

Aus der Universitätsklinik und Poliklinik für Innere Medizin II
der Martin-Luther-Universität Halle-Wittenberg
(Direktor: Prof. Dr. med. B. Osten)
und der Medizinischen Klinik I
des Krankenhauses St. Elisabeth und St. Barbara Halle (Saale)
(Chefarzt: Dr. med. Langer)



DER ARTERIO – VENÖSE LOOP ALS GEFÄßZUGANG BEI DIALYSEPATIENTEN – MÖGLICHKEITEN DER KLINISCHEN BEURTEILUNG

Dissertation

zur Erlangung des akademischen Grades
Doktor der Medizin (Dr. med.)

vorgelegt

der Medizinischen Fakultät
der Martin-Luther-Universität Halle-Wittenberg

von Matthias Pfau
geboren am 24.01.1957 in Halle

Gutachter:

PD Dr. med. H.J. Deuber (Erlangen)

PD Dr. med. P. Jehle (Wittenberg)

Prof. Dr. med. B. Osten

08.10.2002

17.04.2003

urn:nbn:de:gbv:3-000004916

[<http://nbn-resolving.de/urn/resolver.pl?urn=nbn%3Ade%3Agbv%3A3-000004916>]

Referat und bibliografische Beschreibung

Die Hämodialysebehandlung ist an einen langlebigen, funktionstüchtigen Gefäßzugang geknüpft. Besonders bei loopförmigen av-Shunts sind Verwechslungen der Flussrichtung mit konsekutiver Rezirkulation in der alltäglichen Praxis nicht ausgeschlossen.

Weiterhin sind Prothesenshunts gegenüber nativen CIMINO-Fisteln mehr von Komplikationen oder gar Totalverlust bedroht. Überwachungsprogramme können die Lebensdauer dieser zunehmend häufiger angelegten Gefäßzugänge verlängern und tragen entscheidend zur Kostenreduktion bei.

Ziel der vorliegenden Arbeit war die Prüfung eines bisher nicht publizierten, sehr einfachen und kostenneutralen klinischen Verfahrens zur Beurteilung dieser Shunts hinsichtlich Funktion und Blutflussrichtung. Durch Kompression der Prothese mit einem Finger wurden mit einem Stethoskop erfassbare, von dem Blutfluss fortgeleitete Stenosegeräusche induziert, welche die Fließrichtung in fast 90 % erkennbar machten. Wenn dies nicht möglich war, handelte es sich ausnahmslos um thrombosegefährdete Fisteln, die ohnehin weiterführende diagnostische Maßnahmen benötigt hätten. Die klinisch erhobenen Daten wurden unter Verwendung des Hämodialysemonitors HD01, der nach dem Ultraschall-Verdünnungsprinzip arbeitet, objektiviert.

Mit der in der vorliegenden Arbeit verifizierten Methode ist nicht nur eine sofort in der täglichen Dialysepraxis anwendbare Möglichkeit zur klinischen Erkennung der Blutflussrichtung in av-Loops gegeben, sondern darüber hinaus wird ein Hilfsmittel zur Indikationsstellung für weiterführende Diagnostik vorgestellt.

Pfau, Matthias: Der av-Loop als Gefäßzugang bei Dialysepatienten – Möglichkeiten der klinischen Beurteilung
Halle, Univ., Med. Fak., Diss., 77 Seiten, 2002

Inhaltsverzeichnis

	Seite	
1	Einleitung und Aufgabenstellung	1
2	Niereninsuffizienz und Hämodialyse	2
3	Der Gefäßzugang zur Hämodialyse	5
3.1	Anforderungen	5
3.2	Historische Entwicklung	6
3.3	Die Auswahl des Gefäßzugangs – Positionsbestimmung des av-Loop	9
3.3.1	Zeitfaktor	10
3.3.2	Komplikationsvermeidung und Ökonomie	13
3.3.3	Auswahlpraxis	15
3.3.4	Anwendungshäufigkeit - USA, Europa	17
4	Klinik des av-Loops	20
4.1	Typische Komplikationen, Probleme, Pathophysiologie	20
4.2	Diagnostik, diagnostische Kriterien	22
4.2.1	Klinische Untersuchungsverfahren	23
4.2.2	Apparative Verfahren zum Prothesen-Shunt-Monitoring	27
4.3	Problemvermeidungsstrategien und therapeutische Möglichkeiten bei Shuntinsuffizienz	30
5	Patientenauswahl, Material und Methode	32
5.1	Patientenkollektiv	32
5.2	Klinische Untersuchungen	34
5.3	Volumenflussmessung mit dem US-Verdünnungsverfahren	37
6	Ergebnisse	42
6.1	Ergebnisse der Auskultation	42
6.2	Ergebnisse der Blutfluss- und Rezirkulationsmessungen mit dem Hämodialyse-Monitor HD 01	45
6.3	Beziehungen zwischen Auskultation und Shunt-Volumenfluss	47
7	Diskussion	49
8	Zusammenfassung	58
	Literaturverzeichnis	60
	Anlage: Hinweise zur beiliegenden CD-ROM	73
	Verzeichnis der Abbildungen und Tabellen	74
	Thesen	76

Abkürzungsverzeichnis

A	arterieller Schenkel
art	arteriell
Art.	Arteria
av	arterio-venös
BMI	Body-Mass-Index
bzw.	beziehungsweise
CAPD	kontinuierliche ambulante Peritoneal-Dialyse
CT	Computer-Tomografie
cw	continuous wave
DAS	Digitale Subtraktions-Angiografie
DOPPS	Dialysis Outcomes and Practice Patterns Study
DOQI	Dialysis Outcomes Quality Initiative
ePTFE	expanded Polytetrafluorethylen
K/DOQI	Kidney Disease Outcomes Quality Initiative
Kt/V	Dialysator-Clearance x Dialysezeit / Körperwasservolumen
MR	Magnetic Resonance
MRT	Magnetic Resonance Tomografie
NKF	National Kidney Foundation
PTFE	Polytetraflouroethylen
R	Rezirkulation
S	Fläche unter der Kurve
u.a.	unter anderen
URR	Urea Reduction Rate
US	Ultraschall
u.U.	unter Umständen
Qa	Volumenfluss im Gefäßzugang (Access Flow)
Qb	Volumenfluss im Dialysatorkreislauf
V	Venöser Schenkel
ven	venös
z.B.	zum Beispiel
ZVK	zentraler Venenkatheter

1 Einleitung und Aufgabenstellung

Bei immer mehr Patienten zeigen sich Probleme bei der Anlage eines permanenten Gefäßzuganges zur Hämodialyse. Dies hängt mit der heute möglich gewordenen erweiterten Indikationsstellung, der Altersstruktur und der somit zunehmend hohen Rate an primären und sekundären Gefäßerkrankungen bei dieser Patientenklientel zusammen. Oft muss dann auf prothetisches Material zur Schaffung eines av-Shunts ausgewichen werden.

Bei dem in diesem Fall häufig anzutreffenden av-Loop steht der Dialysearzt mitunter vor dem Problem, die Flussrichtung und damit die Positionierung der Kanülen bei fehlender Vorinformation festlegen zu müssen. Bei der Urlaubsdialyse, bei einem neuen Patienten oder bei einem frisch operierten Patienten ist es eher die Regel als die Ausnahme, dass eine OP-Skizze oder die genaue Beschreibung des Shunts fehlt. Die Dialyse über einen falsch punktierten Loop ist aufgrund einer zwangsläufigen Rezirkulation weniger effektiv. Bei der Überprüfung der Blutflussrichtung mit objektiven Messverfahren fand sich eine überraschend hohe Rate an bisher falsch punktierten Loops [100]. In vielen Dialysepraxen bzw. im Dialysealltag steht die hierzu notwendige zeit- und kostenintensive Technik nicht unmittelbar zur Verfügung.

Der Inhalt der vorliegenden Arbeit ist die Prüfung eines bisher nicht publizierten, sehr einfachen und kostenneutralen klinischen Verfahrens zur Beurteilung solcher av-Loops. Diese Methode kommt mit einem Stethoskop aus. Durch Kompression des Bereichs unmittelbar vor und nach dem über der Prothese aufgelegten Stethoskop werden Strömungsgeräusche induziert, die von der Flussrichtung abhängig sind. Es gelingt somit dem Dialysearzt bettseitig, schnell und ohne zusätzlichen apparativen Aufwand, die Positionierung der Kanülen vor der Dialyse sicher festzulegen. Zusätzlich sollte geprüft werden, inwieweit die Shuntgeräusche darüber hinaus eine Einschätzung des Zustandes der Gefäßprothese erlauben.

2 Niereninsuffizienz und Hämodialyse

Der Begriff chronische Niereninsuffizienz umschreibt eine in der Regel irreversible, meist über Jahre zunehmende Einschränkung der Nierenfunktion, die durch den fortschreitenden Ausfall von Nephronen bedingt ist [93]. Unbehandelt führt sie letztlich durch die Anhäufung harnpflichtiger toxischer Stoffwechselprodukte zur Urämie und nachfolgend zum Tod des Individuums.

Häufigste Ursache der chronischen Niereninsuffizienz in Deutschland war 1999 mit einer Prävalenz von 24 % die diabetische Nephropathie, gefolgt von der Glomerulonephritis mit einem Anteil von 21 % (Abb. 1). Die Inzidenzen dieser Diagnosen im gleichen Jahr deuten auf einen weiter steigenden Anteil von Diabetikern (36 %) hin, während die Glomerulonephritis (14 %) in der relativen Häufigkeit hinter vaskuläre Nephropathien (16 %) zurück tritt (Abb. 2) [35]. Hieraus wird deutlich, dass die Mehrzahl der neu in die Nierenersatztherapie aufgenommenen Patienten eine mehr oder weniger ausgeprägte Gefäßschädigung aufweisen wird [57].

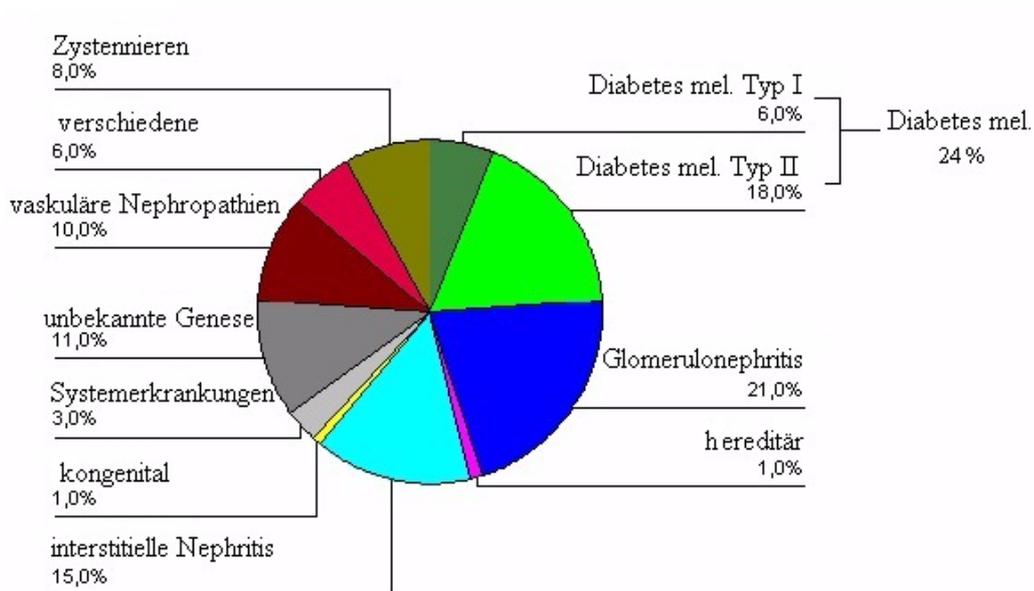


Abb. 1 Diagnoseverteilung aller bei QuaSi-Niere erfassten Patienten in der Nierenersatztherapie 1999 in Deutschland (Prävalenz) [35]

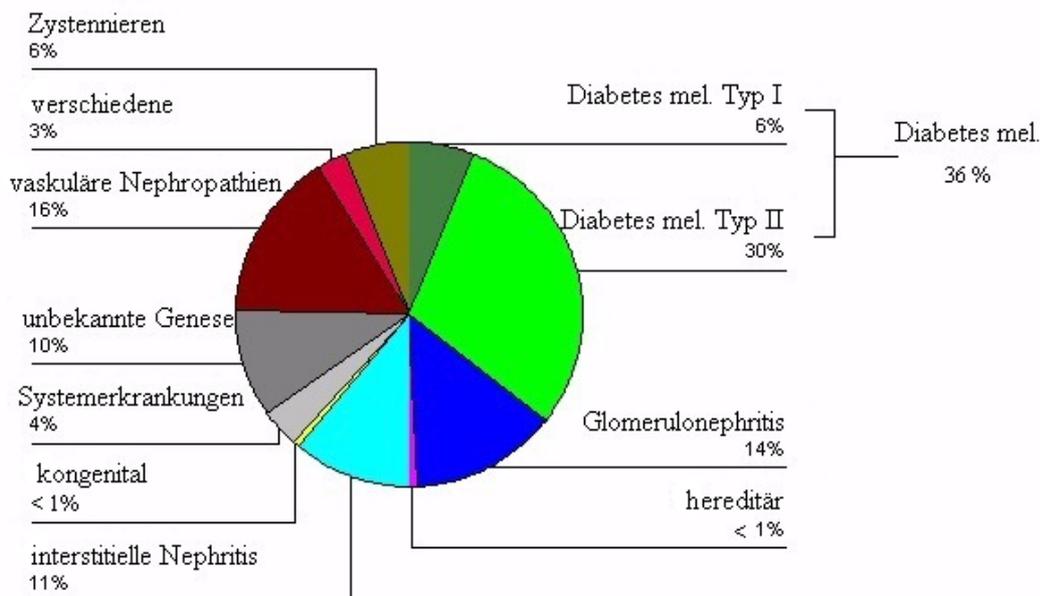


Abb. 2 Diagnoseverteilung bei Therapiebeginn im Jahr 1999 in Deutschland (Inzidenz) [35]

Seit den frühen sechziger Jahren des vorigen Jahrhunderts stehen mit der Hämodialyse, Peritonealdialyse und Nierentransplantation drei lebensrettende Formen der Nierenersatztherapie zur Verfügung [64]. Von QuaSi-Niere [35] wird die Prävalenz zur chronischen Nierenersatztherapie in Deutschland (Rückmeldequote: 80 %) zum Jahreswechsel 1999/2000 mit 59.443 Patienten (723 pro Millionen Einwohner) angegeben. Da hiervon im Jahr 1999 lediglich 14.585 Patienten mit einem funktionierenden Transplantat versorgt waren, mussten zu dieser Zeit 44.858 Patienten dialysiert werden. International wird noch immer eine steigende Inzidenz an Dialysepatienten beobachtet. Schätzungen gehen von einer jährlichen Zunahme dieses Patientenkollektivs zwischen drei und sieben Prozent aus. Auf diesen Zahlen basierend könnte im Jahr 2010 in Deutschland mit bis zu 120.000 Dialysepatienten zu rechnen sein [64].

Derzeit entscheiden sich nur ca. 5 % der Patienten in Deutschland für eine intrakorporale Dialyse [35]. Das hierzu am häufigsten angewandte Verfahren, die kontinuierliche ambulante Peritonealdialyse (CAPD), kann wegen des aus verschiedenen Gründen oft auftretenden Methodenwechsels zur extrakorporalen Blutreinigung, mitunter nur als kurz- bis mittelfristiges Dialyseverfahren angesehen werden [64]. Bei den extrakorporalen Methoden dominiert, neben

Hämodiafiltration (12 %) und Hämofiltration (2 %), die Hämodialyse mit einem Anteil von 81 % [35].

Bei allen extrakorporalen Verfahren wird das zu reinigende, gerinnungsgehemmte Blut kontinuierlich über einen Gefäßzugang aus dem Patientenkreislauf entnommen und in einen Dialysator geleitet. Entscheidende Funktionsprinzipien sind dann der Stoffaustausch an spezifischen semipermeablen Membranen durch Diffusion, Osmose und Filtration. Unmittelbar nach Abschluss der Reinigung wird das Blut mit oder ohne Substitut in ein geeignetes Blutgefäß zurück befördert [94].

Die zahlenmäßig deutlich dominierende Hämodialyse und die anderen extrakorporalen Blutreinigungsverfahren konnten sich in ihrer heutigen Form nur durch die Realisierung eines suffizienten und langlebigen Gefäßzugangs etablieren. Diese *conditio sine qua non* schafft jedoch ihrerseits durch die heute der Niereninsuffizienz häufig zu Grunde liegenden generalisierten Gefäßerkrankungen zunehmend neue Probleme. Oben stehender Hochrechnung [64] folgend, könnten aus den 1999 in Deutschland erfassten, auf einen funktionstüchtigen Gefäßzugang lebensnotwendig angewiesen 42.415 Dialysepatienten [35], im Jahr 2010 bereits über 100.000 Patienten mit dann gegenüber heute wahrscheinlich eher problematischen Gefäßverhältnissen geworden sein.

3 Der Gefäßzugang zur Hämodialyse

Es gibt verschiedene Möglichkeiten ein Verbindungsglied zwischen Blut und Austauschmedium für die Nierenersatztherapie herzustellen. Während bei den intrakorporalen Verfahren der „Blutzugang“ über den Kontakt der Spülflüssigkeit mit den zahlreichen Kapillaren des Peritoneums im Organismus erreicht wird [75], sind die extrakorporalen Methoden auf die Entnahme und Rückgabe des Blutes über ein entsprechend dimensioniertes Gefäß angewiesen. Der Gefäßzugang stellt hierbei den „Flaschenhals“ oder auch die „Achillesferse“ für die Hämodialyse dar [28, 58].

3.1 Anforderungen

Wesentliche und unabdingbare Aufgabe des Gefäßzugangs ist die zeitgerechte und kontinuierliche Bereitstellung des für eine effektive Hämodialyse notwendigen Volumens von mindestens 200 ml/min Blut am Dialysator einschließlich dessen Rückgabe in den Kreislauf nach erfolgter Aufbereitung [62, 69]. Andere Autoren fordern mit 400 ml/min deutlich höhere Blutflussvolumina für eine effiziente Dialyse [65].

Die zeitgerechte Bereitstellung erfordert in diesem Zusammenhang, dass der Gefäßzugang im Moment der ersten notwendigen Hämodialyse funktionstüchtig verfügbar ist und dass er bedarfsgerecht lange, für die chronische Nierenersatztherapie oftmals lebenslang, erhalten werden kann [42, 98].

Die Blutent- und Rücknahme ist zwangsläufig mit einer Störung der körperlichen Integrität des Individuums verbunden und stellt damit eine unphysiologische Situation dar [41]. Ziel muss es sein, die Folgen und Nebenwirkungen dieses Eingriffs für den Patienten möglichst gering zu halten [43, 98]. Dies ist um so wichtiger, da sowohl Morbidität, als auch Mortalität der Dialysepopulation eng mit Gefäßzugangsproblemen verknüpft sind [8, 21, 34].

Komplikationsvermeidung ist vorrangig aus Sicht des Patienten unabdingbar, andererseits ist sie heute auch ein wichtiger Kostenfaktor [32]. Aus ökonomischer und gesundheitspolitischer Sicht sind von einem Gefäßzugang nicht nur günstige Herstellungs-, sondern auch möglichst geringe Erhaltungskosten zu fordern [8, 83, 91]. Allein Probleme des Gefäßzuges verursachen in den USA bereits ca. 50 % der Krankenhaustage von Hämodialysepatienten [52].

Die Anforderungen an einen Hämodialysezugang lassen sich letztlich auf vier wesentliche Punkte reduzieren. Sowohl die Beurteilung und Auswahl eines Gefäßzuges, aber auch die historische Entwicklung, kann unter Analyse dieser Kernforderungen nachvollzogen werden.



Abb. 3 Wesentliche Anforderungen an einen Hämodialysezugang

3.2 Historische Entwicklung

Die klinische Einführung der Hämodialyse war maßgeblich von der Entwicklung des hierzu notwendigen Gefäßzuges bestimmt. Die Entwicklung der Anbindungsmöglichkeiten des Blutkreislaufs an das künstlichen Organ beeinflusste von Beginn an die Durchführbarkeit und Effektivität des Verfahrens.

Die erste Hämodialysebehandlung eines Menschen wurde 1924 von dem deutschen Arzt G. HAAS durchgeführt [56]. Hierbei wurde, wie zunächst später (1943) auch durch den Niederländer KOLFF [55], noch ohne direkte Verbindung zwischen dem Blutkreislauf und dem Dialysator, also mit einzelnen, auch zeitlich zwischen Entnahme und Rückgabe getrennten Blut-Portionen, gearbeitet. Richtungsweisend wurde in den darauffolgenden Jahren versucht, einen kontinuierlichen Blutfluss herzustellen [53]. Mit der Punktion und dem Anschluss peripherer Venen konnte jedoch kaum ein ausreichender Blutfluss sichergestellt werden.

ALWALL versuchte als Erster (1949) bei anurischen Kaninchen durch direkte Einbindung von Glaskanülen in eine große Arterie und Vene das erforderliche Blutzeitvolumen zu erreichen. Eine Dauerkanülierung war jedoch nicht möglich, da sie mit Thrombosierung oder anderen Komplikationen verbunden war. Für eine chronische Dialyse war diese Verfahren somit nicht brauchbar [19, 53].

Ein entscheidender Schritt, die Gewährleistung einer wiederholt und langfristig verfügbaren, kräftigen Blutströmung aus dem Patienten in die Maschine und zurück, gelang erst nahezu 20 Jahre später, im Jahr 1960, den Amerikanern QUINTON, DILLARD und SCRIBNER [92]. Durch die Verwendung von Teflonröhren und später durch die Einbringung von Silikonschläuchen ebenfalls direkt in die Arteria radialis und Vena cephalica, konnten sowohl der Zufluss, als auch der Rückstrom gewährleistet werden. Nach erfolgter Dialyse wurden die Gefäßstümpfe zur Thrombosevermeidung extern untereinander verbunden. Erst mit diesem Schritt, der Herstellung eines arterio-venösen Shunts, konnte sich die kontinuierliche, chronisch wiederholbare, einen ausreichenden Volumenfluss sichernde Hämodialysebehandlung als praktikable Therapieoption durchsetzen [56]. Trotz dieser Erfolge führte der externe Shunt recht häufig zu Komplikationen wie Thrombosen und Infektionen, die immer neue, bei jedem Menschen jedoch nur begrenzt zur Verfügung stehende Zugänge erforderlich machten [69].

Eine neue Qualität brachte die von BRESCIA und CIMINO [18] erstmalig 1966 beschriebene und bis heute als Gefäßzugang der Wahl verwendete direkte interne arterio-venöse Fistel [62]. Grundprinzip ist die direkte subcutane

Anastomosierung einer oberflächennahen, der Punktion gut zugänglichen Vene mit einer benachbarten Arterie. Der so erreichte hohe Blutdurchsatz führt zur Dilatation und Wandverdickung der Vene. Hiermit gelang ein entscheidender Fortschritt zur Komplikationsvermeidung, daran gekoppelt die wesentliche Verlängerung der Funktionsdauer und nebenbei auch die Verbesserung ökonomischer Aspekte. Voraussetzung zur Herstellung einer nativen Fistel ist das Vorhandensein geeigneter Gefäße.

Die mit dem Fortschritt der Medizin ständig steigende Lebenserwartung und damit verbundene Indikationsausdehnung auch auf Hochrisikopatienten, machte es in den folgenden Jahren mehr und mehr erforderlich, auch die Patienten dialysieren zu können, bei denen alle Möglichkeiten der Anlage nativer av-Fisteln ausgeschöpft sind. Primäre Gefäßerkrankungen, der beständig zunehmende Anteil von Diabetikern mit sekundären Gefäßproblemen, Arteriosklerose und andere Schwierigkeiten befördern den Verbrauch der oberflächennahen, gut erreichbaren Gefäße und damit die Suche nach Alternativen und Gefäßersatz.

