

Wiener Medizinisches Curriculum

Unterlagen zur Vorlesung und zum Demonstrations-Praktikum

Physikalische Grundlagen der Kreislauf-Dynamik

Prof. H. Schima
Inst. für Biomedizinische
Technik und Physik
AKH- Ebene 4L

Prof. L. Schmetterer
Inst. für Medizinische Physik
Währinger Str. 13

Fakultät für Medizin, Universität Wien

Verwendung nur für Studierende der Universität Wien zum privaten Gebrauch!
Jeder andere Gebrauch ist ausdrücklich untersagt!

Die Abbildungen wurden u.a. folgenden Büchern entnommen, die wir auch als weiterführende Literatur empfehlen:

1. Schmidt/Thews/Lang: Physiologie des Menschen, Springer; 28.Auflage 498-507, erweitert bis 560
2. Fercher: Medizinische Physik, Springer; 2. Auflage 174-224
3. A. Guyton: Textbook of medical physiology; Saunders (Standardwerk, aber sehr ausführlich)

Ziele der Vorlesung und des Praktikums:

- Vertiefung des Verständnisses für Druck, Fluß, Strömungswiderstand
- Was ist überhaupt Flüssigkeitsdruck, wie hängen Druck und Beanspruchung der Herz- und Gefäßwände zusammen (Wesentlich für Pumpversagen des Herzens, Hypertonie, Aneurysma)
- Was geschieht in einer strömenden Flüssigkeit, an Abzweigungen, an der Wand (Wesentlich für Plaquebildung und Gefäßverschluß).
- Wie hängen Strömungsgeschwindigkeit und Gefäßdurchmesser zusammen, wodurch entsteht Druckabfall im Gefäß, wie teilen sich Strömungsmengen auf (Minderperfusion, Infarkt, Blutdruck-Störungen).
- Wie lassen sich Blutdruck und Blutfluß messen, welche Meßfehler muß man vermeiden?

1. Druck

Definition

Auf einen Körper wirkende Kräfte (F) verteilen sich auf eine gewisse Fläche (A). Wirkt diese Kraft normal auf die Fläche so gilt:

$$\text{Druck } p = F/A$$

Im Gegensatz zur Kraft ist der Druck eine nicht gerichtete Größe (Skalargröße).

Der Druck in einer Flüssigkeit setzt sich aus mehreren Komponenten zusammen:

Äußerer Druck auf die stillstehende Flüssigkeit (Hydrostatischer Druck) :

Der Druck der von außen auf die Flüssigkeit wirkt. Er breitet sich in der Flüssigkeit gleichmäßig aus und wirkt nach allen Seiten gleich (sonst kommt es zu ausgleichenden Strömungsvorgängen, siehe unten)

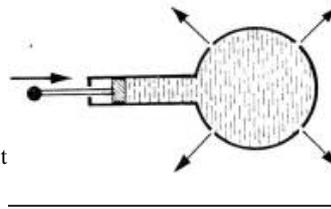


Bild 1: Druckausbreitung bei Schwerelosigkeit
(aus Schreiner: Physik)

Schweredruck

Durch die Gravitation besitzt jeder Körper eine Gewichtskraft, mit der dieser auf seine Unterlage drückt. Der Schweredruck nimmt proportional zur Massendichte (ρ) und der Höhe der Flüssigkeitssäule nach unten zu und ist gegeben durch:

$$p = \rho \cdot g \cdot h$$

wobei g die Gravitationskonstante und h der Abstand vom Flüssigkeitsspiegel zum Messpunkt ist.

Der Schweredruck entspricht in gewissem Sinn der Lageenergie fester Körper ($E=mgh$).

Dieser sogenannte Schweredruck spielt auch im menschlichen Körper eine wesentliche Rolle. In den Blutgefäßen nimmt der Druck demnach von oben nach unten in vertikaler Richtung zu (Bild 2)

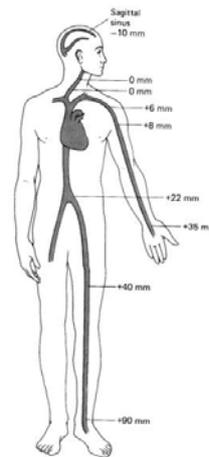
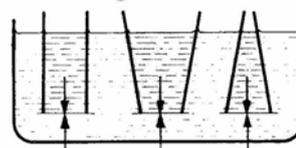


Bild 2: Auswirkung des Schweredrucks auf die Venendrucke im stehenden Menschen (Angaben in mmHg, aus Guyton)

Der Schweredruck ist aber unabhängig von der über dem Meßpunkt befindlichen Flüssigkeitsmasse, d.h. ob eine breite oder schmale Flüssigkeitssäule den Druck erzeugt.



Hydrostatisches Paradoxon;
in jedem Gefäß wirkt dieselbe Boden-druckkraft

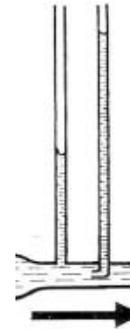
Dynamischer Druck = Staudruck

Strömt eine Flüssigkeit gegen ein Hindernis, ergibt sich ein Staudruck, der der Bewegungsenergie in der bewegten Flüssigkeit entspricht (Bild 4):

$$p = \rho v^2 / 2$$

(in Analogie zur kinetischen Energie fester Körper $E = mv^2/2$)

Bild 4: Staudruck



Einheiten des Drucks

Die Einheit des Drucks ergibt sich entsprechend der Definitionsgleichung zu:

$$[p] = 1 \text{ N} \cdot \text{m}^{-2} = 1 \text{ kg} \cdot \text{m}^{-1} \cdot \text{s}^{-2} = 1 \text{ Pascal} = 1 \text{ Pa}$$

