

Diese Unterlagen zur Vorlesung sind NICHT als Skriptum zum Selbststudium gedacht, sondern nur als Ergänzung zur Vorlesung. Sie sind nicht selbsterklärend und können den Vorlesungsbesuch daher nicht ersetzen!

## Biomechanik

**vorausgesetzte Begriffe:** Masse (Gewicht, Trägheit), Kraft, Arbeit, Energie (kinetische, potentielle, elastische)

**Lehrziele dieses Kapitels:** nach Besuch der Vorlesung sollte man in der Lage sein ...

- ... Zug, Druck, Schub und Biegung an einem Objekt zu demonstrieren;
- ... funktionelle Anpassung und biologische Leichtbauweise an einem Röntgenbild zu erklären;
- ... den Zusammenhang zwischen mechanischen Eigenschaften und Vorkommen von verschiedenen Biomaterialien herzustellen;
- ... die maßgeblichen Kräfte und Drehmomente im Hüftgelenk schematisch zu skizzieren;

Beispiele: aus Rauber-Kopsch *Lehrbuch der Anatomie* (Band I),  
und aus Olaf Fritsche *Physik für Biologen und Mediziner*

?

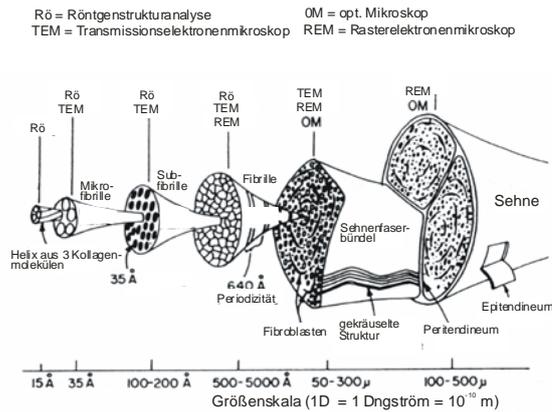
Welche Beanspruchungen treten auf? Und wie wird der Körperbau diesen Anforderungen gerecht?

**VL: Demonstration an verschiedenen Gegenständen**

**evolutionäre Anpassung** an die Erfordernisse **auf allen Organisationsebenen:**

- (makroskopische) **Gestalt:** Form der Knochen, Gelenke, Angriffspunkte der Sehnen und Muskeln (Längenskala: dm-cm)
- (mesoskopische) **Struktur:** Anordnung, Ausrichtung etc. verschiedener Feinbau-Elemente, z.B. Trabekel, Kollagenfasern (mm- $\mu$ m)
- (mikroskopischer) **Aufbau der Biomaterialien:** z.B. Proteoglykane und Strukturproteine ( $\mu$ m-nm)

Beispiel: **Sehne**  
(engl. tendon)



innerhalb des genetisch festgelegten Rahmens Möglichkeit der Anpassung an geänderte Bedingungen → **funktionelle Anpassung** (engl. functional adaptation)

# 1. Zug, Druck und Schub



Was bedeuten ‚Belastung‘ und ‚Beanspruchung‘?

äußere Kräfte wirken auf **deformierbaren Körper** ein ⇒ Verformungen

**VL: Demonstration an verformbarem Objekt**

**Beanspruchung** ist die durch **Belastung** hervorgerufene Folgeerscheinung im Material;

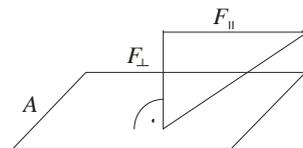
die währenddessen auftretenden inneren Kräfte pro Flächenelement  $\Delta A$  nennt man **mechanische Spannung** (engl. stress):

**Normalspannung**

$$\vec{\sigma} = \frac{\Delta \vec{F}_{\perp}}{\Delta A}$$

**Schubspannung**

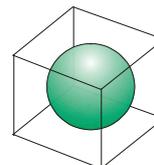
$$\vec{\tau} = \frac{\Delta \vec{F}_{\parallel}}{\Delta A}$$



$\Delta \vec{F}_{\perp}$  ... auf  $\Delta A$  wirkende Kraftkomponente **senkrecht** zur Fläche

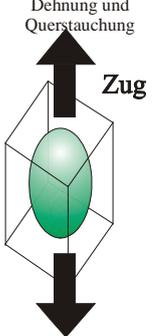
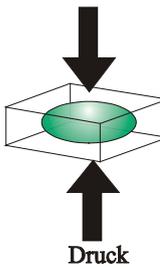
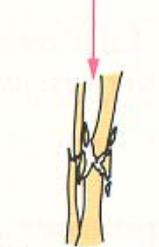
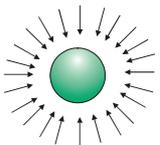
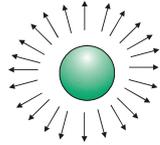
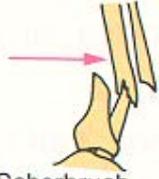
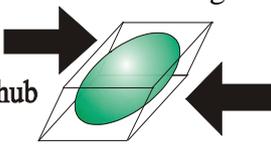
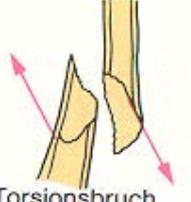
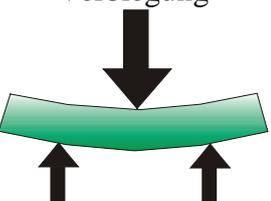
$\Delta \vec{F}_{\parallel}$  ... auf  $\Delta A$  wirkende Kraftkomponente **parallel** zur Fläche

**Ausgangszustand:** undeformierter fester (isotroper, d.h. nicht-kristalliner) Körper bzw. Volumenelement in einem solchen Körper



je nach **Richtung** und **Angriffspunkt der Kräfte** teilt man die **Beanspruchungsarten** ein: (Bem.: die **Größe** der Beanspruchung hängt

außerdem noch von der **kraftaufnehmenden Fläche** ab, Beispiel Schuhabsätze!)

Art der Beanspruchung	Kräfteeinwirkung	Verformung (eines elastischen Körpers)	Spannung → Bruch (im verformten Körper)
<p><b>Zug</b> bzw. <b>Druck</b></p> <p>(engl. compression / tension)</p>	<p>Kräfte wirken <b>gleichmäßig</b> auf den Körper, <b>NORMAL</b> auf die Fläche</p>	<p>Dehnung und Querverstärkung              Zug</p> <p>Stauchung und Querdehnung              Druck</p> <p>Volumen- und Gestaltsänderung</p>	<p><b>Zug- bzw. Druckspannung</b>            → <b>Stauchbruch</b></p>  Stauchbruch
<p><b>isotroper Druck</b> (z.B. <b>hydrostatischer Druck</b>)</p>	<p>Kräfte wirken <b>gleichmäßig auf alle Seiten</b> des Körpers</p>	<p>Kompression / Expansion</p>  Innendruck  Außendruck Volumenänderung	<p>Schubspannung → <b>Schubbruch</b></p>  Scherbruch (Schubbruch)
<p><b>Schub</b> (engl. shear)</p>	<p>Kräfte <b>PARALLEL</b> zur Fläche;  <b>Scherung</b> und <b>Torsion</b></p>	<p>Scherung              Schub</p> <p>Verdrillung (Torsion)              Torsion</p> <p>Gestaltsänderung</p>	<p>Verdrillung → <b>Torsionsbruch</b></p>  Torsionsbruch
<p><b>Biegung</b> (engl. bending)</p>	<p>Kräfte greifen <b>ungleichmäßig</b> an, an verschiedenen Stellen (Last, Halterung)</p>	<p>Verbiegung              Verbiegung</p> <p>Volumen- und Gestaltsänderung</p>	<p>inhomogene Zug- und Druckspannungen, auch Schubspannungen            → <b>Biegungsbruch</b></p>  Biegungsbruch

## 2. Gestaltsanpassung

zum Großteil **genetisch festgelegt** (Arten!)

<b>Innenskelett</b> (Endoskelett)	<b>Außenskelett</b> (Exoskelett)
Wirbeltiere	Insekten; manche Wirbeltiere (Schildkröte, Gürteltier)

Unterschiede bezüglich:

- **Schutz** (Ossa plana z.T. auch Schutzfunktion: Schädel für Gehirn)
- **Beweglichkeit**
- Möglichkeit zur **Gestaltsänderung**; z.B. aktive Atmung der Wirbeltiere (Luftströmung) / Atmung ausschließlich über Diffusion bei Insekten

<b>passiver</b> Teil des Bewegungsapparates: <b>Binde- und Stützgewebe</b> Knorpel (engl. cartilage), Knochen (engl. bone)	<b>aktiver</b> Teil: <b>Muskeln</b> ( <b>chemomechanische Maschinen</b> )
---	--

**typische Belastungen** durch resultierende Kräfte:

- (Teil-)Körpergewicht und Muskel- oder Bandkraft; **Ossa brevia** und **Ossa longa in der Nähe des Gelenkes: Druckbelastung**,
- **weiter vom Gelenk weg** bei **Ossa longa: Druck** und **Biegebelastung**

**Größenskalierung**  $\propto r$ :

Volumen (und Gewicht!)  $\propto r^3$ , Oberfläche (Querschnittsflächen, kraftaufnehmende Flächen)  $\propto r^2$  etc.,  $\rightarrow$  erlaubt kein proportionales Hinaufskalieren (d.h. andere Knochenform für größere – und schwerere – Tiere)

### 2.1 Gelenke

?

