

# Grundlagen der Biomechanik

Mechanics meets Biology: Angewandte  
Forschung in Orthopädie und  
Unfallchirurgie"

Jonas Schwer, M.Sc.  
([jonas.schwer@uni-ulm.de](mailto:jonas.schwer@uni-ulm.de))

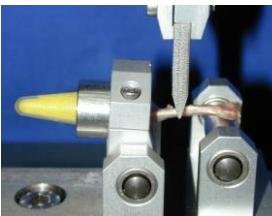
16.01.2026



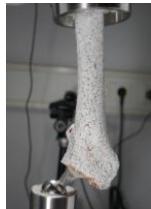
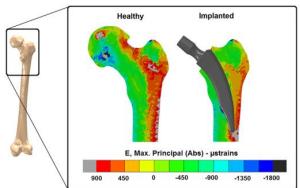
Institut für Unfallchirurgische Forschung und Biomechanik  
Zentrum für Traumaforschung Ulm (ZTF)  
Universitätsklinikum Ulm

# Warum Biomechanik?

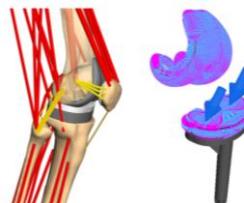
## Gewebeeigenschaften



## Versagensmechanismen



## Implantate



## Rehabilitation-Strategien

## Erforschung des Bewegungsapparats



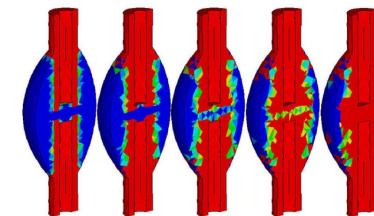
## Bewegungsanalyse



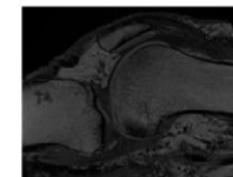
## Sportbiomechanik + Equipment



## Knochenheilung

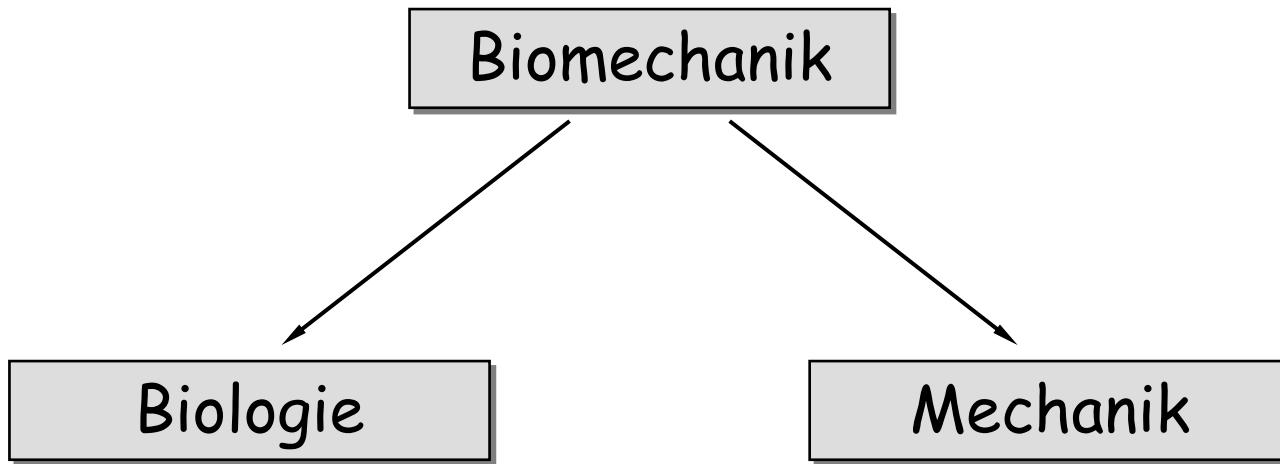


## Diagnostik



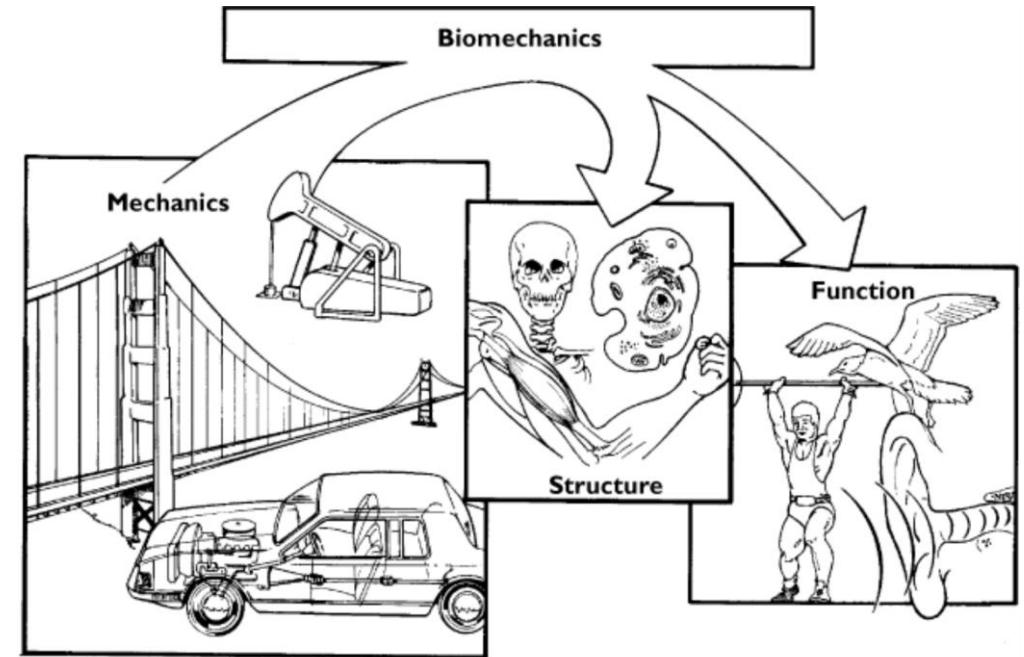
# Was versteht man unter Biomechanik?

- Anwendung mechanischer Prinzipien bei der Betrachtung/Erforschung von lebenden Organismen



**Ziel dieser Vorlesung:**

Mechanische Grundlagen in anschaulicher Form aufzufrischen.



Source: Hall SJ: *Basic Biomechanics*, 5th Edition:  
<http://www.accessphysiotherapy.com>

Copyright © The McGraw-Hill Companies, Inc. All rights reserved.

# Ziel der Vorlesung

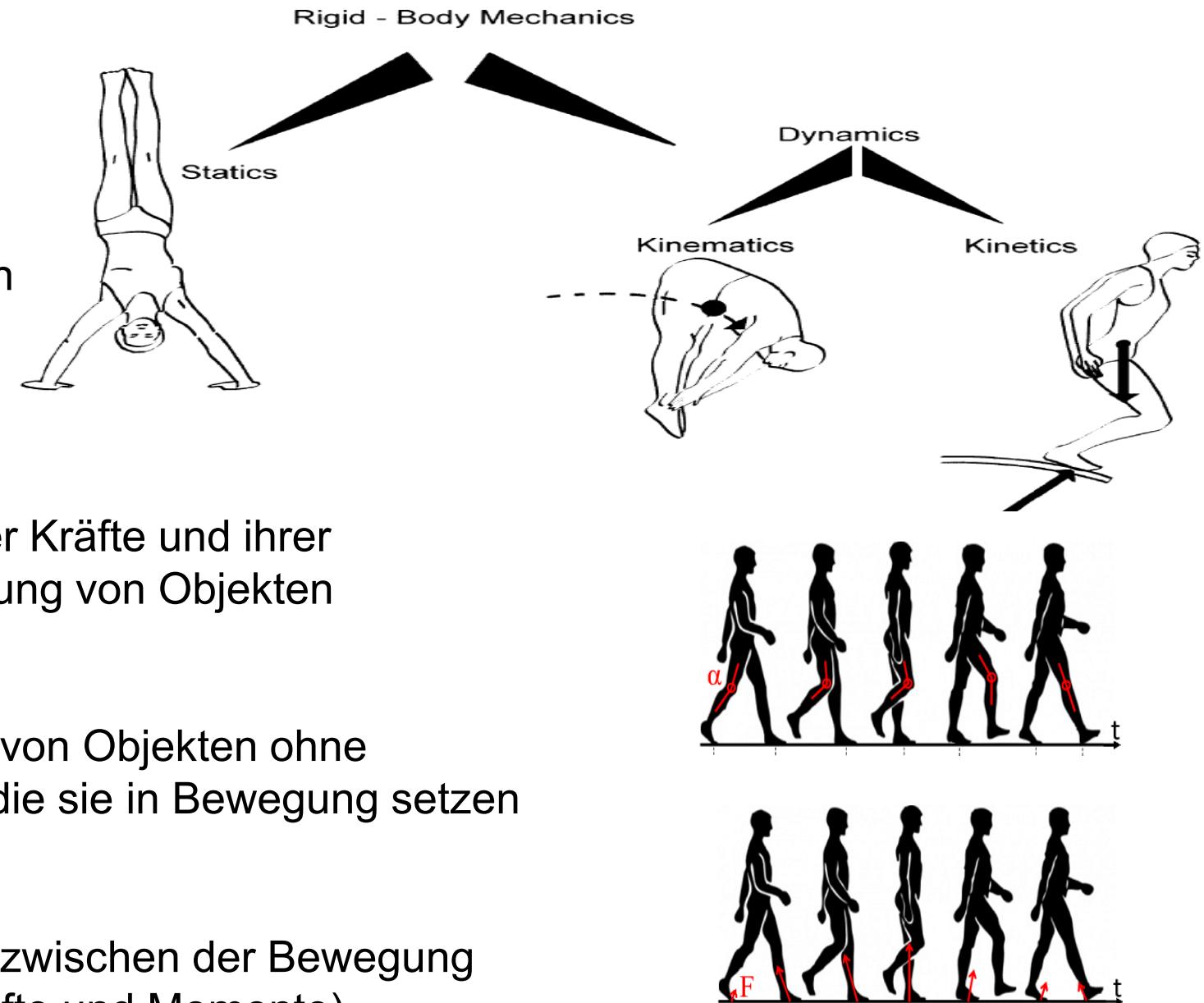
- Mechanische Grundlagen und Begriffe
  - Grundbegriffe
  - Mechanische Prinzipien
- Bestimmung von Struktur- und Materialeigenschaften
  - Kraft-Verschiebungsdiagramm
  - Spannungs-Dehnungsdiagramm
  - Kraft-Verschiebungsdiagramm vs. Spannungs-Dehnungsdiagramm
- Wichtige mechanische Größen
  - Steifigkeit, Elastizitätsmodul
  - Flächenträgheitsmoment
- Anwendungen im UFB

# Mechanische Grundlagen und Begriffe

---

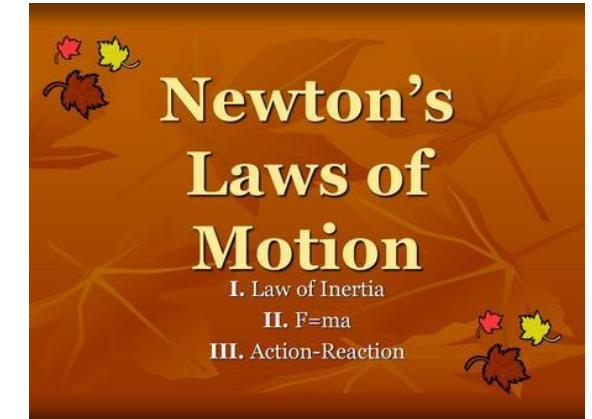
# Grundbegriffe

- **Statik:**
  - Untersuchung von Objekten in Ruhe oder in gleichmäßiger (konstanter) Bewegung
- **Dynamik:**
  - Vollständige Beschreibung der Kräfte und ihrer Auswirkungen auf die Bewegung von Objekten
- **Kinematik:**
  - Beschreibung der Bewegung von Objekten ohne Berücksichtigung der Kräfte, die sie in Bewegung setzen
- **Kinetik:**
  - Beschreibung der Beziehung zwischen der Bewegung und ihren Ursachen (z. B. Kräfte und Momente)

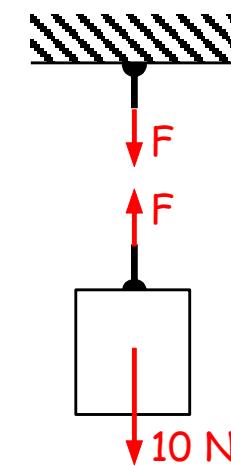


# Newton'sche Axiome

- Erstes Newtonsche Gesetz (Trägheitsgesetz)
  - „Ein Körper verharrt im Zustand der Ruhe oder der gleichförmig geradlinigen Bewegung, sofern jener nicht durch einwirkende Kräfte zur Änderung seines Zustandes gezwungen wird.“
- Zweites Newtonsche Gesetz (Impulssatz):
  - „Die Änderung der Bewegung ist der Einwirkung der bewegenden Kraft proportional und geschieht nach der Richtung der geraden Linie, nach welcher jene Kraft wirkt.“
- Drittes Newtonsche Gesetz (Actio = Reactio)
  - „Kräfte treten immer paarweise auf. Übt ein Körper A auf einen anderen Körper B eine Kraft aus (actio), so wirkt eine gleich große, aber entgegengerichtete Kraft von Körper B auf Körper A (reactio).“



$$F = m a$$



# Kraft

- Der Begriff „Kraft“ ist axiomatisch, d.h. ohne Definition
- Kräfte aus Erfahrung bekannt: Muskelkraft, ...
- Darstellung über Pfeile
- Kräfte sind vektorielle Größen (Betrag, Richtung)
- Einheit:  $N = \text{kg} \cdot \text{m/s}^2$**
- Zusammenfassen und Zerlegen von Kräften

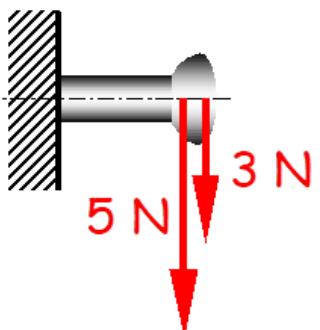


**Zweites Newtonsches Axiom:**  
Kraft = Masse · Beschleunigung

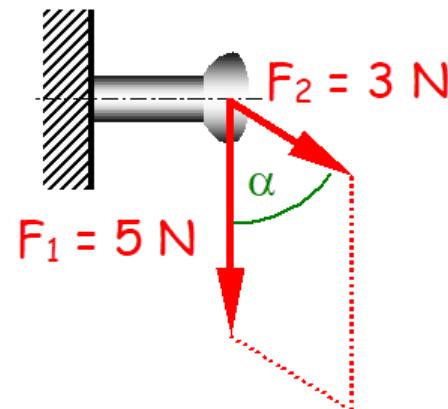
## Zum Merken:

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

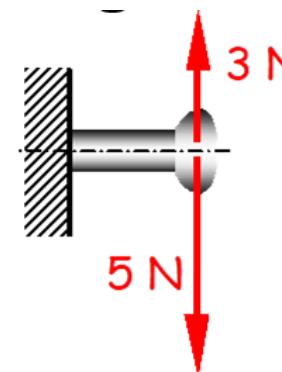
### Beträge addieren



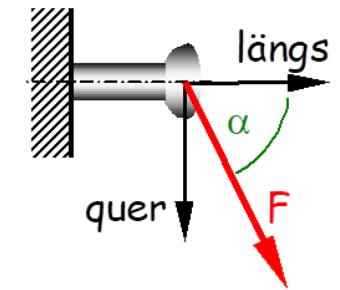
### Vektoraddition



### Beträge subtrahieren



### Zerlegung in Komponenten



# Spannung (stress) und Dehnung (strain)

- **Spannung:**

**Zum Merken:**

Spannung = „verschmierte“ Schnittkraft,

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

- **Einheit: 1 MPa = 1 N/mm<sup>2</sup>**

- **Dehnung:**

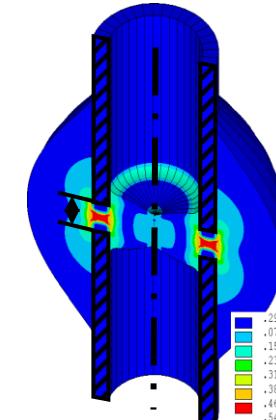
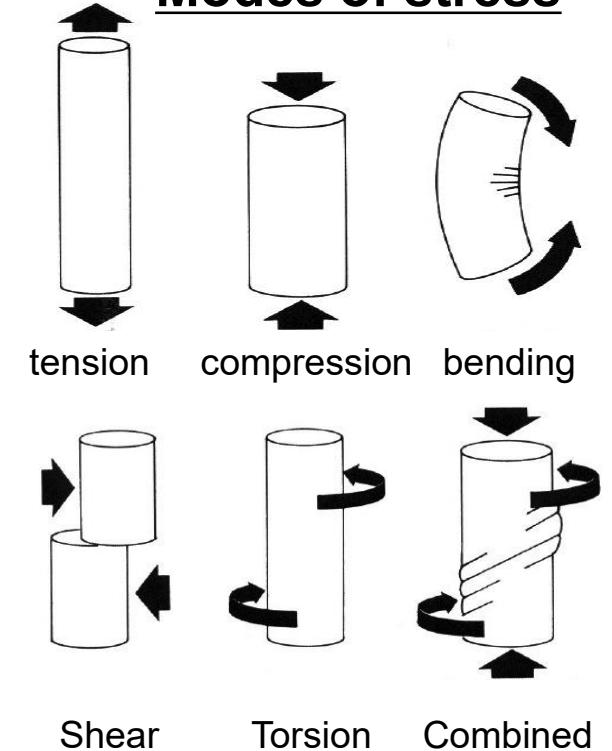
**Zum Merken:**

Dehnung = relative Längenänderung (Winkeländerung)

Dehnung = Längenänderung / Ursprungslänge

- **Ohne Einheit, oft als  $1/100 = \%$  oder  $1/1.000.000 = \mu\epsilon$**

## Modes of stress



# Moment (torque)

- **Drehmoment:**

- Ein Moment ist die Ursache für eine Dreh-Beschleunigung (Bewegungsänderung) oder eine (Dreh-) Verformung (Torsion, Biegung) eines Körpers
- Darstellung über Drehpfeile oder Doppelpfeilen entlang der Drehachse
- Momente sind vektorielle Größen (Betrag, Richtung, Richtungssinn)
- **Einheit:  $N\cdot m = kg\cdot m^2/s^2$**

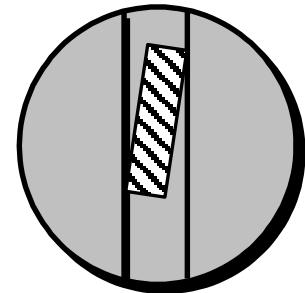
- **Biegemoment:**

- Moment einer Kraft bezüglich eines Punktes P

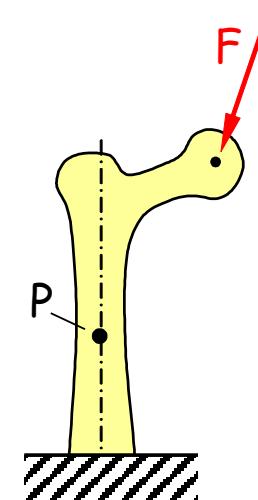
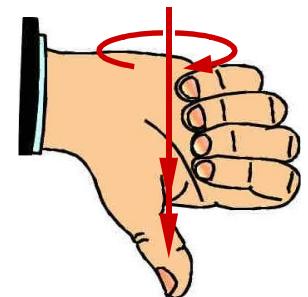
**Zum Merken:**

Moment = Kraft mal Hebelarm

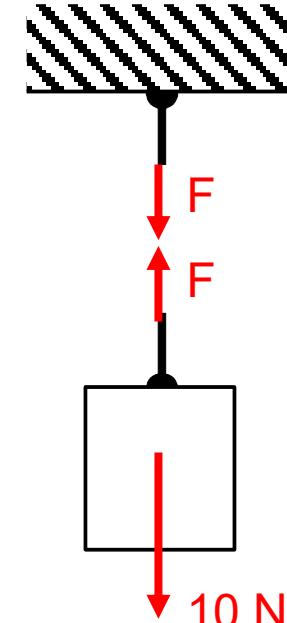
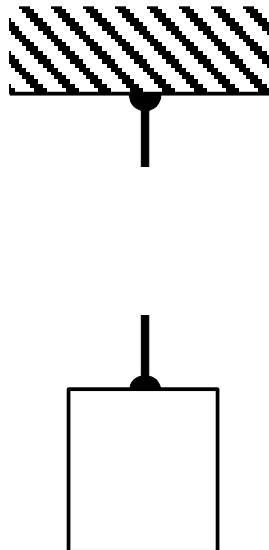
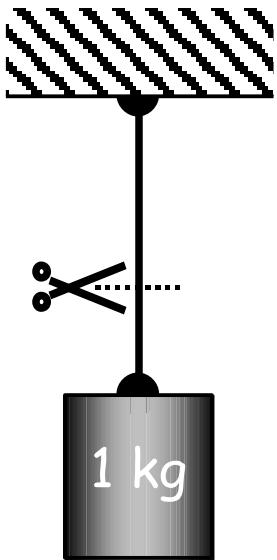
Schlitzschraube



Rechte-Hand-Regel:



# Schnittprinzip (Euler) und Freikörperbild

**Zum Merken:**

Erst schneiden dann Kräfte und Momente eintragen.

Freikörperbild = völlig freigeschnittenes Teilsystem

# Statisches Gleichgewicht

**Wichtig:**

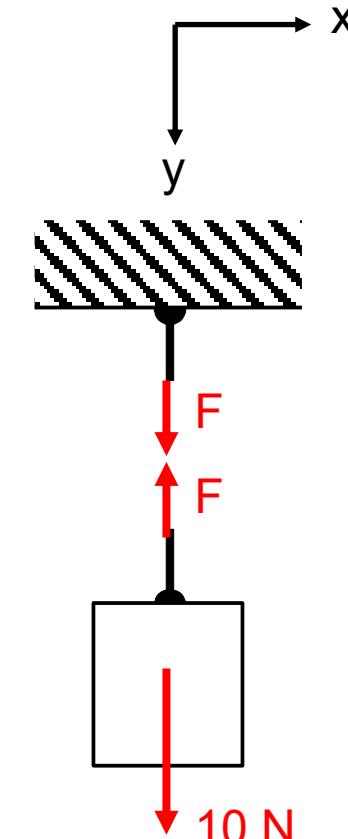
Gleichgewicht nur an “Freikörperbildern”

Für ein **ebenes** (2D) Problem gelten **3** Gleichungen:

Summe aller Kräfte in x - Richtung :  $F_{1,x} + F_{2,x} + \dots = 0$ ,

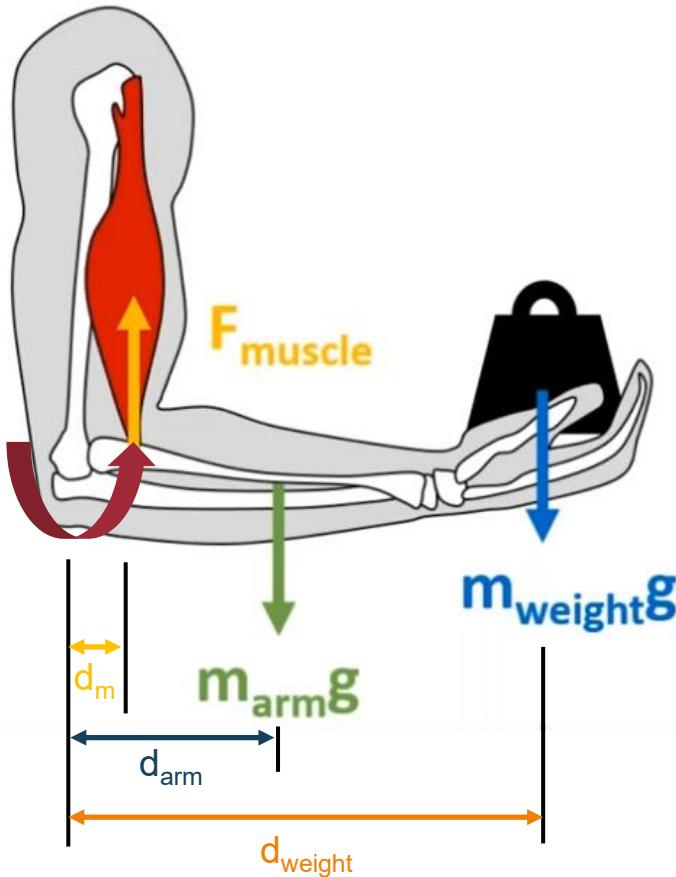
Summe aller Kräfte in y - Richtung :  $F_{1,y} + F_{2,y} + \dots = 0$ ,

Summe aller Momente bezüglich P :  $M_{1,z}^P + M_{2,z}^P + \dots = 0$ .



(Für ein **räumliches** (3D) Problem gelten **6** Gleichungen)

## Beispiel Oberarm



### Momentengleichgewicht:

$$F_{\text{muscle}} \cdot d_m = m_{\text{arm}} \cdot g \cdot d_{\text{arm}} + m_{\text{weight}} \cdot g \cdot d_{\text{weight}}$$

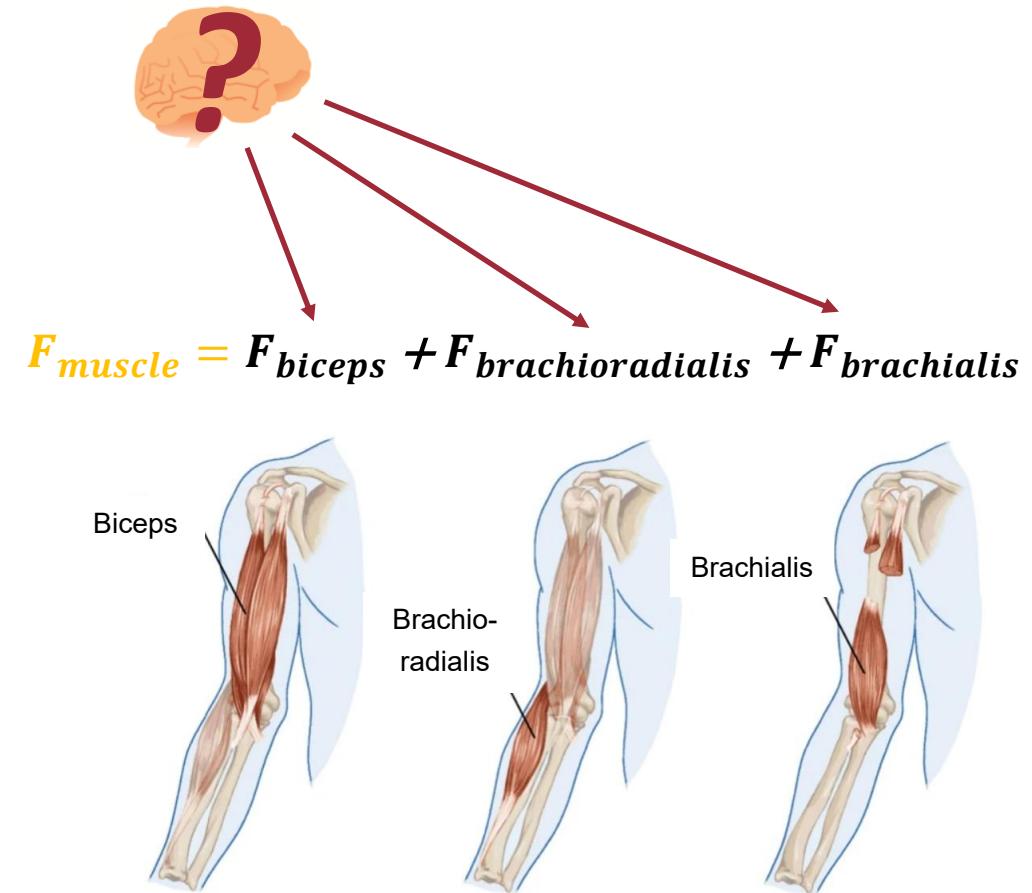
### Gegeben:

- Masse Unterarm
- Masse Gewicht
- Abstände/Hebelarme

### Gesucht:

- Muskelkraft

## Realität:

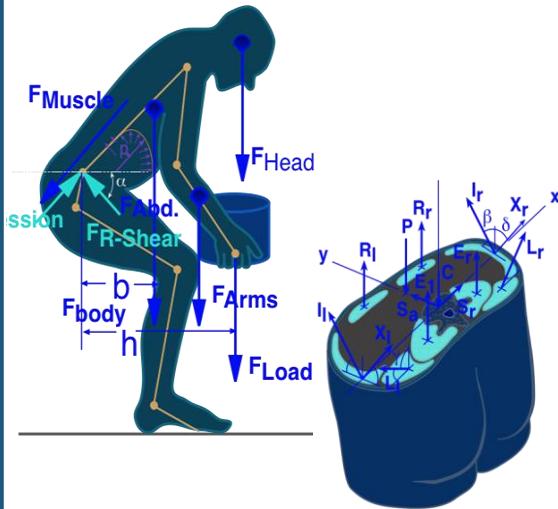


(Source: <https://de.dreamstime.com/stockfoto-zweik%C3%B6figer-muskel-brachii-brachioradialis-image27798040>)

**Verteilung der Kräfte  
durch zentrales  
Nervensystem !**

# Modellierungsansätze

## Analytical



### Conceptual modeling:

translating a mechanical problem into **equations**

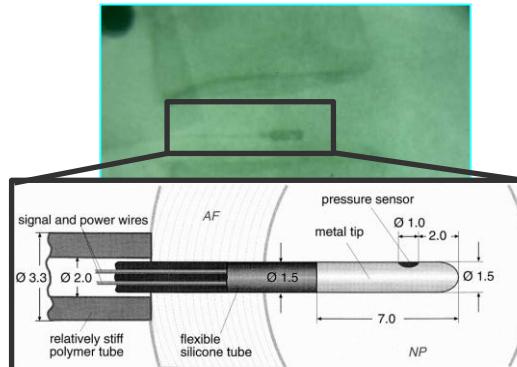
$$+\sum \mathbf{M}_A = 0$$

$$\rightarrow \sum F_x = 0$$

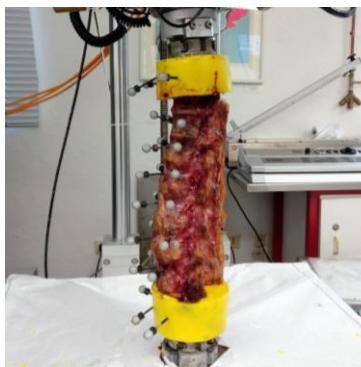
$$\uparrow \sum F_y = 0$$

## Experimental

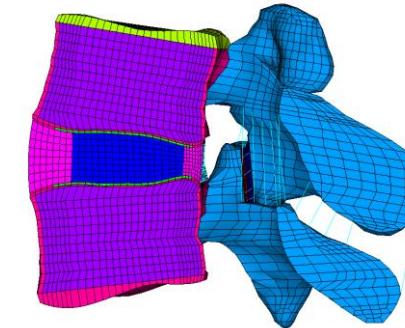
### *In-vivo* measurements



### *In-vitro* measurements



## Numerical



### Conceptual modeling:

translating a mechanical problem into **equations**

$$+\sum \mathbf{M}_A = 0$$

$$\rightarrow \sum F_x = 0$$

$$\uparrow \sum F_y = 0$$

# Beobachten und analysieren

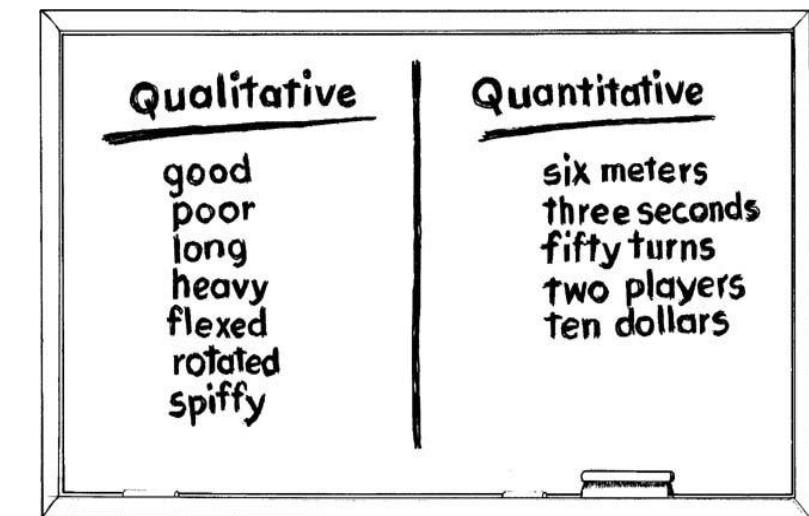
## Qualitativ:

- Beobachtung
- Keine Standardisierung

## Quantitativ:

- Standardisierung;
- Experiment & Messung

	Qualitative Forschung	Quantitative Forschung
Focus	Ideen erforschen oder Hypothesen/Theorien formulieren	Überprüfung von Hypothesen und Theorien
Analyse	Zusammenfassen, kategorisieren, interpretieren	Mathematik und Statistik
Ausgedrückt in	Worte	Zahlen, Schaubilder, Diagramme und Tabellen, weniger Worte
Stichprobe	Wenig Teilnehmer	Viele Teilnehmer
Fragen	Offene Fragen	Geschlossene oder Multiple-Choice-Fragen
Gekennzeichnet durch	Verständnis, Kontext, Komplexität, Subjektivität	Prüfung, Objektivität, Reproduzierbarkeit



# Bestimmung von Struktur- und Materialeigenschaften

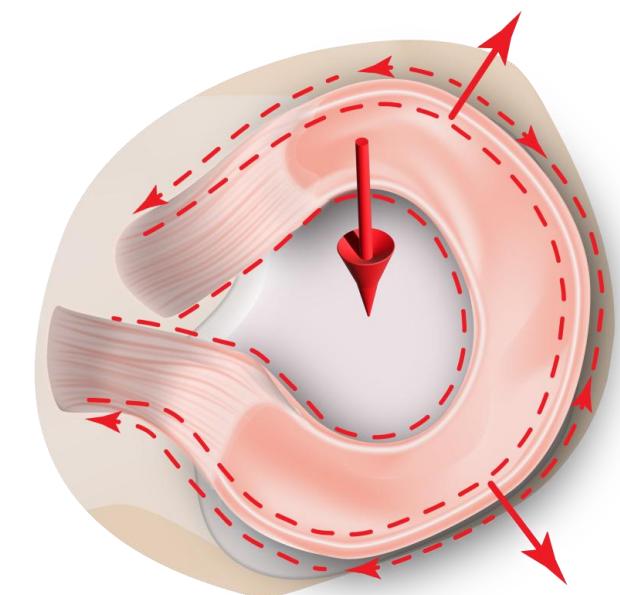
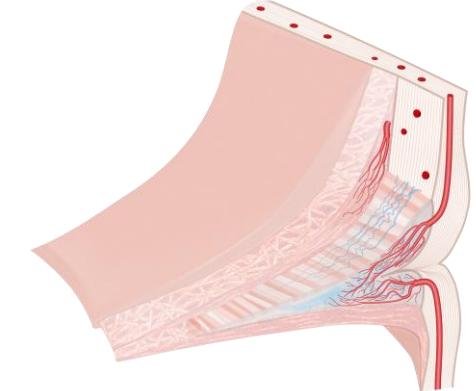
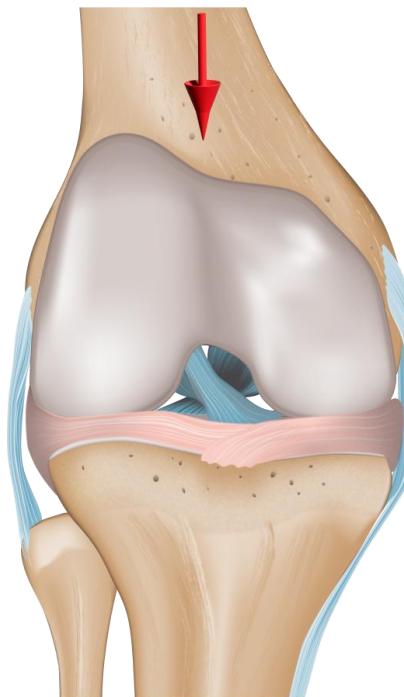
---

# Bestimmung von Struktureigenschaften

- Beispiel: Ausreisversuch Meniskusverankerungsligament

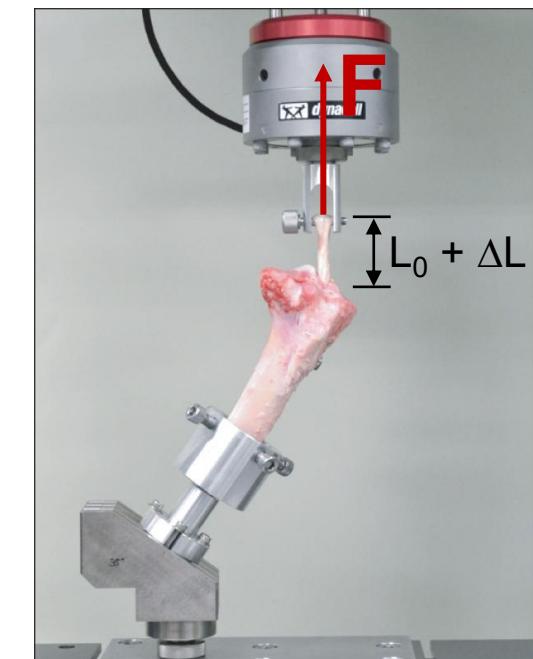
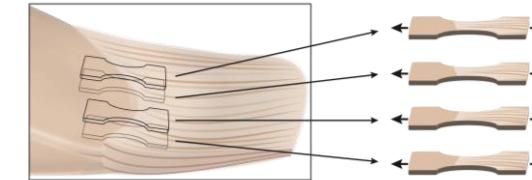
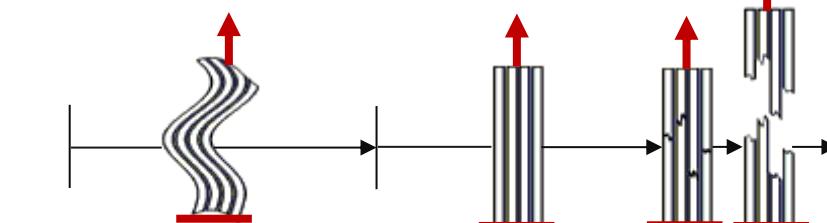
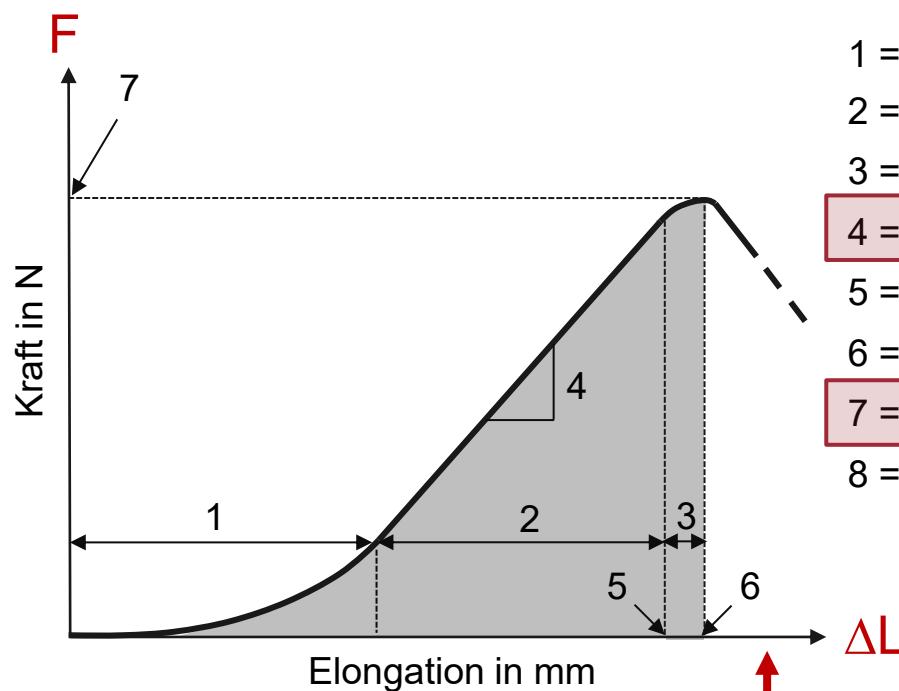


Warum ist eine Belastung auf Zug relevant wenn das Kniegelenk generell auf Druck belastet wird?



# Bestimmung von Struktureigenschaften

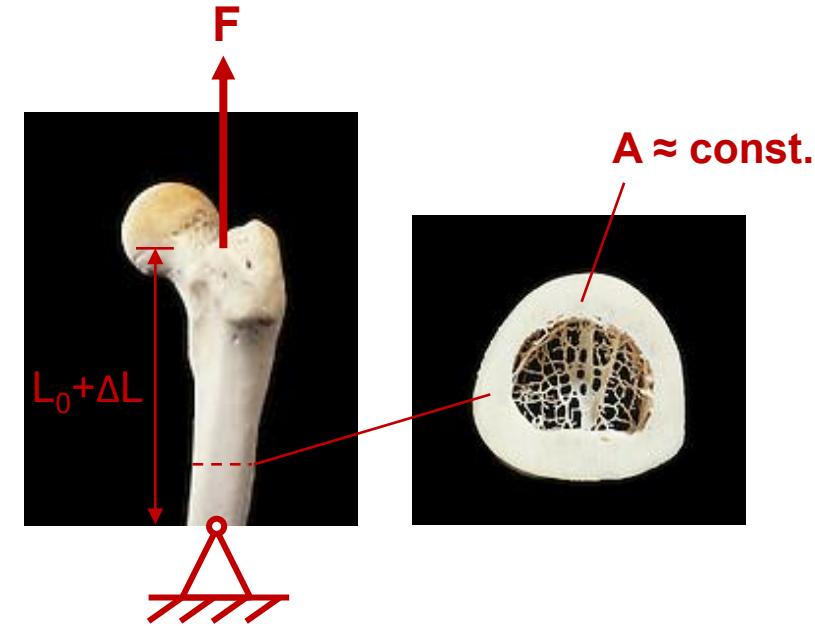
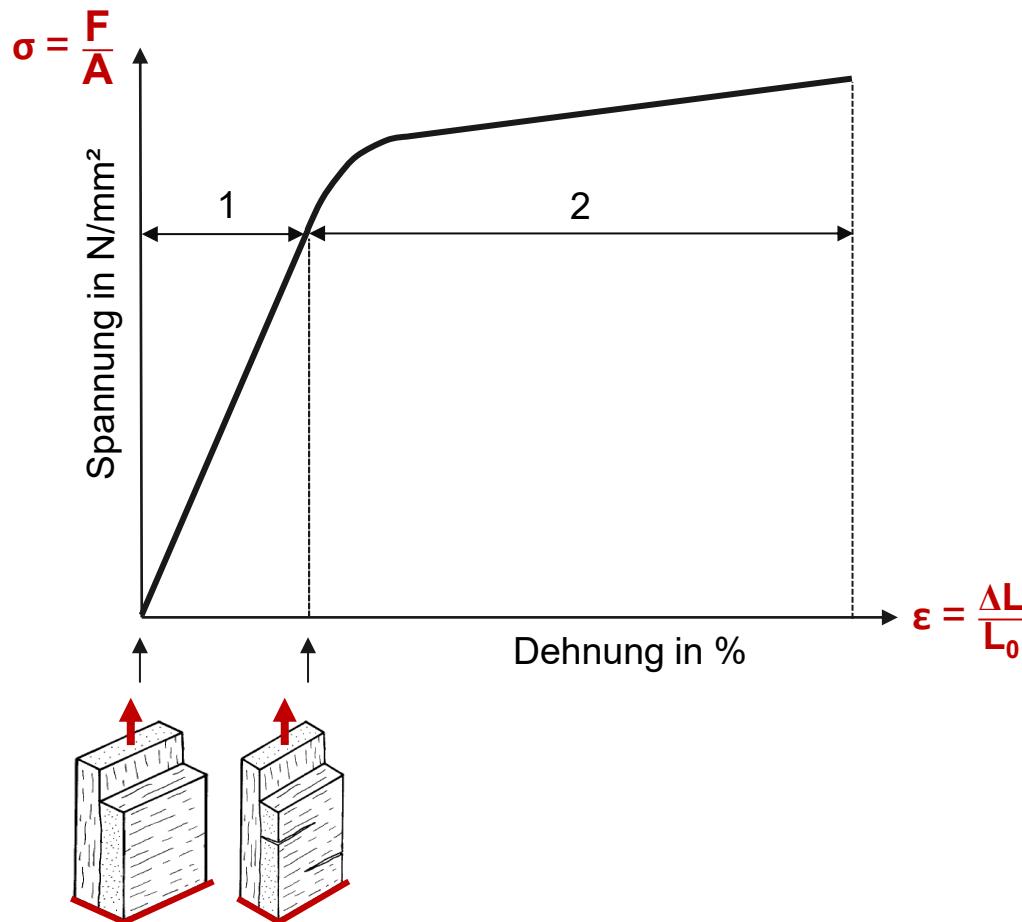
- Beispiel: Ausreisversuch Meniskusverankerungsligament
- Kraft-Verformungs-Diagramm



Yang et al. 2014

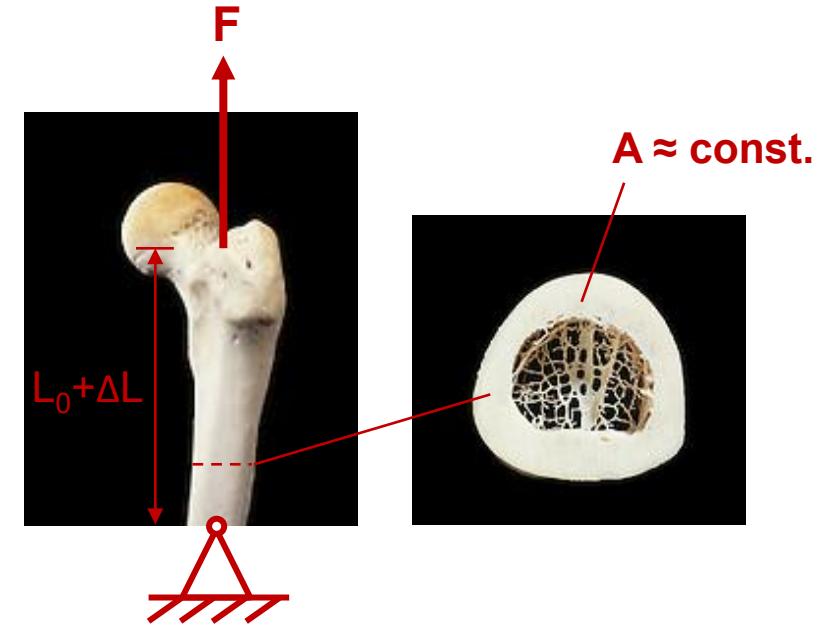
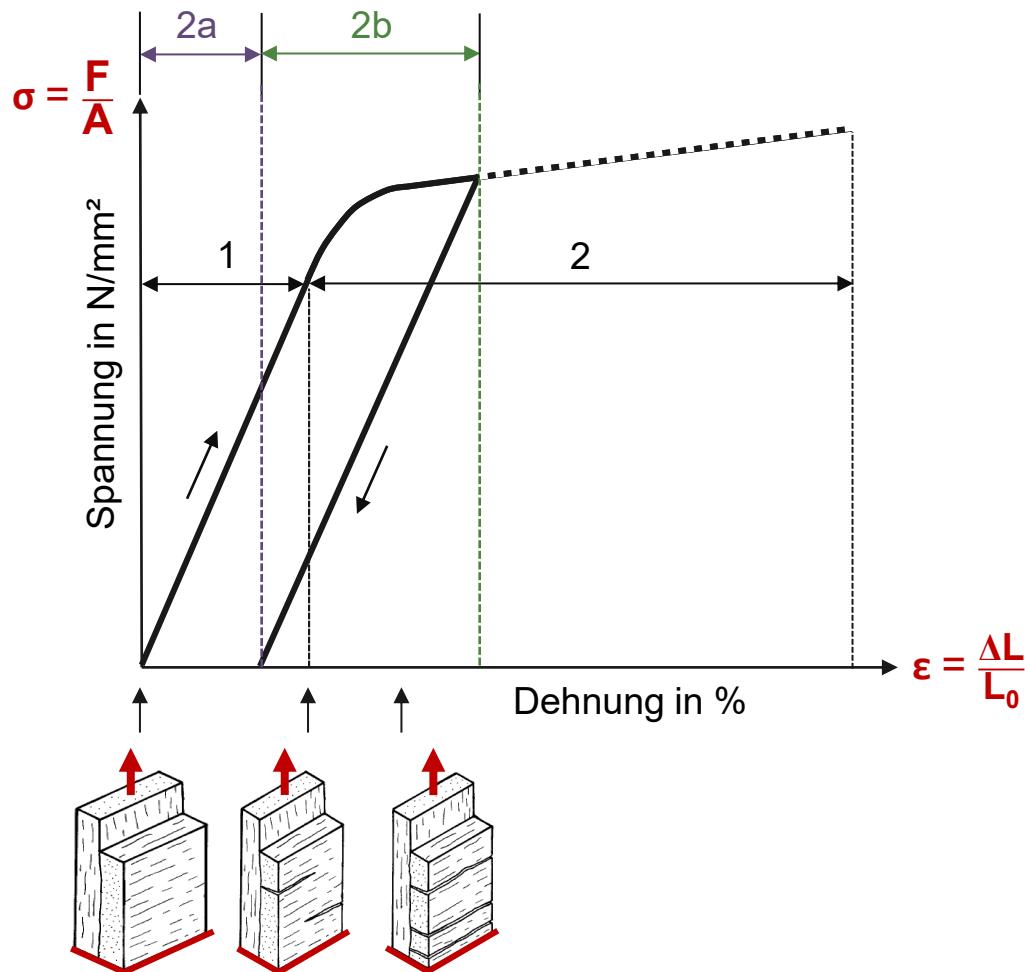
# Bestimmung von Materialeigenschaften

- Beispiel: Zugversuch Knochen
- Spannungs-Dehnungs-Diagramm



# Bestimmung von Materialeigenschaften

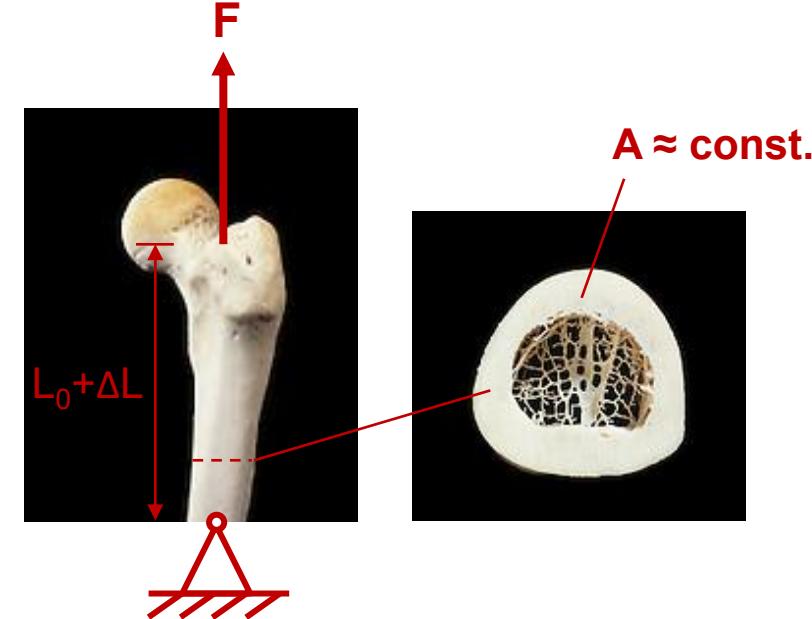
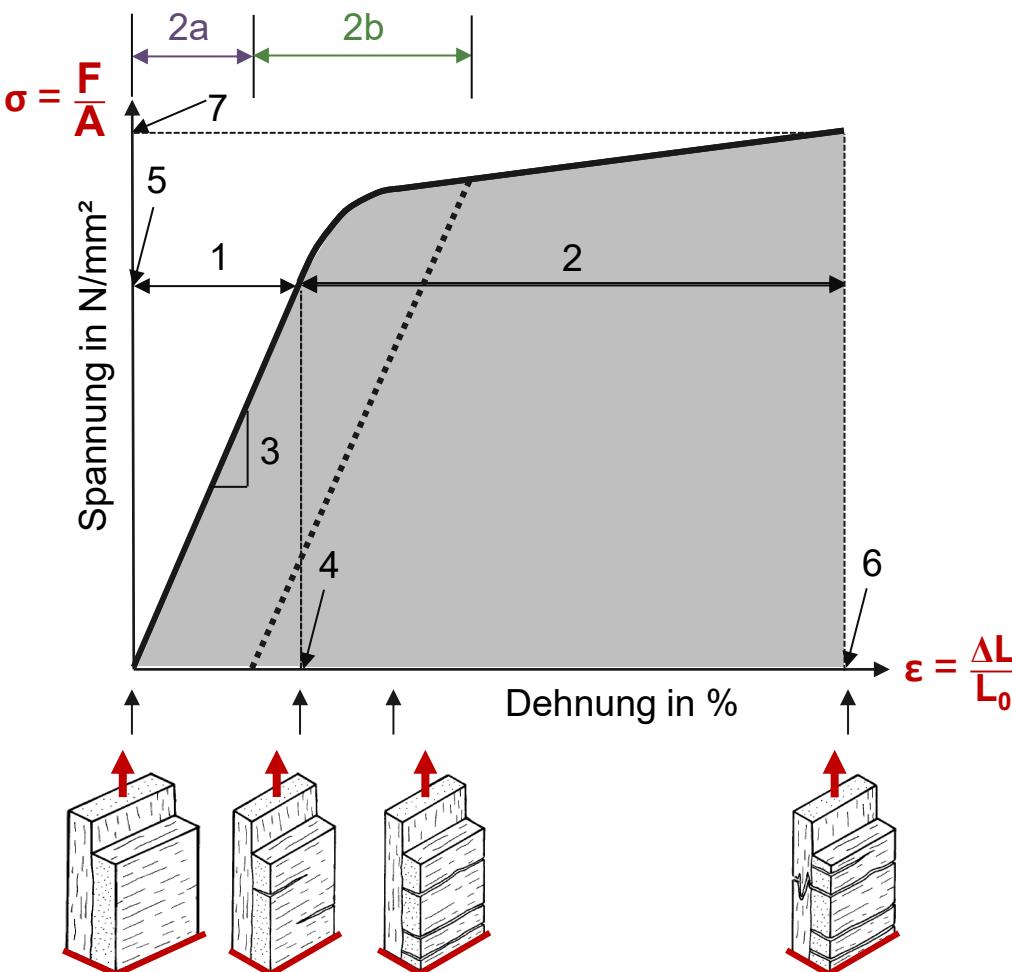
- Beispiel: Zugversuch Knochen
- Spannungs-Dehnungs-Diagramm



„strain hardening“

# Bestimmung von Materialeigenschaften

- Beispiel: Zugversuch Knochen
- Spannungs-Dehnungs-Diagramm



1 = linear elastischer Bereich (*keine „toe region“*)

2 = nichtlinear plastischer Bereich

2a = plastische Dehnung (in %)

2b = elastische Dehnung (in %)

3 = (materielle, relative) Steifigkeit (in  $\text{N/mm}^2$ , MPa)

4 = Fließgrenze (in %), „yield strain“

5 = Bruchgrenze (in  $\text{N/mm}^2$ , MPa), „yield strength“

6 = Ultimative Dehnung (in %), „ultimate strain“

7 = Ultimative Spannung (in  $\text{N/mm}^2$ , MPa), „ultimate strength/stress“

8 = Elastische Dehnungsenergie (in  $\text{kJ/m}^3$ ), „elastic strain energy“

8 = Härte (in  $\text{kJ/m}^3$ ), „toughness“

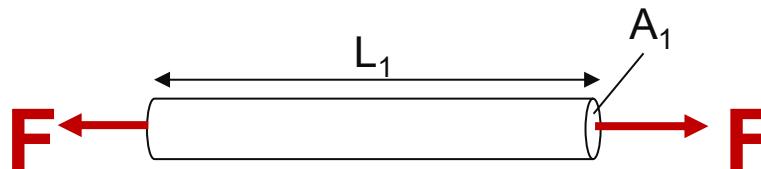
„strain hardening“

# Kraft-Verschiebungs- vs. Spannungs-Dehnungs-Diagramm

## Struktureigenschaften

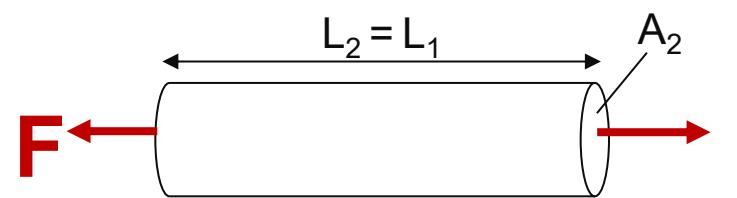
Beispiele:

1

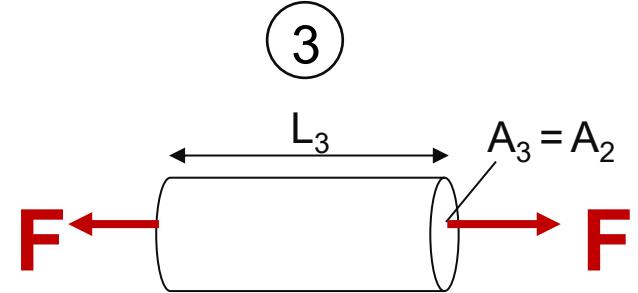


## Struktur- und Materialeigenschaften

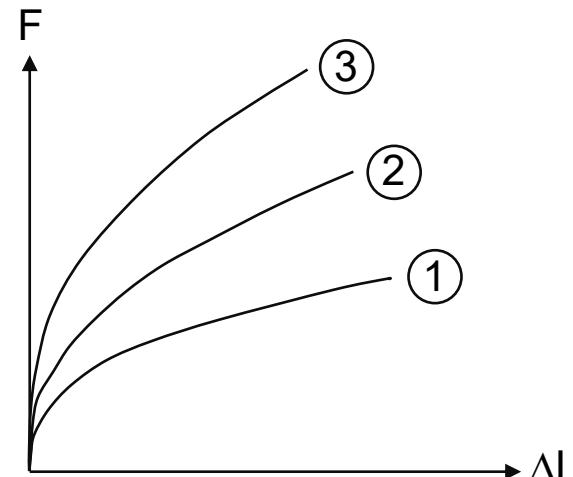
2



3



$A \uparrow$  = höhere Kraft wird benötigt  
 $L \uparrow$  = größere Verformung in Zug



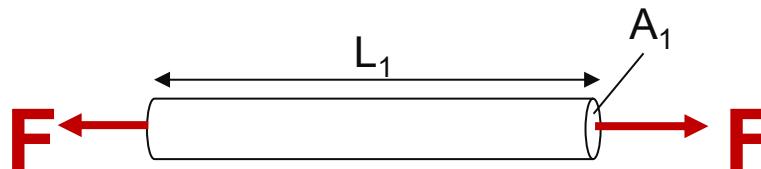
3 Kurven... Wie kann  
ich daraus  
Materialeigenschaften  
ableiten?

# Kraft-Verschiebungs- vs. Spannungs-Dehnungs-Diagramm

## Struktureigenschaften

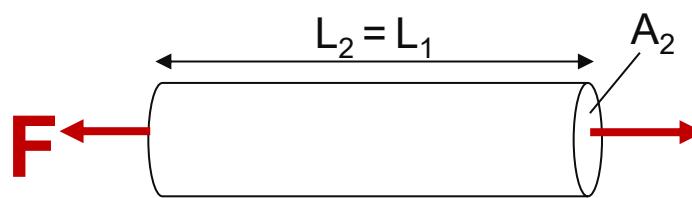
Beispiele:

1

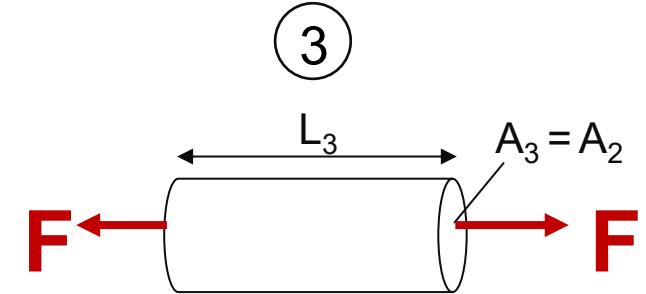


## Struktur- und Materialeigenschaften

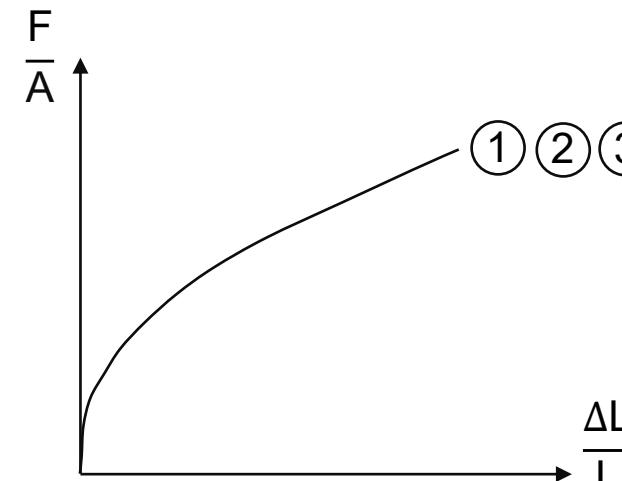
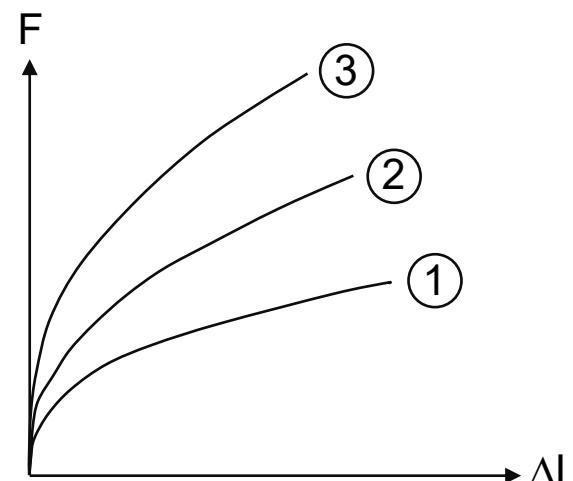
2



3



$A \uparrow$  = höhere Kraft wird benötigt  
 $L \uparrow$  = größere Verformung in Zug



$\frac{F}{A} = \text{Spannung } \sigma, \quad \frac{\Delta L}{L} = \text{Dehnung } \varepsilon$

Unabhängig von der Geometrie!

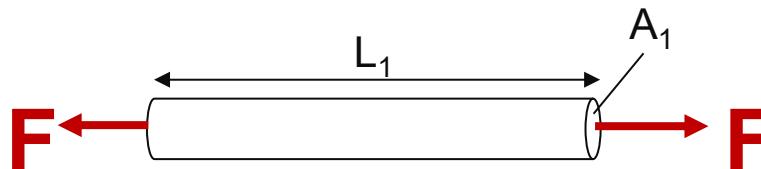
Einzelne Kurve eindeutig für ein bestimmtes Material

# Kraft-Verschiebungs- vs. Spannungs-Dehnungs-Diagramm

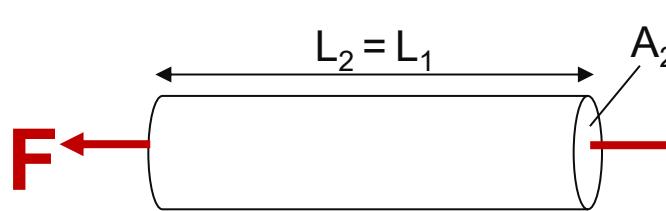
## Struktureigenschaften

Beispiele:

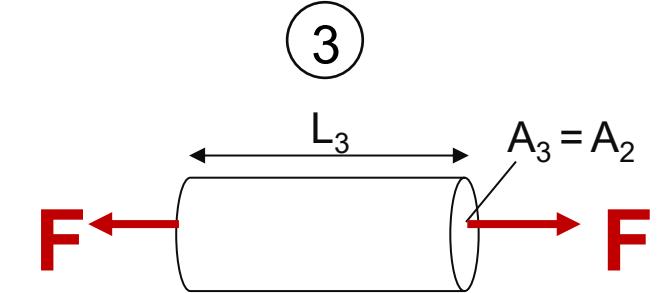
1



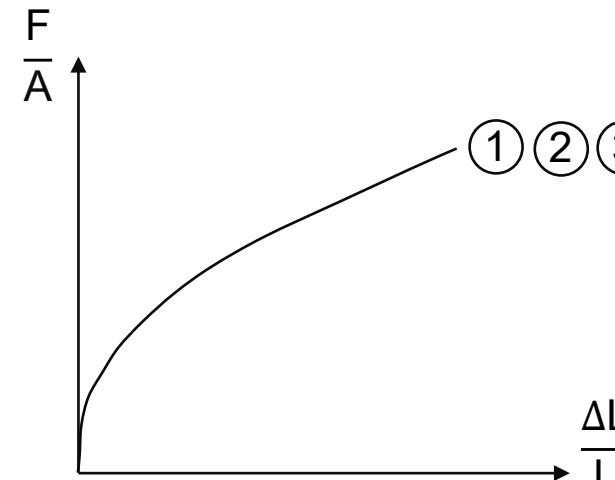
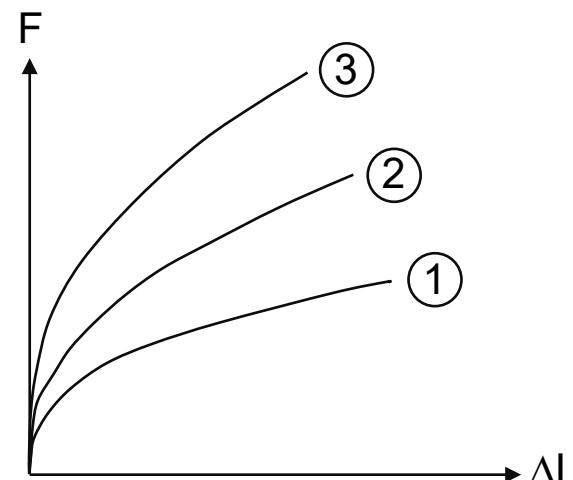
2



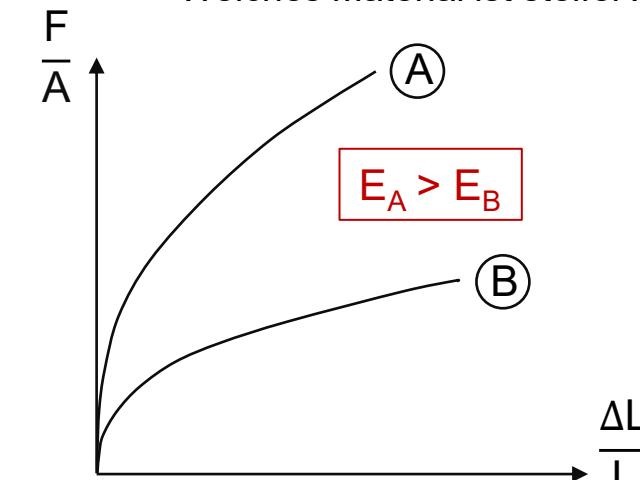
3



$A \uparrow$  = höhere Kraft wird benötigt  
 $L \uparrow$  = größere Verformung in Zug



Welches Material ist steifer?



# Wichtige mechanische Größen

---

# Verformung eines Objekts

wird beeinflusst von verschiedenen Faktoren

- Materialeigenschaften (Elastizitätsmodul, Schermodul, ...)
- Geometrie (Länge, Querschnittsfläche, dreidimensionale Form)
- Aufgebrachte Kraft (Betrag, Richtung, Dauer)
- Umgebung (Hydratation, Reibung, Temperatur, Luftfeuchtigkeit)

# Steifigkeit (stiffness)

= Maß für den Widerstand, den ein elastischer Körper einer Verformung entgegengesetzt

Hauptprinzip:

*Kraft auf ein Objekt → Verformung des Objekts in Abhängigkeit von Materialeigenschaften & Geometrie*

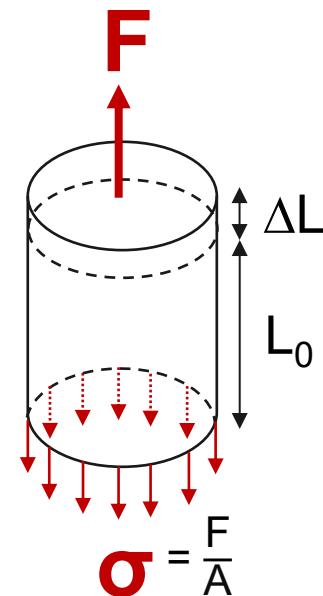
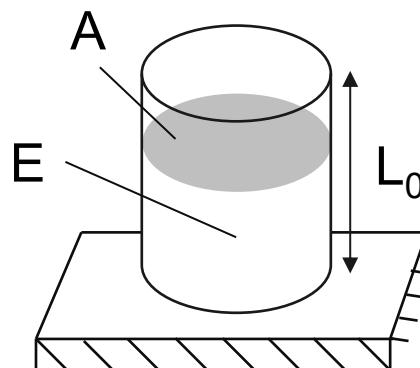
Mathematische Formulierung:

Angewandte Kraft = Verformung x Materialeigenschaften x Geometrie

!!!

$$F = EA \frac{\Delta L}{L_0}$$

Steifigkeit



Dehnsteifigkeit (extensional stiffness):

$$s_e = EA \quad (\text{in N})$$

E: Elastizitätsmodul  
A: Querschnittsfläche

# Steifigkeit (stiffness)

= Maß für den Widerstand, den ein elastischer Körper einer Verformung entgegengesetzt

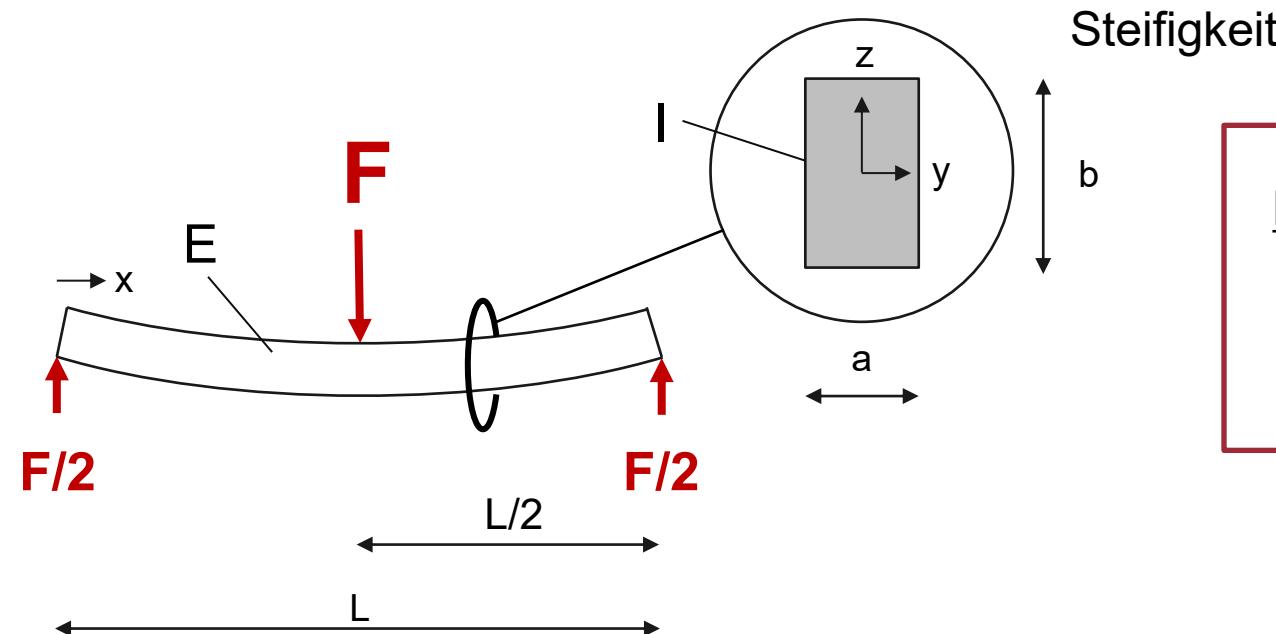
Hauptprinzip:

*Kraft auf ein Objekt → Verformung des Objekts in Abhängigkeit von Materialeigenschaften & Geometrie*

Mathematische Formulierung:

Angewandte Kraft = Verformung x Materialeigenschaften x Geometrie

!!!



Biegesteifigkeit (bending stiffness):

$$s_b = EI \quad (\text{in Nmm}^2)$$

E: Elastizitätsmodul  
I: Flächenträgheitsmoment

# Steifigkeit (stiffness)

= Maß für den Widerstand, den ein elastischer Körper einer Verformung entgegengesetzt

Hauptprinzip:

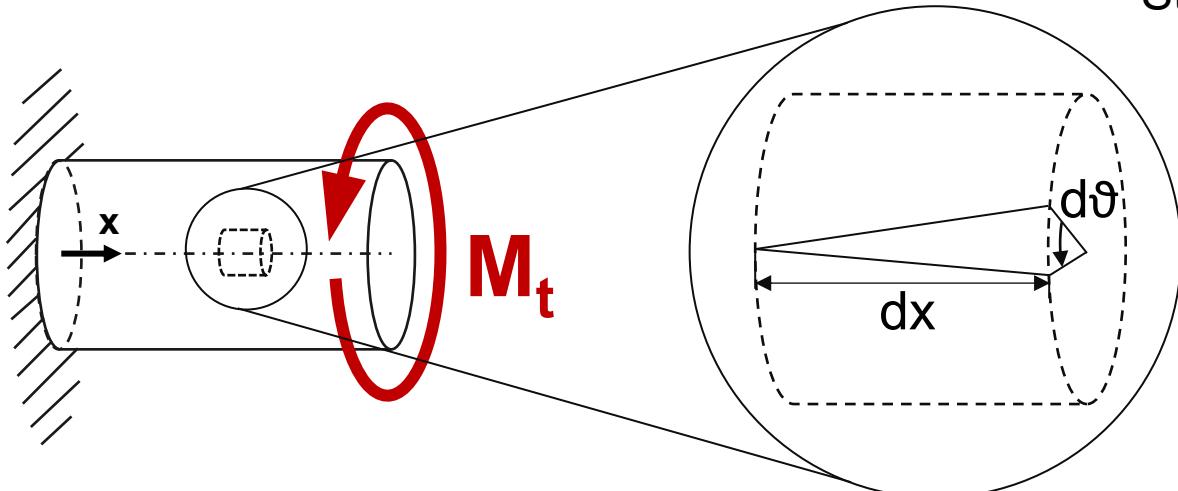
*Kraft auf ein Objekt → Verformung des Objekts in Abhängigkeit von Materialeigenschaften & Geometrie*

Mathematische Formulierung:

Angewandte Kraft = Verformung x Materialeigenschaften x Geometrie

!!!

Steifigkeit



Torsionssteifigkeit (torsional stiffness):

$$s_t = GI_t \quad (\text{in Nmm}^2)$$

G: Schubmodul  
I<sub>t</sub>: Flächenträgheitsmoment

# Steifigkeit (stiffness)

= Maß für den Widerstand, den ein elastischer Körper einer Verformung entgegengesetzt

Hauptprinzip:

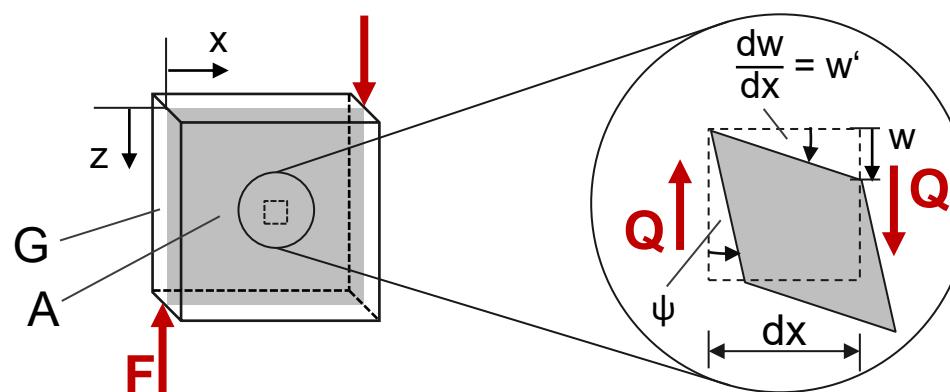
*Kraft auf ein Objekt → Verformung des Objekts in Abhängigkeit von Materialeigenschaften & Geometrie*

Mathematische Formulierung:

Angewandte Kraft = Verformung x Materialeigenschaften x Geometrie

!!!

