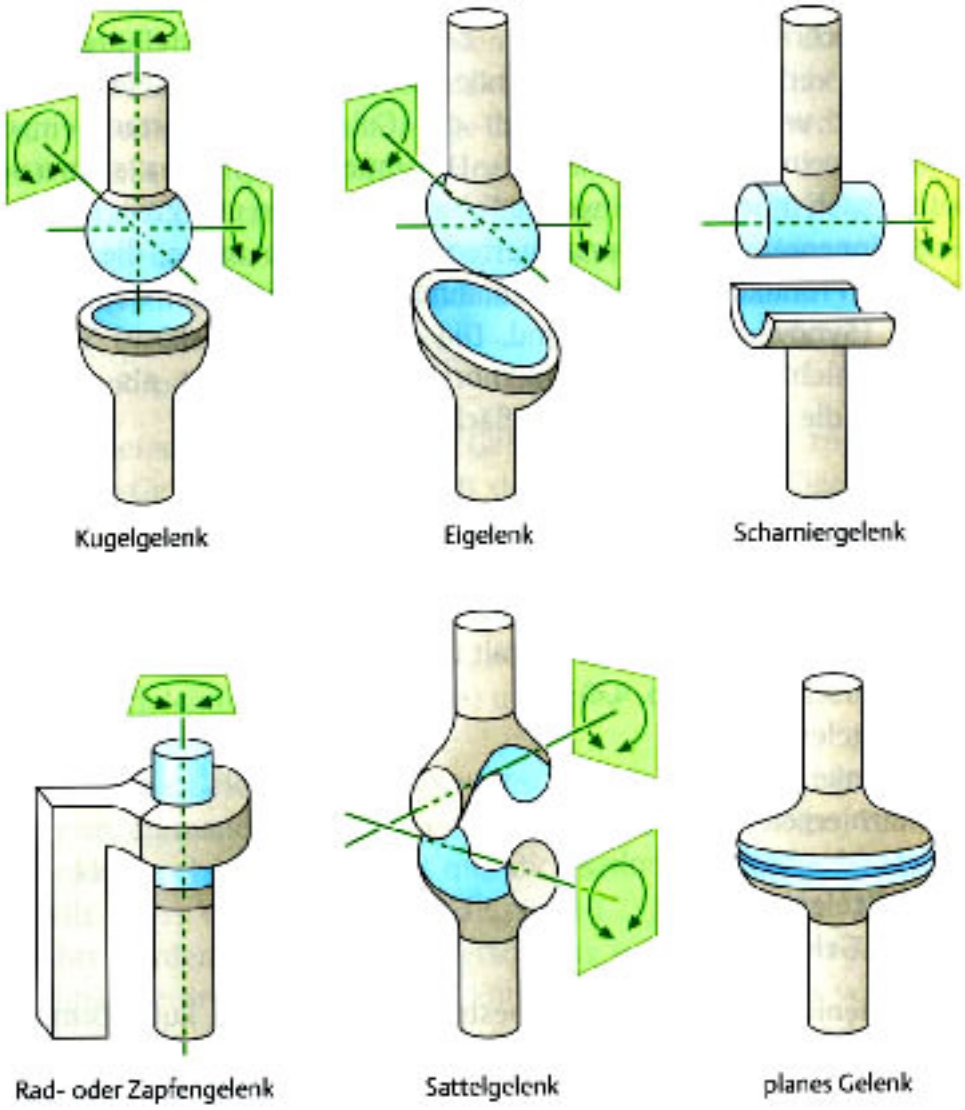
Biomechanik

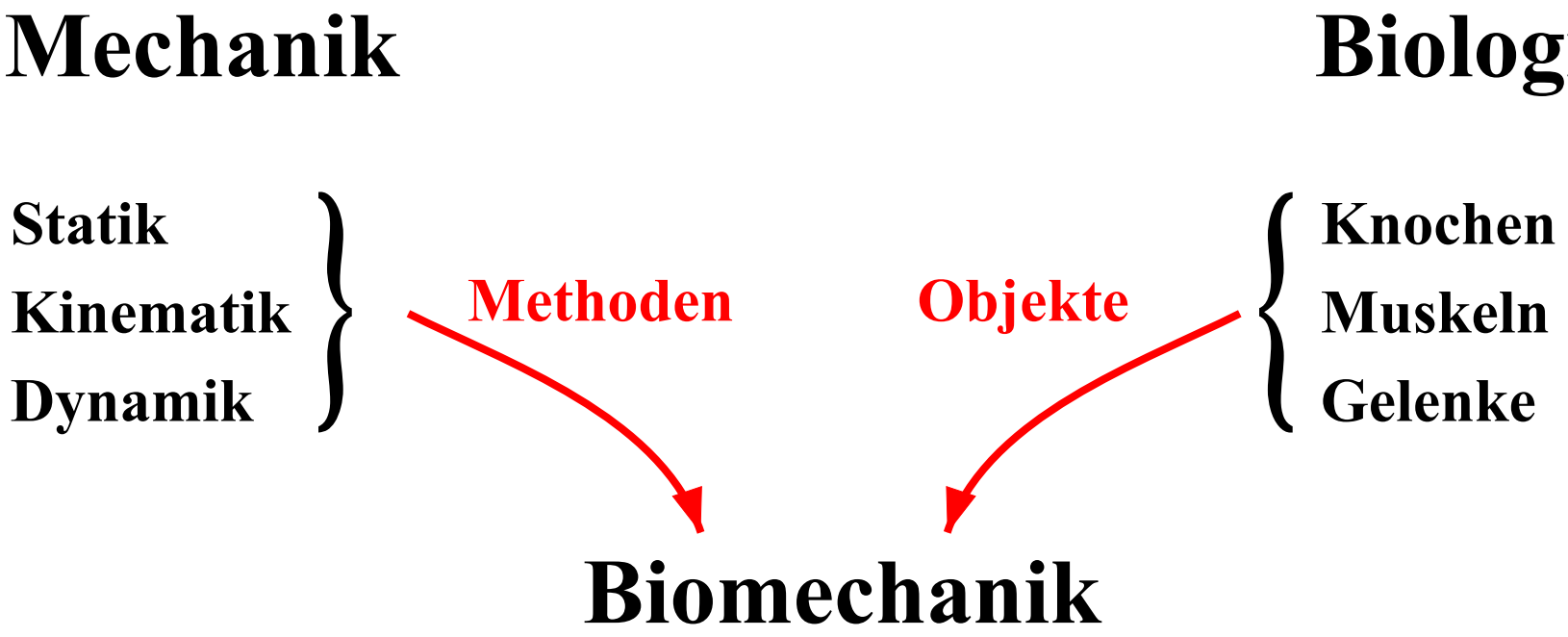
welchen mechanischen Grenzen unterliegt der Körper?

Gelenkarten



Der Körper des Menschen
A. Faller, M. Schünke

Biomechanik



Fragestellungen:

- Ergonomie
- Medizin
- Biologie
- Leistungssport
- Theater

Dimensionsbetrachtungen

Pflanze	Höhe / m	h/d
Roggen	1.5	500
Bambus	25-40	133
Palmen	30-40	60
Tanne	70	42
Eukalyptus	128	28
Sequoien	100	15

Biomechanik

2.1 Einleitung

2.2 Elastizitätslehre

2.3 Knochen

2.4 Belastungen und Brüche

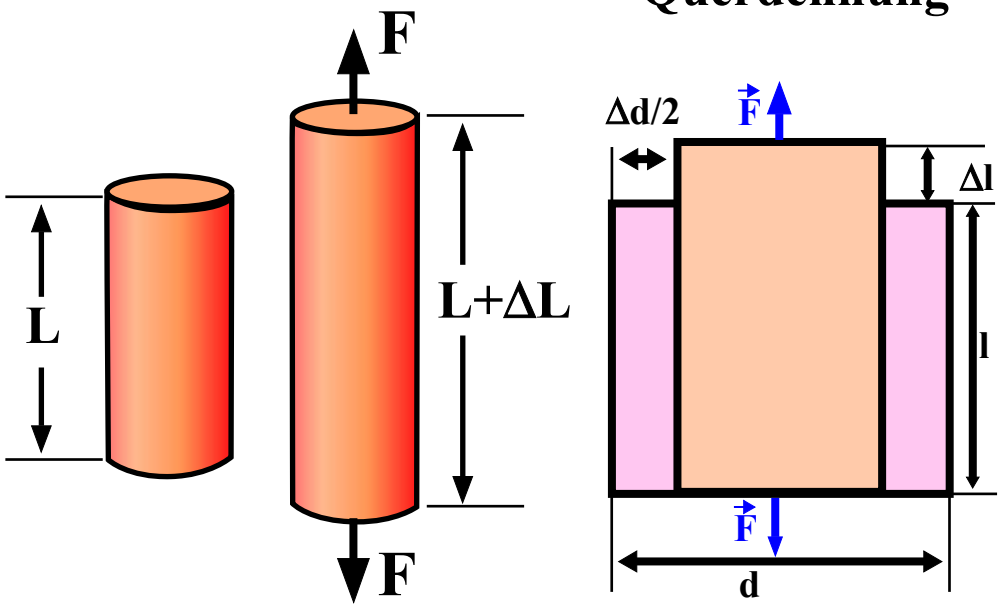
2.5 Muskeln

Deformationen

Dehnung =

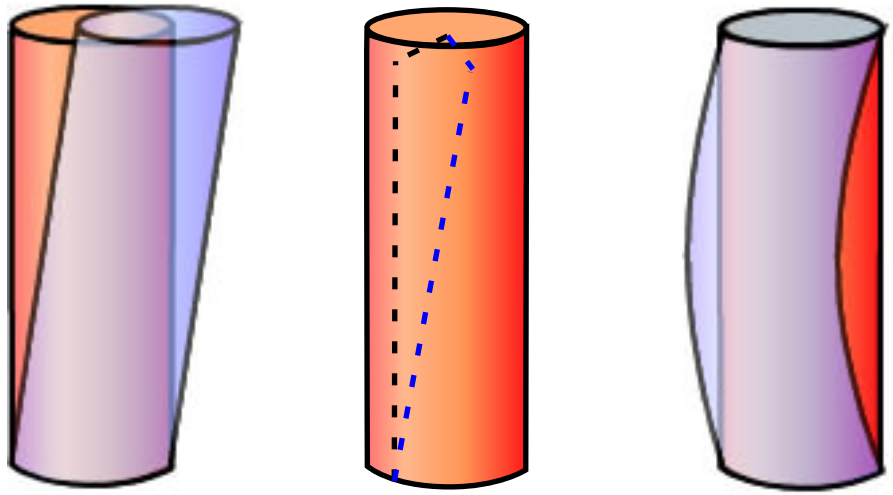
$$\frac{\text{Längenänderung}}{\text{Länge}}$$

Querdehnung



Volumen- und Formänderung

Scherung **Drillung = Torsion** **Biegung**



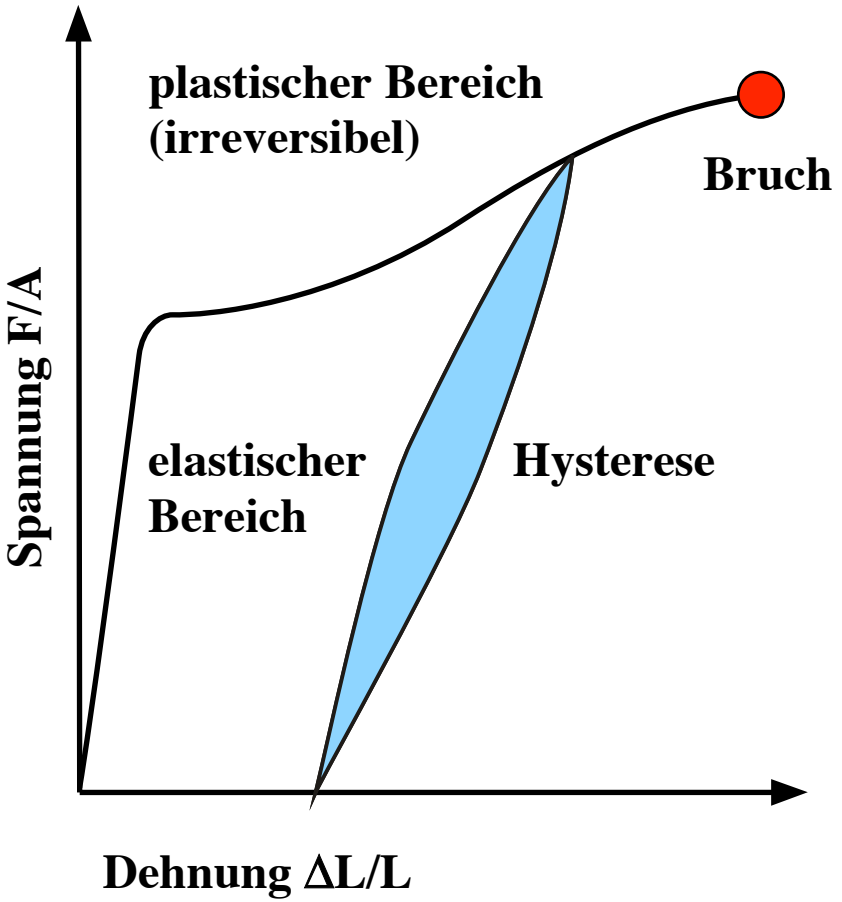
Nur Formänderung

Feste Körper: Form- & volumenelastisch

Irreversible Verformung

Elastische Verformung: **Hooke'sches Gesetz**
Spannung ~ Dehnung

Plastische Verformung: **Zur Verformung aufgewendete Arbeit kann nicht vollständig zurückgewonnen werden.**

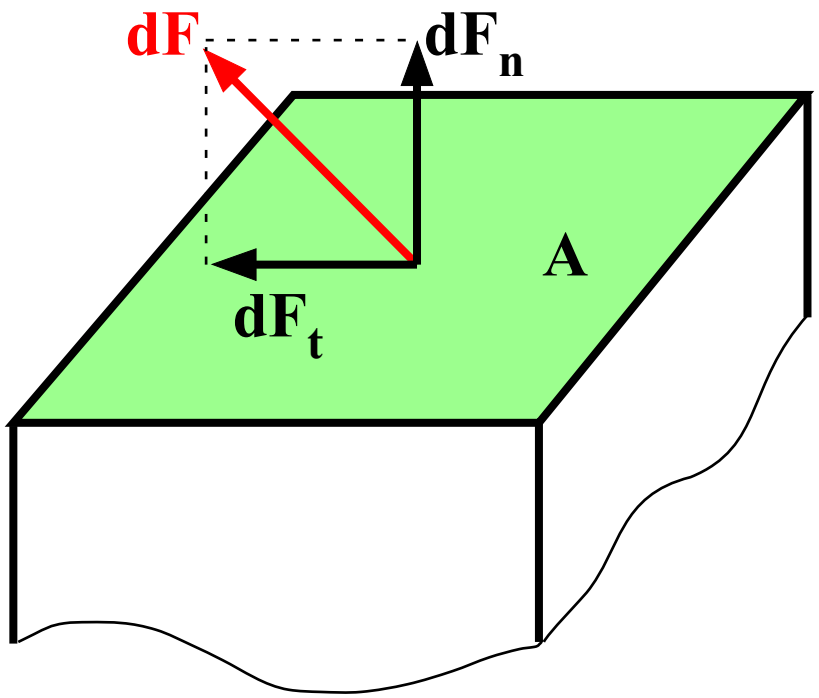


Plastische Verlustenergie:

$$W = V \oint d\varepsilon \, \sigma$$

Spannung

Innere Kräfte in einem Körper



$$\text{Spannung} = \frac{\text{Kraft}}{\text{Fläche}} = \frac{\Delta \vec{F}}{\Delta A}$$

Normalspannung: wirkt senkrecht zum Flächenelement ΔA, an dem die Kraft $\Delta \vec{F}$ angreift

Schubspannung: wirkt parallel zur Fläche

Spannung

Spannungstensor: **symmetrisch; 6 unabh. Größen**

Diagonale: **Normalspannungen**
Außerdiag.: **Schubspannungen**

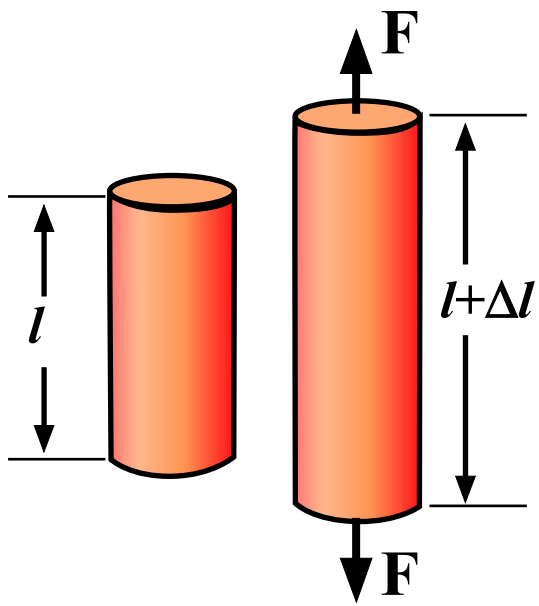
Elementare Belastungen:

Keine Schubspannungen
Zug bzw. Druck: **(Quer-)Dehnung**
Biegung: **Ungleichförmige Verformung**

Nur Schubspannungen
Scherung: **Kantenwinkel verändert**
Torsion (Drehm.): **Verdrehung der Körperachsen**

Dehnung

$$\text{Dehnung} = \frac{\text{Längenänderung}}{\text{Länge}}$$



(Relative) Dehnung: $\varepsilon = \dfrac{\Delta l}{l}$

Hookesches Gesetz: $\sigma = E\varepsilon$

E ist der Elastizitätsmodul (Youngscher Modul); eine Stoffkonstante.

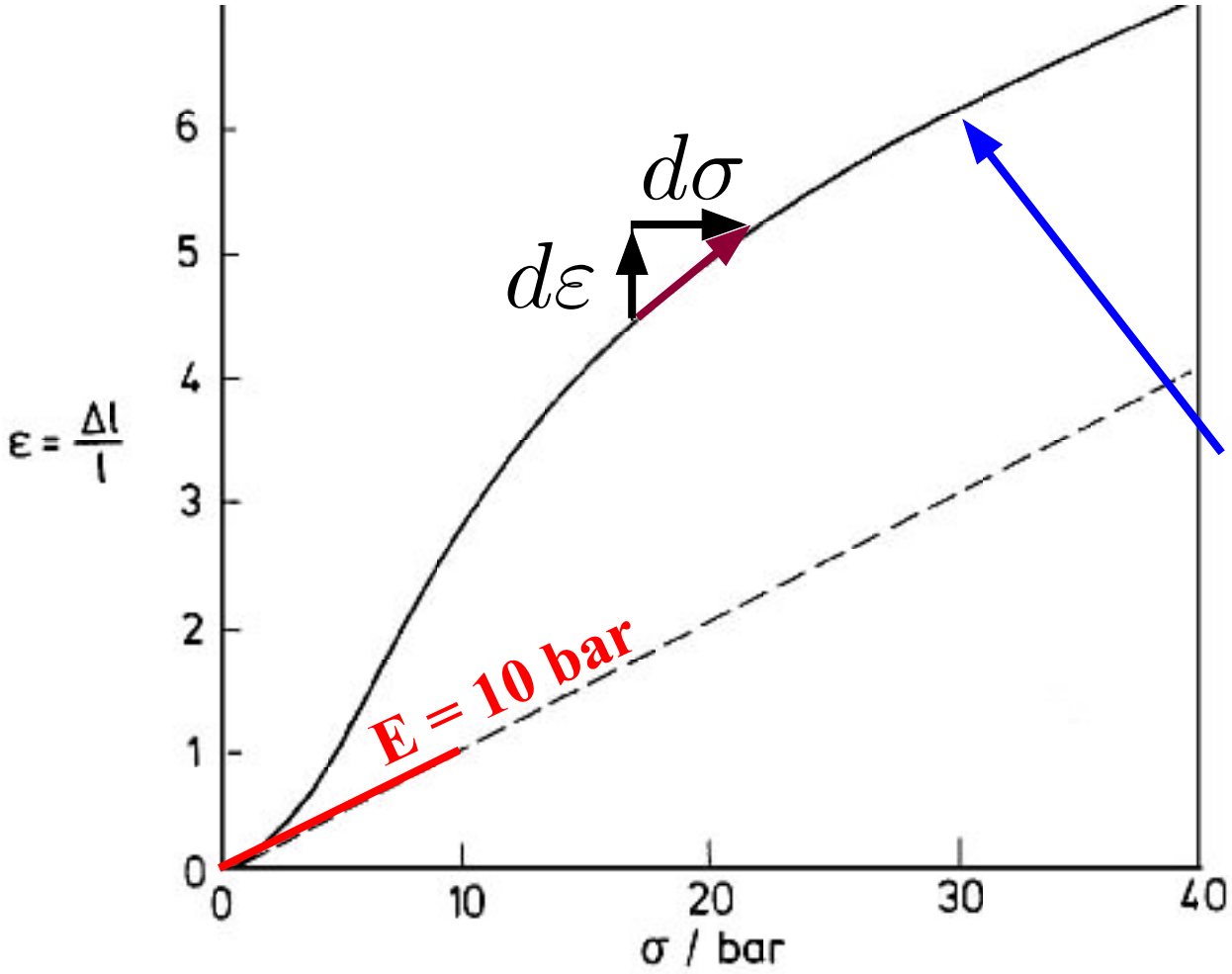
Typische Werte:

Material	E / GPa
Al	71
Stahl	206
Diamant	1100
Gummi	0.001
Bandscheibe	0.005

Nichtlineares Verhalten

Gummi / Muskel: Hooke'sches Gesetz gilt nur in sehr kleinem Bereich

Vulkanisierter Gummi

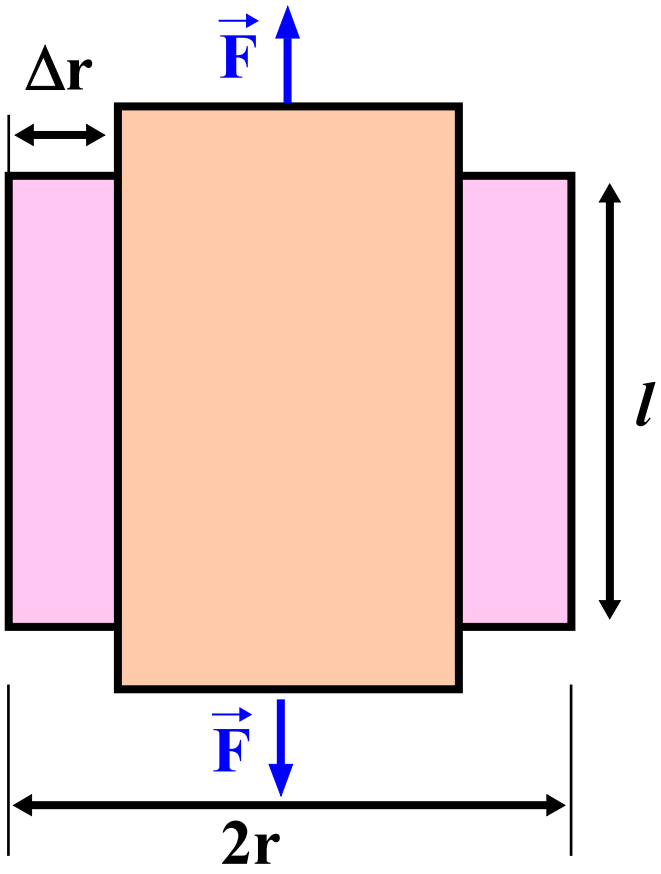


=> sinnvolle Definiton:

$$\frac{1}{E_{diff}} = \frac{d\varepsilon}{d\sigma}$$

E_{diff} groß, d.h. Material weniger elastisch wenn angespannt

Querkontraktion



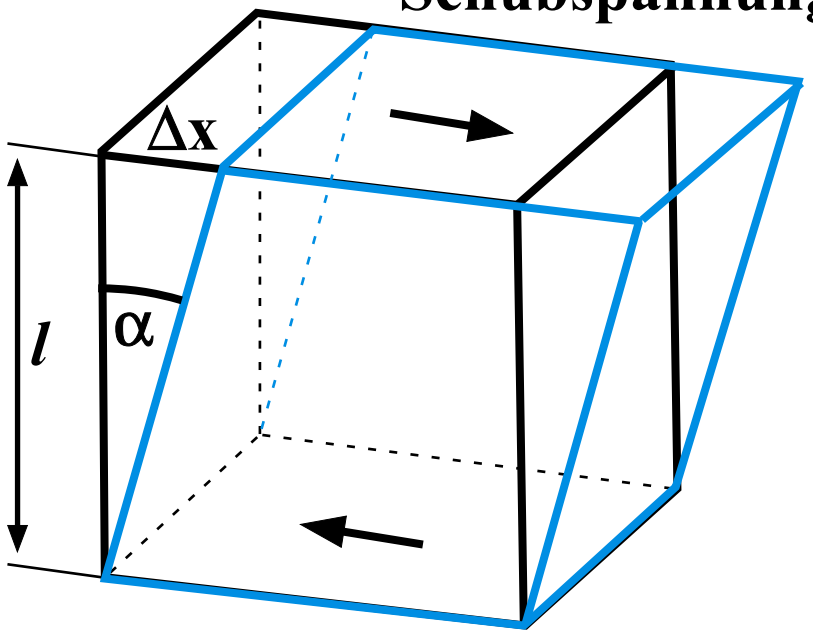
Querkontraktion eines Zylinders:

$$\varepsilon_r = \frac{\Delta r}{r} = -\mu \frac{\Delta l}{l}$$

Volumenänderung:

$$\Delta V = 2\pi r \Delta r l + \pi r^2 \Delta l = V\left(\frac{2\Delta r}{r} + \frac{\Delta l}{l}\right)$$

