Biomechanik

Biomechanik

- Zusammenhang zwischen Kraft und Deformation bzw. Deformationsgeschwindigkeit im biologischen System

Mechanobiologie

- biologische Reaktion in Folge von Kraft und Deformation

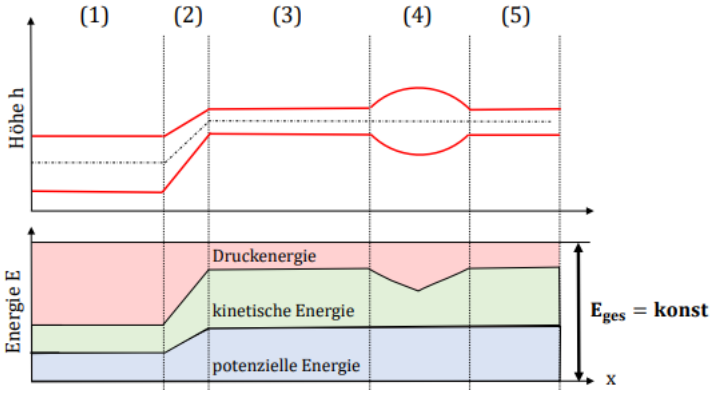
Bernoulli-Gleichung

$$\rho g h + \frac{1}{2}\rho v^2 + p = const.$$

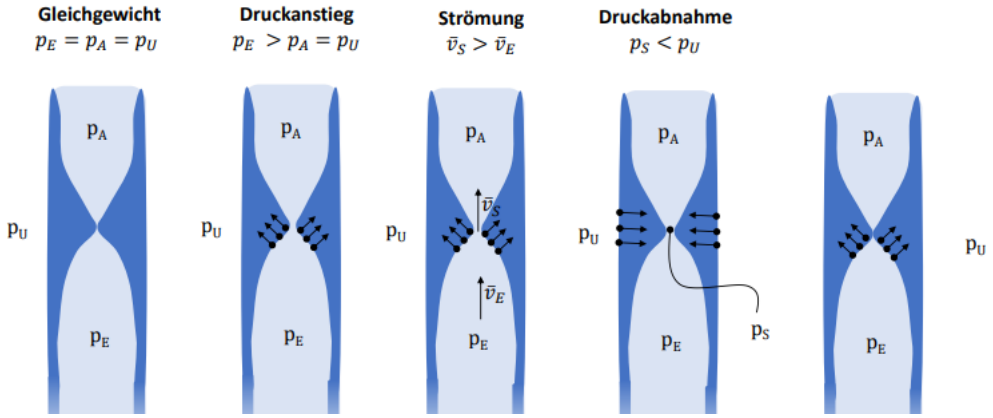
$$\frac{p_1}{\rho} + g\,h_1 + \frac{1}{2}v_1^2 = \frac{p_2}{\rho} + g\,h_2 + \frac{1}{2}v_2^2$$

Druckenergie | Potentielle Energie | Kinetische Energie

- Zusammenhang zwischen Strömungsgeschwindigkeit v und Druck p
- Stationäre, verlustfreie Strömung ohne Schubspannung und Reibung eines inkompressiblen Fluides -> Energie ändert sich auf der Strecke (Energieerhaltung)
- In einem geschlossenen System ohne Reibung bleibt die Summe aus Druck-, potenzieller und kinetischer Energie konstant -> keiner Energieumwandlung in Wärme
- Anwendung, wenn mechanische Energie als erhalten angenommen werden kann
- Querschnittsänderungen führen zu einer Änderung der mittleren Strömungsgeschwindigkeit -> Massenerhaltung
- Höhenänderung führen zu Änderungen der potenziellen Energie
- Gesamtenergie einer reibungsfreien Strömung bleibt entlang des Stromfadens konstant -> Energieerhaltung
- Qualitative Verläufe



- Beim Sprechen



  - Öffnung: Überdruck in den Lungen
  - Schließung: elastische Gewebekraft, Druckabnahme bei hoher Luftgeschwindigkeit

Hagen-Poiseuille Gleichung

$$\Delta p = R \cdot Q = \frac{-8\mu\Delta x}{\pi r^4} \cdot Q$$

- Unidirektionale, laminare und stationäre Strömung im Rohr mit konstantem Querschnitt
- Betrachtung der Strömungswiderstände / „Energieverluste“ / Reibungsverluste
- Anwendbar für zylindrische Gefäße
- keine Betrachtung des Widerstandes an Übergängen
- In der Regel Vernachlässigung der Höhe
- Lungenmechanik
  - Inspiration $\Delta p = p_U - p_A = -p_A = R \cdot Q = \frac{128\mu L}{\pi D^4} \cdot Q$
  - Exspiration $\Delta p = p_A - p_U = \quad p_A = R \cdot Q = \frac{128\mu L}{\pi D^4} \cdot Q$

Navier-Stokes Gleichung

$$\mu\nabla^2\vec{v} + \rho\vec{g} - \nabla p = \rho(\frac{\partial\vec{v}}{\partial t} + (\nabla\vec{v}) \cdot \vec{v})$$

- Impulserhaltung für dreidimensionale Strömungen von inkompressiblen und newtonschen Fluiden

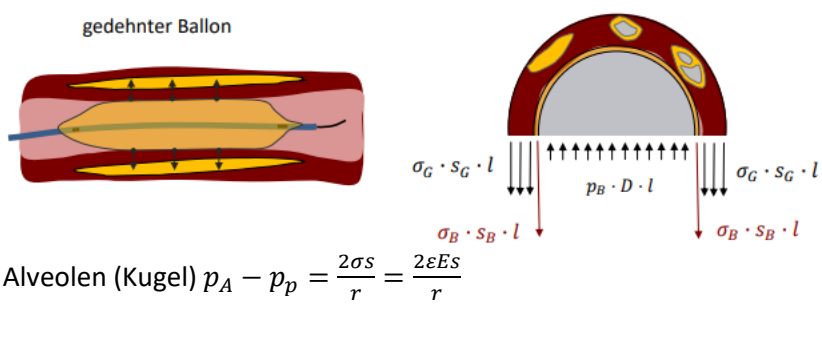
Euler-Gleichung

- Stationäre Strömung (führt zu Bernoulli): $\rho\vec{g} - \nabla p = \rho\big((\vec{v} \cdot \nabla) \cdot \vec{v}\big)$
- Keine Strömung (Hydrostatik): $\rho\vec{g} - \nabla p = 0$
- Resultierende Strömung ist reibungsfrei

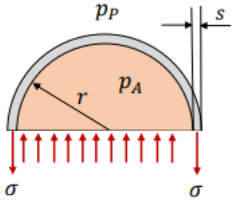
Laplace-Gleichung

$$\varepsilon = \frac{p_B D}{2Es}$$

- Verhältnis zwischen der Gefäßwanddehnung und dem Druck innerhalb des Gefäßes hängt von den geometrischen und materiellen Eigenschaften des Gewebes ab
- Angioplastie (Erweiterung auf 2 Wandungen) $p_B D = 2E_G \varepsilon_G s_G + 2E_B \varepsilon_B s_B = 2s(\sigma_G + E_B \varepsilon_B)$



- Alveolen (Kugel) $p_A - p_p = \frac{2\sigma s}{r} = \frac{2\varepsilon E s}{r}$

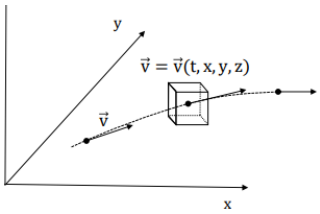


Fluidkinematik

- Bewegung, ohne Berücksichtigung der Kräfte

- Lagrange
  - teilchenfeste Betrachtungsweise
  - Betrachtung eines Körpers auf seiner Bewegungsbahn, ist nur von Zeit t abhängig
  - Grenzflächen des Körpers sind geschlossen -> kein Massentransport mit der Umgebung
    -> Eignung für die Beschreibung der Bewegung von Festkörpern
- Euler
  - ortsfeste Betrachtungsweise
  - Betrachtung von fixen Volumenelementen, abhängig von Zeit t und Position s
  - Grenzflächen der Beobachtungsstelle sind offen -> durch die Bewegung des Körpers erfolgt ein Massentransport über die Grenzflächen

  -> Eignung für die Beschreibung von Fluiden



$$\vec{a} = \frac{d\vec{v}}{dt} = \frac{\partial \vec{v}}{\partial t} + \frac{\partial \vec{v}}{\partial x} \cdot v_x + \frac{\partial \vec{v}}{\partial y} \cdot v_y + \frac{\partial \vec{v}}{\partial z} \cdot v_z$$

