

Aus der Universitätsklinik und Poliklinik für  
Innere Medizin II  
Martin Luther-Universität Halle-Wittenberg  
(Direktor: Prof. Dr. Bernd Osten)



# **Bioimpedanzmessungen bei Hämodialysepatienten**

**Evaluierung des Einflusses von Fistelfunktion und Ableitungsort  
auf die Messergebnisse**

Dissertation  
zur Erlangung des akademischen Grades  
Doktor der Medizin

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

von  
Gudrun Pannwitz  
geb. am 24.03.1958 in Köthen

Gutachter: 1. Prof. Dr. B. Osten  
2. PD Dr. H. Finn (Jena)

Verteidigungsdatum: 27.02.2007

**urn:nbn:de:gbv:3-000012220**

[<http://nbn-resolving.de/urn/resolver.pl?urn=nbn%3Ade%3Agbv%3A3-000012220>]

## Referat und bibliografische Beschreibung

Hämodialysepatienten sind auf einen suffizienten Gefäßzugang angewiesen, um eine adäquate Entgiftung zu erfahren. Es kommt im klinischen Alltag darauf an, Fehlfunktionen der arterio-venösen Fistel mit einer möglichst einfachen Methode zu erkennen.

Die Bioimpedanzanalyse wird bei Hämodialysepatienten zur Beurteilung des Hydratations- und Ernährungszustandes genutzt. Vorrangig wird mit dieser Methode das optimale Trockengewicht des Patienten bestimmt.

In dieser Arbeit wurde in zwei Patientenkollektiven (n=31, n=22) und in einer gesunden Vergleichsgruppe (n=20) die Bioimpedanzmessung an beiden Körperhälften durchgeführt.

Es wurde untersucht, ob durch die AV-Fistel Unterschiede zwischen beiden Seiten bestehen. Weiterhin galt es zu klären, ob ein etwaiger Unterschied der gemessenen Bioimpedanzwerte eine Funktionsbeurteilung der AV-Fistel erlaubt.

In der Vergleichsgruppe (n=20) konnten keine signifikanten Unterschiede zwischen der rechten und der linken Körperhälfte festgestellt werden. Signifikante Unterschiede bestanden in den Patientengruppen. Die fisteltragende Körperhälfte wies niedrigere Werte für Resistanz, Reaktanz und Phasenwinkel auf. Dabei waren die Ergebnisse von der Lokalisation der Elektroden abhängig. Die segmentale Anordnung der Elektroden an beiden Armen zeigte deutliche Unterschiede in den Messergebnissen.

Die nachgewiesenen Unterschiede korrelieren jedoch nicht mit dem Volumen des Fistelflusses. Obwohl sich eindeutig Seitenunterschiede finden und sich diese durch die segmentale Messung auch noch deutlicher darstellen lassen, ist die Bioimpedanzmessung in dieser Form nicht als Überwachungsmethode für eine AV-Fistel geeignet.

Bei der Anwendung der Bioimpedanz im Hinblick auf Optimalgewicht und Ernährungszustand der Hämodialysepatienten sind allerdings die erheblichen Unterschiede zwischen der mit der AV-Fistel versehenen Körperseite und der Gegenseite zu beachten.

## **Inhaltsverzeichnis**

<b>1.</b>	<b>Zielstellung</b>	<b>1</b>
<b>2.</b>	<b>Einleitung</b>	<b>2</b>
2.1	Hämodialyse und Shuntchirurgie	2
2.1.1	Entwicklung der Hämodialyse	2
2.1.2	Chronische Niereninsuffizienz	3
2.1.3	Der AV-Gefäßzugang	6
2.2	Einsatz der Bioimpedanz zur nichtinvasiven Beurteilung von Körpergewebe	13
<b>3.</b>	<b>Patientengruppen, Untersuchungs- und Messmethoden</b>	<b>16</b>
3.1	Bioimpedanzmessungen	16
3.2	Farbkodierte Duplexsonographie	17
3.3	Patienten und Vergleichsgruppe	19
<b>4.</b>	<b>Ergebnisse</b>	<b>24</b>
4.1	Messergebnisse 1. Patientengruppe	24
4.2	Messergebnisse 2. Patientengruppe	26
4.3	Messergebnisse Vergleichsgruppe	28
4.4	Statistische Analyse der Messergebnisse	29
4.4.1	Deskriptive Statistik	29
4.4.2	Kolmogorov-Smirnov-Test	31
4.4.3	Der t-Test	33
4.4.4	Korrelation des Fistelvolumens zu den Messwerten	45
4.4.5	Kurzfassung der Ergebnisse	51
<b>5.</b>	<b>Diskussion</b>	<b>52</b>
<b>6.</b>	<b>Zusammenfassung</b>	<b>57</b>
<b>7.</b>	<b>Literaturverzeichnis</b>	<b>59</b>
<b>8.</b>	<b>Thesen</b>	<b>64</b>

## Verzeichnis der Abkürzungen

Resistanz in Ohm	-	rZ
Reaktanz in Ohm	-	x <sub>C</sub>
Phasenwinkel in Grad	-	Φ
Grundumsatz in kj	-	BMR
Körperzellmasse in kg	-	BCM
Verhältnis von extra- zu intrazellulären Körperwasser in %	-	ECW
Fistelarm	-	fa
Nicht-Fistelarm	-	nf
gesunde Probanden	-	g
arterio-venös	-	AV
Fistelfluss	-	in ml/min



## Abbildungs- und Tabellenverzeichnis

### Abbildung

1	Diagnoseverteilung der Patienten bei Therapiebeginn (Inzidenz) im Jahre 2004	5
2	Diagnoseverteilung aller bei Quasi-Niere erfassten lebenden Dialysepatienten in Nierenersatztherapie (Prävalenz) 2004	5
3	Cimino-Fistel	6
4	Lokalisationen für einen AV-Loop	8
5	Lokalisationen für einen Straight-Shunt	8
6	Lokalisationen für einen zentralen AV-Shunt	9
7	Gefäßzugänge für Dialysetherapie	10
8	Biavektor – Nomogramm	15
9	Patientenpositionierung und Elektrodenlage	16
10	Dokumentation der Duplex-Sonographie	18
11	Diagnoseverteilung 1. Patientenkollektiv	20
12	Diagnoseverteilung 2. Patientenkollektiv	22
13	Boxplot-Darstellung Resistanz Fistelarm – Nicht-Fistelarm 1. Patientenkollektiv	34
14	Boxplot-Darstellung Reaktanz Fistelarm – Nicht-Fistelarm 1. Patientenkollektiv	35
15	Boxplot-Darstellung Phasenwinkel Fistelarm – Nicht-Fistelarm 1. Patientenkollektiv	36
16	Boxplot-Darstellung Resistanz Fistelarm – Nicht-Fistelarm 2. Patientenkollektiv	38
17	Boxplot-Darstellung Reaktanz Fistelarm – Nicht-Fistelarm 2. Patientenkollektiv	39
18	Boxplot-Darstellung Phasenwinkel Fistelarm – Nicht-Fistelarm 2. Patientenkollektiv	40
19	Boxplot-Darstellung Resistanz rechter – linker Arm gesunde Probanden	42
20	Boxplot-Darstellung Reaktanz rechter – linker Arm gesunde Probanden	43

21	Boxplot-Darstellung Phasenwinkel rechter – linker Arm gesunde Probanden	44
22	Korrelation von Fistelfluss und Resistanz im 1. Patientenkollektiv	45
23	Korrelation von Fistelfluss und Reaktanz im 1. Patientenkollektiv	46
24	Korrelation von Fistelfluss und Phasenwinkel im 1. Patientenkollektiv	47
25	Korrelation von Fistelfluss und Resistanz im 2. Patientenkollektiv	48
26	Korrelation von Fistelfluss und Reaktanz im 2. Patientenkollektiv	49
27	Korrelation von Fistelfluss und Phasenwinkel im 2. Patientenkollektiv	50

## Tabelle

1	Ergebnisse der Bioimpedanzmessung und Fistelfluss im 1. Patientenkollektiv – Unterarmfisteln	24
2	Ergebnisse der Bioimpedanzmessung und Fistelfluss im 1. Patientenkollektiv – Oberarmfisteln	25
3	Ergebnisse der Bioimpedanzmessung und Fistelfluss im 2. Patientenkollektiv – Unterarmfisteln	26
4	Ergebnisse der Bioimpedanzmessung und Fistelfluss im 2. Patientenkollektiv – Oberarmfisteln	27
5	Ergebnisse der Bioimpedanzmessung der gesunden Probanden	28
6	Deskriptive Statistik 1. Patientenkollektiv	29
7	Deskriptive Statistik 2. Patientenkollektiv	29
8	Deskriptive Statistik gesunde Probanden	30
9	Kolmogorov-Smirnov Anpassungstest 1. Patientenkollektiv	31
10	Kolmogorov-Smirnov Anpassungstest 2. Patientenkollektiv	31
11	Kolmogorov-Smirnov Anpassungstest Vergleichsgruppe	32
12	t-Test 1. Patientenkollektiv für rz	33
13	t-Test 1. Patientenkollektiv für xc	35
14	t-Test 1. Patientenkollektiv für $\Phi$	36
15	t-Test 2. Patientenkollektiv für rz	37
16	t-Test 2. Patientenkollektiv für xc	39
17	t-Test 2. Patientenkollektiv für $\Phi$	40
18	t-Test gesunde Probanden für rz	41
19	t-Test gesunde Probanden für xc	43
20	t-Test gesunde Probanden für $\Phi$	44
21	Korrelation von Fistelfluss und Resistanz im 1. Patientenkollektiv	45
22	Korrelation von Fistelfluss und Reaktanz im 1. Patientenkollektiv	46
23	Korrelation von Fistelfluss und Phasenwinkel im 1. Patientenkollektiv	47
24	Korrelation von Fistelfluss und Resistanz im 2. Patientenkollektiv	48

25	Korrelation von Fistelfluss und Reaktanz im 2. Patientenkollektiv	49
26	Korrelation von Fistelfluss und Phasenwinkel im 2. Patientenkollektiv	50

## **1. Zielstellung**

Die Hämodialyse ist eine standardisierte Therapiemethode der terminalen Niereninsuffizienz.

Bei wachsender Anzahl der Hämodialysepatienten ist auch eine deutliche Zunahme der Lebenserwartung der Patienten zu verzeichnen.

Die Indikation zur Dialyse kann derzeit umfassender gestellt werden. Kontraindikationen hinsichtlich Alter und Komorbidität des Patienten bestehen kaum.

Der gut fördernde Gefäßzugang stellt eine *conditio sine qua non* für eine adäquate Dialysetherapie dar.

Die Erwartungen an den arterio-venösen Gefäßzugang werden größer. Es besteht die Notwendigkeit, einen langlebigen AV-Shunt für den Patienten zu schaffen. Gleichzeitig ist mit einer höheren Anzahl von Revisionseingriffen am AV-Shunt zu rechnen.

Deshalb ist die Überprüfung der Funktion des AV-Shunts hinsichtlich zu erwartender Komplikationen von großer Bedeutung.

Veränderungen im Fistelfluss frühzeitig zu erkennen und zu therapieren, kann die Lebensdauer des AV-Shunts deutlich erhöhen.

Eine zeitgerechte Indikationsstellung sowie die qualifizierte chirurgische Anlage eines AV-Shunts sind grundlegende Voraussetzungen für eine lange komplikationsarme Funktionsdauer der Fistel.

Die Funktion der AV-Fistel entscheidet über die Lebensqualität und die Lebenserwartung des Patienten.

In dieser Arbeit soll geprüft werden, ob mittels Bioimpedanzmessung eine Aussage zur AV-Fistelfunktion in Abhängigkeit vom Messort am Körper getroffen werden kann.

Um die Ergebnisse mit einer etablierten Methode der Fistelbeurteilung vergleichen zu können („Goldstandard“), erfolgte vor der Bioimpedanzmessung eine duplexsonographische Untersuchung der AV-Fisteln mit Bestimmung des Flussvolumens sowie der Beschreibung des morphologischen Zustandes.

## **2. Einleitung**

### **2.1 Hämodialyse und Shuntchirurgie**

#### 2.1.1 Entwicklung der Hämodialyse

Am Menschen wurde 1924 die erste Hämodialyse von HAAS durchgeführt [28]. Zur Antikoagulation wurde ein Hirudin-Präparat und später das 1919 entdeckte Heparin verwendet [12].

Probleme bereiteten die Dialysemembranen, die Verbindung zwischen dem Blutkreislauf und dem Dialysator sowie die Möglichkeit eines kontinuierlichen Blutflusses.

Von der fraktionierten Hämodialyse musste zur intermittierenden Dialyse übergegangen werden.

Durch die Weiterentwicklung der Hämodialysegeräte durch KOLFF war erstmals 1945 die Behandlung des akuten Nierenversagens erfolgreich [12].

Weitere 20 Jahre waren notwendig, um die apparativen Möglichkeiten und den membrantechnologischen Sektor so weit zu entwickeln, dass die Dialyse zur Behandlung des akuten Nierenversagens weltweit möglich war.

Die Therapie der chronischen Niereninsuffizienz war jedoch durch das Problem des Gefäßzuganges weiterhin limitiert [12, 17].

Erst durch die Einführung des externen arterio-venösen Kunststoff-Shunts durch QUINTON, DILLARD und SCRIBNER konnte eine regelmäßige Dialyse erfolgen [12, 17, 39].

Allerdings traten häufig Komplikationen wie Infektion und Thrombosierung des Shunts auf, so dass eine langfristige Dialyse problematisch war.

Die Anlage der subcutanen arterio-venösen Fistel am Unterarm, die auf BRESCIA und CIMINO 1966 zurückzuführen ist, eröffnete die Möglichkeit einer langjährigen Dialysebehandlung der Patienten [3, 12, 17, 26, 39].

Dieser Gefäßzugang hat sich bis heute bewährt und stellt den Goldstandard des permanenten Gefäßzuganges dar [17, 39].

Mit steigender Lebenserwartung der multimorbiden Patienten mit Gefäßerkrankungen und einer terminalen Niereninsuffizienz ist auch heute die Anlage eines nativen AV-Shunts mitunter nicht möglich, da geeignete Gefäße nicht mehr zur Verfügung stehen [15, 22, 61].

Bei der Akutdialyse kommt der von SHALDON entwickelte Katheter zur Anwendung [28, 56]. Über die Punktion großer venöser Gefäße kann der Katheter in der SELDINGER-Technik rasch implantiert werden.

Für die chronische Dialyse ist der Katheterzugang mit relativ hoher Infektions- und Dislokationsgefahr schlecht geeignet [15, 29, 64]. Eine Senkung des Infektionsrisikos konnte durch den 1982 erstmals implantierten TENCKHOFF-Katheter (tunneliert, mit Dacron-Muffe) erzielt werden [61]. Heute stehen eine große Anzahl verschiedener permanenter Single- und Doppellumen-Dialysekatheter zur Verfügung [22, 61].

1974 veröffentlichte HAIMOV Mitteilungen über bovine Bioprothesen zur Hämodialyse [13]. Allerdings bestanden auch hier eine hohe Infektanfälligkeit sowie eine punktionsbedingte Rupturgefahr der Prothesen [13, 14].

In der weiteren Entwicklung fand der alloplastische Gefäßersatz in der Hämodialyse einen festen Platz. 1976 berichtete BAKER et al über größere Erfahrungen mit PTFE Prothesen, welche heute vorwiegend für die chronische Dialyse implantiert werden [1].

Der in Einzelfällen implantierte Dialyse-Port stellt eine Alternative zur permanenten Katheterdialyse dar, wenn keine Shuntanlage möglich ist [22, 29, 64].

### 2.1.2 Chronische Niereninsuffizienz

Die chronische Niereninsuffizienz ist durch die eingeschränkte Fähigkeit der Nieren, harnpflichtige Substanzen auszuschcheiden, gekennzeichnet. Die Erkrankung hat einen schleichenden Verlauf [40]. Im terminalen Stadium der Niereninsuffizienz ist eine Nierenersatztherapie lebensnotwendig.

Das Funktionsprinzip der Dialyse sind Diffusion, Ultrafiltration und Osmose. Die Dialyse ermöglicht die Eliminierung von harnpflichtigen toxischen Stoffwechselprodukten aus dem Blut [2, 56].

Die Wiederherstellung der normalen Hydratation durch Ultrafiltration ist ein weiteres Hauptziel der Hämodialyse [2, 57].

Es besteht die Möglichkeit der intra- oder extrakorporalen Dialyse.

In Deutschland entscheiden sich nur ca. 5 % der Patienten für eine intrakorporale Dialyse [11]. Dabei ist die kontinuierliche ambulante Peritonealdialyse das am häufigsten angewendete Verfahren.

Bei der extrakorporalen Dialyse dominiert als Standardverfahren die Hämodialyse mit ca. 90 % [11, 63].

Die Hämodiafiltration und die Hämofiltration zur Behandlung des akuten Nierenversagens nehmen eine besondere Stellung ein.

Die Hämodialysebehandlung erfolgt durchschnittlich an 3 Tagen der Woche über 3 bis 6 Stunden. Hierbei spielt die Restnierenfunktion, das Gewicht des Patienten, sowie die Höhe der Retentionsparameter eine entscheidende Rolle [2, 56].

In Deutschland leiden etwa 60.000 Menschen am chronischen Nierenversagen. Pro 1 Million Einwohner werden 739 Patienten dialysiert [11].

Die Anzahl der neuen Patienten mit terminaler Niereninsuffizienz steigt in den letzten Jahren kontinuierlich. Vor allem die vermehrte Aufnahme von älteren und multimorbiden Patienten in die Dialysebehandlung ist für diesen Trend verantwortlich [59, 61].

Im Jahre 2004 war in Deutschland der Diabetes mellitus mit 27 % die häufigste Ursache für eine terminale Niereninsuffizienz mit Dialysepflicht. Die Glomerulonephritis folgt mit 20 % als zweithäufigste Diagnose [11].

16.027 Patienten wurden 2004 erstmalig in ein Verfahren der chronischen Nierenersatztherapie aufgenommen. Dies entspricht einer Neuerkrankungsrate von 194 pro Million Einwohner [11].

Von den über 6.000 neu in das Register aufgenommenen Patienten im Jahr 2004 hatten 34 % einen Diabetes mellitus. Die Glomerulonephritis lag mit 12 % noch hinter der vaskulären Nephropathie mit 22 % [11].

Hieraus wird ersichtlich, dass der Diabetes mellitus und die vaskulären Erkrankungen mit ihren Folgen bei mehr als 50 % der Patienten für das Auftreten der terminalen Niereninsuffizienz verantwortlich sind [11, 52, 62].

Diagnoseverteilung 2004 aus QuaSi-Niere

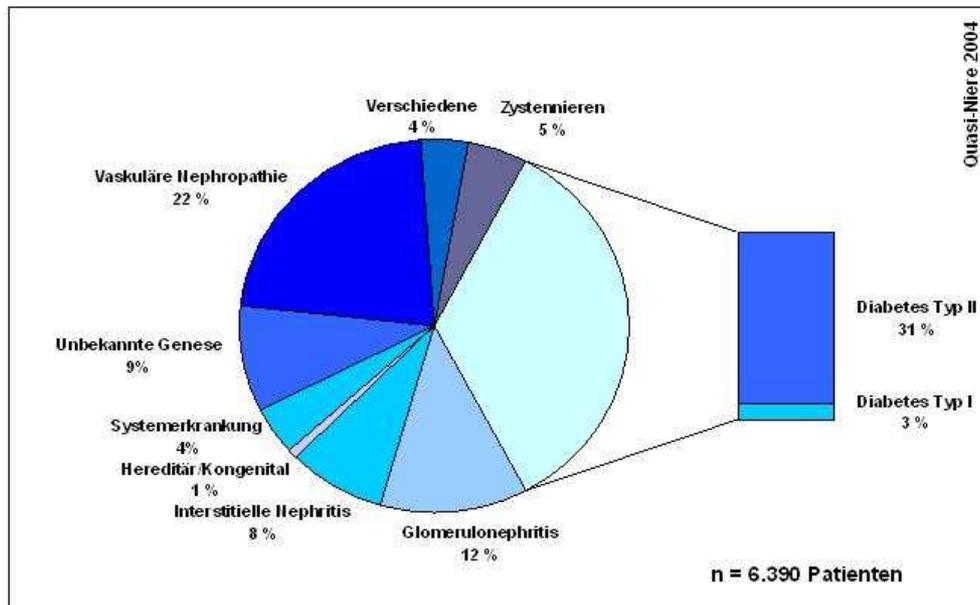


Abb. 1: Diagnoseverteilung der Patienten bei Therapiebeginn (Inzidenz) im Jahre 2004 [11]

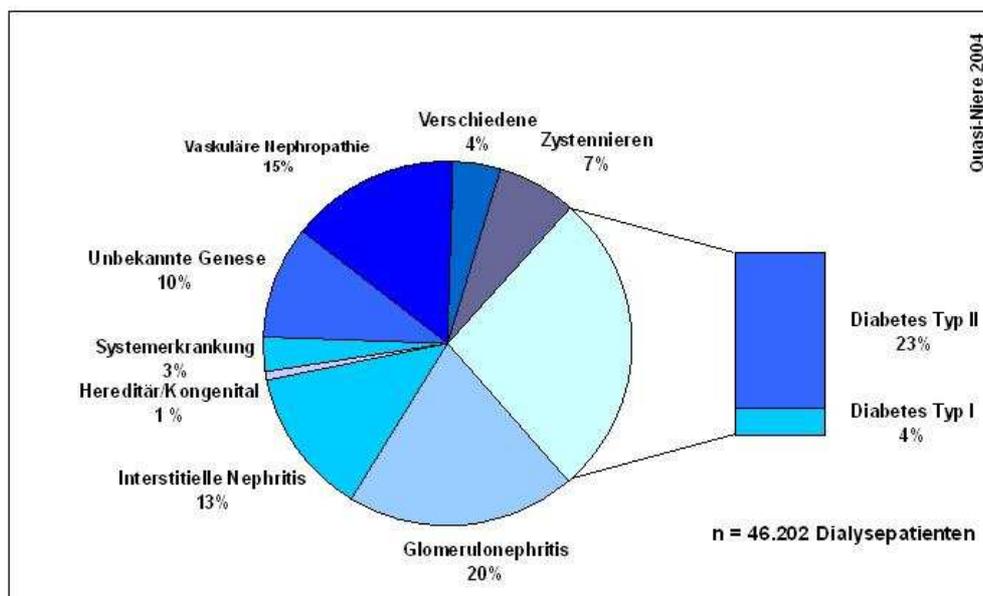


Abb. 2: Diagnoseverteilung aller bei Quasi-Niere erfassten lebenden Dialyse-Patienten in Nierenersatztherapie (Prävalenz) 2004 [11]

Bei einer Rückmelderate von 90 % bei QuaSi-Niere waren 2004 in Deutschland insgesamt 60.992 Dialysepatienten registriert. Davon wurden über 50.000 Patienten mit einem extrakorporalen Dialyseverfahren behandelt [11].

