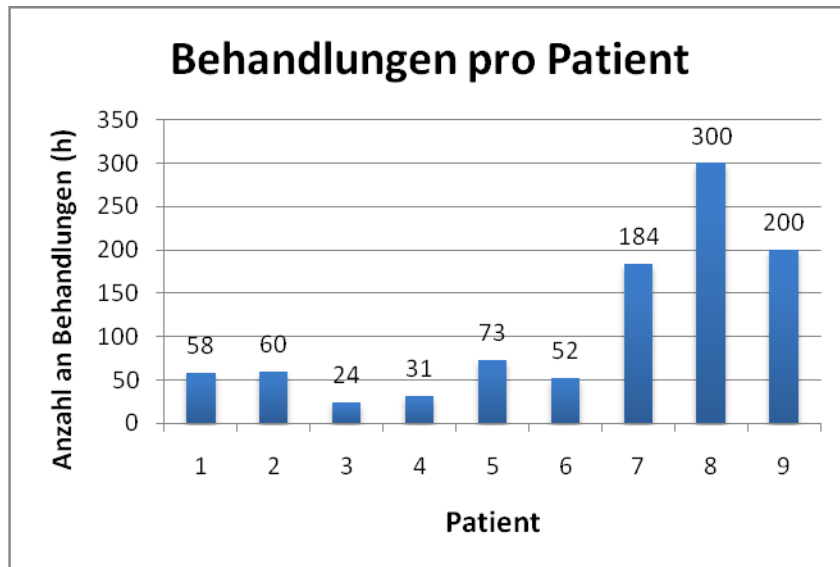


Abbildung 21: Behandlungseinheiten pro Patient/in bei Patienten/innen mit CNV unter intermittierender Hämodialyse

Nach Nummerierung der verschiedenen Patienten/innen abhängig vom zeitlichen Beginn ihrer Behandlung ergab sich das in der Abbildung 20 erkennbare Bild im Bezug auf die Zahl der Behandlungseinheiten in Stunden pro Patient/in. Dabei wird klar, dass sich die Behandlungseinheiten pro Patient/in in den letzten Jahren teilweise mehr als verfünffacht haben, abhängig natürlich von der Dauer der intermittierenden Hämodialyse.

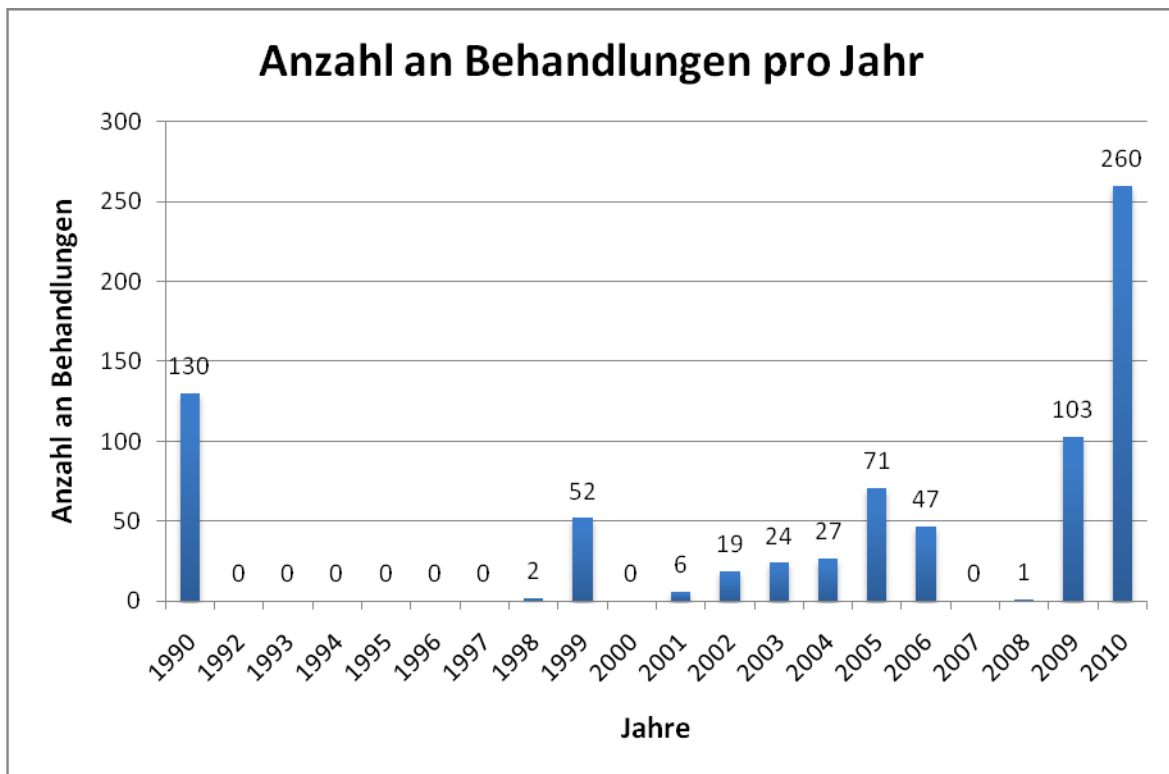


Abbildung 22: Anzahl an intermittierenden Behandlungseinheiten pro Jahr auf der Kinderintensivstation Graz