Konvektive Beschleunigung: auf Grund der räumliche Änderung der Geschwindigkeit

Lokale Beschleunigung: auf Grund der zeitlichen Änderung der Geschwindigkeit

- Beschleunigung

$$\vec{a} = \frac{d\vec{v}}{dt} = \frac{\partial \vec{v}}{\partial t} + \frac{\partial \vec{v}}{\partial x} \cdot v_x + \frac{\partial \vec{v}}{\partial y} \cdot v_y + \frac{\partial \vec{v}}{\partial z} \cdot v_z = \frac{\partial \vec{v}}{\partial t} + (\vec{v} \cdot \nabla)\vec{v}$$

$$\vec{a} = \frac{\partial \vec{v}}{\partial t} + (\vec{v} \cdot \nabla) \cdot \vec{v}$$

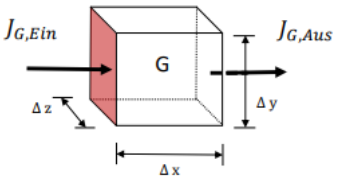
Lokale Beschleunigung — **Konvektive Beschleunigung**

  - Zeitabhängige Änderung: durch Herzpulsation Geschwindigkeitsänderung in der Aorta

- Räumliche Änderung: durch Stenose Geschwindigkeitsänderung auf Grund der Querschnittsänderung

- Bilanzgleichung ≙ Erhaltungsgleichung
  - Definition der Bilanzgleichung als Zusammenhang zwischen der zeitlichen Änderung einer extensiven Größe (G) innerhalb eines Volumenelements und dem Transport der Größe (J) über die Grenzflächen des Volumens
  - Mögliche physikalische Größen: Masse m, Impuls $v \cdot m$, Energie E
  - Zeitliche Änderung von G durch:
    - Zu- oder Abstrom, ausgedrückt durch die Stromstärke (J_G) (transportierte Menge durch Zeit)
    - Erzeugung oder Vernichtung, ausgedrückt durch die Erzeugungsrate Φ_G(erzeugte Menge durch Zeit)

$$\frac{dG}{dt} = J_{G,Ein} - J_{G,Aus} + \Phi_G$$



  - Inkompressible Flüssigkeiten $\rho(\frac{\partial v}{\partial t} + \vec{v}\nabla)\vec{v}) \cdot dx \cdot dy \cdot dz$

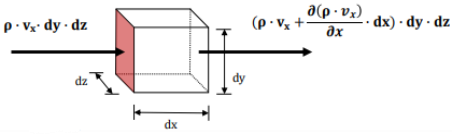
Lokale Beschleunigung konvektive Beschleunigung

  - Erhaltungsgleichung in differenzialer Form: $\frac{d\rho_G}{dt} = J_{x,Ein} - J_{x,Aus}$

Übertragung auf einen Transport in alle Richtungen $\frac{\partial \rho_G}{\partial t} = -(\frac{\partial j_x}{\partial x} \cdot dx + \frac{\partial j_y}{\partial y} \cdot dy + \frac{\partial j_z}{\partial z} \cdot dz)$; $\boldsymbol{\frac{\partial \rho_G}{\partial t} = -\nabla \cdot j}$

- Massenerhaltung

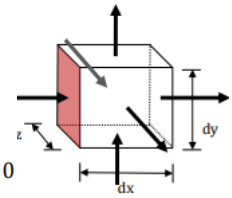
$$\frac{\partial \rho}{\partial t} = \frac{\partial(\rho v_x)}{\partial x}$$



  - Ströme in alle 3 Raumrichtungen:

$$\frac{\partial \rho}{\partial t} \cdot \cancel{dx \cdot dy \cdot dz} = -(\frac{\partial(\rho \cdot v_x)}{\partial x}\cancel{dx \cdot dy \cdot dz} + \frac{\partial(\rho \cdot v_y)}{\partial y}\cancel{dy \cdot dx \cdot dz} + \frac{\partial(\rho \cdot v_z)}{\partial z}\cancel{dz \cdot dx \cdot dy})$$

Speicher Massenflüsse



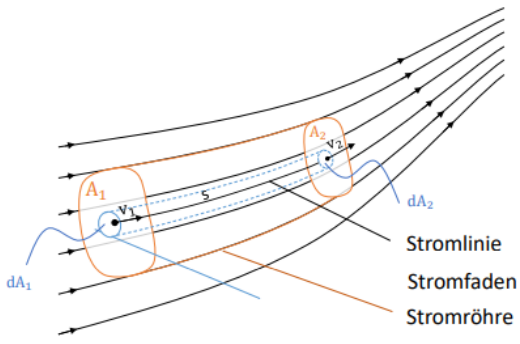
$$\cancel{\frac{\partial \rho}{\partial t}} = -(\cancel{\frac{\partial(\rho \cdot v_x)}{\partial x}} + \cancel{\frac{\partial(\rho \cdot v_y)}{\partial y}} + \cancel{\frac{\partial(\rho \cdot v_z)}{\partial z}}) = -\nabla \cdot (\rho \cdot \vec{v})$$

Für inkompressible Flüssigkeiten → $\rho \nabla \cdot \vec{v} = 0$

  - Integrale Form: $\frac{d}{dt}\int_V \rho \cdot dV = \int_A \rho \cdot v_n \cdot dA$

Fluiddynamik

- Stromlinie: Bahnkurve von Fluidteilchen, zu der die Geschwindigkeit v in jedem Punkt tangential ist
- Stromfaden: Volumen mit infinitesimalem Querschnitt dA entlang einer Stromlinie
- Stromröhre: ein Stromfaden mit endlichen Querschnitten A_i (kann variieren entlang der Stromlinie)



Elastizitätsmodul

$$E = \frac{\sigma_z}{\varepsilon} = \frac{F_z}{A \cdot \varepsilon}$$

- $[E] = 1\frac{N}{m^2} = 1Pa$
- Dehnung $\varepsilon = \frac{\Delta L}{L_0} = \frac{L}{L_0} - 1$

Fluid

- Stoff, der sich unter Einwirkung von Scherkräften, unabhängig von deren Betrag, kontinuierlich deformiert
- Fluidelement: Korrelation zwischen Spannungen und Geschwindigkeitsgradienten
- Fluidmechanik: Zusammenhang zwischen Kraft und Verformungsgeschwindigkeit, Abhängig von den viskosen Eigenschaften des Fluids
- Im Fall einer Proportionalität zwischen Kraft und Verformungsgeschwindigkeit wird das Verhalten als newtonsch bezeichnet
- Newtonsches Gesetz: $\sigma = \eta \cdot \dot{\varepsilon}$
  mit σ: Spannung; $\dot{\varepsilon}$: Verformungsgeschwindigkeit; η: (dynamische) Viskosität
- Newtonsche Fluide: Viskosität = const.

Festkörper

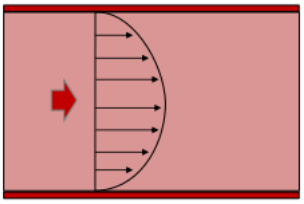
- Festkörpermechanik: Zusammenhang zwischen Kraft und Verformung, Abhängig von den elastischen Eigenschaften des Körpers
- Im Fall einer Proportionalität zwischen Kraft und Verformung wird das Verhalten als linearelastisch bezeichnet
- Hooksches Gesetz: $\sigma = k \cdot \varepsilon$
  mit σ: Spannung; ε: Prozentuale Verformung; k: Elastizitätsmodul

Reibungsgesetz

- Linearer Zusammenhang zwischen Geschwindigkeitskomponenten und Spannungen
- Basierend auf Hypothese von Stokes

Laminare Strömung

$$F_x[N] = \tau_{yx} \cdot A$$



- Strömung in „Schichten“, die sich nicht miteinander vermischen
- Durchströmter Querschnitt ändert sich nicht in Wert und Richtung
- Relative Fluidbewegung an Kontaktstelle ist 0
- F_x ist für kontinuierliche Deformation des Fluids erforderlich

Reynolds-Zahl Re

$$Re = \frac{\rho h v}{\mu}$$

- Die Größen im Zähler begünstigen die inertialen Kräfte -> Je größer der Zähler, desto leichter führen „Perturbationen“ in der Strömung zur Wirbelbildung und Vermischung der Schichten
- Die Viskosität im Nenner fördert die laminare Strömung -> Schichten bestehen auch im Fall von Perturbationen weiter
- Eine laminare Strömung tritt auf, wenn die viskosen Kräfte gegenüber inertialen Kräften überwiegen -> Re < 2300