Welche physikalische Funktion haben Gelenke?

**Gelenke** = bewegliche Verbindungen, die Zug- und Druckkräfte (nicht jedoch **Drehmomente**) übertragen können

d.h. Funktion unserer Gelenke: Kraftübertragung und trotzdem Beweglichkeit

Zuerst:



Was ist ein Drehmoment?

**Drehmoment = Kraft x Kraftarm (Normalabstand)**

(engl. torque)

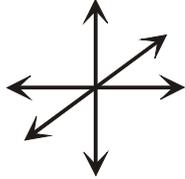
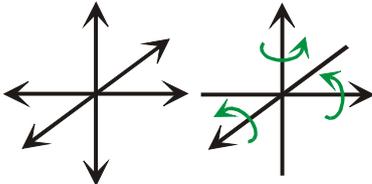
**VL: Demonstration an der Balkenwaage**

**Beispiel: Drehmoment auf die hintere Scheibe beim Mountainbike:**

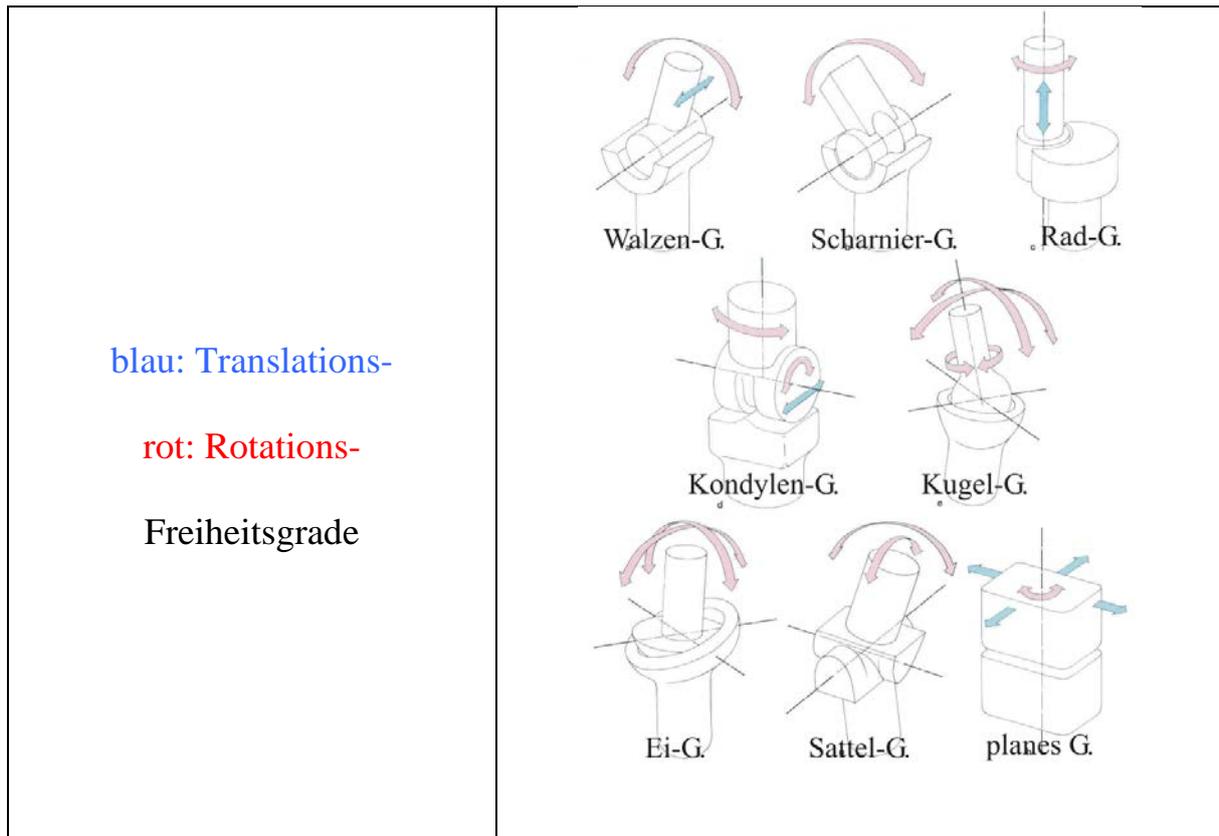
bei gleicher Kraft umso größer, je größer die Kettenscheibe gewählt bzw. umgekehrt: größere Scheibe gibt gleiches Drehmoment bei kleinerem Kraftaufwand

**VL: Demonstration (Drehmoment und Kraftübertragung)**

**Freiheitsgrade eines Gelenks** (Bewegungsmöglichkeiten):

1 Massenpunkt: 3 Fr. Gr. der Translation 3 Raumrichtungen:  $n$ Massenpunkte: $3n$ Fr.Gr.	starrer Körper: 3 Fr. Gr. der Translation + 3 Fr. Gr. der Rotation 
--	---

**Bewegungsfreiheit** allerdings meist auf einen gewissen Bereich (Entfernung/Winkel) **eingeschränkt** durch Form der Gelenkkörper, Gelenkkapsel und Bänder oder Muskeln



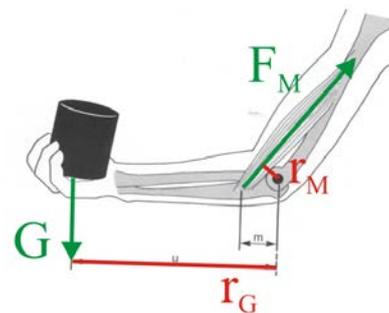
Beispiele:

- 1 Fr.Gr.: Radio-Ulnargelenk, Humero-Ulnargelenk
- 2 Fr.Gr.: Humero-Radiusgelenk, Handgelenke
- 3 Fr.Gr. Hüfte, Schulter

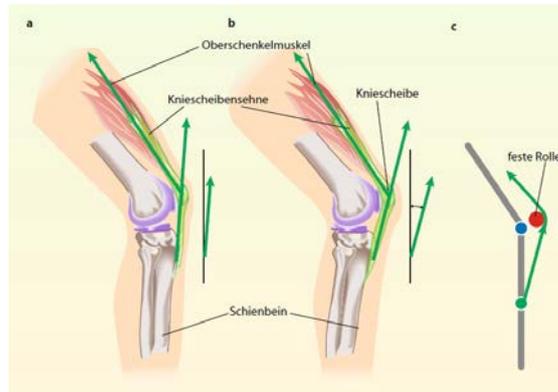
für das **Gleichgewicht der Drehmomente** an den Gelenken ist das **Hebelgesetz** relevant:

$$\text{Last} \times \text{Lastarm} = \text{Kraft} \times \text{Kraftarm}$$

$$G r_G = F_M r_M$$



Beispiel:



eBook Fritsche, S.149

### VL: eduVote Kniekeilmodell

Bemerkung:

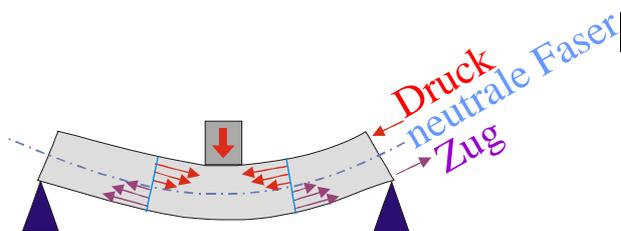
i.a. nur kleine Abstandsverschiebungen durch Muskelkontraktion möglich – was bedeutet das? "Goldene Regel der Mechanik": „Was an Kraft gespart wird, geht an Weg verloren“ (geleistete Arbeit  $W = F s$  im Gravitationsfeld auf beiden Seiten gleich, aber Kraft  $F$  und Wegstrecke  $s$  nicht)

hier meistens umgekehrt: „**Was an Weg gespart wird** (der Kraftarm selbst und vor allem die durch Muskelkontraktion zurückgelegten Wege sind meist klein), **geht an Kraft verloren**“ (Kraft auf Gelenk kann sogar mehr als Körpergewicht sein, siehe Hüftgelenk); Vergrößerung des Kraftarms durch die Kniekeil mildert den Kraftaufwand etwas ab.