Steifigkeit



Schersteifigkeit (shear stiffness):

$$s_s = G A \kappa \quad (\text{in N})$$

G: Schubmodul  
A: Querschnittsfläche  
 $\kappa$ : Korrekturfaktor

# Steifigkeit (stiffness)

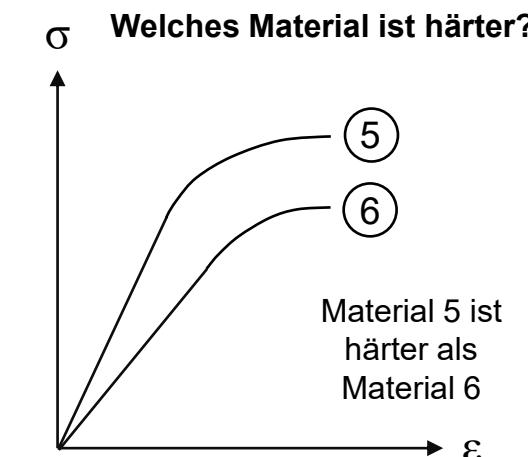
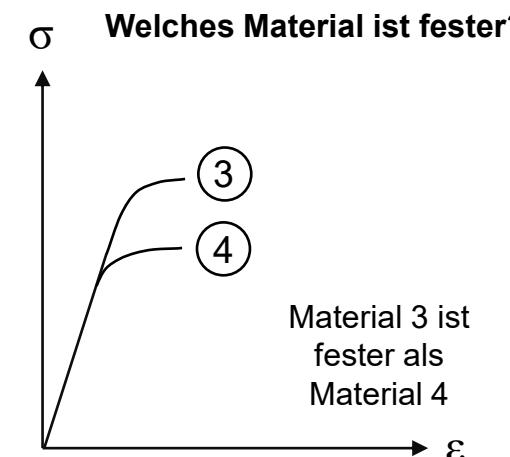
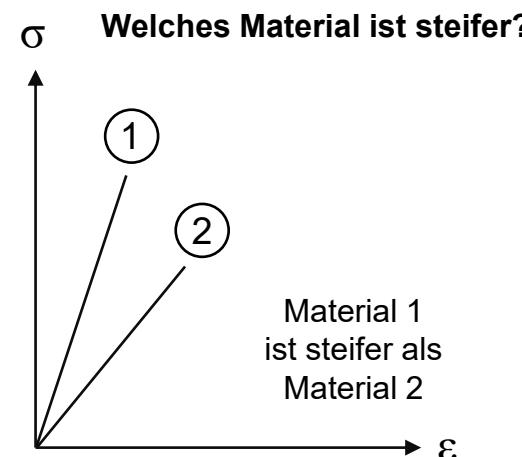
= Maß für den Widerstand, den ein elastischer Körper einer Verformung entgegengesetzt

≠ Festigkeit (strength)

= Fähigkeit eines Objekts, einer einwirkenden Belastung standzuhalten, ohne zu versagen

≠ Härte (toughness)

= Fähigkeit eines Materials, Energie zu absorbieren und sich plastisch zu verformen, ohne zu brechen



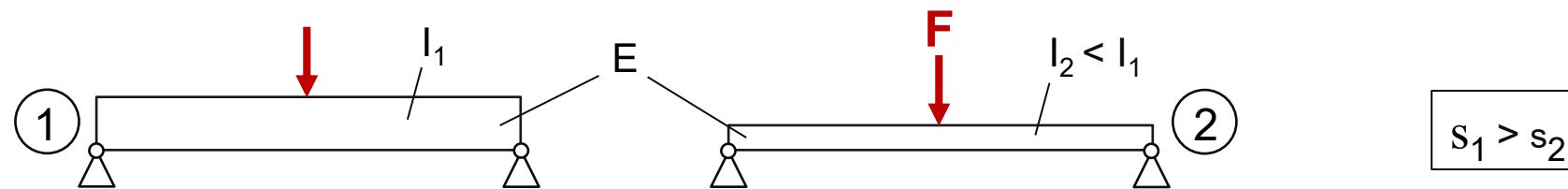
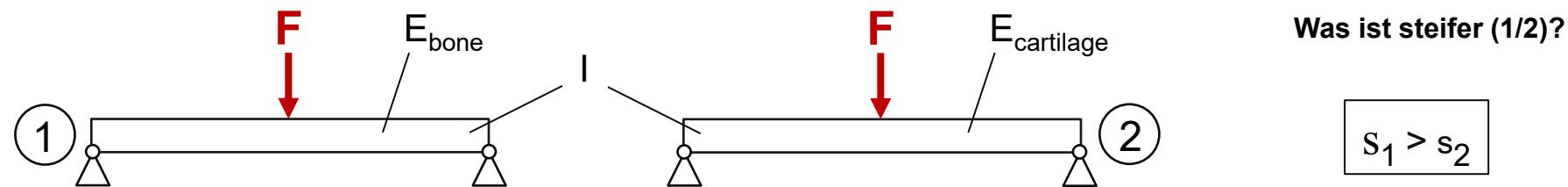
# Steifigkeit (stiffness) $\neq$ Elastizitätsmodul (elastic modulus)

Steifigkeit = Eigenschaft einer **Struktur**

→ abhängig von **Material, Form und Randbedingungen**

Elastizitätsmodul = Eigenschaft des spezifischen, konstituierenden **Materials**

→ nur abhängig vom **Material**

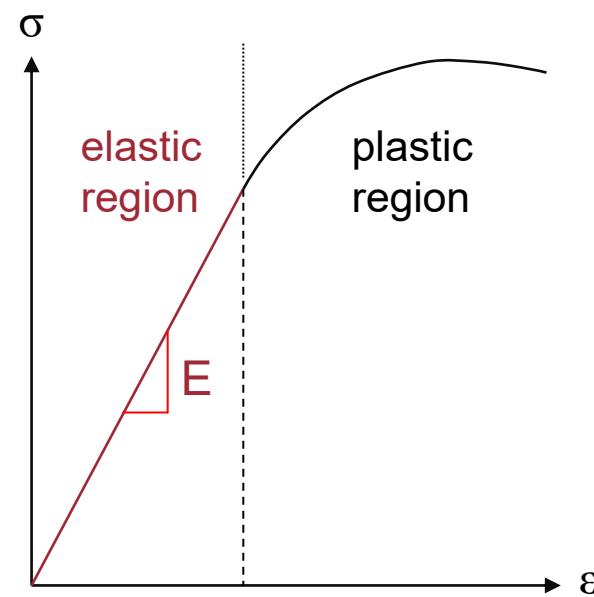
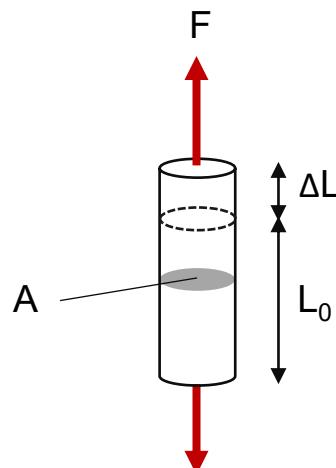


# Elastizitätsmodul $\lambda$ (Young's modulus)

= Maß für den Widerstand eines Materials gegen elastische (= nicht dauerhafte) Verformung unter Kraft

$$\text{Elastizitätsmodul } \lambda = \frac{\text{stress}}{\text{strain}}$$

Beispiel: Zugversuch



$$\sigma = \frac{F}{A} \text{ (in N/mm}^2 \text{ oder MPa)}$$

$$\varepsilon = \frac{\Delta L}{L_0} \text{ (in \% oder microstrain)}$$

→ Young's modulus:

$$E = \frac{\sigma}{\varepsilon} \text{ (in N/mm}^2\text{)}$$

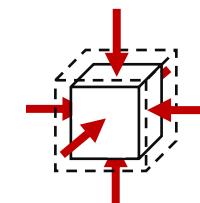
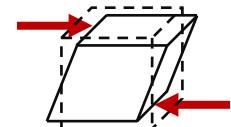
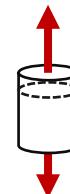
# Elastizitätsmodul $\lambda$ (Young's modulus)

= Maß für den Widerstand eines Materials gegen elastische (= nicht dauerhafte) Verformung unter Kraft

$$\text{Elastizitätsmodul } \lambda = \frac{\text{stress}}{\text{strain}}$$

## Die wichtigsten Elastizitätsmoduli:

- Young's modulus (E): tensile elasticity =  $\frac{\text{tensile stress}}{\text{tensile strain}}$  (  $E = \frac{\sigma}{\epsilon}$  )
- Shear modulus (G) / modulus of rigidity ( $\mu$ ): shear elasticity =  $\frac{\text{shear stress}}{\text{shear strain}}$  (  $G = \frac{\tau}{\gamma}$  )
- Bulk modulus (K): volumetric elasticity =  $\frac{\text{volumetric stress}}{\text{volumetric strain}}$  (  $K = -V \frac{dP}{dV}$  )

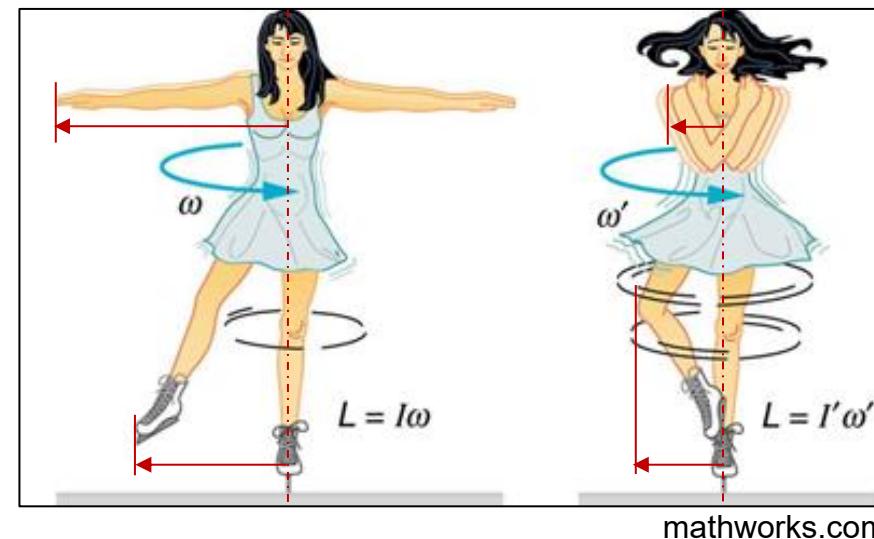


# Flächenträgheitsmoment (moment of inertia of area)

= **geometrische Eigenschaft** einer Fläche, die angibt, wie deren Punkte in Bezug auf eine beliebige Achse verteilt sind

≠ Massenträgheitsmoment (moment of inertia)

= **Masse und geometrische** Eigenschaft eines starren Körpers bei Rotation



$L$  = Drehimpuls  
 $\omega$  = Winkelgeschwindigkeit

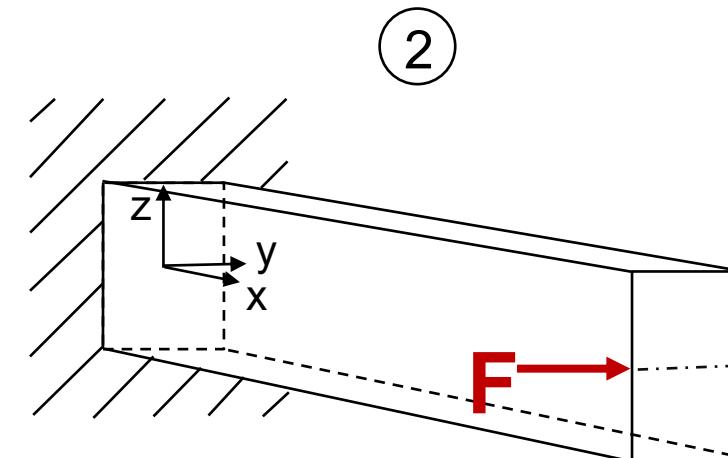
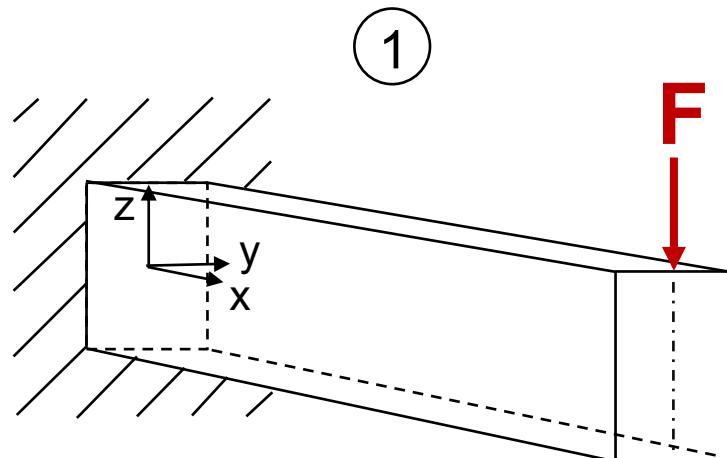
$$\begin{array}{c} I' < I \\ \downarrow \\ \omega' > \omega \end{array} \quad \begin{array}{l} L = I\omega \\ L = I'\omega' \\ \hline L = L \end{array} \quad \begin{array}{l} I = r^2m \\ \text{Impulserhaltung} \end{array}$$

# Flächenträgheitsmoment (moment of inertia of area)

= **geometrische Eigenschaft** einer Fläche, die angibt, wie deren Punkte in Bezug auf eine beliebige Achse verteilt sind

→ Warum benötigen wir das?

**Beispiel:** Balkenbiegung

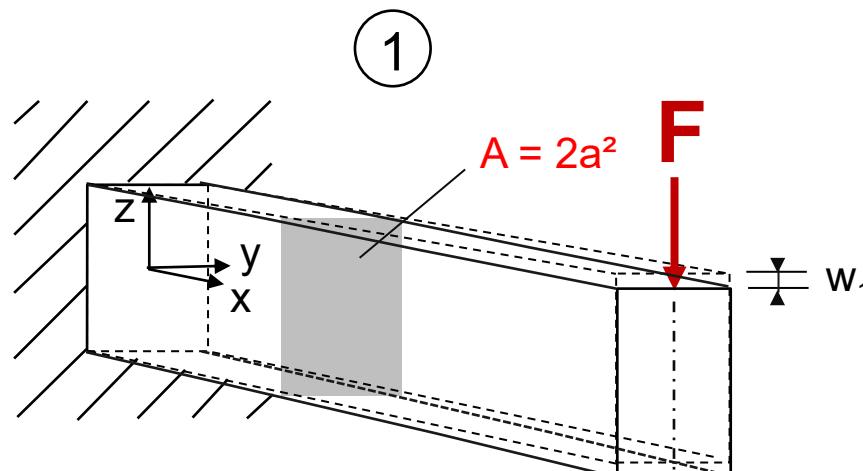


# Flächenträgheitsmoment (moment of inertia of area)

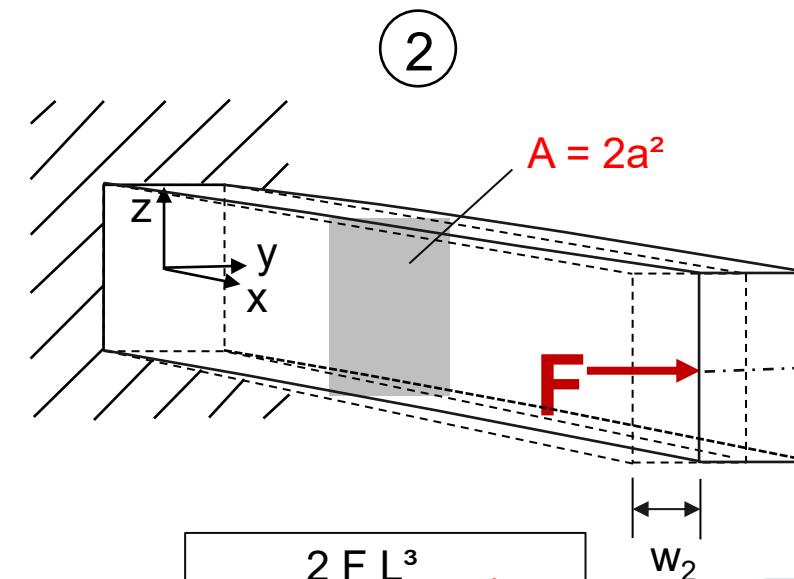
= **geometrische Eigenschaft** einer Fläche, die angibt, wie deren Punkte in Bezug auf eine beliebige Achse verteilt sind

→ Warum benötigen wir das?

**Beispiel:** Balkenbiegung



$$w_1 = \frac{F L^3}{2 E a^4}$$



$$w_2 = \frac{2 F L^3}{E a^4} = 4 w_1$$

## Biegung und Torsion:

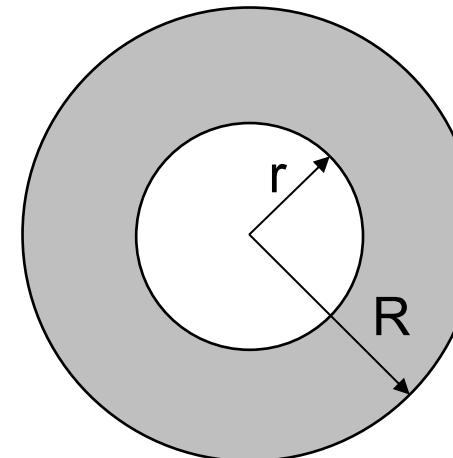
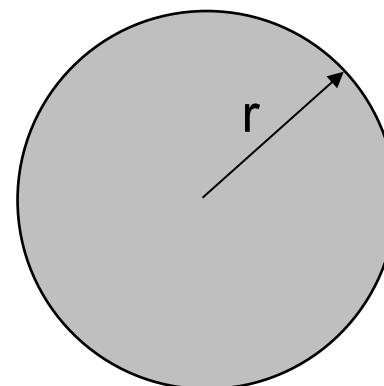
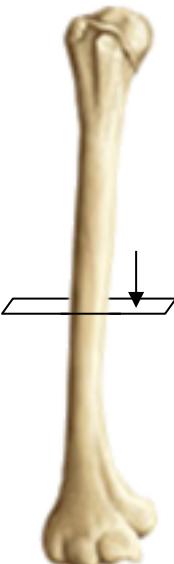
Querschnittsfläche keine gültige geometrische Eigenschaft!  
→ **Trägheitsmoment der Fläche**

# Flächenträgheitsmoment (moment of inertia of area)

= **geometrische Eigenschaft** einer Fläche, die angibt, wie deren Punkte in Bezug auf eine beliebige Achse verteilt sind

→ **Warum benötigen wir das?**

**Beispiel:** Knochen (kompakter Knochen vs. hohler Knochen)



$R = 15 \text{ mm}$   
 $r = 7.5 \text{ mm}$

## Biegung und Torsion:

Querschnittsfläche keine gültige geometrische Eigenschaft!

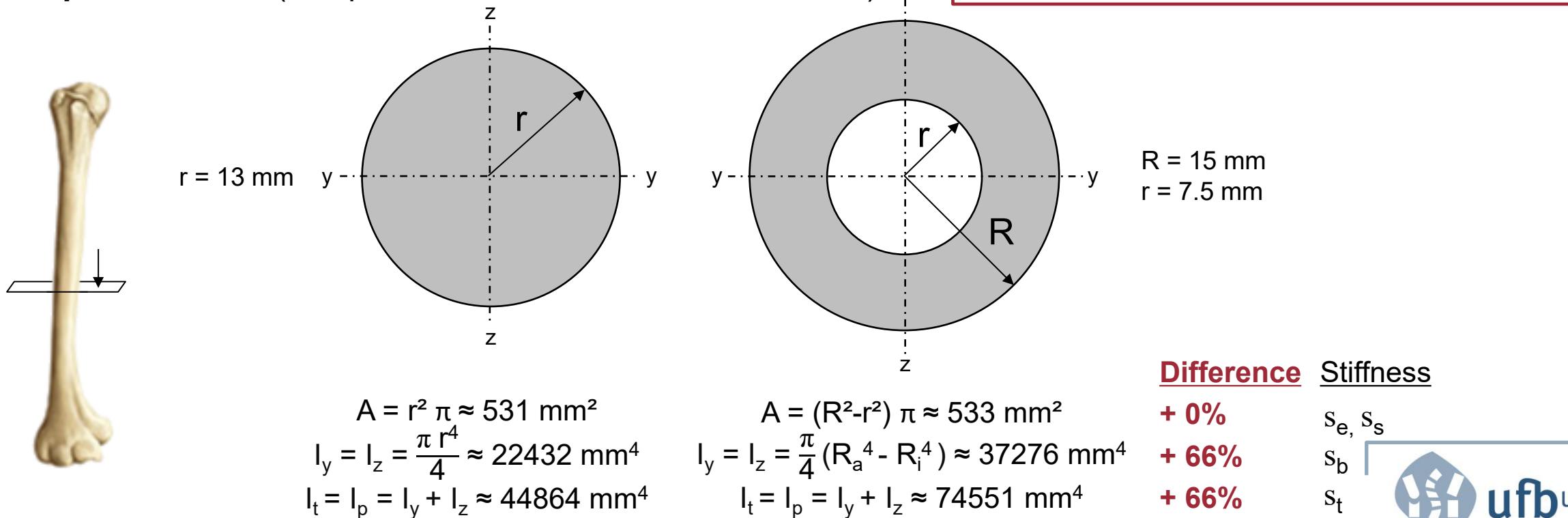
→ **Trägheitsmoment der Fläche**

# Flächenträgheitsmoment (moment of inertia of area)

= **geometrische Eigenschaft** einer Fläche, die angibt, wie deren Punkte in Bezug auf eine beliebige Achse verteilt sind

→ Warum benötigen wir das?

**Beispiel:** Knochen (kompakter Knochen vs. hohler Knochen)



# Anwendungen im UFB

---

## Forschungsfelder

### Muskuloskeletale Biomechanik

Prof. Dr. Hans-Joachim Wilke, PD Dr. Andreas Martin Seitz

#### Gelenk- biomechanik

Knie, Schulter,  
Hüfter

Gelenkkinematik

Gelenkersatz

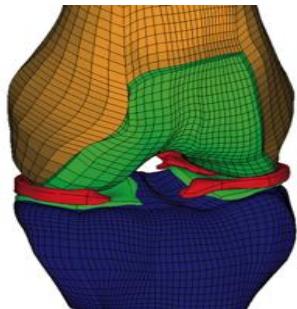
#### Wirbelsäule

Biomechanik  
Numerische  
Simulation

Implantat-Testung

#### Biomechanik der Osteosynthese

Numerische  
Simulation  
Modellierung



**Ziel:**  
**Ursachen von Erkrankungen**  
besser zu verstehen  
und die **Therapie**  
verletzter und erkrankter Patienten  
zu verbessern

### Muskuloskeletale Regeneration

Prof. Dr. Anita Ignatius, PD Dr. Melanie Haffner-Luntzer

#### Frakturheilung

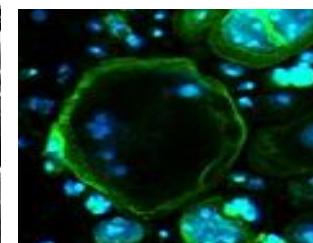
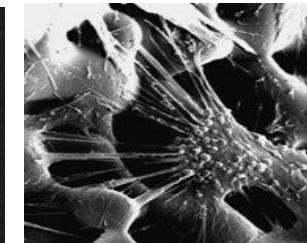
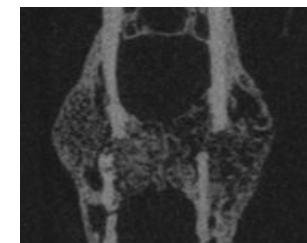
Osteoporose  
Trauma & Fraktur  
Zelltherapie

#### Biomaterialien

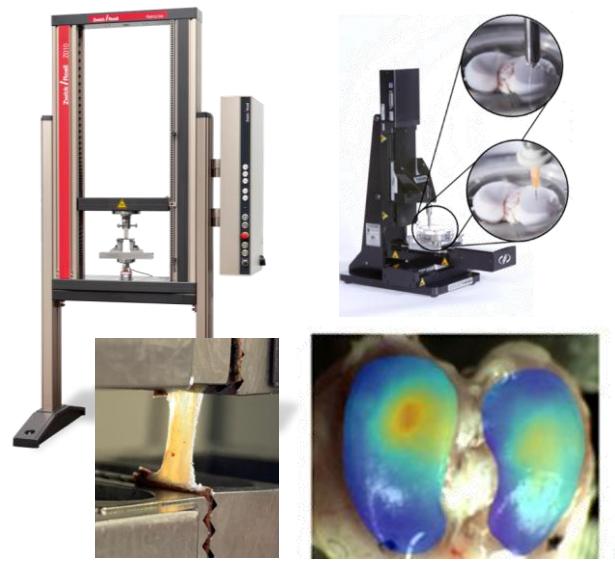
Knochen- regeneration  
Meniskus-Ersatz  
Nukleus-Ersatz

#### Zellbiologie

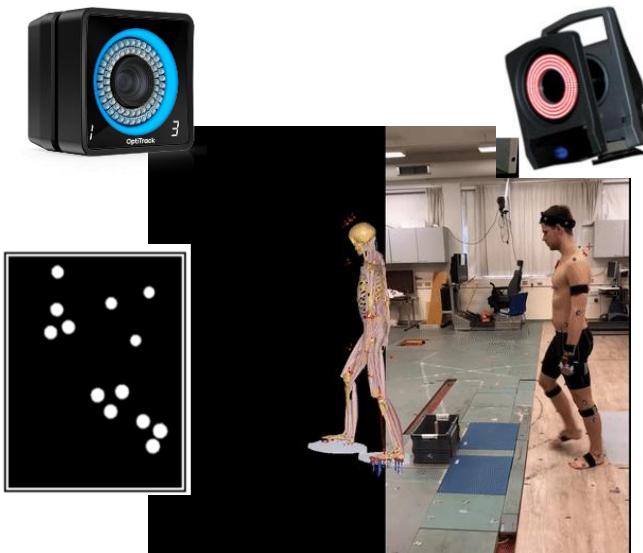
Mechanobiologie  
Degneration  
Stammzellen



### Gewebe-Charakterisierung

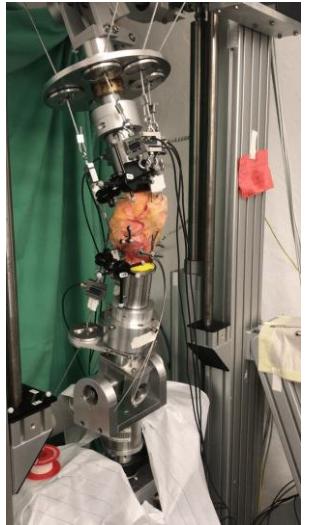
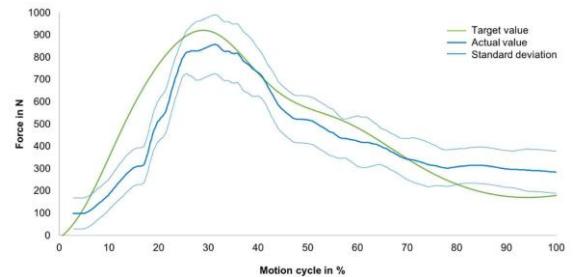


### Bewegungsanalyse

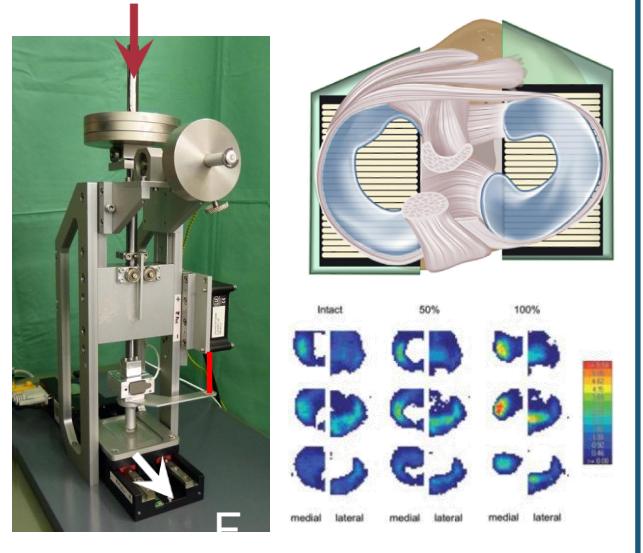


### Kniesimulatoren

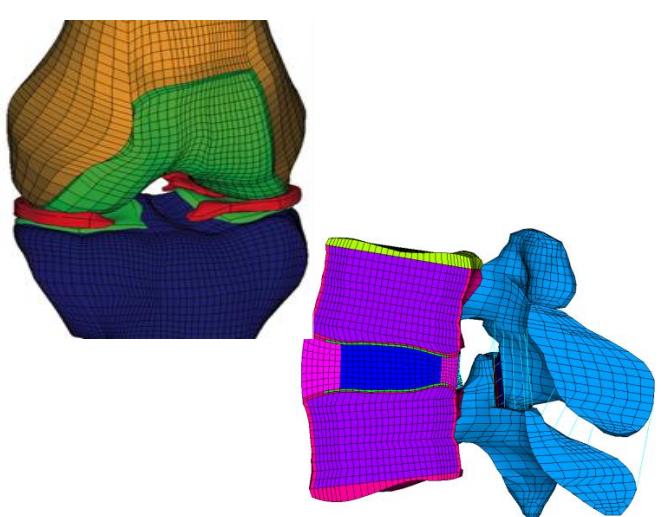
#### Aktive Bewegung durch Muskelsimulation



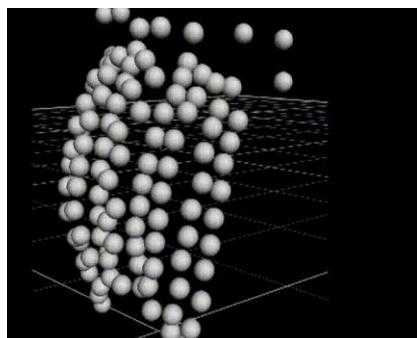
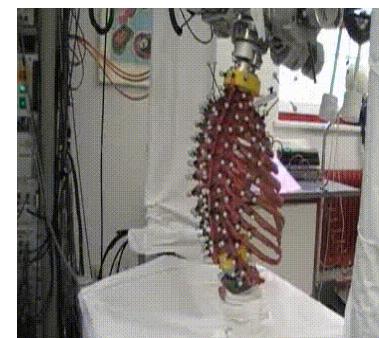
### Reibung & Kontaktdruck



### Numerische Simulation

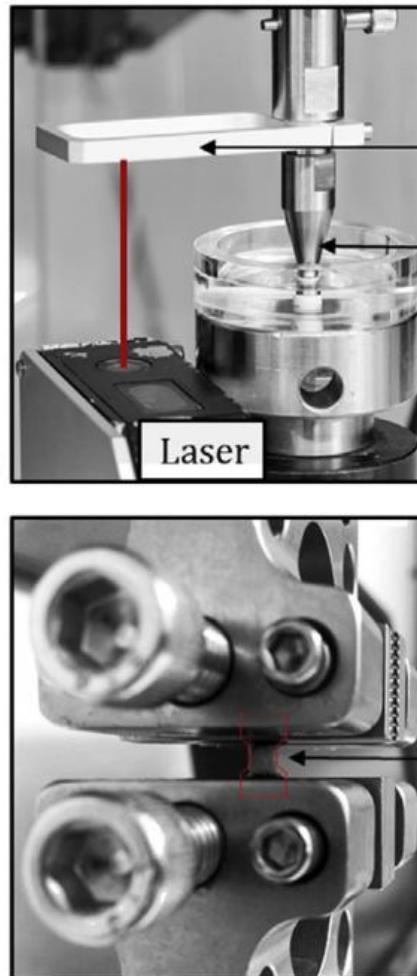


### Wirbelsäulensimulatoren

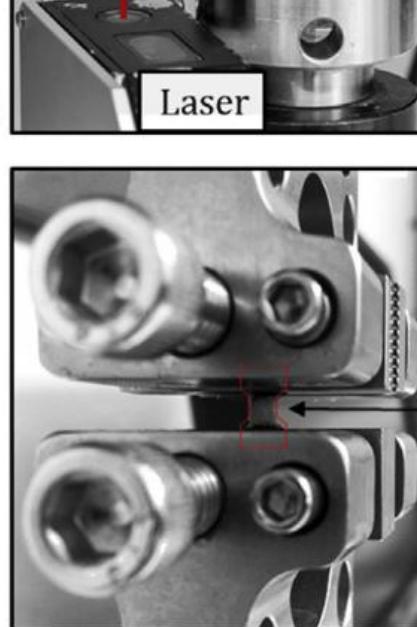


# Gewebe-Biomechanik

- Bestimmung von Struktur und Materialeigenschaften



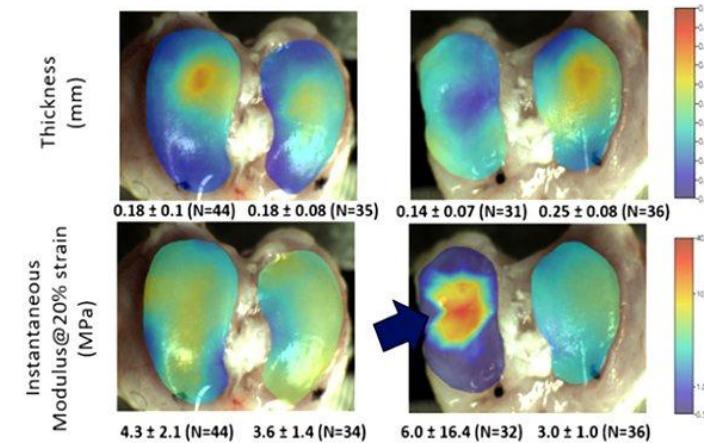
Dumbbell-shaped meniscus sample



**LABOR 7**  
Viskoelastische Materialeigenschaften  
(de Roy)



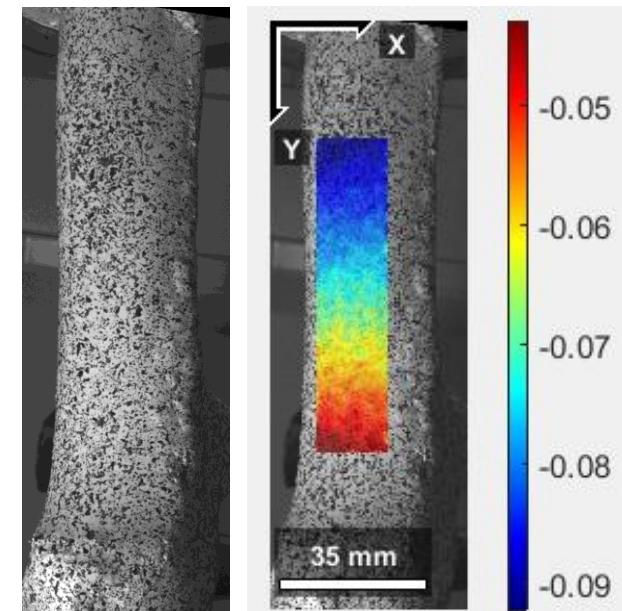
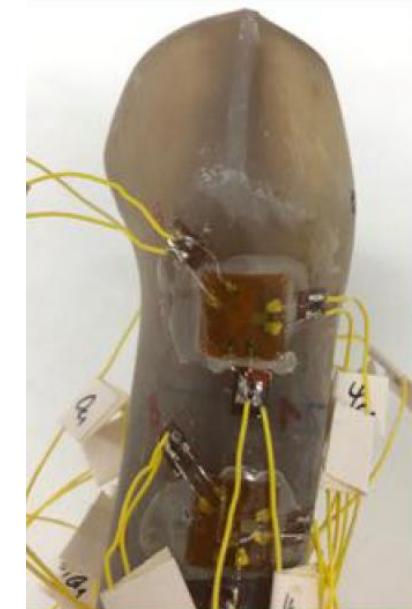
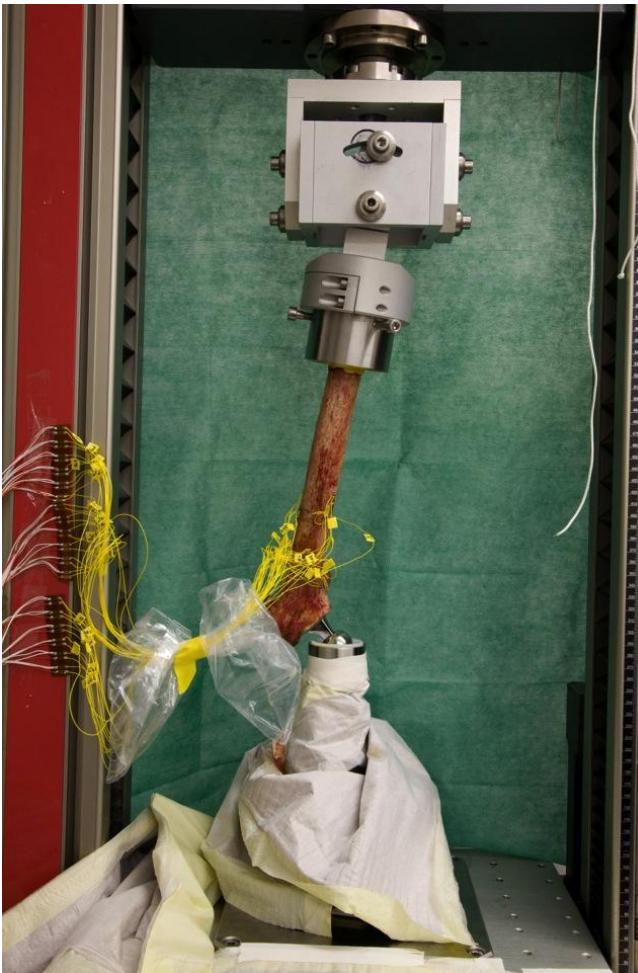
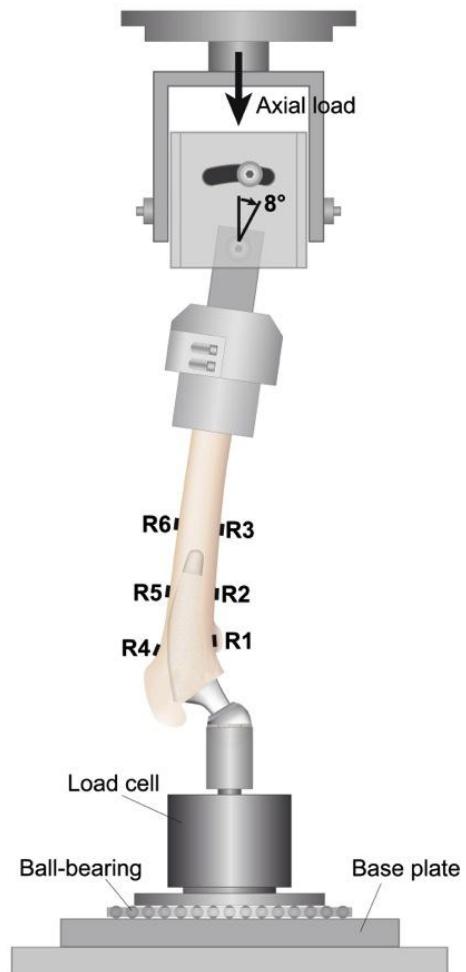
TIBIAL PLATEAU MAPPINGS



**LABOR 1**  
Knochenanalyse  
(Liebsch)

# Gewebe-Biomechanik

- Interaktion mit Implantaten

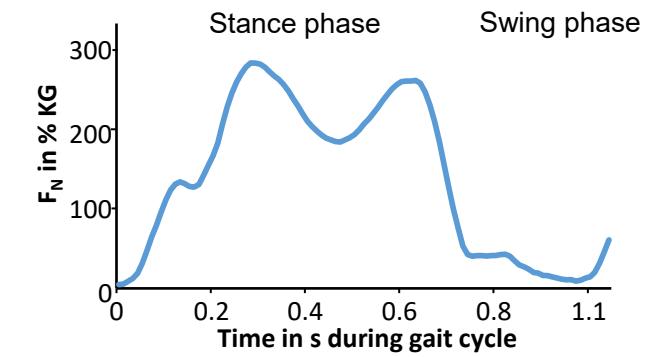
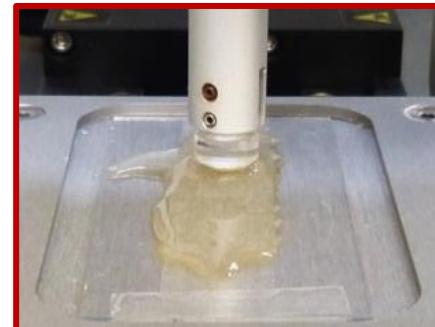


**LABOR 2**  
Implantatlockerung  
(Schlager)

**LABOR 8**  
Ermüdung  
(Schlager)

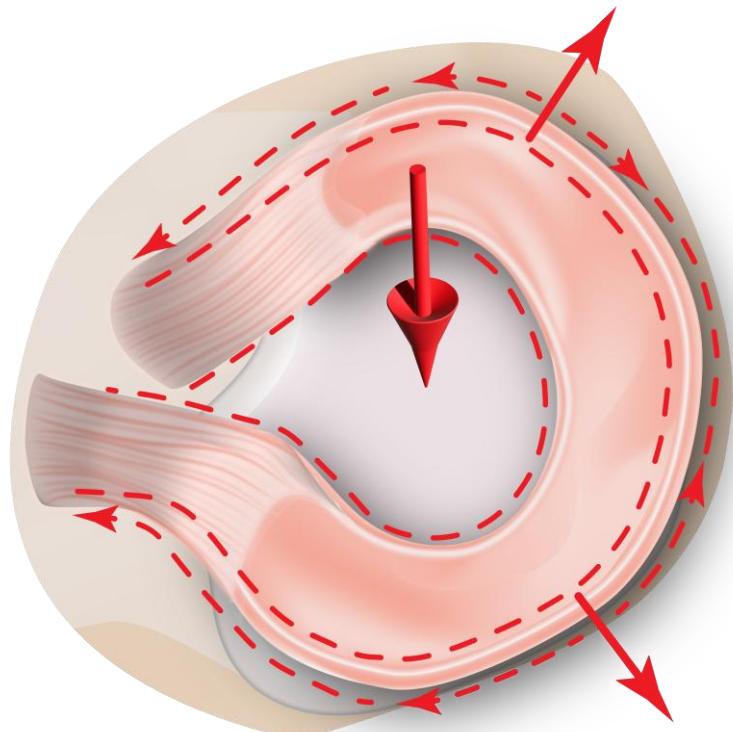
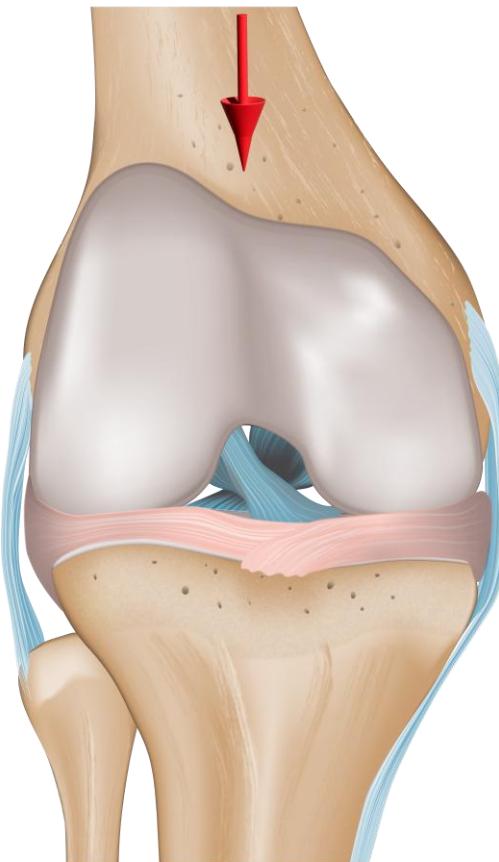
# Reibung & Kontaktdruck

- Reibung

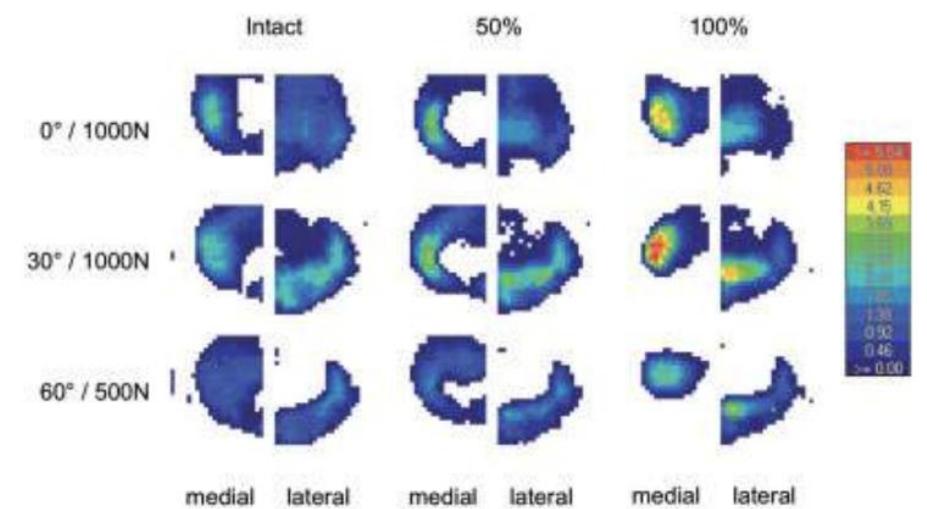
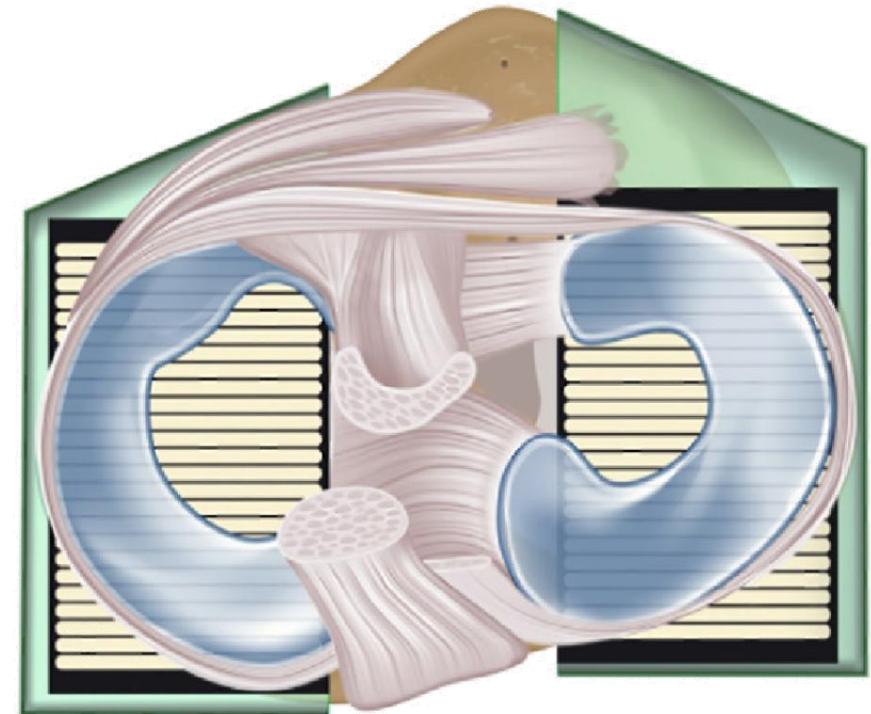


# Reibung & Kontaktdruck

- Kontaktdruck



**LABOR 4**  
Intraartikuläre Druckmessung  
(Seitz)



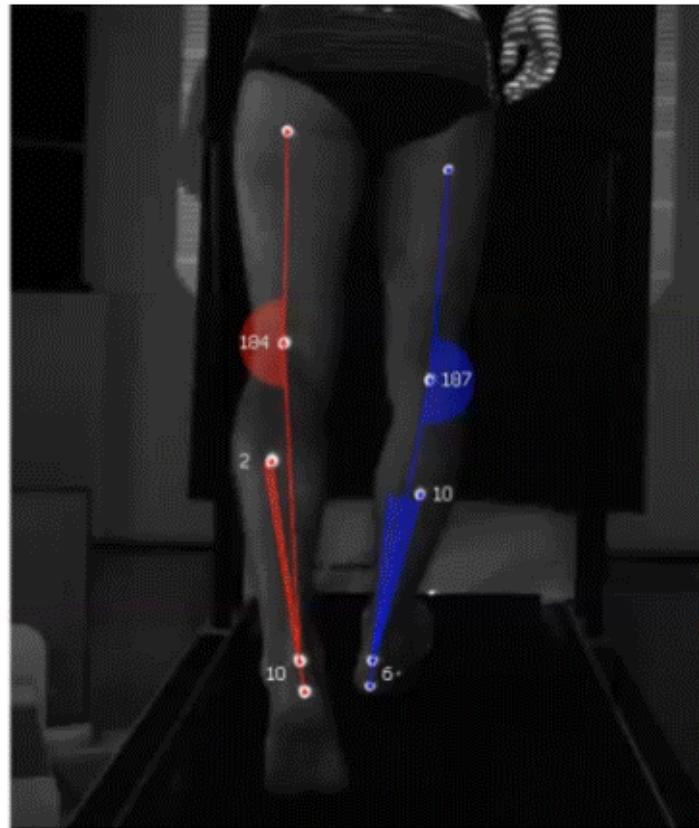
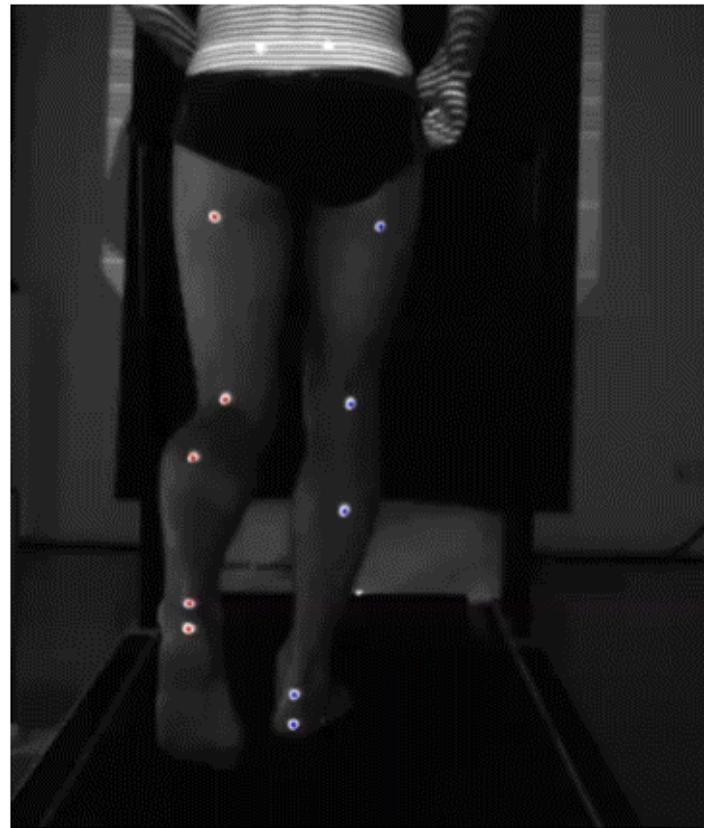
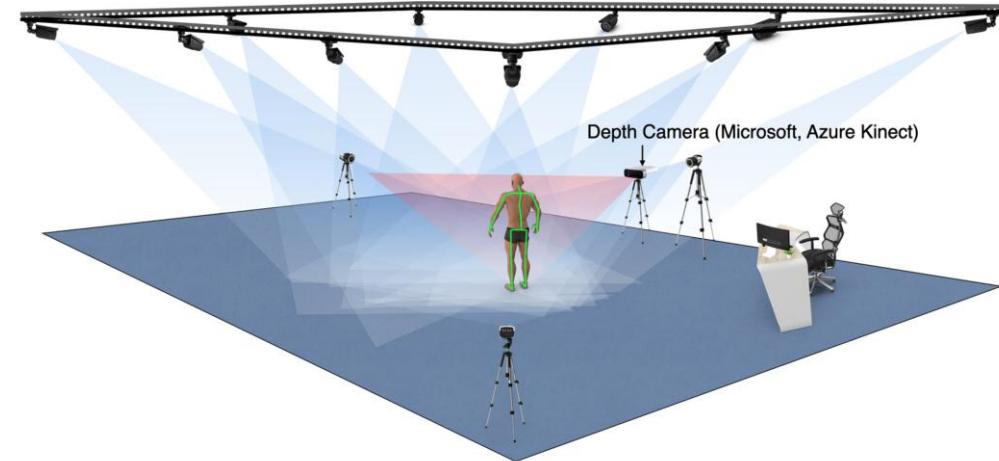
# Bewegungsanalyse

- Analyse von Bewegungen (z.B. Ganganalyse)



**LABOR 3**  
Bewegungsanalyse  
(Schwer)

Marker-based Motion Camera (Qualisys, Mqus 3)



# Bewegungsanalyse

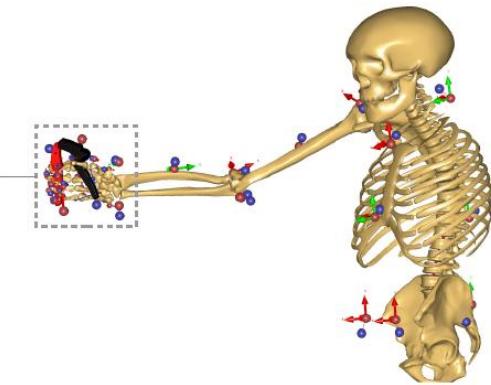
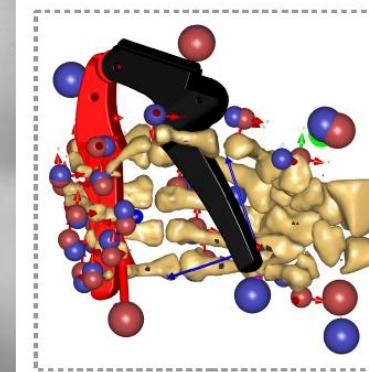
- Grundlage für Muskuloskelettale Modellierung → Berechnung der Muskelkräfte



Distal radius fracture



Handgrip exercise:  
Positive effect on bone healing?



→ Muscle forces acting on the distal radius are required



# Bewegungsanalyse

- Bestimmung der Gelenkkinematik → Einfluss von verschiedenen Inlays



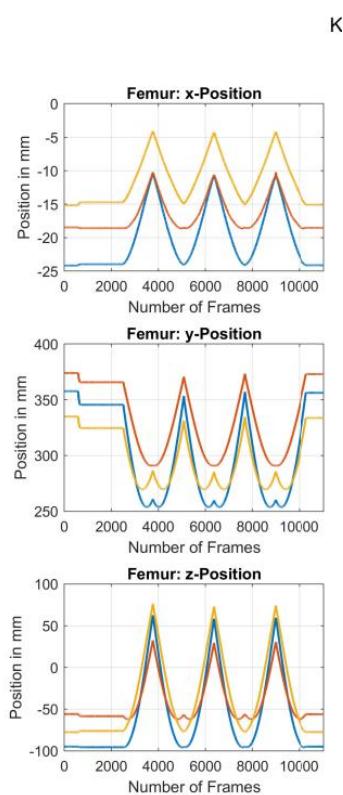
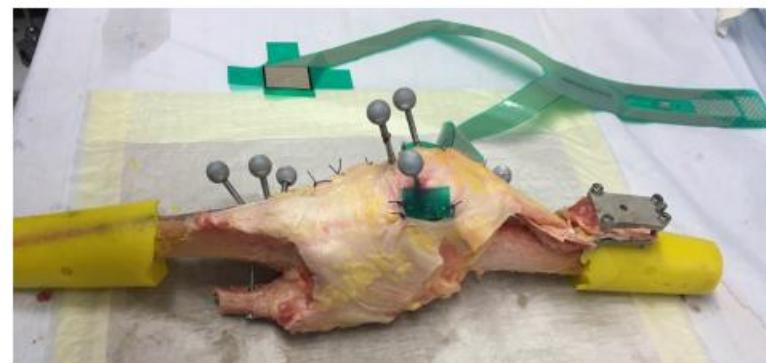
Cruciate Retaining (CR) Bearing:



Medial Congruent® (MC) Bearing:

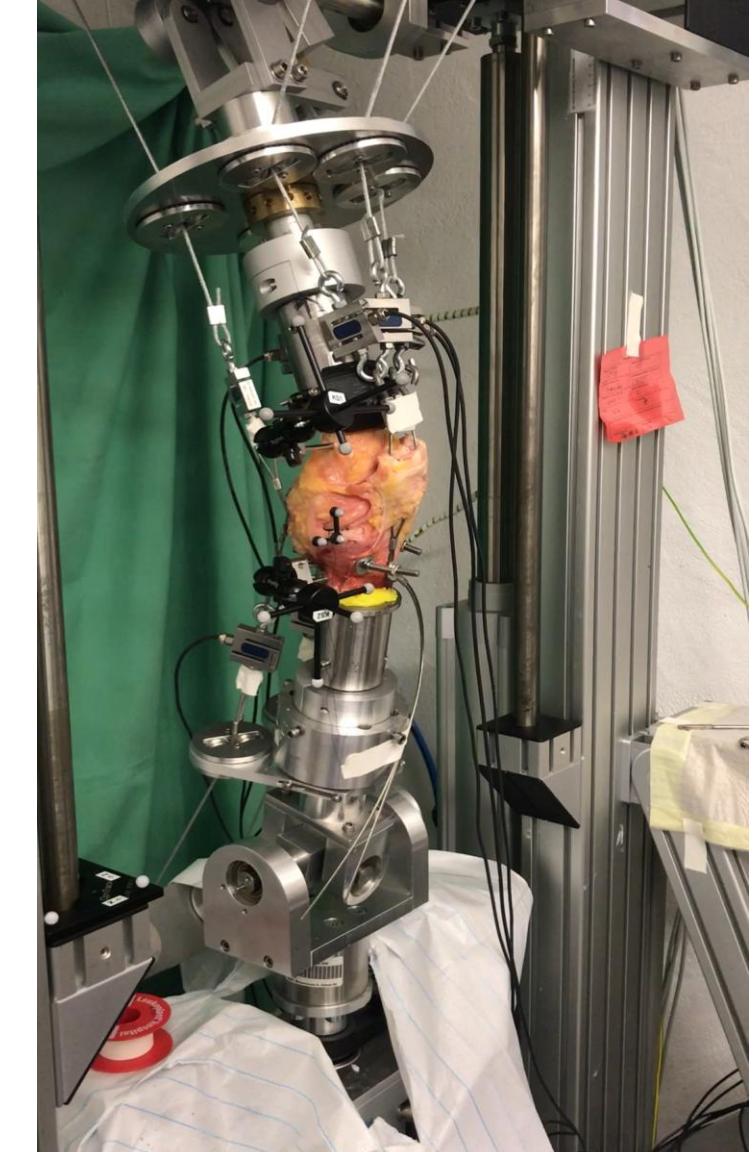
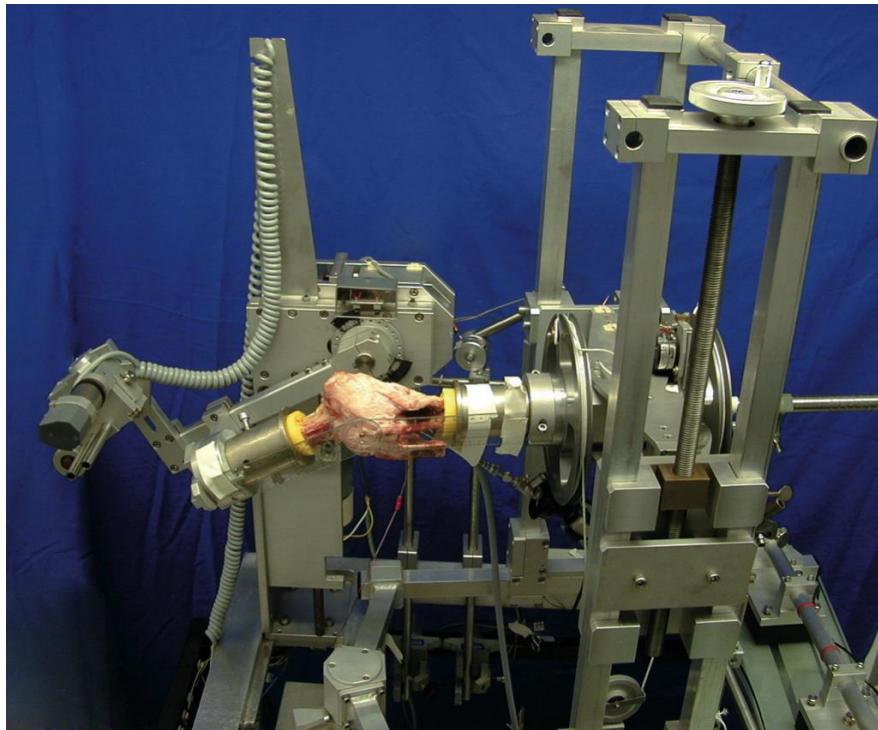


Ultracongruent (UC) Bearing:



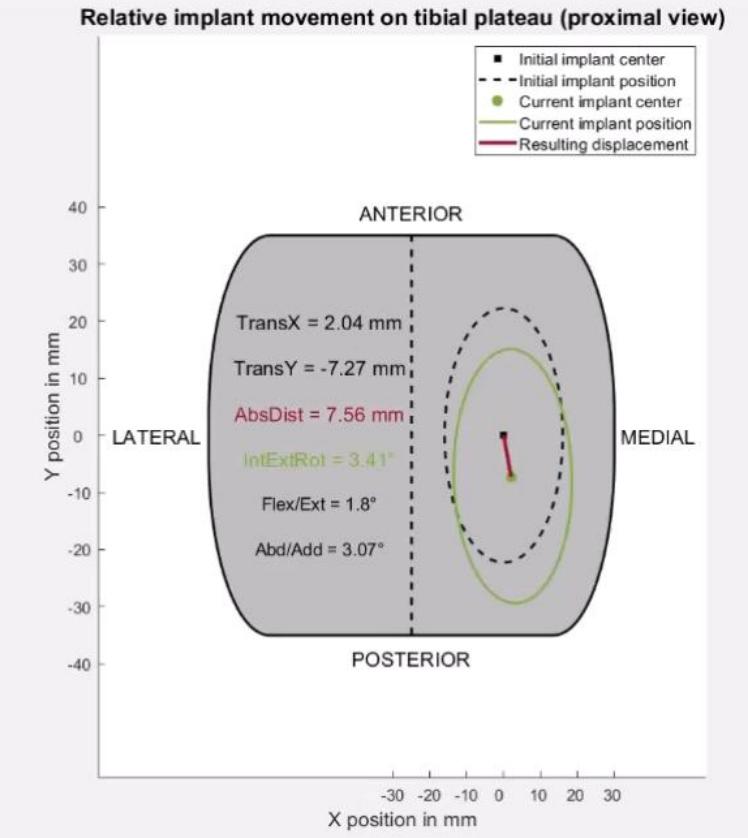
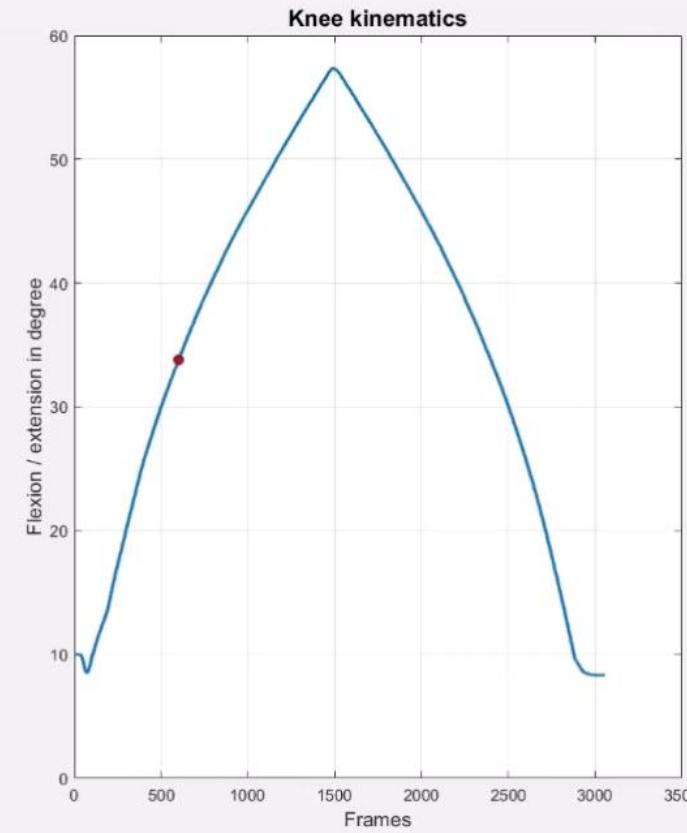
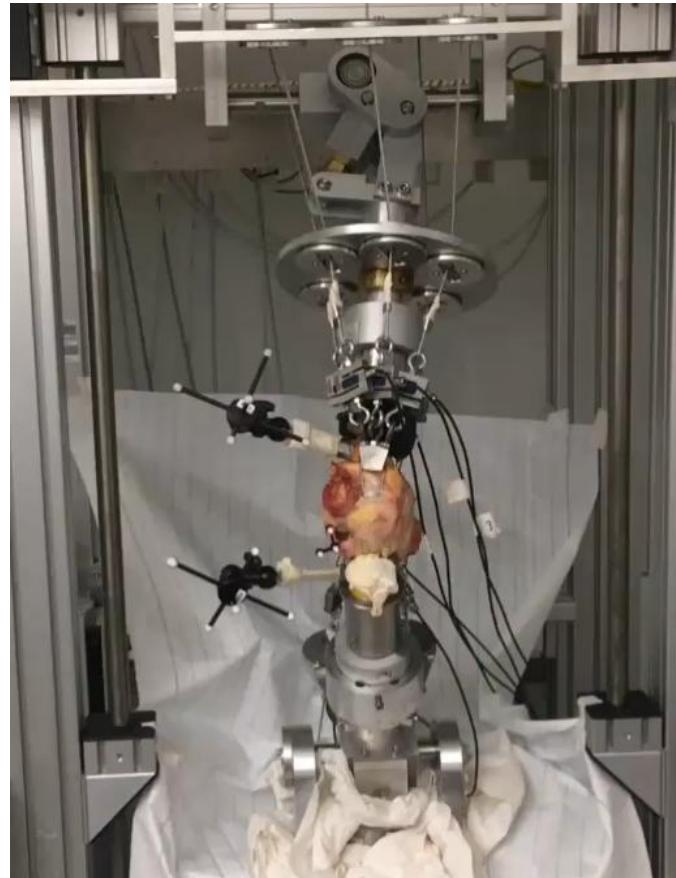
# Simulatoren

- Knie-Simulatoren



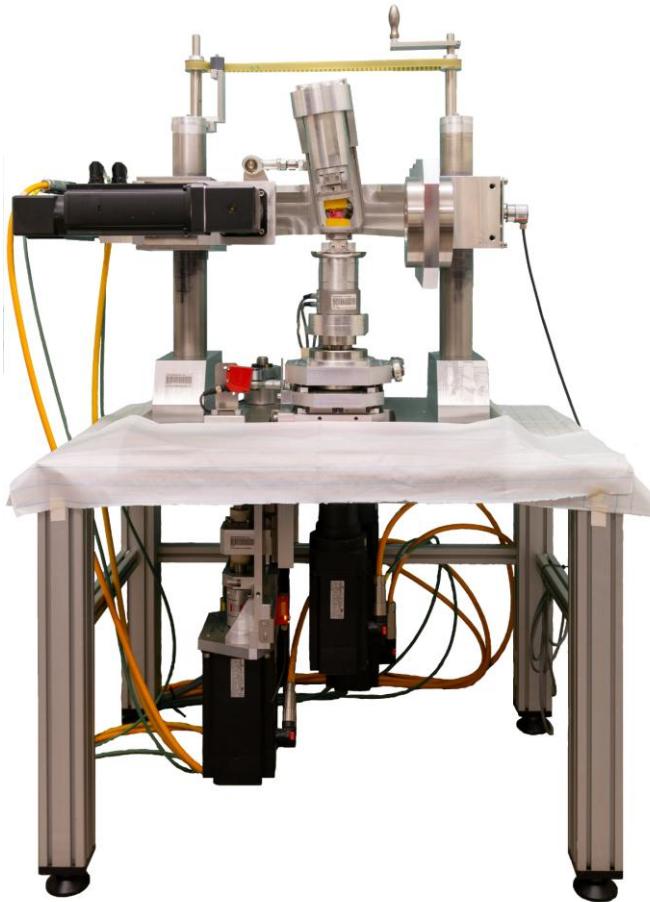
# Simulatoren

- Knie-Simulatoren



# Simulatoren

- Wirbelsäulen-Simulatoren

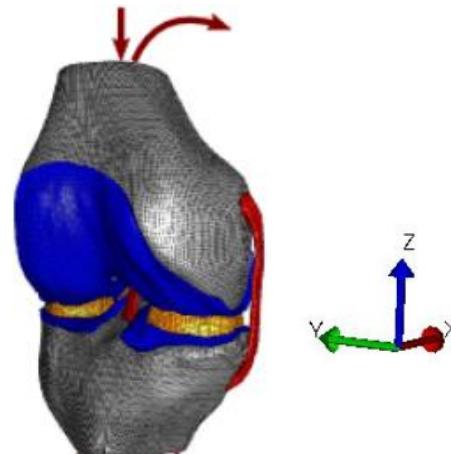
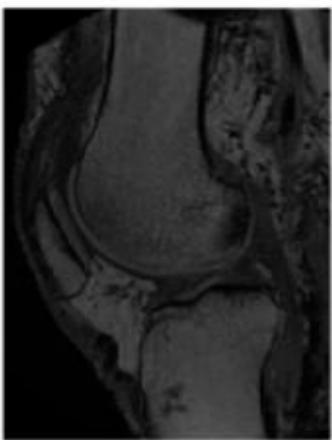


## LABOR 6

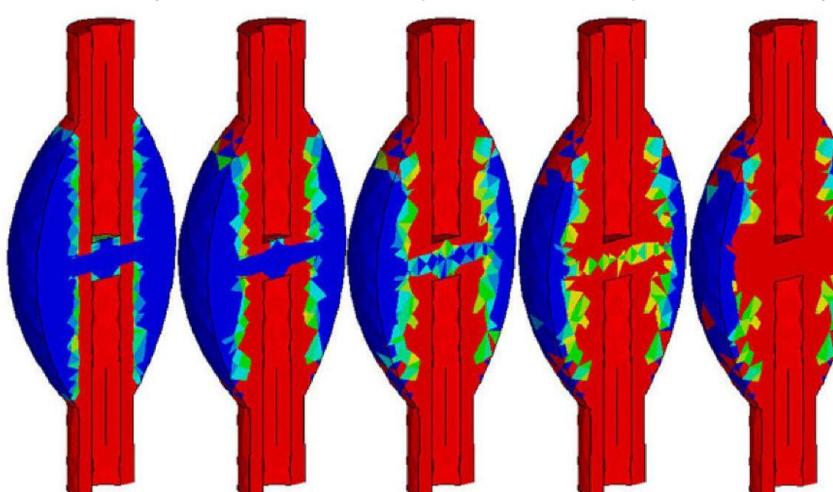
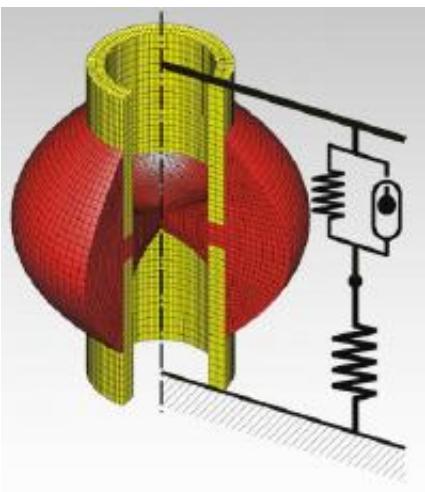
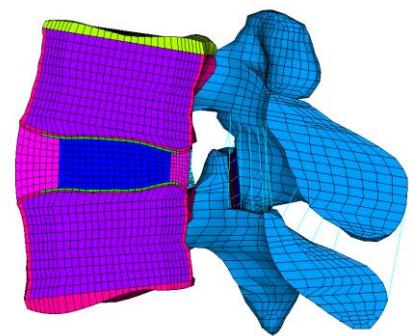
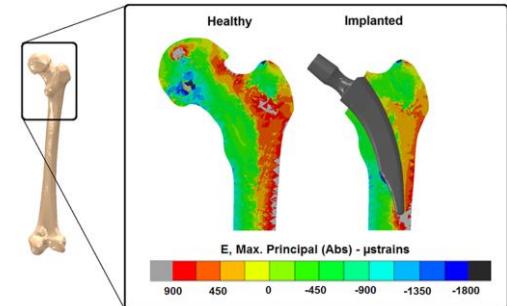
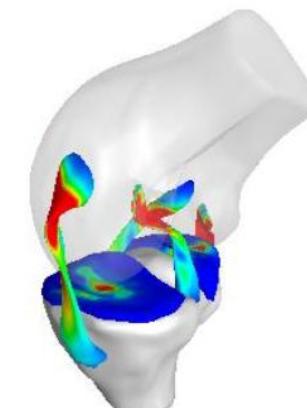
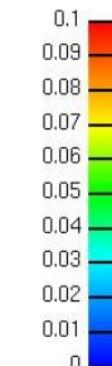
Wirbelsäulensimulator  
(Liebsch)

# Numerische Simulation

- Finite Elemente Methode (FEM)



**Vorlesung 6**  
CSE  
(Schlager)

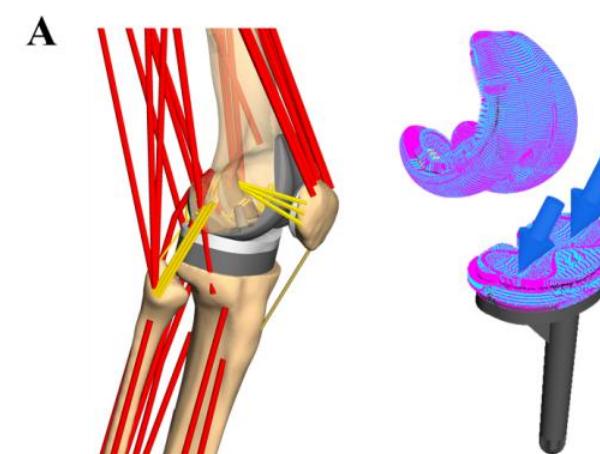
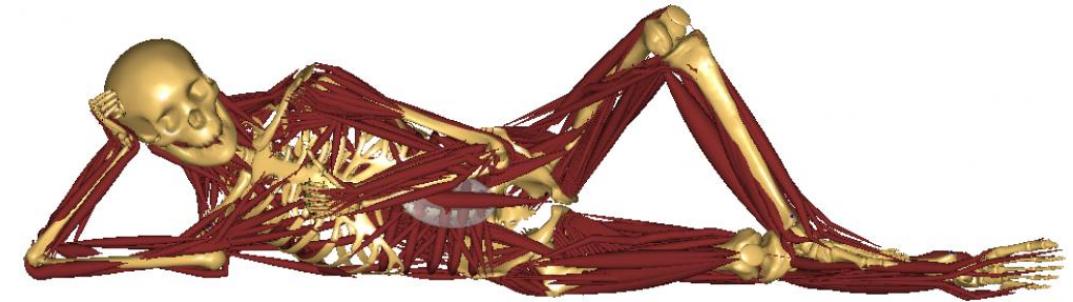
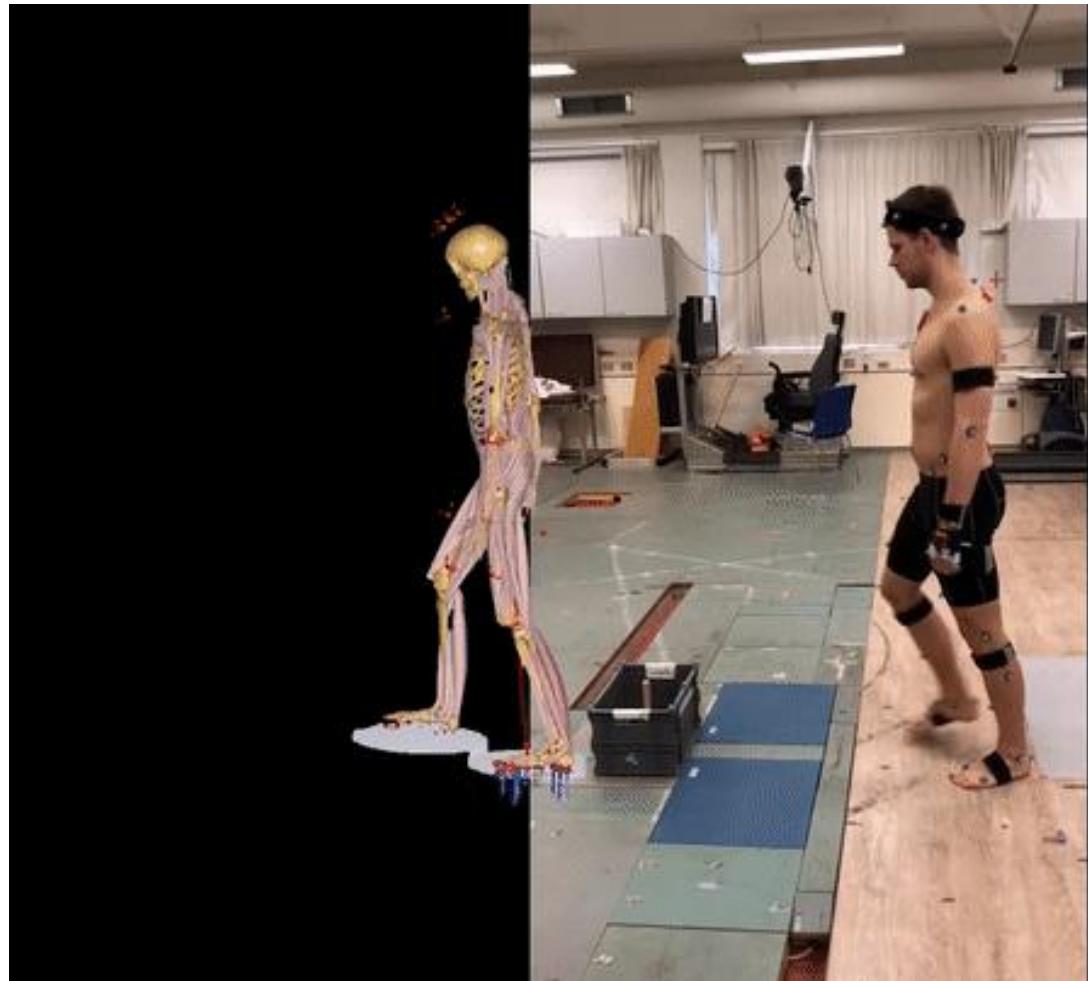


(Erdemir and Sibole, Open Knee: Developer Guide, 2010)

(Niemeyer 2013)

# Numerische Simulation

- Muskuloskelettale Modellierung



# Danke schön!





# The muscle redundancy problem



The number of muscles is greater than the number of degrees of freedom of the system.



## Consequence

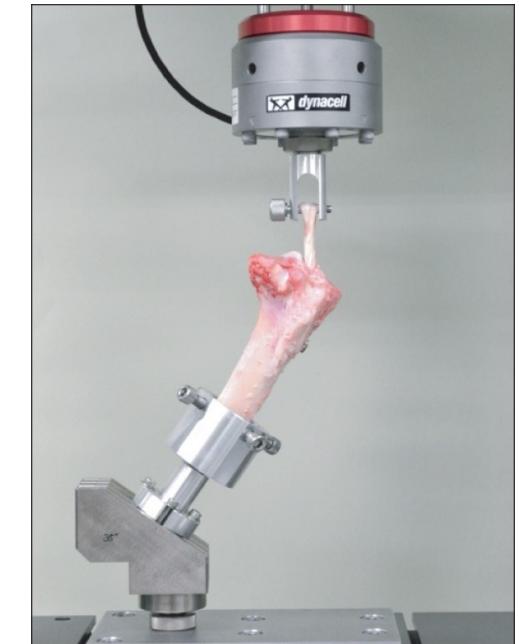
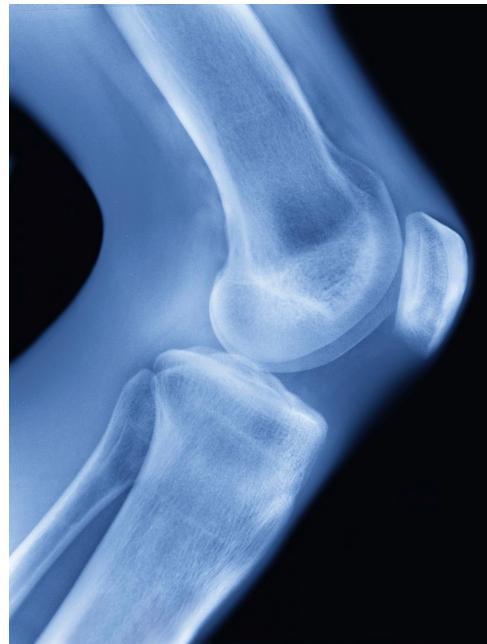
- Specific motion through an infinite number of muscle activation patterns
- Human body is a strongly under-determined system
- In nature → task of the central nervous system

## Elimination of redundancy

- „**reduction method**“  
(e.g. summarizing to muscle groups)
- „**addition method**“  
(add equations, e.g.  $f_1 = 0,5f_2$ )
- **Optimization techniques**  
(e.g. minimize maximal muscle force)

„**A man walks in a way that muscular effort is minimized**“

# Biomechanik der Knochen, Gelenke, Bänder und Sehnen



PD Dr. biol. hum. Christian Liebsch

Institut für Unfallchirurgische Forschung und Biomechanik  
Zentrum für Traumaforschung Ulm (ZTF)  
Universität Ulm

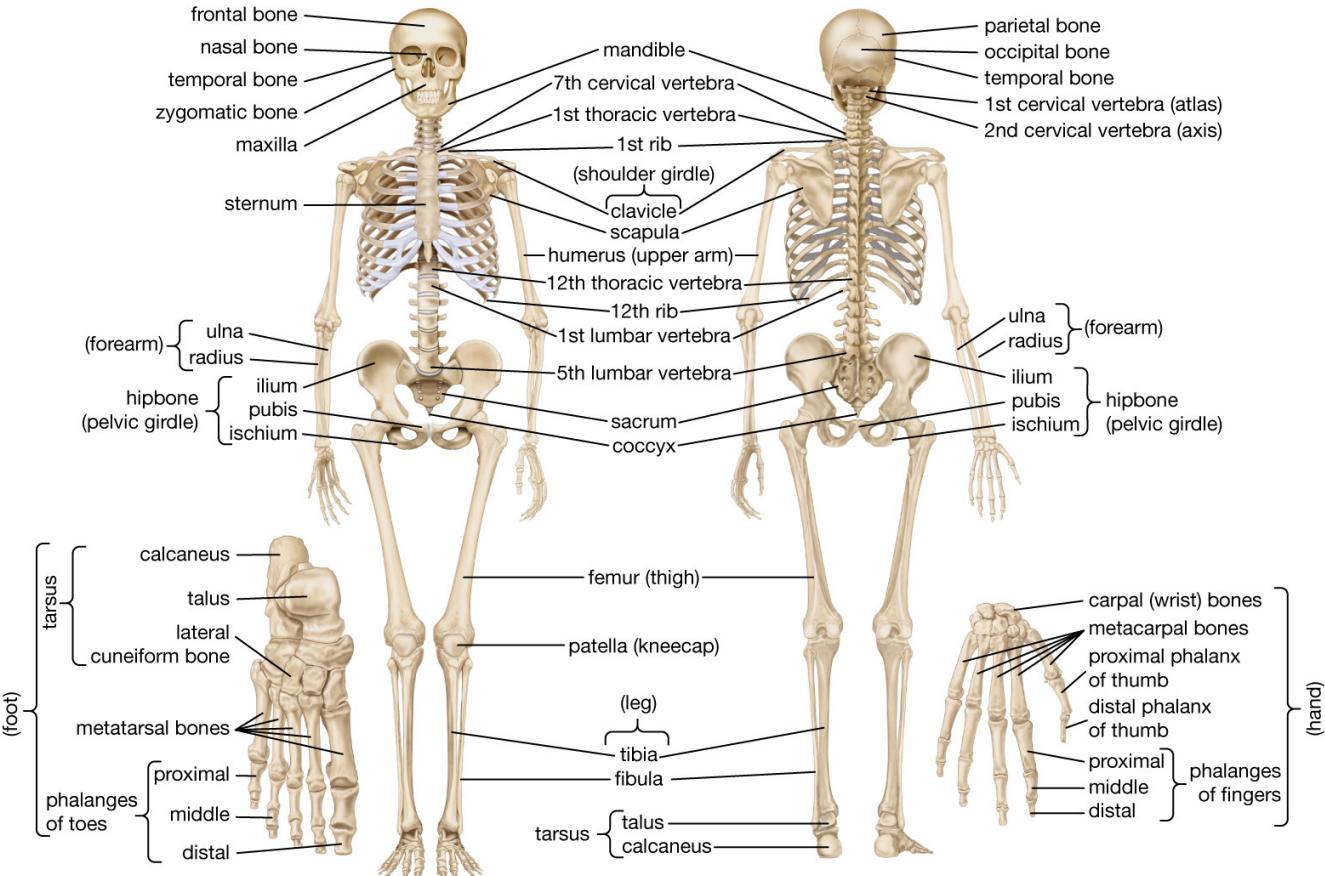
## Knochen (~ 206 pro Person)

= festes Binde-/Stützgewebe

- Flache Knochen
- Lange Knochen
- Kurze Knochen

## Gelenke (~ 360 pro Person)

= Knochenverbindung



## Allgemeine Funktionen von Knochen und Gelenken

- **Skelettstabilität** → Lange und kurze Knochen
- **Skelettflexibilität** → Gelenke und kurze Knochen
- Starkes **Gerüst** für Muskelansätze, **Unterstützung** der Muskelaktivität → Alle Knochen
- **Schutz** der inneren Organe → Flache Knochen
- **Mineralspeicher** (Calcium, Phosphat) → Alle Knochen
- **Blutbildung** → Knochenmark in Rippen, Sternum, Wirbeln und Becken
- **Geräuschübertragung** → Gehörknöchelchen

## Bänder (Ligamente) und Sehnen

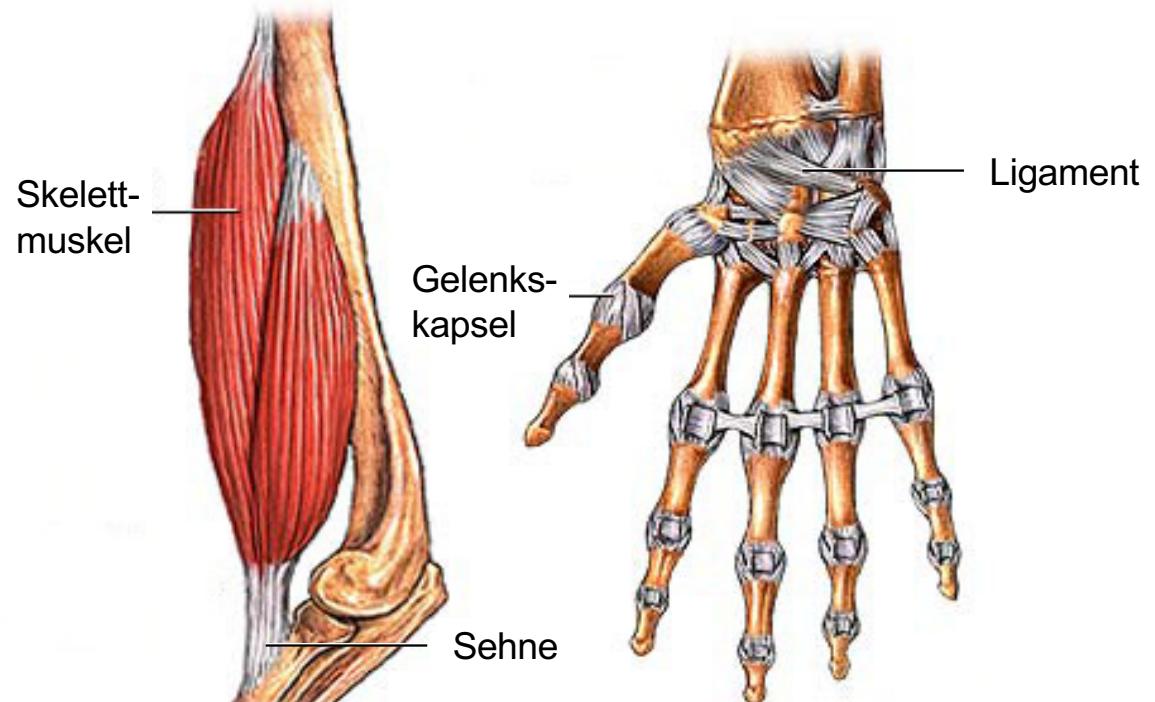
- = faseriges Bindegewebe
- Aufnahme von Zugkräften

### Ligamente (~ 900 pro Person)

- = Verbindung zwischen Knochen
- Gelenkintegrität und -führung, passive Stabilität

### Sehnen (~ 4000 pro Person)

- = Verbindung zwischen Knochen und Muskel
- Lastübertragung, Energiespeicherung, Dämpfungseffekt



## Ligamente

**Zellen**

Fibrozyten / Fibroblasten

**Faser-  
anordnung**

Eher ungeordnet,  
überkreuzt

**Verbundene  
Strukturen**

Knochen – Knochen

**Umgebende  
Strukturen**

Verschiedene (Muskeln,  
Fettgewebe, Synovia, ...)

