Mechanische Grundlagen der Biomechanik

und

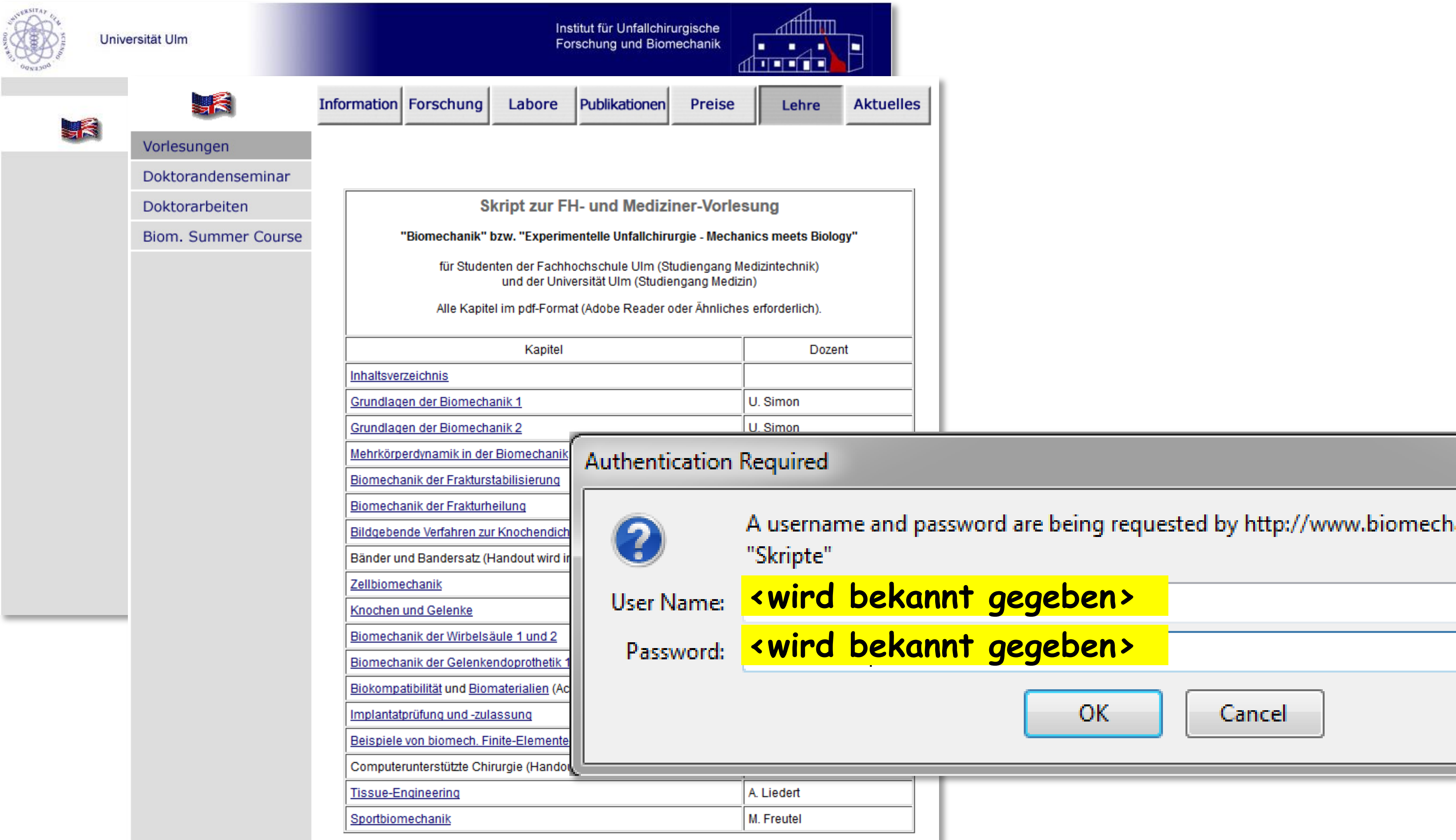
Biomechanische Prinzipe des Knochenbaus

Dr.-Ing. Ulrich Simon
UZWR

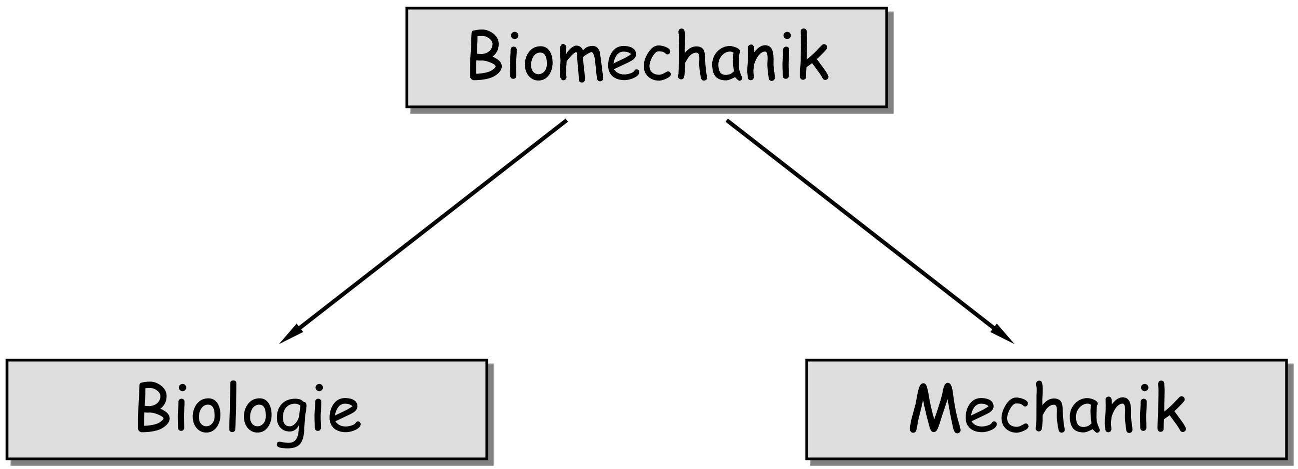
www.biomechanics.de

www.uzwr.de

Biomechanik > Scripte



Allgemeines



Ziel der Vorlesung:

Mechanische Grundlagen in anschaulicher Form auffrischen.

Gliederung Vorlesung 1

Größen, Dimensionen, Einheiten

Standard: ISO 31, DIN 1313

Größe = Zahlenwert · Einheit

Länge L = $2 \cdot \mathrm{m}$ = $2\ \mathrm{m}$

{Größe} = Zahlenwert

[Größe] = Einheit

falsch: ~~Länge L [m]~~

richtig: Länge L / m

oder Länge L in m

SI-Basiseinheiten (Mechanik):

m (Meter), kg (Kilogramm), s (Sekunde)

Einheitensysteme

Basiseinheiten			***Abgeleitete Einheiten***					***Bemerkung***
Länge	*Masse*	*Zeit*	*Kraft*	*Spannung*	*Dichte*	*Beschl.*	…	
m	**kg**	**sec**	N	Pa	kg/m^3	m/sec^2	…	SI-Einheiten
mm	t	**sec**	**N**	MPa	t/mm^3	mm/sec^2	…	Organ-Level
µm	t	sec	mN	GPa	…	…	…	Tissue-Level

[…] bedeutet Einheit von …

Zu Zeile 1:

[Kraft] = [Masse]*[Länge]/[Zeit]^2
[Spannung] = [Kraft]/[Länge]^2
[Dichte] = [Masse]/[Länge]^3
…

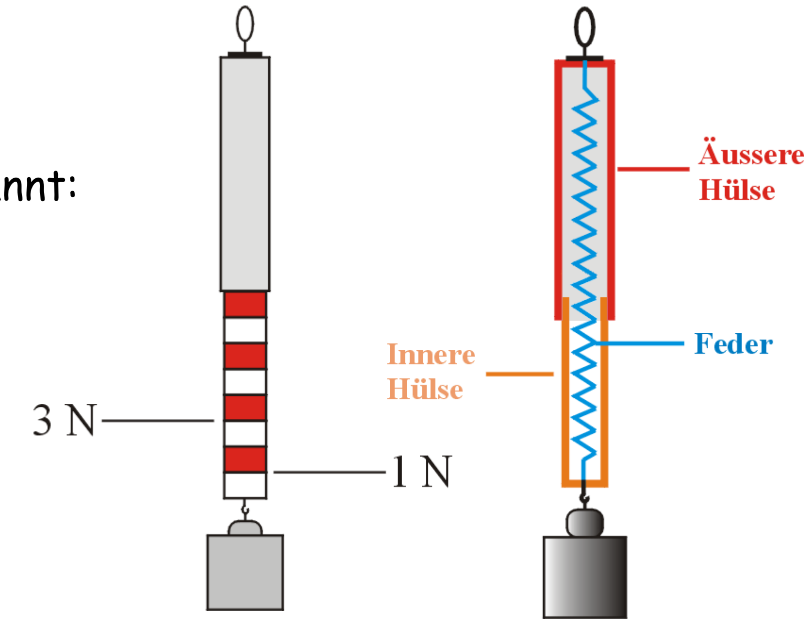
Zu Zeile 2:

1. Wahl: mm
2. Wahl: N
3. Wahl: sec

[Masse] = ?
[Kraft] = [Masse]*[Länge]/[Zeit]^2
[Masse] = [Kraft]*[Zeit]^2/[Länge]
= (kg*m/sec^2)*sec^2/ mm
= 1000 kg
= t

Die Kraft

- Der Kraft-Begriff ist aus dem Alltag gut bekannt: Antriebskraft, Muskelkraft, Arbeitskraft, ...
- aber eigentlich axiomatisch, d.h. ohne strenge Definition
- „Kraft“ ist eine Erfindung, keine Entdeckung
- Kräfte können nicht direkt gemessen werden.



Zweites Newtonsches Axiom:

Kraft = Masse · Beschleunigung oder $F = m \cdot a$

Zum Merken:

Die Kraft ist die Ursache für eine Beschleunigung (Bewegungsänderung) oder eine Verformung Dehnung) eines Körpers.

Die Einheit der Kraft

Newton

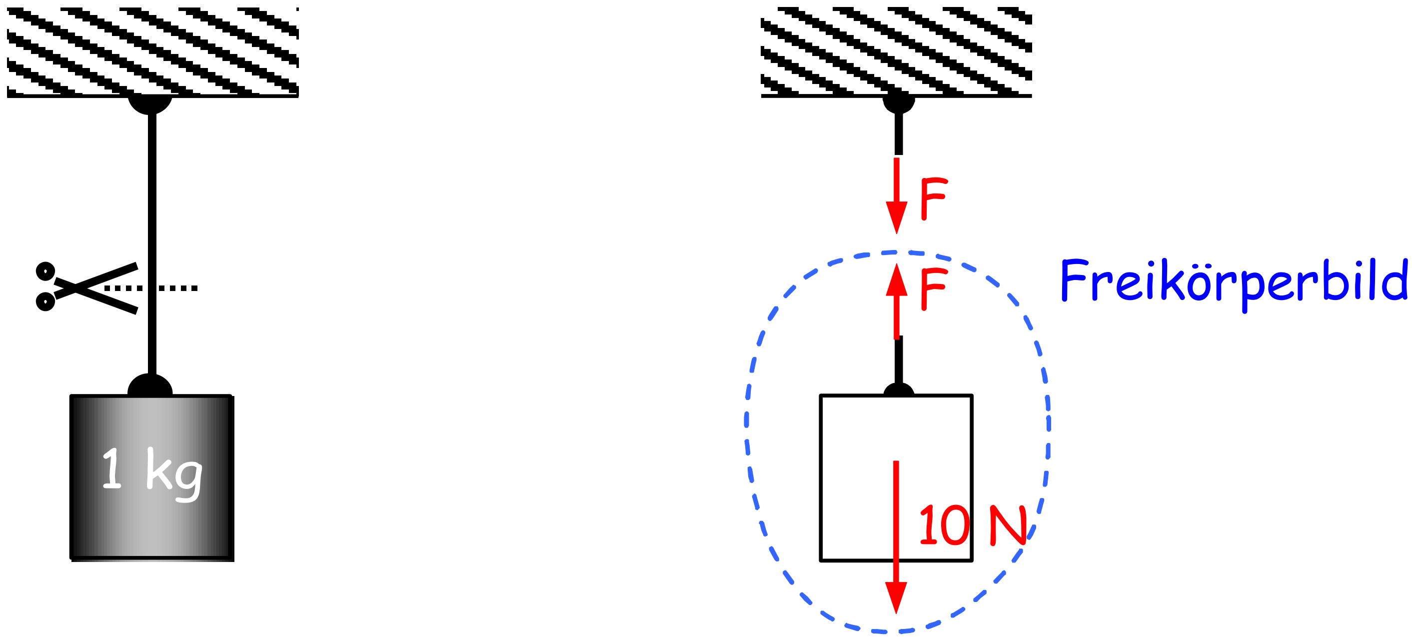
N = kg·m/s²

$$F_G = m \cdot g$$
$$= 0{,}102\,\mathrm{kg} \cdot 9{,}81\,\mathrm{N/kg}$$
$$= 1\,\mathrm{N}$$

Zum Merken:

Gewichtskraft einer Tafel Schokolade ≈ 1 Newton

Schnittprinzip (Euler) und Freikörperbild



Zum Merken:

Erst schneiden dann Kräfte und Momente eintragen.