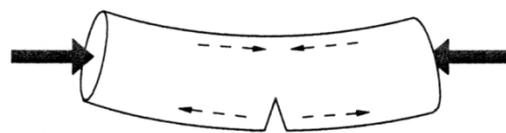
## 2.2 Biegebeanspruchung

**Biegebeanspruchung:**

am Rand hohe Spannungen, nach innen Abnahme bis auf null: **neutrale Faser**



auch exzentrische Druckbelastung kann zu Biegung führen:





Warum ist Biegebeanspruchung ungünstiger als Druckbeanspruchung?

weil **starke und ungleichmäßig verteilte Spannungen** auftreten und weil **lokal auch Zug** auftritt (Reißfestigkeit von Knochengewebe besser für Druck als für Zug)

### Strategien bei Biegebeanspruchung (4 Beispiele):

#### 1. Optimierung des Querschnittsprofils

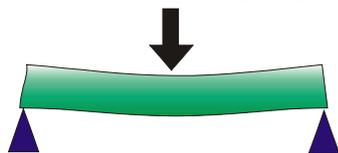
##### VL: Demonstrationstrationsobjekte



Was beeinflusst die Biegsamkeit?

**axiales Flächenträgheitsmoment** (abhängig von den Abständen der Volumenelemente **von der neutralen Faser** !):

großes  $J_{axial}$   
kleine Durchbiegung



kleines  $J_{axial}$   
große Durchbiegung



##### VL: Versuch mit Brettern

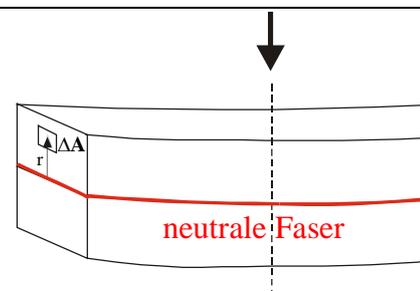
für homogenes Material der Massendichte  $\rho$ :

**Profil des Querschnittes wichtig!**

$$\text{Durchbiegung} \propto \frac{1}{J_{axial}}$$

$J_{axial}$  = **axiales Flächenträgheitsmoment**

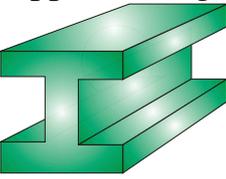
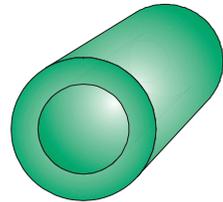
*für diejenigen, die es genau wissen wollen:*



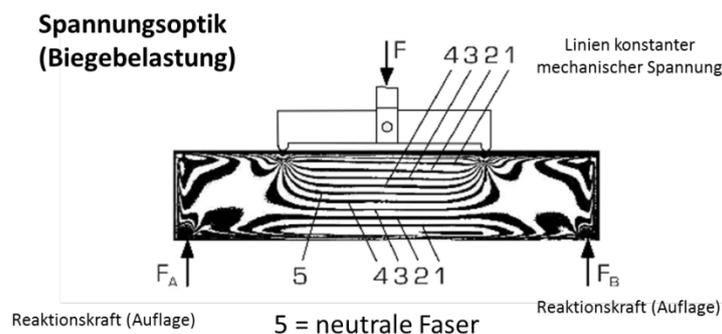
= Summe aller Flächenelemente  $\Delta A$  des Querschnittsprofils,

$J_{axial} = \sum_{\substack{\text{Flächen=} \\ \text{elemente}}} r^2 \Delta A$	 <p><b>gewichtet</b> mit dem Quadrat des <b>Abstands <math>r</math></b> von der <b>neutralen Faser</b></p>
---	--


 bei **gleichem**  $J_{axial}$  (d.h. gleicher gewünschter Biegesteifigkeit) sollte man die Form des Trägerquerschnittes  $A$  so wählen, daß die Querschnittsfläche  $A$  (und damit die Masse und das Gewicht des gesamten Körpers) möglichst klein ist  $\Rightarrow$  **optimale Baustoffersparnis!**

<p style="text-align: center;"><b>Doppel-T-Träger</b></p>  <p>61 % Materialeinsparung gegenüber Träger mit quadratischer Querschnittsfläche mit gleichem <math>J_{axial}</math> (d.h. mit gleicher Biegefestigkeit)</p>	<p style="text-align: center;"><b>Dinosaurier-Wirbel</b> (<i>Camarasaurus</i>)</p> 	<p style="text-align: center;"><b>Röhrenknochen</b></p>  <p>75 % Materialeinsparung gegenüber Träger mit kreisförmiger Querschnittsfläche mit gleichem <math>J_{axial}</math> (d.h. mit gleicher Biegefestigkeit)</p>
--	---	---

**Spannungsoptik:** an Modellen aus durchsichtigem Kunststoff (Epoxidharz, „Plexiglas“) unter Belastung; optische Doppelbrechung  $\propto$  lokale Spannung; eine dunkle/helle Linie = Linie gleicher Belastung; Abstand zwischen zwei dunklen Linien (bei Beleuchtung mit einer gegebenen Wellenlänge) = bestimmte Änderung der Beanspruchung; neutrale Faser in der Mitte

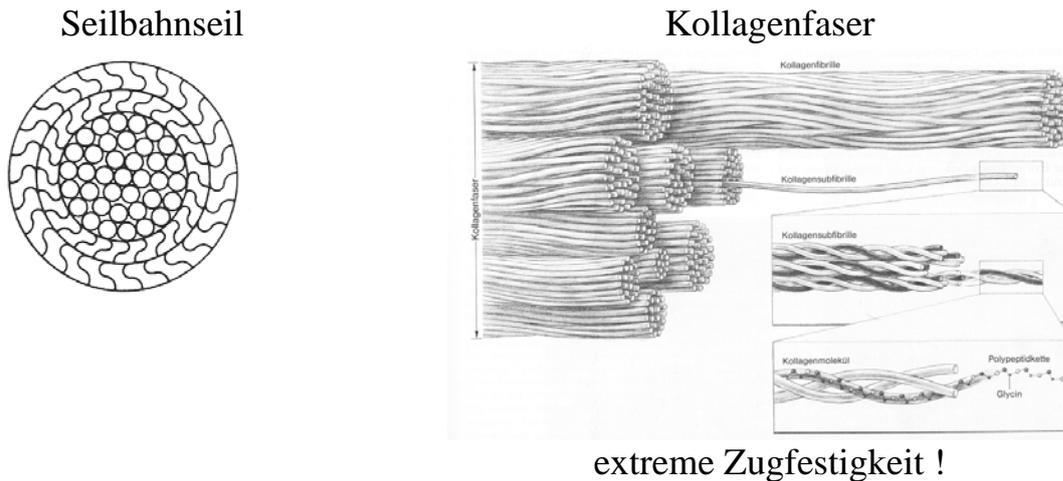


## 2. Strang von Einzelfasern:

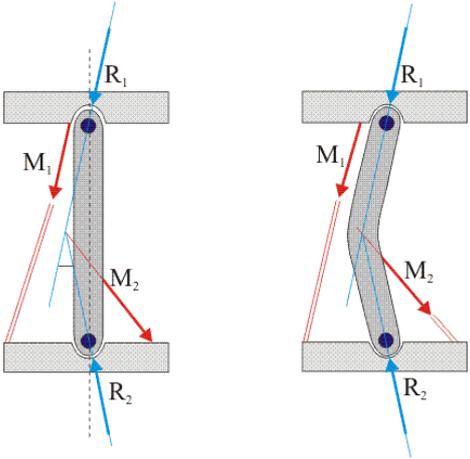
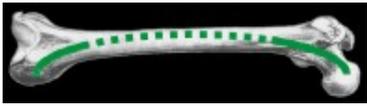
Kompromiss: **gute Biegsbarkeit bei hoher Zugfestigkeit**; für Biegevermögen Querschnitt der Einzelstränge relevant, für Zugfestigkeit Gesamtquerschnitt

### VL: Demonstration mit Strang von Drähten

Beispiele:



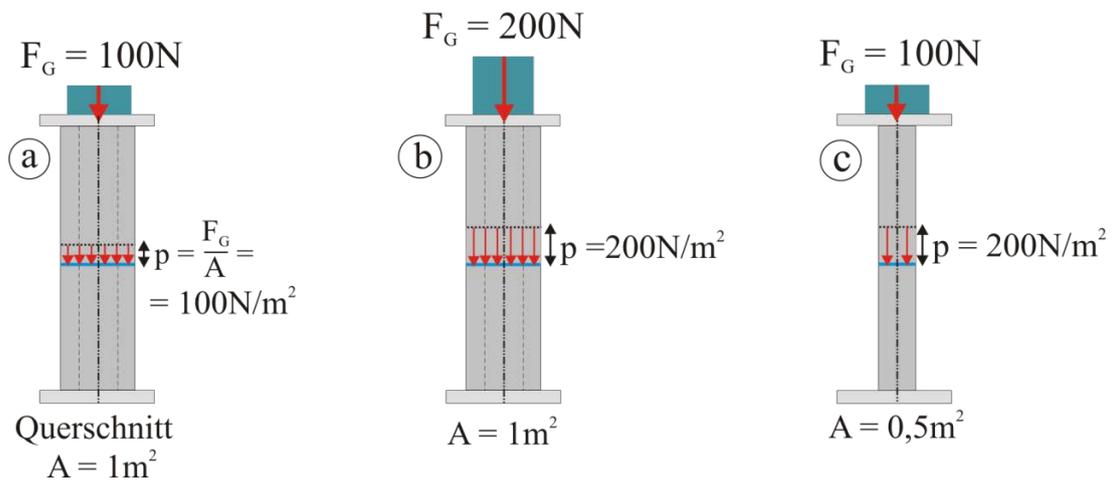
3. durch „**Knick**“ im Knochen  $\Rightarrow$  **Biege- wird in Druckbeanspruchung umgewandelt**, Kraftlinien verlaufen möglichst weit im Knochen (kleiner Effekt, nicht überbewerten!)

