

2. Theoretische Grundlagen

2.1. Spezielle Anatomie der arteriellen Gefäße der unteren Extremität -Pathophysiologie und Epidemiologie der pAVK der Beine

Die Kenntnis der speziellen Anatomie der Becken- und Beinarterien mit ihren Möglichkeiten zur Kollateralisierung bei arteriellen Verschlüssen ist Grundlage der Diagnostik, Indikationsstellung und Therapie. In Abbildung 1 sind die wichtigsten Arterien der unteren Extremität dargestellt (16).

So stellt die vom Leistenband bis zum Adduktorenkanal reichende A.femoralis communis als Fortsetzung der A.iliaca externa bei ihrem Verschluss ein Hindernis bei der Kollateralisierung über den Profunda - Kreislauf dar, was zu schwerwiegenderen Folgen für die Peripherie führen kann als ein Verschluss der A. iliaca externa.

Die A. profunda femoris, als laterodorsaler Ast der Femoralisgabel, stellt das wichtigste Kollateralgefäß des femoropoplitealen Abschnittes dar. Bei einem Verschluss der A. femoralis superficialis ist sie in der Lage ihr Kaliber auf das 2-3fache zu vergrößern und sich in der Ausrichtung auf das Versorgungsgebiet der A.femoralis superficialis einzustellen. Da ihr Ostium meistens diese Kaliberänderung nicht nachvollzieht, resultiert häufig eine relative Abgangsstenose. Die A. profunda femoris selbst ist selten von arteriosklerotischen Verschlüssen betroffen.

Die A. femoralis superficialis ist ca. 30 cm lang, reicht bis zum Ende des Adduktorenkanals und ist Prädilektionsort für obliterierende, langstreckige Gefäßprozesse. Etwa 40-50% der arteriellen Verschlüsse der Beinarterien betreffen dieses Areal (45).

Ihre Fortsetzung, die A. poplitea, reicht vom Adduktorenkanal bis zum Soleusbogen. Das proximale Segment (PI) ist durch die mechanische Belastung in der Kniekehle sowie zwei Fixpunkte am proximalen und distalen Ende dieses Segments besonders häufig von der Entstehung arteriosklerotischer Plaques betroffen.

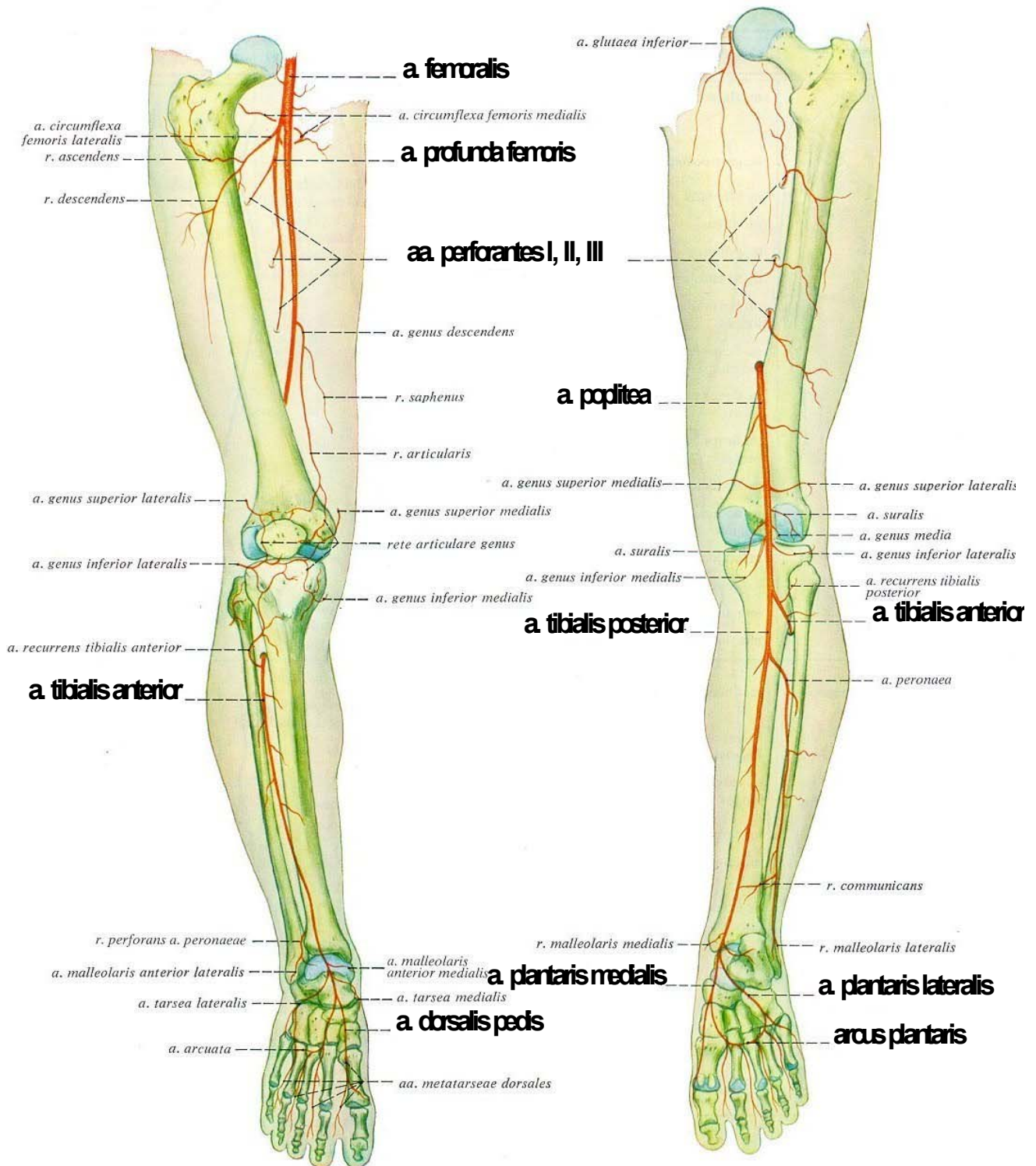


Abbildung 1: Arterien der unteren Extremität von ventral (links) und dorsal (rechts). Die für die Rekonstruktionschirurgie relevanten Arterien sind fett gedruckt (16).

Das mittlere Segment (PII) und das distale Segment (PIII) sind durch ihre Lage weniger mechanisch beansprucht und somit seltener von obliterierenden Prozessen betroffen.

Von den drei großen Unterschenkelarterien ist am häufigsten die A. tibialis anterior stenosierte. Die A. tibialis posterior ist weit seltener betroffen, ebenso wie die A. fibularis, die von den dreien am seltensten occludiert.

Bei ca. 40% der Patienten ist ein arteriosklerotischer Verschluss vom Oberschenkeltyp mit einem Verschluss der Unterschenkelarterien vergesellschaftet (45).