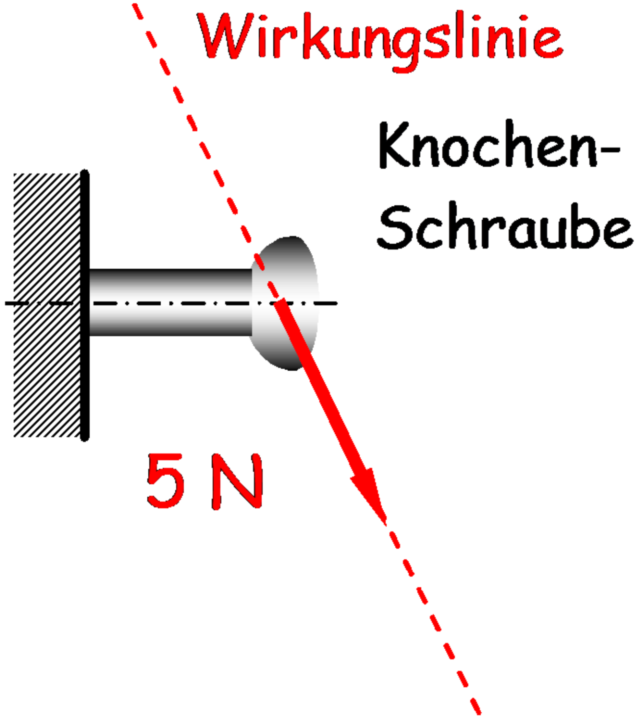
Freikörperbild = völlig freigeschnittenes Teilsystem

Darstellen von Kräften

... mit Pfeilen

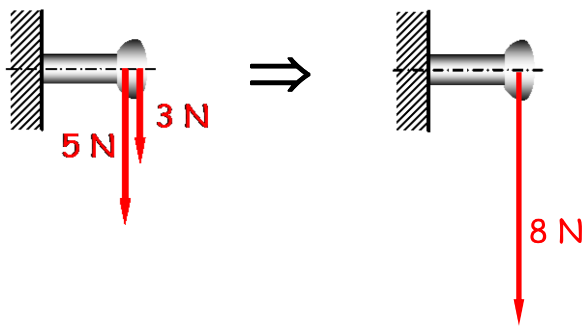
Kräfte sind *vektorielle* Größen

- **Betrag**
- **Richtung**
- **Richtungssinn**

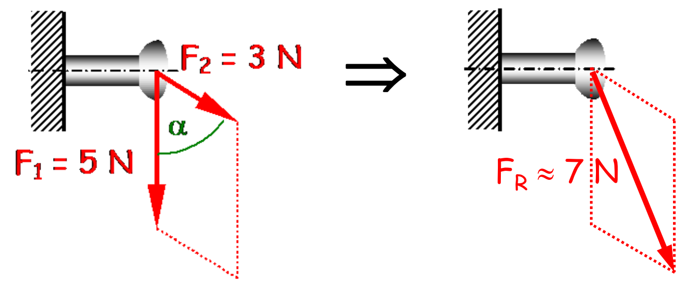


Zusammenfassen und Zerlegen von Kräften

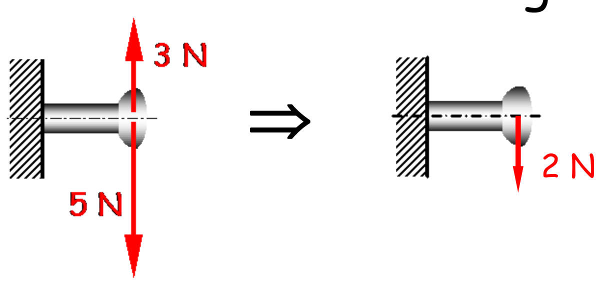
Addition der Beträge



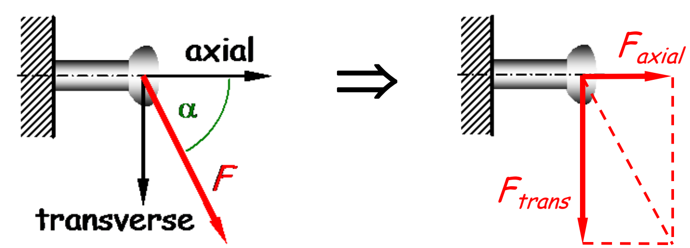
Vectoraddition



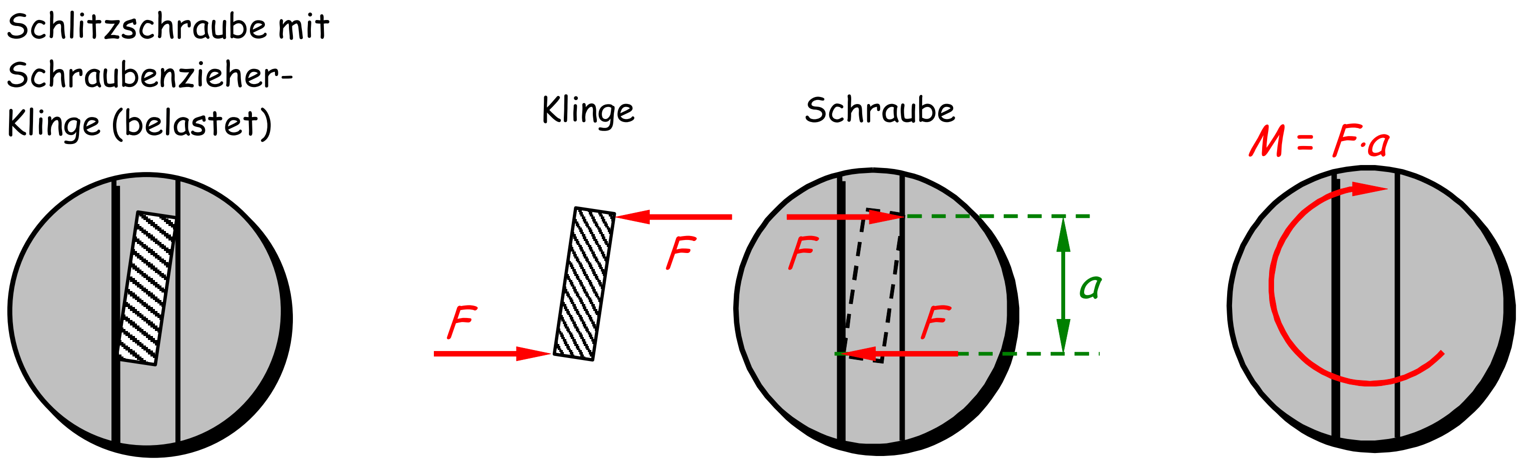
Subtraktion der Beträge



Zerlegung in Komponenten



Das Moment



Kräftepaar (F, a)

Moment M

Zum Merken:

Ein Moment ist die Ursache für eine Dreh-Beschleunigung (Bewegungsänderung) oder eine (Dreh-) Verformung (Torsion, Biegung) eines Körpers.

Zum Denken:

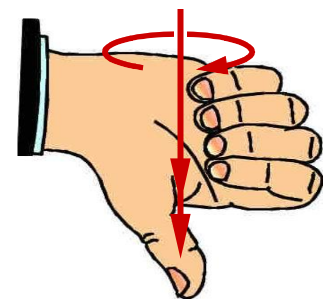
Moment gleich "Drehkraft"

Einheit des Moments

Newton-Meter

$N \cdot m = kg \cdot m^2/s^2$

Rechte-Hand-Regel:

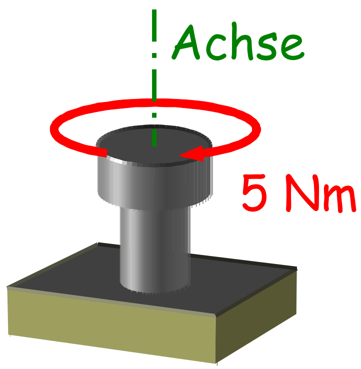


Darstellung von Momenten

... mit Drehpfeilen oder Doppelpfeilen

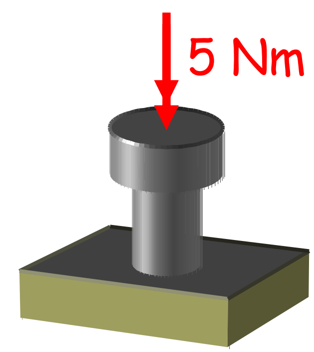
Momente sind *vektorielle* Größen

- **Betrag**
- **Richtung**
- **Richtungssinn**



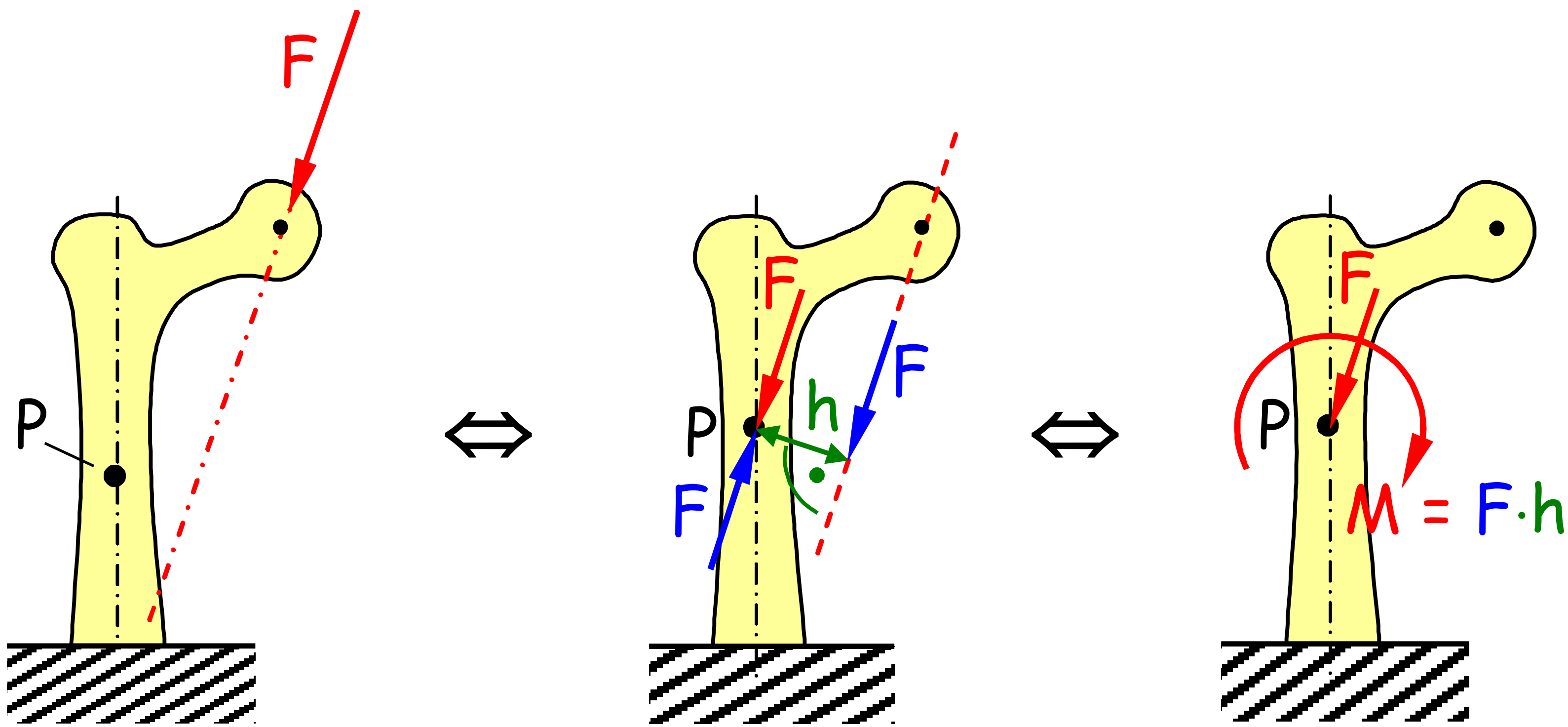
Drehpfeil

oder



Doppelpfeil

Moment einer Kraft bezüglich eines Punktes P

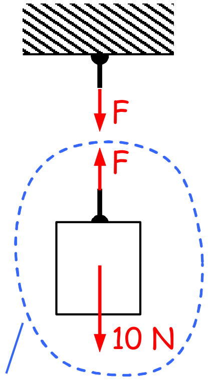


Zum Merken:

Moment = Kraft mal Hebelarm

(Hebelarm senkrecht zur Wirkungslinie)

Statisches Gleichgewicht



Freikörperbild innerhalb der Hüllfläche

Wichtig:

Gleichgewicht nur an "Freikörperbildern"

Für ein ebenes (2D) Problem gelten drei Gleichungen:

$$\text{Summe aller Kräfte in x-Richtung:} \quad F_{1,x} + F_{2,x} + \ldots \stackrel{!}{=} 0,$$

$$\text{Summe aller Kräfte in y-Richtung:} \quad F_{1,y} + F_{2,y} + \ldots \stackrel{!}{=} 0,$$

$$\text{Summe aller Momente bezüglich P:} \quad M^P_{1,z} + M^P_{2,z} + \ldots \stackrel{!}{=} 0.$$

(Für ein räumliches (3D) Problem gelten sechs Gleichungen)

Lösungsrezept

Schritt 1: Modellbildung. Generieren eines Ersatzmodells (Skizze mit Geometrie, Lasten, Einspannungen). Weglassen unwichtiger Dinge. Das "reale System" muss abstrahiert werden.

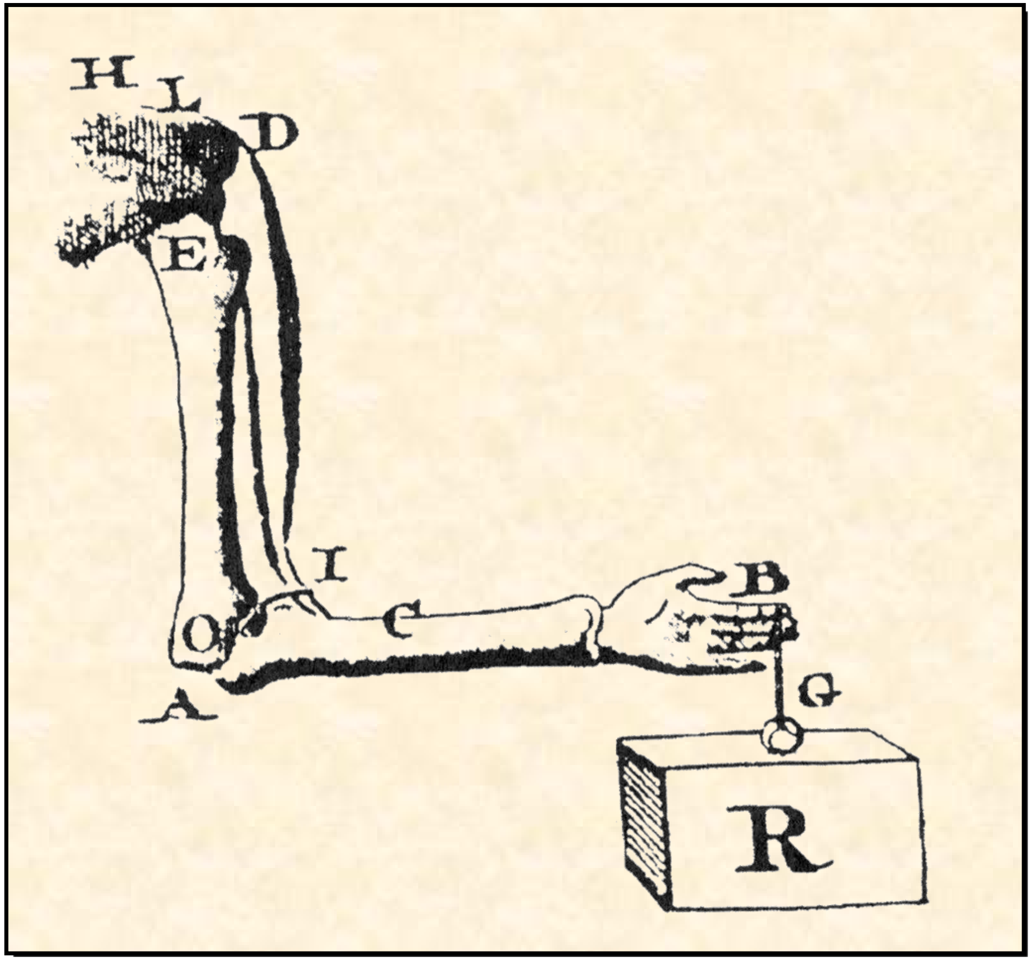
Schritt 2: Schneiden, Freikörperbilder. System aufschneiden, Schnittkräfte und Schnittmomente eintragen,

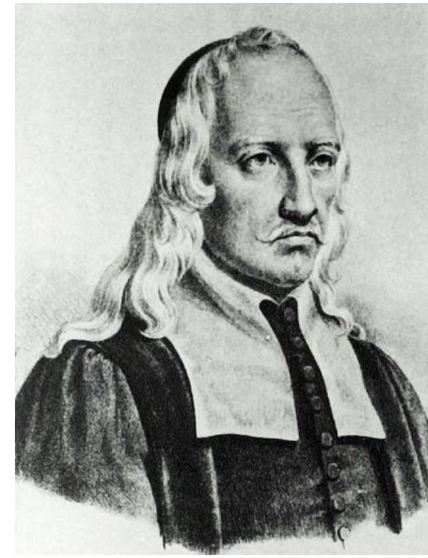
Schritt 3: Gleichgewicht. Kräfte- und Momentengleichgewichte für Freikörper anschreiben.