Scherung



Verformung: $\alpha = \Delta x / l$

Hooke'sches Gesetz: $\alpha = \frac{\tau}{G}$

G : Schubmodul

$[G] = [\tau] = Pa$

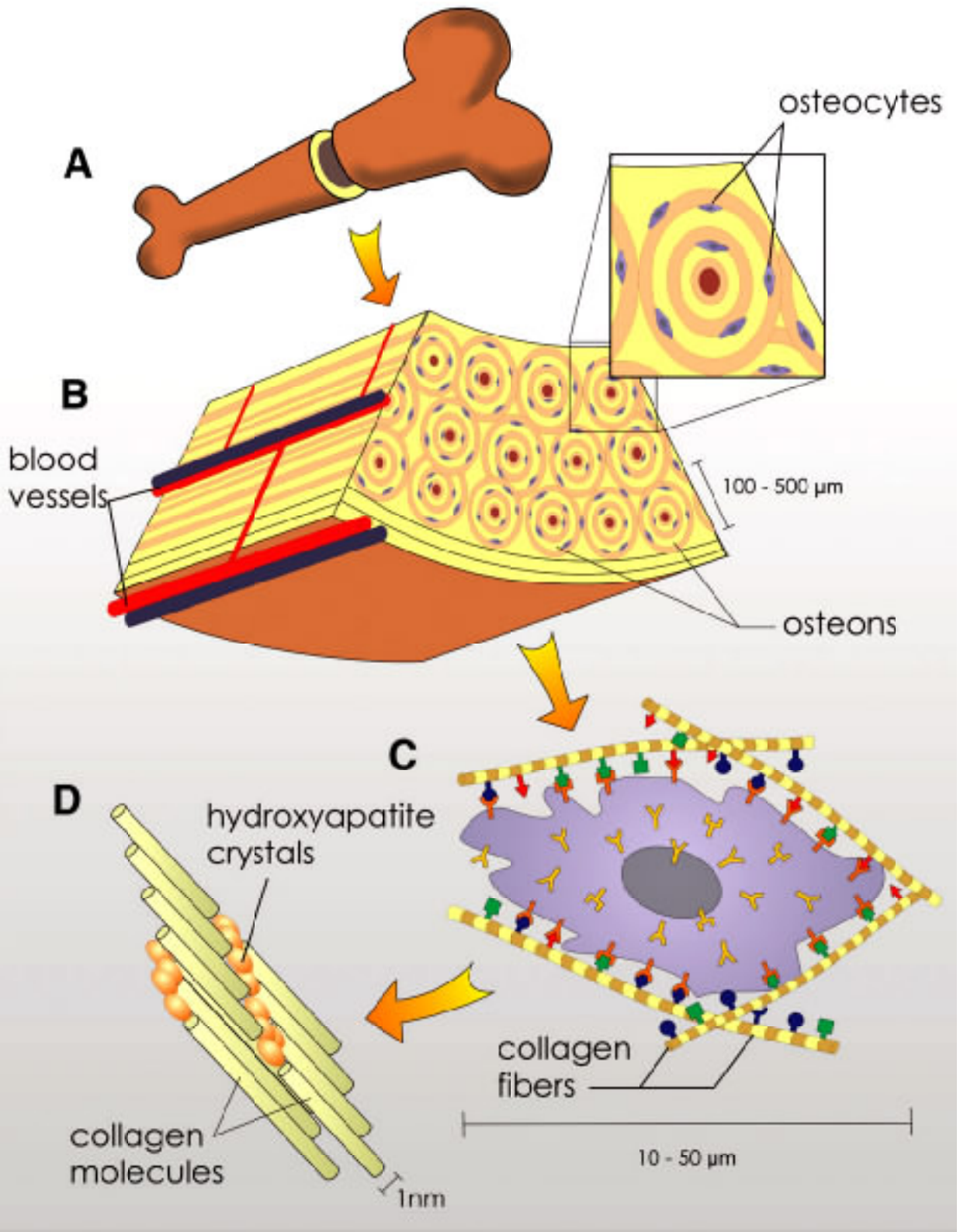
meist (immer?) gilt G < E

2.3 Knochen

Skelet: ca. 206 Knochen

- **Lange Knochen**
  Röhrenknochen(Extremitäten)
- **Kurze Knochen**
  Hand- und Fußwurzelknochen
- **Unregelmäßige Knochen**
  Wirbel
- **Flache Knochen**
  Schädelknochen, Schulterblatt, Rippen, Brustbein

Knochen



Stark strukturiert, auf unterschiedlichen Größenskalen

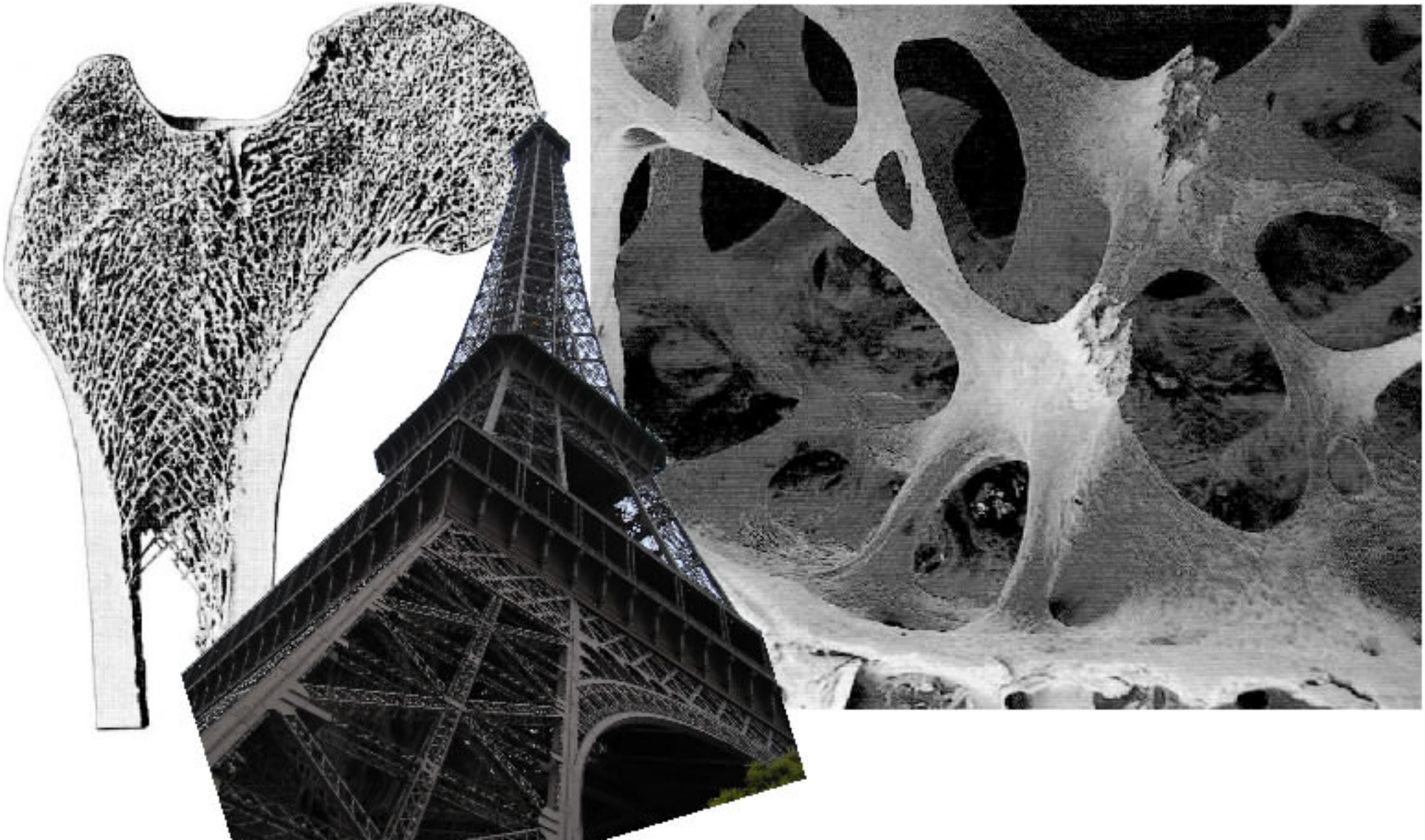
Organische und anorganische Komponenten

Durchblutet, lebendes Gewebe

Strukturen sind dynamisch, passen sich den Belastungen an

Knochenstruktur

Leichtbaustruktur: Stege in Kraftrichtung

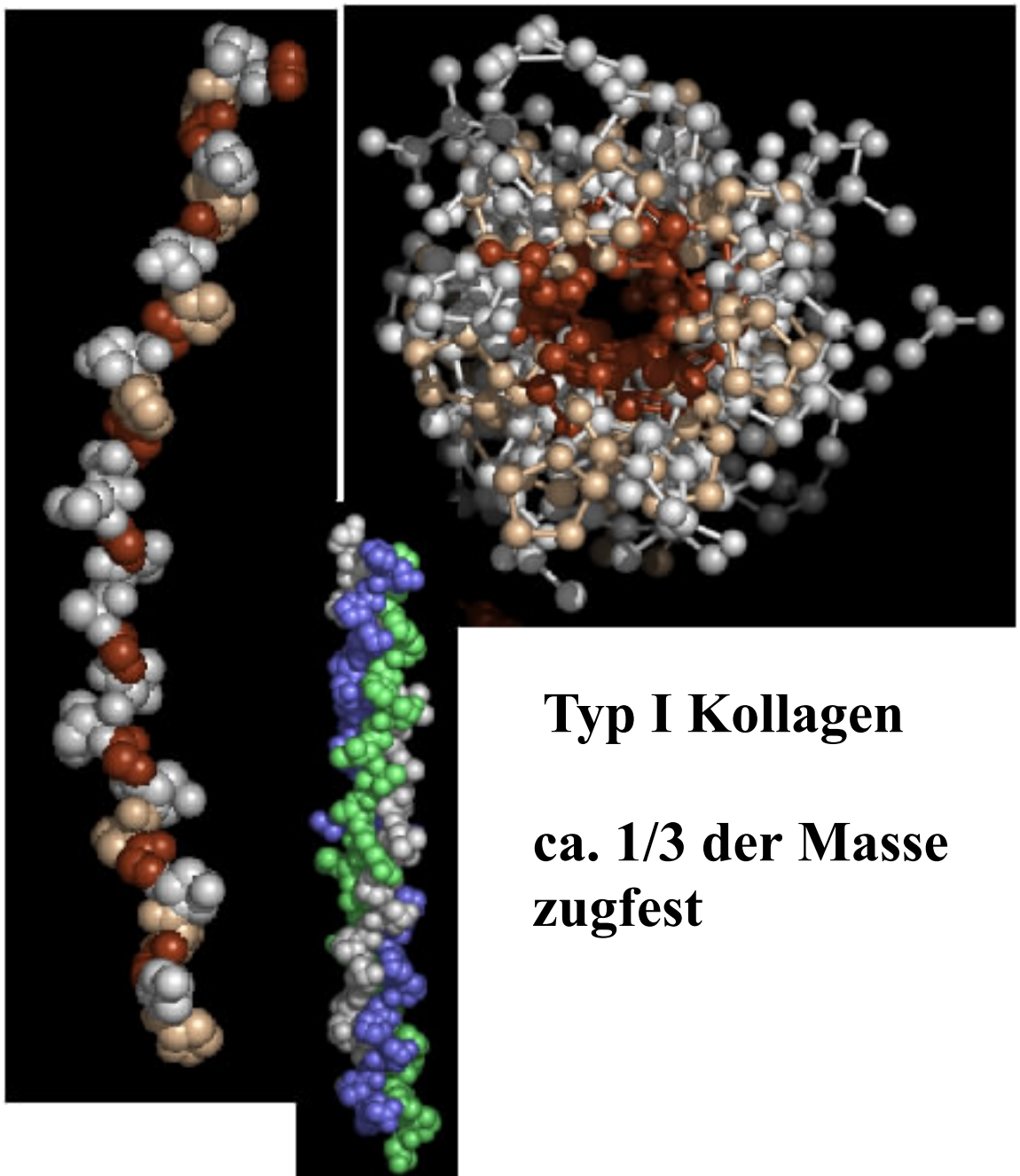


Extrazelluläre Matrix

Calciumhydroxylapatit

$Ca_5(PO_4)_3OH$

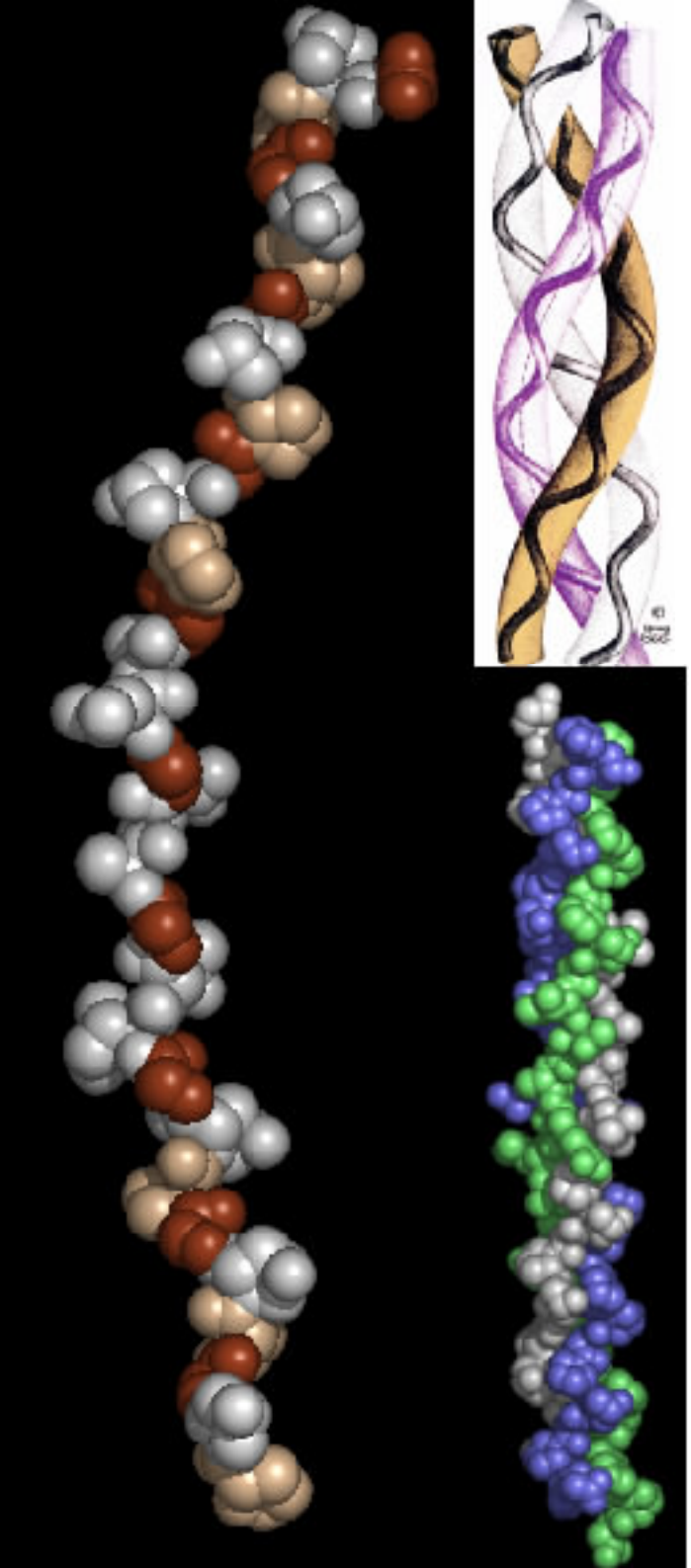
ca. 2/3 der Masse
kompressionsfest

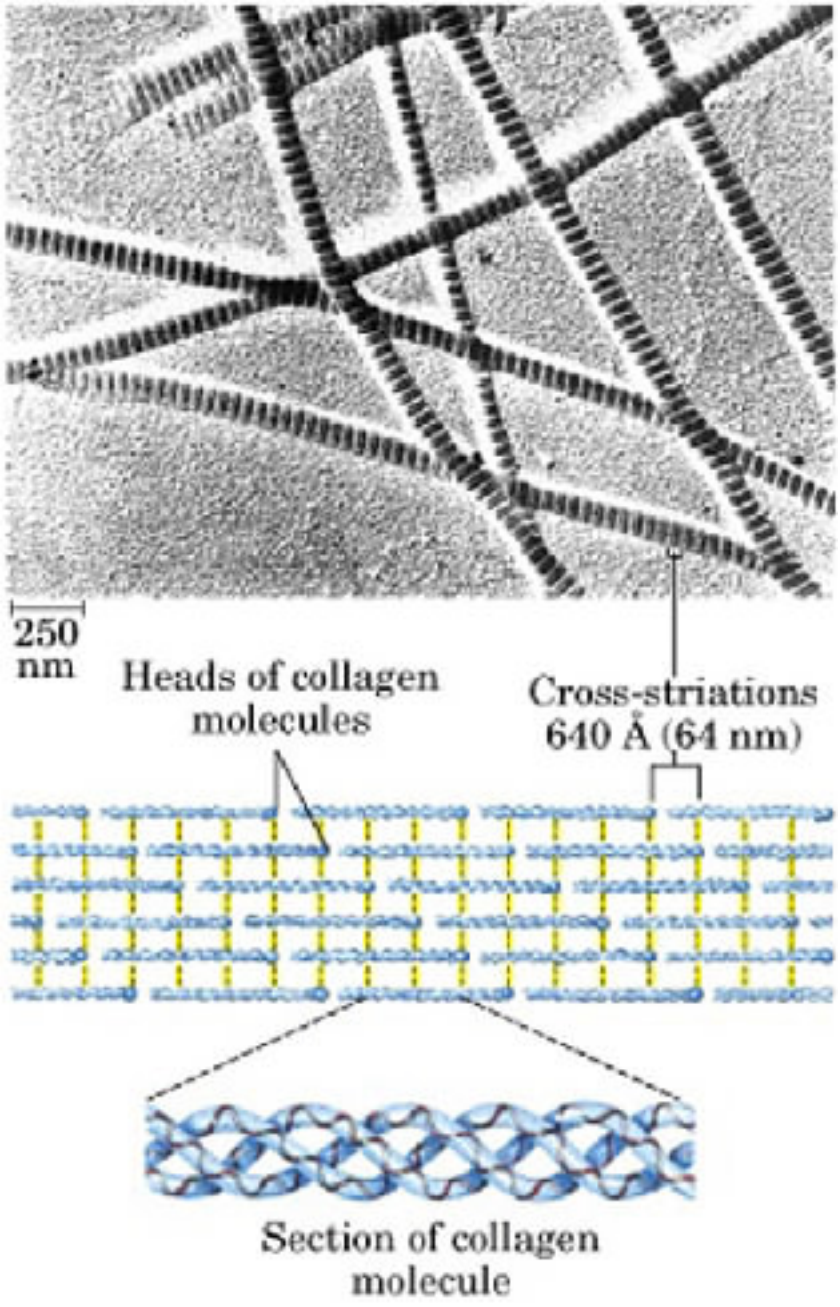


Typ I Kollagen

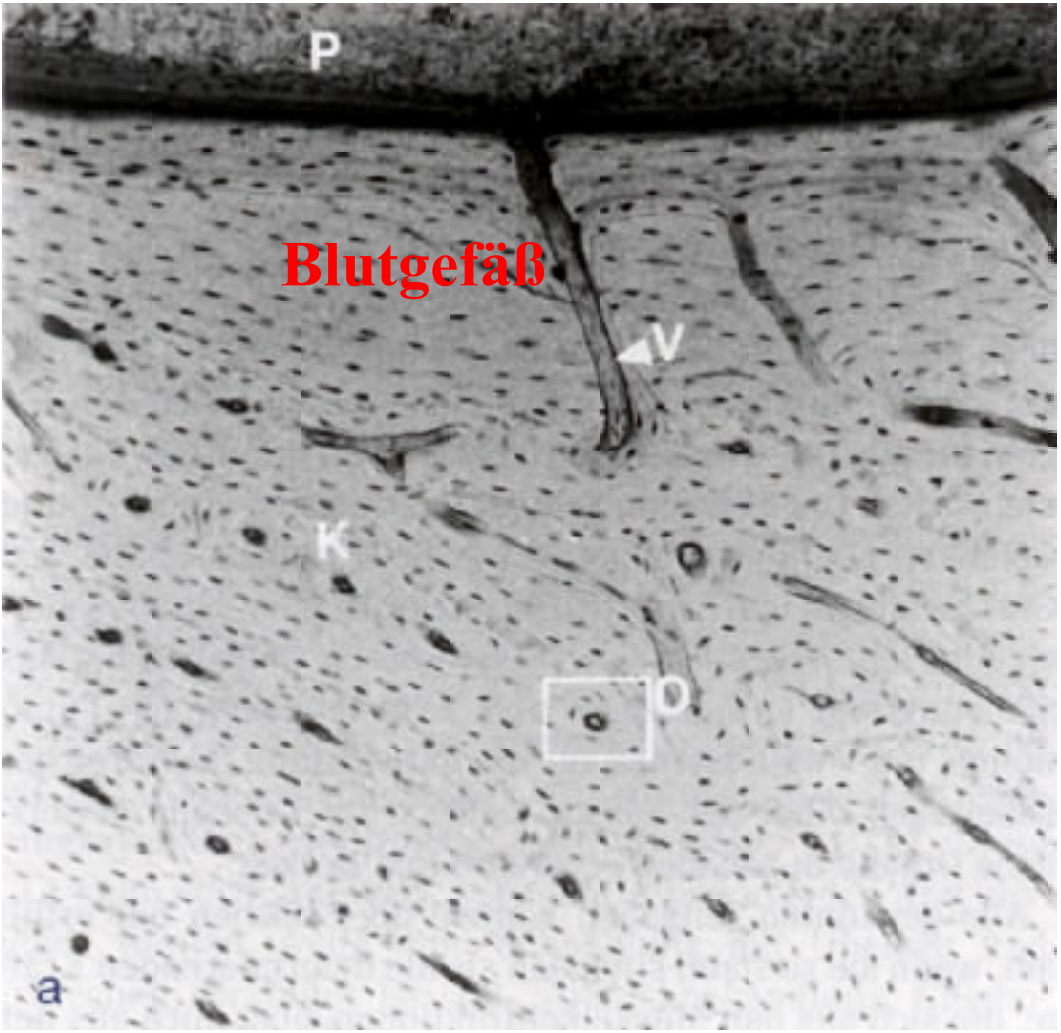
ca. 1/3 der Masse
zugfest

Kollagen

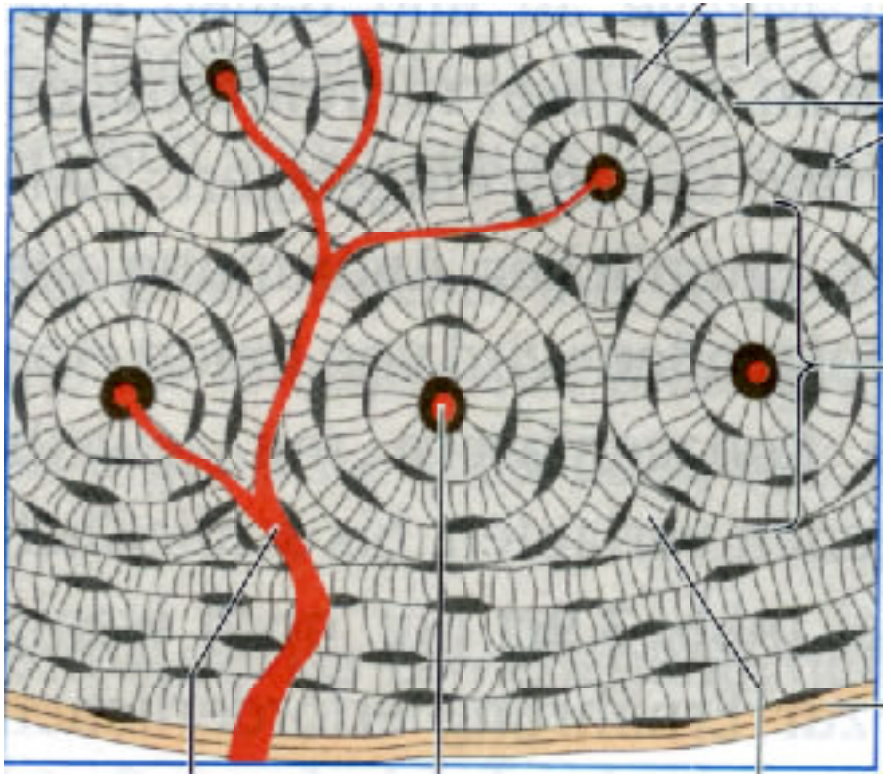



250
nm
Heads of collagen
molecules
Cross-striations
640 Å (64 nm)
Section of collagen
molecule