Die Häufigkeit der in der unteren Extremität lokalisierten Stenosen veranschaulicht Abbildung 2.:

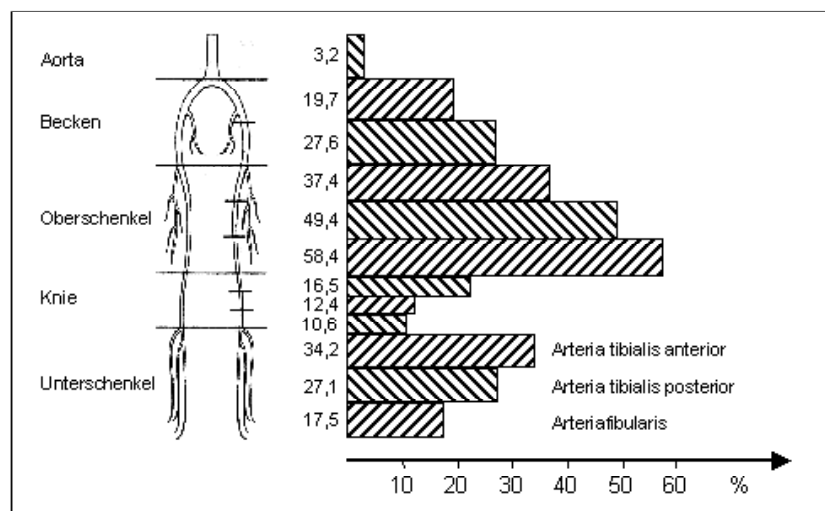


Abbildung 2: Lokalisation und Häufigkeit arterieller Stenosen bei pAVK in %. Es muss berücksichtigt werden, dass häufig multiple Stenosen vorliegen.

2.1.1. Pathophysiologie der pAVK der Beine

Ätiologisch sind zahlreiche Ursachen für Verschlüsse des femorokruralen Arteriensystems zu nennen. Die größte klinische Bedeutung spielt die arterielle Verschlusskrankheit. Diese tritt zum überwiegenden Anteil als Folge einer

Arteriosklerose (78,0%), sehr viel seltener als Folge einer Endangitis obliterans (20,5%) auf. Kongenitale Anomalien, traumatische Ursachen, fibromuskuläre Dysplasie, arterielle Thrombose und externe Kompression spielen nur eine untergeordnete Rolle (45).

Zur Pathophysiologie der Arteriosklerose soll an dieser Stelle nur in aller Kürze Stellung genommen werden.

Unter der Einwirkung von Risikofaktoren kommt es zu einer Schädigung der Endothelzellen, in Folge derer es zur Monozyten- und Thrombozytenaggregation kommt. Hierbei werden Wachstumsfaktoren freigesetzt, die zu einer Immigration von glatten Muskelzellen und Fibroblasten führen, die größere Mengen an Kollagen, Elastin und Prothoglykanen bilden. Zusammen mit den eingewanderten Makrophagen und Lipiden bilden sie den atheromatösen Plaque. Vermutlich sind auch endothelunabhängige Faktoren an dessen Entstehung beteiligt (15).

Durch das weitere Einwachsen von Bindegewebe und die Einlagerung von Mukopolysacchariden verhärtet die Intima. Zuerst geschieht dies herdförmig, im Verlauf wird von diesem Prozess die gesamte Gefäßwand erfasst.

Symptomatisch fällt die Durchblutungsinsuffizienz häufig erst auf, wenn es zu einer erheblichen Lumeneinengung durch eine arterielle Thrombose kommt. Die Thromben können in dem vorgeschädigten Gefäß meist nicht aufgelöst werden, so dass es zu einer bindegewebigen Organisation kommt.

Eine weitere Rolle bei der Ausbildung einer klinisch manifesten Durchblutungsinsuffizienz spielt die Ulceration und die Einblutung in Atherome.

2.1.2. Therapeutische Möglichkeiten

Eine große Bedeutung bei der Therapie der pAVK kommt sicherlich der Prävention durch Ausschaltung atherogener Risikofaktoren zu. Die internistischen Behandlungsmöglichkeiten erstrecken sich hauptsächlich auf Thrombozytenaggregationshemmung (2;7;19;25-27;41), Beeinflussung der Rheologie des Blutes sowie auf die invasiven Behandlungsmethoden, wie die perkutane transluminale

Angioplastie (PTA). Diese Therapieformen kommen als eigenständige Behandlungen zum Einsatz, häufig stellen sie jedoch eine Ergänzung zu den chirurgischen Behandlungsmöglichkeiten dar.

Die Möglichkeiten der operativen Gefäßrekonstruktion sind vielfältig. Sie erstrecken sich von der Rekonstruktion mit Hilfe einer direkten Gefäßnaht, über die verschiedenen Desobliterationsverfahren bis zu den Überbrückungsverfahren mittels Gefäßtransplantaten.

Zur Durchführung gefäßchirurgischer Eingriffe gibt es heute eine Reihe spezieller Instrumente. Dabei handelt es sich in erster Linie um eine große Auswahl verschiedener atraumatischer Klemmen und Pinzetten um die Quetschwirkung auf die Intima auf ein Minimum zu begrenzen. Außerdem werden verschiedene Instrumente zur intraluminalen Blockade des Blutstromes verwendet (z.B. Okklusionsballons und Ballonkatheter). Für die Naht wird hauptsächlich nichtresorbierbarer, synthetischer Faden mit atraumatischer Nadel gewählt.

Die gefäßchirurgische Nahttechnik sollte besondere Kriterien erfüllen: Übersichtliche Exposition des blutrockenen Gefäßes, Gerinnungskontrolle bei längerer Blutstrombahnunterbrechung mit Gerinnungshemmung durch Heparin und sonografische Flußkontrolle nach erfolgter Rekonstruktion. Genäht wird hauptsächlich fortlaufend und überwendlich, beginnend bei der dem Operateur abgewandten Seite.

Alternativ zur Nahttechnik stehen die Gefäßverbindung durch Fibrinkleber, Laser oder maschinelle Anastomosen zur Verfügung. Diese haben sich allerdings in der breiten Anwendung nicht bewährt und kommen daher nur sehr selten zur Anwendung.

In der Gefäßchirurgie werden verschiedene Anastomosearten und Gefäßschnitte angewendet. Es gibt die Möglichkeit der queren Gefäßöffnung (z.B. bei einer Embolektomie), der längsgestellten Gefäßöffnung (z.B. bei einer Erweiterungsplastik) und der End-zu-End-Anastomose (z.B. bei der Aneurysma-Resektion einer großen Arterie). All diese Methoden bergen das Risiko der Ausbildung einer Nahtstenose. Ergänzende Methoden, wie z.B. das Einsetzen eines

Patches oder eines introperativ, passageren Stentes kommen aus diesem Grund zur Anwendung.

Die heute sicherlich verbreitetste Methode der operativen Gefäßrekonstruktion ist die End-zu-Seit- Anastomose oder Seit-zu-Seit-Anastomose in der Bypasschirurgie.

Zur Überbrückung arterieller Engstellen ist die autologe Vena saphena magna das älteste und bewährteste Transplantationsmaterial. Ihre gute Verträglichkeit und die guten Langzeitergebnisse der V. saphena- Bypässe machen sie zur Therapie der Wahl. Dabei steht zum einen die In-situ-Technik zur Verfügung, bei der die Vene in dem sie umgebenden Gewebe belassen wird und die Venenklappen mit Hilfe eines Valvulotoms herausgetrennt werden. Zum anderen kommt die Reversed-Technik zum Einsatz, bei der die Vene freipräpariert, explantiert und in entgegengesetzter Richtung implantiert wird. Dabei können die Venenklappen belassen werden.

Der Umstand, dass geeignetes Material der V. saphena nur begrenzt zur Verfügung steht und vor allem der in den letzten Jahren steigende Bedarf an autologen Venen für die ACVB, haben dazu geführt, dass die V.saphena bei femorokruralen Bypässen nur noch zurückhaltend zum Einsatz gebracht wird.