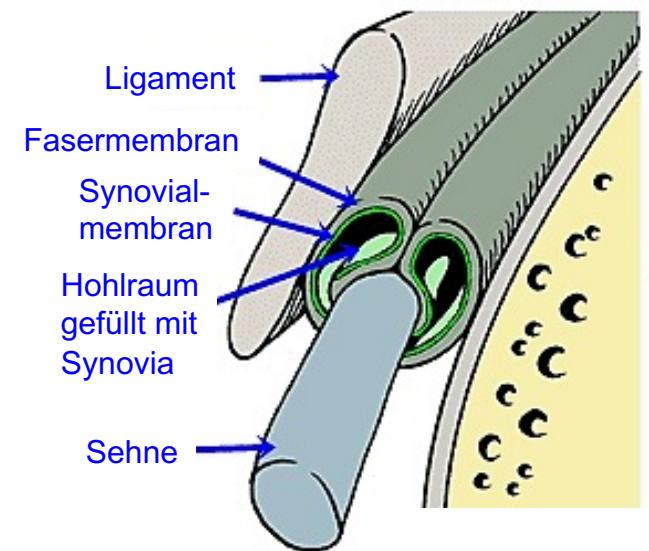
## Sehnen

Tenozyten / Tenoblasten

Hierarchisch angeordnet,  
eher parallel ausgerichtet

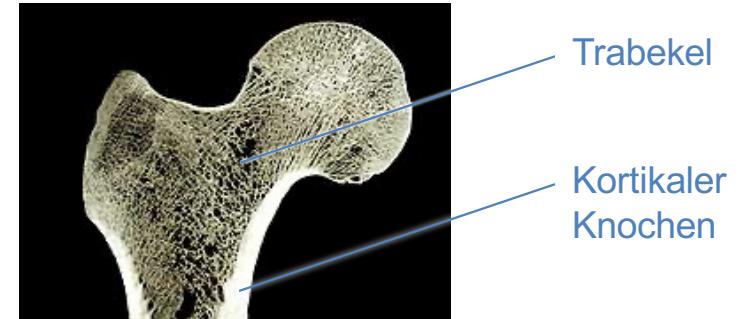
Muskel – Knochen

Sehnenscheide,  
gefüllt mit Synovia  
→ Reibungsminimierung

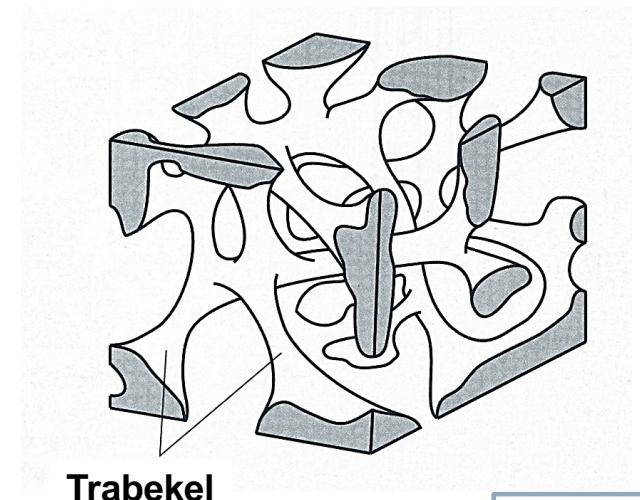
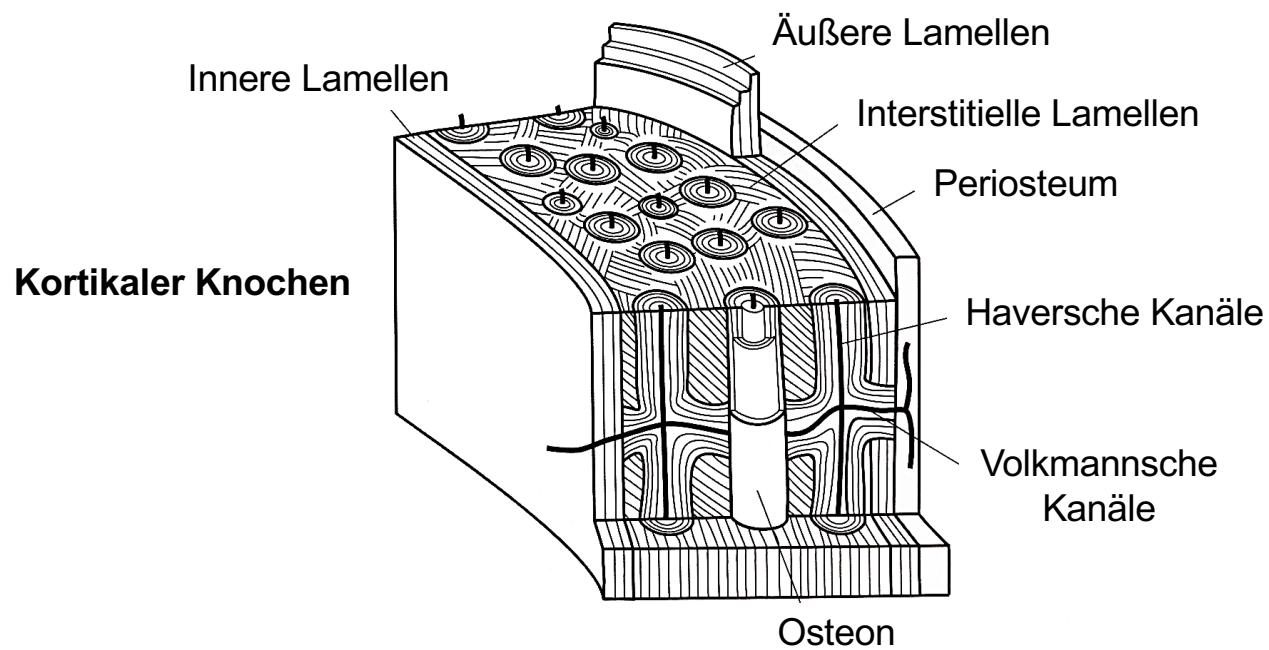


# **Strukturelle und mechanische Eigenschaften von Knochen**

## Strukturelle und chemische Zusammensetzung

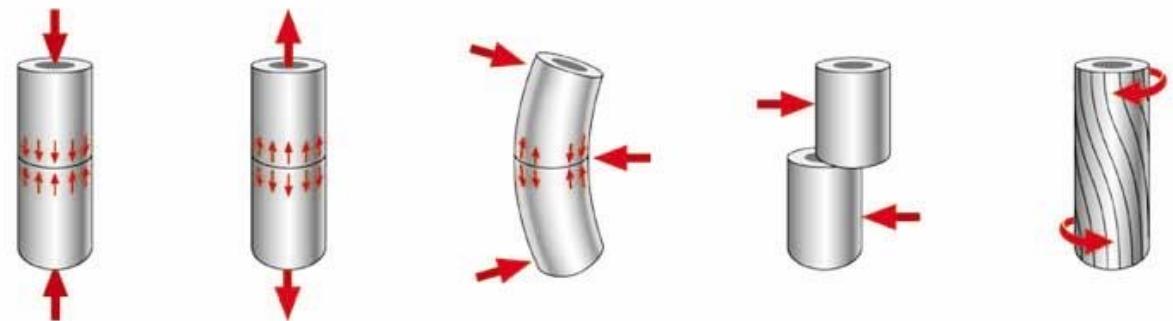


- ~ 40 % anorganische Mineralien (Hydroxylapatit) → **Festigkeit, Steifigkeit**
- ~ 35 % organische Substanz (~ 90 % Kollagen Typ I + Elastin, Fibrillin, etc.) → **Zähigkeit**
- ~ 25 % Wasser

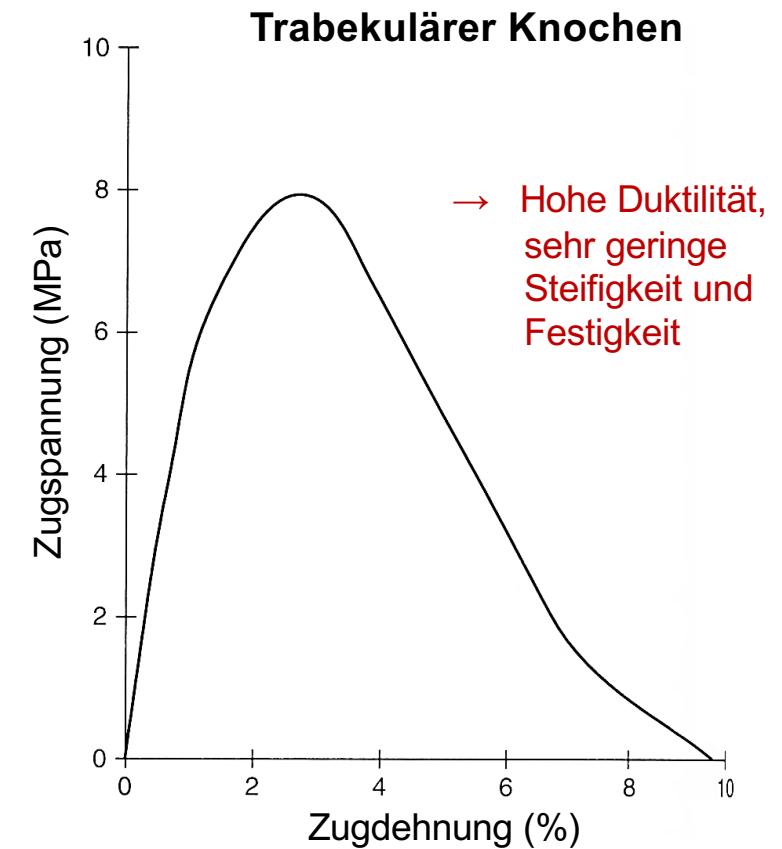
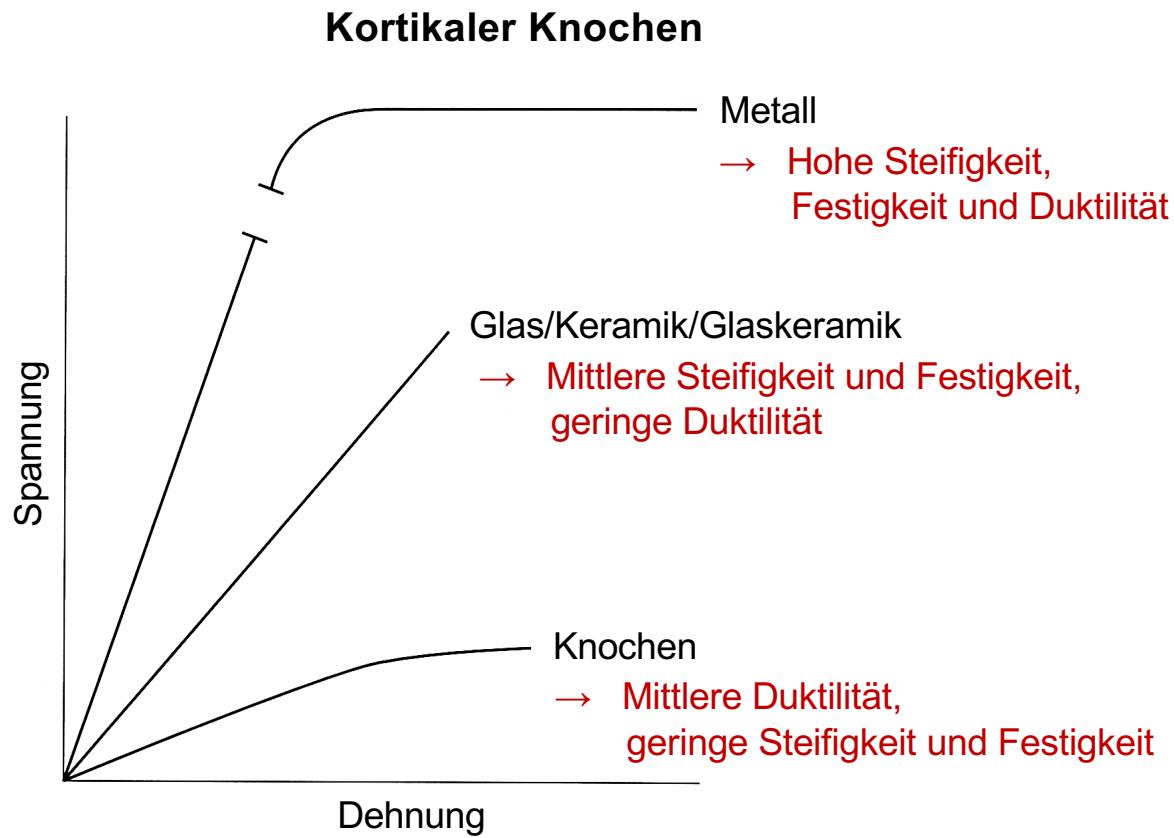


## Bestimmungsfaktoren für die mechanischen Eigenschaften von Knochen

- Typ (kortikal ↔ trabekulär)
- Form (Länge, Durchmesser, Querschnittsfläche)
- Belastungsart (Druck, Zug, Biegung, Schub, Torsion)
- Mineralgehalt  
(→ Knochenmineraldichte)
- Kollagengehalt



## Spannungs-Dehnungs-Verhalten

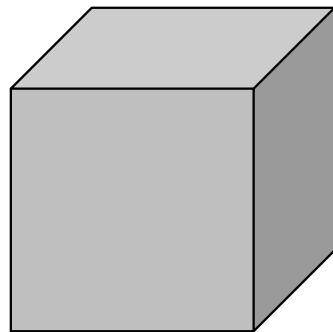


## Typische Materialparameter

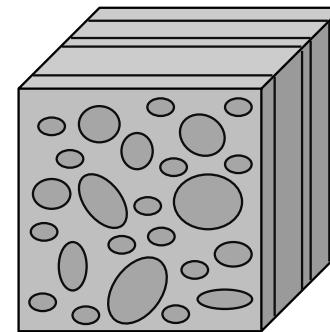
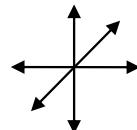
Material	E-Modul (MPa)	Zugfestigkeit (MPa)	Max. Zugdehnung (%)	Dichte (g/cm³)
Kortikaler Knochen	10000 - 25000	80 - 150	1 - 3	1,6 - 2,0
Trabekulärer Knochen	100 - 2000	5 - 50	2 - 4	0,2 - 0,8
Ligamente	1200 - 2000	50 - 110	10 - 25	1,1 - 1,2
Sehnen	1200 - 2000	100 - 1000	6 - 15	1,1 - 1,2
Titanium	110000	390 - 1150	15	4,5
Stahl	210000	350 - 1700	10	7,75 - 8,05
Co-Cr-Legierung	220000	600 - 950	8 - 15	10
Aluminiumoxid	200000 - 380000	300	0 - 2	3,95

## Anisotropie des Knochens

*Isotropie = Uniformität in alle Richtungen*

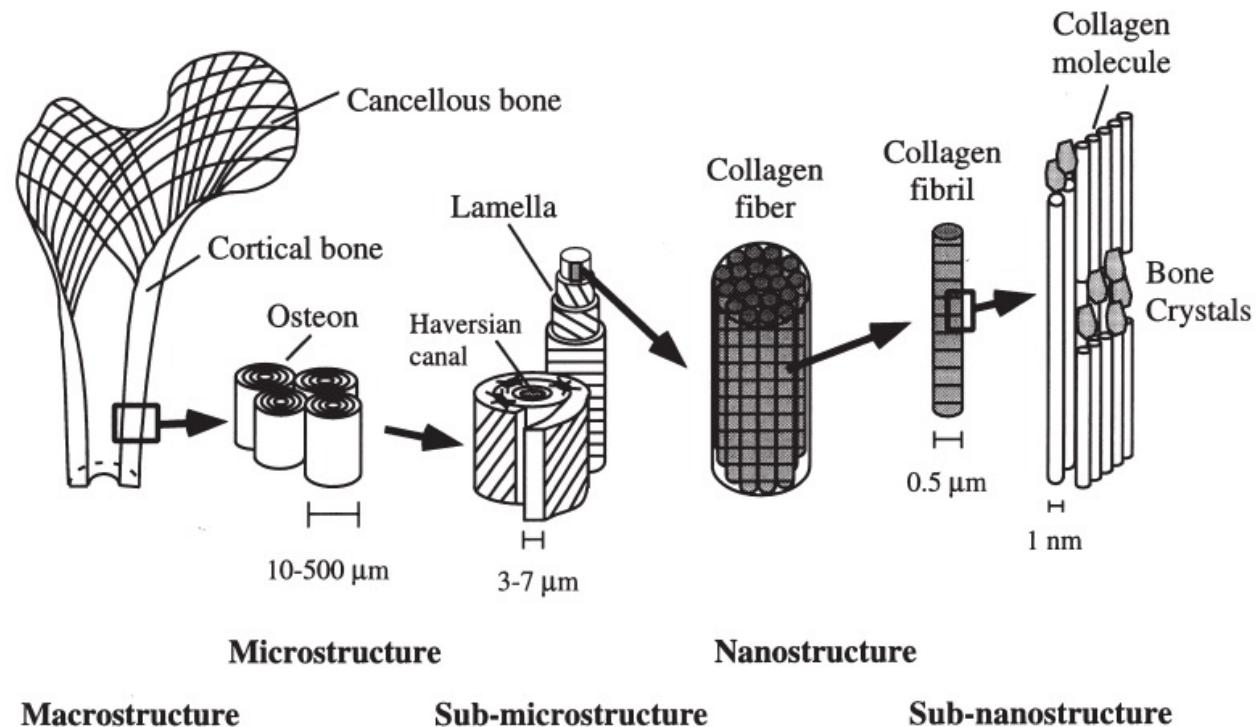


isotrop



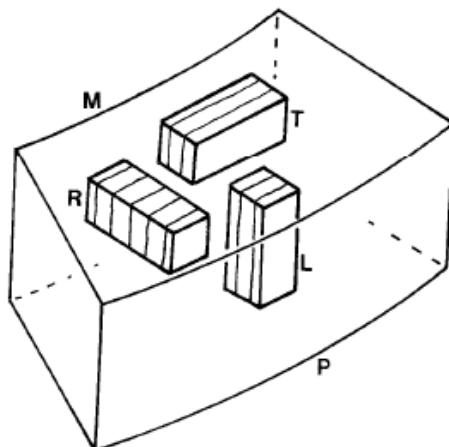
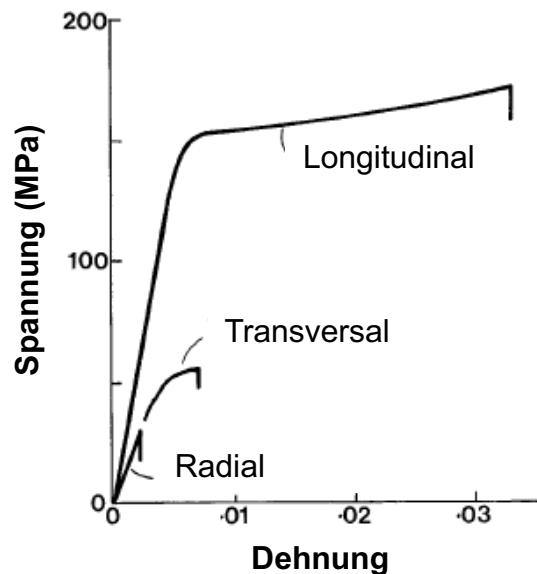
anisotrop

## Anisotropie des Knochens



Rho et al. 1998

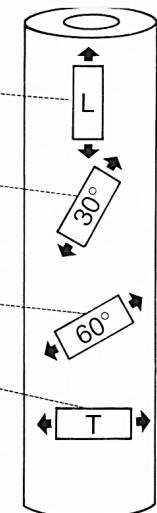
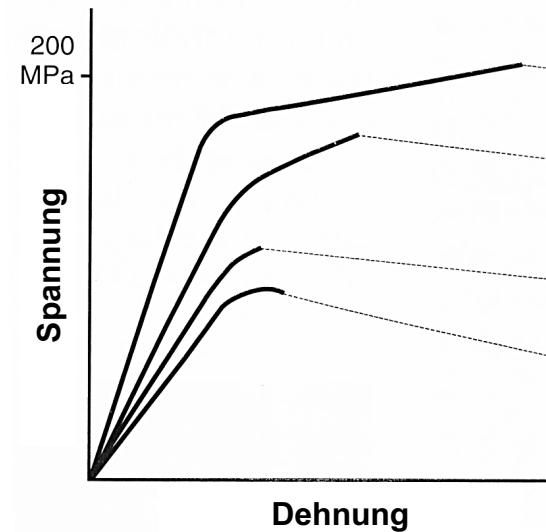
## Anisotropie des Knochens



Currey 1984

M = Markhöhle  
P = Periost

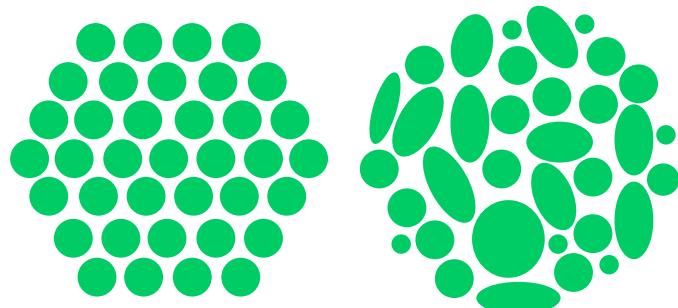
L = Longitudinale Richtung  
T = Transversale Richtung  
R = Radiale Richtung



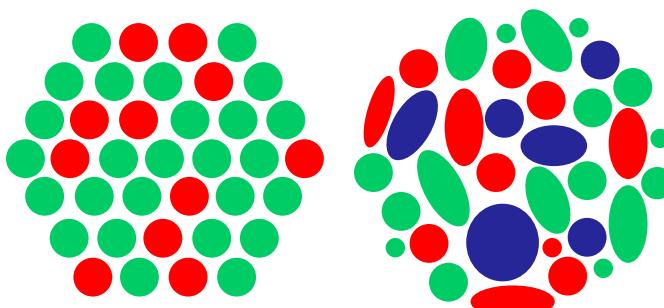
- In longitudinaler Richtung
- höchste Steifigkeit
  - höchste Festigkeit
  - höchste Zähigkeit
  - höchste Duktilität

## Inhomogenität des Knochens

*Homogenität = Uniformität hinsichtlich der strukturellen Zusammensetzung*

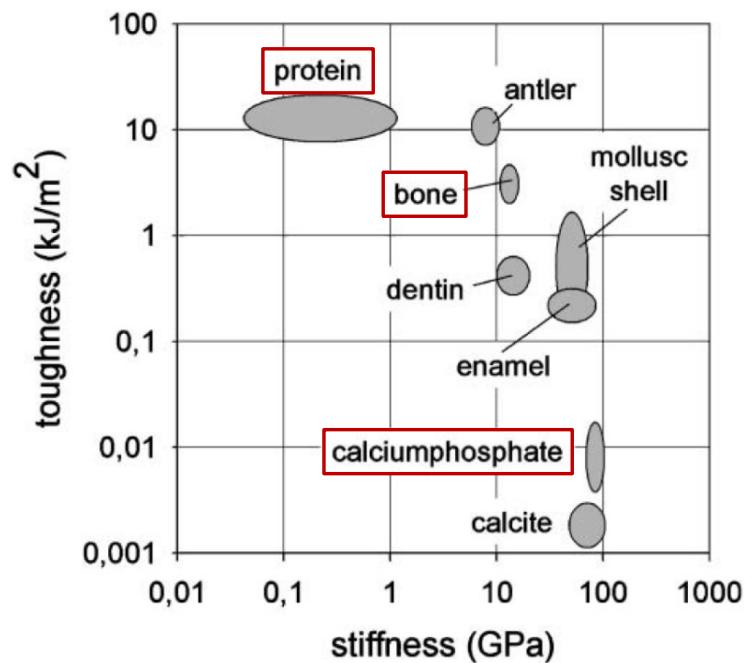


homogen

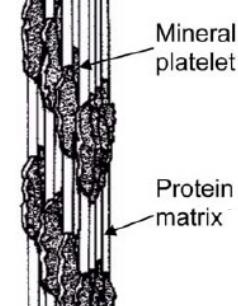


inhomogen

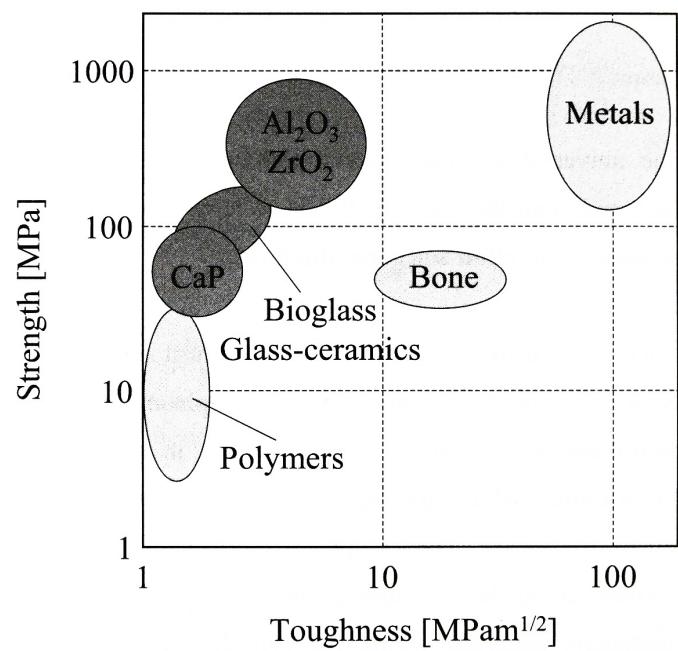
## Inhomogenität des Knochens



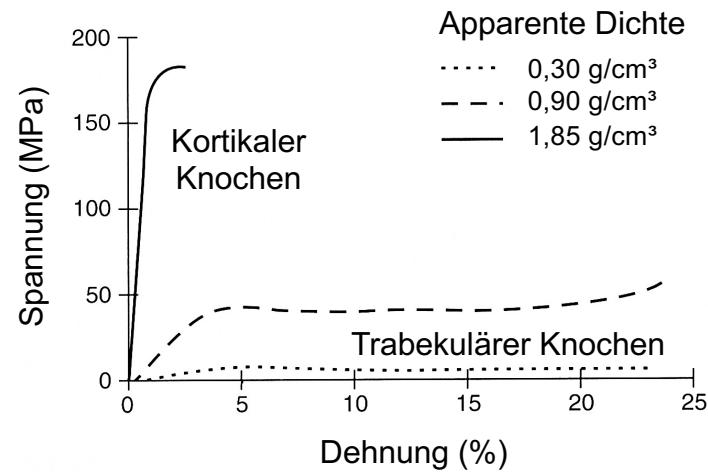
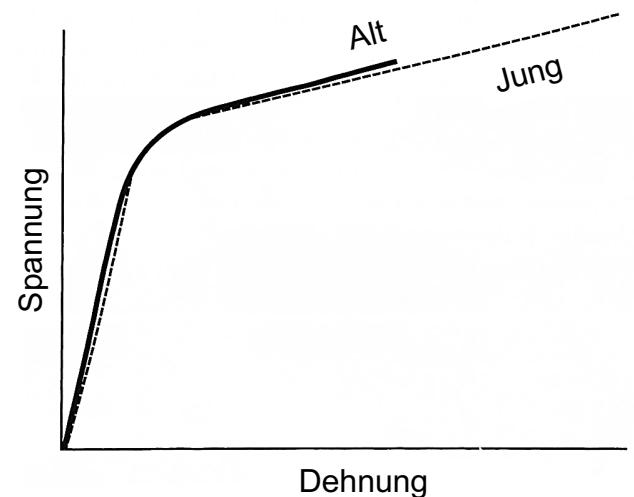
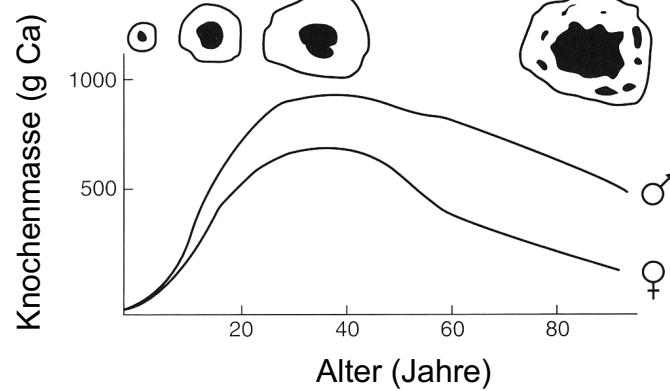
Fratzl et al. 2004



Ji und Gao 2006

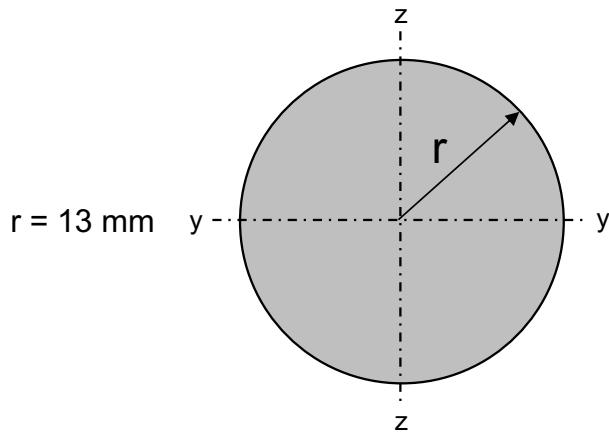


## Einfluss von Geschlecht, Alter und Knochendichte



## Einfluss des Flächenträgheitsmoments

**Kompakter Knochen**

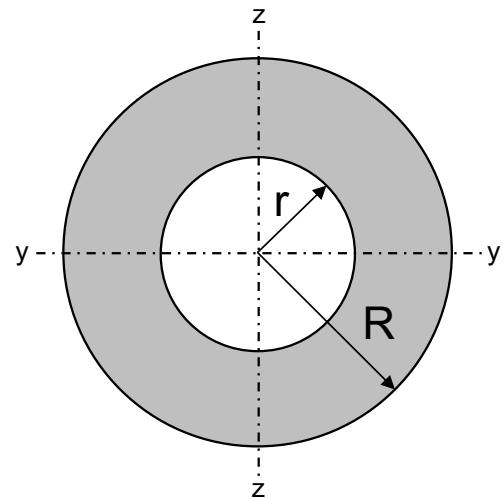


$$A = r^2 \pi \approx 531 \text{ mm}^2$$

$$I_y = I_z = \frac{\pi r^4}{4} \approx 22432 \text{ mm}^4$$

$$I_t = I_p = I_y + I_z \approx 44864 \text{ mm}^4$$

**Röhrenknochen**



$$A = (R^2 - r^2) \pi \approx 533 \text{ mm}^2$$

$$I_y = I_z = \frac{\pi}{4} (R^4 - R_i^4) \approx 37276 \text{ mm}^4$$

$$I_t = I_p = I_y + I_z \approx 74551 \text{ mm}^4$$

$$R = 15 \text{ mm}$$

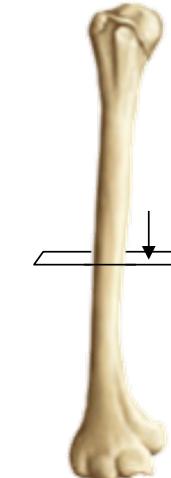
$$r = 7.5 \text{ mm}$$

Differenz

+ 0%

+ 66%

+ 66%



Steifigkeit

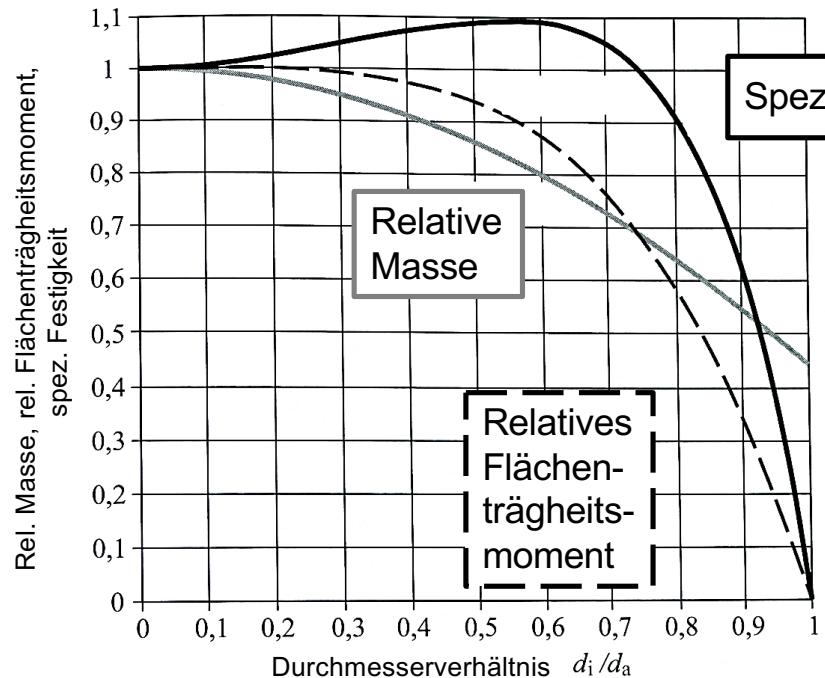
$$S_{\text{Zug}} = E \cdot A, S_{\text{Schub}} = G \cdot A \cdot \kappa$$

$$S_{\text{Biegung}} = E \cdot I$$

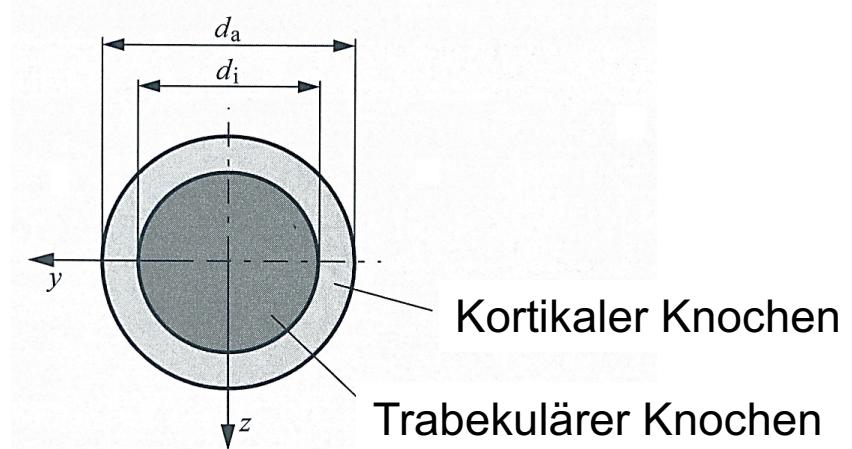
$$S_{\text{Torsion}} = G \cdot I_t$$

→ Höhere Biege- und Torsionssteifigkeit in Röhrenknochen im Vergleich zu kompakten Knochen unter Voraussetzung gleicher Querschnittsfläche

## Einfluss des Flächenträgheitsmoments



$$\text{Spezifische Festigkeit} = \frac{\text{Relatives Flächenträgheitsmoment}}{\text{Relative Masse}}$$

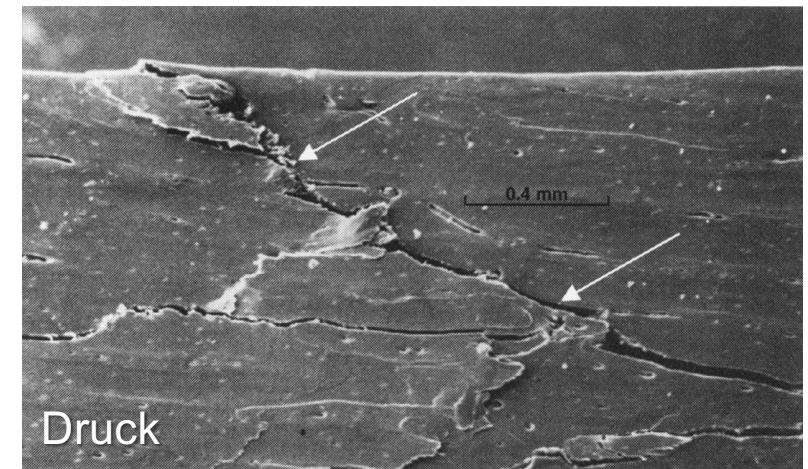
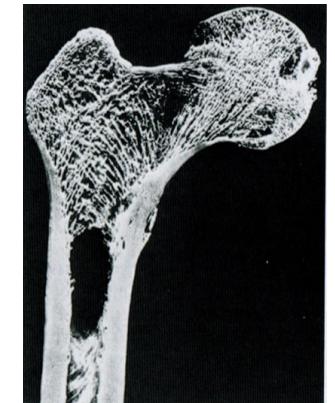
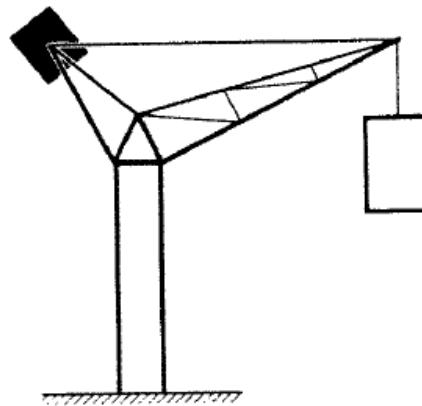
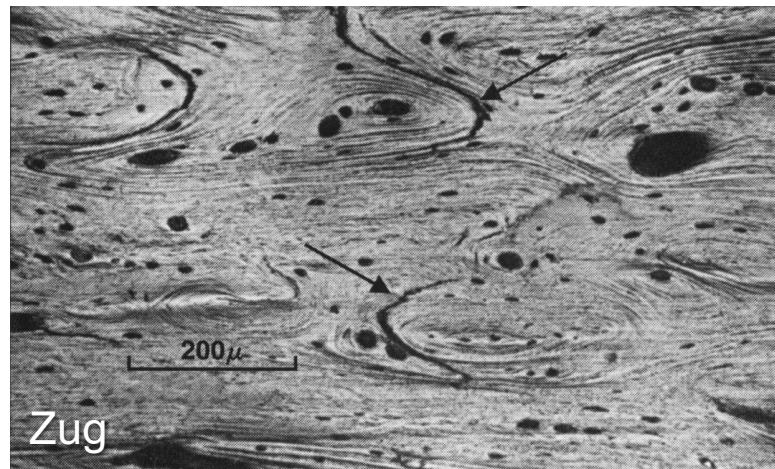


- Durchmesserverhältnis für optimale Festigkeit  $\sim 0.552$
- Festigkeit  $\sim 9\%$  höher und Masse  $\sim 9\%$  geringer im Vergleich zu kompaktem Knochen

# **Anpassung von Knochen an mechanische Belastung**

## Ursachen und Auslöser

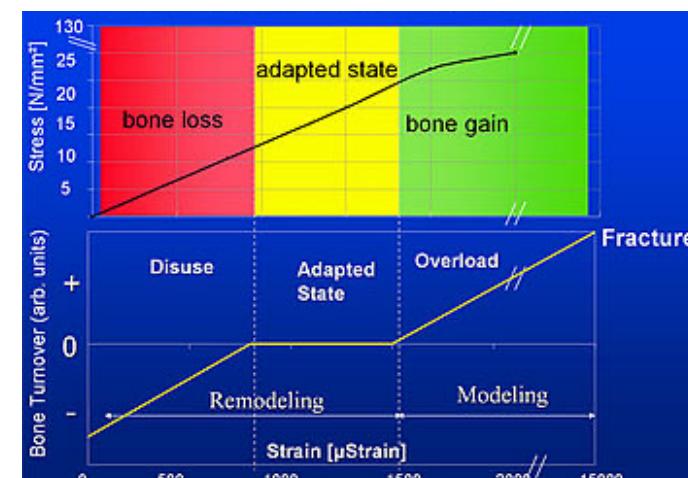
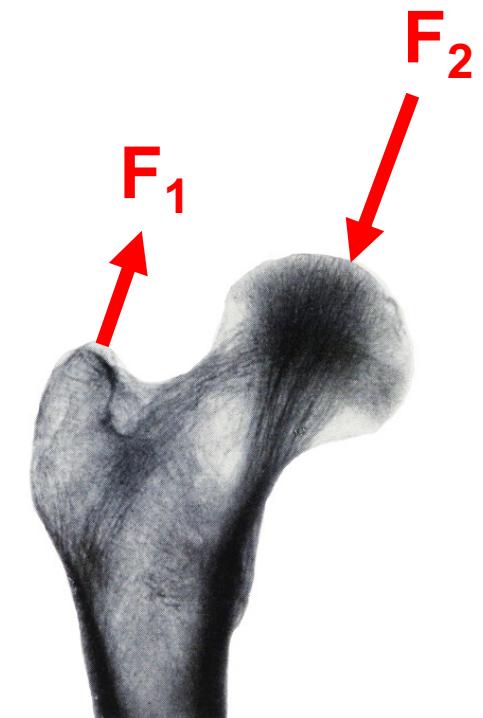
- **Anpassung an veränderte interne und externe Lasten**
- Formkorrektur hinsichtlich Orientierung im Raum
- Calcium- und Phosphathomöostase
- Aufrechterhaltung von Form und Größenverhältnis während des Wachstums
- **Mikrorisse**



## Mechanische Auslöser

Julius Wolff (1836-1902): **Gesetz der Transformation der Knochen**

- Mittlere Belastung → Knochenformation (Festigkeitsgewinn)
  - Keine/geringe Belastung → Knochendegradation
  - Die Form folgt der Funktion
- Permanente Umbauprozesse

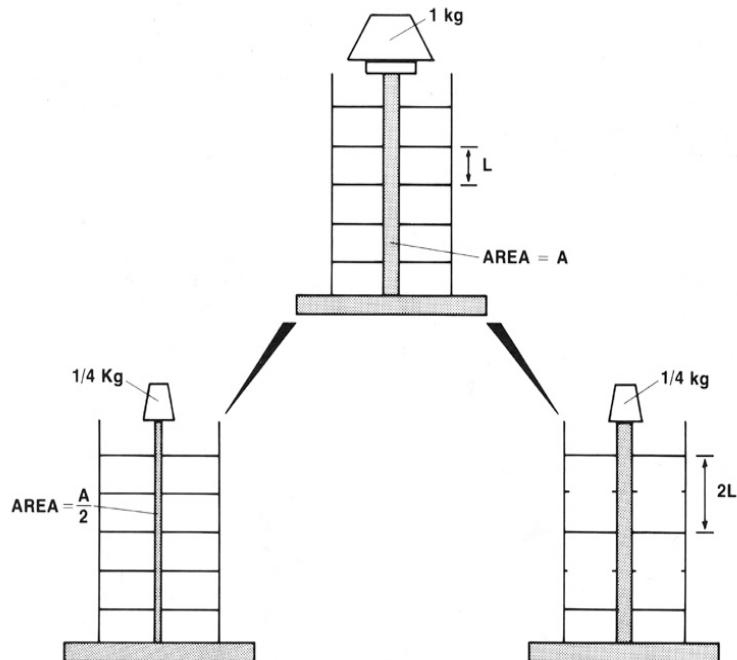


Frost (1997)

## Mechanische Auslöser

Friedrich Pauwels (1885-1980): **Leichtbauprinzip des Knochens**

→ Minimaler Aufwand in Knochensubstanz, maximale Festigkeit und Steifigkeit



### Prinzip des trabekulären Knochens

Haupttrabekel in Hauptspannungsrichtung orientiert

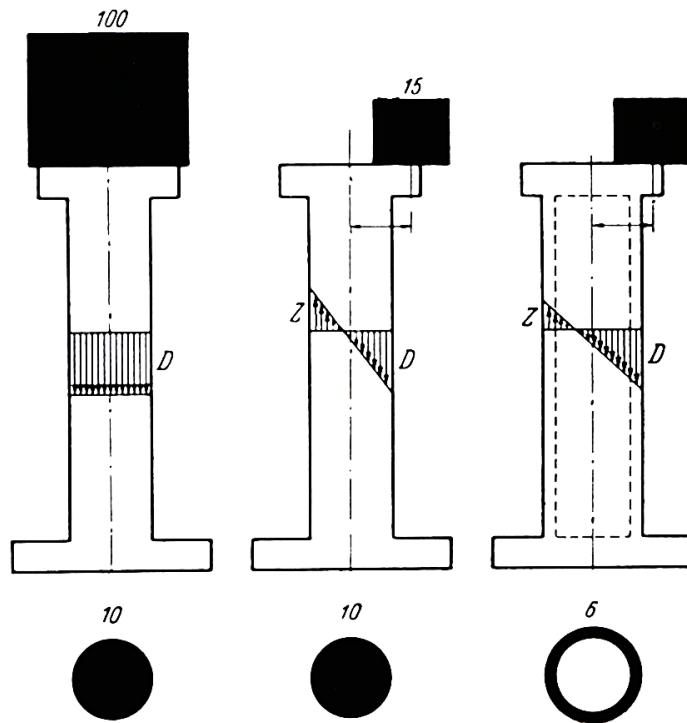
Bsp.: Halbierung der Querschnittsfläche oder Verdopplung des Querstrebenabstands: Viertelung der Belastbarkeit

→ Kompromiss zwischen Belastbarkeit und Materialersparnis

## Mechanische Auslöser

Friedrich Pauwels (1885-1980): **Leichtbauprinzip des Knochens**

→ Minimaler Aufwand in Knochensubtanz, maximale Festigkeit und Steifigkeit



### Prinzip des Röhrenknochens

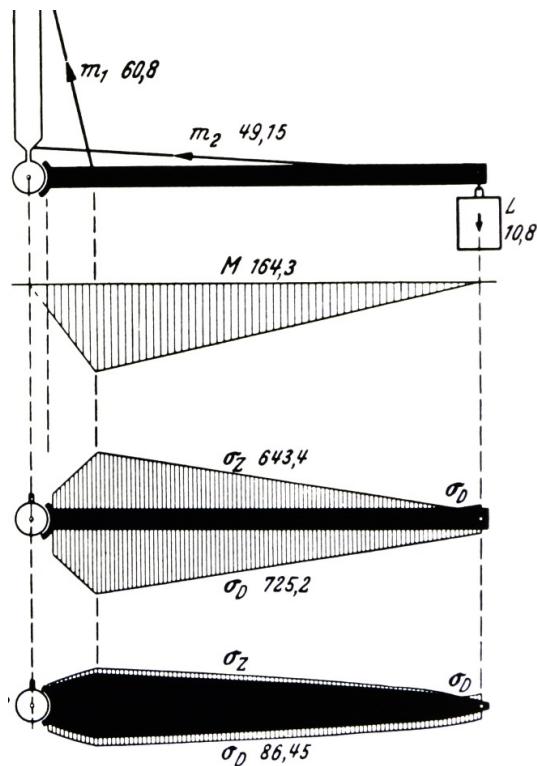
Belastung eines langen Knochens (z.B. Femur) in Biegung und Torsion

- Spannungen primär in den Randregionen
- Minimierung der Masse in unbelasteten Regionen
- Röhrenquerschnitt

## Mechanische Auslöser

Friedrich Pauwels (1885-1980): **Leichtbauprinzip des Knochens**

→ Minimaler Aufwand in Knochensubstanz, maximale Festigkeit und Steifigkeit



### Prinzip des angepassten Querschnittsverlaufs

Wirkung von Muskelkräften (z.B. Ulna)

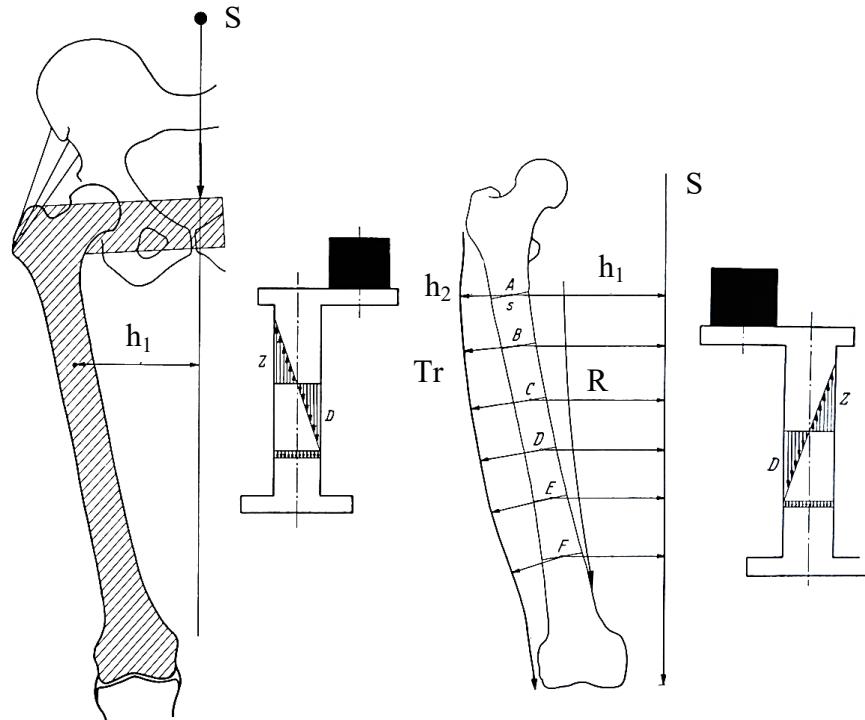
- Spannungsentwicklung durch Biegemoment
- Querschnittsanpassung
- Spannungsminimierung
- Höherer Widerstand gegen Frakturen

$m_1$  = M. brachialis  
 $m_2$  = M. brachioradialis  
 $L$  = Last  
 $M$  = Biegemoment  
 $\sigma_Z, \sigma_D$  = Zug-, Druckspannung

## Mechanische Auslöser

Friedrich Pauwels (1885-1980): **Leichtbauprinzip des Knochens**

→ Minimaler Aufwand in Knochensubtanz, maximale Festigkeit und Steifigkeit



### Prinzip der Zuggurtung

Exzentrische Belastung (z.B. Femur → Tractus iliotibialis)

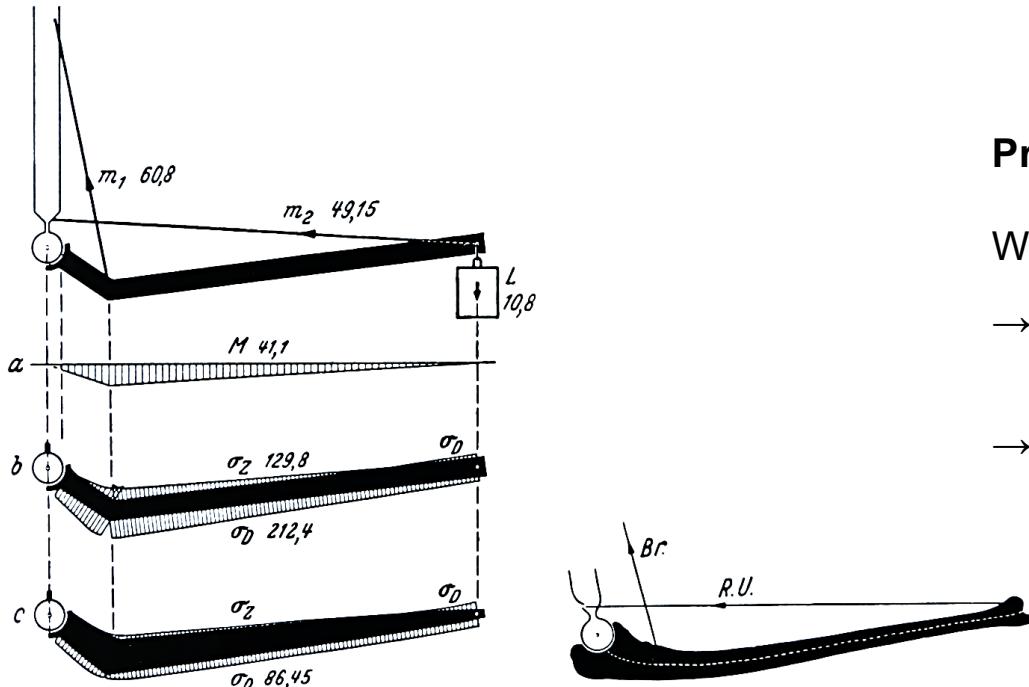
- Zugspannung durch Biegung auf lateraler Seite
- Gegenkraft durch Zuggurtung
- Optimale Druckspannungsübertragung
- Reduktion der Zugspannung

**S** = Körpergewichtskraft  
**Tr** = Zugkraft des Tractus iliotibialis  
**R** = Resultierende Kraft  
**h<sub>1</sub>** = Hebelarm der Körpergewichtskraft  
**h<sub>2</sub>** = Hebelarm des Tractus iliotibialis

## Mechanische Auslöser

Friedrich Pauwels (1885-1980): **Leichtbauprinzip des Knochens**

→ Minimaler Aufwand in Knochensubtanz, maximale Festigkeit und Steifigkeit



### Prinzip der Schaftkrümmung

Wirkung einer Muskelkraft (z.B. Ulna)

- Zuggurtung durch Abstand zur gekrümmten Schaftachse
- Reduktion des Biegemoments durch Krümmung

$m_1$  = M. brachialis  
 $m_2$  = M. brachioradialis  
 $L$  = Last  
 $M$  = Biegemoment  
 $\sigma_Z, \sigma_D$  = Zug-, Druckspannung

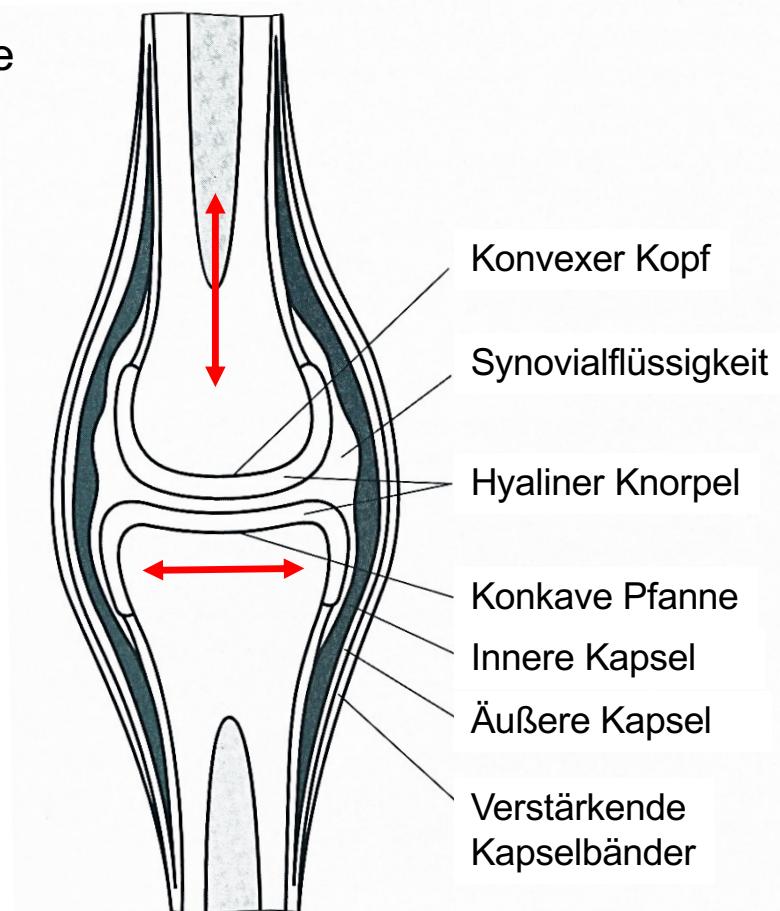
# **Mechanische und strukturelle Eigenschaften von Gelenken**

## Struktureller Aufbau

Diarthrose

Druck  
Zug

Schub  
Reibung



Konvexer Kopf  
Synovialflüssigkeit  
Hyaliner Knorpel  
Konkave Pfanne  
Innere Kapsel  
Äußere Kapsel  
Verstärkende Kapselbänder

- (+ Konkave Pfanne) Dekompression (Oberflächenvergrößerung)
- Reibungsminderung, Abriebsschutz, Stoßdämpfung (Schmierung)
- Stoßdämpfung, Reibungsminderung (Hohe Druck- und Schubfestigkeit, hohe Elastizität, geringer Reibungskoeffizient)
- Versiegelung (Hohe Elastizität)
- Aufrechterhaltung der Gelenkintegrität (Hohe Zugfestigkeit)
- Kinematik, Bewegungsbegrenzung (Hohe Zugsteifigkeit)

## Strukturelle Zusammensetzung

### Synovia

- Zusammensetzung ähnlich zu Blutserum
- 1-2 % Hyaluronsäure → Wundheilung, Zellmigration, ...
- Schmierung der Kontaktflächen während Bewegung
- Abriebsschutz
- Stoßdämpfung
- Nährstoffversorgung des Knorpelgewebes während Kompression



## Strukturelle Zusammensetzung

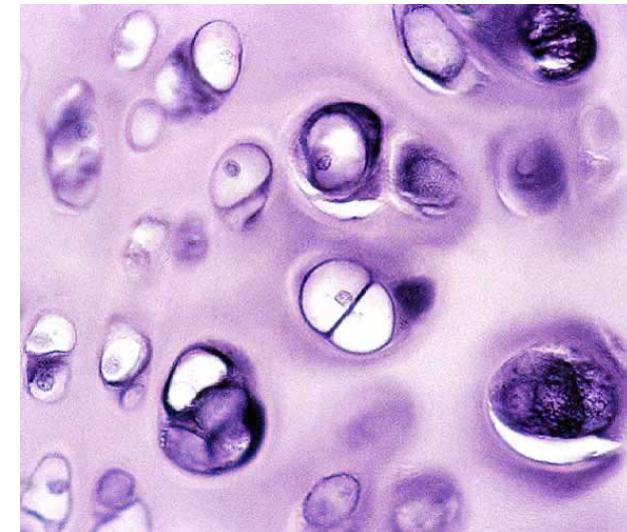
Hyaliner Knorpel

Makroskopisch



- Keine Vaskularisation
- Keine Innervation

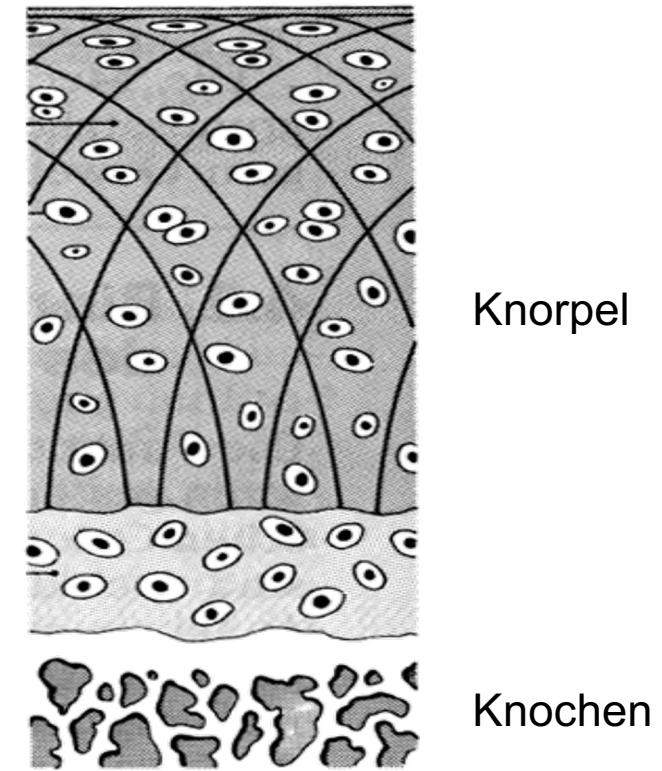
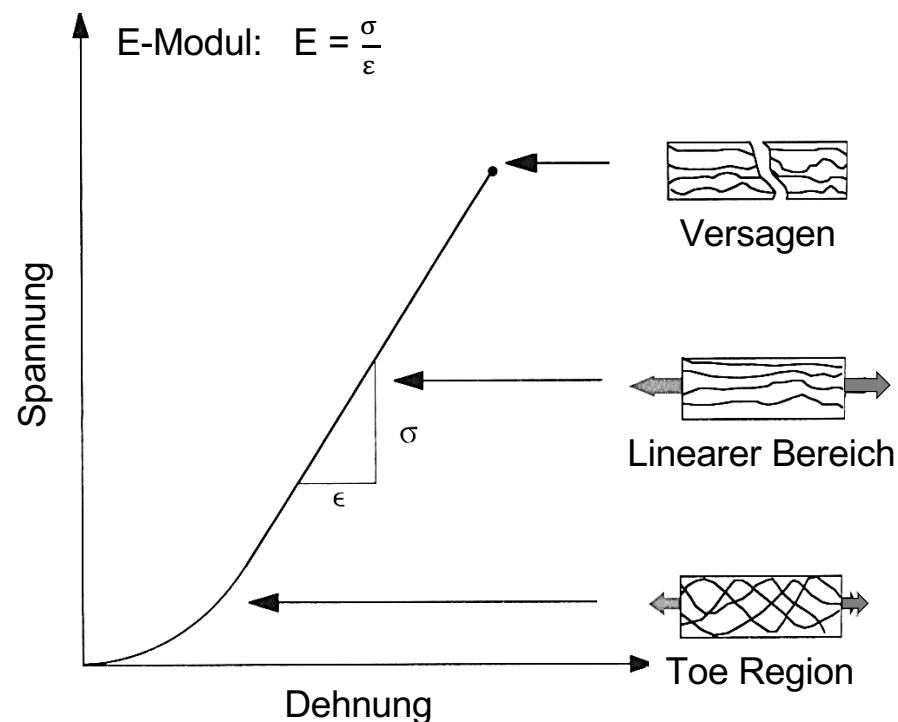
Mikroskopisch



- Chondrozyten
- Extrazelluläre Matrix
  - **Kollagen Typ II**
  - Chondroitinsulfat
  - Proteoglykane
  - Wasser

## Hyaliner Knorpel

### Spannungs-Dehnungs-Verhalten

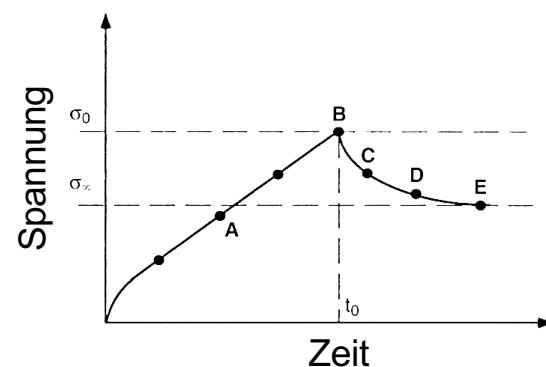
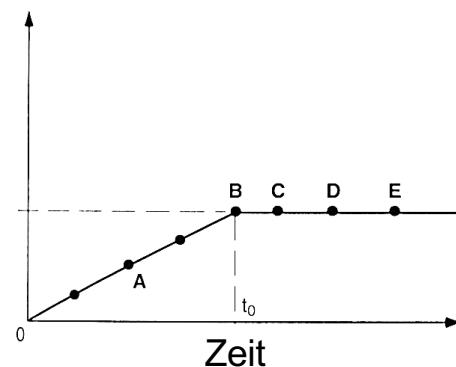
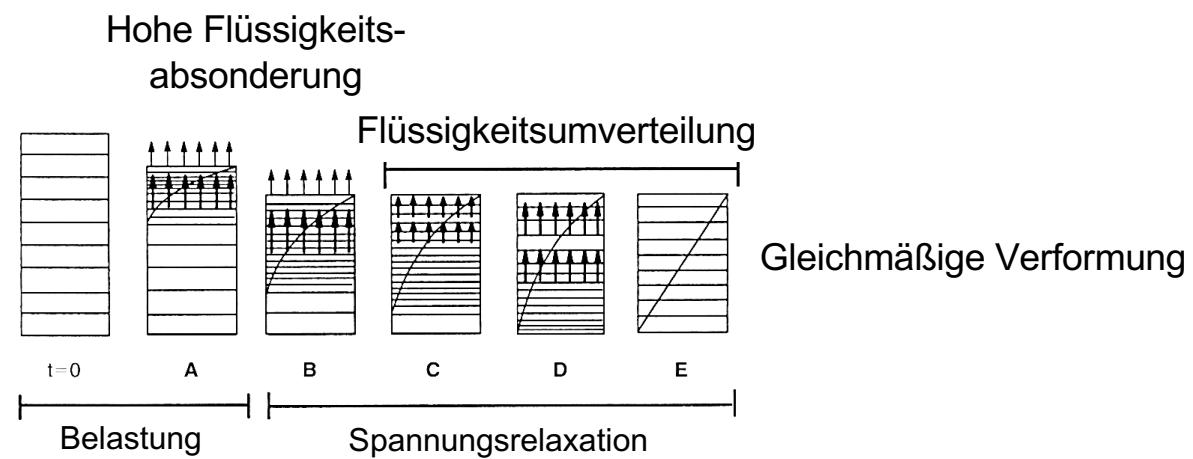


Arkaden-förmige Kollagenfaser-Anordnung:

Zugspannung  $\rightarrow$  Formkonstanz

## Hyaliner Knorpel

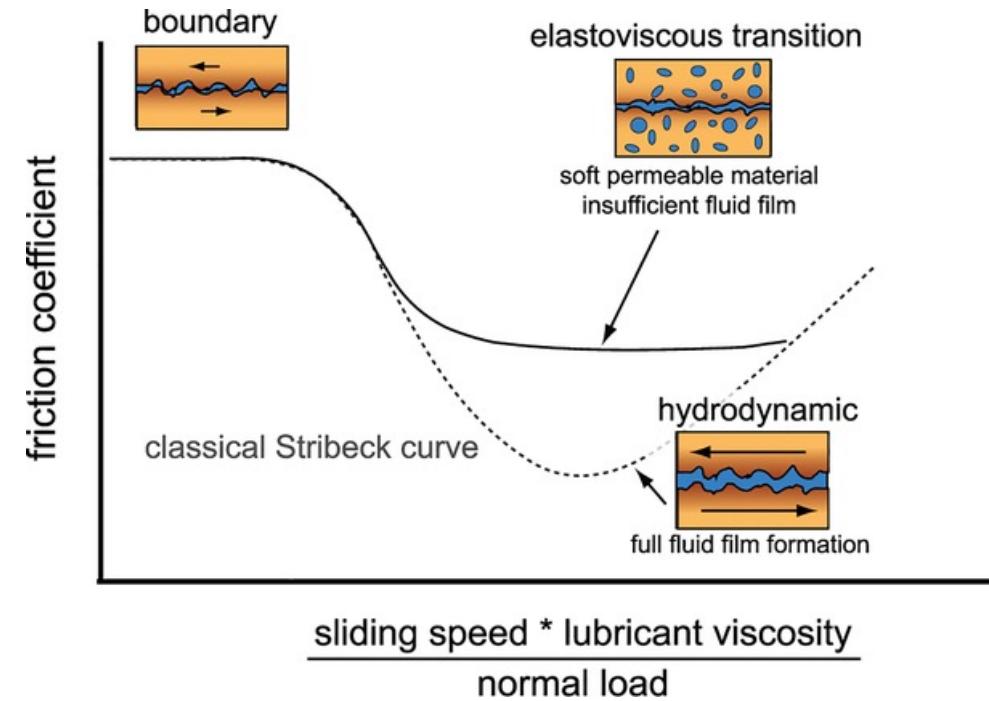
Spannungsrelaxation  
unter Kompression



## Hyaliner Knorpel

### Materialeigenschaften

- Reibungskoeffizient  $\sim 0,003$   
*Vergleich:*      *Stahl-Eis*  $\sim 0,01$   
*Teflon*  $\sim 0,05 - 0,1$
- Elastizitätsmodul  $\sim 2 \text{ MPa}$   
*Vergleich:*      *Trabekulärer Knochen*  $\sim 100 - 2000 \text{ MPa}$   
*Kortikaler Knochen*  $\sim 10 - 25 \text{ GPa}$   
*Stahl*  $\sim 210 \text{ GPa}$
- Kompressionsmodul  $\sim 0,5 - 20 \text{ MPa}$   
*Vergleich:*      *Luft*  $\sim 0,1 \text{ MPa}$   
*Wasser*  $\sim 2 \text{ GPa}$   
*Stahl*  $\sim 160 \text{ GPa}$

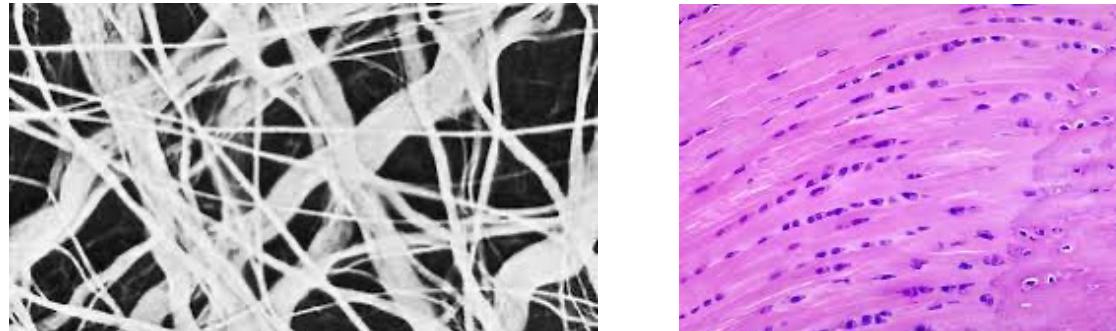


Bonnevie et al. (2015)

## Faserknorpel

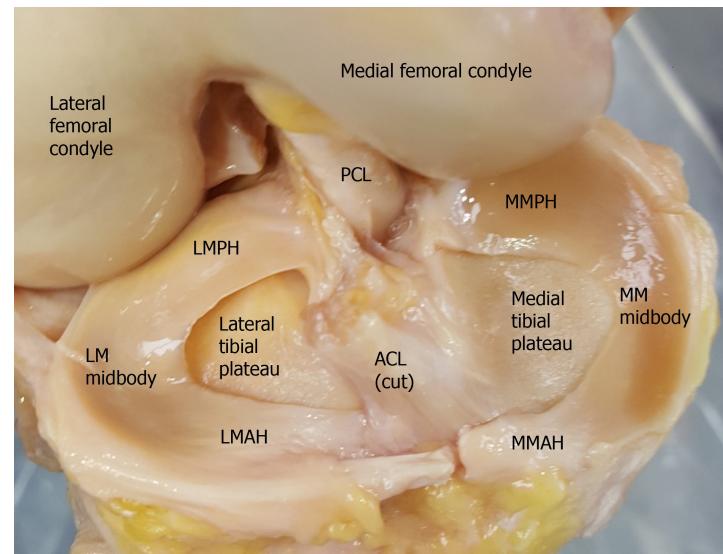
### Strukturelle Zusammensetzung

- **Kollagen Typ I (+ Typ II)**
- Chondrozyten



### Vorkommen

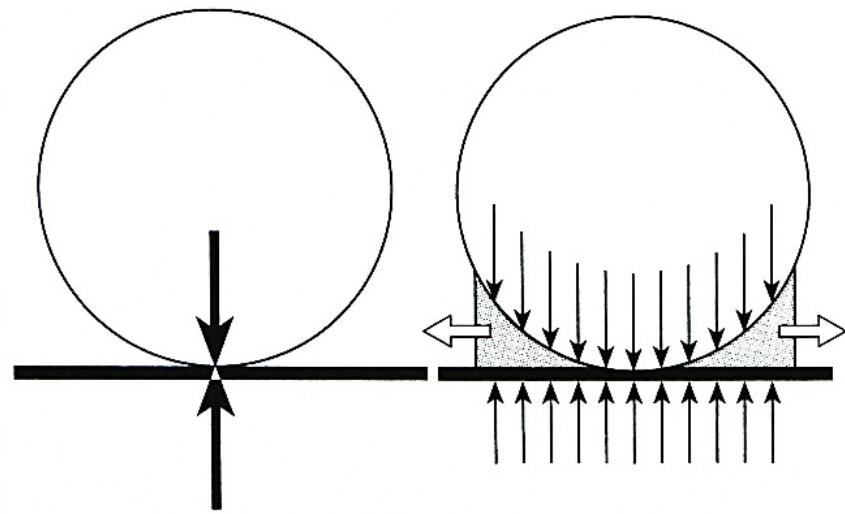
- Kniegelenk (**medialer/lateraler Meniskus**)
- Bandscheibe (Anulus fibrosus)
- Schambeinfuge
- Manubriosternales Gelenk
- Schultergelenk (Labrum glenoidale)
- Hüftgelenk (Labrum acetabulare)



## Faserknorpel

### Funktionen

- Lastübertragung
- **Kontaktflächenvergrößerung**
- **Lastverteilung**
- **Druckverminderung**
- Stoßdämpfung
- Schmierung
- Stabilisierung



# Gelenkkinematik

## Freiheitsgrade

### Ellipsoidgelenk

#### (biaxial)

z.B. Handgelenk  
→ Flexion/Extension,  
Abduktion/Adduktion

### Sattelgelenk

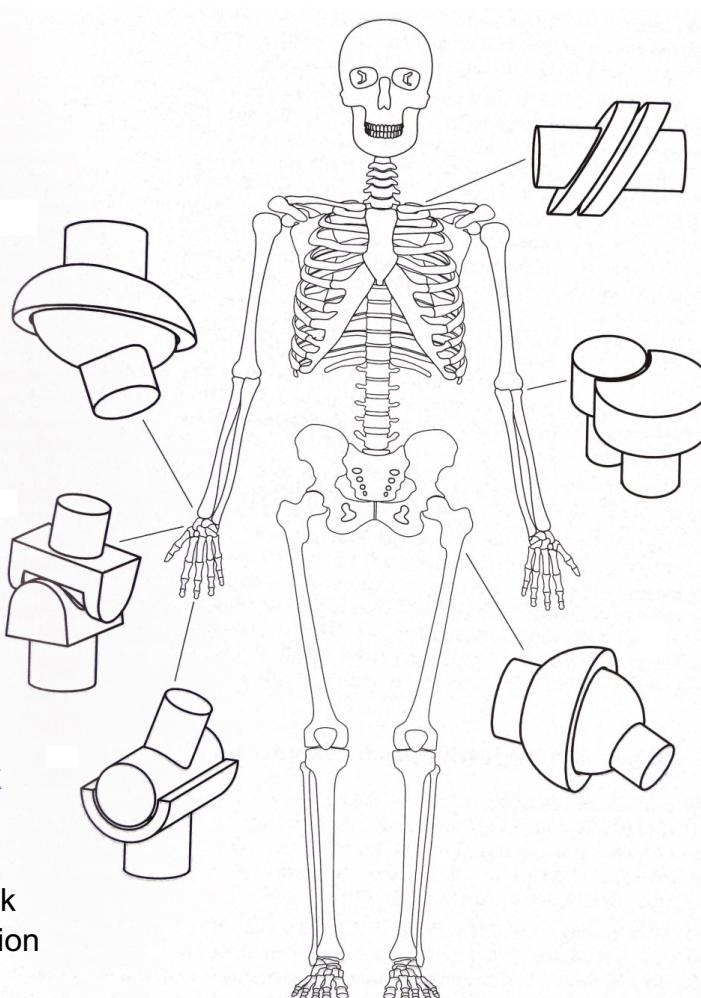
#### (biaxial)

z.B. Daumenwurzelgelenk  
→ Flexion/Extension,  
Abduktion/Adduktion

### Scharniergelenk

#### (monoaxial)

z.B. Fingergelenk,  
Humeroulnargelenk  
→ Flexion/Extension



### Straffes Gelenk

#### (triaxial)

z.B. Sternoclaviculargelenk,  
Hand- und Fußwurzelgelenke  
→ sehr geringe rotatorische Beweglichkeit

### Drehgelenk

#### (monoaxial)

z.B. Radioulnargelenk, Atlantoaxialgelenk  
→ Pronation/Supination

### Kugelgelenkt

#### (triaxial)

z.B. Hüftgelenk, Schultergelenk  
→ hohe rotatorische Beweglichkeit

## Bestimmungsfaktoren für Gelenkbeweglichkeit und Bewegungsverhalten

- Beschaffenheit der **kapsulo-ligamentären Strukturen** (Länge, Durchmesser, Steifigkeit, ...) → Voraussetzung: Strukturen stehen unter Zugspannung
- Dreidimensionale **Morphologie der Gelenkoberflächen** → Voraussetzung: Oberflächen sind in Kontakt (über Synovialflüssigkeit, Knorpel, ...)
- **Muskelkräfte**
  - Aktive Kraft: Muskeltonus
  - Passive Kraft: Eigenspannung des Bindegewebes
- **Externe Kräfte** → Schwerkraft, Momente durch verlagertes Körpergewicht, Gewichtskräfte, Bodenreaktionskräfte, ...
- **Interne Kräfte** → Trägheitskräfte, osmotische Kräfte, Reibungskräfte, ...