 <p>R resultierende Gelenkkräfte, M Muskelkräfte, jeweils mit Wirkungslinien</p>	<p>Beispiel:</p> <p>leichte(!) Krümmung in der Nähe des Gelenks bei Femur und Humerus</p> 
---	--

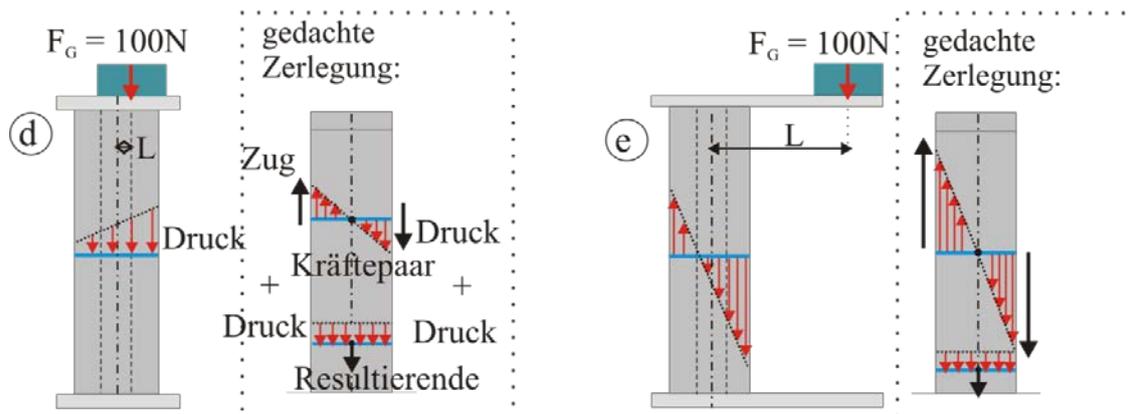
besonders wichtig:

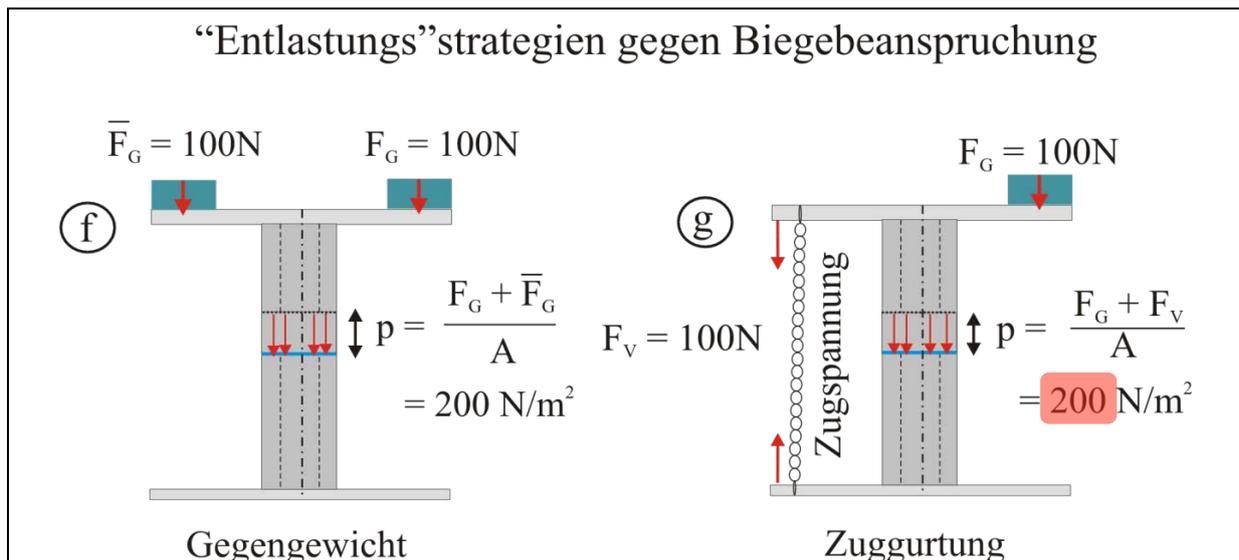
4. **Zuggurtungsprinzip** zur Entlastung (druck- u. biegungsstabile Knochen, die durch dehnungsstabile Muskeln und Sehnen gehalten werden )

### Belastung einer Stützsäule



### Exzentrische Belastung zusätzlich noch Drehmoment (Kräftepaar) ⇒ Druck ungleichmäßig





**"Entlastung" durch (geschickt platzierte!) Zusatzlast !**  
 oder  
**"Entlastung" durch Gegenzug !**  
 (,antagonistische' Muskulatur)

VL: Demonstration des Zuggurtungseffektes mit Spannungsoptik



**Kombination von druckfesten (Knochen) und zugfesten Elementen (Knochen und Sehnen) gibt 3D Stabilität**  
 weitere Beispiele: Tensegrity (tension + integrity) Prinzip in der Architektur;  
 Zytoskelett: druckfeste Mikrotubuli, zugfeste Actin- und intermediäre Filamente

### 3. Feinbau und funktionelle Anpassung

Feinbau (,Struktur'): ebenfalls wichtige Rolle für Belastbarkeit eines Körpers:

VL: Demonstration quergefasertes Brett

Beispiel:

Reißfestigkeit von Knochen anisotrop = richtungsabhängig: verschieden längs und quer zum Faserverlauf

### 3.1 Maximum-Minimum-Prinzip und funktionelle Anpassung

	<b>„Maximum-Minimum-Prinzip“:</b> Anpassung durch <b>Menge und Verteilung</b> des Materials für  <b>1. ausreichende Sicherheit</b> bei unter physiologischen Bedingungen auftretenden Höchstbelastungen <b>2. bei möglichst geringem Materialverbrauch</b>
---	--

⇒ (biologische) **Leichtbauweise:**

**Körper aus homogenem Material, der (idealerweise) so geformt ist, dass in jedem Querschnitt gleiche Biegespannungen auftreten**

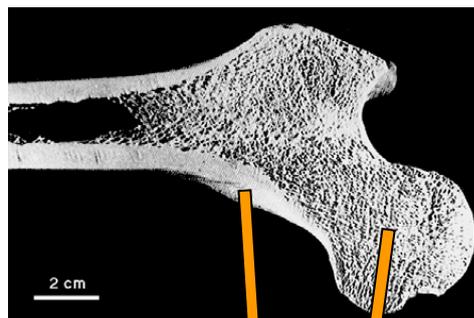
„mehr Material, wo mehr gebraucht wird“ ⇒ keine Schwachstellen

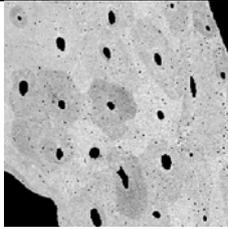
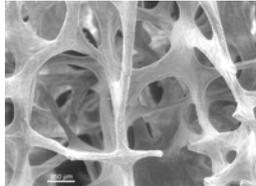
umgekehrt **wo lokal geringe Spannung** auftreten ⇒ **Materialeinsparungen** möglich (z.B. Mitte des Röhrenknochens)

manche Strukturen passen sich ständig an die mechanische Beanspruchung an:

	<b>funktionelle Anpassung = Anpassung an eine Funktion durch Ausübung derselben</b>  • durch <b>Menge und Verteilung des Gewebes</b> • durch <b>trajektorielle Anordnung</b> („Fachwerk-Bauweise“)
---	---

**Beispiel:** funktionelle Anpassung von Knochengewebe



<p>Menge:</p> <ul style="list-style-type: none"><li>• <b>Materialverstärkung der Substantia compacta</b> (dichte Rindenschicht) auf der Druckseite</li></ul>	
<p>Verteilung:</p> <ul style="list-style-type: none"><li>• <b>Ausrichtung der Knochenbälkchen (Trabekel) der Substantia spongiosa</b> in den Epiphysen</li></ul>	