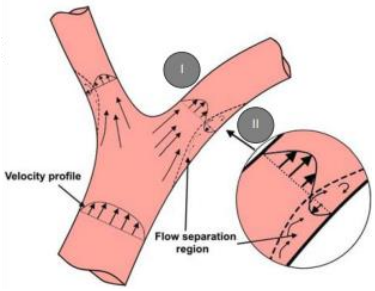
Scherrate

- Geschwindigkeitsgradient $\frac{dv_x}{dy}$, senkrecht zur Geschwindigkeit

Schubspannung τ

$$\tau = \mu \cdot \frac{dv_x}{dy}$$

- in $\frac{N}{m^2} = \frac{kg}{ms^2}$
- Kraft pro Flächeneinheit, welche die relative Bewegung der Schichten zueinander ermöglicht
- Abhängig von Blutvolumenstrom und Gefäßdimensionen
- Bifurkationen
  - Abweichung vom laminaren Geschwindigkeitsprofil
  - Erhöhung der Schubspannungen an der konkaven Seite (Stelle I)
  - Umkehr der Strömungsrichtung an der konvexen Seite (Stelle II)
  - Umkehr des Druckgradienten und Strömungsablösung
  - Atherosklerose durch Schubspannungsverteilung an der Gefäßwand in pulsatiler Strömung



Viskosität μ

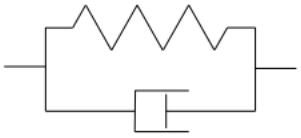
- in $\frac{kg}{ms}$
- Fluidgröße, welche den Zusammenhang zwischen Spannungen und Geschwindigkeits-gradienten im Fluid beschreibt
- Verhältnis zwischen Schubspannung und Scherrate
- Hohe Viskosität: dickflüssiges Medium (Honig, Öl, Blut, Glas)
- Niedrige Viskosität: dünnflüssiges Medium (Wasser, Ethanol, Essig)
- In der Erhaltungsgleichung beschreibt der Term $\mu \cdot \nabla^2 \vec{v}$ den Widerstand des Fluids gegenüber einer Deformation

Viskoelastizität

- Das mechanische Verhalten von Gewebe ist bestimmt von den Eigenschaften von Festmaterial und Fluid, kann somit als viskoelastisch betrachtet werden
- Bei einem viskoelastischen Verhalten resultieren Kräfte aus Verformung und Verformungsgeschwindigkeit



Maxwell Modell



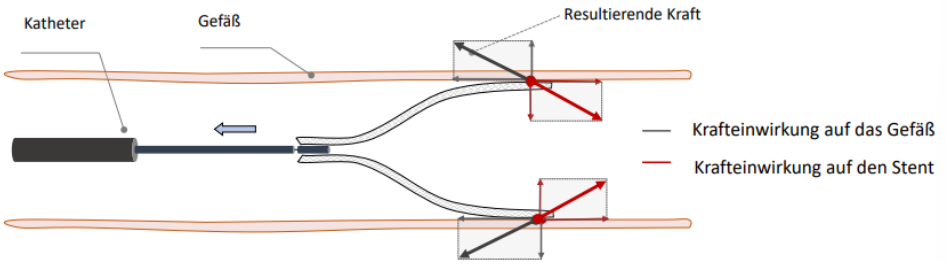
Kelvin-Voigt Modell

Gewebe als Kontinuum

- „Ununterbrochener“ Körper
- Teilbar in infinitesimale Volumenelemente
- Definiert über physikalischen Größen, die gleichbleiben oder sich kontinuierlich ändern, u.a. Druck, Dichte, Geschwindigkeit, E-Modul

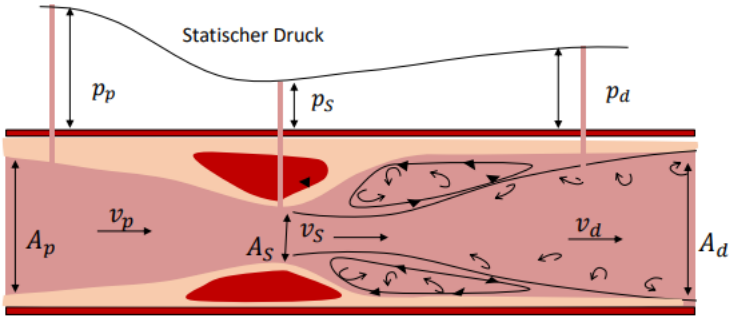
Newtonsche Gesetze

1. Ein ruhender Körper bleibt in Ruhe, wenn keine äußeren Kräfte auf ihn einwirken
2. Wirkt eine resultierende Kraft auf einen Körper der Masse, so wird der Körper in Richtung der wirkenden Kraft beschleunigt $\vec{F} = m\frac{d\vec{v}}{dt} = m\vec{a}$
3. Übt der Körper 1 eine Kraft auf den Körper 2 aus, so übt der Körper 2 eine gleiche, entgegengerichtete Kraft auf den Körper 1 aus (Wechselwirkungsprinzip)



Druck

- Verhältnis zwischen einer Normalkraft und einer Fläche (Normalspannung)
- Kraft wirkt gleichmäßig in alle Raumrichtungen
- Statisch arterieller Druck ist abhängig von der Höhe
- Blutdruck in Stenosen
  - Unter der Voraussetzung der Energieerhaltung bleibt die Gesamtenergie über einer Verengung konstant
  - Energieverluste durch Wirbel hinter der Klappe -> wegen starker Querschnittsänderung & Unterbrechung der laminaren Strömung ist Hagen-Poiseuille nicht anwendbar



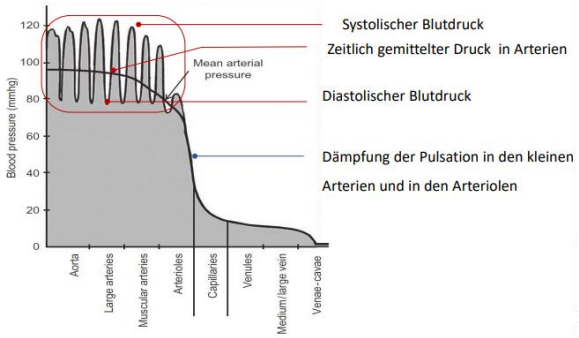
Lokale Widerstände lassen sich in der Regel als Funktion der Geschwindigkeit im Quadrat beschreiben,

$$p_d - p_p = \Delta p = -\zeta \cdot \frac{1}{2} \cdot \rho \cdot v_S^2$$

wobei der Druckverlustbeiwert ζ von der Gefäßgeometrie abhängig ist.

– Blutdruck bei Pulsation

$$p_{gemittelt} = \frac{2 \cdot p_{Diast.} + p_{Sys.}}{3}$$



Impuls

$$\frac{d\vec{\imath}}{dt} = \frac{d(m \cdot \vec{v})}{dt} = m \cdot \frac{d\vec{v}}{dt} = m \cdot \vec{a} = \vec{F}$$

– Gilt für zeitlich Konstante Massen (2. Newtonsche Gesetz)

– Inkompressible Flüssigkeiten:

$$\rho \left(\frac{\partial \vec{v}}{\partial t} + (\vec{v} \cdot \nabla)\vec{v} \right) \cdot dx \cdot dy \cdot dz$$

Lokale Beschleunigung **Konvektive Beschleunigung**

– Impulserhaltung in Richtung x:

$$F_x = F_{ox} + F_{Vx} = \left(\frac{\partial \sigma_{xx}}{\partial x} + \frac{\partial \tau_{yx}}{\partial y} + \frac{\partial \tau_{zx}}{\partial z} + \rho g_x \right) dx\, dy\, dz$$

$$\frac{d(m v_x)}{dt} = F_x$$

$$\rho \left(\frac{\partial v_x}{\partial t} + v_x \frac{\partial v_x}{\partial x} + v_y \frac{\partial v_x}{\partial y} + v_z \frac{\partial v_x}{\partial z} \right) dx\, dy\, dz = \left(\frac{\partial \sigma_{xx}}{\partial x} + \frac{\partial \tau_{yx}}{\partial y} + \frac{\partial \tau_{zx}}{\partial z} + \rho g_x \right) dx\, dy\, dz$$

Zeitliche Änderung des Impulses in x-Richtung **Resultierende Kraft in x-Richtung**

- Ideale (nicht viskose) Fluide $\mu \nabla^2 \vec{v} = 0$
- Druck p und Geschwindigkeitskomponenten v_x, v_y, v_z der Fluidströmung
- Spannungen können als Funktion der Geschwindigkeit und des Drucks beschrieben werden
- Bernoulli-Gleichung: stationäre Strömung ohne Schubspannung/ Reibung -> Energieerhaltung
- Hagen-Poseuille Gleichung: unidirektionale und stationäre Strömung im Rohr mit konstantem Querschnitt -> laminare Strömung im Rohr