Bereits 1961 entwickelte S. SHALDON einen Katheter, der in wiederholt punktierbare, große Arterien und Venen (Femoralis) mittels SELDINGER-Technik platziert werden konnte [56]. Der Czechoslovake J. ERBEN griff 1969 eine bereits 1952 von dem französischen Anatom R. AUBANIAC beschriebene Technik zur Punktion der Vena subclavia auf und adaptierte sie für die Hämodialyse. Damit wurden auch zentralere Gefäßregionen erreichbar [56].

Einen ganz anderen Weg beschritten 1969 BRITTINGER und Mitarbeiter [62] und zwei Jahre später CAPODICASA [56] mit der Entwicklung eines shuntlosen arterio-arteriellen Gefäßzugangs. Hierbei wurden die Art. femoralis superficialis bzw. die Art. radialis derart an die Oberfläche verlagert, dass sie einer intermittierenden Punktion zugänglich waren.

Ebenfalls im Jahr 1969 schlugen G. FLORES IZQUIERDO und J. MAY die Entnahme eines Segments der Vena saphena zur Implantation in Form eines „U“ zwischen Art. brachialis und einer geeigneten Vene im Ellenbogenbereich vor. Dies kann als ein erster Schritt in der Entwicklung von Gefäßprothesen zur Hämodialyse gewertet werden [56]. Nach diesem Versuch mit autologem

Material, wurden in den folgenden Jahren auch homologer (z.B. Nabelschnurvene, Vena saphena), heterologer (z.B. Kälberkarotis) und artifizieller (z.B. SPARKS-Mandril) bzw. synthetischer (z.B. ePTFE, Dacron) Gefäßersatz entwickelt und als Hämodialysezugang eingesetzt [62]. 1973 implantierte VOLDER erfolgreich ePTFE-Prothesen als Gefäßzugang zur Hämodialysebehandlung, nachdem SOYER bereits im Jahr 1971 dieses gestreckte Polymer aus Tetraflouroethylen (Teflon) als Material für die Gefäßchirurgie einsetzte [30]. BAKER et al konnten 1976 zeigen, dass ePTFE-Prothesen bei vergleichbarer Komplikationsrate deutliche Vorteile bezüglich Verfügbarkeit, Handling und Kosten gegenüber den damals häufig verwendeten Rinderprothesenshunts aufweisen [3]. Der ePTFE-Gefäßzugang wurde nachfolgend weiter perfektioniert und hat letztlich in den vergangenen 25 Jahren alle anderen Prothesen-Shuntarten deutlich in den Hintergrund treten lassen [31, 83].

3.3 Die Auswahl des Gefäßzugangs - Positionsbestimmung des av-Loop

Den idealen für jeden Patienten und für jede Situation geeigneten Hämodialysezugang gibt es bis heute nicht. Von den historisch etwa 50 bis 100 vorgeschlagenen Varianten haben sich bis heute im wesentlichen drei Grundprinzipien durchsetzen können [62, 98]:



Abb. 4 Prinzipielle Möglichkeiten für den Gefäßzugang zur Hämodialyse

Die Auswahl aus diesen Zugangsarten wird immer einen Kompromiss darstellen, Ziel ist die möglichst weitreichende Erfüllung der individuell gestellten Anforderungen.

3.3.1 Zeitfaktor

Die Zeitfaktoren Verfügbarkeit und Funktionsdauer sind bei den heute verwendeten Zugangsarten voneinander abhängig. Schnellere Verfügbarkeit bedingt eine kürzere Funktionsdauer und umgekehrt.

Art	Rang	Verfügbarkeit nach	Funktionsdauer
Cimino-Fistel	1. Wahl	Wochen bis Monate	lange
ePTFE-Gefäßprothese	2. Wahl	Wochen	mittel
Gefäßkatheter	3. Wahl	sofort	absehbar befristet

Tab. 1 Zusammenhang zwischen Verfügbarkeit und Funktionsdauer unterschiedlicher Gefäßzugänge

Grundsätzlich lassen sich temporäre von permanenten Gefäßzugängen unterscheiden [98]. Temporäre Zugänge werden vorzugsweise in Form von zentral platzierten Gefäßkathetern beim akuten Nierenversagen eingesetzt. Bedingt durch ihre sofortige Verfügbarkeit haben sie im Rahmen der chronischen Dialyse vor allem eine Überbrückungsfunktion bis ein permanenter Zugang benutzbar ist [58]. Typischer Vertreter für diese eher kurzen Therapiephasen ist der SHALDON–Katheter. Längere Zeiträume können mit dem DEMERS–Katheter überbrückt werden [20, 62]. Dies kann insbesondere während der länger währenden Reifungszeit einer CIMINO-Fistel notwendig werden. Grundsätzlich lassen sich letztere Katheter auch als permanente bzw. chronische Zugänge verwenden, gelten dabei aber als ultima ratio [4, 20, 37, 83, 98].

An vorderster Stelle der Funktionsdauer stehend und damit seit 35 Jahren noch immer der permanente Gefäßzugang der ersten Wahl, ist die CIMINO-Fistel [58, 83, 98, 115]. Durch die Arterialisierung kommt es zur hyperplastischen

Dilatation der Vene [62], durch den abnehmenden Flusswiderstand auch zur Erweiterung der Arterie und nachfolgend entwickelt sich allmählich das benötigte Shuntflussvolumen [65]. Dieser Prozess wird als Reifung bezeichnet und dauert ca. 3-6 Monate [62]. Die erste Punktion einer neu angelegten CIMINO-Fistel kann unter günstigen Umständen frühestens nach 14 Tagen erfolgen [69], ein ausreichendes Flussvolumen und gute Punktierbarkeit wird jedoch meist erst nach Abschluss der Reifung, also nach mehreren Wochen oder auch Monaten, erreicht. Hinsichtlich der zeitgerechten Verfügbarkeit ist somit unbedingt prospektives Handeln erforderlich [83].

Wenn die Möglichkeiten der direkten arterio-venösen Verbindung nicht (mehr) bestehen oder zur erfolgreichen Arterialisierung geeignete Venen nicht (mehr) verfügbar sind, muss zur Herstellung (Erhaltung) eines permanenten Gefäßzuganges auf prophetisches Material, heute bevorzugt ePTFE, ausgewichen werden [62, 69].

Die besonderen Eigenschaften des gedehnten Teflons werden durch einen gleichzeitigen Erhitzungs- und Dehnungsprozess erreicht. Hierdurch entsteht ein Gitter, in dessen Poren Zellen einwachsen können. Das resultierende Gewebe ist trotz hoher Mikroporosität unmittelbar nach Implantation dicht, die Oberfläche ist negativ geladen und wirkt damit antithrombogen [30]. Dieser selbst wachsende Überzug aus körpereigenem Gewebe schützt und ermöglicht biologische Reparaturvorgänge, zumal die Gefäßprothese für den Hämodialysezugang, gegenüber anderen Arten von Gefäßersatz, wiederholt punktierbar (>300x/Jahr) sein muss.

Die Anwendung von Gefäßprothesen kann zur ausschließlichen Überbrückung bzw. Verbindung weit auseinanderliegender Gefäße oder zum Ersatz nicht mehr verwendbarer zerstörter Gefäßabschnitte einer nativen Fistel, also in Form eines Interponats, geschehen. Hierbei kommen fast immer gerade Formen, sogenannte straight-shunts, zur Anwendung. Die andere Möglichkeit ist, eine neue, bisher nicht vorhandene, subcutane Punktionsstrecke zu schaffen. Hierbei soll meist die äquivalente, auf gleicher Höhe gelegene Arterie und Vene verbunden werden. Um dabei eine möglichst lange Punktionsstrecke zu erhalten, kann dies am besten in Form einer Schleife (loop) geschehen. Typische Lokalisationen

sind Unter- und Oberarme, aber auch die Oberschenkelgefäße und zentralere Regionen sind bedingt geeignet [31, 62].

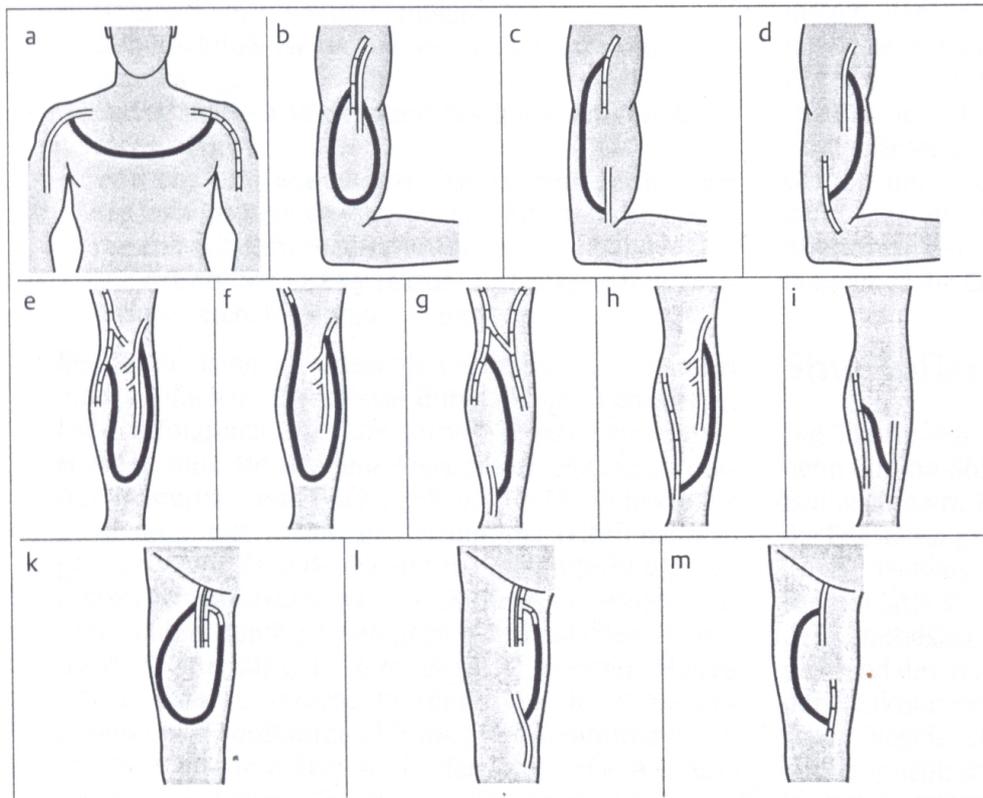


Abb. 5 Mögliche Lokalisationen für Gefäßersatz-Shunts (KRÖNUNG [62])

Mit einer ePTFE-Prothese steht zwar von Anfang an ein entsprechend großkalibriges, gut punktierbares Gefäß zur Verfügung, jedoch muss das Material im Unterhautgewebe zunächst einheilen. Die Auskleidung der Innenfläche mit Gefäßendothel benötigt ebenfalls Zeit. Die heutigen Prothesen-Shunts stehen hinsichtlich der Verfügbarkeit und Funktionsdauer zwischen Gefäßkatheter und nativer Fistel. Punktionen werden erst nach Ablauf von 2-3 Wochen empfohlen [62, 108]. Neuere, speziell aufgebaute ePTFE-Prothesen sollen auch frühere bzw. sofortige Benutzbarkeit erlauben [38, 50, 104]. Keinesfalls sollte die schnellere Verfügbarkeit der Prothesen-Shunts jedoch Motiv sein, diese gegenüber einer möglichen nativen Fistel zu bevorzugen. In dieser Situation“ werden „cuffed catheters“ der erforderlichen Reifung für eine CIMINO-Fistel zeitlich ausreichend gerecht [83].

3.3.2 Komplikationsvermeidung und Ökonomie

Jeder Gefäßzugang zur Dialyse ist an mindestens einen der nachstehenden pathophysiologischen Vorgänge gekoppelt und zieht damit zwangsläufig sich auch untereinander bedingende Komplikationen nach (Tab. 2 und 3) [98]:

- Trauma, Invasion bzw. Perforation von Haut und Gefäßwand mit einem Fremdkörper (Tab. 2)
- Veränderung an den Gefäßen und der Flüsse im Kreislauf – Beeinflussung der Hämodynamik (Tab. 3)

Der Blutkreislauf ist ab dem Zeitpunkt des Abnabelns als ein nach außen abgeschlossenes System angelegt. Ein dieser Physiologie widersprechender erneuter Aufbruch, in welcher Form auch immer, zieht zwangsläufig Reaktionen des Organismus nach sich, die ursprünglich auf die Sicherung und dem Erhalt des Individuums ausgerichtet waren. Jeder Gefäßzugang muss damit der jeweiligen Art entsprechende, typische Nebenwirkungen zeigen. Dabei hat es der menschliche Körper im Lauf der Evolution relativ gut gelernt, ein vorübergehendes und begrenztes Trauma durch entsprechende Reparatur- und Abwehrmechanismen zu bewältigen. Die permanente Perforation von Haut und Gefäßwand oder ein verbleibender Fremdkörper im Körper bzw. Gefäß zieht jedoch nicht sicher kalkulierbare Reaktionen und damit Risiken nach sich, die diese Störungen von vornherein zeitlich befristen und in Abhängigkeit vom Gesamtzustand des Organismus individuell limitieren [62].

- | |
|---|
| <ul style="list-style-type: none">- Blutung, Hämatombildung- Thrombose- Vernarbung, Stenose, Verschluss- Infektion- immunologische Abwehr, Abstoßung- neurologische Komplikationen, Verletzung bzw. Kompression von Nerven- Dilatation, Aneurysma durch chronische Wandschädigung |
|---|

Tab. 2 mögliche Komplikationen bei Dialysegefäßzugängen durch Traumata und Fremdkörper [98]

Die gemäß der Grundanforderung eines Hämodialysezugangs bewusst herbeigeführte Gefäßveränderung, sei es in Lage bzw. Verlauf oder auch Größe bzw. Durchmesser, bringt selbstverständlich auch typische Begleiterscheinungen mit sich. Diese sind mehr oder weniger gut beherrschbar, tragen jedoch auch zur Begrenzung des Verfahrens bei. Ebenfalls für die Dialyse unabdingbar, jedoch auf der anderen Seite in ihren Auswirkungen nicht immer unproblematisch, sind hämodynamische Veränderungen. Hier sind sowohl systemische, als auch lokale Einflüsse möglich [98].

- | |
|---|
| <ul style="list-style-type: none">- Aneurysma [98]- Wandverdünnung und -verdickung [98]- Verkalkung [98]- Abknickung, Torsion und sekundärer Venenspasmus [98]- subendotheliale Intimahypertrophie [98]- Beeinträchtigung der Kosmetik, Geräuschbelästigung [81]- Steal-Phänomen, Nekrose [86]- Hautveränderungen oberhalb des Shunts- cardiale Belastung bzw. Überlastung [81] |
|---|

Tab. 3 mögliche Komplikationen bei Dialysegefäßzugängen durch Gefäß- und Kreislaufveränderungen

Die Festlegung des geeigneten Gefäßzugangs beinhaltet im Rahmen der angestrebten Komplikationsvermeidung die exakte Ermittlung der Ausgangssituation des Patienten. Neben Anamnese und klinischer Untersuchung stehen eine Reihe apparativer Verfahren zur Verfügung. Eine sorgfältige Diagnostik hilft individuell nicht geeignete, zwangsläufig zu Komplikationen führende Zugangsarten schon im Vorfeld zu meiden [83].

Allen Zugangsarten ist gemeinsam, dass sie das Mindestblutvolumen zur Verfügung stellen können und müssen. Die Unterschiede werden dann - vor allem und für das Auswahlverfahren entscheidend - von den Risiken bestimmt. Jeder Gefäßzugang hat seine Vor- und Nachteile, die in diesem Zusammenhang insbesondere von der jeweiligen Ausprägung ganz typischer Nebenwirkungen abhängen. Je nach der individuell adaptierten Zielstellung und der vorgefundenen Ausgangssituation können aber, allein schon mit der

durchdachten Auswahl und vorausschauenden Kalkulation der zu erwartenden Auswirkungen, Komplikationen sehr effektiv vermieden werden [65, 83].

Ein weiterer Unterschied und damit ein ebenfalls die Auswahl entscheidend beeinflussendes Kriterium liegt in ökonomischen Gesichtspunkten begründet. Hier ist es aber nicht unbedingt der Herstellungsaufwand, also die zu Beginn anfallenden Sach- und Personalkosten, die sich sicher nicht so ausgeprägt unterscheiden, sondern heute maßgeblich ist der Erhaltungsaufwand. Die Anzahl der verfügbaren, geeigneten Möglichkeiten für einen Hämodialysezugang ist begrenzt und individuell sehr verschieden. Die Fortschritte in der Dialysebehandlung und die damit steigende Lebenserwartung machen die Funktionsdauer eines Dialysezugangs oft über Jahre und Jahrzehnte hinweg notwendig [42]. Die erreichte Nutzungszeit hängt u.a. auch ganz entscheidend davon ab, inwieweit es gelingt, Komplikationen zu vermeiden. Wenn diese dann auftreten, ist es von außerordentlicher Bedeutung, dass sie frühzeitig, wenn möglich schon im Vorfeld, erkannt und vor vollständigem Verlust behandelt werden können [48]. Hierzu ist eine entsprechende Überwachung (s.u.) unverzichtbar [83]. Welche massiven ökonomischen Auswirkungen Gefäßzugangsprobleme haben und welchen Einfluss allein die Zugangsart hat, wurde in mehreren Publikationen eindrucksvoll dargelegt [16, 34].

3.3.3 Auswahlpraxis

Unter Berücksichtigung aller genannten Gesichtspunkte kann bezüglich der Auswahl des individuell angepassten Gefäßzugangs folgendes, auch international [83] allgemein akzeptiertes Vorgehen, resümiert werden:

Als oberstes Prinzip gilt, dass die Eigenvene das beste Gefäßanschlussmaterial für die chronische Hämodialyse darstellt. Die native Fistel zeigt die längste Offenheitsrate und benötigt die wenigsten Interventionen im Vergleich zu anderen Zugangsarten [1, 83, 115]. Soweit der Blutdruck, die vorhandenen Gefäße, lokale und allgemeine Besonderheiten es erlauben, sollte der Gefäßzugang möglichst weit distal am nicht dominanten Arm gelegt werden. Ist

dies nicht (mehr) möglich, sind andere Möglichkeiten an den oberen Extremitäten zu nutzen, wobei von dem Shunt-Chirurgen Kreativität und Improvisationsfähigkeit gefordert werden muss. Die Rolle der unterschiedlichen klinischen Erfahrung und das Können des Gefäßchirurgen kann in diesem Zusammenhang kaum hoch genug eingeschätzt werden. Somit ist es beispielsweise auch nicht zu akzeptieren, wenn die Fistelchirurgie quasi als „Anfänger-Operation“ eingestuft wird [42, 47, 91].

Prinzipiell und der Strategie der Komplikationsvermeidung folgend, sollte jedem Shunt eine Vorlaufzeit, entweder zur Reifung oder zur Einheilung, gewährt werden. Dies setzt voraus, dass zur chronischen Hämodialyse anstehende Patienten rechtzeitig den definitiven, individuell angepassten Gefäßzugang erhalten. Grundlage dazu ist die kompetente und vorausschauende ärztliche Betreuung bereits vor Dialysebeginn. In dieser Zeit werden auch schon für die Zukunft bedeutsame Weichen, beispielsweise durch bewusst gefäßschonendes Verhalten, gestellt. Außerdem ist dies der Zeitraum, in der die erforderliche vorbereitende Diagnostik durchgeführt werden kann [58]. Nur durch prospektives Vorgehen kann vermieden werden, dass zentrale Thrombosen, Infektionen und andere Komplikationen verursachende und damit Zugangsmöglichkeiten verbauende Gefäßkatheter weiterhin als vielverwendeter Primärzugang zum Einsatz kommen müssen [49, 91, 108].

Erst wenn alle Möglichkeiten einer nativen Fistelanlage ausgeschöpft sind, wird die Indikation zur Verwendung von ePTFE-Gefäßersatzmaterial gestellt und ist dann jedoch auch unverzichtbar für weitere Shuntanlagen [65]. Dies kann, insbesondere bei Vorhandensein von einer bereits dilatierten distalen Arterie oder noch punktierbaren Eigenvene, zunächst durchaus in gestreckter Form (Straight-Shunt) geschehen. Den weitaus größten Indikationsbereich deckt jedoch der Loop-Shunt an verschiedenen Lokalisationen ab. Auch hier gilt das gefäßsparende Prinzip distal vor proximal und Arm vor Bein bzw. zentraleren Regionen [42, 91]. Bei ausgewählten Patienten mit zusätzlichen Problemen wie extremer Adipositas, Diabetes mellitus, Hypotonie, extrem schlechtem Venenstatus, Hyperkoagulopathie oder auch durch andere Gründe, kann die primäre Anlage einer weiter zentral anastomosierten Gefäßprothese mit entsprechend bereits anfänglich hohem Shuntdurchfluss notwendig werden [98].

Sind alle geeigneten Gefäße aufgebraucht oder bestehen primär Kontraindikationen für einen potentiell kreislaufwirksamen Shunt, bieten sich heute permanent implantierbare Atrium-Katheter (DEMERS) oder auch die kontinuierliche ambulante Peritoneal-Dialyse (CAPD) als letzte Alternativen an [42].

3.3.4 Anwendungshäufigkeit - USA, Europa

Eine Erhebungsaktion der Deutschen Gesellschaft für Gefäßchirurgie aus dem Jahr 1996 erfasste 1.500 Kliniken und 2.500 niedergelassene Ärzte, dabei jedoch nicht gefäßchirurgisch tätige Nephrologen und Internisten, mit einer Gesamtanzahl von 16.000 Shuntanlagen. Hiervon waren 75 % (12.000) native Fisteln und 25 % (4.000) Prothesen-Shunts [109]. Ähnliche Zahlen werden für Gesamteuropa mit einer Häufigkeit von 15-35 % für ePTFE-Prothesen angegeben [31]. Andere Publikationen gehen in unseren Regionen für die Primäranlage von bis zu 95 % in Form von autologen Fisteln aus, so dass letztlich sogar nur in 5-10 % prothetisches Material verwendet wird [65]. Für die Niederlande sieht TORDOIR [23] allerdings einen beständigen Rückgang der Anlage von natürlichen Fisteln. Künstliche av-Shunts wurden 1987 noch in 22 % und 1996 bereits in 30 % verwendet. Er führt dies auf den zunehmenden Anteil von älteren und diabetischen Patienten in der Dialysepopulation zurück. In Canada stellt sich die epidemiologische Situation der Gefäßzugänge mit über 50 % nativen Fisteln ähnlich wie in Europa dar [83].

In den USA zeigt sich eine gänzlich andere Verteilung. Hier werden av-Prothesenshunts derzeit noch wesentlich häufiger als CIMINO-Fisteln angelegt. Erste verlässliche Vergleichsdaten zwischen europäischen und US-amerikanischen Dialysezentren konnten in einer repräsentativen Studie der University Renal Research and Education Association, der „Dialysis Outcomes and Practice Patterns Study“ (DOPPS), gesammelt werden. Bei Verwendung eines einheitlichen Protokolls wurden Daten von über 6400 Hämodialysepatienten, die aus 145 amerikanischen und 101 europäischen Dialyseeinheiten (Deutschland, Frankreich, Großbritannien, Italien und Spanien) stammen, eingebracht. Dabei wurden native Fisteln bei 80 % der

europäischen und nur bei 24 % der amerikanischen Dialysepatienten vorgefunden. Selbst nach Ausschluss der die Gefäßzugangsauswahl beeinflussenden Faktoren, wie Alter, Geschlecht, BMI, Diabetes oder Gefäßerkrankungen, änderte sich die oben genannte Relation nicht maßgeblich [87].