Schritt 4: Gleichungen lösen.

Schritt 5: Ergebnis deuten, verifizieren, mit Experiment vergleichen; Plausibilität prüfen.

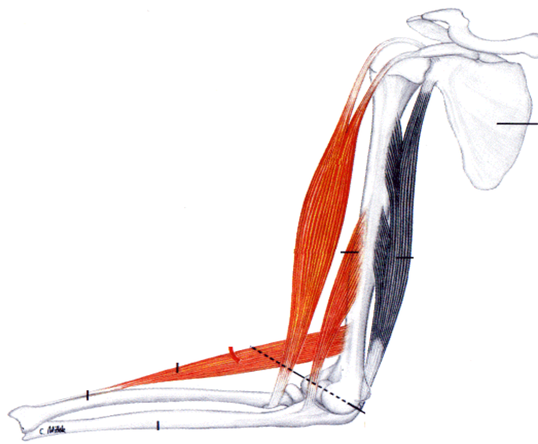
Klassisches Rechenbeispiel: "Bizeps-Kraft"

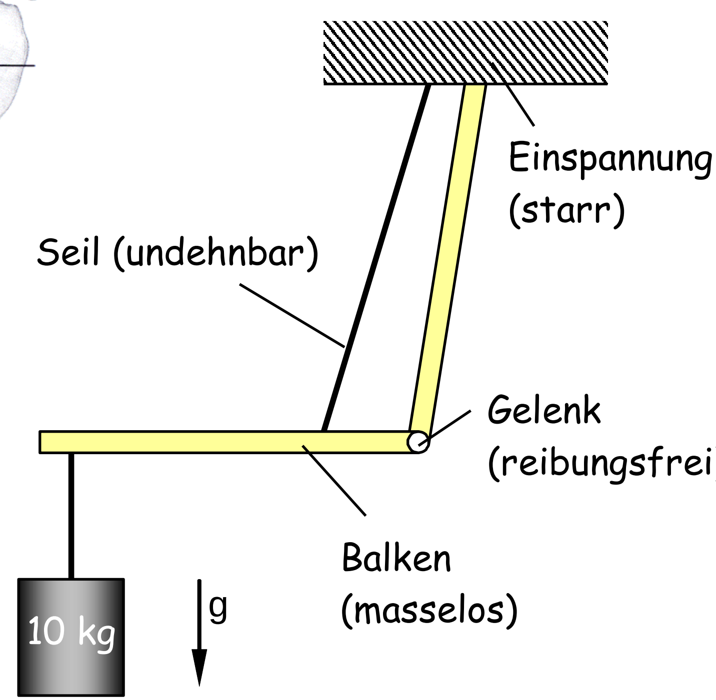




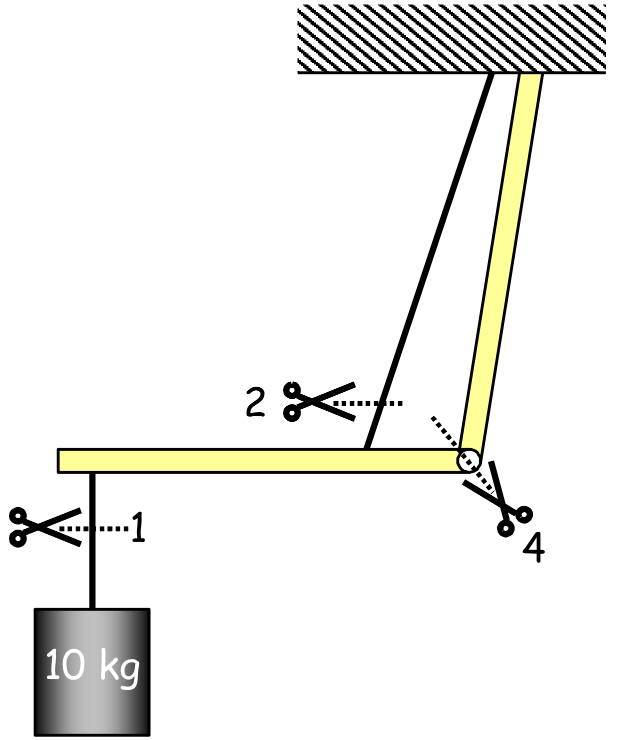
Aus:
„De Motu Animalium"
von
G.A. BORELLI
(1608-1679)

Schritt 1: Modellbildung

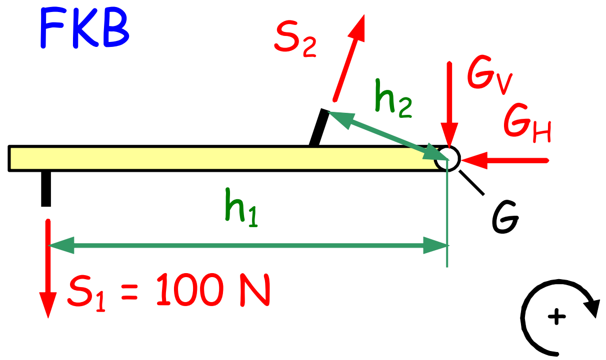




Schritt 2: Schneiden und Freikörperbilder



FKB



Schritt 3: Gleichgewicht

Schritt 4: Gleichungen lösen

Summe aller Momente bezügl. Punkt G = 0

$$-S_1 \cdot h_1 + S_2 \cdot h_2 \overset{!}{=} 0$$

$$-100\,\mathrm{N} \cdot 35\,\mathrm{cm} + S_2 \cdot 5\,\mathrm{cm} \overset{!}{=} 0$$

$$\Rightarrow S_2 = 100\,\mathrm{N} \cdot \frac{35\,\mathrm{cm}}{5\,\mathrm{cm}} = \underline{\underline{700\,\mathrm{N}}}$$

Das ist das siebenfache der Last!

Elastostatik / Festigkeitslehre

Spannungen

Zum Merken:

Spannung = „verschmierte“ Schnittkraft,

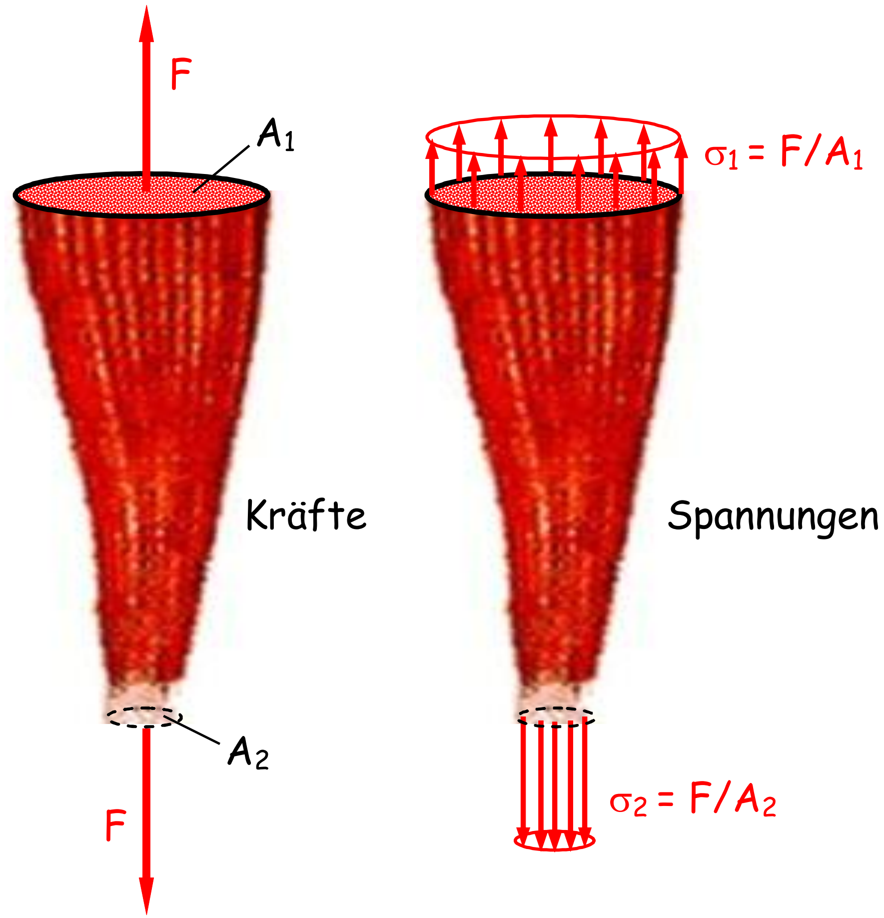
Spannung = Kraft pro Fläche oder $\sigma = F/A$

Einheit der Spannung

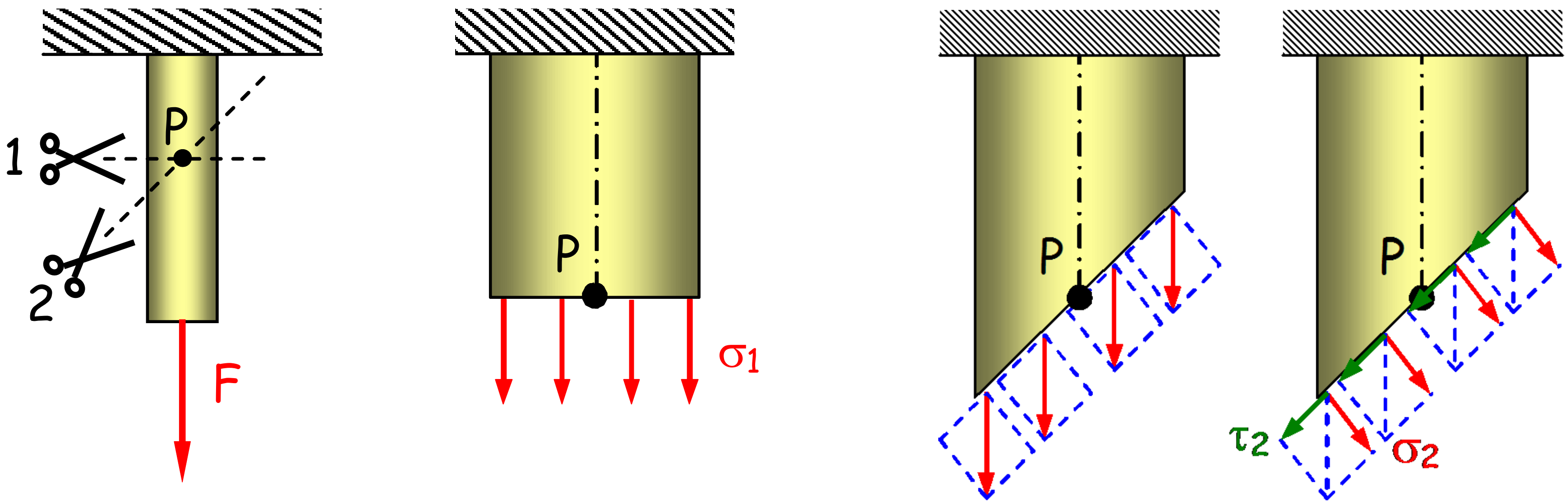
Mega-Pascal: $1\ MPa = 1\ N/mm^2$
Pascal: $1\ Pa = 1\ N/m^2$

Beispiel:

Zugspannung im Muskel



Normal- und Schubspannungen



Zugstab

Schnitt 1:
mit Normalspannung σ_1

Schnitt 2:
mit Normalspannung σ_2
und Schubspannung τ_2

Normal- und Schubspannungen

Zum Merken:

Erst Schnitt, dann Art und Größe der Spannung.

Normalspannungen (Zug- und Drucksp.) senkrecht zur Schnittfläche

Schubspannungen stehen parallel zur Schnittfläche.

Allgemeiner (3D) Spannungszustand ...

!

... in einem Punkt des Körpers:

- <u>Drei</u> Spannungskomponenten in einem Schnitt (Normalsp., 2x Schubsp.)

  mal

- <u>Drei</u> Schnitte (z.B. frontal, sagittal, transversal)

  gleich

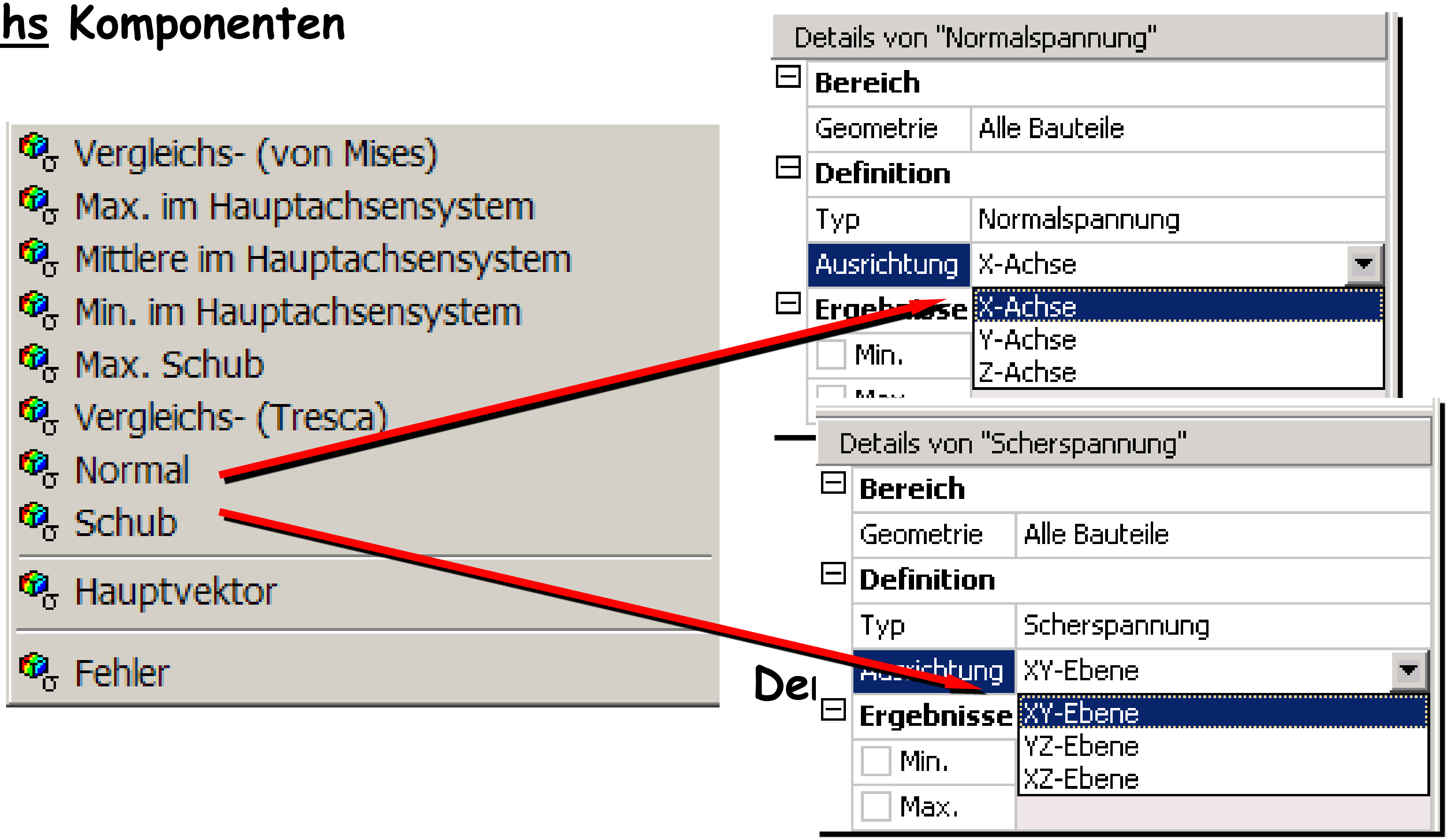
- <u>Neun</u> Spannungskomponenten, die den vollständigen 3d Spannungszustand in einem Punkt im Körper kennzeichnen.
- <u>Sechs</u> Komponenten davon sind unabhängig („Gleichheit der Schubsp.“)