Blutgefäße



konzentrische Lamellen



Osteon

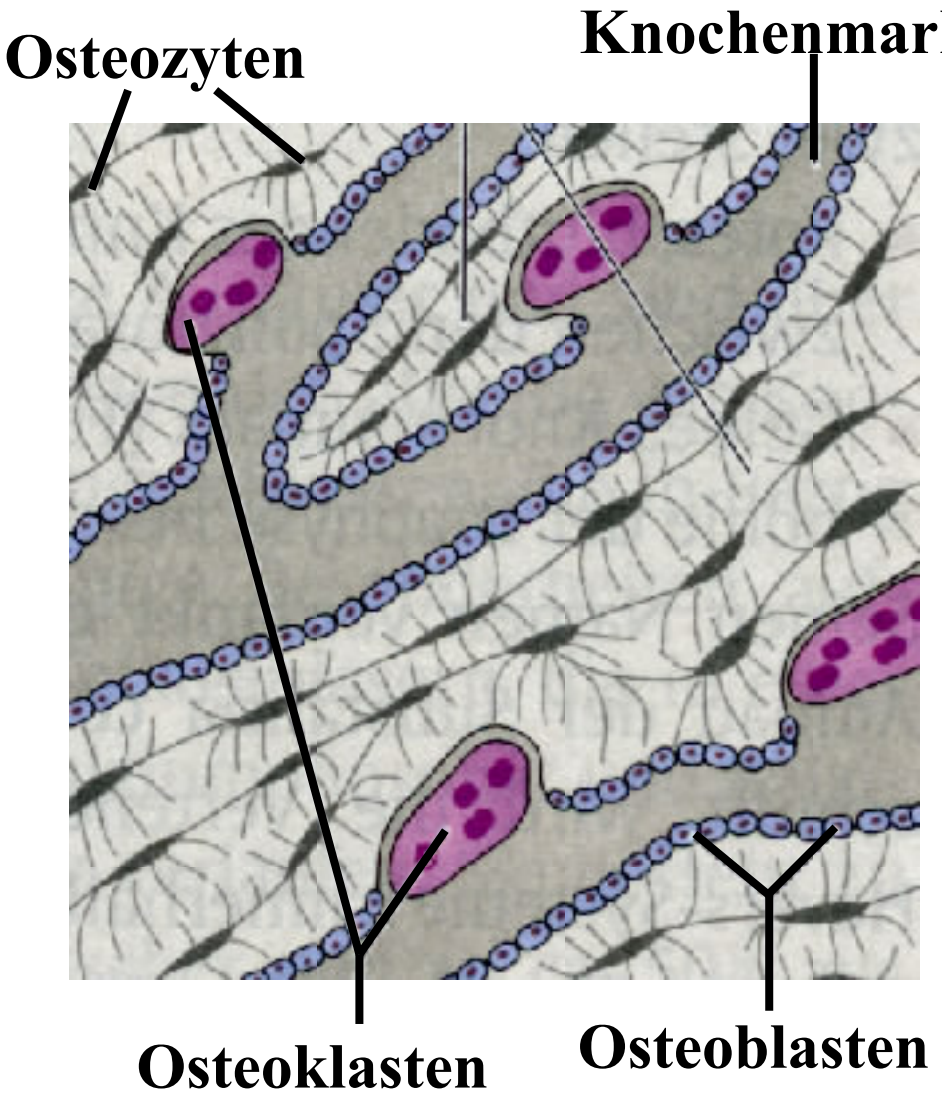
Periost

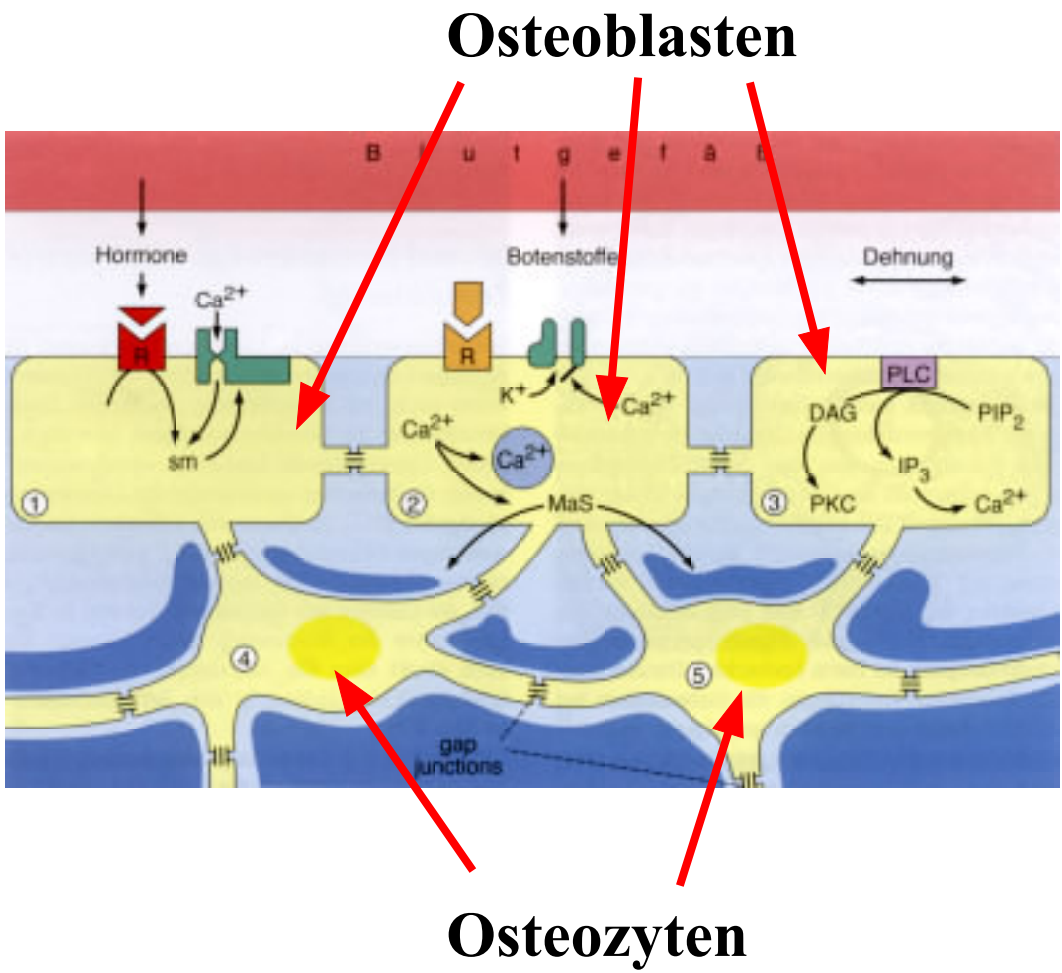
Gefäß im Volksmann-Kanal

Gefäß im Havers-Kanal

Knochenzellen

Osteoblasten: Aufbau der extrazellulären Matrix
Osteozyten: eingemauerte ehemalige Osteoblasten
Osteoklasten: Knochenabbau

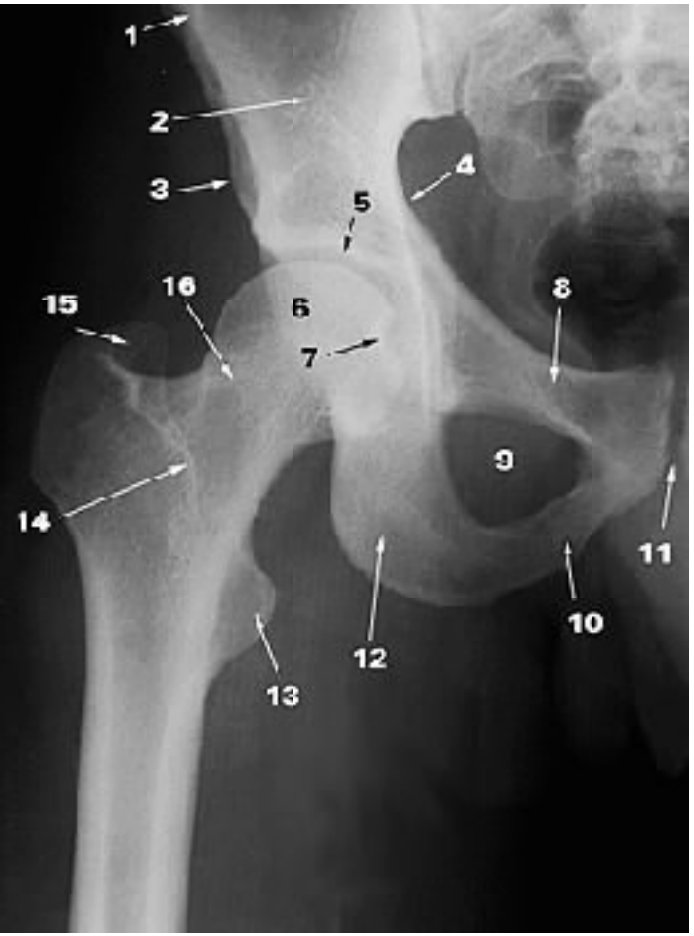




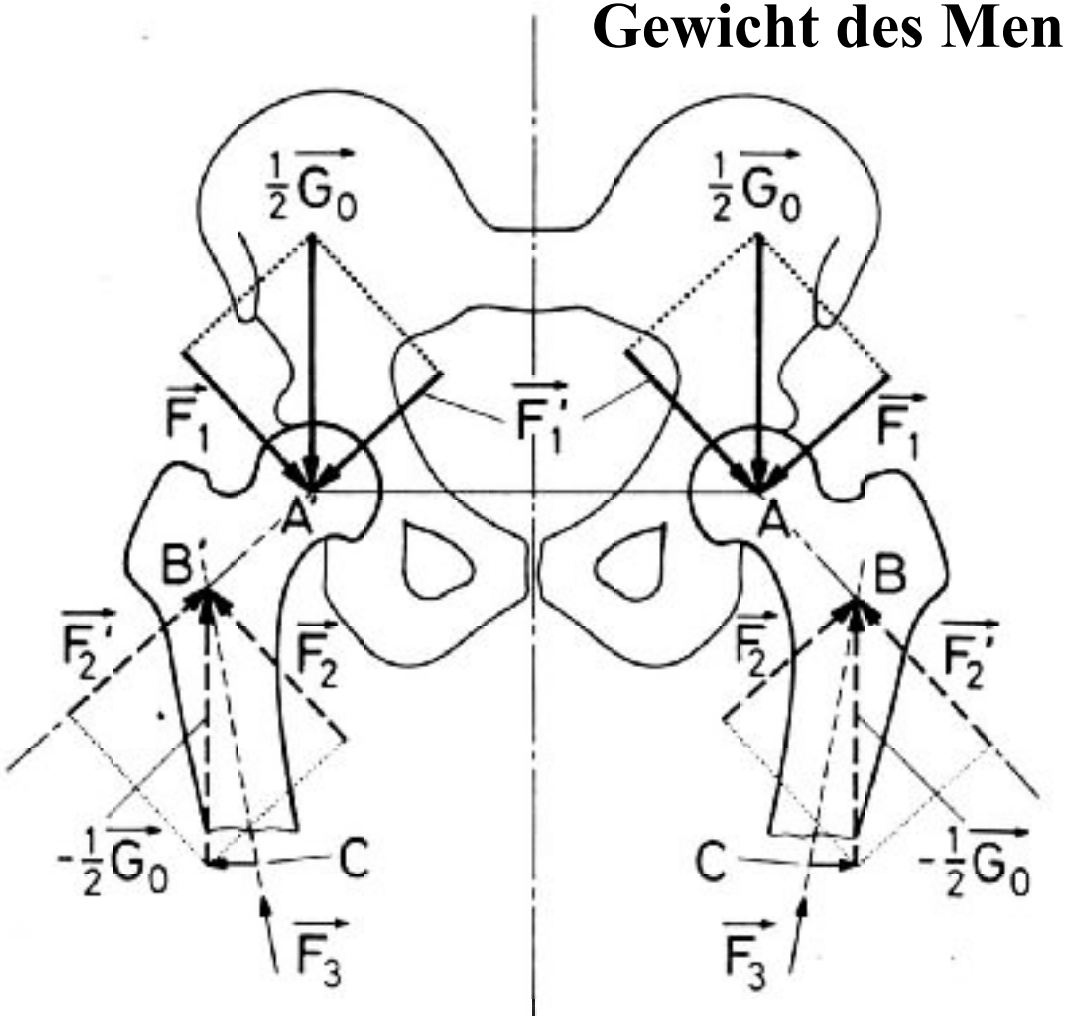
Knochen

Material	Elastizitätsmodul E GPa	Bruchfestigkeit σ_B 10 MPa	Bruchdehnung ε_B [%]
Al(rein,weich)	72	1.3	50
α - Eisen	218	10	50
CrV-Federstahl	212	155	5
Beton	40	5	
Hölzer ∥ (⊥)Maserung	15(1.5)	5–20(0.3–1)	
Knochen kompakt(spongiös)	18(0.08)	12(0.22)	
Knochen ∥ (⊥)	16	8.5(1)	0.6(0.2)
Sehnen(Bandscheiben)	0.7	6.5(1.1)	
Menschenhaar	3.6		

Hüftgelenk



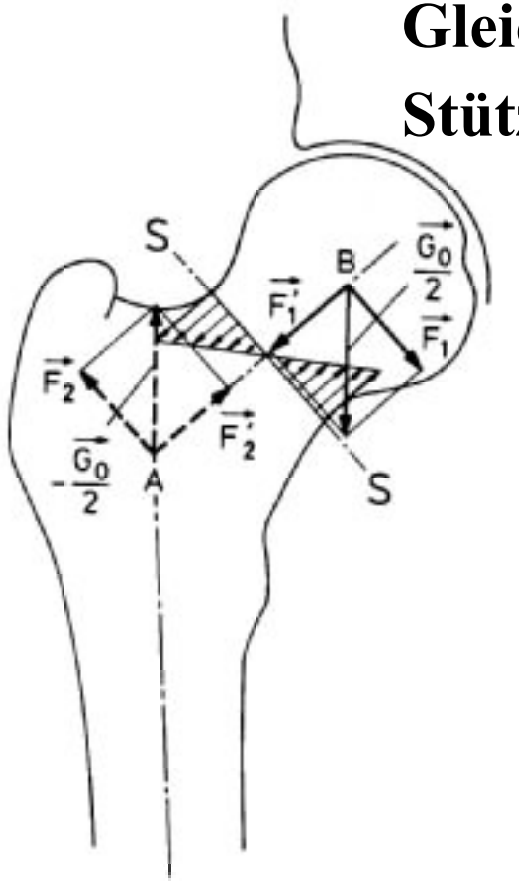
Gewicht des Menschen G_0



F_1' und F_2' : Druck

F_1 und F_2 : Drehmoment

Oberschenkelhalsknochen



Gleichgewicht: Gewichtskraft $G_0/2$

Stützkraft (Druckkraft) F_1', F_2' in A, B

Biegebelastung durch Kräftepaar F_1', F_2' mit $M_{12} \neq 0$

SS´: engster Querschnitt des Knochenhalses

Zug / Druckspannung

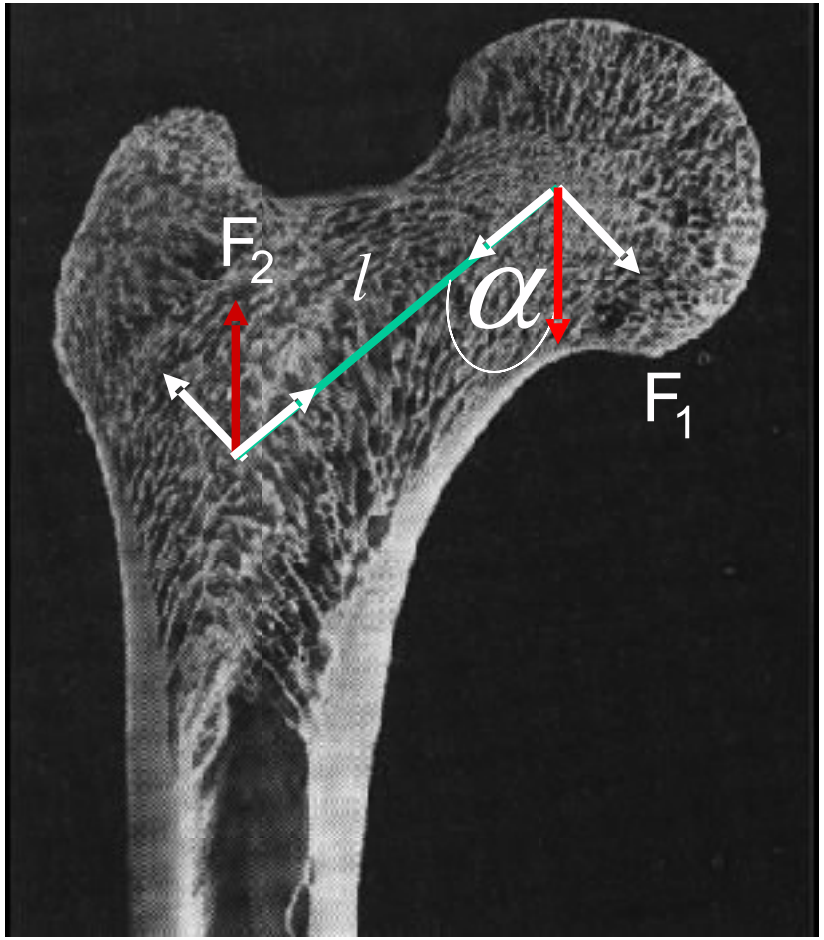
=> Dehnung / Stauchung

Scherbeanspruchung durch F_1, F_2

Sowohl Scher- als auch Biegebelastung kann für Kochenbruch verantwortlich sein.

Natur: Verstärkung der Kochensubstanz

Oberschenkelhalsknochen



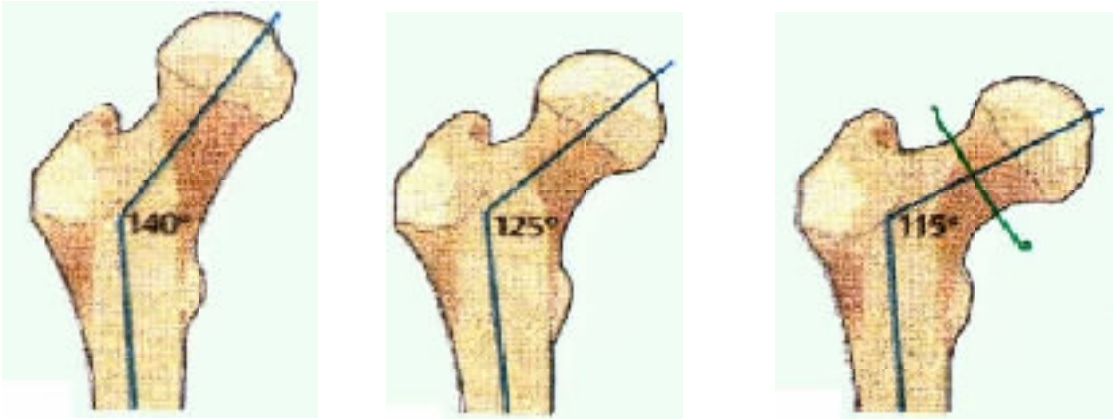
Auf den Femur wirken besonders große Drehmomente und damit Biegekräfte.

F_1 = Gewichtskraft

F_2 = Stützkraft

Drehmoment des Kräftepaars:

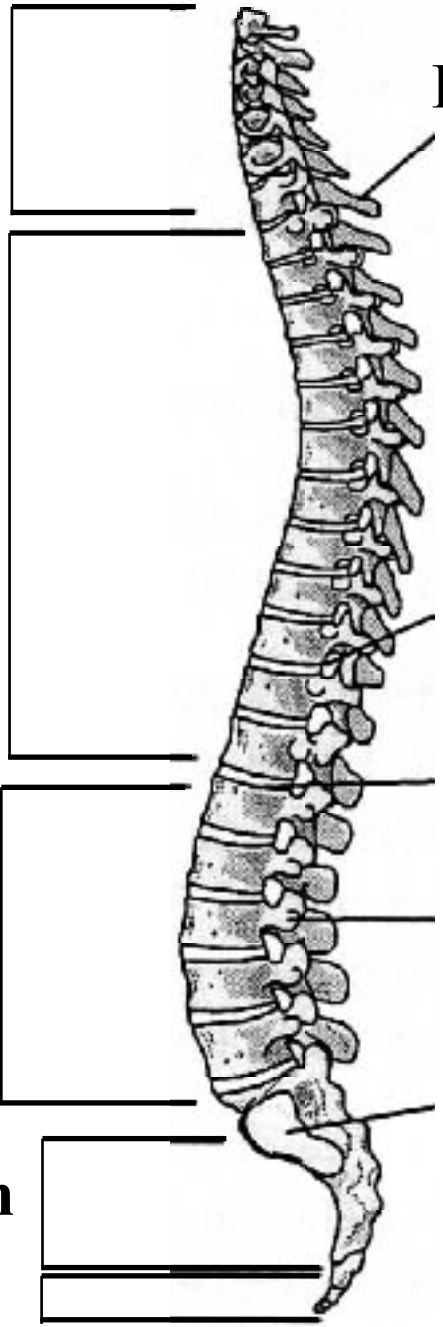
$$T = 2\left|\vec{F}_1\right| l \sin(\alpha)$$



Zunehmendes Alter

Wenn der Schenkelhalswinkel (180-α) kleiner als 126°-128° ist, so steigt die Gefahr eines Schenkelhalsbruches.

Wirbelsäule



Halswirbel

Brustwirbel

Lenden-
wirbel

Kreuzbein

Steißbein

Dornfortsatz

Zwischenwirbelbereich

Bandscheibe

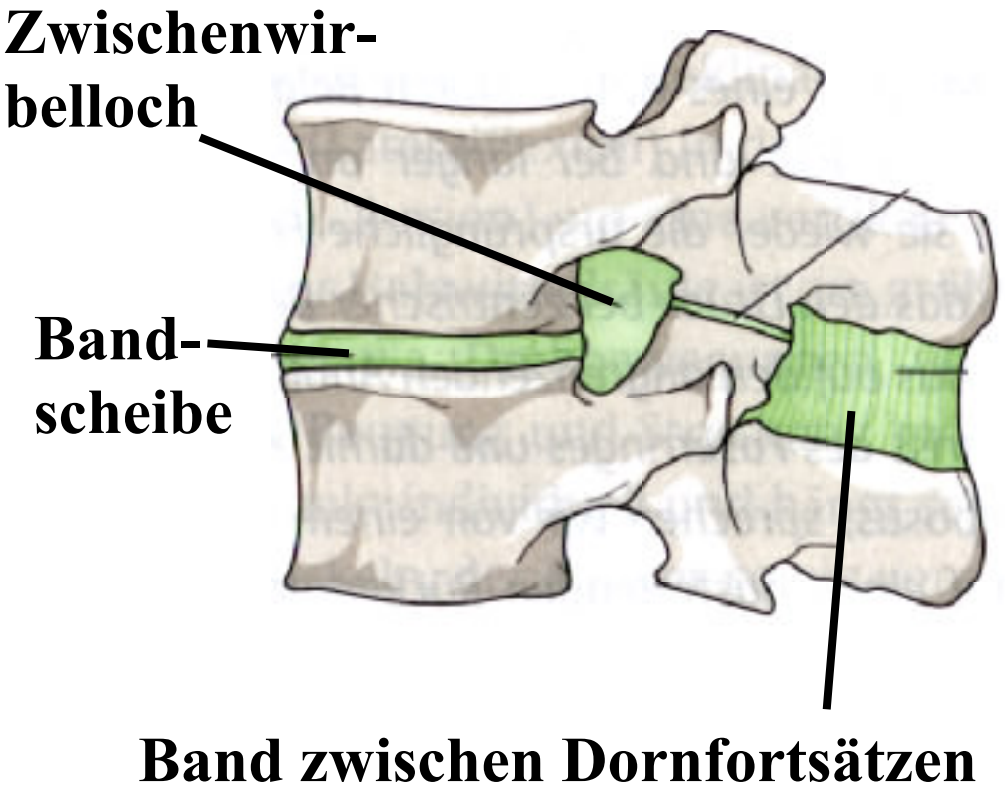
Querfortsatz

Gelenkfläche des
Kreuzbein-Darmbein-Gelenks

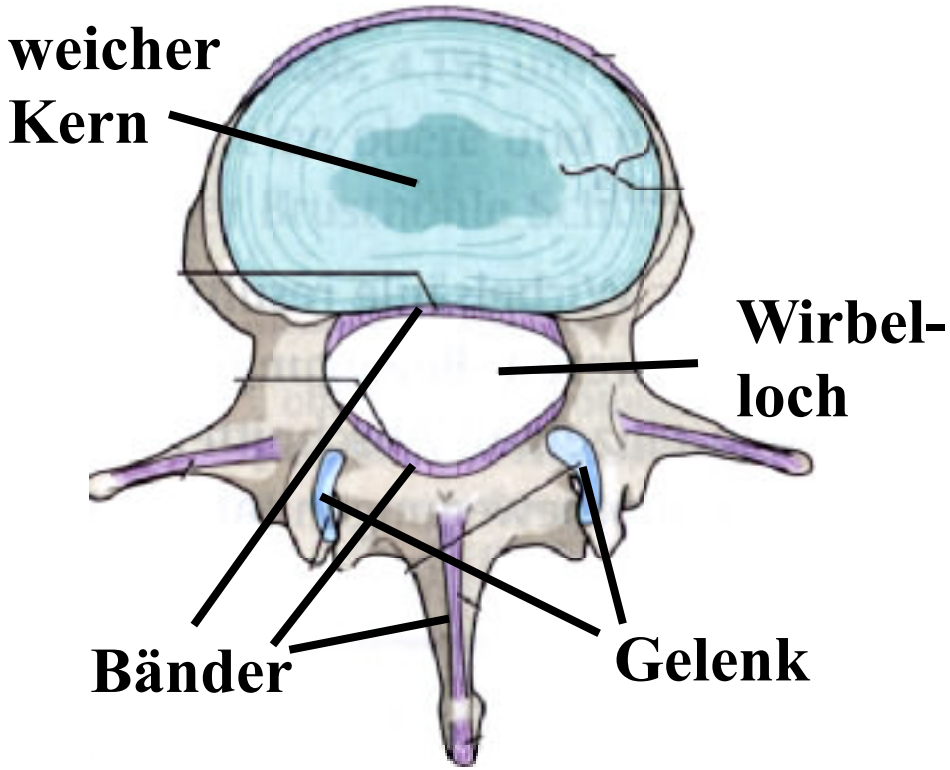
**Doppelte S-Form beim Menschen
(Erschütterungsabfederung beim Laufen)**