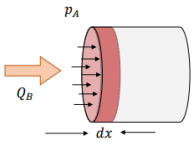
Impuls- und Massenerhaltung

$$\mu\left(\frac{\partial^2 v_x}{\partial x^2}+\frac{\partial^2 v_x}{\partial y^2}+\frac{\partial^2 v_x}{\partial z^2}\right)+\rho g_x-\frac{\partial p}{\partial x}=\rho\left(\frac{\partial v_x}{\partial t}+v_x\frac{\partial v_x}{\partial x}+v_y\frac{\partial v_x}{\partial y}+v_z\frac{\partial v_x}{\partial z}\right)$$

- Inkompressible und newtonsche Fluide
- DGL aus: 3 Gleichungen der Impulserhaltung, 1 Gleichung der Massenerhaltung, 4 Variablen p, v_x, v_y, v_z

Mechanische Arbeit

$$dW=\underbrace{p_a\cdot\pi\cdot r^2}_{\text{Kraft}}\cdot\underbrace{dx}_{\text{Weg}}=p_a\cdot dV_B \qquad dV_B=\pi\cdot r^2\cdot dx$$



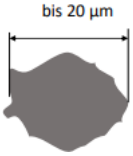
- Resultiert aus Kraft und Bewegung
- Lungenmechanik
  - Druckunterschied zwischen Umgebungsdruck p_U und intrapleuralem Druck p_p sowie aus der eingeatmeten Luft $W=-(p_U-p_p)\cdot\Delta V=p_p\cdot\Delta V$ mit $p_U=0$
  - bei kleinen Volumenänderungen p_p = const.

Mechanische Leistung

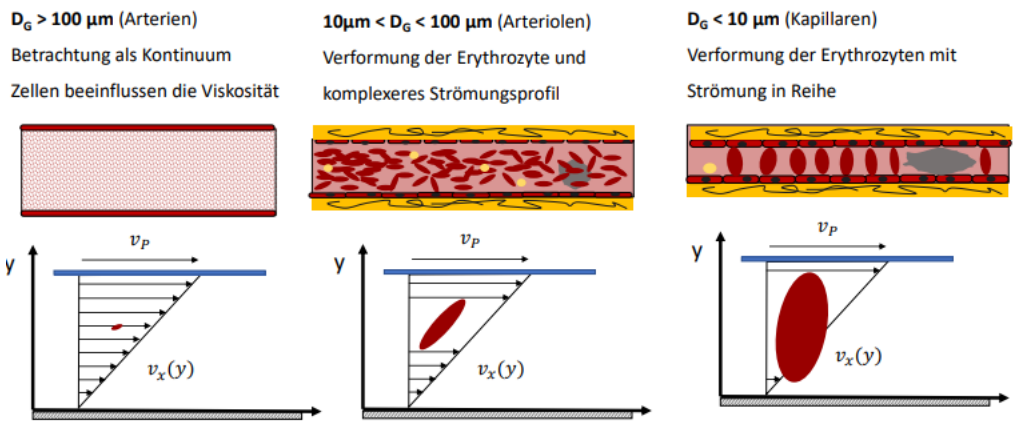
$$P=\frac{dW}{dt}=p_a\cdot\frac{dV_B}{dt}=p_a\cdot Q_B$$

Blut

- Ischämie (Unterversorgung), Hämorrhagie (Blutung)
- Funktion:
  - Transport von Sauerstoff und Nährstoffen in die Gewebe
  - Abtransport von Kohlendioxid und Stoffwechselprodukten
  - Transport von weiteren Stoffen (Proteinen, Elektrolyten, Hormonen)
  - Abwehr von Infektionen und Steuerung inflammatorischer Vorgänge
  - Wärmetransport zur Regulation der Körpertemperatur
- Zusammensetzung:

Erythrozyten (rote Blutkörperchen) 	Konzentration ca. $5\ Mio/\ \mu l_{Blut}$ Lebensdauer: ~ 120 Tage 99% Gesamtvolumen der Blutzellen reihen sich in Kapillaren aneinander an	zuständig für den Transport von O_2
Thrombozyten (Blutplättchen) 	Konzentration ca. $250.000\ /\mu l_{Blut}$ Lebensdauer: ~ 8-12 Tage	zuständig für die Hämostase
Leukozyten (weiße Blutkörperchen) 	Konzentration ca. $5.000\ /\mu l_{Blut}$ Lebensdauer: ~ von Tagen bis Monate	zuständig für die Immunabwehr inflammatorische Prozesse und Geweberegeneration

- Hämatokrit: Volumenanteil von Zellen im Blut, von denen die Erythrozyten 99% ausmachen
- Plasma: Wasser, Proteine (Albumin, Fibrinogen), Elektrolyte, Nährstoffe (Glukose, Lipide), Abbauprodukte, Gase, Hormone
  -> Plasma ohne Fibrinogen ist Serum
- Suspension, korpuskulare Bestandteile (Zellen) sind im Plasma vermischt
- Viskosität wird von Erythrozyten/ Hämatokrit bestimmt (wegen ihrer hohen Konzentration von ca. 45%) -> Bestimmen Verhältnis von Druck und Flussrate (Hagen-Poiseuille)
- Thrombozyten und Plasmabestandteile tragen zur Hämostase (Blutstillung) bei
- Über die Hämostase nimmt das Blut einen festen Zustand an -> Änderung des Strömungsprofils im Gefäß
- Auswirkung der Erythrozyten auf das Strömungsprofil des Blutes ist abhängig vom Gefäßlumen (D_G)

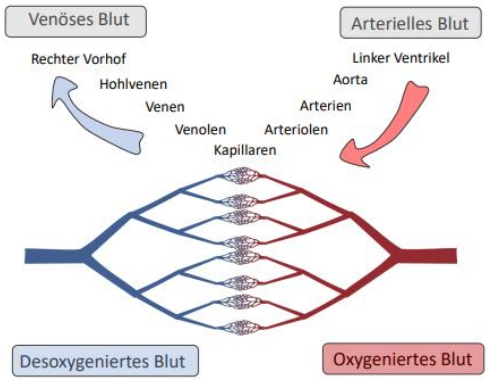


→ Blutzellen rotieren im parabolischen Strömungsprofil auf Grund der Schubspannungen, welche in radialer Richtung variieren
→ Rotation führt zu einer radial gerichteten Kraft auf die Zelle
→Erythrozyten bewegen sich zur Mitte, die Thrombozyten zur Wand

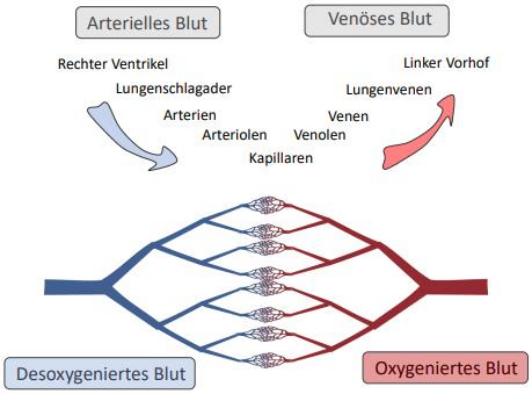
Blutkreislauf

- Arterielles Blut (von Herz in Körpergewebe)
- Venöses Blut (von Körpergewebe ins Herz)
- Oxygeniertes Blut
- Desoxygeniertes Blut

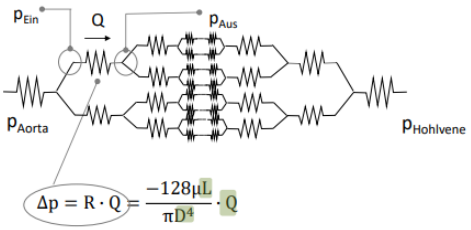
Körperkreislauf



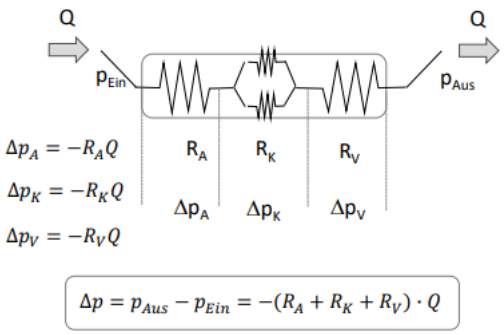
Lungenkreislauf



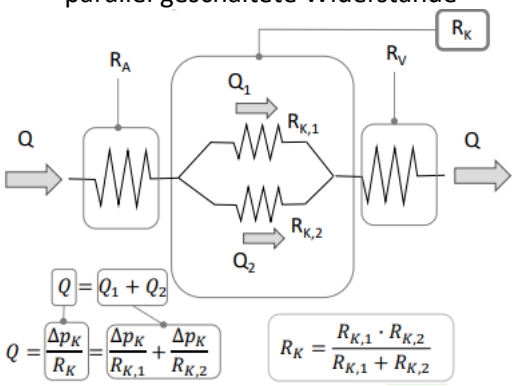
- Elektrotechnische Analogie
  - Druckabfall $\Delta p = p_{Aus} - p_{Ein}$ in jedem Gefäß ist dabei abhängig von der Gefäßgeometrie:
    Länge L, Durchmesser D^4, Blutfluss Q