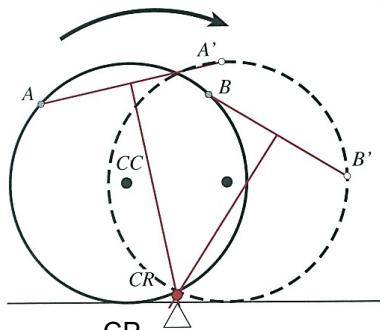
## Arthrokinematik

### Arten

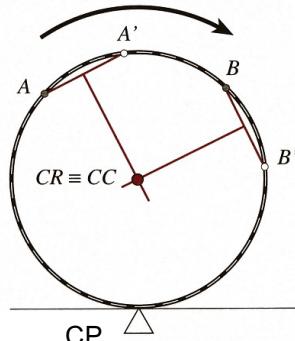
- **Reines Gleiten** (z.B. Hüftgelenk)
- **Roll-Gleiten** (z.B. Kniegelenk)

### Definitionen

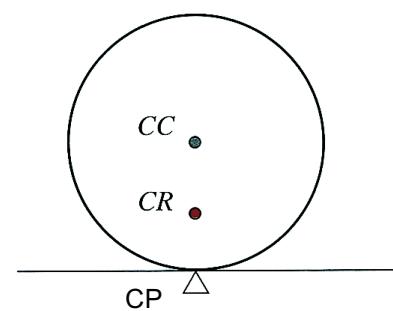
- Rollen: Center of rotation (CR) = Contact point (CP)
- Gleiten: Center of rotation (CR) = Center of curvature (CC)
- Roll-Gleiten: Contact point (CP) < Center of rotation (CR) < Center of curvature (CC)



Rollen



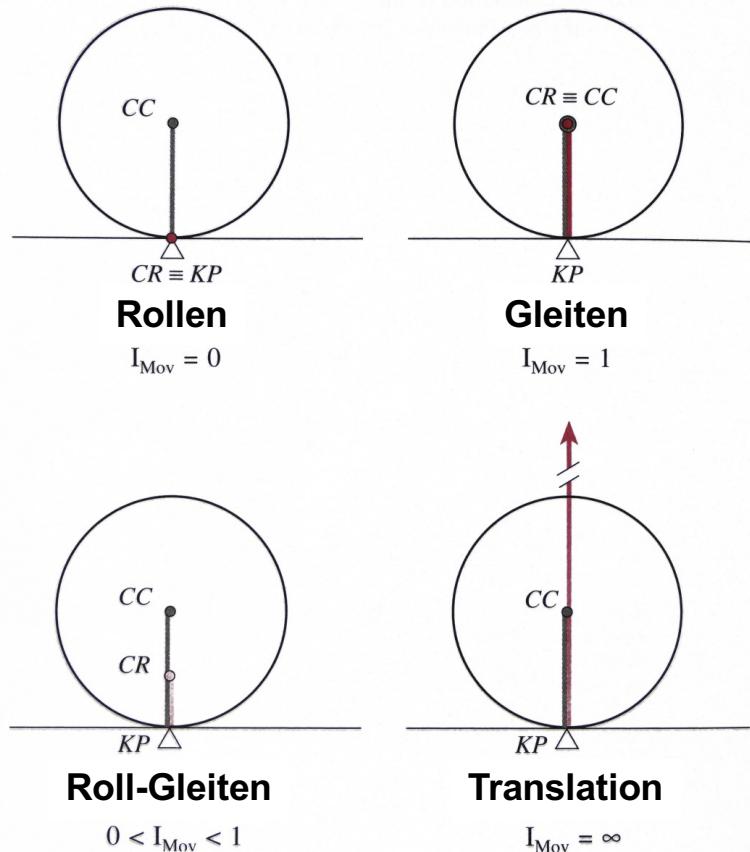
Gleiten



Roll-Gleiten

## Arthrokinematik

Bewegungsindex  $I_{Mov}$  (= Roll-Gleit-Index  $I_{RG}$ )



Beispiel:  $I_{Mov} = 0,7$

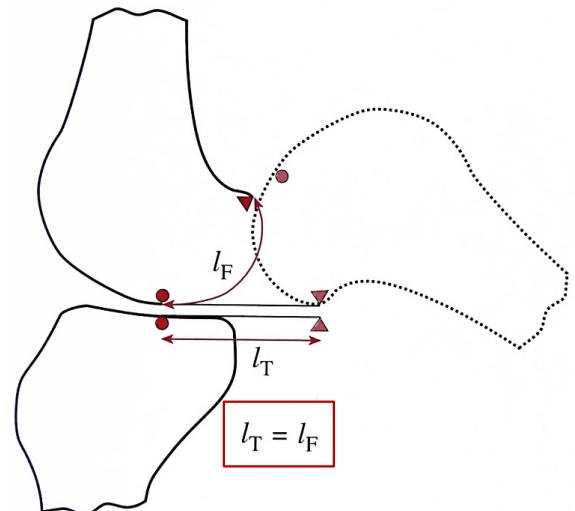
→ 70 % Gleiten, 30 % Rollen

Beanspruchung des Gelenkknorpels:

- Rollen: Sehr geringer Abrieb
- Gleiten: Primärer Abrieb des konkaven Gelenkpartners
- Translation: Primär Abrieb des konvexen Gelenkpartners

## Arthrokinematik

Beispiel: Kniegelenk

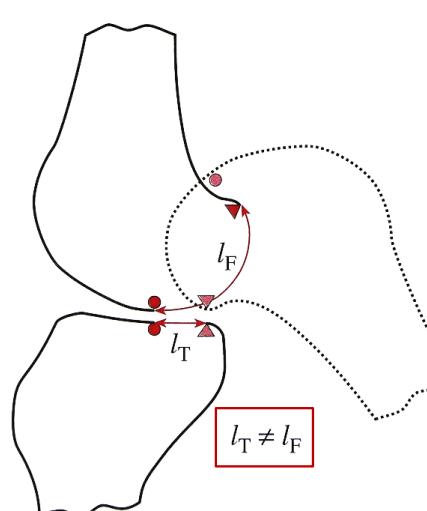
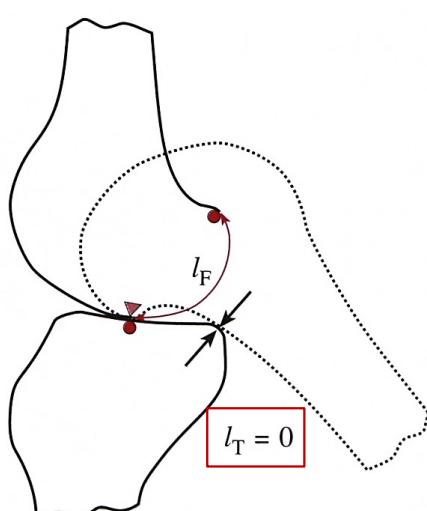


Reines Rollen  
→ Dislokation

$$I_{RG} = 0$$

Reines Gleiten  
→ Eingeschränkte Flexibilität  
in Flexion, hoher Abrieb

$$I_{RG} = 1$$



Roll-Gleit-Kombination  
→ Optimale Flexibilität und Stabilität

$$0 < I_{RG} < 1$$

Roll-Gleit-Index

$$I_{RG} = \frac{l_F - l_T}{l_F}$$

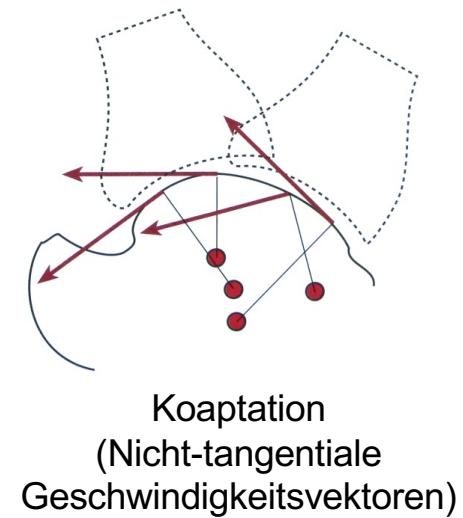
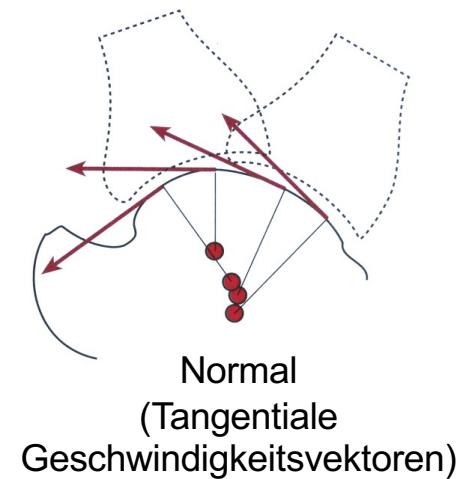
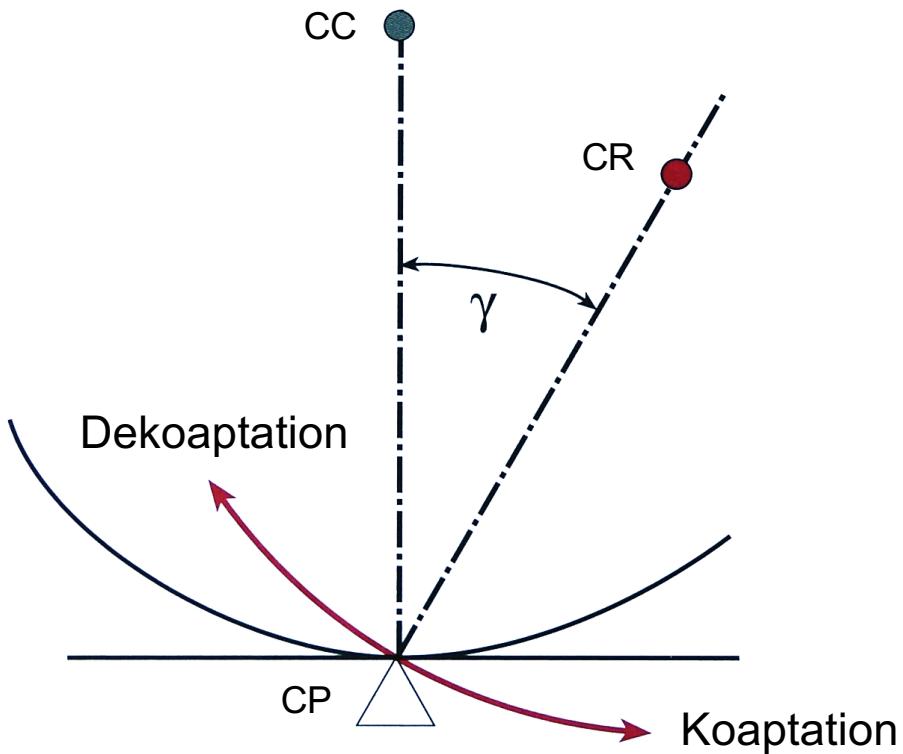
l<sub>F</sub> = Abrollstrecke Femur

l<sub>T</sub> = Abrollstrecke Tibia

## Arthrokinematik

Koaptation = Kompression der Gelenkflächen

Dekoaptation = Trennung der Gelenkflächen

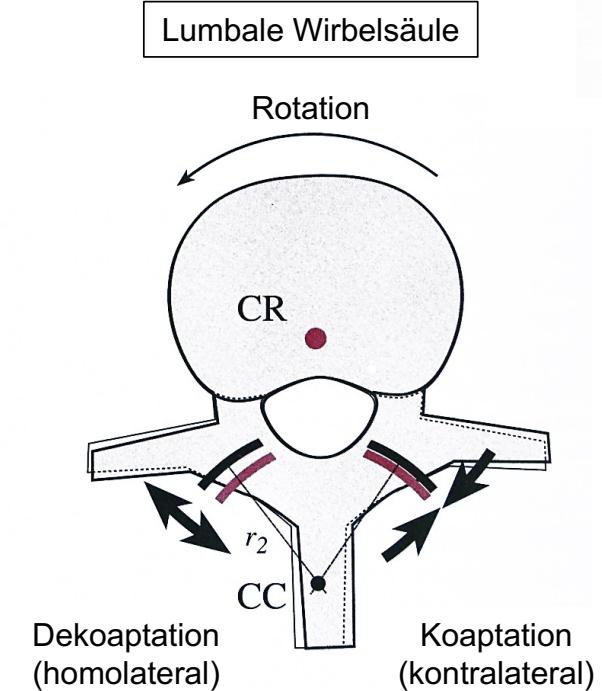
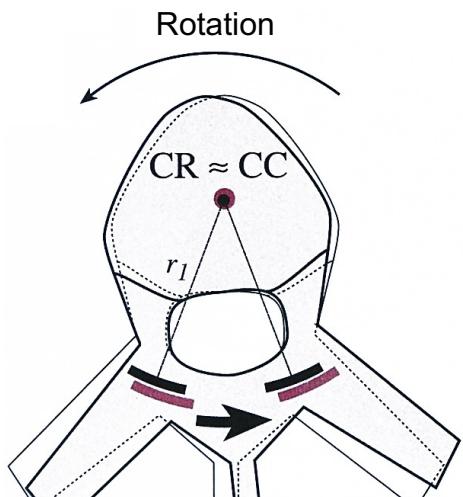


## Arthrokinematik

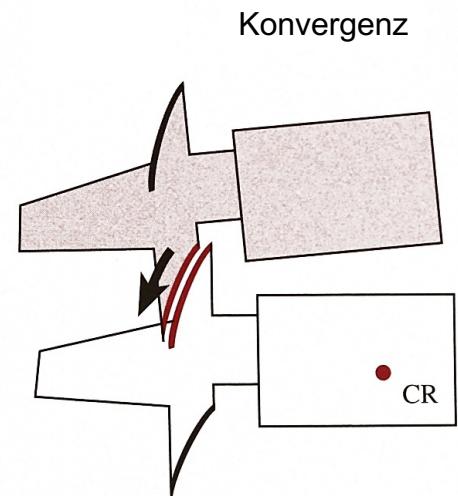
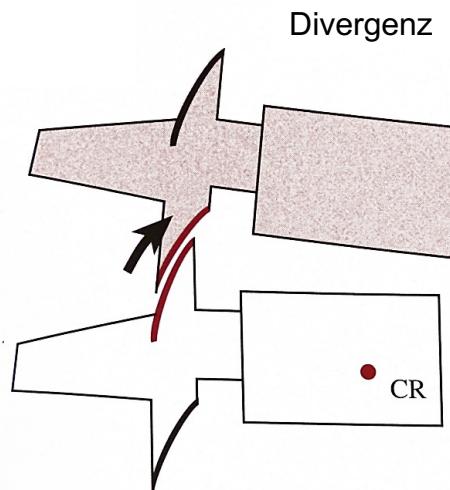
Beispiel: Wirbelsäule

### Transversalebene

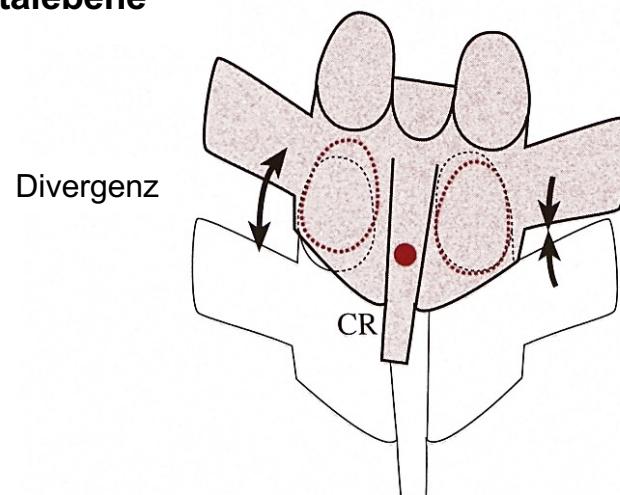
Thorakale und untere zervikale Wirbelsäule



### Sagittalebene



### Frontalebene



Konvergenz

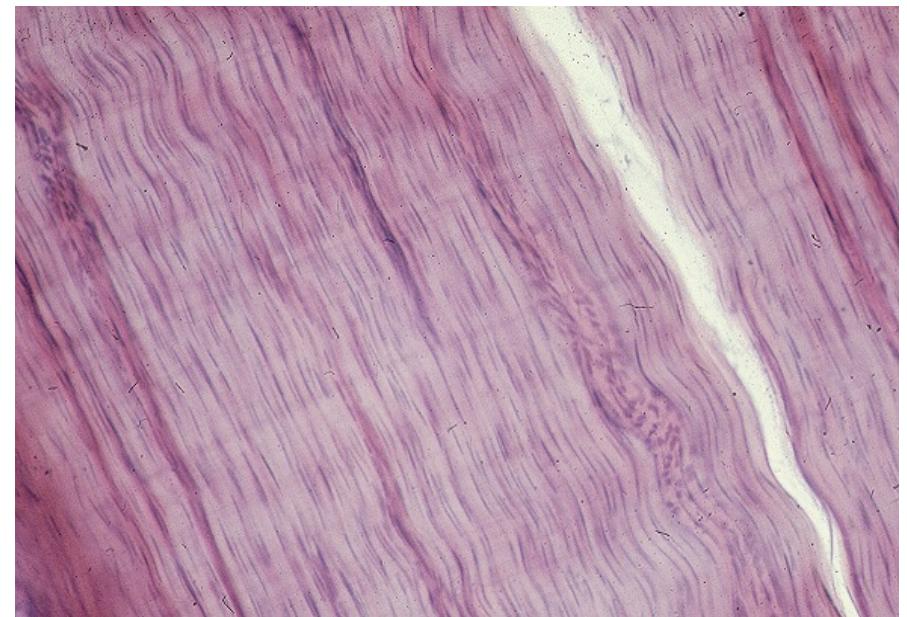
# **Mechanische und strukturelle Eigenschaften von Bändern und Sehnen**

## Strukturelle Zusammensetzung

Trockenmasse (30-45 % der Gesamtmasse):

### 60-85 % **Kollagen**

- 60-80 % Kollagen Typ I (höher in Sehnen)  
→ **Zugfestigkeit**
- 0-10 % Kollagen Typ III  
→ **Vernetzungsstabilität**
- 2 % Kollagen Typ IV
- Kleine Mengen an Kollagen Typen V, VI, ...



15-40 % nicht-kollagene extrazelluläre Matrixkomponenten

- 1-2 % Elastin (geringer in Sehnen) → **Elastizität**
- 1-5 % Proteoglykane (geringer in Sehnen) → **Bindung von Wassermolekülen**

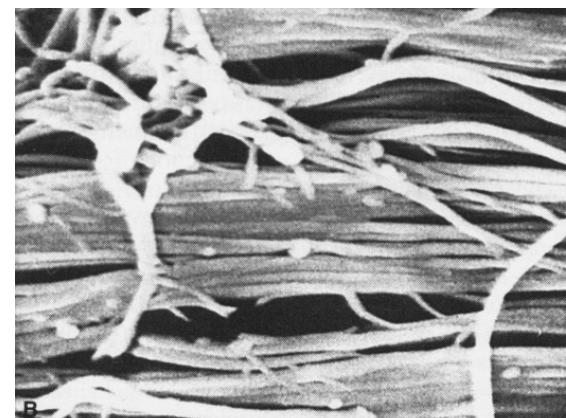
## Kollagen

- Am häufigsten vorkommendes Protein im menschlichen Körper (25 % aller Proteine)
- Zugdehnung  $\sim 12\%$   $\rightarrow$  Hohe **Flexibilität**
- E-Modul  $\sim 1\text{ MPa}$   $\rightarrow$  Geringe **Steifigkeit**
- Zugfestigkeit  $\sim 50\text{-}100\text{ MPa}$   $\rightarrow$  Hohe **Lastaufnahme**

Kollagenfaseranordnung (10.000-fach vergrößert):



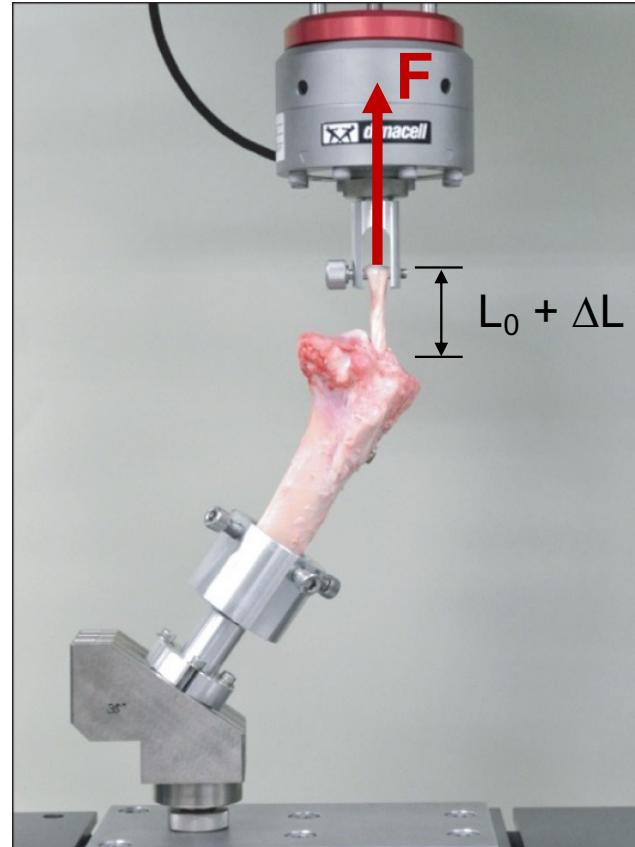
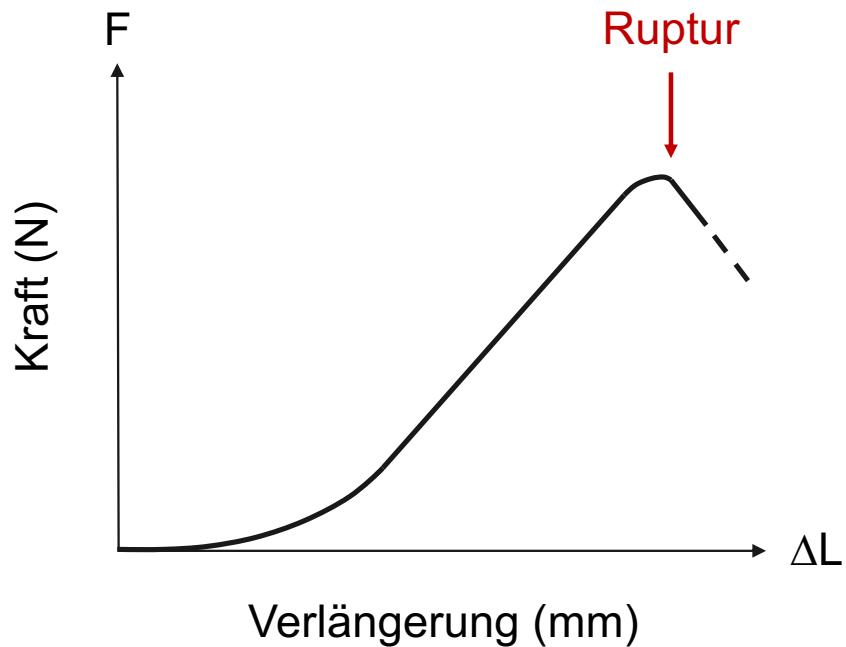
Unbelastet  
 $\rightarrow$  Wellenförmige Anordnung



Belastet  
 $\rightarrow$  Geradlinige Anordnung

## Nichtlinearität

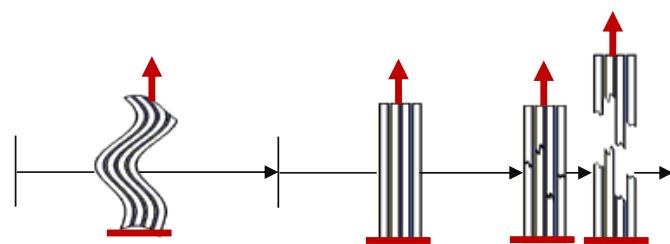
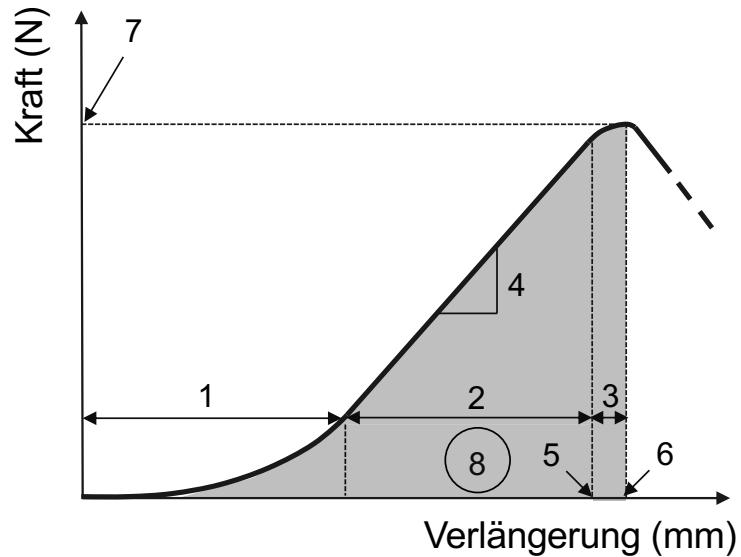
*Kraft-Verlängerungs-Diagramm*



Yang et al. 2014

## Nichtlinearität

### Kraft-Verlängerungs-Diagramm

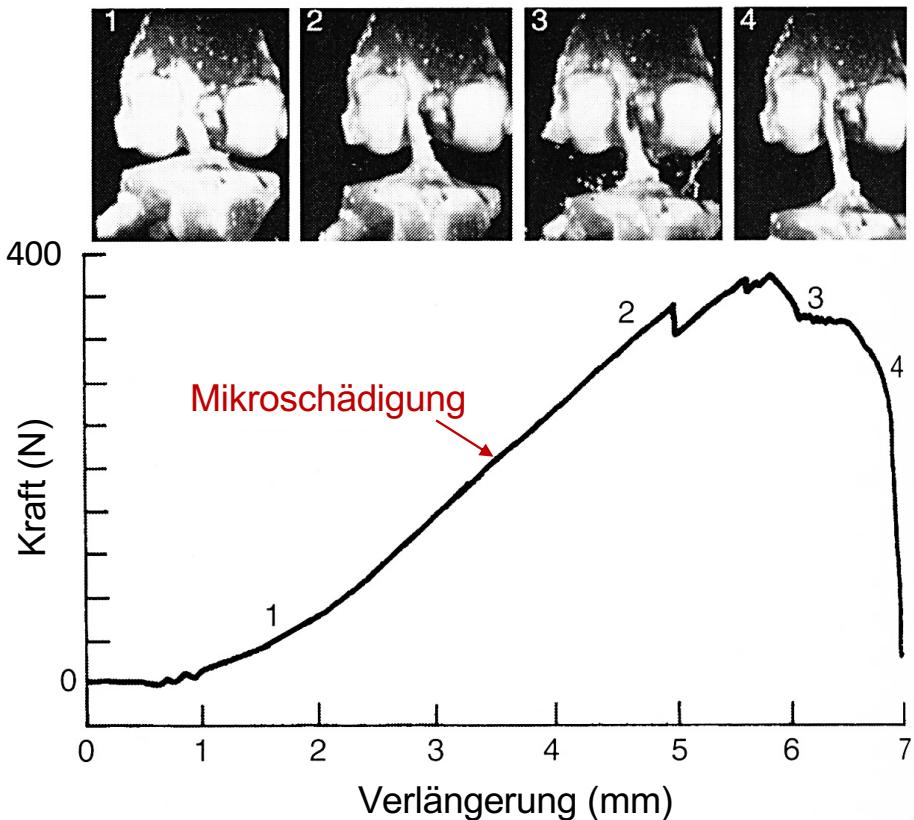


- 1 = Toe Region [mm]  
(Nicht-linear elastischer Bereich)
- 2 = Linear elastischer Bereich [mm]
- 3 = Fließbereich [mm]  
(Nicht-linear plastischer Bereich)
- 4 = (Strukturelle/absolute) Steifigkeit [N/mm]
- 5 = Fließpunkt [mm]
- 6 = Versagenspunkt [mm]
- 7 = Versagenslast [N] (Spitzenlast)
- 8 = Absorbierte Energie [kJ, Nmm]

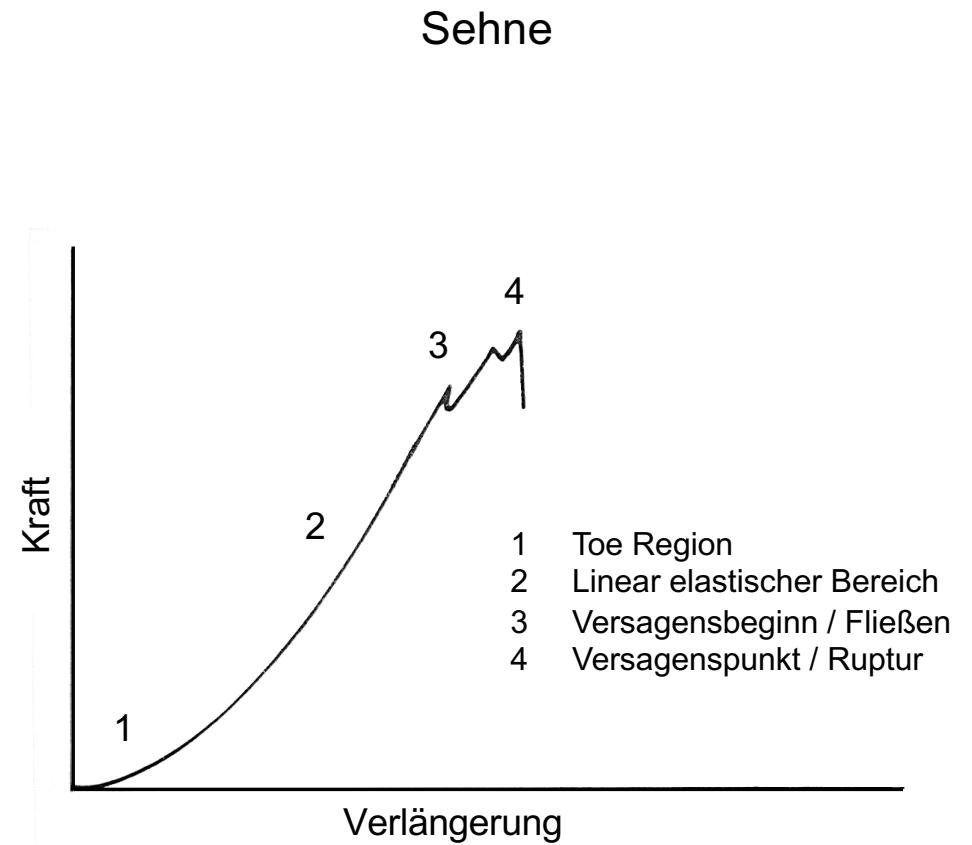
## Nichtlinearität

### Kraft-Verlängerungs-Diagramm

Bsp.: Vorderes Kreuzband

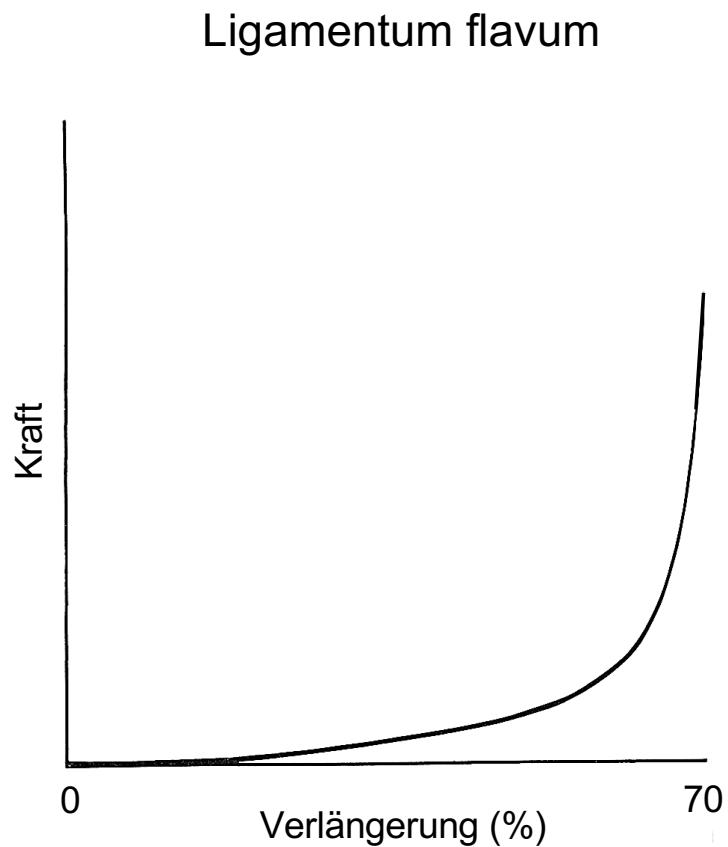


Sehne



## Nichtlinearität

### *Kraft-Verlängerungs-Diagramm*



Sehnen: 65-85 % Kollagen  
Ligamente: 60-80 % Kollagen  
**Ligamentum flavum: 60-70 % Elastin**

## Viskoelastizität

## **Visköse Materialeigenschaften + Elastische Materialeigenschaften**

Viskosität

Wasser  
Blut  
Motoröl  
Honig  
Polymergel  
Geschmolzenes Glas

Fluideität

Das Diagramm zeigt die Rigidität (vertikale Achse, von unten nach oben) und Elastizität (horizontale Achse, von links nach rechts) von Materialien. Die Materialien sind in einem Koordinatensystem angeordnet:

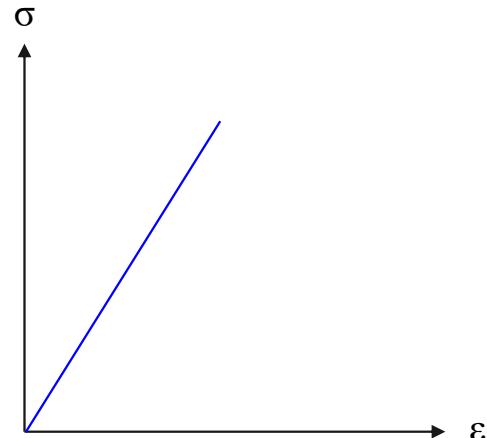
- Rigidität ↑, Elastizität ←: Proteinfasern
- Rigidität ↑, Elastizität ↗: Radiergummi
- Rigidität ↗, Elastizität ←: Kortikaler Knochen
- Rigidität ↗, Elastizität ↗: Calciumphosphat
- Rigidität ↗, Elastizität →: Stahl
- Rigidität →, Elastizität →: Diamant



## Viskoelastizität

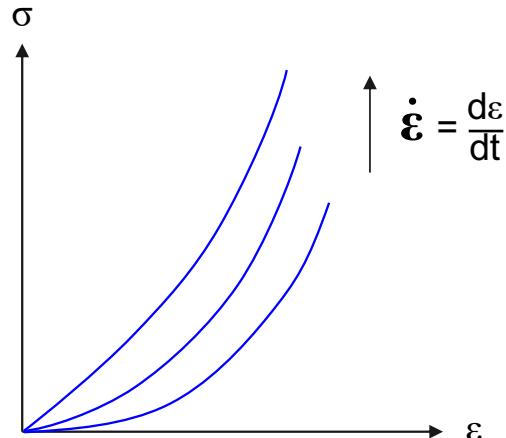
*Zeitabhängigkeit*

Linear elastisch



$$\sigma = \sigma(\varepsilon)$$

Viskoelastisch

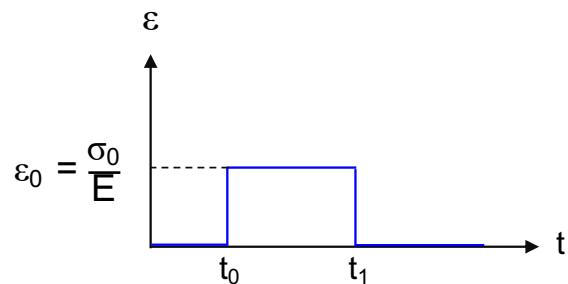
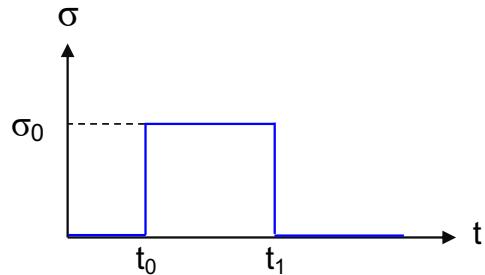


$$\sigma = \sigma(\varepsilon, \dot{\varepsilon}, \dots, t)$$

## Viskoelastizität

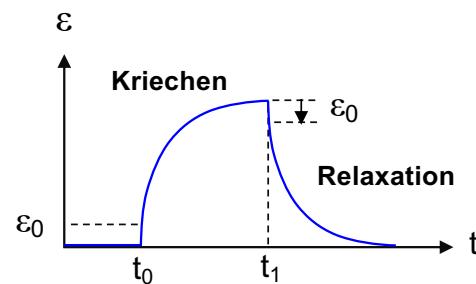
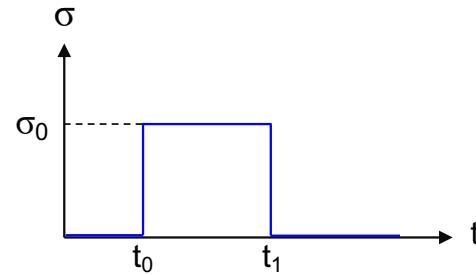
*Kriechen und Relaxation*

Linear elastisch



$$\boxed{\sigma = \sigma(\varepsilon)}$$

Viskoelastisch

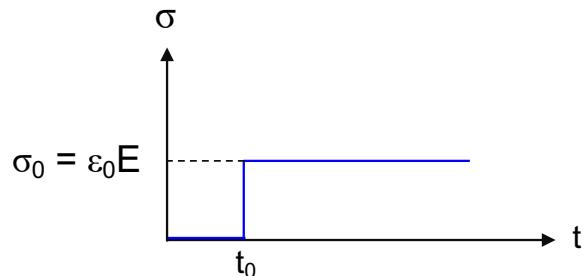
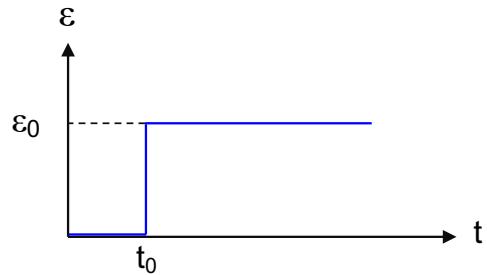


$$\boxed{\sigma = \sigma(\varepsilon, \dot{\varepsilon}, \dots, t)}$$

## Viskoelastizität

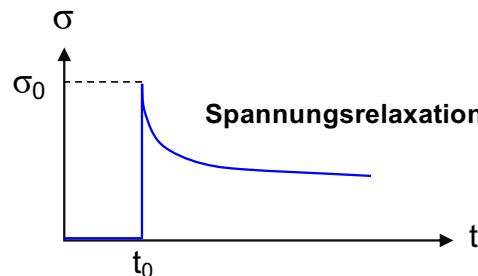
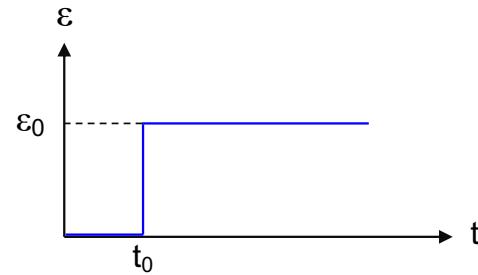
### Spannungsrelaxation

Linear elastisch



$$\boxed{\sigma = \sigma(\varepsilon)}$$

Viskoelastisch

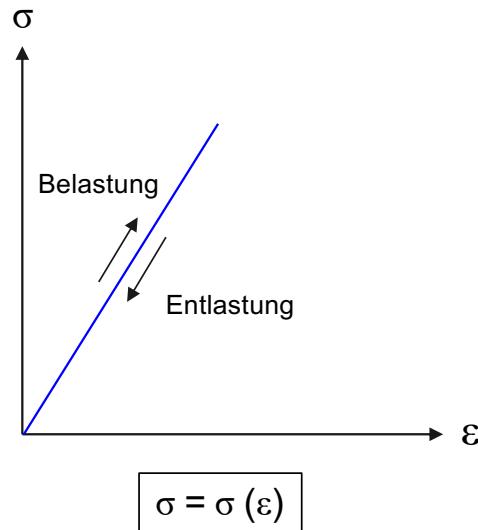


$$\boxed{\sigma = \sigma(\varepsilon, \dot{\varepsilon}, \dots, t)}$$

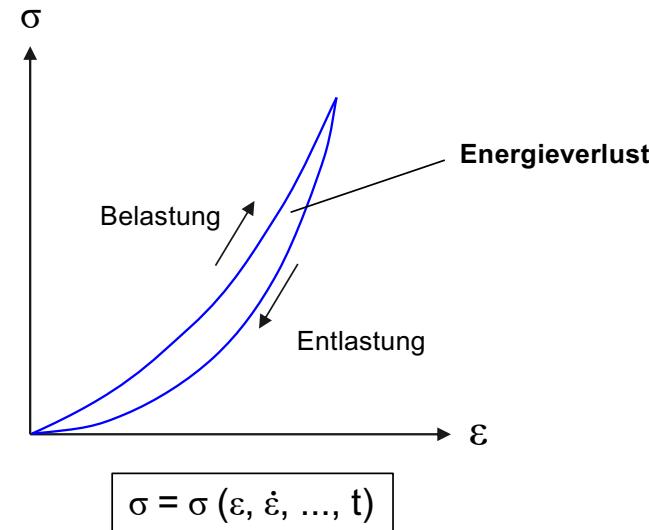
## Viskoelastizität

### Hysterese

Linear elastisch



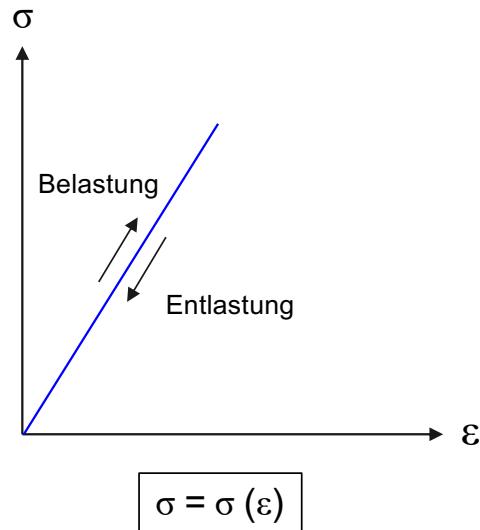
Viskoelastisch



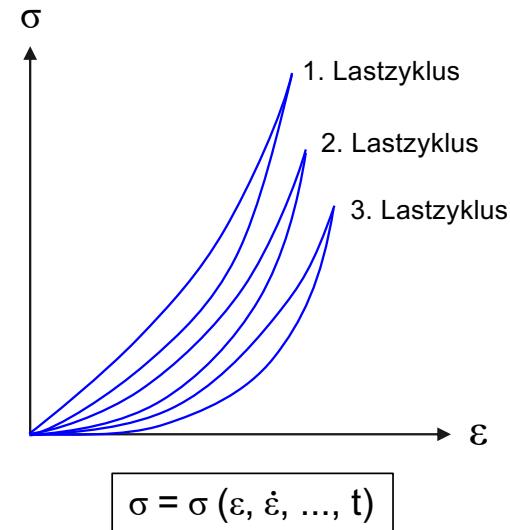
## Viskoelastizität

### Hysterese

Linear elastisch



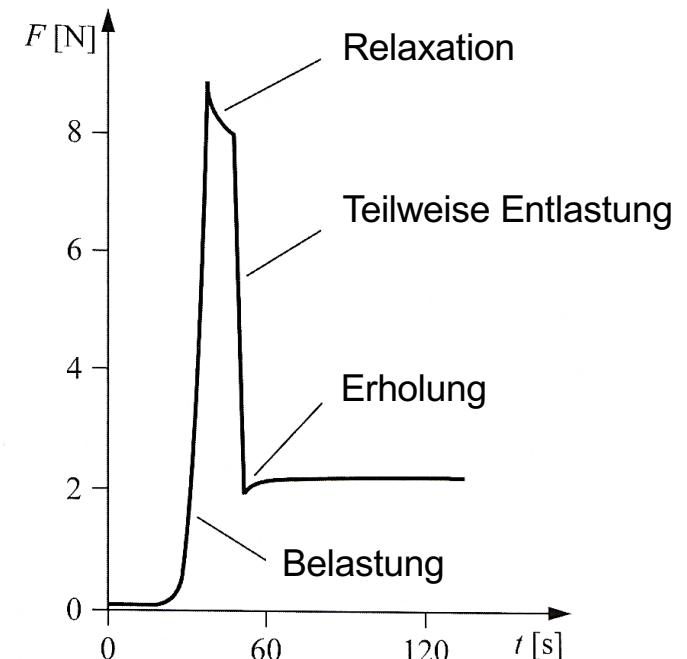
Viskoelastisch



## Spezifische Eigenschaften von Bändern und Sehnen

- Linear elastisches Verhalten ab  $\sim 2\%$  Dehnung
- E-Modul:  $\sim 1,2 - 2$  GPa
- Zugfestigkeit:  $\sim 100 - 150$  MPa
  - Ligamente: 50-110 MPa
  - Energiespeichernde Sehne: 100-150 MPa
  - Stabilisierende Sehne: 700-1000 MPa
- Max. Zugdehnung:  $\sim 10-15\%$ 
  - Ligamente: 10-25 %
  - Energiespeichernde Sehne: 12-15 %
  - Stabilisierende Sehne: 6-8 %
- Keine Dehnungsreserve bei Überlastung ( $\rightarrow$  Ruptur)
- Gewebekonditionierung durch zyklische Belastung

Isometrisch belastete Sehne:



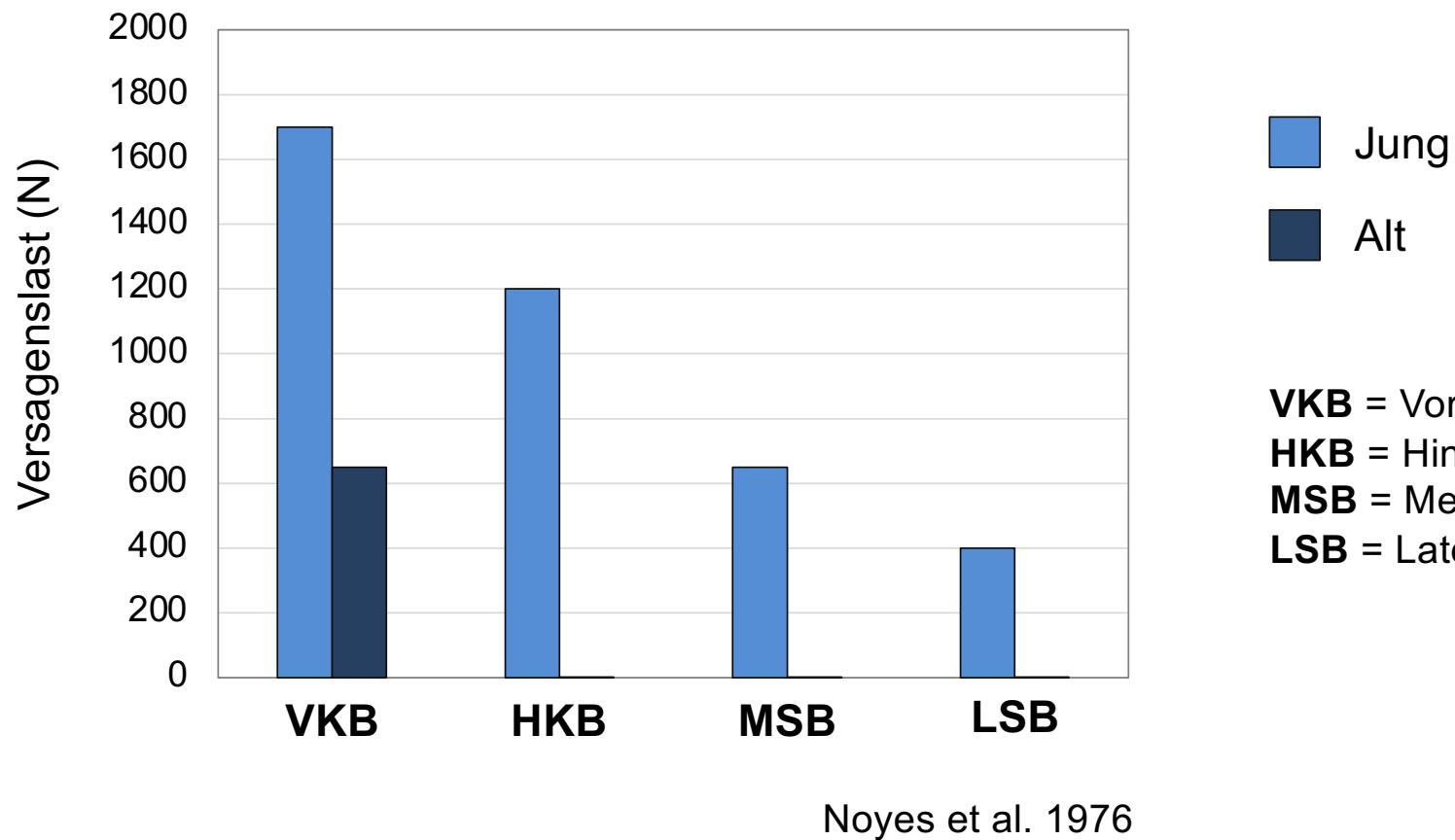
## Typische Materialparameter

Material	E-Modul (MPa)	Zugfestigkeit (MPa)	Max. Zugdehnung (%)	Dichte (g/cm <sup>3</sup> )
Ligamente	1200 - 2000	50 - 110	10 - 25	1,1 - 1,2
Sehnen	1200 - 2000	100 - 1000	6 - 15	1,1 - 1,2
Kortikaler Knochen	10000 - 25000	80 - 150	1 - 3	1,6 - 2,0
Trabekulärer Knochen	100 - 2000	5 - 50	2 - 4	0,2 - 0,8
Titanium	110000	390 - 1150	15	4,5
Stahl	210000	350 - 1700	10	7,75 - 8,05
Co-Cr-Legierung	220000	600 - 950	8 - 15	10
Aluminiumoxid	200000 - 380000	300	0 - 2	3,95

## Einflussfaktoren für Belastungen in Bändern und Sehnen

- Muskuläre und externe Lasten
  - Spitzenkraft in einer Achillessehne während schnelllem Laufen (Komi et al. 1992): 9 kN
  - Kräfte in Handbeugesehne (Schuind et al. 1992) während
    - passiver Mobilisierung des Handgelenks: 1-6 N
    - aktiver Fingerbewegung: 12-35 N
- Belastungsgeschwindigkeit
- Belastungsfrequenz
- Gelenkstellung
- Gelenkmorphologie

## Kreuz- und Kollateralbänder



**VKB** = Vorderes Kreuzband  
**HKB** = Hinteres Kreuzband  
**MSB** = Mediales Seitenband  
**LSB** = Laterales Seitenband

Noyes et al. 1976

## Zusammenfassung I

- Knochen → Stabilität, Schutz, Mineralspeicher  
Gelenke → Flexibilität
- Knochen → Anisotrope und inhomogene Materialeigenschaften
  - Anorganische Mineralien → Festigkeit, Steifigkeit
  - Organische Substanz → Zähigkeit

Alter ↑  
Mineraldichte ↓  
Weibliches Geschlecht →  
Durchmesser ↓  
Flächenträgheitsmoment ↓

Festigkeit ↓  
Steifigkeit ↓  
Zähigkeit ↓

## Zusammenfassung II

- Knochen, Faserknorpel → Kollagen Typ I  
Hyaliner Knorpel → Kollagen Typ II
- Gelenkknorpel
  - Nichtlineares Spannungs-Dehnungs-Verhalten
  - Sehr gute Reibeigenschaften
  - Hohe Kompressibilität
- Roll-Gleit-Mechanismus → Optimale Kniegelenksflexibilität und -stabilität

## Zusammenfassung III

- Hauptkomponente von Bändern und Sehnen: Kollagen Typ I
- Kraft-Verlängerungs-Verhalten:
  - (1) Toe Region
  - (2) Linear elastischer Bereich
  - (3) Plastischer Bereich (Fließen)
  - (4) Versagenspunkt (Ruptur)
- Mechanische Eigenschaften von Bändern und Sehnen:
  - Geringer E-Modul
  - Mittlere Zugfestigkeit
  - Hohe maximale Zugdehnung
- Versagenslast eines jungen Vorderen Kreuzbands  $\sim 1700$  N

Vielen Dank



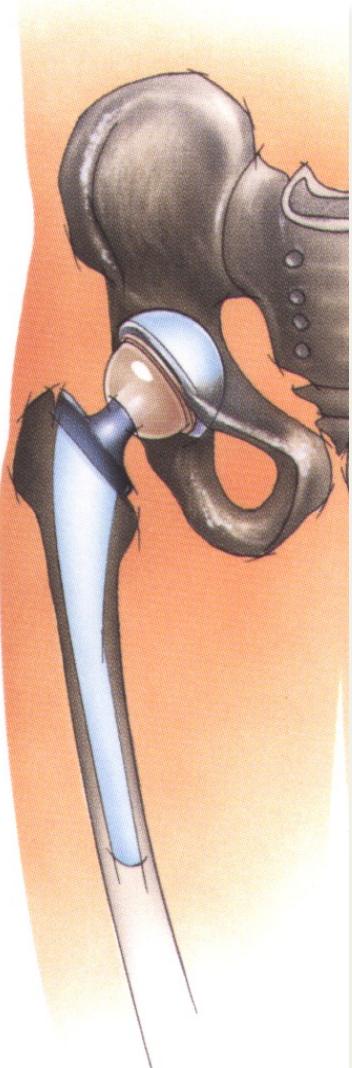
Angewandte Forschung in Orthopädie und Unfallchirurgie

## Biomechanik der Endoprothetik

PD Dr. Andreas Seitz

Institut für Unfallchirurgische Forschung und Biomechanik  
Zentrum für Traumaforschung Ulm (ZTF)  
Universitätsklinikum Ulm





- Epidemiologie
- Grundlagen
- Diagnostik
- Prothesentypen
- Werkstoffe
- Materialoberflächen
- Pfannen
- Tribologie
- Schadensfälle
- Muskuloskeletale Beanspruchung

# Gesellschaft im Wandel: Epidemiologie

- Anspruch der Menschen<sup>1</sup>: bis ins hohe Alter mobil und sportlich zu sein
  - Früher: Lauftraining, Schwimmen oder Radfahren
  - Heute: Marathon laufen, Yoga praktizieren, Klettern und Fußball
- Risikofaktor Arthrose<sup>2</sup>:
  - Alter
  - Ursachen in jungen Jahr
    - » Unfälle
    - » Übergewicht
    - » Fehlhaltungen, z. B. der Hüfte
    - » Sportverletzungen



©SCC EVENTS Norbert Wilhelm

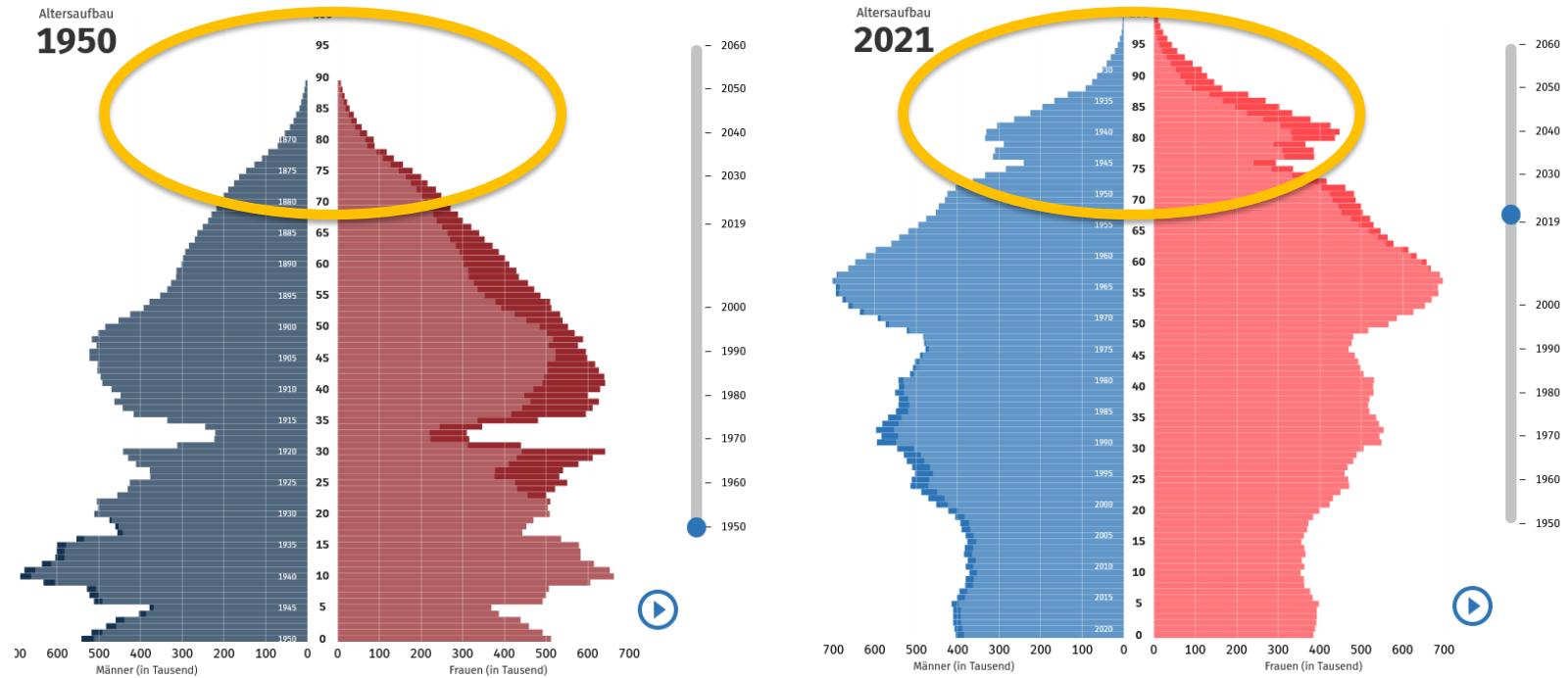


©Fotolia/Sagittaria

Quellen:

<sup>1</sup>Dtsch Arztebl 2016; 113(3): A-80 / B-71 / C-71, Schulte Strathaus, Regine

<sup>2</sup>www.mediclin.de, Dr. Siegfried Wentz



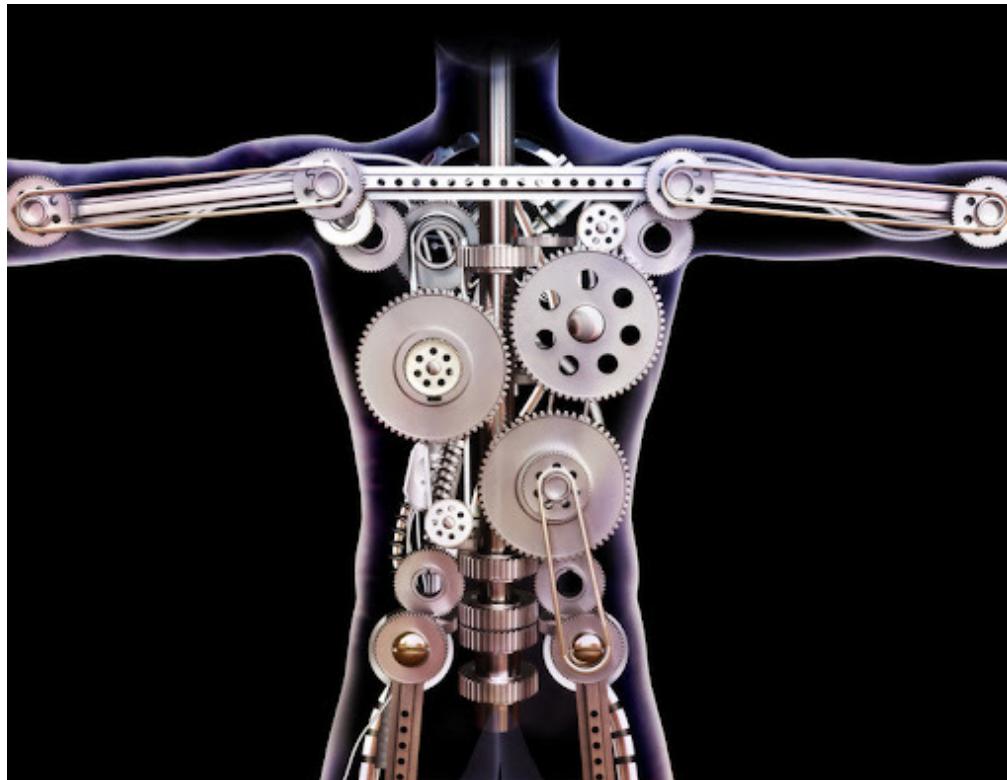
Quelle: Statistisches Bundesamt (Destatis), Wiesbaden 2021

# Zahlen und Fakten<sup>1</sup>

- 400.000 künstliche Knie-, Hüft- und Schultergelenke p.a.
- Arthrose ist mit Abstand häufigster Indikation
  - acht Millionen Arbeitsunfähigkeitstage p.a.
  - 18.000 Frühverrentungen p.a.
- 2014: 220.000 Hüftgelenke 150.000 Kniegelenke
  - (Standzeit 10 Jahre → 95%)

<sup>1</sup>Dtsch Arztbl 2016; 113(3): A-80 / B-71 / C-71, Schulte Strathaus, Regine

# Ersatzteile für den Menschen



# Endoprothetik

- Griechisch: *endo* „innen“
- Gelenkersatz
  - Dauerhaft im Körper
  - Geschädigtes Gelenk wird ganz oder teilweise ersetzt
- Kniegelenk, Schultergelenk, Sprunggelenk, Ellbogengelenk, Fingergelenk, Herzklappenersatz, Gefäßersatz oder Brustimplantate

# Biokompatibilität

Implantat als Fremdkörper im menschlichen Körper

Wirkung zwischen Implantat und Körper	Folge
a) Toxische Wirkung des Implantats	Gewebe stirbt ab → unbrauchbar
b) Implantat ist biologisch inert → $\text{Al}_2\text{O}$ , $\text{Zr}_2\text{O}_3\text{C}$	Gewebe bildet zur Abschirmung nicht adhärierende fibröse Kapsel → Häufigster Fall, Schutzreaktion
c) Implantat ist bioaktiv, zeigt positive Oberfläche → Bioglas <sup>R</sup>	Gewebe und Implantat verwachsen miteinander → chemische Reaktivität
d) Implantat resorbiert	Gewebe löst Implantat auf und ersetzt es → hohe Reaktivität → unschädlich, leichte Verstoffwechslung

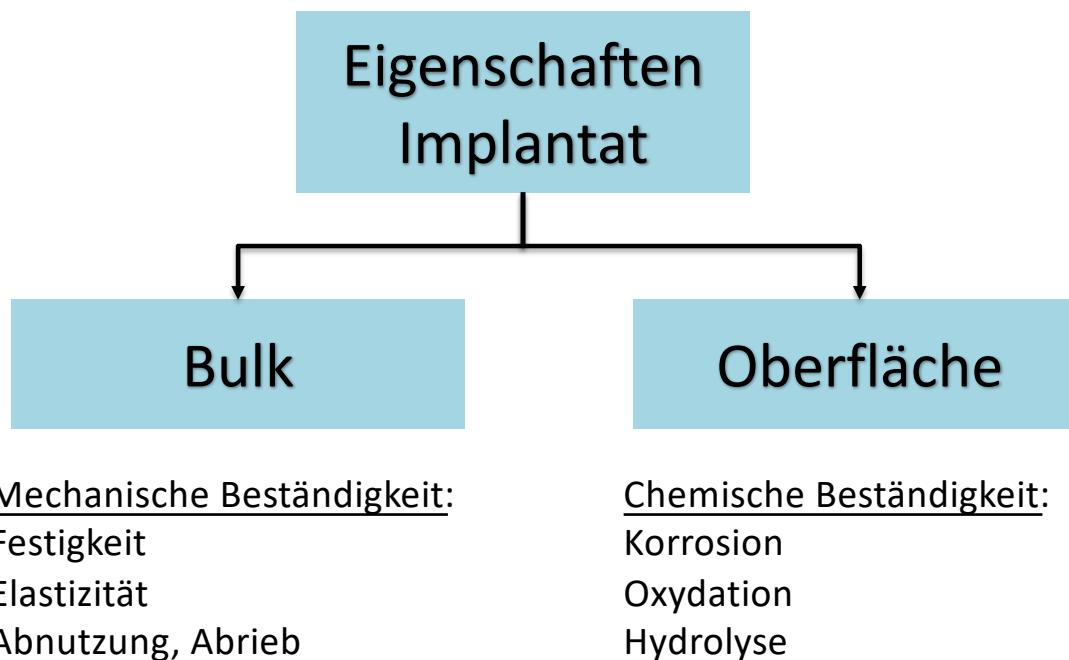
# Biokompatibilität

Faktoren, die das Zusammenspiel zwischen Gewebe und Implantat beeinflussen

Umliegendes Gewebe	Implantat
Art des Gewebes	Material
Gesundheit	Phasen
Alter	Porosität
Blutzirkulation	Oberflächenbeschaffung
Bewegung zwischen Gewebe und Implantat	Chemische Aktivität, Korrosion
Belastung	Mechanische Festigkeit

# Biokompatibilität

Faktoren, die das Zusammenspiel zwischen Gewebe und Implantat beeinflussen



# Diagnostik: Arthrose

Röntgenuntersuchung, Ultraschall oder MRT

- Weniger: Blutuntersuchung
- Klinische Kriterien:
  - Schmerzen, Bewegungseinschränkung, Funktionsstörung, Krepitus und Deformation
  - Radiologisch sichere Arthrose Zeichen (Gonarthrose):
    - Verminderung der Weite des Gelenkspalts (< 5–4mm)
    - subchondrale Sklerose Ausbildung bzw. von Geröll-Zysten
    - (Appositions-)Osteophyten (> 2mm)
  - Klassifikation<sup>1</sup> nach Kellgren und Lawrence

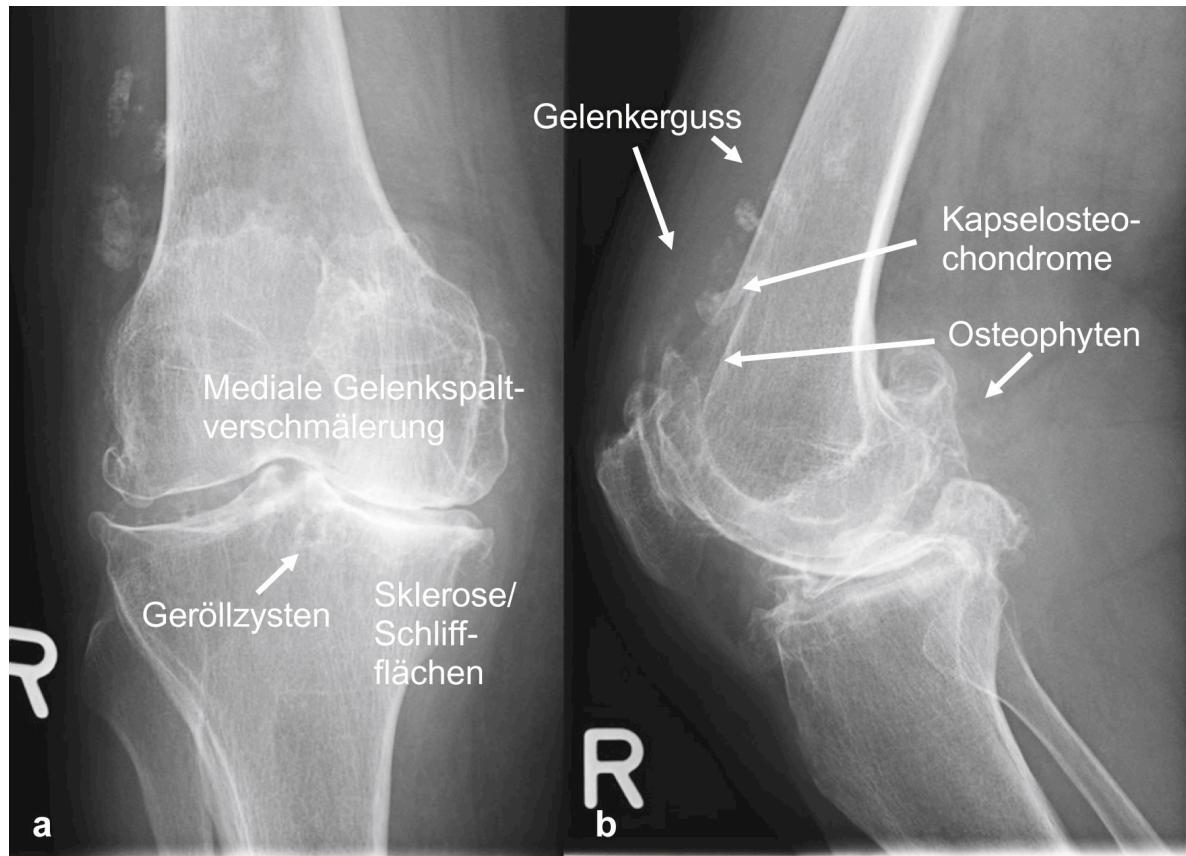
	0	I	II	III	IV
Kellgren-Lawrence	Normalbefund	Fragliche Arthrosezeichen	Definitive Osteophyten, fragliche Verschmälerung des Gelenkspalts	Multiple Osteophyten, deutliche Verschmälerung des Gelenkspalts, Sklerose	Gelenkdestruktion

<sup>1</sup> Spahn G, Stojanowic I, Biehl M, Klemm HT, Hofmann GO: Grading of cartilage lesions and osteoarthritis. OUP 2016; 9: 509–514

# Radiologische Befundung



# Radiologische Befundung

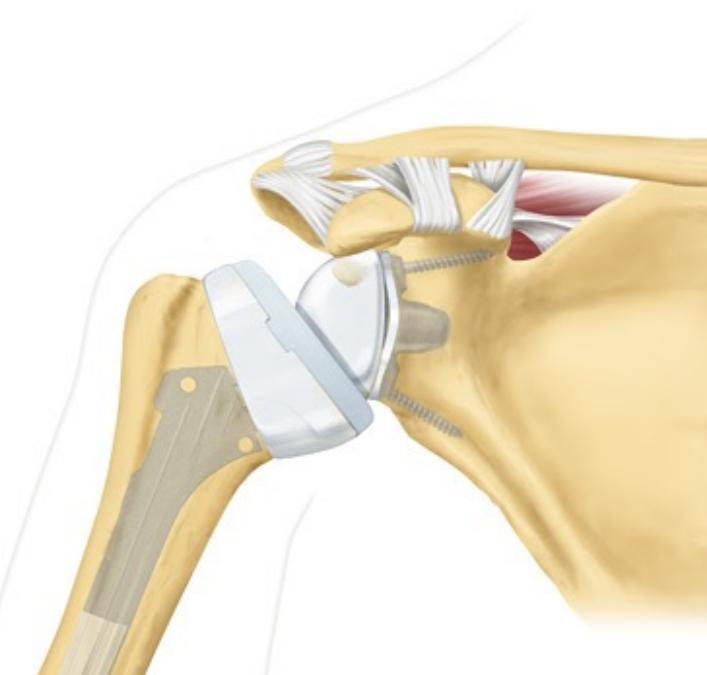


Bildquelle: Eckardt, Anke: Degenerativ-rheumatische Erkrankungen. In: Klinikleitfaden Rheumatologie, 4. Aufl. 2018

# Prothesentypen

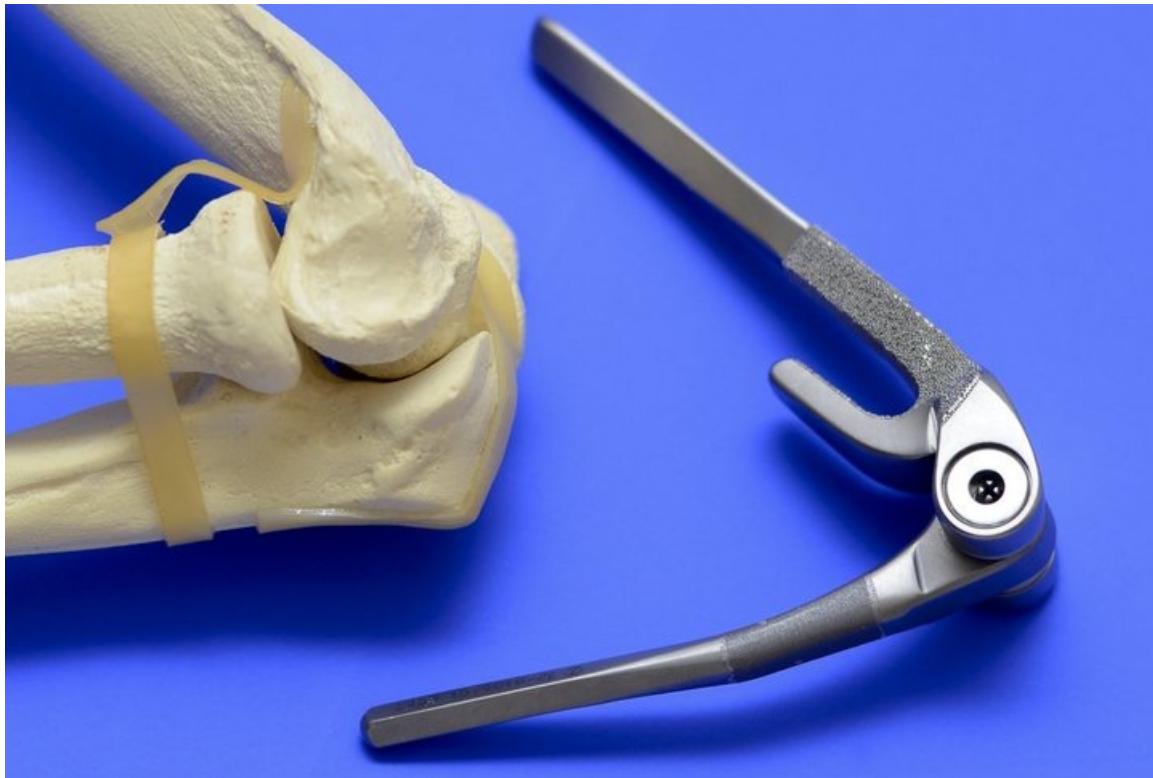
## Schultergelenk

- Verlagerung des Drehzentrums nach unten/innen
- Indikation bei Defizit und Verschleiß Rotatorenmanschette
- Funktion mit Deltoideus



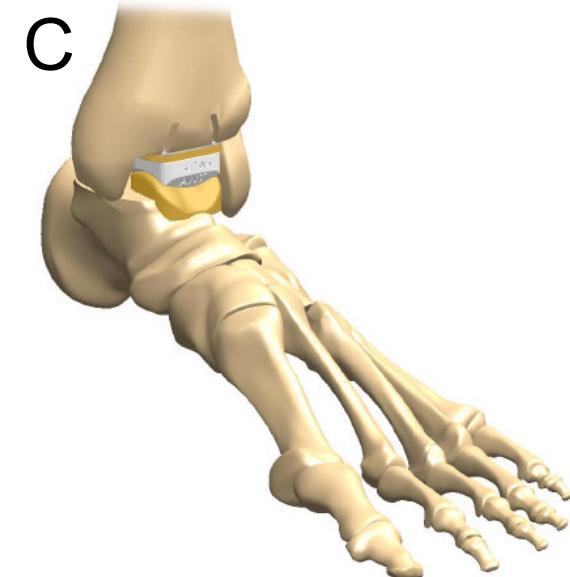
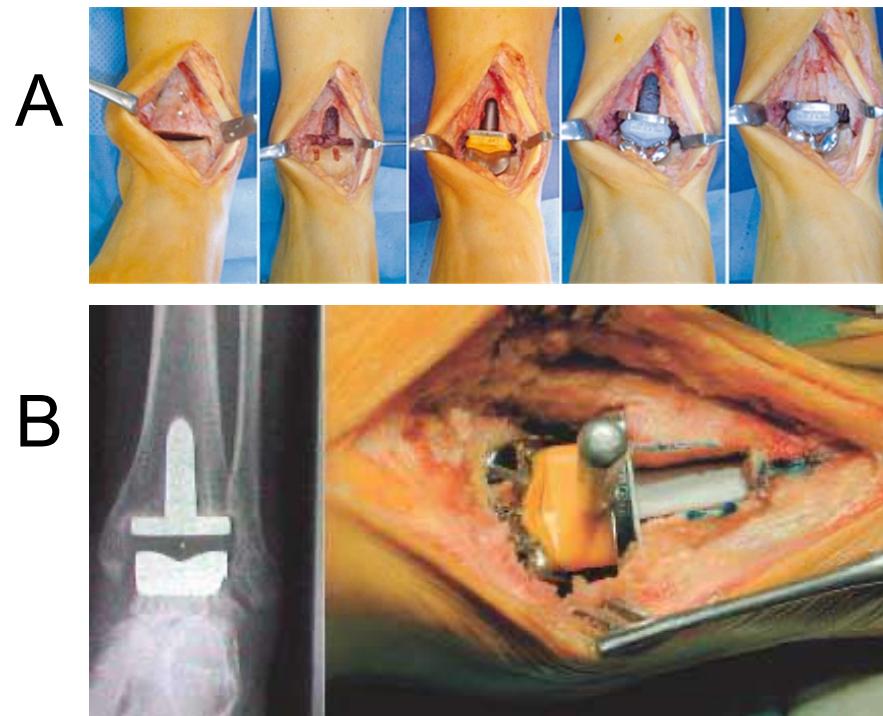
# Prothesentypen

Ellenbogen



# Prothesentypen

## Sprunggelenk



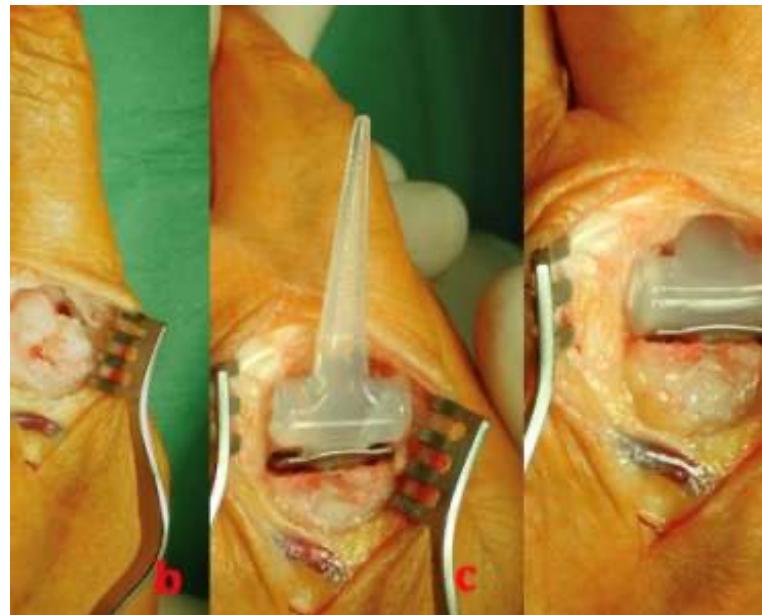
A) <https://www.aerztezeitung.de/Medizin/Endoprothese-im-Sprunggelenk-das-geht-gut-214195.html>, Uwe Groenewald

B) [fussgellschaft.at](http://fussgellschaft.at)

C) [implantcast.de](http://implantcast.de)

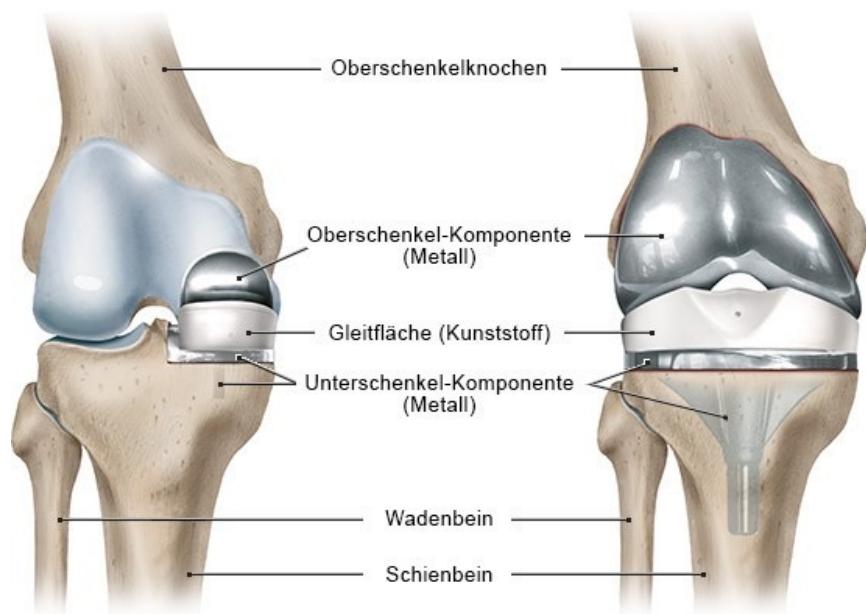
# Prothesentypen

## Finger



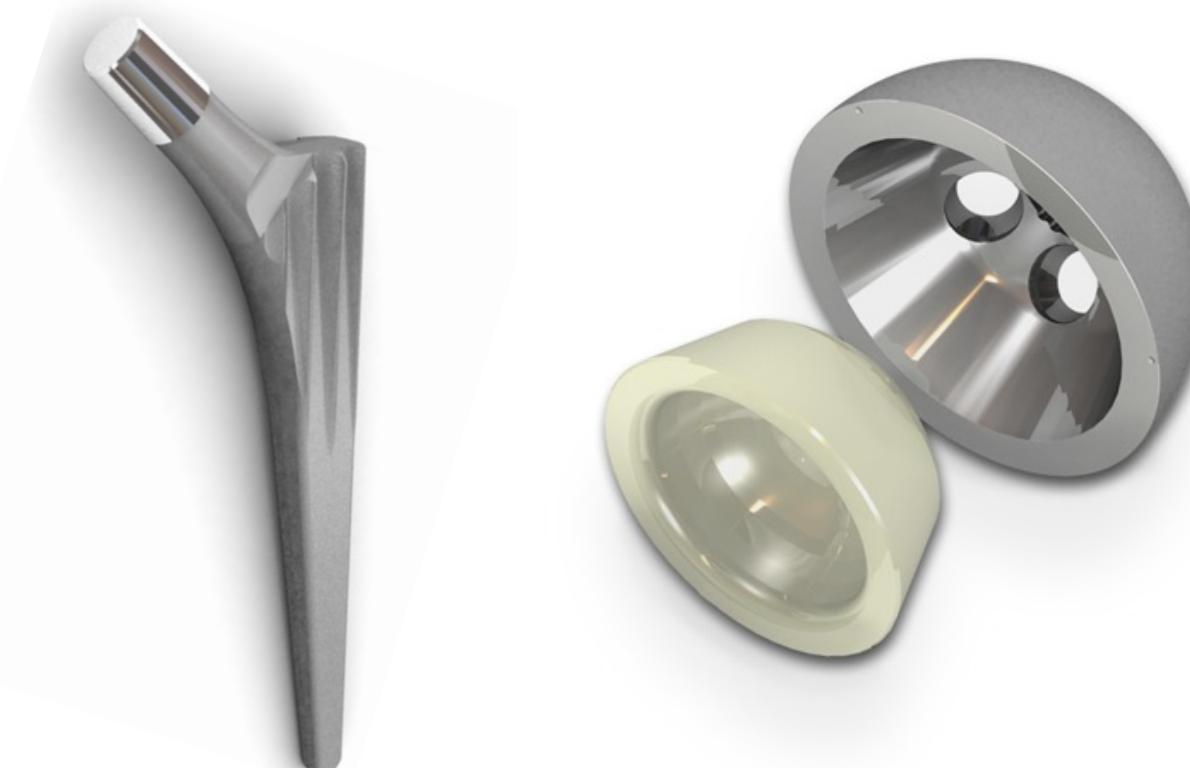
# Prothesentypen

## Kniegelenk



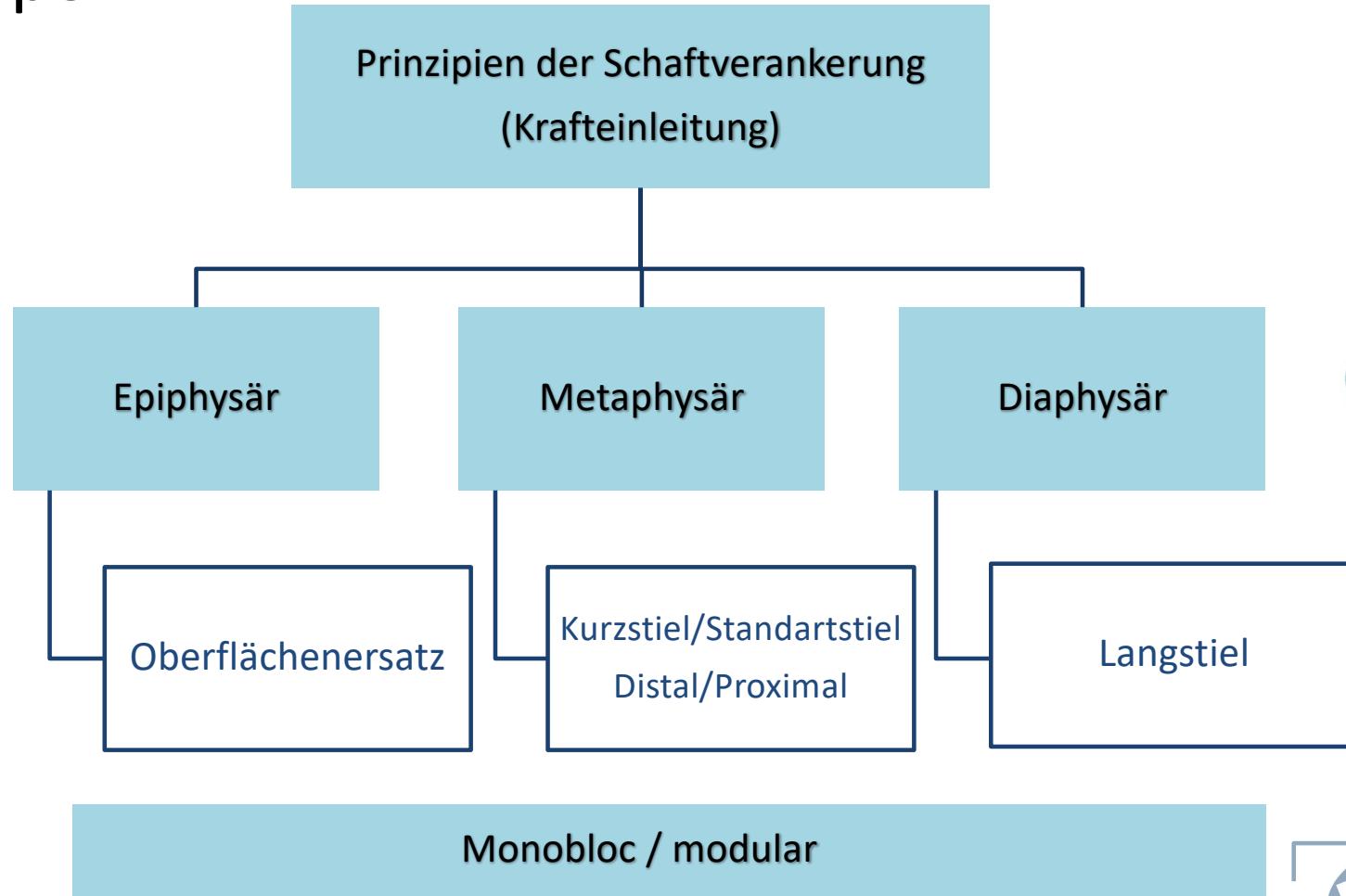
# Prothesentypen

Hüftgelenk (unzementiert)