Diese Patienten sind auf einen gut funktionierenden Dialysehunt angewiesen. Auf Grund des teilweise hohen Alters der Patienten und bei entsprechender vaskulärer Grunderkrankung ist die Anlage einer allen Anforderungen gerecht werdenden AV-Fistel eine Herausforderung.

Das Ziel einer Dialysetherapie besteht im Erreichen einer möglichst günstigen Prognose bei einer akzeptablen Lebensqualität für den Patienten. Die zentrale Stelle dazu nimmt der AV-Shunt ein.

### 2.1.3 Der AV-Gefäßzugang

Die Behandlung der terminalen Niereninsuffizienz durch Hämodialyse ist nur mit einem entsprechenden Gefäßzugang auf Dauer möglich.

Der CIMINO-Shunt ist heute der Gefäßzugang der 1. Wahl und beschreibt die AV-Fistel mit körpereigenen Venen [5, 17, 18, 35, 47].

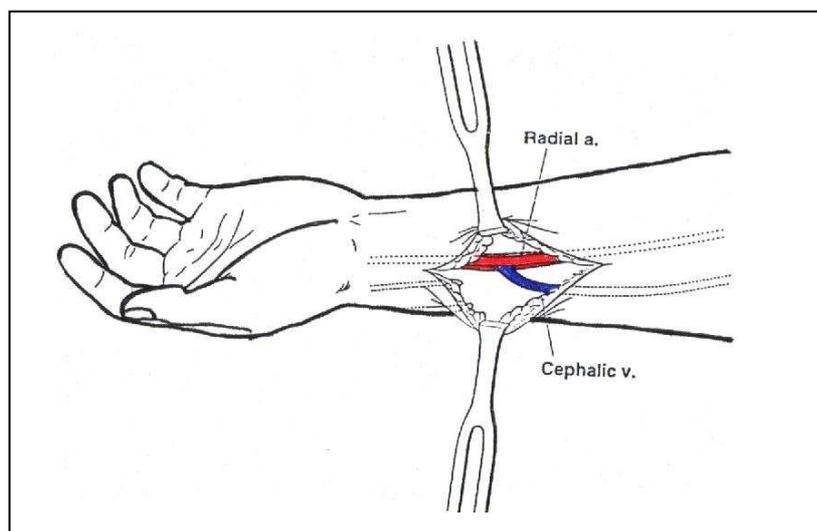


Abb. 3: CIMINO-Fistel [4]

Bei der Auswahl der Shuntlokalisation ist dem nicht dominanten Arm bei geeigneten Gefäßverhältnissen der Vorrang zu geben.

Ist die Hämodialyse planbar, sollte der betreffende Arm durch Schonung der Venen und durch entsprechendes Muskeltraining mit erhöhtem Blutfluss durch die Venen auf eine Shuntanlage vorbereitet werden [51, 54]. Die langfristige Funktion des Shunts ist bei

geplanter Vorbereitung des Patienten und präoperativer Inspektion der Gefäßverhältnisse durch den Chirurgen als primär besser einzuschätzen [18, 20, 54].

In den letzten Jahren ist das Durchschnittsalter der Dialysepatienten gestiegen. Jüngere Patienten überleben durch bessere internistische Betreuungsmöglichkeiten länger. Gleichzeitig kommen aber auch polymorbide Patienten in das Dialyseprogramm. Hier sind die Gefäßverhältnisse primär schlechter.

Die Arteriosklerose der Arterien beeinträchtigt die Funktionsfähigkeit einer Fistel und die Venen sind durch vielfache Punktionen geschädigt [66]. Eine verminderte Herzleistung führt zu hypotonen Phasen und damit zum Shuntverschluss. Häufige Revisionen sind notwendig [20].

Die drei wichtigsten Kriterien, welche die Funktionsdauer des Dialyseshunts prägen, sind die Lokalisation, das Flussvolumen in der Punktionsstrecke und die Punktierbarkeit [39].

Bei der primären Anlage einer AV-Fistel zur chronischen Dialyse sollte möglichst eine periphere Anastomose angestrebt werden, um eine langstreckige, oberflächlich liegende, gut arterialisierbare Vene zu bekommen.

Die distale Anastomose zwischen A. radialis und Vena cephalica antebrachii, vorzugsweise als Seit-zu-End-Anastomose, ist der Gefäßzugang der 1. Wahl [17, 18, 24, 27].

Die Beurteilung der Gefäße kann bei der primären Fistelanlage klinisch erfolgen [36]. Nur bei schwierigen Situationen wie z.B. Langzeitdiabetiker, rheumatischen Erkrankungen oder erheblich adipösen Patienten kann die Duplexsonographie sehr hilfreich sein [17, 26, 53]. Entscheidend für die Prognose einer AV-Fistel ist die Dilatationsfähigkeit beider Gefäße. Selbst dünnlumige Arterien mit 1,5 mm Durchmesser und Venen mit 2 mm Durchmesser können nach entsprechender Reifezeit und einem Venentraining zu einer funktionsfähigen AV-Fistel führen [26].

Bei unzureichenden peripheren Gefäßen ist eine weiter zentral liegende Anastomose anzustreben. Hierbei kommt häufig die Ellenbeugenfistel zur Anwendung. Die V. cephalica und die V. basilica stehen als Fistelvenen zur Verfügung [53].

Oberarmfisteln und AV-Fisteln mit der V. saphena magna kommen seltener zur Anwendung. Bei der primären Anlage der AV-Fistel müssen individuelle Besonderheiten und Begleiterkrankungen Berücksichtigung finden.

Die Art und Lokalisation der Anastomose muss jeweils im Einzelfall neu entschieden werden [26, 39].

Besteht keine Möglichkeit, mit körpereigener Vene eine AV-Fistel anzulegen, steht als Shunt der 2. Wahl das arterio-venöse Interponat zur Verfügung. Auch hier ist die Lokalisation 1. Ordnung das AV-Interponat am Unterarm, 2. Ordnung der Oberarm und 3. Ordnung der Oberschenkel [17].

Die PTFE-Prothesen haben sich als alloplastisches Gefäßersatzmaterial mit ausgezeichneten Langzeitergebnissen durchgesetzt [14, 53].

Die Interponate haben im allgemeinen einen Standarddurchmesser von 6 mm. Damit sind sie gut punktierbar und das Flussvolumen nicht zu groß [14].

Voraussetzungen für das Funktionieren des AV-Shunts sind ausreichende Lumina der Arterie und der Vene. Am Unterarm sollte der Durchmesser der Arterie größer als 3 mm und der Vene größer als 4 mm sein [53]. Das Interponat kann gerade – straight Shunt oder schlingenförmig – AV-Loop implantiert werden.

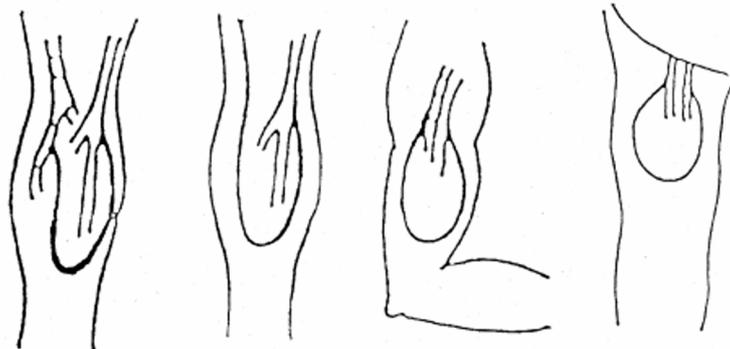


Abb. 4: Lokalisationen für einen AV-Loop [14]

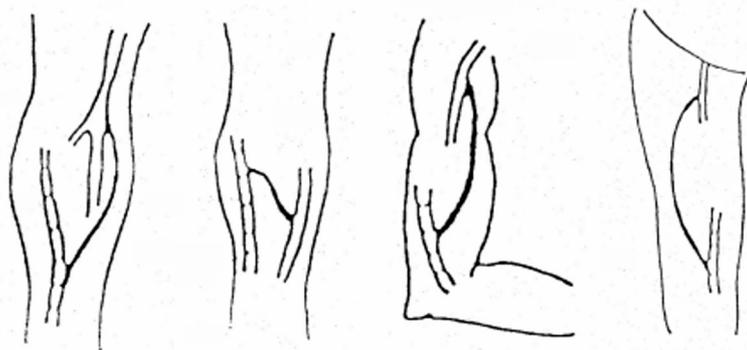
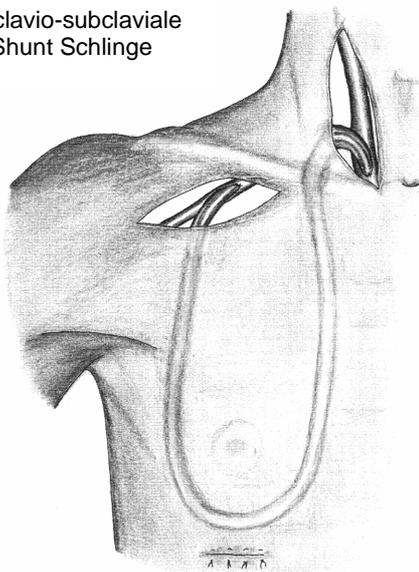


Abb. 5: Lokalisationen für einen Straight-Shunt [14]

Zentrale AV-Shunts sind Anschlüsse an den subclavialen, jugularen, iliacaalen oder femoralen Gefäßen. Diese sind aus hämodynamischen Gründen zur Vermeidung einer Minderperfusion in der Peripherie indiziert.

Andere Indikationen sind z. B. keine peripheren Anschlussmöglichkeiten durch Voroperationen oder lokale Infektionen. Nachteile der zentralen AV-Shunts sind ein größeres Operationstrauma und ein hohes Flussvolumen mit teilweiser erheblicher kardialer Belastung [29, 53].

Subclavio-subclaviale  
AV-Shunt Schlinge



Unilaterale subclavio-jugulare  
AV-Shunt Schlinge

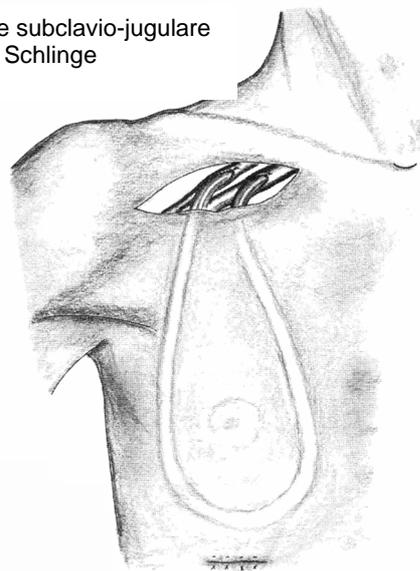


Abb. 6: Lokalisationen für einen zentralen AV-Shunt [53]

Die Implantation eines Kathetersystems zur Dialyse ist notwendig, wenn eine rechtzeitige Shuntanlage versäumt wurde oder aus medizinischer Sicht nicht möglich ist [22, 61, 64].

Der SHALDON-Katheter kann als Überbrückung bis zur Funktionsfähigkeit der AV-Fistel genutzt werden. Durch ein hohes Infektionsrisiko ist nur eine begrenzte Anwendung möglich.

Der Vorhofkatheter nach DEMERS, welcher nach subcutaner Tunnelung im Hautniveau liegt, ist für einen längeren Behandlungszeitraum geeignet [22, 23].

Häufig stellt die Indikation zur Katheterimplantation eine ultima ratio dar.

In Deutschland werden 83 % der prävalenten Hämodialysepatienten über eine native AV-Fistel, 11 % über eine implantierte Gefäßprothese und 6 % über einen Katheter dialysiert [31].

Auch international steht bei der Wahl der Shuntlokalisation die arterio-venöse Fistel mit ca. 70 % aller Gefäßzugänge an 1. Stelle. Die Notwendigkeit einer Prothesenimplantation wird mit ca. 20 % angegeben [64].

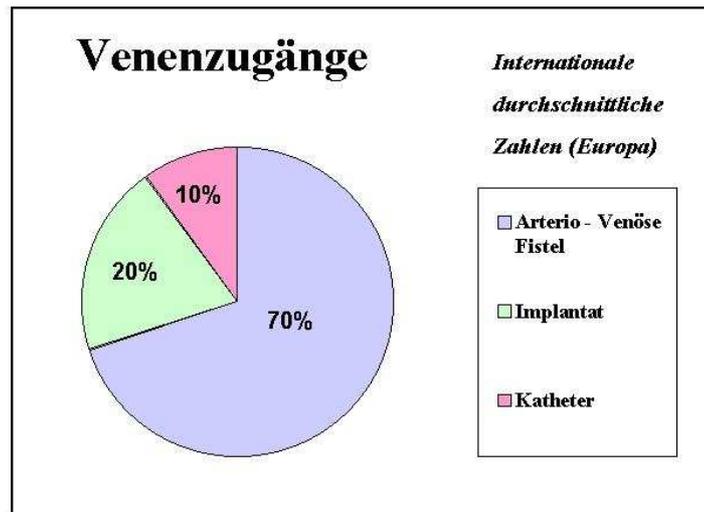


Abb. 7: Gefäßzugänge zur Dialysetherapie [64]

Die Funktion des AV-Shunts ist durch das mittlere Strömungsvolumen, welches die Förderleistung der Fistel repräsentiert, bestimmt.

Für eine funktionsfähige AV-Fistel ist ein durchschnittliches Strömungsvolumen von mindestens 250-300 ml/min notwendig [51, 56]. Andere Autoren fordern ein Fistelflussvolumen von mindestens 400 ml/min [27, 32, 39, 46].

Das originäre Flussvolumen der A. radialis liegt bei ca. 25 ml/min und steigt nach Freigabe der Anastomose auf ca. 200 ml/min an.

Erst durch die Dilatation des arteriellen und venösen Schenkels steigt das Fistelvolumen auf mehr als 400 ml/min. Somit kann das zur Dialyse erforderliche Fistelflussvolumen bereit gestellt werden [25, 26, 39].

Die problemlose Punktierbarkeit der arterialisierten Vene erfordert eine bequeme Erreichbarkeit. Dabei sollte die Teilmobilität des Patienten bei der Dialyse möglich sein.

Bei der Anlage der AV-Fistel ist ebenso auf eine ausreichende Länge der punktierbaren Vene zu achten [39, 53].

Die erste Punktion sollte anastomosensfern und nach entsprechender Reifezeit der Fistel erfolgen. Diese ist individuell verschieden, so dass eine exakte Zeitangabe nicht möglich ist [45].

Eine neu angelegte Ciminfistel sollte wenigstens 14 Tage geschont werden [42]. Auch die Punktion von alloplastischen Interponaten sollte frühestens nach 2 Wochen erfolgen. Besser sind 4 Wochen Reifezeit [18, 26, 53].

Komplikationen nach AV-Fistelanlage werden nach dem zeitlichen Auftreten in Sofort-, Früh- und Spätkomplikationen eingeteilt [16, 39].

Die häufigste Komplikation ist der thrombotische Verschluss. Dieser kann lokale oder systemische Ursache haben.

Die Sofortthrombose ist häufig operationstechnisch bedingt oder die Indikation hinsichtlich der Lokalisation der Fistel war falsch.

Zu den technischen Fehlern gehören die Anastomosenstenose, das Abknicken bzw. die Torsion der Vene oder die intraoperative Malträtiierung der Vene. Die falsche Indikationsstellung muss bei unzureichendem arteriellen Einstrom oder einer ungeeigneten Vene diskutiert werden [39].

Weitere Sofortkomplikationen sind die Blutung, Wundinfektion, Lymphbahnenverletzung, nervale Ausfälle und das Stealsyndrom.

Die Perigrafreaktion kann nach alloplastischem Protheseninterponat auftreten.

Frühkomplikationen, innerhalb des ersten Jahres nach AV-Fistelanlage können unterschiedliche Ursachen haben.

Hierzu zählen

- die mangelnde Dilatierbarkeit der Gefäße und damit unzureichender Flow
- die unsachgemäßen Punktionen mit Thrombosierung, Stenose oder Aneurysma der Vene
- die arterielle Hypotonie
- die Infektion
- die Ischämie des Shuntarmes distal der Fistel [9, 25, 39, 65]

Spätkomplikationen sind Probleme, die bei zunächst gut funktionierender AV-Fistel im Laufe der Dialysebehandlung auftreten. Dazu gehören alle schon genannten Komplikationen sowie die morphologische Veränderungen der Shuntgefäße unter der arterio-venösen Flussbelastung und bedingt durch die häufigen Punktionen [4].

Ein sehr hohes Shuntflussvolumen kann zur Minderperfusion der Extremität führen oder eine erhebliche kardiale Belastung darstellen.

Diese Komplikation ist bei großen zentralen Anastomosen und bei Protheseninterponaten zu beobachten [53, 65].

Alle genannten Komplikationen bedürfen einer Therapie. Welches therapeutische Vorgehen im Einzelfall notwendig ist – gefäßchirurgisch oder interventionell - muss individuell entschieden werden.

Je eher drohende Komplikationen bemerkt werden, umso gezielter kann die Revision der Fistel erfolgen. Die auslösende Ursache für die Komplikation muss beseitigt werden. Diese Störung kann bei noch funktionierender Fistel mittels bildgebender Diagnostik nachgewiesen werden. Ziel ist also die frühzeitige diagnostische Abklärung vor dem Shunt-Verschluss. Es kann dadurch eine sparsame Korrektur evtl. mit Erhalt der alten Punktionsstrecke erfolgen. Die Revisionsoperation wird somit als Service-Operation durchgeführt [17, 19, 20, 30, 66].

Die Shuntpflege beginnt schon vor der Dialyse, in dem der Patient zum Gefäßtraining angehalten wird. Auch die Schonung der Gefäße am zukünftigen Shuntarm muss vom Patienten mit unterstützt werden [54].

Nach Anlage der AV-Fistel beeinflusst eine exakte Shuntpflege das chirurgische Ergebnis.

Die einwandfreie Punktionsstechnik ist die wichtigste Maßnahme zur Pflege des Shunts [51].

Durch gezielte Punktionen lässt sich die Entwicklung der Shuntvene steuern.

KRÖNUNG unterscheidet 3 Punktionsstechniken:

- die Strickleiterpunktion
- die Knopflochpunktion
- und die Arealpunktion [34].

Bei der Strickleiterpunktion kommt es zum langstreckigen geringen Dilatationseffekt der arterialisierten Vene.

Die Knopflochpunktion erfolgt immer an der gleichen Stelle und im selben Winkel. Bei der 2 Nadel-Dialyse sind 6 Punktionsstellen zum alternierenden Gebrauch erforderlich.

Die Arealpunktion führt zum umschriebenen Dilatationseffekt der Vene und sollte vermieden werden [34, 39].

Die atraumatische Entfernung der Kanüle sowie die exakte Blutstillung durch eine dosierte lokale Kompression unter Erhalt des Fistelflusses gehören mit zur Shuntpflege.

In der täglichen Routine ist die regelmäßige Überwachung der Fistel durch Palpation, Inspektion und Auskultation für jeden Mitarbeiter möglich. Zusätzliche Aussagen über die Funktion der AV-Fistel sind während der Dialyse durch Veränderungen der Druckwerte im Dialysesystem möglich [21, 54].

Bei Hinweisen auf eine Dysfunktion der Fistel sollte dann die weitere Diagnostik eingeleitet werden.

Letztlich ist die exakte Therapie aller Begleiterkrankungen des Patienten Mitbestandteil der Shuntpflege.

## **2.2 Einsatz der Bioimpedanz zur nichtinvasiven Beurteilung von Körpergewebe**

Jedes Gewebe des menschlichen Körpers weist eine differenzierte bioelektrische Eigenschaft auf Grund der spezifischen Hydratation und Zelldichte auf. Eine Widerstandsmessung – die Bioimpedanz – kann diese geweblichen Charakteristika für eine nichtinvasive Messmethode nutzen. Dabei kommt ein sinusförmiger Wechselstrom von 50 kHz bei einer konstanten Stromstärke an definierten Stellen des menschlichen Körpers zum Einsatz.