$$\underline{\underline{\sigma}} = \begin{bmatrix} \sigma_{xx} & \sigma_{xy} & \sigma_{xz} \\ \sigma_{yx} & \sigma_{yy} & \sigma_{yz} \\ \sigma_{zx} & \sigma_{zy} & \sigma_{zz} \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \sigma_{xx} & \tau_{xy} & \tau_{xz} \\ \tau_{xy} & \sigma_{yy} & \tau_{yz} \\ \tau_{xz} & \tau_{yz} & \sigma_{zz} \end{bmatrix}$$

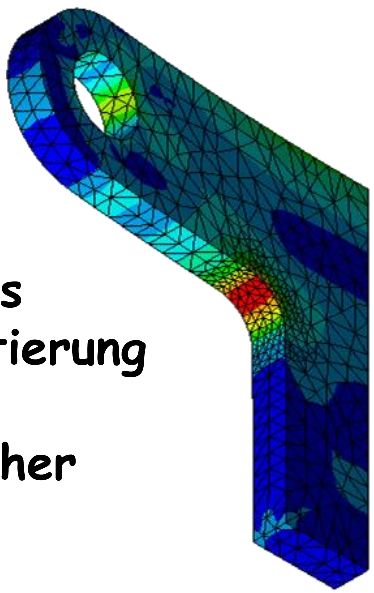
Der „Spannungstensor“

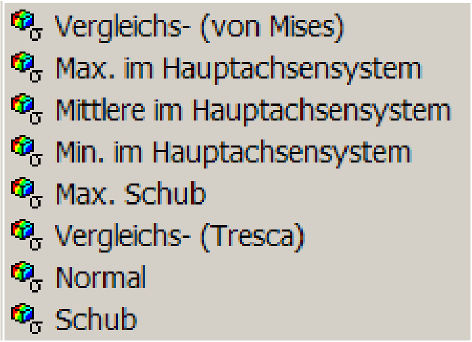
Allgemeiner Spannungszustand ...

<u>Sechs</u> Komponenten



- Problem: Will man bunte Bilder machen, muss man sich für eine Komponente entscheiden.
- Aber welche soll man nehmen?
- Man kann statt einer einzelnen auch „Mischungen“ der Komponenten- verwenden.
- So genannte „Invarianten“ sind nichts weiter als besonders „schlaue“ Mischungen bei denen unabhängig von der Orientierung des Koordinatensystems das selbe rauskommt: „Hauptspannungen“, „Von-Mises-Spannung“, „Hydrostatischer Spannungsanteil“, „Oktaeder-Schubspannung“, ...





$$\sigma_{Mises} = \sqrt{\sigma_{xx}^2 + \sigma_{yy}^2 + \sigma_{zz}^2 - \sigma_{xx}\,\sigma_{yy} - \sigma_{xx}\,\sigma_{zz} - \sigma_{yy}\,\sigma_{zz} + 3\,\tau_{xy}^2 + 3\,\tau_{xz}^2 + 3\,\tau_{yz}^2}$$

Dehnungen

DETAILS

- **Seiltyp:** Einfachseil
- **Durchmesser:** 10.5 mm
- **Imprägnierung:** ohne
- **Gewicht:** 72 g pro Meter
- **Fangstoß:** 9.6 kN
- **Anz. Stürze:** 10
- **Mantelverschiebung:** 0 mm
- **Dehnung statisch:** 7.7 %
- **Dehnung dynamisch:** 32 %
- **Knotbarkeit:** 0.7
- **Farbe:** mix

Zum Merken:

Dehnung = relative Längenänderung (Winkeländerung)

Definition der Dehnung

$$\text{Dehnung} := \frac{\text{Längenänderung}}{\text{Ursprungslänge}}$$

$$\varepsilon := \frac{\Delta L}{L_0}$$

Einheit der Dehnung

Ohne Einheit, also z.B.:

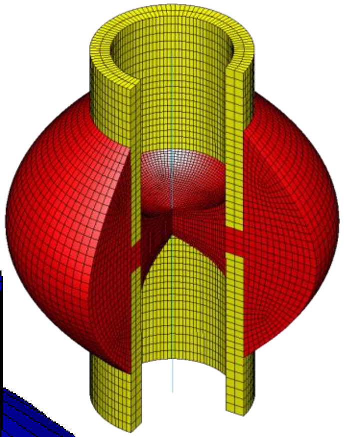
1

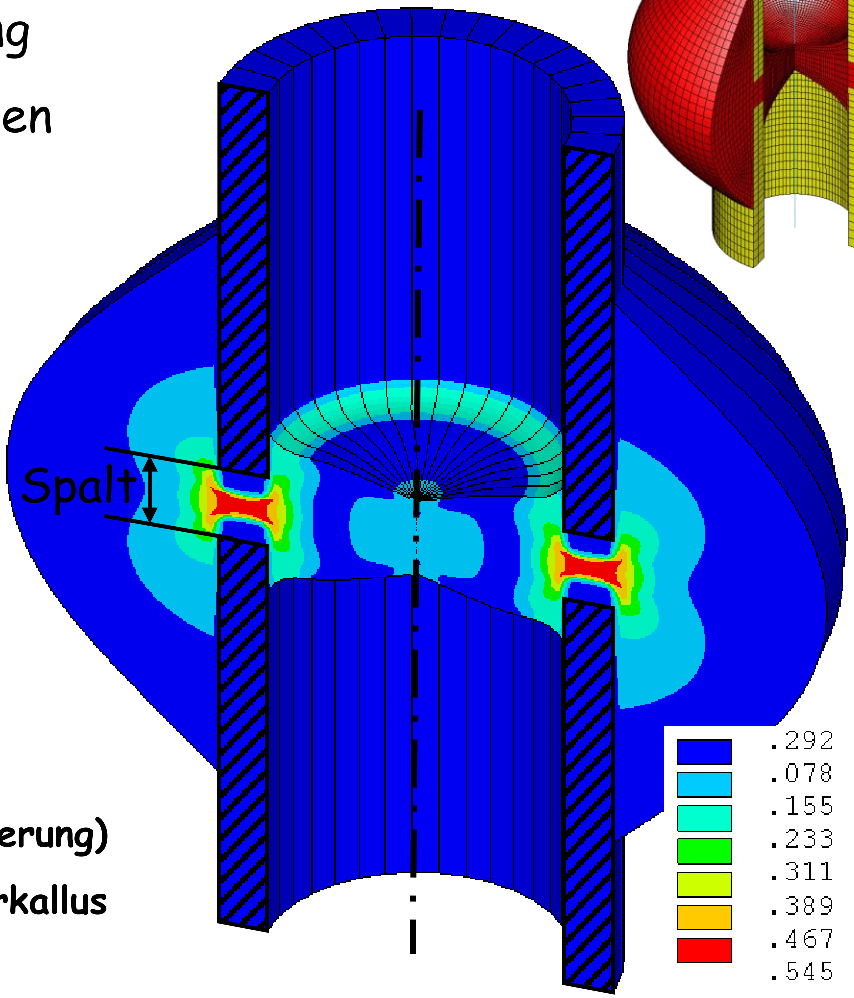
1/100 = %

1/1.000.000 = με (micro strain) = 0,1 %

Dehnungen

- Globale, äußere Dehnung
- Lokale, innere Dehnungen



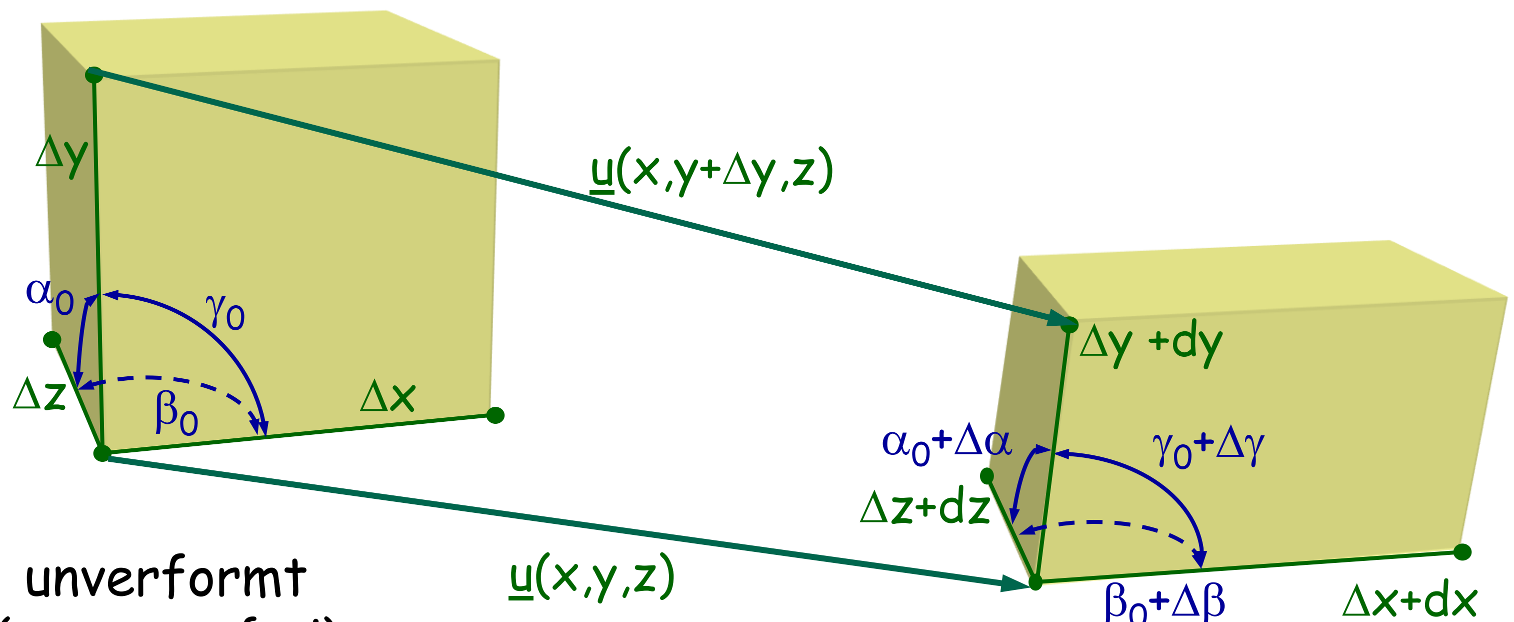


Dehnung (Gestaltänderung)

im Frakturkallus

Definition des lokalen Dehnungszustands

Infinitesimales Testvolumen $\Delta V = \Delta x \cdot \Delta y \cdot \Delta z$



unverformt
(spannungsfrei)

Verschoben und verformt
(Spannungen an allen Oberflächen)

Definition des lokalen Dehnungszustands

$$\varepsilon_{xx} = \lim_{\Delta x \to 0} \frac{dx}{\Delta x}, \quad \varepsilon_{yy} = \lim_{\Delta y \to 0} \frac{dy}{\Delta y}, \quad \varepsilon_{zz} = \lim_{\Delta z \to 0} \frac{dz}{\Delta z}$$

$$\varepsilon_{xy} = \frac{1}{2} \cdot \Delta\gamma, \quad \varepsilon_{xz} = \frac{1}{2} \cdot \Delta\beta, \quad \varepsilon_{yz} = \frac{1}{2} \cdot \Delta\alpha$$

Längenänderung aus Verschiebungszustand $\underline{u}$

$$\varepsilon_{xx} = \lim_{\Delta x \to 0} \frac{dx}{\Delta x} = \lim_{\Delta x \to 0} \frac{u_x(x+\Delta x) - u_x(x)}{\Delta x} = \frac{\partial u_x}{\partial x} = u_{x,x}$$

Universelle Definition der Dehnungskomponenten

$$\varepsilon_{ij} = \frac{1}{2}\left(u_{i,j} + u_{j,i}\right), \quad i, j = \{x, y, z\}$$

$$\underline{\underline{\varepsilon}} = \begin{bmatrix} \varepsilon_{xx} & \varepsilon_{xy} & \varepsilon_{xz} \\ \varepsilon_{xy} & \varepsilon_{yy} & \varepsilon_{yz} \\ \varepsilon_{xz} & \varepsilon_{yz} & \varepsilon_{zz} \end{bmatrix}$$

Der „Dehnungstensor“

Werkstoffgesetze

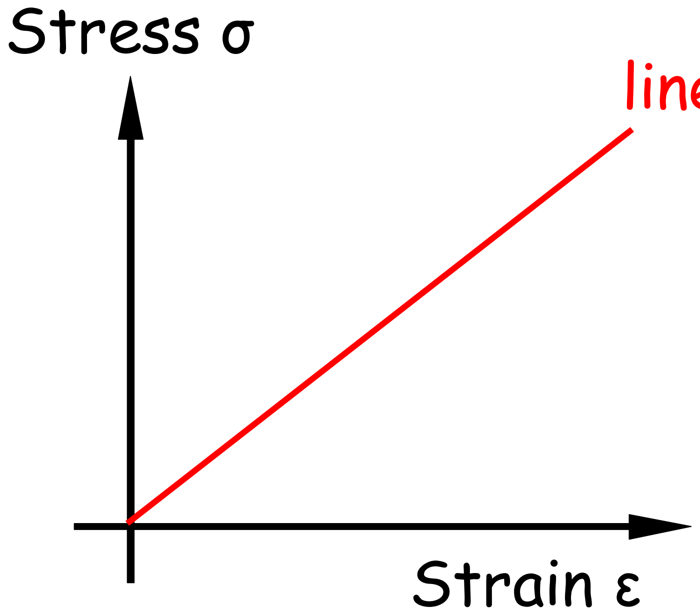
... verknüpfen Spannungen und Dehnungen miteinander