Dies ist die genormte SI-Einheit des Drucks, die in den technischen Wissenschaften verwendet wird. Das Pascal ist eine sehr kleine Einheit (der mittlere Umgebungsluftdruck beträgt beispielsweise 1 physikalische Atmosphäre = 101325 Pa). In der Medizin haben sich historisch gewachsene Einheiten auch deshalb erhalten, weil sie in der klinischen Anwendung anschaulichere Zahlen ergeben:

Es sind dies:

- *mmHg* oder *Torr* (diese Einheit geht auf die erste Messung des Luftdrucks mit einem mit Quecksilber gefüllten Rohr zurück Toricelli Versuch) und das
- *cmWS* (Wassersäule, für niedrige Drücke wie Beatmung verwendet). Sie werden aus dem Schweredruck der Flüssigkeitssäulen der jeweiligen Stoffe hergeleitet - Quecksilber hat eine 13,3 mal höhere Dichte als Wasser.

Es gilt: $100000 \text{ Pa} = 750 \text{ mmHg} = 1019,7 \text{ cm WS}$
bzw in Umrechnung: $1 \text{ mmHg} = 1,33 \text{ cm WS} = 133,3 \text{ Pa}$

Neben diesen Einheiten wird der Druck auch teilweise in den veralteten Einheiten $1 \text{ bar} = 10^5 \text{ Pa}$ oder $1 \text{ physikalische Atmosphäre} = 1 \text{ atm} = 760 \text{ mmHg} = 101325 \text{ Pa}$ (entspricht dem Luftdruck unter Normalbedingungen) angegeben.

Absoluter, relativer Druck und Differenzdruck

Bei der Angabe eines Druckes ist immer wichtig zu wissen, gegen welchen Außenbezug er angegeben wird.

Der *Absolute Druck* ist gegenüber dem Vakuum angegeben, er wird mit einem Barometer gemessen.

In der Medizin weit wichtiger ist der *Relative Druck*, der gegenüber dem Umgebungsluftdruck gemessen wird, da die unter Druck stehenden Organe ja oft gegenüber dem anliegenden Außendruck beansprucht werden. Er wird mit dem Manometer gemessen.

Als *Differenzdruck* wird der Druck zwischen zwei Meßpunkten bezeichnet, für seine Messung wird ein Meßgerät mit zwei Anschlußschläuchen benötigt.

Druckmessung:

Bei der direkten Druckmessung werden Rohre, Kanülen oder Katheter an das Gefäß, in dem der Druck gemessen werden soll, angeschlossen, um eine direkte Verbindung mit dem Manometer herzustellen.

Beim *Säulenmanometer* wird ein U-förmig gebogenes Glasrohr, welches mit einer Flüssigkeit gefüllt ist, mit dem Behälter verbunden. Aus der Steighöhe h der Flüssigkeitssäule kann dann der Druck im Volumen abgelesen werden (siehe Abbildung 5). Die Messungen mit Säulenmanometern sind zwar verlässlich und präzise, jedoch träge, so daß schnellere Änderungen des Drucks nicht erfaßt werden können.

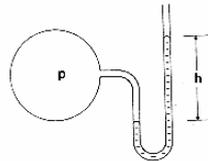


Bild 5
U-Rohr-Manometer. Die Flüssigkeitssäule befindet sich im Gleichgewicht. Der auf die Flüssigkeitsoberfläche im linken Schenkel wirkende zusätzliche Druck p hat daher die Größe $p = \rho \cdot g \cdot h$, mit ρ = Massendichte der Flüssigkeit im Manometer

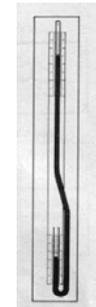
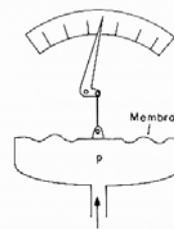


Bild 6: Toricellibarometer (Rohr oben geschlossen, Vakuum!)

Beim mechanischen *Membranmanometer* besteht eine Wand der Meßkammer aus einer Membran. Diese Meßkammer wird mit dem zu messenden Druckraum verbunden. Da zwischen Meßkammer und Außenraum eine Druckdifferenz besteht, verformt sich die Membran. Durch Anbringung eines Zeigers kann diese Verformung quantifiziert werden (Abbildung 7).



Mechanisches Membranmanometer. Die vom Meßdruck p hervorgerufene Verschiebung der Membran bewegt den Zeiger



Bild 8: Elektrischer Einmaldruckaufnehmer mit genormten Schlauchanschlüssen vor einer Schachtel mit Sensor-Elementen.

Beim elektrischen Druckaufnehmer wird die Verformung der Membran an einen elektrischen Sensor übertragen, der durch die Dehnung den Widerstand ändert. Derartige Sensoren werden heute aus Hygienegründen als Einmal-Artikel für invasive Messungen auf der Intensivstation verwendet (Abb. 8).

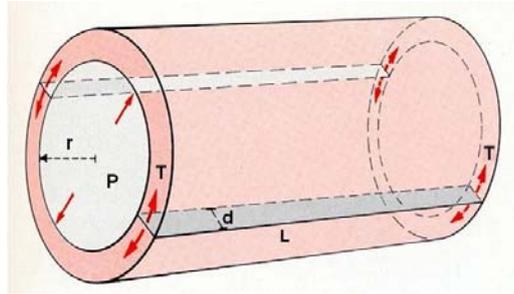
Im menschlichen Kreislauf kann der Druck mit Kathetern gemessen werden. Durch perkutane Punktion einer Arterie wird der Katheter an die Meßstelle geführt. Das Manometer ist direkt am externen Ende des Katheters angeschlossen (siehe Übungen im Anhang).