Die biomedizinische Technik ist an diesem Messprinzip interessiert und evaluiert dieses in unterschiedlichen Geweben mit Rückschlüssen auf biologische Phänomene, wie Fließeigenschaften des Blutes in definierten Stromgebieten, Hydratation der Gewebe sowie Bestimmung der Muskelmasse u.ä. [43, 44, 48, 55].

Dieser gemessene Widerstand, hier genauer als Bioimpedanz charakterisiert, setzt sich aus den beiden Komponenten der Resistanz sowie der Reaktanz zusammen. Im Wechselstromfeld verhält sich die extrazelluläre Körperflüssigkeit wie ein einfacher elektrischer Leiter, welche dem elektrischen Strom einen Ohm'schen Widerstand entgegen setzt. Dieser Widerstand ist als Resistanz ( $r_z$ ) definiert [33, 44, 55].

Die korpuskulären Anteile des Körpers in Form der Zellmasse wirken dagegen wie Kugelkondensatoren und setzen dem Wechselstrom einen kapazitiven Widerstand, die Reaktanz ( $x_c$ ), entgegen.

Rückschlüsse auf die Zellmasse des Körpers und das dadurch gebundene zelluläre Wasser sind durch die genannte Messung der Reaktanz möglich [44, 55].

Durch definierte mathematische Gleichungen kann aus den beiden Messgrößen Resistanz und Reaktanz ein Rückschluss auf die extra- und intrazellulären Kompartimente des menschlichen Körpers gewonnen werden.

Unter Einbeziehen des Phasenwinkels wird die Genauigkeit der berechneten Ergebnisse erhöht [70]. Der Phasenwinkel ist proportional zur Reaktanz und somit ein Maß für die Zellmasse des Körpers. Bei Verringerung der Zellmasse verkleinert sich der Phasenwinkel. Auch bei vermehrter extrazellulärer Flüssigkeitsmenge nimmt der Phasenwinkel ab. Der Phasenwinkel ist bei einem Abbau der Muskelmasse oder bei Überwässerung des Extrazellulärtraumes erniedrigt.

Unter Nutzung der physikalisch definierten Parameter der Reaktanz und der Resistanz sind mit der Bioimpedanzanalyse Aussagen zum Hydratations- und Ernährungszustand des Patienten möglich.

Aus diesen elektrischen quantifizierbaren Phänomenen heraus kann die Nutzung der Bioimpedanzmessung als eine nichtinvasive, rasch auszuführende, reproduzierbare sowie kostengünstige Methode zur Ermittlung des Gesamtkörperwassers sowie der Differenzierung desselben in den intra- und extrazellulären Anteil beschrieben und auch genutzt werden [47, 49, 50].

Im Schrifttum finden wir Mitteilungen zur routinemäßigen Überwachung von Veränderungen der Körperflüssigkeit bei einzelnen Patienten [49]. Dabei gewinnt ein besonderes Interesse die Veränderung des Quotienten des Intra- zum Extrazellulärtraumes.

Die Beurteilung des Grades der Hydratation und des Ernährungszustandes beim nierenkranken Patienten, insbesondere jedoch beim Patienten im Hämodialyseprogramm, ist von großem therapeutischen Interesse. Die genaue Ermittlung des Optimalgewichtes des Patienten als Richtwert bei der Einstellung des Hämodialysepatienten ist zu fordern und methodisch durch die Messung der Bioimpedanz zu untersetzen [69].

Weiterhin eignet sich die Bestimmung der Bioimpedanz zur Ergänzung der Ernährungsüberwachung gerade beim Dialysepatienten mit chronischem Ausfall der Funktion der Nieren [6, 7], einschließlich der Routineeinschätzung von Zuständen der Über- oder Unterhydratation [10].

Es sind Aussagen zur überschüssigen extrazellulären Flüssigkeit möglich [57]. Bei sukzessiver Verringerung des Gesamtkörpergewichtes bis zum optimalen Zielwert kann der kardiale Zustand des Patienten konditioniert werden [41].

Die Messung der Bioimpedanz ist zur Überwachung des Patienten während der Hämodialysebehandlung einsetzbar [8, 45]. Dabei werden die Widerstandswerte der Reaktanz und der Resistanz bestimmt. Unter Nutzung dieser erzielten Messwerte werden

beim Einsatz geräte- und populationsspezifischer Formeln die Körperkompartimente sowohl für den Intra- als auch Extrazellulärraum kalkuliert:

- Körperzellmasse (BCM in kg ausgedrückt)
- Verhältnis von extra- zu intrazellulärem Körperwasser (ECW in Prozentangabe)
- Grundumsatz (Basal-Metabolic-Rate BMR, in kj)

Die unmittelbare Interpretation des ermittelten BCM-Wertes kann mittels der Nutzung der Formel für die Ermittlung der BCM-Mindestmenge erfolgen:

$$(\text{Körpergröße in cm} - 100) \times 0,3 = \text{kg}$$

BCM-Werte, die größer sind als der BCM-Mindestwert, spiegeln einen suffizienten Ernährungszustand wider. Die in Prozent angegebenen ECW-Werte im Bereich von 39-45 % bei einem suffizientem BCM-Wert weisen auf eine normale Hydratation hin. Beim Abbau der Zellmasse verkleinert sich der Phasenwinkel. Dies geschieht gleichermaßen auch bei einer Zunahme der extrazellulären Flüssigkeit. Bei einem gesunden Probanden liegt der Phasenwinkel zwischen 6 und 8 Grad.

Eine grafische Darstellung mit einer Aussage über den Hydratationszustand und den Ernährungszustand des menschlichen Körpers ermöglicht die BIA-Vektoranalyse mit einem Nomogramm entsprechend der Abbildung 8.

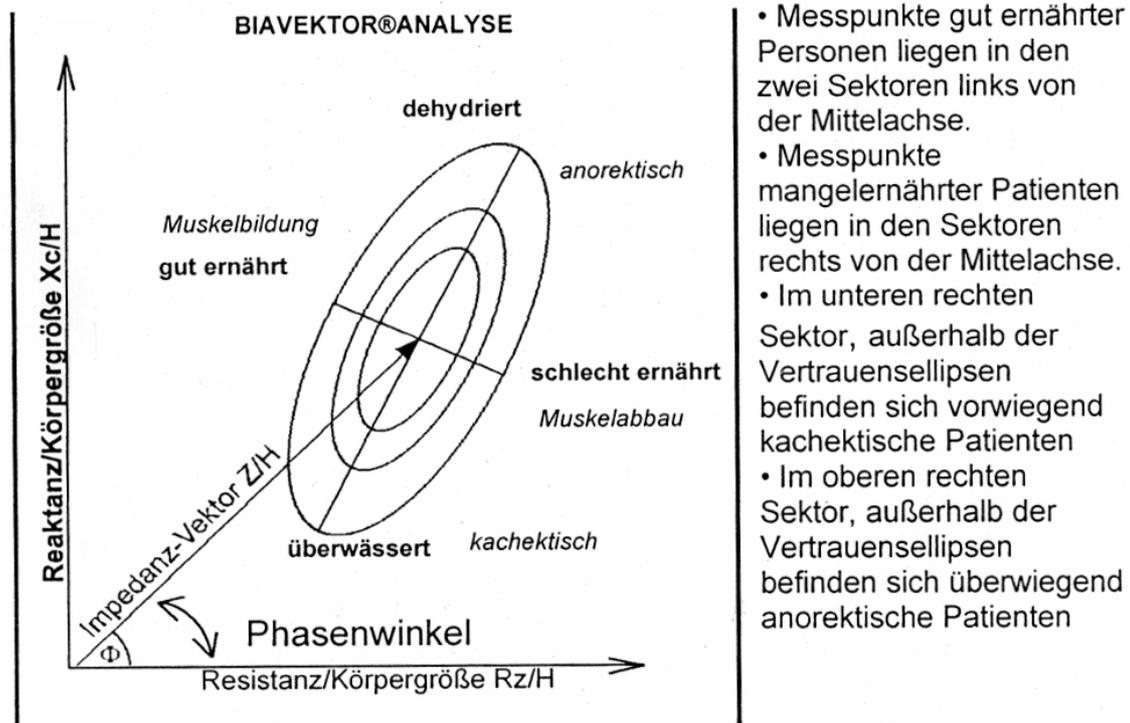


Abb. 8: Biavektor – Nomogramm [58]

### 3. Patientengruppen, Untersuchungs- und Messmethoden

#### 3.1 Durchführung der Bioimpedanzmessung

Zur Bioimpedanzmessung wurde der Soft-Tissue Analyzer von Akern der Firma MEDICAL Health Care GmbH benutzt.

Nach Inbetriebnahme des Gerätes erfolgte zunächst mit dem kleinen Kalibrierungsschaltkreis (Dummy) die Kontrolle der Blankwerte.

Alle Untersuchungen wurden am liegenden Patienten bei Raumtemperatur durchgeführt.

In der 1. Messreihe befestigten wir die Elektroden ipsilateral zwischen den Gelenkknochen der Hand- und Fußgelenke.

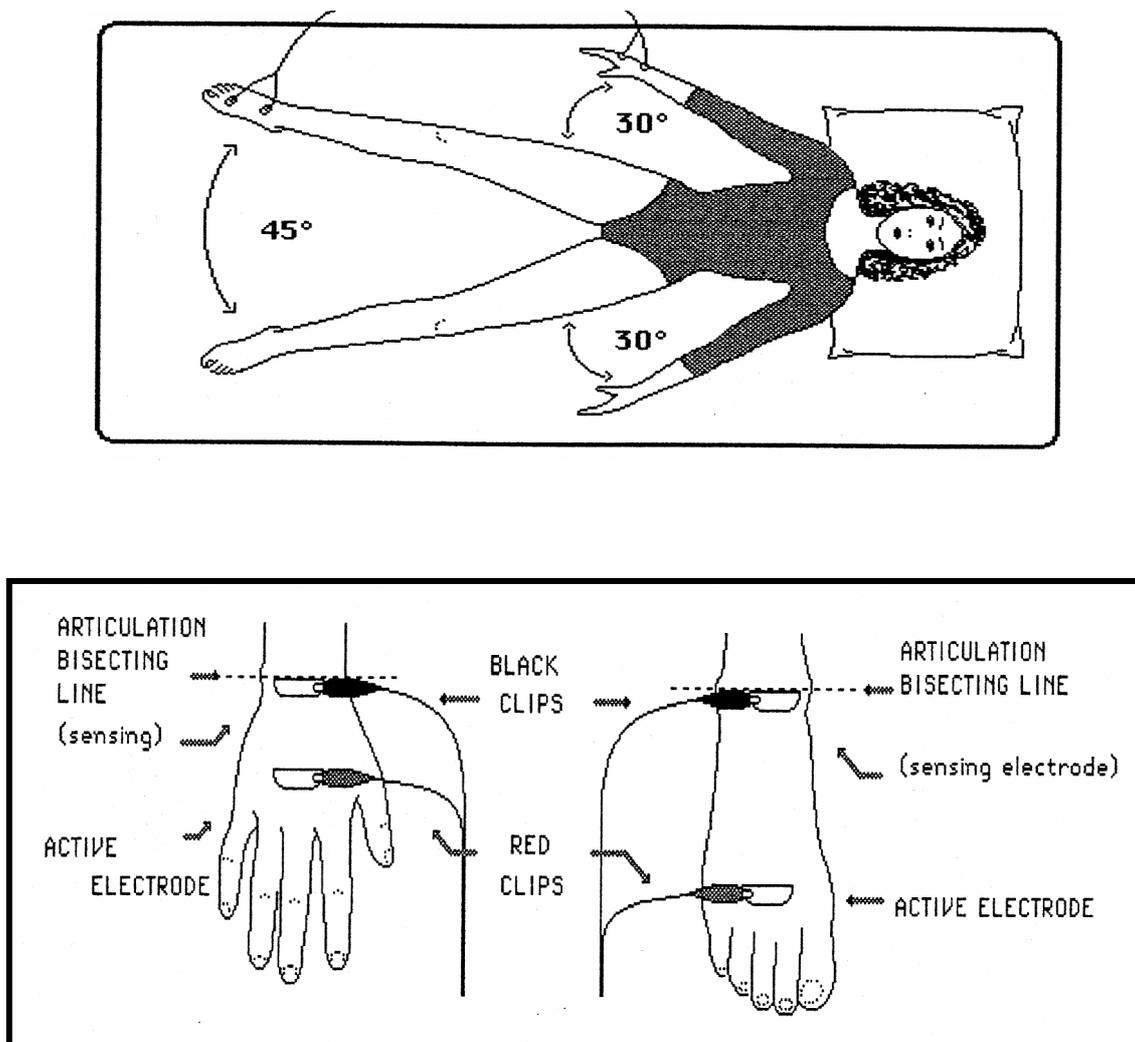


Abb. 9: Patientenpositionierung und Elektrodenlage [58]

Bevor die 1. Messung durchgeführt wurde, hatte der Patient 5 Minuten in der Horizontale gelegen, damit eine gleichmäßige Verteilung der Körperflüssigkeit erreicht werden konnte. Die gemessenen Widerstandswerte Reaktanz  $x_c$  und Resistanz  $r_z$  sowie der Phasenwinkel  $\Phi$  wurden protokolliert.

Ebenfalls wurden die berechneten Körperkompartimente Körperzellmasse – BCM in kg, der Grundumsatz – BMR in kj und das Verhältnis von extra- intrazellulärem Körperwasser als Prozentangabe dokumentiert.

Für jeden Patienten erfolgten 3 Messungen an jeder Körperhälfte, aus denen dann der Mittelwert errechnet wurde.

Die Körpertemperatur wurde vor jeder Untersuchung gemessen, da eine Temperaturerhöhung die Werte verfälscht.

### **3.2 Durchführung der farbkodierten Duplexsonographie**

Parallel zur Bioimpedanzmessung führten wir die farbkodierte Duplexsonographie des AV-Shunts durch.

Die Untersuchungen erfolgten mit dem Gerätesystem ACUSON 128XP /10C und einem Ultraschallkopf mit der Frequenz von 5 MHz des gleichen Herstellers.

Mittels farbkodierter Duplexsonographie sind morphologische Darstellungen der Gefäße sowie funktionelle Aussagen über das Strömungsverhalten des Blutes und eine quantitative Erfassung des Blutflusses möglich [37, 46, 53, 60].

Für eine effektive Hämodialyse ist ein Shuntvolumen von 250-300 ml/min notwendig. Die Flussrate einer typischen Ciminofistel liegt bei ca. 250 ml/min, bei Oberarmfisteln 300-400 ml/min [56]. Bei langjährigem Bestehen der AV-Fisteln kommt es allmählich zur erheblichen Zunahme der Shuntvolumina.

Die Patienten wurden unmittelbar vor der Dialyse im Duplex-Sonographieraum liegend bei Raumtemperatur untersucht. Am Shuntarm wurde mittels Farbkodierung und Flussprofil die Arteria brachialis identifiziert. Der Querdurchmesser des Gefäßes wurde im Transversalschnitt unter Nutzung des B-Bildes bestimmt.

Die Werte für maximale, minimale und mittlere Geschwindigkeit erhielten wir über die typische Flusskurve im Longitudinalschnitt.

Das arterielle Gefäß wurde nach distal zur arterio-venösen Anastomose verfolgt und von hier ausgehend die Shuntvene dargestellt.

Im anastomosennahen Bereich mit annähernd laminärer Strömung nahmen wir die Messungen vor.

Die Dokumentation der Messdaten erfolgte mit Druckerbildern und die Morphologie wurde beschrieben.

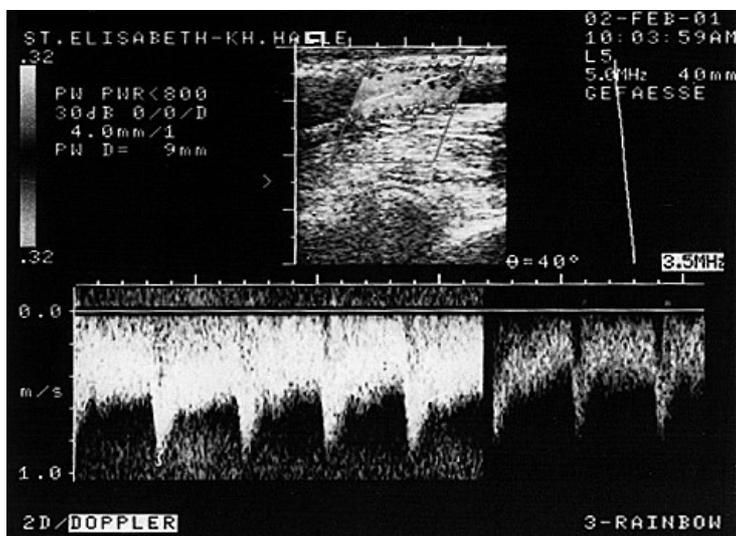
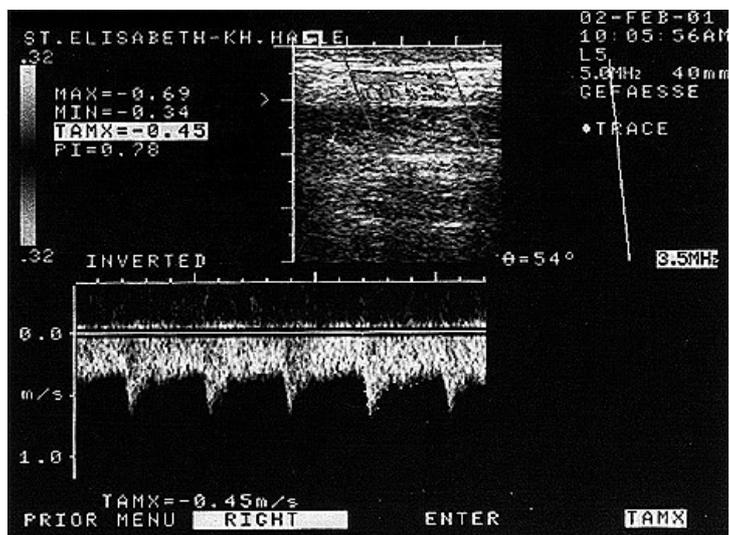


Abb. 10: Dokumentation der Duplex-Sonographie

### 3.3 Patientengruppen und Vergleichsgruppe

Die Bioimpedanzmessungen nahmen wir an 3 Kollektiven vor. Es erfolgten Messungen mit Anlage der Elektroden zwischen den ipsilateralen Hand- und Fußgelenken in der 1. Patientengruppe mit 31 Dialysepatienten unmittelbar vor der Dialyse und in der Vergleichsgruppe mit 20 gesunden Probanden.

Die 2. Patientengruppe umfasst 22 Dialysepatienten, bei denen die Elektroden zur Messung der Bioimpedanz zwischen Hand- und Schultergelenk ipsilateral befestigt wurden. Hier führten wir die Messung direkt nach Abschluss der Dialyse durch und begrenzten die Messwerte auf die jeweilige Extremität.

Alle in der Arbeit erfassten Patienten erfuhren im St. Barbara und St. Elisabeth Krankenhaus Halle eine ambulante oder stationäre Dialysebehandlung.

Die Auswahl der gesunden Vergleichsgruppe erfolgte stochastisch.

31 Dialysepatienten bildeten die erste Patientengruppe, in welcher 18 Männer (58,1 %) und 13 Frauen (41,9 %) vertreten waren.

Das mittlere Alter der Patienten betrug 58 Jahre, der jüngste Patient war 17 Jahre und der älteste Patient zählte 78 Jahre.

Wir erfassten eine mittlere Körpergröße von 1,68 m (1,55 m bis 1,87 m) und ein Körpergewicht von 69,4 kg (43 kg bis 97,6 kg).

Die Dialysedauer der 31 Patienten umfasste einen Zeitraum von 6 Wochen bis 18 Jahren (mittlere Dialysedauer 4,7 Jahre).

Ursächlich führten folgende Erkrankungen zur terminalen Niereninsuffizienz:

- chronische interstitielle Nephritis	7	22,6 %
- chronische Glomerulonephritis	11	35,5 %
- diabetische Nephropathie	4	12,9 %
- Zystennieren	4	12,9 %
- Alport-Syndrom	2	6,5 %
- Gichtnephropathie	1	3,2 %
- Plasmozytom	1	3,2 %
- Nierenzell-Karzinom	1	3,2 %

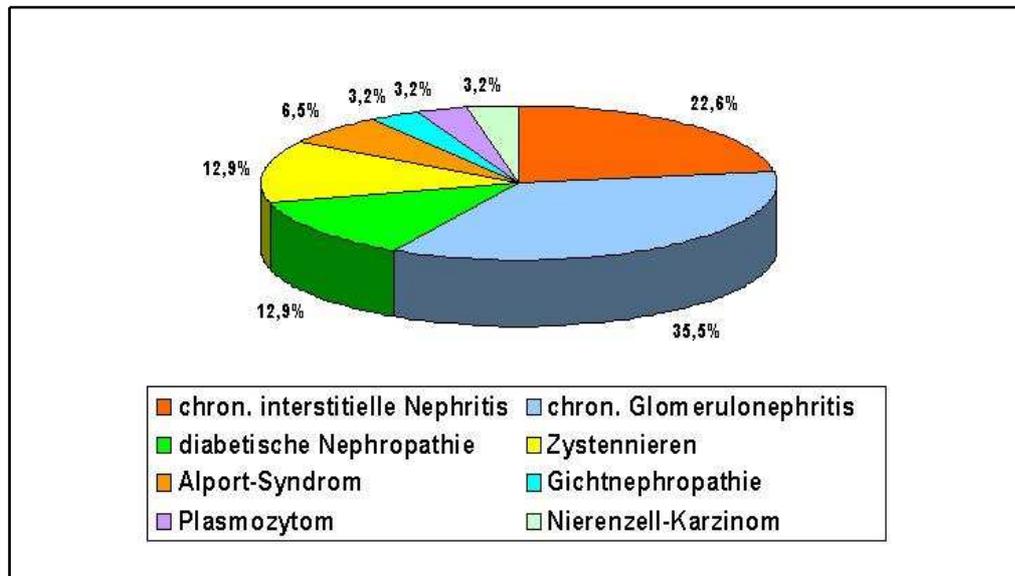


Abb. 11: Diagnoseverteilung 1. Patientenkollektiv (n=31)

In dieser Patientengruppe befanden sich 3 Patienten, welche nach erfolgter Nierentransplantation bei späterem Transplantatversagen erneut dialysiert werden mussten.