In verschiedenen Publikationen wird für die USA die Prävalenz für die Verwendung von Gefäßersatz - je nach Region- zwischen 50 – 90 % angegeben [8, 10, 47, 65, 80, 83, 87, 101, 113]. Einzelne Studien haben versucht, Ursachen für dieses allen gegenwärtigen Erfahrungen widersprechenden Verhalten aufzudecken. Es scheint jedoch sicher, dass die zunehmende Comorbidität (Diabetes mellitus und andere Gefäßerkrankungen) alleine keine ausreichende Begründung liefert. Vielmehr zeigen sich deutlichere Zusammenhänge mit demografischen, sozioökonomischen, regionalen Besonderheiten [47, 87]. So werden höheres Alter, weibliches Geschlecht, nicht weiße Rasse, Adipositas, niedrige Schulbildung, intravenöser Drogengebrauch, später Erstkontakt mit einem Nephrologen, geringe gefäßchirurgische Erfahrung des medizinischen Personals (Arzt, Punkteur) und ungenügende Patientenaufklärung mit einem höheren Risiko zum Erhalt einer Gefäßprothese in Verbindung gebracht [2, 10, 47, 51, 53, 87, 101, 113, 114].

Eine weitere Besonderheit in den USA ist der permanente Zuwachs bei der Verwendung von zentralen Venenkathetern. Die ist um so bedeutsamer, als diese neben dem hohen Risikopotential durch niedrigere Flussraten und höhere Rezirkulation, die zu verabreichende adäquate Dialysedosis limitieren [53, 87, 114].

Die Hauptursache für diese Entwicklung muss sicher in dem nicht ausreichenden Management der Dialysevorbereitung gesehen werden. Der erste Kontakt eines chronisch niereninsuffizienten Patienten mit einem Nephrologen wird in vielen Fällen zu spät hergestellt [87]. So begannen 1999 in einer größeren US-amerikanischen Region 63 % aller incidenten Patienten ihre Dialyse mit einem Katheter als einzigem Gefäßzugang. Weitere 8 % mussten ebenfalls wegen noch nicht reifer av-Fistel zunächst über einen temporären Katheter behandelt werden, so dass praktisch 71 % aller Patienten auf einen zentralen Venenkatheter angewiesen waren. Die benutzbaren Shunts (29 %)

teilten sich gleichmäßig auf Fisteln und Prothesen auf. Ein Viertel der Patienten, die nur mit einem Katheter starteten, waren andererseits relativ zeitig (vor mehr als einem Monat) mit einem Nephrologen zusammen getroffen, so dass sich hier ein deutliches Verbesserungspotential auftat [10].

Dieser nicht befriedigenden Situation in den USA gerecht werdend, aber auch für alle anderen entwickelten Länder als wertvolle Datenquelle und Richtschnur dienend, wurden im Jahr 1997 von der National Kidney Foundation (NKF) im Rahmen der Kidney Disease Outcomes Quality Initiative (K/DOQI) die „Clinical Practice Guidelines for Vascular Access“ veröffentlicht [83]. Als qualitatives Ziel ist hier (Guideline 29) formuliert, dass wenigstens 50 % aller in die Dialysebehandlung einsteigenden Patienten, eine CIMINO-Fistel erhalten sollten. Die angestrebte Prävalenz für native Fisteln wird mit mindestens 40 % angegeben.

Aus diesen Zielsetzungen und der noch immer steigenden Inzidenz des chronischen Nierenversagens wird aber auch deutlich, welchen enormen zahlenmäßigen Stellenwert ePTFE-Prothesen, vor allem in ihrer häufigsten Form als av-Loop, auch zukünftig haben werden.

4 Klinik des av-Loops

Hinsichtlich typischer Komplikationen und deren Diagnostik und Therapie gibt es aus klinischer Sicht relativ wenig Unterschiede zwischen geraden und bogenförmigen Prothesen-Shunts. Wegen der unterschiedlichen Strömungsgeschwindigkeit an Innen- und Außenkrümmung warnt LOEPRECHT [69] im Jahr 1990 noch vor der U-Schleife, da hier Fibrinablagerungen auftreten können. Andere Autoren empfehlen vorrangig die Loop-Form wegen der längeren Punktionsstrecke, dem zentraleren, kräftigeren arteriellen Anschluss und damit besseren Shuntfluss und der längeren Offenheitsrate [62, 91, 95]. In der heutigen täglichen Dialysepraxis finden sich vorwiegend U-förmige Gefäßprothesen, deshalb ist hier auch vereinfachend vom Loop die Rede, ohne dass dabei jedoch gerade Interponate ausgeschlossen werden sollen. Die Flussrichtungsdetektion spielt beim geraden Shunt zwar eher eine untergeordnete Rolle, das Management von Komplikationen ist bei beiden Anwendungsformen jedoch nahezu identisch.

4.1 Typische Komplikationen, Probleme, Pathophysiologie

Die wesentlichen Probleme eines Prothesen-Shunts sind der Shuntverschluss durch Thrombose und die Infektion. Beide Ereignisse haben nicht selten den Shunt-Verlust zur Folge und sind potentiell lebensbedrohend [1, 22, 23, 31, 70, 79, 104].

Nach der Neuanlage kann eine „Unverträglichkeitsreaktion“, ein mehr oder weniger deutliches „Schwitzen“, ein Serom bzw. die sogenannte Perigraft-Reaktion als meist vorübergehendes Phänomen auftreten. Typische Lokalisation ist die arterielle Anastomose, möglich ist jedoch auch, dass die gesamte Prothese von einem kristallinen Flüssigkeitsmantel umgeben ist. Die Gefahr des Perigraft-Seroms liegt vor allem in der Begünstigung von Infektionen, Blutungen und Thrombosen. Als Ursache werden verschiedene Mechanismen

wie Serum-Leckagen oder Lymphgefäßdefekte diskutiert, eine abschließende Klärung steht jedoch noch aus [7, 31, 62, 98].

Blutungen oder die Ausbildung eines Pseudoaneurysmas sind seltenere Komplikationen und können in hohem Maße durch sachgerechtes Verhalten bzw. die Beachtung der empfohlenen Punktions technik verhindert werden [62, 65, 104]. Andere noch seltener auftretende Probleme wie ein Stealphänomen oder cardiale Auswirkungen werden im Gegenteil durch die Verwendung von im Durchmesser festliegenden Prothesen besser kalkulierbar als dies bei nativen Fisteln der Fall ist [81].

Hauptursache für den häufigen und gefürchteten Shuntverschluss ist die Stenose. Die Gefäßeinengung kommt meist durch eine bisher nicht zu verhindernde intimale Hyperplasie im Bereich der venösen Anastomose zu Stande [21, 31, 39, 79, 91, 104]. Die Pathogenese ist noch weitgehend unklar. Eine Theorie sieht in den unterschiedlichen elastischen Eigenschaften zwischen Vene und Transplantat („Compliance Mismatch“) den auslösenden Mechanismus, andere Überlegungen gehen vom Auftreten verminderter Scherkräfte an dehnbaren Gefäßbereichen („Shear Stress“) aus [102, 104]. Von diesen, durch den av-Shunt selbst bedingten Verschlussursachen lassen sich die selteneren systemischen Einflüsse abgrenzen. Gemäß der Virchow’schen Trias, kann jedes den Fluss (z.B. RR-Abfall) oder die Gerinnung (Thrombophilie) verändernde Zusatzrisiko letztlich thromboseauslösend wirken [23, 98].

Infektionen beginnen meist lokal, ausgelöst durch Fehlpunktionen, begünstigt durch ein Hämatom und mangelnde Asepsis, gelegentlich auch im Bereich von (Pseudo-)Aneurysmen oder auch bei noch nicht abgeklungener Perigraftreaktion. Seltener werden sie -bei hier oft herabgesetzter Infektabwehr- auch hämatogen verursacht [70].

Ein bedeutendes Problem und Phänomen der Hämodialyse, welches aus dem Verfahren der simultanen, kontinuierlichen und örtlich benachbarten Blutentnahme und Rückgabe resultiert, ist die Rezirkulation am Gefäßzugang. Sie kann als der prozentuale Anteil des im Dialysator gereinigten Blutes definiert werden, welcher aus der venösen Nadel (über den Gefäßzugang) direkt

in die das Blut entnehmende arterielle Nadel zurückfließt, ohne den Körperkreislauf bzw. Körperkompartimente zuvor durchflossen zu haben [59]. Dieser unerwünschte Rückfluss bereits gereinigten Blutes erneut in die Maschine, führt zu einem nicht unbeträchtlichen Effektivitätsverlust der Hämodialyse [68]. Die Rezirkulation ist unmittelbar von der örtlichen Kommunikation von Blutentnahme- und Blutrückgabestelle abhängig, verschwindet also bei maximierter Distanz zwischen arterieller und venöser Nadel. Sie tritt erwartungsgemäß auf, wenn der angestrebte Dialysator-Blutfluss den konkret möglichen Fistelfluss übersteigt oder die Nadelpositionen (arteriell-venös) im Shunt vertauscht sind. Damit ist sie eine unmittelbare Funktion von Nadelabstand, Blutströmungsrichtung und -stärke [15, 53]. Die Rezirkulation hat in vielfacher Hinsicht Bedeutung: einmal ist sie ein an die Therapie bzw. den Shunt geknüpftes, die Effektivität limitierendes und unter entsprechenden Voraussetzungen folgerichtig zu erwartendes bzw. herbeigeführtes Problem, also eher eine Nebenwirkung als eine Komplikation. Zum anderen ist sie diagnostischer Parameter, da sie auf Shuntprobleme (Stenosen) indirekt hinweisen kann, und letztlich ist sie – dann jedoch bewusst durch Inversion der Nadelpositionen herbeigeführt - wichtiges Hilfsmittel zur Shuntflussbestimmung.

4.2 Diagnostik, diagnostische Kriterien

Eine suffiziente Diagnostik des Gefäßzugangs ist zur Sicherung einer langen Funktionsdauer unabdingbar. Nur so lassen sich die oben beschriebenen Komplikationen wirksam verringern und beherrschen. Außerdem spielt die Überwachung auch für die Verabreichung einer adäquaten Dialysedosis eine nicht zu vernachlässigende Rolle. In dem Management des Gefäßzugangs-Monitoring liegt ein großes Potential zur Senkung der Morbidität und Mortalität von Hämodialysepatienten [21, 22]. In den USA verursachen Probleme des Gefäßzugangs jährliche Kosten von über 1 Milliarde Dollar, so dass hierin gleichzeitig ein bedeutendes gesundheitspolitisches Feld berührt wird [34, 82].

Vorrangiges Ziel der Diagnostik an einem Prothesen-Shunt, ist die frühzeitige Erkennung seiner Funktionseinschränkung bzw. der meist zu Grunde liegenden

Stenose selbst und dies so rechtzeitig, dass der vollständige Funktionsverlust vermieden wird [1, 17, 21, 22, 58, 83, 95]. Wichtigste und entscheidende, aber auch störanfällige Funktion ist der anhaltend gute und ausreichende Blutvolumenfluss. Dabei gilt, dass insbesondere bei Gefäßprothesen, bereits bei Unterschreitung einer kritischen Blutflussgrenze, die aber noch deutlich über dem erforderlichen Mindestvolumenfluss liegen kann, schon die Thrombosierungsgefahr deutlich ansteigt [12, 14, 17, 58, 68, 82]. Die Volumenflussmessung im Gefäßzugang hat sich bis heute als ein idealer Überwachungs-, Funktions- und Qualitätsindikator eines av-Shunts bewährt [12, 68, 76, 96]. Diese Auffassung findet weitere Bestätigung in der Tatsache, dass die regelmäßige Bestimmung des Access-Flow bei den von der NKF-DOQI vorgeschlagenen Monitoring-Forderungen für av-Loops an erster Stelle steht [83: guideline 10].

Weitere wesentliche und nützliche, messbare Kriterien sind die Rezirkulation [12, 22, 83], der Druck im Gefäßzugang selbst (Intra-Access-Druck) [12, 14, 16] und die Druckverhältnisse im Dialysatorkreislauf (arterieller Vorpumpendruck, statischer und dynamischer venöser Rücklaufdruck) [12, 17, 21, 22, 28, 58, 83, 88, 95]. Der prädiktive Wert der Messparameter kann durch serielle Messungen bzw. Verlaufskontrollen weiter gesteigert werden [82, 83, 84].

4.2.1 Klinische Untersuchungsverfahren

Die Bedeutung der regelmäßigen klinischen Untersuchung des Gefäßzuges kann nicht hoch genug eingeschätzt werden, wurde jedoch offenbar lange Zeit vernachlässigt [106]. Studien zu diesem wichtigen Thema sind in der Literatur relativ rar. BEATHARD [9] konnte bis 1992 hierzu überhaupt keine Publikation auffinden. In seiner Untersuchung wurden drei physikalische Phänomene an Shunt-Prothesen beurteilt (s. Tab. 4).

	keine Stenose	schwere Stenose
Geräusch („Bruit“)	kontinuierlich systolisch und diastolisch weich niedrige Tonhöhe	diskontinuierlich systolisch harsch hohe Tonhöhe
Beben („Thrill“)	nur an der arteriellen Anastomose	an Orten von Stenosen, kann multipel auftreten
Puls	kontinuierlich systolisch und diastolisch weicher Puls	diskontinuierlich systolisch Wasserhammer-Puls

Tab. 4 physikalische Phänomene an Shunt-Prothesen (BEATHARD [9])

Diese in der Tabelle 4 dargestellten klinischen Zeichen zeigten ein Kontinuum von normal (keine Stenose) bis stark auffällig (schwere Stenose), so dass auch das Ausmaß der Störung semiquantitativ eingeschätzt werden konnte. Milde Auffälligkeiten hatten zwar wenig klinische Konsequenzen, wurden jedoch wegen der Progressionstendenz gewertet. Eine nochmalige diagnostische Verbesserung wurde unter Einbeziehung anderen klinischen Zeichen, wie persistierende Schwellung des Armes oder schwierige Punktion bzw. Nadelplatzierung erreicht. So konnten auch Intra-Access-Stenosen differenziert werden [9].

SAFA et al [95] publizierten 1996 ein stark an dieses Vorgehen angelehntes Überwachungsprogramm, welches ebenfalls die klinische Untersuchung als Routinemaßnahme einbezog. Auch hier erhöhte sich die Genauigkeit durch die zusätzliche Bewertung klinischer und apparativer Auffälligkeiten während der Punktion oder unter der Dialyse. Ein Viertel aller stenosierten Gefäßzugänge konnten allein durch die klinische Untersuchung (Auskultation und Palpation), d.h. ohne dass weitere Auffälligkeiten auftraten, erkannt werden [95].

Im gleichen Jahr prüften TREROTOLA et al [106] den Nutzen der klinischen Untersuchung als potentielle, kostengünstige Screeningmethode zur Früherkennung des drohenden Shunt-Verlustes bzw. der Stenose. Als Vergleich wurden Flussmessungen mit Doppler-US durchgeführt. In der Studie versuchten jeweils mehrere Untersucher, durch Palpation an drei definierten Stellen des Shunts (arterielle Anastomose, Mitte und venöse Anastomose), das Tastergebnis möglichst einer typischen Befundgruppe zuzuordnen: mehr schwirrend/bebend (guter Fluss) oder mehr pulsativ (niedriger Fluss). Damit konnte zumindest das

Kollektiv (Fluss auf jeden Fall über 450 ml/min) sicher differenziert werden, das keiner weiterführende Diagnostik bedurfte.

In weiteren Publikationen wird auf die Möglichkeit verwiesen, allein klinisch die Lokalisation von Stenosen zu erkennen. Dabei konnte beispielsweise bei Inflow-Problemen ein abgeschwächtes oder fehlendes Shunt-Schwirren, ein harter strangartiger Tastbefund, ein peripheres Steal-Phänomen und/oder die Angabe „der Shunt saugt“ festgestellt werden. Verstärkte Shunt-Pulsationen, Phlebektasie oder Extremitätenödem waren typisch für Outflow-Probleme [41, 91].

Unlängst widmete KRÖNUNG [63] allein der Palpation der Shuntvene eine eigene Publikation. Schwerpunkt hierbei war die bimanuelle Untersuchungstechnik, bei der eine Hand tastet, während mit der anderen Hand die funktionellen Bedingungen, wie distale und proximale Kompression und Dekompression, variiert werden. Die Wiederauffüllzeit, Komprimierbarkeit, aber auch das Auftreten eines Stenosepulses und fühlbares Schwirren, werden als die entscheidenden Beurteilungskriterien benannt und ermöglichen in Kombination mit Inspektion und Auskultation oft die komplette Befundung, bzw. zumindest die Selektion für weiterführende, dann oft kostenintensive Untersuchungsverfahren [63].

POURCHEZ [90] empfiehlt im Rahmen der klinischen Untersuchung „lokalisierten Druck“ entlang der beteiligten Gefäße unter gleichzeitiger Beurteilung des Bebens und der Geräusche, um so pathologische Veränderungen zu lokalisieren. Letztlich wird auf die im Vergleich zu nativen Fisteln größeren Schwierigkeiten bei der klinischen Untersuchung von Prothesen-Shunts hingewiesen [90].

An anderer Stelle wird auf die Ortung eines Stenoseareals durch Auskultation eines diskontinuierlichen, rauhen oder auch höheren Geräusches hingewiesen [28, 33]. Trotz dieses großen Potentials der Auskultation unterscheiden manche Autoren jedoch nur zwischen „vorhanden“ und „nicht vorhanden“ [44, 98]. Weiterhin wurden verlängerte Blutungszeiten nach Nadelentfernung beobachtet [33, 36, 58, 91, 108]. Punktionsschwierigkeiten können ebenfalls als Hinweis auf eine Shunt-Dysfunktion gewertet werden [36, 91].

KRÖNUNG [62] versuchte in einer allen Arten von Gefäßzugängen – also auch nativen Fisteln - gewidmeten Auflistung klinischen Untersuchungsbefunden und Beobachtungen jeweils mindestens eine in Frage kommende Diagnose zuzuordnen (s. Tab 5).

	Untersuchungsbefund	Diagnose
Inspektion	Rötung	Infektion, Perigraftreaktion (PGR)
	Schwellung	Hämatom, Aneurysma, PGR, Infektion
	Shuntvenenfüllung in verschiedenen Armpositionen	Stenose
Palpation	Schmerz	Hämatom, Infektion
	Stenosepuls	Stenose (vor)
	Schwirren	Stenose (über)
	Pulsstop	Stenose (hinter)
	Aneurysma komprimierbar	nicht thrombosiert
	Aneurysma partiell komprimierbar	wandständig thrombosiert
	Aneurysma nicht komprimierbar	subtotal oder total thrombosiert
Auskultation	hochfrequentes Schwirren	Stenose
	veränderter Auskultationsbefund	Änderung der Shuntmorphologie
Funktion	Förderinsuffizienz	vorgeschaltete Stenose
	längere Abdrückzeiten	nachgeschaltete Stenose
	zweizeitige Blutung aus Punktionskanal	Infektion
	erhöhter venöser Rücklaufdruck	nachgeschaltete Stenose
	Hyperkaliämie nach Dialyse	Stenose
	schwierige Punktion	Vene zu tief, zu dünn
	Aspiration von Thromben	partielle oder totale Shuntthrombose
	periphere Minderdurchblutung	Steal- oder Anzapfphänomen
	Herzinsuffizienz	zu großes Shuntvolumen

Tab. 5 klinische Untersuchungsbefunde bei Dialysegefäßzugängen und zugehörige, in Frage kommende Diagnosen (KRÖNUNG [62])

Die Beachtung und der sorgfältige Einsatz der einfachen klinischen Tests dient in erster Linie zur Erkennung von Stenosen und wegen der mangelnden Objektivierbarkeit vor allem zur gezielten Auswahl der Patienten, die von einer weiterführenden apparativen Diagnostik profitieren können. Andererseits können so unnötige, möglicherweise auch invasive, den Patienten belastende und kostenintensive Untersuchungen vermieden werden. Auf diese Weise gelingt es, prospektiv zu handeln und schon im Vorfeld gravierende Shuntprobleme bzw. drohenden Verlust zu erkennen [21, 28, 62, 83, 91, 106].

DEPNER [24, 28] beschreibt ein einfaches klinisches Verfahren zur Ermittlung der Blutflussrichtung in Loops. Hierzu wird die Prothese, möglichst weit entfernt von der arteriellen und venösen Anastomose, mit dem Finger occludiert und sowohl flussabwärts, als auch flussaufwärts simultan über dem Gefäß

palpiert. Die Pulsationen des Shunts verschwinden dabei an der abwärts gelegenen und verstärken sich oftmals an der flussaufwärts gelegenen Seite. Die sichere Richtungserkennung wird, wie auch DEPNER selbstkritisch einräumt, dann nicht möglich sein, wenn die Pulsationen an beiden Seiten des komprimierenden Fingers überhaupt nicht tastbar sind und zumindest schwierig, wenn die Prothese tief liegt. Ein vollständiges Verschwinden der Pulsationen und damit ein sicheres Testergebnis kann erst bei nahezu vollständiger und auch nicht immer gelingender Blockierung des Blutflusses erreicht werden. Insofern muss auf das dabei provozierte Thromboserisiko hingewiesen werden [24, 28].

4.2.2 Apparative Verfahren zum Prothesen-Shunt-Monitoring

Zur Erfassung der wichtigsten Messgröße für ein effektives und objektives Gefäßzugangs-Monitoring, der Volumenflussmessung im Shunt, bieten sich heute im Wesentlichen zwei nicht invasive Verfahren praktisch an:

- US-Verdünnungsverfahren
- US-Dopplerflussmessung

Das Erste gehört zu den Indikator-Verdünnungstechniken und ist von diesen heute das am besten untersuchte Verfahren [68]. Volumenflussmessungen nach dem Verdünnungsprinzip beruhen darauf, dass nach bewusster Herbeiführung maximaler Rezirkulation (durch Inversion der Nadelpositionen), eine definierte Menge eines Indikators in den venösen Schenkel des Dialysatorkreislaufes gegeben wird, und der im arteriellen Blutzugang rezirkulierte Anteil anhand der erzielten Verdünnung gemessen wird. Dabei ist dann die Konzentration des Indikators oder die Verdünnung des Blutes (bei bekanntem und konstanten Fluss im Dialysatorkreislauf) unmittelbar von dem aktuellen Blutflussvolumen abhängig. Die mit dem Indikator erreichte Blutverdünnung wird durch den Rezirkulationskoeffizient repräsentiert. Dieser Zusammenhang wird in der von KRIVITSKI [61, 105] angegebenen Gleichung

$$Q_a = Q_b \left(\frac{1}{R} - 1 \right)$$

zusammengefasst, in der Q_a der Volumenfluss im Gefäßzugang, Q_b der im Dialysatorkreislauf (eingestelltes Pumpenflussvolumen) und R der Rezirkulationskoeffizient ist [68, 73]. Der Rezirkulationskoeffizient ergibt sich dabei aus dem Flächenverhältnis der durch den Indikator erzielten Verdünnungskurven (S =Fläche unter der Kurve):

$$R = S_{art} / S_{ven}$$

Als Indikator kann Kochsalz oder auch Wärme verwendet werden. Kochsalz hat den Vorteil, dass es als kurzzeitiger, definierter Bolus gegeben werden kann und deshalb die kardiopulmonale Rezirkulation nicht berücksichtigt werden muss [68, 97]. Die mit der Kochsalzlösung erreichte Blutverdünnung kann aus der Änderung des Hämatokrits [45, 67], der Leitfähigkeit [60, 67, 68] oder auch der Ultraschallleitungsgeschwindigkeit im Blut erfasst werden [25, 26, 60, 68]. Aus dem Verhältnis der Verdünnungskurven im venösen und arteriellen Schenkel des Dialysatorkreislaufs kann die für die Berechnung des Blutvolumenfluss benötigte prozentuale Rezirkulation erfasst werden. Entscheidende Vorteile dieses Verfahrens sind, dass die Messung gut reproduzierbar bzw. wenig fehleranfällig und zeitsparend während der Dialyse ist sowie unabhängig von besonderen Fähigkeiten des Untersuchers durchgeführt werden kann [28, 68, 97].