Spannung in der Gefäßwand, Laplace-Gesetz:

Steht ein Gefäß unter Druck, muß die Gefäßwand eine Kraft aufbringen, um ein Zerreißen des Gefäßes zu verhindern. Dies führt zu einer Zugspannung in der Wand.

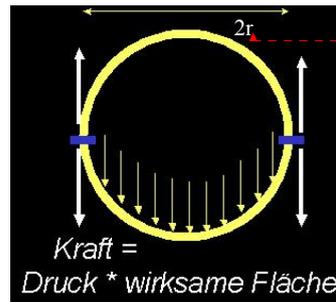
Bei als konstant angenommener Dicke der Wand (was in der Praxis selten der Fall ist), gilt für das zylindrische Rohr:

Kraft = Innendruck mal projizierte Fläche $2r \cdot L$
 (L=Gefäßlänge)
 oder bei Division durch die Rohrlänge und Wanddicke



$$\sigma = \frac{p \cdot r}{d}$$

wobei σ die Wandspannung ist und die Einheit eines Drucks $[N/m^2]$ aufweist
 Aus Bild 9b geht hervor, daß die wirksame Fläche mit dem Radius zunimmt, und die Wandspannung in den Wänden links und rechts als gegenhaltende Kraft auftritt.



Formatiert: Schriftartfarbe: Weiß

Bild 9: Druck- und Wandkräfte

Kommentar [MS1]: Zum besseren Verständnis hier ein Bild mit eingezeichnetem Radius, Spannung usw. (Aus dem Internet – modifiziert)

Für die Kugel (und näherungsweise für das Herz) gilt dasselbe Gesetz mit einem zusätzlichen Faktor 2 im Nenner

$$\sigma = \frac{p \cdot r}{2 \cdot d} \quad \text{für die Kugel.}$$

In der Praxis kommt es gleichzeitig mit der Dehnung bei konstant bleibender Materialmenge zu einer Ausdünnung der Wand, wodurch die Beanspruchung = Spannung noch stärker ansteigt.

Dies hat bedeutende klinische Konsequenzen, z.B.:

- Bei Aneurysmen steigt die Wandspannung mit wachsendem Durchmesser und zunehmender Ausdünnung der Wand stark an. Über einem kritischen Durchmesser kommt es oft zu rapider Progression und plötzlicher Ruptur.
- Ein großes Herz (z.B. Dilatation bei Herzmuskelschwäche, aber auch Sportlerherz durch hohe Volumenflußbelastung) erfährt bei gleichen Druckverhältnissen eine weit höhere Wandbeanspruchung als ein Herz normaler Größe. Gelingt es bei Herzversagen, die Dilatation zu reversieren (pharmakologisch oder im Extremfall auch mit Blutpumpe), so kann diese Verkleinerung eine entscheidende Verbesserung der Pumpfunktion bringen.

Da die Gefäßwand elastisch ist, ergibt sich durch die höhere Wandspannung eine Dehnung, wobei der Zusammenhang zwischen Wandspannung und Dehnung stark nicht linear ist (Bild 10). Dadurch haben die Gefäße auch eine druckabhängige Speicherwirkung (Compliance), die insbesondere bei der Aorta wesentlich zur Formung des zeitlichen Druckverlaufs beiträgt (Windkessel-Wirkung). Bei atherosklerotischer, versteifter Aorta ist der Druckunterschied zwischen Systole und Diastole wesentlich höher als beim gesunden Probanden!

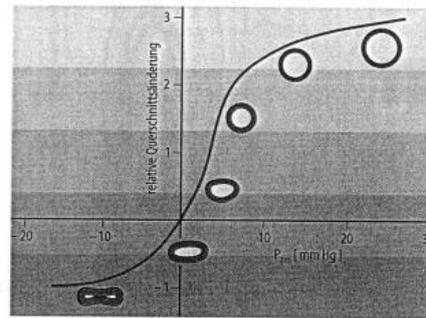


Bild 10: Dehnung einer Vene in Abhängigkeit vom Innendruck, stark nichtlinear! (aus Schmidt)

2. Fluß:

Grundbegriffe: Strömungsgeschwindigkeit und Volumenstrom:

Fließt eine Flüssigkeit durch ein Rohr, so ist die wichtigste Kenngröße die durchlaufende Menge (V) pro Zeiteinheit angegeben, der sogenannte Volumenstrom (Q):

$$Q = dV/dt$$

Er wird nach SI-System in m^3/sec angegeben, in der Medizin verwendet man meist anschaulichere Einheiten: Liter/min, mL/sec (typische Werte aus dem Kreislaufsystem: Aorta 5 L/min, li Koronararterie 200mL/min)

Die Geschwindigkeit im Rohr ist dabei aufgrund der Reibung in der Mitte höher als am Rand (siehe unten). Aus der Rohr-Querschnittsfläche (A) und dem Volumenstrom läßt sich eine mittlere Strömungsgeschwindigkeit v_{mittel} berechnen:

$$v_{mittel} = Q/A$$

Dabei ist zu beachten, daß bei einer pulsatilen Strömung die örtlich gesehene mittlere Strömungsgeschwindigkeit sich zeitabhängig ändert! Genaugenommen muß man also zwischen örtlicher Mittelwert und zeitlicher Mittelung unterscheiden. Sprachlich ungenau versteht man oft unter mittlerer Strömungsgeschwindigkeit den zeitlichen und örtlichen Mittelwert.

Kontinuitätsgleichung

Flüssigkeiten sind nahezu inkompressibel. Deshalb fließt durch den Querschnitt eines starren Rohrs im selben Zeitintervall (Δt) dasselbe Fluidvolumen (ΔV), also bleibt die Volumenstromstärke $Q = \Delta V/\Delta t$ entlang eines sich nicht verzweigenden Gefäßes konstant.

