

2 Material und Methode

2.1 Der Pulsgenerator

Aufgabe des Pulsgenerators (Abb. 3) war die Erzeugung einer systolenartigen Druckwelle. Im Gegensatz zu einer durch einen Herzschlag generierten Systole sollte dieser Impuls aber distal einer arteriosklerotisch bedingten Stenose oder eines Verschlusses der Arterie erzeugt werden. Hierdurch sollte bereits präoperativ der postoperativ erhöhte Blutzufuß nach Gefäßrekonstruktion oder Anlage eines Bypasses simuliert werden.

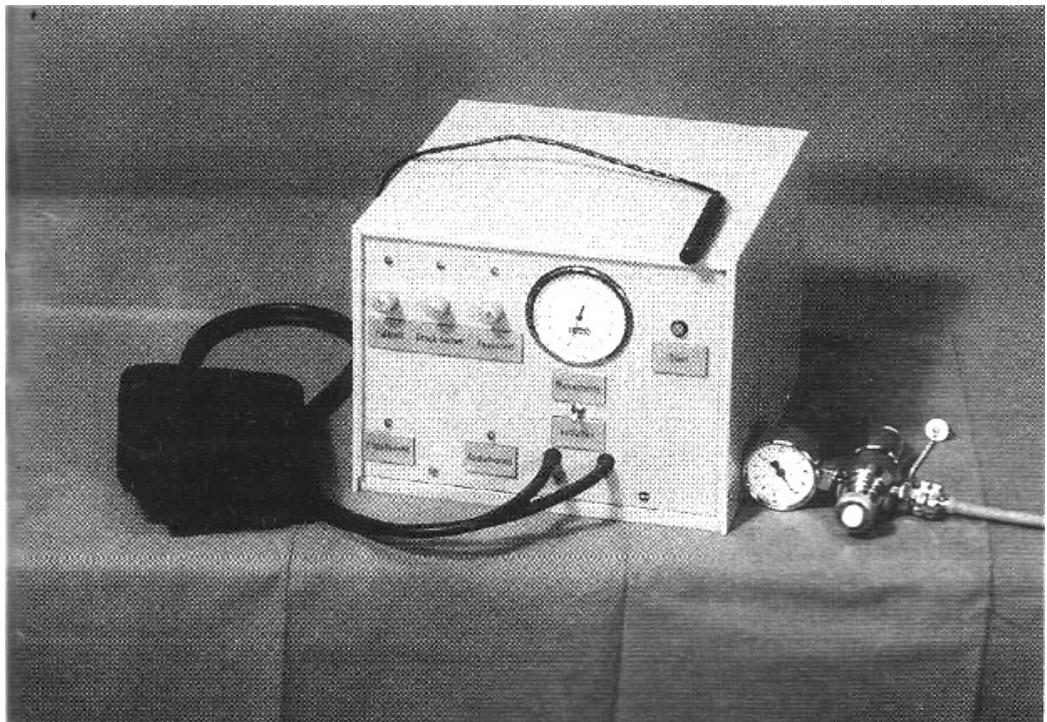


Abb. 3: Der Pulsgenerator

Dieser Impuls wurde mittels einer Blutdruckmanschette, wie sie allgemein zur konventionellen Blutdruckmessung am Oberschenkel nach *Riva-Rocci* verwandt wird, auf den Unterschenkel des Beines übertragen. Die Manschette wurde unterhalb des Kniegelenkes um das proximale Drittel der Wadenmuskulatur geschnallt. Wurde jetzt die Manschette aufgepumpt, kam es zur Kompression der Weichteile und dadurch auch der Arterien in diesem Bereich der distalen A. poplitea und des Truncus tibiofibularis. Damit es dabei nicht nur zu einer Okklusion der Gefäße, sondern tatsächlich zu einem wellenartigen Impuls kam, mußte die Manschette sehr schnell, d. h. in 0,5 bis 1 s aufgeblasen und ein Druck von ca. 160 bis 190 mm Hg erreicht werden. Ebenso rasch mußte die Manschette anschließend auch entlüftet und der Druck wieder reduziert werden. Die handelsüblichen Ballonpumpen zum manuellen Aufblasen einer Blutdruckmanschette waren für den schnellen und kontrollierten Wechsel der Druckverhältnisse in so kurzer

Zeit völlig ungeeignet. Es wurde daher in Zusammenarbeit mit der medizintechnischen Abteilung (Ltg.: Herr K. Förster) des Universitätsklinikums Benjamin Franklin ein Puls-generator als Steuerungsgerät entwickelt und gebaut, das die Voraussetzungen zum schnellen und kontrollierten Anblasen und Entlüften der Manschette erfüllte.

An der Stirnseite des Gerätes befanden sich ein Manometer zur Kontrolle des Druckes, Kontrolldioden für das Ein- und Auslaßventil der Manschette sowie die Anschlüsse für die Luftschläuche der Manschette. Mit drei Drehknöpfen konnten Füll- sowie Druckhalte- und Pausenzeit verstellt werden. Über den Drehreglern zeigte je eine Leuchtdiode an, in welcher Phase des Gerätezyklus sich der Apparat gerade befand. Außerdem konnte über einen Kippschalter die Manschette in den automatisch ablaufenden Be- und Entlüftungsprozeß ein- oder ausgeschlossen und der Gerätezyklus mit einem Startknopf zurückgesetzt und angehalten werden. An der Rückseite befanden sich die Anschlüsse für die Druckluft- und Stromversorgung und der Netzschalter zur Inbetriebnahme des Gerätes.

Mit einem entsprechenden Druckschlauch wurde das Gerät an Druckluft angeschlossen, hier wahlweise mit 4 oder 8 bar an das hauseigene Druckluftsystem. Über einen vorgeschalteten Druckminderer wurde der Systemdruck der Hausanlage auf den Arbeitsdruck des Gerätes von 2 bar reduziert. Im Gerät selbst befand sich ein weiterer, regelbarer Druckminderer, der den Manschettendruck kontrollierte. Dieser Druck wurde auf 190 mm Hg eingestellt, was in etwa dem maximalen systolischen Blutdruck in der unteren Extremität entsprach. Mit einem Netzkabel wurde das Gerät an 220 V Wechselstrom angeschlossen. Ein integrierter Transformator stellte dann die Arbeitsspannung von 24 V her.

Wurde das Gerät eingeschaltet, wurde automatisch ein dreiphasiger Zyklus in Gang gesetzt. Dieser Zyklus bestand aus einer Füll-, einer Druckhalte- und einer Ablaufphase. Als erstes wurde das Einlaßventil zum Anblasen der Manschette geöffnet und füllte diese bis zu dem voreingestellten Druckwert. Sobald dieser Druck erreicht wurde, schloß das Ventil und die Füllphase (T1) war abgeschlossen. Gleichzeitig begann die nächste Phase (T2), in der der erreichte Druck gehalten wurde.

War T2 beendet, wurde in der dritten Phase (T3) das Ablaufventil geöffnet und die Manschette entlüftet. Anschließend begann der Zyklus erneut bei T1 (Abb. 4).