Bereits seit mehr als 30 Jahren werden gewebte Teflonprothesen (PTFE) benutzt. Zunächst brachten die kniegelenksüberschreitenden Prothesenbypässe unbefriedigende Ergebnisse. Die Entwicklung immer dünnwandigerer Materialien und einer äußeren Ringverstärkung brachte auch hier eine deutliche Verbesserung der Langzeitergebnisse. Eine Untersuchung von W. Hepp und Mitarbeitern 1988 zeigte, dass das Sofortergebnis der reversed-vena-saphena und der Kunststoffprothese sich nicht signifikant unterschieden. Die Langzeitfunktionsrate der autologen Bypässe wurde von der der Prothesen- Bypässe sogar übertroffen (3;4;23).

Eine weitere Gruppe der Gefäßrekonstruktionen stellen die Desobliterationsverfahren dar. Dabei wird die intraluminare Desobliteration von der intramuralen unterschieden. Erstere dient der Entfernung eines Thrombus bzw. Embolus bei thrombotischen Verschlüssen bzw. Embolien. Bei der direkten Methode wird das thrombotische bzw. embolische Material über einen Gefäßschnitt direkt über dem Prozess entfernt. Dafür eignen sich oberflächliche Arterien wie z.B. die A. axillaris, A. brachialis, A. femoralis communis. Bei der indirekten Methode erfolgt die Gefäßeröffnung an einer leicht

zugänglichen Stelle proximal oder distal des Gefäßverschlusses. Der Thrombus oder der Embolus werden dann ortho- oder retrograd mit einem Ballonkatheter oder Ringstripper entfernt. Dieses Verfahren wird bei langstreckigen Verschlüssen, Spätembolien (älter als 10 Std.) und schwer zugänglichen Arterien angewendet (45).

2.2. Kurze Erläuterungen zur Technik der Angiographie und der digitalen Subtraktionsangiographie

Unter einer Angiographie versteht man die Darstellung der Herzbinnenräume und der Gefäße mittels Röntgenstrahlung und Kontrastmittel (1).

Verwendet werden wasserlösliche, schnell renal eliminierbare Kontrastmittel (z.B. Ultravist). Diese können bei Verdacht auf Stenosen, Verschlüsse und Aneurysmen des arteriellen Gefäßsystems via Aortographie injiziert werden. Dabei wird ein Katheter in die Arterie z.B. in die A. femoralis eingeführt und das Kontrastmittel lokal injiziert. Diese Methode bietet den Vorteil, dass die Kontrastmittelmenge so gering wie möglich gehalten werden kann und die Darstellung der betroffenen Gefäße, aufgrund der höheren Kontrastmittelkonzentration in diesem Bereich, sehr genau ist. Im Rahmen einer umfassenden Diagnostik der pAVK sollte die Gefäßdarstellung immer von der Aorta bis zu den distal gelegenen Gefäßen des Fußes erfolgen und beide Beine einschließen.

Die Angiographie bietet außerdem die Möglichkeit, bei der Feststellung geeigneter Stenosen in gleicher Sitzung eine transluminale Ballonangioplastie vorzunehmen.

Heute wird vielfach zusätzlich zur Angiographie oder als Ersatz die digitale Subtraktionsangiographie (DSA) durchgeführt (1).

Bei dieser Methode wird der unterschiedliche Informationsanteil der Röntgenaufnahmen je nach gewünschter Information unterschiedlich hervorgehoben. Dies bedeutet, dass z. B. bei der Darstellung des Gefäßbettes die Signale des umgebenden Weichteilgewebes "subtrahiert" werden können.

Die mittels einer Angiographie oder einer Organleeraufnahme ermittelten Röntgenaufnahmen werden digitalisiert. Dann werden die Informationen zweier deckungsgleicher Aufnahmen addiert, d.h. die Helligkeitswerte eines Negativs und die eines Positivs.

Dieses Verfahren ist sowohl für die intravenöse, als auch für die intraarterielle Injektion möglich, die Aussagekraft ist jedoch ohne Zweifel bei der intraarteriellen DSA größer.

Gegenüber der konventionellen Angiographie bietet die DSA die Vorteile, dass Kontrastmittelverbrauch, Untersuchungsdauer und Kosten niedriger sind, ohne dass die Auflösung der Bilder wesentlich schlechter wäre.

2.3. Definition und Kriterien der Patency

Rutherford und Mitarbeiter erstellten 1986 Standards zur Beurteilung des Schweregrades einer Extremitäten-Ischämie (36). In diesem Rahmen wurde auch der Begriff der Patency diskutiert. Die Verwendung der Patency als Erfolgskriterium einer Bypass-Implantation erschien unzulänglich.

Vielmehr wurde in diesem Artikel die größte Bedeutung der postoperativen, klinischen Verbesserung beigemessen, die in Anlehnung an die klinische Stadieneinteilung nach Fontaine (45) abgeschätzt wurde. Dabei wurde die periphere arterielle Verschlusskrankheit in 4 Stadien und diese in 6 Kategorien eingeteilt (Tabelle 1).

Tabelle 1: Einteilung der 4 Stadien und 6 Kategorien der pAVK.

Stadium	Kategorie	Klinische Symptomatik	Diagnostische Kriterien
0	0	Asymptomatische, hämodynamisch unwirksame Okklusion	unauffällige Belastungstests
1	1	Leichte Claudicatio intermittens	vollständige Durchführung eines Belastungstests, Knöcheldruck > 50 mm Hg, aber Druckdifferenz zum Brachialisdruck > 25 mm Hg.
	2	Mässige Claudicatio intermittens	Kriterien zwischen 1 und 3
	3	Schwere Claudicatio intermittens	Abbruch des Belastungstests
2	4	Ruheschmerz	Knöcheldruck in Ruhe < 60 mm Hg
3	5	Kleine Nekrose	Knöcheldruck in Ruhe < 40 mm Hg
	6	Große Nekrose, über den Vorderfuß hinausgehend	Knöcheldruck in Ruhe < 40 mm Hg

Das postoperative Ergebnis gilt nach Rutherford dann als Verbesserung, wenn ein Aufstieg um mindestens eine klinische Kategorie erreicht werden konnte. Lag präoperativ ein Weichteildefekt vor, wird ein Aufstieg um 2 Kategorien gefordert.

Die Indikation zu ergänzenden internistischen, invasiven rekonstruktiven Maßnahmen oder zur erneuten OP wird somit an Hand der klinischen Symptomatik des Patienten gestellt werden müssen.

Es gibt jedoch auch Patienten, bei denen es trotz bestehender Durchgängigkeit des Bypasses zu keiner klinischen Besserung kommt und umgekehrt ist trotz Frühverschluss der Rekonstruktion eine klinische Verbesserung möglich.

Bei den meisten Patienten ist jedoch eine klinische Verbesserung mit der Durchgängigkeit des Implantates gekoppelt, so dass der Begriff Patency in der Klinik häufig gleich gesetzt wird mit der angestrebten postoperativen klinischen Verbesserung. Für die Erstellung einer präoperativen Prognose des Bypasses ist die Patency somit als das zentrale Kriterium anzusehen.

Zur standardisierten Beurteilung der postoperativen Patency wird von Rutherford die Erfüllung von mindestens einem der folgenden 5 Kriterien gefordert:

1. Die postoperative angiographische Darstellung durchgängiger Bypässe
2. Ein normalisierter oder um mindestens 0,1 Punkt gestiegener Limb - pressure - Index (Ankle-Brachial- Index)
3. Doppler-sonografischer Nachweis von Pulsen distal der Rekonstruktion
4. Palpable Pulse distal der Rekonstruktion
5. Nachweis der Durchgängigkeit mittels einer erneuten Operation

2.4. Der Rutherford-Index – ein Bewertungssystem der Widerstandsgefäße jenseits der distalen Anastomose implantierter Bypässe.