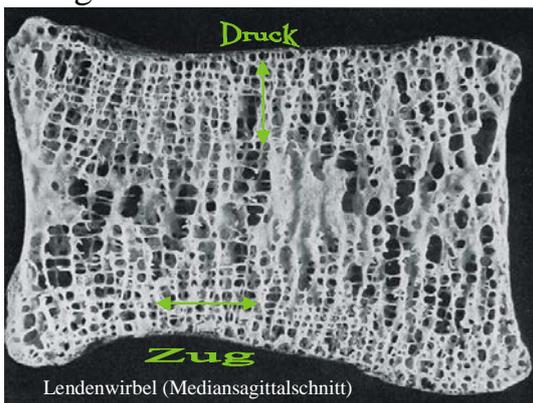
⇒ Anpassungsfähigkeit an geänderte Bedingungen !  
Aktivitätshypertrophie / Inaktivitätsatrophie

**VL: 3D-Print-Modell eines Lamellenknochens**

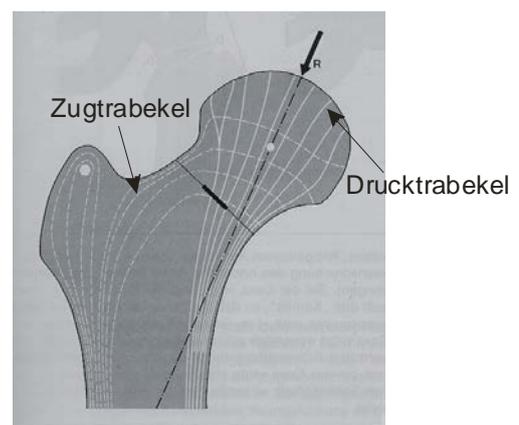
### 3.2 Trabekelbauweise der Spongiosa

**Ausrichtung** der Trabekel in der Spongiosa **nach Druck- und Zugtrajektorien:**

Längsschnitt durch Lendenwirbel:

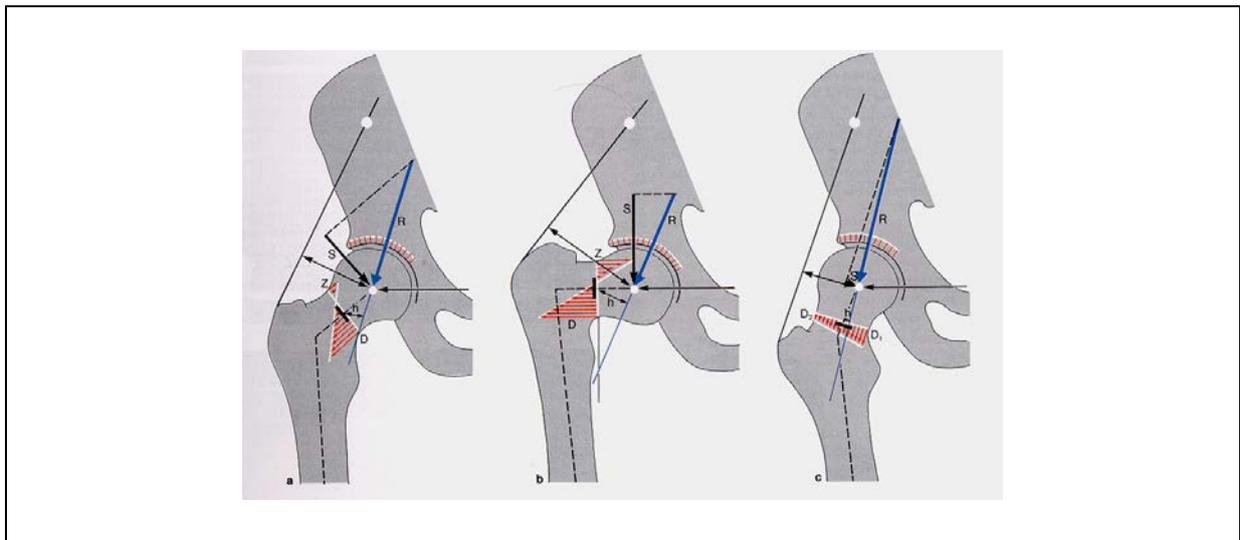


schematisch: Druck (und senkrecht dazu Querzug)-Linien im Femur



Zug- und Drucktrabekel sind immer im rechten Winkel zueinander, weil die entsprechenden kraftaufnehmenden Flächen von Druck (von oben) und seitlichem Querzug im rechten Winkel zueinander stehen

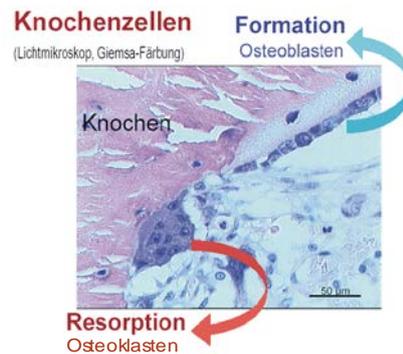
Beispiel: **Schenkelhalswinkel** (Variationen)



normaler Schenkelhals	Coxa vara (zu flacher Winkel)	Coxa valga (zu steiler Winkel)
Biegebeanspruchung $\Rightarrow$ Zug (lateral) und Druck (medial)	Kraftlinie der Resultierenden verläuft nicht IM Gelenkkopf $\Rightarrow$ <b>vergrößerte Biegebeanspruchung (Zug !)</b>	Kraftlinie der Resultierenden verläuft zum Großteil im Gelenkkopf $\Rightarrow$ <b>wenig Biegebeanspruchung, ABER: sehr große Belastung auf Druck</b>
Zug- und Druck-Trabekel sichtbar	Zug-Trabekel relativ verstärkt	massive Druck-Trabekel
		

### 3.3 Knochenumbau (Remodelling)

**Knochenumbau** (Remodelling): Knochen auch bei gleichbleibender Beanspruchung im ständigen Umbau (altes Gewebe abbauen, neues aufbauen):



Zug und zeitlich wechselnder Druck: Knochenanbau

konstanter Druck: Knochenabbau

"Bone Curriculum" (sehr gute, aber Englisch-sprachige Seite zum Thema Knochen)

<http://depts.washington.edu/bonebio/ASBMRed/ASBMRed.html>

speziell Animation zum Bone Remodeling:

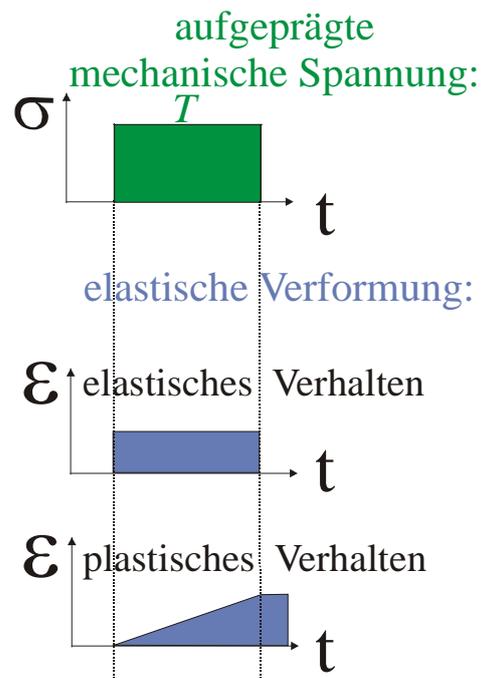
<http://depts.washington.edu/bonebio/ASBMRed/growth.html>

## 4. Biomaterialien

### 4.1 Elastisch, plastisch und viskoelastisch

für eine bestimmte Zeit  $T$  eine mechanische Spannung einwirken lassen:

- **elastische** Verformung: reversibler (umkehrbarer) Prozeß
- **plastische** V.: irreversibel, bleibt nach Abklingen der äußeren Kraft bestehen
- **viskoelastische** V.: Geschwindigkeit der Verformung wichtig (Reibungseffekte!) s.u.



**VL: Demonstrationsversuch mit Gummi, Plastilin, Maisstärke mit Wasser**



**Viskoelastizität = Viskosität + Elastizität**

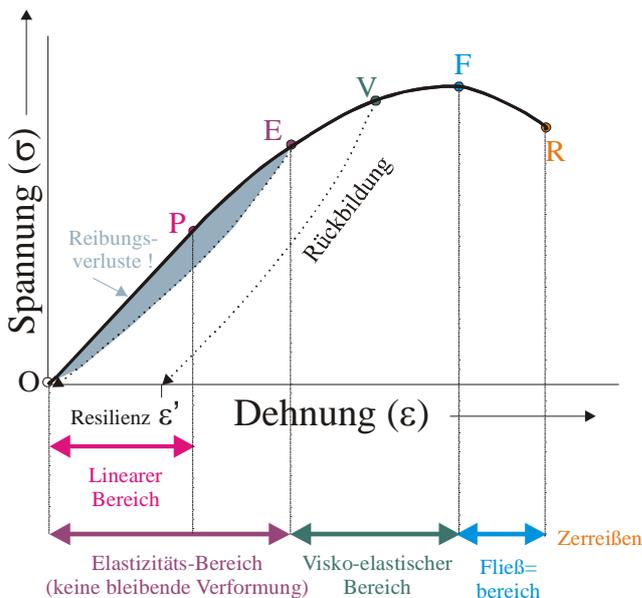
**Viskosität = Reibung**, d.h. geschwindigkeitsabhängig  $\Rightarrow$  nicht nur Größe der Einwirkung, sondern deren genauer **Zeitverlauf (Vorbehandlung und Deformationsgeschwindigkeit !)** maßgebend; z.B. bei langen Kettenmolekülen (Proteoglykane)  $\rightarrow$  Umorientierung  $\Rightarrow$  Vorbehandlung wichtig!