Für hintereinander liegende Gefäßabschnitte bedeutet dies, daß die Flüssigkeit durch kleine Gesamt-Querschnitte (zB Aorta) schneller fließt als durch große Gefäßquerschnitte (zB Gesamtquerschnitt der Kapillaren):

$$I_1 = A_1 \cdot v_1 = I_2 = A_2 \cdot v_2 \quad (\text{Kontinuitätsgleichung})$$

Dabei sind A_1 und A_2 die beiden Querschnittsflächen der Gefäße und v_1 und v_2 die beiden Strömungsgeschwindigkeiten (siehe Abbildung 11). Dementsprechend gilt

$$v_1/v_2 = A_2/A_1$$

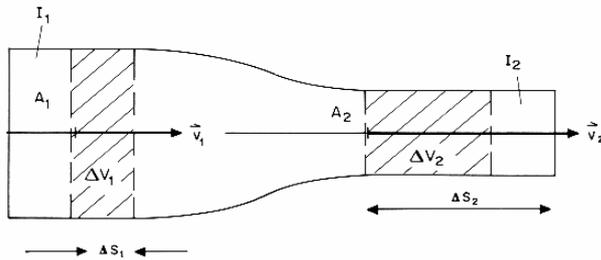


Abb 11: Kontinuitätsbedingung: $\Delta V_1 = v_1 \cdot A_1 \cdot \Delta t = \Delta V_2 = v_2 \cdot A_2 \cdot \Delta t$ oder die Volumenstromstärke $I = \Delta V / \Delta t$ ist konstant

Diese Gleichung ist auch für die Diagnostik von Stenosen wesentlich, da aus der Bestimmung der Strömungsgeschwindigkeitsunterschiede auf den Grad der Verengung geschlossen werden kann.

Eine Betrachtung der Strömungsgeschwindigkeiten in verschiedenen Gefäßabschnitten läßt auch den inversen Zusammenhang zwischen Strömungsgeschwindigkeit und Gefäßquerschnittfläche erkennen:

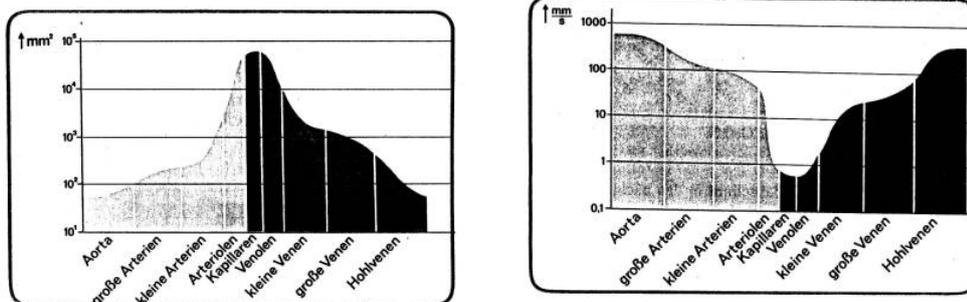


Abb 11: Gesamtquerschnittsfläche des Gefäßbaums und Blutgeschwindigkeit in den Gefäßabschnitten

Im Falle von Rohrverzweigungen gilt die Kontinuitätsgleichung entsprechend aller parallel liegenden Gefäße (auch 1. Kirchhoff'sche Regel genannt) :

$$I_1 = I_2 + I_3 + I_4$$

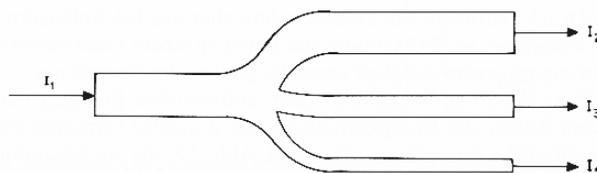


Abb 12: Zur Kontinuitätsgleichung bei einer Rohrverzweigung. Bei starren Rohren muß die Summe der zufließenden gleich der Summe der abfließenden Volumenstromstärken sein

Im menschlichen Kreislauf ist die Kontinuitätsbedingung nur annähernd erfüllt, da die Gefäßwände elastisch sind. Nimmt während der Systole der intravasale Druck zu dehnen sich die Gefäße dementsprechend aus.

Aus der Kontinuitätsgleichung sieht man, daß in Stenosen die Blutflußgeschwindigkeit steigt. Ist durch eine Stenose der Innendurchmesser eines Blutgefäßes auf $\frac{1}{4}$ des Durchmessers eingengt, so ist die Geschwindigkeit entsprechend der Kontinuitätsgleichung auf das 16-fache erhöht. Folglich steigen die mechanischen Scher-Kräfte an der Gefäßwand in Stenosen stark an.

Reibungsfreie Strömung, Bernoulli Gleichung

Der Gesamtdruck in einer Flüssigkeit ergibt sich aus der Summe der vorher besprochenen drei Druckarten: Hydrostatischer Druck, Schweredruck und kinetischer Druck. Geht keine Energie durch Reibung verloren (was der Idealfall wäre), dann bleibt die Summe dieser drei Drücke konstant:

Hydrostatischer Druck + Schweredruck + Dynamischer Druck = konst,

$$p_{\text{hydrost}} + \rho gh + \frac{1}{2} \cdot \rho \cdot v^2 = \text{konst} \quad (\text{Bernoulli-Gleichung}).$$