seriell geschaltete Widerstände

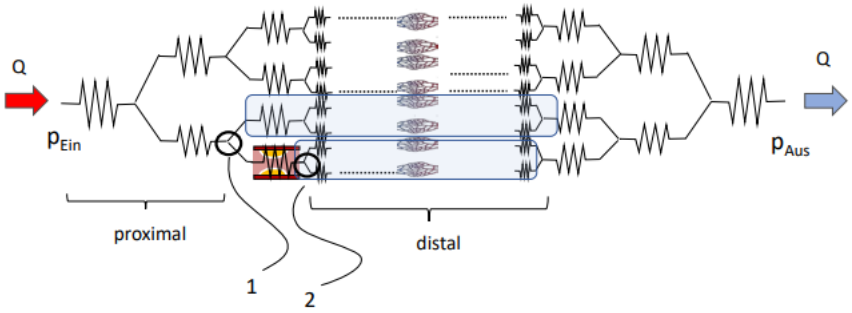


parallel geschaltete Widerstände



– Regelung der Blutversorgung

- Eine Änderung des Gefäßdurchmessers in einer Kreislaufregion, wie zum Beispiel im Fall von krankhaften Verengungen, führt zu einer Änderung der Druckverhältnisse nach Hagen-Poiseuille
  - entlang des Gefäßes
  - proximal und distal zum Gefäß
  - in parallel geschalteten Bereichen



<u>Beeinflussung des Drucks durch die Gefäßverengung:</u>

- Die Erhöhung des Widerstandes an einer Stelle des Kreislaufs führt zu einer Verringerung des Gesamtblutflusses Q, wenn sich die Druckwerte p_{Ein} und p_{Aus} und die restlichen Widerstände nicht verändern -> p_0 nimmt nach Hagen-Poseuille zu
- Wenn Q abnimmt, nimmt der Volumenstrom Q_1 in dem Teil des Kreislaufs mit erhöhtem Widerstand auch ab. Der Druck p1 ist somit auch höher als im physiologischen Zustand
- Der Volumenstrom Q_2 nimmt auf Grund der Widerstandserhöhung ab. Der Druck p_2, der die Versorgung des distalen Gebietes mit gleichbleibendem Gesamtwiderstand bewirkt, nimmt daher im vergleich zum physiologischen Zustand ab

<u>Änderung des Druckabfalls im verengten Gefäß:</u>

$$\Delta p = p_1 - p_2 \uparrow$$

<u>Beeinflussung des Volumenstroms</u>

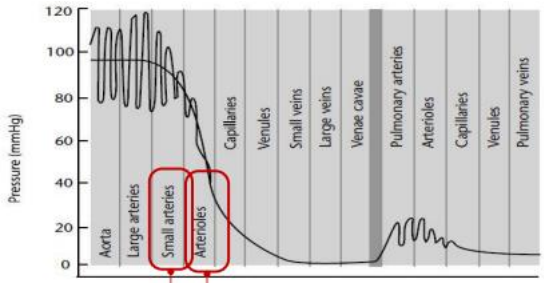
- Der Volumenstrom Q_2 nimmt auf Grund der Widerstanderhöhung ab
- Der Volumenstrom Q_3 nimmt auf Grund des erhöhten p1 zu

<u>Auswirkungen auf den Kreislauf</u>

- Unterversorgung hinter der Stenose
- Erhöhter Blutdruck in proximal und parallel geschalteten Bereichen

– Druckverhältnisse im Blutkreislauf

-größter Druckabfall in kleinen Arteriolen und Kapillaren (kleiner Durchmesser)



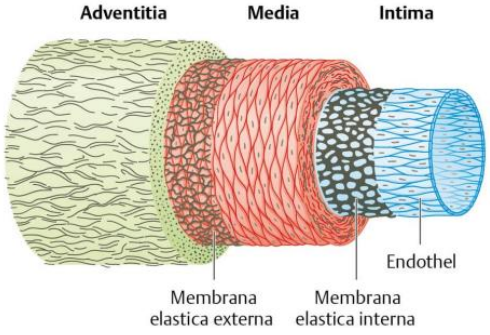
- Pulsatilität im Blutkreislauf
  - durch Herzpulsation kommt es zur periodischen Änderung des Drucks (Frequenz ca. 1 Hz)
  - periodische Änderung des Gefäßdurchmessers in großen Gefäßen um Pulsatilität Abzuschwächen

Blutviskosität

- Das Blut verhält sich als newtonsches Fluid (konstante Viskosität) nur ab einer Scherrate $\dot{\gamma} > 100\ (s^{-1})$
- Bei niedrigeren Scherraten nimmt die Viskosität zu, wodurch das Blut zu der Klasse der „Bingham-Fluiden“ gehört
- Erythrozytenkonzentration beeinflusst den Wert der Viskosität
- Viskosität des Plasmas ist unabhängig von der Scherrate
- Richtung der Gefäßmitte nehmen die Schubspannung (Impulssatz) und die Scherrate ab
- Bei niedrigen Scherraten bilden sich sogenannte Rouleaux, geldrollenförmig Agglomeraten von Erythrozyten -> Erhöhung der Viskosität -> flaches Strömungsprofil

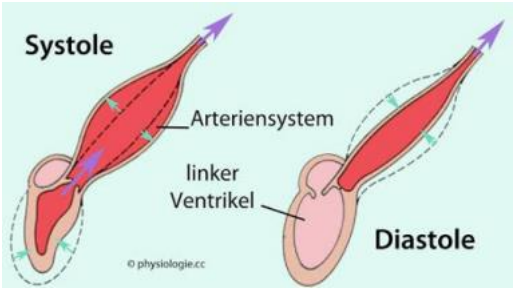
Gefäße

- Gefäßaufbau, Funktion, Dimensionen (Durchmesser des Lumens, Länge, Wandstärke), Mechanische Eigenschaften (Dehnungsverhalten (passiv), Muskelkontraktion (aktiv))
- Aufbau
  - Intima
    - Transport von Gasen und Nährstoffen
    - Freisetzung von Botenstoffen
    - Regelung der Hämostase
    - Endothelzellen & Subendotheliales Gewebe (Kollagen)
  - Media
    - Regulation des Widerstandes über Spannungszustand (Gefäßtonus)
    - Bestimmt die elastische Eigenschaft der Gefäße
    - Muskelzellen & Extrazelluläre Matrix (Elastin und Kollagen)
  - Adventitia
    - Mechanische Stabilisierung, Verbindung mit Außengewebe



- Funktion
  - Kapillaren
    - Stofftransport zwischen Blut und Gewebe
    - Diffusion und aktiver Transport durch die Gefäßwand
    - keine Muskelschicht
    - diffuser & aktiver Transport mit dem umliegenden Gewebe
  - Arterien und Arteriolen
    - Konvektiver Bluttransport in die Kapillaren
    - Regelung der Gewebeperfusion
    - elastische Arterien: hohe Elastizität -> hohe Speicherfähigkeit
    - muskuläre Arterien: Verteilung & Regelung des Blutflusses über Muskelkontraktion
    - Arteriolen: Bildung des Strömungswiderstandes, Regelung des Blutflusses
  - Venen und Venolen
    - Konvektiver Bluttransport aus den Kapillaren in das Herz
    - Speicherung von Blutvolumen
    - Kompensation von Volumenschwankungen
    - hohe Speicherfähigkeit
    - Venenklappen zur Unterstützung der unidirektionalen Strömung
- Bei der Betrachtung des Strömungswiderstandes (Energieverluste) des gesamten Blutkreislaufs spielt die Höhe eine untergeordnete Rolle. Der Druck kann Einfluss auf die Gefäßaufweitung und somit auf den Widerstand nehmen
- Bei der gezielten Betrachtung des Druckes an verschiedenen Körperstellen kann die Höhe relevant sein