Die Hämodialyse erfolgte bei 21 Patienten (67,8 %) über eine klassische Ciminofistel am Unterarm. Dabei waren 16 AV-Fisteln am linken und 5 AV-Fisteln am rechten Unterarm lokalisiert.

Hier betrug das Fistelalter 6 Wochen bis 18 Jahre (mittleres Fistelalter 48,3 Monate  $\hat{=}$  4 Jahre). Der Beginn der Dialyse erfolgte nach AV-Fistelanlage im Zeitintervall von 0 bis 11 Monate ( $\bar{\varnothing}$  1,9 Monate). Eine Fistelrevision konnte anamnestisch bei 6 Patienten (28,5 %) eruiert werden. Die wiederholte AV-Fistelrevision mit letztlich einem PTFE-Interponat im Bereich der Shuntvene war bei 1 Patienten (4,8 %) nötig.

Die 21 Patienten mit einer Ciminofistel am Unterarm wiesen einen Fistelfluss von minimal 118 ml/min bis maximal 2539 ml/min auf (mittlerer Fistelfluss 743 ml/min).

Die Höhe des Fistelflusses ist nicht nur vom Alter der AV-Fistel abhängig. Es spielen bei gleicher Lokalisation der Anastomose auch die Grunderkrankung, das Alter des Patienten, verbunden mit der Gefäßqualität und der kardialen Leistung, eine Rolle.

Entscheidend ist die Beschaffenheit der Shuntvene. In dieser Patientengruppe waren aneurysmatische Veränderungen der Shuntvene bei 7 Kranken vorhanden und bei 2 Patienten ließ sich eine kurzstreckige Stenose der Fistelvene nachweisen.

Die Stenosierung der Shuntvene äußerte sich bei diesen beiden Patienten durch eine Reduzierung des Flussvolumens auf 118 bzw. 231 ml/min.

Die anderen 10 Patienten (32,2 %) der ersten Gruppe wiesen einen AV-Shunt am Oberarm auf. Lokalisiert war dieser bei 8 Patienten am linken Arm und bei 2 Patienten am rechten Arm. In dieser Gruppe war 1 Patient mit einem AV-Loop vertreten.

Die AV-Fistel wurde bei 6 Patienten primär am Oberarm angelegt. 4 Patienten bekamen im Rahmen einer Unterarmfistelrevision die Neuanlage der AV-Fistel im Oberarmbereich. Die Revision der primären Oberarmfistel war bei 2 Patienten notwendig. Insgesamt musste eine Fistelrevision bzw. die mehrfache Revision bei 6 Patienten (60 %) vorgenommen werden.

Das Fistelalter umfasste einen Zeitraum von 2 Monaten bis 10 Jahren (mittleres Fistelalter 32,2 Monate  $\hat{=}$  2,6 Jahre). Das Zeitintervall zwischen Fistelanlage und Dialysebeginn betrug 0 bis 6 Monate ( $\emptyset$  1,2 Monate).

Erwartungsgemäß war der Fistelfluss in dieser Patientengruppe mit den Oberarmfisteln bzw. dem AV-Loop höher.

Wir ermittelten einen minimalen Fistelfluss von 754 ml/min und einen maximalen Fistelfluss von 4644 ml/min. Auch hier fanden wir bei 6 Patienten aneurysmatische Veränderungen der Shuntvene, wobei 1 Patient größere Aneurysmata mit parietaler Thrombosierung aufwies.

Die hochgradige kurzstreckige Stenosierung der Shuntvene bei 1 Patienten verursachte keine Reduzierung des Flussvolumens.

Eine ausgeprägte Angiosklerose der Arterien ohne Stenosierung beobachteten wir bei 3 Patienten. Das Flussvolumen der AV-Fisteln wurde dadurch nicht beeinträchtigt.

Die 2. Patientengruppe umfasste 22 Patienten, welche ausschließlich ambulant dialysiert wurden. Sie bestand aus 11 Männern und gleichermaßen 11 Frauen mit einem mittleren Alter von 56,2 Jahren (17 bis 79 Jahre).

Die mittlere Körpergröße der Patienten betrug 1,69 m (1,55 bis 1,87 m) und das mittlere Körpergewicht lag bei 67 kg (50,4 bis 94,0 kg).

Die Dialysedauer der 22 Patienten umfasste einen Zeitraum von 4 Monaten bis 17,6 Jahren (mittlere Dialysedauer 5,2 Jahre).

Die terminale Niereninsuffizienz verursachten nachstehende Krankheitsbilder:

chronische interstitielle Nephritis	5
chronische Glomerulonephritis	9
diabetische Nephropathie	1
Zystennieren	4
Nierenzellkarzinom	1
Alport-Syndrom	1
Plasmozytom	1

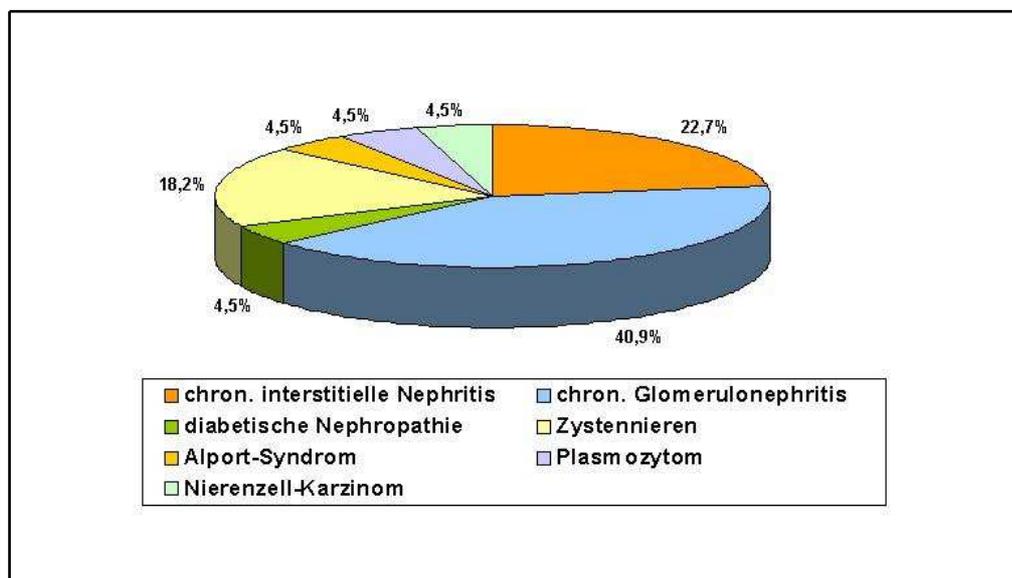


Abb. 12: Diagnoseverteilung 2. Patientenkollektiv (n=22)

Zwei Patienten waren nach erfolgter Nierentransplantation erneut dialysepflichtig.

Wir fanden bei 14 Patienten (63,6 %) eine Cimino-fistel am Unterarm, 4 Fisteln rechts und 10 Fisteln links lokalisiert.

Das Fistelalter betrug zwischen 1 Monat und 12 Jahren (mittleres Fistelalter 58 Monate  $\hat{=}$  4,85 Jahre).

Anamnestisch war eine Revision der Unterarm-Fistel bei 5 Patienten (35,7 %) erfolgt. Ebenfalls bei 5 weiteren Patienten (35,7 %) ließ sich eine aneurysmatische Erweiterung der Shuntvene nachweisen. Der Fistelfluss in dieser Patientengruppe lag zwischen 231 ml/min und 2539 ml/min (mittlerer Fistelfluss 850 ml/min).

Acht Patienten dieser Gruppe wurden über eine Oberarmfistel dialysiert. Dabei war die Fistelanlage bei 6 Patienten am linken Arm erfolgt. Der rechte Arm musste bei 2 Patienten genutzt werden.

Das Fistelalter betrug zwischen 3 Monaten und 10 Jahren (mittleres Fistelalter 39,6 Monate  $\pm$  3,3 Jahre). Der Beginn der Dialyse erfolgte im Zeitintervall von 0 bis 6 Monaten ( $\bar{\varnothing}$  1,5 Monate).

Eine Revision der AV-Fistel war bei 4 Patienten (50 %) vorausgegangen, wobei 2 Patienten zunächst eine Unterarmfistel hatten.

Der Fistelfluss wurde mit 754 ml/min bis 4644 ml/min gemessen (mittlerer Fistelfluss 2068 ml/min).

Die bei einem Patienten nachgewiesene mäßige Stenose der Shuntvene sowie die ausgeprägte Mediasklerose der distalen Arterien bei zwei Patienten hatten auf die Fistelfunktion keinen Einfluss.

Das 3. Kollektiv umfasst 20 gesunde Probanden. Alle in dieser Gruppe vermessenen Personen waren Rechtshänder.

Die 13 weiblichen und 7 männlichen Probanden hatten ein mittleres Alter von 42,8 Jahren (15 bis 87 Jahre). Die Körpergröße betrug von 1,53 m bis 1,90 m (mittlere Körpergröße 1,71 m) und das Körpergewicht reichte von 54 bis 90 kg (mittleres Körpergewicht 73,8 kg).

## 4. Ergebnisse

### 4.1. Messergebnisse 1. Patientengruppe

Die Bioimpedanzmessung in dieser Patientengruppe (n=31) erfolgte zwischen den ipsilateralen Hand- und Fußgelenken bds., um Differenzen zwischen dem Shuntarm und der Gegenseite zu erkennen.

Diese ermittelten Messwerte wurden in tabellarischer Form festgehalten.

Tab. 1: Ergebnisse der Bioimpedanzmessung und Fistelfluss im 1. Kollektiv –  
**Unterarmfisteln**

Fistelarm

rz	xc	$\Phi$	BMR	BCM	ECW		rz	xc	$\Phi$	BMR	BCM	ECW	Fistel- fluss
581	29	2,7	2 509	11	67,2		598	32	3	2 619	11	65,6	608
569	46	4,5	4 076	19	52,9		597	49	4,6	4 020	18	52,6	611
471	41	4,9	5 341	25	50,9		495	44	5	5 248	24	50,3	725
451	38	4,8	5 443	25	51,9		462	43	5,3	5 876	27	49	2 539
613	85	7,8	6 534	30	38,5		576	78	7,7	6 836	32	39	353
613	54	5	4 199	19	50,3		684	61	5	3 839	17	50,3	671
531	43	4,5	4 458	21	52,9		572	52	5,1	4 670	22	49,6	558
573	39	3,8	3 494	16	58		609	41	3,8	3 226	15	58,3	1 561
500	52	5,9	5 876	28	46		512	53	5,7	5 757	27	46,2	449
433	65	8,5	10 130	47	36,4		468	73	8,9	9 477	44	35,4	548
632	42	3,6	2 997	14	58,7		693	47	3,8	2 849	13	58	700
492	38	4,4	4 594	21	54,4		495	42	4,8	5 158	24	51,9	118
572	37	3,6	3 337	15	59,7		567	42	4,2	3 821	18	55,6	877
504	66	7,4	6 993	32	41,7		506	80	8,9	9 184	41	35,1	530
500	34	3,8	3 965	18	58		467	38	4,6	5 065	23	52,9	1 074
520	45	4,9	4 814	22	51,3		506	48	5,3	5 443	25	48,4	1 461
475	40	4,9	5 158	24	51,9		470	35	4,2	4 670	22	55,6	507
416	33	4,5	5 545	26	53,6		395	30	4,2	5 647	26	55,1	311
351	14	2,2	3 337	15	73,3		337	11	1,8	2 849	13	77,6	558
518	47	5,1	5 065	23	49,6		516	55	6	5 999	28	45,5	618
628	39	3,5	2 878	13	60,6		620	42	3,8	3 192	15	58	231

Tab. 2: Ergebnisse der Bioimpedanzmessung und Fistelfluss im 1. Kollektiv –  
**Oberarmfisteln**

Fistelarm

rz	xc	$\Phi$	BMR	BCM	ECW		rz	xc	$\Phi$	BMR	BCM	ECW	Fistel- fluss
645	46	4	3 226	15	56,7		713	55	4,4	3 154	14	54,4	1 248
657	53	4,5	3 579	16	53,3		693	51	4,1	3 061	14	55,6	1 355
509	55	6,1	6 118	28	44,9		479	59	7	7 340	34	41,4	4 644
684	75	6,2	4 821	22	43,7		570	66	6,6	5 877	28	42,4	1 510
476	39	4,6	5 065	23	52,6		505	38	4,2	4 318	20	55,1	3 178
595	44	4,1	3 626	17	55,1		625	50	4,5	3 719	17	53,3	947
504	35	3,9	4 020	18	57,5		521	41	4,4	4 381	20	54,1	1 468
555	55	5,6	5 065	23	47,9		560	57	5,7	5 248	24	46,5	754
537	40	4,2	4 076	19	55,6		586	51	4,9	4 318	20	50,9	2 413
607	49	4,5	3 863	18	52,9		641	56	4,9	3 965	18	50,9	1 330

## 4.2 Messergebnisse 2. Patientengruppe

Die Messung der Bioimpedanz wurde bei diesen Patienten (n=22) mit atypischer Elektrodenlage am ipsilateralen Arm zwischen Hand- und Schultergelenk im Vergleich zur Gegenseite durchgeführt.

Die Messergebnisse werden in folgender Tabelle ersichtlich.

Tab. 3: Ergebnisse der Bioimpedanzmessung und Fistelfluss im 2. Patientenkollektiv –  
**Unterarmfisteln**

Fistelarm

rz	xc	$\Phi$	BMR	BCM	ECW		rz	xc	$\Phi$	BMR	BCM	ECW	Fistel- fluss
244	28	6,5	13 362	62	43,2		264	32	6,9	13 362	62	41,8	449
246	14	3,2	6 836	32	62,9		272	25	5,2	9 799	46	49,4	877
379	24	3,6	4 899	23	60,1		399	26	3,7	4 594	21	60,1	608
327	27	4,6	7 345	34	54,6		391	40	5,8	7 540	35	46,5	671
320	23	4	6 534	30	56,3		296	27	5,2	8 903	41	49,6	231
283	28	5,6	10 130	47	47,6		297	35	6,6	11 307	53	42,7	530
232	21	5,1	11 757	55	49,6		249	29	6,6	13 362	62	43	618
236	15	3,6	7 944	37	59,7		280	23	4,6	8 644	40	52,6	558
215	18	4,7	11 307	53	52,2		234	18	4,3	9 477	44	54,4	507
276	31	6,4	11 757	55	44		294	35	6,8	11 757	55	42,3	558
188	17	5,1	13 999	65	50		242	28	6,5	13 999	65	43	2 539
261	16	3,4	6 836	32	61		334	22	3,7	5 757	27	58,8	1 561
247	21	4,8	10 130	47	51,6		250	23	5,2	10 491	49	49,6	1 461
188	20	6	16 325	76	45,5		183	32	10	26 720	125	32,5	725

Tab. 4: Ergebnisse der Bioimpedanzmessung und Fistelfluss im 2. Patientenkollektiv –  
**Oberarmfisteln**

Fistelarm

<b>rz</b>	<b>xc</b>	<b>Φ</b>	<b>BMR</b>	<b>BCM</b>	<b>ECW</b>		<b>rz</b>	<b>xc</b>	<b>Φ</b>	<b>BMR</b>	<b>BCM</b>	<b>ECW</b>	<b>Fistel- fluss</b>
398	24	3,4	4 458	21	61,5		374	28	4,2	5 757	27	55,1	1 510
213	15	4	9 799	46	57,1		246	21	4,8	10 130	47	51,6	3 178
212	15	4	9 799	46	57,1		265	22	4,7	9 184	43	52,2	2 413
259	24	5,2	10 491	49	49,4		282	28	5,6	10 130	47	47,3	754
297	13	2,4	4 318	20	70,2		536	19	3	4 381	20	65	1 248
292	22	4,2	7 540	35	55,1		310	29	5,3	8 903	41	48,8	1 330
247	14	3,2	6 678	31	63,5		246	18	4,1	8 644	40	55,9	1 486
255	27	6	12 245	57	45,5		257	31	6,9	13 999	62	42,1	4 644

### 4.3. Messergebnisse Vergleichsgruppe

Die Bioimpedanzmessung erfolgte an 20 gesunden Probanden, um die Messdaten zwischen der rechten und linken Körperhälfte beurteilen zu können.

Die Elektroden wurden ipsilateral am Hand- und Fußgelenk befestigt.

Tab. 5: Ergebnisse der Bioimpedanzmessung der gesunden Probanden

rechts

links

<b>rz</b>	<b>xc</b>	<b><math>\Phi</math></b>	<b>BMR</b>	<b>BCM</b>	<b>ECW</b>		<b>rz</b>	<b>xc</b>	<b><math>\Phi</math></b>	<b>BMR</b>	<b>BCM</b>	<b>ECW</b>
572	61	6	5 443	25	45,1		602	67	6,2	5 341	25	44,1
714	65	5,2	3 719	17	49,6		729	67	5,2	3 672	17	49,4
603	63	5,9	5 065	23	45,7		604	61	5,7	4 899	23	46,7
615	88	8,1	6 678	31	37,4		650	79	6,9	5 443	25	41,7
550	48	4,9	4 594	22	50,9		565	49	5	4 458	21	50,9
663	72	6	4 670	22	44,9		696	82	6,6	4 899	23	42,6
556	58	5,9	5 443	25	46		568	56	5,6	5 065	23	47,6
610	64	5,9	4 980	23	45,7		635	65	5,8	4 670	22	46
509	56	6,1	6 254	29	44,4		520	54	5,9	5 757	27	46
590	48	4,6	4 020	18	52,9		589	55	5,3	4 594	21	49
518	44	4,8	4 814	22	51,6		504	42	4,7	4 814	22	52,2
559	60	6,1	5 647	26	44,9		562	58	5,8	5 341	25	46,2
757	81	6	4 076	19	45,1		777	78	5,7	3 761	17	46,7
494	63	7,2	7 540	35	40,4		477	61	7,2	7 731	36	40,6
704	78	6,2	4 594	21	44,4		723	78	6,1	4 318	20	44,9
654	73	6,3	4 980	23	44		634	69	6,1	4 980	23	44,6
461	53	6,5	7 345	34	42,7		475	55	6,5	7 171	33	42,7
401	48	6,8	8 644	40	42,3		416	47	6,4	7 944	37	43,7
547	63	6,5	6 118	28	43,5		510	60	6,6	6 678	31	42,6
419	51	6,9	8 398	39	41,8		425	54	7,2	8 644	40	40,6

#### 4.4 Statistische Analyse der Messergebnisse

Exakte biomedizinische Messungen am menschlichen Körper weisen eine Reihe von Zufällen auf.

Zahlreiche Besonderheiten des jeweiligen Patienten beeinflussen die Messergebnisse. Alle Faktoren des biologischen Individuums Mensch können keine sichere Beurteilung erfahren.

Zur Vergleichbarkeit der Daten machen sich statistische Evaluierungen erforderlich mit dem Ziel der Minimierung von Unberechenbarkeiten. Der Zufall wird nicht eliminiert, sondern quantifiziert [67].

##### 4.4.1 Deskriptive Statistik

Die Messwerte erfahren hier eine statistische Analyse mit dem Ziel, charakteristische Eigenschaften zu beschreiben.

In den nachfolgenden Tabellen (Tab. 6 bis 8) werden die Ergebnisse der deskriptiven Statistik (Minimum, Maximum, Mittelwert, Standardabweichung) aufgeführt.

Tab. 6: 1. Patientenkollektiv

	N	Minimum	Maximum	Mittelwert	Standardabweichung
rz nf	31	337,00	693,00	547,4194	84,7147
rz fa	31	351,00	713,00	541,2903	81,0601
xc nf	31	11,00	80,00	48,7419	14,1114
xc fa	31	14,00	85,00	46,0323	13,8504
$\Phi$ nf	31	1,80	8,90	5,0290	1,5278
$\Phi$ fa	31	2,20	8,50	4,7871	1,3579
delta nf - fa	31	-,70	1,50	,2419	,4766
fistelfluss	31	118,00	4644,00	1111,4516	961,5810

Tab. 7: 2. Patientenkollektiv

	N	Minimum	Maximum	Mittelwert	Standardabweichung
rz schulter hand fa	22	188,00	398,00	264,3182	54,8352
rz schulter hand nf	22	183,00	536,00	295,5000	75,0700
xc schulter hand fa	22	13,00	31,00	20,7727	5,4417
xc schulter hand nf	22	18,00	40,00	26,8636	5,8659
$\Phi$ schulter hand fa	22	2,40	6,50	4,5000	1,1410
$\Phi$ schulter hand nf	22	3,00	10,00	5,4409	1,5333
delta $\Phi$ nf -fa	22	-,40	4,00	,9409	,8584
fistelfluss 2	22	231,00	4644,00	1292,6364	1068,8005

Tab. 8: Gesunde Probanden

	N	Minimum	Maximum	Mittelwert	Standard- abweichung
Normalwerte rzg rechts	20	401,00	757,00	574,8000	94,7887
Normalwerte rzg links	20	416,00	777,00	583,0500	101,1083
Normalwerte xcg rechts	20	44,00	88,00	61,8500	11,9220
Normalwerte xcg links	20	42,00	82,00	61,8500	11,2075
$\Phi$ g rechts	20	4,60	8,10	6,0950	,8287
$\Phi$ g links	20	4,70	7,20	6,0250	,6927

#### 4.4.2 Kolmogorov-Smirnov-Test

Eine Wahrscheinlichkeitsanalyse unserer Messungen am Patienten ermöglicht die Nutzung der Axiome des Anpassungstestes nach KOLMOGOROV SMIRNOV. In diesem Test wird die Wahrscheinlichkeit jedes Elementarereignisses zwischen 0 und 1 untersucht. Somit wird nachvollziehbar, dass diese Eigenschaften auch für relative Häufigkeiten und sich daraus abzuleitende Wahrscheinlichkeiten gelten [67].