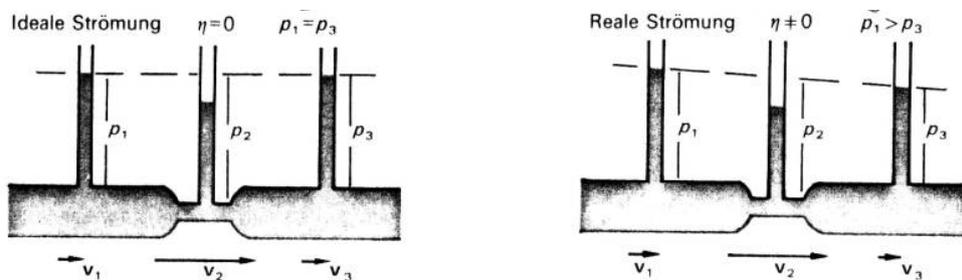


Abb 12: Bernoulli-Gesetz für inkompressible Strömung, links ohne, rechts mit Reibungsverlusten

Das bedeutet, daß in Verengungen der statische Druck geringer ist, was z.B. bei komprimierten Gefäßen zum intermittierenden Kollabieren ("Flattern") führen kann (wesentliches Element der Riva-Rocci-Manschetten-Blutdruckmessung).

Hinter Stenosen oder verengten Herzklappen kann es bei der Umwandlung der kinetischen Energie in eine hydrostatische Druckenergie wieder zu einer Druck-Erhölung kommen, die umso größer ist, je weniger Reibung und Wirbelverluste eine Rolle spielen.

3. Die reale Strömung der viskösen Flüssigkeit:

Viskosität und innere Reibung:

In der Realität haften Flüssigkeitsmoleküle an den Wänden (Adhäsion) und auch aneinander (Kohäsion), wobei bei einer Bewegung von Flüssigkeitsschichten gegeneinander Reibung auftritt.

Die Größe dieser Reibung hängt vom Geschwindigkeitsunterschied zwischen den einzelnen Flüssigkeitsschichten ab:

Schergeschwindigkeit dv/dx (gemessen in 1/s)

Bewegt man eine Platte mit der Fläche A über einer Flüssigkeitsschicht, benötigt man eine Kraft die von der Zähigkeit = Viskosität der Flüssigkeit abhängt:

$$F = \eta * A * (dv/dx)$$

η = Dynamische Viskosität gemessen in Pa*s

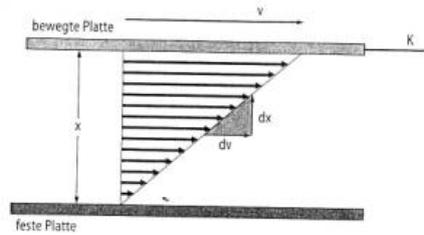


Bild 13: Scherströmung zwischen bewegter und fester Platte

Die Viskosität ist für jede Flüssigkeit unterschiedlich, hängt aber auch stark von der Temperatur ab. Mit steigender Temperatur sinkt die Viskosität.

Für "einfache" Flüssigkeiten ist sie unabhängig von der Schergeschwindigkeit: Derartige Flüssigkeiten wie zB. Wasser nennt man *Newtonsche Flüssigkeit*

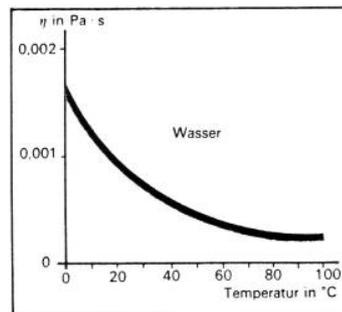


Bild 14: Temperaturabhängigkeit der Viskosität von Wasser

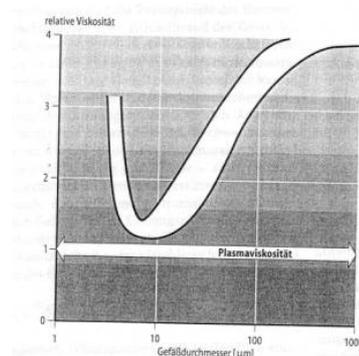
Insbesondere für Mehrphasenflüssigkeiten oder korpuskuläre Mischungen ergeben sich aber sehr komplexe Interaktionen der Teilchen untereinander, die Viskosität hängt dann auch von der Schergeschwindigkeit ab: Blut ist eine *nicht-Newtonsche Flüssigkeit*:

- Bei hoher Scher-Geschwindigkeit des Blutes in großen Gefäßen beträgt die Viskosität typisch 0,0035 bis 0,0038 Pa*s, ist also etwa 3,5 mal höher als die von Wasser.
- Bei niedriger Scher-Geschwindigkeit steigt die Viskosität stark an, auch weil Erythrozyten unter der Wirkung hochmolekularer Plasmaproteine aggregieren und geldrollenähnliche Formationen bilden.

ABER: In kleinen Gefäßen und Kapillaren kommt es aufgrund der besonderen Abrolleigenschaften der Erythrozytenmembran, der Abfederung durch die gefäßauskleidende Glycokalix, und Zentrierungseffekte der Teilchen in der Mitte des Gefäßes zu einem massiven Absinken der effektiven Viskosität, wodurch die Reibung in den Kapillaren beträchtlich verringert wird.

Die effektive Viskosität des Blutes sinkt in kleinen Gefäßen fast auf die des Wassers ab(Fahraeus-Lindqvist-Effekt)! Bei etwa 4-10 μm ist die minimale Viskosität erreicht, darunter steigt sie stark an, weil die Kapillardurchmesser die Größe der Blutbestandteile unterschreiten.

Bild 15: Fahraus-Lindqvist-Effekt



Laminare und turbulente Strömung, Reynoldszahl:

Durch die Wechselwirkung mit der Wand nimmt die Strömungsgeschwindigkeit gegen die Gefäß-Mitte hin zu.