Beispiele: Nabelschnur, **Synovialflüssigkeit** (Abnahme der Viskosität mit höherer Temperatur und Bewegungsgeschwindigkeit); **Bandscheibe** (Gallertkern) s.u.

**4.2 Spannungs-Dehnungs-Diagramm**

**Dehnung** (engl. strain)  $\epsilon = \Delta L/L$  in Abhängigkeit von der durch Zugkräfte aufprägten **mechanischen Spannung** (engl. stress)

typisches **Spannungs-Dehnungs-Diagramm** (allerdings haben nicht alle Materialien alle Bereiche!)



- O... Ausgangspunkt (Ausgangslänge)
- P... Proportionalitätsgrenze (bis hier linear)
- E... Elastizitätsgrenze (ab hier bleibende Verformung)
- V... Punkt im viskoelastischen Verformungsbereich
- F... Fließgrenze
- R... Reißgrenze

die meisten Materialien haben einen **linearen Bereich** in der Verformung;

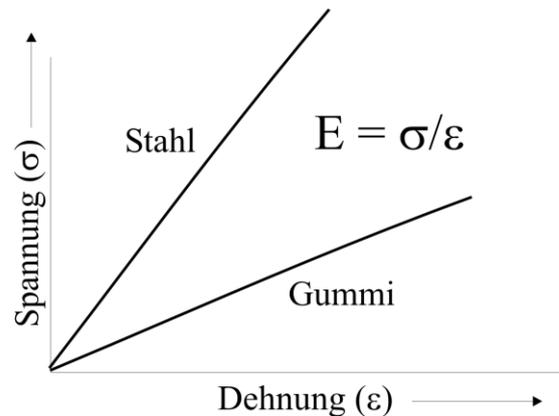
hier gilt das **Hook'sche Gesetz**: je stärker die Einwirkung, desto größer die Verformung (und umgekehrt: je stärker die Verformung, umso größer die rücktreibenden elastischen Kräfte)  $F = -k\Delta x$

im linearen Bereich: mechanische Spannung  $\sigma$  proportional zur relativen Dehnung  $\varepsilon = \frac{\Delta L}{L}$ , Proportionalitätskonstante (Steigung) = Materialkonstante: **Elastizitätsmodul**  $E$ :  $\sigma = \varepsilon E$

<http://depts.washington.edu/bonebio/ASBMRed/mechanics.html>

je elastischer, desto kleiner  $E$ : (nur relative Größenordnungen merken!)

z.B. Elastin:  $E \approx 1$  MPa (wie Gummi)  
Kollagen:  $E \approx 1$  GPa,  
Hydroxyapatit:  $E \approx 100$  GPa,  
Knochen:  $E \approx 20$  GPa,  
Stahl:  $E \approx 200$  GPa,



### 4.3 Materialvorkommen und Funktion

**Materialien bestimmen biomechanische Eigenschaften von Binde- und Stützgewebesorten** (vgl. Anatomie & Histologie)

Binde- und Stützgewebe **gleichen Polymer-Kunststoffen** in ihrem Fließverhalten

**Funktion einiger Biomaterialien** im Weichteilgewebe:



- Elastin ↔ elastische Federn
- Kollagen ↔ Element mit hoher Zugfestigkeit
- Proteoglykane ↔ viskoses Dämpfungselement

Verschiedene Binde- und Stützgewebe:

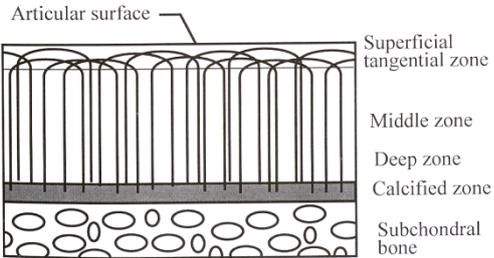
**Sehnen** (engl. tendons):  
Verbindung zwischen  
Muskulatur und Knochen

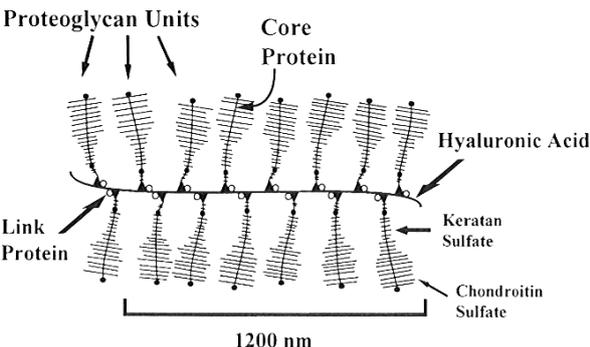
**Typ I Kollagen** (weißlich):  
**zugfest**

<b>Bänder</b> (engl. ligaments): Verbindung zw. Knochen und Knochen	Ausnahme: elastisches Band ( <i>ligamentum flavum</i> )
---	---

<b>elastischer</b> Knorpel (engl. elastic cartilage)	<b>Elastin</b> $\Rightarrow$ <b>elastische</b> Verlängerung um 100-150% möglich (Elastizitätsmodul $E$ ähnlich wie Gummi);  wo? Kehldedeckel, Ohrmuschel
--	--

<b>Faserknorpel</b> (engl. fibrous cartilage)	spröder und <b>druckfester</b> als elastischer Knorpel  wo? Wo <b>Scherkräfte</b> auftreten (Menisken, Bandscheiben etc.)
---	---

<p><b>hyaliner</b> Knorpel (engl. hyaline cartilage) [hier: ohne Knorpelhaut]</p> <p>in HE-Färbung bläulich schimmernd:</p> 	<p><b>Typ II Kollagen</b> in Knorpelgelenkoberfläche:</p> <ul style="list-style-type: none"><li><b>gleitfähig</b> (geringe Reibung)</li></ul>  <p>Articular surface</p> <p>Superficial tangential zone</p> <p>Middle zone</p> <p>Deep zone</p> <p>Calcified zone</p> <p>Subchondral bone</p>
<p><b>„Squeeze –Film-Effekt“:</b> bei Kompression wird Synovialflüssigkeit aus dem Knorpel in den Gelenkspalt gedrückt <math>\Rightarrow</math> „Schmierung“,</p>	

<p>unter Zug wird Flüssigkeit wieder resorbiert</p>	<ul style="list-style-type: none"><li>• <b>druckelastisch</b> (hoher Wassergehalt!)</li></ul>  <p>Aggrecan (negativ geladene Proteoglykane, stark hydrophil) wo? Rippenenden, Nasen-Septum, Knorpelringe in der Luftröhre und vor allem Gelenkflächen („articular cartilage“)</p>
---	---