# Prothesentypen

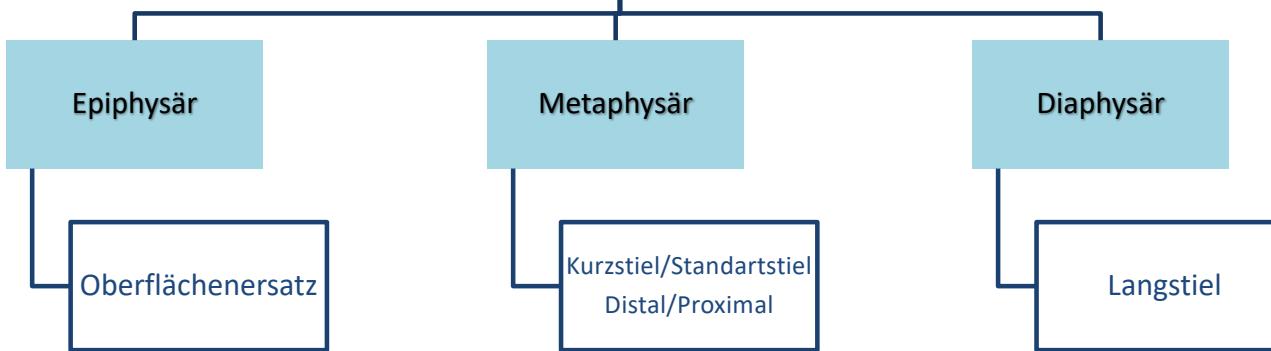
Hüftgelenk



# Prothesentypen

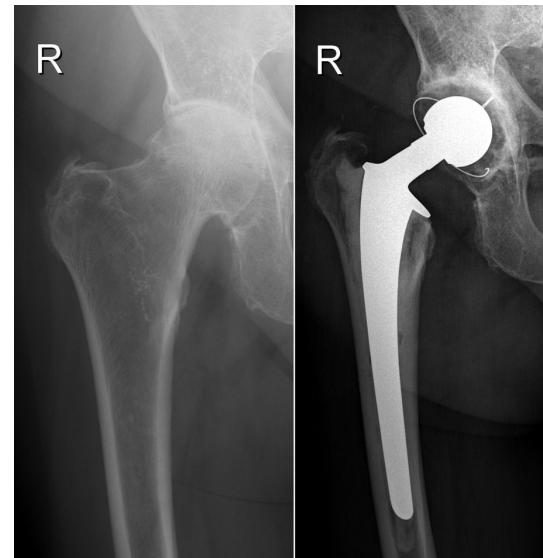
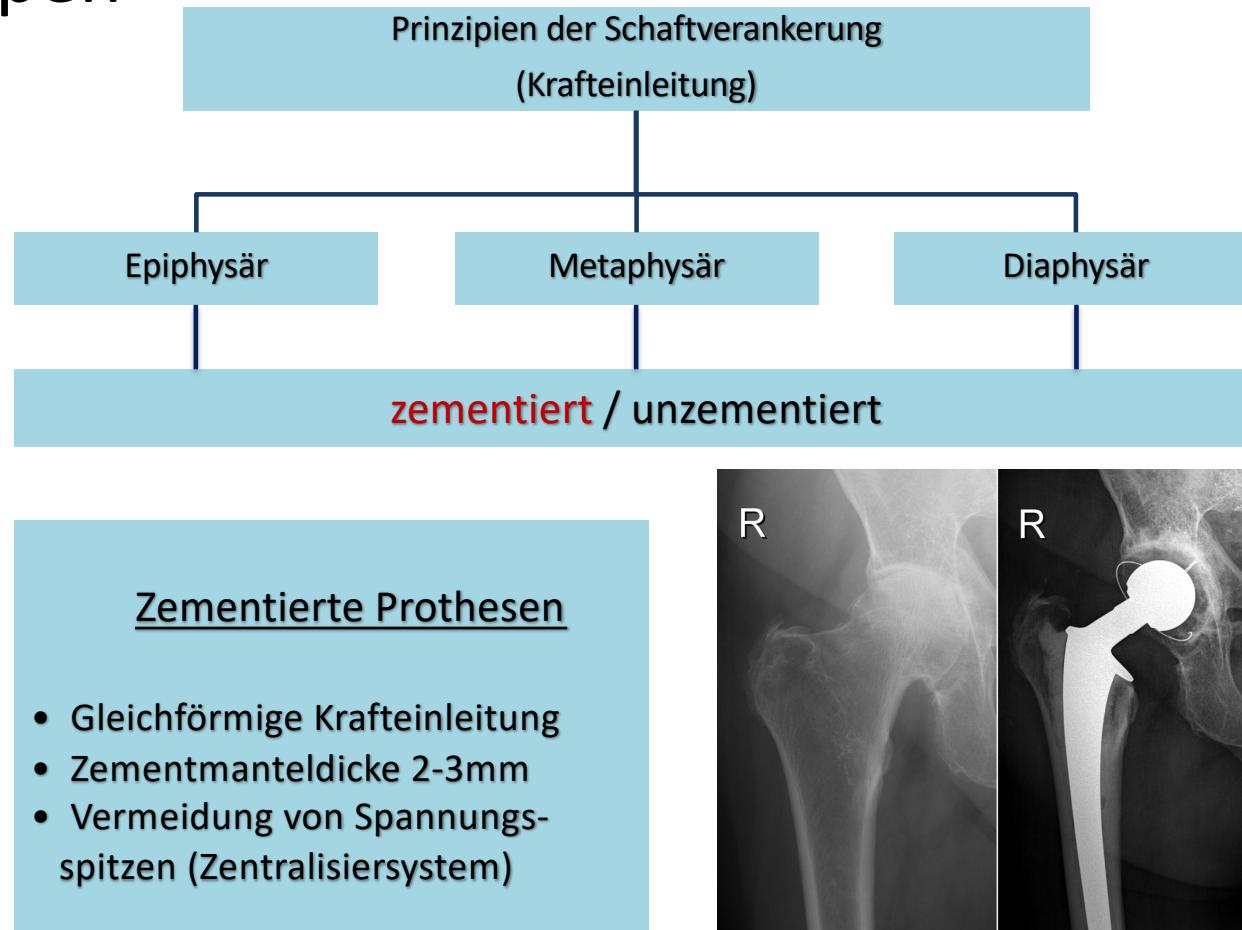
## Hüftgelenk

### Prinzipien der Schaftverankerung (Krafteinleitung)



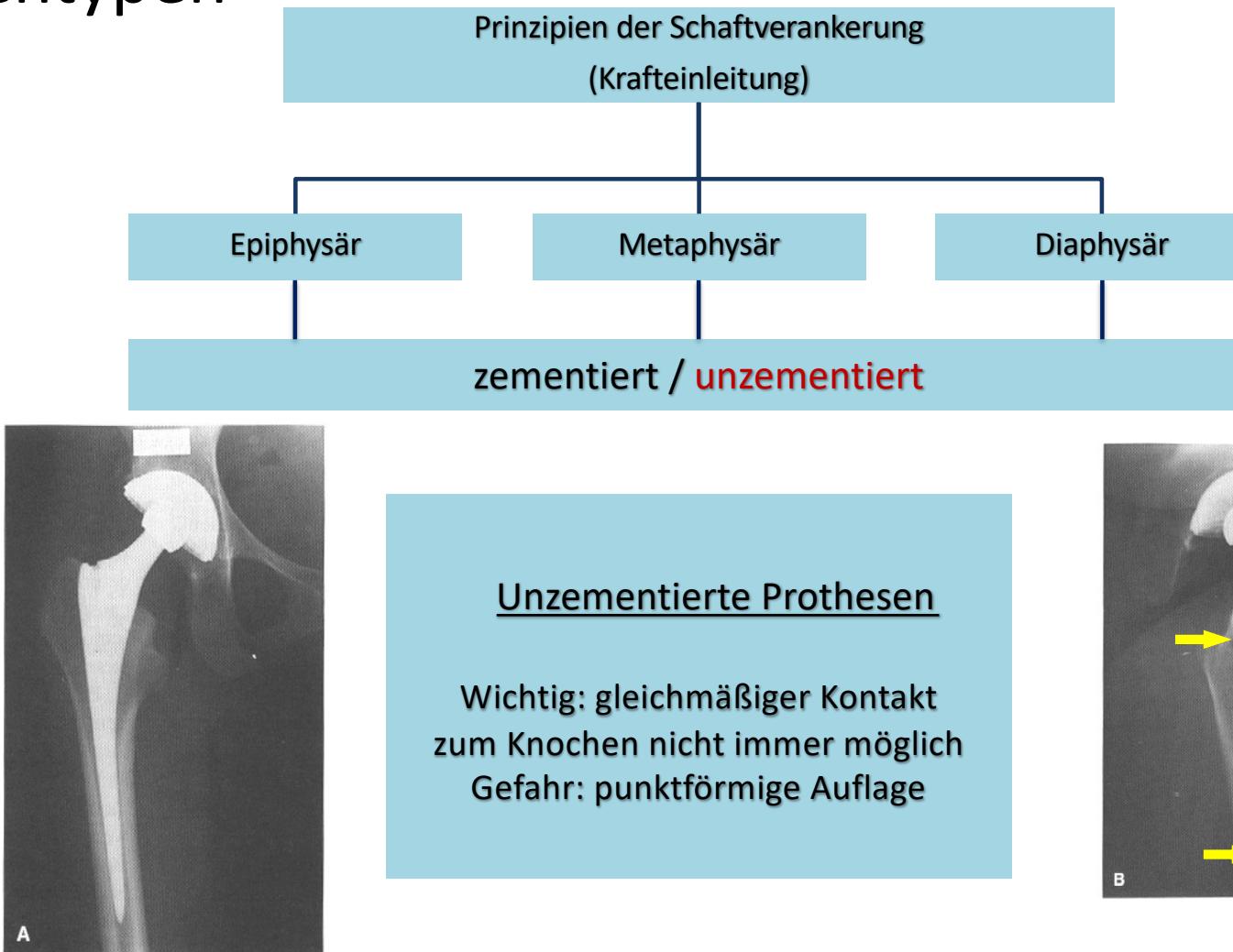
# Prothesentypen

Hüftgelenk



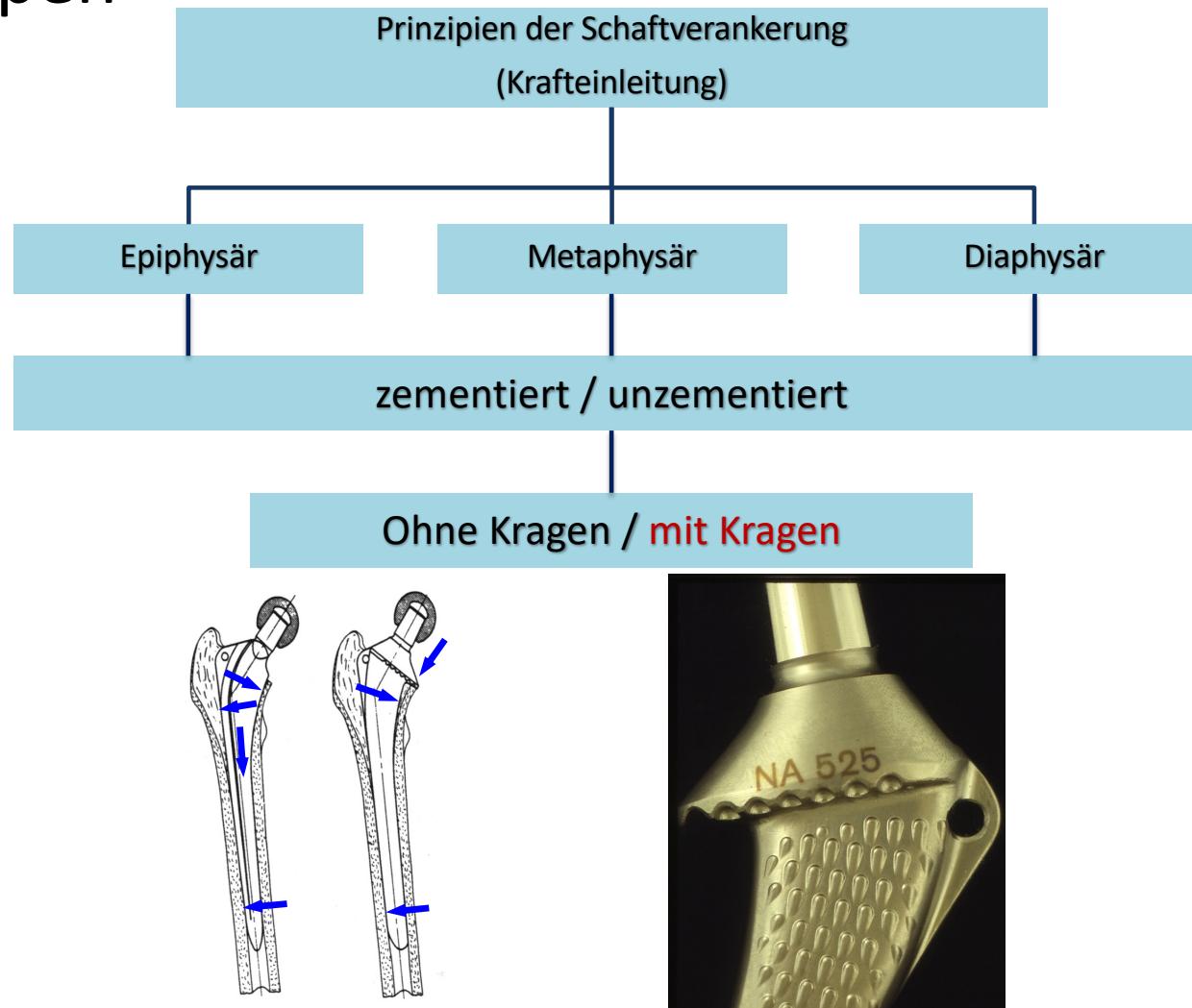
# Prothesentypen

Hüftgelenk



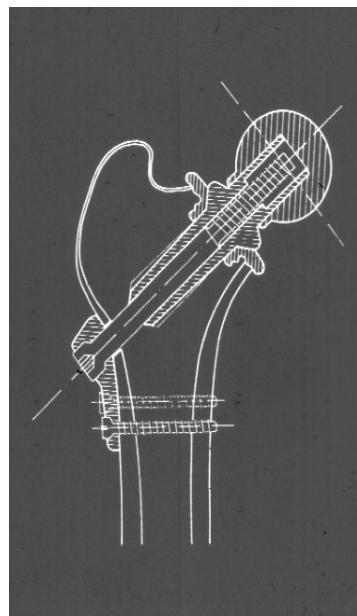
# Prothesentypen

Hüftgelenk

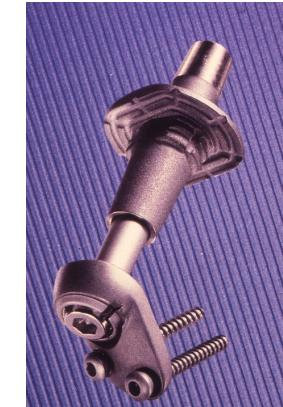
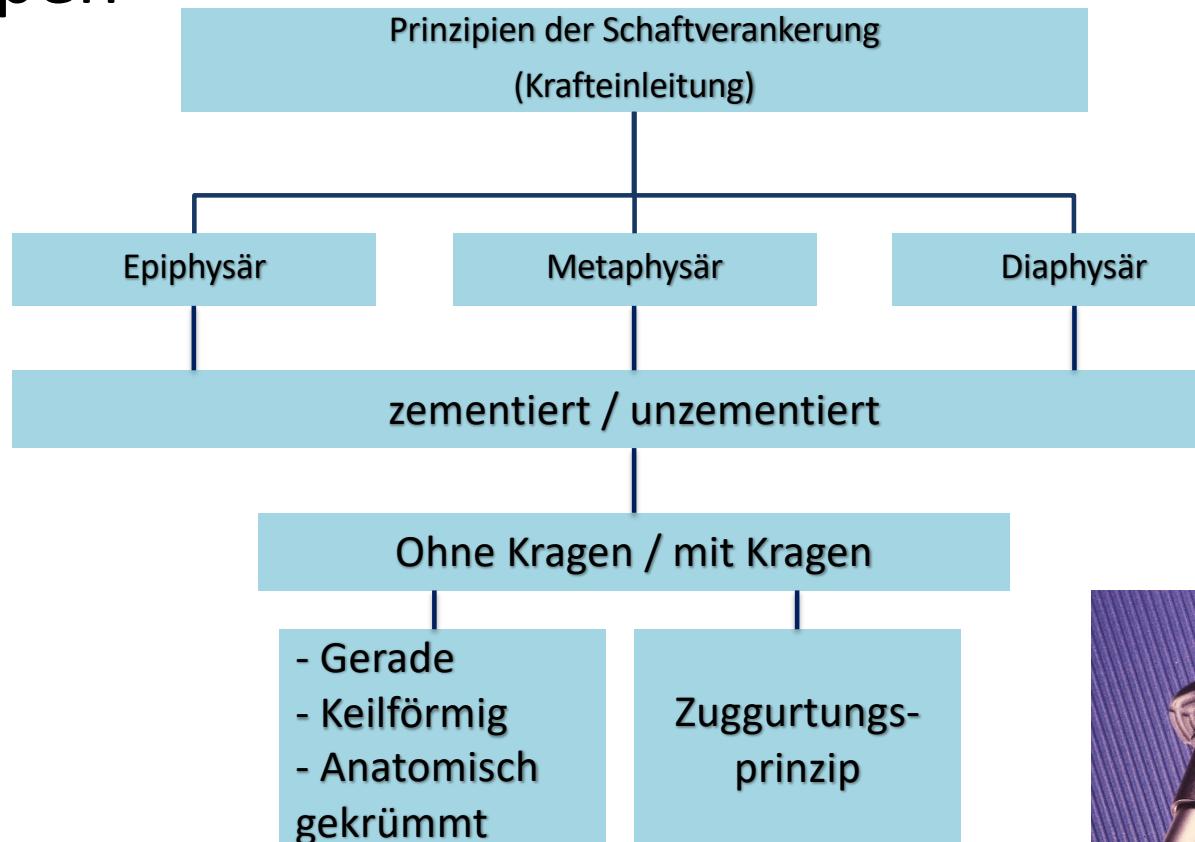


# Prothesentypen

Hüftgelenk



Huggler et al.



# Prothesentypen

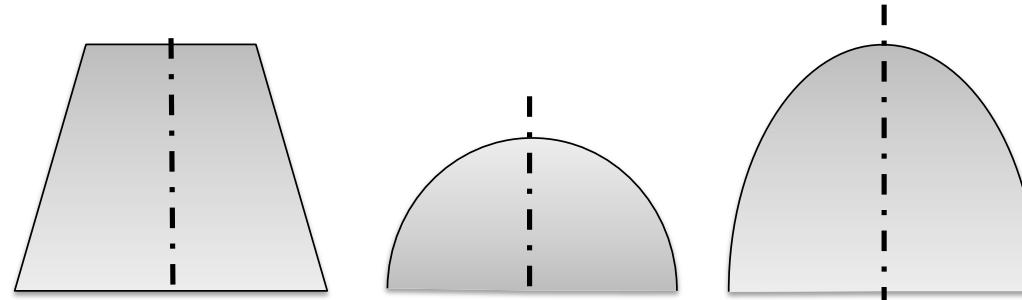
Hüftgelenk

## Prinzip der Pfannenverankerung

Zementiert

Unzementiert

konisch / sphärisch / parabolisch



Schraubpfanne

x

x

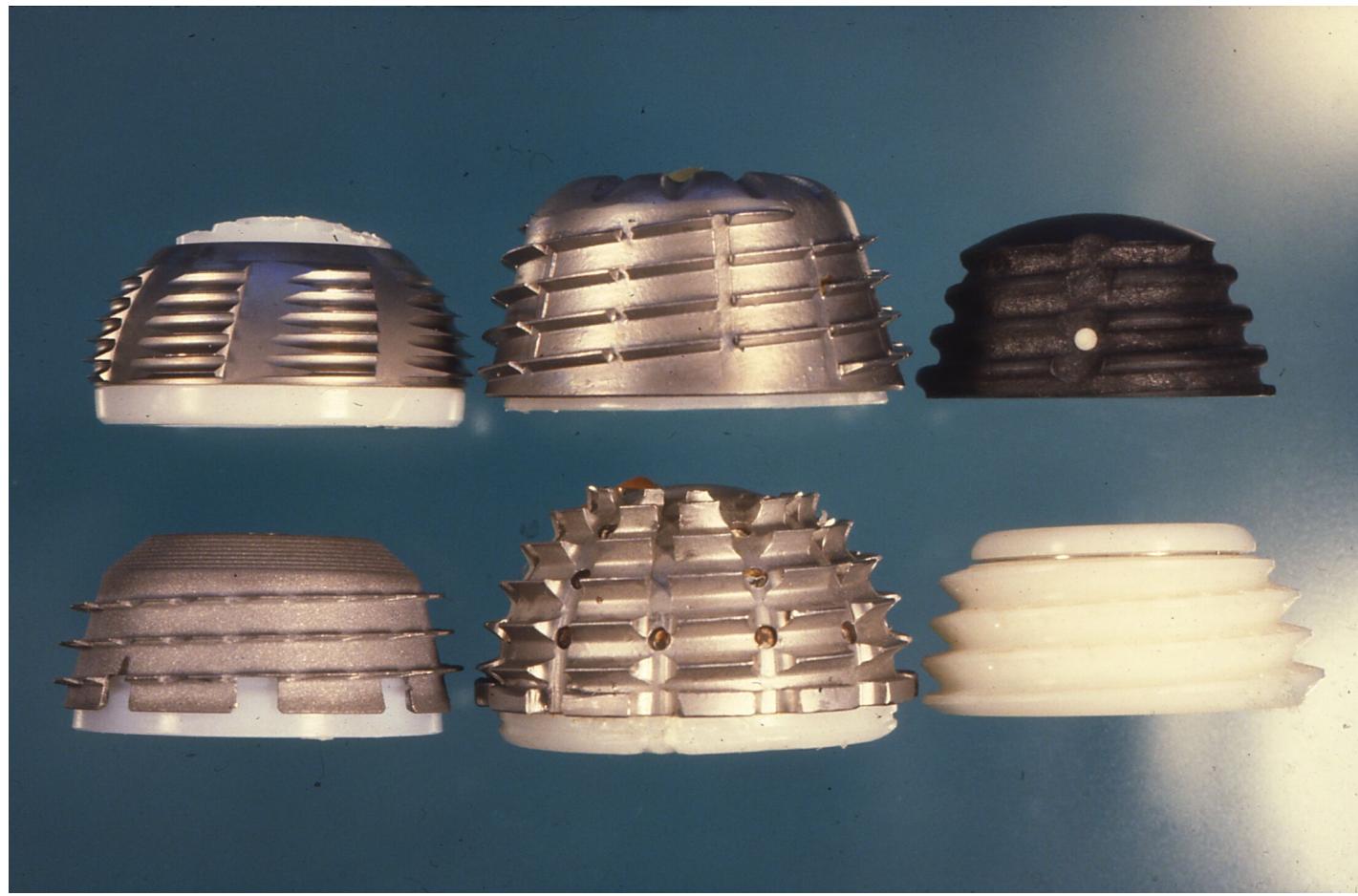
x

Pressfit

x

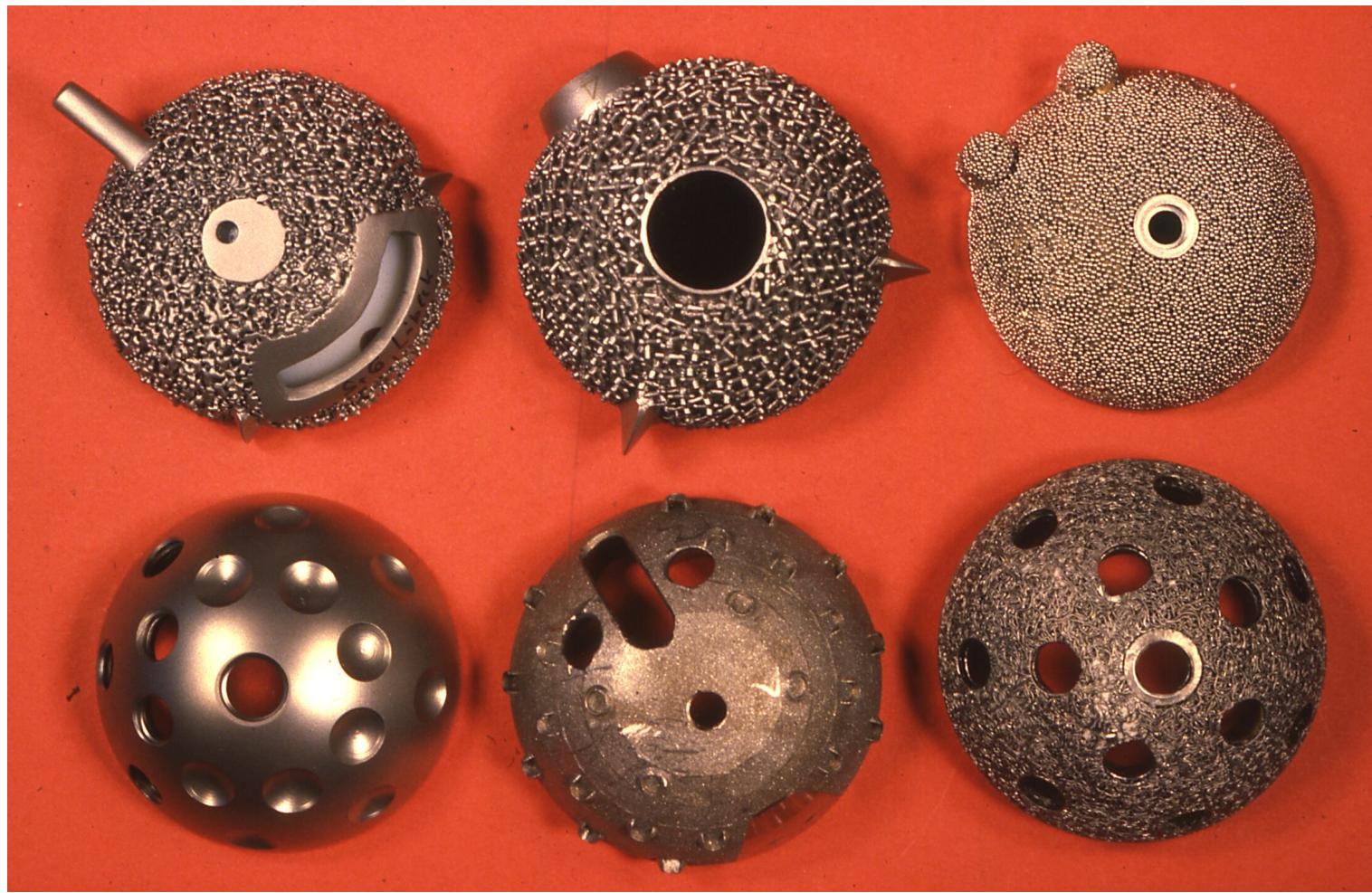
# Prothesentypen

Hüftgelenk



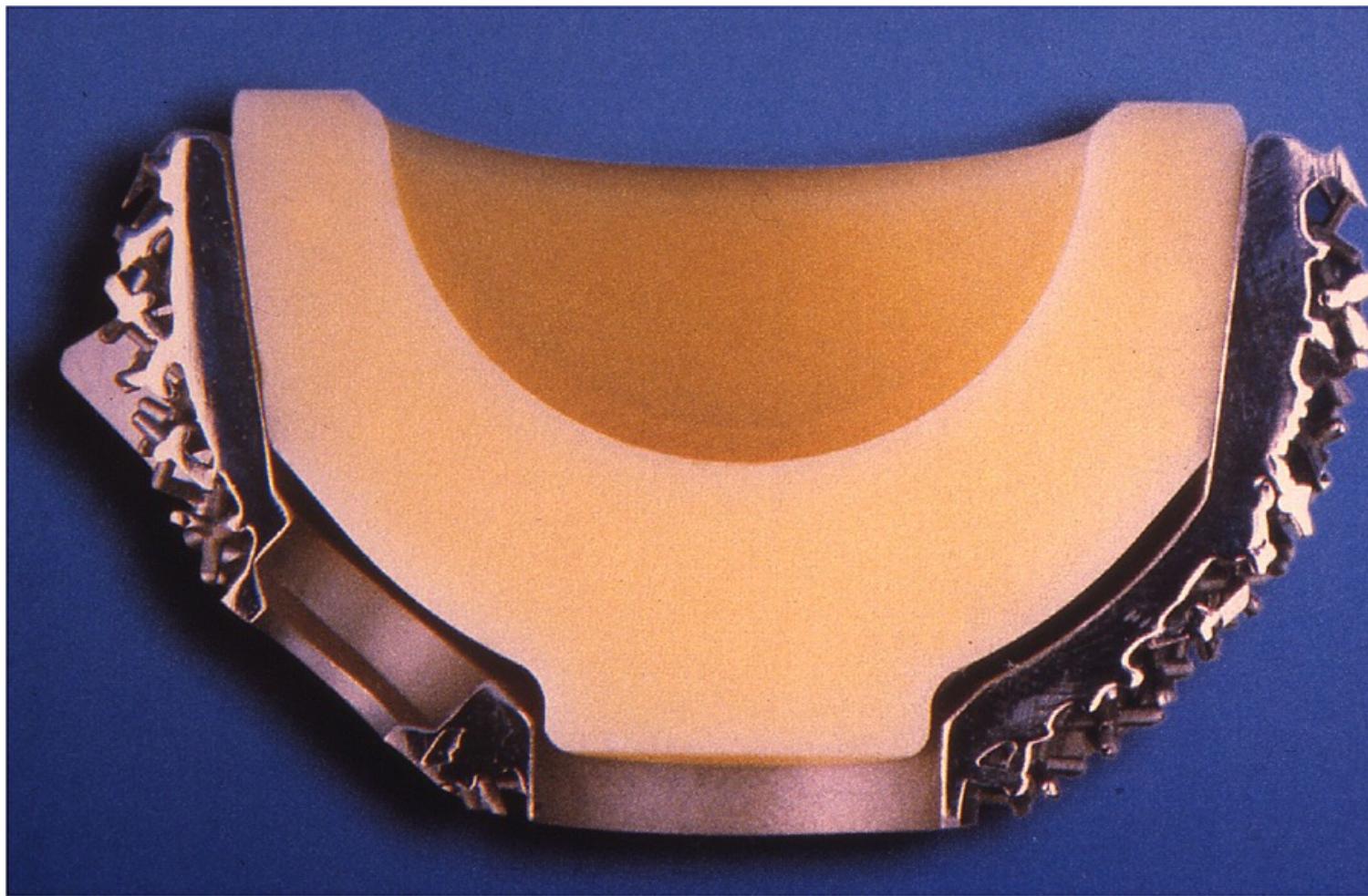
# Prothesentypen

Hüftgelenk



# Prothesentypen

Hüftgelenk



# Materialien

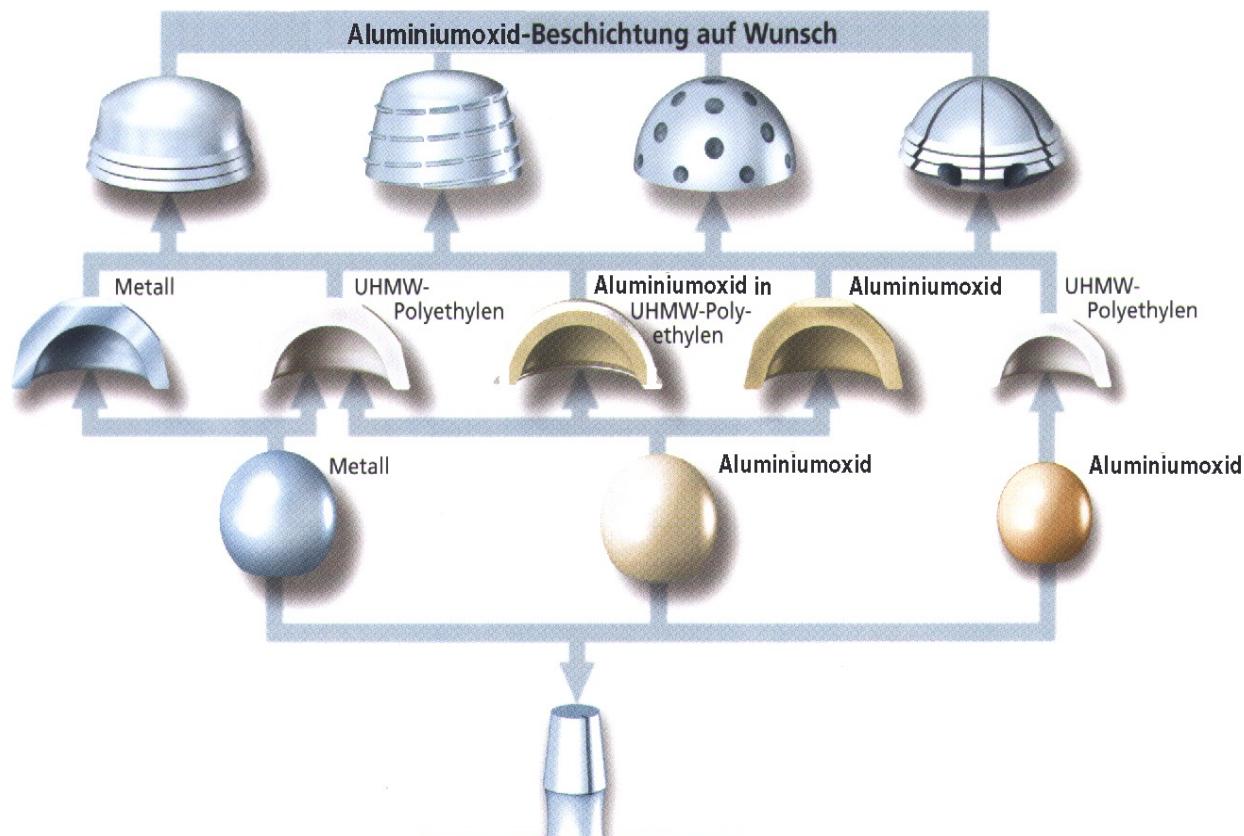
Kombination von artikulierenden Materialien

	PE	St	CoCrMo	$\text{Al}_2\text{O}_3$	$\text{ZrO}_2$
PE		X	X	X	X
St	X	X			
CoCrMo	X		X		
$\text{Al}_2\text{O}_3$	X			X	X
$\text{ZrO}_2$	X			X	X

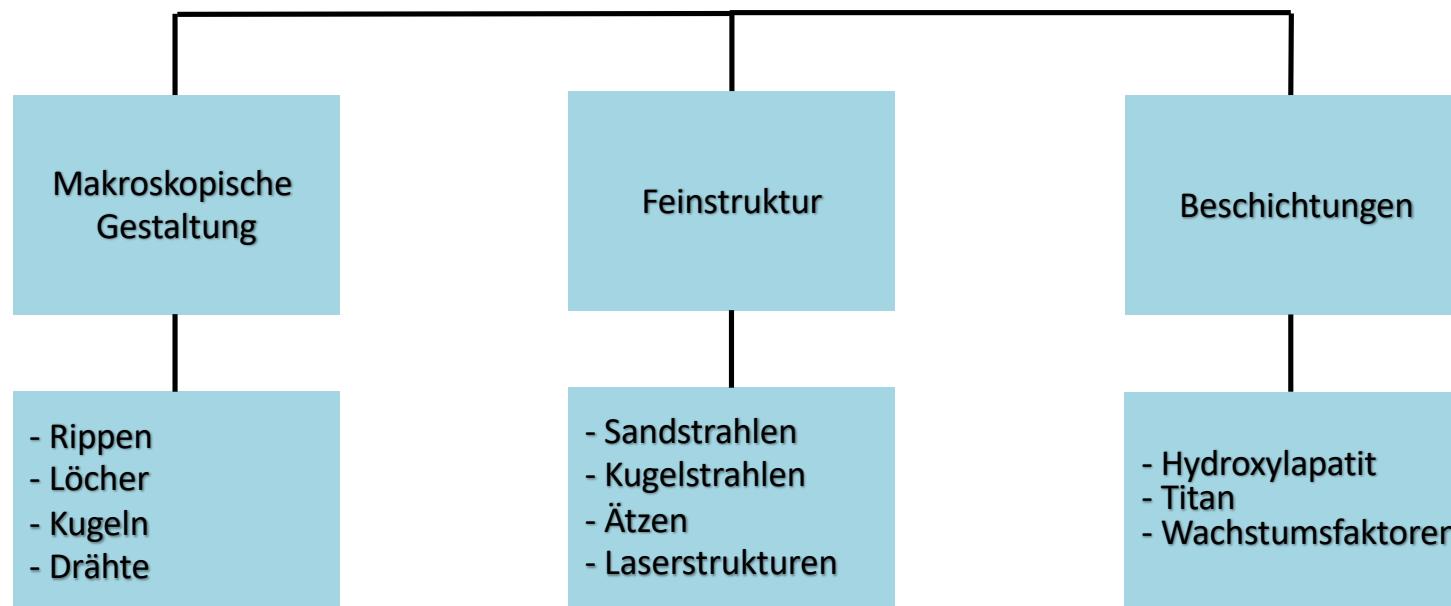
häufig verwendet

# Typen / Paarungen

Bsp. Materialkombination Hüftkopf-Hüftpfanne



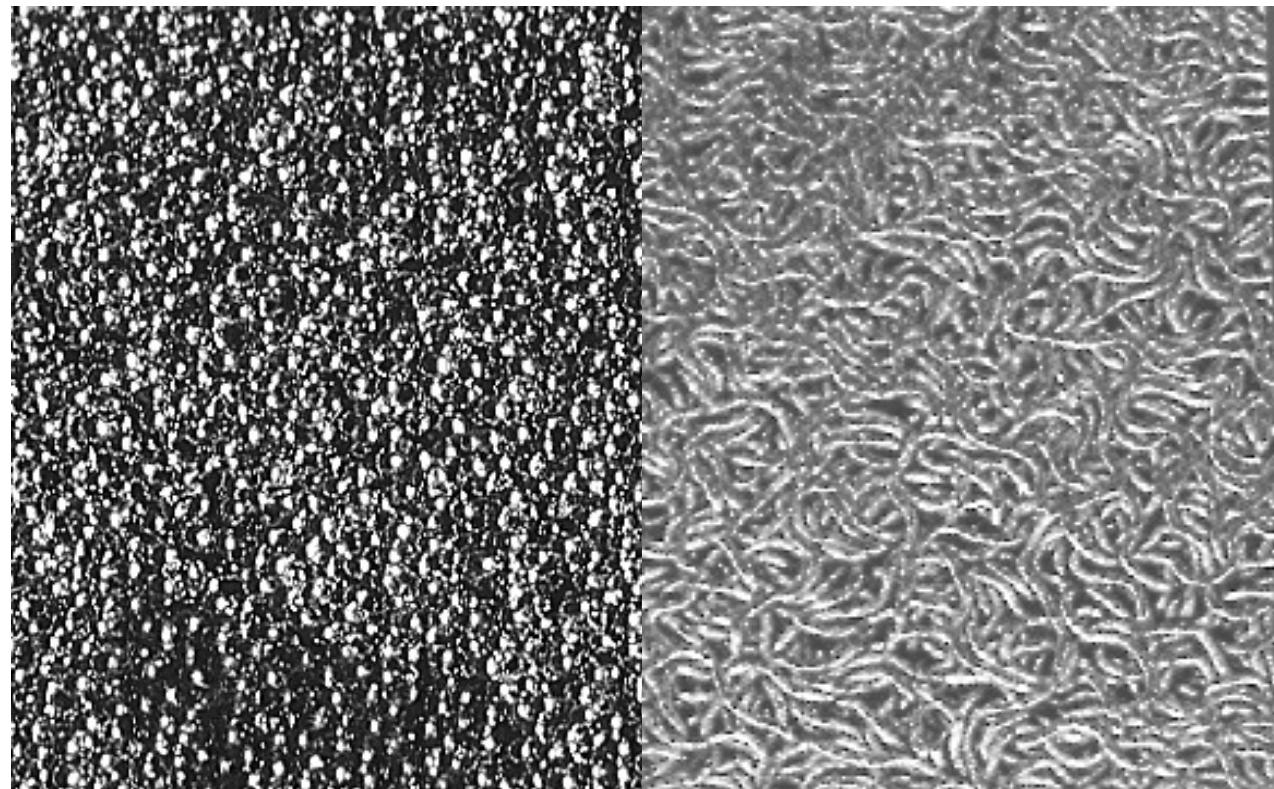
# Materialoberflächen



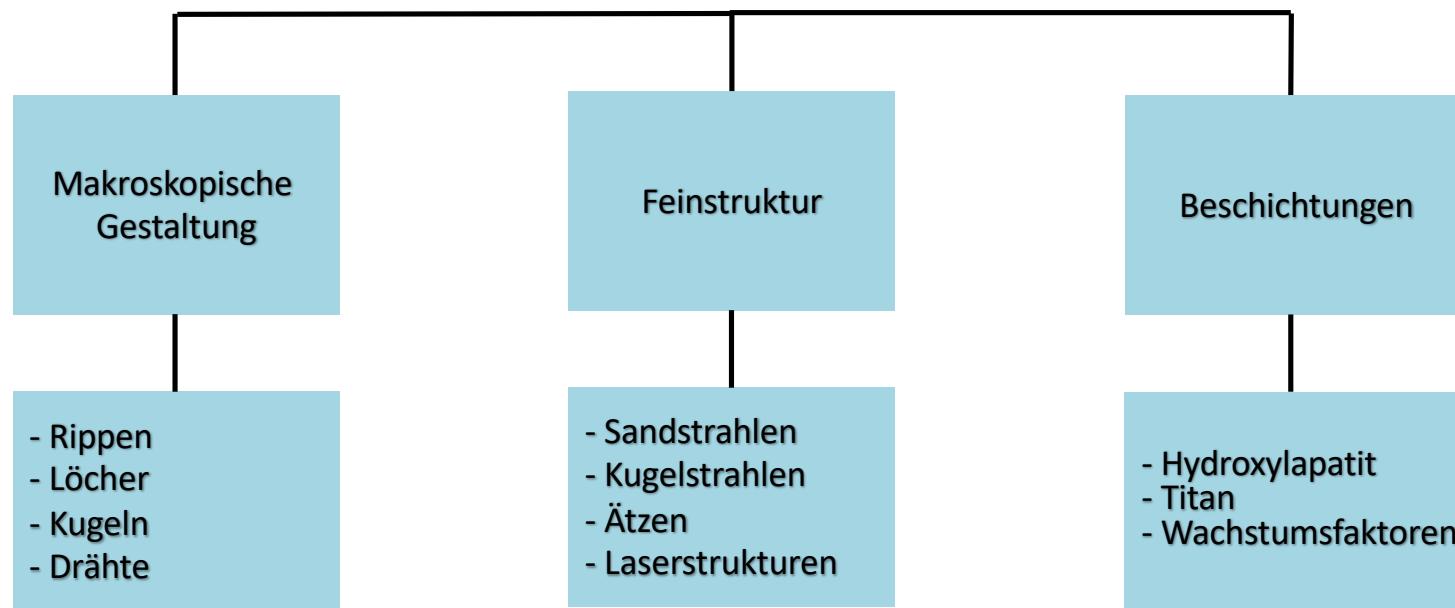
# Materialoberflächen



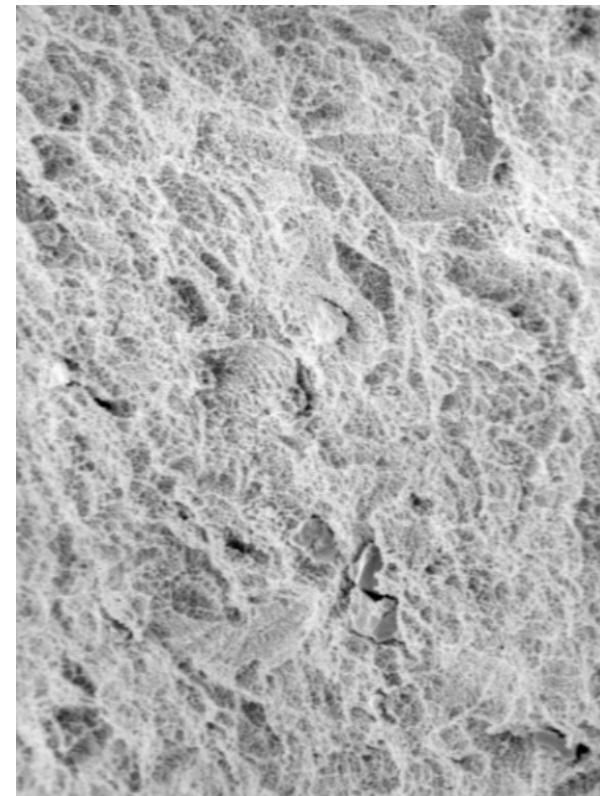
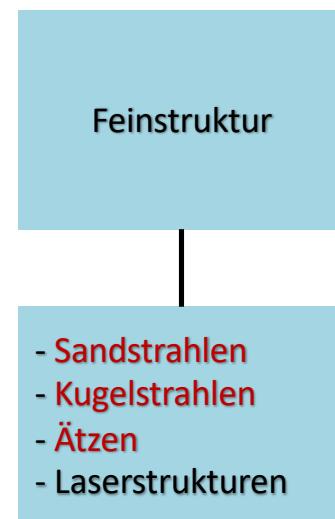
# Materialoberflächen



# Materialoberflächen



# Materialoberflächen



# Materialoberflächen



Beschichtungen

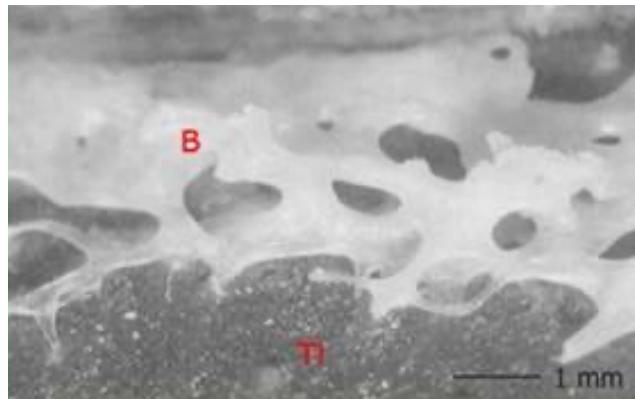
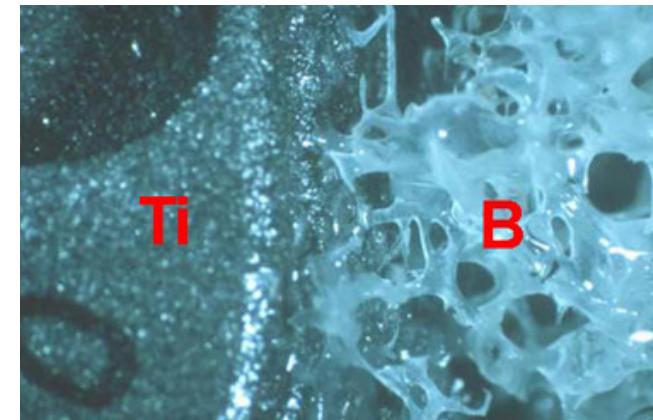
- Hydroxylapatit
- Titan
- Wachstumsfaktoren

# Materialoberflächen

Biologische Verankerung im Knochen



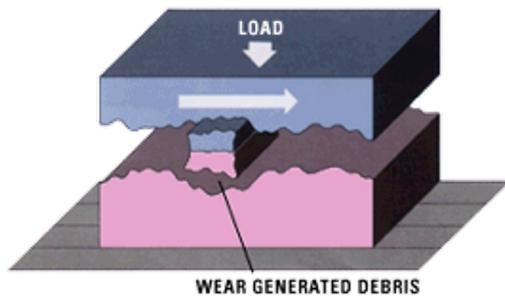
Osseointegration



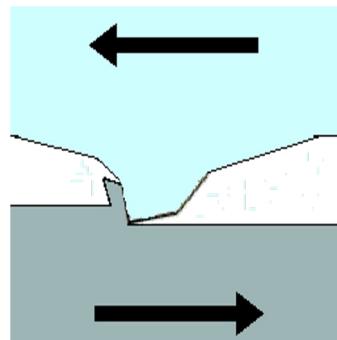
Zweymüller K., Lintner F., Semlitsch M.: Biologic fixation of a press-fit titanium hip joint endoprosthesis. Clinical Orthopaedics and Related Research 235: 195-206, 1988)

# Tribologie

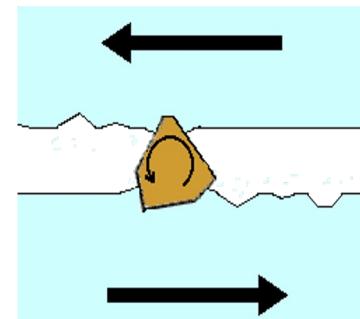
## Abriebmechanismen



Adhäsion



Abrasion



Fremdkörper

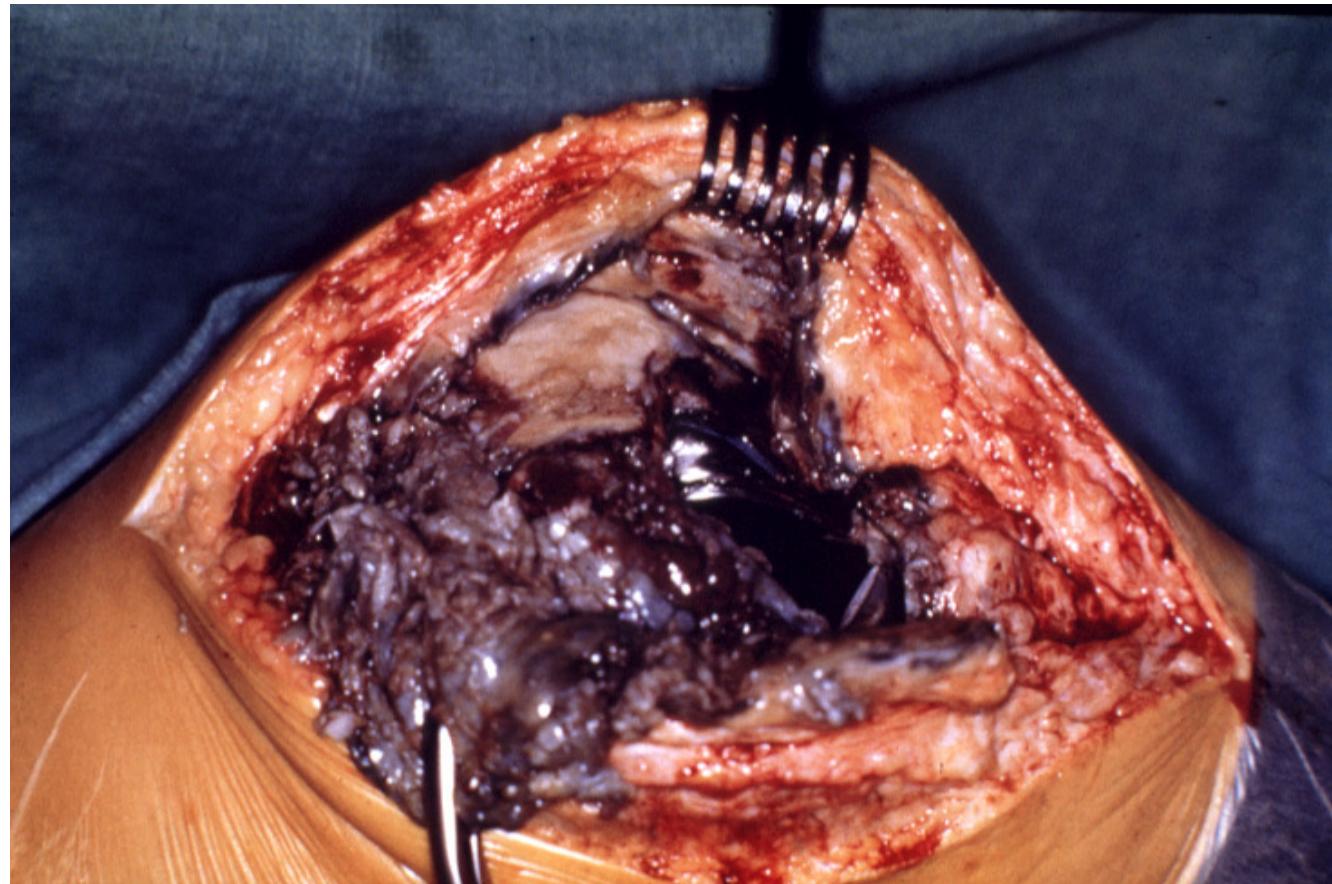
# Tribologie

Abriebvolumen bei verschiedenen Materialkombinationen

<b>Materialkombination</b>		<b>Linearer Abrieb / a</b> [mm]	<b>Abriebvolumen / a</b> [mm <sup>3</sup> ]
Metall	UHMWPE	0,2	55,71
Keramik	UHMWPE	0,1	17,91
Metall	Metall	0,01	0,88
Keramik	Keramik	0,05	0,04
Metall - PE hochvernetzt (Laborergebnisse)		0,1 – 0,3	

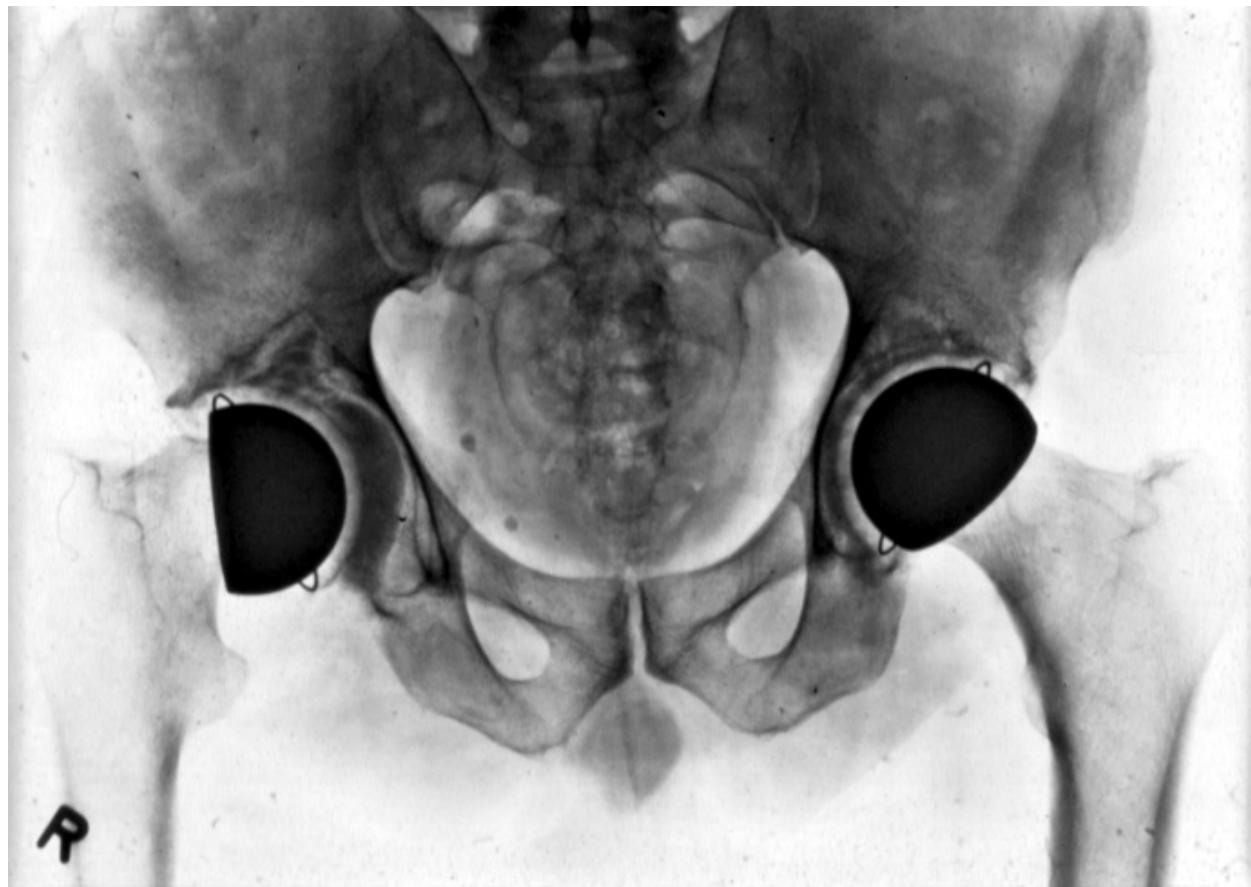
# Versagen von Gelenkendoprothesen

Aseptische Lockerung durch Materialabrieb



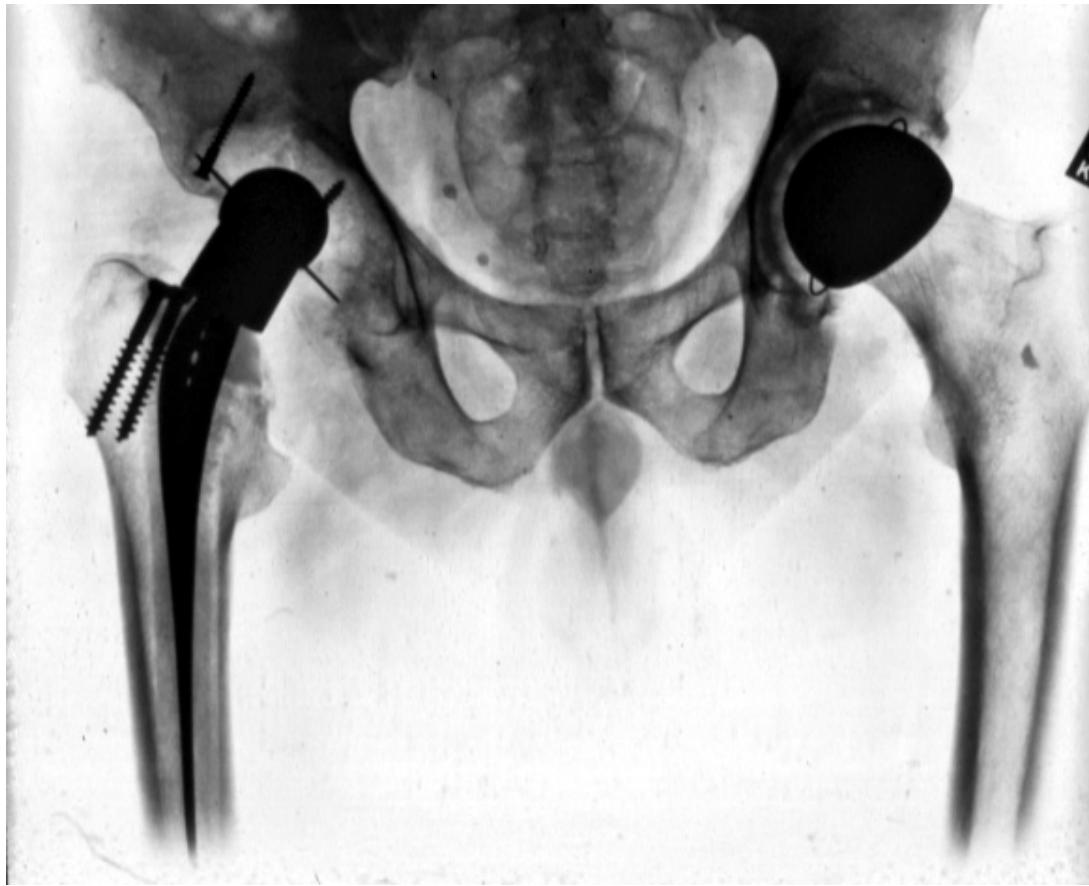
# Versagen von Gelenkendoprothesen

Luxation



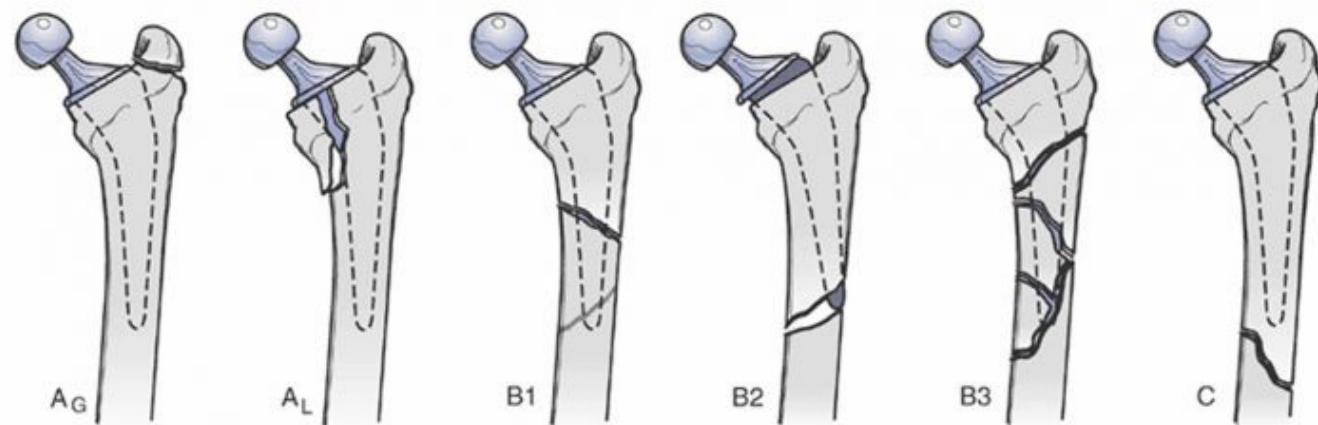
# Versagen von Gelenkendoprothesen

Luxation



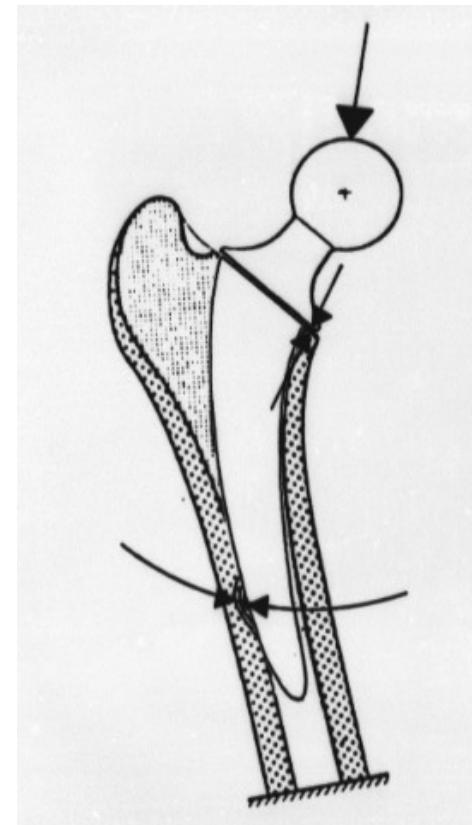
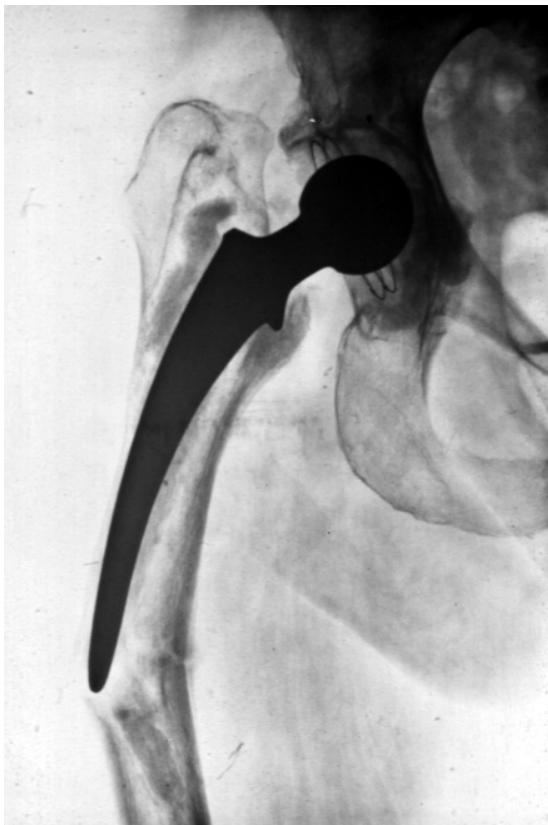
# Versagen von Gelenkendoprothesen

Periprothetische Fraktur: Einteilung und Klassifizierung



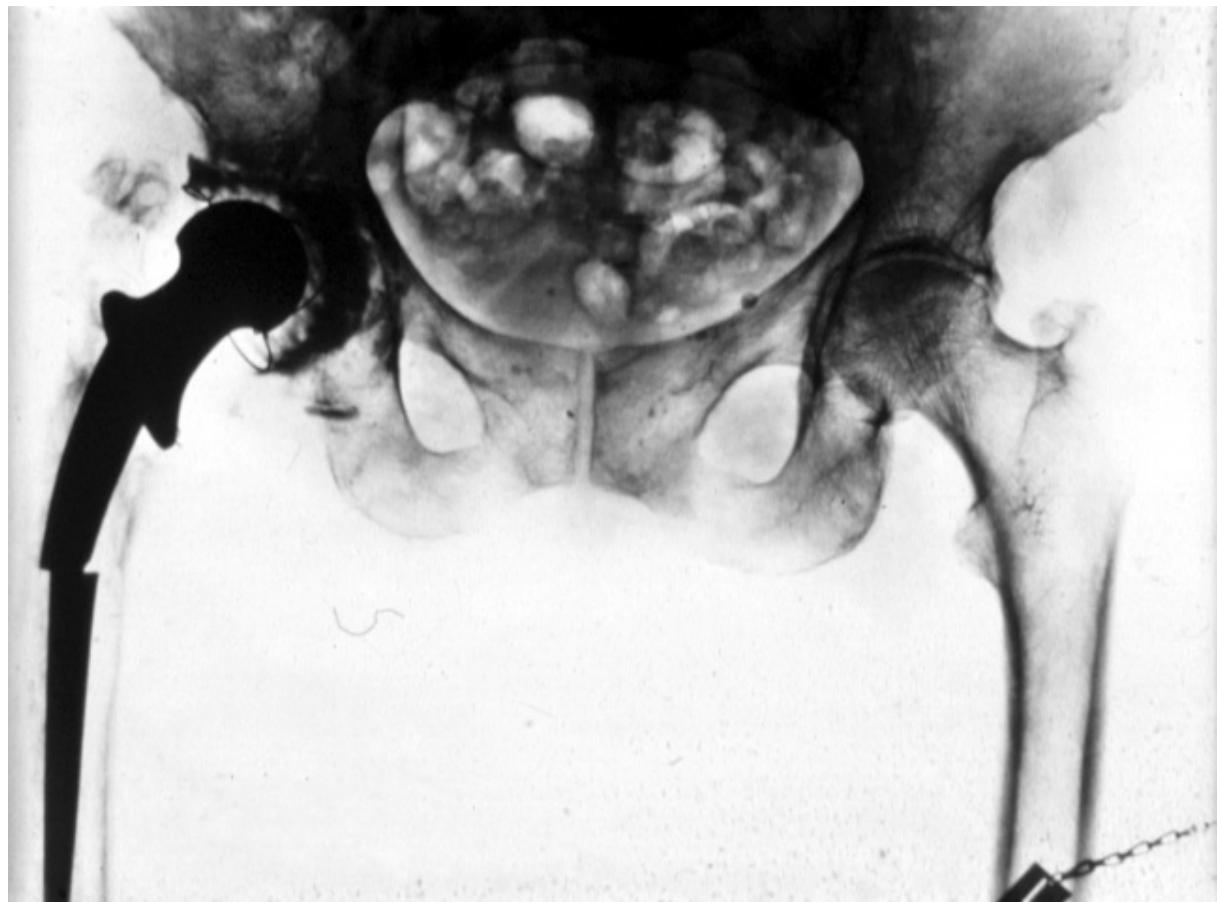
# Versagen von Gelenkendoprothesen

Periprothetische Fraktur



# Versagen von Gelenkendoprothesen

Periprothetische Fraktur



# Versagen von Gelenkendoprothesen

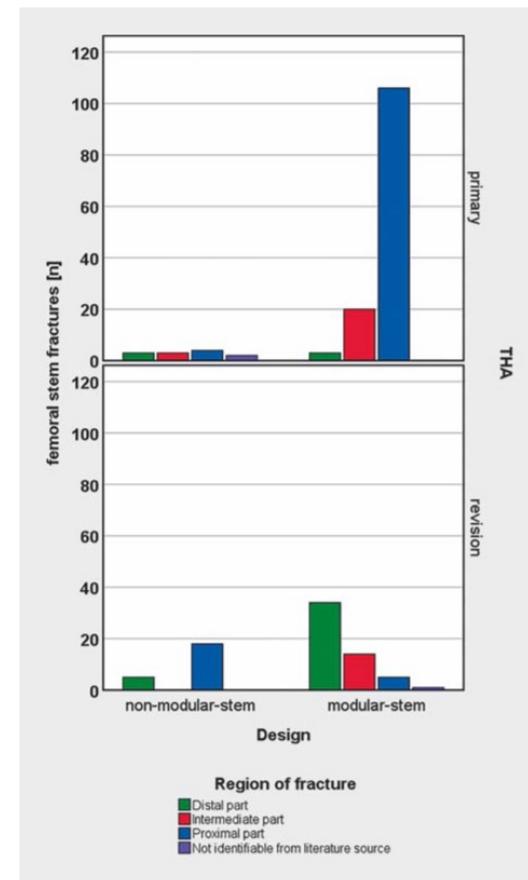
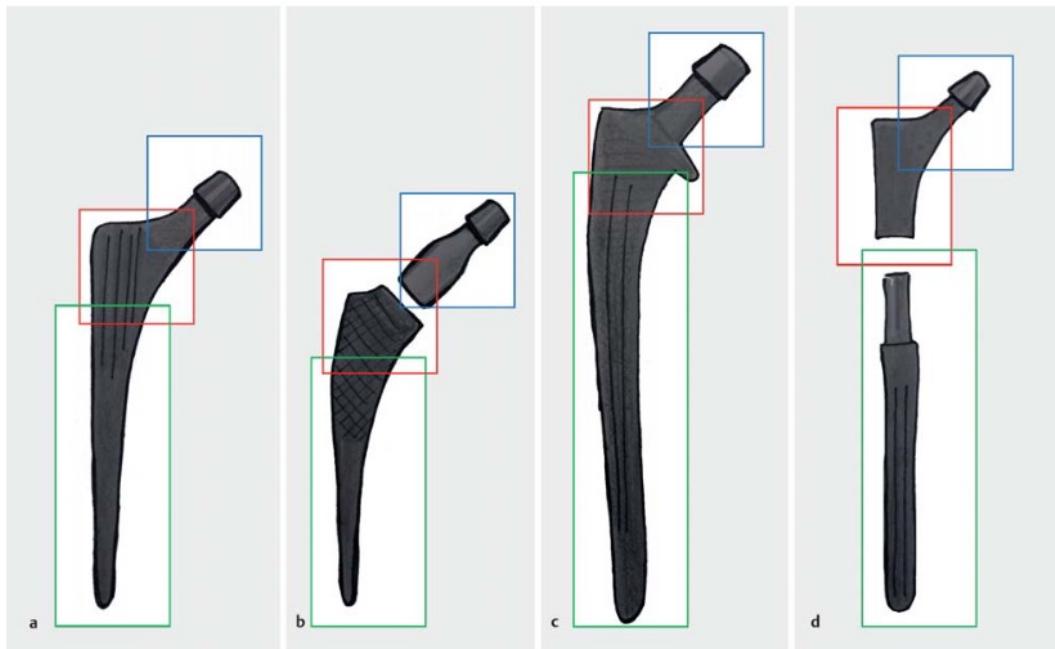
Prothesenfrakturen (monobloc)



Facek, M., Khatib, Y., & Swarts, E. (2016). Prosthetic Fracture of a Cemented Exeter Femoral Stem (Case Report). *Reconstructive Review*, 6(4).

# Versagen von Gelenkendoprothesen

## Prothesenfrakturen (modular)



# Versagen von Gelenkendoprothesen

Korrosion bei modularen Prothesen

## Modulare Metallkonusverbindungen

- Titan-Titan
- CoCr-CoCr
- CoCr-Titan

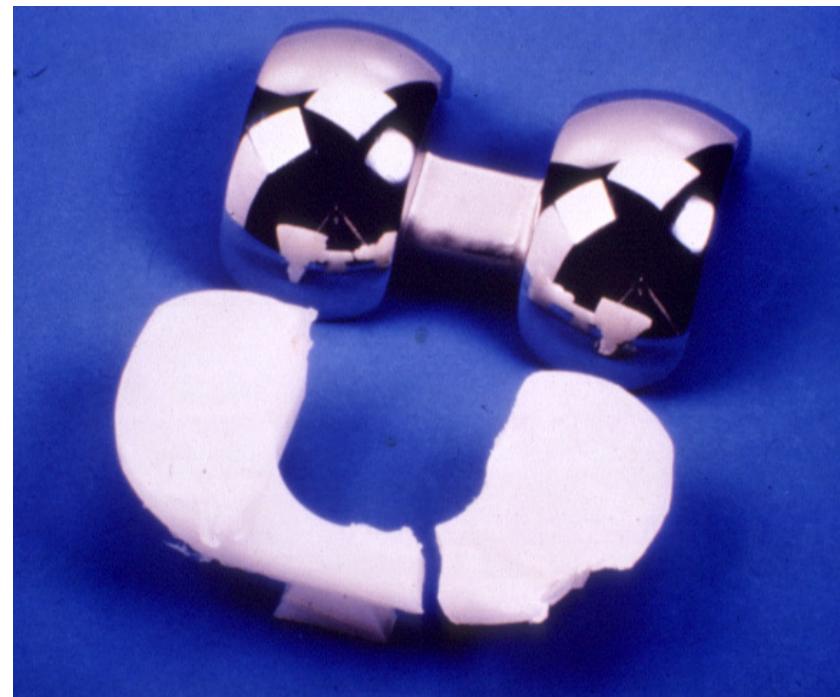
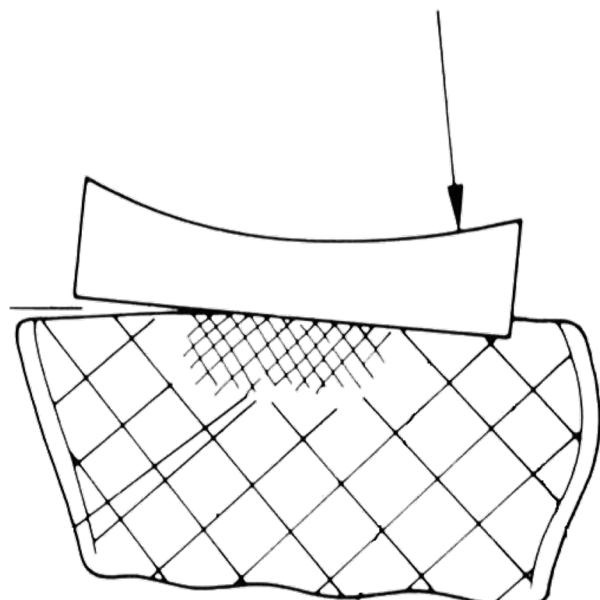


## Reibverschleißkorrosion

- Partikelfreisetzung
- Gewebereaktion
- Metallüberempfindlichkeit
- Fraktur

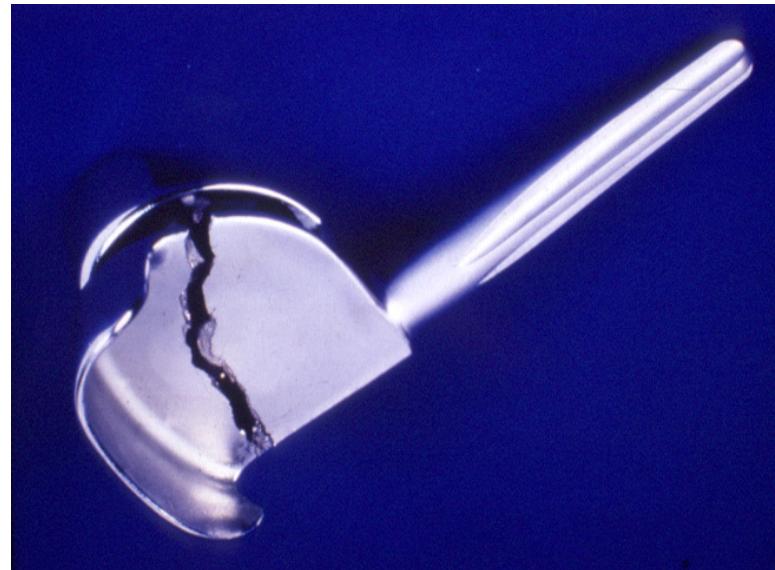
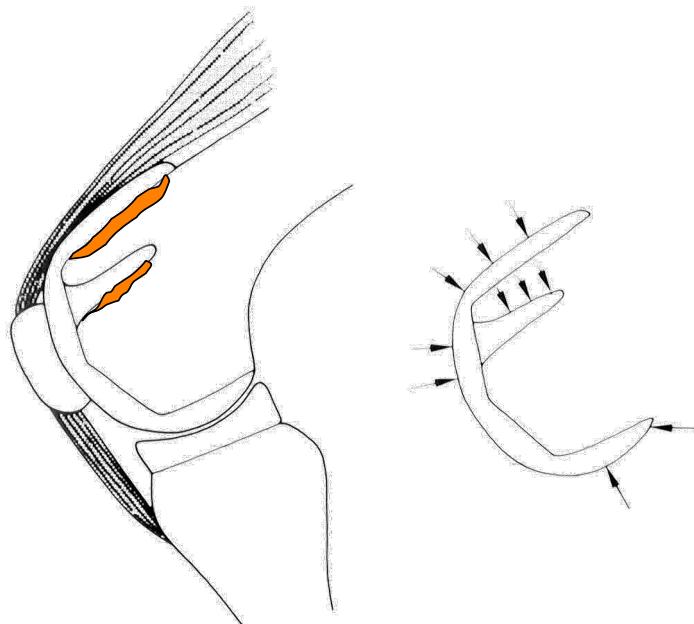
# Versagen von Gelenkendoprothesen

Inlaybruch bei Ellenbogenprothese



# Versagen von Gelenkendoprothesen

## Prothesenfrakturen



# Versagen von Gelenkendoprothesen

## Stress Shielding

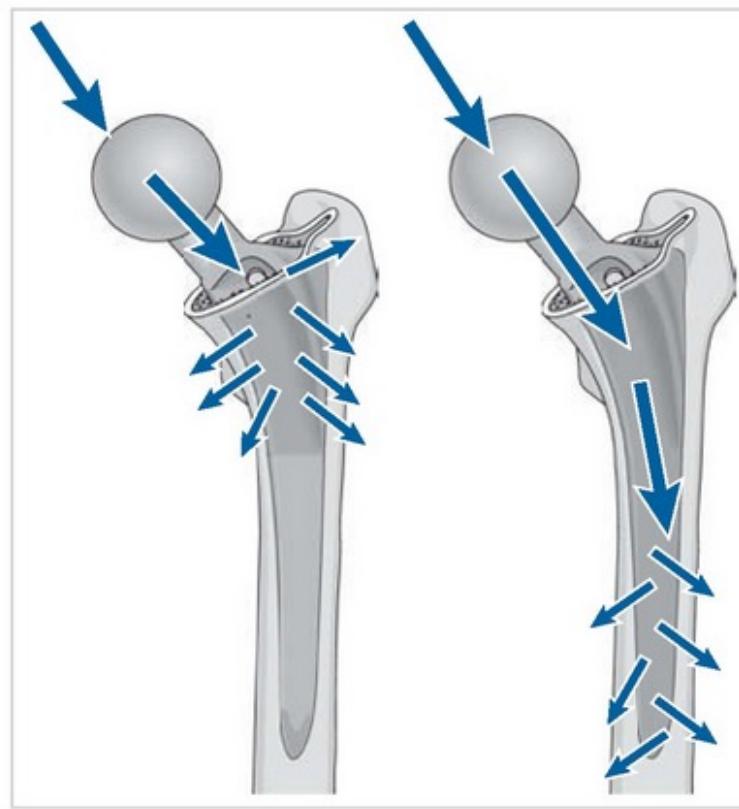
### Proximal

#### Gute Lasteinleitung

- → ideal verteilt über das Implantat

#### Problem:

- - Hohe Lastspitzen proximal



### Distal

- Lastabschirmung des proximalen Bereichs
- Knochenresorption
- Osteopenie

# Versagen von Gelenkendoprothesen

Stress Shielding

Prothesen-  
gestaltung

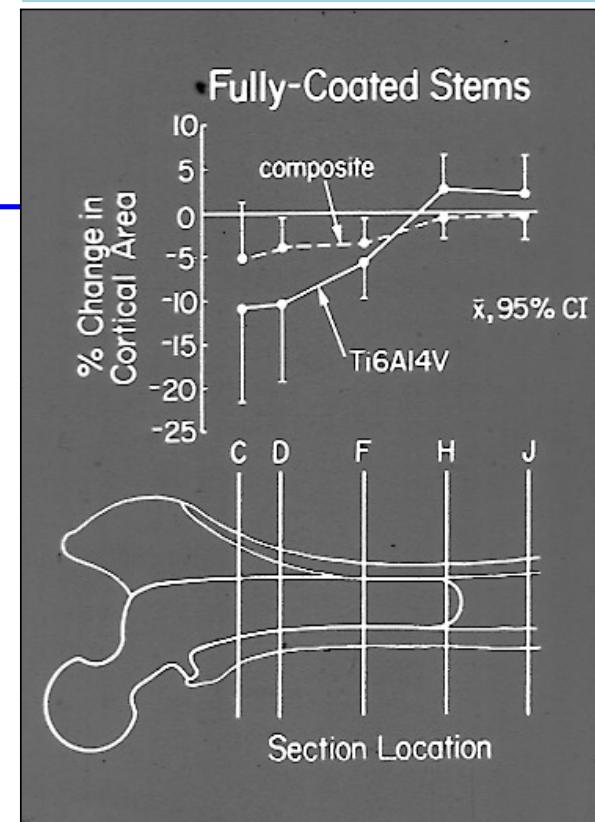
Prothesensteifigkeit

Material

niedrig

hoch

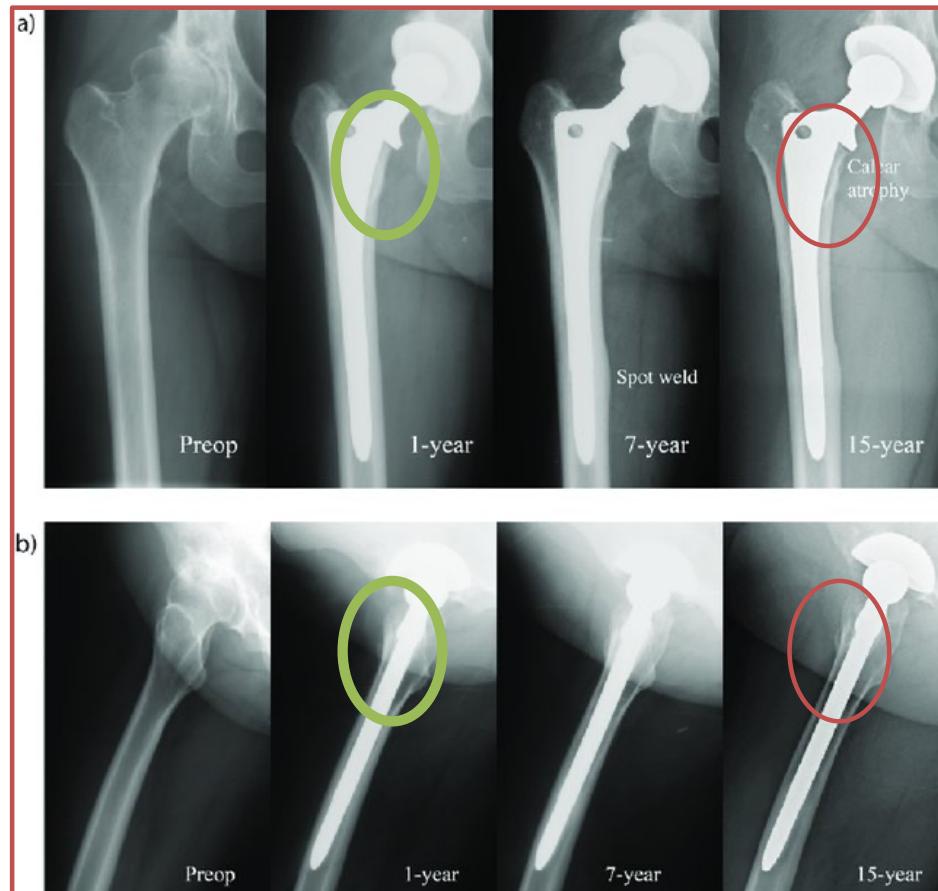
Geringere Entlastung  
des Knochens, größere  
Spannungen im Interface  
Implantat-Zement und  
Implantat-Knochen



Höhere Entlastung des  
Knochens -> Atrophie  
Geringere Spannungen  
im Implantat-Zement-  
Interface

# Versagen von Gelenkendoprothesen

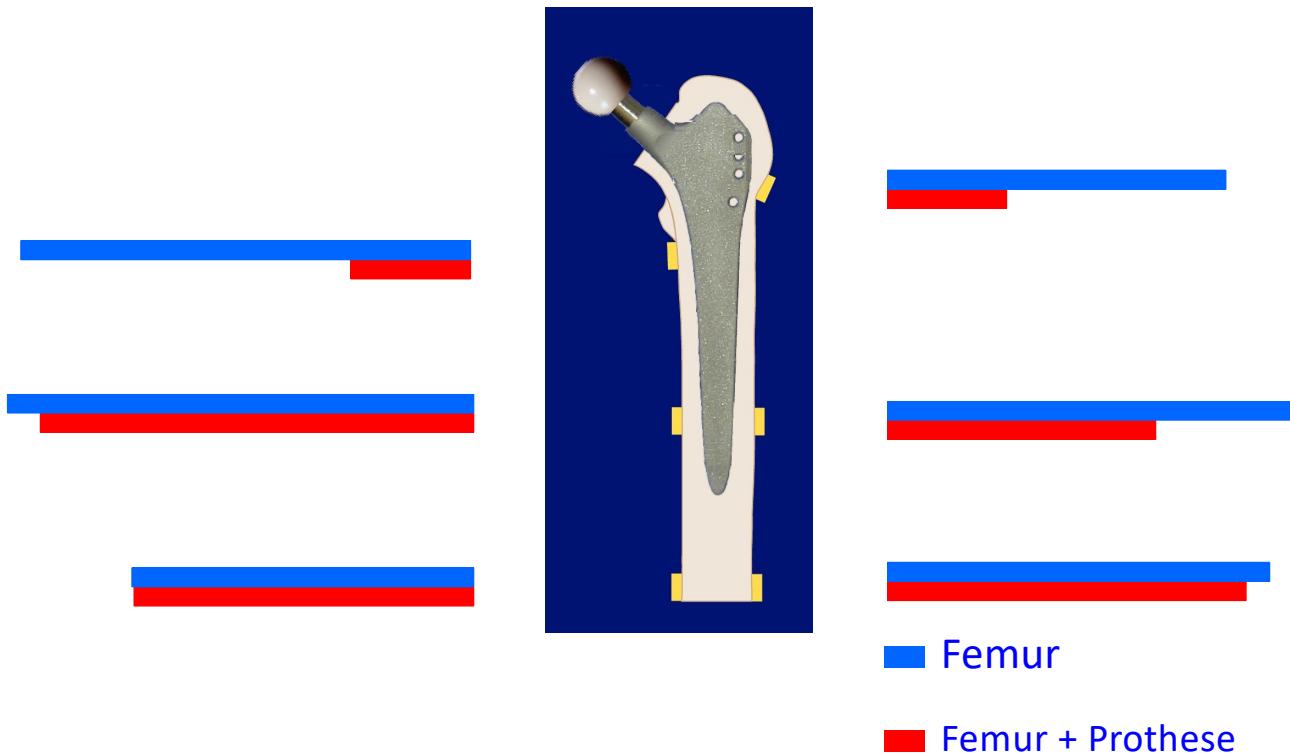
## Stress Shielding



Rivière, Charles & Grappiolo, Guido & Engh, Jr, Charles & Vidalain, Jean-Pierre & Chen, Antonia & Boehler, Nicolas & Matta, Jihad & Vendittoli, Pascal-André. (2018). Long-term bone remodelling around 'legendary' cementless femoral stems. Open Learning. 3. 45-57. 10.1302/2058-5241.3.170024.