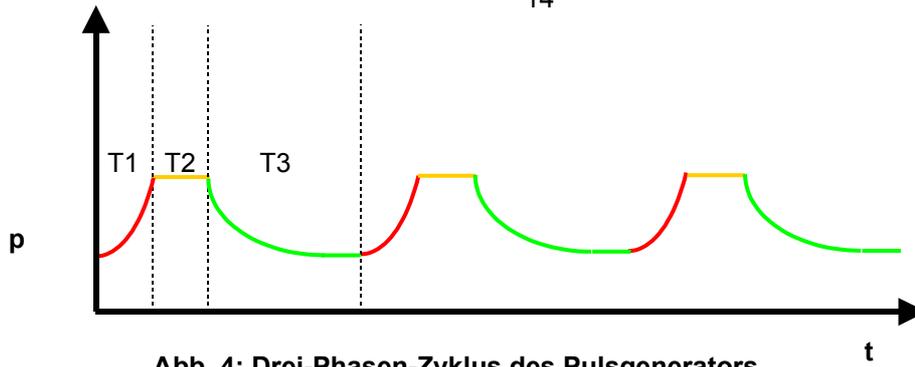


Abb. 4: Drei-Phasen-Zyklus des Pulsgenerators

Füll-, Abmaß- und Pausenintervall konnten über einen Drehkopf jeweils stufenlos von ca. 0,1 bis 1,0 s variabel eingestellt werden. Da bei sehr kurzen Zeiten für T1, d. h. unter 0,2 s, die Zeit zwischen Öffnen und Schließen des Einlaßventils nicht reichte, um das Druckgefälle zwischen beiden Seiten des zweiten Druckminderers auszugleichen, wurden in diesem Fall mit Abschluß von T1 lediglich Drücke von ca. 120 mm Hg erreicht und nicht die gewünschten 190 mm Hg. Nach einer Testserie von Untersuchungen an sieben gesunden Probanden erwies sich eine Zeitvorgabe von 0,4 s für T1, sowie von 0,2 bzw. 0,6 s für T2 und T3, als ausreichend. Der gesamte dreiphasige Zyklus dauerte insgesamt 1,2 s. Dies entsprach einer Frequenz von ca. 50 Impulsen pro Minute. In einer ähnlichen Studie von *Beard* et al. (56) wurde diese Frequenz ebenfalls gewählt. Sobald das Gerät eingeschaltet wurde, war der dreiphasige Zyklus in Gang gesetzt und lief automatisch ab. Der Startknopf stoppte den Ablauf am Ende der Füllzeit T1. Wurde er freigegeben, so fuhr das Gerät mit der nächsten Druckhaltephase fort. Über einen Kippschalter wurden Ein- und Auslaßventil ausgeschlossen, so daß die Schaltzeiten T1 bis T3 isoliert abliefen und die Manschette weder be- noch entlüftet wurde. Die Manschette wurde bei gedrücktem Startknopf noch bis zum eingestellten Solldruck aufgepumpt, was sich in der Testphase allerdings als unpraktisch und für die Patienten als unangenehm herausstellte. Nach Anlegen der Manschette um das Bein des Patienten wurde sie deshalb über den Kippschalter erst dann wieder integriert, sobald sich das Gerät in der Druckhalte- oder Pausenzeit befand. Die eigentliche Untersuchung begann dann mit der nächsten Füllzeit. Die Untersuchung des Patienten fand in Rückenlage statt. Um unbeabsichtigte Bewegungen des Beines durch das Auf und Ab der be- und entlüfteten Druckmanschette zu vermeiden, wurde das Knie auf einer Schaumstofftütze in leicht gebeugter Stellung gelagert, so daß es zu keinen Interferenzen durch die Manschettenbewegungen kommen konnte. Auch schwer darstellbare Gefäße wurden so der Untersuchung zugänglich. Die nächste Seite zeigt den Originalschaltplan im Entwurf des Technikers (Abb. 5).

2.2.1 Altersstruktur

Die untersuchten Patienten waren zwischen 32 und 87 Jahre alt (im Mittel 60 Jahre). Es handelte sich dabei um 36 Männer im Alter zwischen 32 und 84 Jahren (im Mittel 60 Jahre) sowie 17 Frauen im Alter zwischen 35 und 87 Jahren (im Mittel 62 Jahre). Entsprechend der epidemiologischen Datenlage in der Literatur waren Männer insgesamt häufiger vertreten, der Anteil der Frauen nahm in den höheren Lebensdekaden aber zu (62) (Abb. 7, 8).

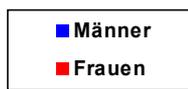
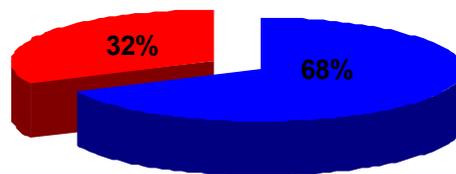


Abb. 7: Geschlechtsverteilung

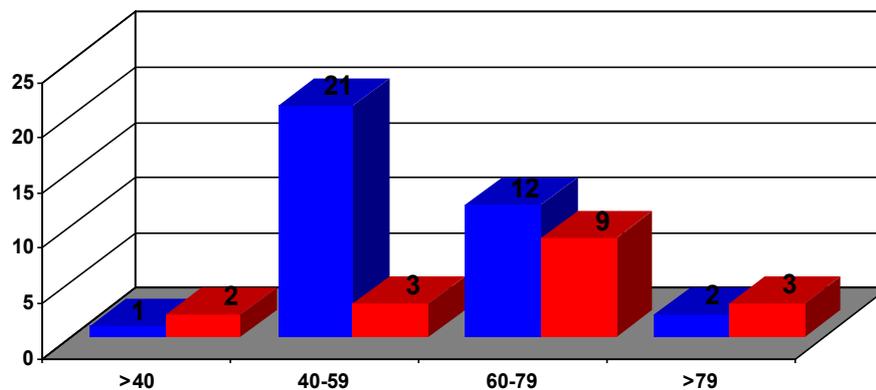


Abb. 8: Altersverteilung

2.2.2 Risikoprofil

Die erhobenen typischen Risikofaktoren Arteriosklerose und arterielle Verschlusskrankheit, Nikotinabusus, arterielle Hypertension, Hyperlipidämie und Diabetes mellitus (63) verteilten sich wie folgt: 42 Betroffene rauchten (32 Männer, 10 Frauen), 29 wiesen einen therapiebedürftigen Bluthochdruck (22 Männer, 7 Frauen) und 23 erhöhte Blutfettwerte auf (14 Männer, 9 Frauen). 15 Patienten litten an Diabetes (10 Männer, 5 Frauen) (Abb. 9).

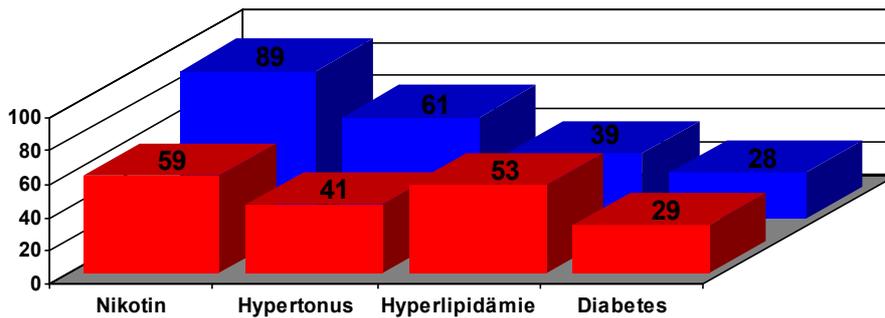


Abb. 9: Verteilung der Risikofaktoren

Bei beiden Geschlechtern führte somit der Nikotinmißbrauch die Liste der Risikofaktoren an. Während bei Männern jedoch deutlich häufiger ein Hypertonus als eine Hyperlipidämie vorlag, verhielt es sich bei den Frauen genau umgekehrt.