Das zweite verbreitete Verfahren zur Volumenflussbestimmung im Gefäßzugang beruht auf dem Prinzip der modernen Duplex-Sonografie. Diese Methode kombiniert die herkömmliche real-time B-Bild-Sonografie mit der auf dem Doppler-Effekt beruhenden, geschwindigkeitsabhängigen Darstellbarkeit von (Blutfluss-) Bewegungen, entweder in Form von Dopplershift-Spektren neben oder unterschiedlichen Farbpixeln auf dem B-Bild. Eine simultane Kombination aller drei Verfahren (B-Bild, Shift-Spektrum und Farbe) ist im Triplex-Mode möglich. Die farbkodierte Duplexsonografie, die auch als Angiodynografie bezeichnet wird, führt schnell zu ähnlich zuverlässigen Ergebnissen wie das US-Verdünnungsverfahren, muss aber aus praktischen Gründen (z.B. bei enger Nadelposition) meist außerhalb der Dialysebehandlung und von einer in dem Verfahren geübten Person durchgeführt werden [28, 66, 83]. Die Anschaffungskosten des Gerätes liegen über denen eines KRIVITSKI-Dialysemonitors.

Diesen potentiellen Nachteilen versuchen weitere Entwicklungen unter Anwendung der US-Dopplertechnik Rechnung zu tragen. Der Volumenfluss und damit die Dopplerfrequenzshift zwischen den Nadeln ist von dem Pumpenfluss (Fluss im Dialysatorkreislauf) abhängig. Durch Messung der Dopplerfrequenz bei verschiedenen Pumpengeschwindigkeiten kann der Access-Flow auch unabhängig von dem Gefäßquerschnitt berechnet werden. Diese „variable-flow“-Dopplertechnik [112] gelingt auch schon mit einer einfachen cw-Sonde. Zusätzlich können aus der Analyse des Flussspektrums für Komplikationen prediktive Flussmuster, wie z.B. retrograder Fluss, als Ausdruck der Rezirkulation erkannt werden [85, 111, 112]. Andere Autoren verwenden die Messung des diastolischen Flusses an einer zentralen, vor dem Shunt gelegenen Arterie (Subclavia) als Prognosekriterium. In diesem schnellen und kostengünstigen Verfahren spricht ein hoher peripherer Gefäßwiderstand (niedrige Diastole) für ein schlechtes Shuntvolumen [110].

Eine dritte Möglichkeit zur Bestimmung des Volumenflusses im Gefäßzugang stellt die Magnetic Resonance (MR) Flowmetry dar. Dieses moderne Verfahren ist jedoch schon aus ökonomischen Gründen für ein breit angelegtes Monitoring bisher nicht geeignet [83, 103].

Die heute noch vielfach angewandte kostengünstige Überwachung von Shunts mit Hilfe von Druckmessungen, kann relativ einfach durch die ohnehin standardmäßig in jedem Dialysegerät integrierten Druckabnehmer realisiert werden. Am meisten verbreitet und durchaus noch von der DOQI [83] empfohlen, ist ein Shunt-Monitoring mittels Messung des venösen Rücklaufdruckes unter standardisierten Bedingungen [22, 83]. Genauere Ergebnisse bzw. bessere Entdeckungsraten von Shuntstenosen sollen mit der Intra-Access-Druckmessung erreicht werden [16, 29]. Andere Autoren konnten den prädiktiven Wert von venösen und arteriellen Druckmessungen nicht bestätigen [73].

Die am Ende der diagnostischen Kaskade von av-Loops stehenden bildgebenden Verfahren sind invasiv oder teuer. Außerdem erlauben sie kaum Vorhersagen von Komplikationen des Gefäßzugangs und sind deshalb als Überwachungsscreening nicht geeignet. Zur Verfügung stehen u.a. die konventionelle Angiografie, die Digitale Subtraktions-Angiografie (DSA),

Angio-MRT und Spiral-CT. Obwohl Fistulogramme keine detaillierten Informationen über die aktuelle Fistelfunktion geben können, sind sie wegen der übersichtlichen Darstellung von anatomischen Läsionen, der genauen Visualisierung des Fistellumens, der arteriellen bzw. venösen Anastomose und der zentralen venösen Abflussverhältnisse noch immer der „gold standard“ der Differentialdiagnostik manifester Störungen des Gefäßzugangs [21].

4.3 Problemvermeidungsstrategien und therapeutische Möglichkeiten bei Shuntinsuffizienz

Der Shunt-Insuffizienz und dem daraus oft folgenden Shunt-Verschluss bzw. der Thrombosierung liegt zu 85-90 % eine Stenose zu Grunde. Dieser gesicherten Erkenntnis folgend, müssen die prophylaktischen und therapeutischen Maßnahmen die Verhinderung und/oder nach einer frühzeitigen Erkennung die alsbaldige Beseitigung der Stenose zum Ziel haben [21, 43, 83]. Auch bei Infektionen muss der Schwerpunkt auf prophylaktische Maßnahmen gelegt werden, da nur eine sehr schmale therapeutische Option zwischen Lokalthherapie mit systemischer Antibiose und vollständigem Verlust des av-Loops verbleibt [5, 22, 70, 83, 91]. Ähnlich prospektives Handeln, insbesondere eine adäquate Punktionstechnik bzw. -strategie, muss für die seltener auftretenden (Pseudo-)Aneurysmen gefordert werden [40, 65, 83]. Sofern trotz adäquater Auswahl des optimal dimensionierten Prothesen-Shunts eine periphere Mangeldurchblutung auftritt, muss dies mit chirurgischen Maßnahmen wie „Banding“, Einsatz eines schmaleren Prothesenabschnittes oder gar der Ligierung behandelt werden [6, 42, 83, 91].

Die beste Stenose-/ Thromboseprophylaxe liegt in der Vermeidung einer Gefäßprothese [53, 83]. Die native Fistel zeigt die besten bzw. längsten Offenheitsraten [1, 34, 108, 115]. Besonders wenn auf prothetisches Material ausgewichen werden muss, ist ein konsequentes Monitoring zur Erhaltung einer langen Funktionsfähigkeit des Loops unabdingbar [22, 83, 108]. Hauptlokalisation der bei av-Loops gefürchteten Stenosen ist die venöse Anastomose [21, 31, 39, 79, 83, 91, 104]. Eine Indikation zur Therapie wird

gesehen, wenn die Stenose mehr als 50 % des Gefäßlumens einengt und klinische Auswirkungen nachweisbar sind (s.o.: Diagnostik) [83]. Neben der unmittelbaren chirurgischen Revision stehen heute auch endovaskuläre Interventionsverfahren zur Verfügung. Der Vorteil primär chirurgischer Verfahren ist die niedrige Rezidivrate, die aber mit einem höheren Gefäßverbrauch und einer möglicherweise längeren Dialysepause an diesem Gefäßzugang einhergeht. Die Angioplastie zeigt zwar höhere Restenoserraten, kann aber beliebig an mehreren Stellen wiederholt werden und ist auch an für chirurgische Interventionen schwieriger zugänglichen zentralen Läsionen einsetzbar [21, 22, 46]. Insgesamt besteht keine Einigkeit darüber, welches der Verfahren die besseren Ergebnisse bringt [41, 71, 77, 79, 89, 107, 108, 109]. Deshalb empfiehlt die DOQI [83], dass jedes Zentrum anhand eigener Erfahrungen das für den Patienten geeignete Vorgehen auswählen möge. Stents spielen dort zur Behandlung von venösen Stenosen eine eher untergeordnete Rolle und sollten Ausnahmesituationen vorbehalten bleiben [83]. MICKLEY et al [78] berichten hingegen über erfolgreiche, die Langzeitoffenheit verbessernde Stentimplantationen im Bereich der venösen Anastomose [78, 79].

Die Behandlung zentraler venöser Stenosen, die oft nach Einsatz von zentralen Venenkathetern auftreten, sollte eine Domäne der percutanen Intervention mit transluminaler Angioplastie sein. Bei innerhalb von drei Monaten wieder auftretenden, „elastischen“ Restenosen wird der Einsatz von Stents empfohlen [41, 83].

Wenn eine Thrombose nicht zu verhindern war, sollte zunächst die chirurgische Thrombenentfernung, die mechanische oder pharmakomechanische Thrombolyse erfolgen. Da in über 85 % mit einer zugrunde liegenden Stenose gerechnet werden muss, ist auch hier die nachfolgende chirurgische oder endovaskuläre Stenosen-Revision unabdingbar. Die Ergebnisse nach stattgehabter Thrombose sind allerdings eindeutig schlechter als nach „prophylaktischer“ Stenose-therapie [42, 43, 44, 83].

5 Patientenauswahl, Material und Methode

Für die vorliegende Arbeit wurden 47 Hämodialyse-Patienten mit einem Prothesen-Shunt vor der geplanten Dialysebehandlung klinisch mittels Auskultation, unter gleichzeitiger manueller Kompression des Gefäßzugangs unmittelbar neben dem Stethoskop, untersucht. Der Untersucher besaß keinerlei besondere klinische Erfahrungen in der Auskultation von Dialyse-Shunts. Ziel der Untersuchung war die Erkennung der dem Untersucher zunächst nicht bekannten Blutflussrichtung im Loop. Von 32 Patienten wurden die abgeleiteten Shunt-Geräusche zusätzlich als wave-Datei auf einem PC dokumentiert.

Während der anschließenden Dialyse wurde die Blutflussrichtung unter Verwendung eines auf dem Prinzip der US-Verdünnungsmethode arbeitenden Hämodialysemonitors objektiviert. Zusätzlich erfolgte die Messung des Volumenflusses im Gefäßzugang. Hintergrund hierfür war, zu überprüfen, ob Zusammenhänge zwischen Shuntfluss-Volumen und der klinischen Erkennbarkeit der Blutflussrichtung bestehen.

In wenigen Fällen (n=3, entsprechend 6,1 % der durchgeführten 49 Messungen) war der Fistelfluss und die Blutflussrichtung kurze Zeit vor der klinischen Untersuchung bereits unter Anwendung der farbcodierten Dopplersonografie bestimmt worden. In diesen Fällen wurden die Untersuchungsergebnisse aus den vorliegenden Unterlagen übernommen.

5.1 Patientenkollektiv

Das Patientenkollektiv mit Prothesen-Shunts (n=47) wurde aus 8 verschiedenen ambulanten Dialyse-Einrichtungen rekrutiert. Die Altersverteilung der 28 weiblichen (59,6 %) und 19 männlichen (40,4 %) Patienten lag zwischen 30 bis 80 Jahren (mittleres Alter 61 Jahre). Die Diagnosen, die zur terminalen Niereninsuffizienz und damit zur Dialysepflichtigkeit geführt haben, verteilten sich wie in Abb. 6 dargestellt.

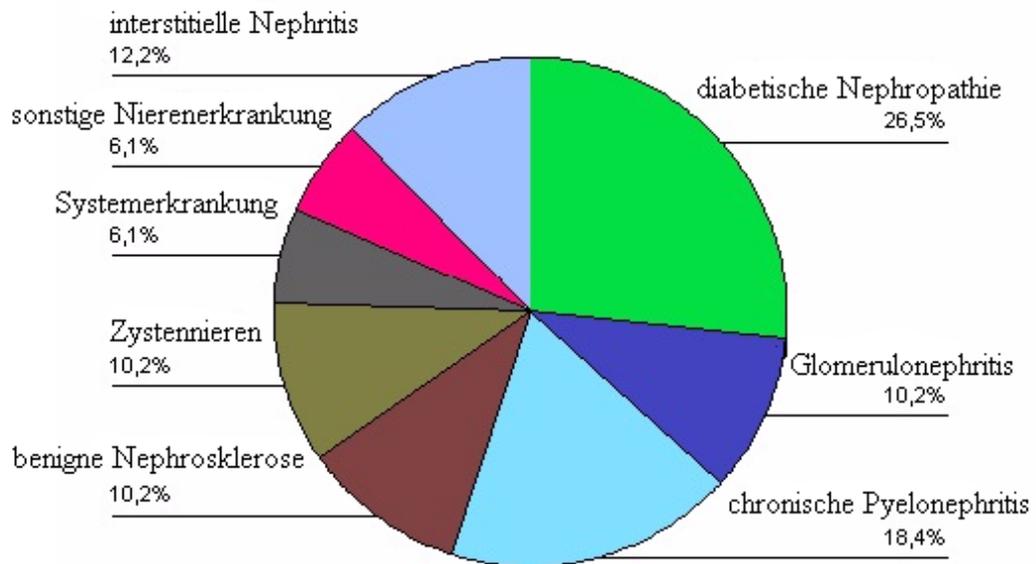


Abb. 6 Verteilung der Diagnosen im untersuchten Patientenkollektiv

Die mittlere Dauer der Dialysepflichtigkeit betrug 68 Monate, wobei Behandlungszeiten zwischen 2 und 253 Monaten registriert werden konnten. Bei den PTFE-Shunts handelte es sich in 78,7 % um typische av-Loops (n=37), in 7 Fällen (14,9 %) waren Straight-Shunts als Interponate implantiert, drei Patienten (6,4 %) hatten ein Collier-Shunt.

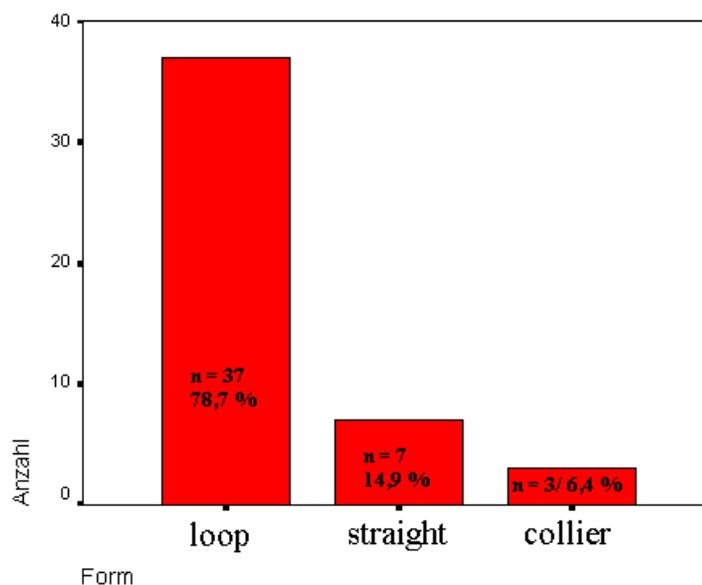


Abb. 7 Form der Prothesenshunts im untersuchten Patientenkollektiv

Die Lokalisation der Gefäßprothesen zeigt Abb. 8

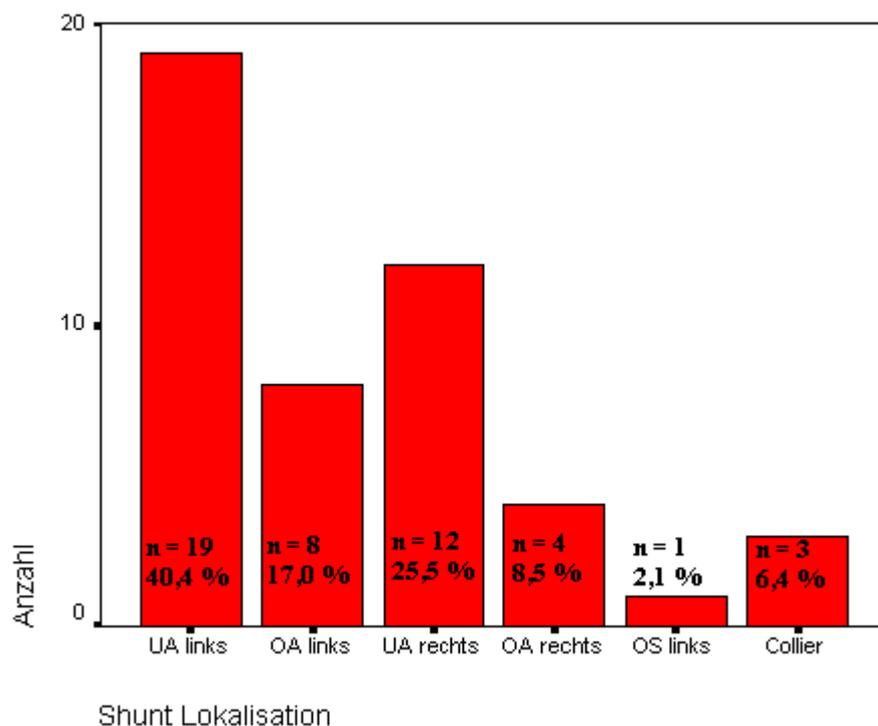


Abb. 8 Lokalisation der Prothesenshunts

Bei zwei Patienten konnte die Untersuchung und Messung sowohl vor, als auch nach einer wegen Shuntinsuffizienz notwendig gewordenen Revision durchgeführt werden. Somit konnten insgesamt 49 Untersuchungsergebnisse an 47 ePTFE-Prothesen ausgewertet werden. Durch die Intervention kam es jeweils zu einer deutlichen Erhöhung des Shuntvolumens, so dass die Resultate der Auskultation bei zwei verschiedenen Volumenflüssen verglichen werden konnten.

5.2 Klinische Untersuchungen

Die Mehrheit der Untersuchungen (n=34) erfolgte unmittelbar vor der geplanten Dialyse bzw. vor der Shuntpunktion. Nachdem bei der Inspektion und Palpation keine größeren Auffälligkeiten registriert werden konnten, wurde der gesamte Prothesenbereich, beginnend von der arteriellen bis zur venösen Anastomose,

mit einem Stethoskop abgehört. Weitere 15 Patienten konnten erst während der bereits laufenden Dialyse auskultiert werden. Hier musste bei der Palpation und Kompression auf die Lage der Nadeln Rücksicht genommen werden, dementsprechend waren die Untersuchungsbedingungen eingeschränkt.

Dem weiteren Untersuchungsgang liegen folgende Thesen zugrunde:

1. Eine iatrogen erzeugte Stenose müsste, ebenso wie eine „natürlich“ entstandene, zu auskultatorisch fassbaren Geräuschphänomenen führen.
2. Die erzeugten Geräusche werden mit dem Blutfluss „fortgeleitet“. Somit müsste eine stromaufwärts liegende Stenose wesentlich deutlicher als eine stromabwärts gelegene registriert werden können.

Auf diese Weise sollte es möglich sein, die Blutflussrichtung im Shunt festzulegen bzw. zu überprüfen. In einem anastomosenfernen bzw. zentralen Prothesenbereich mit möglichst kräftigem Fistelgeräusch erfolgte nachfolgend beidseits, unmittelbar benachbart zum Stethoskop, eine den Shunt keinesfalls verschließende, aber dennoch eine deutliche Stenose erzeugende Kompression mit einem Finger. Bei den während der laufenden Dialyse untersuchten Patienten, wurde die Auskultation bzw. Kompression, je nach vorgefundenen Möglichkeiten, entweder zwischen den Nadeln oder flussauf- oder -abwärts von diesen vorgenommen. Wesentliche anamnestiche Daten wurden protokolliert und der palpierter Shuntverlauf mit vermuteter Blutflussrichtung zusätzlich skizziert.

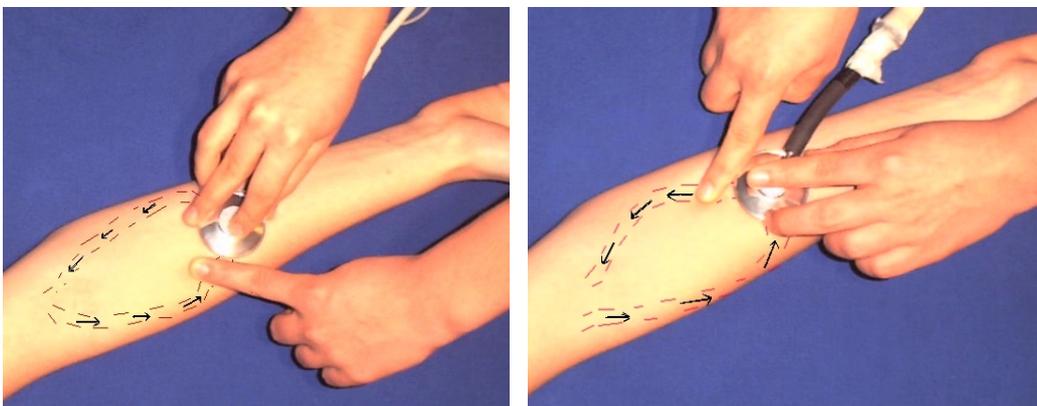


Abb. 9 Shunt-Kompression vor und nach dem Stethoskop

Die erzielten Geräuschphänomene bzw. Geräuschveränderungen wurden größtenteils im wave-Format auf einem PC mit Soundblaster-Karte zur späteren nochmaligen Überprüfung und Analysierung aufgezeichnet. Dazu wurde ein einfaches, handelsübliches und kostengünstiges Homecomputer-Mikrofon, mittels Metallhülse als Adapter und Klebestreifen, mit der kurz hinter dem Schallkopf abgetrennten Schlauchleitung des Stethoskops verbunden. Hiermit war es möglich, alle Shunt-Geräusche, insbesondere die sich bei Kompression ändernden Geräuschphänomene, akustisch gut nachvollziehbar aufzuzeichnen.



Abb. 10 modifiziertes Stethoskop zur Shunt-Geräuschaufzeichnung im PC

Eine mathematische bzw. graphisch anschauliche Analysierung der mit dieser einfachen Technik gespeicherten wave-Dateien, gelang allerdings mangels geeigneter Hard- und Software nur exemplarisch. Da die aufgezeichneten Sounds jedoch ohne Weiteres eindeutig auch für ungeschulte Ohren akustisch - nachträglich reproduzierbar - zu differenzieren sind, werden diese auf einer Daten-CD (siehe S. 73) der Arbeit beigelegt. Pro Untersuchung mit Sound-Aufzeichnung (n=33) von 32 Patienten (ein Patient mit zwei Untersuchungen vor und nach Revision) sind entsprechend der vor und hinter dem Stethoskop vorgenommenen Kompression jeweils zwei Dateien (insgesamt also n=66) vorhanden. Dabei enthält je die erste Hälfte der Aufzeichnung das Shunt-Geräusch - je nach Pulsfrequenz zwischen 2-4 Herzzyklen erfassend - zunächst ohne Kompression, dem folgt ohne Unterbrechung in der zweiten Hälfte der Fingerdruck vor bzw. hinter dem Stethoskop.

5.3 Volumenflussmessung mit dem US-Verdünnungsverfahren

Das Flussvolumen der Shunts wurde mit dem nach dem US-Verdünnungsverfahren (s. Abschnitt 4.2.2) arbeitenden Hämodialyse-Monitor, HD01 der Firma Transonic® Systems Inc. [105], gemessen. Das gesamte Gerätepaket besteht aus:

- einer elektronischen Flusserfassungseinheit (Monitor),
- klemmbaren Fluss-/ Verdünnungssensoren für extrakorporalen Gebrauch an Dialyseschläuchen,
- einem PC-kompatiblen Notebookcomputer mit der HD01-Software zur automatischen Berechnung der Rezirkulation und des Flusses im Gefäßzugang.