In der letzten Abbildung wird schließlich noch eine Aufstellung über die intermittierenden Behandlungen im Verlauf der letzten Jahre seit 1990 präsentiert. Die Darstellung soll lediglich eine Übersicht über das Auftreten von chronischem Nierenversagen in den letzten 20 Jahren geben und das Augenmerk auf den erhöhten Einsatz intermittierender Dialyse auf der Kinderintensivstation Graz seit 1999 lenken.

3 Diskussion

Mit Einführung der Hämodialyse als therapeutischer Möglichkeit bei akutem und chronischem Nierenversagen auf der Kinderintensivstation Graz im Jahr 1985 öffneten sich dem Therapeuten völlig neue Möglichkeiten zur Behandlung und Verbesserung des Outcomes seiner jungen Patienten/innen. Nachdem die Hämodialyse für Erwachsene bereits in der ersten Hälfte des 20. Jahrhunderts Einzug gehalten hatte, fanden die technischen Anforderungen im Bezug auf Volums- und Größenunterschiede, welche bei pädiatrischen

Patienten/innen zur erfolgreichen Anwendung einer Hämodialyse nötig sind erst vor verhältnismäßig kurzer Zeit ihren Weg in die moderne Medizin.

Es soll nun, nach der spezifischen Beschreibung der seit damals verwendeten Techniken und Geräte im Hauptteil dieser Arbeit, noch einmal überblicksmäßig auf die angewandten Methoden eingegangen werden und sie sollen in vergleichender Art beschrieben werden, um so auf vergangene und teils noch immer bestehende Vor- und Nachteile hinzuweisen und in dieser Form die unterschiedlichen Vorgehensweisen zu objektivieren.

Allgemein galt die Einführung des arterio-venösen Filtersystems 1985 als revolutionäre Neuerung im Gebiet der Kinderneurologie Graz, es lässt sich jedoch bereits anhand der Beschreibungen aus Kapitel 2.1.1 erahnen, dass dieser erste Ansatz zur Therapie des Nierenversagens noch erhebliche Mängel aufwies, welche mit heutigen Therapiemethoden in keinsten Weise mehr vergleichbar sind.

So war das AV-Filtersystem zwar günstig in der Anschaffung und sowohl schnell als auch unkompliziert in Aufbau und Anwendung, bot jedoch weder Steuerungsmöglichkeiten für die Einstellung und Festsetzung von Anwendungsparametern, noch direkte Formen der Überwachung des Patienten/in. Da der extrakorporale Blutfluss vom arteriellen Blutdruck des Patienten/in angetrieben wurde, unterlag der Flow dementsprechend auch den oft auftretenden Blutdruckschwankungen, was nicht nur die Leistung der Hämodialyse herabsetzte, sondern auch zu häufigem clotting des Filters führte. Weiters besaß dieses System weder eine Form der Erkennung eventuell auftretender Blutlecks im Filter, noch eine Möglichkeit der Bilanzierung. Die verschiedenen Volumina mussten optisch mit Hilfe von Messbechern gemessen werden.

Auf Grund des fehlenden Sicherheitssystems und der mangelhaften Volumsbilanzierung war der betreuende Arzt/Ärztin außerdem gezwungen den Patienten/in während der gesamten Dauer der Behandlung kontinuierlich optisch zu überwachen, um so im Falle eines akuten Geschehens jederzeit eingreifen zu können. Diese erstmals eingeführte Möglichkeit der Nierenersatztherapie brachte auf Grund dieser Mängel natürlich auch einen höheren Personalaufwand mit sich.

Allgemein lässt sich sagen, dass das AV-Filtersystem als historischer Ausgangspunkt der technischen Entwicklung der Hämodialyse auf der Kinderintensivstation Graz einen großen und nicht zu vernachlässigenden Schritt für die nephrologische Therapie darstellte, jedoch

im Vergleich mit modernen Methoden in keinsten Weise mehr Anwendung im heutigen Gebiet der Kinderneurologie finden könnte.