Bei elf Patienten (8 Männer, 3 Frauen) fand sich nur ein Risikofaktor. 25 Betroffene (17 Männer, 8 Frauen) hatten zwei, zwölf (8 Männer, 4 Frauen) hatten drei und drei Patienten (drei Männer) wiesen alle vier Risikofaktoren auf. Nur zwei Patientinnen gehörten keiner der vier Risikogruppen an (Abb. 10).

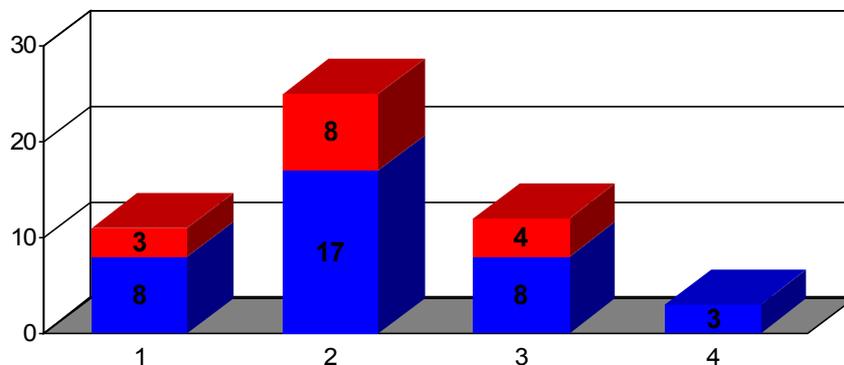


Abb. 10: Präsenz der Risikofaktoren

2.2.3 Verteilung auf Stadien und Erkrankungstypen

Da bei einigen Patienten nur die Gefäße eines Beines erkrankt waren, bei anderen die beider Beine, beziehen sich die folgenden Angaben auf erkrankte Extremitäten und nicht auf erkrankte Individuen. Es wurden insgesamt 85 Beine untersucht, von denen klinisch 18 (21%) dem Stadium IIa, 50 (59%) dem Stadium IIb und 17 (20%) dem Stadium III zuzuordnen waren. Von den insgesamt 57 (67%) männlichen Extremitäten befanden sich zwölf (21%) im Stadium IIa, 36 (63%) im Stadium IIb und neun (16%) im Stadium III. Bei den Frauen verteilten sich von insgesamt 28 Beinen sechs (21%) auf

das Stadium IIa, 14 (50%) auf das Stadium IIb und acht (29%) auf das Stadium III (Abb. 11).

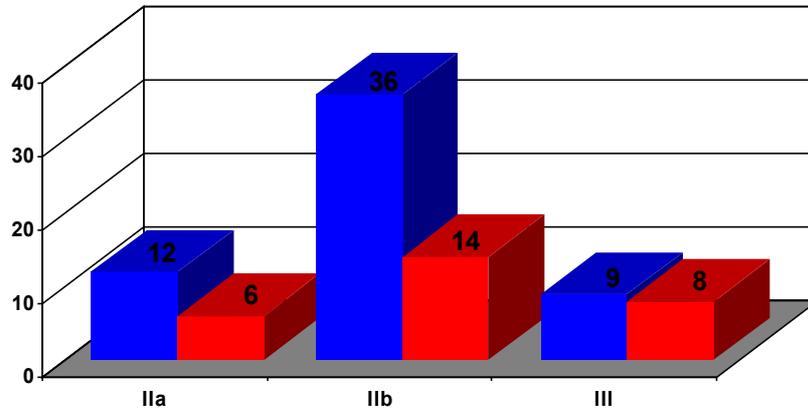


Abb. 11: Verteilung auf Stadien n. Fontaine

Bei 36 (42%) unteren Extremitäten war nur eine Gefäßetage (Becken, Oberschenkel, Unterschenkel) von arteriosklerotischen Wandveränderungen betroffen, bei weiteren 40 (47%) zwei Etagen. Neun (11%) Beine wiesen Veränderungen sowohl der Becken- als auch der Ober- und Unterschenkelgefäße auf. Die Aa. femorales communes bzw. superficiales waren am häufigsten erkrankt (Abb. 12).

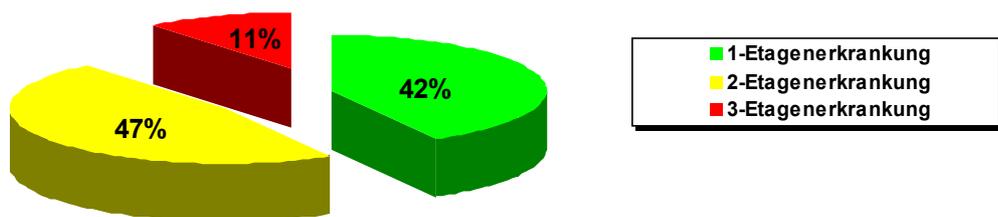


Abb. 12: Häufigkeit von Ein- oder Mehretagenerkrankungen

2.2.4 Therapieverfahren

Alle Patienten wurden zur Diagnostik und gegebenenfalls zur darauf folgenden gefäßchirurgischen Intervention stationär aufgenommen. Es wurden 47 (55%) Beine operiert (32 [56%] männlich, 15 [54%] weiblich). 38 (45%) Beine (25 [44%] männlich, 13 [46%] weiblich) wurden konservativ therapiert (Abb. 13).

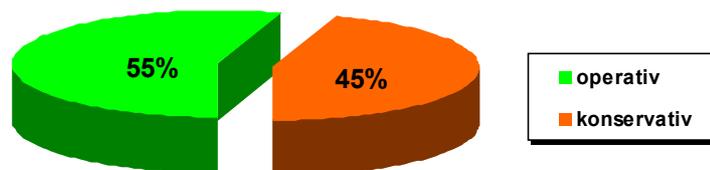


Abb. 13: Operationsfrequenz, alle Stadien

Das durchschnittliche Alter der operierten Patienten betrug 56 Jahre, das der konservativ Behandelten 65 Jahre. Die Dauer des stationären Aufenthalts lag zwischen drei und 40 Tagen (21 Tage im Durchschnitt).

Von den 18 Extremitäten im AVK-Stadium IIa wurden zwei (11%; beide weiblich) operiert und 16 (89%; 12 männlich, 4 weiblich) konservativ behandelt. Im Stadium IIb (n = 50) lag das Verhältnis bei 34 (68%; 26 männlich, 8 weiblich) operierten zu 16 (32%; 10 männlich, 6 weiblich) konservativ therapierten Beinen. Von den 17 Extremitäten des Stadium III wurden elf (65%; 6 männlich, 5 weiblich) operiert und sechs (35%; 3 männlich, 3 weiblich) konservativ behandelt (Abb. 14).



Abb. 14: OP-Frequenz nach Stadien

Bei allen Patienten wurden die individuell vorhandenen Risikofaktoren soweit als möglich therapiert. Die nicht operativ bzw. interventionell behandelten Patienten wurden einem intensiven Gefäßtraining nach *Ratschow* unterzogen und zusätzlich

medikamentös mit durchblutungsfördernden Substanzen wie Alprostadil (Prostavasin®) behandelt.