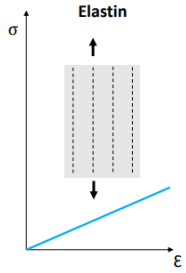
Windkessel-Effekt



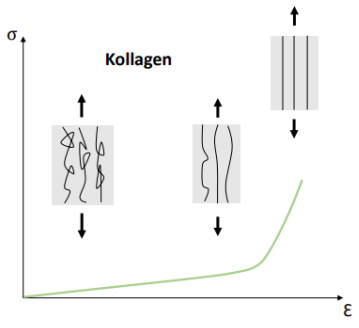
- Effekt der Arterienelastizität auf den örtlichen Verlauf des Druckes
- Während der Systole erhöht sich der Druck in der Aorta und in weiteren elastischen Gefäßen
- Die Aorta sowie die elastischen Gefäße weiten sich auf und wirken somit als Speicher
- Über ihre elastische Rückstellkraft wird das Blut in distaler Richtung während der Diastole weiter gefördert

Elastin und Kollagen

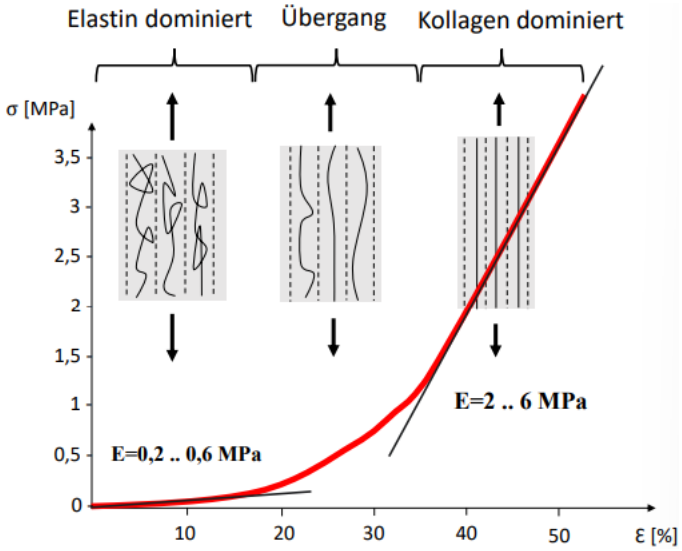
Elastin
- Fasern sind geradlinig gestreckt
- linear-elastisches Verhalten bei Dehnung



Kollagen
- Fasern strecken sich erst bei Dehnung
- nicht linear-elastisches Verhalten bei Dehnung



- Elastische Eigenschaft der Media



Compliance

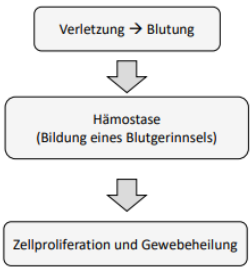
$$C = \frac{\Delta V}{\Delta p_t}$$

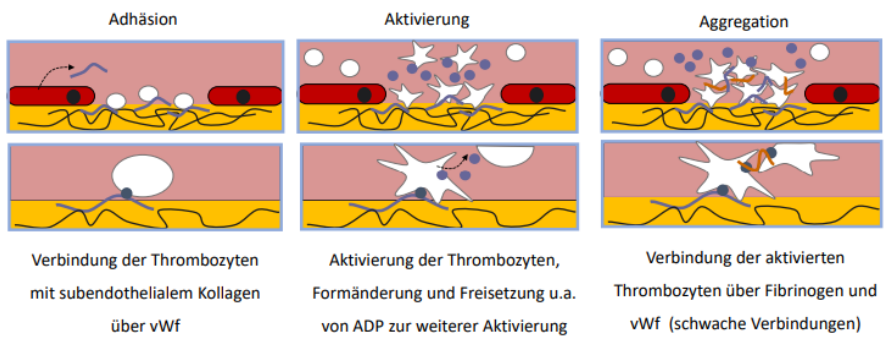
- in $\frac{m^4 s^2}{kg}$
- Beschreibt die Dehnbarkeit von Gefäßen
- Transmuraler Druck $p_t = p_B - p_G$ ≙ Unterschied zwischen Druck innerhalb des Gefäßes p_B und umliegenden Gewebe p_G (= Atmosphärendruck)
- Relative Compliance $C_{rel} = \frac{\Delta V}{V} \cdot \frac{1}{dp_t}$; in $(\frac{kg}{ms^2})^{-1}$
- Der Blutdruck beeinflusst die Spannung $\sigma\theta$ im Umfangsrichtung des Gefäßes
- Die Spannung resultiert in eine Dehnung und somit Änderung des Gefäßquerschnitts
- Die Dehnung ist abhängig von der Elastizität der Gefäßwand
- Vereinfachte Formeln:
  - absolut $C = \frac{\pi D^3 l}{4Es}$
  - relativ $C_{rel} = \frac{D}{Es}$

$$D = \frac{D_S + D_D}{2}$$

Hämostase

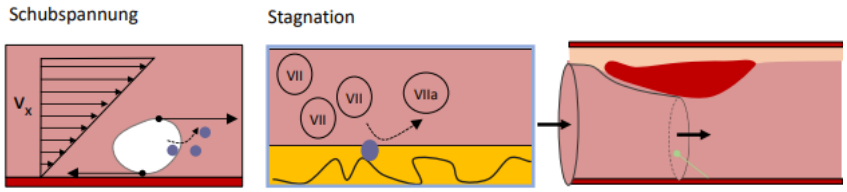
- Physiologischer Prozess zum Stillen einer Blutung
- Differenzierung in zelluläre (primäre) und plasmatische (sekundäre) Hämostase



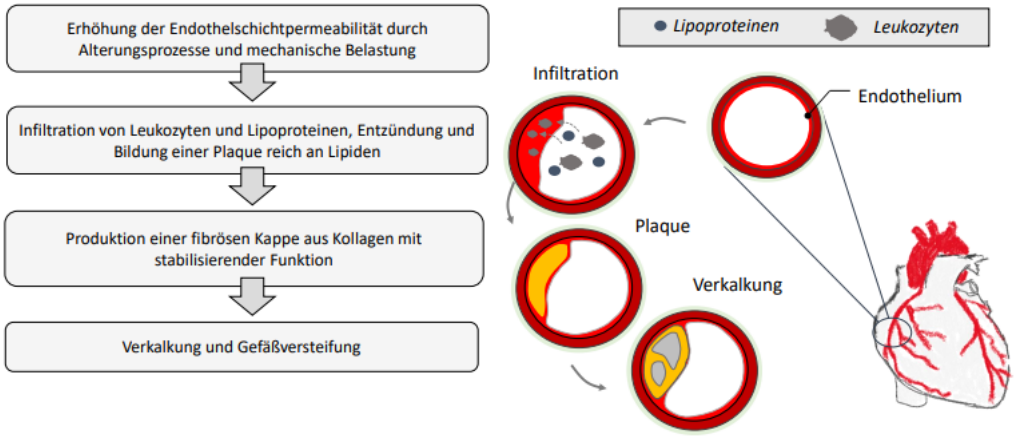


Thrombus

- Blutgerinnsel innerhalb eines Gefäßes
- Ursachen:
  - Erhöhte Schubspannung mit resultierender Aktivierung von Thrombozyten
  - Wirbelbildung, Blutstagnation und somit Stagnation von Gerinnungsfaktoren
  - Kontakt mit erkranktem Endothelium
  - Kontakt mit Fremdmaterial bei endovaskulärer Implantation
- Einfluss auf die Strömung: Beschleunigung des Blutes Erhöhung der Schubspannung Ablösen von Teilen des Thrombus (Embolien)



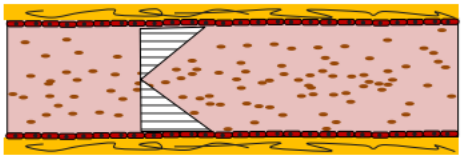
Atherosklerotische Plaque



Hämodynamik in Stenosen

- Verengungen in Hohlorganen (meist von atherosklerotischen Prozessen) -> Einfluss auf Blutströmungsverhältnisse

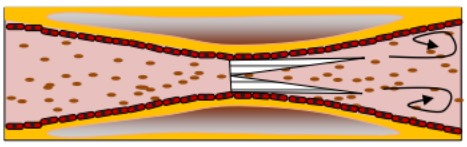
Gesundes Gefäß



$$\tau(r) = -\frac{r}{2} \cdot \frac{dp}{dx}$$

Die maximale Schubspannung tritt an der Gefäßwand auf.

Gefäßstenose



$$\tau_R = \frac{4 \cdot \mu}{\pi \cdot r^3} \cdot Q$$

Im Bereich der Stenose nimmt die Schubspannung zu.

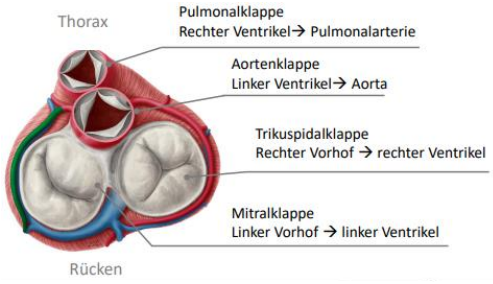
Hinter der Stenose kommt es zur Wirbelbildung und Blutstagnation.