1986 veröffentlichte Rutherford eine Methode, bei der an Hand von präoperativen Angiogrammen die Abflussverhältnisse distaler Anastomosen femorokruraler und genualer Bypässe beurteilt wurden (34). Dabei werden die für die jeweilige distale Anastomose relevanten Widerstandsgefäße nach ihrer Bedeutung für den Abfluss unterschiedlich gewichtet. Der Stenosegrad wird mittels eines Schemas abgeschätzt und geht in die Berechnung mit ein. Beide Werte werden miteinander multipliziert. Außerdem wird ein Basalwiderstand berücksichtigt. Das Ergebnis ist der Rutherford-Index, welcher den Grad der Abflussbehinderung angibt. Ein Wert von 1 steht für weitgehend offene Abflussverhältnisse, ein Wert von 10 für den kompletten Verschluss der Widerstandsgefäße. Die Tabellen 2 und 3 zeigen detailliert die für die Berechnung des Rutherford-Index entscheidenden Faktoren.

Tabelle 2: Wichtung der Abflussgefäße der unterschiedlichen distalen Anastomosen

Distale Anastomose	Arteriensegment	Gewicht
A. poplitea	A. tibialis anterior	1
	A. tibialis posterior	1
	A.fibularis	1
	(mod. nach Peterkin: Arcus plantaris)	1
A. tibialis posterior	distale A. tibialis posterior	2
	Arcus plantaris	1
A. tibialis anterior	distale A. tibialis anterior	2
	Arcus plantaris	1
A. fibularis	Arcus plantaris	2
	Kollateralen zu den Aae. tibiales	1

Tabelle 3: Okklusionsgrad der betroffenen Arterien

Unterschenkelarterien	Faktor
– in überwiegender Länge verschlossen	3
– weniger als die halbe Länge verschlossen, Kollateralisierung	2,5
– 50-99% stenosierte	2
– 0-49% stenosierte	1
– weniger als 20% stenosierte	0
Arcus plantaris	Faktor
– nicht oder kaum kontrastiert	3
– partiell stenosierte	1,5
– durchgängig	0
Kollateralen zu den Aae. tibialis	Faktor
– nicht oder kaum kontrastiert	3
– partiell kontrastiert	1,5
– gut kontrastiert	0
– Basalwiderstand	1

Dieses Schema wurde modifiziert, nachdem Peterkin 1988 die Unterbewertung des Arcus plantaris im Vergleich zur A. fibularis kritisierte (35).

An Hand eines Beispiels soll die Berechnung dieses Index verdeutlicht werden: Abbildung 4 und 5 sollen die Erläuterungen ergänzen.

Es wird von einem geplanten Bypass auf die distale A. poplitea ausgegangen. Die entscheidenden Abflussgefäße werden gemäß ihres Okklusionsgrades bewertet. Die A. tibialis anterior weist einen kompletten langstreckigen Verschluss auf (Okklusionsgrad 3), die A. tibialis posterior zeigt eine Stenose von 50-99% (Okklusionsgrad 2) und der Arcus plantaris ist partiell stenosierte (Okklusionsgrad 1,5).

Anschließend wird die Wichtung der einzelnen Gefäße in ihrer Bedeutung für den Abfluss vorgenommen. Die A. tibialis anterior, A. tibialis posterior und Arcus plantaris werden in diesem Fall jeweils mit einem Wert von 1 bewertet.

Die für das jeweilige Gefäß ermittelten Werte werden miteinander multipliziert. Zu der Summe dieser errechneten Werte wird generell ein Basalwiderstand von 1 addiert. Das Ergebnis ist der Rutherford-Index. Er beträgt in diesem Beispiel 7,5.

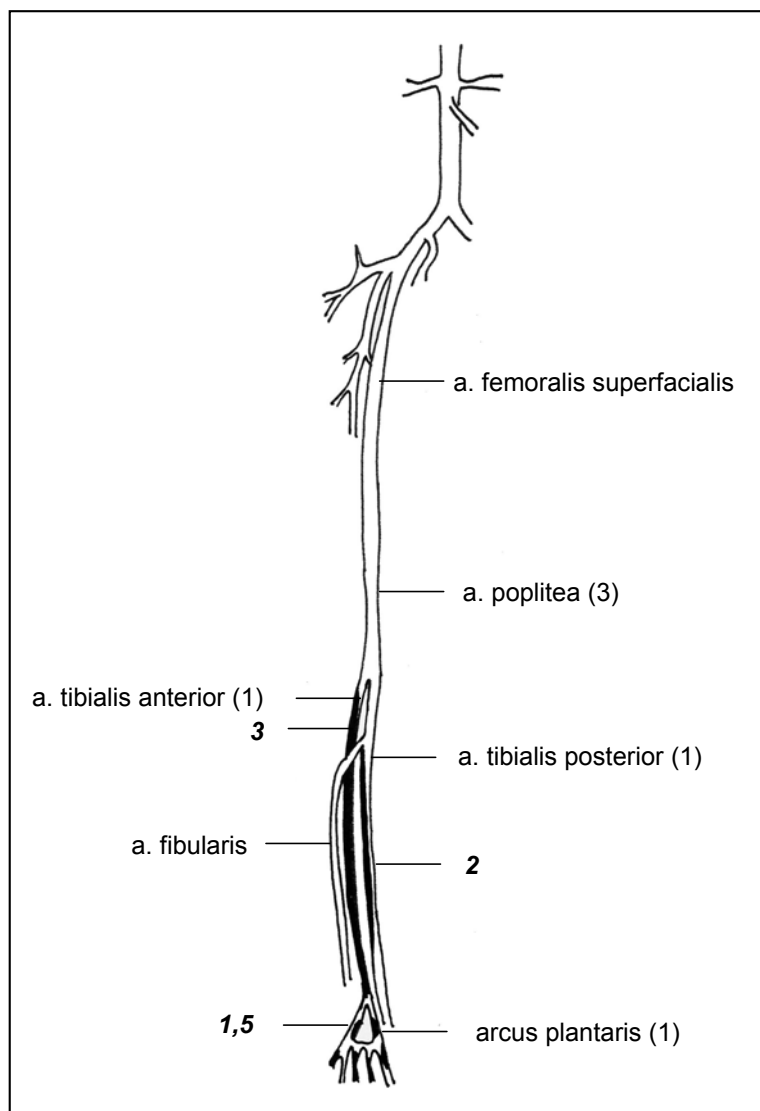


Abbildung 3: Beispiel zur Errechnung des Rutherford-Index für einen geplanten Bypass auf die distale A. poplitea. Die Zahlen in Klammern geben die Wichtung der jeweiligen Abflussgefäße, die fettgedruckten Zahlen den Okklusionsgrad an.