Bei den 47 operativ versorgten Beinen wurde je nach Stenotelänge und -lage bei 14 (30%) Extremitäten eine perkutane transluminale Angioplastie (PTA) durchgeführt. Weitere 14 (30%) Beine erhielten eine Thrombendarteriektomie (TEA) und 19 (40%) einen aorto-femoralen, iliaco-femoralen bzw. femoro-poplitealen Bypass (Abb. 15).

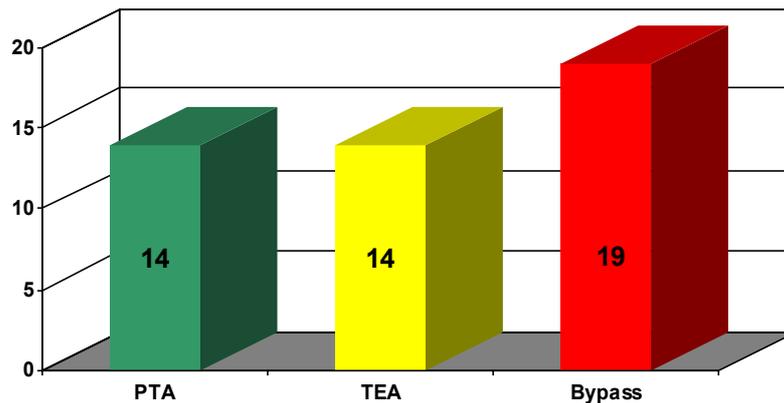


Abb. 15: Frequenz der verschiedenen OP-Verfahren

Zwei Frauen wurden auf ihren dringenden Wunsch hin bereits im Stadium IIa mit einer PTA bzw. einer TEA versorgt. Im Stadium IIb erhielten zwölf Extremitäten einen Bypass (alle männlich), ebenso viele eine PTA (10 männlich, 2 weiblich) und zehn (4 männlich, 6 weiblich) eine TEA. Im Stadium III überwog die Bypassoperation: Sie wurde an sieben Beinen (4 männlich, 3 weiblich) durchgeführt, eine TEA dagegen bei drei Extremitäten (1 männlich, 2 weiblich). Ein Mann erhielt eine PTA (Abb. 16).

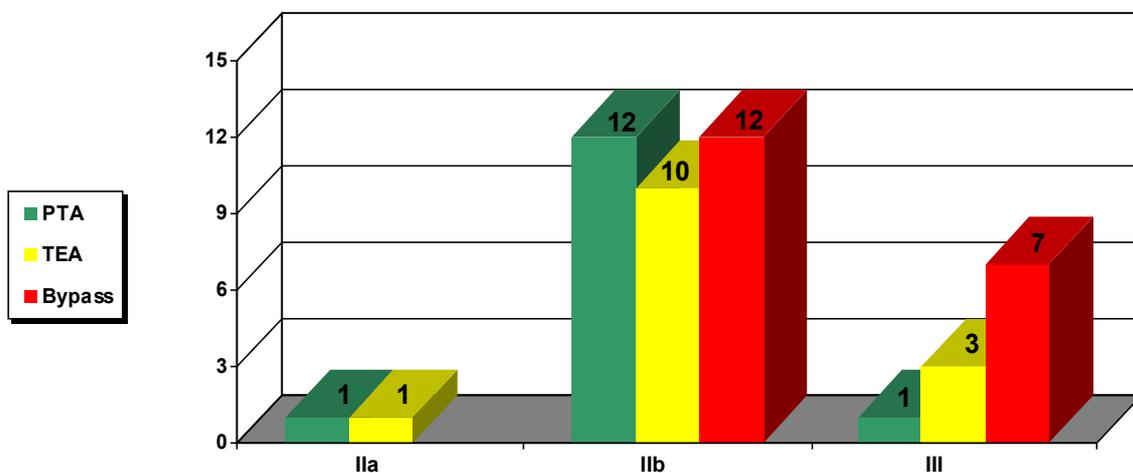


Abb. 16: OP-Verfahren je Stadium

2.3 Durchgeführte Diagnostik

2.3.1 Präoperative Routinediagnostik

Alle 53 untersuchten Patienten waren wegen einer symptomatischen, peripheren, arteriellen Verschlusskrankheit (pAVK) mit schmerzhafter Einschränkung der Gehstrecke oder mit Ruheschmerzen zur stationären Behandlung eingewiesen worden. Bei stationärer Aufnahme wurden die allgemein präoperativ üblicherweise durchzuführenden Voruntersuchungen vorgenommen. Dabei handelte es sich um die Bestimmung der wichtigsten Laborparameter des Blutes (kleines Blutbild, Gerinnungsstatus, Elektrolyte, Nieren- und Leberparameter, Bestimmung der Blutgruppe), eine Röntgenuntersuchung des Thorax in zwei Ebenen und ein Elektrokardiogramm in Ruhe.

Zusätzlich durchliefen alle Patienten ein Standardprogramm zur Bestimmung des Erkrankungsgrades der pAVK. Anamnestisch wurde dokumentiert, welche der Risikofaktoren Nikotinabusus, arterieller Hypertonus, Hypercholesterinämie und Diabetes mellitus individuell vorlagen. Da die Arteriosklerose meist generalisiert auftritt, wurde auch das gleichzeitige Vorliegen von koronarer Herzkrankheit, cerebraler Ischämie und Nierenarterienstenose erfaßt (64). Im Rahmen der körperlichen Untersuchung wurde palpatorisch über Leisten, Kniekehlen, Fußrücken und Innenknöcheln der Pulsstatus der Beine erhoben. Mittels eines standardisierten Gehtests wurde die individuelle Gehstrecke ermittelt. Hierbei geht der Patient mit einer von einem Metronom vorgegebenen Schrittgeschwindigkeit von 120 Schritten pro Minute. Aufgrund der individuell unterschiedlichen Schmerztoleranz wurde nicht die relative, also die schmerzfreie Gehstrecke, sondern die absolut erreichbare Distanz erhoben. Anhand dieser Untersuchung erfolgte die Eingruppierung in die Stadien IIa, IIb und III der Klassifikation nach *Fontaine*.

Außerdem wurden bei allen Patienten die Verschlussdrücke über der A. tibialis posterior und der A. dorsalis pedis dopplersonographisch untersucht (65). Dabei wurde den Patienten eine Blutdruckmanschette um den Oberschenkel geschnallt und mit einem portablen Dopplerultraschallgerät - üblicherweise in Stiftform - über der A. tibialis posterior und der A. dorsalis pedis das Dopplersignal abgeleitet. Anschließend wurde die Manschette sukzessive bis zu dem Druck in mm Hg aufgepumpt, bei dem das Signal verstummt, d. h. bis die arterielle Blutversorgung unterbrochen war.

2.3.2 Angiographie

Alle Patienten erhielten präoperativ eine angiographische Darstellung der Becken-Beinarterien. Bei 23 Patienten wurden konventionelle Serienaufnahmen am Angiographieobertisch (AOT) in 35cm x 35cm Blattfilmtechnik durchgeführt. Weitere 29 Patienten wurden einer intraarteriellen digitalen Subtraktionsangiographie (DSA; Phillips DVI) unterzogen. In allen Fällen wurde in Seldinger-Technik die A. femoralis communis bzw. die A. axillaris punktiert, anschließend wurde ein Pigtail-Katheter von 4-5 F bis in die abdominelle Aorta vorgeschoben. Als Kontrastmittel kamen Iopromid (Ultravist 300[®], Fa. Schering) und Iopamidol (Solutrast 300[®], Fa. Byk Gulden) in einer Dosierung von durchschnittlich 180 ml (164 – 204) zur Anwendung.