Implantat in der Blutbahn

- Um stenotische Gefäße zu weiten und den physiologischen Blutdurchfluss wiederherzustellen
- Stentstruktur bewirkt
  - Änderung der Hämodynamik: hohe Schubspannungen und Blutstagnation hinter den Stentelementen
  - Biochemische Reaktion: Adhäsion von Plasmaproteinen am Fremdmaterial, Thrombozytenadhäsion
  - Verletzung des Endotheliums: Kontakt zwischen Blut und subendothelialem Gewebe

Herz

- 4 Kammern
  - Vorhöfe: Blutaufnahme im Herz
  - Ventrikel: Förderung von Blut aus Herz
- Herzklappen
  - Segelklappen: Vorhof -> Ventrikel
  - Taschenklappe: Ventrikel -> Arterie



Linke Herzseite:

- höherem Druck und höheren mechanischen Leistung ausgesetzt -> anfälliger für Erkrankungen
- Phasen des Herzschlags

Diastole (0,7 sek): Entspannung des Ventrikels Öffnung der Mitralklappe zwischen dem Vorhof und dem Ventrikel → Füllung des Ventrikels (passiv)

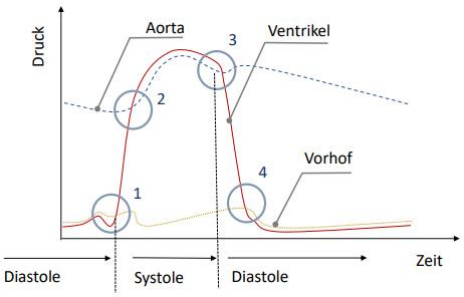
$$\sigma_V = E_V \cdot \varepsilon_V$$

(Betrachtung als Kontinuum)

Systole (0,3 sek): Kontraktion (aktiv) des Ventrikels, Öffnung der Aortenklappe zwischen dem Ventrikel und der Aorta → Blutfluss in die Aorta

$$\sigma_V = E_V \cdot \varepsilon_V + \sigma_M$$

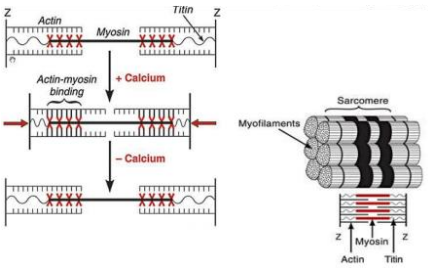
- Druckverhältnisse



1 Anfang der Ventrikelkontraktion – Schließung der Mitralklappe
2 Öffnung der Aortenklappe, Blutströmung in die Aorta
3 Entspannung des Ventrikels – Schließung der Aortenklappe
4 Öffnung der Mitralklappe – Füllung des Ventrikels

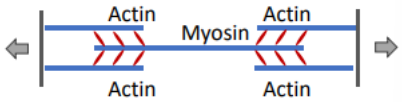
- Ruhedehnungskurve
  - Beziehung zwischen Füllvolumen des Ventrikels und intraventrikulärem Druck bei ruhendem Herzen
  - Füllung des Ventrikels, Herzwandung wird in Umfangsrichtung gedehnt -> Druckerhöhung
  - Druck-Volumen-Kurve durch Elastin und Kollagen bestimmt
  - Dehnung der Muskelzellen -> nur geringes Maß der Spannung

Muskel

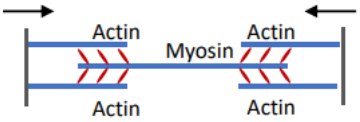


- Kontraktion
  - elektrischer Reiz -> Depolarisation der Zelle -> Einstrom von Kalzium
  - Myofibrille verkürzen sich -> Verkürzung der Herzmuskelzelle
- Dehnung
  - beeinflusst die Orientierung der Verbindung zwischen Myosin- und Aktinfilamenten

Sarkomerlänge ≤ 2,5µm
- günstigere Überlappung der Aktin- und Myosinfilamente zur Krafterzeugung (optimal bei ca. 2,5 µm)
- Erhöhung der Ca^{2+} -Sensitivität und somit Ca^{2+} -Einstrom



Sarkomerlänge > 2,5µm
- über kritischen Wert -> Kraft sinkt

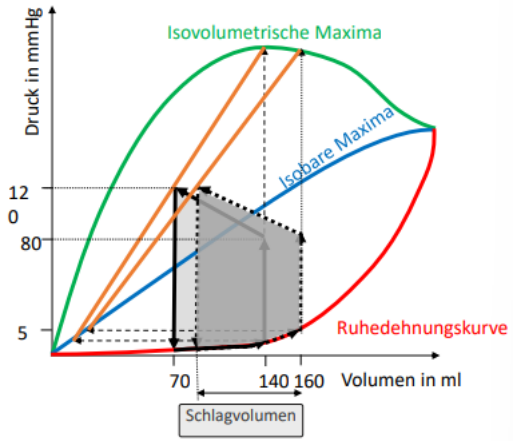


Frank-Sterling Mechanismus

- Eine Erhöhung der Ventrikelfüllung führt zu einer erhöhten Dehnung der Myozyten.
- Die Dehnung führt zu einer erhöhten Kontraktionskraft der Myofibrillen
- Die Spannung in der Ventrikelwand nimmt zu und somit (nach Laplace) der Blutdruck im Ventrikel
- Statische Betrachtung
  - Laplace-Gleichung -> reell existiert kein Gleichgewichtszustand
- Kritisches Füllvolumen
  - Sarkomerlänge >2,5µm -> Spannung der Muskelzelle sinkt
  - Füllvolumen > 150 ml -> Ventrikelspannung sinkt

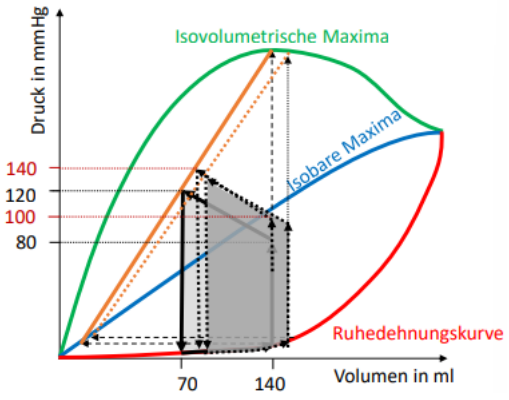
Vorlast

Blutdruck im Ventrikel am Ende der Diastole
-> Vorspannung des Myokards
-> Änderung des Auswurfvolumens
-> Erhöhung der Herzarbeit



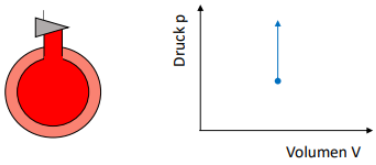
Nachlast

mittlerer Blutdruck, gegen den der Ventrikel das Blut auswirft ≙ Aortendruck
-> Auswurfvolumen bleibt konstant
-> Herzarbeit nimmt zu

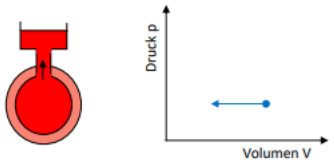


Kontraktion des Ventrikels

- Isovolumetrische Kontraktion
  - Der Blutauswurf ist durch die geschlossene Aortenklappe verhindert
  - Die Spannung des Herzmuskels verursacht einen Druckanstieg im Ventrikel
  - Isovolumetrisches Maxima: Beziehung zwischen Füllung des Ventrikels und Druckanstieg im Ventrikel
  - Frank-Starling-Mechanismus: Erhöhung der Spannung und Druck bei steigendem Volumen

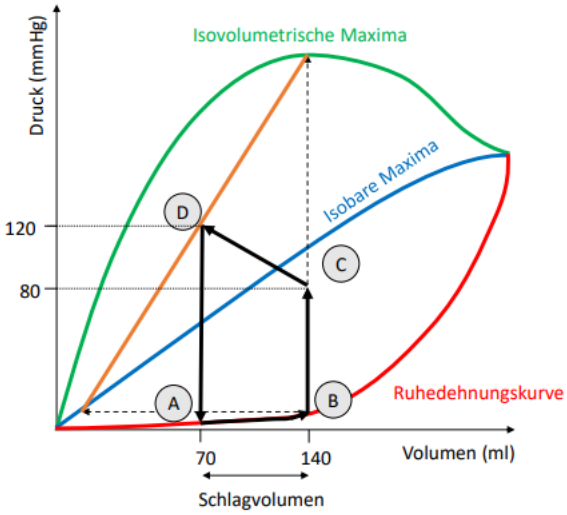


- Isobare Kontraktion
  - Der Blutauswurf ist durch die offene Klappe ungehindert
  - Der Auswurf erfolgt bei konstantem Druck
  - Isobare Maxima: Beziehung zwischen Füllung des Ventrikels und gefördertem Volumen bei konstantem Druck
  - Frank-Starling-Mechanismus: Erhöhung der Muskelspannung, Druck bleibt konstant -> Erhöhung des ausgeworfenen Blutvolumens