Angiographie		
Technik	1= Intraarterielle DSA 2= Angiographie 3= Intraarterielle DSA und Angiographie	<input type="text" value="2"/>
Angiographiebewertung		
Bewertung des zu operierenden Beines		
Aorta abdominalis	0,0=weniger als 20% Stenose	<input type="text" value=""/> , <input type="text" value=""/>
A. Iliaca	1,0=20-49% Stenose	<input type="text" value=""/> , <input type="text" value=""/>
A. femoralis superficialis	2,0=50-99% Stenose	<input type="text" value=""/> , <input type="text" value=""/>
A. femoralis profunda	2,5=weniger als in halber Länge verschlossen	<input type="text" value=""/> , <input type="text" value=""/>
A. poplitea (unter dem Knie)	3,0=in überwiegender Länge verschlossen	<input type="text" value=""/> , <input type="text" value=""/>
A. tibialis anterior		<input type="text" value="3"/> , <input type="text" value="0"/>
A. tibialis posterior		<input type="text" value="2"/> , <input type="text" value="0"/>
A. peronea (fibularis)		<input type="text" value=""/> , <input type="text" value=""/>
Arcus plantaris	0,0= durchgängig 1,5= partiell occludiert 3,0= nicht oder kaum kontrastiert	<input type="text" value="1"/> , <input type="text" value="5"/>
Kollateralen zu Aea. tibialis	0,0= durchgängig 1,5= partiell vorhanden 3,0= nicht oder kaum vorhanden	<input type="text" value=""/> , <input type="text" value=""/>

Rutherford-Index		
Lage der distalen Anastomose		
Kreuzen Sie bitte das Gefäß an <input type="checkbox"/> , auf dem die distale Anastomose positioniert ist. Dann tragen Sie die Angiographiebewertung hinter den jeweiligen Gefäßen ein und berechnen den Run-Off-Score gemäß dem vorgegebenen Schema.		
ankreuzen ↓	Angiographie bewertung ↓	Summe ↓
<input checked="" type="checkbox"/> A. poplitea infragenoidal		
A. tibialis anterior	1x.3.0.=	3, 0
+ A. tibialis posterior	1x.2.0.=	2, 0
+ Arcus plantaris	1x.1.5.=	1, 5
+ Basalwiderstand		1,0
Run-Off-Score		<input type="text" value=""/> <input type="text" value="7"/> , <input type="text" value="5"/>
<input type="checkbox"/> A. tibialis anterior		
A. tibialis anterior distal	2x.....=	,
+ Arcus plantaris	1x.....=	,
+ Basalwiderstand		1,0
Run-Off-Score		<input type="text" value=""/> <input type="text" value=""/> , <input type="text" value=""/>
<input type="checkbox"/> A. tibialis posterior		
A. tibialis posterior distal	2x.....=	,
+ Arcus plantaris	1x.....=	,
+ Basalwiderstand		1,0
Run-Off-Score		<input type="text" value=""/> <input type="text" value=""/> , <input type="text" value=""/>
<input type="checkbox"/> A. fibularis		
Arcus plantaris	2x.....=	,
+ Kollateralen zu Aae. tibialis	1x.....=	,
+ Basalwiderstand		1,0
Run-Off-Score		<input type="text" value=""/> <input type="text" value=""/> , <input type="text" value=""/>

Abbildung 4: Schema zur Errechnung des Rutherford-Index. Die eingefügten Zahlen sind ein Beispiel und beziehen sich auf Abbildung 3.

2.5. Physikalische und Physiologische Grundlagen

Das Verschlussrisiko im Bereich einer gefäßchirurgischen Rekonstruktion kann bei bekannten Zuflussverhältnissen und ermitteltem Abflusswiderstand zuverlässig abgeschätzt werden. Bei stark vereinfachter Betrachtung bestimmt der Strömungswiderstand R_i in einem Teil i des Gefäßsystems die lokale Perfusion entsprechend des "Ohmschen Gesetzes" der Hydrodynamik (11):

$$R_i = \frac{\Delta p_i}{\Phi_i} \left[\frac{Pas}{m^3} \right] \quad (1)$$

wobei Δp die Druckdifferenz zwischen dem Druck am Anfang (p_a) und dem Druck am Ende (p_e) des zu betrachtenden Gefäßabschnittes ist. Φ_i ist der Volumenstrom durch diesen Gefäßabschnitt.

Physikalisch ist der Strömungswiderstand auf die innere Reibung zwischen den in der Flüssigkeit aneinandergleitenden Teilchen zurückzuführen. Soll eine Flüssigkeit strömen, so muss eine treibende Kraft vorhanden sein, die der durch die Teilchenanziehung entstehenden Reibungskraft entgegengerichtet ist. Die durch die Teilchenanziehung entstehende Reibungskraft ist eine flüssigkeitsspezifische Konstante und wird dynamische Viskosität η [Pa s] genannt.

Eine Beziehung zwischen der Durchflussgeschwindigkeit und der Viskosität stellt das Hagen-Poiseuillesche Gesetz dar, zu dessen Herleitung man einen gegebenen Rohrdurchmesser $2R$, das Druckgefälle $p_a - p_e$ und die Länge l des Rohres annimmt. Dann wirkt auf eine zylindrische Flüssigkeitsschicht mit dem Radius r die Reibungskraft F_R

$$F_R = \eta(2\pi r l) \frac{dv}{dr} \quad (2)$$

Diese ist der durch das Druckgefälle verursachten treibenden Kraft F

$$F = (p_a - p_e) \pi r^2 \frac{v}{\nu} \quad (3)$$

entgegengerichtet und gleich groß ($F_R = F$)

$$-\eta(2\pi r l) \frac{dv}{dr} = (p_a - p_e) \pi r^2 \quad (4)$$

Daraus folgt:

$$dv = -\frac{(p_a - p_e)}{2\eta l} r dr \quad (5)$$

Abbildung 5 veranschaulicht die zur Herleitung des Hagen-Poiseuilleschen Gesetzes notwendigen Parameter.

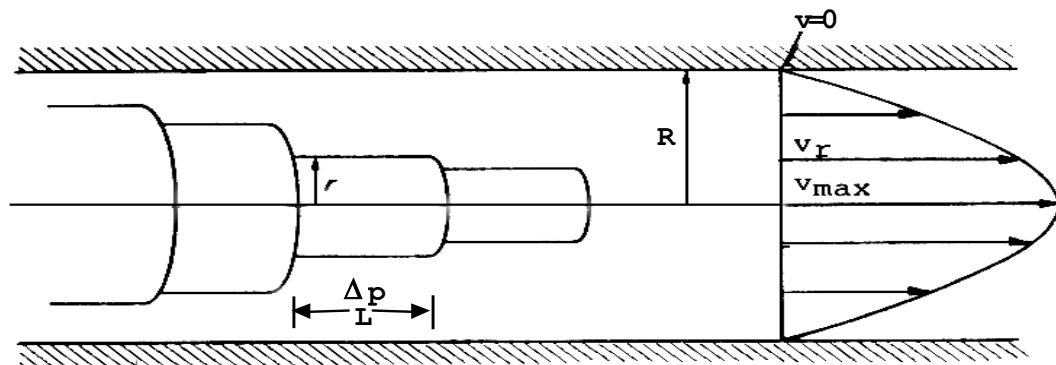


Abbildung 5: Schematische Darstellung der zur Herleitung des Hagen-Poiseuilleschen Gesetzes notwendigen Parameter in einem starren, geraden Rohr mit laminarem Geschwindigkeitsprofil.