Die Gambro AK 10 im Vergleich dazu stellte einen Quantensprung in der Therapie des Nierenversagens dar. Zum ersten Mal kam ein computergesteuertes Gerät zum Einsatz, welches sowohl die Vorgabe und Einstellung der verschiedenen Parameter wie Flow und Druck erlaubte, als auch mit einem Sicherheitssystem ausgestattet war, wodurch der behandelnde Arzt/Ärztin im Falle eines Problems verständigt werden konnte. Diesen Weiterentwicklungen gegenüber stand der Nachteil, dass man bei diesem Gerät mit vielen verschiedenen Einzelteilen arbeiten musste, welche sich teils kompliziert in Aufbau und Anwendung darstellten.

Die wichtigste Weiterentwicklung bei der Gambro AK 10 stellte die okklusive Rollenpumpe dar. Durch ihren Einsatz konnte der extrakorporale Blutkreislauf erstmals unabhängig vom Blutdruck aufrechterhalten werden und so mit einem beständigen Flow angetrieben werden, was sowohl die Effizienz der Dialyse erhöhte als auch die Behandlungsdauer bei intermittierender Therapie verringerte. Weiters reduzierte es das clotting des Filters, da es auf Grund des erhöhten Flows zu weniger Thrombusbildungen an der Filtermembran kam. Zusätzlich zu den Neuerungen dieses Gerätes bestand bei der Gambro AK 10 die Möglichkeit sie mit einer gravimetrischen Bilanziereinheit zu kombinieren, um so die Volumsbilanzierung zu präzisieren und auf unvorhersehbare Volumsänderungen reagieren zu können und dementsprechend die Patientensicherheit zu verbessern. Allerdings besaß die Amicon Equaline Bilanziereinheit zwar einen akustischen Alarm im Falle einer Bilanzverletzung, führte jedoch zu keinem Behandlungsabbruch oder jeglicher anderer automatischer Reaktion des Gerätes, was noch immer ein erhebliches Risiko für den Patienten/in darstellte. Im Gegensatz zum Nachfolgegerät, der Prisma, war die Gambro AK 10 noch ein analoges Gerät, welches nur eine einzige Pumpe besaß. Dadurch waren sowohl der Abfluss von Effluat als auch die Zufuhr der Dialysatlösung und Substitutatlösungen unreguliert und konnten nicht automatisch mit eingestellt werden. Dies wiederum erforderte einen Mehraufwand des behandelnden Arztes/Ärztin, im speziellen erhöhte persönliche Überwachung sowie Handling des Gerätes mit seinen Bestandteilen, wie etwa Höhenverstellungen der Dialysatflüssigkeit oder präzise Beobachtung der Flüssigkeitsverschiebungen. Außerdem existierte zum Zeitpunkt der Einführung der Gambro AK 10 wie auch beim vorangegangenen System noch keinerlei Form eines Blutleckdetektors, was ein weiteres Risiko darstellte.

Andererseits konnte sie bereits mit analog einstellbaren Alarmen aufwarten, welche im Fall einer Überschreitung voreingestellter Maximalwerte zu einem sofortigen Pumpenstopp führten.

Die Prisma als erstes digitales Gerät bot dagegen bereits ein System mit vier Pumpen, in welches alle Flüssigkeitskreisläufe mit einbezogen wurden, einen inbegriffenen Blutleckdetektor sowie eine erstmals eingebaute Bilanziereinheit in Form von drei Waagen, welche wiederum rückwirkend die Pumpen kontrollierten und bei Bilanzverletzungen zu sofortigem Pumpenstopp führten. Über den Touchscreen konnte das gesamte System eingestellt sowie kontrolliert werden, Feedbackmechanismen sorgten für eine ständige Rückversicherung der Patientensicherheit. Obwohl die Prisma gegenüber dem Vorgängermodell mit vielen Neuerungen aufwarten konnte, stellte die Möglichkeit, eventuell auftretende Alarme für jeweils 2 Minuten zu quittieren ein weiterhin bestehendes Sicherheitsrisiko dar, welches erst 2006 durch Umbau des Geräts behoben werden konnte.

Auch die erweiterten Möglichkeiten im Bereich der Therapiemodi waren eine Neuerung, welche gemeinsam mit dem erstmaligen Einsatz von einzeln erwerbbaaren und austauschbaren Dialysesets ein optimiertes und hygienischeres Arbeiten ermöglichten.

Die Einführung von Einwegsets führte allerdings auch zu einem erhöhten Kostenfaktor sowie zu einer firmengebundenen Markenabhängigkeit der Artikel und Filter, da die Firma Gambro aus wirtschaftsstrategischen Gründen die Prisma derart entwarf, dass nur Sets aus der eigenen Produktion verwendet werden konnten.