### 4.3 Knochengewebe als Verbundmaterial

**Verbundmaterial** aus

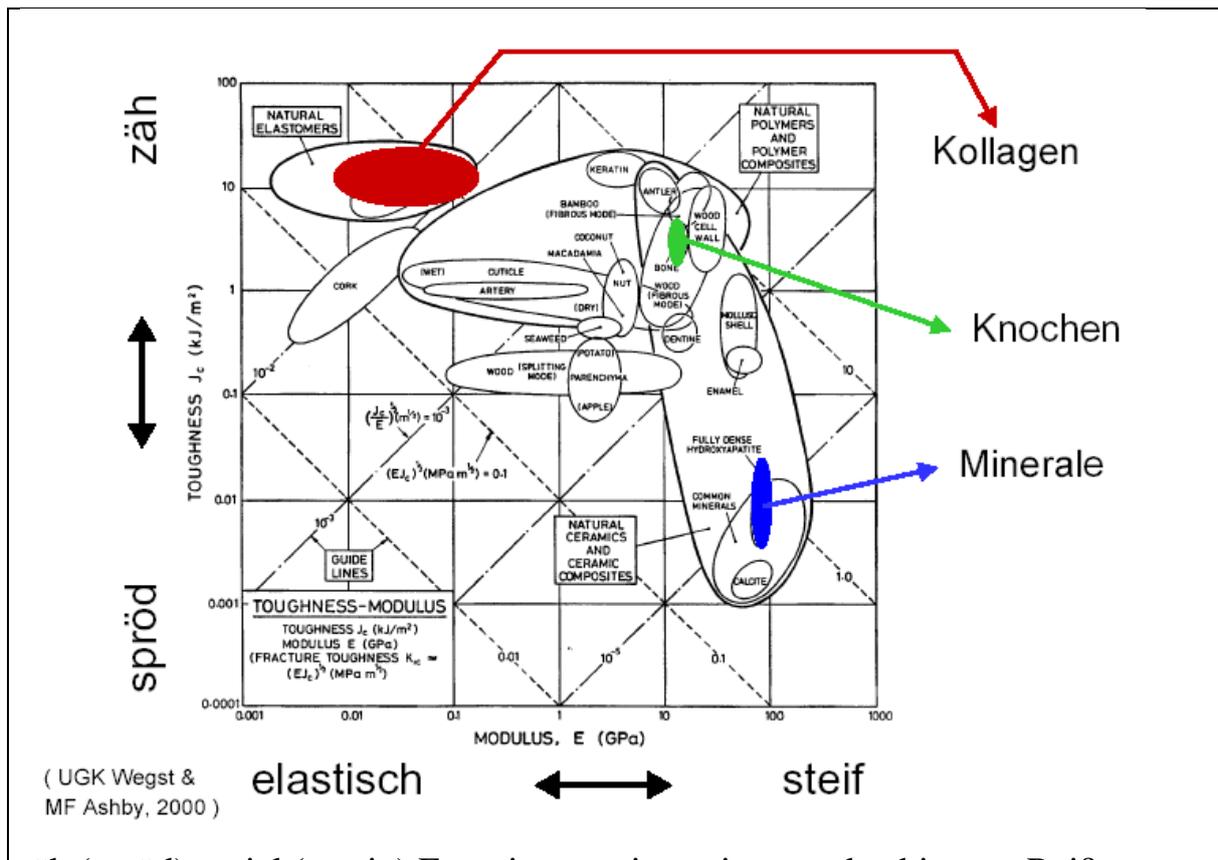
- **anorganischen** (2 Drittel, 43 % **Hydroxyapatit** (Calciumphosphat), Funktion als Mineralspeicher!, 14 % Wasser)
- und
- **organischen** Substanzen (36 % Kollagen !)  $\Rightarrow$  reduzierte Sprödigkeit

$E$  in Längsrichtung ca.  $2\times$  größer als in Querrichtung,  
Druckfestigkeit : Zugfestigkeit = 4 : 3 ( $\approx 170 \text{ N/mm}^2$  bzw.  $120 \text{ N/mm}^2$ )

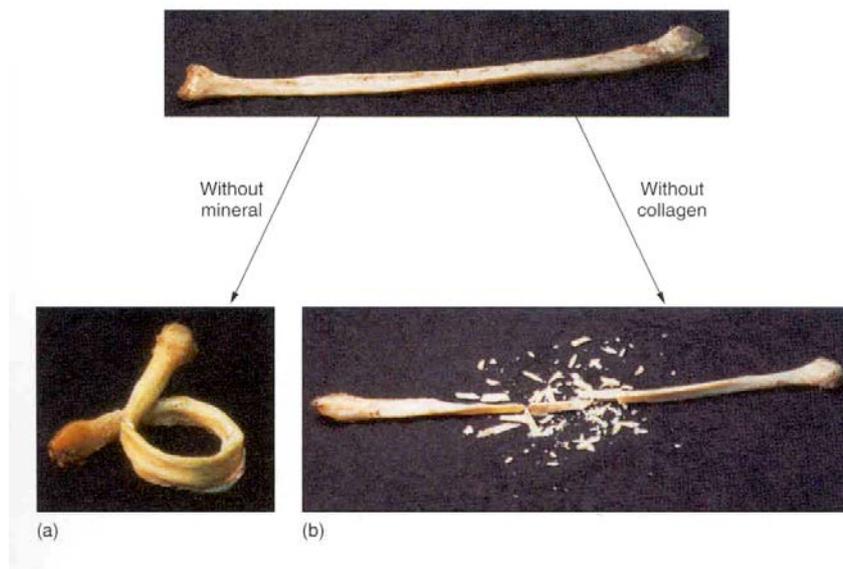
?

Warum ein Verbundmaterial?

Formstabil ohne spröd zu sein:



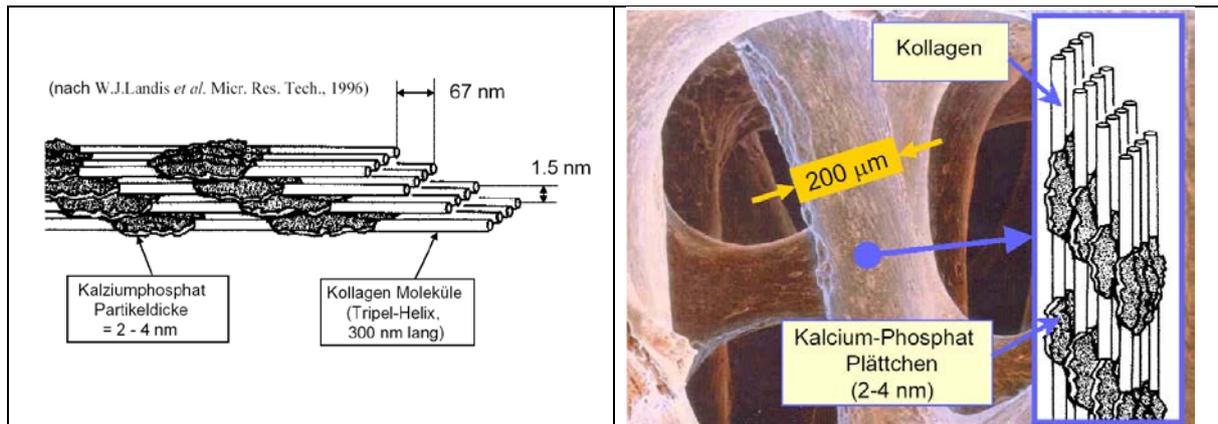
zäh (spröd) = viel (wenig) Energie muss investiert werden bis zum Reißen



**VL: Knochenpräparate (Video)**

<https://www.science.lu/de/verbundmaterial/verbiege-knochen>

**mikroskopische** Struktur des Verbundmaterials:



## 5. Zusammenfassende Anwendungsbeispiele

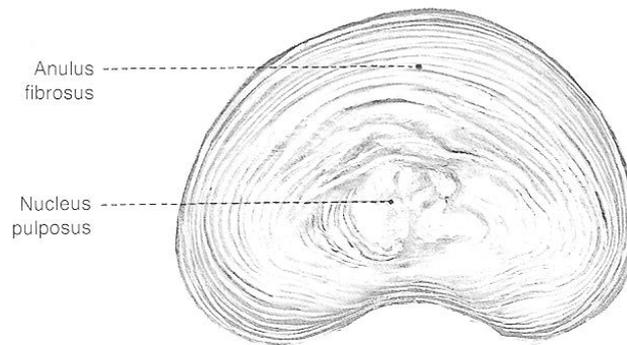
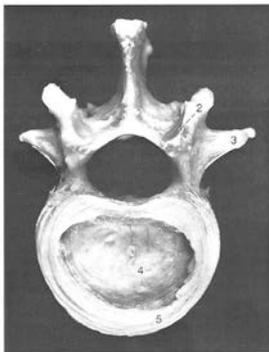
Vergleich:

<b>Biologisches „Werkteil“:</b>	<b>Künstliches Werkteil:</b>
<b>wenige chem. Elemente</b> dominieren: C, N, O, H, (Ca, P, S....)	<b>Vielfalt an chem. Elementen:</b> Fe, Cr, Ni, Al, Si, C, N, O, u.v.a.
<b>hierarchischer Aufbau</b> auf allen Strukturebenen	jenseits der Mikrostruktur <b>homogener</b> Werkstoff
<b>Wachstum</b> durch (biolog. kontrollierte) Selbstassemblierung	Chemische oder „thermische“ <b>Synthese</b>
<b>Anpassung</b> von Form und Struktur an die Funktion	<b>Auswahl</b> des Werkstoffs für eine Funktion
<b>unsymmetrische</b> Gelenksoberflächen mit <b>veränderlichen Momentan-Achsen</b>	<b>symmetrische</b> Gelenksoberflächen und <b> feste Drehachsen</b>
Fähigkeit zur <b>Adaption</b> auf geänderte äußere Bedingungen	<b>sicheres Design</b> (Auslegung auf Maximalbelastung, Berücksichtigung von Materialermüdung)
Fähigkeit zur <b>Selbstreparatur</b> (Heilung)	
integriertes <b>Transportsystem</b> (z.B. Blutgefäßsystem)	