Nachfolgend wird das Messverfahren beschrieben [105]:

Zur Messung, die bei laufender Dialysebehandlung durchgeführt wird, werden die Fluss-/ Verdünnungssensoren 5-10 cm entfernt von den Anschlüssen der Kanülen an den arteriellen und venösen Blutschlauch - nach Bestreichen mit einem US-Kontaktgel (Vaseline) - geklemmt. Die Sensorenkabel werden mit dem Monitor und dieser mit der seriellen Schnittstelle des Laptops verbunden (Abb. 11). Nach Überprüfung der korrekten Geräteeinstellungen kann zunächst, bei vorübergehend abgeschalteter Ultrafiltration, das Blutflussvolumen im Dialysatorkreislauf (Q_b) an der Flusserfassungseinheit abgelesen werden und mit der Pumpeneinstellung verglichen werden.

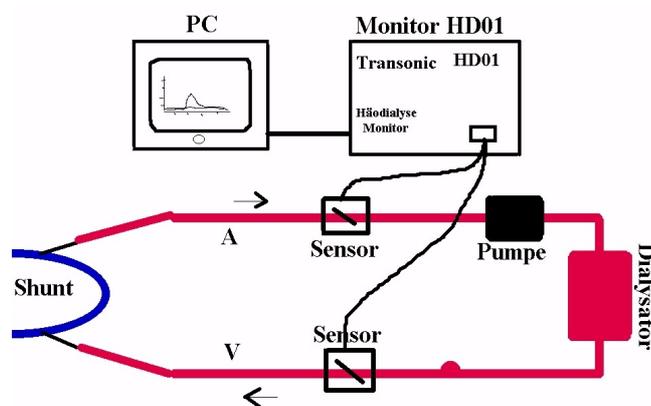


Abb. 11 Anschluss des Hämodialysemonitors HD01 im Dialysatorkreislauf

Das System verwendet hierzu die Durchtrittszeit-Ultraschalltechnologie (U.S. Patent No. 4,277,407, 1980). Im Sensor senden und empfangen abwechselnd zwei versetzt gegenüber liegende Transducer Ultraschallsignale, welche die Distanz, beeinflusst durch das strömende Blut, mit unterschiedlichen Zeiten durchdringen. Das Flussvolumen ergibt sich dann aus dem integrierten Unterschied der Durchtrittszeiten (Abb. 12).

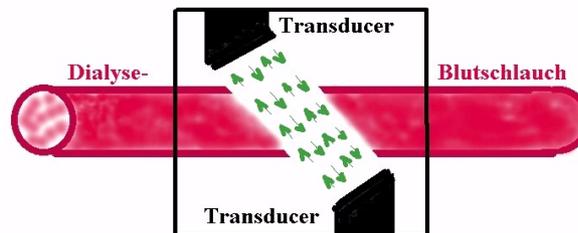


Abb. 12 Fluss/ Verdünnungs-Sensor des Hämodialysemonitors HD01

Die eigentliche Messung beginnt mit der Bestimmung der Rezirkulation (R) gemäß Abb. 13. Gleichzeitig kann mit diesem Schritt der korrekte Anschluss der Blutschläuche bzw. die Blutflussrichtung im Shunt überprüft werden. Bei Prothesen-Shunts wird - adäquaten Access-Flow vorausgesetzt - keine Rezirkulation zu erwarten sein [72]. Kann dennoch eine Rezirkulation registriert werden, sollte die Messung mit vertauschten Nadelanschlüssen wiederholt werden. Verschwindet danach die Rezirkulation, waren die Nadelpositionen vertauscht. Nimmt sie weiter zu, muss von tatsächlicher Rezirkulation und damit erheblich eingeschränkter Shunt-Funktion ausgegangen werden.

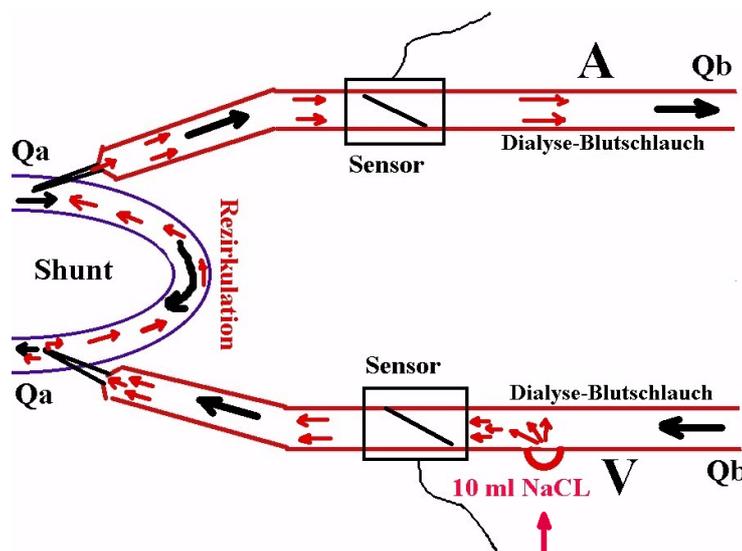


Abb. 13 Messaufbau/ Kanülenpositionierung zur Bestimmung der Rezirkulation

Bei laufender Pumpe werden in den Blasenfänger oder in den davor gelegenen Port des venösen Schlauchs gleichmäßig 10 ml 0,9 % NaCl-Lösung injiziert. Das als horizontale Nulllinie auf dem Computermonitor sichtbare Signal am venösen Sensor zeigt unmittelbar folgend die erzielte Blutverdünnung durch einen entsprechenden Anstieg an. Falls eine Rezirkulation auftreten sollte, kann kurze Zeit später am arteriellen Sensor ebenfalls eine Verdünnungskurve registriert werden (Abb. 14a/b).

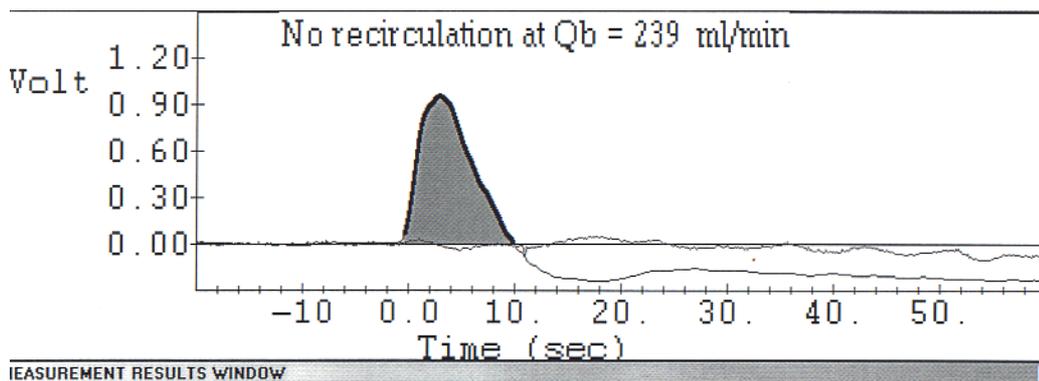


Abb. 14 a Beispiel für venöse und arterielle Kurven ohne Rezirkulation

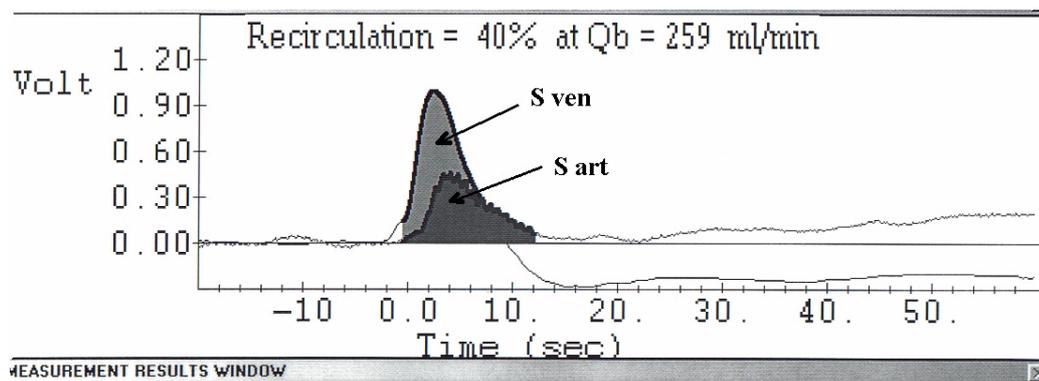


Abb. 14 b Beispiel für venöse und arterielle Kurven mit Rezirkulation

Die Verdünnungskurve ergibt sich hierbei aus der sich ändernden Ultraschallgeschwindigkeit. Im Blut ist diese durch die Konzentration der Blutproteine bestimmt und beträgt 1560-1590 m/s, im Kochsalz beträgt sie

1533 m/s, d.h. die Verdünnung bewirkt eine Verringerung der Schallgeschwindigkeit, die an den Sensoren laufend ermittelt wird.

Die Software berechnet sodann die prozentuale Rezirkulation (R%), die sich aus den Flächenverhältnissen (S) unter den Verdünnungskurven ergibt (s. Kap. 4.2.2):

$$R\% = S_{art} / S_{ven} \times 100\%$$

Nachdem vermeidbare Rezirkulation durch versehentliche Blutschlauchinversion ausgeschlossen ist, bzw. die Blutflussrichtung im Shunt feststeht, kann die eigentliche Volumenflussmessung nachfolgen. Hierzu müssen arterieller und venöser Blutschlauch vertauscht werden (Abb. 15). Der Pumpenfluss wird möglichst nah an 300 ml/min eingestellt, wobei ein Mindest- Q_b von 200 ml/min empfohlen wird. Nach Auswahl des entsprechenden Untersuchungsmodus im Notebook, wird von gleicher Stelle nochmals 10 ml NaCl-Lösung verabreicht. Die Monitoranzeige entspricht obenstehender Abfolge, lediglich die Berechnungssoftware folgt nun der KRIVITSKI-Gleichung [105] und gibt den Shunt-Volumenfluss automatisch an:

$$Q_a = Q_b (S_{ven} / S_{art} - 1)$$

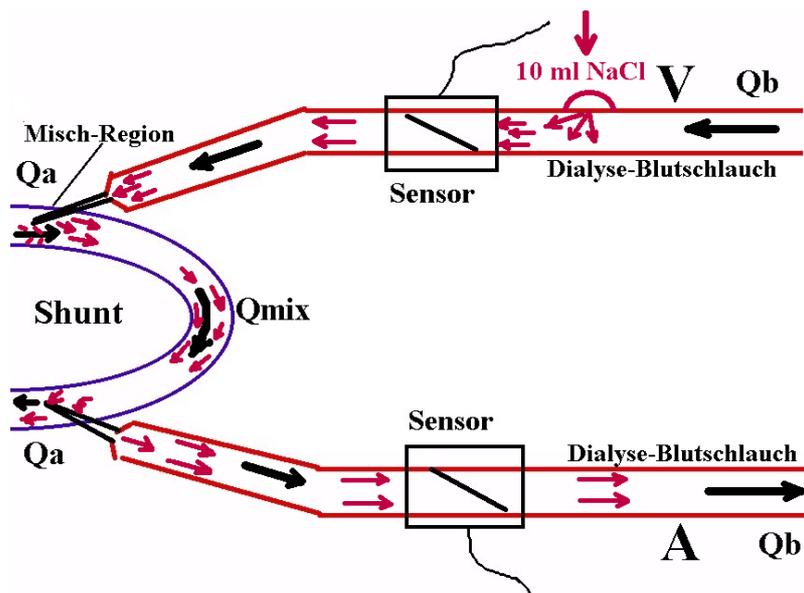


Abb. 15 Messaufbau/ Kanülenpositionierung (invertiert) zur Bestimmung des Volumenflusses (Access Flow)

Unter Verwendung bzw. Umstellung der beiden letztgenannten Formeln kann nunmehr auch das Ausmaß der Rezirkulation und damit die prozentuale Effektivitätseinbuße der Dialysebehandlung, die durch versehentliche Blutschlauchinversion auftreten würde, berechnet werden:

$$R\% = Q_b / (Q_a + Q_b) \times 100\%$$

6 Ergebnisse

Die Ergebnisse werden in der Reihenfolge dargestellt, in der sie ermittelt wurden:

- Auskultation mit Dokumentation als Sound-Datei
- Objektivierung mit dem Hämodialysemonitor HD01
- Vergleich der Resultate

6.1 Ergebnisse der Auskultation

Eine illustrierende Darstellung der Geräuschphänomene bei Kompression neben dem Stethoskop (flussaufwärts und flussabwärts) gelang mit der verfügbaren Hard- und Software nur exemplarisch (Abb. 16 und 17).

Deshalb wird versucht, dem subjektiven Höreindruck folgend, die erzielten Geräuschphänomene für die Kompression vor und nach dem Stethoskop zu beschreiben. Dabei waren die charakteristischen, stenosebedingten Veränderungen der Pulsationsgeräusche vor allem bei Fingerdruck vor (flussaufwärts) dem Stethoskop registrierbar. Die flussabwärts vom Auskultationsort induzierte Stenose brachte hingegen oftmals entweder keine Geräuschveränderung, oder die Differenzierung gelang erst im direkten Vergleich zur flussaufwärts gelegenen Gefäßkompression.

Bei Kompression vor dem Stethoskop wird das erzeugte Stenosegeräusch zum Stethoskop weitergeleitet, die Intensität verstärkt sich durch zusätzliche Verwirbelungen des Blutflusses. Weiterhin kann es zur Erhöhung der Flussgeschwindigkeit (Querschnittsverminderung bei gleichbleibendem Volumenfluss) mit einer hieraus folgenden Zunahme hoher Frequenzen kommen. Insgesamt kann man das Phänomen mit einer Verstärkung des Rauschcharakters umschreiben.

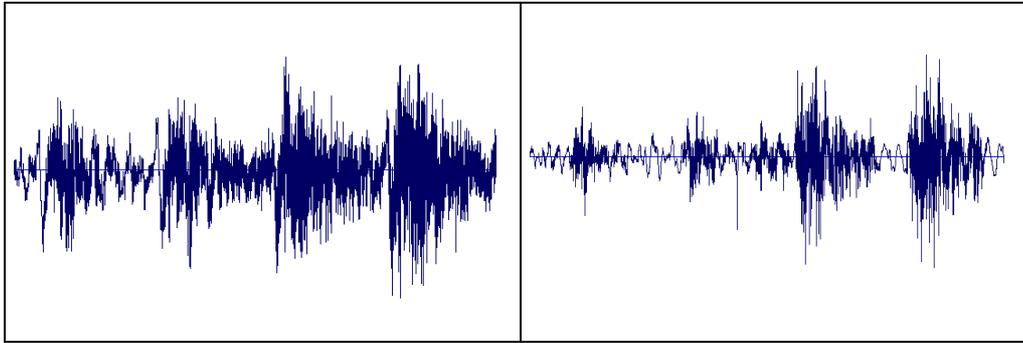


Abb. 16 zwei Beispiele für Kompression **vor** dem Stethoskop (je zwei Herzzyklen ohne und zwei mit Kompression)

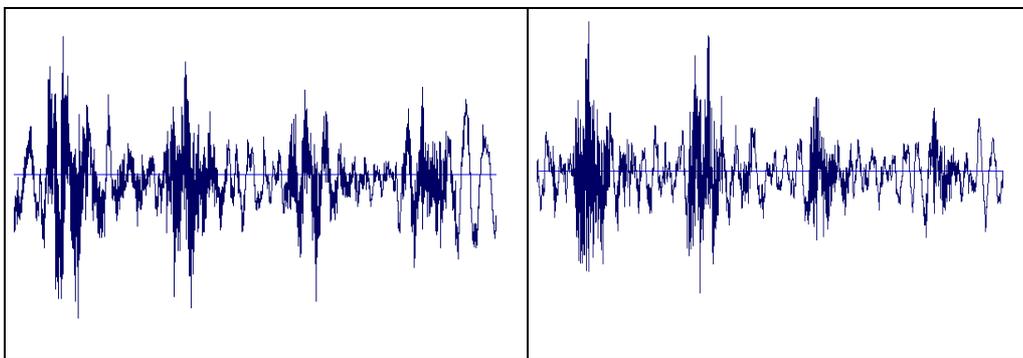


Abb. 17 zwei Beispiele für Kompression **nach** dem Stethoskop (je zwei Herzzyklen ohne und zwei mit Kompression)

Bei flussabwärts gelegener Kompression (nach dem Stethoskop) wird der Blutfluss am Auskultationsort „staubedingt“ langsamer, mit hierdurch eventuell bedingter Frequenz- und Intensitätsabnahme. Das Stenosegeräusch wird weggeleitet. Der Rauschcharakter wird abgeschwächt. Die beobachteten Geräuschphänomene sind in Tabelle 6 zusammengefasst.

Kompression flussaufwärts, vor dem Stethoskop	Kompression flussabwärts, nach dem Stethoskop
lauter/intensiver	dezent leiser/schwächer
höher/heller	etwas tiefer/dunkler
Zunahme des Rauschcharakters	der Rauschcharakter nimmt ab

Tab. 6 Veränderungen des Strömungsgeräusches durch Kompression

Bei fünf der 49 Untersuchungen (10,2 %) konnte die Blutflussrichtung klinisch nicht bestimmt werden. Hiervon war ein Shunt praktisch ohne hörbares Pulsationsgeräusch, bei den weiteren vier führte die Kompression zu überhaupt keiner Geräuschänderung, oder diese ließ sich (auch im direkten Vergleich) keiner der beiden Gruppen sicher und eindeutig zuordnen. Zwei dieser Loops wurden nach erfolgter Revision wegen Shuntinsuffizienz nochmals untersucht, wobei dann die Blutflussrichtung eindeutig erkennbar war (s. auch Abb. 20).

In einem Fall (2 % von 49) kam die Auskultation zu einem falschen Ergebnis, d.h. die Blutflussrichtung wurde entgegen der realen (nachfolgend objektivierten Richtung) eingeschätzt. Hier wurde die Untersuchung allerdings nach bereits erfolgter Punktion zur Dialyse durchgeführt, so dass der Shunt nur eingeschränkt zugänglich bzw. beurteilbar war.

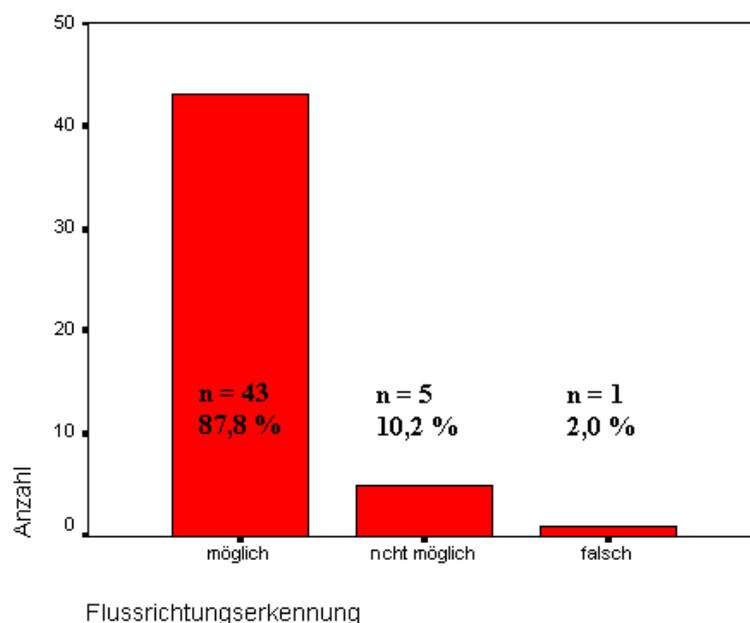


Abb. 18 klinische Bestimmbarkeit der Blutflussrichtung

Bei 6 Patienten (12,8 % von 47) stimmte die auskultatorisch bestimmte Shunt-Flussrichtung nicht mit dem bisher praktizierten Anschluss an die Dialysemaschine überein, d.h. hier wurde die Fistel bislang versehentlich falsch punktiert.

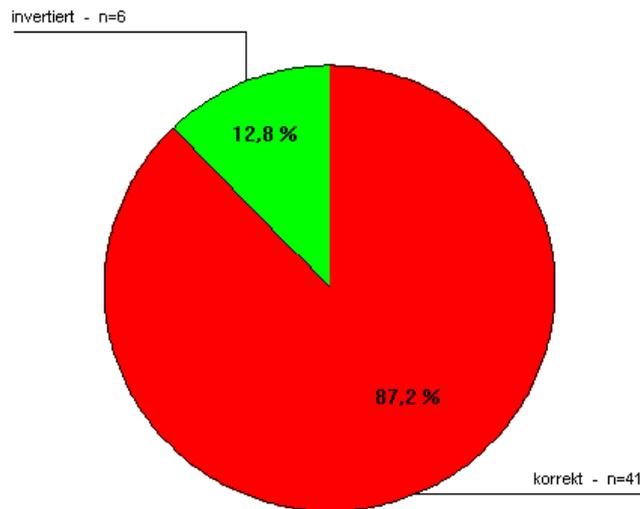


Abb. 19 Anteil bisher falsch punktierter Loops im Gesamtkollektiv

6.2 Ergebnisse der Fluss- und Rezirkulationsmessungen mit dem Hämodialyse-Monitor HD01

Bei 44 der 47 Patienten (93,6 %) wurden Messungen mit dem Hämodialysemonitor durchgeführt. Zwei der Patienten erhielten eine Messung vor und nach Loop-Revision, so dass insgesamt 46 Untersuchungen mit dem HD01 erfolgen konnten. Von drei Probanden (6,4 %) lagen aktuelle Fistelfluss-Bestimmungen mittels Doppler-Sonografie bereits vor. Diese Messwerte wurden übernommen und bei der Auswertung mit verwendet.

Die vor der eigentlichen Untersuchung gemessenen Volumenflüsse im Dialysatorkreislauf (Q_b) betragen zwischen 197 und 275 ml/min, der mittlere Fluss lag bei 234 ml/min.

Bei keinem der untersuchten Shunts trat bei regelrechter Positionierung der Kanülen eine Rezirkulation auf. Die sechs vertauscht punktierten Shunts zeigten allerdings Rezirkulationen zwischen 8 % und 40 %. Dies entspricht einer mittleren Effektivitätseinbuße von 24,2 %.

Die 49 ermittelten Shunt-Volumenflüsse der 47 Patienten lagen zwischen 250 ml/min und 1960 ml/min, hieraus ergibt sich ein mittleres Flussvolumen aller Messungen von 803 ml/min. Die zwei revidierten PTFE-Loops erreichten praktisch eine Flussverdopplung von 250 ml/min (vor Revision) auf 540 ml/min (nach Revision) bzw. von 340 ml/min (vor Revision) auf 700 ml/min (nach Revision). Diese Patienten sind in Abb. 20 farblich (blau und grün) hervorgehoben.