Zusätzlich zu der routinemäßigen Befundung durch die radiologische Abteilung wurde für die weitere Bearbeitung in Anlehnung an *Beard* und *Faglia* ein Punktsystem entworfen, im folgenden Angiographiescore genannt, um die Ergebnisse der Angiographien bezüglich Stenosen und Verschlüsse in den verschiedenen Gefäßetagen der unteren Extremität besser klassifizieren zu können (56, 66):

Angiographiebefund		Punkte
langstreckiger Verschuß (> 3 cm)	⇒	0
kurzstreckiger Verschuß (< 3 cm)	⇒	1
langstreckige Stenose (> 0,5 cm, > 50 %)	⇒	2
langstreckige Stenose (> 0.5 cm, < 50 %)	⇒	3
kurzstreckige Stenose(n) (< 0.5 cm, > 50 %)	⇒	4
kurzstreckige Stenose(n) (< 0,5 cm, < 50 %)	⇒	5
diffuse arteriosklerotische Veränderungen	⇒	6
Normalbefund	⇒	7

Die Beurteilung erfolgte an der engsten Stelle innerhalb eines Gefäßes. Einbezogen wurden die Aorta abdominalis unterhalb des Abgangs der Aa. renales, die A. iliaca communis, A. iliaca externa, A. femoralis communis, A. femoralis superficialis, A. poplitea, Aa. tibialis anterior und posterior, A. dorsalis pedis sowie der Arcus plantaris eines jeden Beines.

2.3.3 Farbkodierte Duplexsonographie (FKDS)

- Physikalische Grundlagen und Bildentstehung:

Die Ultraschall Diagnostik kann als Fortentwicklung der Thorax- oder Abdominalperkussion gesehen werden. Schallwellen werden dabei über Körperregionen und -organen unterschiedlicher Konsistenz eingestrahlt und in unterschiedlicher Intensität reflektiert. Ultraschall beruht auf der Aussendung von Schallwellen einer bestimmten Energie in einen Körper und deren unterschiedlicher Reflexion an den Grenzflächen intrakorporal gelegener Strukturen. Entscheidende Grundlage für die technische Erzeugung ist das als „piezoelektrischer Effekt“ erstmals 1880 von *P. und J. Curie* beschriebene Phänomen.

Dazu werden sogenannte „Piezoelemente“ verwendet, das heißt, man macht sich die Eigenschaft bestimmter Materialien wie z.B. Quarz oder Keramik zunutze, die einerseits nach Anlegen eines elektrischen Feldes eine Gestaltsänderung zeigen und andererseits bei mechanischer Verformung ein elektrisches Feld aufbauen. Ultraschallwellen einer bestimmten Energie und Frequenz werden in einen Körper ausgesendet, dort an den akustischen Grenzflächen der verschiedenen Gewebe reflektiert und zum Schallkopf zurückgesendet. Die auf die piezoelektrischen Elemente eintreffenden Schallwellen werden so in elektrische Signale umgewandelt und können dann ausgewertet werden.

Für den Aufbau des Grauwerte- oder B- Bildes werden zunächst zwei Größen betrachtet: die zeitliche Verzögerung und die Höhe der Amplitude. Für die Schallausbreitung im menschlichen Gewebe wird eine konstante Geschwindigkeit von 1540 m/sec angenommen. So kann aus der Länge der Zeit, die zwischen dem Aussenden eines Impulses und seinem Wiederauftreffen nach Reflektion vergangen ist (Laufzeit des Impuls-Echo-Systems), auf die Tiefe des Reflektors geschlossen werden. Die Höhe der Amplitude der reflektierten Schallwelle wiederum ist abhängig von der Größe des Impedanzunterschiedes der reflektierten Grenzschichten. Die akustische Impedanz eines Gewebes wird durch seine Dichte und die Schallausbreitungsgeschwindigkeit in diesem Gewebe bestimmt. Je größer der Impedanzunterschied ist, desto höher fällt die Amplitude aus und desto heller wird die Stelle im Bild dargestellt. Mit diesen beiden Größen läßt sich also ein zweidimensionales, geometrisch korrektes Grauwertbild erstellen. Der Einfallswinkel der Schallwellen sollte dabei idealerweise 90° betragen.

Um Bewegungen erfassen und darstellen zu können, werden zwei andere Größen herangezogen: die Frequenz- und die Phasenverschiebung. Hierzu bedient man sich des Doppler-Effektes, einer von *C. Doppler* 1843 bei der Beobachtung des Sternlichtes gemachten Entdeckung, die eine entsprechend der Bewegungsrichtung und -geschwindigkeit unterschiedliche Frequenzverschiebung beschreibt. Wird eine Schallwelle von einem sich bewegenden Objekt reflektiert, so ändert sich die Frequenz der reflektierten Schallwelle. Die Größenordnung der Änderung ist proportional zur Geschwindigkeit des Objektes, von dem die Schallwelle reflektiert wurde. Die Reflexion an stationären Grenzflächen verursacht dagegen keine Frequenzänderung (26). Zur Verdeutlichung stelle man sich zum Beispiel ein Notfallfahrzeug mit Sirene vor, das an einem Beobachter vorbeifährt. Nähert sich das Fahrzeug, so erscheint der Ton der Sirene bei der Annäherung höher, als beim Entfernen des Fahrzeugs, wobei der Ton mit wachsendem Abstand tiefer wird.

Wenn man diese Aussagen mathematisch formuliert, erhält man folgende Gleichung:

$$f_d = 2f_o \frac{v}{c} \cos(\alpha)$$

f_d	⇒	Dopplerfrequenzverschiebung
f_o	⇒	vom Schallkopf emittierte Frequenz
v	⇒	Geschwindigkeit des reflektierenden Objektes
c	⇒	Schallgeschwindigkeit im entsprechenden Medium
α	⇒	Winkel zwischen der einfallenden Schallwelle und der Bewegungsrichtung

Beträgt der Einfallswinkel α 0° , beträgt der Cosinus 1 und die gemessene Frequenzverschiebung ist für eine gegebene Geschwindigkeit am größten. Dies wäre der Idealfall einer direkt auf den Schallkopf gerichteten Bewegung, die so an den Extremitäten aber nicht abzuleiten ist. Umgekehrt tritt bei einem Einfallswinkel von 90° ($\cos 90^\circ = 0$) keine Frequenzverschiebung trotz vorhandener Bewegung auf, da in diesem Fall die Bewegung parallel zum Schallkopf erfolgt und der Abstand zwischen Reflektor und Schallkopf konstant bleibt. In der Praxis wählt man möglichst einen Einfallswinkel kleiner als 90° und möglichst nahe an 0° . Um nun noch die Bewegungsrichtung eines Objektes erfassen zu können, muß die vierte Größe, die Phasenverschiebung, bestimmt werden. Dazu wird die Phasenlage der reflektierten Schallwelle mit einem Referenzsignal verglichen. Die Frequenz der reflektierten Welle kann größer oder

kleiner als das Referenzsignal sein, somit können zwei Richtungen, zum Schallkopf hin und vom Schallkopf weg, festgestellt werden. Diese positive oder negative Frequenzveränderung wird dann als Kurve, dem Dopplerspektrum, dargestellt.