Mittels Kolmogorov-Smirnov-Test (Tab. 9 bis 11) ergab sich eine Normalverteilung für die gemessenen Bioimpedanzwerte. Somit ist ein t-Test für verbundene Stichproben möglich.

Tab. 9: Kolmogorov-Smirnov – Anpassungstest 1. Patientenkollektiv

		rz nf	rz fa	xc nf	xc fa	$\Phi$ nf	$\Phi$ fa
N		31	31	31	31	31	31
Parameter der Normalverteilung	Mittelwert	547,4194	541,2903	48,7419	46,0323	5,0290	4,7871
	Standardabweichung	84,7147	81,0601	14,1114	13,8504	1,5278	1,3579
Extremste Differenzen	Absolut	,106	,087	,098	,130	,172	,183
	Positiv	,106	,087	,091	,130	,172	,183
	Negativ	-,092	-,064	-,098	-,109	-,146	-,107
Kolmogorov-Smirnov Z		,592	,487	,546	,722	,955	1,019
Asymp. Sig. (2-seitig)		,875	,972	,927	,675	,321	,250

- a Die zu testende Verteilung ist eine Normalverteilung.
- b Aus den Daten berechnet.

Tab. 10: Kolmogorov-Smirnov – Anpassungstest 2. Patientenkollektiv

		rz schulter hand fa	rz schulter hand nf	xc schulter hand fa	xc schulter hand nf	$\Phi$ schulter hand fa	$\Phi$ schulter hand nf	delta $\Phi$ nf - fa
N		22	22	22	22	22	22	22
Parameter der Normalverteilung	Mittelwert	264,3182	295,5000	20,7727	26,8636	4,5000	5,4409	,9409
	Standardabweichung	54,8352	75,0700	5,4417	5,8659	1,1410	1,5333	,8584
Extremste Differenzen	Absolut	,160	,219	,128	,109	,124	,128	,200
	Positiv	,160	,219	,128	,109	,124	,128	,200
	Negativ	-,082	-,161	-,101	-,077	-,088	-,083	-,137
Kolmogorov-Smirnov Z		,753	1,029	,602	,509	,581	,598	,936
Asymp. Sig. (2-seitig)		,623	,241	,862	,958	,888	,867	,345

- a Die zu testende Verteilung ist eine Normalverteilung.
- b Aus den Daten berechnet.

Tab. 11: Kolmogorov-Smirnov – Anpassungstest Vergleichsgruppe

		rz g rechts	rz g links	xc g rechts	xc g links	$\Phi$ g rechts	$\Phi$ g links
N		20	20	20	20	20	20
Parameter der Normalverteilung	Mittelwert	574,8000	583,0500	61,8500	61,8500	6,0950	6,0250
	Standardab- weichung	94,7887	101,1083	11,9220	11,2075	,8287	,6927
Extremste Differenzen	Absolut	,086	,084	,146	,130	,207	,077
	Positiv	,086	,084	,146	,130	,113	,077
	Negativ	-,085	,068	-,073	-,125	-,207	-,070
Kolmogorov- Smirnov Z		,383	,374	,652	,582	,926	,346
Asymp. Sig. (2-seitig)		,999	,999	,789	,887	,358	1,000

- a Die zu testende Verteilung ist eine Normalverteilung.  
b Aus den Daten berechnet.

#### 4.4.3 Der t-Test

Die Messergebnisse werden mit dem t-Test für gepaarte Stichproben überprüft. Dieser Test setzt eine Normalverteilung der Parameter voraus und sollte einen Stichprobenumfang von  $\geq 10$  haben [67].

Für den Vergleich von rz (Resistenz) des Fistelarmes zum nicht Fistelarm in der Gruppe 1 (n=31) ergab sich ein t von 0,906 (Signifikanzniveau: 0,372). Somit lässt sich hierbei kein signifikanter Unterschied nachweisen.

Tab. 12: t-Test 1. Patientenkollektiv (n=31) für Resistanz (rz)

Statistik bei gepaarten Stichproben

		Mittelwert	N	Standardabweichung	Standardfehler des Mittelwertes
Paaren 1	rz nf	547,4194	31	84,7147	15,2152
	rz fa	541,2903	31	81,0601	14,5588

Korrelationen bei gepaarten Stichproben

		N	Korrelation	Signifikanz
Paaren 1	rz nf - rz fa	31	,898	,000

Test bei gepaarten Stichproben

	Gepaarte Differenzen				t	df	Sig. (2- seitig)		
	Mittelwert	Standard- abweich- ung	Standard- fehler des Mittelwertes	95 % Konfidenzintervall der Differenz					
				Untere				Obere	
Paaren 1	rz nf - rz fa	6,1290	37,6667	6,7651	7,6872	19,9453	,906	30	,372

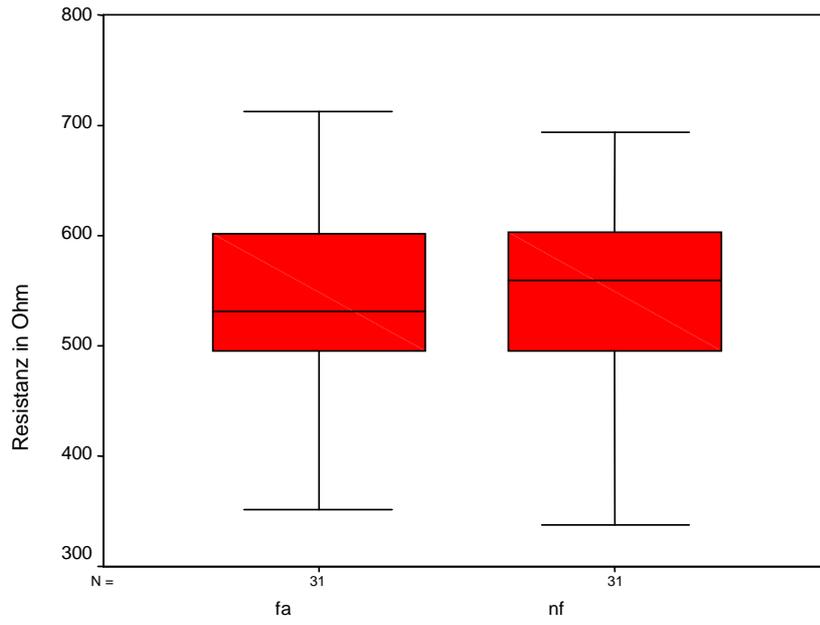


Abb. 13: Boxplot-Darstellung Resistanz Fistelarm - Nicht-Fistelarm 1. Patientenkollektiv

Für den Vergleich von xc (Reaktanz) des Fistelarmes zum nicht Fistelarm in der Gruppe 1 (n=31) ergab sich ein t von 2,748 (Signifikanzniveau: 0,01). Somit lässt sich hierbei ein hochsignifikanter Unterschied nachweisen.

Tab. 13: t-Test 1. Patientenkollektiv (n=31) für die Reaktanz (xc)

Statistik bei gepaarten Stichproben

		Mittelwert	N	Standardabweichung	Standardfehler des Mittelwertes
Paaren 1	xc nf	48,7419	31	14,1114	2,5345
	xc fa	46,0323	31	13,8504	2,4876

Korrelationen bei gepaarten Stichproben

		N	Korrelation	Signifikanz
Paaren 1	xc nf - xc fa	31	,923	,000

Test bei gepaarten Stichproben

	Gepaarte Differenzen					t	df	Sig. (2-seitig)	
	Mittelwert	Standardabweichung	Standardfehler des Mittelwertes	95 % Konfidenzintervall der Differenz					
				Untere	Obere				
Paaren 1	xc nf - xc fa	2,7097	5,4906	,9861	,6957	4,7236	,2748	30	,010

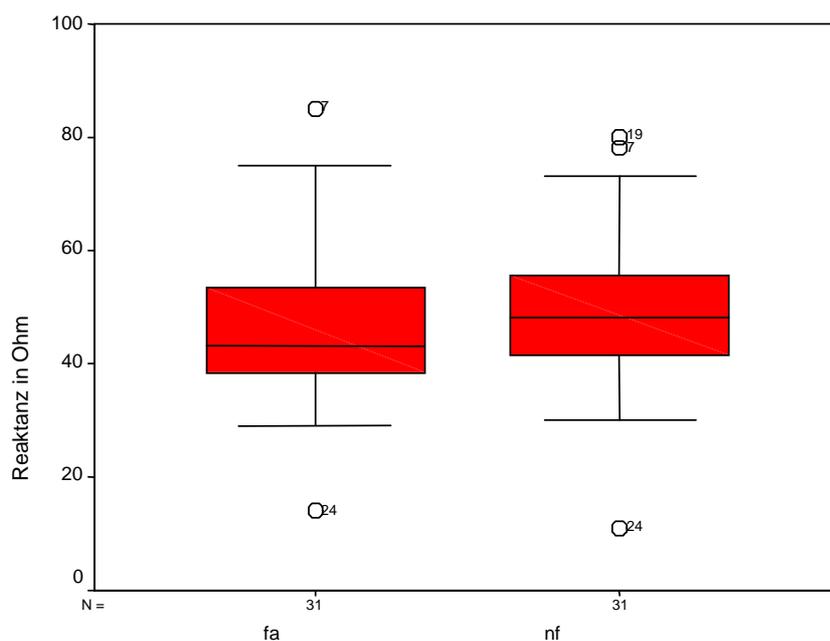


Abb. 14: Boxplot-Darstellung Reaktanz Fistelarm – Nicht-Fistelarm 1. Patientenkollektiv

Für den Vergleich von  $\Phi$  (Phasenwinkel) des Fistelarmes zum nicht Fistelarm in der Gruppe 1 (n=31) ergab sich ein t von 2,826 (Signifikanzniveau 0,008). Somit lässt sich ein hochsignifikanter Unterschied nachweisen.

Tab. 14: t-Test 1. Patientenkollektiv (n=31) für den Phasenwinkel ( $\Phi$ )

Statistik bei gepaarten Stichproben

		Mittelwert	N	Standardabweichung	Standardfehler des Mittelwertes
Paaren 1	$\Phi$ nf	5,0290	31	1,5278	,2744
	$\Phi$ fa	4,7871	31	1,3579	,2439

Korrelationen bei gepaarten Stichproben

		N	Korrelation	Signifikanz
Paaren 1	$\Phi$ fa	31	,952	,000

Test bei gepaarten Stichproben

	Gepaarte Differenzen					t	df	Sig. (2-seitig)	
	Mittelwert	Standardabweichung	Standardfehler des Mittelwertes	95 % Konfidenzintervall der Differenz					
				Untere	Obere				
Paaren 1	$\Phi$ nf – $\Phi$ fa	,2419	,4766	8,561	6,710	,4168	2,826	30	,008

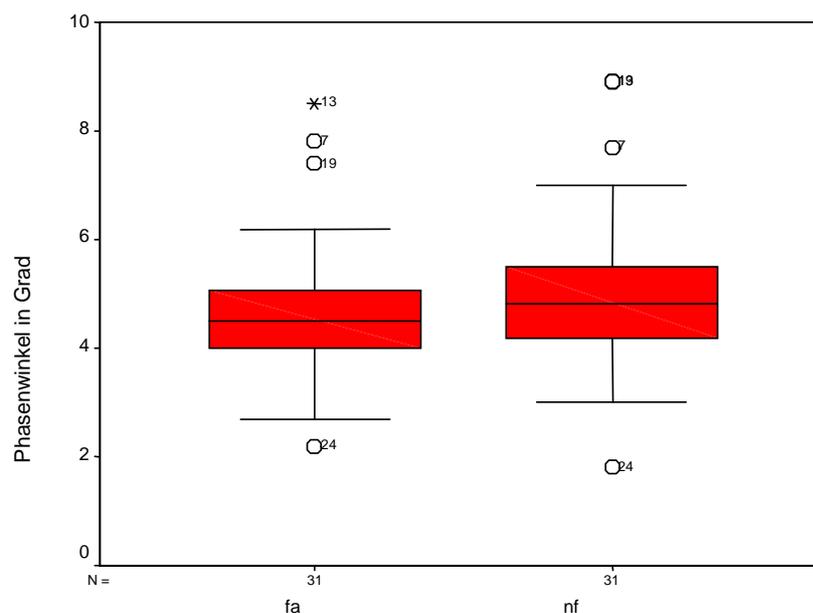


Abb. 15: Boxplot-Darstellung Phasenwinkel Fistelarm – Nicht-Fistelarm 1. Patientenkollektiv

In der zweiten Gruppe konsekutiver Patienten (n=22) wurde geprüft, ob die Ableitung von der Schulter zur Hand des betreffenden Armes eine deutlichere Differenz zwischen Fistel- und Nicht-Fistelarm ergibt.

Für den Vergleich von rz (Resistenz) des Fistelarmes zum nicht Fistelarm in der Gruppe 2 (n=22) ergab sich ein t von 2,769 (Signifikanzniveau: 0,012). Somit lässt sich hierbei ein hochsignifikanter Unterschied nachweisen.

Tab. 15: t-Test 2. Patientenkollektiv (n=22) für die Resistanz (rz)

Statistik bei gepaarten Stichproben

	Mittelwert	N	Standardabweichung	Standardfehler des Mittelwertes
Paaren 1 rz schulter hand fa	264,3182	22	54,8352	11,6909
1 rz schulter hand nf	295,5000	22	75,0700	16,0050

Korrelationen bei gepaarten Stichproben

	N	Korrelation	Signifikanz
Paaren 1 rz schulter hand fa - 1 rz schulter hand nf	22	,711	,000

Test bei gepaarten Stichproben

	Gepaarte Differenzen					t	df	Sig. (2-seitig)
	Mittelwert	Standardabweichung	Standardfehler des Mittelwertes	95 % Konfidenzintervall der Differenz				
				Untere	Obere			
Paaren 1 rz schulter hand fa - 1 rz schulter hand nf	31,1818	52,8228	11,2619	54,6021	7,7615	2,769	21	,012

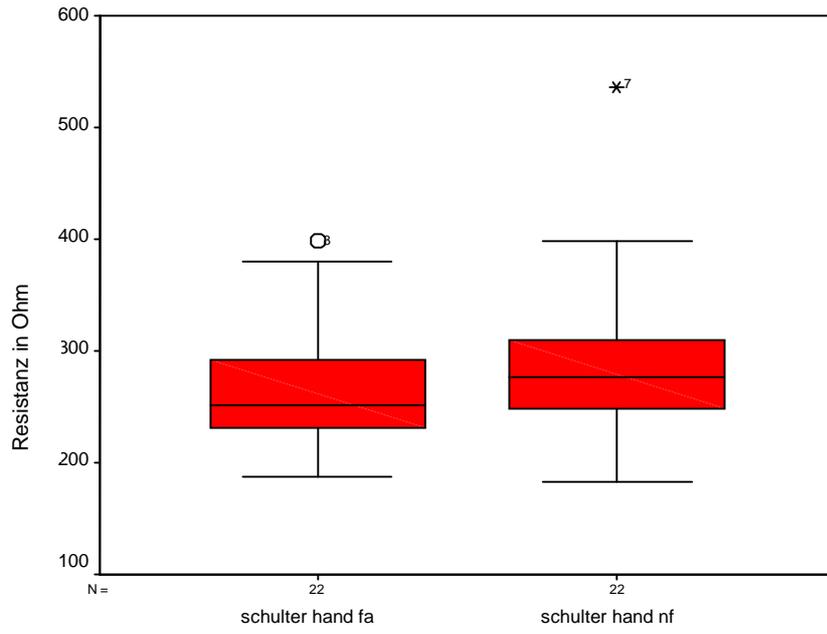


Abb. 16: Boxplot-Darstellung Resistanz Fistelarm – Nicht-Fistelarm 2. Patientenkollektiv

Für den Vergleich von xc (Reaktanz) des Fistelarmes zum nicht Fistelarm in der Gruppe 2 (n=22) ergab sich ein t von 8,419 (Signifikanzniveau: 0,000). Somit lässt sich hierbei ein hochsignifikanter Unterschied nachweisen.

Tab. 16: t-Test 2. Patientenkollektiv (n=22) für die Reaktanz (xc)

Statistik bei gepaarten Stichproben

	Mittelwert	N	Standardabweichung	Standardfehler des Mittelwertes
Paaren 1 xc schulter hand fa	20,7727	22	5,4417	1,1602
xc schulter hand nf	26,8636	22	5,8659	1,2506

Korrelationen bei gepaarten Stichproben

	N	Korrelation	Signifikanz
Paaren 1 xc schulter hand fa - xc schulter hand nf	22	,822	,000

Test bei gepaarten Stichproben

	Gepaarte Differenzen				t	df	Sig. (2-seitig)	
	Mittelwert	Standardabweichung	Standardfehler des Mittelwertes	95 % Konfidenzintervall der Differenz				
				Untere				Obere
Paaren 1 xc schulter hand fa - xc schulter hand nf	6,0909	3,3934	,7235	7,5955	4,5864	8,419	21	,000

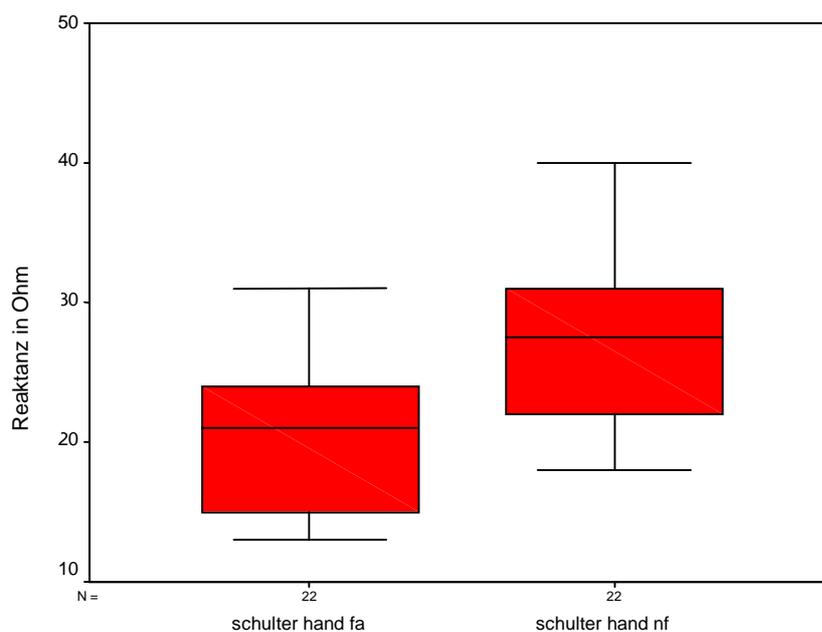


Abb. 17: Boxplot-Darstellung Reaktanz Fistelarm – Nicht-Fistelarm 2. Patientenkollektiv

Für den Vergleich von  $\Phi$  (Phasenwinkel) des Fistelarmes zum nicht Fistelarm in der Gruppe 2 (n=22) ergab sich ein t von 5,141 (Signifikanzniveau: 0,000). Somit lässt sich hierbei ein hochsignifikanter Unterschied nachweisen.

Tab. 17: t-Test 2. Patientenkollektiv (n=22) für den Phasenwinkel ( $\Phi$ )

Statistik bei gepaarten Stichproben

	Mittelwert	N	Standardabweichung	Standardfehler des Mittelwertes
Paaren $\Phi$ schulter hand fa	4,5000	22	1,1410	,2433
1 $\Phi$ schulter hand nf	5,4409	22	1,5333	,3269

Korrelationen bei gepaarten Stichproben

	N	Korrelation	Signifikanz
Paaren $\Phi$ schulter hand fa - 1 $\Phi$ schulter hand nf	22	,833	,000

Test bei gepaarten Stichproben

	Gepaarte Differenzen				t	df	Sig. (2-seitig)	
	Mittelwert	Standardabweichung	Standardfehler des Mittelwertes	95 % Konfidenzintervall der Differenz				
				Untere				Obere
Paaren $\Phi$ schulter hand fa - 1 $\Phi$ schulter hand nf	,9409	,8584	,1830	1,3215	,5603	5,141	21	,000

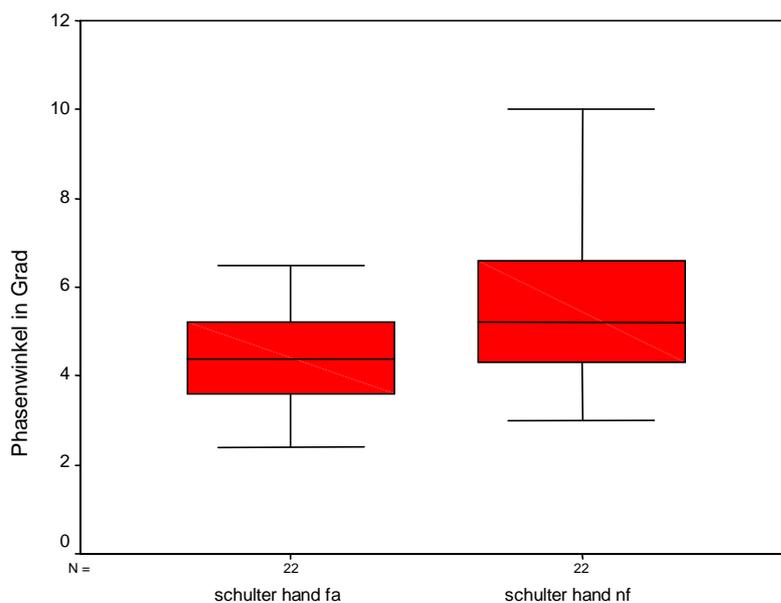


Abb. 18: Boxplot-Darstellung Phasenwinkel Fistelarm – Nicht-Fistelarm 2. Patientenkollektiv

Die Vergleichsgruppe (n=20) zeigte für alle drei Primärparameter (Reaktanz, Resistanz und Phasenwinkel) der Bioimpedanz keine signifikanten Unterschiede zwischen beiden Armen.