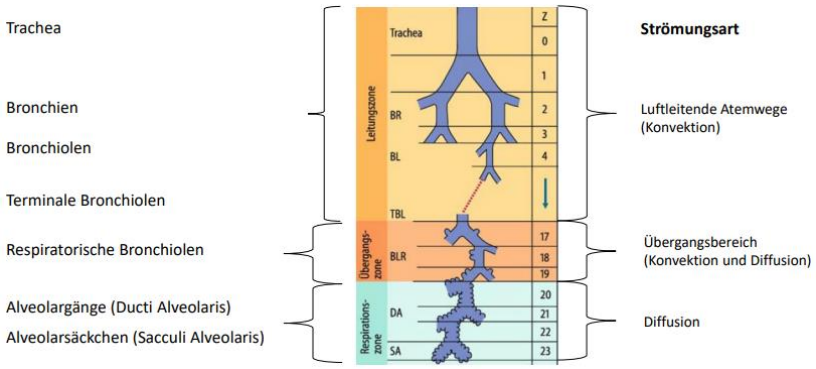
- Auxobare Kontraktion (reeller Kontraktionsvorgang)
  - Der Auswurf erfolgt bei gleichzeitiger Abnahme des Volumens und Drucksteigerung
  - Die Drucksteigerung erfolgt durch die Compliance der Aorta
- Kurve der Unterstützungsmaxima
  - Für jeden Punkt auf der Ruhedehnungskurve ergibt sich eine Gerade (Unterstützungsmaxima) aus der Verbindung der isobaren mit der isovolumetrischen Maxima
  - Dient der Ermittlung des geförderten Volumens bei einem sich ändernden Druck in der Aorta
- Druckverlauf im linken Ventrikel

A Öffnen der Mitralklappe
↓ Füllungsphase (Diastole)
B Schließen der Mitralklappe
↓ isovolumetrische Anspannungsphase (Systole)
C Öffnen der Aortenklappe
↓ Auswurfsphase (Systole)
D Schließen der Aortenklappe
↓ isovolumetrische Entspannungsphase (Diastole)



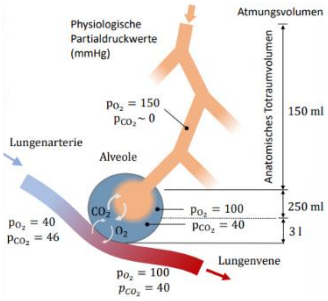
Respiratorisches System

- Obere Atemwege
  - Nasen-, Mundhöhle, Rachenraum
- Untere Atemwege
  - Kehlkopf mit Stimmbändern, Lunge (Trachea, Bronchien, Bronchiolen, Alveolen)
- Transport von Gasen



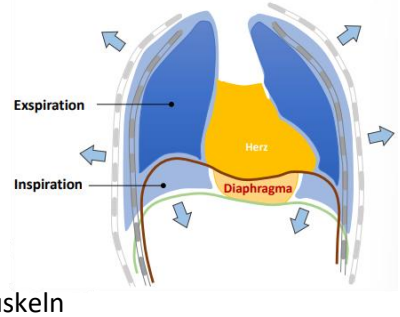
- Ventilation
  - mechanischer Vorgang, der über muskuläre Arbeit die alternierende Zufuhr von Luft und Abfuhr von CO_2 ermöglicht -> belüftet die Lunge
  - Volumenänderung der Lunge kommt über Zusammenwirkung von Atemmuskulatur zustande
  - vegetatives Nervensystem -> unbewusste Funktion
  - durch willkürliche Muskelkontraktion ist bewusste Steuerung möglich
- Atmung
  - Austausch von O_2 und CO_2 zwischen Umgebung und Organismus
  - Vorgänge zur Energiegewinnung auf zellulärer Ebene -> Verbrauch von O_2 und Erzeugung von CO_2
  - Ventilation ist ein Anteil des biomechanischen Vorgangs

Gasaustausch



- Alveolen p_{O2} > Blut am Einlass der Kapillaren p_{O2}
- Alveolen p_{CO2} < Blut am Einlass der Kapillaren p_{CO2}
- Durch Atemzugvolumen und -frequenz lassen sich Partialdrücke in Alveolen beeinflussen
- O_2 und CO_2 Konzentration ändert sich entlang der Alveolar-Kapillar-Wand und in den Geweben

Lungenmechanik

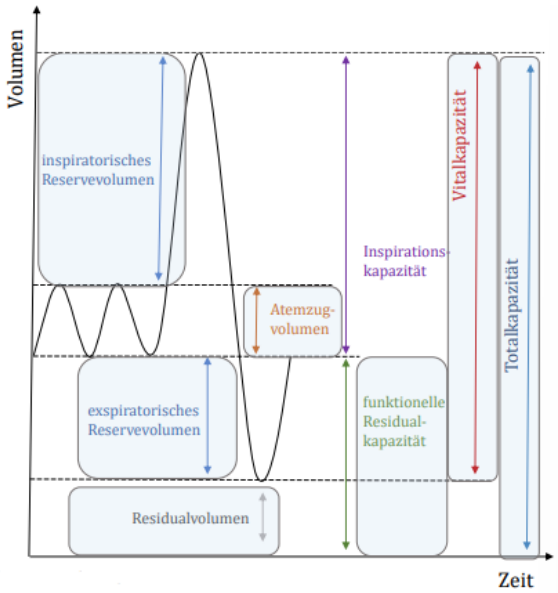


- Inspiration
  - Einatmung, Befüllung der Lunge
  - Muskelkontraktion -> aktiv
  - Diaphragma (Zwerchfell) sinkt ab, 2/3 der Arbeit
  - Interkostalmuskeln verschieben Rippen nach oben, 1/3 der Arbeit
- Exspiration
  - Rückstellkraft der Lungen und des Thorax -> passiv
  - Forcierte Exspiration: Muskeln des Abdomens und Zwischenrippenmuskeln

-> Dehnung der Alvelorwand ↔ Druckunterschied p_A-p_p (nach Exspiration $p_A > p_p$)

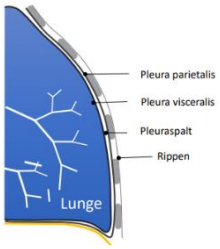
- Volumen

Atemzugvolumen	Volumen, das in einem Atemzug aufgenommen (und wieder abgegeben) wird -> Ruhezustand ca. 400-500 ml.
Reservevolumen	zusätzliche Volumen, die jeweils in der Ein- und Ausatmung aufgenommen und abgegeben werden können
Funktionelle Residualkapazität	Volumen, das im Ruhezustand am Ende der Ausatmung in den Lungen verbleibt -> ca. 3 l
Vitalkapazität	maximales Volumen, das ein- und ausgeatmet werden kann



Pleura

- Dünne Schutzhülle der Lunge
- Pleura visceralis und Pleura parietalis
- Umschließt Flüssigkeitsgefüllten Spalt
- Volumenvergrößerung bei Inspiration
  - Volumenzunahme in den Innenräumen der Lunge wegen der Inkompressibilität der Pleuraflüssigkeit
  - Aufweitung der Alveolen über Dehnung der Alveolarwand
  - Die Druckverhältnisse über die Alveolarwand ergeben sich aus den Dimensionen und der Gewebe-Compliance



Restriktive Ventilationsstörung

- Lungenfibrose
  - Verminderte Dehnbarkeit der Alveolarwand über Gewebeänderungen
  -> Abnahme der Compliance
- Lungenödem
  - Verminderte Dehnbarkeit der Alveolarwand über Flüssigkeitsansammlung
  -> Abnahme der Compliance

Obstruktive Ventilationsstörung

- Erkrankungen, welche den Strömungswiderstand erhöhen
- höherer Widerstand der Atemwege führt zu einer Abnahme des intrapulmonalen Drucks p_A bei gleichbleibendem Volumenstrom

Künstliche Beatmung

$$C_{TH+L} = \frac{\Delta V}{\Delta p_a}$$

- Luftströmung in die Lunge durch einen maschinell bereitgestellten Überdruck
- Die Lunge und der Thorax werden durch einen angelegten Überdruck in den Alveolen aufgeweitet (unphysiologischer Zustand)
- Ein höherer Druck ist zur Öffnung der Alveolen erforderlich