Bei der Duplexsonographie werden beide Meßverfahren kombiniert und einerseits das Gewebe als Grauwertbild sowie die Bewegung als Dopplerkurve andererseits dargestellt.

Die farbkodierte Duplexsonographie (FKDS) stellt eine Weiterentwicklung der konventionellen Duplexsonographie dar. Kann duplexsonographisch nur die Frequenzverschiebung an einem definierten Punkt des B-Bildes dargestellt werden, so ist bei der FKDS die Darstellung von Flußbewegungen im ganzen erfaßten Bild farblich möglich.

Ein FKDS-Bild besitzt also einen Grauwert- und einen Farbanteil. Weist die reflektierte Schallwelle eine Frequenz- und Phasenverschiebung auf, wird der dazugehörige Bildpunkt farbig kodiert. Die Helligkeit der Farbe entspricht dabei der Höhe der Frequenzverschiebung und damit der Geschwindigkeit des bewegten Objektes. Bewegungen auf den Schallkopf hin werden dabei in einer Farbe - meist rot oder blau - dargestellt, vom Schallkopf weg entsprechend in der anderen Farbe.

- Das Dopplerspektrum:

Um auch sehr schwache Signale möglichst genau abbilden zu können, muß jeder Meßpunkt mehrmals abgetastet werden. Anschließend bildet das Gerät einen Mittelwert. Da außerdem die Erythrozyten in einem Gefäß nicht alle exakt die gleiche Geschwindigkeit haben, entspricht die Farbkodierung immer nur der mittleren Frequenzverschiebung. Wenn man nun den Einfallswinkel abschätzt, sind zumindest semiquantitative Aussagen über die Blutflußgeschwindigkeit möglich (29).

Um auch quantitative Aussagen machen zu können, muß eine Spektrumanalyse durchgeführt werden, das heißt, das gesamte Dopplersignal wird Punkt für Punkt rekonstruiert und auf seine Amplituden- und Frequenzzusammensetzung untersucht. So erhält man schließlich das Dopplerspektrum, welches von jeder beliebigen Stelle im Bild abgerufen werden kann.

- Normalbefunde im Bereich der unteren Extremität:

Bedingt durch die pulsatile Pumpleistung des Herzens zeichnet sich der Fluß im arteriellen Gefäßsystem durch sich abwechselnde Phasen der Beschleunigung und Verzögerung aus. Die im linken Ventrikel entstehenden, zunächst sehr großen Druck-

amplituden werden dabei unter der Voraussetzung einer suffizienten Aortenklappe durch die Windkesselfunktion der Aorta und der großen Gefäße reduziert, so daß ein kontinuierlicherer Fluß gewährleistet ist. Für die Zusammensetzung von pulsatilem und kontinuierlichen Anteilen innerhalb eines Zyklus ist der periphere Gefäßwiderstand maßgeblich, der wiederum insbesondere vom Zustand der Arteriolen beeinflusst wird.

So lassen sich prinzipiell zwei Wellenformen unterscheiden: Hochwiderstandsfluß (High Resistance Flow), der typischerweise in den Extremitätenarterien unter Ruhebedingungen vorliegt, und Niedrigwiderstandsfluß (Low Resistance Flow), den man in den parenchymversorgenden Arterien antrifft. Dazwischen gibt es fließende Übergänge.

Die klassische Wellenform bei hohem peripheren Widerstand zur Gewährleistung eines vergleichsweise geringen Erhaltungsflusses ist die sogenannte triphasische Flußkurve mit einem steilen systolischen Anstieg, gefolgt von einem raschen Abfall der Strömungsgeschwindigkeit mit signifikantem Rückfluß in der frühen und mittleren Diastole und einem zweiten kleineren Vorwärtsflußanteil in der späten Diastole (28). In der Farbdarstellung sind die drei Phasen an einem raschen Wechsel von rot nach blau und wieder nach rot innerhalb einer Herzperiode erkennbar.

Demgegenüber muß bei den organversorgenden Arterien zur Gewährleistung einer permanenten Perfusion ein niedriger peripherer Widerstand vorliegen. Die daraus resultierende Flußkurve zeichnet sich durch einen deutlich niedrigeren systolischen Gipfel und einen hohen diastolischen Vorwärtsfluß aus (Abb. 17).

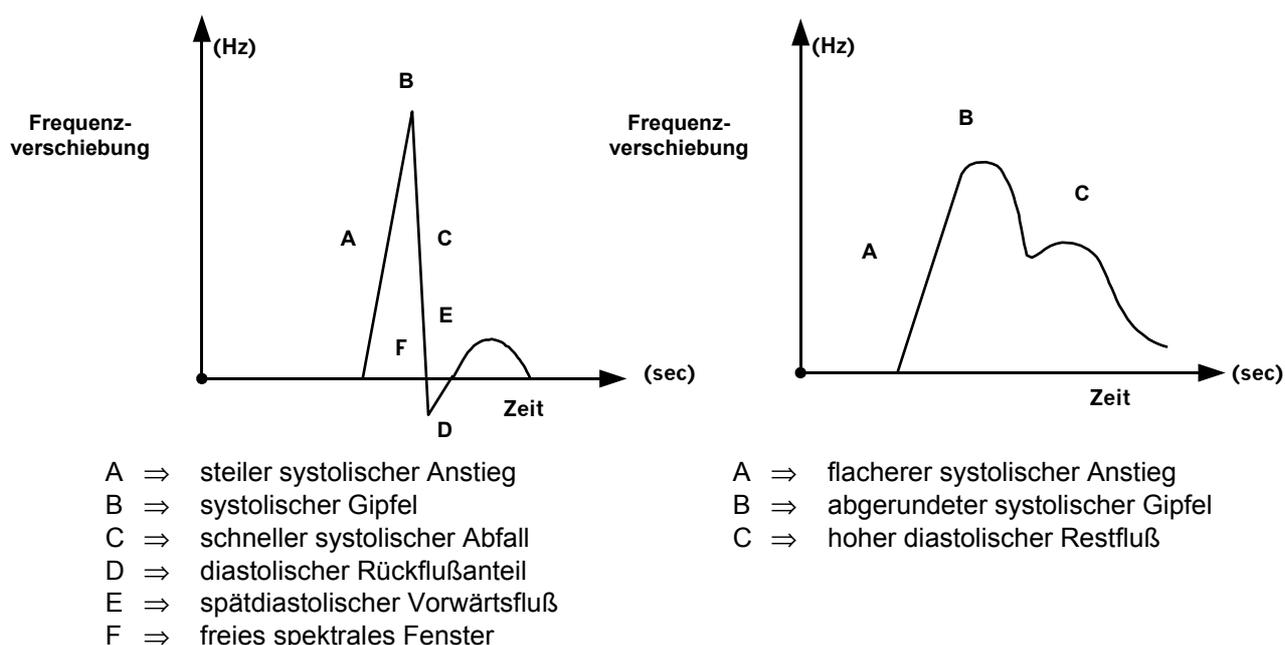


Abb.: 17 Flußkurve peripher (links) und in Organgefäßen (rechts)

Bei beiden Flußtypen wird neben der Wellenform auch das sogenannte spektrale Fenster zur Bewertung herangezogen. Darunter versteht man den Frequenzbereich unterhalb der jeweils kleinsten Doppler-Frequenzverschiebung, also ein Maß für die Bandbreite der gemessenen Frequenzverschiebungen und damit für die Laminarität des Flusses. Dieses Fenster wird als „offen“ bezeichnet, wenn dort keine Frequenzverschiebungen nachgewiesen werden können, die Bandbreite also schmal ist. Bei gestörtem Fluß, insbesondere distal einer Stenose, können zunehmend auch niedrigere Frequenzverschiebungen gemessen werden, die einer Zunahme der Bandbreite entsprechen; diese Reduktion des spektralen Fensters wird als „spectral broadening“ bezeichnet, das Fenster wird kleiner und ist im Extremfall „geschlossen“ (67).