Wirbel

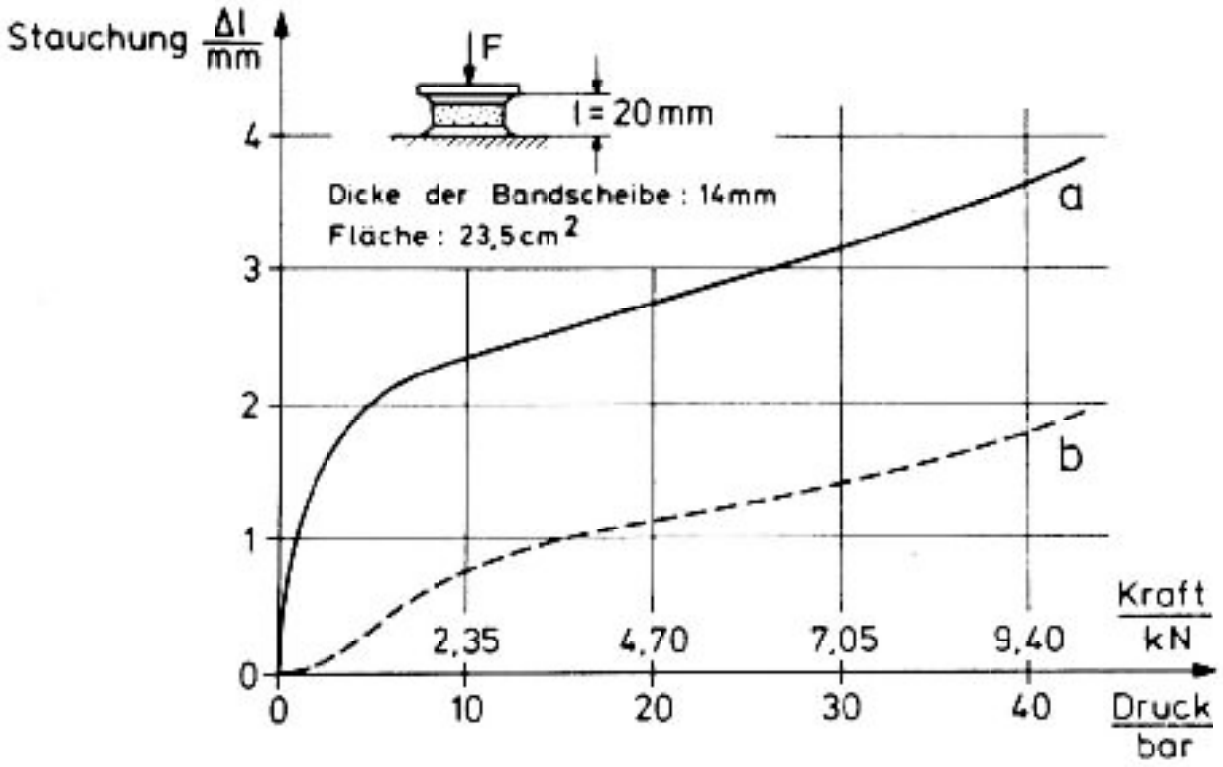
Seitenansicht



Aufsicht



Elastizität der Wirbelsäule



Druck-Stauchungsdiagramm
Lendenwirbel (a),
Plastischer Anteil (b)

Plastische Verformung
Verformung relaxiert
langsam
Linearer Bereich

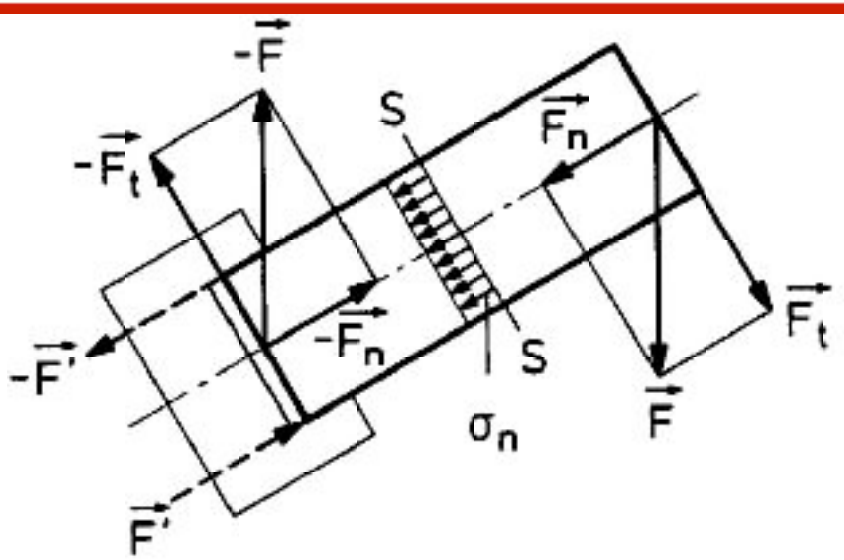
Wirbelsäule: Druck-, Zug-, Biege-, und Torsionsbelastungen treten auf

$$E = \frac{\sigma}{\epsilon} = \frac{0.5kN}{23.5cm^2}\frac{14mm}{0.6mm} \approx 50bar$$

Wichtig: Wirbel
Kleine Kräfte: große Elastizität
Große Kräfte: geringe Elastizität
große Belastungen ohne Bruch möglich: 9,4 kN (940 kg)

Spannungsverteilung

Einfaches Modell:
homogener Stab
elastisch, homogen

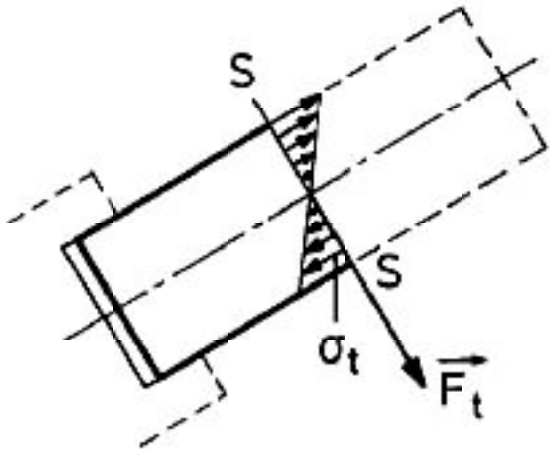


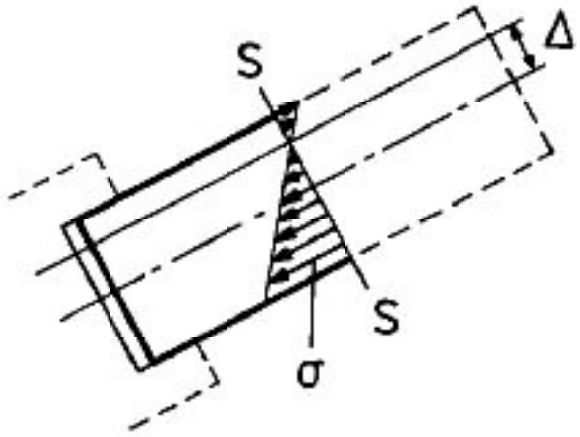
Druck/Zugspannungen aus Biegemoment -F bewirkt Gleichgewicht gegenüber F

Haltedrehmoment F´-F´ im Beckenbereich

Zerlegung von F:
F_n: Stauchung der Wirbelsäule
F_t: bewirkt Biegemoment
F_n: homogene Normalspannung

Spannungsverteilung





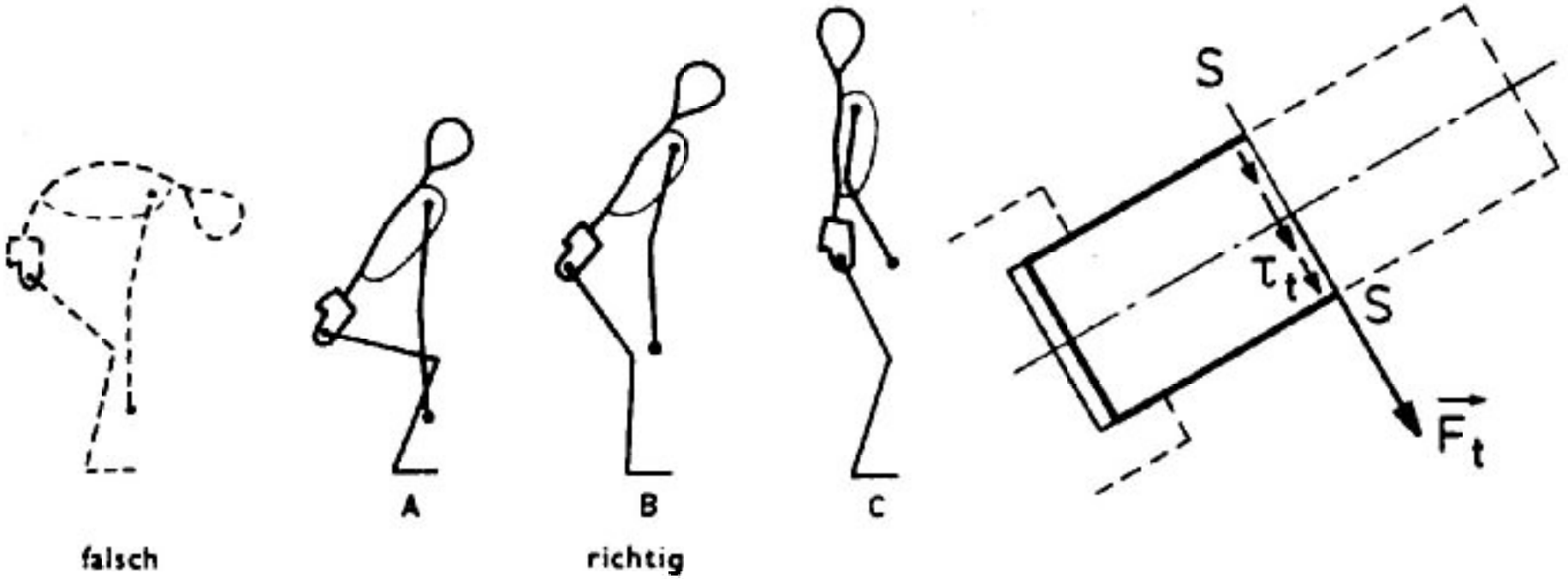
F_t bewirkt ortsunabhängige Normalspannungsverteilung
dorsal: Dehnung & Zugspannung
ventral: Stauchung und Druckspg.

=> Neutrale Faser dorsal verschoben
Größere Teile der Wirbelsäule Druck-spannung, hierfür Wirbel besonders widerstandsfähig
Ungünstig: Zugbelastung ≠ 0

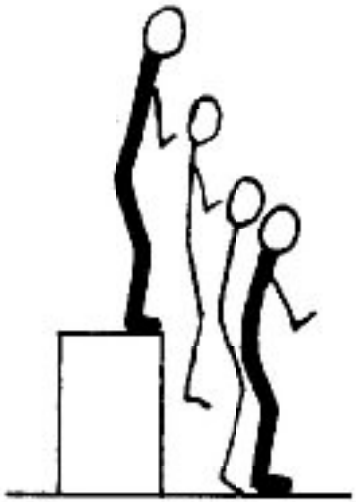
Extreme Biegebelastungen besonders schädlich

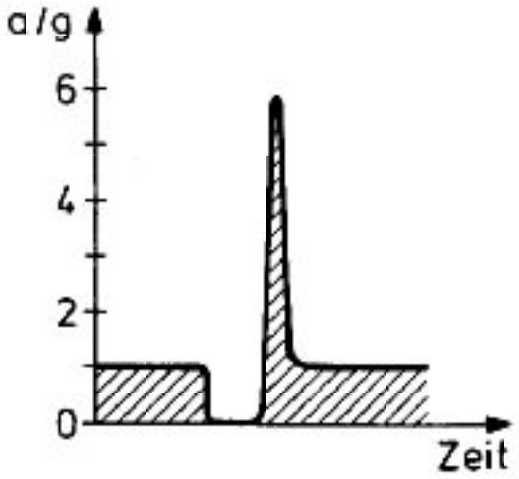
Beim Aufheben großer Gewichte:
Wirbelsäule gerade halten!

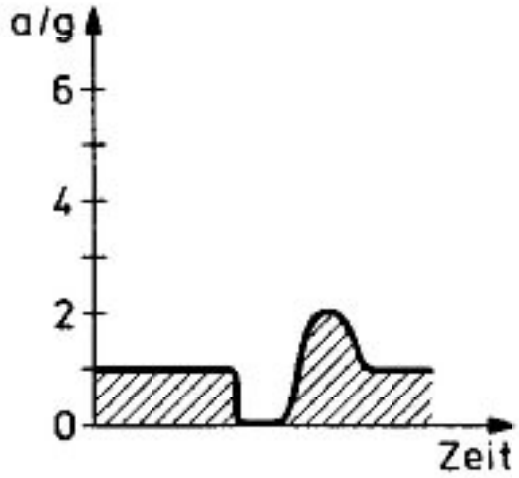
Belastung Wirbelsäule



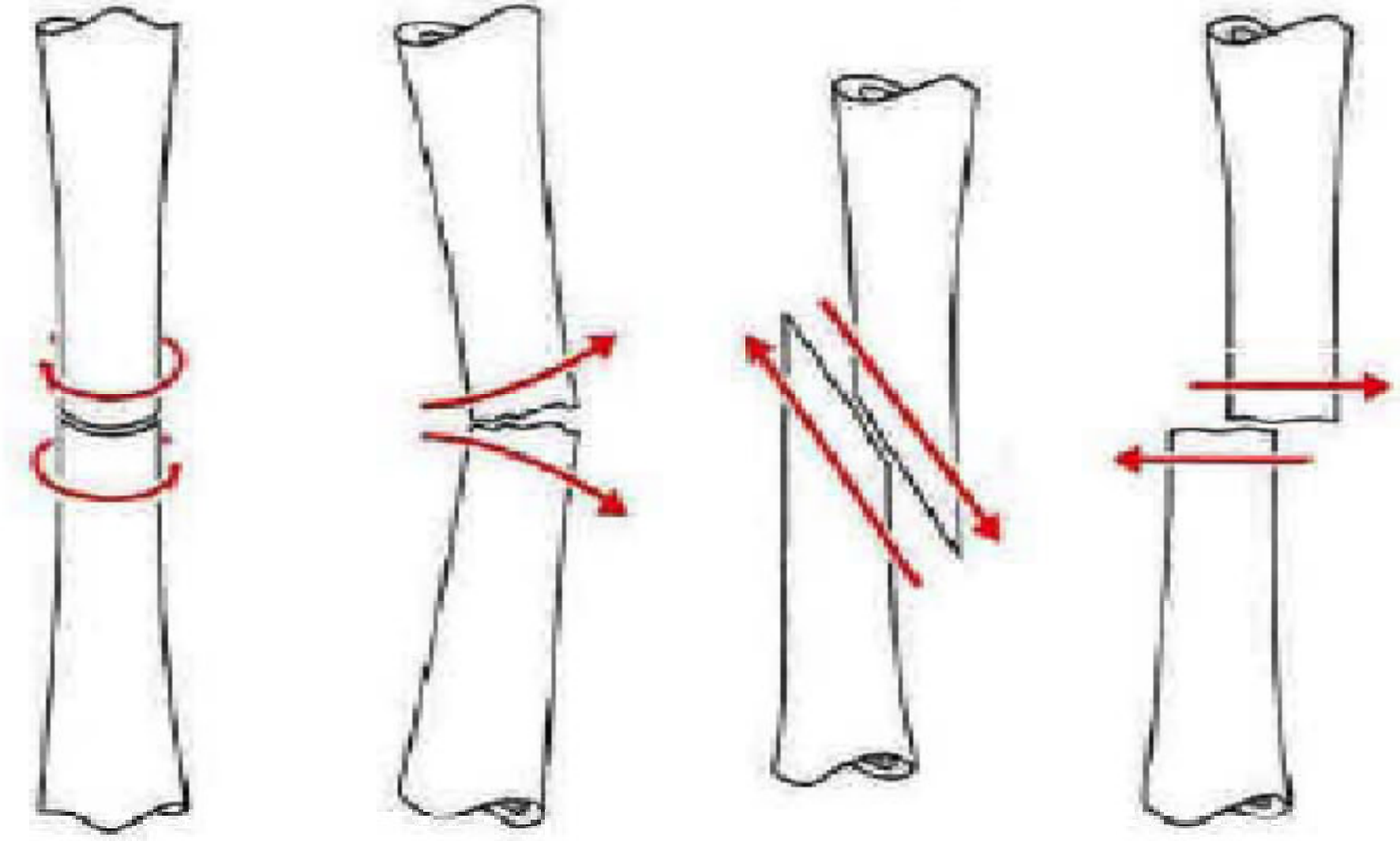
Belastung beim Sprung







Knochenbrüche



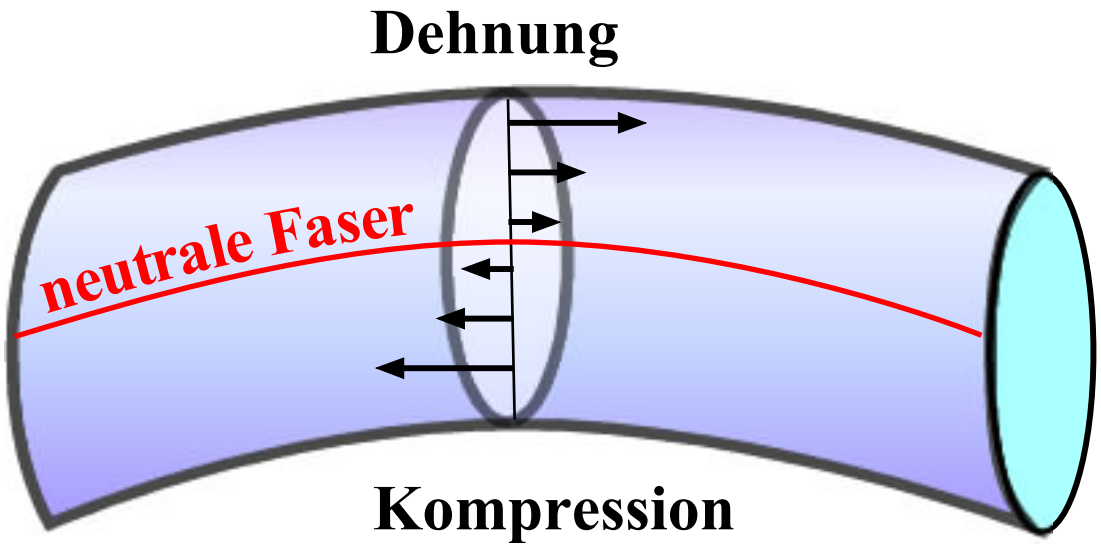
Torsion

Biegung

Kompression

Scherung

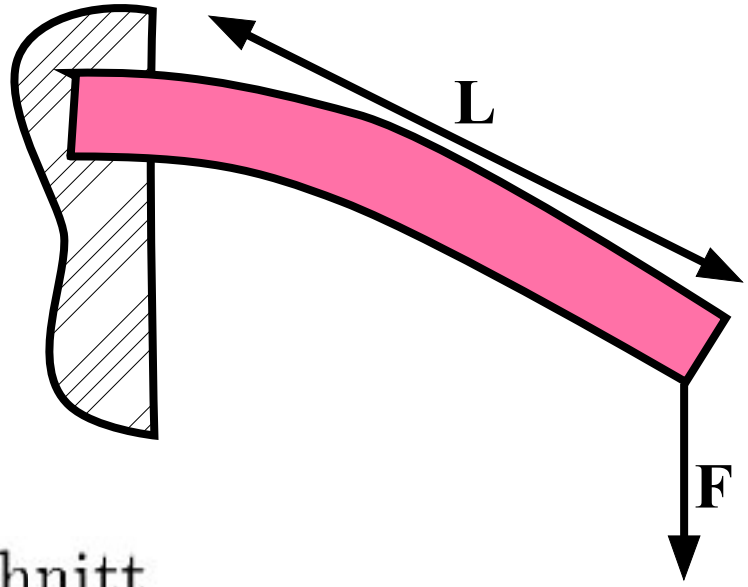
Biegung: Spannungen



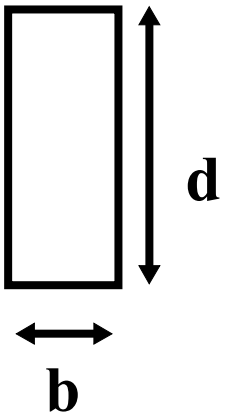
Biegung

Spannung am Einspannpunkt eines fest eingespannten Stabs

$$\sigma = \frac{FL}{2\alpha d^2 b}$$



Querschnitt



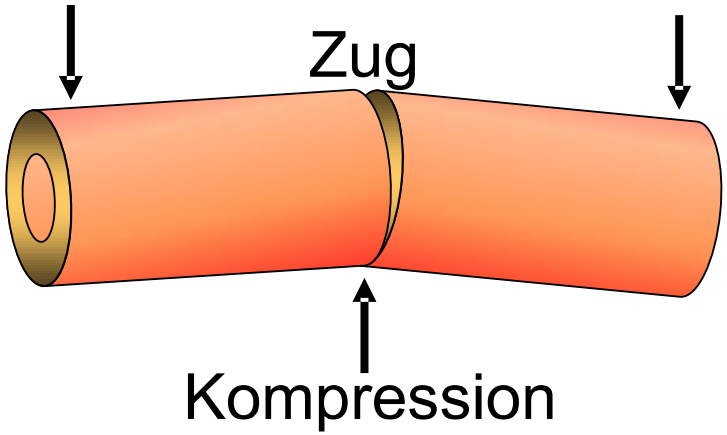
$\alpha = \frac{1}{12}$ rechteckiger Querschnitt

$\alpha = \frac{1}{28}$ kreisförmiger Querschnitt

Stab zerreist wenn $\sigma > \sigma_{Bruch}$

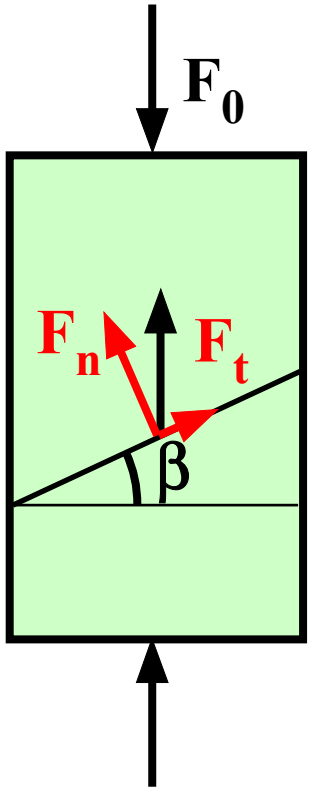
Somit: Tragfähigkeit ~ $\frac{d^2 b}{L}$

Knochenbrüche



Wenn Biegekräfte auf einen Knochen wirken, dann entstehen Zugkräfte auf der Oberseite und Kompressions kräfte an der Unterseite. Durch den Knochen geht ein kontinuierlicher Gradient von Zug zur Stauchung. Bruch durch Überbiegung erzeugt überlicherweise einen glatten transversalen oder einen geneigten Bruch. Da der Knochen schwächer bezüglich Zug als Kompression ist, beginnt der Bruch an der Oberseite und setzt sich entlang der Linie mit der maximalen Zugspannung fort.