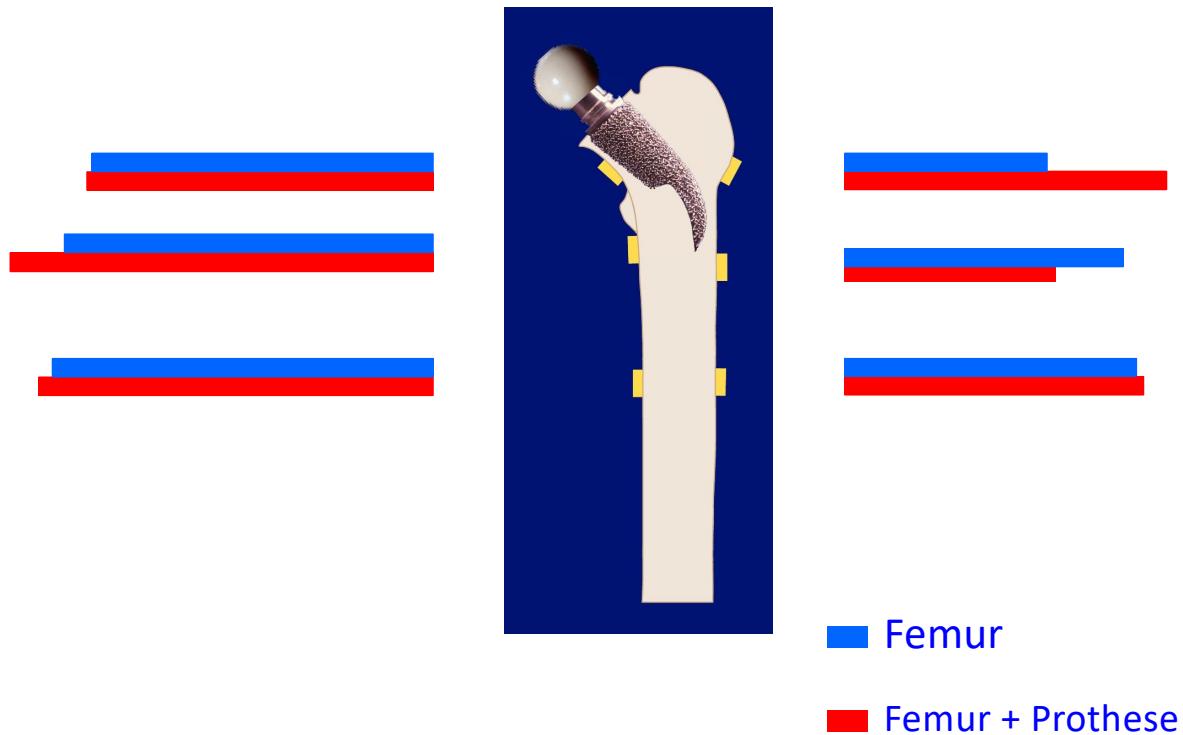
# Versagen von Gelenkendoprothesen

Stress Shielding



# Versagen von Gelenkendoprothesen

Stress Shielding



# Versagen von Gelenkendoprothesen

## Stress Shielding - Vermeidung

- Lasteinleitung: proximal, idealerweise über komplettes Implantat
- E-Modul Anpassung an der Grenzschicht

Wichtige Kennzahlen:

<b>E-Modul</b>	<b>GPa</b>
Knochenzement	2-4
Kortikaler Knochen	16
Titanlegierung	105
Stahl & CoCr	210

# Versagen von Gelenkendoprothesen

Squeaking Hip Phänomen



# Versagen von Gelenkendoprothesen

Squeaking Hip Phänomen – NUR bei Keramik-Keramik Gleitpaarung



Contents lists available at [ScienceDirect](#)

Journal of Biomechanics

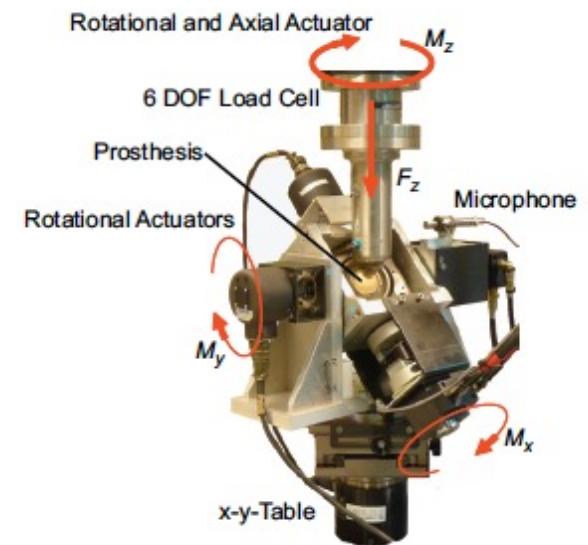
journal homepage: [www.elsevier.com/locate/jbiomech](http://www.elsevier.com/locate/jbiomech)  
[www.JBiomech.com](http://www.JBiomech.com)

The influence of component design, bearing clearance and axial load on the squeaking characteristics of ceramic hip articulations

Arne Hothan <sup>a,\*</sup>, Gerd Huber <sup>a</sup>, Cornelius Weiss <sup>b</sup>, Norbert Hoffmann <sup>b</sup>, Michael Morlock <sup>a</sup>

<sup>a</sup> TUHH, Hamburg University of Technology, Institute of Biomechanics, Denickestrasse 15, 21073 Hamburg, Germany

<sup>b</sup> TUHH, Hamburg University of Technology, Institute for Mechanics and Ocean Engineering, Eissendorfer Strasse 42, 21073 Hamburg, Germany



# Versagen von Gelenkendoprothesen

Squeaking Hip Phänomen – NUR bei Keramik-Keramik Gleitpaarung



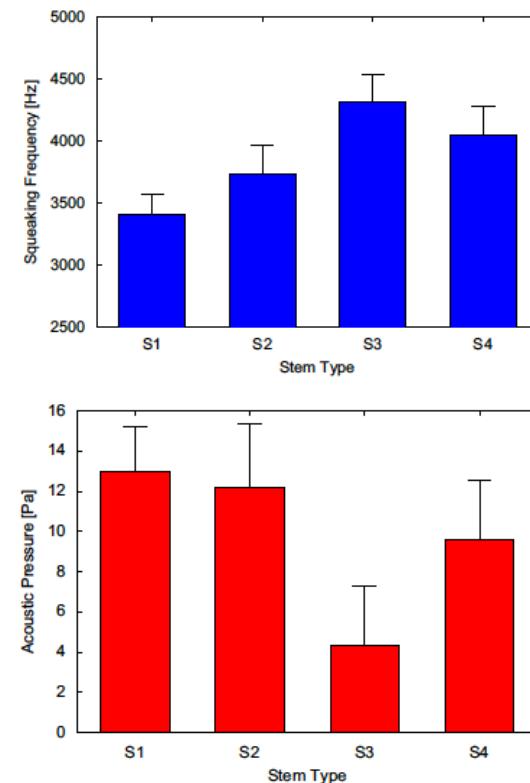
The influence of component design, bearing clearance and axial load on the squeaking characteristics of ceramic hip articulations

Arne Hothan <sup>a,\*</sup>, Gerd Huber <sup>a</sup>, Cornelius Weiss <sup>b</sup>, Norbert Hoffmann <sup>b</sup>, Michael Morlock <sup>a</sup>

<sup>a</sup> TUHH, Hamburg University of Technology, Institute of Biomechanics, Denickestrasse 15, 21073 Hamburg, Germany

<sup>b</sup> TUHH, Hamburg University of Technology, Institute for Mechanics and Ocean Engineering, Eissendorfer Strasse 42, 21073 Hamburg, Germany

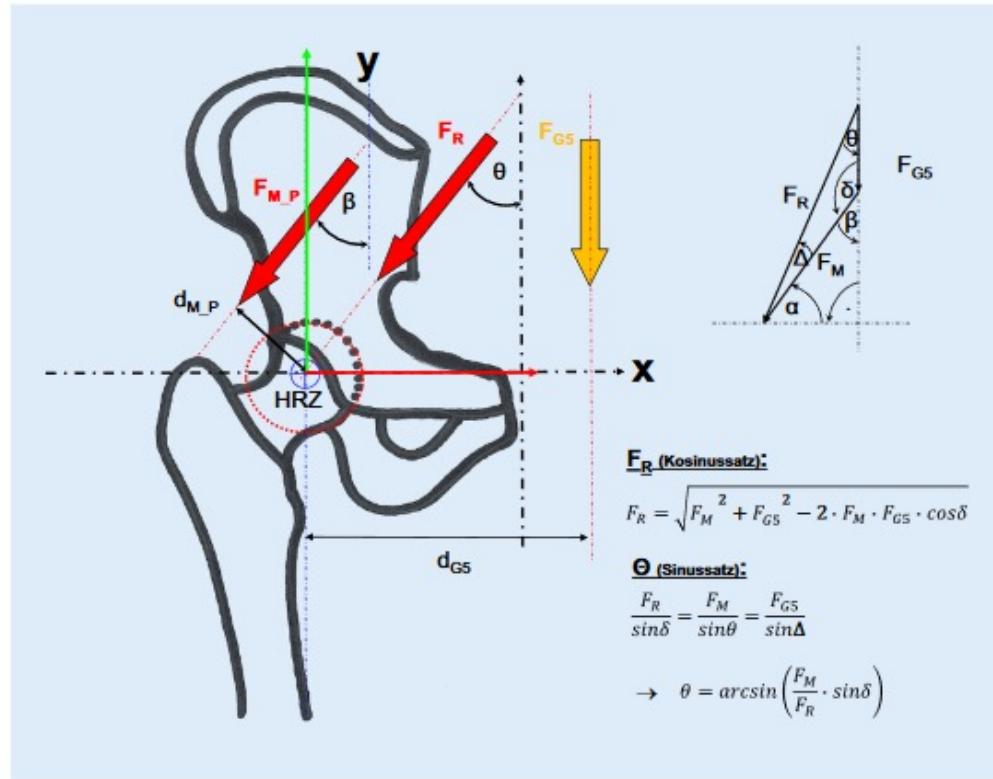
- Schäfte mit niedriger Eigenfrequenz quietschen lauter.
- Voraussetzung für Quietschen: hohe Reibung



# Muskuloskelettale Beanspruchung

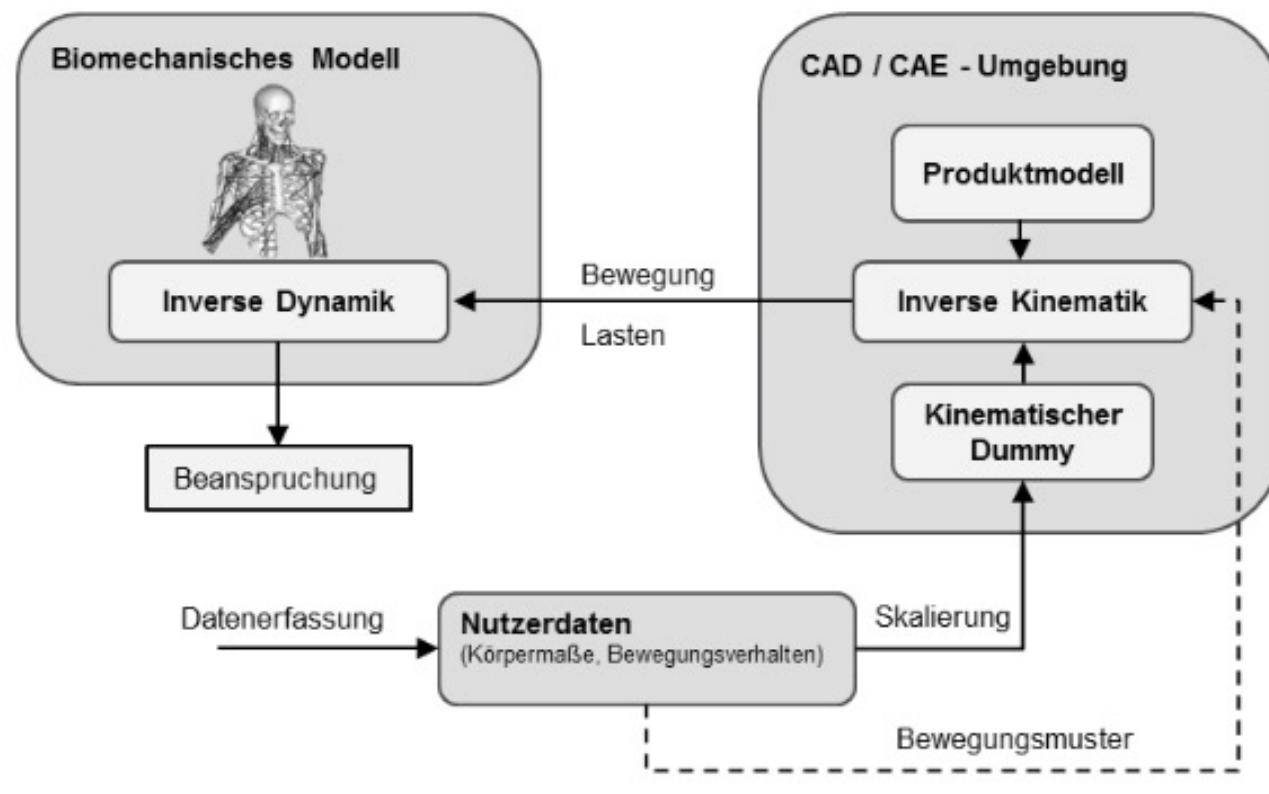
## Möglichkeiten der Bestimmung

- Berechnung („klassisch vs. digital“)
- In-vitro Experiment
- In-vivo Messungen



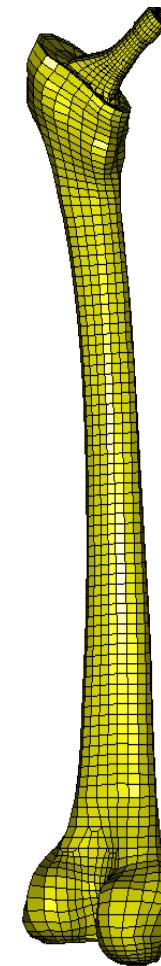
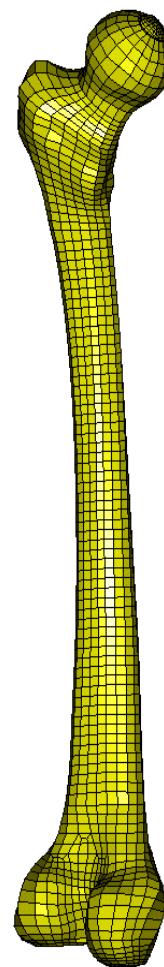
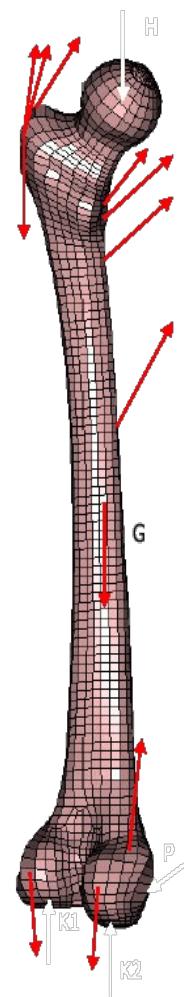
# Muskuloskelettale Beanspruchung

Biomechanische Modellbildung (Muskuloskelettales Modell)



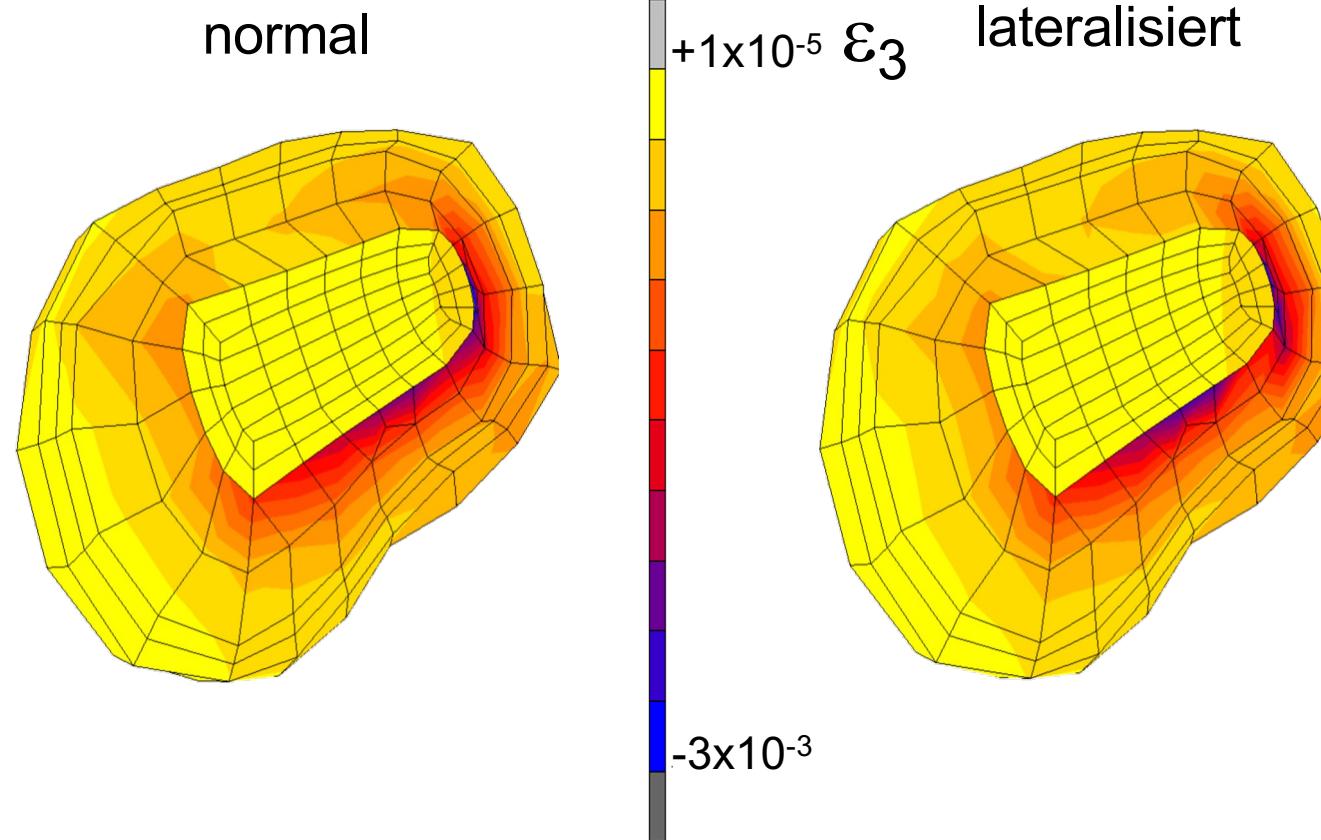
# Muskuloskelettale Beanspruchung

Finite Elemente Methode



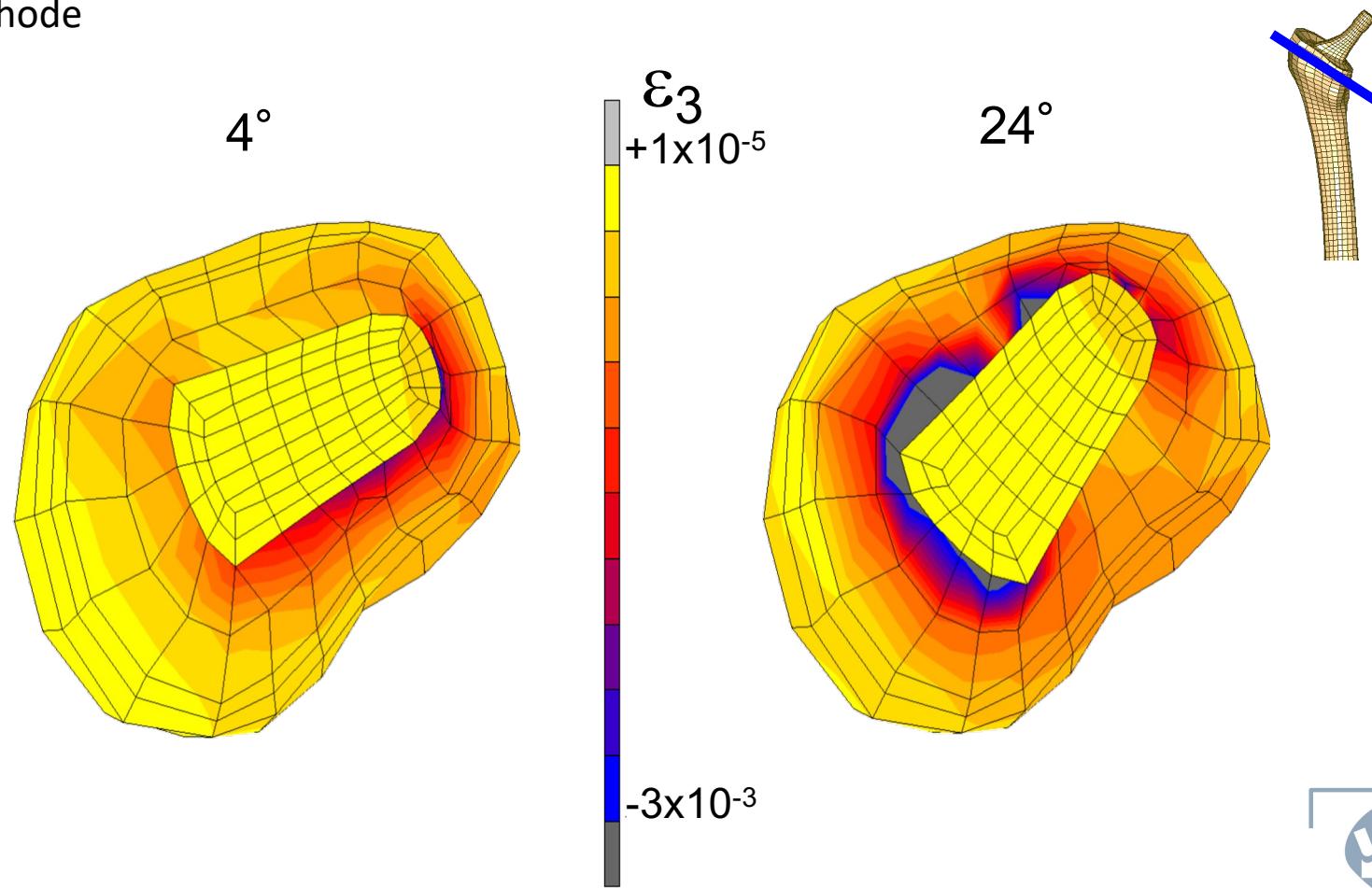
# Muskuloskelettale Beanspruchung

Finite Elemente Methode



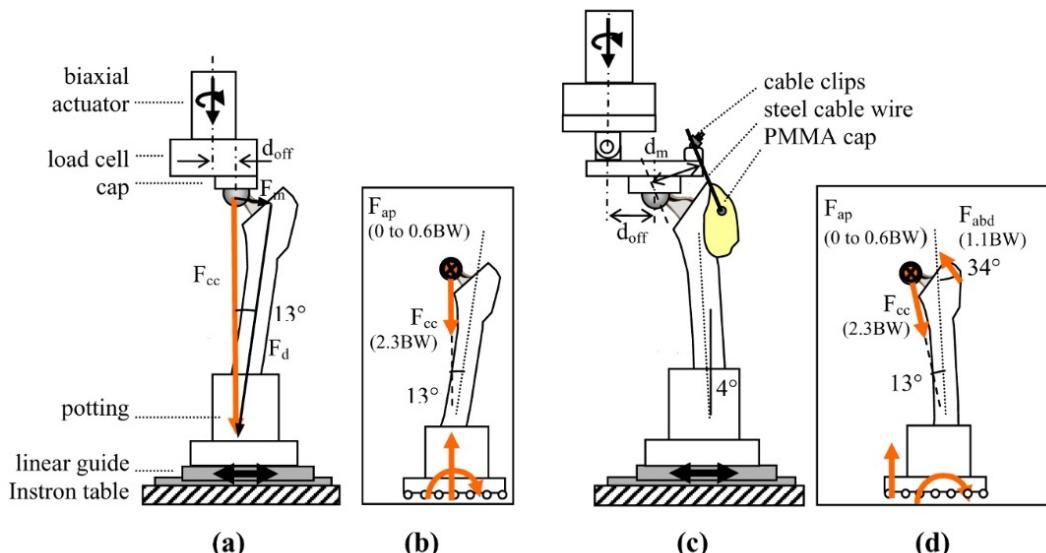
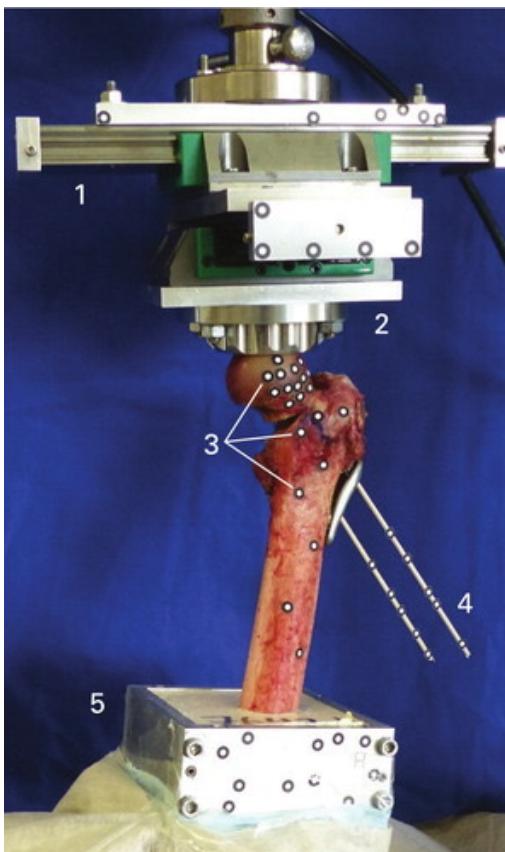
# Muskuloskelettale Beanspruchung

Finite Elemente Methode



# Muskuloskelettale Beanspruchung

## In vitro Messungen



# Muskuloskelettale Beanspruchung

In vivo Messungen

Entwicklung eines Messsystems zur Ermittlung der tatsächlich wirkenden Kräfte im muskuloskelettalen System



Prof. Dr. Georg Bergmann  
(Julius Wolf Institut, Charité Berlin)

# Muskuloskelettale Beanspruchung

In vivo Messungen

Messprinzip: Instrumentierte Implantate



# Muskuloskelettale Beanspruchung

In vivo Messungen

Messprinzip: Instrumentierte Implantate



# Muskuloskelettale Beanspruchung

In vivo Messungen  
Messprinzip



# Muskuloskelettale Beanspruchung

In vivo Messungen

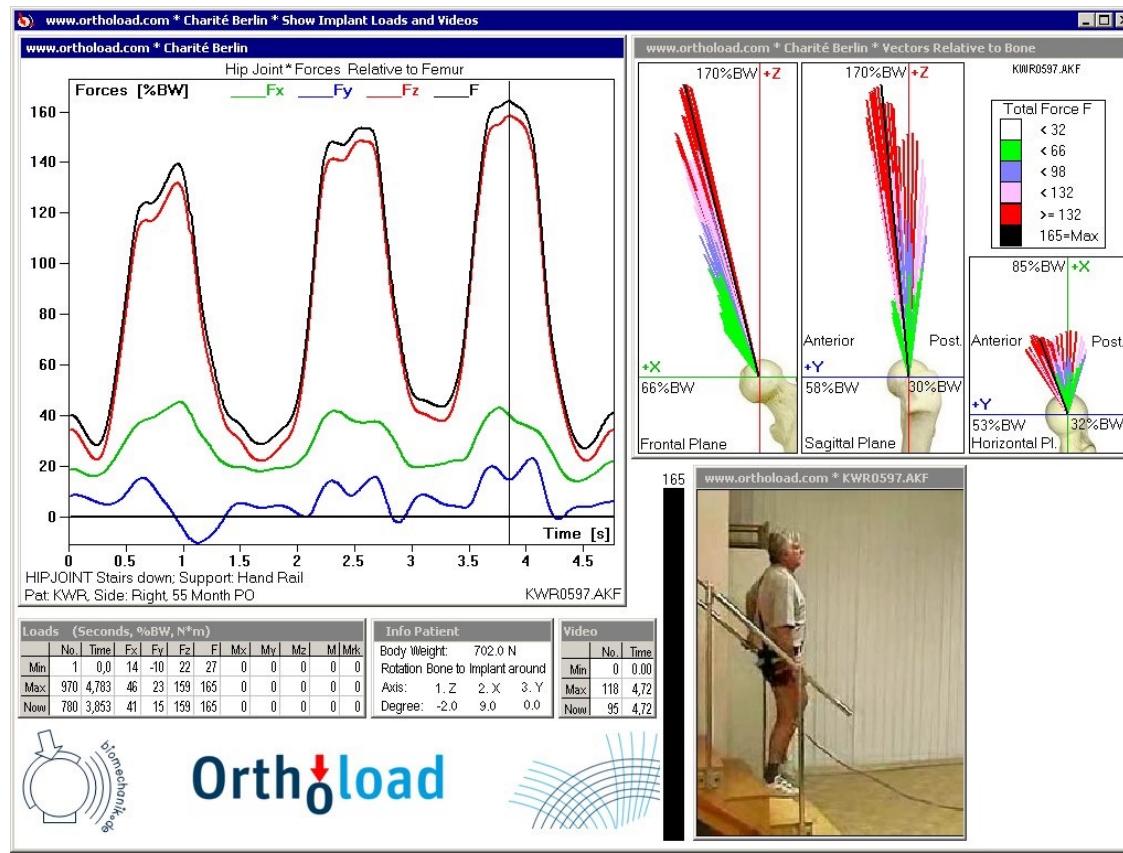
Messprinzip

Daten sind frei verfügbar:

[www.orthoload.com](http://www.orthoload.com)

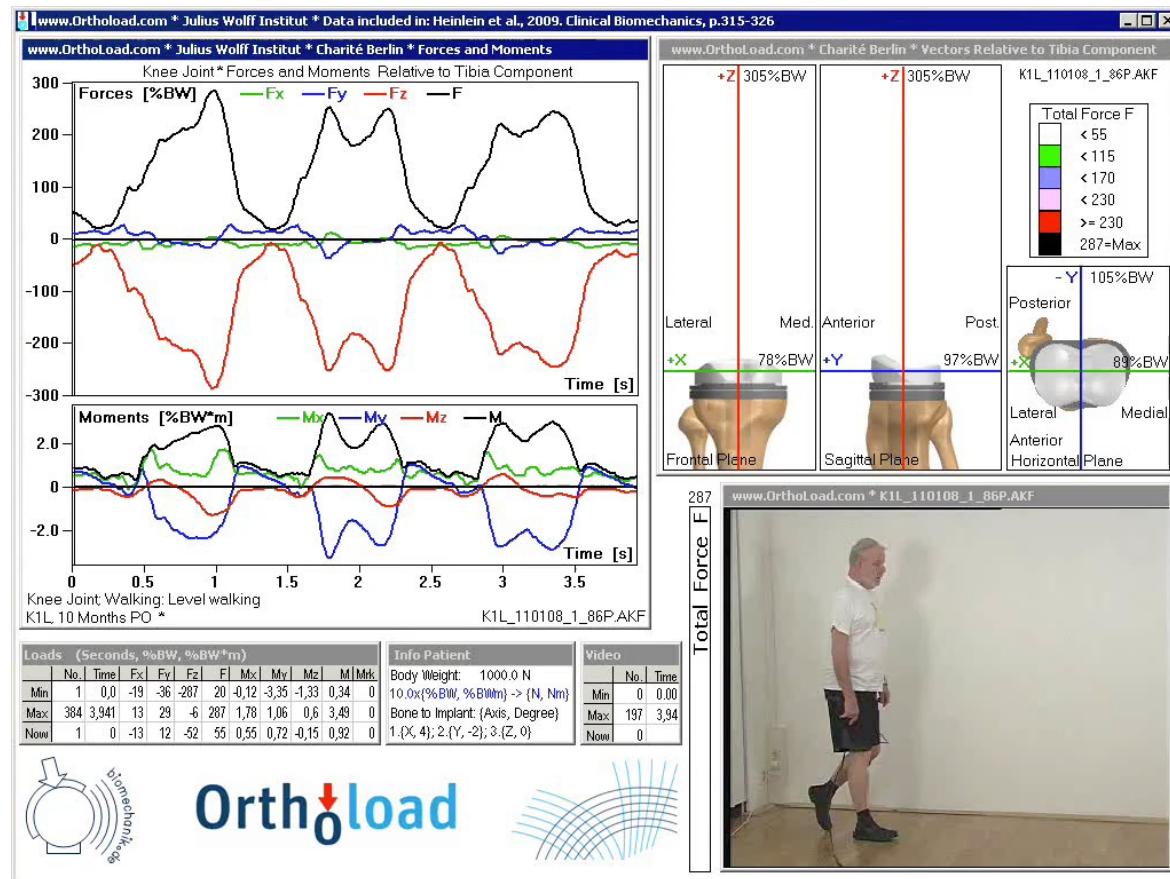
# Muskuloskelettale Beanspruchung

In vivo Messungen: Hüfte



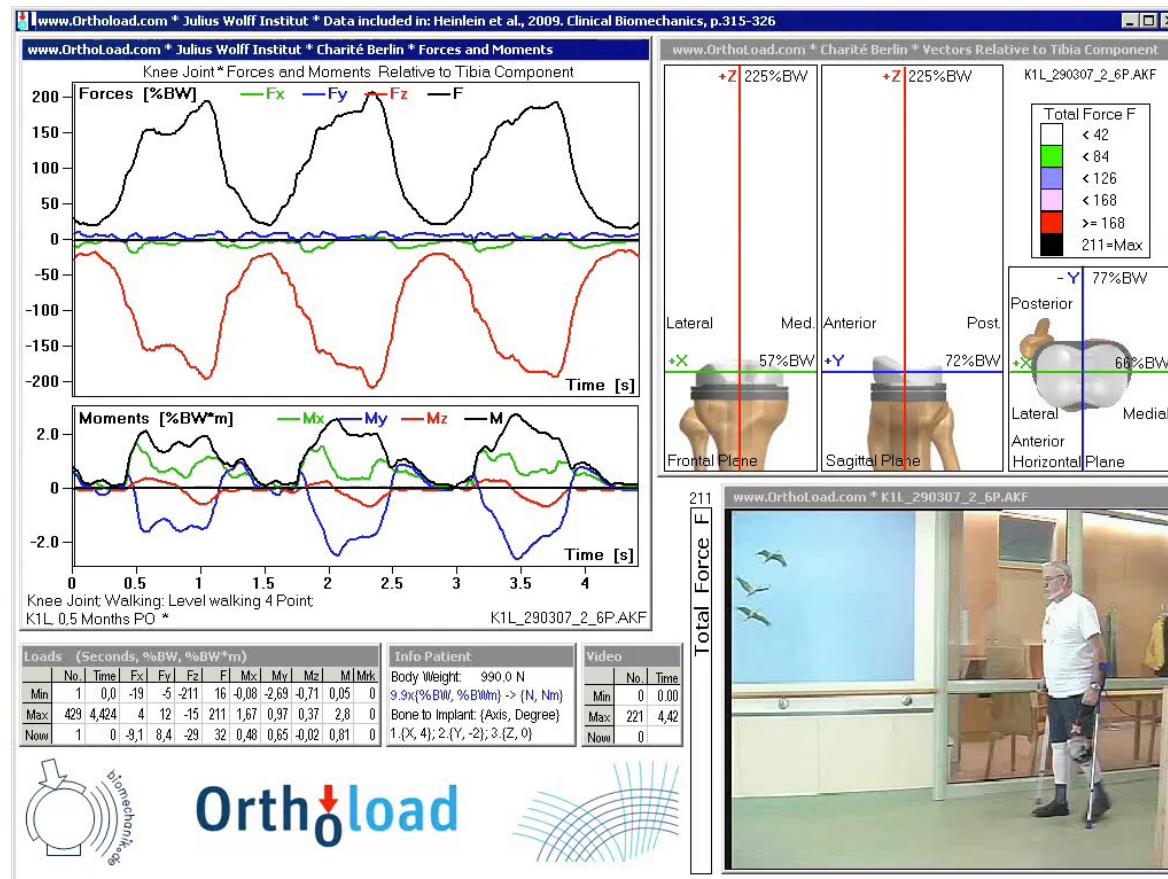
# Muskuloskelettale Beanspruchung

In vivo Messungen: Knie – Normaler Gang



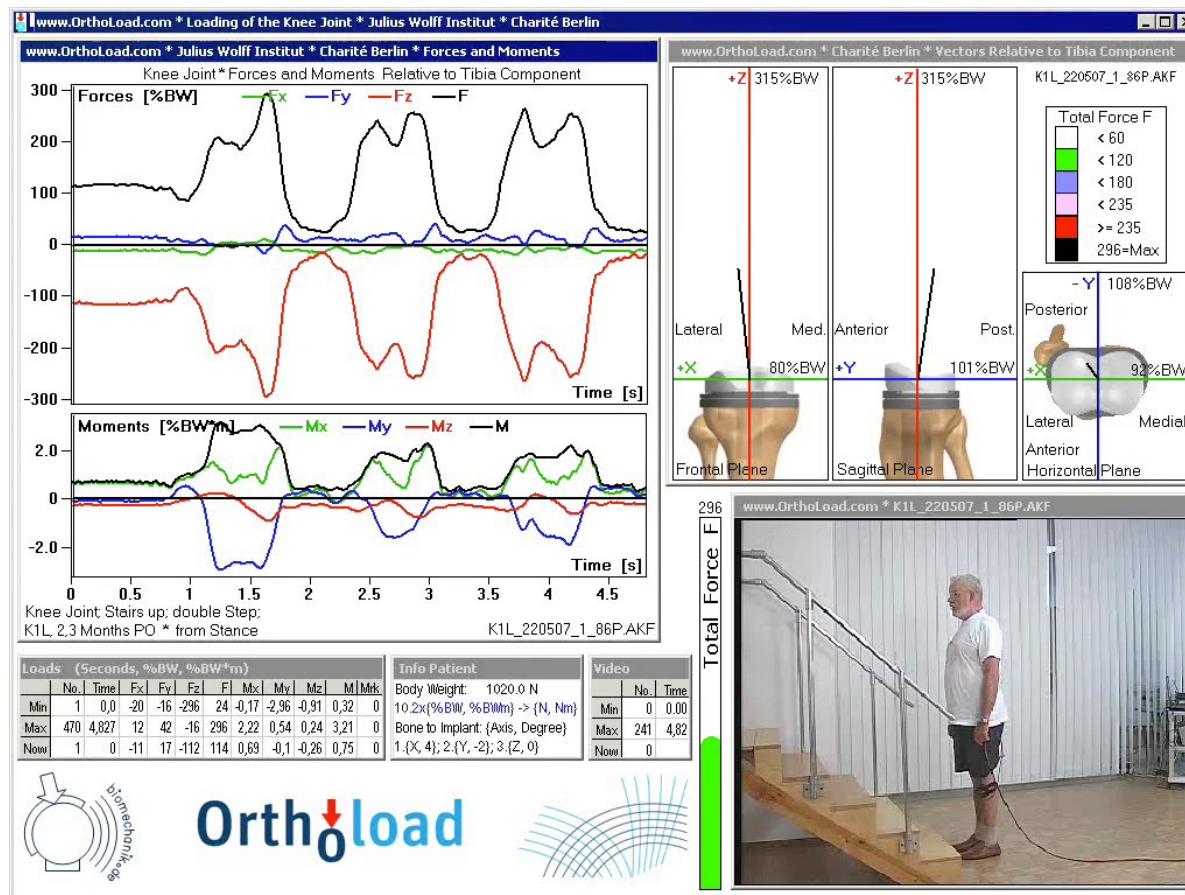
# Muskuloskelettale Beanspruchung

In vivo Messungen: Knie – Gang mit UA-Gehstützen



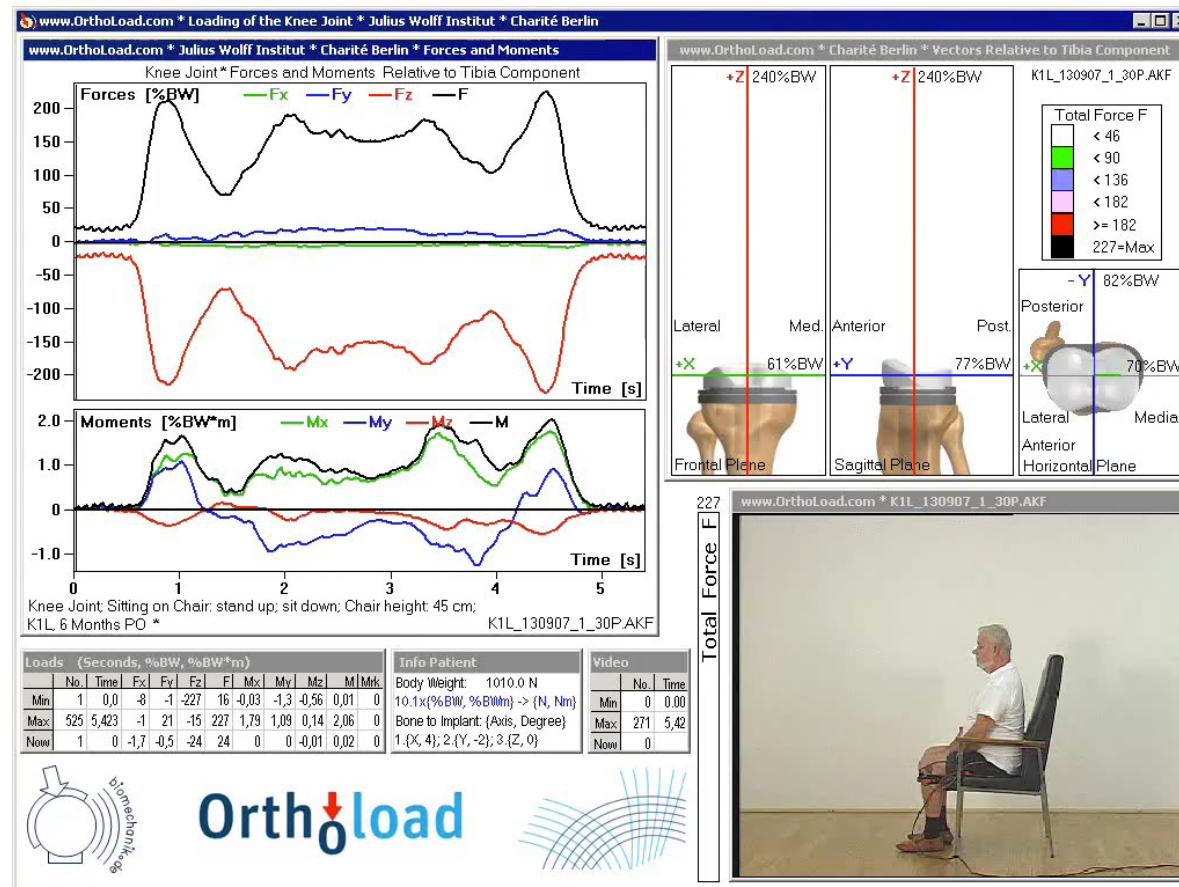
# Muskuloskelettale Beanspruchung

In vivo Messungen: Knie – Treppe hoch



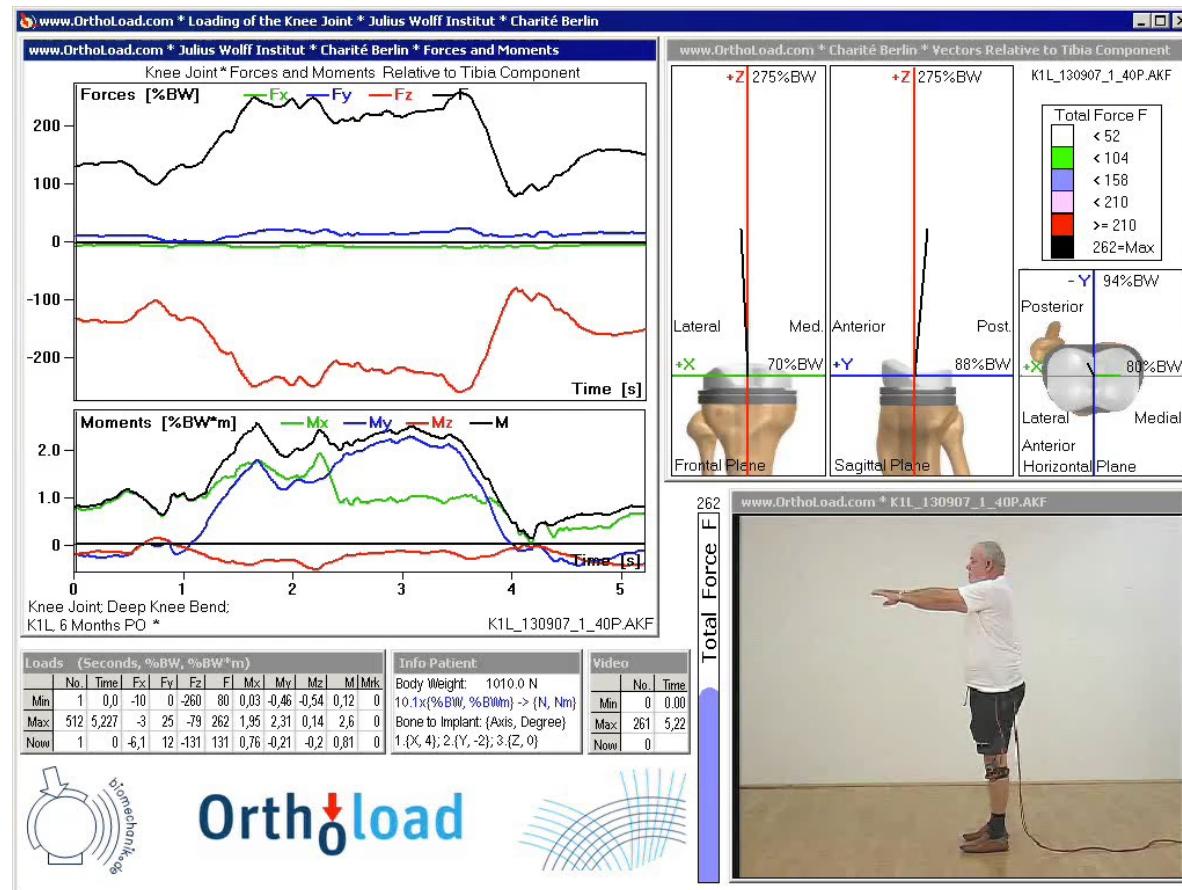
# Muskuloskelettale Beanspruchung

In vivo Messungen: Knie – Aufstehen



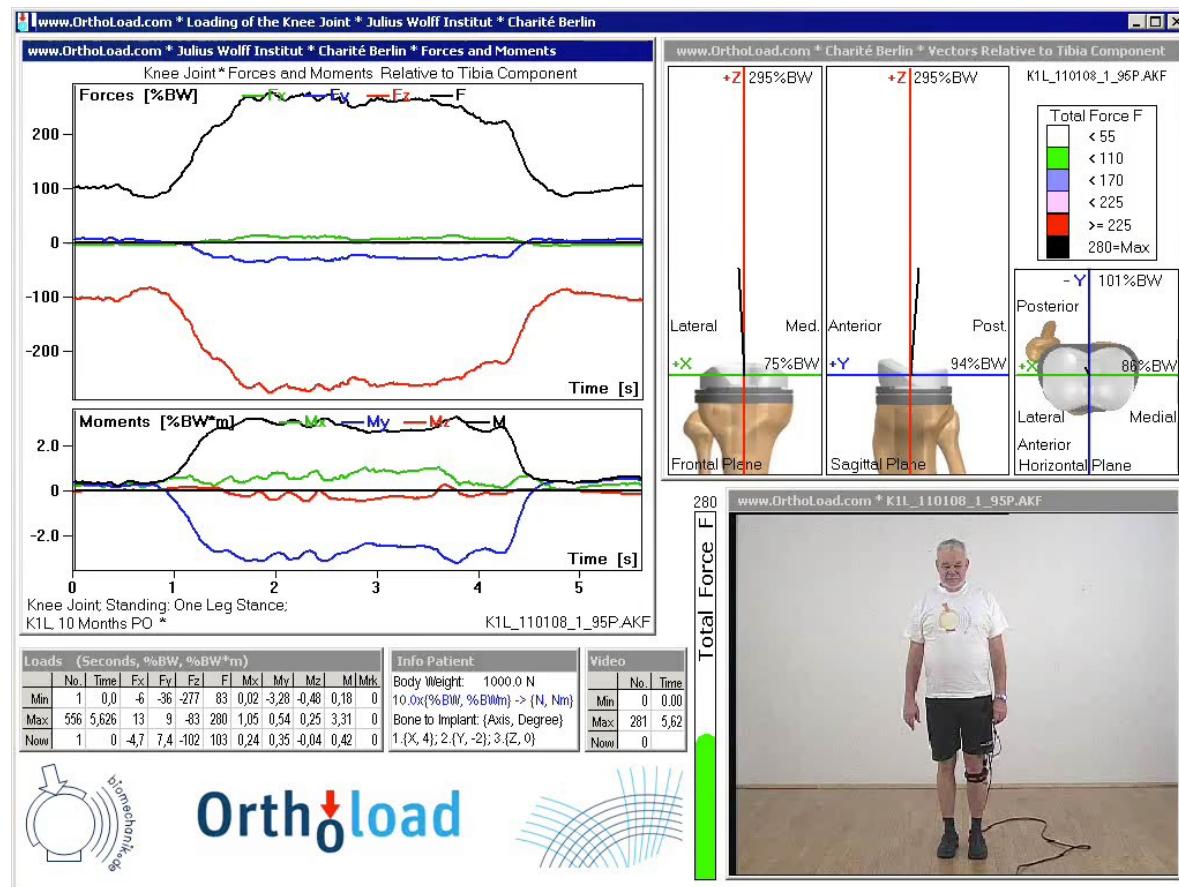
# Muskuloskelettale Beanspruchung

In vivo Messungen: Knie – Kniebeuge



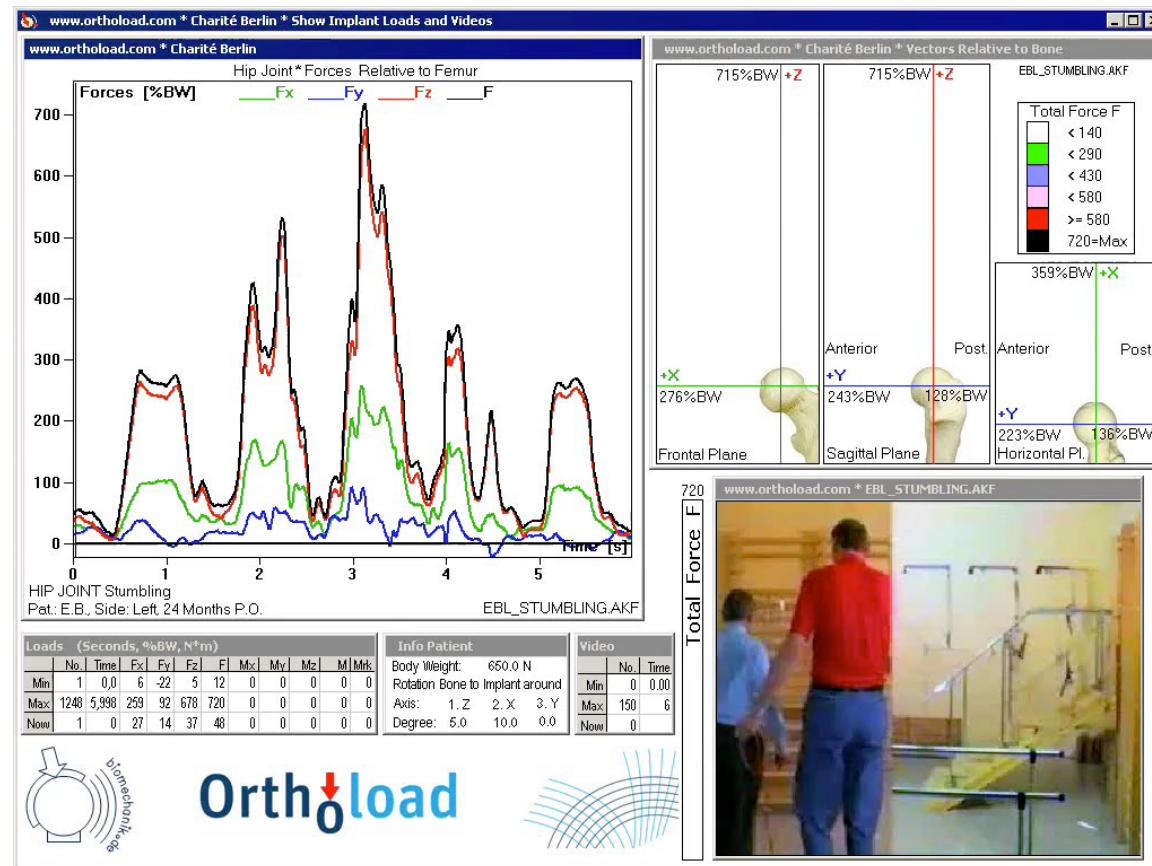
# Muskuloskelettale Beanspruchung

In vivo Messungen: Knie – Einbeinstand



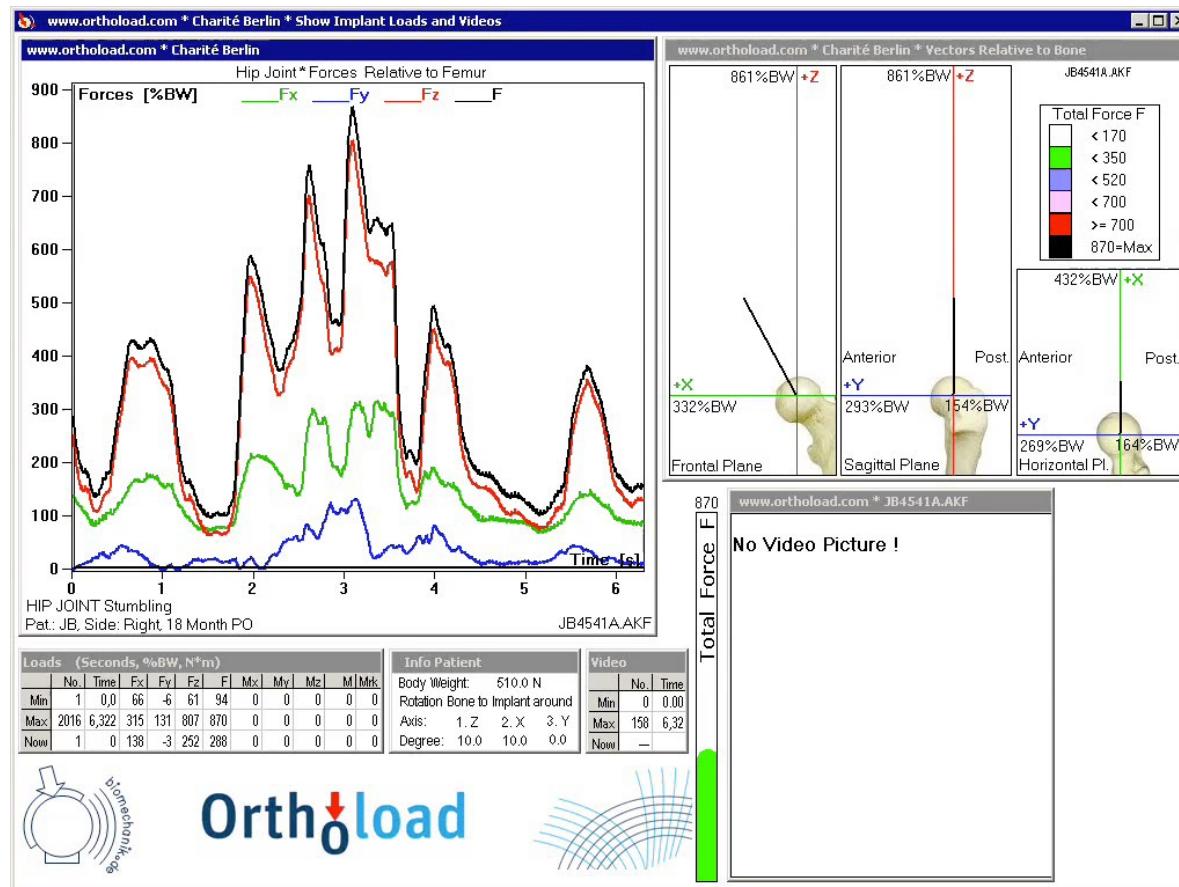
# Muskuloskelettale Beanspruchung

In vivo Messungen: Knie – Stolpern



# Muskuloskelettale Beanspruchung

In vivo Messungen: Hüfte – Stolpern



Vielen Dank!



# Biomechanics of fracture healing



Dr. Verena Fischer

Institute of Orthopaedic Research and Biomechanics  
Centre of Trauma Research Ulm (ZTF)  
Ulm University Hospital

## Accident statistics

- ✓ Accidents per year
- ✓ Inpatient treatment

~ 8,5 M patients  
~ 1,6 M patients



## Diagnoses [1]

- |                           |       |
|---------------------------|-------|
| ✓ Fractures, lower limb   | 31,1% |
| ✓ Craniocerebral injuries | 30,8% |
| ✓ Fractures, upper limb   | 13,8% |
| ✓ Joint injuries          | 12,2% |
| ✓ Body trunk injuries     | 6,9%  |
| ✓ Other                   | 5%    |



[1] ICD 1995

Injury, Int. J. Care Injured (2006) 37, 691–697

# Epidemiology of adult fractures: A review

Charles M. Court-Brown\*, Ben Caesar

Orthopaedic Trauma Unit, Royal Infirmary of Edinburgh, UK

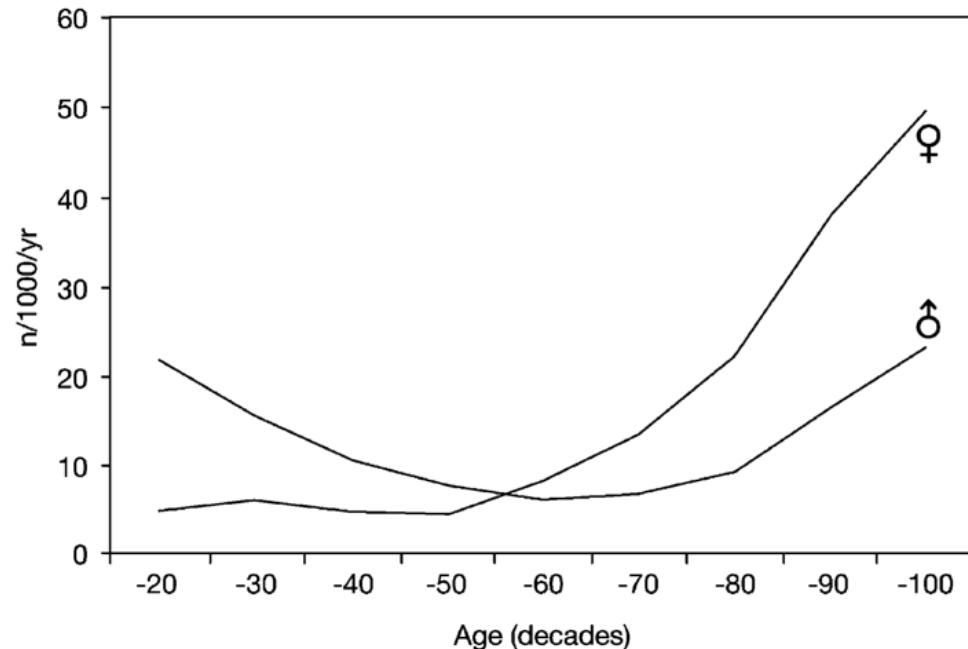


Table 1 Fractures arranged in order of decreasing incidence

Fracture	n	%	n/10 <sup>5</sup>	Men: women
Distal radius	1044	17.5	195.2	31:69
Metacarpal	697	11.7	130.3	85:15
Proximal femur	692	11.6	129.4	26:74
Finger phalanx	574	9.6	107.3	68:32
Ankle	539	9.0	100.8	47:53
Metatarsal	403	6.8	75.4	43:57
Proximal humerus	337	5.7	63.0	30:70
Proximal forearm	297	5.0	55.5	46:54
Toe phalanx	212	3.6	39.6	66:34
Clavicle	195	3.3	36.5	70:30
Carpus	159	2.7	29.7	72:28
Tibial diaphysis	115	1.9	21.5	61:39
Pelvis	91	1.5	17.0	30:70
Forearm	74	1.2	13.8	64:36
Calcaneus	73	1.2	13.7	78:22
Proximal tibia	71	1.2	13.3	54:46
Humeral diaphysis	69	1.2	12.9	42:58
Patella	57	1.0	10.7	44:56
Femoral diaphysis	55	0.9	10.3	36:64
Distal tibia	42	0.7	7.9	57:43
Spine	40	0.7	7.5	62:38
Distal humerus	31	0.5	5.8	29:71
Midfoot	27	0.4	5.0	48:52
Distal femur	24	0.4	4.5	33:67
Scapula	17	0.3	3.2	59:41
Talus	17	0.3	3.2	82:18
Sesamoid	1	0.01	0.2	100:0
Total	5953	100	1113.3	50:50

## Depends on:

✓ External factors

Type  
Force  
Direction

✓ Internal factors

Bone quality





Anamnesis



Clinical examination



Imaging



- X-Ray
- CT
- MRT
- Doppler Sonography

## Bone separation

- ✓ by direct or indirect force impact
- ✓ which exceeds the elastic limit of the bone

### Note

A fracture is always associated with soft tissue damage



## Safe signs

- ✓ Abnormal mobility
- ✓ Crepitation
- ✓ Visible bone fragment
- ✓ Imaging

## Uncertain signs

- ✓ Pain
- ✓ Swelling
- ✓ Haematoma
- ✓ Limited mobility



## Restoring the function

- ✓ Safe bone fracture healing
- ✓ In the right position
- ✓ Therapy of soft tissue injuries

Nerves

Vessels

Soft tissue defects  
Joint components



42-B1.1



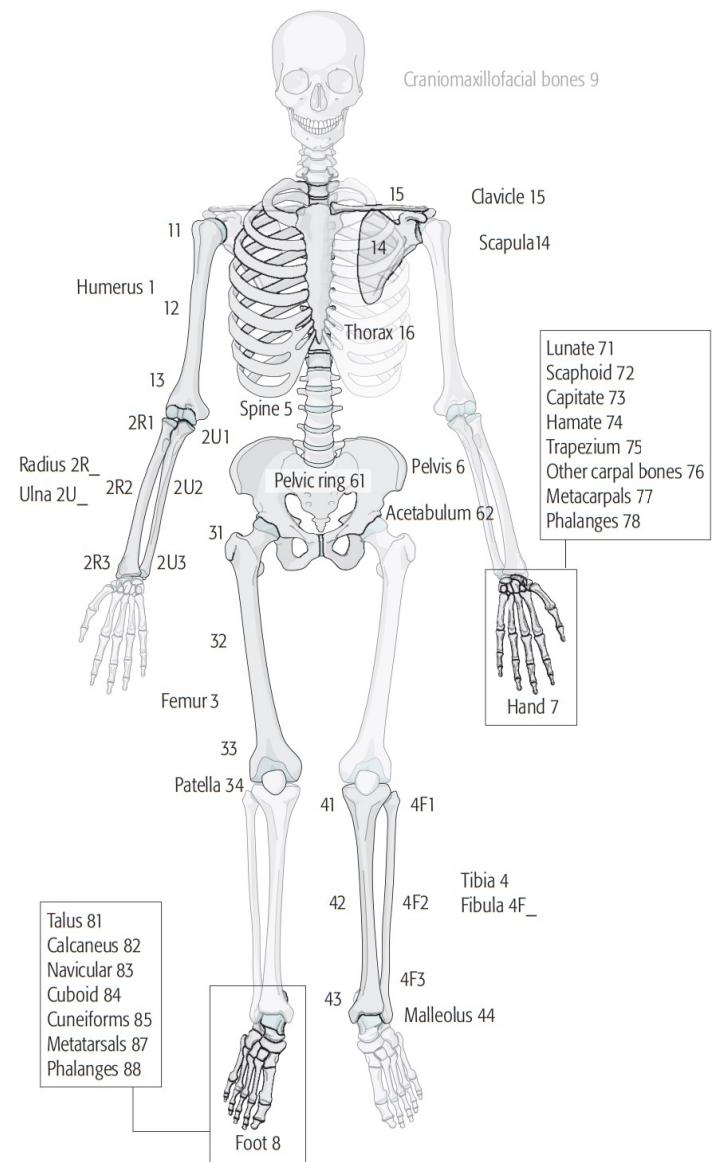
42-B1.2

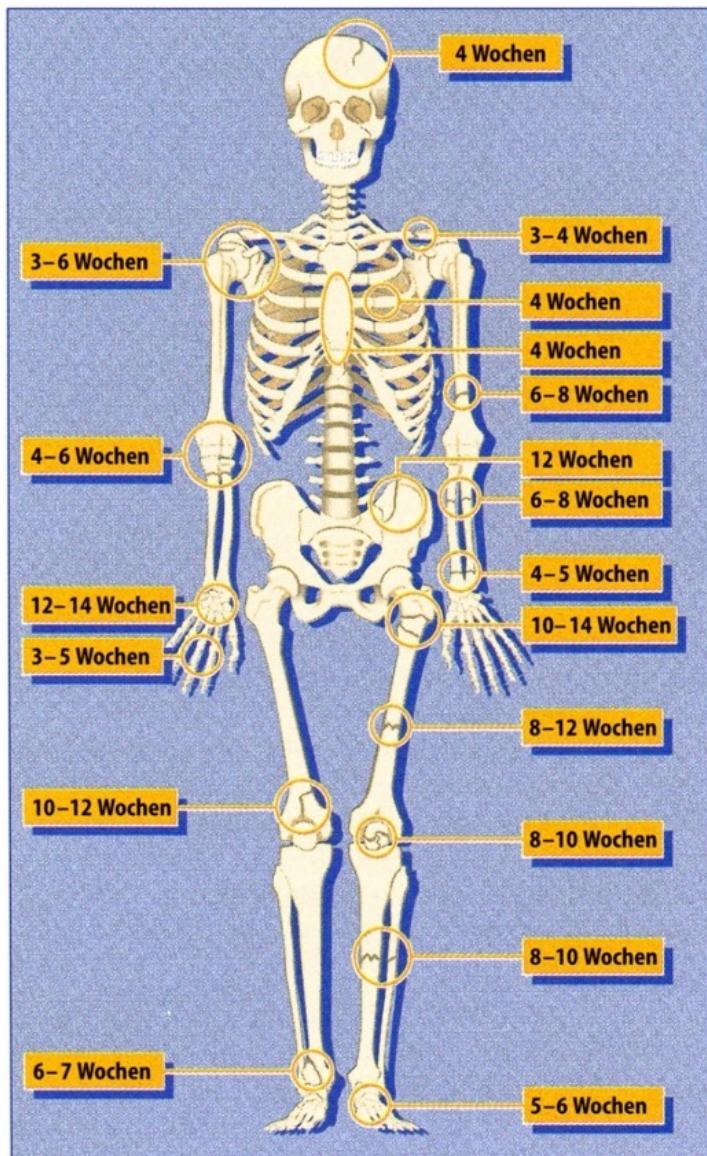


42-B1.3



## AO Classification of Fractures





	Vollbelastung nach	ME nach
Finger	ca. 3 Wochen	½–1 Jahr
Speiche	3–4 Wochen	
Schlüsselbein	3–4 Wochen	
Rippen	3–4 Wochen	
Kniescheibe	ca. 6 Wochen	
Sprunggelenk (Knöchel)	ca. 6 Wochen	
Unterarmschaft	6–8 Wochen	1–2 Jahre
Oberarmschaft	6–8 Wochen	
Unterschenkelschaft	8–16 Wochen	
Oberschenkelschaft	8–16 Wochen	
Kahnbein (Hand)	ca. 12 Wochen	
Wirbel	bis 16 Wochen	
Becken	bis 16 Wochen	



**Open:**

Skin injury involved



**Closed:**

Skin is not injured



Cave

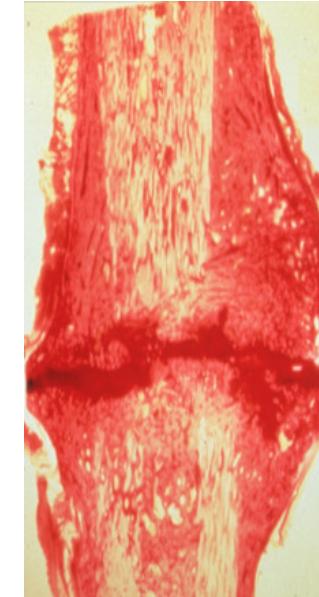
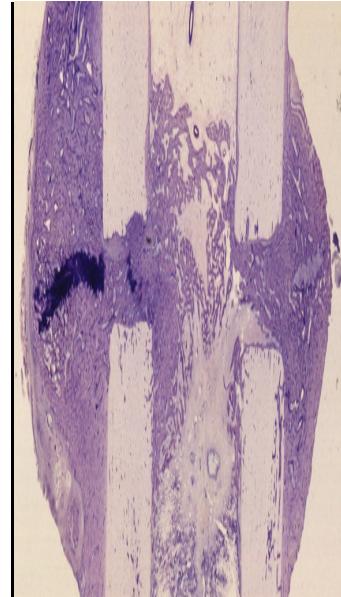
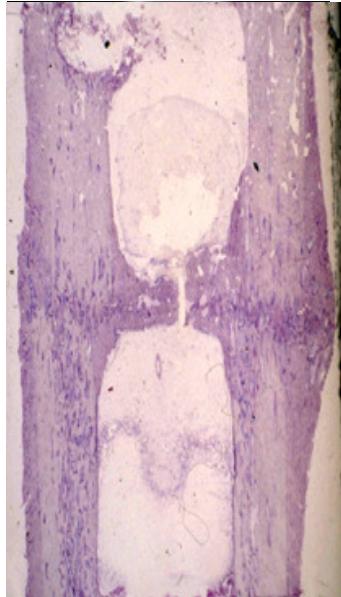
Osteomyelitis

Soft tissue infection

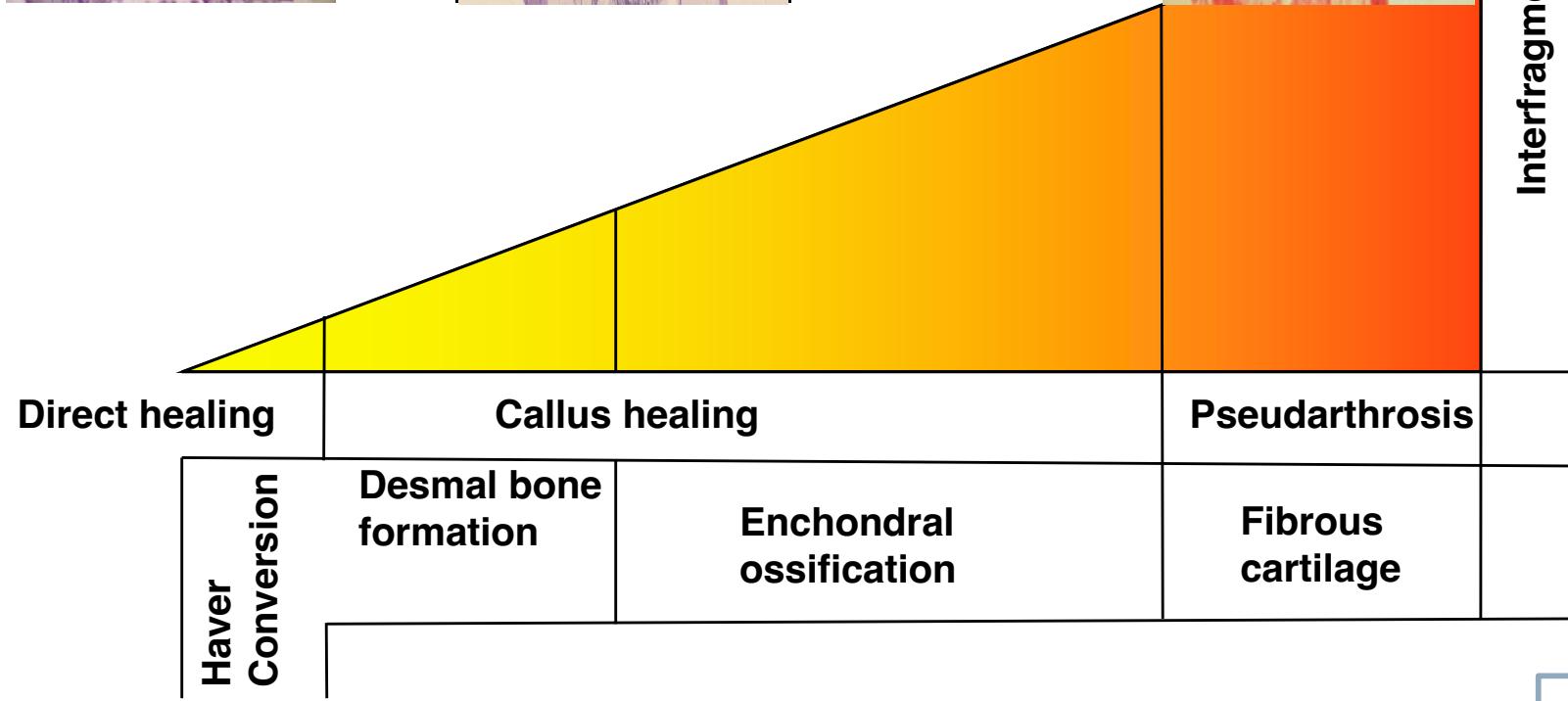


Cave

Compartment syndrome



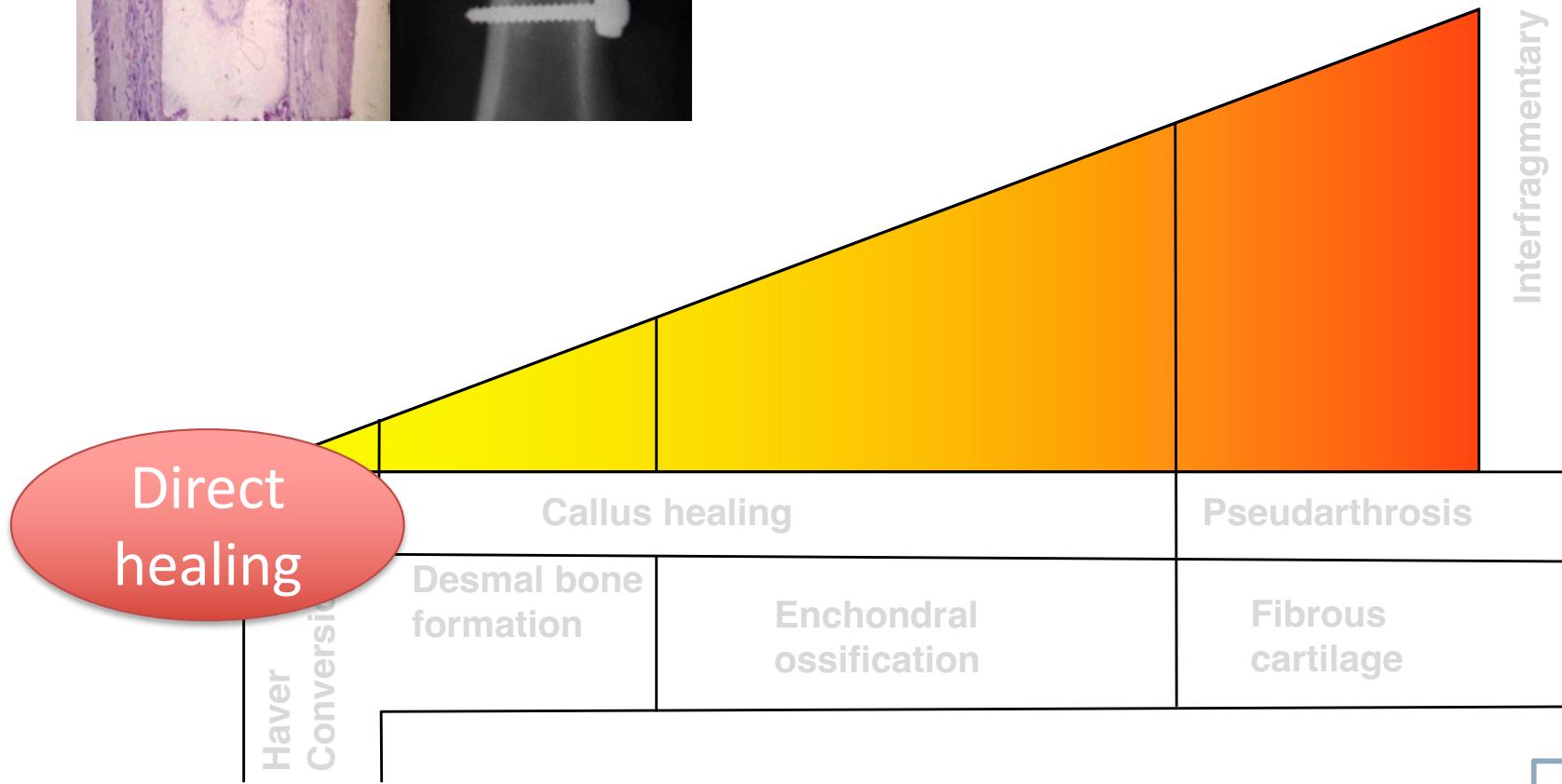
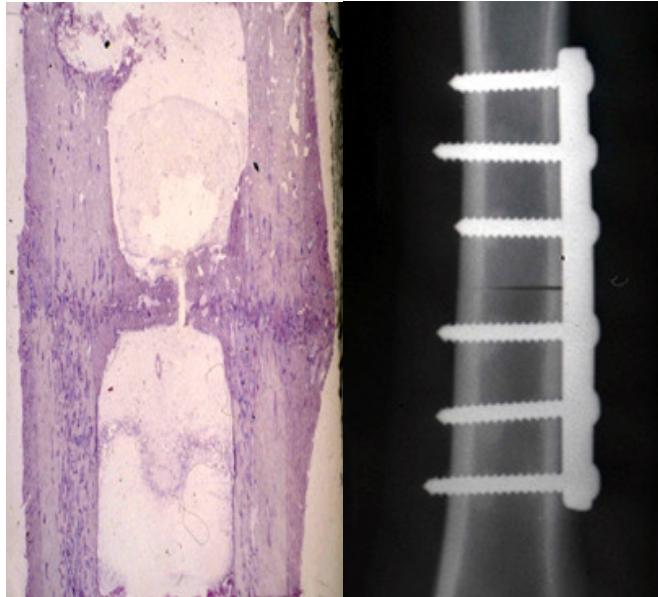
↑ Interfragmentary movement



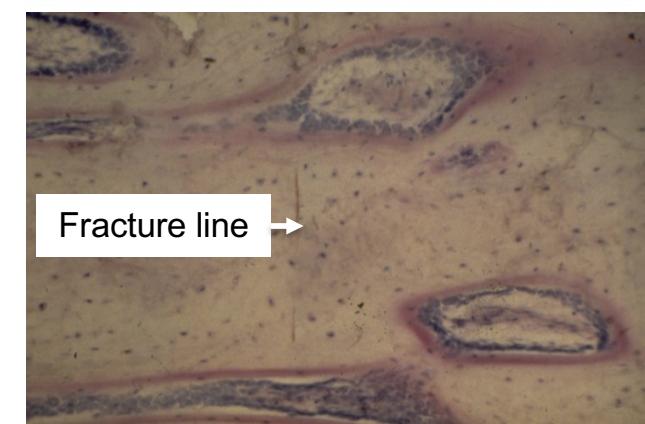
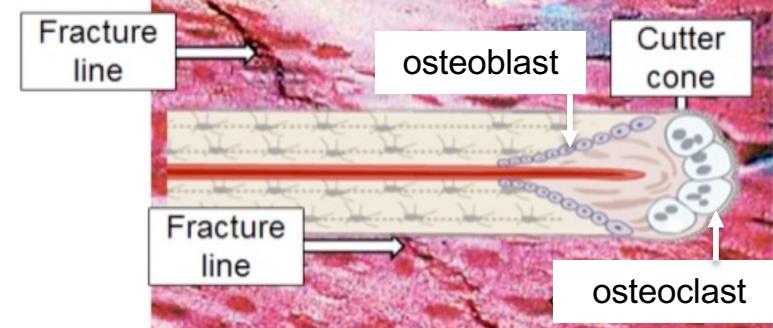
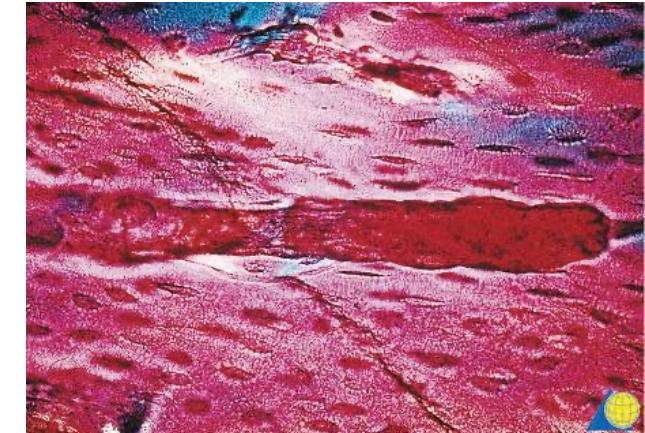
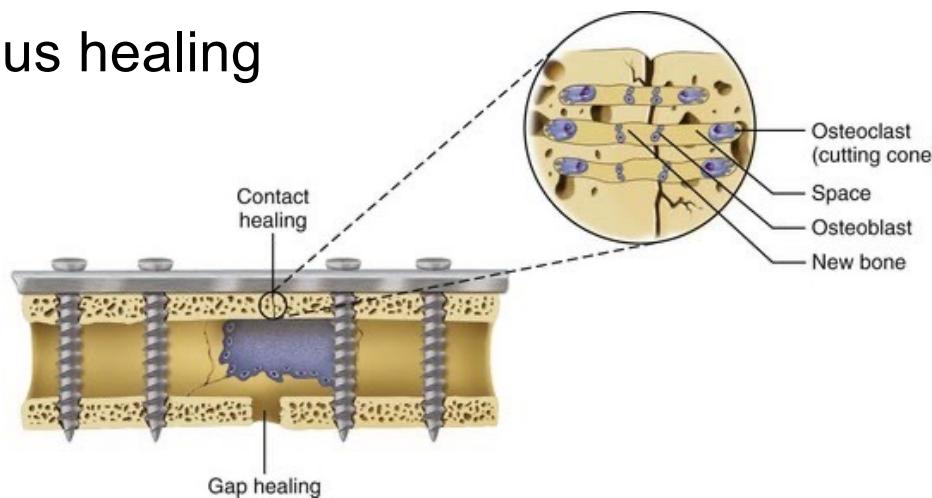