Dieser Umstand schränkt den Benutzer etwa in der Auswahl der Filter und Schlauchgrößen auf das Angebot der Firma Gambro ein, was aus ökonomischer Sicht einen finanziellen Nachteil mit sich bringt, da dadurch auch wirtschaftliche Vergleiche hinfällig werden. Im Gegensatz dazu zeigt sich wiederum der Vorteil der freien Kombinierbarkeit verschiedener Sets und Filter bei dem AV-Filterssystem sowie bei der Gambro AK 10.

Schließlich kam es 2009 zum Ankauf des neuesten Gerätes, welches zur Zeit den aktuellsten Stand der Technik repräsentiert.

Mit fünf okklusiven Rollenpumpen und einem System zur Volumsbilanzierung bestehend aus vier Waagen überwacht die Prismaflex den gesamten extrakorporalen Dialysekreislauf mit Drucksensoren an allen Zu- und Abflüssen und garantiert mit verbesserter Software und optimierter Benutzerfreundlichkeit einen unkomplizierten Umgang mit dem Gerät. Weiters garantiert die Prismaflex mit einer maximalen Obergrenze von nur 10 ml/kg im Bereich der

Bilanzierung sowie ihrem eingebauten Blutleckdetektor, dem automatischen Pumpenstopp bei Erreichen von Grenzwertüberschreitungen und der kontinuierlichen Rückversicherung der Förderrate mittels der Gewichtsverschiebungen und Pumpenumdrehungen ein hoch entwickeltes Sicherheitssystem, welches den modernen Standards entspricht.

Zwar verursachen die Einzelsets nach wie vor erhöhte Kosten, ermöglichen aber nicht nur einen hygienischeren Umgang während der Therapie, sondern bieten im neuen System auch die Möglichkeit den Prä- und Postdilutionsmodus simultan zu nutzen.

Einen diskutablen Nachteil sowohl der Prisma als auch der Prismaflex im Bezug auf den technischen Umstieg von analoger auf digitale Einstellung kann man sicherlich in der heutigen Gebundenheit des Benutzers/in an die angebotenen Optionen des Gerätes finden. Während bei analogen Geräten eine größere Vielfalt an Bedienungs- und Einstellungsmöglichkeiten vorherrschte ist man bei den heutigen Geräten fest an die angebotenen Optionen gebunden, welche oft einen einschränkenden Rahmen in der modernen Nierenersatztherapie bilden.

Abschließend kann festgestellt werden, dass die technische Entwicklung der Hämodialyse auf der Kinderintensivstation Graz in den letzten 25 Jahren von der Einführung bis zum heutigen Stand einen enormen Sprung vollzogen hat, im Zuge dessen sich die Therapie des Nierenversagens beim pädiatrischen Patienten/in von einem improvisierten und unkontrollierten Ansatz zu einem softwaregesteuerten, geregelten und auf die Patientensicherheit konzentrierten System mit hoher Präzision und variablen Anwendungsmöglichkeiten entwickelt hat.

Trotz aller technischen Neuerungen bleibt die persönliche Verantwortung des Therapeuten/in gegenüber seinem Patienten/in auch heute noch die Basis jeglicher Therapie und so führt auch bei den modernsten Geräten kein Weg um ein umfassendes Wissen im Bereich der Nephrologie sowie genaue klinische Beobachtung und Überwachung des Patienten/in zur kontinuierlichen Evaluierung des Therapieerfolges.

Die Anwendung selbst der neuesten Dialysegeräte sollte stets und auch bei den in Zukunft auf uns zukommenden technischen Entwicklungen im Licht höchster moralischer und gewissenhafter Verpflichtung gegenüber dem Patienten/in vorgenommen werden um so letztendlich dem eigentlichen Zweck unseres Handelns zu dienen – dem Wohle des Patienten!