Die Lösung der Differentialgleichung (5) mit den Randbedingungen $v = 0$ bei $r = R$ (Strömungsgeschwindigkeit an der Rohrwand) und $v = v$ in einer Entfernung $r = r$ von der Rohrachse ergibt die Strömungsgeschwindigkeit v als Funktion von r :

$$v = -\frac{(p_a - p_e)}{2\eta l} \int_{r=R}^r r dr = \frac{(p_a - p_e)}{4\eta l} (R^2 - r^2) \quad (6)$$

Daraus wird deutlich, dass die Strömungsgeschwindigkeit dem Quadrat des Durchmessers der Flüssigkeitsschicht direkt proportional ist. Berechnet man daraus das pro Zeiteinheit durch den Rohrquerschnitt πR^2 strömende Flüssigkeitsvolumen, die Durchflussgeschwindigkeit, ergibt sich das Hagen-Poiseuillesche Gesetz:

$$\Phi = \int_{r=0}^R (2\pi r) v dr = \int_{r=0}^R (2\pi r) \frac{(p_a - p_e)}{4\eta l} (R^2 - r^2) dr = \frac{\pi(p_a - p_e)R^4}{8\eta l} \quad (7)$$

Setzt man diesen Ausdruck für den Volumenstrom Φ in Gleichung (1) ein, so erhält man als Abhängigkeit des Strömungswiderstandes R von der Druckdifferenz Δp und dem Volumenstrom Φ

$$R = \frac{\Delta p}{\Phi} = \frac{8\eta l}{\pi R^4} \left[\frac{Pas}{m^3} \right] \quad (8)$$

Der Strömungswiderstand ist damit unabhängig von der Strömungsgeschwindigkeit und bei konstantem Gefäßradius R proportional der Druckdifferenz

$$R \times \Phi \sim \Delta p \quad (9)$$

Dabei gilt zu bemerken, dass der Strömungswiderstand umgekehrt proportional zur 4. Potenz des Gefäßradius ist, d.h. kleine Veränderungen des Gefäßdurchmessers bewirken eine große Veränderung des Strömungswiderstandes.

Das Hagen-Poiseuillesche Gesetz und seine hier beschriebenen Anwendungen gilt nur für Strömungen, welche ein parabolisches Geschwindigkeitsprofil aufweisen (Erfüllung von Gleichung (6)) und in denen es zu keiner Vermischung nebeneinander fließender Stromfäden kommt (37). Diese Strömungen werden laminare Strömungen genannt. Sie treten auf bei kleinen Gefäßdurchmessern und niedrigen

Durchflussgeschwindigkeiten. Werden diese Parameter größer, so kommt es lokal zu Instabilitäten durch Wirbel, welche bei weiterer Erhöhung der Durchflussgeschwindigkeit zur vollständigen Verwirbelung führen. Die Strömung wird turbulent. Unter welchen Bedingungen laminare und turbulente Strömung auftreten, ist durch die dimensionslose Reynoldszahl Re feststellbar

$$Re = \frac{2R\bar{v}d}{\eta} \quad (10)$$

Dabei ist $2R$ der Rohrdurchmesser, \bar{v} die mittlere Strömungsgeschwindigkeit, d die Dichte und η die Viskosität. Der Übergang von laminarer zu turbulenter Rohrströmung liegt für Blut bei einer Reynoldszahl von $Re \approx 2400$.

Die unterschiedlichen Strömungsformen sind in Abb. 6 gezeigt.

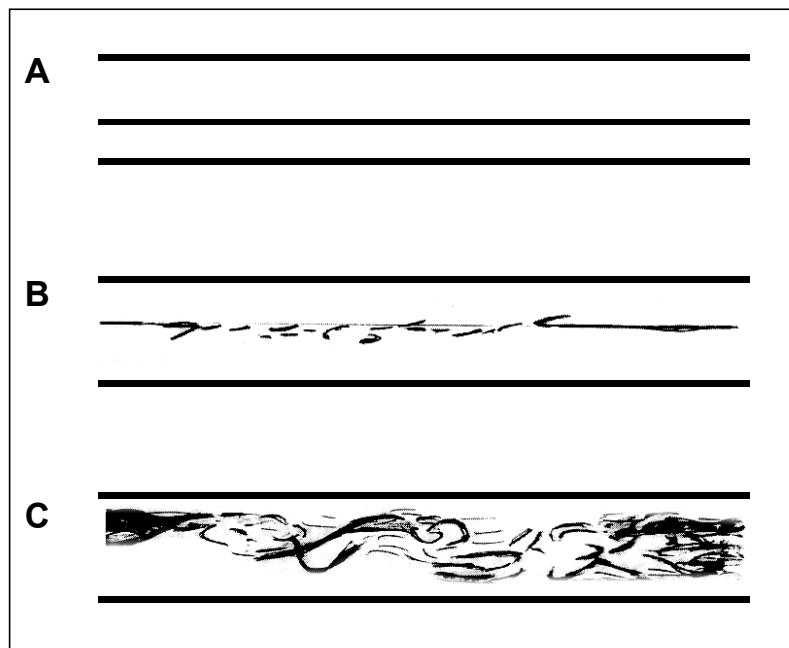


Abbildung 6: Modellaufnahmen der Strömungsformen. Mit Hilfe von Farbfäden wurden A) die laminare B) der Übergang zwischen laminar und turbulent und C) die turbulente Rohrströmung dargestellt.

Ein weiteres wesentliches Gesetz der Strömungslehre ist die Kontinuitätsgleichung, die besagt, dass bei einer vorgegebenen Volumenstromstärke die Flüssigkeit bei größeren Querschnitten entsprechend langsamer, bei kleineren Querschnitten entsprechend schneller strömen muss.

$$v_i = k \cdot \frac{1}{Q_i} \left[\frac{m}{s} \right] \quad (11)$$

v_i ist die lokale Geschwindigkeit, Q_i der lokale Querschnitt und k eine für das Stromgebiet spezifische Konstante.

Betrachtungen parallel oder hintereinander geschalteter Strömungswiderstände werden analog zu den Kirchhoffschen Gesetzen der Elektrotechnik behandelt (Abbildung 7).

Im Blutkreislauf sind Arterien, Arteriolen, Kapillaren, Venolen und Venen vielfältig hintereinander und parallel geschaltet.

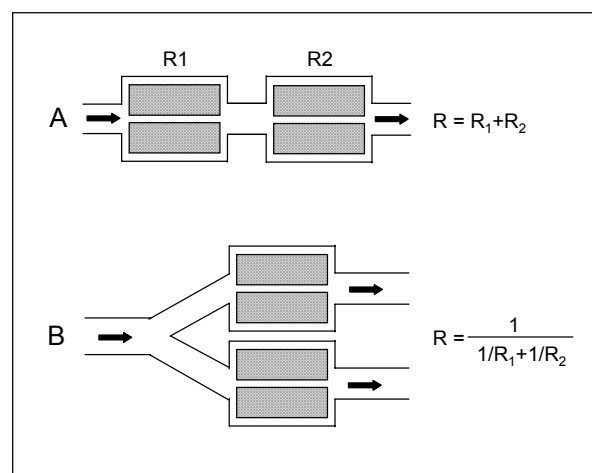


Abbildung 7: Addition von hintereinander und parallel geschalteten Widerständen

Die bisher dargestellten Berechnungen gelten nur für eine Strömung in starren Röhren mit Kreisquerschnitt, worin eine homogene Flüssigkeit gleichmäßig verteilter Viskosität unter laminaren Strömungsbedingungen fließt. Unter der Annahme im Gefäßsystem diese Bedingungen vorzufinden, müsste man zur Berechnung von Strömungswiderständen die Viskosität des Blutes, Durchmesser der einzelnen Gefäße, Länge der betrachteten Gefäßabschnitte und die Strombahnschaltungen kennen. Damit könnte abschnittsweise ohne Druck -und Flussmessung der lokale Gefäßwiderstand berechnet werden.