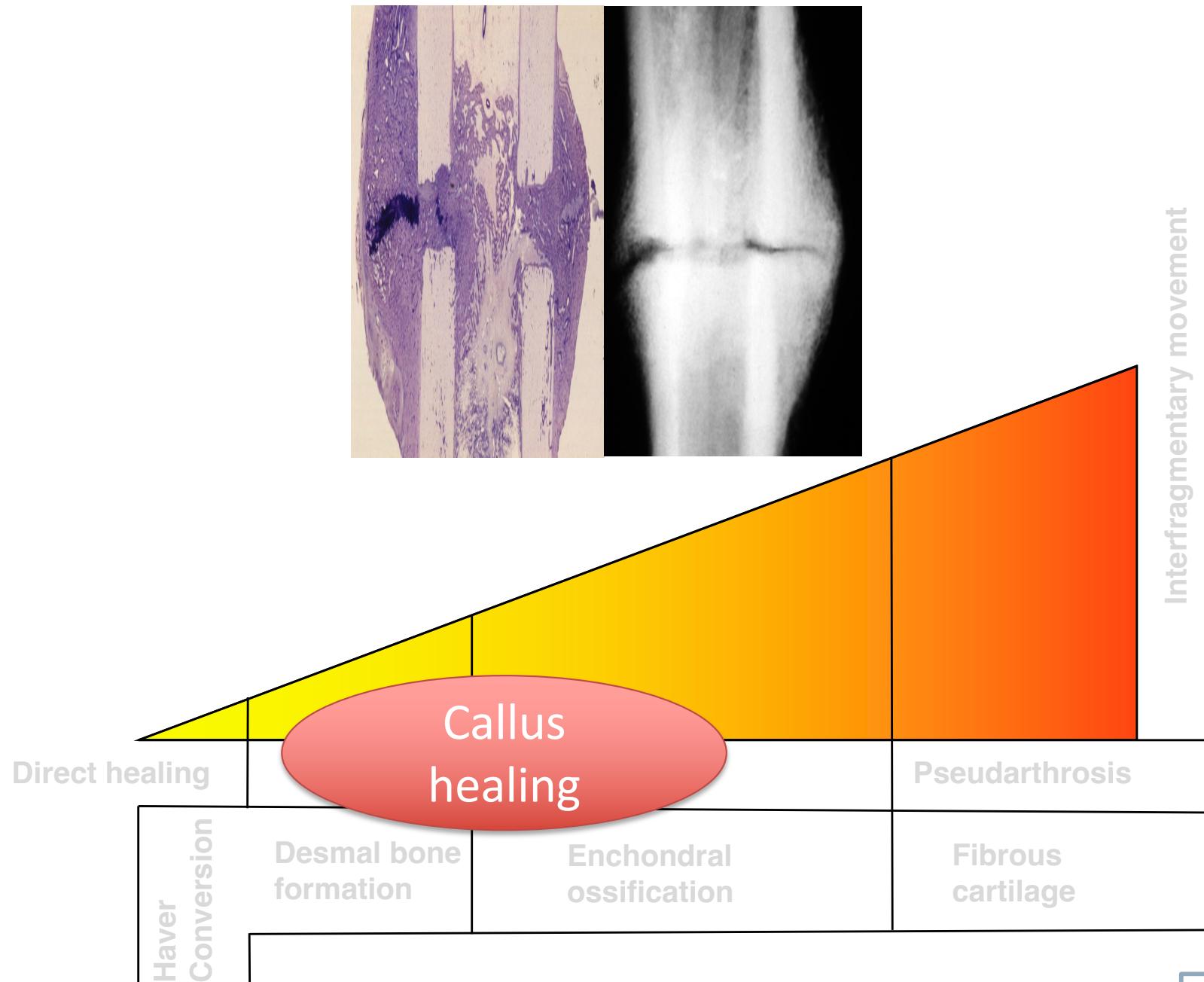
Interfragmentary movement

Direct healing	Callus healing		Pseudarthrosis
Haver Conversion	Desmal bone formation	Enchondral ossification	Fibrous cartilage



- ✓ Absolute fracture stability
- ✓ By direct osteonal healing/bridging:
  - ✓ Contact healing
  - ✓ Gap healing (minimal gap)
- ✓ Optimal adaptation necessary
- ✓ Interfragmentary compression
- ✓ Vital fracture ends
- ✓ No callus healing





- ✓ Gap healing with interfragmentary movement
- ✓ Bridging by callus formation and subsequent bone resorption

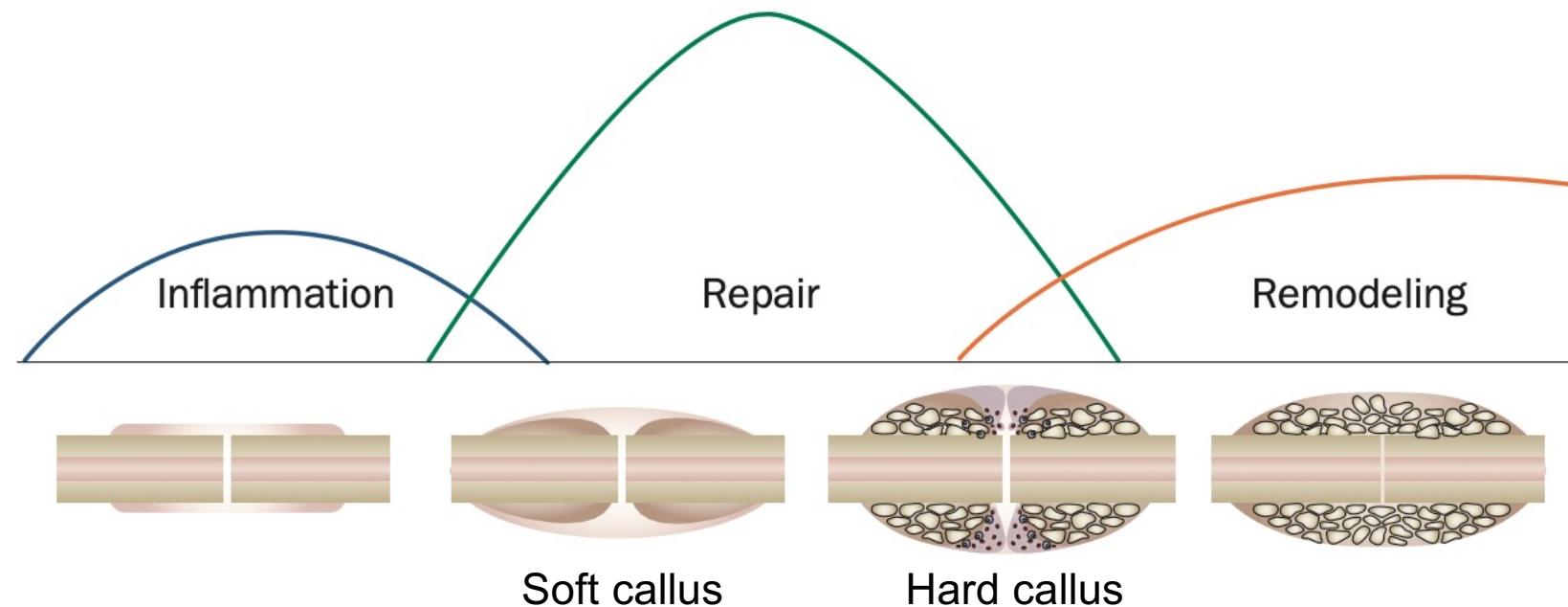
Dynamics → Callus healing – Secondary bone healing



## Phases of secondary (indirect) fracture healing

Overlapping phases of:

- Inflammation
- Repair (Soft callus formation, hard callus formation)
- Remodeling

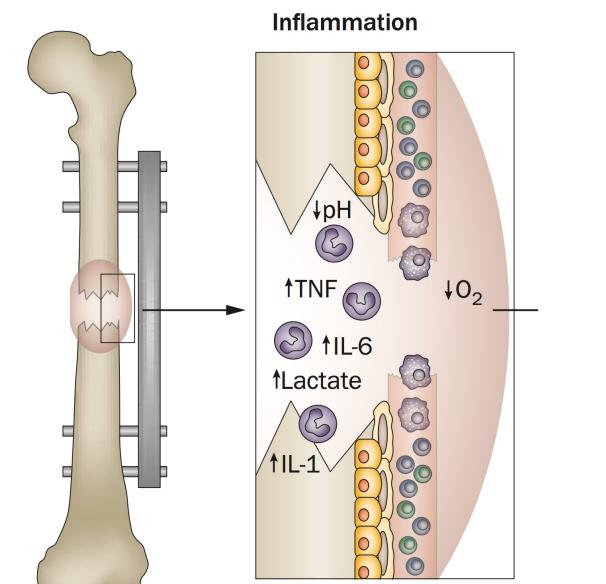
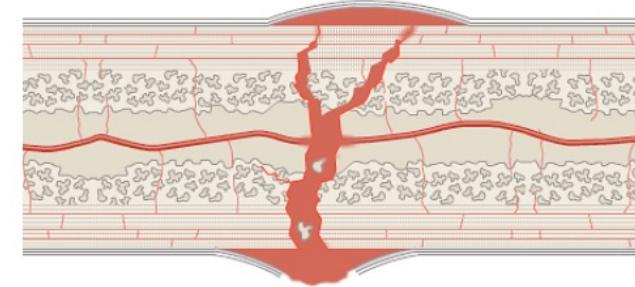


Highly regulated process, requiring tight interactions of many cell types

# Phases of secondary (indirect) fracture healing

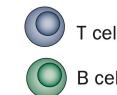
## Inflammation (1 – 7 days post fracture)

- ✓ Soft tissue damage
- ✓ Disruption of blood vessels
- ✓ Separation of bony fragments
- ✓ Hematoma forms
- ✓ Cells migrate to the fracture hematoma
- ✓ Coagulation starts
- ✓ Revascularization starts
- ✓ Initiation of repair phase



PMN

Macrophage



T cell



Osteomac

Osteoblast



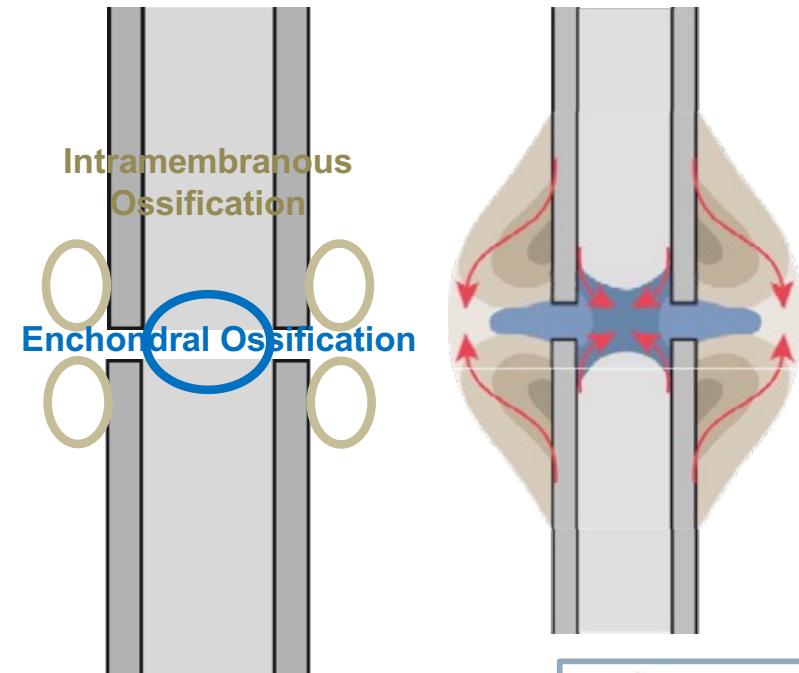
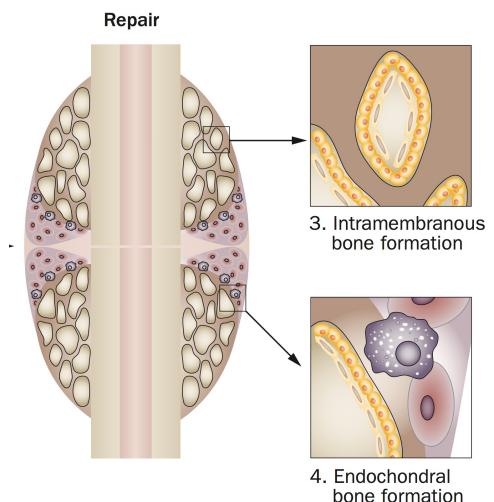
Chondroblast

## Phases of secondary (indirect) fracture healing

### Repair (3 – 12 weeks post fracture)

#### Note

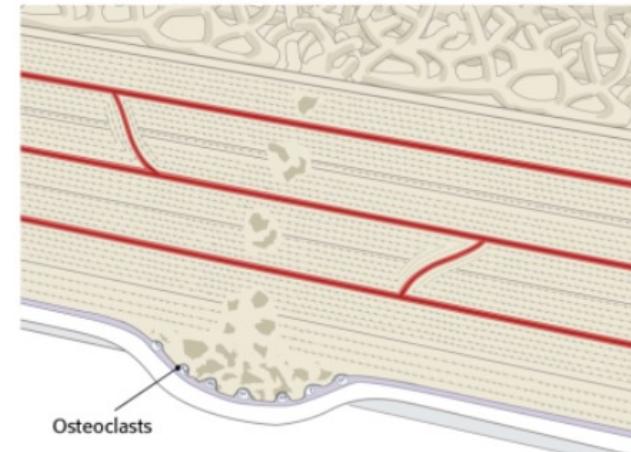
- ✓ Intramembranous bone formation
  - ✓ direct bone formation via MSCs /osteoblasts
- ✓ Endochondral bone formation
  - ✓ cartilaginous tissue is replaced by woven bone
  - ✓ indirect bone formation



## Phases of secondary (indirect) fracture healing

### Remodeling (months to years)

- ✓ Conversation of woven bone to lamellar bone
- ✓ Fracture healing complete with remodeling of the medullary canal and removal of the external callus



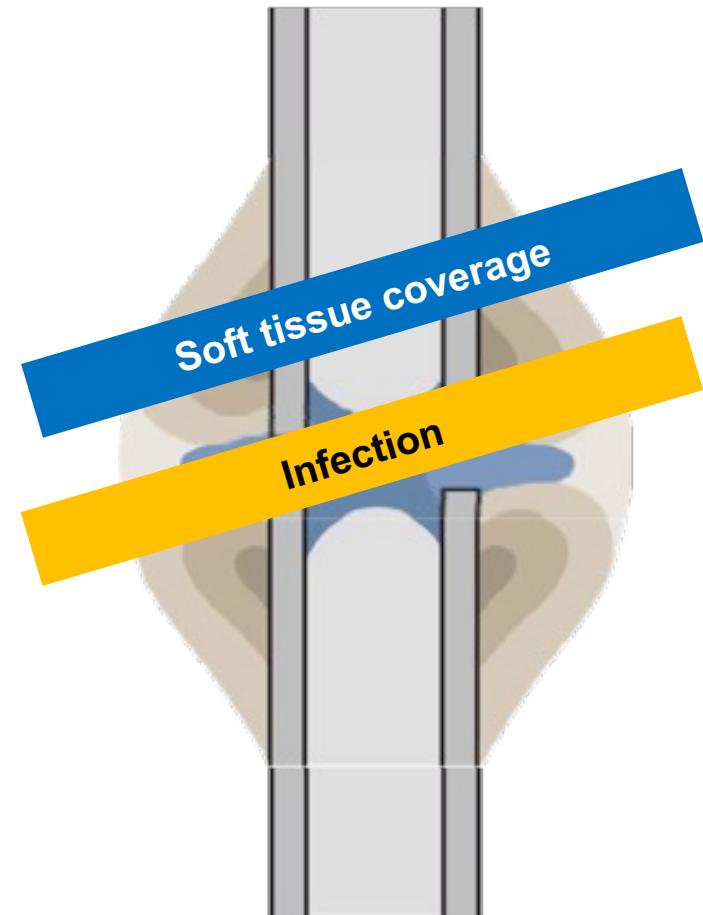
### Note

Bones heal without scar formation

## Factors that influence fracture healing

### Biological factors:

- ✓ Blood supply
  - ✓ Vascularization of bone fragments
  - ✓ Vascularization of the periosteum
- ✓ Soft tissue conditions
- ✓ Cell support / patient's status



# Factors that influence fracture healing

## Mechanical factors:

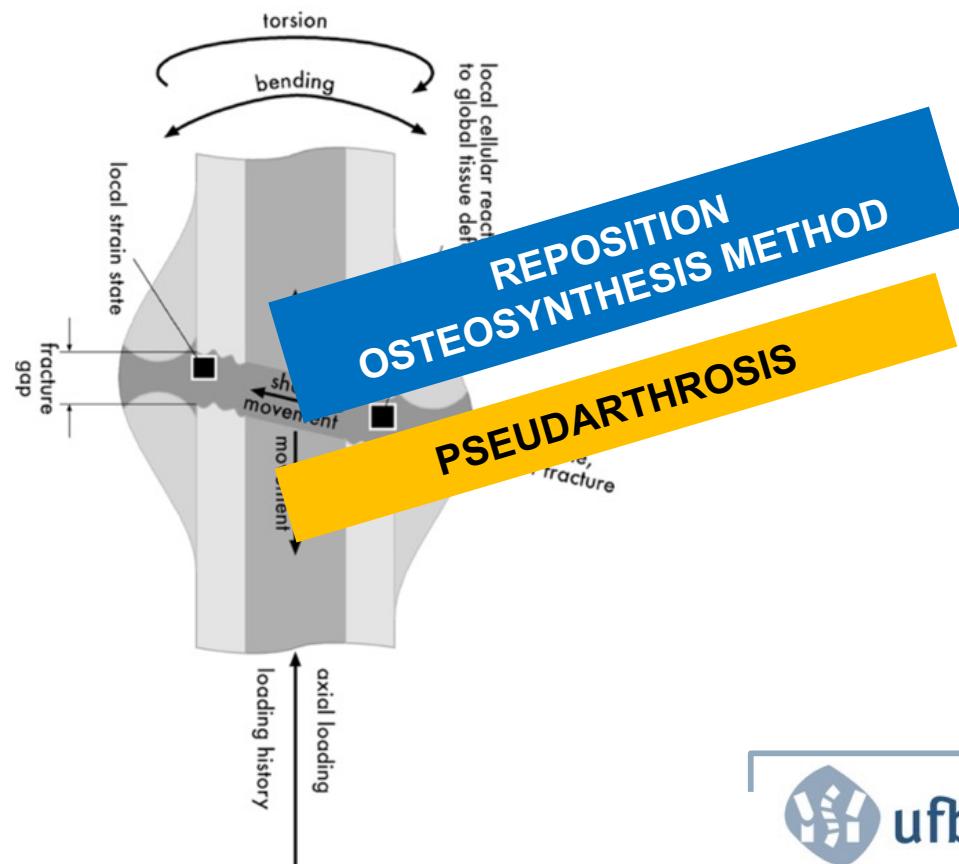
- ✓ Fracture geometry
- ✓ Fracture gap width
- ✓ Interfragmentary movement
  - ✓ Fracture stability
- ✓ Loading, early mobilization

Osteoporos Int (2005) 16: S36–S43  
DOI 10.1007/s00198-004-1728-9

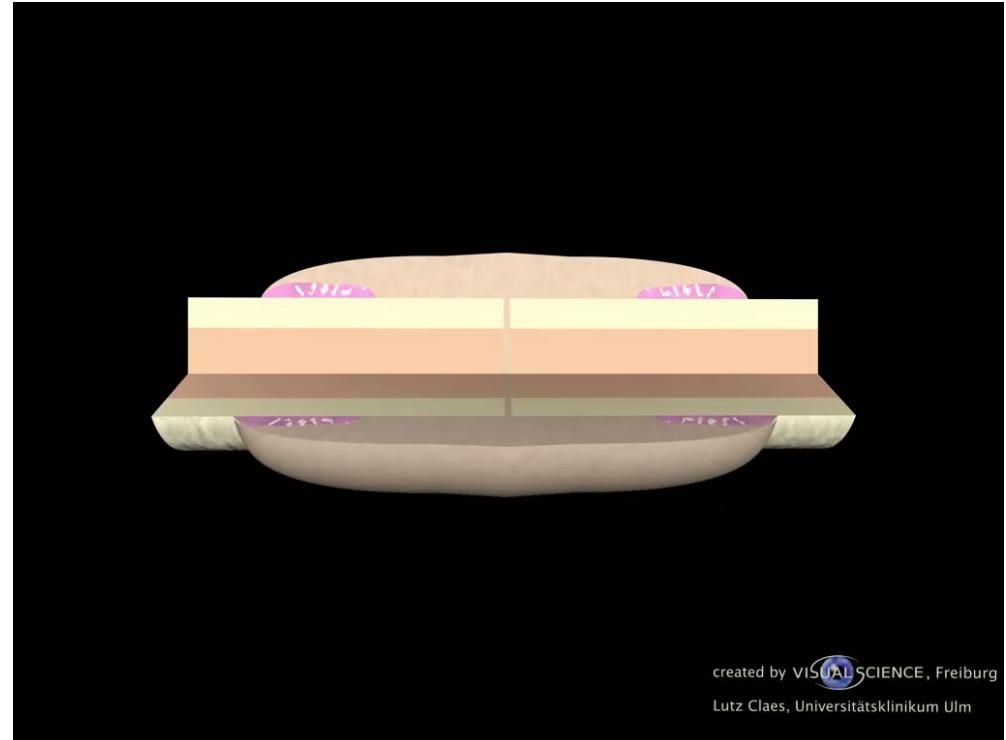
REVIEW

### Mechanics and mechano-biology of fracture healing in normal and osteoporotic bone

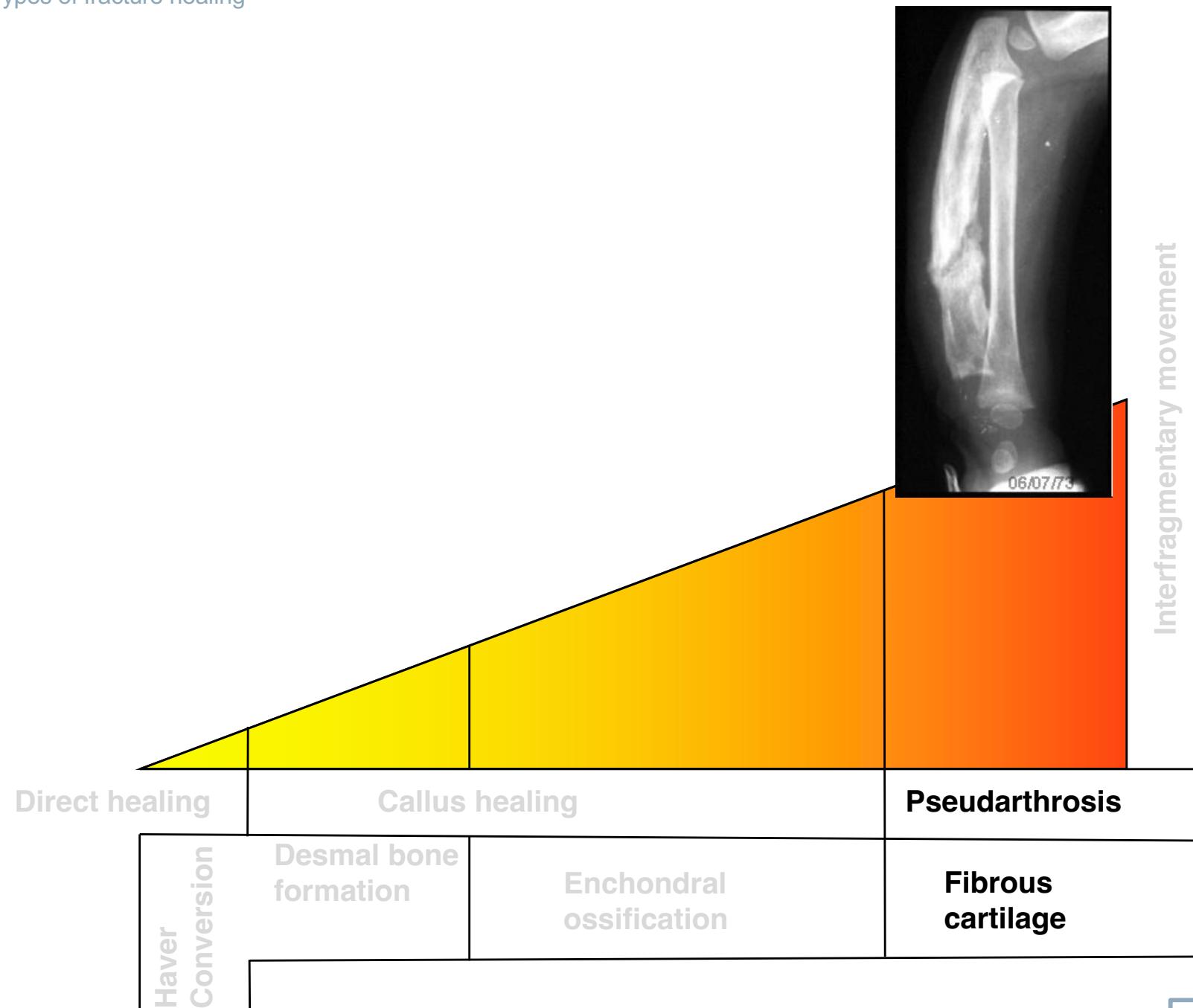
Peter Augat · Ulrich Simon · Astrid Liedert · Lutz Claes



## Callus bridging principle



created by VISUAL SCIENCE, Freiburg  
Lutz Claes, Universitätsklinikum Ulm



## Definition

Pathological, mobile connective tissue connection in the continuity of the bone.

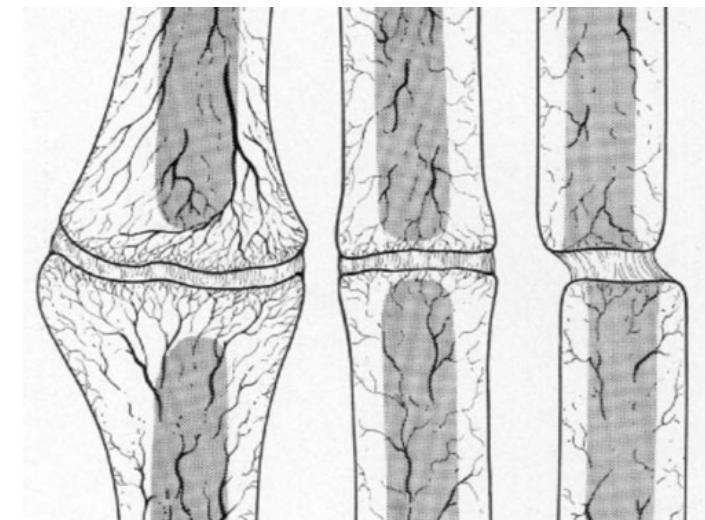
## Reasons

- ✓ Poor blood supply at the injured site
- ✓ Lack of stabilization of the fracture ends
- ✓ Missing contact of the fracture ends



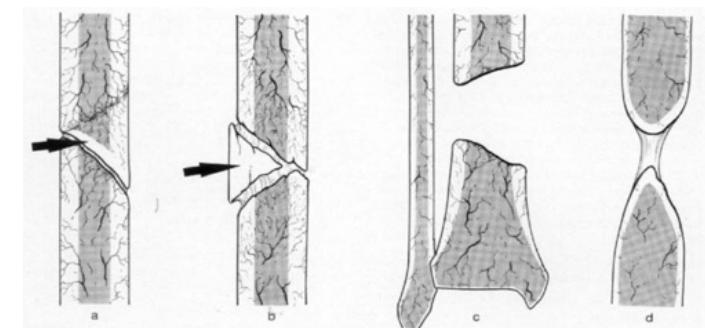
## Types

- ✓ Hypertrophic Pseudarthrosis (vital)  
Sufficient metabolic state of the bone
- ✓ Atrophic Pseudarthrosis (avital)  
No viability of the involved bone ends

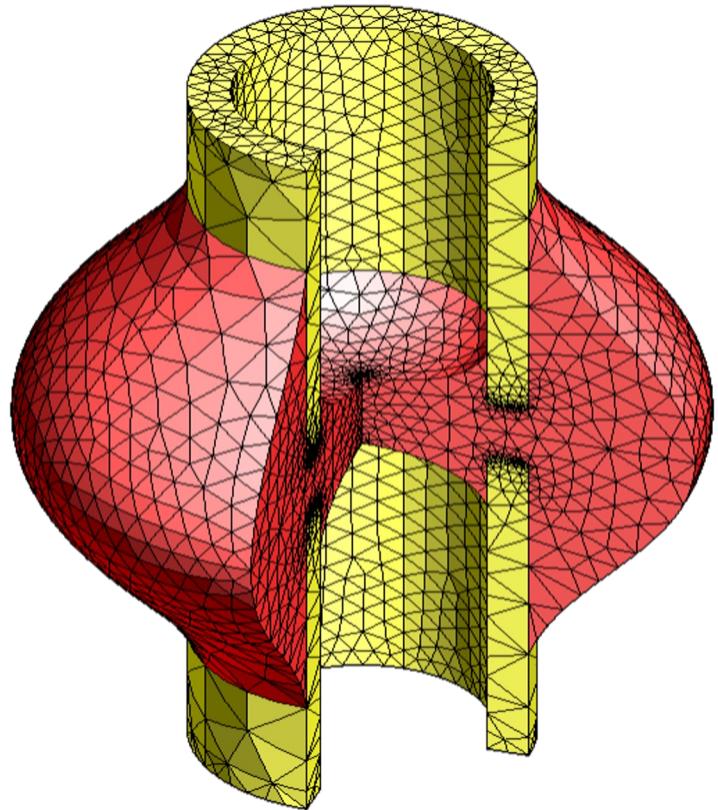


## Therapy

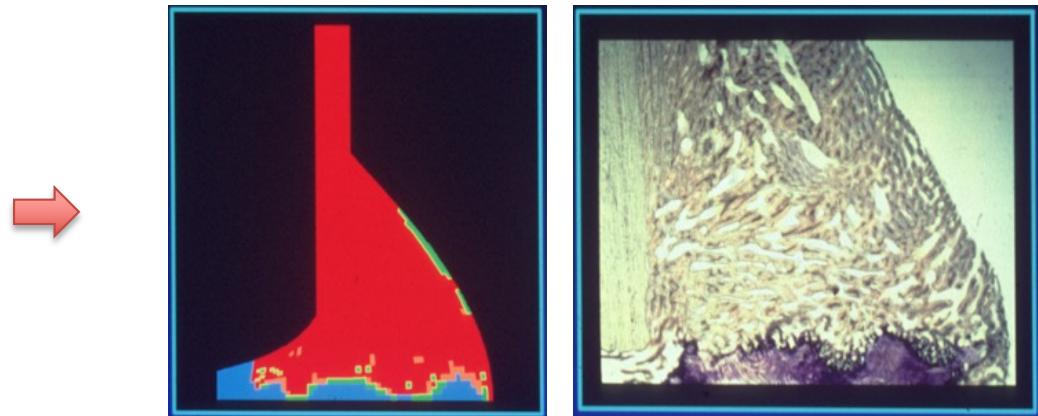
- ✓ Hypertrophic Pseudarthrosis  
OP, extracorporeal shock wave therapy
- ✓ Atrophic Pseudarthrosis  
Decortication, Spongiosa plasty



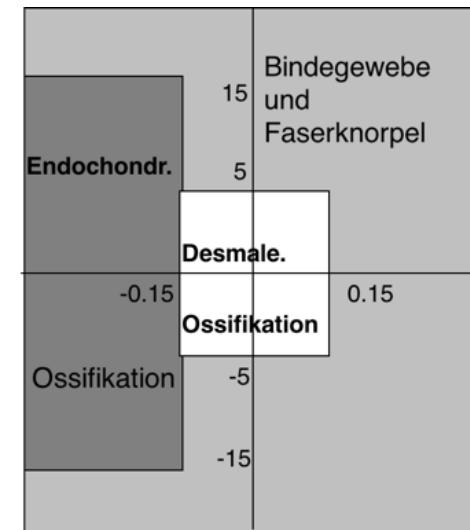
## Simulation of callus healing using FEM



FE Model of callus healing

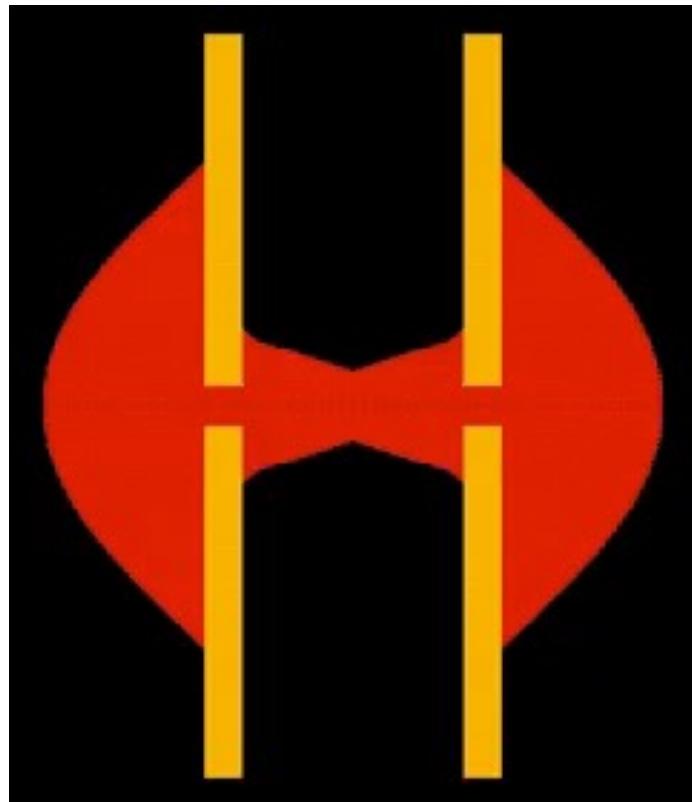


Results validation with histological images

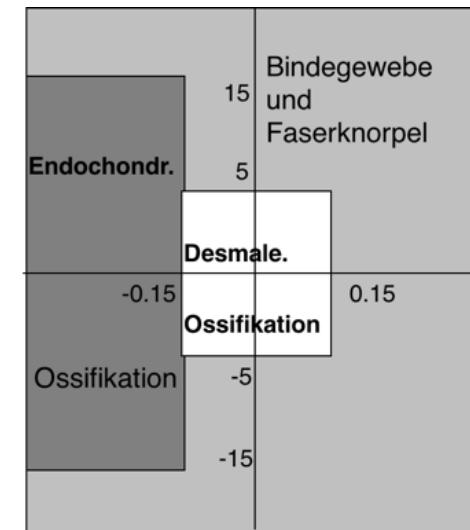


Integration of tissue transformation rules

## Simulation of callus healing using FEM

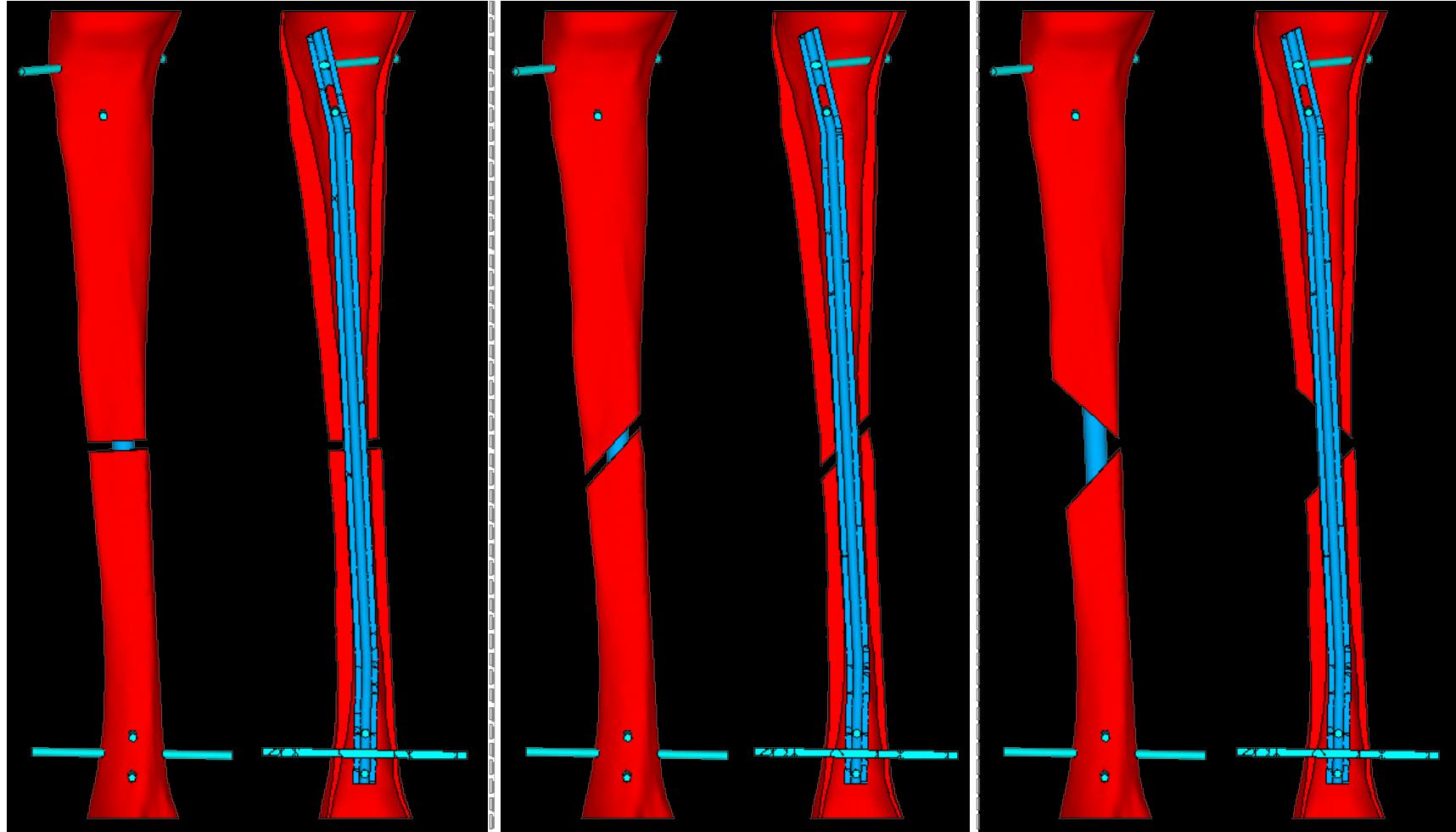


Results validation with histological images



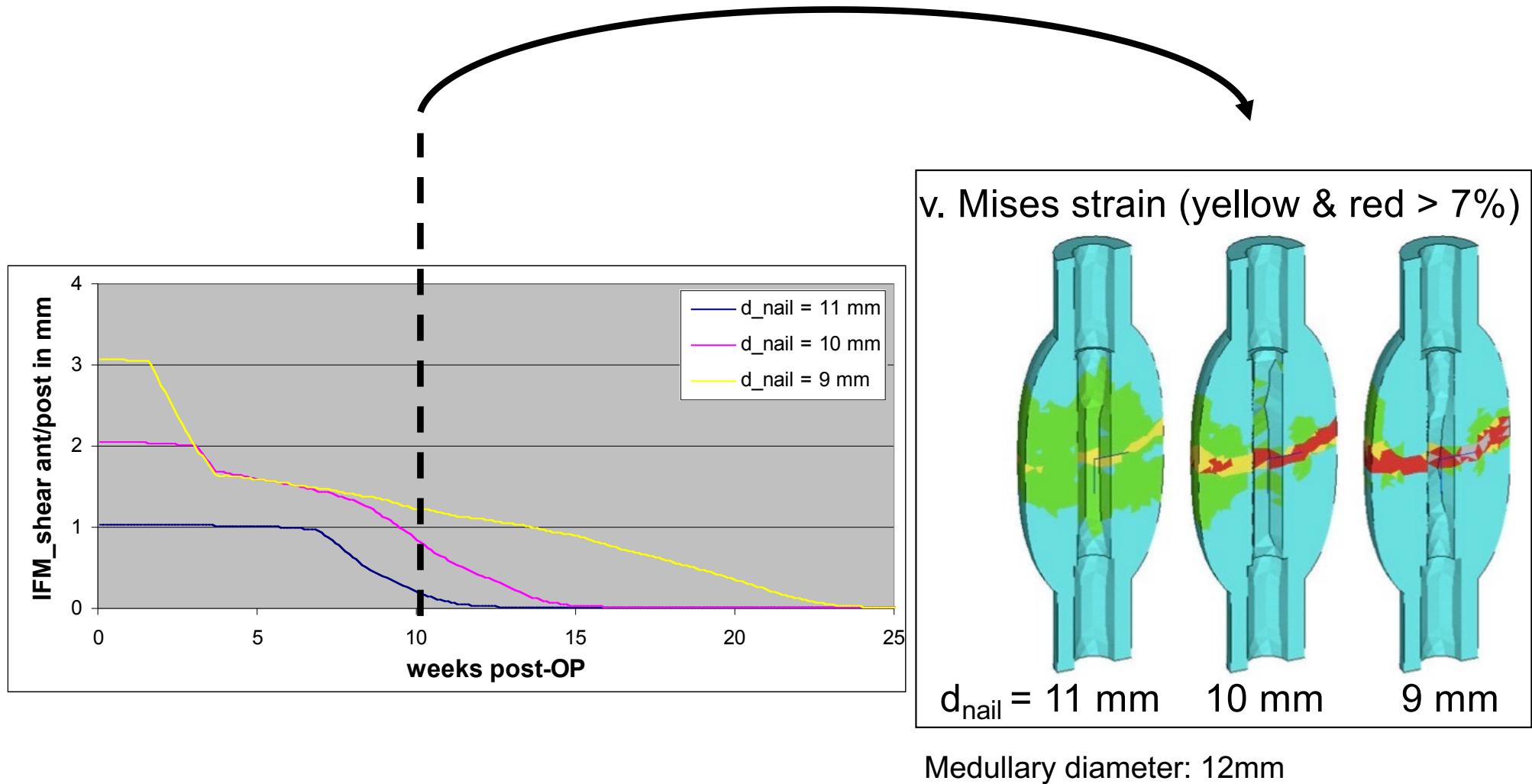
Integration of tissue transformation rules

## Influence of the nail diameter on healing time



Wehner et al. 2012

## Influence of the nail diameter on healing time

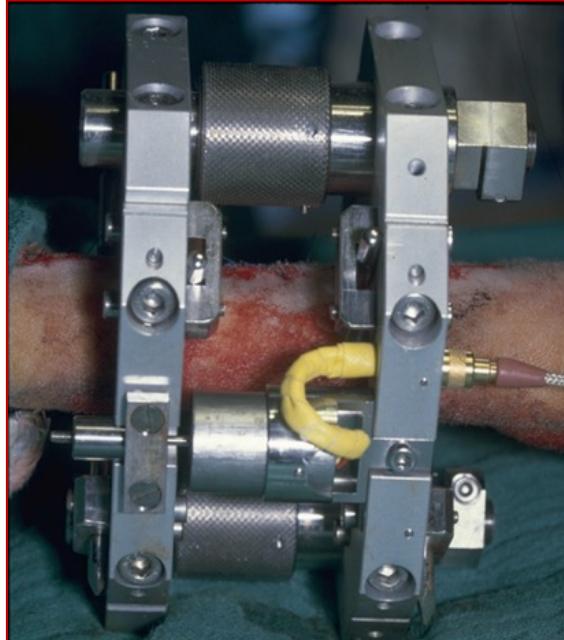


### Note

Small nail diameters increase the risk for healing delays

Wehner et al. 2012

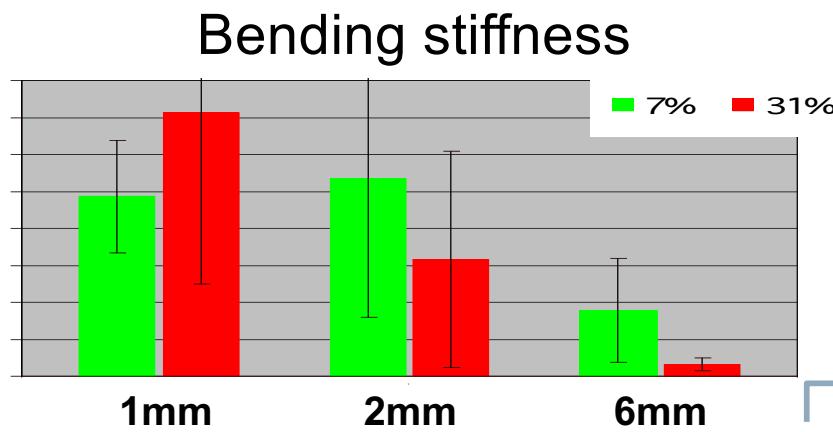
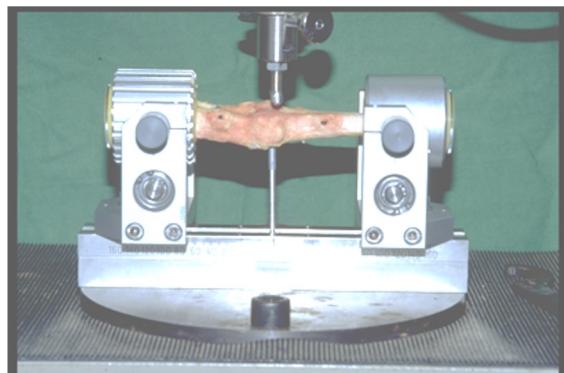
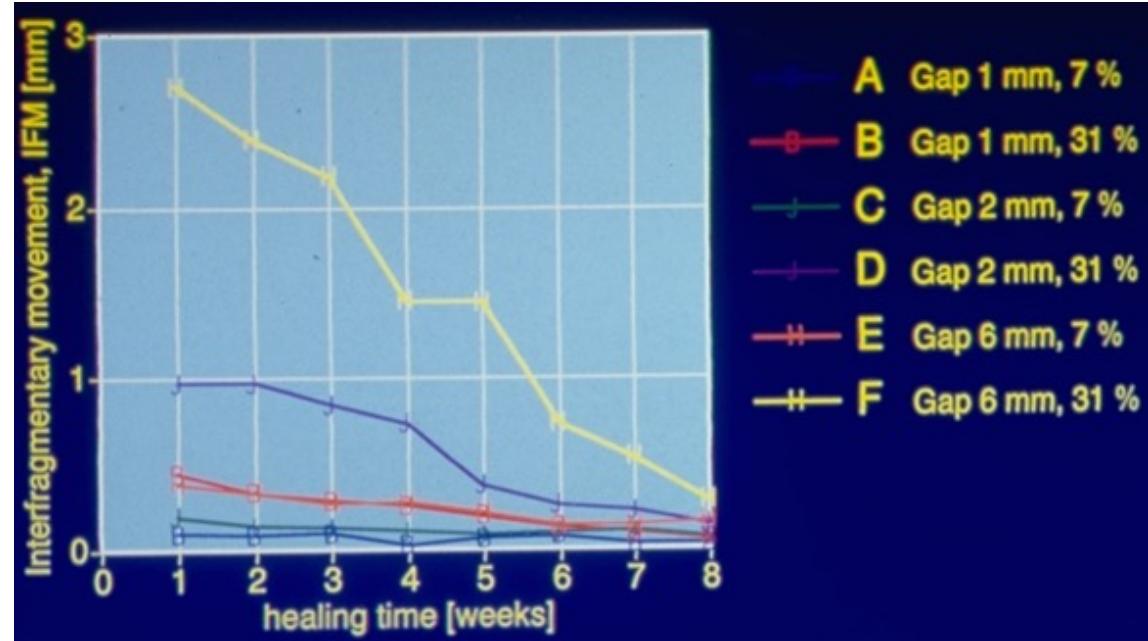
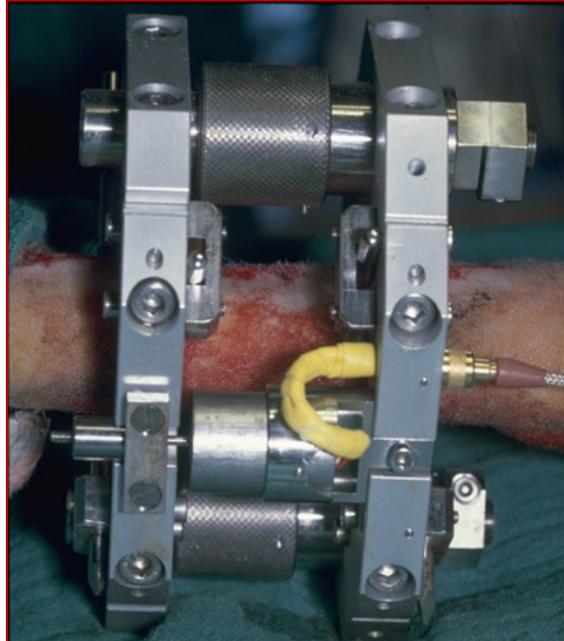
## Influence of interfragmentary movement and fracture gap



Sheep with transversal osteotomy and fracture fixation with an external fixateur

- ✓ Fracture gap 1, 2, 6 mm
- ✓ Interfragmentary strain 7, 31%

## Influence of interfragmentary movement and fracture gap

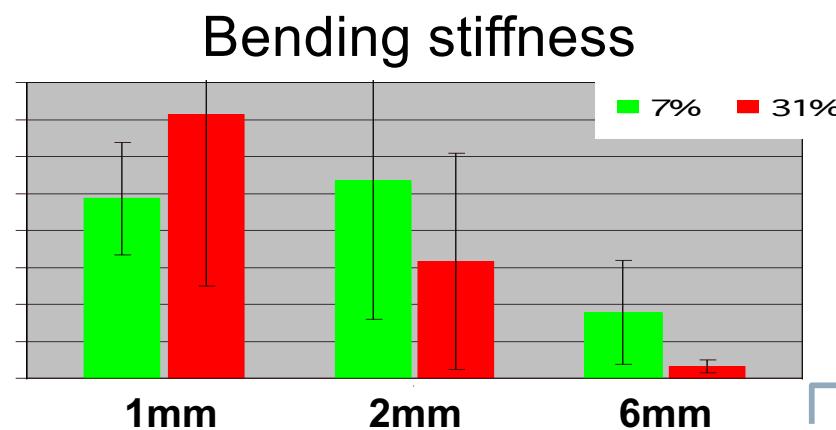
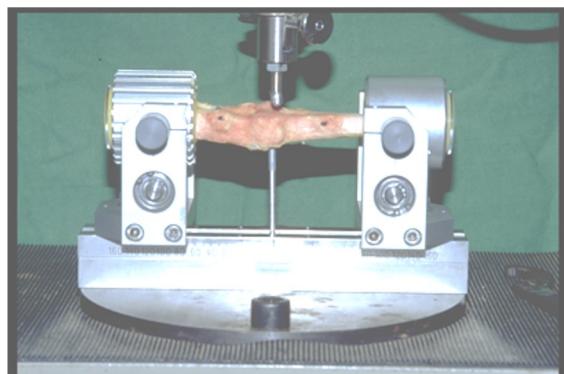


# Influence of interfragmentary movement and fracture gap

## Note

### Influence of the fracture gap on bone healing:

- Zero → Contact healing (primary bone healing)
- Small → Callus healing (secondary bone healing)
- Medium → Healing delay
- Large → No cure (Pseudarthrosis)



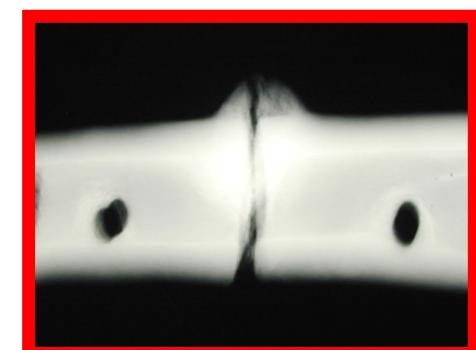
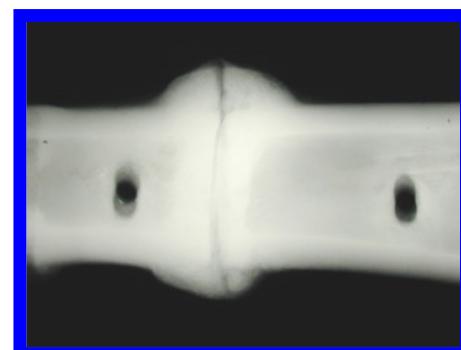
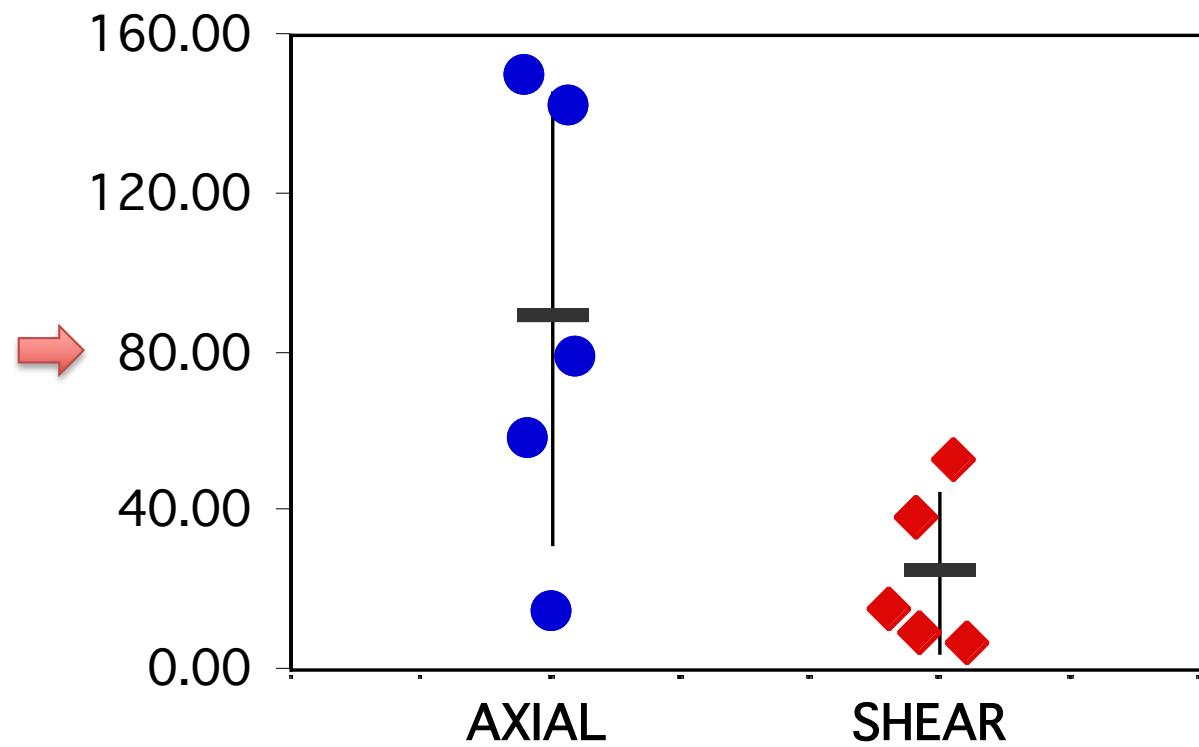
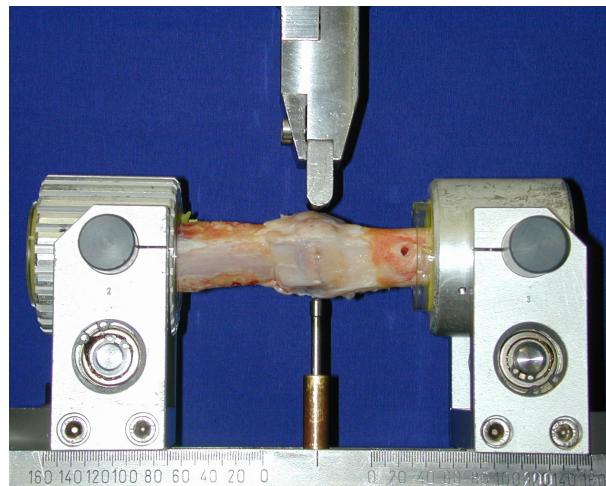
## Influence of movement direction on bone healing



Sheep with transversal osteotomy and fracture fixation with an external fixator

- |                  |        |
|------------------|--------|
| ✓ Shear movement | 1.5 mm |
| ✓ Axial movement | 1.5 mm |

## Influence of movement direction on bone healing



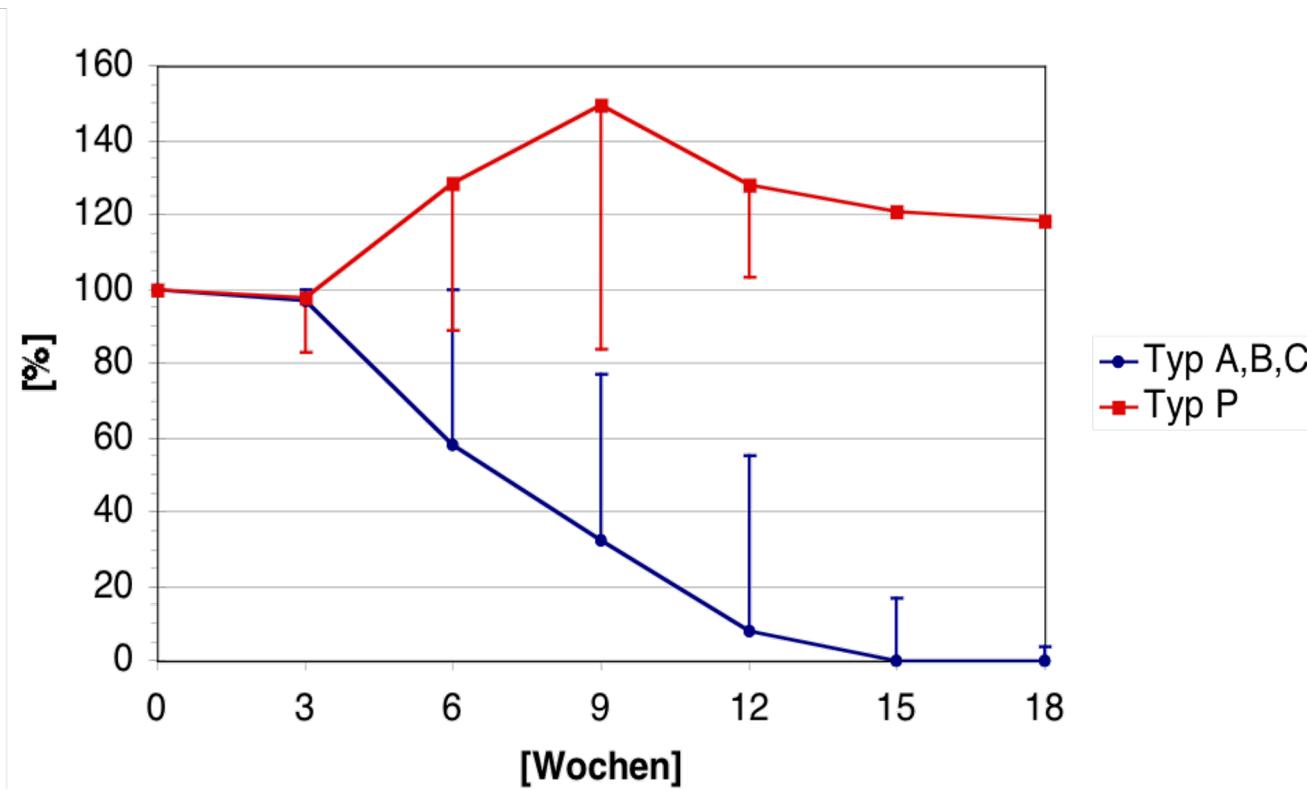
## Influence of interfragmentary movement on bone healing



Patient with tibia fracture and external fixator fixation

- ✓ Indirect measurement of interfragmentary movement using a dial gauge

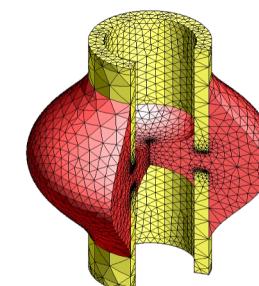
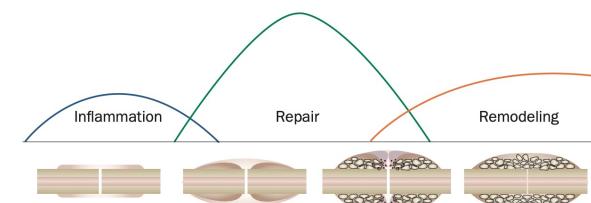
# Influence of interfragmentary movement on bone healing



Decrease of interfragmentary movement in the case of **normal** and **delayed** fracture healing.

## Summary I

- ✓ Fractures are the most common injuries of the musculoskeletal system
- ✓ Types of fracture healing:
  - ✓ Primary (direct) healing
  - ✓ Secondary (indirect) healing
  - ✓ Non-union (pseudarthrosis)
- ✓ Fracture healing influenced by biological and mechanical factors
- ✓ FEM simulations and *in vivo* studies used to investigate the biomechanics of fracture healing



# Biomechanics of Osteosynthesis

Principles of bone stabilization in operative therapy



Dr. Verena Fischer

Institute of Orthopaedic Research and Biomechanics  
Centre of Trauma Research Ulm (ZTF)  
Ulm University Hospital

## Objectives of fracture stabilization

- ✓ Immobilization of the fragments
- ✓ Reduce pain
- ✓ Avoid vessel and nerve damage
- ✓ Anatomically correct healing
- ✓ Partial loading and rehabilitation
  
- ✓ Restoring the function
- ✓ Therapy of soft tissue injury
  - Nerves
  - Vessels
  - Soft tissue defects
  - Joint components



### Basic principle

- ✓ Reduction
- ✓ Retention
- ✓ Rehabilitation



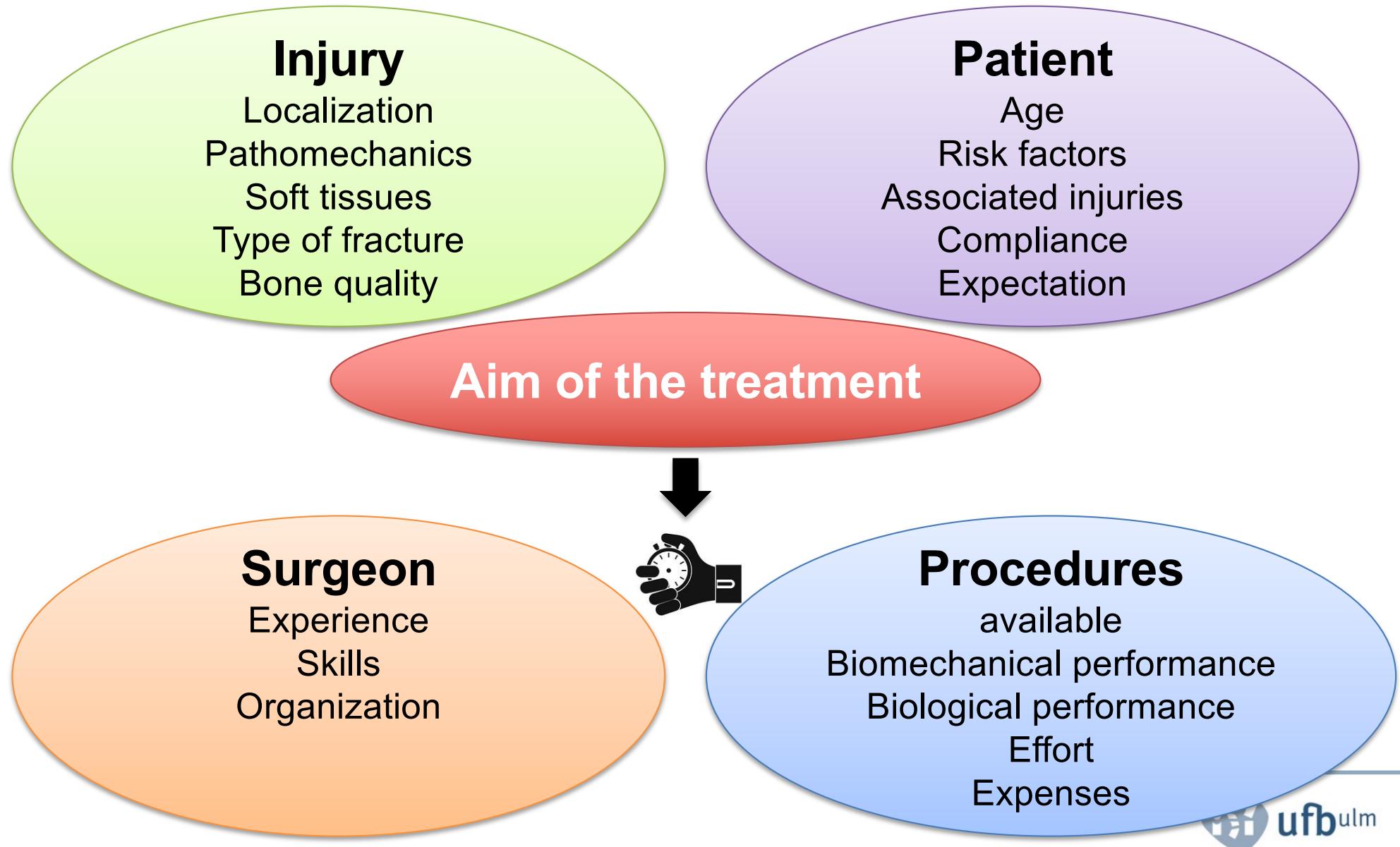
### Conservative

- ✓ Plaster
- ✓ Brace / Support
- ✓ (Traction / Extension)

### Operative

- ✓ Splinting
- ✓ Compression

## Parameters to select the appropriate osteosynthesis procedure



# Parameters to select an appropriate osteosynthesis procedure

## Conservative approach

- ✓ No associated injury
- ✓ Isolated injury
- ✓ Stable fracture / reduction
- ✓ Non-dislocated fracture or acceptable dislocation
- ✓ Comparable results as after surgery

## Surgical approach

- ✓ Associated injuries (Vessels, nerves, soft tissue, etc. combined ligamentous instabilities)
- ✓ Irreducible epiphyseal injuries
- ✓ Pathological fractures
- ✓ Polytrauma
- ✓ Unstable fracture / reduction
- ✓ Irreponible relevante dislocation (especially joint injuries)
- ✓ High complication rate / unfavourable results or unreasonably long immobilization after conservative treatment

## Absolute indications for surgical osteosynthesis procedures

- ✓ Open fractures
- ✓ Joint fractures
- ✓ Adult femoral fractures
- ✓ Dislocated tibial fractures
- ✓ Pseudarthroses



### Relative Indications

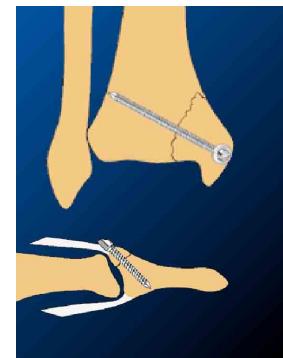
- Every fracture is operable
- Surgical advantages > Risks
- Poor compliance/ tolerance of conservative treatment

## Stabilization principles

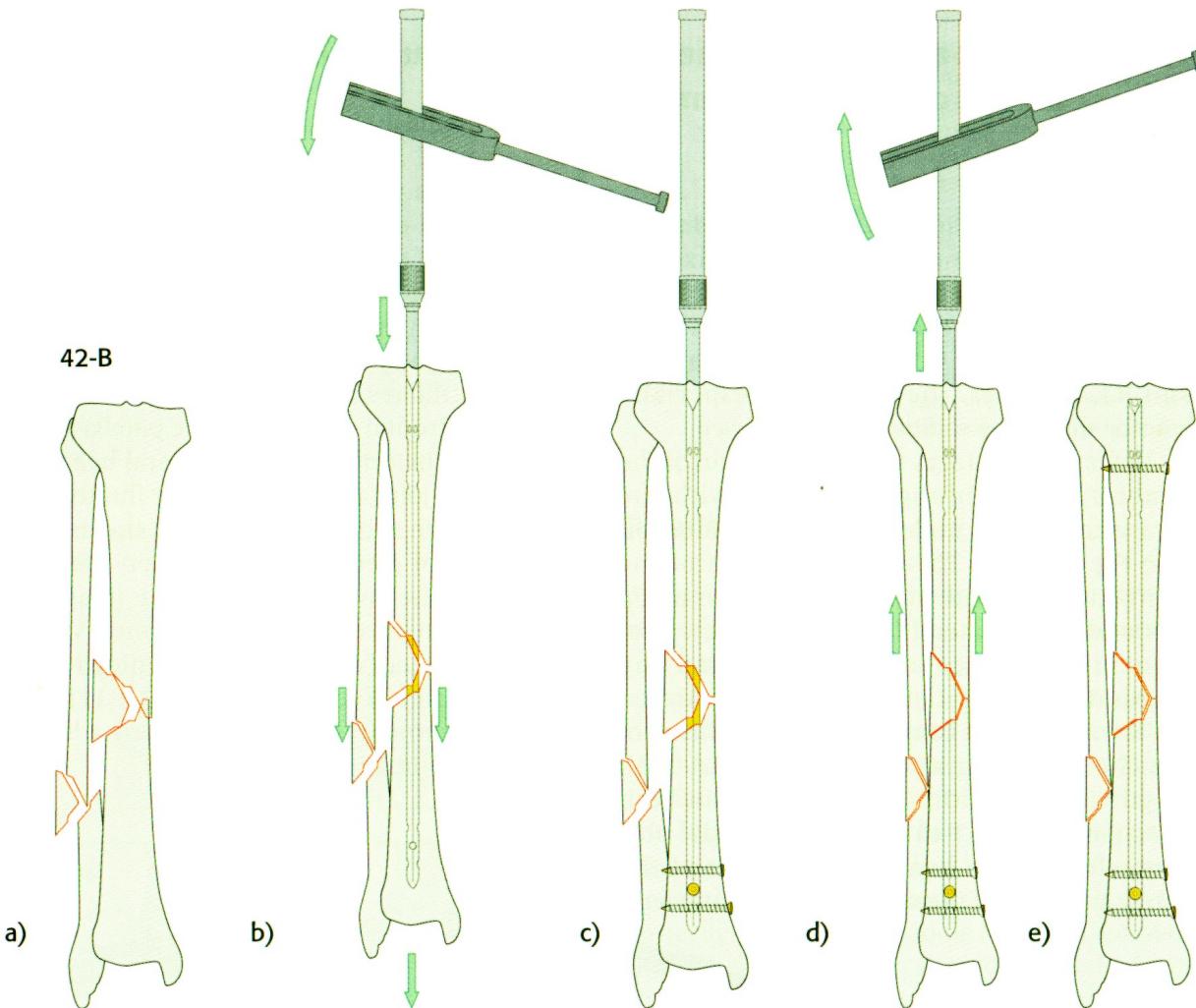
- ✓ Splinting
  - ✓ Internal  
Intramedullary nail
  - ✓ External  
External fixator  
Plaster / Brace



- ✓ Interfragmentary compression
  - ✓ Static  
Screws  
Compression plates
  - ✓ Dynamic  
Cerclages  
Locking plates

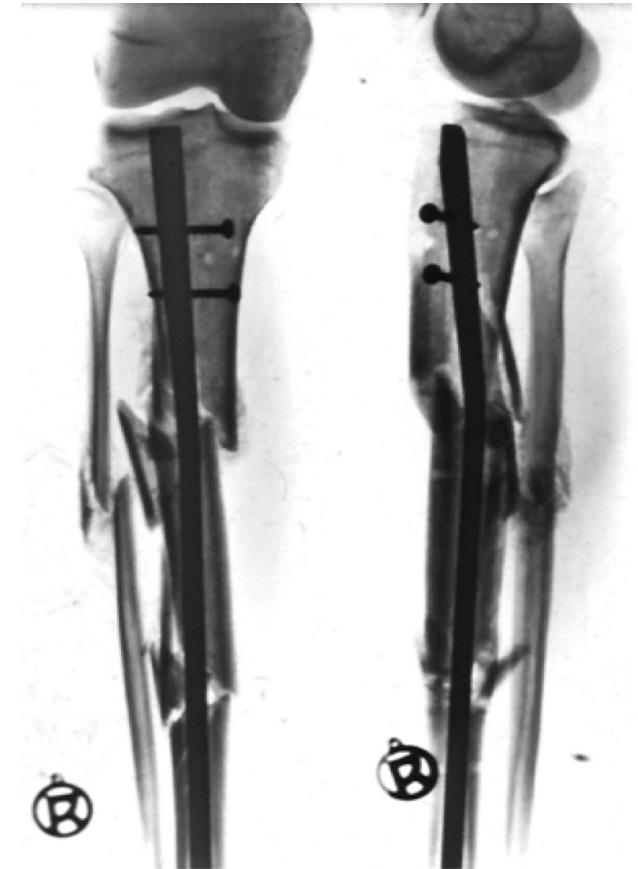


## Intramedullary nail



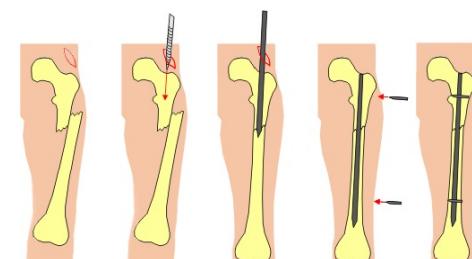
## Intramedullary nail

- ✓ Various nail systems
  - ✓ Cannulated nail
  - ✓ Solid nail
  - ✓ Locked
  - ✓ Unlocked



## Intramedullary nail

- +** Minimally invasive  
Patient compliance  
Early weight bearing  
Optimized blood supply  
Low risk for infection  
Good primary stability  
Standard procedure
  
- Challenging procedure  
(Freehand distal locking)  
Technical effort  
Risk for fat embolism  
Long bone fragments required  
Exclusion: Polytrauma, Paed,...