Abbildungsverzeichnis

Abbildung 1: Aufbau der Niere	
Aufbau der Niere. [Online]. 2005 [zitiert 2010 Jul 08]; Verfügbar von: URL: http://www.apothekenumschau.de/Nierenversagen	2
Abbildung 2: Hämodialyse	
Continuous renal replacement therapy for low body weight patients – Renal Intensive Care – Self-learning module. Interne Schulungsunterlage der Firma Gambro Lundia AB: Sweden. Referenznummer HCEN5453_1; 2009 Feb. S.20.....	11
Abbildung 3: Hämofiltration	
Continuous renal replacement therapy for low body weight patients – Renal Intensive Care – Self-learning module. Interne Schulungsunterlage der Firma Gambro Lundia AB: Sweden. Referenznummer HCEN5453_1; 2009 Feb. S.19.....	12
Abbildung 4: Peritonealdialyse	
Arastèh K, Baenkler HW, Bieber C, Brandt R, Chatterjee T, Dill T, et al. Duale Reihe: Innere Medizin. 2.Aufl. Stuttgart: Thieme; 2009. S.988.....	13
Abbildung 5: Schematische Darstellung des Dialysekreislaufs	
Hörl W, Wanner C. Dialyseverfahren in Klinik und Praxis – Technik und Klinik. 6.Aufl. Stuttgart: Thieme; 2004. S.39.....	14
Abbildung 6: AV-Filtersystem	
Ronco C. CRRT in Infants: The Origins. Vortrag gehalten im Rahmen der 6th International Pediatric Continuous Renal Replacement Therapy (PCRRT) Conference; 2010 Apr 8-10; Rom, Italien; S.9.....	19
Abbildung 7: Gambro AK 10	
Rödl S. First experiences with the new Prismaflex filter HF 20 in infants. Vortrag gehalten im Rahmen der 36. Jahrestagung der Gesellschaft für Neonatologie und Pädiatrische Intensivmedizin und 18. Jahrestagung der Deutschen Gesellschaft für Pädiatrische Infektiologie gemeinsam mit der Société Luxembourgeoise de Pédiatrie; 2010 Jun 17-19; Saarbrücken, Deutschland; S.4.....	21
Abbildung 8: Übersicht über den BMM 10-1 Blutmonitor	
Gambro AB, Lund, Sweden. AK-10 System – BMM 10-1 Blutmonitor DFM/UDM 10-1 Flüssigkeitsmonitor – Bedienungsanleitung für Hämodialyse und Sequentielle Dialyse. 1.Aufl. Lund: Rahms;1986. S.3.....	22
Abbildung 9: Die Amicon Equaline Bilanzereinheit	
Rödl S. Continuous Renal Replacement Therapy in critically ill Neonates and Infants. Vortrag gehalten im Rahmen des Sixth All-Russian Congress Of Anesthesiologists And Reanimatologists; 1998 Oct 6-10; Moskau, Russland; S.42.....	23

Abbildung 10: Übersicht über den DFM/UDM 10-1 Flüssigkeitsmonitor Gambro AB, Lund, Sweden. AK-10 System – BMM 10-1 Blutmonitor DFM/UDM 10-1 Flüssigkeitsmonitor – Bedienungsanleitung für Hämodialyse und Sequentielle Dialyse. 1.Aufl. Lund: Rahms;1986. S.5.....	25
Abbildung 11: Schematische Darstellung der Prisma PRISMA System Operator’s Manual. Handbuch der Firma Gambro. S.9.[Online]. [zitiert 2010 Aug 26]; Verfügbar von: <u>URL</u> : http://lane.stanford.edu/portals/forms/Prisma_Operations_Manual.pdf	29
Abbildung 12: Die Prismaflex Steuereinheit Gambro AB, Lund, Sweden. Prismaflex Bedienungsanleitung. Zur Verfügung gestellt von Gambro Lundia AB;2010. S.2:4.....	35
Abbildung 13: Schema Schlauchset Gambro AB, Lund, Sweden. Prismaflex Bedienungsanleitung. Zur Verfügung gestellt von Gambro Lundia AB;2010. S.2:19.....	38
Abbildung 14: Verhältnis von Geschlechterverteilung und Outcome bei Patienten/innen mit ANV unter kontinuierlicher Nierenersatztherapie.....	40
Abbildung 15: Verhältnis der Altersverteilung im Bezug auf das Outcome bei Patienten/innen mit ANV unter kontinuierlicher Nierenersatztherapie.....	41
Abbildung 16: Verhältnis der Gewichtsverteilung im Bezug auf das Outcome bei Patienten/innen mit ANV unter kontinuierlicher Nierenersatztherapie.....	42
Abbildung 17: Zusammenhang zwischen Outcome und Hypervolämie bei Patienten/innen mit ANV unter kontinuierlicher Nierenersatztherapie.....	43
Abbildung 18: Abhängigkeit des Outcomes von der Länge der Behandlungsdauer bei Patienten/innen mit ANV unter kontinuierlicher Nierenersatztherapie.....	44
Abbildung 19: Verteilung des Patienten-Outcome von 1985 bis 2010 bei Patienten/innen mit ANV unter kontinuierlicher Nierenersatztherapie.....	45
Abbildung 20: Geschlechterverteilung nach Alter der Patienten/innen mit CNV unter intermittierender Nierenersatztherapie	46
Abbildung 21: Behandlungseinheiten pro Patient/in bei Patienten/innen mit CNV unter intermittierender Hämodialyse.....	47
Abbildung 22: Anzahl an intermittierenden Behandlungseinheiten pro Jahr auf der Kinderintensivstation Graz	48