Sowohl unter physiologischen als auch unter pathologischen Bedingungen (z. B. Muskelarbeit, lokale Entzündung) kann in den Extremitätenarterien eine Erhöhung des Flußvolumens notwendig werden, welches unter anderem über eine Vasodilatation und einem daraus resultierenden Abfall des peripheren Widerstandes erreicht wird. Im Dopplerspektrum ist dies an einer Steigerung des diastolischen Vorwärtsflusses erkennbar, und es kommt zu einer Annäherung an das Flußmuster einer parenchymversorgenden Arterie.

- Veränderungen bei AVK:

Bei Stenosen und Verschlüssen lassen sich in Abhängigkeit vom Schweregrad sowohl intra- als auch prä- und poststenotische Veränderungen des Flußmusters nachweisen. Prästenotisch nimmt die Strömungsgeschwindigkeit ab einer ca. 75%igen Flächenreduktion bei steigender Pulsatilität mit Nachweis von hohen negativen Anteilen stetig ab. Intrastenotisch kommt es bei steigender Flächen- bzw. Durchmesserreduktion zu einem zunehmenden Geschwindigkeitsanstieg bis über 250% (in der Farbdarstellung hellrot bis weiß kodiert), die Frequenzverschiebung kann so groß werden, daß sie vom Gerät nicht mehr eindeutig bestimmt werden kann. Während sich die Form des Spektrums bei niedrigen Stenosegraden nicht ändert, tritt ab einer ca. 50%igen Flächenreduktion eine fortschreitende Abnahme der diastolischen Rückflußkomponente sowie ein „spectral broadening“ als Ausdruck der zunehmenden Strömungsverwirbelungen auf. Bei über 90%igem Stenosegrad ist die Pulsatilität nahezu aufgehoben, in der farbkodierten Darstellung fehlt der ständige Wechsel zwischen Rot und Blau. Liegt ein Verschuß vor, so ist kein Flußsignal mehr nachweisbar.

Im poststenotischen Bereich sind die Veränderungen von der Entfernung der Läsion abhängig. Direkt distal einer Stenose lassen sich bereits ab einer Flächenreduktion von 50% Turbulenzen und eine Flußumkehr nachweisen, die ein zunehmendes „spectral broadening“ bewirken. Bei höhergradigen Stenosen schließt sich das spektrale Fenster ganz. Liegt ein Verschuß vor, so kann im distalen Anschlußgefäß nur ein geringer Fluß nachgewiesen werden. In der Farbkodierung stellen sich Turbulenzen durch ein Nebeneinander beider Farben, Rot und Blau, dar.

Mit größerer Entfernung von der Läsion verändert sich das Spektrum meist erst ab einer proximalen Stenose von ca. 75%. Sowohl die Pulsatilität als auch die systolische Anstiegsgeschwindigkeit sind zunehmend reduziert, der systolische Gipfel wird breiter, auch hier kommt es bei hochgradigen Stenosen bzw. Verschlüssen zu einer Reduktion des spektralen Fensters, und es kann sich ein diastolisches Plateau ausbilden. Das ursprünglich triphasische Spektrum wird monophasisch (67).

- Untersuchungstechnik:

Es wurde bei allen Patienten bis einen Tag vor der Angiographie eine FKDS der betroffenen Beine durchgeführt. Untersucht wurden die Aa. tibialis posterior und anterior bzw. dorsalis pedis in Höhe des oberen Sprunggelenks. Das verwendete Gerät war der Angiodynograph® der Firma Philips. Alle Untersuchungen wurden mit einem 7,5 MHz-Linear-Schallkopf mit einem keilförmigen Wasservorlauf von 18° durchgeführt. Dies ist bei den in diesem Extremitätenabschnitt parallel zur Haut verlaufenden Gefäßen ein Kompromiß zwischen der Forderung nach einem Einfallswinkel von 90° für die optimale Erstellung des B-Bildes und möglichst ungleich 90° also 0° für die optimale Erfassung der Dopplersignale. Die Ultraschallsendeleistung (Power) wurde mit –20 dB konstant gehalten. Zur optimalen Erfassung der durch die unterschiedlich ausgeprägten proximalen Stenosen individuell stark schwankenden Frequenzverschiebungen wurden im Gerät integrierte Filter verwendet, mit denen mittels dreier Filtereinstellungen (hoch, mittel und niedrig) die zu messenden Frequenz- bzw. Geschwindigkeitsbereiche eingegrenzt werden konnten. Die Dokumentation erfolgte digital auf Videoband.

2.3.4 FKDS in Kombination mit Pulsatiler Dopplerdruckmessung (PDDM)

- Untersuchung der Patienten:

Im Rahmen der präoperativen Routinediagnostik wurden die Patienten gefragt, ob sie sich der zusätzlichen Untersuchung unterziehen würden. Bei Einverständnis erfolgte

dann die Untersuchung mit dem Angiodynograph[®]. Die Patienten lagen rücklings auf einer Untersuchungs- und Liege. Um das zu untersuchende Bein wurde distal der Patella eine Blutdruckmanschette geschnallt, wie sie bei der konventionellen Blutdruckmessung am Oberschenkel nach *Riva-Rocci* verwandt wird. In der Nullserie dieser Studie mit gesunden Probanden hatte sich dabei zunächst noch ein Problem ergeben: Durch das rasche maschinelle Belüften der Manschette wurde das Bein unwillkürlich bewegt, so daß der Ableitungsfokus des Schallkopfes sehr leicht aus dem Gefäßlumen herausbewegt wurde und so das Signal verloren ging. Deshalb wurde das zu untersuchende Bein oberhalb der Manschette, also auf Höhe der Kniekehle, in ein 15 cm breites Schaumstoffpolster gelegt. Dafür wurde der relativ breite und weiche proximale Teil einer *Braun*'schen Oberschenkelschiene abgeschnitten, da eine schmale hölzerne Kniestütze, wie sie beim Anlegen eines Unterschenkelgipses zur Anwendung kommt, den poplitealen Blutfluß beeinträchtigte, wodurch Verfälschungen der Untersuchungsergebnisse nicht ausgeschlossen werden konnten. Außerdem wurde so eine ausreichende Bewegungseinschränkung des Patientenbeines gewährleistet, was den Ablauf der Untersuchung vor allem bei älteren Patienten häufig deutlich erleichterte. Mit Anschluß der Manschette an den Pulsgenerator war der Untersuchungsaufbau abgeschlossen.