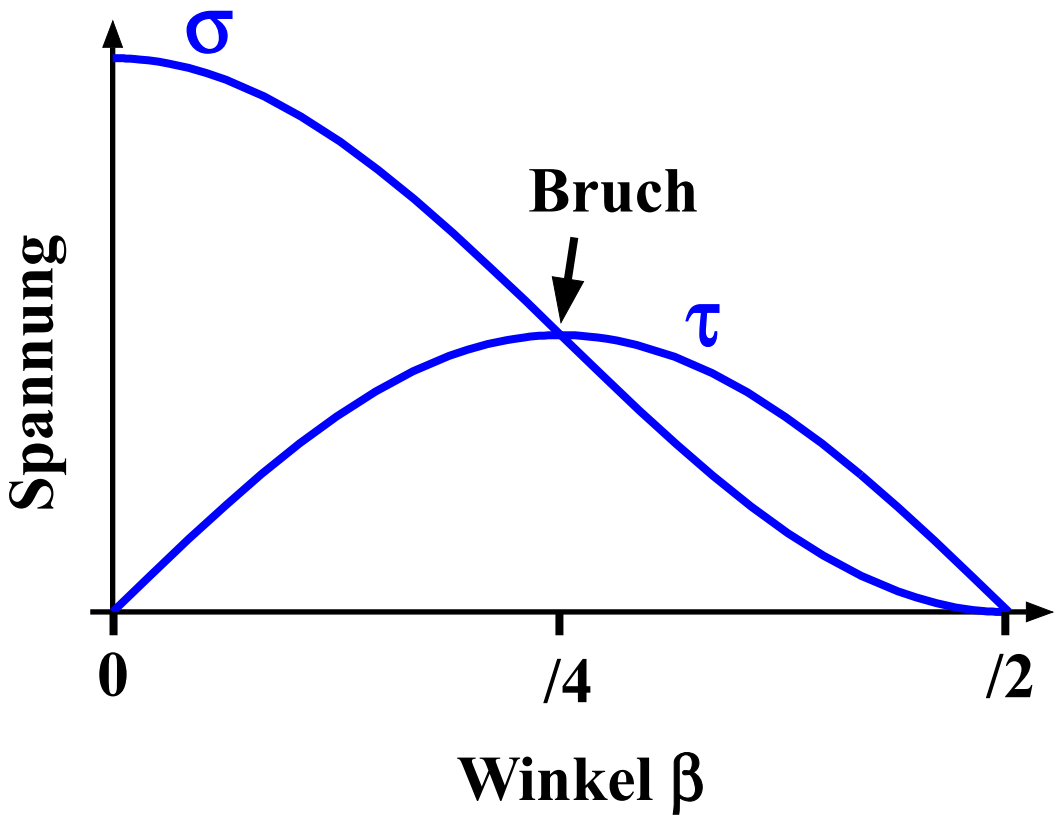
Druck / Scherspannung



$$F_n = F_0 \cos\beta$$

$$F_t = F_0 \sin\beta$$

$$A = A_0 / \cos\beta$$



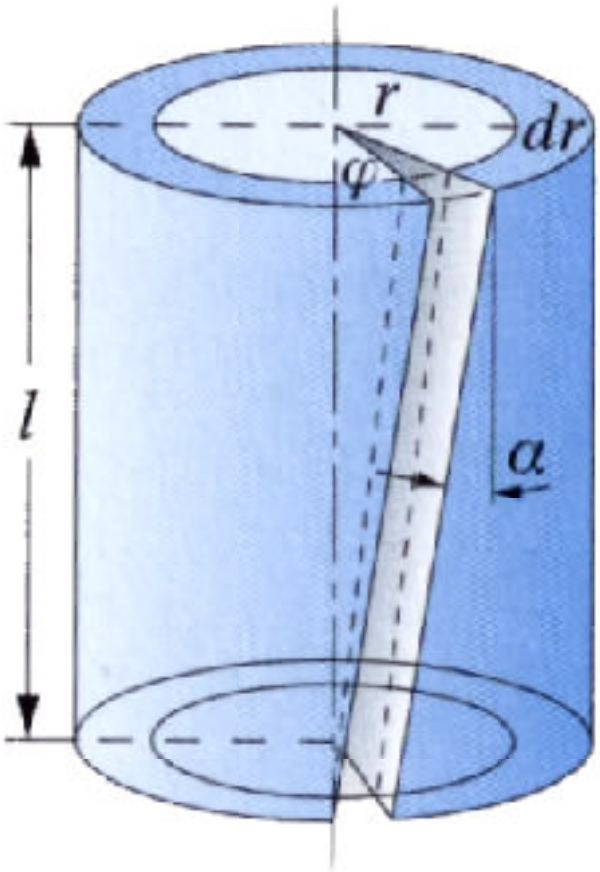
$$\sigma = \frac{F_0 \cos\beta}{A_0 / \cos\beta} = \frac{F_0}{A_0} \cos^2\beta$$

$$\tau = \frac{F_0 \sin\beta}{A_0 / \cos\beta} = \frac{F_0}{A_0} \sin\beta\cos\beta$$

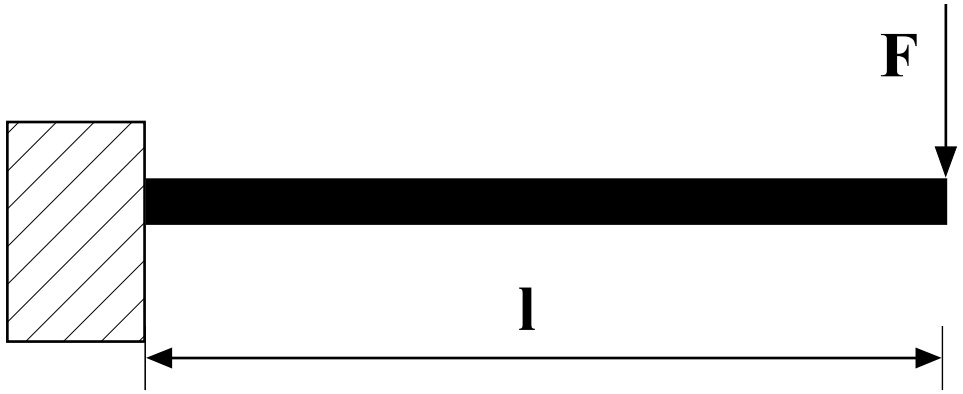
Torsion eines Zylinders

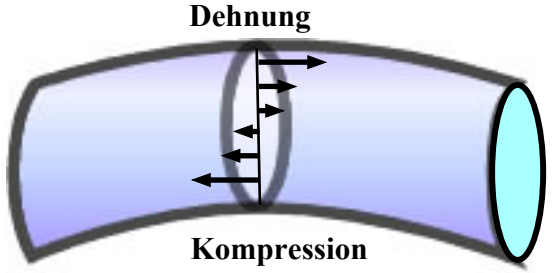
Scherwinkel α eines Hohlzylinders mit Radius r:

$$\alpha = \frac{r\varphi}{l}$$



Biegespannungsbelastung





Biegespannung:

$$B = \frac{M_B}{W}$$

Biegemoment: (Kraft * Hebelarm)

$$M_B = \sum_i F_i \cdot l_i$$

Widerstandsmoment:

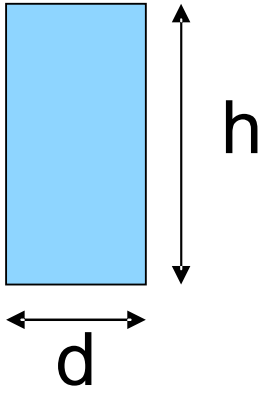
$$W = \frac{J}{e_R}$$

J: (axiales) Flächenträgheitsmoment
e_R: Abstand der Randfaser von der neutralen Faser

$$J = \int r^2 dF$$

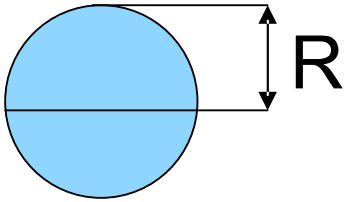
Flächenelement

Widerstandsmoment



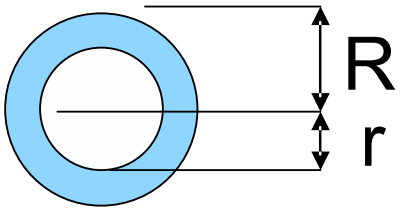
$$W = \frac{dh^2}{6}$$

Ein hochkant gestellter Balken bietet mehr Biegewiderstand als ein flach gestellter Balken



$$W = \frac{\pi}{4} R^3$$

Bei gleicher Querschnittsfläche und falls h=R bietet der Rundbalken mehr Widerstand als der Rechteckbalken.

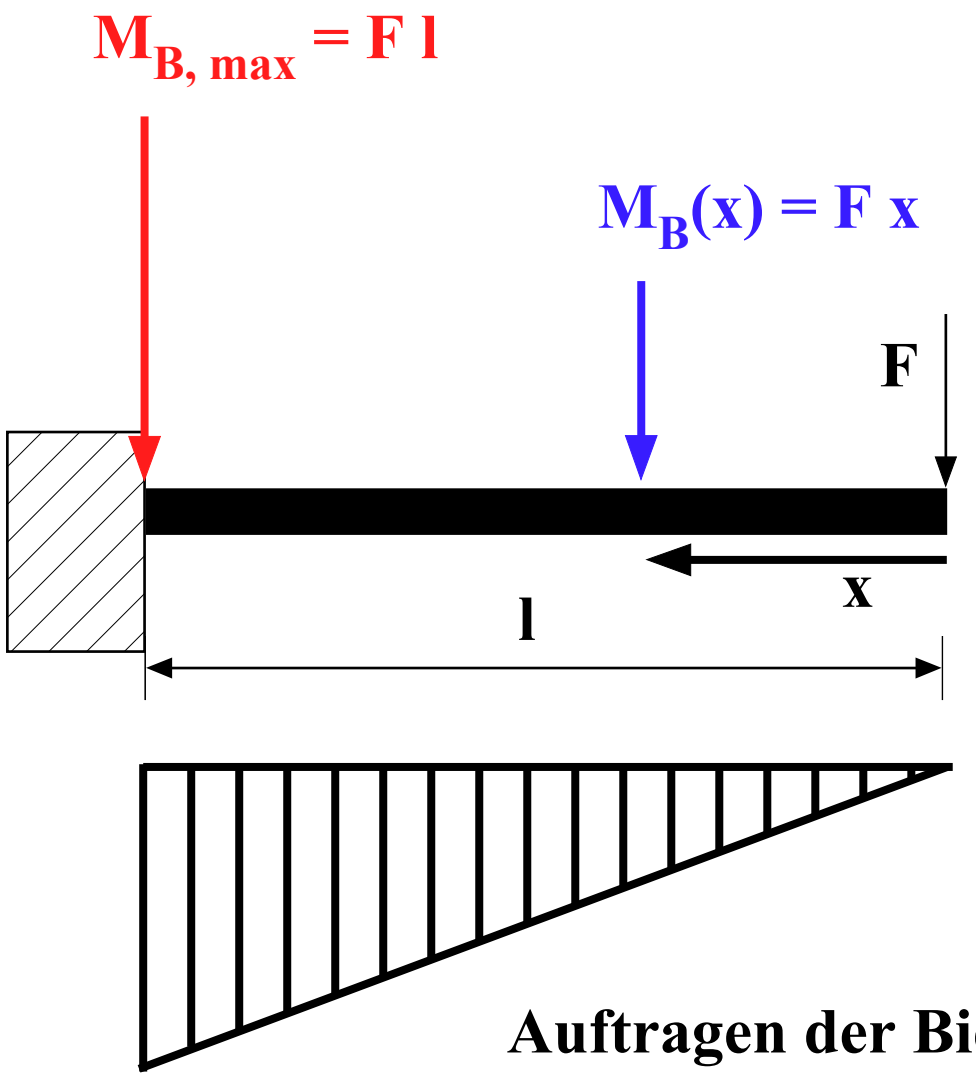


$$W = \frac{\pi}{4} \frac{R^4 - r^4}{R}$$

$$\approx \frac{\pi}{4} R^2 \Delta R$$

Falls r nicht zu groß ist bietet der Hohlzylinder fasst den gleichen Biegewiderstand wie der Vollzylinder bei gleichzeitig erheblicher Gewichtsreduktion.

Biegespannungsverteilung

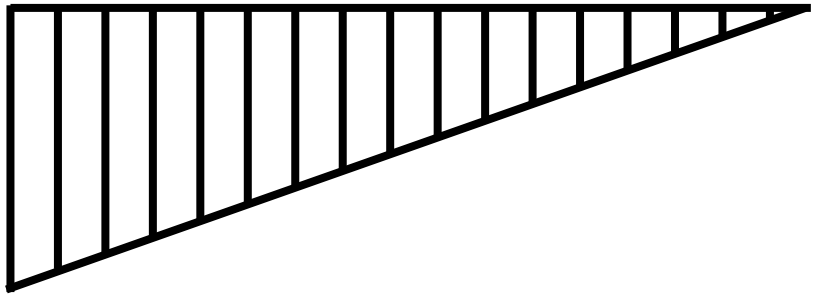


Biegemomente nehmen linear mit dem Abstand zur Punktbelastung zu

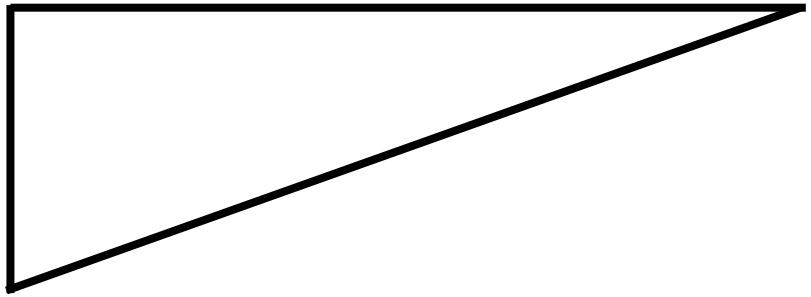
Biegespannungsverteilung:

Auftragen der Biegespannungen am jeweiligen Querschnitt senkrecht zur Körperkontur

Ortsabhängigkeit



Auftragung der Biegespannung
(~ Biegemomente)
über den jeweiligen Querschnitt



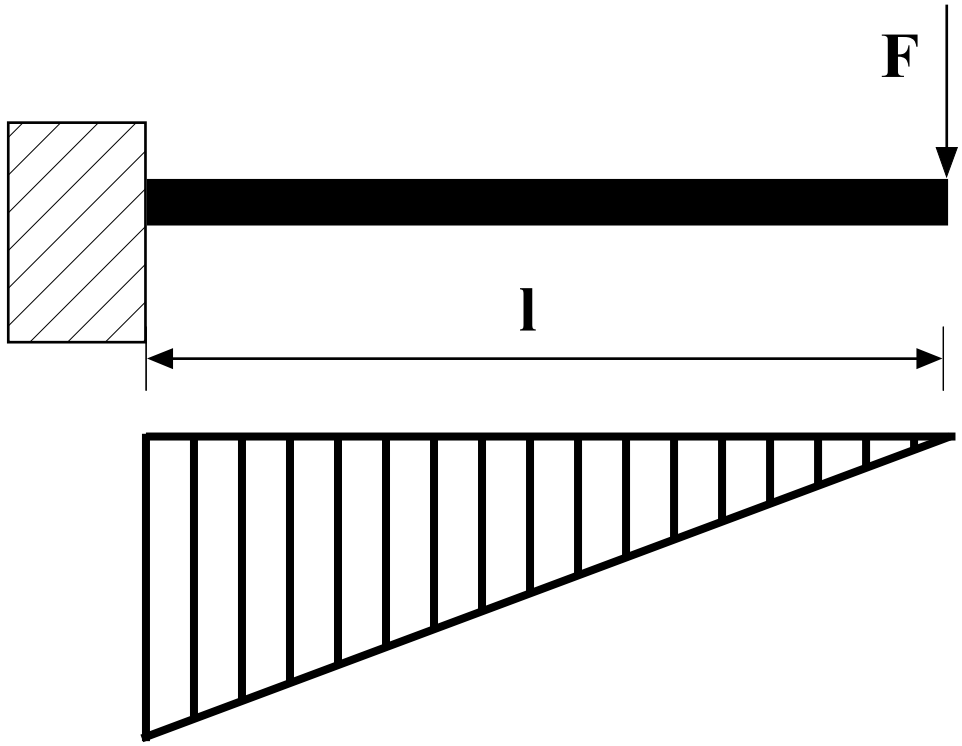
Außenkontur = “Momentenlinie”
Verlauf des Biegemoments längs
des gebogenen Trägers

Eingeschlossene Fläche = Maß für
Gesamtmoment
“Momentenfläche”, “Seileckfläche”

Wie kann diese Kurve optimiert werden ?

Körper gleicher Festigkeit

Biegebeanspruchung darf an keiner Stelle die zulässige Biegespannung B_Z übersteigen!



Träger konstanten Querschnitts kann basal (= an Basis/Körper gelegen) zu dünn oder distal (= vom Körper nach außen gerichtet) zu dick sein.

=> "Anformen", bis Biegespannung überall (in etwa) konstant ist!

<u>Körper gleicher Festigkeit</u>: In jedem Querschnitt gleiche Biegespannungen

Beispiel: Träger

Breite b = const.
Höhe h(x) geeignet wählen.
Biegespannung soll über Träger konstant sein, d.h.

$$\frac{M_{B,max}}{W_{max}} = \frac{M_B(x)}{W(x)} = \dots$$

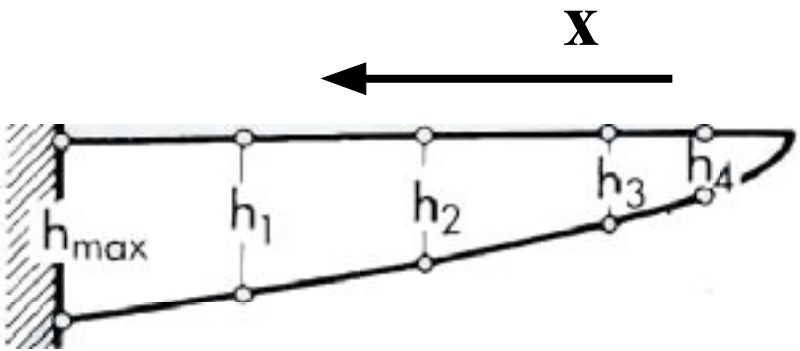
Biegemoment: $M_B(x) = F \cdot x$

Widerstandsmoment: $W(x) = \frac{1}{6} b h(x)^2$

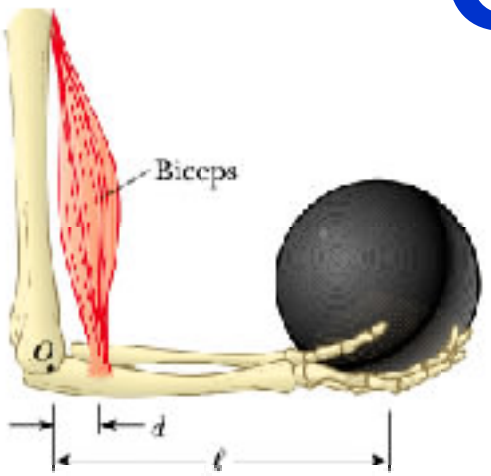
=> Anformungsgleichung: Höhenverteilung über Trägerlänge

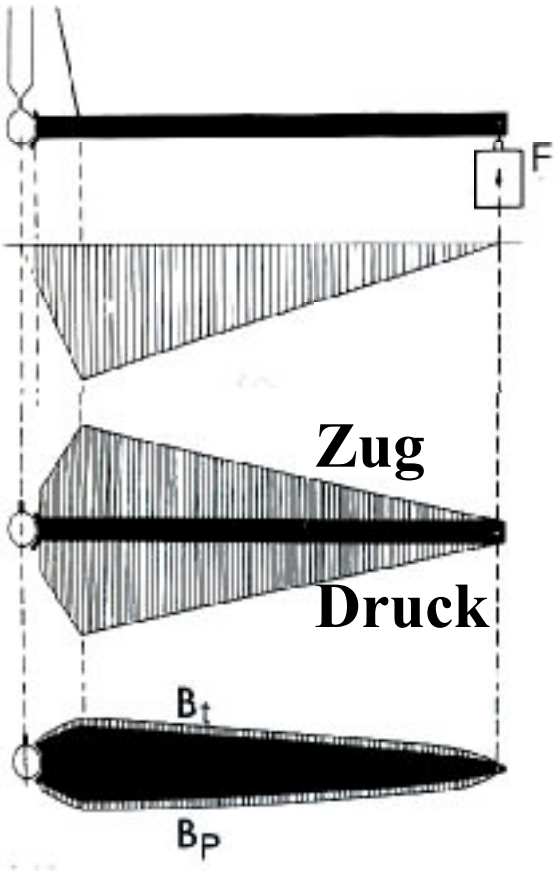
$$h(x) = h_{max} \sqrt{\frac{x}{l}}$$

Parabel



Optimierung der Elle





Natürliche Konstruktionen folgen dem Prinzip der Körper gleicher Festigkeit

- **Substanzersparnis**
- **Energieersparnis bei bewegten Gliedern (kleineres Trägheitsmoment bei geringerem Gewicht)**

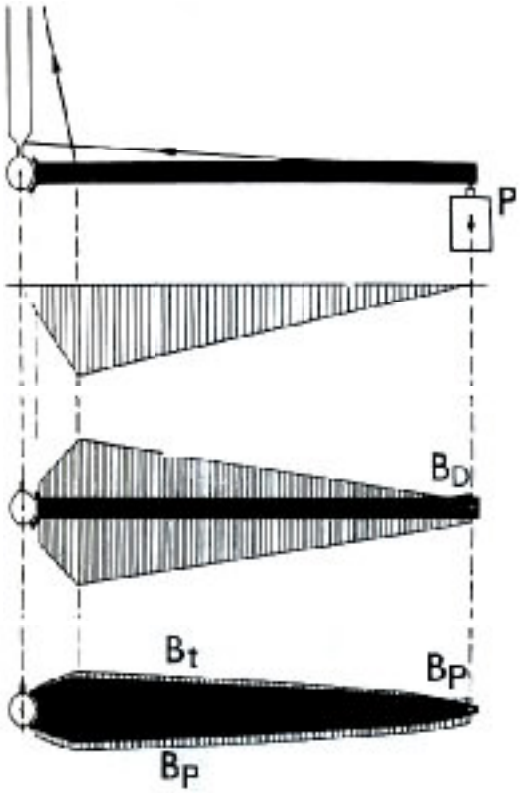
Modell der Elle: schwarzer Stab
Oberarmmuskeln: Seilzug
=> dreieckige Momentenfläche

Symmetrische Zug- & Druckspannungen

Körper gleicher Festigkeit: unförmig dick

Unterarmmuskeln

Zusätzlich betrachten: Unterarmmuskeln (Zuggurtung)



=> Seilzug

=> Reduktion der Momentenfläche

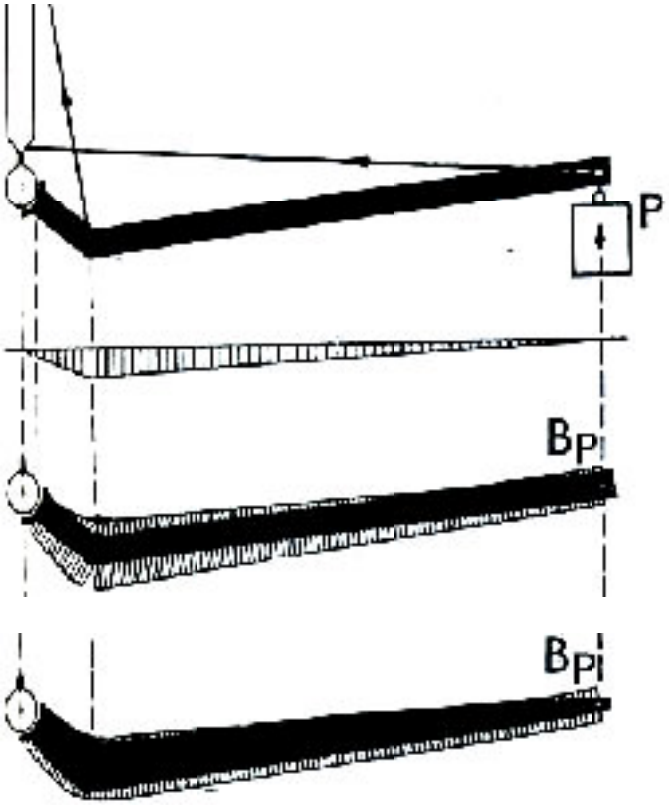
=> Reduktion der Spannungsfläche
Druck > Zug

Stab immer noch unförmig dick

Abknickung der Ulna

Abknickung der Ansatzstelle der Oberarmmuskeln (von mu_1)

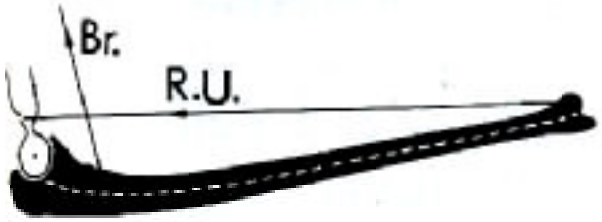
=> deutliche Entlastung



Momentenfläche deutlich kleiner

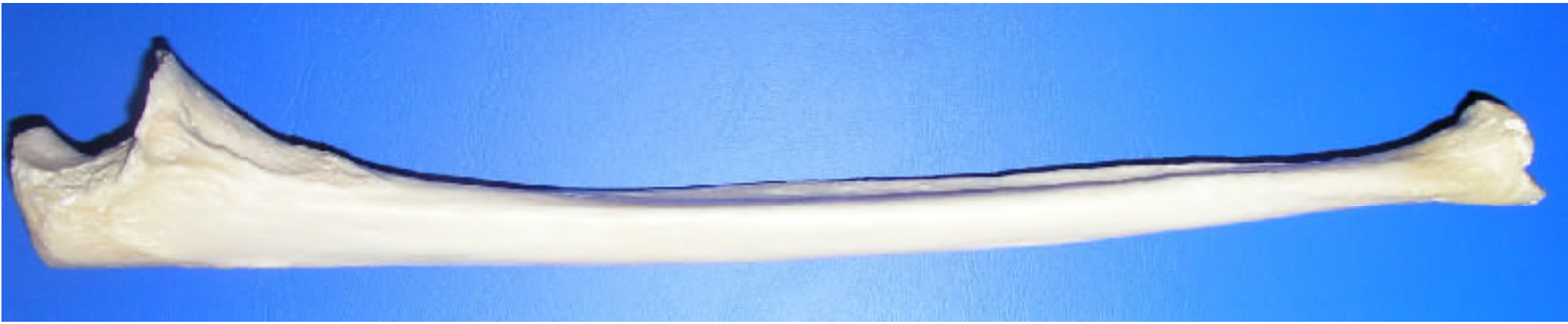
Druck >> Zug

Körper gleicher Festigkeit:
- **Verdickung der Knickregion**
- **Verdünnung am freien Ende**



Ähnelt in Umrissen schon stark der menschlichen Elle !