Tabellenverzeichnis

Tabelle 1: Ätiologie des ANV

Modifiziert übernommen aus: Keikawus A, Baenkler HW, Bieber C, Brandt R,
Chatterjee T, Dill T, et al. Duale Reihe Innere Medizin. 2.Aufl.
Stuttgart:Thieme;2009.S.423.....5

Tabelle 2: Stadien der chronischen Niereninsuffizienz

Warady BA, Chadha V. Chronic kidney disease in children: the global perspective.
Pediatr Nephrol 2007 Feb 20; 22:1999-2009.....6

Tabelle 3: Besonderheiten des niereninsuffizienten Kindes im Vergleich zum Erwachsenen

Hörl W, Wanner C. Dialyseverfahren in Klinik und Praxis – Technik und Klinik. 6.Aufl.
Stuttgart: Thieme; 2004. S.571.....16

Tabelle 4: Leistungsbereiche der Prisma

Modifiziert übernommen aus: Rödl S. First experiences with the new Prismaflex filter
HF 20 in infants. Vortrag gehalten im Rahmen der 36. Jahrestagung der Gesellschaft
für Neonatologie und Pädiatrische Intensivmedizin und 18. Jahrestagung der
Deutschen Gesellschaft für Pädiatrische Infektiologie gemeinsam mit der Société
Luxembourgeoise de Pédiatrie; 2010 Jun 17-19; Saarbrücken, Deutschland; S.8.....28

Tabelle 5: Leistungsbereiche der Prismaflex, Pädiatriefilter im Vergleich zum Erwachsenenfilter

Modifiziert übernommen aus: Rödl S. First experiences with the new Prismaflex
filter HF 20 in infants. Vortrag gehalten im Rahmen der 36. Jahrestagung der Gesellschaft
für Neonatologie und Pädiatrische Intensivmedizin und 18. Jahrestagung der
Deutschen Gesellschaft für Pädiatrische Infektiologie gemeinsam mit der Société
Luxembourgeoise de Pédiatrie; 2010 Jun 17-19; Saarbrücken, Deutschland; S.9.....34

Literaturverzeichnis

- 1 Schünke M, Schulte E, Schumacher U. Prometheus LernAtlas der Anatomie: Innere Organe. 2.Aufl. Stuttgart: Thieme; 2009. S. 280-287.
- 2 Klinker R, Pape HC, Kurtz A, Silbernagl S. Physiologie. 6.Aufl. Stuttgart: Thieme; 2010. S.330-359.
- 3 Alexander K, Daniel WG, Diener HC, Freund M, Köhler H, Matern S et al. Thiemes Innere Medizin. Stuttgart: Thieme; 1999. S.1289-96.
- 4 Pschyrembel Klinisches Wörterbuch. 261.Aufl. Berlin: Walter de Gruyter; 2007. Niereninsuffizienz; S.1347.
- 5 Sitzmann FC. Duale Reihe Pädiatrie. 3.Aufl. Stuttgart: Thieme; 2007. S.422.
- 6 Koletzko B. Kinderheilkunde und Jugendmedizin. 12.Aufl. Berlin: Springer; 2004. S.526-27.
- 7 Sitzmann FC. Duale Reihe Pädiatrie. 3.Aufl. Stuttgart: Thieme; 2007. S.422-24.
- 8 Lentze MJ, Schaub J, Schulte FJ, Spranger J. Pädiatrie Grundlagen und Praxis. 3.Aufl. Heidelberg: Springer; 2007. S.1399-1402.
- 9 Groothoff JW. Long-term outcomes of children with end-stage renal disease. *Pediatr Nephrol* 2005 Apr 15;20:849-853.
- 10 Kuhlmann U, Walb D, Böhrer J, Luft FC. Nephrologie: Pathophysiologie – Klinik – Nierenersatzverfahren. 5.Aufl. Stuttgart: Thieme; 2008. S.547-616.
- 11 Groß W. info dialyse – Historische Entwicklung der Ersatztherapie. [Online]. 2002 [zitiert 2010 Aug 12]; Verfügbar von: [URL:http://www.info-dialyse.de/geschichte/prinzip_anfaenge.php](http://www.info-dialyse.de/geschichte/prinzip_anfaenge.php)
- 12 Dialyse Kompakt – Über die Entwicklung und Geschichte der Bauchfelldialyse. Publikation der Firma Fresenius Medical Care. [Online]. [zitiert 2010 Aug 12]; Verfügbar von: [URL:http://www.fresenius.de/internet/fag/de/faginpub.nsf/AttachmentsByTitle/Dialyse_Kompakt3.pdf/\\$FILE/Dialysis_Compact_PD.pdf](http://www.fresenius.de/internet/fag/de/faginpub.nsf/AttachmentsByTitle/Dialyse_Kompakt3.pdf/$FILE/Dialysis_Compact_PD.pdf)
- 13 Georg Haas – Mediziner. Wikipedia Artikel. [Online]. [zitiert 2010 Aug 12]; Verfügbar von: [URL:http://de.wikipedia.org/wiki/Georg_Haas_%28Mediziner%29](http://de.wikipedia.org/wiki/Georg_Haas_%28Mediziner%29)
- 14 Hemodialysis. Wikipedia Artikel. [Online]. [zitiert 2010 Aug 12]; Verfügbar von: [URL:http://en.wikipedia.org/wiki/Hemodialysis](http://en.wikipedia.org/wiki/Hemodialysis)
- 15 Rödl S, Marschitz I, Mache C, Koestenberger M, Madler G, Rehak T, Zobel G. First experiences with the Prismaflex HF 20 set in four infants. *Int J Artif Organs* 2011;34(1): 10-15.
- 16 Kuhlmann U, Walb D, Böhrer J, Luft FC. Nephrologie: Pathophysiologie – Klinik – Nierenersatzverfahren. 5.Aufl. Stuttgart: Thieme; 2008. S.547-580.
- 17 Arastèh K, Baenkler HW, Bieber C, Brandt R, Chatterjee T, Dill T, et al. Duale Reihe: Innere Medizin. 2.Aufl. Stuttgart: Thieme; 2009. S.988-989.
- 18 Hörl W, Wanner C. Dialyseverfahren in Klinik und Praxis – Technik und Klinik. 6.Aufl. Stuttgart: Thieme; 2004. S.37-49.