Lineares Werkstoffgesetz

$$\sigma = E \cdot \varepsilon$$

$$\underline{\underline{\sigma}} = \underline{\underline{\underline{\underline{E}}}} \cdot \underline{\underline{\varepsilon}}$$

$$\sigma_{ij} = E_{ijkl} \cdot \varepsilon_{kl}$$



- Voll besetzter Tensor 4. Stufe für drei Dimensionen 81 Parameter (9x9)
- Gleichheit einander zugeordneter Schubspannungen (Boltzmann Kontinua) und Scherdehnungen 36 Parameter (6x6)

!

$$\underline{\sigma} = \underline{\underline{E}} \cdot \underline{\varepsilon}$$

- Maxwellscher Reziprozitätssatz (Satz von Betty) 21 Parameter
- Orthotrop (trabekulärer Knochen) 9 Parameter
- Transverse Isotrop (kortikaler Knochen) 5 Parameter
- Isotrop 2 Parameter

$$\begin{bmatrix} \sigma_{xx} \\ \sigma_{yy} \\ \sigma_{zz} \\ \tau_{xy} \\ \tau_{yz} \\ \tau_{zx} \end{bmatrix} = \frac{E}{(1+v)\cdot(1-2v)} \cdot \begin{bmatrix} (1-v) & v & v & 0 & 0 & 0 \\ & (1-v) & v & 0 & 0 & 0 \\ & & (1-v) & 0 & 0 & 0 \\ & & & \frac{(1-2v)}{2} & 0 & 0 \\ & & & & \frac{(1-2v)}{2} & 0 \\ \text{sym} & & & & & \frac{(1-2v)}{2} \end{bmatrix} \cdot \begin{bmatrix} \varepsilon_{xx} \\ \varepsilon_{yy} \\ \varepsilon_{zz} \\ \gamma_{xy} \\ \gamma_{yz} \\ \gamma_{zx} \end{bmatrix}$$

E - Elastizitätsmodul, E-Modul [Young's modulus]

ν - Querkontraktionszahl [Poisson's ratio] (0 ... <u>0.3</u> ... 0.5)

Zum Merken:

Ein linear-elastisches, isotropes Werkstoffverhalten wird durch zwei Werkstoffparameter gekennzeichnet:

z.B.: E und ν

Ein allgemeines anisotropes Werkstoffgesetz besitzt 21 Werkstoffparameter.

Zwei von:

E **- Elastizitätsmodul, E-Modul [Young's modulus]**

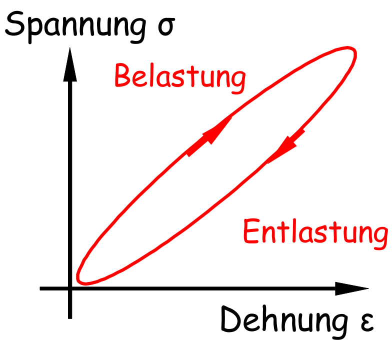
ν **- Querkontraktionszahl [Poisson's ratio] (0 ... 0.3 ... 0.5)**

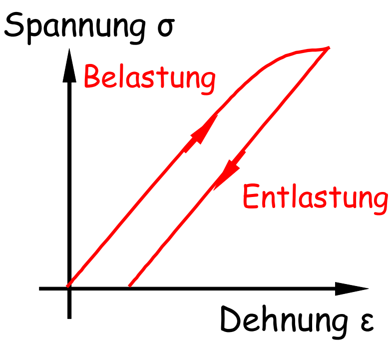
G - Schubmodul [Shear modulus]

K - Kompressionsmodul [Bulk modulus]

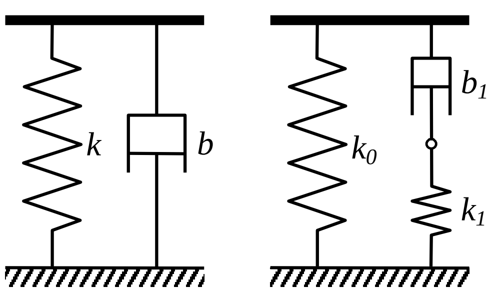
μ, λ - Lamesche Konstanten [Lame Constants]

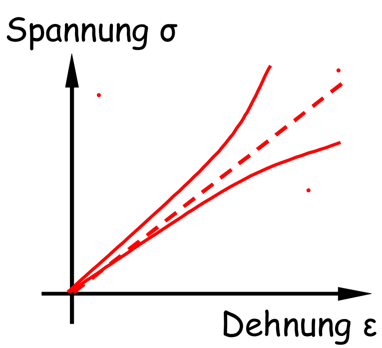
Kompliziertere Werkstoffgesetze:



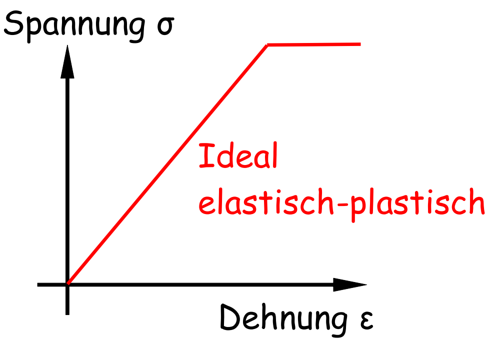


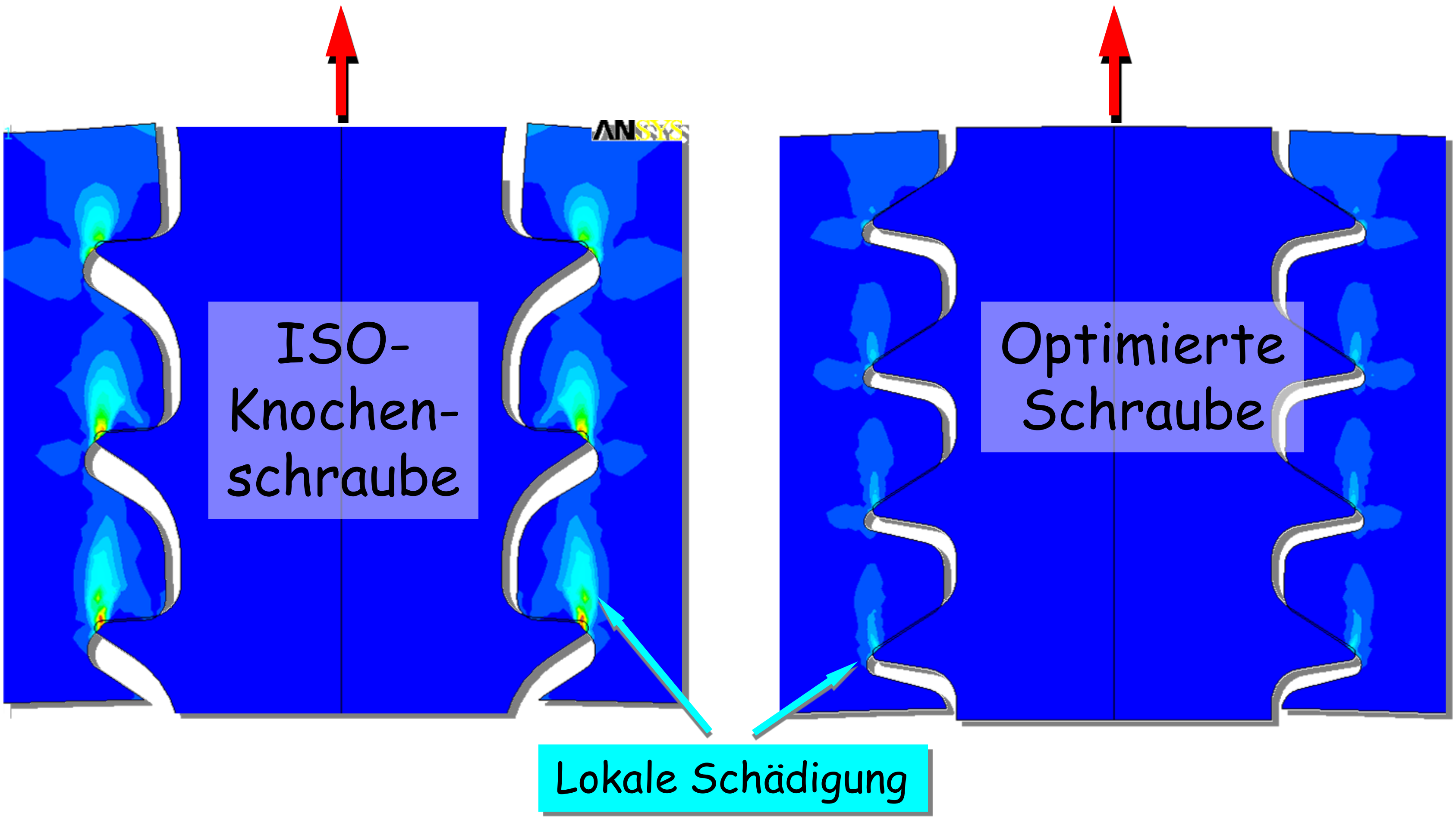
- **Nicht-linear**
- **Nicht-elastisch**
- ***Anisotrop***
- **Viskoelastisch, Typ: *innere Dämpfung***
- **Viskoelastisch, Typ: *Gedächtniseffekt***