Menschliche Ulna



Abweichungen wegen:

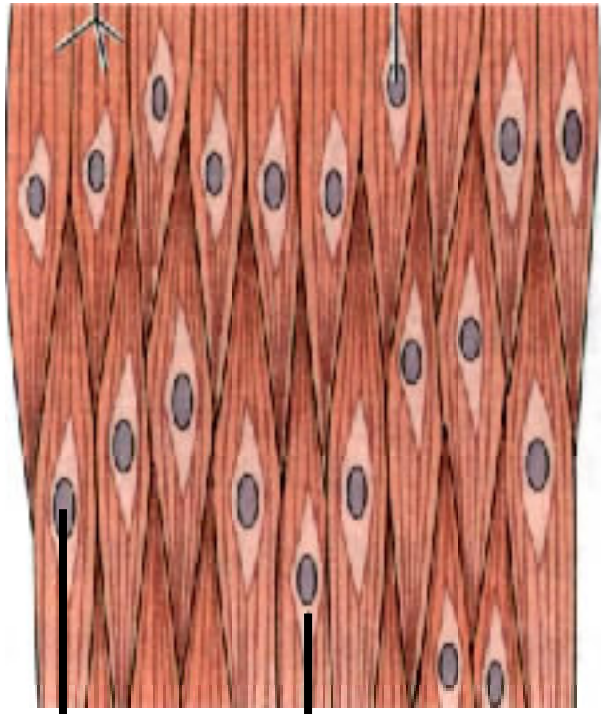
- **geringere Belastbarkeit der Gelenkknorpel**
- **Ansatzstellen und Drehabstände für Skelettmuskulatur**

Endform besitzt kleinere Masse als gerader Stab (Ausgangsform), aber optimale Massenverteilung

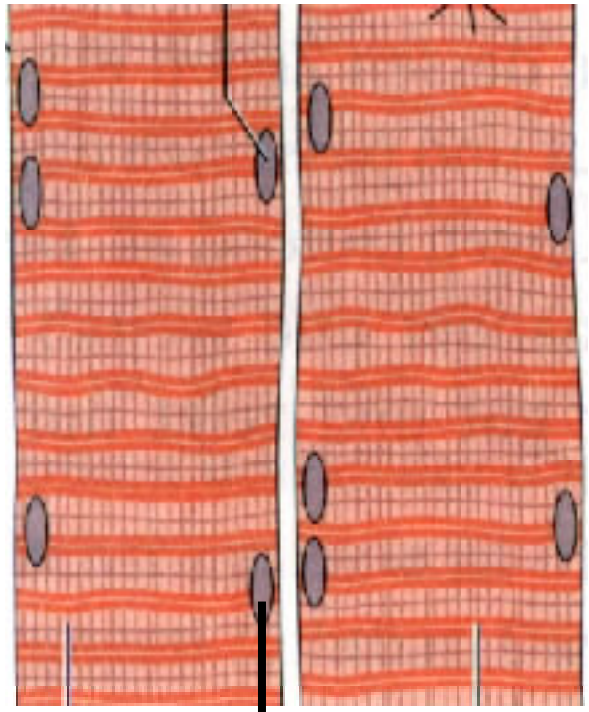
2.5 Muskeln

Muskeltypen

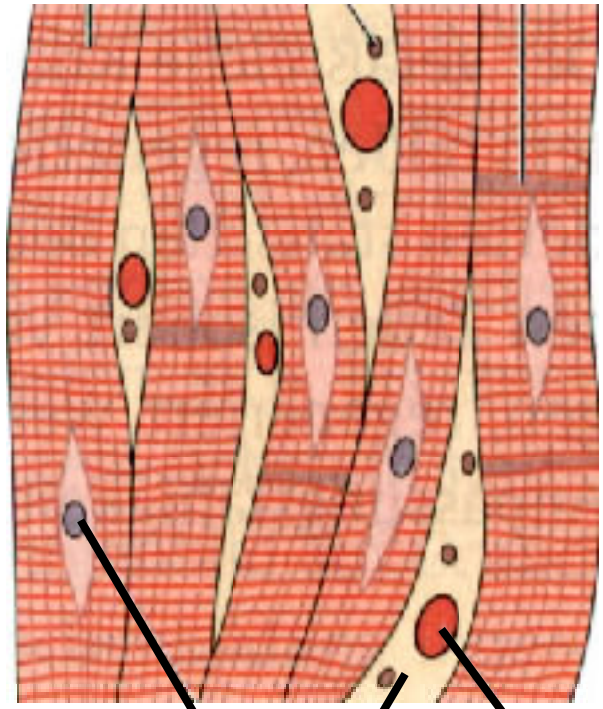
glattes Muskelgewebe



quergestreifte Skelettmuskulatur

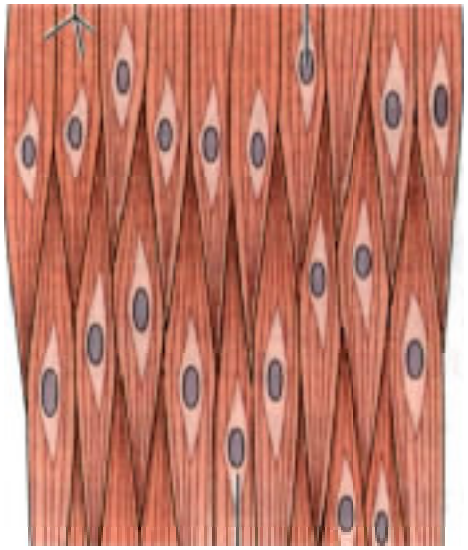


Herzmuskulatur

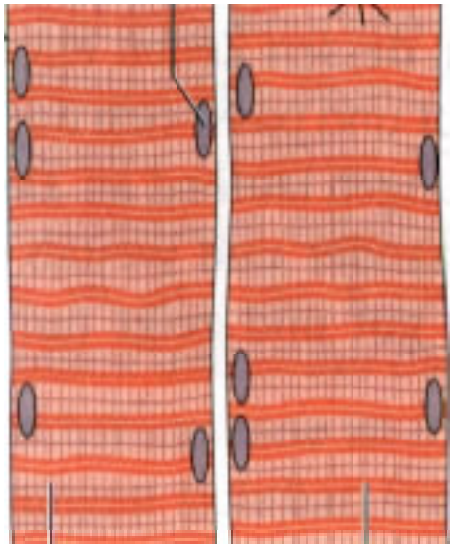


Muskeltypen

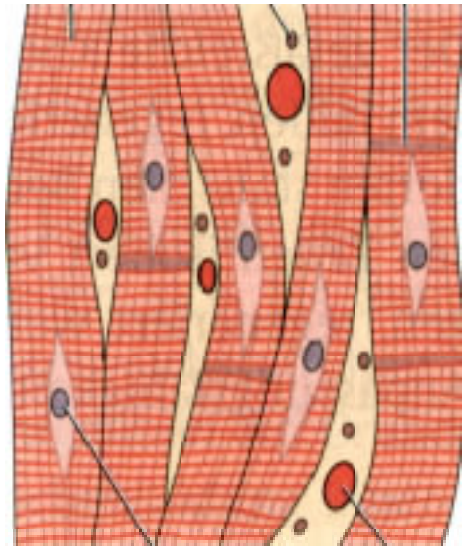
glattes Muskelgewebe



quergestreifte Skelettmuskulatur



Herzmuskulatur



Muskelzellen

Durchmesser 40µm - 100µm Länge ≤ 20cm	**Durchmesser 10µm - 20µm Länge 100µm-150µm**

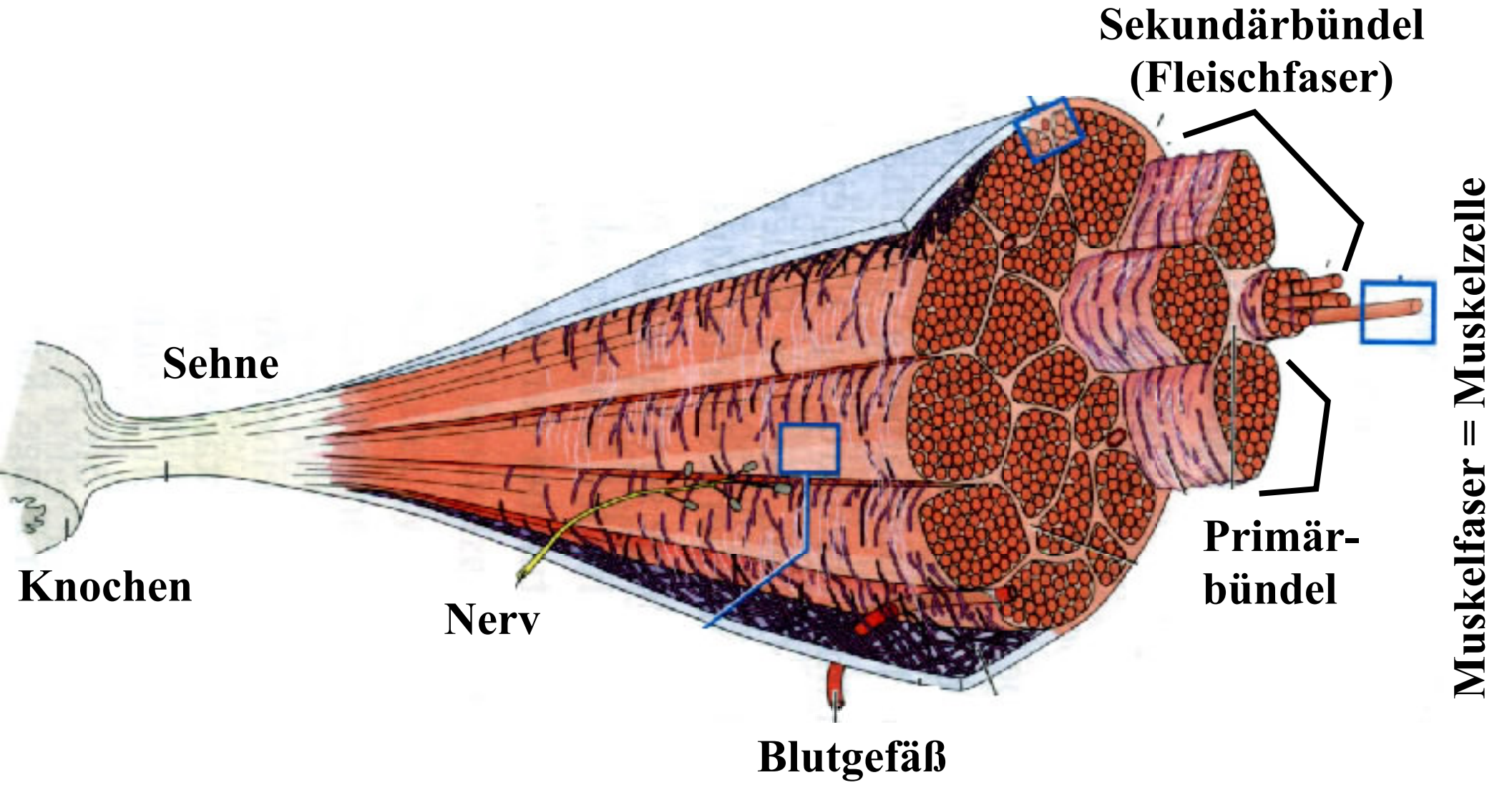
Kontraktile Filamente parallel

Aktivierung:

somatisches Nervensystem	**vegetatives Nervensystem**

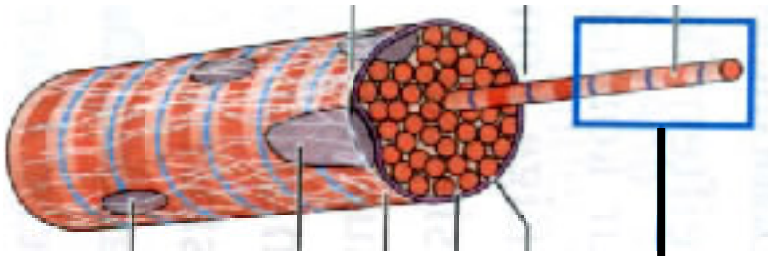
vegetatives Nervensystem

Muskeln

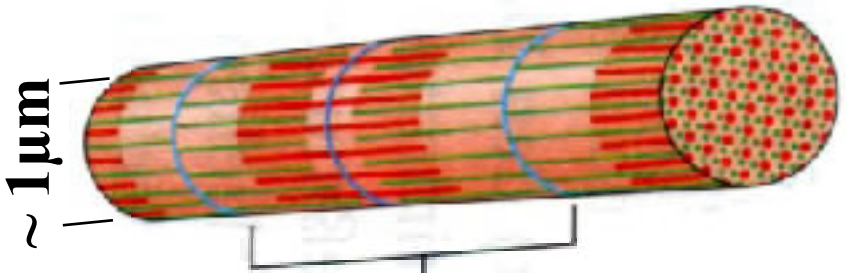

Sekundärbündel
(Fleischfaser)
Sehne
Knochen
Nerv
Blutgefäß
Primär-
bündel
Muskelfaser = Muskelzelle

Aufbau der Muskeln

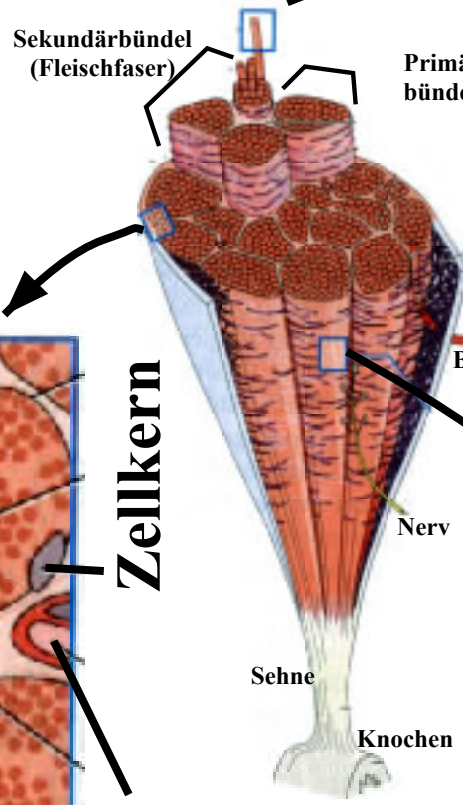
Muskelfaser = Muskelzelle



Myofibrille

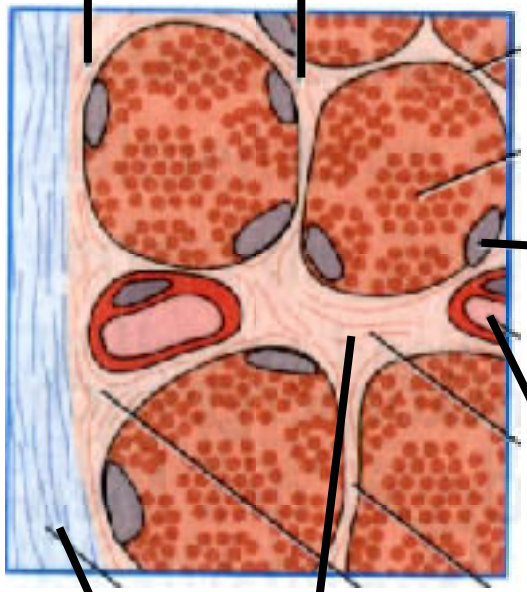


Sarkomer



Querschnitt

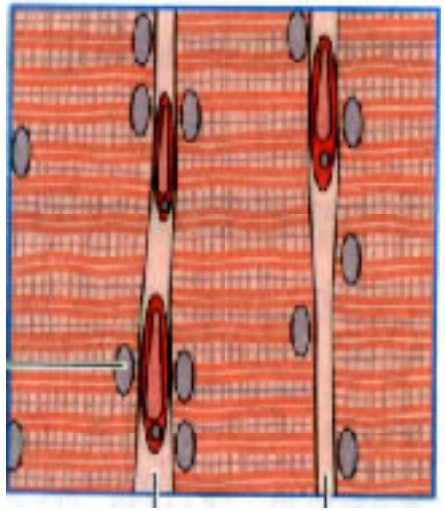
Muskelfaser



Zellkern

Blutka-pillare

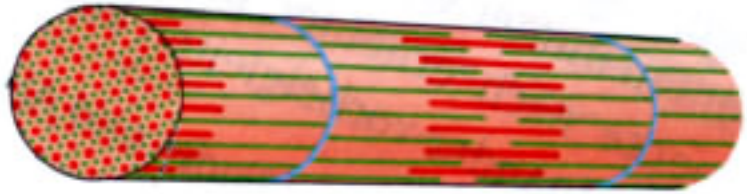
Bindegewebe

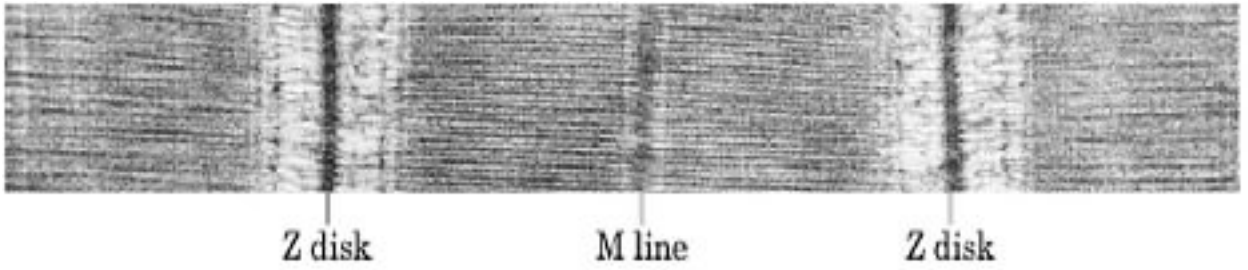


Längsschnitt

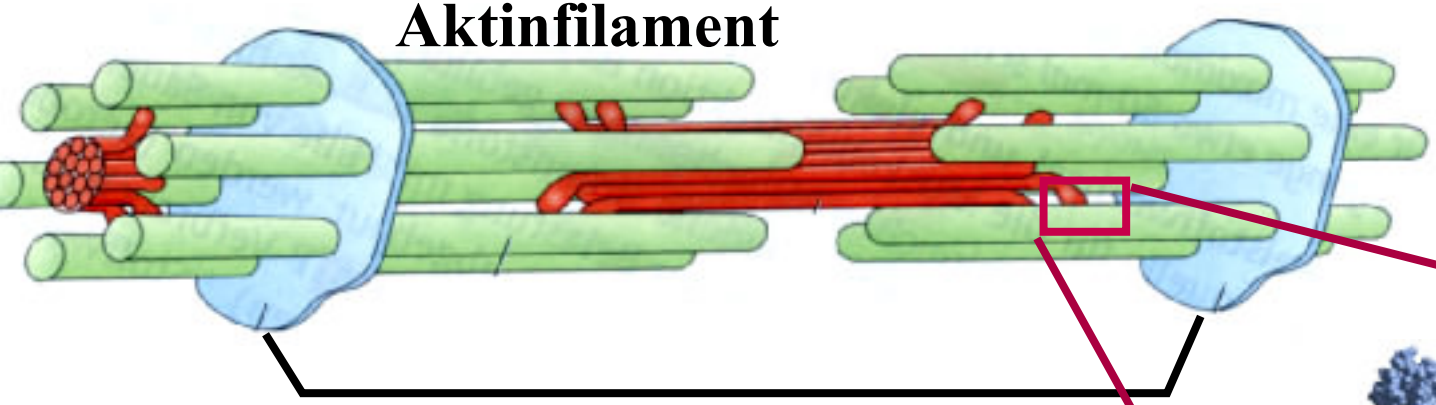
Aufbau der Myofibrillen

Myofibrille





Aktinfilament

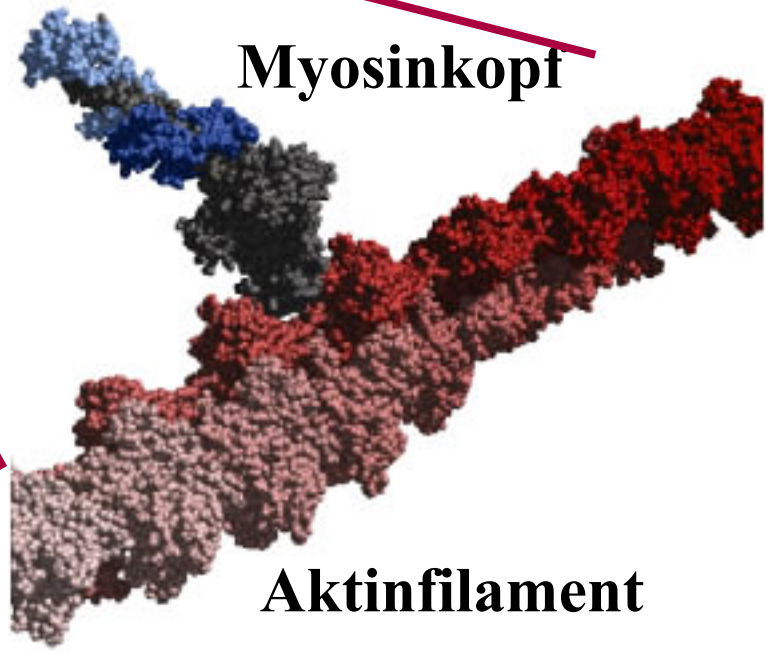


Sarkomer

Myosinkopf

Myosinschwanz

Myosinköpfchen



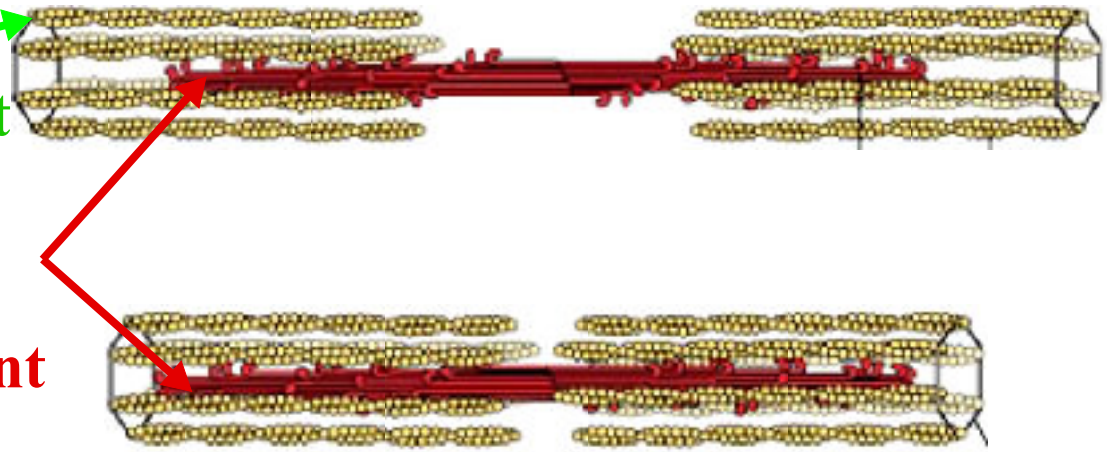
Aktinfilament

Muskelkontraktion

Gleitfasermodell: **Aktin- und Myosinfilamente werden ineinandergeschoben**

Aktinfilament
= dünnes Filament

Myosinfilament
= dickes Filament



entspannt

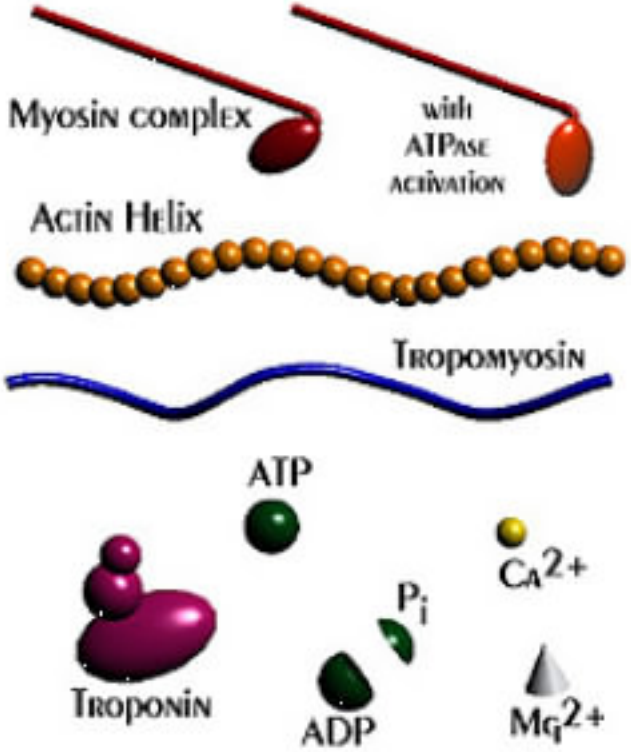
kontrahiert

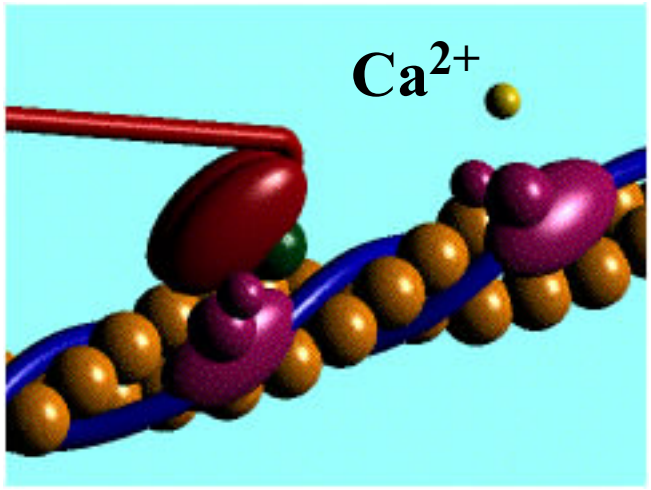
1 Myosinfilament : 500 Köpfchen
Filamente gleiten in Schritten von ca. 15 nm aneinander vorbei

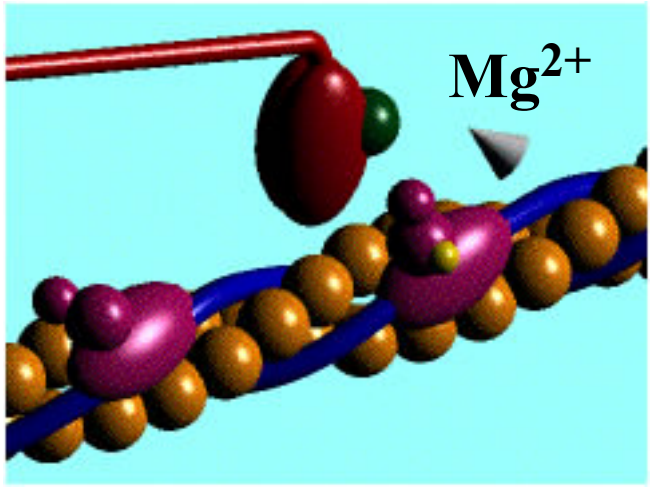
Kontraktionsschritte

“Nanotechnologie”

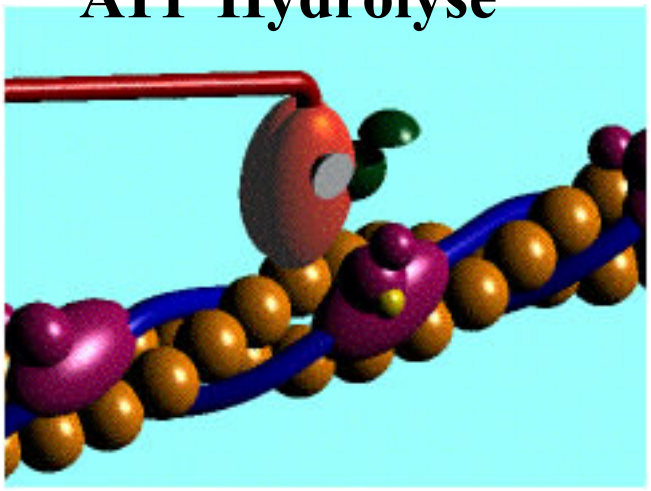
Beteiligte:

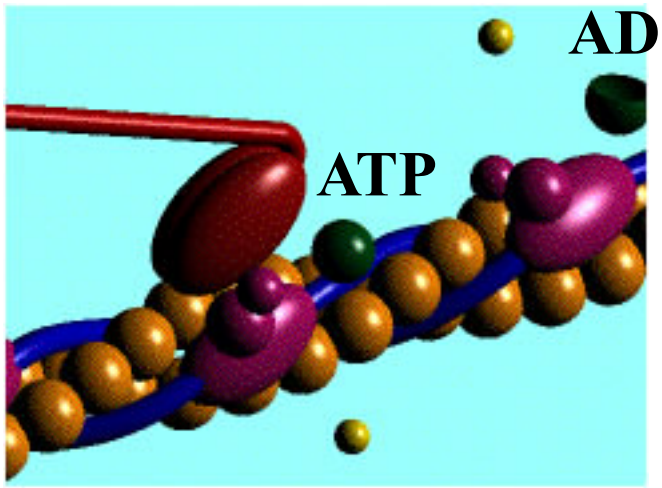






ATP Hydrolyse

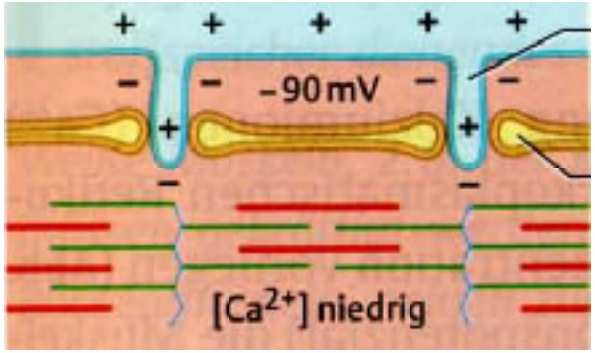




http://www.banyantree.org/jsale/actinmyosin/

Regulierung: angelagerte Proteine
Ca^{2+}-Einstrom in Myofibrillen

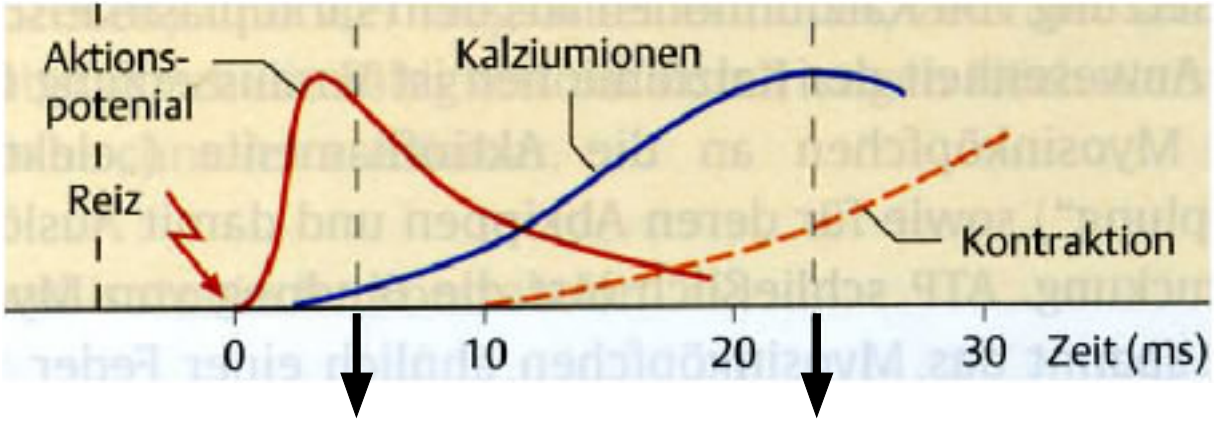
Stimulierung

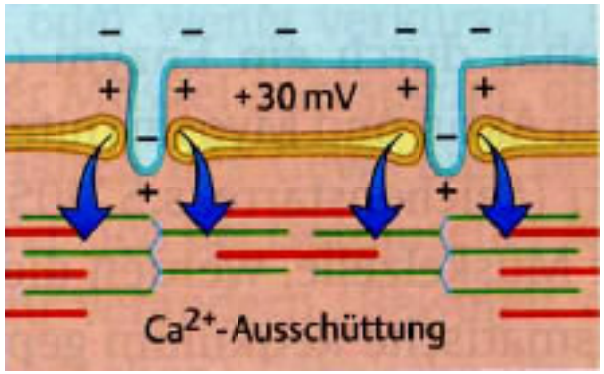


transversale Tubuli

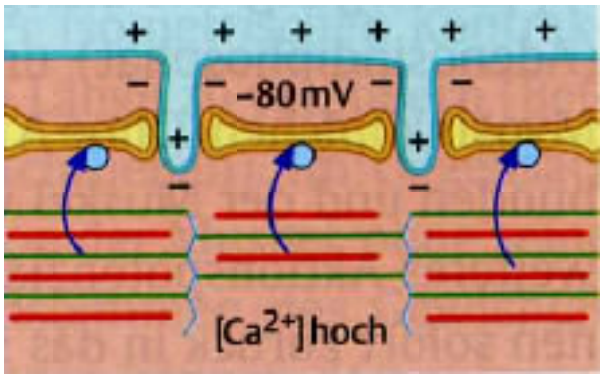
longitudinale Tubuli

in Ruhe





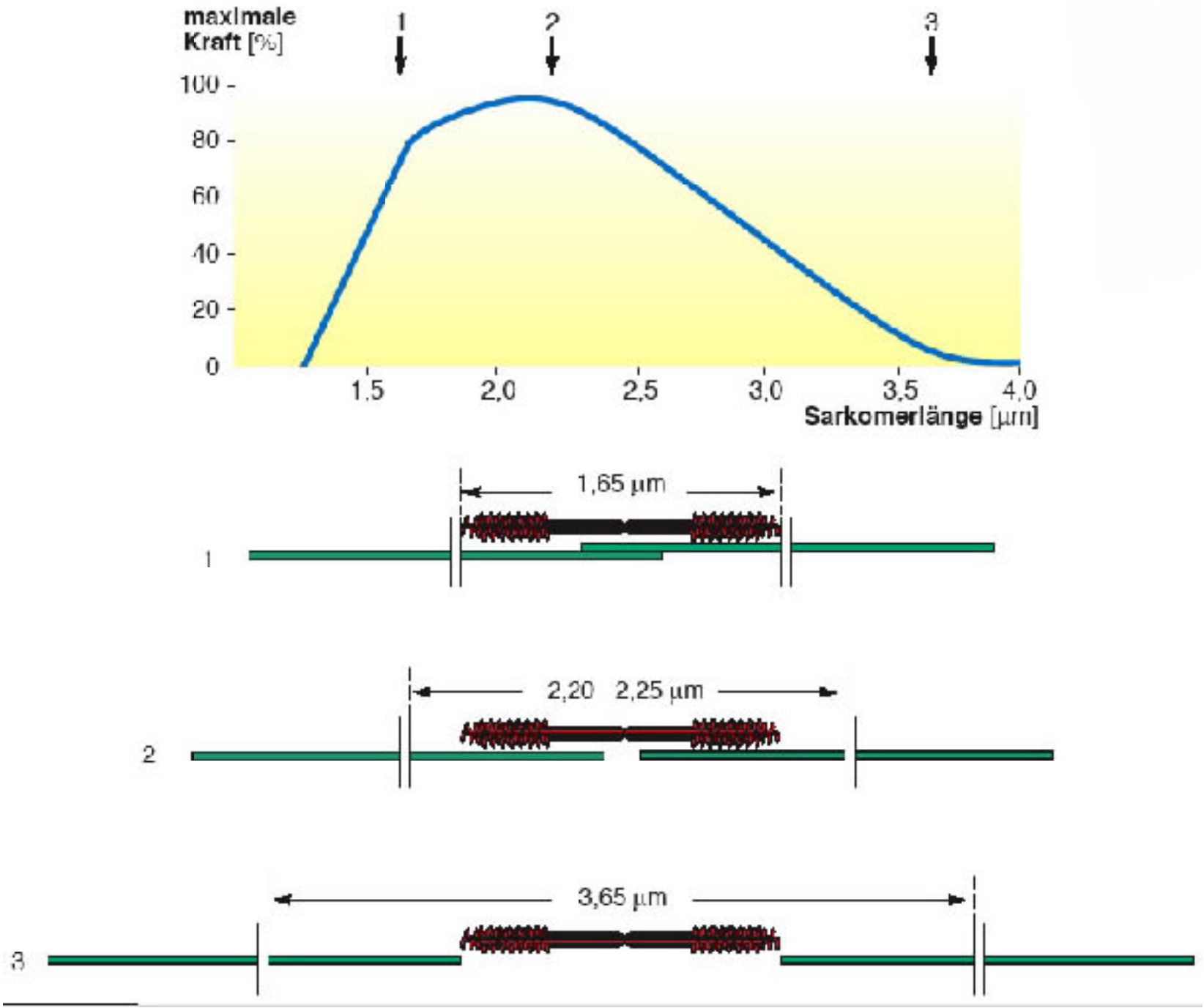
ca. 5 ms nach dem Reiz



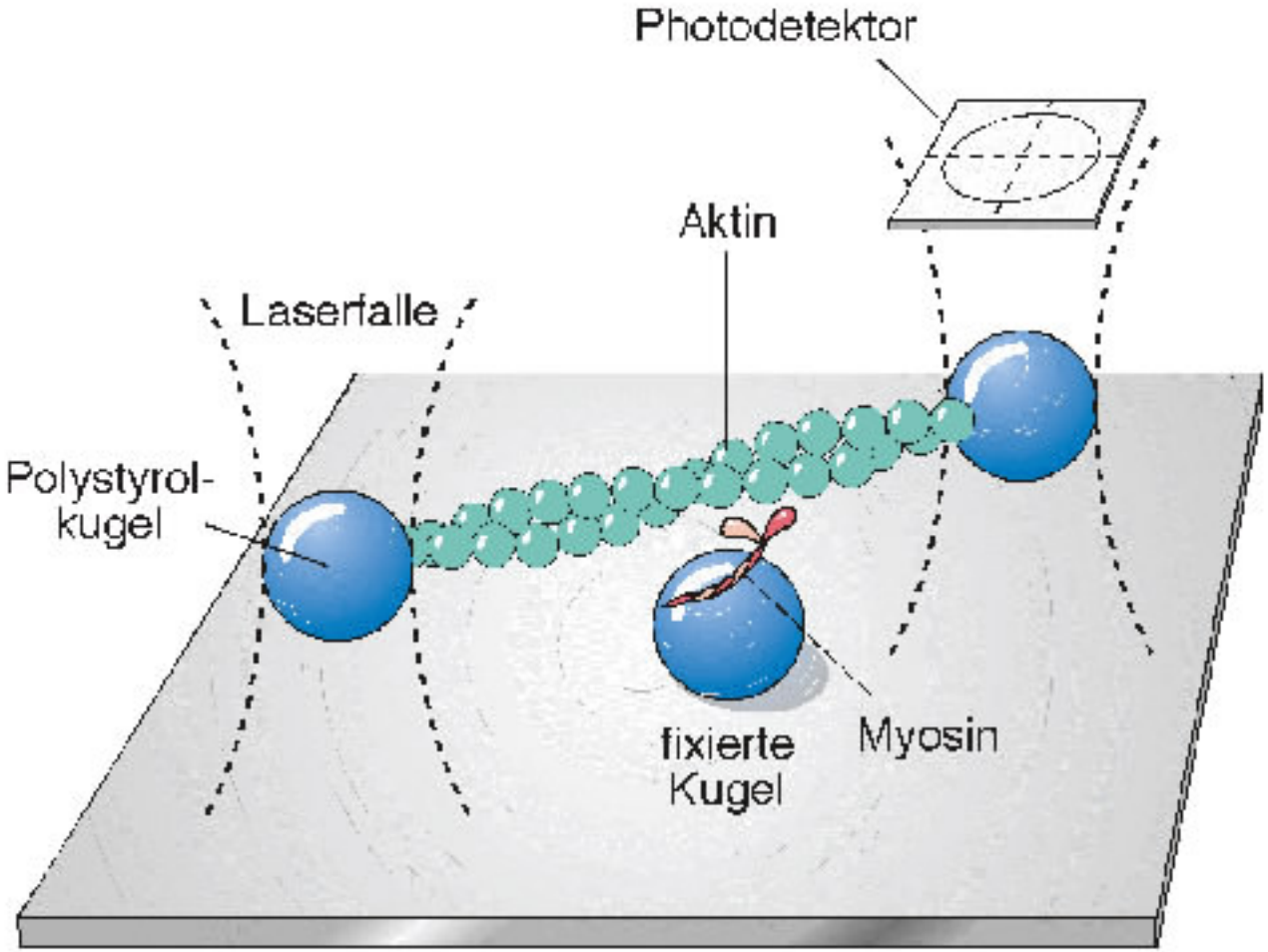
ca. 22 ms nach dem Reiz

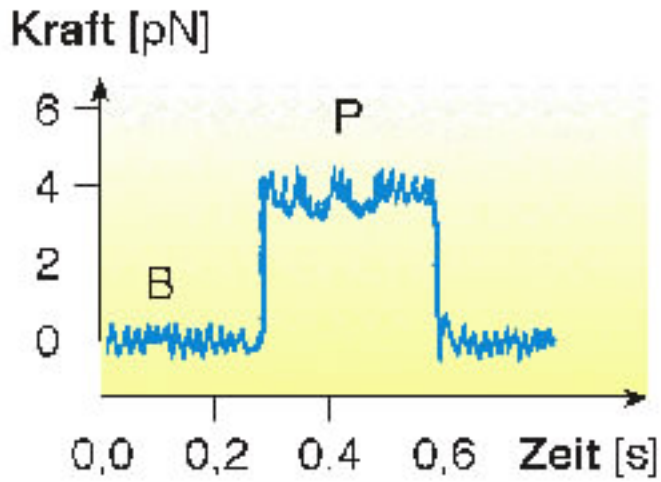
Der Körper des Menschen
A. Faller, M. Schünke

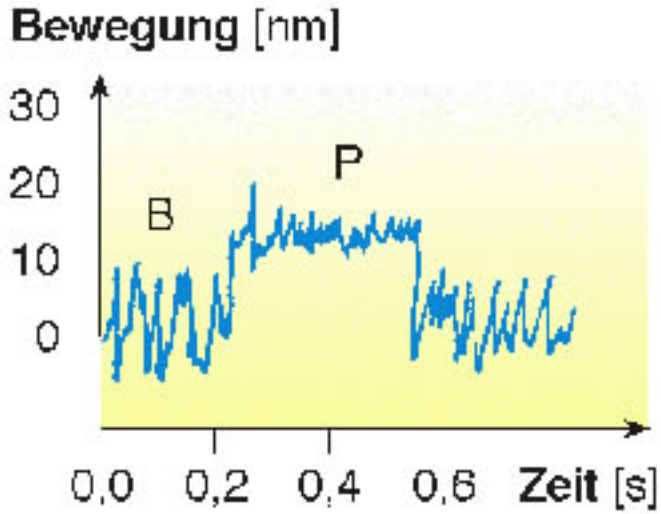
Kraftentwicklung & Sarkomerlänge:



Messung mit Laserpinzette





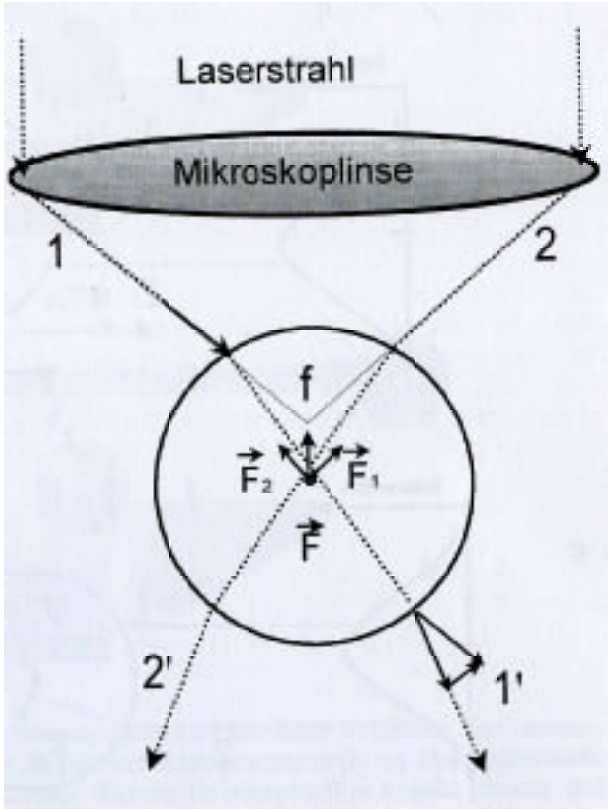


Laserpinzette: Prinzip

Stabilisierung einer Latexkugel im Brennpunkt der Objektivlinse eines Lichtmikroskops.

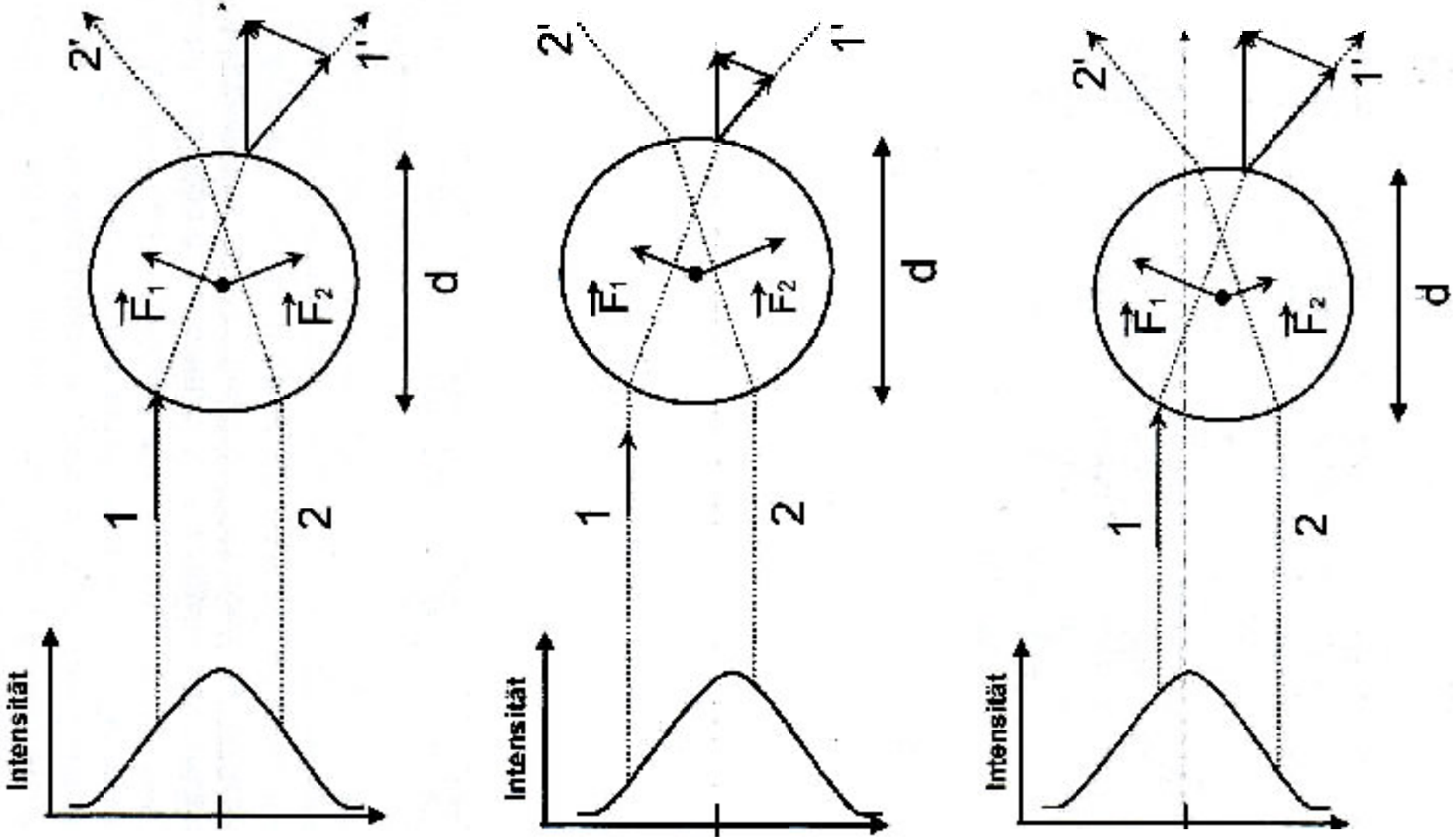
Durch Brechung der Lichtstrahlen 1 und 2 treten Kräfte F_1, F_2 auf.

Resultierende greift am Schwerpunkt der Kugel an (Mitte) und zieht sie Richtung des Brennpunktes.



Stabilisierung mit Laser

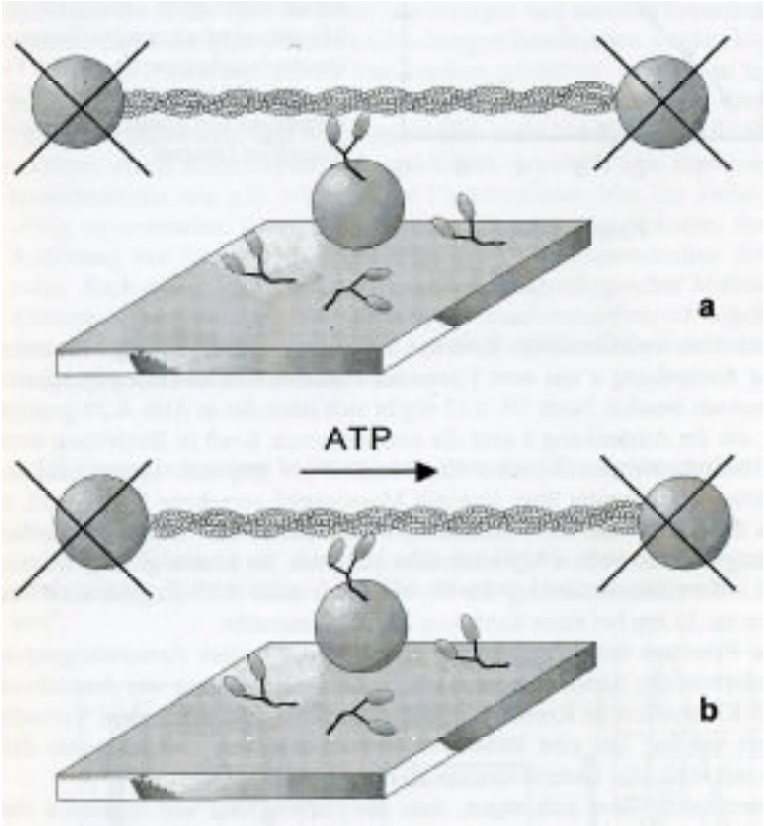
Stabilisierung einer Latexkugel auf der optischen Achse.



Kraftmessung

Zwei optische Pinzetten (X) fixieren zwei Latexkugeln und spannen ein mit den Kugeln verbundenes Actinmolekül.
Myosinmolekül mit Silicatkugel fixiert.