- 19 Hörl W, Wanner C. Dialyseverfahren in Klinik und Praxis – Technik und Klinik. 6.Aufl. Stuttgart: Thieme; 2004. S.570-581.
- 20 Vergleiche mündliche Auskunft durch Ass.-Prof. Dr. med. univ. Siegfried Rödl; Medizinische Universität Graz; 2010 Aug 11.
- 21 Gambro AB, Lund, Sweden. AK-10 System – BMM 10-1 Blutmonitor DFM/UDM 10-1 Flüssigkeitsmonitor – Bedienungsanleitung für Hämodialyse und Sequentielle Dialyse. 1.Aufl. Lund: Rahms;1986. S.2-3.
- 22 Gambro AB, Lund, Sweden. AK-10 System – BMM 10-1 Blutmonitor DFM/UDM 10-1 Flüssigkeitsmonitor – Bedienungsanleitung für Hämodialyse und Sequentielle Dialyse. 1.Aufl. Lund: Rahms;1986. S.4-5.
- 23 Gambro AB, Lund, Sweden. AK-10 System – BMM 10-1 Blutmonitor DFM/UDM 10-1 Flüssigkeitsmonitor – Bedienungsanleitung für Hämodialyse und Sequentielle Dialyse. 1.Aufl. Lund: Rahms;1986. S.18-21.
- 24 PRISMA System Operator’s Manual. Handbuch der Firma Gambro.[Online].[zitiert 2010 Aug 26]; Verfügbar von: [URL:http://lane.stanford.edu/portals/forms/Prisma_Operations_Manual.pdf](http://lane.stanford.edu/portals/forms/Prisma_Operations_Manual.pdf), S.XV-XVI.
- 25 PRISMA System Operator’s Manual. Handbuch der Firma Gambro.[Online].[zitiert 2010 Aug 26]; Verfügbar von: [URL:http://lane.stanford.edu/portals/forms/Prisma_Operations_Manual.pdf](http://lane.stanford.edu/portals/forms/Prisma_Operations_Manual.pdf), S.8-24.
- 26 PRISMA System Operator’s Manual. Handbuch der Firma Gambro.[Online].[zitiert 2010 Aug 26]; Verfügbar von: [URL:http://lane.stanford.edu/portals/forms/Prisma_Operations_Manual.pdf](http://lane.stanford.edu/portals/forms/Prisma_Operations_Manual.pdf), S.39.
- 27 PRISMA System Operator’s Manual. Handbuch der Firma Gambro.[Online].[zitiert 2010 Aug 26]; Verfügbar von: [URL:http://lane.stanford.edu/portals/forms/Prisma_Operations_Manual.pdf](http://lane.stanford.edu/portals/forms/Prisma_Operations_Manual.pdf), S.24-27.
- 28 Gambro AB, Lund, Sweden. Prismaflex Bedienungsanleitung. Zur Verfügung gestellt von Gambro Lundia AB;2010. S.1:2.
- 29 Gambro AB, Lund, Sweden. Prismaflex Bedienungsanleitung. Zur Verfügung gestellt von Gambro Lundia AB;2010. S.2:2-2:16.
- 30 Gambro AB, Lund, Sweden. Prismaflex Bedienungsanleitung. Zur Verfügung gestellt von Gambro Lundia AB;2010. S.2:17-2:21.
- 31 Gambro AB, Lund, Sweden. Prismaflex Bedienungsanleitung. Zur Verfügung gestellt von Gambro Lundia AB;2010. S.3:2-3:17.