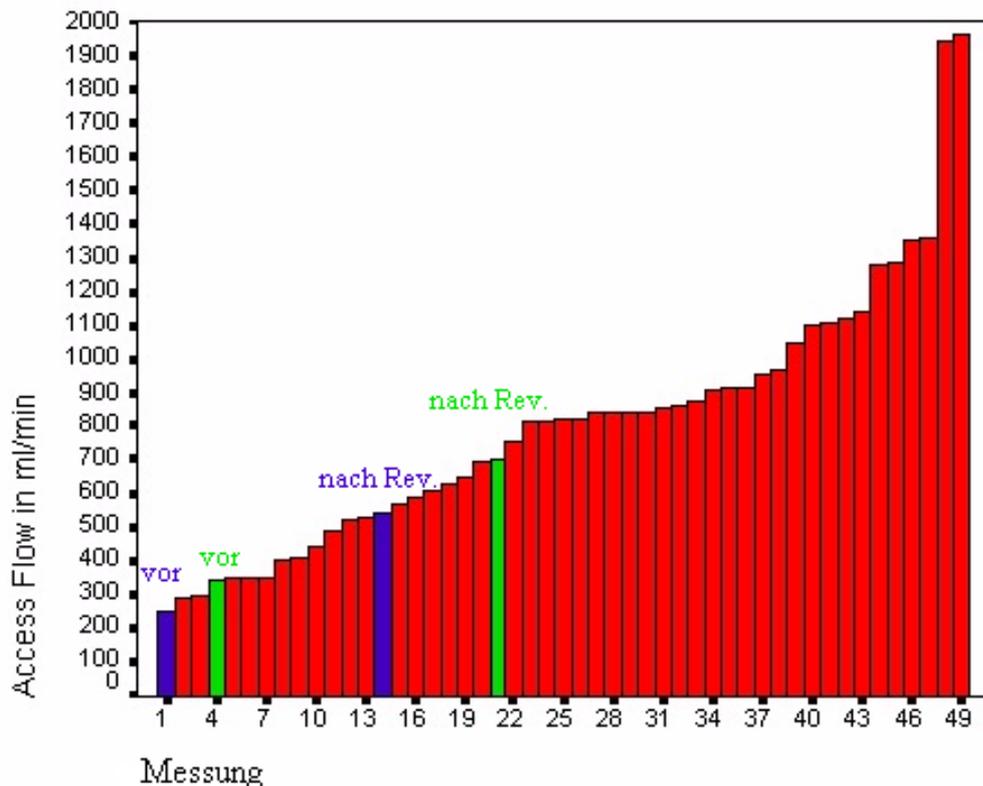


Abb. 20 Volumenfluss im Gefäßzugang bei 47 Patienten, bei dem grün und blau dargestellten Patient wurde je eine Messung vor und nach Shunt-Revision durchgeführt (also insgesamt 49 Messungen)

Aus den gemessenen Werten kann nach der umgestellten KRIVITSKI-Gleichung ($R\% = \frac{Q_b}{Q_a + Q_b} \times 100\%$) die theoretische, z.B. in Folge einer eventuellen versehentlichen Inversion der Blutschläuche auftretende Rezirkulation errechnet werden. Hier zeigte sich ein Bereich zwischen 10 % bis 48 %, bzw. ein berechneter mittlerer Effektivitätsverlust von etwa einem Viertel (25,6 %). Bei konstantem Dialysatorfluss (Q_b) nimmt die Rezirkulation, gemäß der oben stehenden Formel, mit steigendem Fistel-Flussvolumen/ Access Flow

(Qa) ab. In Abbildung 21 wird die dem jeweils vorhandenen Volumenfluss zugehörige und vom konkreten Dialysatorfluss modifizierte, nachfolgend berechnete Rezirkulation grafisch dargestellt.

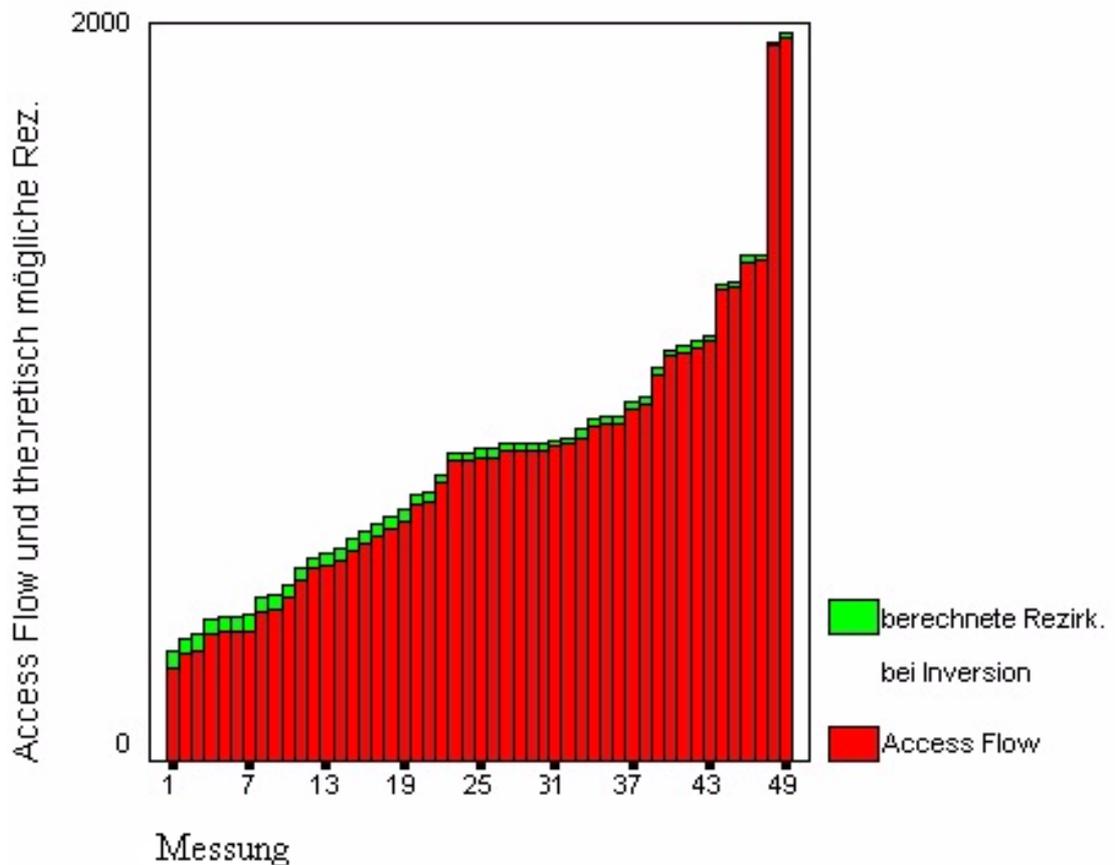


Abb. 21 Access Flow (Qa) und zugehörige provozierte Rezirkulation (R) bei Inversion der Blutschläuche (Effektivitätsverlust) – berechnet für den jeweils konkret vorhandenen Dialysatorfluss (Qb)

6.3 Beziehungen zwischen Auskultation und Shunt-Volumenfluss

Ab einem Volumenfluss von 400 ml/min und mehr gelang es immer, die Blutflussrichtung in der Gefäßprothese festzulegen. Unterhalb dieses cut-off war die Richtungsdetektion nur noch bei zwei von sieben Fisteln problemlos möglich. Eine falsche Zuordnung erfolgte bei einem Oberarm-Shunt mit einem

Fluss von 490 ml/min, so dass letztlich erst bei Flüssen oberhalb 500 ml/min eine fehlerfreie klinische Beurteilung möglich war.

Wie bereits im Abschnitt 6.1 erwähnt, konnte bei zwei Patienten mit einem Volumenfluss unterhalb 400 ml/min (250 ml/min und 340 ml/min) die Blutflussrichtung durch Auskultation zunächst nicht bestimmt werden. Nach erfolgter Shunt-Revision, die praktisch zu einer Volumenfluss-Verdoppelung führte, konnte jedoch eindeutig das flussrichtungsabhängige Geräuschphänomen und damit die Flussrichtung nachgewiesen werden. Somit war schon allein durch die klinische Untersuchung der Erfolg der gefäßchirurgischen Intervention einschätzbar.

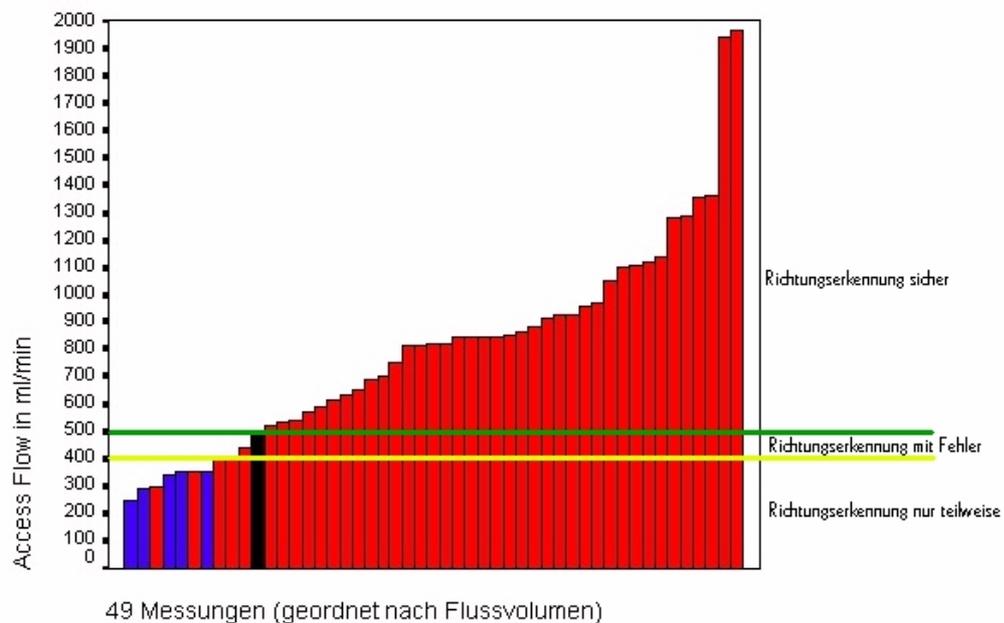


Abb. 22 klinische Erkennbarkeit der Blutflussrichtung in Abhängigkeit vom Shunt-Volumenfluss

- blau:** Blutflussrichtung nicht erkannt
- schwarz:** Blutflussrichtung falsch eingeschätzt
- rot:** Blutflussrichtung richtig erkannt

7 Diskussion

Die Langzeithämodialyse ist heute das wichtigste Verfahren zur Nierenersatztherapie bei chronisch niereninsuffizienten Patienten. Diese Methode hat sich von den experimentellen Anfängen in den 20er-Jahren des vorigen Jahrhunderts bis jetzt zu einem medizinisch und technisch hochmodernen Standardverfahren entwickelt, welches betroffenen Menschen ein relativ langes Überleben mit akzeptabler Lebensqualität ermöglicht. Derzeit werden in Deutschland bereits über 40.000 Patienten in einem Hämodialyseprogramm therapiert. Auch international wird in den industrialisierten Ländern mit weiter steigenden Behandlungsraten gerechnet [64, 91].

Voraussetzung für eine effiziente extrakorporale Blutwäsche ist ein dem Bedarf von mindestens 200 ml/min angepasster, möglichst langlebiger und komplikationsarm funktionierender Gefäßzugang. Unter den zahlreichen mehr oder weniger praktikablen Varianten hat sich die Cimino-Fistel als Zugang der ersten Wahl durchsetzen können. Die Anlage einer nativen Fistel ist jedoch an die Existenz einer geeigneten körpereigenen Vene im Bereich der oberen Extremitäten gebunden [62].

Die heute möglich gewordene erweiterte Indikationsstellung zur Nierenersatztherapie und die steigende Lebenserwartung überhaupt erhöht das durchschnittliche Patientenalter und verändert das zu Grunde liegende ursächliche Diagnosespektrum [91]. Dies führt zur Zunahme des Anteils an primären und sekundären Gefäßerkrankungen. Dementsprechend, nach Untersuchungen aus den USA u.a. auch aus sozioökonomischen Gründen, steigt die Anzahl der Patienten, bei denen zur Anlage und Erhaltung eines av-Shunts auf prothetisches Material ausgewichen wird oder werden muss [10, 23, 47, 51, 101, 114]. Unter den vielen verschiedenartigen Materialien hat sich ePTFE (expanded Polytetrafluoroethylen) durchgesetzt und ist derzeit am weitesten verbreitet [69].

Eng verbunden mit der Zunahme an PTFE-Shunts ist die steigende Rate an zugangsbedingten Komplikationen. Trotz der insgesamt günstigen Verträglichkeit, handelt es sich um körperfremdes Material, welches mit mehrmalig wöchentlichen Punktionen bei permanent hohem Druck einer außerordentlich großen Belastung ausgesetzt ist. Neben den Hauptproblemen wie Thrombosierung und Infektion sind Blutungen, Pseudoaneurysma oder das Perigraft-Serom typische Risiken von PTFE-Prothesen. Ein bisher nicht vollständig geklärtes und deshalb kaum zu verhinderndes Phänomen stellt die im Bereich der venösen Anastomose auftretende intimale Hyperplasie dar, die zwangsläufig zur Stenose führt [22, 31, 103].

Die beste Möglichkeit zur Prophylaxe von Komplikationen liegt in der Vermeidung von prothetischem Material. Die native Cimino-Fistel bleibt damit der „Goldstandard“ der Dialyseshunt-Chirurgie [62]. Wenn trotzdem ein PTFE-Shunt gelegt werden muss, kann durch die frühzeitige und konsequente Durchführung von entsprechenden prospektiven Überwachungsprogrammen und dementsprechende frühzeitige Intervention die Anzahl und vor allem die Ausprägung von schweren Komplikationen ganz entscheidend reduziert werden [17, 21, 22, 83]. In mehreren Studien hat sich der Blutvolumenfluss im Gefäßzugang als empfindlichste Messgröße mit der zuverlässigsten Vorhersage bezüglich Stenosen bzw. drohenden Thrombosen gezeigt, wobei serielle Messungen die Wertigkeit noch weiter steigern konnten [12, 68, 76, 80, 82, 84].

Drei Methoden zur Volumenflussmessung sind derzeit gebräuchlich, wobei hiervon die MR-Flowmetry schon aus Kostengründen kaum für ein Monitoring in Frage kommen kann. Die Dopplersonografie ist ebenfalls ein relativ teures Verfahren und durch die nicht geringe inter-observer Variabilität in ihrem praktischen Nutzen eingeschränkt [54]. Von der DOQI wird deshalb derzeit die Indikator-Verdünnungstechnik als vom Aufwand her vertretbares, wissenschaftlich ausreichend belegtes und gut reproduzierbares Überwachungsprinzip empfohlen. McCARLEY et al [76] konnten unlängst in einer prospektiven Studie auch den gesundheitspolitischen Vorteil eines derartigen Blutfluss-Monitorings nachweisen, wobei eine Halbierung aller gefäßzugangsbedingten Behandlungskosten erreicht werden konnte. Die definitive Diagnostik (z.B. Lokalisation der Stenose) sollte dann bei Unterschreitung entsprechender Schwellenwerte oder bei tendenziell

abnehmenden Flussvolumina mit den aufwendigeren bildgebenden Verfahren (Veno-oder Fistulografie) erfolgen [58, 83].

In der Literatur herrscht weitgehende Einigkeit über kritische Schwellenbereiche des Prothesen-Fistelflusses. Hierzu wurden sowohl Studien unter Einsatz der farbkodierten Dopplersonografie, als auch Untersuchungen mit der US-Verdünnungstechnik gewertet [11, 13, 27, 74, 99]. Der optimale Volumenfluss im PTFE-Shunt liegt demnach zwischen 800-2000 ml/min, hier wird ein monatliches Monitoring als ausreichend angesehen [58, 83]. Oberhalb dieses Bereiches muss vermehrt mit cardialen Problemen oder Steel-Phänomenen gerechnet werden [98]. Unterhalb 800 ml/min steigt die Wahrscheinlichkeit für das Auftreten von Stenosen bzw. nachfolgenden Thrombosen, die Messintervalle sollten verkürzt werden. Eine kritische Zone wird bei Flüssen unter 600 ml/min erreicht, eine weiterführende Diagnostik ist hier in Abhängigkeit vom individuellen Verlauf (Trend) indiziert [12, 58, 83, Guideline10].

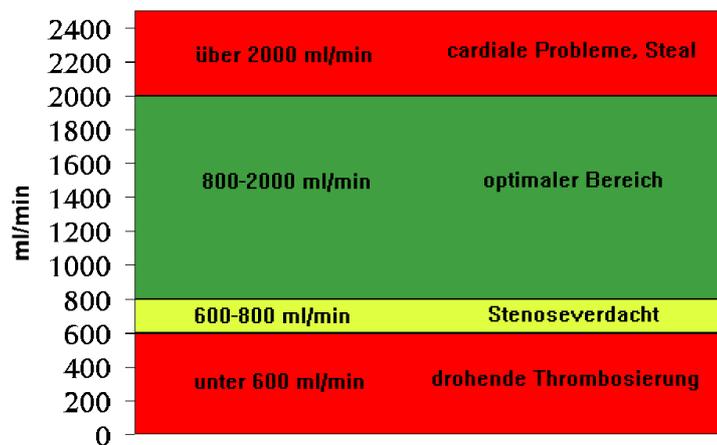


Abb. 23 Kritische Bereiche für den Shunt-Volumenfluss

Bei den eigenen Untersuchungen konnten mit dem Hämodialysemonitor HD01 Fistelflüsse zwischen 250-1960 ml/min (803 \pm 380 ml/min) gemessen werden. Es zeigten sich ein Drittel (32,7 %) der untersuchten Shunts (n= 16) unterhalb 600 ml/min, welche zumindest weiterhin kurzfristig kontrolliert werden müssten. Werte unterhalb des optimalen Fistelflusses (800 ml/min) konnten sogar bei 44,9 % (n=22) der Messungen ermittelt werden. Dies unterstreicht die Sinnhaftigkeit von regelmäßigen Untersuchungen auch im eigenen

Patientenkollektiv (Abb. 24). Ein generelles Überwachungsprogramm mit dieser Methode war, nicht zuletzt wegen der fehlenden Gerätetechnik, bisher in keiner der aufgesuchten Dialyse-Einrichtungen etabliert.

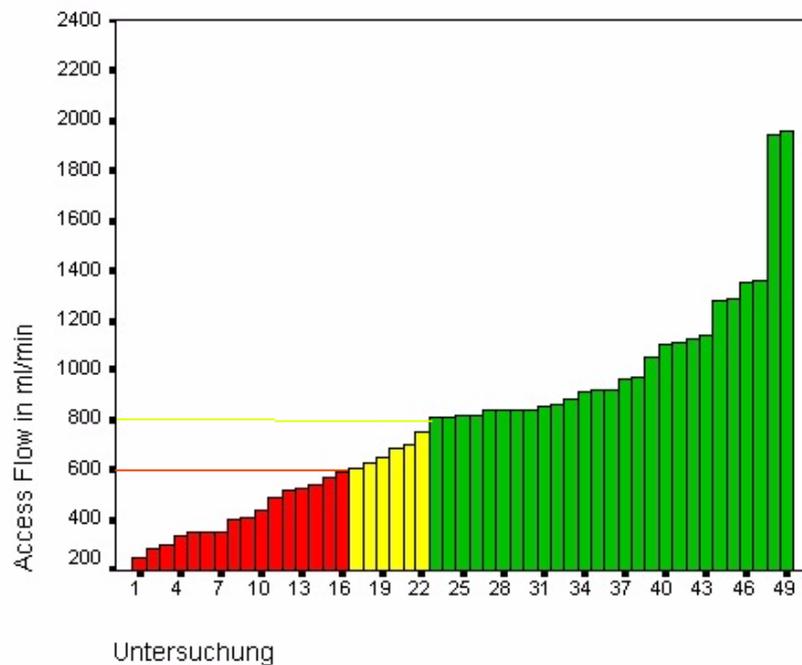


Abb. 24 Shunt-Volumenfluss bei den eigenen Untersuchungen mit farblicher Zuordnung zu den kritischen Fluss-Bereichen laut Abb. 23

Ein weiterer Vorteil des Monitorings von av-Loops mit dem US-Verdünnungsverfahren kann in der hiermit erleichterten Kontrolle der realisierten Dialysedosis gesehen werden. Die Technologie erlaubt quasi nebenbei eine Kontrolle des realen Dialysator-Flows (Pumpenfluss), welcher unmittelbare Voraussetzung einer ausreichenden Blutwäsche ist. Mit einer der eigentlichen Volumenfluss-Bestimmung vorgeschalteten Rezirkulationsmessung wird, neben dem Ausschluss von schwerwiegenden Einschränkungen des Blutflusses im Gefäßzugang, eine zuverlässige Kontrolle der korrekten Verbindung zwischen Blut- und Dialysatorkreislauf sichergestellt. In der Literatur fanden sich mehrfach Hinweise auf die in der täglichen Routine auftretenden versehentlichen Vertauschungen des arteriellen und venösen Blutschlauches zur Maschine [15, 28, 59, 85, 96]. SHAPIRO et al [100] beobachteten bei 18 von 72 Patienten - also immerhin bei einem Viertel- die unbeabsichtigte Vertauschung der Anschlüsse. Als 13 dieser Probanden später

erneut untersucht wurden, waren abermals fünf falsch an die Maschine angeschlossen. Auch im eigenen Kollektiv war bei immerhin 12,8 % (n= 6) der Patienten, offenbar bereits über einen längeren Zeitraum, suboptimal dialysiert worden. Hier konnte der Effektivitätsverlust zwischen 8 und 40 %, entsprechend einer durchschnittlichen Einbuße von etwa 25 %, gemessen werden. Dies entspricht Ergebnissen einer Studie von Depner et al [25], in der die prozentuale Rezirkulation bei Inversion der Blutschläuche im Bereich von 10 bis 60 % ermittelt wurde.

Die Umsetzung von Überwachungsprogrammen in die tägliche Routine hängt entscheidend von dem hierzu notwendigen personellen und apparativen Aufwand ab. Weiterhin wird die Akzeptanz ganz maßgeblich von dem Schwierigkeitsgrad (Handling) und zeitlichen Faktoren bestimmt. Nicht zuletzt erfordert die hohe Anzahl von Therapiesitzungen, 3x / Woche bzw. 156x / Jahr, einfache, schnell erlernbare, risikolose, vom gesamten Dialysepersonal ausführbare Verfahren im Sinne eines Screenings, die möglichst ohne teure apparative Ausstattung auskommen. Dies mag ein Grund dafür sein, dass sich selbst in den USA weder die Farb-Dopplersonografie, noch das US-Verdünnungsverfahren bisher als in allen Dialyseeinrichtungen verfügbares Monitoring verbreiten konnten.

Aber auch andere empfohlene, ohne zusätzliche Gerätetechnik auskommende Methoden eines prospektiven Shunt-Monitorings, konnten sich bisher nicht ihrer Wertigkeit angemessen in der täglichen Dialysepraxis etablieren. So sind die Messung des dynamischen oder statischen venösen Dialysedruckes zwar weniger prädiktiv als der Access-Flow, der praktische Nutzen ist jedoch in prospektiven Studien ausreichend belegt. Nachteile sind die Notwendigkeit einer Standardisierung der Blutschläuche, Nadelgrößen und Hämodialyse-Maschinen [83].

Letztlich sind die Messverfahren zur Kontrolle der verabreichten Dialyседosis (URR oder Kt/V) aufgrund zahlreicher verschiedener Einflussfaktoren zu wenig sensitiv/ spezifisch für die Erkennung von Gefäßzugangsproblemen [83].

Die ausgesprochene Notwendigkeit eines sorgfältigen Monitorings der PTFE-Shunts und die andererseits hierzu notwendige, nur begrenzt verfügbare

apparative und personelle bzw. zeitliche Basis, begründen den Bedarf an einfachen Suchmethoden, welche die Patienten aufdecken, die von teuren Verfahren tatsächlich profitieren können. Auch in den Leitlinien der NKF-DOQI (National Kidney Foundation – Dialysis Outcomes Quality Initiative) wird deshalb ausdrücklich auf das Screeningpotential der klinischen Hinweiszeichen für Dysfunktionen des Gefäßzuganges hingewiesen [83].