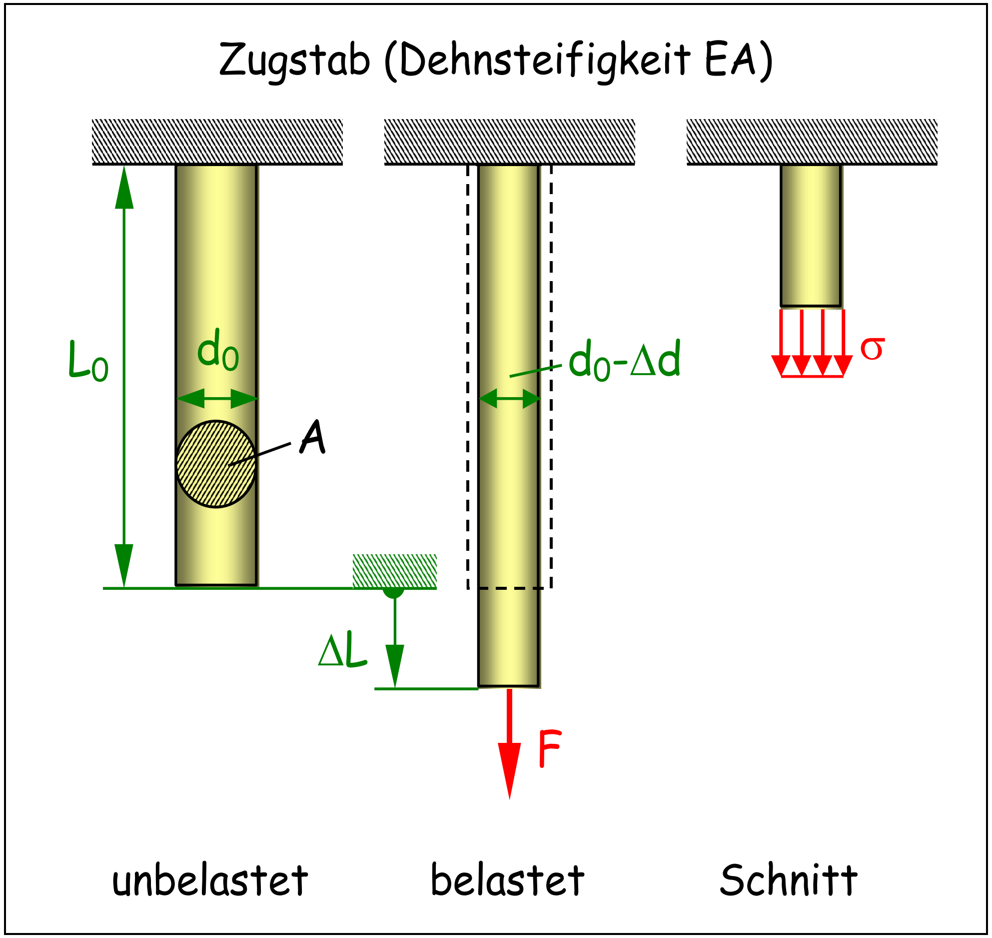


Plastische Dehnungen



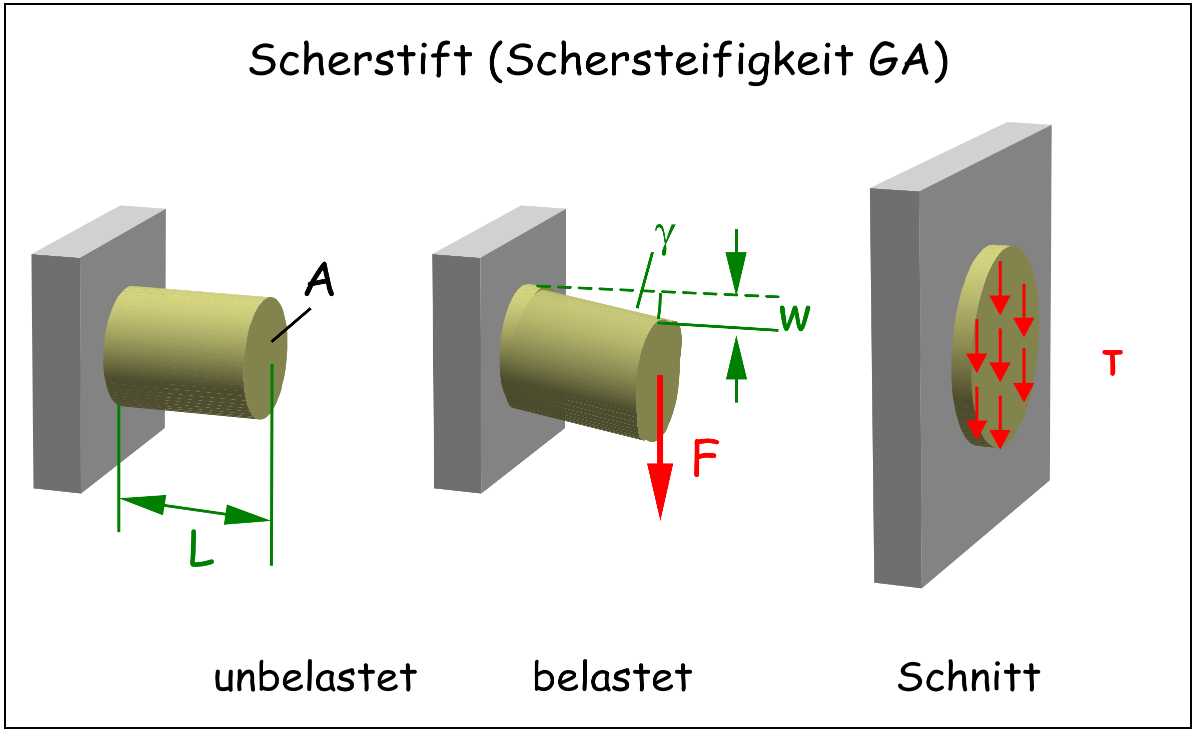


Einfache Lastfälle: 1. Zug und Druck



$$F = \frac{EA}{L_0}\Delta L\,, \quad k = \frac{EA}{L_0}$$

2. Scherung

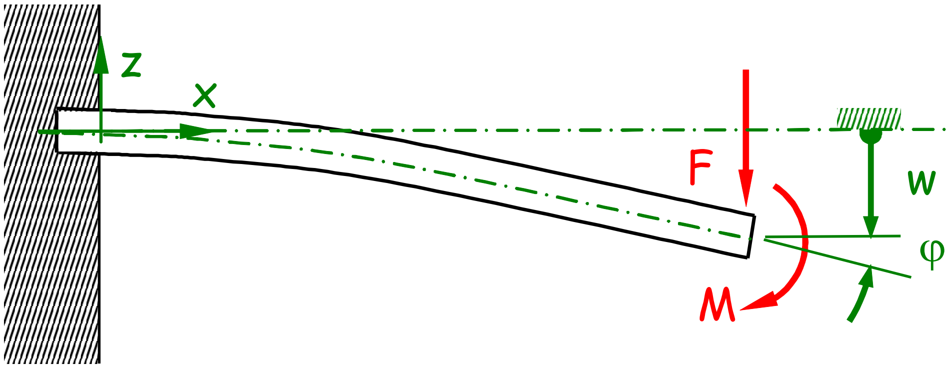


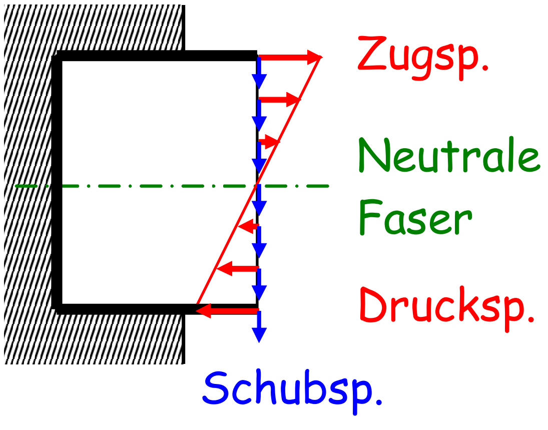
$$F = \frac{GA}{L} w, \quad k = \frac{GA}{L}$$

3. Biegung (Kragbalken)

Kragbalken (Biegesteifigkeit EI_a, Länge L)

Schnitt



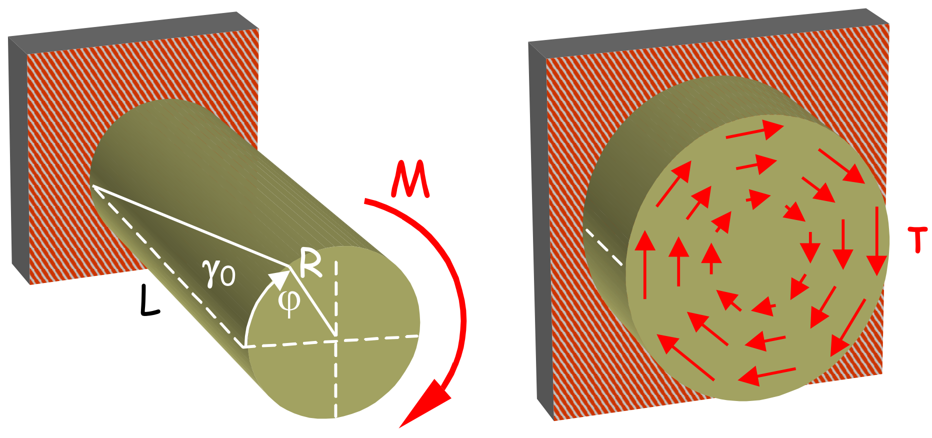


$$w = \frac{L^3}{3EI_a}F + \frac{L^2}{2EI_a}M,$$

$$\varphi = \frac{L^2}{2EI_a}F + \frac{L}{EI_a}M.$$

4. Torsion

Torsionsstab (Torsionssteifigkeit GI_T)



Länge L, Radius r

Schnitt

$$M = \frac{GI_T}{L}\varphi, \quad c = \frac{GI_T}{L}$$

Zum Merken:

Der Röhrenknochen hat eine günstige (materialsparende) Gestalt bei Torsions- und Biegebeanspruchungen.

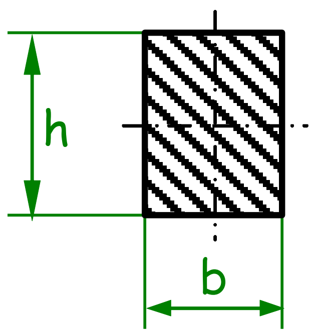
Flächenmoment 2. Grades

(früher: „Flächenträgheitsmomente“)
[Second Moment of Area]

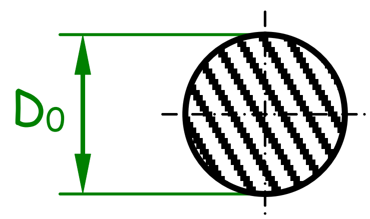
$$I_{yy} := \int_A r_z^2 \, dA$$

!

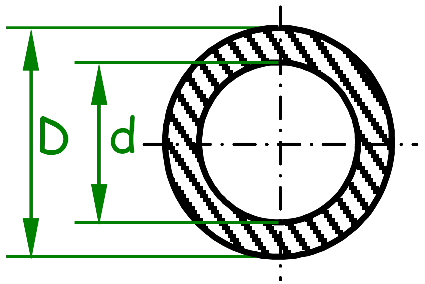
Rechteck:



Vollkreis:



Rohr:



Axiales Flächenmoment zweiten Grades (Biegung)

$$I_a = \frac{b \cdot h^3}{12} \qquad I_a = \frac{\pi}{64} D_0^4 \qquad I_a = \frac{\pi}{64}(D^4 - d^4)$$

Polares Flächenmoment zweiten Grades (Torsion)

$$I_T = I_P = \frac{\pi}{32} D_0^4 \qquad I_T = I_p = \frac{\pi}{32}(D^4 - d^4)$$

Kinematik und Dynamik

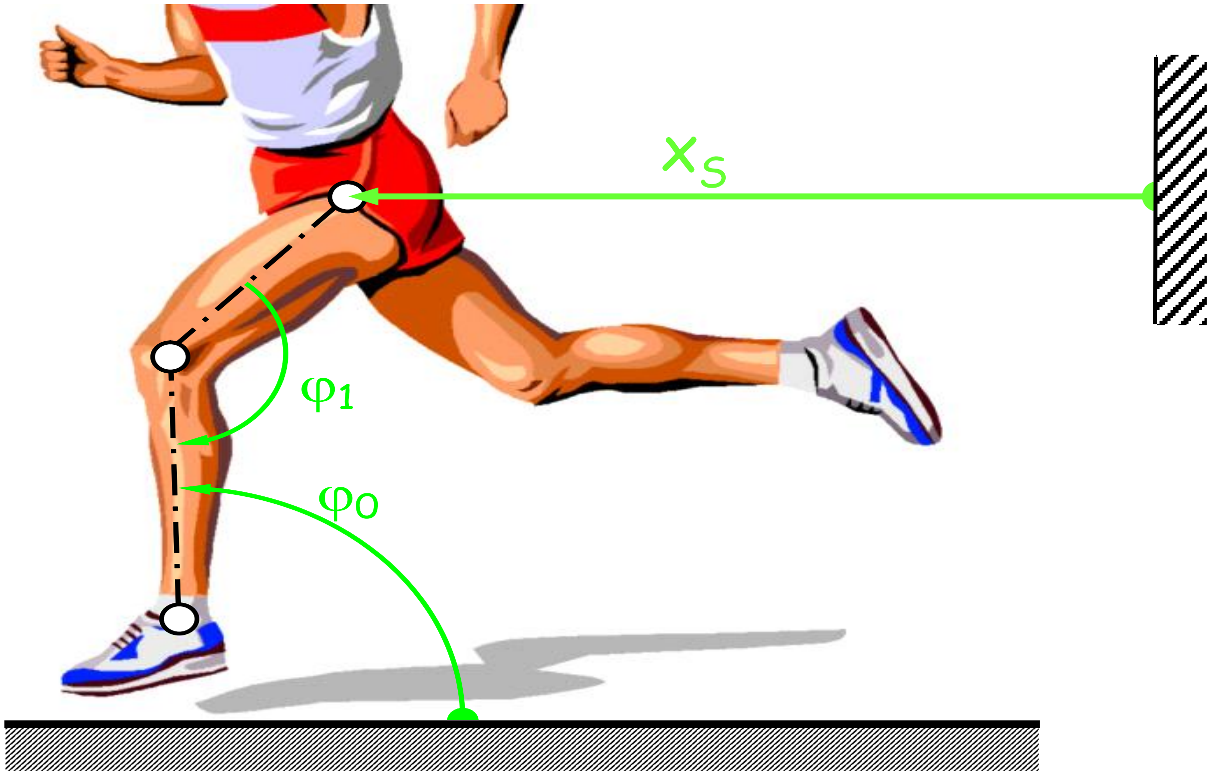
Kinematik

- Beschreibt und analysiert Bewegungen, ohne Kräfte zu betrachten.
- Bei starren Körpern genügen endlich viele Koordinaten zur Beschreibung.
- Koordinaten beschreiben die Lage der Körper zu jedem Zeitpunkt.
- In der Biomechanik: *Ganganalyse, Gelenkkinematik*.

Zum Merken:

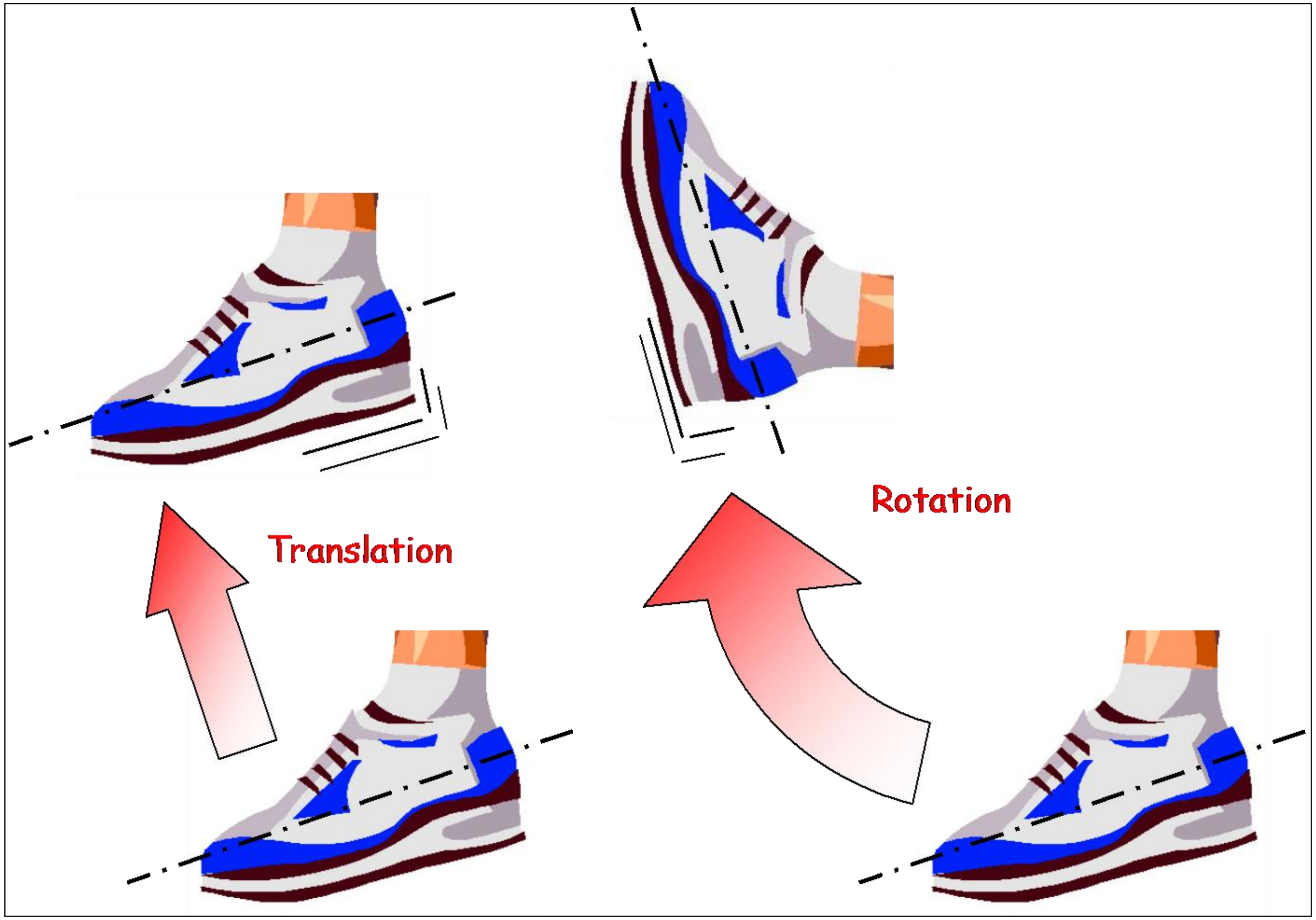
Kinematik = zeitveränderliche Geometrie

Koordinaten



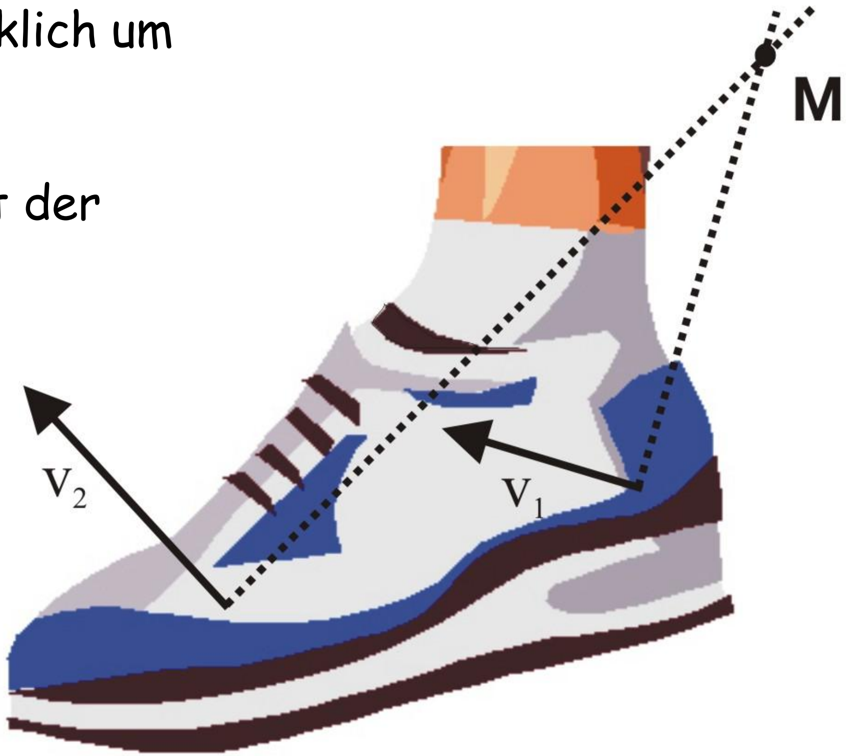
- Translatorisch vs. rotatorisch
- Absolut vs. relativ

Bewegungsarten: Translation, Rotation



Momentanpol / Momentane Drehachse

- Körperfester Punkt der augenblicklich keine Geschwindigkeit hat.
- Der Körper dreht sich augenblicklich um diesen Punkt (um diese Achse).
- Bei einer reinen Translation liegt der Momentanpol im Unendlichen.