Diese idealisierten Voraussetzungen erfüllt das menschliche Gefäßsystem jedoch nicht (21). Gefäße sind nicht starr sondern extrem elastisch und stark verzweigt, ihr Durchmesser ist wegen der Elastizität der Gefäßwände variabel und abhängig vom Gefäßinnendruck. In den unterschiedlichen Teilkreisläufen ergeben sich je nach Gefäßquerschnitt unterschiedliche Teilkreislaufwiderstände. So beträgt der Querschnitt der Strombahn an der Aortenwurzel etwa 4 cm^2 , vergrößert sich auf etwa 3000 cm^2 im Kapillargebiet, um im venösen Teil des großen Kreislaufs wieder auf etwa 6 cm^2 abzunehmen. Die Durchflussgeschwindigkeit beträgt in der Aorta und im venösen Kreislauf ca. 18-20 cm/s, im Kapillargebiet jedoch nur ca. 0,03 cm/s. Besonders kompliziert wird die Berechnung des Widerstandes in Bereichen des Kapillargebiets, wo die Erythrozyten sich zum Passieren des Gefäßes teilweise verformen müssen (Abbildung 8).

Dadurch wird der Strömungswiderstand entsprechend der dabei verrichteten Verformungsarbeit erhöht. Passieren einzelne Erythrozyten hintereinander eine Kapillare, so kommt es zur Ausbildung einer Plasmagleitschicht, weshalb zur Berechnung des Widerstandes nicht die Viskosität des Blutes, sondern lediglich die des Plasmas eingesetzt werden muss.

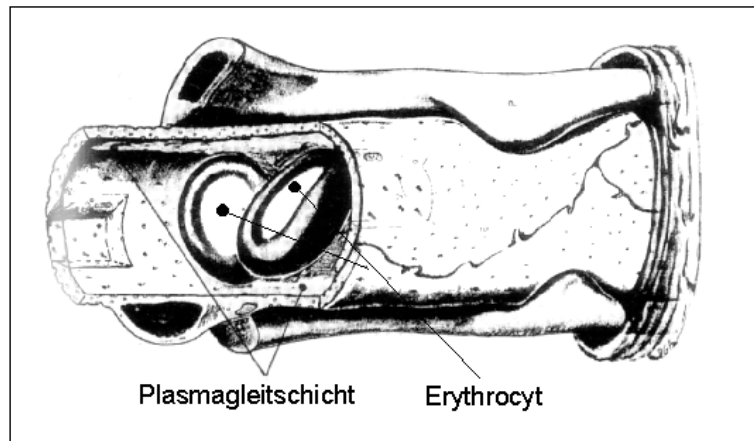


Abbildung 8: Erythrozyten passieren eine Koronarkapillare unter Ausbildung einer Plasmagleitschicht

Blut ist inhomogen, besteht aus Zellen und Serum, seine dynamische Viskosität ist variabel und zum Beispiel abhängig vom Hämatokrit. Während die Viskosität des Serums konstant ist, kann die Viskosität des Blutes je nach Hämatokrit um 50% schwanken (24).

Aus diesen Beispielen wird ersichtlich, wie komplex und heterogen die geometrischen Verhältnisse und Strömungsbedingungen im menschlichen Gefäßsystem sind. Sie erlauben nicht die auf idealisierten Bedingungen beruhende Anwendung der Gesetze der Hydrodynamik, so dass Kompromisse bei der Ermittlung von Gefäßwiderständen eingegangen werden müssen. Aus Gleichung (9) wird ersichtlich, dass bei konstantem Volumenstrom Φ der Widerstand proportional zur Druckdifferenz Δp ist. Speziell in der kruralen Gefäßchirurgie bietet sich die Möglichkeit, durch künstliche extrakorporale Perfusion eines Gefäßes mit einem vorgegebenen Volumenstrom Φ bei gleichzeitiger Differenzdruckmessung Δp den Widerstand R des nachgeschalteten Gefäßbettes zu errechnen.

2.6. Messmodell zur intraoperativen Bestimmung des Abflusswiderstandes

In Abbildung 9 ist die Messmethode schematisch dargestellt (18). An einer 20 ml Einwegspritze sitzt ein Dreiwegehahn, der mit einer Knopfkanüle und einem mit Flüssigkeit gefüllten Messkatheter verbunden ist. Das andere Ende des Katheters ist mit einem Druckaufnehmer gekoppelt. Die Knopfkanüle wird für die Messung über eine kleine Öffnung in das Gefäß geschoben und der an dieser Stelle herrschende Gefäßdruck abgelesen. Die druckproportionale Messspannung ist gleich $0V$.

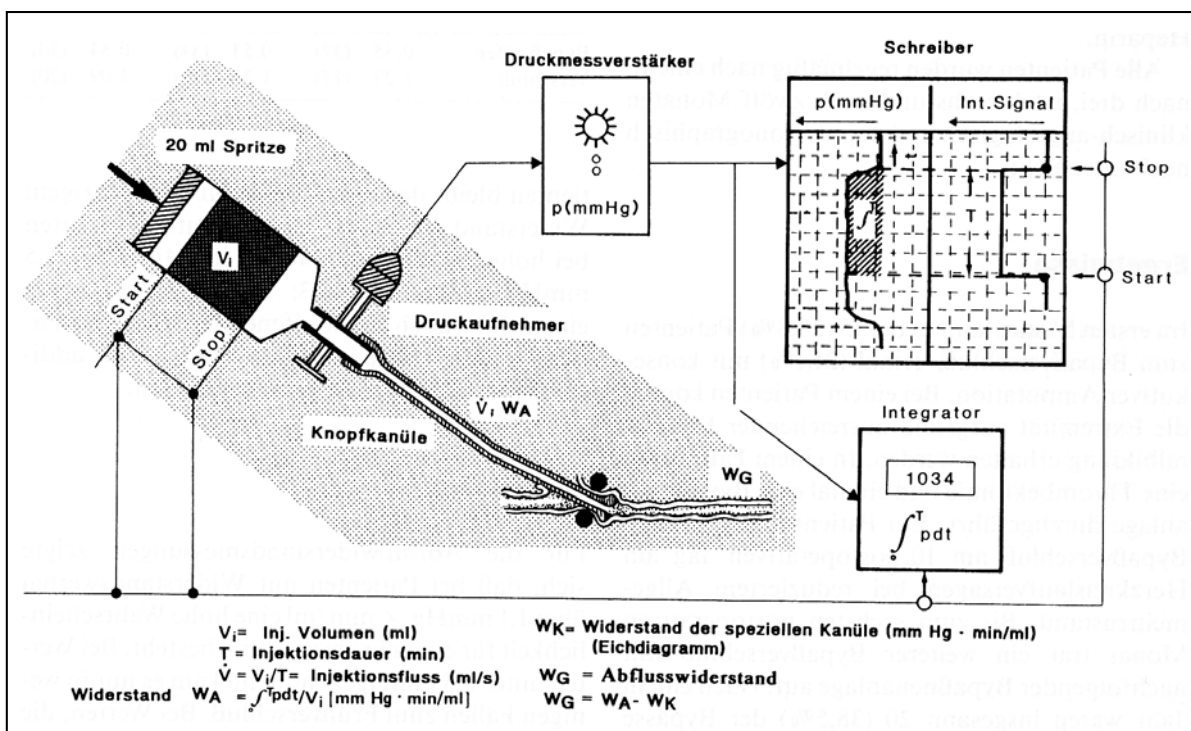


Abbildung 9: Schematische Darstellung der intraoperativen Widerstandsmessung

Zur Bestimmung des Abflusswiderstandes wird zuerst ein Bolus bekannten Volumens (5 oder 10 ml) in das Gefäß injiziert. Bei weiterer Volumenzuführung wird gleichzeitig das Messgerät gestartet und nach vollständiger Zugabe des definierten Volumens wieder gestoppt. Dadurch kann das Messgerät den Druckverlauf für dieses definierte Volumen integrieren und man erhält den Gefäßwiderstand in mmHg min/ml (22).