TREROTOLA et al [106] konnten allein durch Palpation ein Patientenkollektiv isolieren, in dem nur Shunt-Volumenflüsse über 450 ml/min vertreten waren. Damit konnten immerhin ein Drittel an weiterführender, kostenintensiver Diagnostik, in diesem Falle sonografische Untersuchungen, eingespart werden. Auch in anderen Arbeiten konnte der patientenschonende und obendrein ökonomische Nutzen einfacher klinischer Verfahren und Beobachtungen nachgewiesen oder zumindest verdeutlicht werden [9, 24, 28, 33, 41, 62, 63, 91, 95]. Es fand sich trotz der durchaus vorhandenen praktischen Relevanz lediglich eine Publikation, die sich mit der klinischen Detektion der Blutflussrichtung in av-Loops befasst [28].

Die Stethoskopmethode ist im Vergleich zu dem von TREROTOLA et al [106] vorgeschlagenen Vorgehen nur eingeschränkt in der Lage, die Patienten zu identifizieren, die keiner weiterführenden Diagnostik bedürfen. In der Gruppe \geq 450 ml/min (n=10) fanden sich im eigenen Patientenkollektiv immerhin fünf Prothesen-Shunts (50 %), die durchaus dringend weitere engmaschige Kontrollen benötigt hätten, jedoch nicht auffällig wurden, da sie in der Blutflussrichtung trotzdem ohne weiteres richtig beurteilbar waren. Andererseits konnte auch ohne apparativen Aufwand immerhin die Hälfte der Patienten ermittelt werden, die auf Grund zu kleiner Shuntvolumen unmittelbar thrombosegefährdet waren.

Hauptziel der vorliegenden Arbeit war die Überprüfung der Wertigkeit eines neuen einfachen klinischen Verfahrens zur Erkennung der Blutflussrichtung in av-Prothesenshunts. Hier gelang es bei dem größten Teil der Patienten (87,8 %) diese richtig zu ermitteln. Lediglich eine Untersuchung (2 %), allerdings unter ungünstigen Bedingungen und bei relativ niedrigem Fluss (490 ml/min), führte zu einem falschen Ergebnis. Bei 5 % der Auskultationen war die sichere Festlegung der Flussrichtung nicht möglich. Hier war das typische

poststenotische Geräuschphänomen – auch im Vergleich zu dem weniger ausgeprägten prästenotischen Geräusch- nicht bzw. nicht sicher erkennbar. Diese Einschränkung der Methodik ist jedoch insofern akzeptabel, da in diesen Fällen immer Volumenflüsse unterhalb 400 ml/min vorlagen, die ohnehin Anlass zu einer weiterführenden Diagnostik sein sollten. Hierbei kann dann die Flussrichtung nochmals exakt kontrolliert werden.

Das hier vorgestellte Verfahren ähnelt dem von DEPNER [28] empfohlenen Vorgehen. Bei beiden Methoden, kommt es bei der digitalen Kompression zu typischen klinisch erkennbaren Blutflussveränderungen im Shunt. Ein praktischer und systematischer Vergleich beider Methoden fand hier zwar nicht statt. DEPNER räumt jedoch durchaus ein, dass nicht in jedem Fall Pulsationen bei Druck mit dem Finger tastbar werden. Überhaupt sind der Empfindlichkeit der Palpation Grenzen gesetzt, da tiefer liegende Gefäße u.U. gar nicht gefühlt werden können. Ein weiterer Nachteil der DEPNER-Methode ist, dass der hier angestrebte Pulsationsverlust erst nach nahezu vollständiger Gefäßokklusion erreicht werden kann. Dies ist zum einen für weniger erfahrene Untersucher nicht immer einfach und obendrein wegen des potentiellen Thromboserisikos nicht ganz ungefährlich, wie auch DEPNER selbst kritisch vermerkt.

Das Stethoskopverfahren ist durch die Ausnutzung der im Vergleich zum Fühlen wesentlich empfindlicher ausgebildeten Hörsinne in der Lage, alle Prothesen-Shunts zu beurteilen. Dabei ist ein ggf. nicht vorhandenes oder ein nicht zuzuordnendes Geräusch durchaus auch diagnostisch relevant, da hier eine weiterführende Diagnostik dringend indiziert ist. Auch tiefergelegene, nur schlecht tastbare Loops waren, zumindest bei ausreichenden Shunt-Volumen, akustisch zu erfassen. Weiterhin kommt diese Methode mit einer Kompression des Gefäßes aus, eine u.U. thromboseinduzierende Okklusion ist nicht notwendig bzw. auch gar nicht erwünscht.

Kritisch muss der eine, bezüglich der Blutflussrichtung falsch zugeordnete Fall beleuchtet werden. Hier wurde die Untersuchung aus organisatorischen Gründen, wie auch bei weiteren 14 Patienten, während der bereits laufenden Hämodialyse – also bei bereits liegenden Nadeln- durchgeführt. In diesen Fällen war zum einen nicht die Auskultation des gesamten Prothesenbereiches möglich, zum anderen mussten bei der Kompression die Punktionsregionen

weiträumig ausgelassen werden. Somit waren bei diesen Patienten die Bedingungen nicht unerheblich eingeschränkt. Weitere Untersuchungen unter optimalen Voraussetzungen, also vor der eigentlichen Dialysesitzung müssen zeigen, ob dann weitere Fehldiagnosen sicher zu vermeiden sind.

Diese und die eigenen Ergebnisse berücksichtigend, könnte derzeit folgendes Vorgehen empfohlen werden: Grundsätzlich sollte jeder Prothesen-Shunt vor der Punktion im Sinne eines Screenings klinisch untersucht werden. Hierzu gehört die Inspektion (z.B. Entzündungszeichen, Aneurysma u.a.), die Palpation und die Auskultation. Die Palpation kann entsprechend dem von TREROTOLA et al [106] empfohlenen Vorgehen durchgeführt werden [120]. Hierzu wird an drei repräsentativen Lokalisationen des Shunts (arterielle, Mitte und venöse Anastomose) der Tastbefund einer von drei Befundgruppen zugeordnet:

- schwirrend/ bebend (guter Fluss)
- pulsativ (niedriger Fluss)
- nicht eindeutig zuzuordnen

Nachfolgend können sich zwei Konsequenzen ergeben. Bei schwirrend/bebendem Tastbefund an allen drei Orten, kann von einem suffizienten Shuntvolumen (≥ 450 ml/min) ausgegangen werden, hier erübrigen sich aufwendige und kostenintensive weiterführende diagnostische Maßnahmen. Ein pulsativer Tastbefund, auch schon in einer der drei Regionen, betont hingegen die Dringlichkeit solcher weiterführende Schritte. Alle anderen Befunde bleiben als unklare Ergebnisse bis zur nächsten Untersuchung offen. Der Palpation schließt sich die Auskultation in der oben beschriebenen Weise an. Hierbei wird die Blutflussrichtung unmittelbar vor der Punktion nochmals überprüft, so dass Vertauschungen der Anschlüsse nahezu vollständig vermieden werden können. Wenn die Flussrichtung nicht eindeutig feststellbar ist, kann nach den bisher vorliegenden Ergebnissen von einem Shunt-Volumen unter 400 ml/min ausgegangen werden, und die Indikation für weiterführende diagnostische Maßnahmen ist eindeutig und dringend gegeben.

Die Stethoskopmethode ist hervorragend geeignet, das nicht selten anzutreffende Problem der Flussrichtungsbestimmung in ePTFE-Loops zu lösen. Darüber hinaus scheint dieses Verfahren, insbesondere in Kombination

mit einer orientierenden Palpation nach TREROTOLA, eine, als klinisches Screening durchführbare Überwachungsmethode, für die ohnehin mehr von Komplikationen bedrohten PTFE-Loops, zu sein. Das hier vorgeschlagene, sich an den klassischen Grundlagen der klinischen Untersuchung orientierende Vorgehen ist nur sehr wenig zeitaufwendig und zieht keine apparativen Zusatzkosten nach sich. Es kann sofort in die klinische Diagnoseroutine übernommen werden und ist dabei geeignet, die Effektivität und Qualität der Dialysebehandlung zu verbessern. Weitere prospektive Untersuchungen mit größeren Patientenzahlen im Sinne eines Prothesenshunt-Überwachungsprogrammes werden zeigen, ob dieses Vorgehen auch geeignet ist, die Anzahl von Shunt-Komplikationen zu verhindern bzw. die Funktionsdauer dieser Lebensadern von Hämodialysepatienten zu verlängern und damit die Lebensqualität der Betroffenen zu verbessern.

8 Zusammenfassung

Die Hämodialysebehandlung hängt entscheidend von der suffizienten Funktion des permanenten Gefäßzugangs ab. Epidemiologische Daten insbesondere aus den USA zeigen einen wachsenden Anteil von Patienten, die mangels eigener geeigneter Gefäße auf prothetisches Material in Form von PTFE-Loops angewiesen sind.

Shunt-Prothesen erfordern, wegen dem im Vergleich zur nativen CIMINO-Fistel größeren Risiko für Komplikationen, eine sorgfältige Beobachtung, um den vollständigen Funktionsverlust in Form einer Thrombosierung vorzubeugen. Im Rahmen dieser Überwachung sollte auch die Blutflussrichtung in dem zu punktierenden Abschnitt überprüft werden, da es in der Dialysepraxis mangels dieses Wissens nicht selten zur Vertauschung der Anschlussschläuche zum Dialysator kommt. Eine invertierte Konnektion führt zwangsläufig durch die hierdurch provozierte Rezirkulation zu einer suboptimalen Dialyse mit erheblichen Effektivitätsverlust.

Nicht zuletzt wegen des nicht unbeträchtlichen Zeit- und Kostendrucks im Gesundheitswesen sollten klinische Überwachungsmöglichkeiten vor Einsatz aufwendiger Technik ausgeschöpft werden.

Im Rahmen dieser Arbeit wurden 47 Hämodialysepatienten mit PTFE-Shunts unterschiedlicher Form und Lokalisation aus mehreren Praxen mit einem bisher nicht publizierten einfachen und kostenneutralen klinischen Verfahren, bei dem lediglich ein Stethoskop notwendig ist, untersucht. Hierbei wurde versucht, durch manuelle Kompression bei gleichzeitiger Auskultation des av-Prothesenshunts, die Blutflussrichtung anhand der induzierten Strömungsgeräusche zu erkennen. Zwei dieser Patienten konnten jeweils vor und nach einer Shunt-Revision untersucht werden.

Zur Überprüfung der Flussrichtung wurde diese bei 44 Patienten unter Ausnutzung des US-Verdünnungsverfahrens nach KRIVITSKI mit einem Hämodialysemontitor HD01 objektiviert und zusätzlich der Shunt-Volumenfluss

und die Rezirkulation gemessen. Von drei Patienten wurden vorhandene Daten verwendet, die bereits mittels Doppler-Sonografie bestimmt waren.

Bei 44 der insgesamt 49 Untersuchungen (89,8 %) konnte die Blutflussrichtung allein klinisch bestimmt werden. Einmal stimmte diese leider nicht mit der tatsächlichen Flussrichtung überein (2 %). Derzeit bleibt es offen, ob eine derartige Fehlbestimmung durch optimale Untersuchungsbedingungen sicher vermieden werden kann. Immerhin konnten jedoch allein unter Anwendung dieser einfachen klinischen Methode sechs der 47 Patienten identifiziert werden, die bisher falsch an die Dialysemaschine angeschlossen waren. Mit dem Hämodialysemonitor konnte hierbei eine vermeidbare Effektivitätseinbuße von durchschnittlich 24,2 % gemessen werden (8-40 %).

Die fünf in ihrer Flussrichtung klinisch nicht erkennbaren Shunts hatten alle ein prognostisch ungünstiges Flussvolumen (< 400 ml/min), so dass die aus der Auskultation abgeleitete Notwendigkeit für weitere diagnostische Maßnahmen (z.B. Messung mit Hämodialysemonitor oder Doppler-Sonografie) nachfolgend bestätigt wurde. Es fanden sich jedoch auch zwei Gefäßzugänge, die trotz solch eines kritischen Shuntvolumens, mit der Auskultationsmethode dennoch bezüglich der Blutflussrichtung sicher erkennbar waren. Zur klinischen Differenzierung zwischen Fisteln mit hohen und niedrigen Volumenflüssen ist dieses Verfahren demnach weniger gut geeignet.

Mit der in der vorliegenden Arbeit verifizierten Methode ist nicht nur eine sofort in der täglichen Dialysepraxis anwendbare Möglichkeit zur Erkennung der Blutflussrichtung in av-Loops gegeben, sondern darüber hinaus wird ein Hilfsmittel zur Indikationsstellung für weiterführende Diagnostik vorgestellt. Derzeit kann die regelmäßige klinische Untersuchung durch Inspektion, Palpation (nach TREROTOLA) und Auskultation in der hier beschriebenen Weise für die Überwachung von Prothesenshunts empfohlen werden.

Literaturverzeichnis

- [1] Abendroth D, Storck M: long-term patency of vascular access. Dial J 18 (1999) 238

- [2] Allon M, Ornt DB, Schwab SJ, Rasmussen C, Delmez JA, Greene T, Kusek JW, Martin AA, Minda S.: factors associated with the prevalence of arteriovenous fistulas in hemodialysis patients in the hemo study. Kidney Int 58 (2000) 2178-2185

- [3] Baker LD Jr, Johnson JM, Goldfarb D.: expanded polytetrafluoroethylene (ptfe) subcutaneous arteriovenous conduit: an improved vascular access for chronic hemodialysis. Trans Am Soc Artif Intern Organs 22 (1976) 382-387

- [4] Bakran A: central venous catheters. Dial J 18 (1999) 211-213

- [5] Bakran A: the infected graft: surgical revision or explantation. Dial J 18 (1999) 251-253

- [6] Bakran A: diagnosis and surgical treatment of ischaemia. Dial J 18 (1999) 259-260

- [7] Barbosa J, Ferreira MJ: seroma-prevention and treatment. Dial J 18 (1999) 249-250

- [8] Bay WH, Henry ML, Lazarus JM, Lew NL, Ling J, Lowrie EG: predicting hemodialysis access failure with color flow doppler ultrasound. Am J Nephrol 18 (1998) 296-304

- [9] Beathard GA: physical examination of av grafts. Semin Dial 5 (1992) 74

- [10] Besarab A, Adams M, Amatucci S, Bowe D, Deane J, Ketchen K, Reynolds K, Tello A: unraveling the realities of vascular access: the network 11 experience. *Adv Ren Replace Ther* 7 (2000) 65-70
- [11] Besarab A, Hall B, El-Ajel F, Deane C, Zasuwa G: the relation of brachial artery flow to access flow. *J Am Soc Nephrol.* 6 (1995) 483 (abstract)
- [12] Besarab A, Lubkowski T, Frinak S, Ramanathan S, Escobar F: detecting vascular access dysfunction. *ASAIO J* 43 (1997) M 539-543
- [13] Besarab A, Lubkowski T, Frinak S, Ramanathan S, Escobar F: detection of access strictures and outlet stenoses in vascular accesses. which test is best? *ASAIO J* 43 (1997) M 543-547
- [14] Besarab A, Samarapungavan D: measuring the adequacy of hemodialysis access. *Curr Opin Nephrol Hypertens* 5 (1996) 527-531
- [15] Besarab A, Sherman R: the relationship of recirculation to access blood flow. *Am J Kidney Dis* 29 (1997) 223-229
- [16] Besarab A, Sullivan KL, Ross RP, Moritz MJ: utility of intra-access pressure monitoring in detecting and correcting venous outlet stenoses prior to thrombosis. *Kidney Int* 47 (1995) 1364-1373
- [17] Bosman PJ, Boereboom FT, Eikelboom BC, Koomans HA, Blankestijn PJ: graft flow as a predictor of thrombosis in hemodialysis grafts. *Kidney Int* 54 (1998) 1726-1730
- [18] Brescia MJ, Cimino JE, Appel K, Hurwicz BJ: chronic hemodialysis using venipuncture and a surgically created arteriovenous fistula. *N Engl J Med* 17 (1966) 1089-1092
- [19] Brittinger WD: Gefäßzugänge bei Dialysepatienten. *Dial J* 9 (1984) 2-12

- [20] Brodersen HP, Korsten F, Modlich E, Wildberger J, Thomas R, Larbig D: right atrial silicone catheters as angioaccess for hemodialysis with special emphasis to their complications. *Geriatr Nephrol Urol* 7 (1997) 29-34
- [21] Butterly DW, Schwab SJ: hemodialysis vascular access: effect on urea kinetics and the dialysis prescription. *Am J Nephrol* 16 (1996) 45-51
- [22] Butterly DW: a quality improvement program for hemodialysis vascular access. *Adv Ren Replace Ther* 1 (1994) 163-166
- [23] Chen CY, Teoh MK: Graft rescue for haemodialysis arterio-venous grafts: is it worth doing and which factors predict a good outcome? *J R Coll Surg Edinb* 43 (1998) 248-250
- [24] Depner TA: diagnostic value of vascular access compression. *Semin Dial* 6 (1993) 271-272
- [25] Depner TA, Krivitski NM, MacGibbon D: hemodialysis access recirculation measured by ultrasound dilution. *ASAIO J* 41 (1995) M 749-753
- [26] Depner TA, Krivitski NM: clinical measurement of blood flow in hemodialysis access fistulae and grafts by ultrasound dilution. *ASAIO J* 41 (1995) M 745-749
- [27] Depner TA, Reasons AM: longevity of peripheral a-v grafts and fistulas for hemodialysis is related to access blood flow. *J Am Soc Nephrol*. 7 (1996) 1405 (abstract)
- [28] Depner TA.: techniques for prospective detection of venous stenosis. *Adv Ren Replace Ther* 1 (1994) 119-130
- [29] Dinwiddie LC, Frauman AC, Jaques PF, Mauro MA, Hogan SL, Falk RJ: comparison of measures for prospective identification of venous stenoses. *ANNA J* 23 (1996) 593-600

- [30] Drosson B: PTFE-Gefässersatz in der Dialyse-Shunt-Chirurgie. Diss., Münster, 1996
- [31] Felcht H: arteriovenous prosthetic grafts. Dial J 18 (1999) 220-222
- [32] Felcht H: Qualität in der Dialysehuntchirurgie unter ökonomischen Gesichtspunkten. In: von Sommogy S (Hrsg): Hämodialyse Shuntchirurgie, Alois Erdl KG, Trostberg, 1998, S. 169-173
- [33] Felcht H, Schlüter T, Matzdorf H: Diagnostik und Therapie bei Shuntthrombose und drohender Shuntthrombose. In: von Sommogy S, Maurer PC (Hrsg): Hämodialyse Shuntchirurgie, Alois Erdl KG, Trostberg, 1995, S. 78-82
- [34] Feldman HI, Kobrin S, Wasserstein A: hemodialysis vascular access morbidity. J Am Soc Nephrol 7 (1996) 523-535
- [35] Frei U, Schober-Halstenberg HJ: Nierenersatztherapie in Deutschland _ Bericht über Dialysebehandlung und Nierentransplantation in Deutschland 1999. QuaSi-Niere gGmbH, 2000, (www.quasi-niere.de)
- [36] Gallego Beuter JJ, Hernandez Lezana A, Herrero Calvo J, Moreno Carriles R: early detection and treatment of hemodialysis access dysfunction. Cardiovasc Intervent Radiol 23 (2000) 40-46
- [37] Gladziwa U, Krieger S, Bocker G, Nilius J: success and failure with the demers catheter in dialysis. Zentralbl Chir 125 (2000) 258
- [38] Glickman MH, Stokes GK, Ross JR, Schuman ED, Sternbergh WC 3rd, Lindberg JS, Money SM, Lorber MI: multicenter evaluation of a polyurethaneurea vascular access graft as compared with the expanded polytetrafluoroethylene vascular access graft in hemodialysis applications. J Vasc Surg 34 (2001) 465-473

- [39] Haug M, Vonderbank E: Qualität der Revision. In: von Sommoggy S (Hrsg): Hämodialyse Shuntchirurgie. Alois Erdl KG, Trostberg, 1998, S. 143-148
- [40] Hauser H, Gutschi S, Fruhwirth H, Amann W, Koch G: Chirurgische Therapie von Dialyse-Shuntaneurysmen. In: von Sommoggy S, Maurer PC (Hrsg): Hämodialyse Shuntchirurgie. Alois Erdl KG, Trostberg, 1995, S. 122-127
- [41] Helmberger T, Wagershauser T, Stäbler A, Reiser M: Qualität der Dialyseshunt-Angioplastie. In: von Sommoggy S (Hrsg): Hämodialyse Shuntchirurgie. Alois Erdl KG, Trostberg, 1998, S. 67-79
- [42] Hepp W: Dialyseshunt-Chirurgie - Bedeutung und taktisches Konzept. In: von Sommoggy S, Maurer PC (Hrsg): Hämodialyse Shuntchirurgie. Alois Erdl KG, Trostberg, 1995, S. 15-29
- [43] Hepp W: Qualitätsmanagement bei Revisionseingriffen an Dialyseshunts. In: von Sommoggy S (Hrsg): Hämodialyse Shuntchirurgie. Alois Erdl KG, Trostberg, 1998, S. 149-159
- [44] Hepp W, Schneider M: Reeingriffe an arterio-venösen PTFE-Interponaten. In: von Sommoggy S, Maurer PC (Hrsg): Hämodialyse Shuntchirurgie. Alois Erdl KG, Trostberg, 1995, S. 128-139
- [45] Hester RL, Ashcraft D, Curry E, Bower J: non-invasive determination of recirculation in the patient on dialysis. ASAIO J 38 (1992) M 190-193
- [46] Himmelfarb J, Saad T: hemodialysis vascular access: emerging concepts. Curr Opin Nephrol Hypertens 5 (1996) 485-491
- [47] Hirth RA, Turenne MN, Woods JD, Young EW, Port FK, Pauly MV, Held PJ: predictors of type of vascular access in hemodialysis patients. JAMA 276 (1996) 1303-1308

- [48] Hofmann V, Bauer K, Garaguly G: Welche Faktoren beeinflussen die Funktionsdauer eines Dialyseshunt? In: von Sommoggy S, Maurer PC (Hrsg): Hämodialyse Shuntchirurgie. Alois Erdl KG, Trostberg, 1995, S. 91-95
- [49] Hood SA, Schillo B, Beane GE, Rozas V, Sondheimer JH: an analysis of the adequacy of preparation for end-stage renal disease care in michigan. michigan renal plan task force. ASAIO J 41 (1995) M 422-426
- [50] Hüsemann H: Die ePTFE-Kunststoff-Gefäßprothese als Gefäßzugang zur Dauerdialysebehandlung. Diss., Köln, 1998
- [51] Ifudu O, Macey LJ, Homel P, Hyppolite JC, Hong J, Sumrani N, Distant D, Sommer BG, Friedman EA: determinants of type of initial hemodialysis vascular access. Am J Nephrol 17 (1997) 425-427
- [52] Ifudu O, Mayers JD, Cohen LS, Paul H, Brezsnayk WF, Avram MM, Herman AI, Friedman EA: correlates of vascular access and nonvascular access-related hospitalizations in hemodialysis patients. Am J Nephrol 16 (1996) 118-123
- [53] Kapoian T, Sherman RA: a brief history of vascular access for hemodialysis: an unfinished story. Semin Nephrol 17 (1997) 239-245
- [54] Kirschbaum B, Compton A: study of vascular access blood flow by angiodynography. Am J Kidney Dis 25 (1995) 22-25
- [55] Kolff WJ: New Ways of Treating Uremia. Churchill, London, 1947
- [56] Konner K: history of vascular access. Dial J 18 (1999) 196-202
- [57] Konner K: Qualität der Erstanlage, Konzepte-Technik. In: von Sommoggy S (Hrsg): Hämodialyse Shuntchirurgie. Alois Erdl KG, Trostberg, 1998, S. 31-44