Kontakt von Actin- und Myosinmolekül
+ Zugabe von ATP
=> Verschiebung der Latexkugeln
=> Kraft (aus Hookeschem Gesetz)



Muskel-Eigenschaften

Unterschied Muskel - übliche elastische Stoffe:

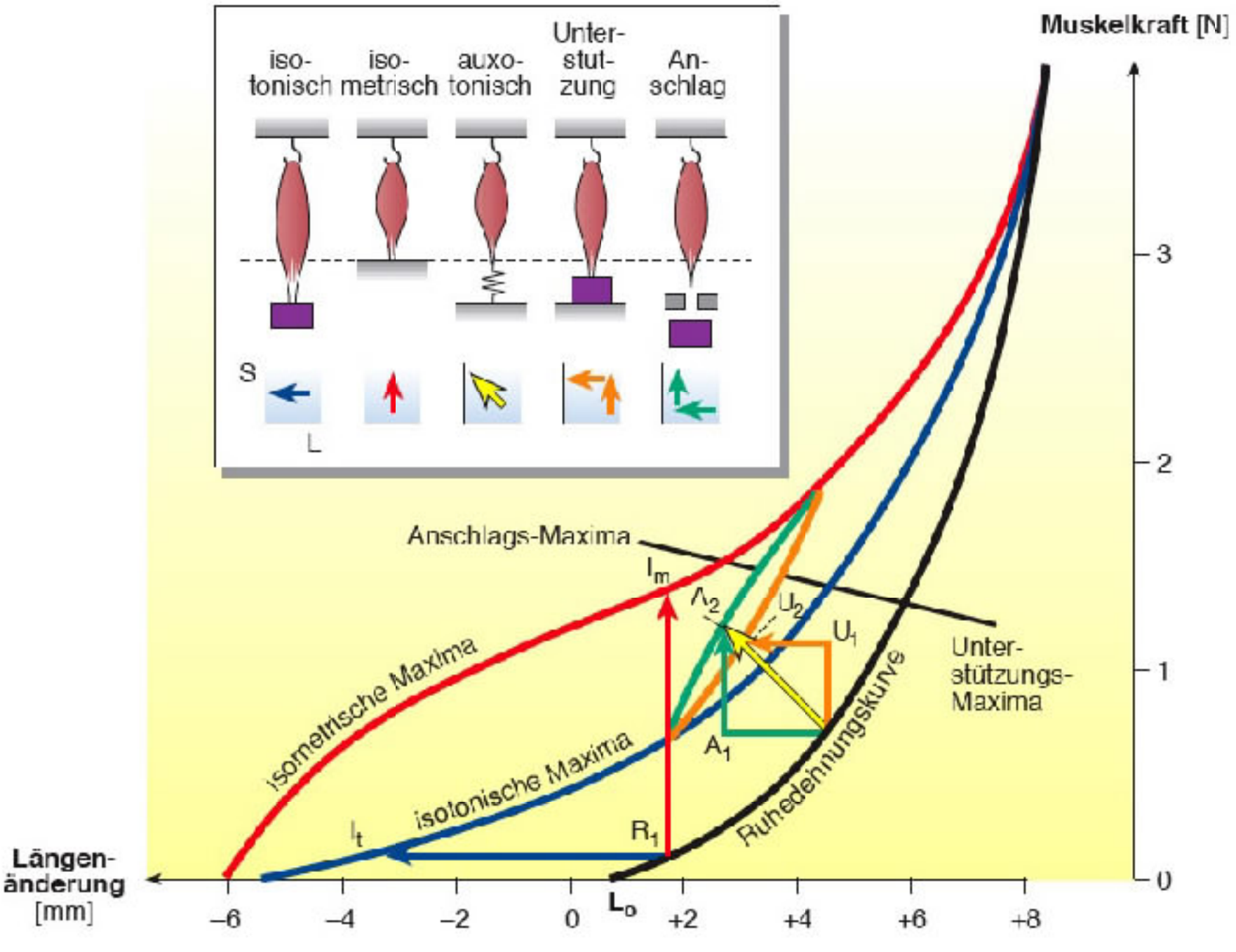
- **Muskel nur Zugspannungen**
- **aktiv elastische Stoffe**
  willkürlich / unwillkürliche Änderung des Spannungszustandes möglich

Isometrische Änderung: **Spannung geändert unter Festhalten der Länge**

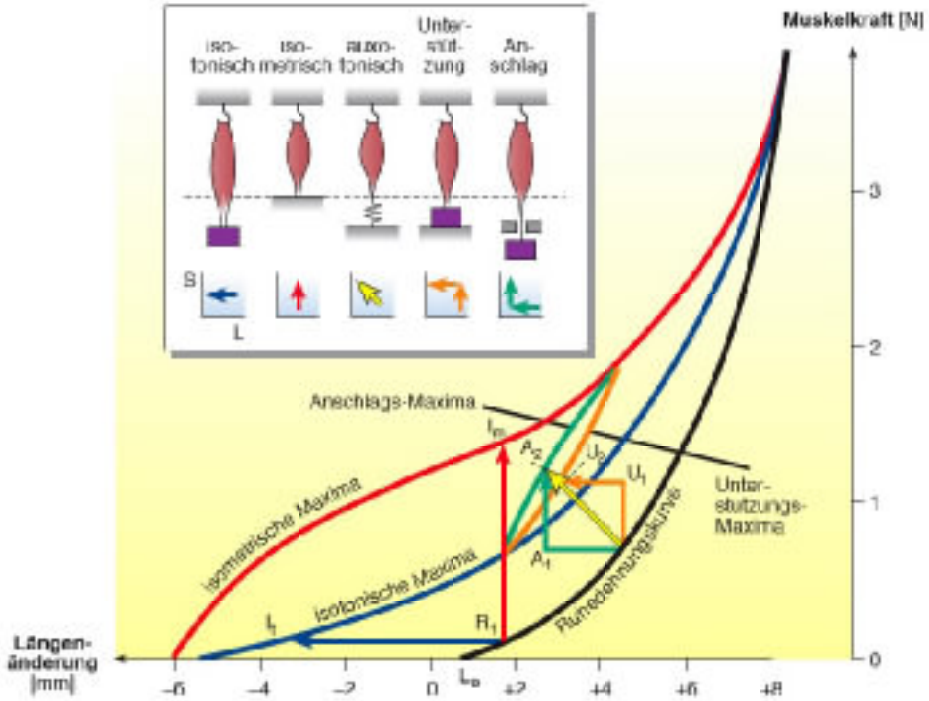
Iostonische Änderung: **Spannung fest, Länge geändert**

Allgemein: Kombination

Spannung & Dehnung



Spannung & Dehnung

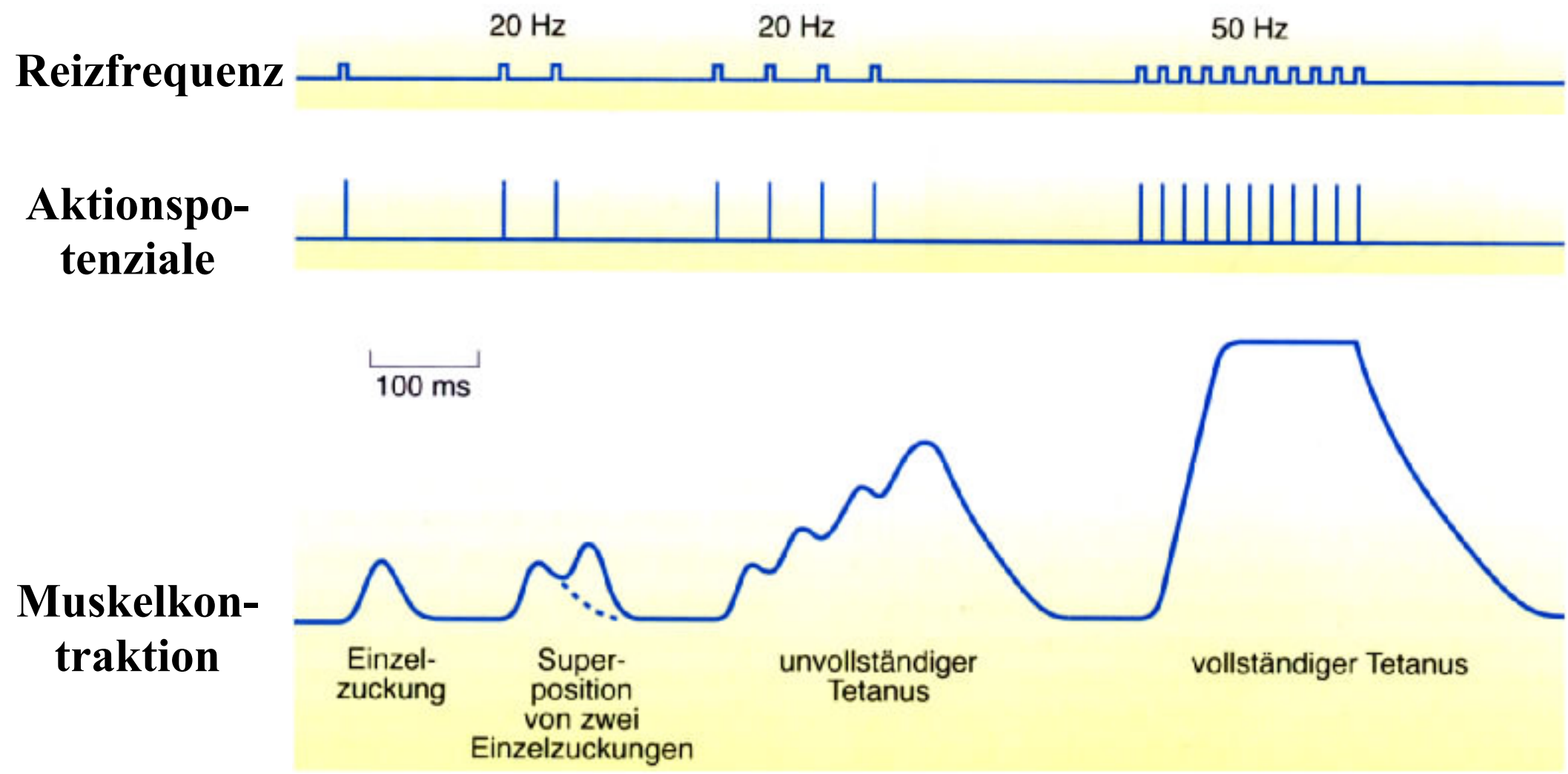


Ruhe-Dehnungs Kurve: passive Dehnbarkeit des Muskels

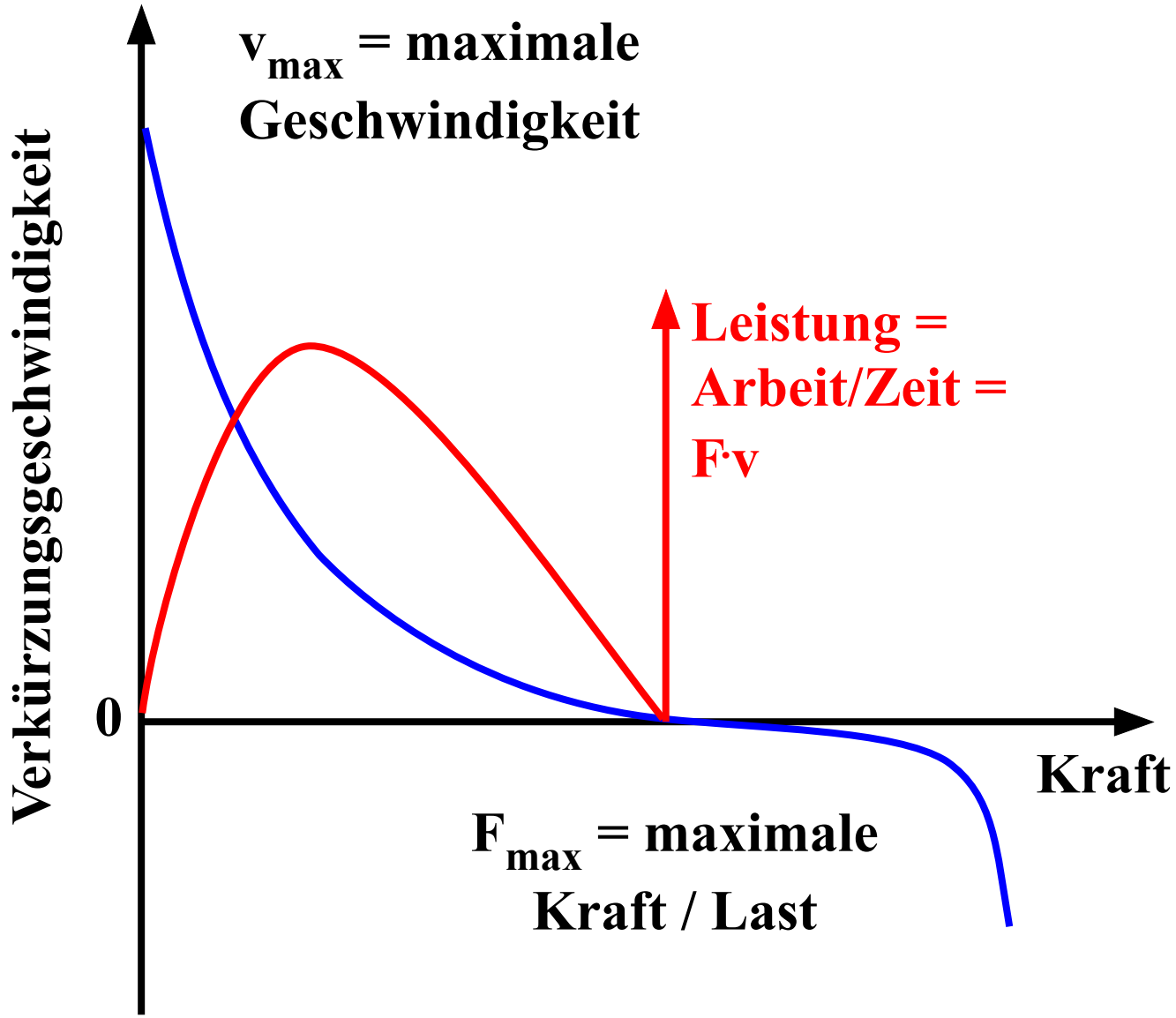
Elastizitätsmodul wächst mit Dehnung
Hookesches Gesetz gilt nicht

Maximale isotonische Kontraktion => isotonisches Maximum
Maximale isometrische Kontraktion => isometrisches Maximum

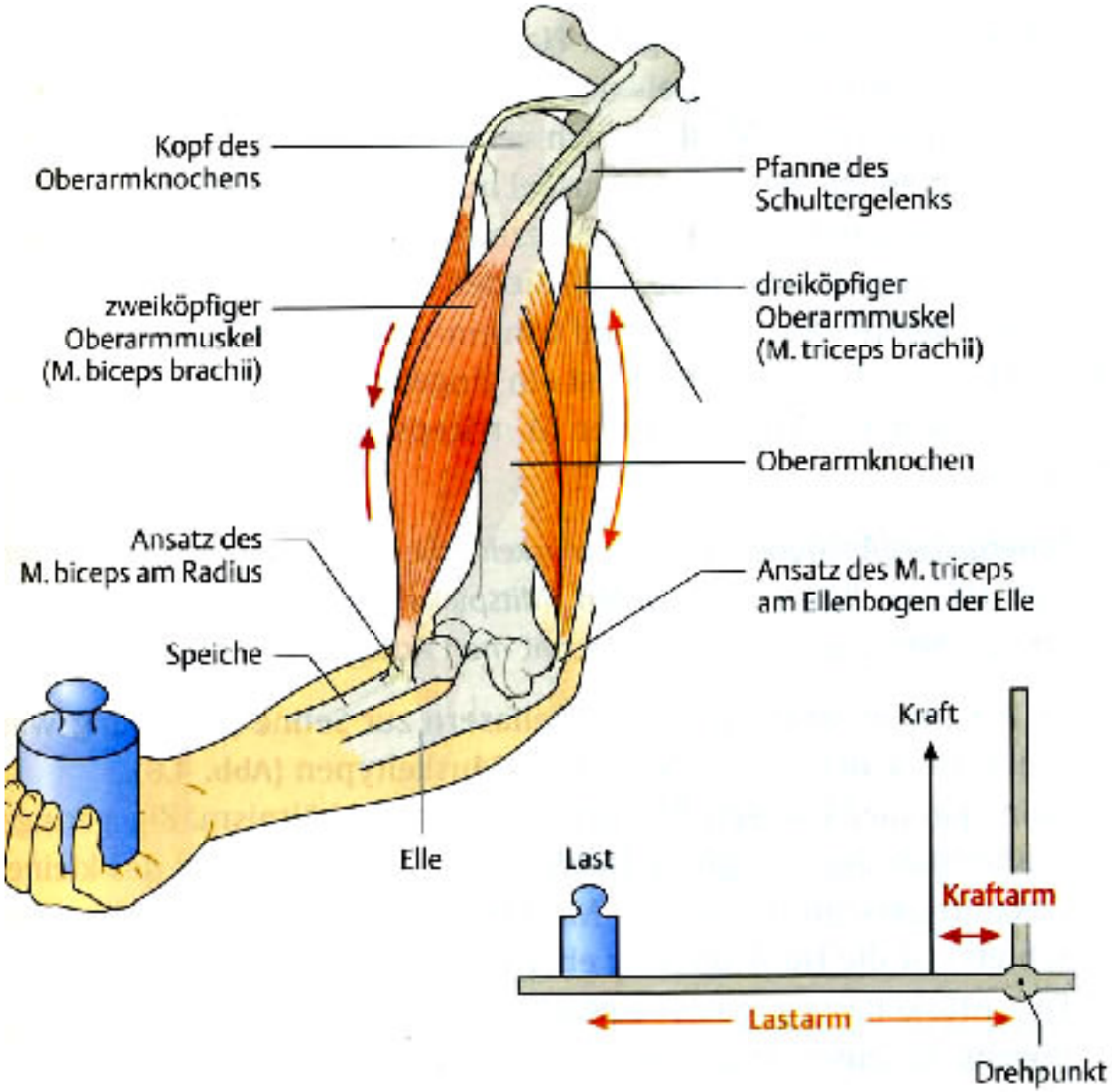
Anregungshäufigkeit



Geschwindigkeit

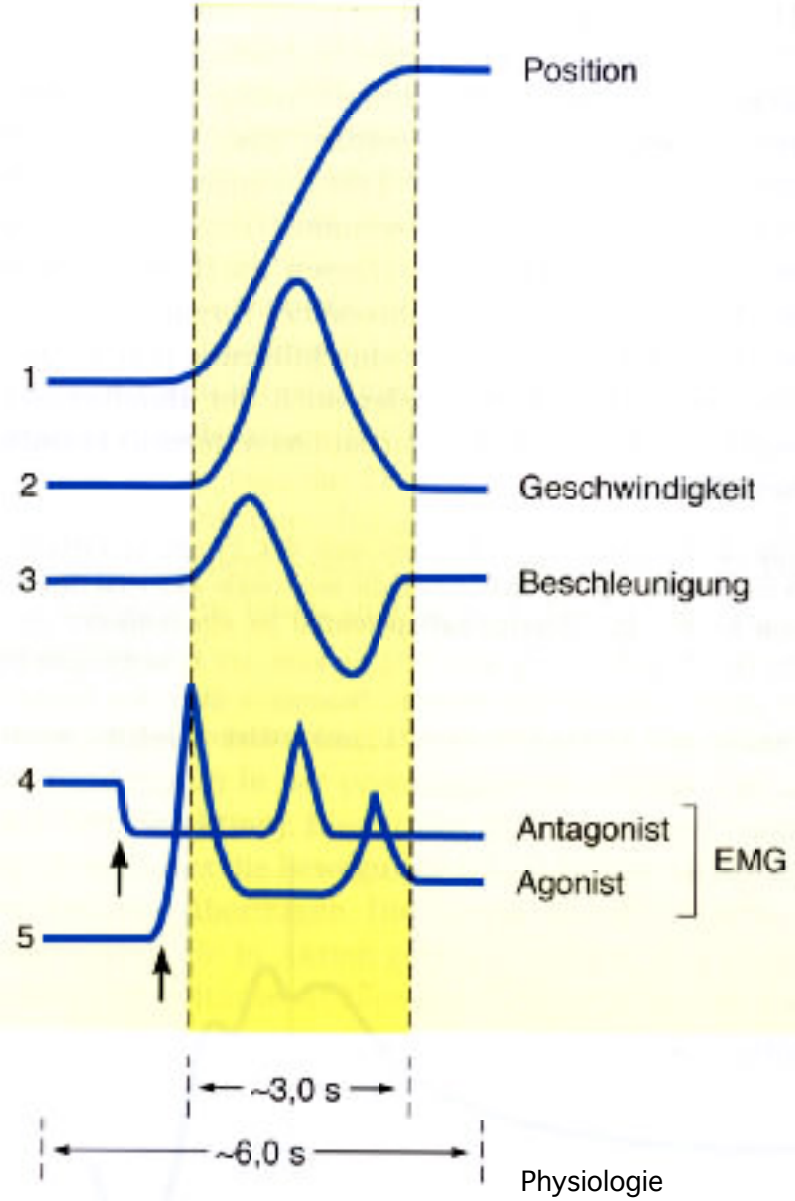


Muskelmechanik



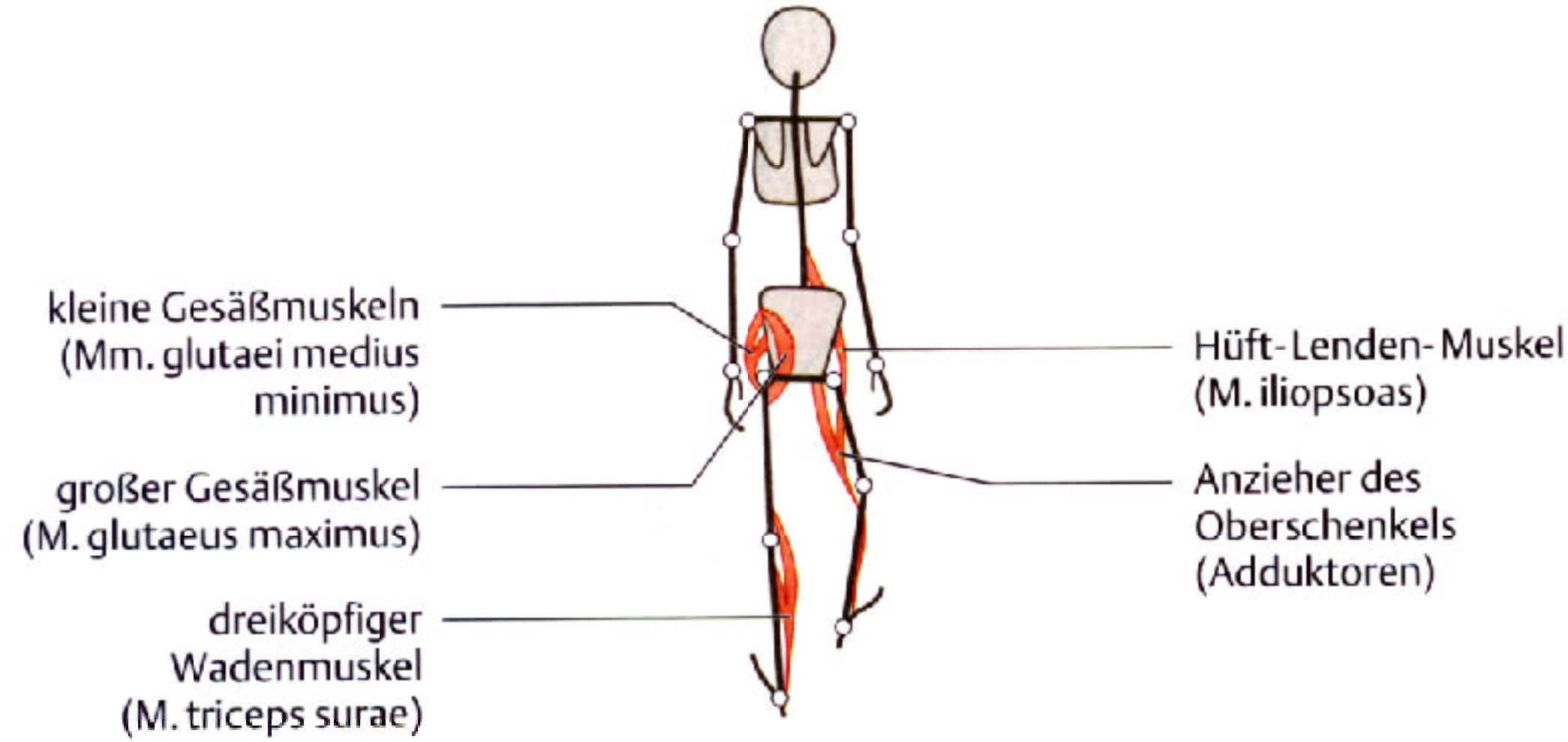
Der Körper des Menschen
A. Faller, M. Schünke

Koordination der Muskeln

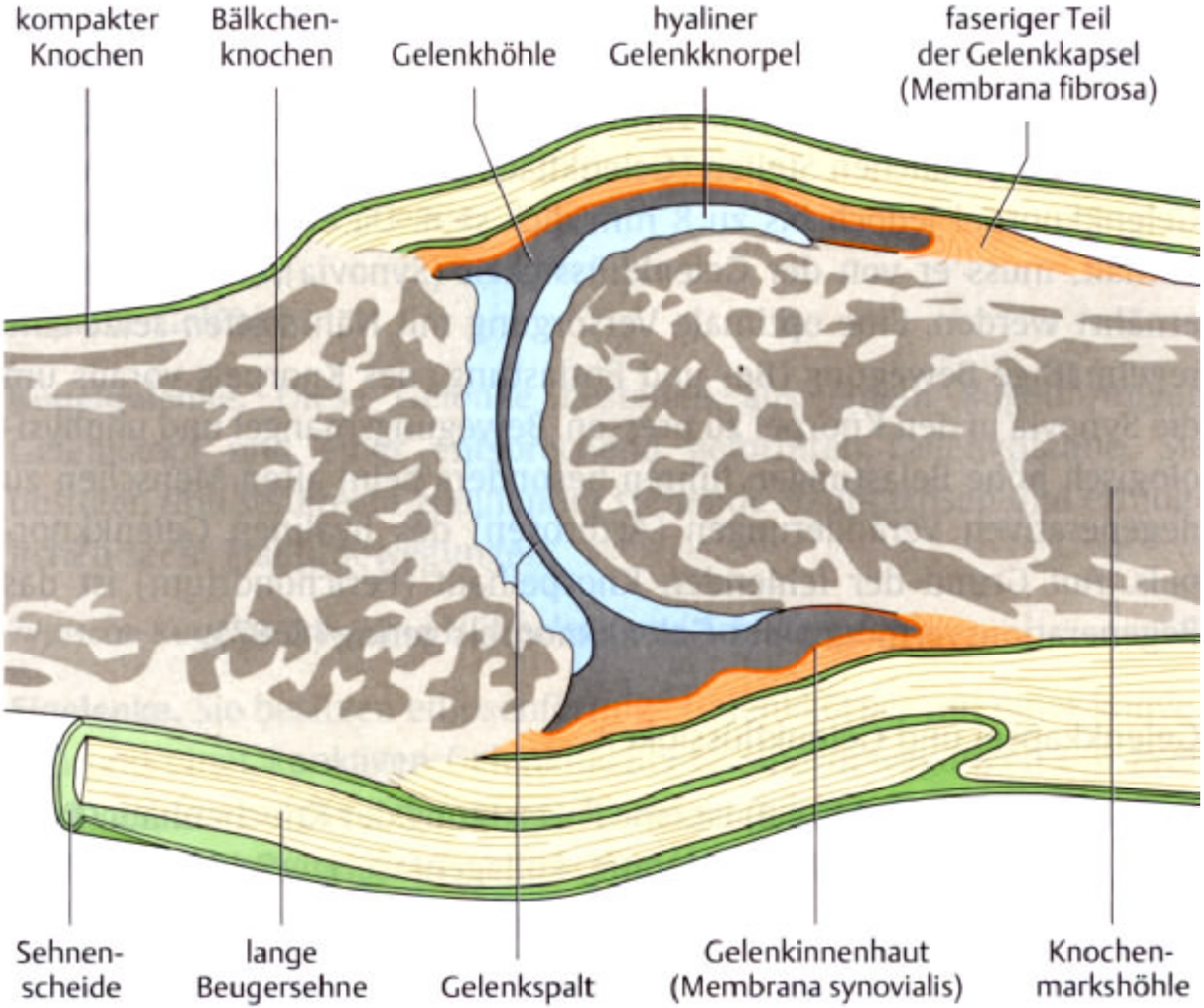


Physiologie
Deetjen, Speckmann

Gehen


kleine Gesäßmuskeln
(Mm. glutaei medius
minimus)
großer Gesäßmuskel
(M. glutaeus maximus)
dreiköpfiger
Wadenmuskel
(M. triceps surae)
Hüft-Lenden-Muskel
(M. iliopsoas)
Anzieher des
Oberschenkels
(Adduktoren)

Gelenk


kompakter Knochen
Bälkchen-knochen
Gelenkhöhle
hyaliner Gelenkknorpel
faseriger Teil der Gelenkkapsel (Membrana fibrosa)
Sehnen-scheide
lange Beugersehne
Gelenkspalt
Gelenkinnenhaut (Membrana synovialis)
Knochen-markshöhle