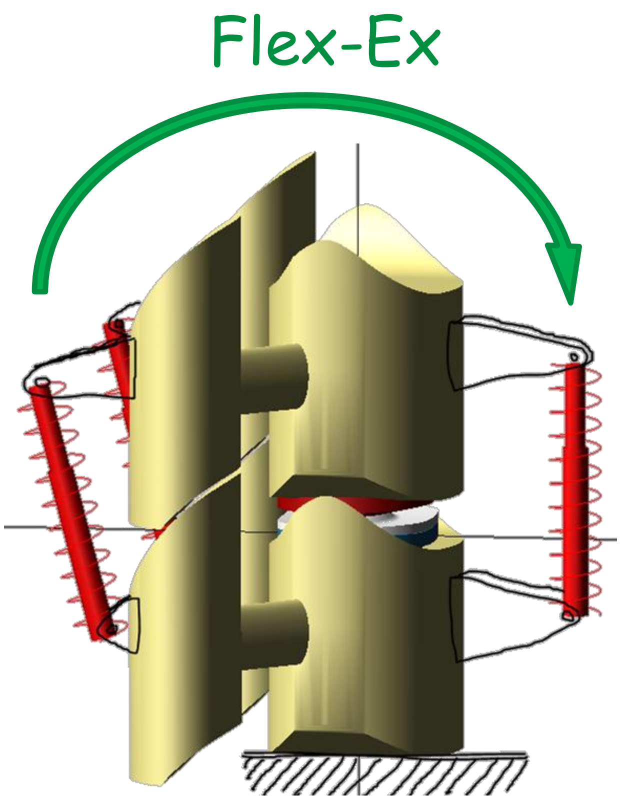
Anwendungsbeispiel zum Momentanpol

Kinematisches MKS-Modell von C5-C6-Wirbelsegment mit Bandscheibenimplantat

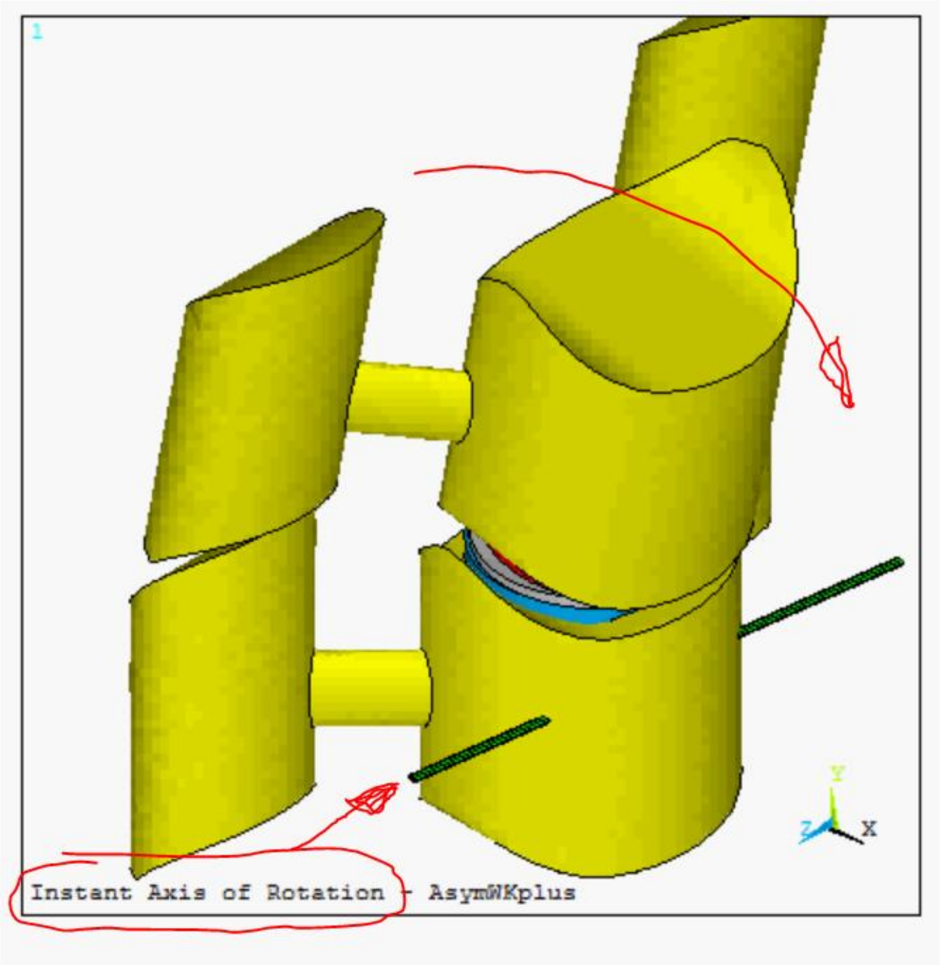
- 3D, idealisierte Geometrie
- Bandscheibenimplantat
- Bänder mit Zugkräften
- Erzwungene Flex-Ex-Bewegung

→ **Berechnung der Momentanen Drehachse**

→ **Ziel:** Implantat soll möglichst physiologische Kinematik zeigen, also z.B. die unsymmetrische Lage der momentanen Drehachse unterhalb des Bandscheibenzentrums ermöglichen.



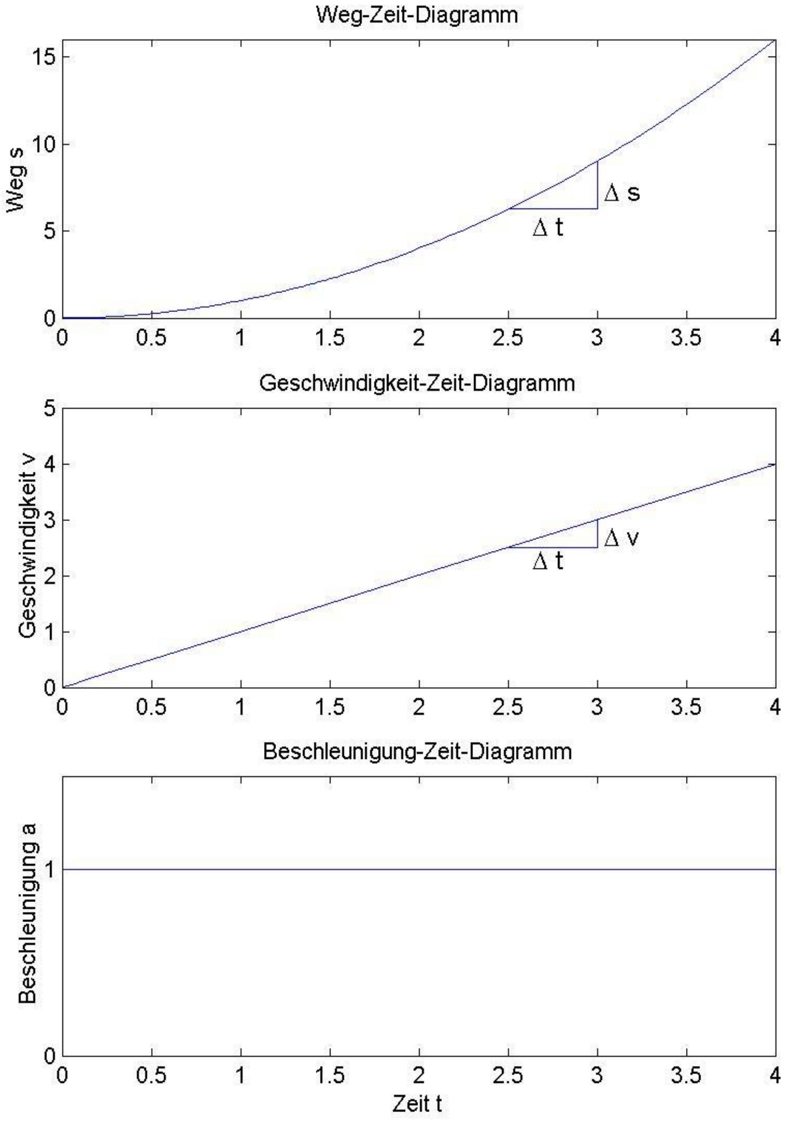
Anwendungsbeispiel zum Momentanpol



Weg, Geschwindigkeit, Beschleunigung

Translation	**Weg:** Abstand zwischen zwei Punkten.	x	m
	Geschwindigkeit: Die Änderung des Weges mit der Zeit.	$v = \dot{x}$	$\dfrac{\mathrm{m}}{\mathrm{sec}}$
	Beschleunigung: Die Änderung der Geschwindigkeit mit der Zeit (Betrag und/oder Richtung).	$a = \dot{v}$	$\dfrac{\mathrm{m}}{\mathrm{sec}^2}$
Rotation	**Winkel:** Neigung zwischen zwei Achsen.	φ	Grad
	Winkelgeschwindigkeit: Die Änderung des Winkels mit der Zeit.	$\omega = \dot{\varphi}$	$\dfrac{\mathrm{Grad}}{\mathrm{sec}}$
	Winkelbeschleunigung: Die Änderung der Winkelgeschwindigkeit mit der Zeit.	$\alpha = \dot{\omega}$	$\dfrac{\mathrm{Grad}}{\mathrm{sec}^2}$

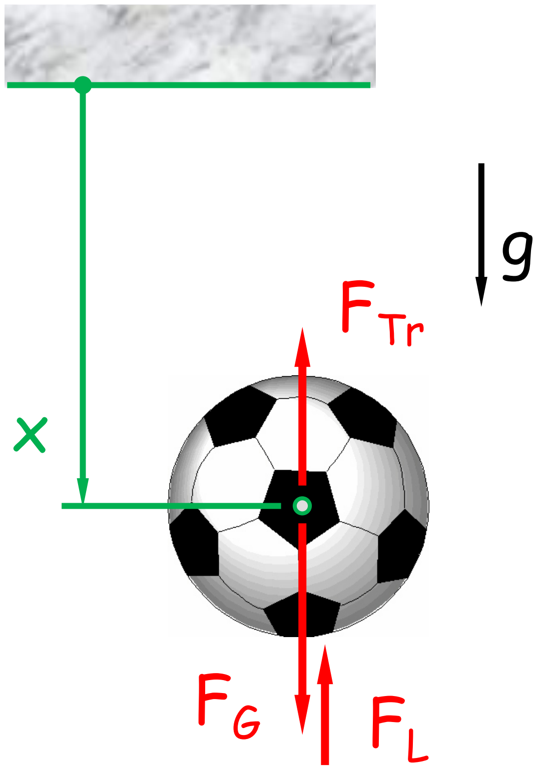
Diagramme



Weg-Zeit-Diagramm
Weg s
15
10
5
0
Δ s
Δ t
0
0.5
1
1.5
2
2.5
3
3.5
4
Geschwindigkeit-Zeit-Diagramm
Geschwindigkeit v
5
4
3
2
1
0
Δ v
Δ t
0
0.5
1
1.5
2
2.5
3
3.5
4
Beschleunigung-Zeit-Diagramm
Beschleunigung a
1
0
0
0.5
1
1.5
2
2.5
3
3.5
4
Zeit t

Dynamik

- Wechselwirkung zwischen Bewegung und Kräften.
- *Dämpfungs-, Reibungs- , Trägheitskräfte.*



d'Alembertsches Prinzip:

- Trägheitskräfte und -momente genau wie sonstigen äußere Kräfte und Momente behandeln. Im FKB eintragen.
- **Dynamisches Gleichgewicht** genau so wie statisches Gleichgewicht verwenden.

$$\boxed{\sum F_{i,x} = 0}$$

Beispiel: „Fallender Fußball" mit Gewichtskraft, Luftwiderstandskraft und Trägheitskraft

$$-F_{Tr} - F_L + F_G = 0$$

$$m\ddot{x} - F_L + mg = 0 \qquad \Rightarrow \ddot{x} = g - \frac{F_L}{m}(\dot{x})$$

Energie E

Einheit: Joule $\quad \mathrm{J} = \mathrm{N} \cdot \mathrm{m}$

Kinetische Energie:

$$E_{kin} = \frac{1}{2} \cdot m \cdot v^2$$

Potentielle Energie:

$$E_{pot} = m \cdot g \cdot h$$ Lageenergie

$$E_{pot} = \frac{1}{2} \cdot k \cdot x^2$$ Federenergie

Zum Merken:

Energie bleibt erhalten.

Arbeit W

- ändert den Energieinhalt von Systemen.
- Kräfte können mechanische Arbeit verrichten, wenn sich der Kraftangriffspunkt in Richtung der Kraft verschiebt.
- Bei konstanter Kraft gilt dann:

Zum Merken:
Arbeit = Kraft mal Weg

Einheit (wie Energie): Joule $\quad \mathrm{J} = \mathrm{N} \cdot \mathrm{m}$

Beispiel Hubarbeit: $\quad W_{Hub} = F_G \cdot h$

Beispiel Reibungsarbeit: $\quad W_{\mathrm{Re}ib} = -F_R \cdot s$

Leistung *P*

Zum Merken:

Leistung = Arbeit pro Zeit

Einheit: Watt

$$W = \frac{J}{sec} = \frac{N \cdot m}{sec}$$

Literatur

Zur Technischen Mechanik:

Dankert, H. und Dankert, J.: „Technische Mechanik - computerunterstützt“.

Sehr gutes Lehrbuch

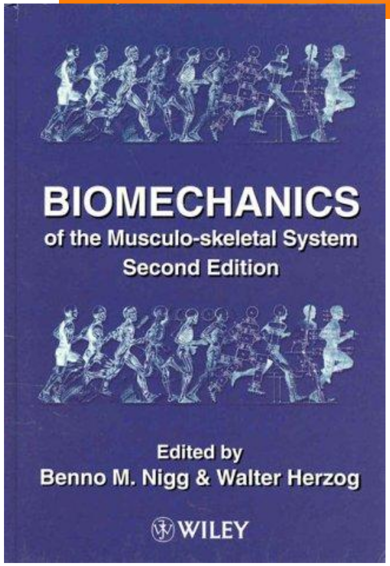
Kessel, S. und Fröhling, D.: „Technische Mechanik / Technical Mechanics“

Deutsch-englische Fachbegriffe im Kontext.