## 5.1 Zwischenwirbelscheibe (Bandscheibe)

**zusammenfassendes Beispiel** für **alle Anpassungsmechanismen** gemeinsam:

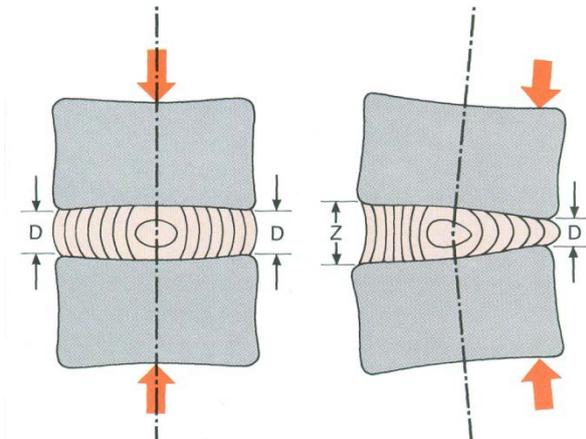
**Zwischenwirbelscheibe (vulgo ‚Bandscheibe‘)** *Discus intervertebralis*



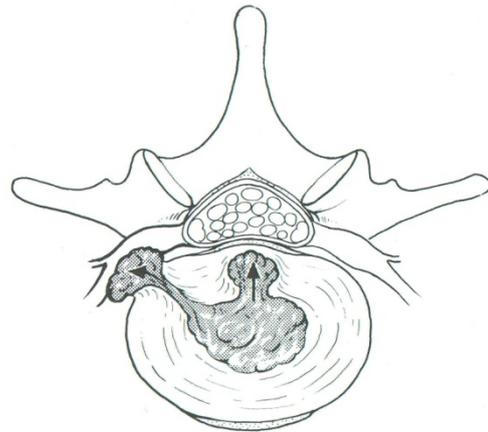
### Schichtaufbau:

- **Außenring** (*Anulus fibrosus*):  $\Leftrightarrow$  gegen **Zug- u. Druck-**Beanspruchung  
Schichten von **Bindegewebsslamellen** (aus 90% Kollagen, 10% elastische Fasern) gehen weiter innen in Schichten aus **Faserknorpel** über
- alternierender keilförmiger Verlauf der **Kollagenfaserbündel**  $\Leftrightarrow$  gegen **Schub-** und **Torsions**beanspruchung (innere Kollagenfasern: Dichtung, äußere: Kraftaufnahme)  
/// \\ \\ /// \\ \\
- **Kern** (*Nucleus pulposus*):  $\Leftrightarrow$  gegen **Kompression**, Kraftübertragung (‚Umleitung‘) isotrop in alle Richtungen auf angrenzendes Gewebe ; **Dämpfungselement**

zentrische und exzentrische Belastung



pathologische Veränderungen:  
Gallertkern dringt aus nach dorsal oder dorso-lateral (Bandscheibenvorfall)



ähnlich wie beim hyalinen Knorpel: druckabhängige Flüssigkeitsverschiebung;  
während der Belastung (unter Tag!) → reversible Höhenänderung (ca 1% der  
Körperlänge), geht durch Flüssigkeitsaufnahme im Gallertkern bei Entlastung  
(über Nacht!) wieder zurück (Viskoelastizität!)

hohe Belastung der Wirbelkörper: Zusammenbruch der Wirbel bei **Osteoporose**  
(Knochenschwund)

## 5.2 Rechenbeispiele zum Hüftgelenk

### Stehen auf beiden Beinen

Kräfte:

- $\vec{F}_A$  ... Betrag der Muskelkraft der Abduktoren
- $\vec{R}$  ... Resultierende Kraft von Becken auf Hüftgelenk
- $\vec{G}_B$  ... Gewicht des Beines (ca.  $G/7$ )
- $\vec{F}_{\text{Reactio}} = -\vec{G}/2$  ... Reaktionskraft des Bodens (nach oben, halbes Gewicht)

$l$  = Hebelarm (Fußmitte, Gelenkkopfmitte) = 2 cm

$L$  = Hebelarm (Angriffspunkt der Muskelkraft, Gelenkkopfmitte) = 7 cm

SB = Schwerpunkt des Beins

D... Drehpunkt (Gelenkkopfmitte)

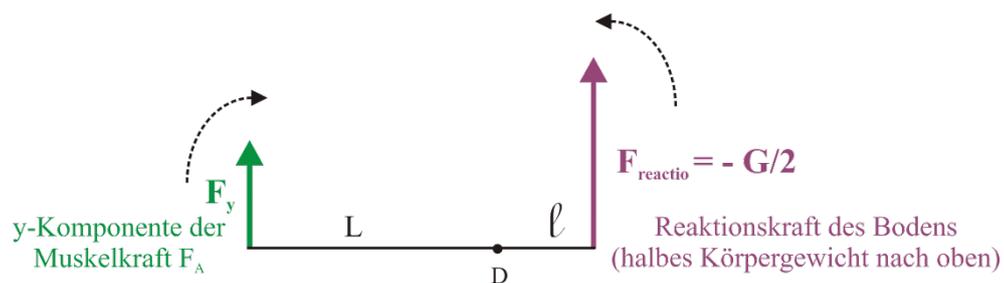
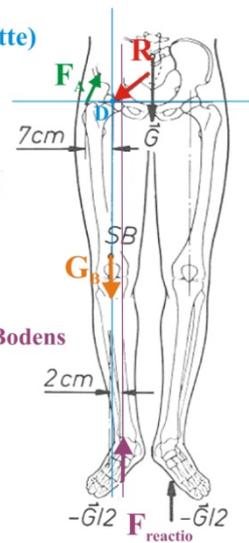
am Bein angreifende Kräfte:

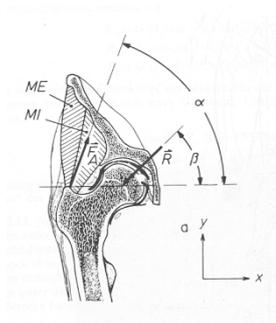
$F_A$ ... Muskelkraft der Abduktoren

$R$ ... Resultierende Kraft von Becken auf Hüftgelenk

$G_B$ ... Gewicht des Beines

$F_{\text{reactio}} = G/2$  ... Reaktionskraft des Bodens (halbes Gewicht)





Detail:

gegeben:  $G$ ,  $\alpha$ , gesucht:  $R$ ,  $F_A$ ,  $\beta$ ;

für 2 cm und 7 cm:

$$F_A \approx 0,15 G$$

$$R \approx 0,5 G \quad \beta \approx 84^\circ$$

⇒ für Entlastung des Muskels: Fußmitte direkt unter Gelenkspitze  
(d.h.  $l = 0$ );

Übungsaufgabe aus Fercher, *Medizinische Physik* (1992, Springer), S.81

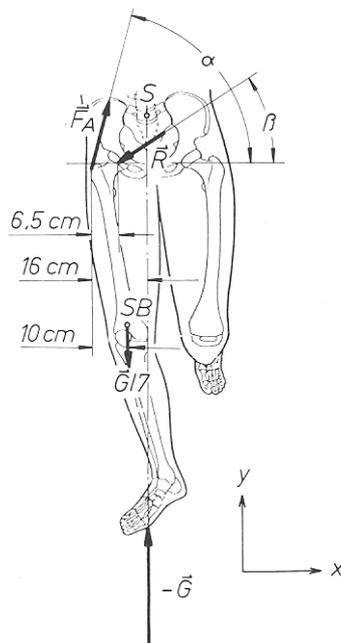
Resultat:

$$F_A \approx \frac{G}{2} \frac{l}{L \sin 70^\circ}$$

(hier: Eigengewicht des Beines vernachlässigt)

### Stehen auf einem Bein

(Beingewicht ca. 1/7 des Gesamtgewichtes angenommen):



$$\beta \approx 77.5^\circ$$

⇒ für Entlastung des Muskels:  
Fußmitte möglichst unter  
Körpermitte

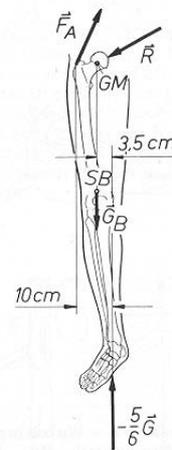
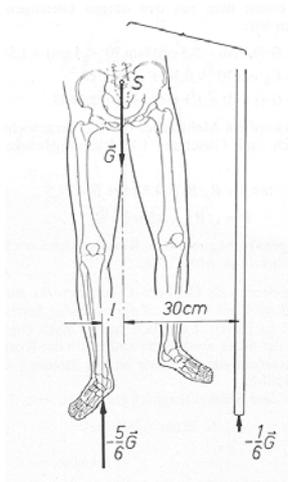
Resultat:

$$F_A \approx 1,5 G$$

$$R \approx 2,3 G$$

## Stock als Gehhilfe

auf der gesunden Seite, gleichzeitig mit krankem Fuß belasten!



das **Gegendrehmoment** des Stockes (der ca.  $\frac{1}{6}$  des Gewichts aufnehmen kann) um den Bezugspunkt S hat einen **sehr großen Hebelarm**  
 $\Rightarrow$  die Fußmitte des kranken Fußes lässt sich beim Gehen in eine günstigere Position näher zur Gelenkkopfmitte bringen