Für den Vergleich von rz (Resistenz) beider Arme ergab sich ein t von 1,968 (Signifikanzniveau 0,064). Damit besteht kein signifikanter Unterschied.

Tab. 18: t-Test gesunde Probanden (n=20) für die Resistanz (rz)

Statistik bei gepaarten Stichproben

		Mittelwert	N	Standardabweichung	Standardfehler des Mittelwertes
Paaren 1	rz g rechts	574,8000	20	94,7887	21,1954
	rz g links	583,0500	20	101,1083	22,6085

Korrelationen bei gepaarten Stichproben

		N	Korrelation	Signifikanz
Paaren 1	rz g rechts - rz g links	20	,984	,000

Test bei gepaarten Stichproben

		Gepaarte Differenzen					t	df	Sig. (2-seitig)
		Mittelwert	Standardabweichung	Standardfehler des Mittelwertes	95 % Konfidenzintervall der Differenz				
					Untere	Obere			
Paaren 1	rz g rechts - rz g links	8,2500	18,7445	4,1914	17,0227	,5227	1,968	19	,064

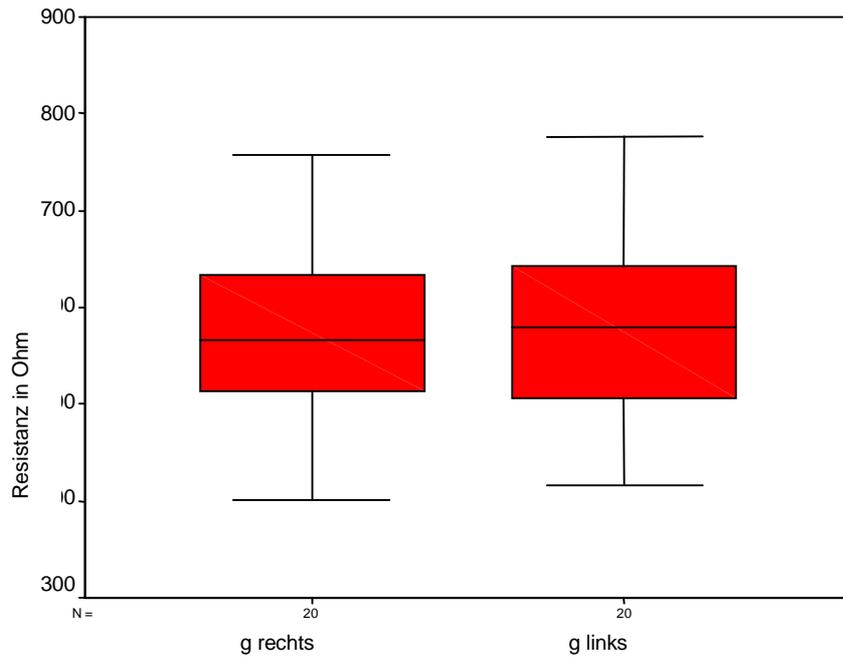


Abb. 19: Boxplot-Darstellung Resistanz rechter - linker Arm gesunde Probanden

Für den Vergleich von xc (Reaktanz) beider Arme ergab sich ein t von 0,00 (Signifikanzniveau 1,0). Damit besteht kein signifikanter Unterschied.

Tab. 19: t-Test gesunde Probanden (n=20) für die Reaktanz (xc)

Statistik bei gepaarten Stichproben

	Mittelwert	N	Standardabweichung	Standardfehler des Mittelwertes
Paaren 1 xc g rechts – xc g links	61,8500	20	11,9220	2,6658
	61,8500	20	11,2075	2,5061

Korrelationen bei gepaarten Stichproben

	N	Korrelation	Signifikanz
Paaren 1 xc g rechts - xc g links	20	,934	,000

Test bei gepaarten Stichproben

	Gepaarte Differenzen				t	df	Sig. (2-seitig)	
	Mittelwert	Standardabweichung	Standardfehler des Mittelwertes	95 % Konfidenzintervall der Differenz				
				Untere				Obere
Paaren 1 xc g rechts – xc g links	,0000	4,2550	,9515	1,9914	1,9914	,000	19	1,0000

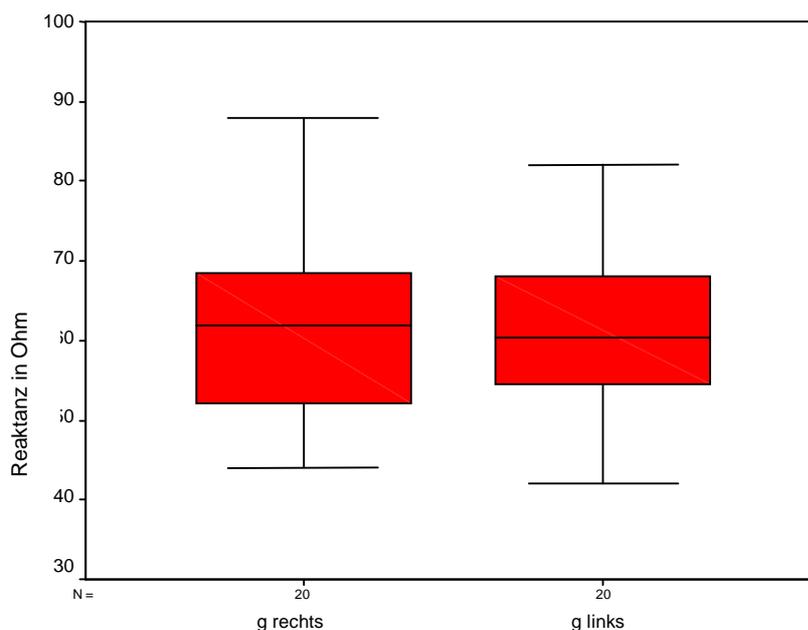


Abb. 20: Boxplot-Darstellung Reaktanz rechter – linker Arm gesunde Probanden

Für den Vergleich von  $\Phi$  (Phasenwinkel) beider Arme ergab sich ein t von 0,798 (Signifikanzniveau: 0,435). Damit besteht kein signifikanter Unterschied.

Tab. 20: t-Test gesunde Probanden (n=20) für den Phasenwinkel ( $\Phi$ )

Statistik bei gepaarten Stichproben

	Mittelwert	N	Standardabweichung	Standardfehler des Mittelwertes
Paaren $\Phi$ g rechts	6,0950	20	,8287	,1853
1 $\Phi$ g links	6,0250	20	,6927	,1549

Korrelationen bei gepaarten Stichproben

	N	Korrelation	Signifikanz
Paaren $\Phi$ g rechts – $\Phi$ g links	20	,882	,000

Test bei gepaarten Stichproben

		Gepaarte Differenzen				t	df	Sig. (2-seitig)	
		Mittelwert	Standardabweichung	Standardfehler des Mittelwertes	95 % Konfidenzintervall der Differenz				
					Untere				Obere
Paaren $\Phi$ g rechts – $\Phi$ g links	1	7,000	,3922	8,769	,1135	,2535	,798	19	,435

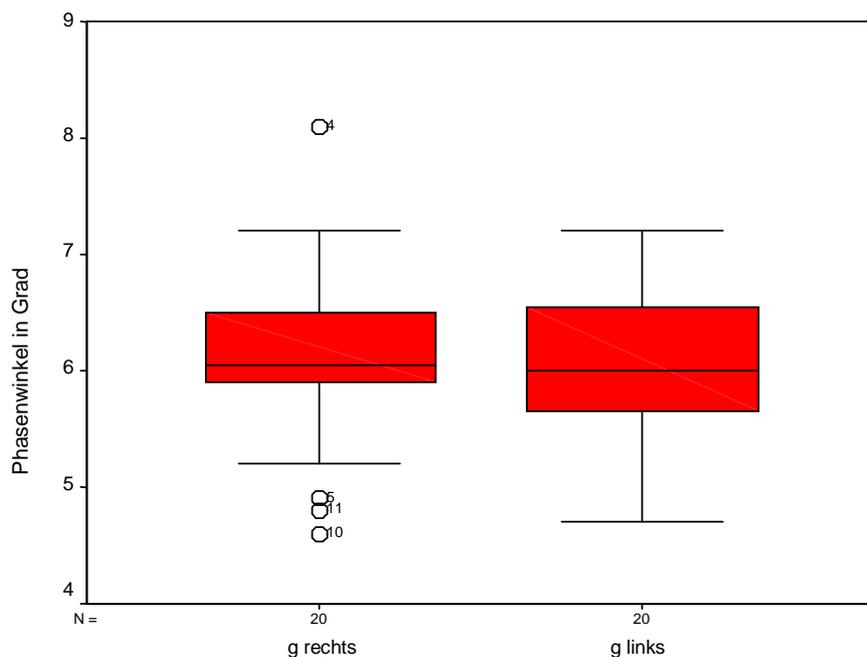


Abb. 21: Boxplot-Darstellung Phasenwinkel rechter – linker Arm gesunde Probanden

#### 4.4.4 Korrelation des Fistelflussvolumens zu den Messwerten

Graphische Darstellung der Korrelation von Fistelfluss zu den drei gemessenen Primärparameter – Resistanz, Reaktanz und Phasenwinkel in der 1. Patientengruppe (n=31).

Der Fistelfluss korreliert nicht mit den Messwerten.

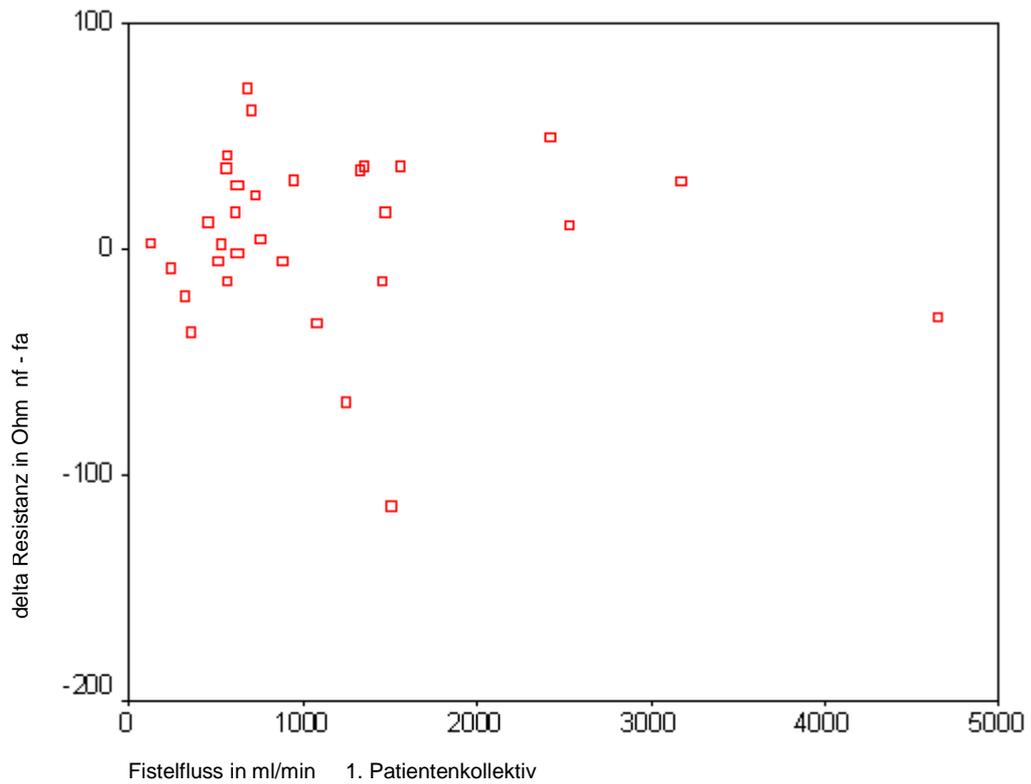


Abb. 22: Korrelation von Fistelfluss und Resistanz im 1. Patientenkollektiv (n=31)

Tab. 21: Korrelation von Fistelfluss und Resistanz im 1. Patientenkollektiv

		delta rz nf - fa	fistelfluss
delta rz nf - fa	Pearson Korrelation	1,000	,065
	Sig. (2-seitig)	,	,727
	N	31	31

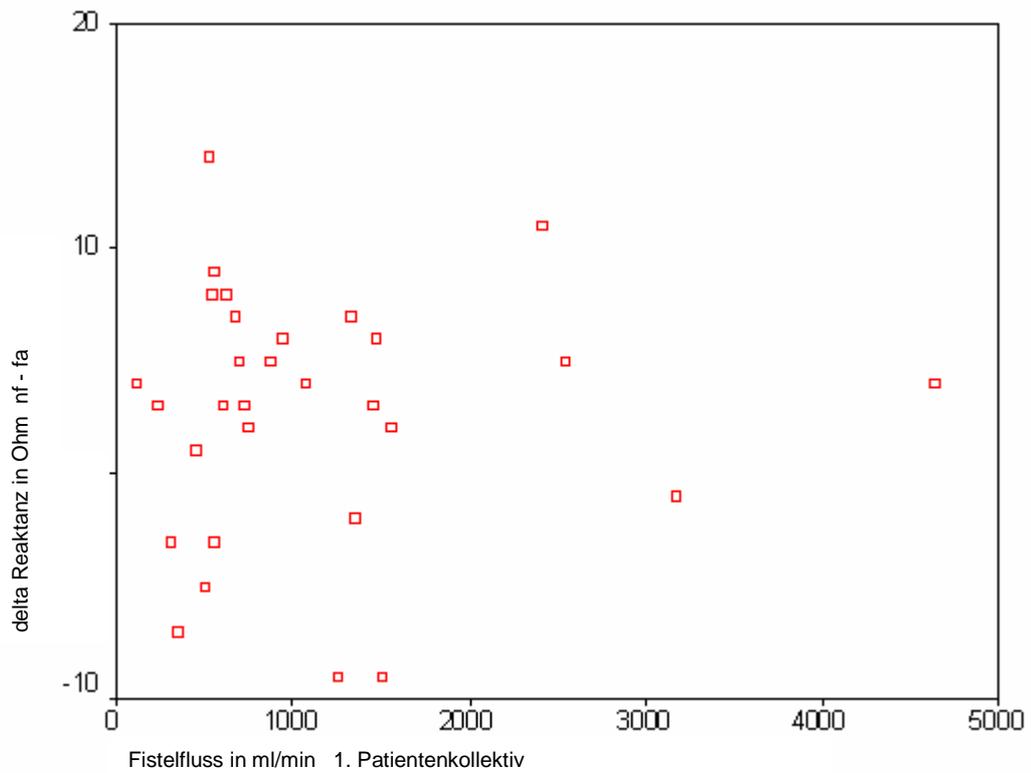


Abb. 23: Korrelation von Fistelfluss und Reaktanz im 1. Patientenkollektiv (n=31)

Tab. 22: Korrelation von Fistelfluss und Reaktanz im 1. Patientenkollektiv

		delta xc nf - fa	fistelfluss
delta xc nf - fa	Pearson Korrelation	1,000	,032
	Sig. (2-seitig)	,	,865
	N	31	31

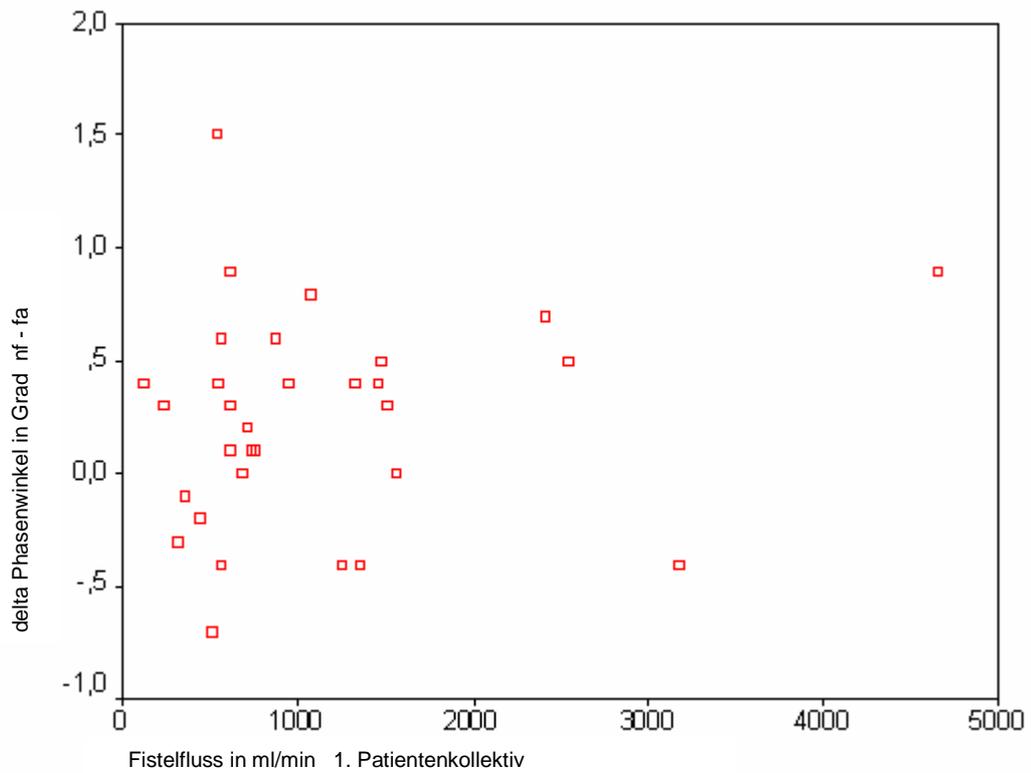


Abb. 24: Korrelation von Fistelfluss und Phasenwinkel im 1. Patientenkollektiv (n=31)

Tab. 23: Korrelation von Fistelfluss und Phasenwinkel im 1. Patientenkollektiv

		delta $\Phi$ nf - fa	fistelfluss
delta $\Phi$ nf - fa	Pearson Korrelation	1,000	,168
	Sig. (2-seitig)	,	,365
	N	31	31

Graphische Darstellung der Korrelation von Fistelfluss zu den drei gemessenen Primärparameter – Resistanz, Reaktanz und Phasenwinkel in der 2. Patientengruppe (n=22).

Der Fistelfluss korreliert nicht mit den Messwerten.