Unter einer kritischen Geschwindigkeit (dem turbulenten Umschlagpunkt) laufen die Partikel parallel nebeneinander her (laminare Strömung, Lamina= Schicht, Bild 16)

Für die laminare Strömung gilt: $v_{\text{mean}} = 0,5 * v_{\text{max}}$

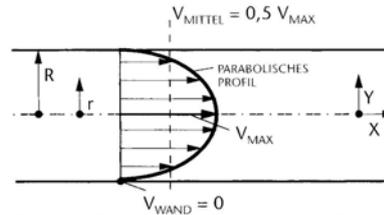


Bild 16: Laminares Strömungsprofil

Bei höheren Geschwindigkeiten taumeln die einzelnen Teilchen durcheinander, es kommt zu höherer Mischung und Reibung und zu einer Abflachung des Geschwindigkeitsprofils (Bild 17)

Turbulente Strömung : $v_{\text{mean}} \approx 0,8 * v_{\text{max}}$

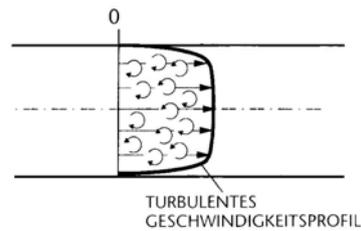


Bild 17: Turbulentes Geschwindigkeitsprofil

Der Umschlagpunkt von laminarer zu turbulenter Strömung, wenn also die Teilchen durcheinander zu taumeln beginnen, hängt von der Geschwindigkeit (v), dem Rohrdurchmesser (d), der Viskosität (η) und dem spezifischen Gewicht (ρ) der Flüssigkeit ab:

Dies wird durch die Reynoldszahl beschrieben:

$$Re = v * d * \rho / \eta$$

Wenn $Re < 2500$ ist, ist die Strömung laminar, bei höheren Reynoldszahlen schlägt die Strömung um.

Im Gefäßsystem kommt turbulente Strömung üblicherweise nur an Stenosen vor. (Demgegenüber zu unterscheiden sind Wirbelbildungen aufgrund von Strömungsablösungen wie zum Beispiel an Gefäßerweiterungen wie dem Bulbus Caroticus, die auch laminar sein können).

Rohrströmung mit reibungsbedingtem Druckabfall, Gesetz von Hagen-Poiseuille:

Durch die Reibung an der Wand und innerhalb der Flüssigkeit entsteht ein Druckabfall:

Für laminare Strömungsverhältnisse gilt für diesen Druckabfall:

$$\Delta P = \frac{8 \cdot Q \cdot \eta \cdot l}{\pi \cdot r^4} \quad (\text{Gesetz von Hagen-Poiseuille})$$

(ΔP Druckabfall [Pa], Q Fluß [L/min], η Viskosität [Pas], l Länge des Schlauchs [m], r Gefäß-Radius [m])

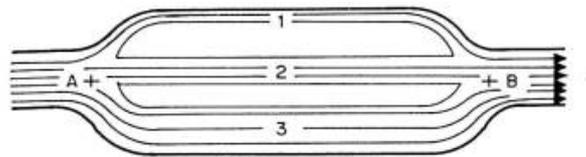
Der Druckabfall steigt also linear mit Fluß, Viskosität und Länge, aber mit der vierten Potenz (!) einer Reduktion des Gefäßradius.

Das hat große Bedeutung für die klinische Praxis:

- Bei einer Stenose steigt der Druckabfall mit verkleinertem Radius unverhältnismäßig stark an, der Infarkt kommt dann sehr plötzlich!
- Bei Kanülen mit stärkerem Fluß (zB Dialyse) ist ein großer Innen-Durchmesser entscheidend, Kanülen müssen möglichst dünnwandig sein, die Gefäßzugänge möglichst großlumig.

Auswirkung des Druckabfalls auf Parallel- und Hintereinanderschaltungen von Gefäßen:

Bei parallel verlaufenden Gefäßen gilt:
Die Volumensströme in den einzelnen
Rohren sind umgekehrt proportional
zu den Rohrwiderständen
(2. Kirchhoff'sches Gesetz).

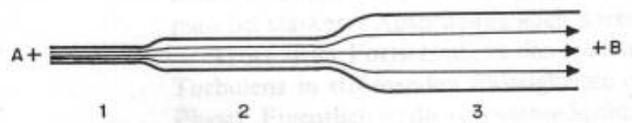


$$I_{\text{ges}} = I_1 + I_2 + I_3 = \Delta p/R_1 + \Delta p/R_2 + \Delta p/R_3$$

Bild 18: Parallelschaltung von Gefäßen: Der Volumenfluß stellt sich umgekehrt proportional zum Rohrwiderstand des jeweiligen Abschnittes ein.

In der Praxis kann das z.B. bedeuten, daß nach Einrichtung eines Bypass das bereits verengte Originalgefäß nur mehr wenig durchströmt wird und daher thrombosiert. Umgekehrt muß eine parallelgeschaltete Überbrückung zur Entfaltung ihrer Wirkung immer genügend großlumig ausgelegt sein.

Bei der Hintereinanderschaltung von Rohren addieren sich die Druckabfälle der einzelnen Rohre



$$p_{\text{ges}} = p_1 + p_2 + p_3$$

Bild 19: Hintereinanderschaltung verschiedener Gefäßdurchmesser

Pulswelle und Pulsausbreitung:

Aufgrund der pulsatilen Arbeitsweise des Herzens wird der Druck in der Aorta durch Fluß-Schübe als pulsatiler Druck aufgebaut. Die Elastizität der Aortenwand, aber auch der arteriellen Gefäße bewirkt dabei einen Speichereffekt (Windkesseneffekt) und eine Fortleitung der Pulswelle.