CURRICULUM VITAE

Persönliche Daten	
Vorname/Nachname	Susanna Neubacher
Geburtsdatum	23. Jänner 1987
Geburtsort	Ludmannsdorf/Kärnten
Staatsbürgerschaft	Österreich
Schulbildung	<p><u>1993 – 1995:</u> Volksschule Neukirchen/Vöckla</p> <p><u>1995 – 1997:</u> Volksschule Feistritz/Rosental</p> <p><u>1997 – 2005:</u> Gymnasium BG Mössingerstraße, Klagenfurt <i>Schwerpunkt Italienisch</i> <i>Matura mit ausgezeichnetem Erfolg</i></p>
Universitäre Ausbildung	<p><i>Seit 2006:</i> Studium Humanmedizin, Medizinische Universität Graz derzeit: 10. Semester (Mindeststudienzeit)</p> <p>27.07.2007 Abschluss der 1. Diplomprüfung</p> <p><u><i>Spezielle Studienmodule:</i></u></p> <ul style="list-style-type: none"> - Bindegewebserkrankungen, Diagnose und Therapie - Cased based Learning in Clinical Practice - Notfallmedizin - Von der Theorie zur Praxis: Chirurgische Operationslehre - Water for life – Lebensmittel, Heilmittel, Umwelt
Famulaturen	<p><u>02/2008:</u> Anästhesie (EKH Klagenfurt)</p> <p><u>09/2008:</u> Anästhesie (LKH Klagenfurt)</p> <p><u>02/2009:</u> Innere Medizin (LKH Klagenfurt)</p> <p><u>02/2009:</u> Unfallchirurgie (UKH Klagenfurt)</p> <p><u>08/2009:</u> Pädiatrie (LKH Klagenfurt)</p> <p><u>11/2010:</u> Anästhesie (LKH Klagenfurt)</p>

	<p>selbstorganisierte Auslandsfamulaturen:</p> <p><u>02/2010:</u> Pädiatrie (Victoria Hospital, Seychellen) <u>02/2011:</u> Pädiatrie/Gynäkologie und Geburtshilfe (Malindi District Hospital, Kenya)</p>
Sprachkenntnisse	<ul style="list-style-type: none"> - Deutsch (Muttersprache) - Englisch (sehr gut in Wort und Schrift) - Italienisch (gut in Wort und Schrift)
Sonstige Fähigkeiten und Kompetenzen	<p><u>09/2007</u> Abschluss der Ausbildung zur Rettungssanitäterin mit ausgezeichnetem Erfolg (LV Kärnten)</p> <p><u>10/2009</u> Abschluss der Ausbildung zur Notfallsanitäterin mit gutem Erfolg (LV Steiermark)</p> <p><u>10/2009</u> Erwerb der allgemeinen Notfallkompetenzen Venenzugang, Infusion und Arzneimittellehre (NKV, NKA, LV Steiermark)</p> <p><u>09/2010</u> Erwerb der speziellen Notfallkompetenz Intubation und Beatmung (NKI, LV Steiermark)</p> <p><i>Seit 2007:</i> Aktive Teilnahme am Rettungs- und Krankentransportwesen sowohl des LV Kärnten als auch des LV Steiermark .</p> <p><u>07/2009 – 07/2010</u> Mitarbeit am Institut für Kinder- und Jugendchirurgie des Universitätsklinikums Graz im Rahmen des Forschungsprojektes BRIC – Bioresorbable implants for children</p> <p><u>2009</u> Co-Autorenschaft des Fachbuches A.-M. Weinberg, H. Tscherne. Unfallchirurgie im Kindesalter – 1 Allgemeiner Teil, Kopf, Obere Extremität, Wirbelsäule. 1.Aufl.Berlin:Springer; 2006 durch die Mitarbeit bei der Übersetzung ins Englische</p>
Persönliche Interessen	Reisen, Familie und Freunde, Lesen, Musik, Sport.