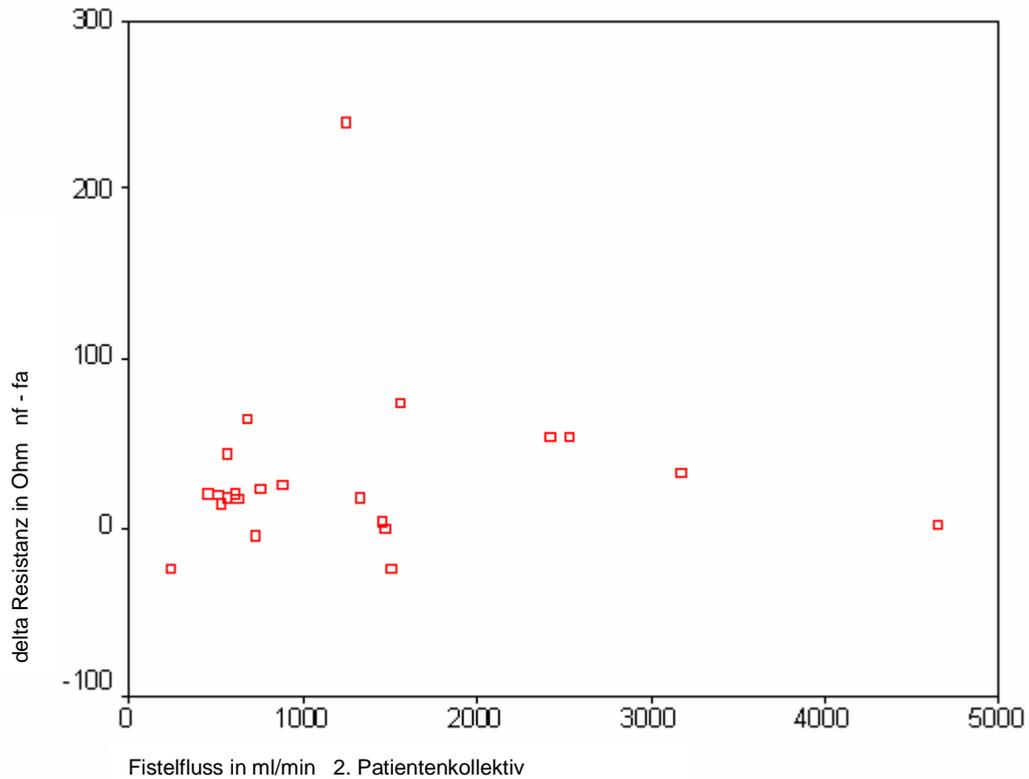


Abb 25: Korrelation von Fistelfluss und Resistanz im 2. Patientenkollektiv (n=22)

Tab. 24: Korrelation von Fistelfluss und Resistanz im 2. Patientenkollektiv

	delta rz2 nf -fa	fistelfluss 2
Pearson Korrelation	1,000	,044
Sig. (2-seitig)	,	,845
N	22	22

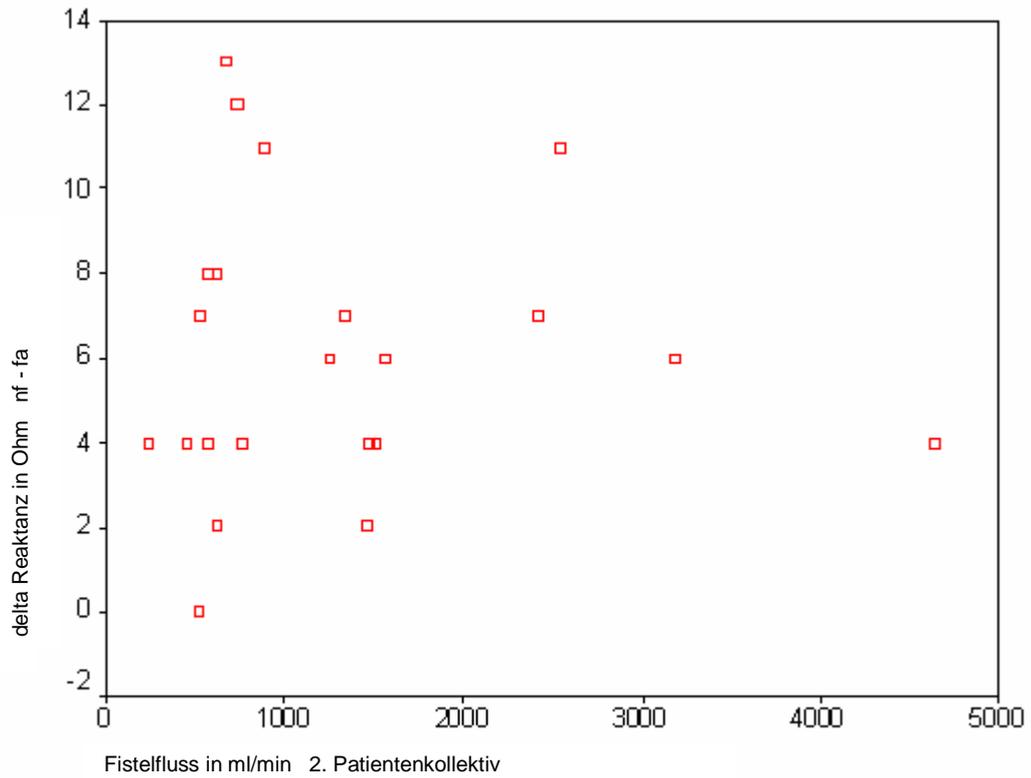


Abb. 26: Korrelation von Fistelfluss und Reaktanz im 2. Patientenkollektiv (n=22)

Tab. 25: Korrelation von Fistelfluss und Reaktanz im 2. Patientenkollektiv

		delta xc2 nf - fa	fistelfluss 2
delta xc2 nf - fa	Pearson Korrelation	1,000	,005
	Sig. (2-seitig)	,	,982
	N	22	22

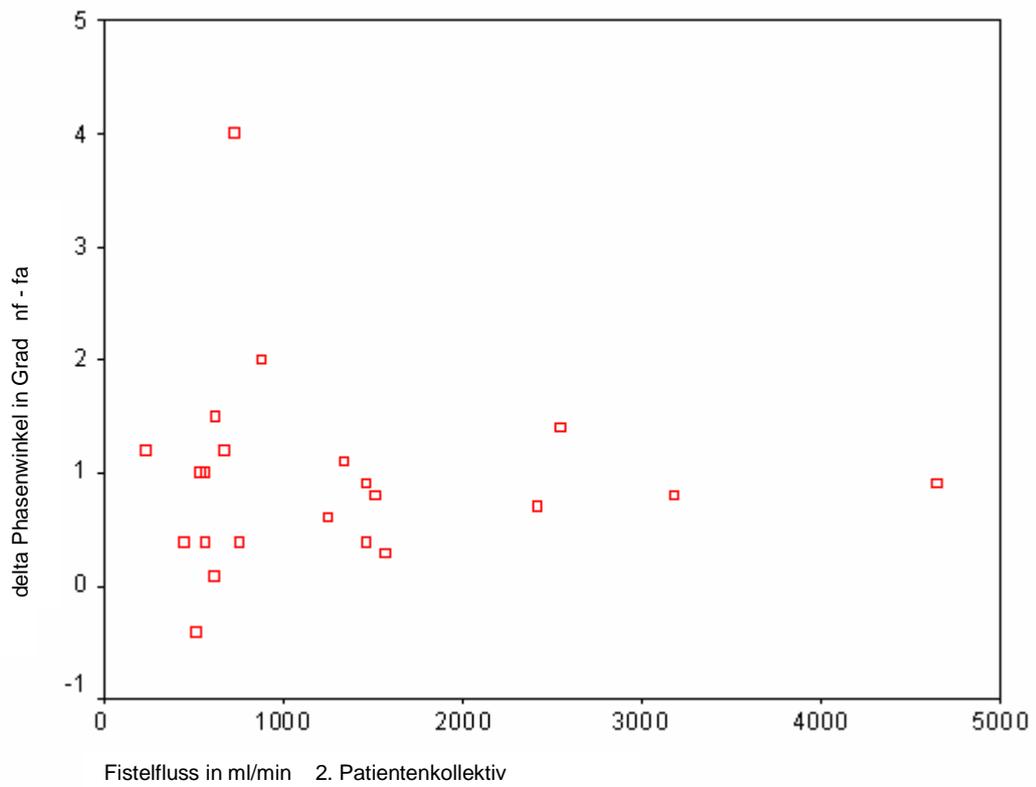


Abb. 27: Korrelation von Fistelfluss und Phasenwinkel im 2. Patientenkollektiv (n=22)

Tab. 26: Korrelation von Fistelfluss und Phasenwinkel im 2. Patientenkollektiv

		delta $\Phi$ nf -fa	fistelfluss 2
delta $\Phi$ nf -fa	Pearson Korrelation	1,000	,036
	Sig. (2-seitig)	,	,875
	N	22	22

#### 4.4.5 Kurzfassung der Ergebnisse

Die zunächst tabellarisch dargestellten Resultate der Bioimpedanzmessungen erfordern zur Erzielung beurteilbarer Aussagen eine statistische Analyse mittels deskriptiver Statistik, einer Wahrscheinlichkeitsbeurteilung und eines Lagetestes.

Die durch die Messung der Bioimpedanz ermittelten Daten ergaben im Anpassungstest nach KOLMOGOROV-SMIRNOV in der statistischen Analyse sowohl für die beiden Gruppen der Patienten mit AV-Fisteln als auch für die Kontrollgruppe gesunder Probanden eine Normalverteilung.

Im t-Test konnte im 1. Patientenkollektiv (Messpunkte ipsilaterale Hand- und Fußgelenke) bei der Messung der Resistanz kein Unterschied zwischen dem Arm mit der AV-Fistel und der Gegenseite festgestellt werden.

Anders verhielt sich dies dagegen bei den Parametern Reaktanz und Phasenwinkel. Diese Daten wiesen einen hochsignifikanten Unterschied auf.

Ein weiterer hochsignifikanter Unterschied zwischen dem Arm mit der AV-Fistel und der Gegenseite wurde im 2. Patientenkollektiv (Messpunkte ipsilaterale Hand- und Schultergelenke) für alle drei erfassten Parameter (Resistenz, Reaktanz, Phasenwinkel) ermittelt. Die Messableitung erfolgte in dieser Gruppe nur an der oberen Extremität.

Die Messung der Bioimpedanz bei den gesunden Probanden zeigte zwischen dem rechten und dem linken Arm keine signifikanten Unterschiede.

## **5. Diskussion**

In Deutschland werden über 60.900 Patienten mit einer terminalen Niereninsuffizienz in einem Dialyseprogramm behandelt [11].

Überwiegend erfolgt dies mittels chronischer Hämodialyse. Diese standardisierte Therapiemethode ist ein wichtiges Verfahren der Nierenersatztherapie.

Über 90 % der Patienten mit einem chronischen Nierenversagen werden mit der extrakorporalen Dialyse therapiert [63].

Ziel ist es, den Patienten eine hohe Lebensqualität und eine lange Lebenserwartung zu bieten. Eine Voraussetzung für die effiziente extrakorporale Dialyse ist ein geeigneter Gefäßzugang.

Hierbei ist nach Möglichkeit die Anlage einer AV-Fistel aus körpereigenen Gefäßen zu fordern.

Die Ciminofistel am Unterarm stellt den Gefäßzugang der ersten Wahl dar [5, 17, 18, 35, 53].

Für eine suffiziente extrakorporale Blutreinigung ist ein Fistelvolumen von mindestens 250 ml/min (optimal über 400 ml/min) erforderlich [51, 56].

In unserem Patientengut betrug bei zwei Patienten das gemessene Flussvolumen in der Fistel nur 118 bzw. 231 ml/min.

Die AV-Fistelanlage am Unterarm lag allerdings bei beiden Patienten nur 3 bzw. 6 Wochen zurück.

In den letzten Jahrzehnten ist die Anzahl der dialysepflichtigen Patienten deutlich gestiegen. Darüber hinaus ist eine zunehmende Begleitmorbidität der Patienten mit Anstieg von primären und sekundären Gefäßerkrankungen zu beobachten.

Die Anlage einer funktionierenden AV-Fistel beim multimorbiden Patienten wird somit immer anspruchsvoller [38].

Die wöchentliche mehrfache Punktion der arterialisierten Vene über einen langen Zeitraum ist zu gewährleisten. Durch diese anhaltenden Mikrotraumata sind Umbauvorgänge hauptsächlich im venösen Schenkel der AV-Fistel zu erwarten.

Die häufigste Komplikation der AV-Fistel ist der thrombotische Verschluss, der verschiedene Ursachen aufweist [16, 39].

Durch prophylaktische routinemäßige Untersuchung der AV-Fistel können drohende Komplikationen zeitiger erkannt und teilweise noch vor dem AV-Fistelverschluss therapiert werden. Entsprechende Kontrollprogramme werden empfohlen, obwohl der Effekt einer frühzeitigen Intervention auf die Gesamtzeit des Fistelüberlebens noch umstritten ist [20].

Die Beurteilung einer Fisteldysfunktion ist mittels farbkodierter Duplexsonographie sehr zuverlässig und es können zusätzliche Aussagen zur Morphologie getroffen werden [16, 37, 53, 60, 68].

Andere nicht invasive Untersuchungen sind hinweisend auf eine AV-Fistelinsuffizienz. So ist die CW-Doppler-Sonographie mit Bestimmung des Resistive Index zur Überwachung einer funktionierenden AV-Fistel möglich [68]. Eine verbreitete Methode stellt die Fistelflussmessung nach KRIVITZKI dar [33].

In die täglichen Routinekontrollen gehören die Inspektion und Palpation der Fistel sowie die Beobachtung der Druckwerte im System während der Dialyse.

Genauere Aussagen zur AV-Fistelfunktion sind mittels Duplexsonographie möglich. Gefäßveränderungen im Bereich der Fistel können frühzeitig erkannt werden. In der täglichen Routine setzt dies aber einen erfahrenen Untersucher bei apparativer Unterstützung voraus.

Die genannten klinischen Methoden sind zur frühzeitigen Erkennung von Shuntkomplikationen zu wenig sensitiv. Eine Ausnahme bildet das Stethoskopverfahren nach LANGER, welches allerdings nur für implantierte Shuntprothesen anwendbar ist [38].

Zur Beurteilung von Hydratation und Ernährungsstatus des Dialysepatienten mittels Bioimpedanzanalyse wird empfohlen, die fisteltragende Seite möglichst nicht zu nutzen, da Verfälschungen der Messergebnisse vermutet werden [47].

Da die Bioimpedanzmethode relativ einfach durchführbar ist, stellte sich die Frage, diesen vermuteten „Störeffekt“ im Hinblick auf einen diagnostischen Nutzen systematisch zu untersuchen.

Es sollte geklärt werden, ob ein verwertbarer Unterschied zwischen AV-Fistelarm und Gegenseite besteht. Wenn ja, kann dieser Unterschied zur AV-Fistelüberwachung oder zur Funktionsbeurteilung derselben genutzt werden.

Ist eine Korrelation zwischen den gemessenen Werten und dem Fistelfluss zu erkennen?

Es besteht somit ein nachvollziehbares Interesse, diese Methode bezüglich ihrer Relevanz für das Monitoring von AV-Fisteln zu prüfen.

Die Bioimpedanzanalyse der Körperzusammensetzung basiert auf den unterschiedlichen bioelektrischen Eigenschaften der verschiedenen Gewebe. Sowohl der Zellgehalt als auch der Wassergehalt beeinflusst spezifisch die zu messenden Parameter. Die fettfreien Anteile des Körpers wie Knochen und Muskel bestehen größtenteils aus Wasser. Auf Grund des hohen Wasseranteils wird der elektrische Strom in diesem Gewebe wesentlich besser geleitet [43].

Bei der Bioimpedanzmessung werden mit Hilfe eines Wechselstroms die Widerstände von Geweben des menschlichen Körpers gemessen und entsprechend ausgewertet. Somit kann die Körperzusammensetzung extrapoliert werden. Die Differenzierung des Körpergewichtes in Fett-, Muskel- und Wasseranteil ist näherungsweise möglich [43].

Die Bioimpedanzanalyse ist eine kostengünstige, nicht invasive und reproduzierbare Methode zur Messung der Körperzusammensetzung [47, 49, 50]. Sie wird vorzugsweise zur Beurteilung der Hydratation und des Ernährungszustandes bei Hämodialysepatienten eingesetzt [6, 7, 10, 69]. Das Hauptziel beinhaltet die Ermittlung des optimalen Trockengewichtes des Patienten [6, 7, 10, 41, 57, 69].

Vor der Bioimpedanzmessung erfolgte die Kontrolle der Körpertemperatur mittels axillärer Temperaturmessung. Eine Körpertemperaturerhöhung verändert die gemessenen Werte. Bei einer Patientin musste die Messung auf Grund von Fieber wiederholt werden.

Wir legten bei der Bioimpedanzmessung unserer Patienten ausschließlich einen Wechselstrom von 50 KHz an. Dies steht in Übereinstimmung mit einer aktuellen Mitteilung von PICCOLI [48]. Hier wird der Informationsgewinn durch die Verwendung unterschiedlicher Frequenzen als vernachlässigbar beschrieben [48].

Die Durchführung der Bioimpedanzmessung an unseren Patienten erfolgte in der 1. Gruppe unmittelbar vor der Dialyse mit Anlage der Elektroden an den ipsilateralen Hand- und Fußgelenken.

Wir führten beim gleichen Patienten diese Messungen an beiden Körperseiten durch. Dabei erwarteten wir, bedingt durch die AV-Fistel mit entsprechend erhöhter Blutzirkulation, unterschiedliche Werte.

Durch Messung von Resistanz ( $r_z$ ), Reaktanz ( $x_c$ ) und Phasenwinkel ( $\Phi$ ) sollten diese Veränderungen belegt werden.

Vor der Messung am Patienten hatte dieser eine Ruhephase im Liegen von 5 min einzuhalten.

In der 2. Patientengruppe führten wir die Bioimpedanzmessung direkt nach erfolgter Dialyse segmental am Fistelarm und am kontralateralen Arm durch.

Auf Grund der Platzierung der Elektroden nur am Arm erwarteten wir eine verbesserte Diskriminierung der Messwerte. Der Einfluss einer suffizienten AV-Fistel auf die gemessenen Werte sollte überprüft werden.

Die Messergebnisse in der gesunden Vergleichsgruppe, gemessen zwischen Hand- und Fußgelenken, zeigten für die Parameter Resistanz ( $r_z$ ), Reaktanz ( $x_c$ ) und Phasenwinkel ( $\Phi$ ) keine signifikanten Unterschiede.

In der 1. Patientengruppe ergab der t-Test für die gemessene Resistanz ( $r_z$ ) keinen signifikanten Unterschied zwischen den beiden Körperhälften.

Dagegen bestand bei den Werten der Reaktanz ( $x_c$ ) und beim Phasenwinkel ( $\Phi$ ) ein hochsignifikanter Unterschied zwischen AV-Fistel-Seite und kontralateraler Seite.

Eine Untersuchung mit gleichem Ansatz konnte in der ausgewerteten Literatur nicht gefunden werden.

Die Messergebnisse in der 2. Patientengruppe mit segmentaler Anlage der Elektroden an beiden Armen ergaben für alle 3 Parameter im t-Test einen hochsignifikanten Unterschied zwischen dem Fistel- und dem kontralateralen Arm.

Der größte Unterschied wurde beim Messen der Reaktanz ( $x_c$ ) nachgewiesen. Unter Berücksichtigung der Mitteilungen von LUKASKI [44] und MORALS [45] muss erneut erkannt werden, dass unsere Fragestellung bisher nicht im Schrifttum hinterlegt worden ist.

Alle untersuchten Patienten konnten über die bestehende AV-Fistel suffizient dialysiert werden. Deutliche Unterschiede sahen wir im Fistelvolumen zwischen Unterarm- und Oberarmfistel. Die Lokalisation der AV-Fistel sowie das Fistelvolumen scheinen unsere Ergebnisse nicht zu beeinflussen.

Ein unmittelbarer Zusammenhang zwischen den gemessenen Bioimpedanzwerten und der Funktion der AV-Fistel konnte nicht belegt werden. ZAROWITZ [70] vermutet ohne konkrete eigene Untersuchungen gleichermaßen eine ähnliche Korrelation. Der gemessene Fistelfluss korreliert nicht mit den Bioimpedanzwerten bzw. mit der Seitendifferenz dieser Werte. Es handelt sich offenbar um einen „Plus-Minus-Effekt“. Der Effekt bedeutet, dass eine arbeitende AV-Fistel veränderte Messwerte aufweisen kann. Dieses relativiert sich bei einem Verschluss der Fistel. Somit ist eine Aussage über eine sich entwickelnde Dysfunktion der AV-Fistel nicht sicher möglich.

Diese Aussage trifft auch auf die segmentale Messung zu, obwohl hier der gemessene Unterschied deutlicher ausfällt.

Nach wie vor scheint die duplex-sonographische Untersuchung der AV-Fistel die sicherste nicht invasive Methode zur Beurteilung der AV-Fistelfunktion, einschließlich der morphologischen Beurteilung der Gefäße zu sein.

Ob die wiederholte segmentale Bioimpedanzmessung an beiden Armen eine Aussage zur längerfristigen Entwicklung der Fistelfunktion treffen kann, muss derzeit offen bleiben und bedarf einer weiteren Evaluierung.

## **6. Zusammenfassung**

Patienten mit einer terminalen Niereninsuffizienz werden in der Mehrzahl der Fälle mittels chronischer Hämodialyse behandelt. Ein permanenter Gefäßzugang ist hierfür eine unabdingbare Voraussetzung.

Die chirurgisch angelegte AV-Fistel ist in ihrer Langzeitfunktion von vielen Faktoren abhängig. Die regelmäßigen Punktionen der Fistel sowie die Begleiterkrankungen des Patienten führen zu Umbauvorgängen an den Gefäßen. Eine dadurch bedingte Fehlfunktion frühzeitig mit einer möglichst einfachen nichtinvasiven Methode zu erkennen, bedeutet für die Patienten eine Reduktion von Morbidität und Mortalität.

Die Bioimpedanzanalyse wird bei Hämodialysepatienten zur Beurteilung des Hydratations- und Ernährungszustandes genutzt. Vorrangig wird mit dieser Methode versucht, dem optimalen Trockengewicht des Patienten näher zu kommen. Diese etablierte Methode unterzogen wir einer Prüfung hinsichtlich der Wertigkeit für eine mögliche Beurteilung der Funktion einer AV-Fistel.

In dieser Arbeit wurden in zwei Patientenkollektiven (n=31, n=22) und in einer gesunden Vergleichsgruppe (n=20) die Bioimpedanzmessung an beiden Körperhälften durchgeführt. Folgende Parameter konnten bestimmt werden:

- Resistanz
- Reaktanz
- Phasenwinkel.

Gleichzeitig nahmen wir mittels Duplexsonographie eine Flussmessung in der AV-Fistel vor. Wir untersuchten in erster Linie, ob AV-Fistel-bedingte Unterschiede zwischen beiden Seiten bestehen. Weiterhin galt es zu klären, ob ein etwaiger Unterschied der gemessenen Bioimpedanzwerte eine Funktionsbeurteilung der AV-Fistel erlaubt.

In der Vergleichsgruppe gesunder Probanden unterschiedlichen Alters (n=20) konnten keine signifikanten Unterschiede zwischen der rechten und der linken Körperhälfte festgestellt werden.

Signifikante Unterschiede bestanden in den Patientengruppen mit chronischer Niereninsuffizienz. Die fisteltragende Körperhälfte wies niedrigere Werte für Resistanz, Reaktanz und Phasenwinkel auf.