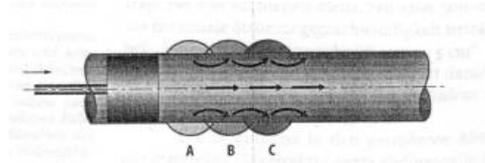
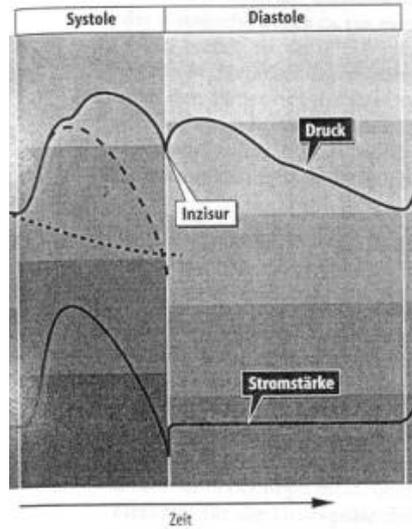


Bild 20: Groschematische Darstellung der wellenförmigen Dehnung der Gefäßwand

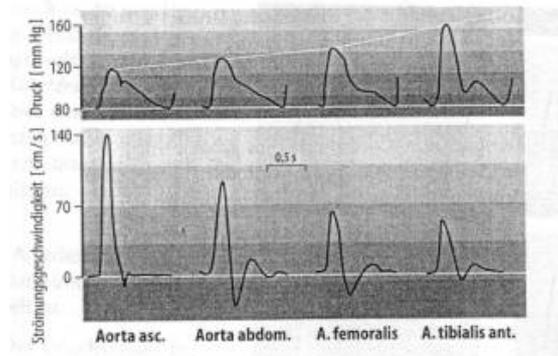
Die Speicherwirkung der Aorta spielt eine ganz entscheidende Rolle bei der Formung des Druckpulses: Je steifer die Aorta ist, desto höher wird der Unterschied zwischen systolischem und diastolischem Blutdruck! Weiters bewirkt sie eine Verbreiterung des systolischen Pulses. Nach Klappenschluß kommt es durch die Wellenreflexion aus der Peripherie zu einem nochmaligen Anstieg des Drucks Inzisur und dikrotische Erhöhung (=Doppelgipfel).

Bild 21: Aortendruck-Pulskurve:
 punktiert: Auslaufen der in der Aorta gespeicherten Druckenergie des vorangegangenen Pulses, wenn kein Folgepuls käme;
 strichliert: Druckverlauf bei starrer Aorta
 durchgezogen: tatsächlicher Druckverlauf mit Inzisur beim Klappenschluß und folgender dikrotischer Gipfel aufgrund der Reflexion durch die Peripherie (aus Schmidt: Physiologie).



In der Peripherie wird durch die Überlagerung der Wellenreflexionen die Pulswelligkeit sogar höher (!), was bei der Blutdruckmessung zu beachten ist.

Bild 22: Anstieg und Verschmälerung der arteriellen Druckkurve in die peripheren Gefäße aufgrund der Reflexionen im Gefäßsystem



Flußmessung

Da der Blutdruck allein noch nichts über die Durchblutung eines Organs aussagt, wurde zur Messung der Volumenstromstärke des Blutes eine Reihe von invasiven und nicht-invasiven Verfahren realisiert.

Bei der *Ultraschall-Doppler-Geschwindigkeitsmessung* wird die Strömungsgeschwindigkeit des Blutes transkutan mittels einer Ultraschallsonde gemessen. Die Sonde sendet Ultraschallwellen schräg zur Längsachse des Gefäßes und der rückgestreute Ultraschall wird von einem zweiten Kristall empfangen. Durch den Doppler-Effekt sind die von roten Blutkörperchen rückgestreuten Schallwellen frequenzverschoben. Über diese Frequenzverschiebung läßt sich unmittelbar allerdings nur die maximale Geschwindigkeit v_{\max} ermitteln, nicht aber die Volumensstromstärke Q selbst bestimmen. Dazu muß auch der Gefäßdurchmesser bestimmt werden, wozu ein bildgebendes Gerät nötig ist, und über die Formeln umgerechnet werden. Dies ist nur mit begrenzter Genauigkeit möglich.

Entsprechend kann die Geschwindigkeit vor allem in kleineren, oberflächlich liegenden Gefäßen auch mittels *Laser-Doppler-Geschwindigkeitsmessung* über den optischen Dopplereffekt gemessen werden.

Für intraoperative Messungen wurden daher auch Ultraschallsonden entwickelt, die um das freigelegte Gefäß gelegt werden und aus der Veränderung der *Schall-Laufzeit* durch den Mitnahmeeffekt in der bewegten Flüssigkeit eine unmittelbare Bestimmung des Volumensstroms Q möglich machen

Das Herzzeitvolumen, also der Gesamt-Blutfluß, kann auch mittels des *Fick'schen Prinzips* bestimmt werden. Dabei liegt die Überlegung zugrunde, daß die in einem Organ abgegebene Stoffmenge gleich der Differenz zwischen der zugeleiteten Menge dieses Stoffes und der abgeführten Menge ist. Verwendet man Sauerstoff als Indikator und mißt die Konzentration im arteriellen und venösen Blut sowie die ausgetauschte Sauerstoffmenge kann das Herzzeitvolmen quantifiziert werden.