Da der Druckaufnehmer vor der Knopfkanüle sitzt, muss zur korrekten Bestimmung des Abflusswiderstandes einmalig der Kanülenwiderstand für verschiedene Volumenströme experimentell ermittelt und vom gemessenen Druck subtrahiert werden. Nach vollständiger Auswertung beträgt die Messungenauigkeit $\pm 10\%$. Zur Optimierung wurde deshalb ein automatisiertes Messsystem mit PC etabliert, welches die Bedienung stark vereinfacht und die Messungenauigkeit auf $\pm 2\%$ reduziert (17).

2.7. Die Life-Table-Analyse – eine Methode zur Verlaufsbeobachtung einer Therapie über einen längeren Zeitraum.

Bei der Untersuchung der postoperativen Verläufe nach Implantation einer Gefäßprothese ergibt sich das Problem, dass in einem langen Beobachtungszeitraum nicht alle Patienten über die volle Zeit kontrolliert werden können. Einige werden erst zu einem späteren Zeitpunkt in die Studie eintreten, andere werden aus unterschiedlichen Gründen vor Abschluss der Untersuchung ausscheiden.

Die Life-Table-Analyse, ein von Cutler and Ederer 1958 erstmals beschriebenes Verfahren (13), bietet die Möglichkeit, Patienten mit einer vergleichbaren Therapie über einen längeren Zeitraum zu beobachten. Dabei wird berücksichtigt, dass die Patienten zu unterschiedlichen Zeitpunkten mit der Therapie beginnen und auch über

unterschiedliche lange Zeitintervalle beobachtet werden. Aufgrund dieser Eigenschaften ist die Life-Table-Analyse zur Verlaufskontrolle der Patency nach arteriellen Rekonstruktionen sehr geeignet. Ein weiterer Bereich der Medizin, in dem die Life-Table-Analyse Anwendung findet, ist die Onkologie (z. B. Verlaufskontrolle von Chemotherapien).

Bei der Life-Table-Analyse erfolgt eine tabellarische Darstellung des Krankheitsverlaufes. In der Tabelle werden die Anzahl der untersuchten Patienten zu unterschiedlichen Zeitpunkten, die Anzahl offener und verschlossener Bypässe, die Anzahl der Patienten, die für die Studie verloren sind, die Patency-Daten und die Standardabweichung festgehalten (43).

Die bei der Erstellung einer Life-Table-Analyse verwendeten Begriffe sollen im folgenden kurz erklärt werden:

- Intervall:

Der gesamte Zeitraum der Verlaufsbeobachtung wird in Intervalle unterteilt. In jedem Intervall wird die Anzahl der Patienten in den einzelnen Kategorien festgestellt. Sie können unterschiedlich lang sein, dürfen sich jedoch nicht überschneiden. Es ist ratsam, zu Beginn der Beobachtung kürzere Intervalle zu wählen und diese zum Ende hin zu verlängern. Je kürzer und zahlreicher die gewählten Intervalle, desto präziser die gesamte Untersuchung.

- Anzahl der zu Beginn jedes Intervalls untersuchten Bypässe:

Zu Beginn des ersten Intervalls werden in dieser Kategorie alle an der Studie beteiligten Gefäßrekonstruktionen gezählt. In dem darauf folgenden Intervall muss davon die Anzahl der Bypass-Verschlüsse sowie der durch Tod oder andere Gründe im ersten Intervall verlorenen Patienten subtrahiert werden. In den folgenden Intervallen wird dementsprechend verfahren. In dieser Kategorie wird somit die Anzahl der zu Beginn jedes Intervalls offenen Bypässe dargestellt.

- Die Anzahl der Bypässe, die dem vollen Risiko ausgesetzt sind:

Unter der Voraussetzung, dass der Zeitpunkt des Ausscheidens von Patienten gleichmäßig über das Intervall verteilt ist, ist statistisch jeder Patient die Hälfte der Zeit dem Risiko ausgesetzt. Daraus ergibt sich:

Anzahl der Bypässe mit vollem Risiko = Anzahl der zu Beginn jedes Intervalls untersuchten Bypässe - $\frac{1}{2}$ Anzahl der verlorenen Bypässe.

- Anzahl der verschlossenen Bypässe:

In dieser Kategorie wird die Anzahl der in dem betreffenden Intervall festgestellten verschlossenen Rekonstruktionen dargestellt.

- Anzahl der Bypässe, die für die Studie verloren sind:

Die Dokumentation dieser Patienten endet in dem Intervall, in dem die letzte Untersuchung stattgefunden hat. Es gibt zwei Gründe, aus denen das Ausscheiden aus der Studie erfolgen kann:

Die *Anzahl der verlorenen Patienten (Lost to follow up)*, deren Verbleib und Zustand in dem betreffenden Intervall unbekannt ist, deren Bypass jedoch im letzten Intervall durchgängig war.

Die *Anzahl der verstorbenen Patienten*, bei denen der Tod in dem betreffenden Intervall eintrat und der Bypass zu diesem Zeitpunkt offen war.

- Intervall-Patency:

Die Wahrscheinlichkeit, dass ein Bypass im Verlauf eines Intervalls durchgängig bleibt, bezeichnet man als Intervall-Patency. Die Berechnung erfolgt mittels der Bestimmung der Intervall-Verschlussrate, welche den Quotienten aus der Anzahl der Verschlüsse und der Anzahl der dem Risiko ausgesetzten Bypässe darstellt. Die Intervall-Patency entspricht $1 -$ Intervall-Verschlussrate. Daraus folgt:

$$\text{Intervall - Verschlussrate} = \frac{\text{Anzahl der Verschlüsse im Intervall}}{\text{Anzahl der zu Beginn eines Intervalls untersuchten Bypässe} - 1/2 \text{ der verlorenen Bypässe}}$$

$$\text{Intervall-Patency} = 1 - \text{Intervall-Verschlussrate}$$

- Kumulative Patency:

Der Anteil der Bypässe, von dem zu Beginn eines Intervalls angenommen werden kann, dass er durchgängig ist, wird von der Kumulativen Patency erfasst. Ihre Berechnung erfolgt durch Multiplikation der Intervall-Patency und der Kumulativen Patency des vorhergehenden Intervalls und wird als Prozentwert angegeben. Unmittelbar nach der Implantation beträgt die Kumulative Patency 100%.

- Standardabweichung:

In jeder statistischen Auswertung ist die Ermittlung des Standardfehlers unerlässlich, um die Aussagekraft der ermittelten Werte beurteilen zu können. Die Berechnung erfolgt nach folgender Formel:

$$SE = 100 \times K \sqrt{\frac{(1 - K)}{N}} \quad (12)$$

mit K = Kumulative Patency und N = Anzahl der zu Beginn des Intervalls untersuchten Bypässe. Ein Standardfehler der größer als 10% ist bedeutet, dass die betreffenden Werte nicht mehr als aussagekräftig bezeichnet werden können.

- Life-Table Curve:

Zur Veranschaulichung werden die Werte für die Kumulative Patency in einem Diagramm gegen die Zeit aufgetragen. Dabei kann die Standardabweichung in Form von Fehler-Balken mit eingebracht werden, so dass für den jeweiligen Zeitpunkt die Aussagekraft des dargestellten Wertes unkompliziert abzulesen ist.