Der Untersucher stellte in der Querschnittsübersicht distal des Malleolus medialis das Gefäßlumen der A. tibialis posterior dar. Um die Geräteempfindlichkeit auf den meist schon pathologisch verminderten Blutfluß einzustellen, konnten am Angiodynographen[®], wie schon oben erwähnt, drei verschiedene Filterstufen („high, medium“ und „low“) vorgeschaltet werden. Die Arterie wurde dann im Längsschnitt dargestellt. Nach sicherer Einstellung des Bildes wurde mit Hilfe des angeschlossenen Trackballs der Schallkopf auf die Stelle des stärksten Blutflusses fokussiert und dort das dopplersonographische Spektrum abgeleitet. Mit einem in den Angiodynographen[®] integrierten, digitalen Videorecorder wurden die Untersuchungsergebnisse aufgezeichnet und waren so für die spätere Auswertung reproduzierbar.

Nachdem zunächst eine Reihe von Spektren in Ruhe aufgenommen worden war, wurde anschließend der Pulsgenerator zugeschaltet. Das Gerät löste nun in der Arterie durch rhythmisches Anblasen und Entlüften der Manschette neue Pulswellen aus, deren Spektren ebenfalls dopplersonographisch abgeleitet und vom Videorecorder

aufgezeichnet wurden. Nachdem wieder einige Spektralwellen erfaßt worden waren (Abb. 18), war die Untersuchung des entsprechenden Gefäßes beendet.

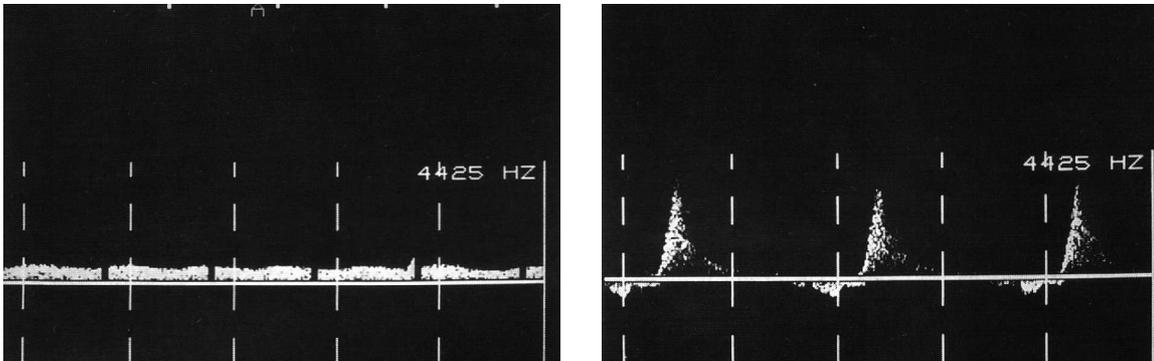


Abb. 18: Dopplerspektrum ohne (links) und mit (rechts) PDDM

Schließlich wurde an dem gleichen Bein die A. dorsalis pedis untersucht. War auch das zweite Bein von der Erkrankung betroffen, wurde mit dessen Gefäßen analog zum ersten Bein verfahren. Anschließend war für die Patienten die Untersuchung beendet.

Die Patienten tolerierten die Untersuchung ohne Probleme. Im Gegensatz zu den gefäßgesunden Probanden der Nullserie, die über durch die Manschettenkompression bedingte, kurzfristig auftretende Schmerzen berichteten, traten diese Probleme bei den Patienten nicht auf. Dies lag vermutlich daran, daß die gefäßkranken Patienten aufgrund der meist schon jahrelang bestehenden Erkrankung eine viel höhere Toleranz gegenüber kurz andauernden, ischämischen Zuständen entwickelten, als Gefäßgesunde.

- Auswertung der Aufzeichnungen:

Die aufgezeichneten dopplersonographischen Spektren wurden mit Hilfe des Angiodiagnostographen® und seiner Programme ausgewertet. Zunächst wurde die Spektralaufzeichnung eines Gefäßes eingespielt und in der Endloswiederholungsfunktion (cine-loop) gespeichert, wodurch ein wiederholtes Vor- und Zurückspulen der entsprechenden Videosequenz vermieden werden konnte. Die aufgezeichneten Spektralwellen entsprechen dem Anstieg und Abfall der Frequenz des reflektierten Schallsignals. Die Frequenz hängt von der Fließgeschwindigkeit der Erythrozyten ab. Je schneller die roten Blutkörperchen fließen, desto höher wird die Frequenz des von ihnen reflektierten Schallsignales sein und umgekehrt.

Das bedeutet, daß eine Frequenzerhöhung des Signales einer Zunahme der Fließgeschwindigkeit des Blutes entspricht. Demzufolge steht eine Frequenzverminderung für eine Abnahme der Fließgeschwindigkeit. Die Stelle der Spektralkurve, an der die

Frequenzzunahme in eine Abnahme umschlägt, also das relative Maximum der Kurve, entspricht damit dem höchsten Blutfluß. Ein relatives Minimum, an dem sich eine Frequenzabnahme in eine Frequenzsteigerung verwandelt, stellt den Zeitpunkt des langsamsten Blutflusses dar.

Zunächst wurden die relativen Maxima der Kurven, sowohl mit, als auch ohne Pulsgeneratorfunktion bestimmt. Diese wurden in Hertz (Hz) angegeben. Zusätzlich wurde die Rate of change, d.h. die Steigung der Frequenzzunahme der Spektralkurven, wiederum mit und ohne eingeschaltetem Pulsgenerator bestimmt. Dazu wurde, wiederum mit Hilfe des Trackballs, die Stelle eines relativen Minimums und danach das darauf folgende relative Maximum gekennzeichnet. Der Angiodynograph® errechnete dann die Rate of Change zwischen diesen beiden aufeinander folgenden Stellen des langsamsten und des schnellsten Blutflusses.

Somit standen zwei Parameter zur Verfügung, mit denen die Veränderung des Blutflusses durch die Funktion des Pulsgenerators erfaßt wurde: zum einen quantitativ der absolute Anstieg des Blutflusses, zum anderen qualitativ die relative Geschwindigkeit, mit der sich dieser Anstieg vollzog.

2.4 Statistische Tests/Methoden

Die erste statistische Überlegung galt der Feststellung eines statistisch signifikanten Zusammenhanges zwischen den mit und ohne PDDM bestimmten Parametern Rate of Change und Peak Flow, d. h. dem statistischen Nachweis, daß der Pulsgenerator einen statistisch signifikanten, also nachweisbaren und reproduzierbaren Effekt hat. Hierzu kam der T-Test für abhängige Stichproben zur Anwendung.

Auch ein eventueller Einfluß des Erkrankungstyps (Becken-, Oberschenkel-, Unterschenkeltyp) und des Erkrankungsstadiums der in die Untersuchung eingeschlossenen Patienten (Stadien IIa, IIb, III) wurde statistisch untersucht. Auch hier kam der T-Test für abhängige Stichproben zur Anwendung.

Die entscheidende statistische Fragestellung betraf den Zusammenhang zwischen den präoperativ durch den Pulsgenerator erzeugten Differenzen für die maximale Strömungsgeschwindigkeit in den Fußarterien einerseits und den festgestellten Differenzen für die Dopplerverschlußdruckwerte prä- und posttherapeutisch andererseits. Hier gelangte der Rangkorrelationskoeffizient für ordinalskalierte Merkmale nach *Spearman* zur Anwendung.