Dabei waren die Ergebnisse von der Lokalisation der Elektroden abhängig. Die segmentale Anordnung der Elektroden an beiden Armen zeigte deutlichere Unterschiede in den Messergebnissen. Die Reaktanz war insgesamt deutlicher abgesenkt als die Resistanz.

Dieser relative Unterschied zwischen Reaktanz ( $x_c$ ) und Resistanz ( $r_z$ ) könnte bioelektrisch zu erklären sein, da die Reaktanz mehr die Summe der kapazitiven (zellabhängigen) Widerstände wiedergibt, die bei vorhandener AV-Fistel weniger ausgeprägt sind. Es besteht für den Wechselstrom durch die längs des Armes verlaufende Fistel eine Flüssigkeitsbrücke, die entsprechende Widerstände vermindern.

Die nachgewiesenen Seitenunterschiede korrelieren jedoch nicht mit dem Fistelfluss. Nach Auswertung der Messungen lässt sich somit an Hand der ermittelten Werte keine statistisch gesicherte Aussage zur Fistelfunktion treffen.

Obwohl sich eindeutig Seitenunterschiede finden und sich diese durch die segmentale Messung auch noch deutlicher darstellen lassen, ist die Bioimpedanzmessung in dieser Form nicht als Überwachungsmethode für eine AV-Fistel geeignet.

Eine gute klinische Beobachtung der AV-Fistel durch geschultes Personal oder geeignete apparative Methoden (z.B. routinemäßige Flussmessungen) lässt eine Dysfunktion der Fistel erkennen, welche dann der weiteren Diagnostik zugeführt werden sollte.

Bei der Anwendung der Bioimpedanz zur Beurteilung des Optimalgewichtes und des Ernährungszustandes bei Hämodialysepatienten sind allerdings die erheblichen Unterschiede zwischen dem Fistelarm und der Gegenseite zu beachten.

## 7. Literaturverzeichnis

- [1] Baker LD, Johnson LM, Goldfarts D: Expanded polytetrafluorethylene (PTFE) subcutaneous arteriovenous conduit: an improved vascular access for chronic hemodialysis. *Trans Amer Soc Artif Intern Organs* 22 (1976) 382-384
- [2] Barenbrock M, Schäfer RM: Hämodialyse, Hämofiltration und Hämodiafiltration. Hörl WH, Wanner Ch, Dialyseverfahren in Klinik und Praxis. Technik und Klinik 6. Auflage Thieme, Stuttgart, New York, 2004, S. 37-49
- [3] Brescia MJ, Cimino JE, Appell K, Hurwich BJ: Chronic hemodialysis using venipuncture and a surgically created arteriovenous fistula. *N Engl J Med* 275 (1966) 1089-1092
- [4] Brittinger WD, Walker G, Twittenhoff W-D, Konrad N, Hetzler EU: Gefäßzugänge zur Hämodialysebehandlung bei Kindern. Hepp W, Hegenscheid M, Dialyseshefts. Darmstadt: Steinkopf 1998, S. 218-233
- [5] Davidson I, Young JP: Primary Arterio-venous Fistulas. Davidson I, *Vascular Access – Surgical and Radiologic Procedures* R. G. Landes Company (1996) 11-36
- [6] Domoto DT, Weidel ME: Bioimpedance analysis of fluid compartments in female CAPD patients. *Adv Perit Dial* 14 (1998) 220-222
- [7] Dumler F, Kilates C: Use of bioelectrical impedance techniques for monitoring nutritional status in patients on maintenance dialysis. *J Ren Nutr* 10 (2000) 116-124
- [8] Fisch, BJ, Spiegel DM: Assessment of excess fluid distribution in chronic hemodialysis patients using bioimpedance spectroscopy. *Kidney Int* 49 (1996) 1105-1109
- [9] Flecht H, Schlüter T, Matzdorf H: Diagnostik und Therapie bei Shuntthrombose und drohender Shuntthrombose. von Sommoggy S, Maurer PC, Hämodialyse Shuntchirurgie Alois Erdl KG, Trostberg 1995, S. 78-82
- [10] Franz M, Pohanka E, Tribl B, Woloszczuk W, Hore WH: Living on chronic hemodialysis between dryness and fluid overload. *Kidney Int Suppl* 59 (1997) 39-42
- [11] Frei U, Schober-Halstenberg HJ: Nierenersatztherapie in Deutschland Bericht über Dialysebehandlung und Nierentransplantation in Deutschland 2004/2005 ([www. quasi-niere.de](http://www.quasi-niere.de))
- [12] Gahl GM, Frei U: Geschichtliche Entwicklung der Hämodialyse - Behandlung. Hepp W, Hegenscheid M, Dialyseshefts. Darmstadt: Steinkopf, 1998, 3-7
- [13] Haimov M, Burrow L, Baez A, Neff M, Silfkin R: Alternatives for vascular access for hemodialysis: Experience with autogenous saphenous vein autografts and bovine heterografts. *Surg* 75 (1974) 708-712
- [14] Haug M, Vonderbank E: Arteriovenöse Interponate. Hepp W, Hegenscheid M, Dialyseshefts. Darmstadt: Steinkopf 1998, S. 104-115
- [15] Heemann U: Shunt um jeden Preis? *Vascular Access Forum, Newsletter* 1 (2005) 2-3

- [16] Heinrich P: Brachialisfisteln.  
Hepp W, Hegenscheid M, Dialyseshunt. Darmstadt: Steinkopf 1998, S. 79-84
- [17] Hepp W: Dialyseshunt – Chirurgie – Bedeutung und taktisches Konzept. von Sommoggy S, Maurer PC, Hämodialyse Shuntchirurgie Alois Erdl KG, Trostberg 1995, S. 15-29
- [18] Hepp W: Klinische Planung. Hepp W, Hegenscheid M, Dialyseshunt. Darmstadt; Steinkopf 1998, S. 45-48
- [19] Hepp W: Revisionseingriffe bei Dysfunktion von direkten Gefäßzugängen. Hepp W, Hegenscheid M, Dialyseshunt, Darmstadt: Steinkopf 1998, S. 97-103
- [20] Hofmann W, Bauer K, Garaguly G: Welche Faktoren beeinflussen die Funktionsdauer eines Dialyseshunts? von Sommoggy S, Maurer PC, Hämodialyse Shuntchirurgie, Alois Erdl KG, Trostberg 1995, S. 91-95
- [21] Hollenbeck M: Klinische Untersuchung der nativen arteriovenösen Dialysefistel. Vascular Access Forum, Newsletter 2 (2005) 2-4
- [22] Hollenbeck M: Indikationen und Implantationen ungetunnelter und getunnelter Katheter. Vascular Access Forum, Newsletter 2 (2006) 3-5
- [23] Keller E, Gohlke Th: Dialyse-Vorhofkatheter  
Hepp W, Hegenscheid M, Dialyseshunt. Darmstadt: Steinkopf 1998, S. 152-158
- [24] Keller F, Cetto C: Ulnarisfistel  
Hepp W, Hegenscheid M, Dialyseshunt. Darmstadt: Steinkopf 1998, S. 75-79
- [25] Konner K: Erstfisteln bei Diabetiker vs. Nicht-Diabetiker. Klinische Erfahrungen von Sommoggy S, Maurer PC, Hämodialyse Shuntchirurgie. Alois Erdl KG, Trostberg 1995, S. 37-41
- [26] Konner K: Brescia–Cimino-Fistel.  
Hepp W, Hegenscheid M, Dialyseshunt. Darmstadt: Steinkopf 1998, S. 57-74
- [27] Konner K: Qualität der Erstanlage Konzepte – Technik. von Sommoggy S, Hämodialyse Shuntchirurgie, Alois Erdl KG, Trostberg 1998, S. 31-44
- [28] Konner K: History of Vascular Access. Dial J 66 (1999) 196-202
- [29] Konner K: Grenzsituationen der Gefäßzugänge zur Hämodialyse. Dialyse akutell 6 (2002) 32-34
- [30] Konner K: Shuntmonitoring durch Messung der statischen und dynamischen Drücke und zusammenfassende Wertung der Methoden zum Shuntmonitoring. Vascular Access Forum, Newsletter 1 (2006) 10-11
- [31] Konner K: Der Katheter im internationalen Vergleich. Vascular Access Forum, Newsletter 2 (2006) 2
- [32] Kopp H, Ludwig M: Checkliste Doppler- und Duplexsonographie 2. Auflage Thieme, Stuttgart, New York 2001, S. 126-131

- [33] Krivitski NM, Mac Gibbon D, Gleed RD, Dobson A: Accuracy of dilution techniques for access flow measurement during hemodialysis. *Am J Kidney Dis* 31 (1998) 502 – 508
- [34] Krönung G: Aspekte zur Punktion von Dialysezugängen. Hepp W, Hegenscheid M, Dialyseshefts. Darmstadt: Steinkopf 1998, S. 241-251
- [35] Krönung G: Häufige Lokalisationen des CIMINO-Shunts. *Dialyse aktuell* 6 (2002) 58-59
- [36] Krönung G: Die präoperative CO<sub>2</sub>-Phlebographie. *Dialyse aktuell* 8 (2004) 36-40
- [37] Kummer-Kloess D, Kloess W, Marienhoff N, Spoenlein B: Farbduplexsonographie. Hepp W, Hegenscheid M, Dialyseshefts. Darmstadt: Steinkopf, 1998, S. 49-52
- [38] Langer T, Pfau M, Jehle PM, Fiedler R: Klinische Untersuchung von Shuntprothesen bei Hämodialysepatienten. *Nieren- und Hochdruckkrankheiten, Zeitschrift für klin. Nephrologie und ihre Randgebiete* 34 (2005) 241-247
- [39] Langkan GH: Der Gefäßzugang für die chronische Hämodialysebehandlung aus gefäßchirurgischer Sicht, *Spektrum der Nephrologie* 10 (1997) 3-14
- [40] Locatelli F: Chronische Nierenerkrankung. *Nephrology Masterclass: Dialyse aktuell* 6 (2002) 36-39
- [41] Locsey L, Szlanka B, Menes I, Kover A, Vitai E, Malkocs Z, Kereszles P, Paragh G: The importance of bioimpedance (BIA) analysis and Cardio Tens (24-h ABPM and ECG) monitoring in the dialysis programme. *Int Urol Nephrol* 31 (1999) 547-555
- [42] Loeprecht H, Proschek P, Franz HE: Gefäßzugänge für extrakorporale Verfahren. Franz HE: Blutreinigungsverfahren. Technik und Klinik 4. Auflage Thieme, Stuttgart, New York 1990, S. 464-478
- [43] Luitgard Lutz, Bruchsal – [biopoint-bruchsal.de/bioimpedanz – analyse\\_t.php](http://biopoint-bruchsal.de/bioimpedanz-analyse_t.php) 2003-2006
- [44] Lukaski HC, Bolonchuk WN, Hall CB, Siders WA: Validation of tetrapolar bioelectrical impedance method to assess human body composition. *J. Appl. Physiol.* 60 (1985) 1327-1332
- [45] Morals AA, Costa RA, Grilo MG, Bezerra ME, Vieira MM, Alves RF, Carmo SC, Faintuch J: Measurement of body composition changes during hemodialysis by bioimpedance analysis. *Rev Hosp Clin Fac Med Sao Paulo* 51 (1996) 121-123
- [46] Nonnast-Daniel B: Diagnostik von Stenosen im Dialyse-Shunt mittels Ultraschall-Monitoring. *Vascular Access Forum, Newsletter* 2 (2005) 6-7
- [47] Patri L, Karatson A, Kollmann E, Nemeth Z, Sulyok E: Changes in body fluid compartments estimated by multifrequency bioelectric impedance analysis in patients treated by hemodialysis. *Orv Hetil* 140 (1999) 1407-1410
- [48] Piccoli A, Pastori G, Guizzo M, Rebeschini M, Naso A, Cascone C: Equivalence of information from single versus multiple frequency by bioimpedance vector analysis in hemodialysis. *Kidney International, Vol. 67* (2005) 3001-3013
- [49] Piccoli A, Rossi B, Pillon L, Bucciante G: Eine neue Methode zur Überwachung von Körperflüssigkeitsveränderungen durch Bioimpedanzanalyse: Das RXc-Diagramm. *Kidney International, Vol. 46* (1994) 534-539

- [50] Plum J, Schoenicke G, Kleophas W, Kulas W, Steffens F, Azem A, Grabensee B: Comparison of body fluid distribution between chronic hemodialysis and peritoneal dialysis patients as assessed by biophysical and biochemical methods. *Nephrol Dial Transplant* 16 (2001) 2378-2385
- [51] Prischl FC: Die Qualität des Shuntchirurgen oder prognostische Faktoren, die für die Langzeitfunktion einer Hämodialysefistel entscheidend sind. von Sommoggy S, *Hämodialyse Shuntchirurgie*, Alois Erdl KG, Trostberg 1998, S. 45-52
- [52] Rischbieter E, Oser B: Diabetes mellitus und Nierenerkrankung. *Spektrum der nephrologischen Pflege* 1 (2003) 3-7
- [53] Scholz H, Petzold K, Settmacher U: Der adäquate AV-Gefäßzugang. IMPRA MEDICA GmbH, München, 1999, S. 21-44
- [54] Schönweiss G: Aspekte der Shuntpflege. Hepp W, Hegenscheid M, *Dialyseshunt*, Darmstadt: Steinkopf 1998, S. 234-241
- [55] Segal KR, von Loan M, Fitzgerald P, Hodgdon JA, von Ittalie TB: Lean body mass estimation by bioelectrical impedance analysis: a four site cross – validation study. *Am. J. Clin. Nutr.* 47 (1988) 7-14
- [56] Silomon J, Keller F: Hämodialyse. Hepp W, Hegenscheid M, *Dialyseshunt*. Darmstadt: Steinkopf, 1998, S. 9-27
- [57] Spiegel DM, Bashir K, Fisch B: Bioimpedance resistance ratio for the evaluation of dry weight in hemodialysis. *Clin Nephrol* 53 (2000) 108-114
- [58] STA BIA: Grundlagen der Bioimpedanzanalyse. MEDI CAL Health Care GmbH [www.medi-cal.de](http://www.medi-cal.de) 1999
- [59] Stradtman H: Kompakttipps zur angepassten Ernährung für Dialysepatienten. *Nephrologie im Dialog* 10 (2000) 18
- [60] Sturm W, Kathrein H, Weimann J, Schlim-Almasbegy Sch, Judmaier G, Flora G, Patch J: Monitoring von Hämodialysefisteln mit Duplex- und Farbdopplersonographie. von Sommoggy S, Maurer PC, *Hämodialyse Shuntchirurgie*, Alois Erdl KG, Trostberg 1995, S. 76-77
- [61] Sunder-Plaßmann G: Temporäre und permanente zentralvenöse Katheter für extrakorporale Therapieverfahren. Hörl WH, Wanner Ch, *Dialyseverfahren in Klinik und Praxis*. Technik und Klinik 6. Auflage Thieme, Stuttgart, New York, 2004, S. 262-273
- [62] Thieler H: Dialyse und Nierentransplantation – eine statistische Übersicht. Hepp W, Hegenscheid M, *Dialyseshunt*. Darmstadt: Steinkopf, 1998, S 34-42
- [63] Thomae U, Mann J: Indikationen und Kontraindikationen zur Langzeitdialyse. In: Franz HE, Hörl WH: *Blutreinigungsverfahren*. Klinik und Technik. 5. Auflage Thieme, Stuttgart, New York, 1997, S. 56
- [64] Thon P: Der Dialyse-Port – als alternativer Gefäßzugang? *Dialyse aktuell* 6 (2002) 48-50
- [65] Thon P: Operative Strategien bei Ischämie-Syndrom der Extremität und bei hohen Fistelströmen nach Shuntanlage. *Dialyse aktuell* 7 (2003) 18-22

- [66] Thon P: Shuntmonitoring durch Flussmessung mit Dopplersonographie und Transonic-Geräten. *Vascular Access Forum, Newsletter* 1 (2006) 6-8
- [67] Weiß Ch: *Basiswissen Medizinische Statistik*  
3. Auflage Springer, Medizin Verlag, Heidelberg 2005
- [68] Zachäus M, Herrmann V, Plehn A, Langer Th, Podhaisky H: Sonographische Funktionsbeurteilung von Hämodialysefisteln. *Med Klin* 100 (2005) 1-5
- [69] Zaluska W, Jaroszynski A, Bober E, Malecka T, Kozik J, Ksiazek A: Measurement of fluid compartments using electrical bioimpedance for assessment of target weight hemodialysis patients. *Przegl lek* 57 (2000) 707-710
- [70] Zarowitz BJ, Pilla AM: Bioelectrical impedance in clinical practice. *DICP, The Annuals of pharmacotherapy* 23 (1989) 548-555

## **8. Thesen**

1. Voraussetzung für eine suffiziente Dialysebehandlung, verbunden mit einer guten Lebensqualität, ist eine funktionsfähige AV-Fistel.
2. Komplikationen frühzeitig durch nichtinvasive, praktikabel wiederholbare Untersuchungen zu erkennen, kann die Lebensdauer der AV-Fistel erhöhen.
3. Die Bioimpedanzmessung wird als weit verbreitete Methode zur Beurteilung der Hydratation und des Ernährungszustandes von Dialysepatienten herangezogen.
4. Mit Hilfe der Bioimpedanzanalyse kann die Körperzusammensetzung geschätzt werden. Eine Differenzierung des Körpergewichtes in Fett-, Muskel- und Wasseranteil ist möglich.
5. Die etablierte nichtinvasive Bioimpedanzmessung wurde auf die mögliche Aussage zur Beurteilung des Funktionszustandes einer AV-Fistel untersucht.
6. Die Bioimpedanzmessung erfolgte in zwei Patientengruppen und einer Vergleichsgruppe an beiden Körperhälften.
7. Die Lokalisation der AV-Fistel (Ober- und Unterarm) mit entsprechend unterschiedlichem Flussvolumen beeinflusste die Messergebnisse nicht.
8. Hochsignifikante Messunterschiede zwischen AV-Fistelarm und Vergleichsarm traten in Abhängigkeit der Lokalisation der Elektroden im 2. Patientenkollektiv auf.
9. Die nachgewiesenen Unterschiede korrelieren nicht mit dem gemessenen Fistelfluss. Somit sind keine gleichwertigen Aussagen zur Fistelfunktion möglich.
10. Trotz Zunahme der signifikanten Seitenunterschiede bei der segmentalen Messung im 2. Patientenkollektiv ist die Bioimpedanzanalyse gegenwärtig nicht als Überwachungsmethode für AV-Fisteln zu empfehlen.

11. Bei der Anwendung der Bioimpedanz zur Beurteilung des Optimalgewichtes und des Ernährungszustandes bei Hämodialysepatienten sind allerdings die erheblichen Unterschiede zwischen dem Fistelarm und der Gegenseite zu beachten.



# Lebenslauf

## Persönliche Daten

Name: Pannwitz, geb. Mania  
Vorname: Gudrun  
Wohnort: Halle/ Saale  
Geburtsdatum: 24.03.1958  
Familienstand: verheiratet, 1 Kind

## Ausbildung - Tätigkeiten

1964 – 1974 Polytechnische Oberschule in Halle  
1974 – 1977 Fachschulstudium der Krankenpflege in Halle  
1977 - 1982 Krankenschwester MLU Halle-Wittenberg, Klinik für Herz- und Thoraxchirurgie  
1979 - 1981 Abendstudium an der Volkshochschule Halle mit Absolvieren der Hochschulreife (Abitur)  
1982 - 1988 Studium der Humanmedizin an der MLU Halle-Wittenberg. Beendigung mit dem Staatsexamen und akademischen Grad Diplom Mediziner  
1988 – 1996 Assistenzärztin in der Chirurgischen Klinik des Bezirkskrankenhauses Halle und Ausbildung zur Fachärztin für Chirurgie  
1995 Ablegen der Prüfung und Anerkennung als Fachärztin für Chirurgie  
1996 – 2002 Tätigkeit als Assistenzärztin in Weiterbildung Gefäßchirurgie in der Klinik für Gefäßchirurgie des St. Elisabeth und St. Barbara Krankenhauses in Halle  
2002 Anerkennung für den Schwerpunkt Gefäßchirurgie  
2002- 2005 Oberärztin der Klinik für Gefäßchirurgie des St. Elisabeth und St. Barbara Krankenhauses in Halle  
2005 – dato 1. Oberärztin der Klinik für Gefäßchirurgie ebenda

## **Selbständigkeitserklärung**

Hiermit bestätige ich, die vorliegende Arbeit selbst verfasst zu haben.

Halle, 20. November 2006

Gudrun Pannwitz

# Danksagung

Herrn Prof. Dr. med. Bernd Osten,

Direktor der Universitätsklinik und Poliklinik für Innere Medizin II der Martin-Luther-Universität Halle-Wittenberg bin ich sehr zu Dank verpflichtet für die Überlassung des Themas und die Möglichkeit zur Erstellung dieser Dissertation.

Bei der Bearbeitung der wissenschaftlichen Fragestellung hat mich

Herr Dr. med. Thomas Langer,

Nephrologische Praxis Eisleben, vormals Chefarzt der Medizinischen Klinik I

am St. Elisabeth und St. Barbara Krankenhaus Halle, Akademisches Lehrkrankenhaus der Martin-Luther-Universität Halle-Wittenberg ständig engagiert unterstützt und betreut. Dafür bedanke ich mich bei ihm sehr herzlich. Besonders bei der statistischen Evaluierung der Resultate waren die förderlichen methodischen Hinweise von Herrn Dr. Langer von großem Nutzen.

Frau Ute Weiske spreche ich meinen Dank aus für die beständige Bereitschaft bei der Erstellung des Schriftsatzes dieser Arbeit in der erforderlichen Form.