Zur Kinetik und Kinematik des Bewegungsapparates:

Nigg, B.M. und Herzog, W.: „Biomechanics of the Musculo-skeletal System“

Gut, Schwerpunkte: Messung und Modellierung des Gangs.



Vorlesung II:

Biomechanische Prinzipien des Knochenbaus

Dr.-Ing. Ulrich Simon
UZWR

Übergeordnetes Prinzip:

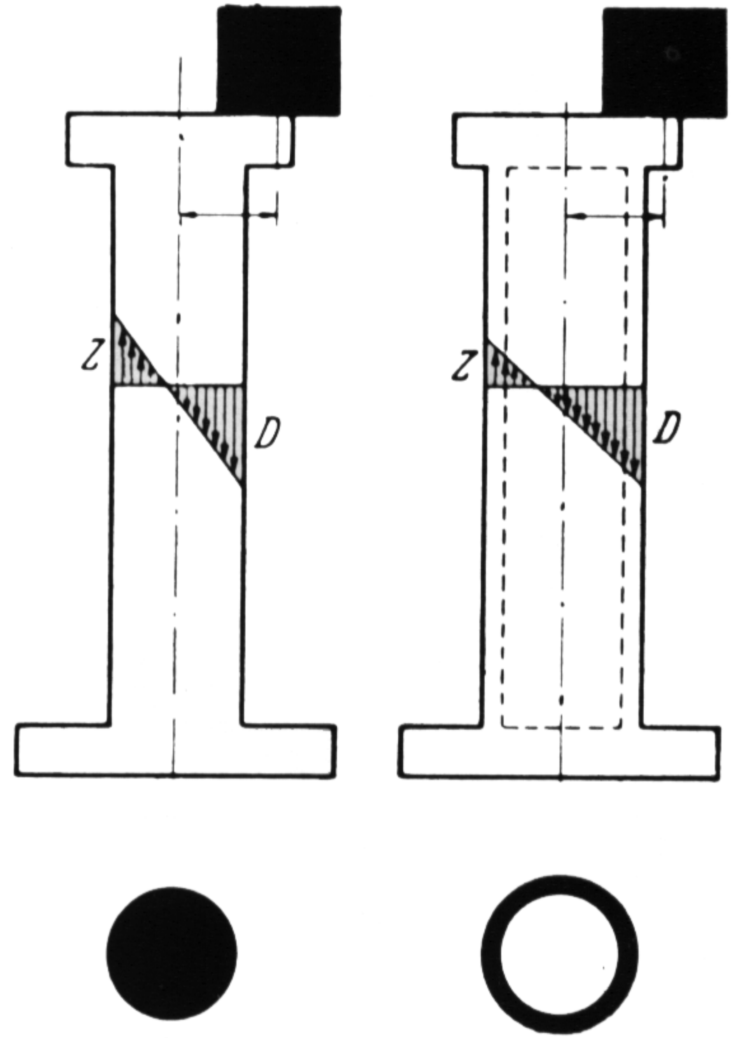
Roux (1895) und Wolff (1892):
„Funktionelle Anpassung“

Pauwels (1965):

„Minimum-Maximum-Prinzip“

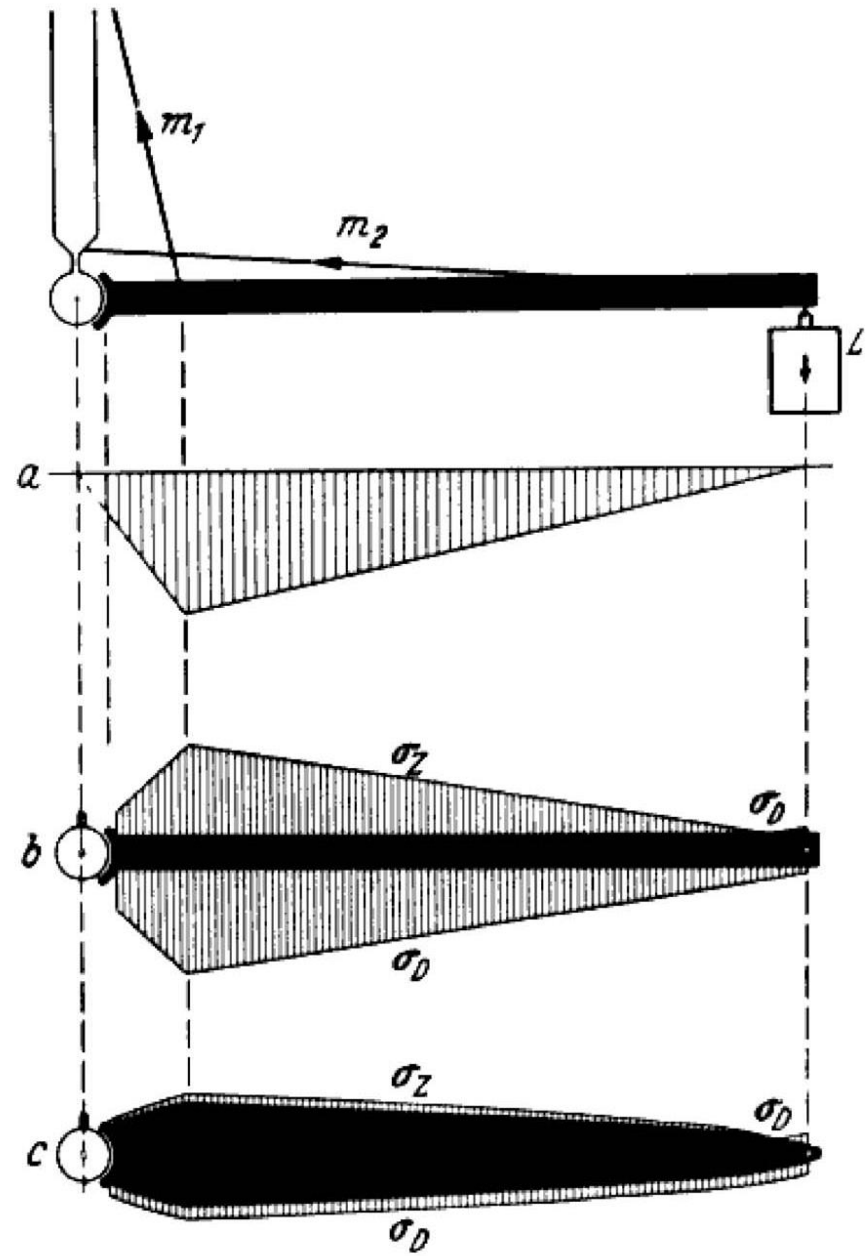
Mit minimalem Aufwand an Material (Energie) eine maximale Steifigkeit und Festigkeit erreichen

Prinzip: Röhrenknochen



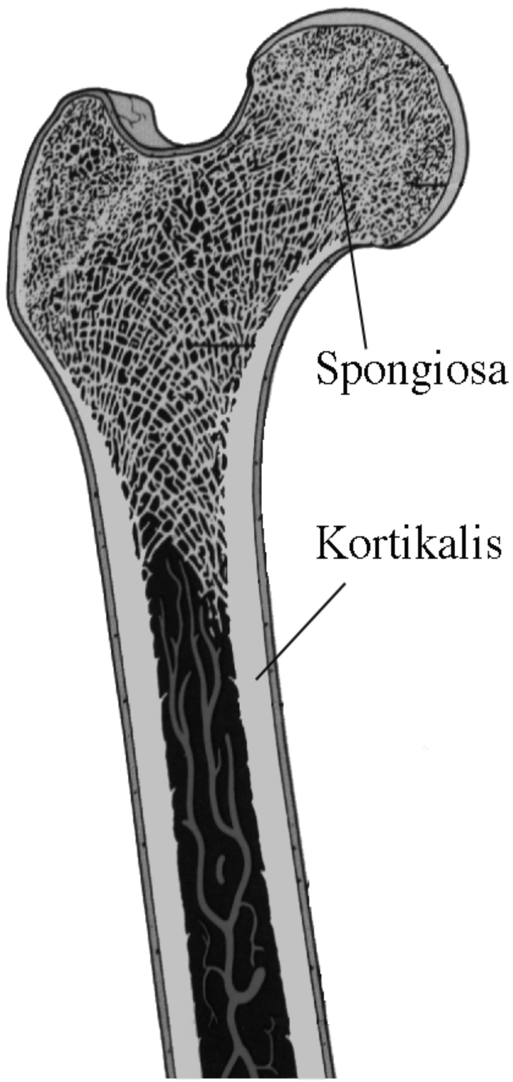
➔
Bei Biegung und Torsion ist Röhre bei gleichem Flächeninhalt (d.h. gleiche Masse) steifer und fester als Vollkreis. Vgl. axiale und polare Flächenmomente

Prinzip: Angepasster Querschnittsverlauf



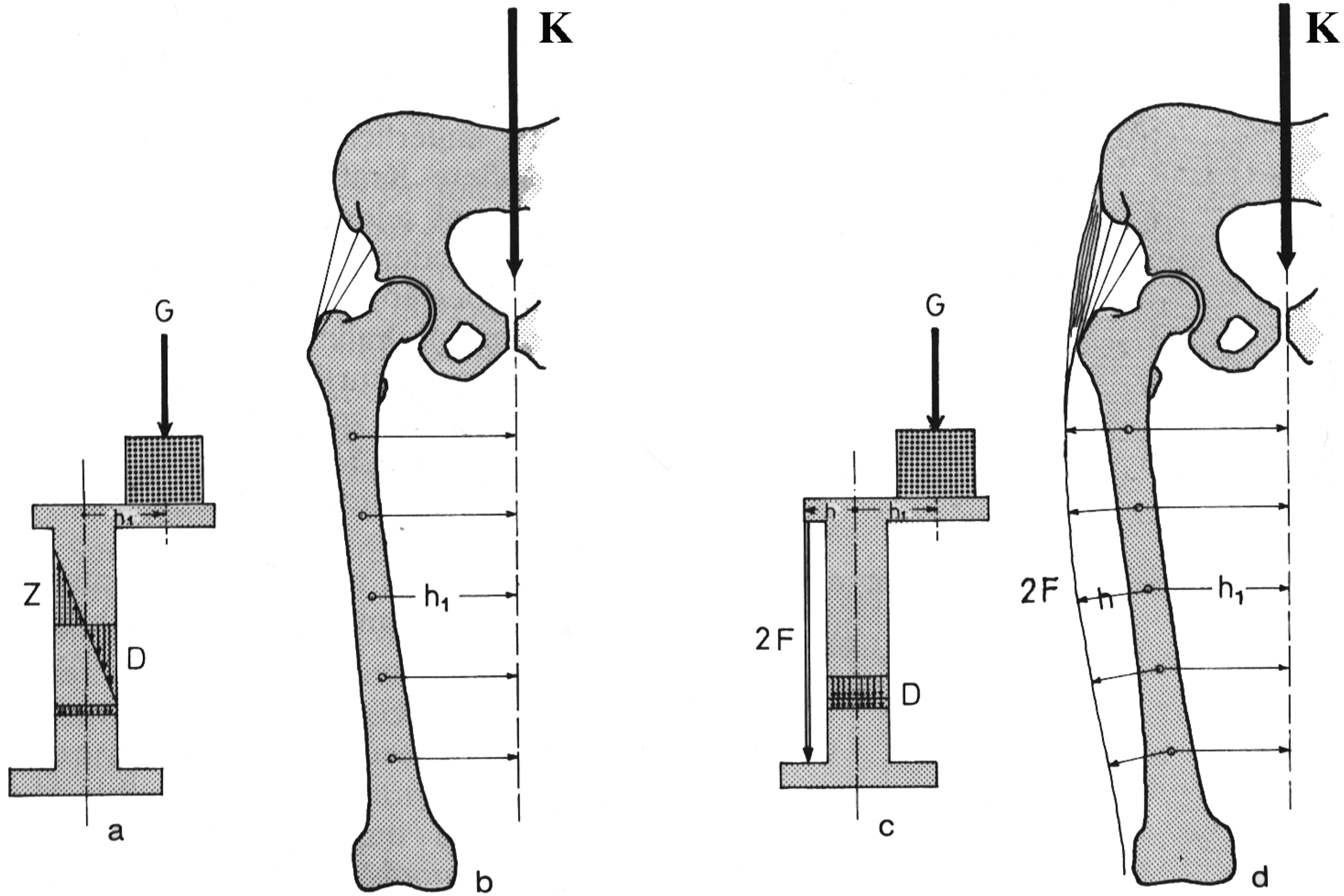
➔ Knochenquerschnitt an Biegemomentenverlauf angepasst.

Prinzip: Spongiöser Knochen



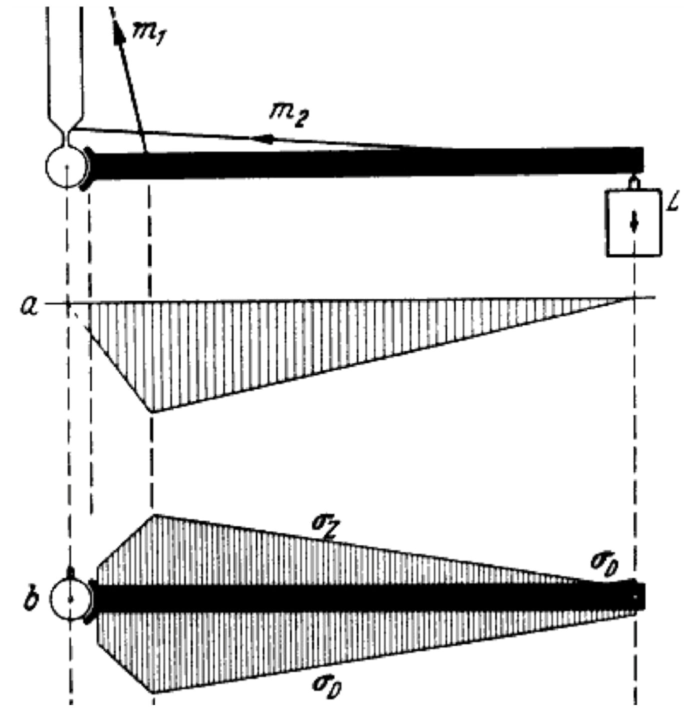
➔ Knorpel erfordert große Fläche.
Epiphysen habe größeren Durchmesser als Diaphysen. Kompakter Knochen wäre hier Materialverschwendung. Vgl. Leichtbauprinzip „Sandwichplatte“.

Prinzip: Zuggurtung



➔ Knochen „mag" keine Zugspannungen! Zug wird daher teilweise von Bändern (tractus illio-tibialis) übernommen. Vgl. Spannbeton.

Prinzip: Schaftkrümmung



→
Knochenachse wird bereichsweise so gekippt, dass Knochen hauptsächlich auf Druck belastet wird, und weniger auf Biegung. In der Folge werden vor allem die Zugspannungen reduziert.