Wichtige Kennwerte, Einheiten und deren Zusammenhänge

Druck	100000 Pa (Pascal)	= 750 mmHg (mm Quecksilber säule)	= 1019,7 cmWS (cm Wassersäule)	=1 bar
Dichte	Wasser: 1000 kg/m³	Blut: 1050 kg/m³	Quecksilber: 13300 kg/m³	
Viskosität	Wasser (20°C): 1·10⁻³ Pas (Pascal-sekunden)	Blut: ≈ 3,5·10⁻³ Pas		

Anhang: Demonstrationspraktikum:

Station 1: Nicht-Invasive Druckmessung

Folgende Punkte sind für eine richtige Messung zu beachten:

- * Geeignete Wahl der Druckmanschettenbreite (etwa halber Oberarmumfang, typisch 12 cm für Erwachsene), Manschette mit dem Unterrand etwa 3cm oberhalb der Ellenbeuge legen;
- * In Herzhöhe messen;
- * Patient entspannt, nicht mit angewinkelten Knien oder zu eng geschnalltem Gürtel;
- * Aufblasen bis etwa 30mmHg über den zu erwartenden systolischen Wert Nicht zu rasches Ablassen (Richtwert 2-3mmHg/sec), da sonst keine genaue Bestimmung des Drucks beim ersten und letzten hörbaren Schlag möglich ist.
- * Nicht zu lange stauen, komplett ablassen und zu einer nächsten Messung etwa 1 min warten, da eine venöse Stauung die Messung verfälscht.

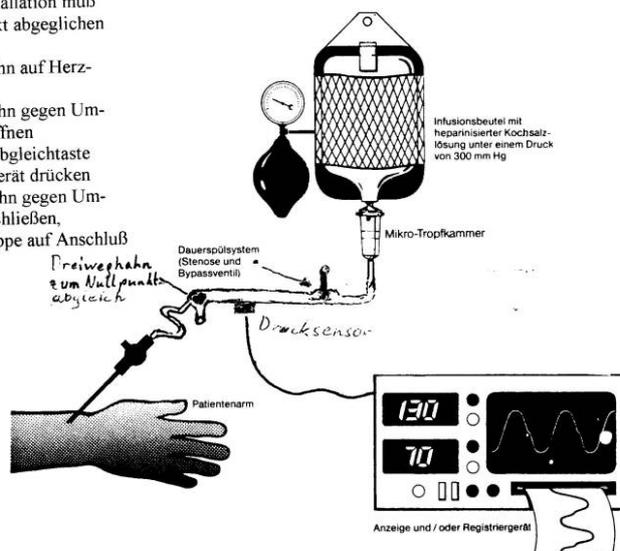
Station 2: Invasive Druckmessung: An einem Kreislaufmodell soll eine invasive Blutdruckmessung mit Katheter durchgeführt werden.

Folgende Fehler können die Messung verfälschen:

- * Fehlender Nullabgleich oder unterschiedliches Niveau von Sensor und Vorhof;
- * Luftblasen im Schlauch (Dämpfung des Signals, Luftembolien!);
- * Geknickter oder verstopfter Katheter (führt zu Druckanstieg durch die Spülung von hinten und zu Dämpfung der angezeigten Druck-Welligkeit;
- * Schleuderzacken durch Katheterbewegung.

Nach der Installation muß
Der Nullpunkt abgeglichen
werden:

1. Dreiweghahn auf Herz-
niveau
2. Dreiweghahn gegen Um-
gebung öffnen
3. Nullpunktgleichlaste
am Meßgerät drücken
4. Dreiweghahn gegen Um-
gebung schließen,
Schutzkappe auf Anschluß



Station 3: - Demonstration einer Computersimulation der Strömung in der Arteria Carotis

- Demonstration des Laplace-Effektes an einem Luftballon

Station 4: Rohrreibung (Hagen-Poiseuille-Gesetz) Ermittlung des Druckverlustes in Schläuchen und der Aufzweigungs-Effekte bei unterschiedlich dicken Schläuchen. Anhand der Meßgrößen soll der Durchmesser des Schlauchs berechnet werden.

Übungsblatt für die Berechnung des Schlauchdurchmessers:

$$\Delta P = \frac{8 * Q * \eta * l}{\pi * r^4} \quad (\text{Gesetz von Hagen-Poiseuille}).$$

1. Wandle die Formel zur Berechnung des Radius um:

2. Meßdaten: Schlauchlängen jeweils 1m, Viskosität von Wasser $\eta = 1 * 10^{-3} \text{ Pa} * \text{sec}$

Schlauch 1: $Q = \dots\dots\dots \text{L/min}$, $\Delta P = \dots\dots\dots \text{cmWassersäule}$

Schlauch 2: $Q = \dots\dots\dots \text{L/min}$, $\Delta P = \dots\dots\dots \text{cmWassersäule}$

Schlauch 3: $Q = \dots\dots\dots \text{L/min}$, $\Delta P = \dots\dots\dots \text{cmWassersäule}$.

Wandle die Daten in SI-Einheiten um:

L/min in m^3/sec :

cm Wassersäule in Pa:

Berechnung:

Beispiel: Wasser mit 200 ml/min erzeugt auf 1m Schlauchlänge eine Differenz der Wasserhöhe von 65cm. Wie groß ist der Schlauchradius?

Umwandlung Fluß: $200 \text{ ml/min} = 3,3 \text{ ml/sec} = 3,3 * 10^{-6} \text{ m}^3 / \text{sec}$

Umwandlung Wasserhöhe: $1019,7 \text{ cmWS} = 100000 \text{ Pa} \rightarrow 65 \text{ cmWS} = 6370 \text{ Pa}$

$r^4 = 8 * Q * \eta * l / (\pi * \Delta P) = 8 * 3,3 * 10^{-6} * 10^{-3} * 1 / (3,14 * 6370) = 1,3198 * 10^{-12}$

$r = 0,00107 \text{ m}$ **d = 2,14 mm**