- [58] Kovalik EC, Schwab SJ: implementation of the dialysis outcomes quality initiative vascular access guidelines. *Adv Ren Replace Ther* 6 (1999) 14-47
- [59] Krisper P, Aschauer M, Tiesenhausen K, Leitner G, Holzer H, Schneditz D: access recirculation in a native fistula in spite of a seemingly adequate access flow. *Am J Kidney Dis* 35 (2000) 529-532
- [60] Krivitski NM, MacGibbon D, Gleed RD, Dobson A: accuracy of dilution techniques for access flow measurement during hemodialysis. *Am J Kidney Dis* 31 (1998) 502-508
- [61] Krivitski NM: theory and validation of access flow measurement by dilution technique during hemodialysis. *Kidney Int* 48 (1995) 244-250
- [62] Krönung G: Permanente Gefäßzugänge für die Hämodialyse. In: Franz HE, Hörl WH (Hrsg): *Blutreinigungsverfahren. Technik und Klinik*. 5. Aufl. Thieme, Stuttgart, New York, 1997 S.61-77
- [63] Krönung G: Die Palpation der Shuntvene. *Dialyse aktuell* 5 (2001) 26-27
- [64] Kupsch S, Kern AO, Hallauer JF: Versorgung von Patienten mit Nierenersatztherapie in Deutschland - Epidemiologische, medizinische und ökonomische Aspekte von Dialyse und Transplantation. *Schriftenreihe / Institut für Gesundheits-System-Forschung Kiel, Würzburg, Triltsch, 1998*
- [65] Langkau GH: Der Gefäßzugang für die chronische Hämodialysebehandlung aus gefäßchirurgischer Sicht. *Spektrum der Nephrologie* 10 (1997): 3-14
- [66] Lemson MS, Willigers JM, Ezzahiri R, Hoeks APG, Leunissen KML, Tordoir JHM: Comparison of ultrasound dilution access flow measurement with Duplex access flow measurement during hemodialysis. In: von Sommoggy S (Hrsg): *Hämodialyse Shuntchirurgie*. Alois Erdl KG, Trostberg, 1998, S. 135-140

- [67] Lindsay RM, Bradfield E, Rothera C, Kianfar C, Malek P, Blake PG: a comparison of methods for the measurement of hemodialysis access recirculation and access blood flow rate. *ASAIO J* 44 (1998) 62-67
- [68] Lindsay RM, Leyboldt JK: monitoring vascular access flow. *Adv Ren Replace Ther* 6 (1999) 273-277
- [69] Loeprecht H, Proschek P, Franz HE: Gefäßzugänge für extrakorporale Verfahren. In: Franz HE (Hrsg): *Blutreinigungsverfahren. Technik und Klinik*. 4. Aufl. Thieme, Stuttgart, New York, 1990, S.464-478
- [70] Lorenz EPM, Weber B, Dollinger P, Koch C, Boese-landgraf J: Behandlungsstrategien bei septischen Komplikationen in der Shuntchirurgie. In: von Sommoggy S, Maurer PC (Hrsg): *Hämodialyse Shuntchirurgie*. Alois Erdl KG, Trostberg, 1995, S. 148-156
- [71] Lüth JB, Dumann H, Hilfenhaus M, Schnabel U: Was ist besser, Operation oder Dilatation? Langzeituntersuchungen zur Revision von Brescia Ciminofisteln und PTFE-Loops. In: von Sommoggy S (Hrsg): *Hämodialyse Shuntchirurgie*. Alois Erdl KG, Trostberg, 1998, S. 81-88
- [72] MacDonald JT, Sosa MA, Krivitski NM, Glidden D, Sands JJ: identifying a new reality: zero vascular access recirculation using ultrasound dilution. *ANNA J* 23 (1996) 603-608, 635
- [73] May RE, Himmelfarb J, Yenicesu M, Knights S, Ikizler TA, Schulman G, Hernanz-Schulman M, Shyr Y, Hakim RM: predictive measures of vascular access thrombosis: a prospective study. *Kidney Int* 52 (1997) 1656-1662
- [74] May RE, Ikizler TA, Schulmann G, Yenicesu M, Himmelfarb J, Hakim RM: predictive measures of vascular thrombosis. *J Am Soc Nephrol*. 7 (1996) 1413 (abstract)

- [75] Mayer-Wehrstein R, Weber J, Kuhlmann U: Kontinuierliche ambulante und kontinuierliche zyklische Peritonealdialyse. In: Franz HE (Hrsg): Blutreinigungsverfahren. Technik und Klinik. 4. Aufl. Thieme, Stuttgart, New York, 1990, S.541-571
- [76] McCarley P, Wingard RL, Shyr Y, Pettus W, Hakim RM, Ikizler TA: vascular access blood flow monitoring reduces access morbidity and costs. *Kidney Int* 60 (2001) 1164-1172
- [77] Mickley V: desperate access or desperate surgeon. *Dial J* 18 (1999) 264-265
- [78] Mickley V, Abendroth D, Freitag J, Storck M, Sunder-Plassmann L: Intraoperative Angioplastie und Stentimplantation zur Therapie venöser Anastomosenstenosen von ePTFE-Prothesenshunts. In: von Sommoggy S, Maurer PC (Hrsg): Hämodialyse Shuntchirurgie. Alois Erdl KG, Trostberg, 1995, S. 99-105
- [79] Mickley V, Storck M, Abendroth D: Stenosen der venösen Anasomose beim Prothesenshunt – Therapiealternativen. In: von Sommoggy S (Hrsg): Hämodialyse Shuntchirurgie. Alois Erdl KG, Trostberg, 1998, S. 95-99
- [80] Miller A, Holzenbein TJ, Gottlieb MN, Sacks BA, Lavin PT, Goodman WS, Gupta SK: strategies to increase the use of autogenous arteriovenous fistula in end-stage renal disease. *Ann Vasc Surg* 11 (1997) 397-405
- [81] Müller G: Shuntkorrektur bei Herzinsuffizienz. Workshop Shunttage 1999 – Komplikationsvermeidung
- [82] Neyra NR, Ikizler TA, May RE, Himmelfarb J, Schulman G, Shyr Y, Hakim RM: change in access blood flow over time predicts vascular access thrombosis. *Kidney Int* 54 (1998) 1714-1719

- [83] national kidney foundation kidney diseases outcomes quality initiative (k/doqi) clinical practice guidelines for vascular access. Am J Kidney Dis 37 (Suppl 1) (2000) 137-181 bzw.
nkf-k/doqi clinical practice guidelines for vascular access: update 2000 (www.kidney.org/professionals/doqi/guidelines/doqi_uptoc.html#va)
- [84] Paulson WD, Ram SJ, Birk CG, Work J: does blood flow accurately predict thrombosis or failure of hemodialysis synthetic grafts? a meta-analysis. Am J Kidney Dis 34 (1999) 478-485
- [85] Paun M, Beach K, Ahmad S, Hickman R, Meissner M, Plett C, Strandness DE Jr: new ultrasound approaches to dialysis access monitoring. Am J Kidney Dis 35 (2000) 477-481
- [86] Petzold M: Diagnostik und differenzierte Therapie der Minderperfusion bei av-Gefäßanschlüssen für die Hämodialyse. Workshop Shunttage 1999 – Komplikationsvermeidung
- [87] Pisoni RL, Young EW, Dykstra DM, Greenwood RN, Hecking E, Gillespie B, Wolfe RA, Goodkin DA, Held PJ: vascular access use in europe and the united states: results from the dopps. Kidney Int 61 (2002) 305-16
- [88] Polaschegg HD, Techert F, Wizemann V: dynamic pressure measurement for detection of blood access stenosis. EDTNA ERCA J 24 (1998) 39-44
- [89] Polo JR, Polo J, Vega D, Pacheco D, Gracia-Pajares R: surgical treatment of stenosis and thrombosis in dialysis grafts. Dial J 18 (1999) 242-245
- [90] Pourchez T: clinical diagnosis of arteriovenous fistulae stenosis. Dial J 18 (1999) 232-234

- [91] Prischl FC: Die Qualität des Shuntchirurgen oder Prognostische Faktoren, die für die Langzeit-Funktion einer Hämodialyfefistel entscheidend sind. In: von Sommoggy S (Hrsg): Hämodialyse Shuntchirurgie. Alois Erdl KG, Trostberg, 1998, S. 45-53
- [92] Quinton WE, Dillard D, Scribner BH: cannulation of blood vessels for prolonged hemodialysis. Trans.Amer.Soc.artif.intern.Org. 6 (1960) 104
- [93] Quirin H, Kluthe R: Behandlung vor dem Dialysestadium. In: Franz HE (Hrsg): Blutreinigungsverfahren. Technik und Klinik. 4. Aufl. Thieme, Stuttgart, New York, 1990, S.38-44
- [94] Reinhardt B, Steudle V, Krick G: Verfahrenstechnische Aspekte. In: Franz HE (Hrsg): Blutreinigungsverfahren. Technik und Klinik. 4. Aufl. Thieme, Stuttgart, New York, 1990, S.38-44
- [95] Safa AA, Valji K, Roberts AC, Ziegler TW, Hye RJ, Oglevie SB: detection and treatment of dysfunctional hemodialysis access grafts: effect of a surveillance program on graft patency and the incidence of thrombosis. Radiology 199 (1996) 653-657
- [96] Schneditz D: recirculation, a seemingly simple concept. Nephrol Dial Transplant 13 (1998) 2191-2193
- [97] Schneditz D, Wang E, Levin NW: validation of haemodialysis recirculation and access blood flow measured by thermodilution. Nephrol Dial Transplant 14 (1999) 376-383
- [98] Scholz H, Settmacher U: Der adäquate av-Gefäßzugang. IMPRA MEDICA GmbH, München, 1995
- [99] Shackleton CR, Taylor DC, Buckley AR, Rowley VA, Cooperberg PL, Fry PD: predicting failure in polytetrafluoroethylene vascular access grafts for hemodialysis: a pilot study. Can J Surg 30 (1987) 442-444

- [100] Shapiro W, Gurevich L: inadvertent reversal of hemodialysis lines - a possible cause of decreased hemodialysis (hd) efficiency. *J Am Soc Nephrol* 8 (1997) 173A (abstract)
- [101] Stehman-Breen CO, Sherrard DJ, Gillen D, Caps M: determinants of type and timing of initial permanent hemodialysis vascular access. *Kidney Int* 57 (2000) 639-645
- [102] Tordoir JHM: hemodynamic causes for chronic access failure. *Dial J* 18 (1999) 230-231
- [103] Tordoir JHM: flow measurement. *Dial J* 18 (1999) 254
- [104] Tordoir JHM: Qualität des Shuntmaterials. In: von Sommoggy S (Hrsg): *Hämodialyse Shuntchirurgie*. Alois Erdl KG, Trostberg, 1998, S. 103-107
- [105] Transonic® - Bedienungsanleitung: HD01 Hämodialyse Monitor. HD01 Manual, DM1, Rev 6 (1998)
- [106] Trerotola SO, Scheel PJ Jr, Powe NR, Prescott C, Feeley N, He J, Watson A: screening for dialysis access graft malfunction: comparison of physical examination with us. *J Vasc Interv Radiol* 7 (1996) 15-20
- [107] Turmel-Rodrigues L: radiological treatment of stenosis: percutaneous transluminal angioplasty. *Dial J* 18 (1999) 239-241
- [108] Vanholder R: vascular access: care and monitoring of function. *Nephrol Dial Transplant* 16 (2001) 1542-1545
- [109] von Sommoggy S, Altjohann F: Qualität der Hämodialyse-Shuntchirurgie. In: von Sommoggy S (Hrsg): *Hämodialyse Shuntchirurgie*. Alois Erdl KG, Trostberg, 1998, S. 11-21

- [110] Weise A, Segerer W: Shunt-Management mittels Dopplersonographie. In: von Sommoggy S, Maurer PC (Hrsg): Hämodialyse Shuntchirurgie. Alois Erdl KG, Trostberg, 1995, S. 69-75
- [111] Weitzel WF, Khosla N, Rubin JM: retrograde hemodialysis access flow during dialysis as a predictor of access pathology. *Am J Kidney Dis* 37 (2001) 1241-1246
- [112] Weitzel WF, Rubin JM, Swartz RD, Woltmann DJ, Messana JM: variable flow doppler for hemodialysis access evaluation: theory and clinical feasibility. *ASAIO J* 46 (2000) 65-69
- [113] Woods JD, Bloembergen W, Young EW et al: predictors of permanent vascular access placement prior to esrd in us hemodialysis patients. *J Am Soc Nephrol* 7 (1996) 1424 (abstract)
- [114] Woods JD, Port FK: the impact of vascular access for haemodialysis on patient morbidity and mortality. *Nephrol Dial Transplant* 12 (1997) 657-659
- [115] Woods JD, Turenne MN, Strawderman RL, Young EW, Hirth RA, Port FK, Held PJ: vascular access survival among incident hemodialysis patients in the united states. *Am J Kidney Dis* 30 (1997) 50-57

Anlage: Hinweise zur beiliegenden CD-ROM

In der hinteren Umschlagseite der Arbeit befindet sich eine CD-ROM. Auf dieser sind folgende Daten bzw. Dateien gespeichert.

Dateiverzeichnis Texte

Typ: Adobe Acrobat-Dokument

Titel.pdf Titelblatt; Referat und bibliografische Beschreibung;
Inhaltsverzeichnis; Abkürzungsverzeichnis; Lebenslauf;
Erklärung; Danksagung

Text.pdf Text der Arbeit; Literaturverzeichnis; Anlage;
Verzeichnis der Abbildungen und Tabellen; Thesen

Dateiverzeichnis Sounds (siehe auch Beschreibung auf Seite 36)

Typ: Wave-Audio

namenskürzel_post.wav

33 Sound-Dateien bei Kompression nach dem Stethoskop (in Shunt-Blutflussrichtung)

namenskürzel_prä.wav

33 Sound-Dateien bei Kompression vor dem Stethoskop (in Shunt-Blutflussrichtung)

Verzeichnis der Abbildungen und Tabellen

Abb.	S.	
1	Diagnoseverteilung aller bei QuaSi-Niere erfassten Patienten in der Nierenersatztherapie 1999 in Deutschland (Prävalenz) [35]	2
2	Diagnoseverteilung bei Therapiebeginn im Jahr 1999 in Deutschland (Inzidenz) [35].....	3
3	Wesentliche Anforderungen an einen Hämodialysezugang.....	6
4	Prinzipielle Möglichkeiten für den Gefäßzugang zur Hämodialyse	9
5	Mögliche Lokalisationen für Gefäßersatz-Shunts (KRÖNUNG [62]).....	12
6	Verteilung der Diagnosen im untersuchten Patientenkollektiv.....	33
7	Form der Prothesenshunts im untersuchten Patientenkollektiv.....	33
8	Lokalisation der Prothesenshunts.....	34
9	Shunt-Kompression vor und nach dem Stethoskop.....	35
10	modifiziertes Stethoskop zur Shunt-Geräuschaufzeichnung im PC	36
11	Anschluss des Hämodialysemonitors HD01 im Dialysatorkreislauf	37
12	Sensor des Hämodialysemonitors HD01.....	38
13	Messaufbau/ Kanülenpositionierung zur Bestimmung der Rezirkulation.....	38
14 a	Beispiel für venöse und arterielle Kurven ohne Rezirkulation.....	39
14 b	Beispiel für venöse und arterielle Kurven mit Rezirkulation.....	39
15	Messaufbau/ Kanülenpositionierung (invertiert) zur Bestimmung des Volumenflusses (Access Flow).....	40
16	zwei Beispiele für Kompression vor dem Stethoskop (je zwei Herzzyklen ohne und zwei mit Kompression).....	43
17	zwei Beispiele für Kompression nach dem Stethoskop (je zwei Herzzyklen ohne und zwei mit Kompression).....	43
18	klinische Bestimmbarkeit der Blutflussrichtung.....	44
19	Anteil bisher falsch punktierter Loops im Gesamtkollektiv.....	45
20	Volumenfluss im Gefäßzugang bei 47 Patienten, bei dem grün und blau dargestellten Patient wurde je eine Messung vor und nach Shunt-Revision durchgeführt (also insgesamt 49 Messungen).....	46

21	Access Flow (Qa) und zugehörige provozierte Rezirkulation (R) bei Inversion der Blutschläuche (Effektivitätsverlust) – berechnet für den jeweils konkret vorhandenen Dialysatorfluss (Qb).....	47
22	klinische Erkennbarkeit der Blutflussrichtung in Abhängigkeit vom Shunt-Volumenfluss.....	48
23	Kritische Bereiche für den Shunt-Volumenfluss.....	51
24	Shunt-Volumenfluss bei den eigenen Untersuchungen mit farblicher Zuordnung zu den kritischen Fluss-Bereichen laut Abb. 23..	52

Tab.

1	Zusammenhang zwischen Verfügbarkeit und Funktionsdauer unterschiedlicher Gefäßzugänge.....	10
2	mögliche Komplikationen bei Dialysegefäßzugängen durch Traumata und Fremdkörper [98].....	13
3	mögliche Komplikationen bei Dialysegefäßzugängen durch Gefäß- und Kreislaufveränderungen.....	14
4	physikalische Phänomene an Shunt-Prothesen (BEATHARD [9])	24
5	klinische Untersuchungsbefunde bei Dialysegefäßzugängen und zugehörige, in Frage kommende Diagnosen (KRÖNUNG [62]).....	26
6	Veränderungen des Strömungsgeräusches durch Kompression.....	43

Thesen

1. Ein gut funktionierender Gefäßzugang ist Grundlage für eine effektive Hämodialysebehandlung. Die CIMINO-Fistel ist dabei nach wie vor die Variante der ersten Wahl. Erst wenn keine geeigneten Patientengefäße zur Verfügung stehen, muss auf körperfremdes prothetisches Material ausgewichen werden.
2. Durch die wachsende Population von Dialysepatienten überhaupt und den größeren Anteil von Betroffenen mit primären und sekundären Gefäßerkrankungen, aber auch aus sozioökonomischen Gründen, muss mit weiter steigenden Zahlen an av-Prothesenshunts gerechnet werden.
3. Eng mit diesem Trend ist die Zunahme an zugangsbedingten Komplikationen verbunden. Insbesondere in den USA stellen die hierdurch entstehenden Aufwendungen einen gewichtigen gesundheitsökonomischen Posten dar. Zur Qualitätsverbesserung und Kostenreduktion werden Überwachungsprogramme empfohlen.
4. Der wichtigste und prognostisch effektivste Überwachungsparameter eines av-Shunts ist der Blutvolumenfluss (access flow). In Prothesenshunts wird ein Volumenfluss zwischen 800 bis 2000 ml/min als optimal angesehen. PTFE-Shunts mit Flüssen unterhalb von 600 ml/min sind stenoseverdächtig und somit thrombosegefährdet.
5. Insbesondere bei den häufig als Loop verlegten Gefäßprothesen ist die Blutflussrichtung nicht immer sicher bekannt. Dies kann, wie die Praxis und die eigenen Untersuchungen bestätigen, zum invertierten Anschluss an den Dialysator führen. Eine so durchgeführte Dialyse ist durch die zwangsläufig auftretende Rezirkulation ineffektiv.

6. Eine iatrogen herbeigeführte Stenose (Kompression mit dem Finger) in der Gefäßprothese bewirkt mit dem Blutfluss fortgeleitete und mit einem Stethoskop erfassbare Geräuschphänomene, welche hier die Blutflussrichtung in fast 90 % erkennen ließen.
7. Wenn mit der Auskultationsmethode die Shunt-Blutflussrichtung nicht erkannt werden kann, sollte dies Anlass zur weiterführenden apparativen Diagnostik sein, da hier von einem niedrigen Shuntvolumen (< 400 ml/min) und damit drohenden Shuntverlust ausgegangen werden muss.
8. Mit der in der vorliegenden Arbeit verifizierten Methode ist nicht nur eine sofort in der täglichen Dialysepraxis anwendbare Möglichkeit zur Erkennung der Blutflussrichtung in av-Loops gegeben, sondern darüber hinaus wird ein klinisches Hilfsmittel zur Indikationsstellung für weiterführende Diagnostik vorgestellt.
9. Derzeit kann die regelmäßige klinische Untersuchung durch Inspektion, Palpation und Auskultation in der hier beschriebenen Weise für die Überwachung von Prothesenshunts empfohlen werden.

Lebenslauf

Persönliche Angaben

Geburtsort: Halle (S.)
Eltern: Dr. sc. phil. Eva-Maria Pfau,
Klinischer Sprechwissenschaftler
Dr. med. habil. Wolfgang Pfau,
Arzt
Alter: 45 Jahre
Familie: verheiratet seit 1978, drei Kinder

Schulausbildung

Allgemeinbildende polytechnische Oberschule
in Halle (S.) 09/1963 - 08/1971
Erweiterte Oberschule in Halle (S.) 09/1971 - 08/1975
Abitur: Note „gut“ 1975

Wehrdienst 11/1975 - 04/1977

Beruflicher Werdegang

Studium der Physik an der Martin-Luther-Universität
Halle-Wittenberg 09/1977 - 12/1977
pflegerische Hilfskraft Chirurgie, Martin-Luther-
Universität Halle-Wittenberg 01/1978 - 08/1979
Studium der Medizin an der Martin-Luther-Universität
Halle-Wittenberg 09/1979 - 11/1985
Diplom: Note „sehr gut“ 30.11.1985
Ausbildungsassistent im Fach Frauenheilkunde
und Geburtshilfe am St. Barbara-Krankenhaus Halle 12/1985 - 02/1990
Anerkennung als Facharzt für Frauenheilkunde und
Geburtshilfe 02.02.1990
Stationsarzt am St. Barbara-Krankenhaus Halle 02/1990 - 11/1994
Oberarzt am St. Barbara-Krankenhaus Halle seit 01.12.1994
(jetzt Krankenhaus St. Elisabeth und St. Barbara Halle)

Erklärung

Hiermit erkläre ich, dass ich die vorliegende Arbeit ohne unzulässige Hilfe Dritter verfasst und keine anderen als die angegebenen Hilfsmittel verwendet habe. Die aus anderen Quellen übernommenen Daten und Abbildungen sind unter Angabe der Quelle gekennzeichnet. Ich versichere, dass ich für die inhaltliche Erstellung nicht die entgeltliche Unterstützung von Vermittlungs- und Beratungsdiensten in Anspruch genommen habe. Niemand hat von mir unmittelbar oder mittelbar geldwerte Leistung für Arbeiten erhalten, die im Zusammenhang mit dem Inhalt der vorliegenden Dissertation stehen.

Die Arbeit wurde bisher an keiner anderen Universität oder Hochschule eingereicht.

Letztlich weise ich darauf hin, dass ich 1997 an der Universitätsklinik und Poliklinik für Strahlentherapie der Martin-Luther-Universität Halle-Wittenberg mit der Anfertigung einer Dissertation begonnen, diese jedoch nicht beendet habe.

Matthias Pfau

Danksagung

Herrn Prof. Dr. med. B. Osten bin ich für die freundliche Überlassung des Themas und wesentliche fachliche Hinweise zu Dank verpflichtet.

Mein herzlicher Dank gilt Herrn CA Dr. med. Langer für die unmittelbare fachliche Betreuung der Arbeit. Seine wissenschaftlichen Anregungen, sowohl in theoretischen als auch praktischen Fragen, haben den Fortgang der Arbeit entscheidend geprägt.

Wertvolle Hilfe und Beratung bezüglich statistischer Fragestellungen erhielt ich von Herrn Prof. Dr. J. Haerting.

Den Leitern und Mitarbeitern der beteiligten Dialyseeinrichtungen in Halle (S.), Merseburg, Erfurt und Ulm danke ich für die Möglichkeit, dass ich die praktischen Untersuchungen dort durchführen konnte.