## Plaster

**+** Proven

Simple / Safe

No in-patient

**-** Swelling?

Compression → Pressure marks

Loosening → Safety

Renewal required

Joints are immobilized

→ Muscular atrophy

→ Physiotherapy required

Allergical reaction

Neurological disorders



## Brace



Non-invasive

Allows early movement and loading



Expensive

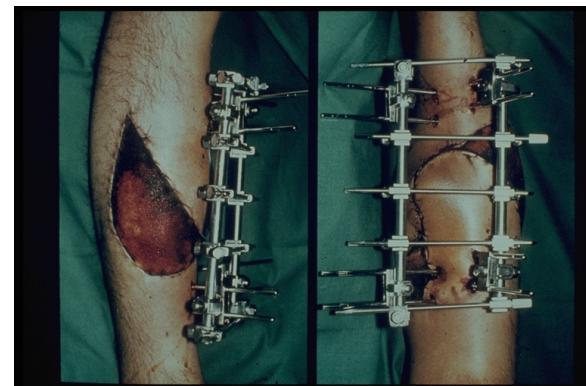
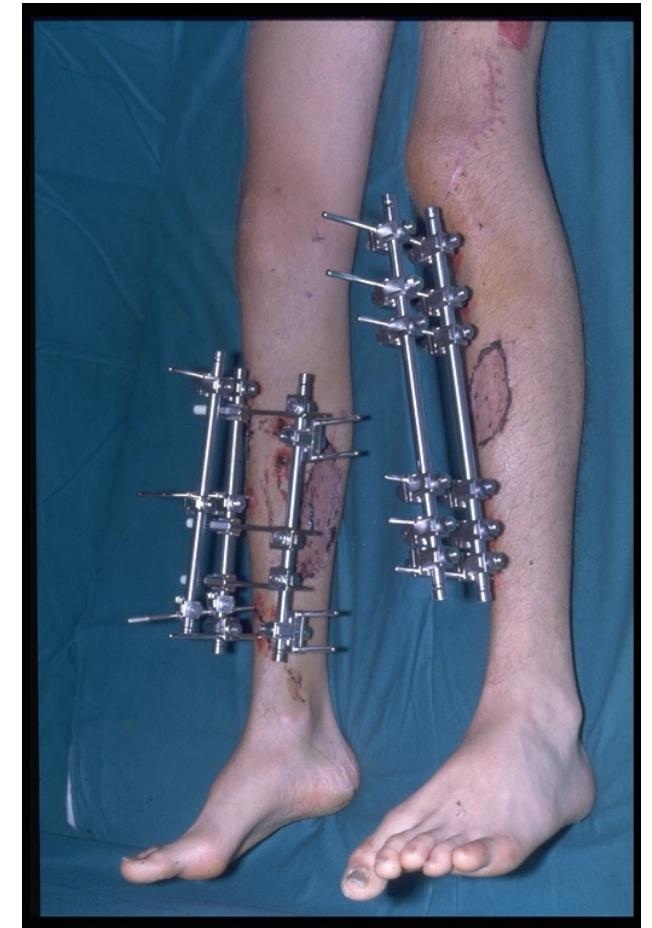
Can only be used for very stable fractures

Wearing time 4-8 weeks



## External fixator

- ✓ Bicortically anchored screws
- ✓ Stabilizing element outside the extremity



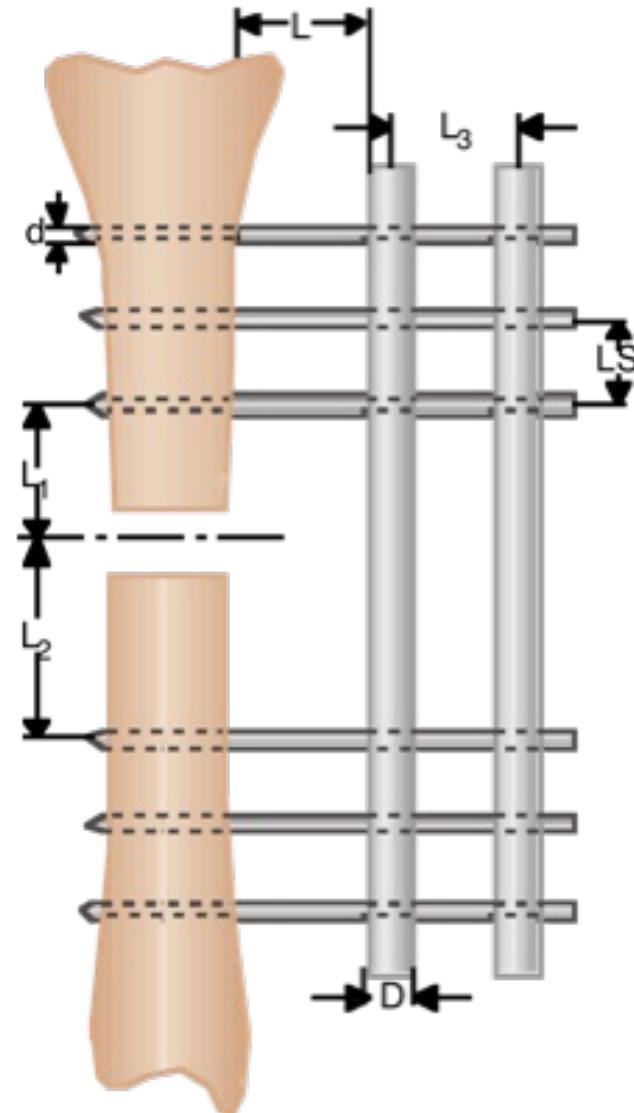
## External fixator

- ✓ Stability

### Note

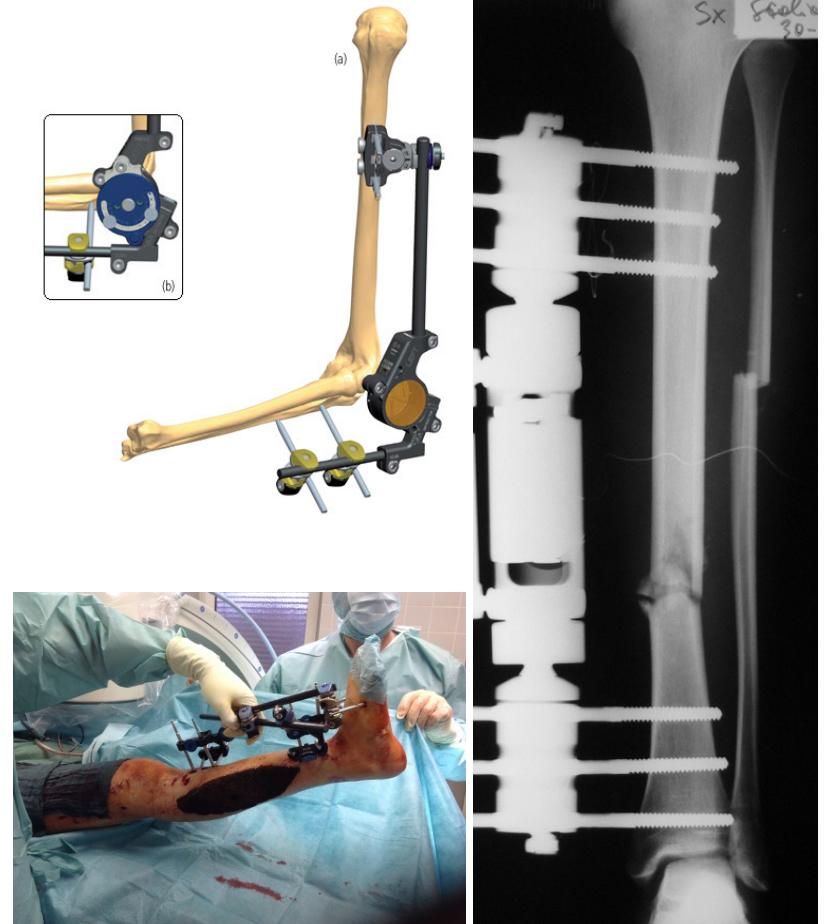
Stiffness increases:

- $L$
- $d$
- $n_{\text{Screws}}$
- $L_1, L_2$
- $D$
- $LS$



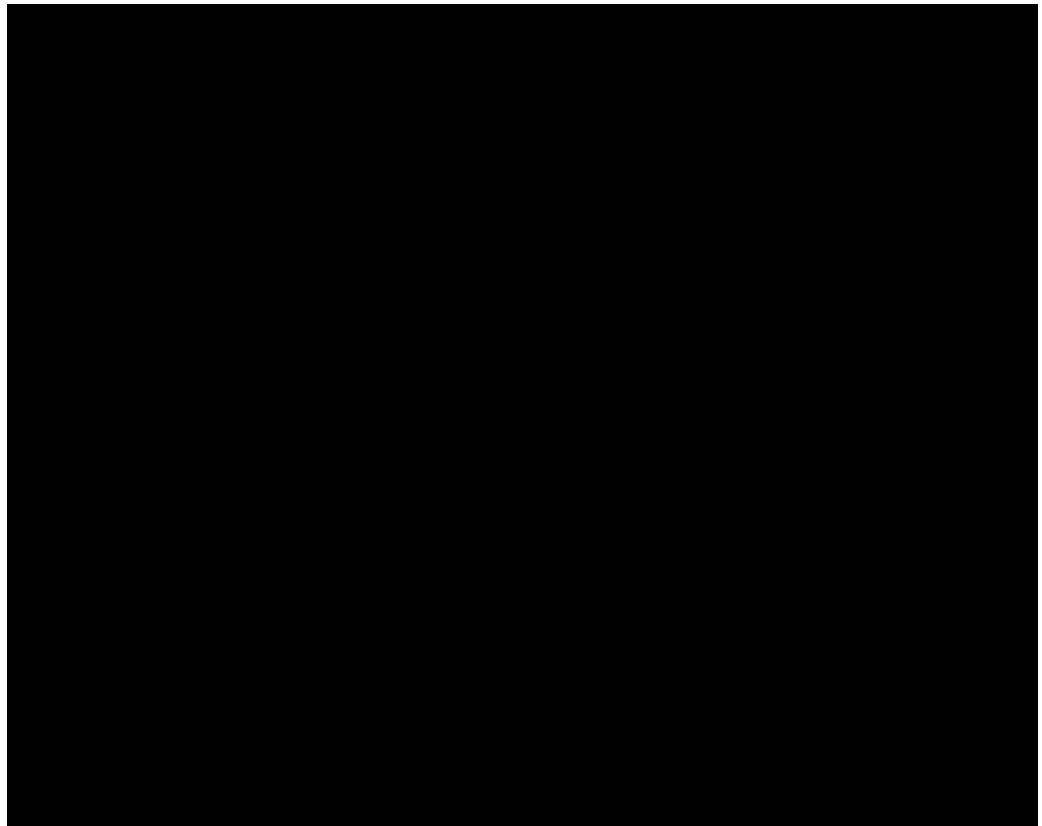
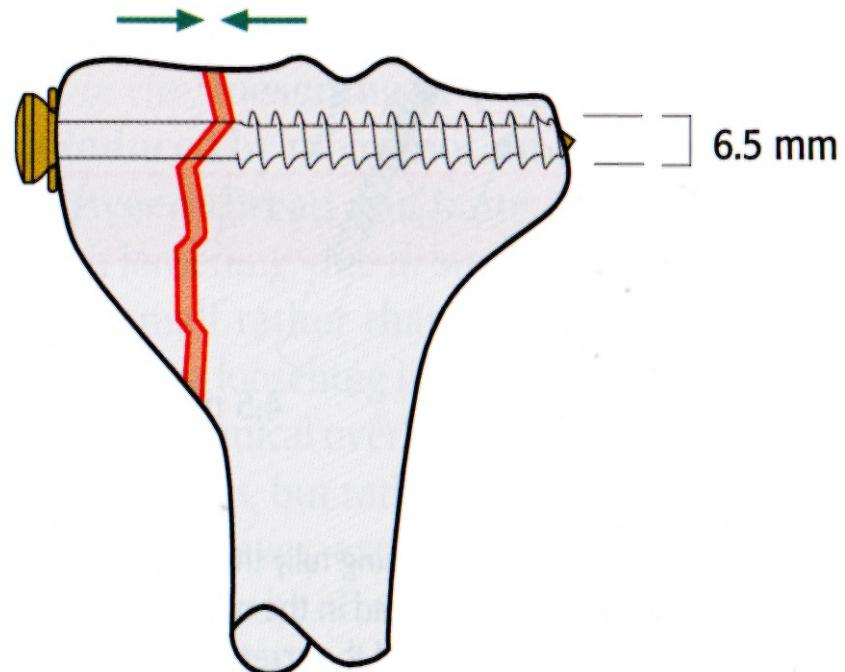
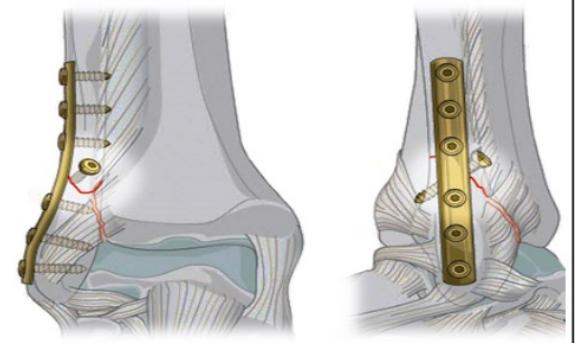
## External fixator

- + Minimally invasive
- Ideal for septic cases
- High primary stability
- Wide range of applications
- Cost-effective (reusable)
- Polytrauma
- Early mobility
- Comfortable re-intervention
- Minor patient comfort
- Risk for infection: Pin care
- Not suitable for every patient
- Training required
- Indirect fracture repositioning



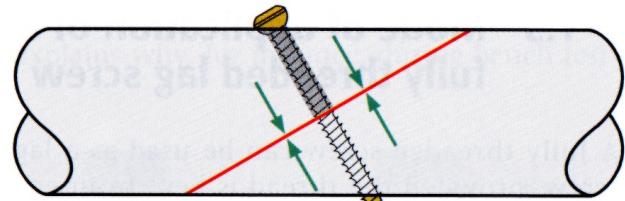
## Lag screws

- ✓ Cancellous bone screw insertion next to the joint line

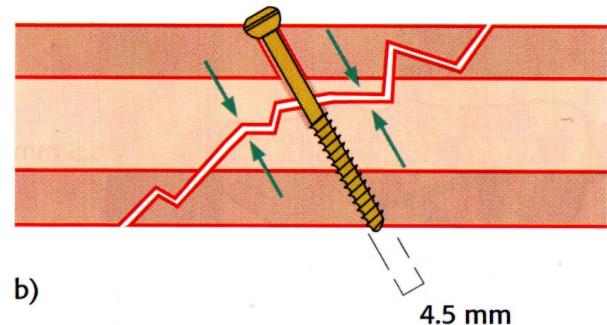


## Lag screws

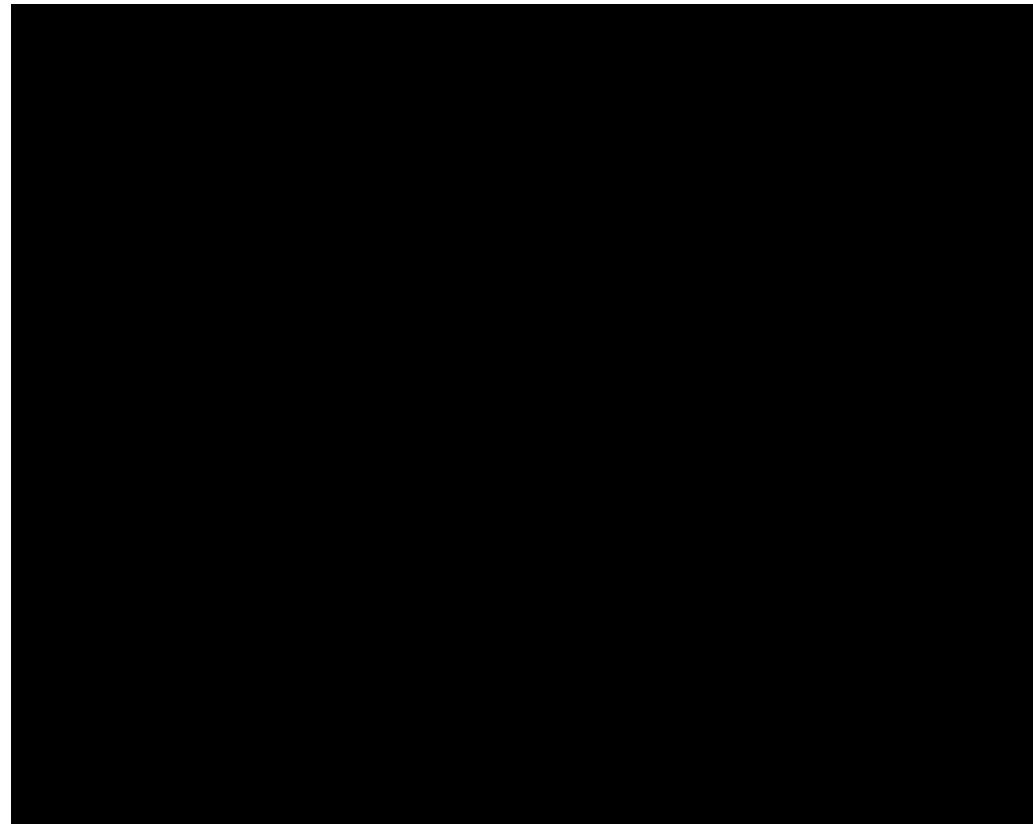
- ✓ Diaphyseal lag screw (cortical)



a) 4.5 mm

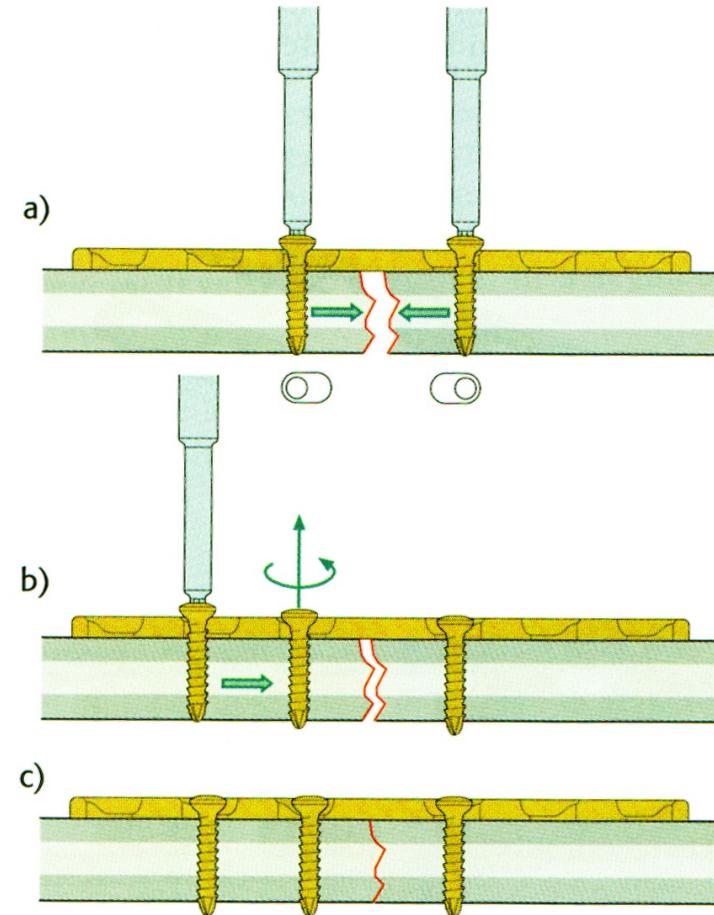
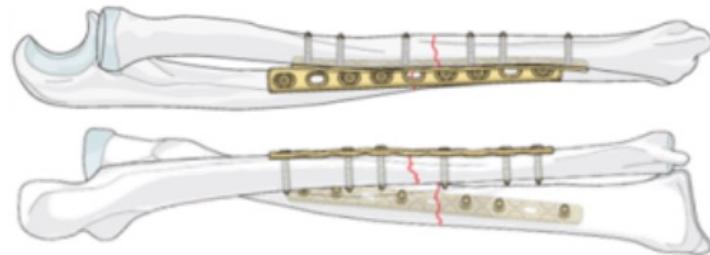
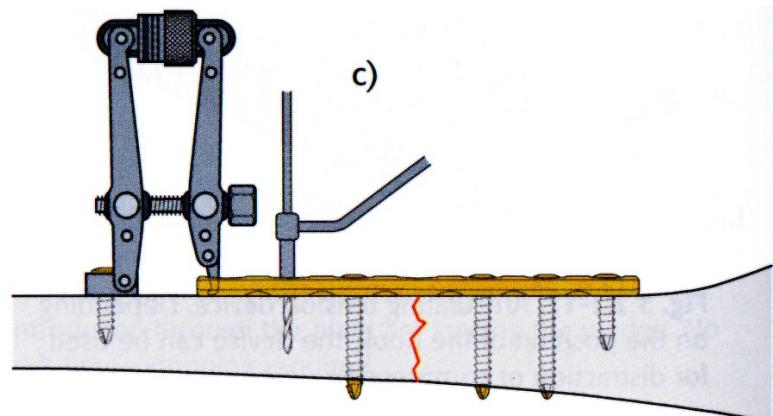


b) 4.5 mm



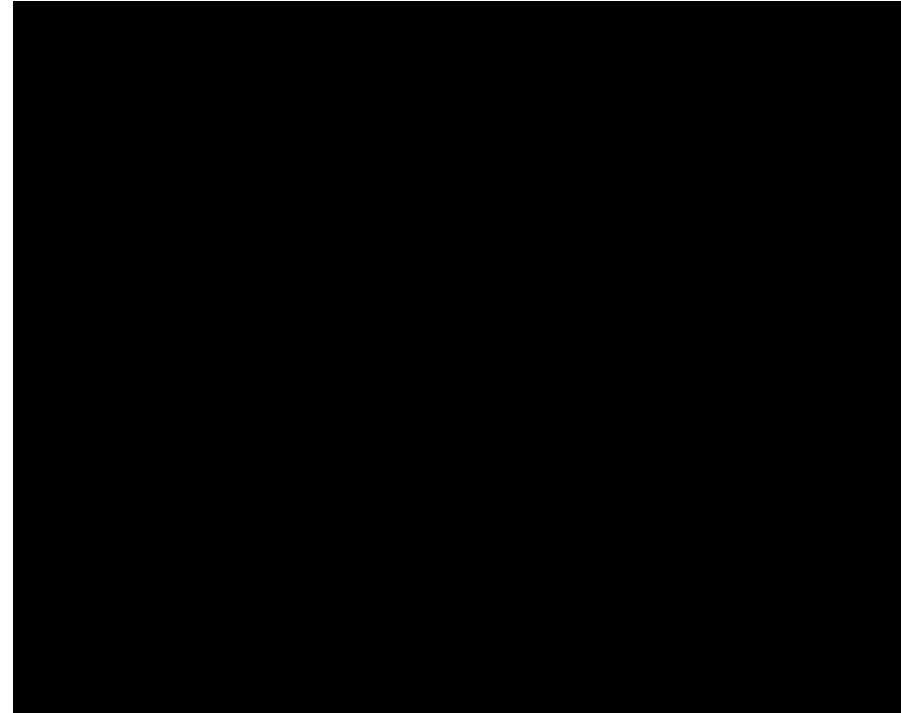
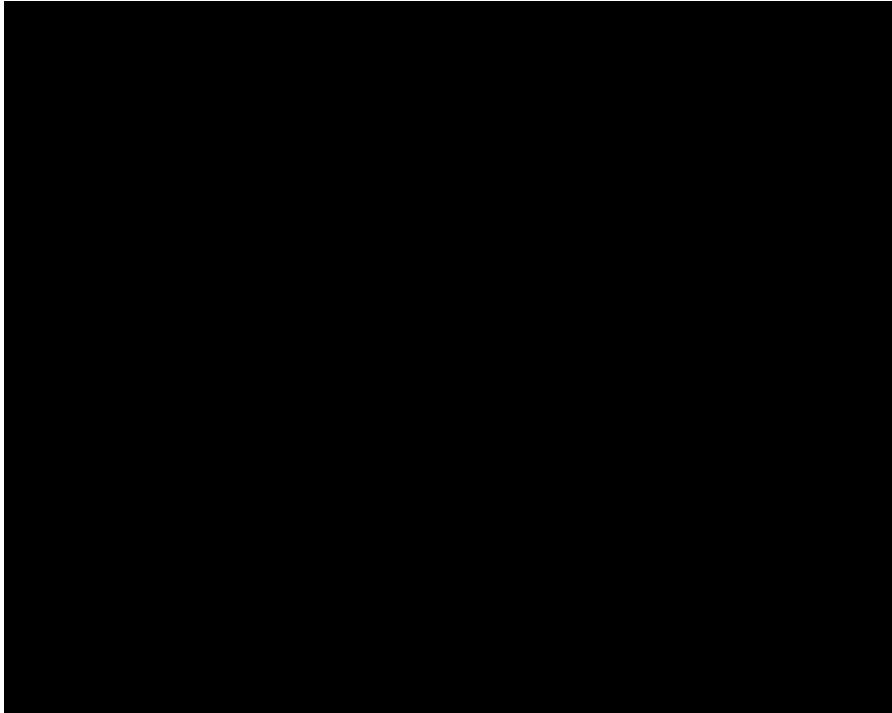
## Plate

- ✓ with plate clamp
- ✓ with clamping hole



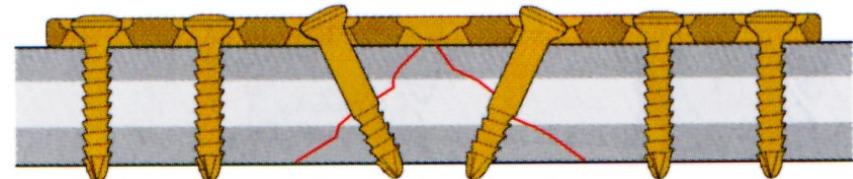
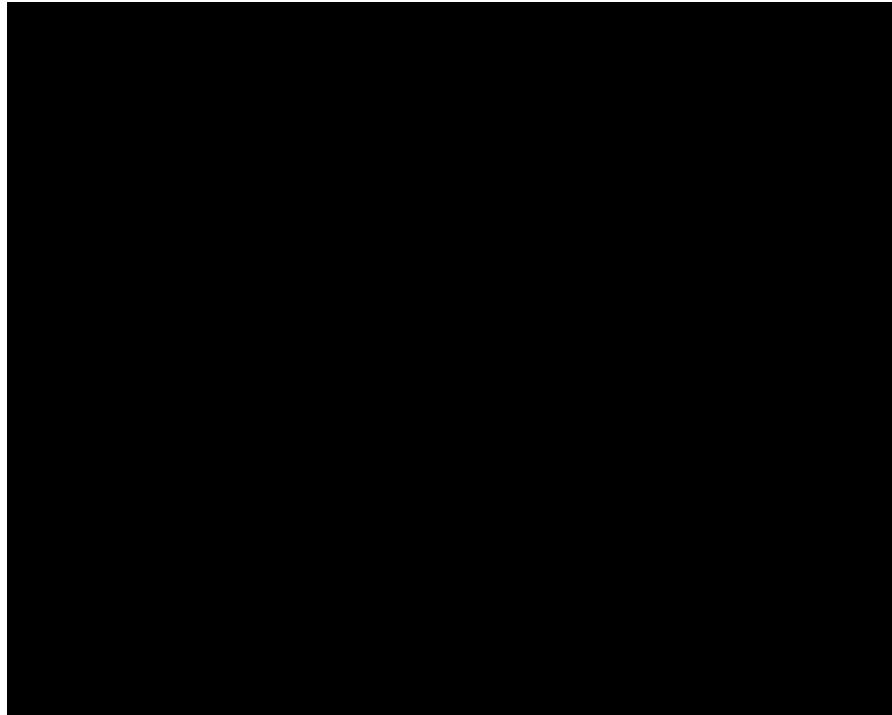
## Dynamic compression plate

- ✓ With neutral (green) and excentrical (gold) screw position
- ✓ Intraoperative plate adjustment applying a bending press or -bar



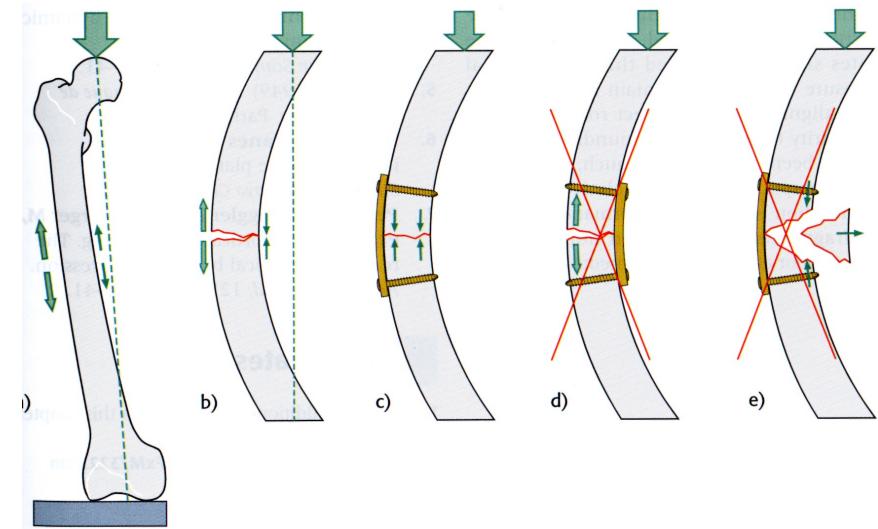
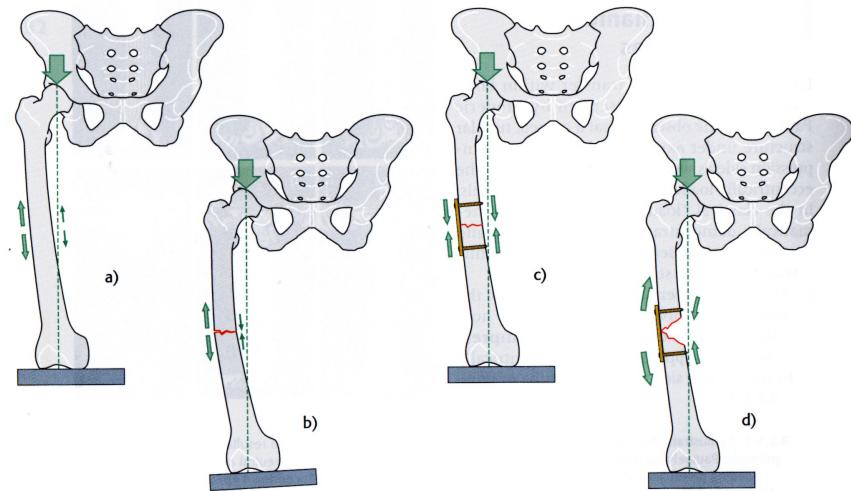
## Neutralisation plate

- ✓ With combined lag screw: plate protects lag screw from overloading
- ✓ With 2 lag screws: screws create compression, plate splints



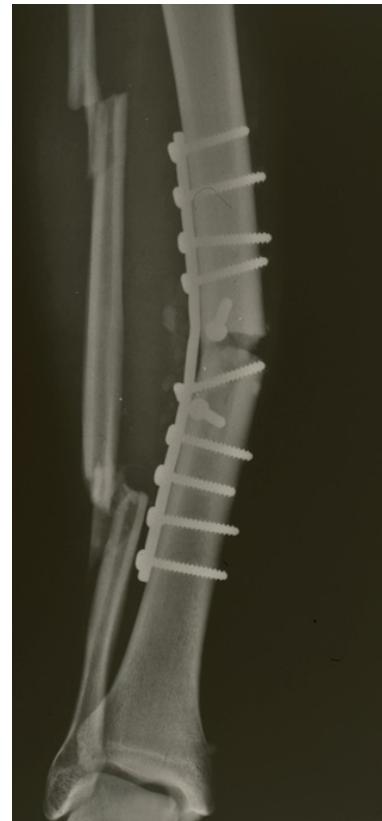
## Biomechanical aspects

- ✓ Plate needs to be positioned at the lateral side to absorb tensile loads



## Plate failure

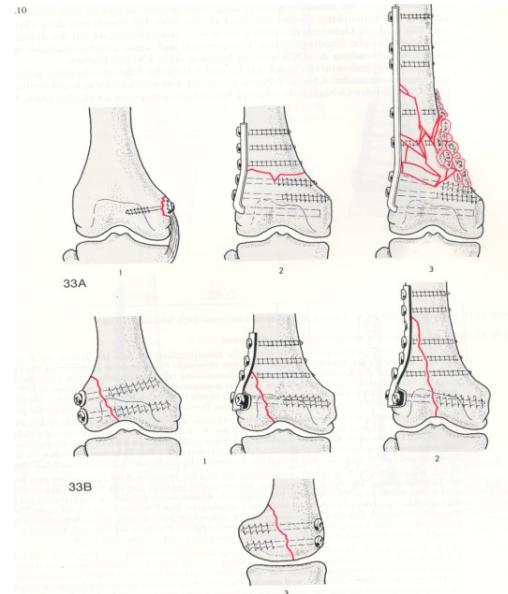
- ✓ Bending load following incorrect application
- ✓ Ineffective lag screws



## Plating



- Accurate and simple repositioning
- No x-ray necessary
- Good view on the fracture
- Wide range of applications
- Standard procedure → Experience
- Fast rehabilitation possible

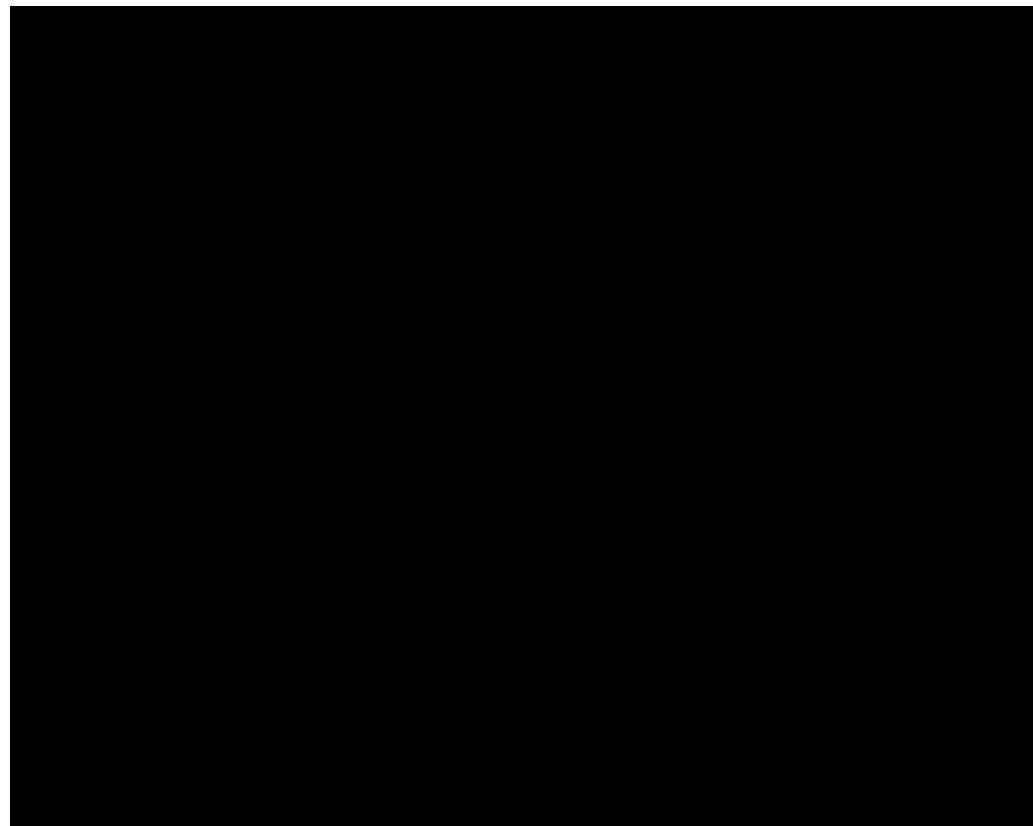
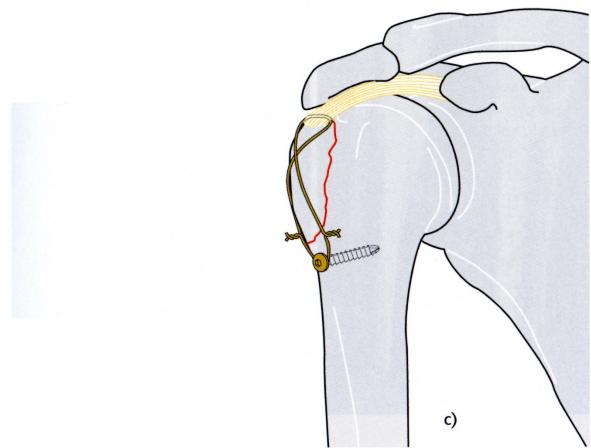
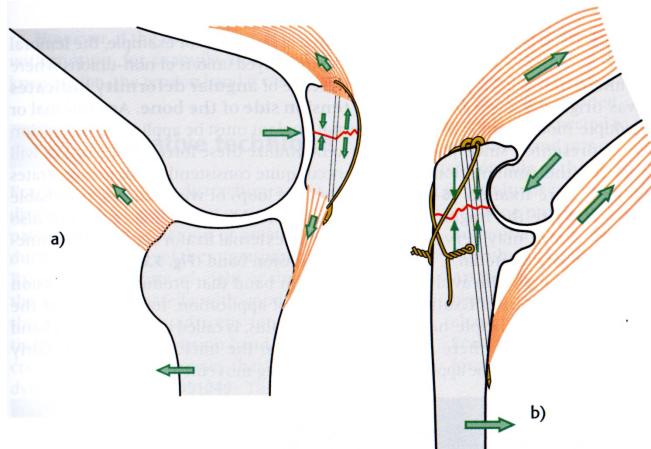


- Highly invasive
- Removal of periost required
- High risk of infection
- Low primary stability
- Low stability after removal
- Time consuming



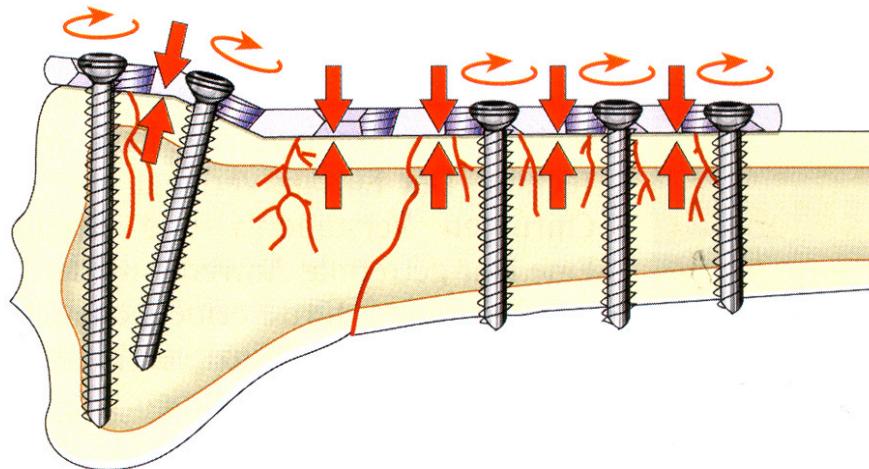
## Cerclage

- ✓ Cerclages absorb tensile loads; fracture surfaces absorb compressive loads
- ✓ Pulling forces are caused by muscle activity (here: quadriceps)



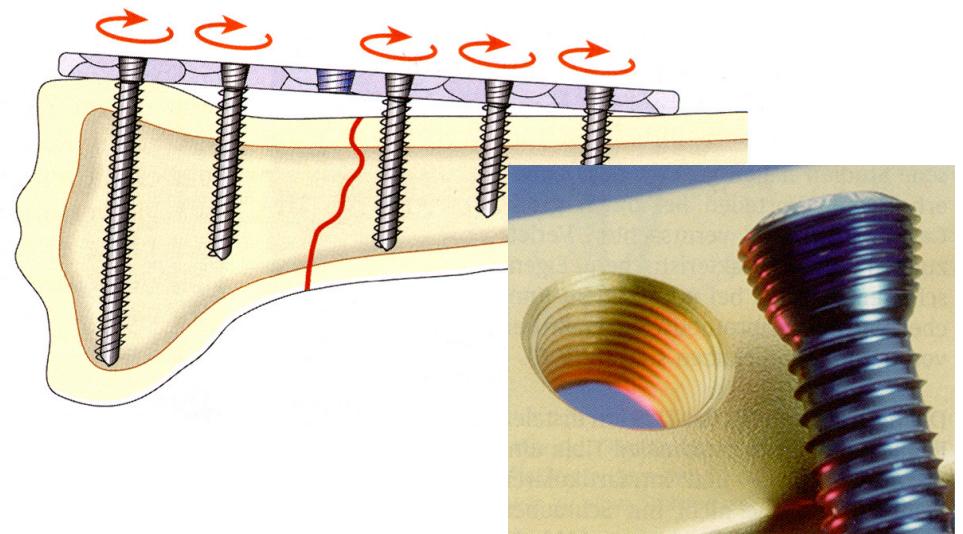
# Locking plates

## Compression plate



- ✓ Exact reduction of the fracture
- ✓ Contact pressure is required
- ✓ Forces are derived from the anatomically repositioned bone
- ✓ **Aim: Absolute primary stability**

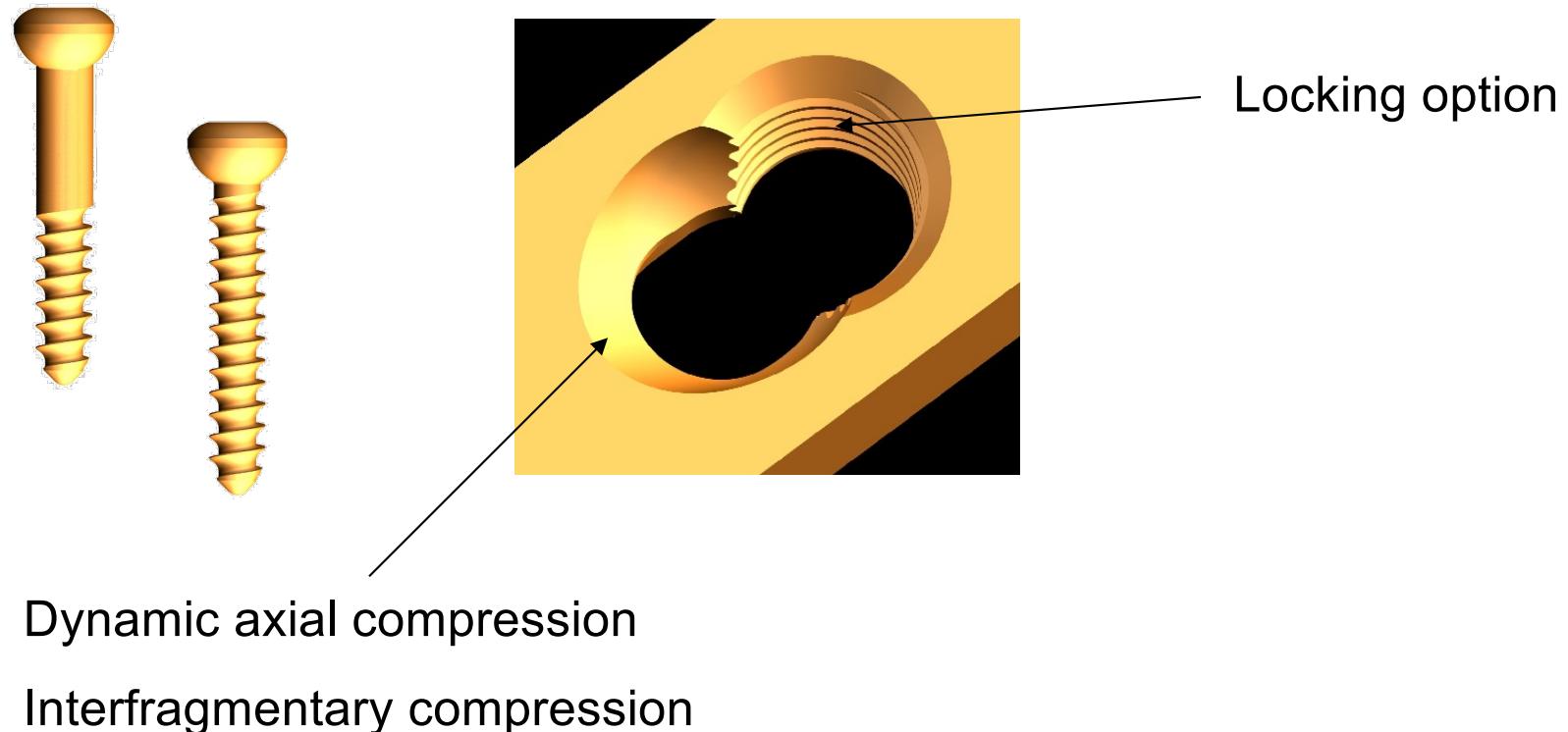
## Locking plate



- ✓ Reposition is reduced to the functional necessary
- ✓ „Non-contact implant“
- ✓ Forces are dissipated via the implant
- ✓ **Aim: Biological osteosynthesis**

## Novel plate systems

- ✓ LCP (Locking Compression Plate)



## Advantages of the locking plate osteosynthesis procedure

- ✓ Elastic fixation with only few screws



Compression plate



Locking plate

## Advantages of the locking plate osteosynthesis procedure

- ✓ Elastic fixation with only few screws
- ✓ Minimally invasive implantation



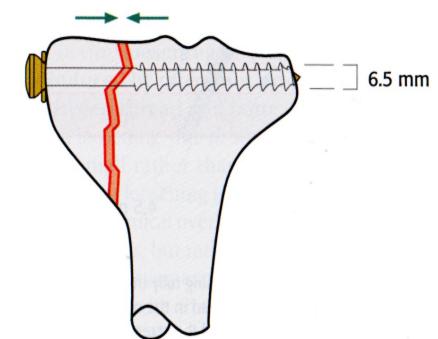
## Note

- ✓ Restriction of function
- ✓ Pain
- ✓ Wound healing disorders
- ✓ Bone, soft tissue and joint infections
- ✓ Pseudarthrosis
- ✓ Misalignment
- ✓ Shortening
- ✓ Arthrosis
- ✓ Instability
- ✓ Implant failure



## Summary II

- ✓ Therapy goal: restoring the function
- ✓ Conservative and surgical approaches
- ✓ Stabilization principles
  - ✓ Splinting (internal, external)
  - ✓ Intrafragmentary compression (static, dynamic)
- ✓ Various osteosynthesis procedures (nails, plates, screws, ...)
- ✓ Complications



Thank you



[verena.fischer@uni-ulm.de](mailto:verena.fischer@uni-ulm.de)

Questions?

# Biomechanik der Wirbelsäule



PD Dr. biol. hum. Christian Liebsch

Institut für Unfallchirurgische Forschung und Biomechanik  
Zentrum für Traumaforschung Ulm (ZTF)  
Universität Ulm



Von allen Menschen in den westlichen Industrienationen haben

- **85 % 1x im Leben Rückenschmerzen**
- **70 % 1x im Jahr Rückenschmerzen**
- **30-40 % derzeit Rückenschmerzen**

## THE LANCET

*Lancet* 2018; 392: 1789–858**Global, regional, and national incidence, prevalence, and years lived with disability for 354 diseases and injuries for 195 countries and territories, 1990–2017: a systematic analysis for the Global Burden of Disease Study 2017**

GBD 2017 Disease and Injury Incidence and Prevalence Collaborators\*

**Findings** Globally, for females, the causes with the greatest age-standardised prevalence were oral disorders, headache disorders, and haemoglobinopathies and haemolytic anaemias in both 1990 and 2017. For males, the causes with the greatest age-standardised prevalence were oral disorders, headache disorders, and tuberculosis including latent tuberculosis infection in both 1990 and 2017. In terms of YLDs, low back pain, headache disorders, and dietary iron deficiency were the leading Level 3 causes of YLD counts in 1990, whereas low back pain, headache disorders, and depressive disorders were the leading causes in 2017 for both sexes combined. All-cause age-standardised YLD rates decreased by 3.9% (95% uncertainty interval [UI] 3.1–4.6) from 1990 to 2017; however, the all-age YLD rate increased by 7.2% (6.0–8.4) while the total sum of global YLDs increased from 562 million (421–723) to 853 million (642–1100). The increases for males and females were similar, with increases in all-age YLD rates of 7.9% (6.6–9.2) for males and 6.5% (5.4–7.7) for females. We found significant differences between males and females in terms of age-standardised prevalence estimates for multiple causes. The causes with the greatest relative differences between sexes in 2017 included substance use disorders (3018 cases [95% UI 2782–3252] per 100 000 in males vs 1400 [1279–1524] per 100 000 in females), transport injuries (3322 [3082–3583] vs 2336 [2154–2535]), and self-harm and interpersonal violence (3265 [2943–3630] vs 5643 [5057–6302]).

## Rückenschmerzen in Deutschland

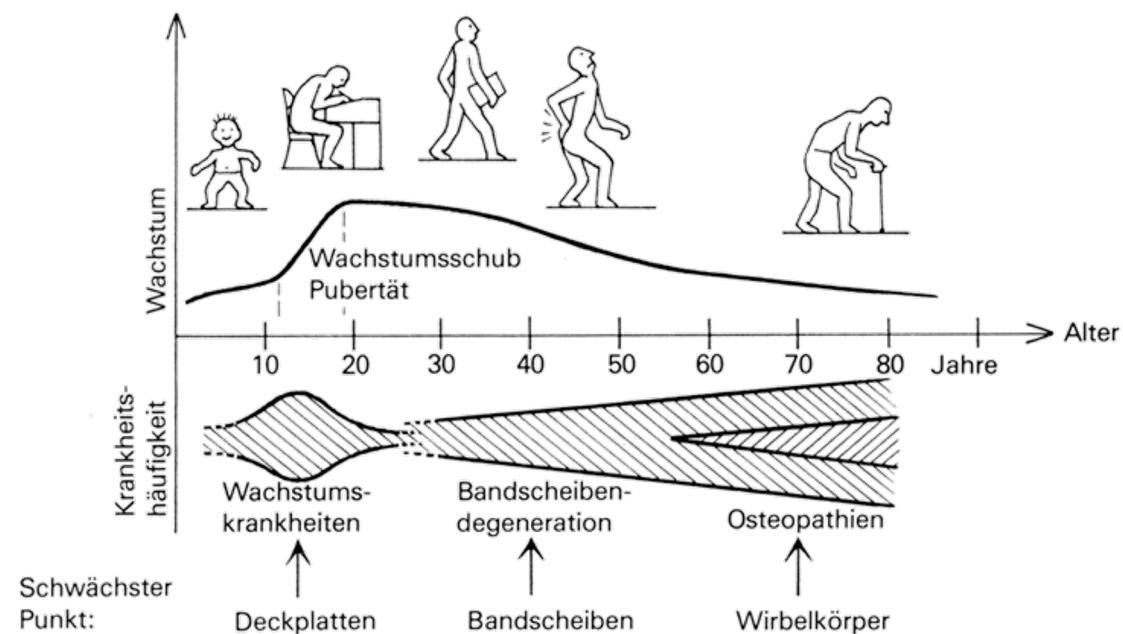
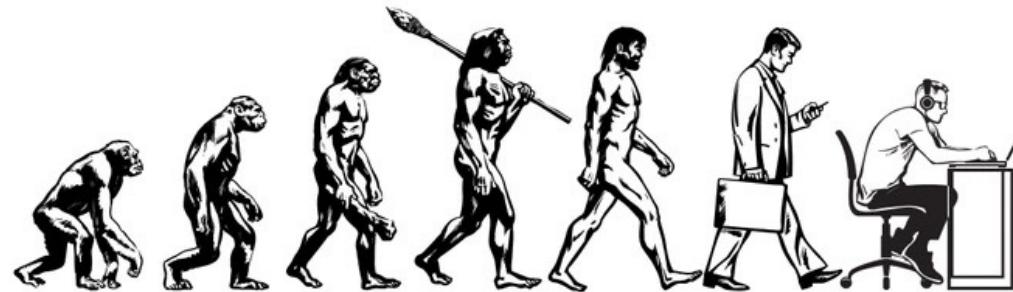
... sind eine der wichtigsten Ursachen für Arbeitsunfähigkeit.

... sind verantwortlich für rund ein Viertel aller Arbeitsunfähigkeitstage.

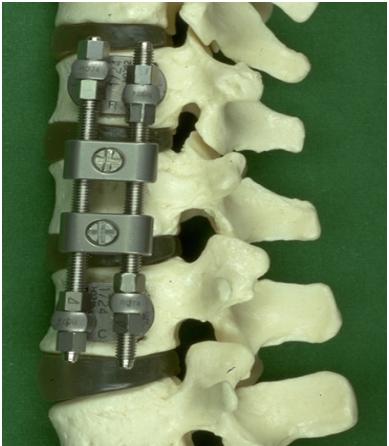
... waren unter DAK-Versicherten mit 7 % aller Arbeitsunfähigkeitstage im Jahr 2017 die wichtigste Einzeldiagnose überhaupt.

Kosten ca. 25-28 Mrd. Euro pro Jahr (Robert-Koch-Institut / Statista)

## Ursachen?



## Instrumentierung (ca. 1980-2000)



Ventrale  
Platte



Zervikale  
Platte



Wirbelkörper-  
ersatz



Skoliose-  
system



Interner  
Fixateur



Zervikale  
Fusions-Cages

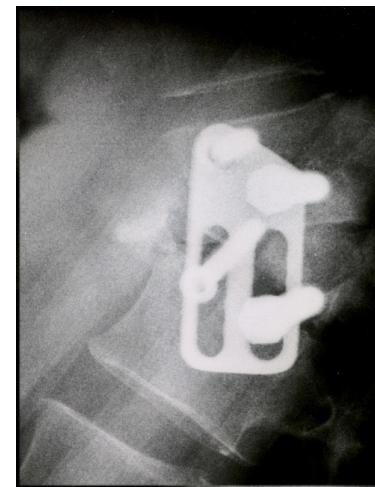


Lumbale Fusions-Cages

## Versagen der Instrumentierung



Lange et al. 2006

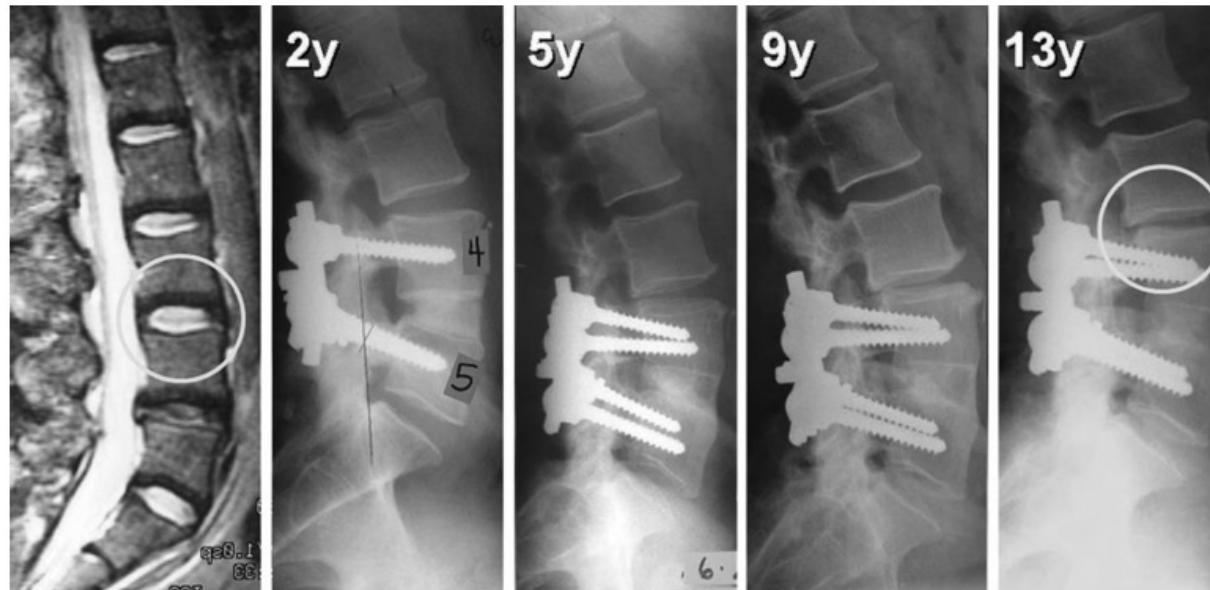


von Schultheiß



von Blattert

## Adjacent Segment Disease (ASD)



Cheh et al. 2007

Häufigkeit der ASD in der lumbalen Wirbelsäule (Lund et al. 2011):

- Röntgenologisch: 11 – 100 %
- Symptomatisch: 0 – 28 %

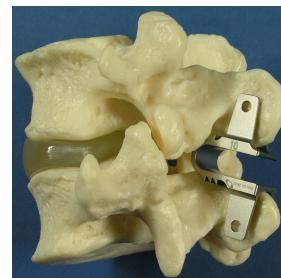
## Bewegungserhaltende Technologien (ca. 2000 - ...)



Dynamischer Fixateur



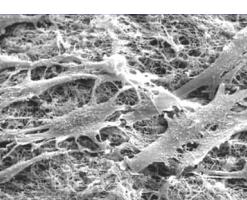
Facettengelenk-ersatz



Interspinöse Implantate



Bandscheiben-  
prothese



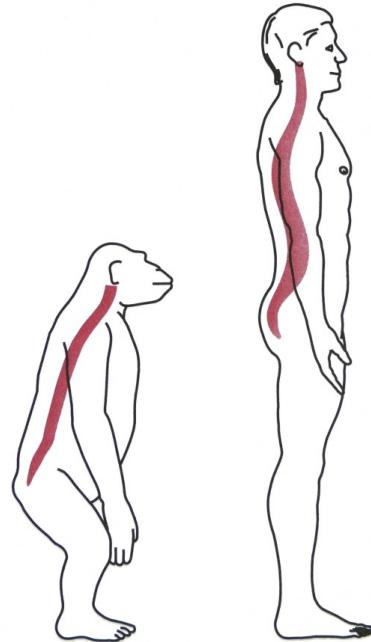
Nukleus-  
ersatz



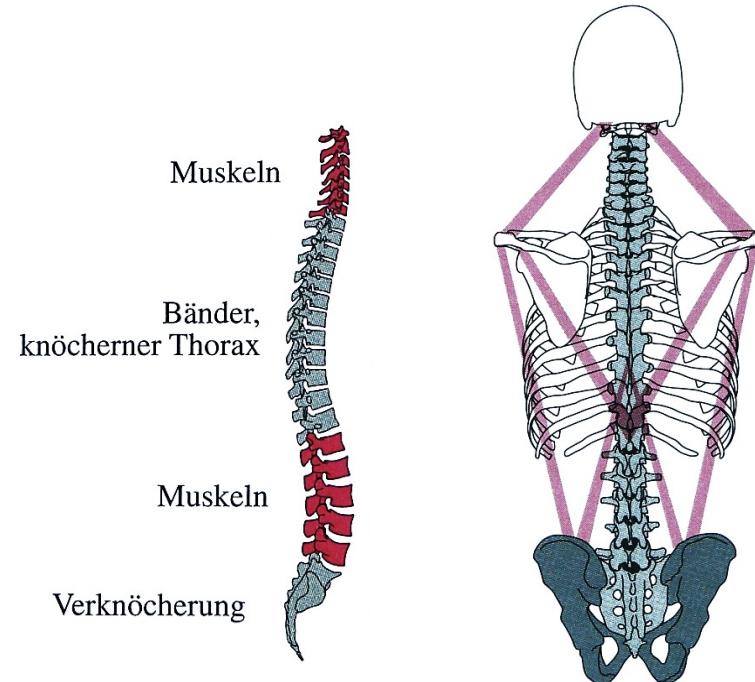
Zukunft  
?

Posteriore Implantate

Anteriore Implantate

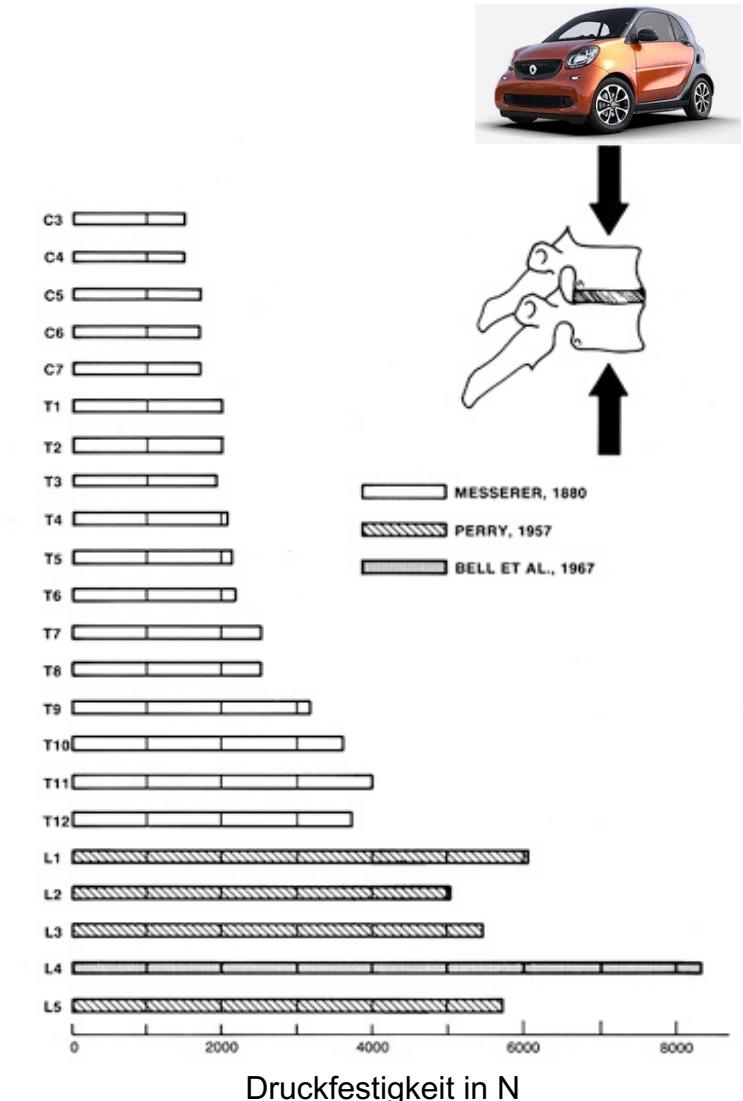


Aufrechter Gang,  
Zweibeinige Fortbewegung,  
Benutzung der Arme als Werkzeuge,  
Beweglichkeit

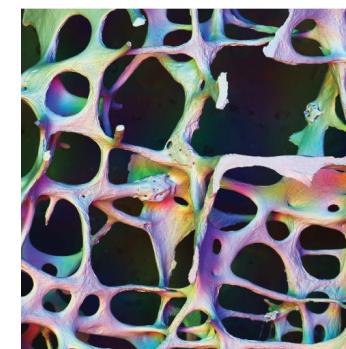
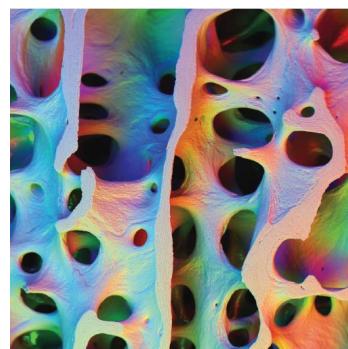
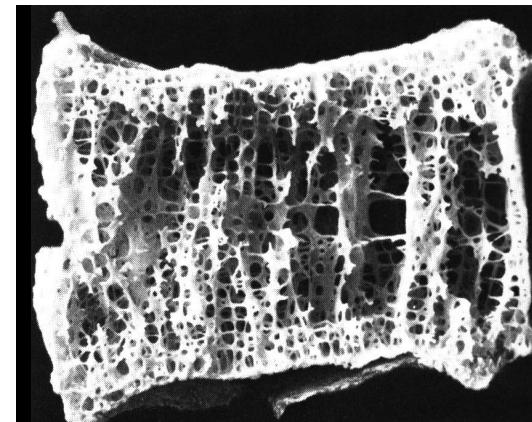
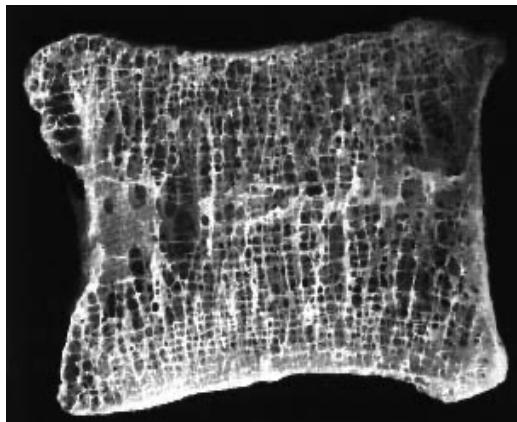


Aufnahme von Kompressionskräften,  
Rumpfstabilität durch Muskelaufhängung

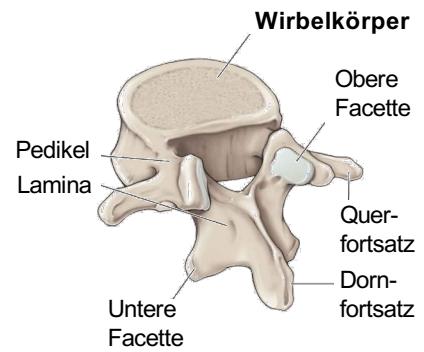
- **Übertragung von Kräften und Biegemomenten** von Kopf und Rumpf auf das Becken
  - **Aufrechterhaltung des statischen Gleichgewichts** zusammen mit der Muskulatur
  - Ausreichende **Beweglichkeit**
  - **Stoßdämpfung**
  - **Schutz** des Rückenmarks
- **Stabilität und Flexibilität** zugleich



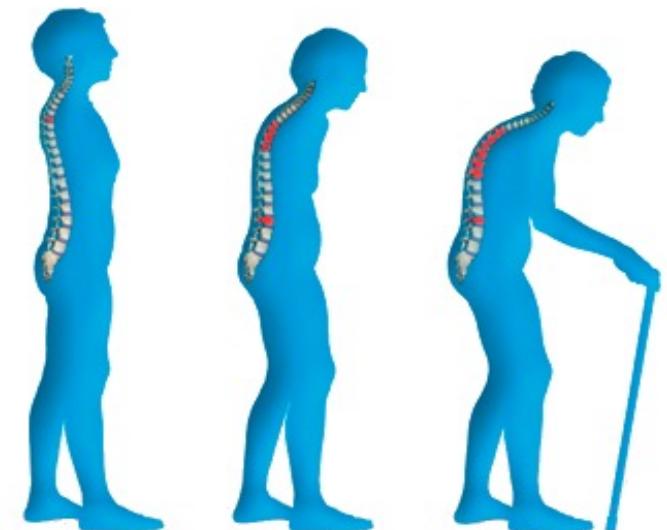
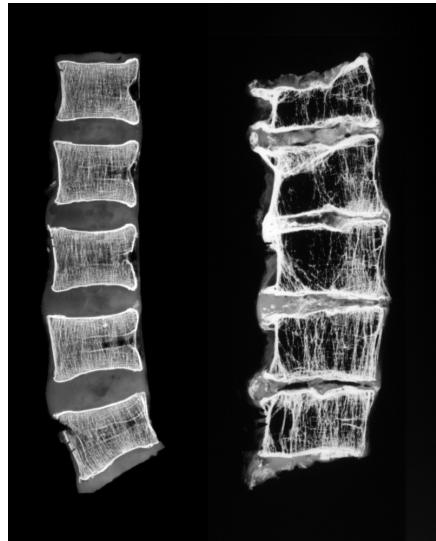
## Leichtbauprinzip



Boyde 2002



## Osteoporose

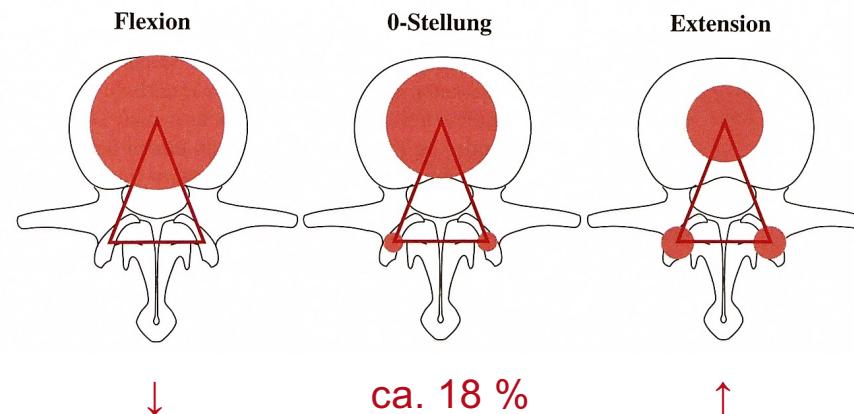
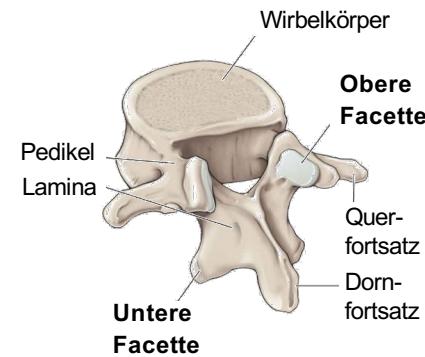


Kyphosierung ↑  
Sagittale Balance ↓

= Zygopophysialgelenke  
= Zwischenwirbelgelenke

## Aufgaben

- **Begrenzung der segmentalen Beweglichkeit**
- Bestimmung der **Lage der Bewegungsachse** → Segmentale Kinematik
- Bestimmung der **Ausrichtung der Bewegungsachse** → Assoziierte/Gekoppelte Bewegungen
- **Übertragung von Kräften** → Entlastung der Bandscheibe



Druckbelastung:

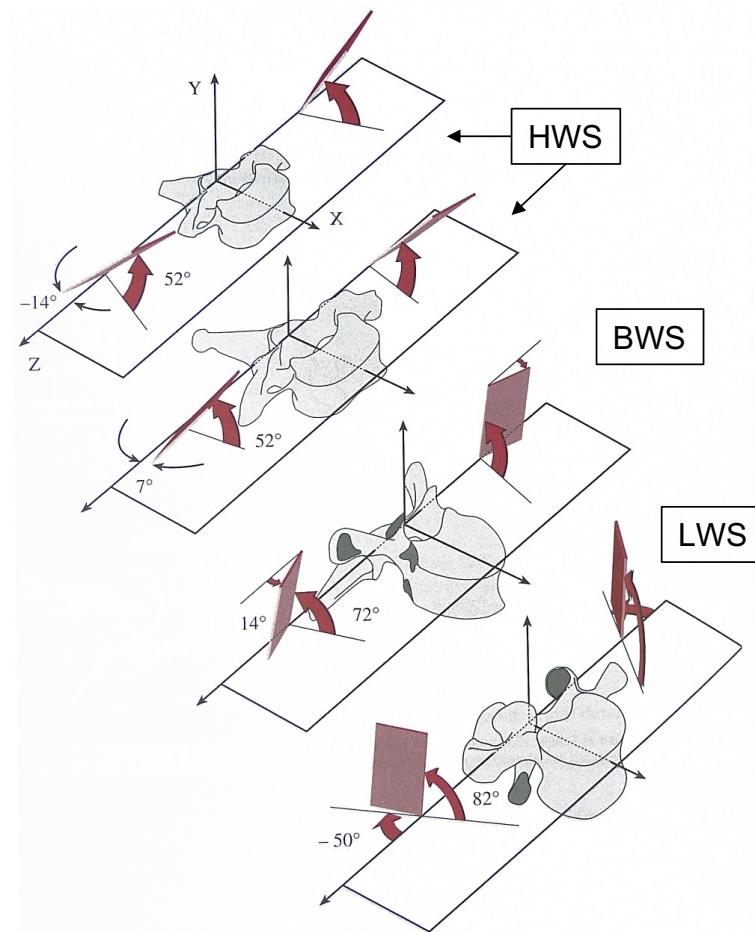
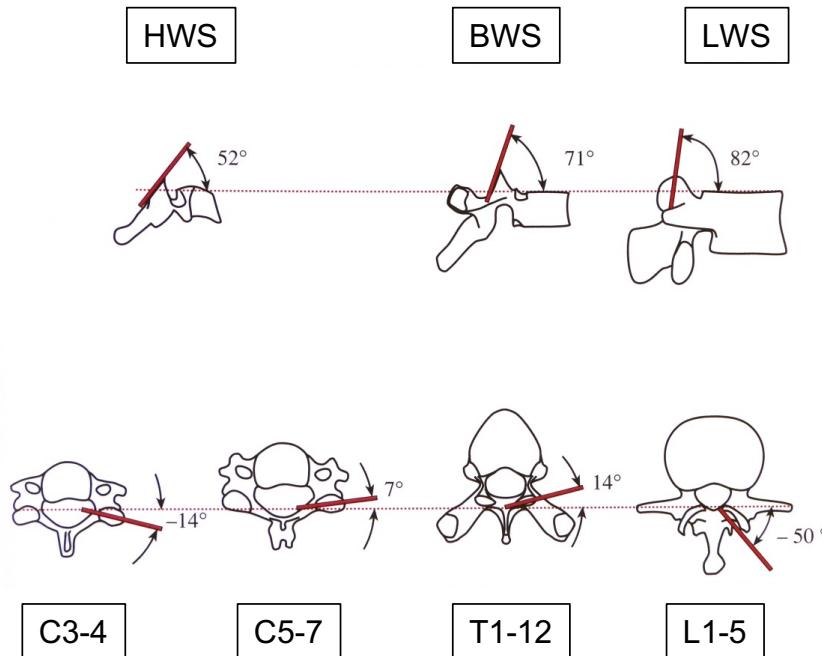


ca. 18 %

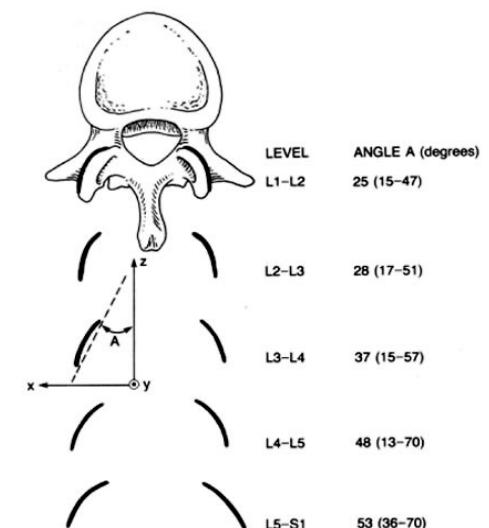
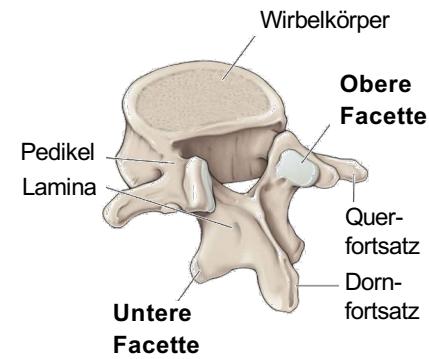


= Zygopophysialgelenke  
= Zwischenwirbelgelenke

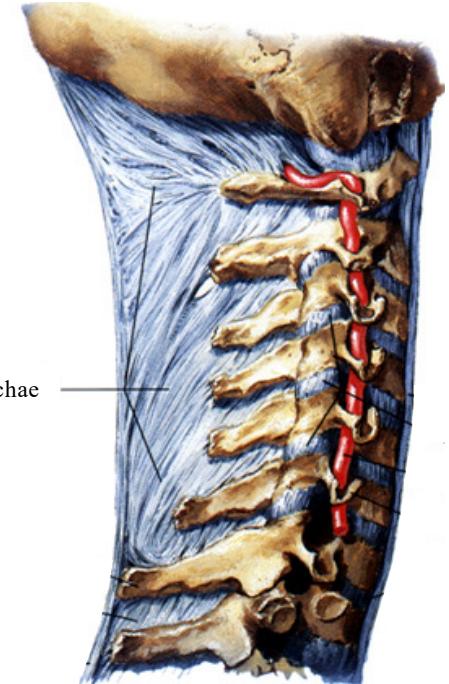
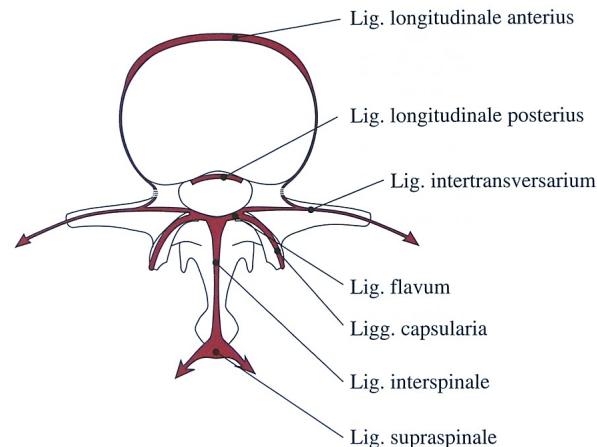
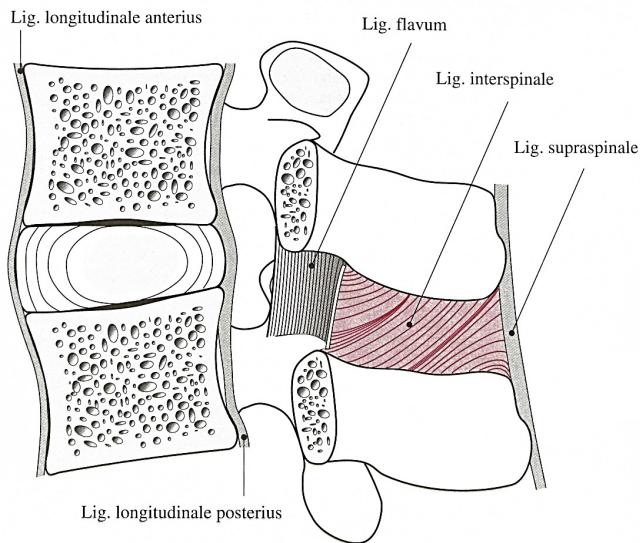
## Orientierung der Gelenkflächen



nach White und Panjabi 1978

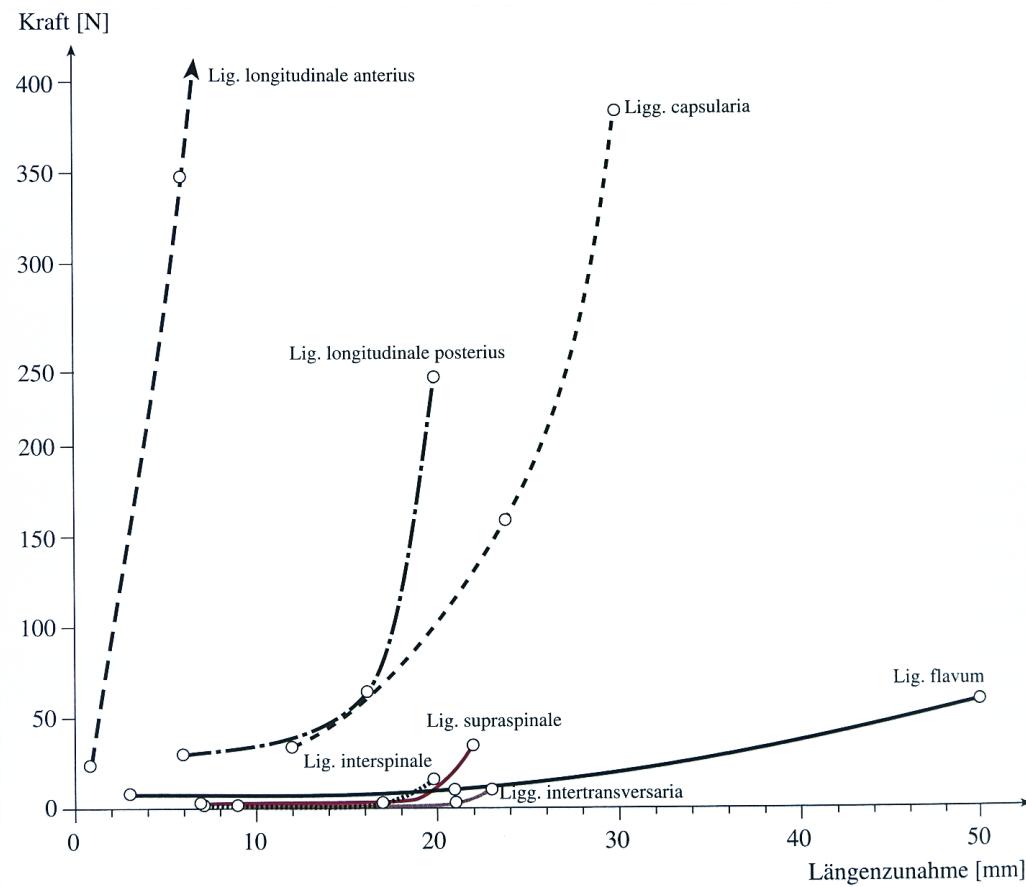


## Funktionelle Anatomie



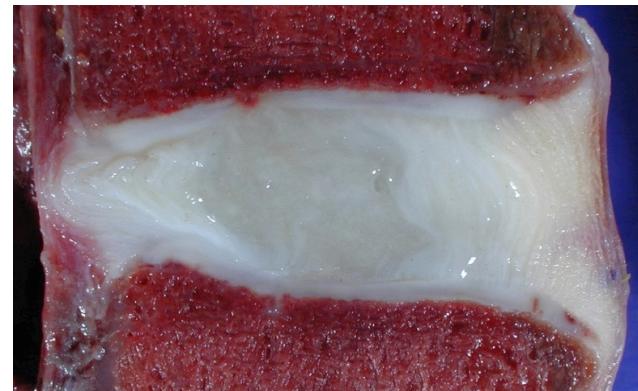
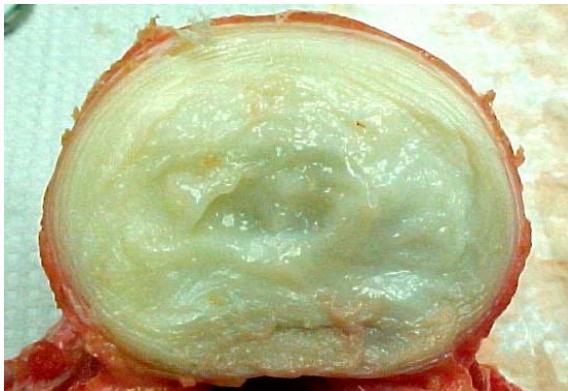
- Bremsen der **Flexionsbewegung**: Lig. longitudinale posterius, Ligg. capsularia, (Lig. nuchae)
- Bremsen der **Extensionsbewegung**: Lig. longitudinale anterius, Ligg. capsularia
- Bremsen der **Seitneigung**: Lig. intertransversarium
- Bremsen der **axialen Rotation**: Ligg. capsularia
- **Vorspannung** des Segments in axialer Richtung

## Biomechanischer Einfluss



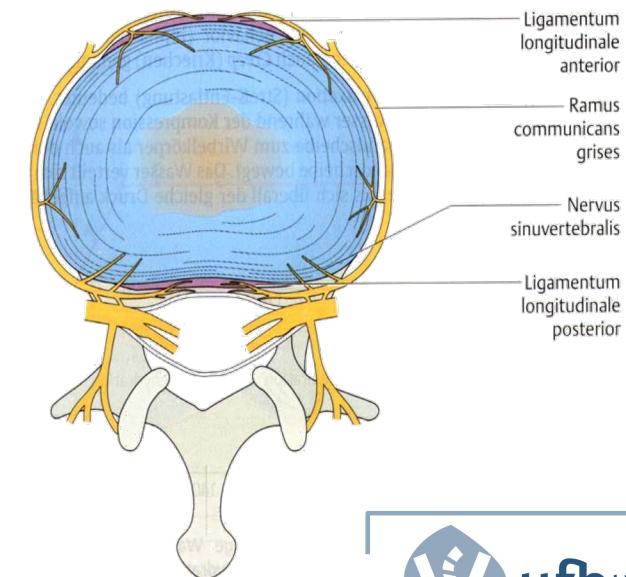
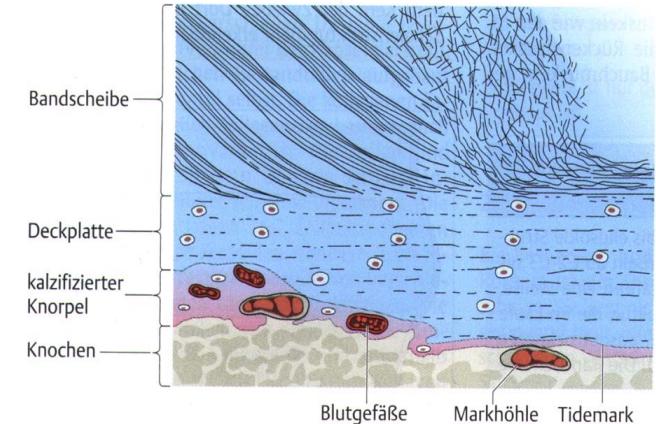
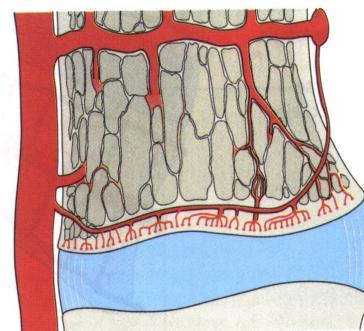
In-silico-Studie  
einer kombinierten  
Flexion/Extension  
(Rohlmann et al. 2006)

## Aufbau und Zusammensetzung



L4-L5, 19 Jahre, männlich

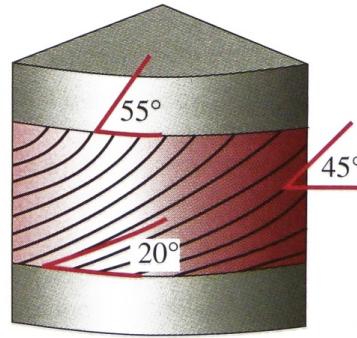
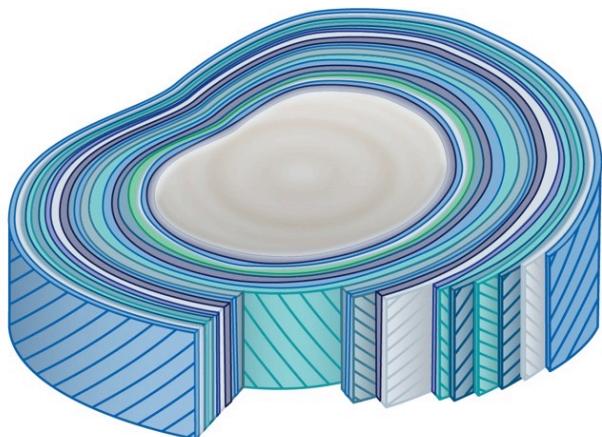
**Größtes avaskuläres Gewebeareal  
im menschlichen Körper**



## Aufbau und Zusammensetzung

### Anulus fibrosus

- Peripherie: Kollagenfasern **Typ I** → Aufnahme von **Zugspannungen**
- Inneres: Kollagenfasern **Typ II** → Aufnahme von **Druckspannungen**

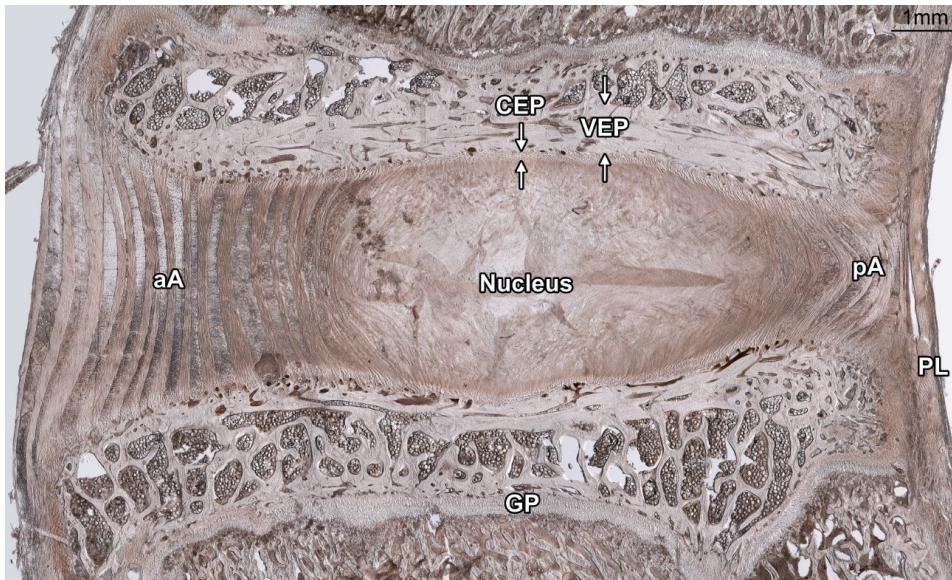


Lamellenarchitektur mit gegenläufigem Faserverlauf,  
15-25 Schichten (Marchand und Ahmed 1990)

## Aufbau und Zusammensetzung

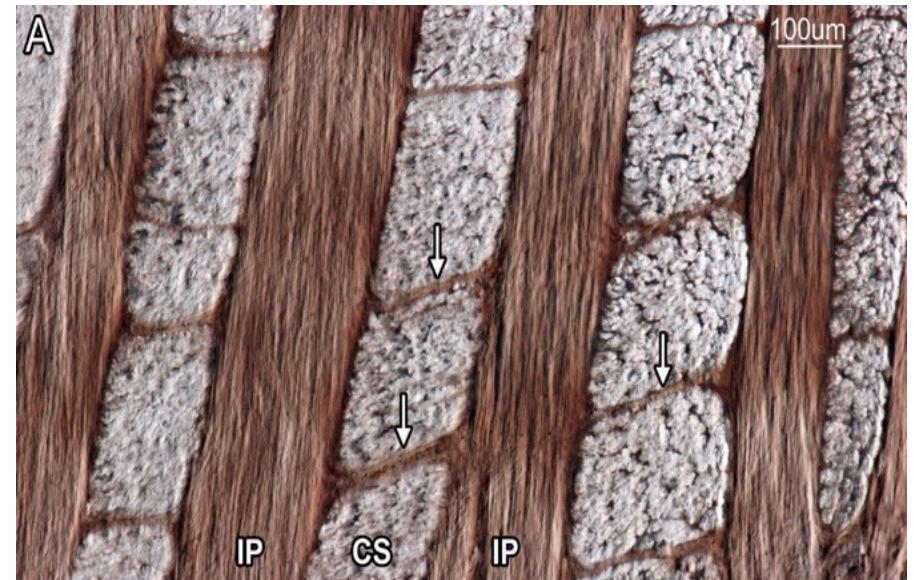
### Anulus fibrosus

Interkonnektivität der Faserbündel



aA = anteriorer Anulus, pA = posteriorer Anulus

Veres et al. 2008



CS = Faserbündelquerschnitt, IP = Faserbündellängsschnitt

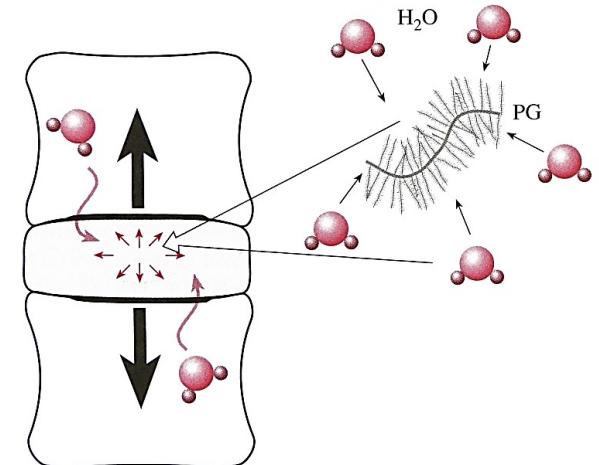
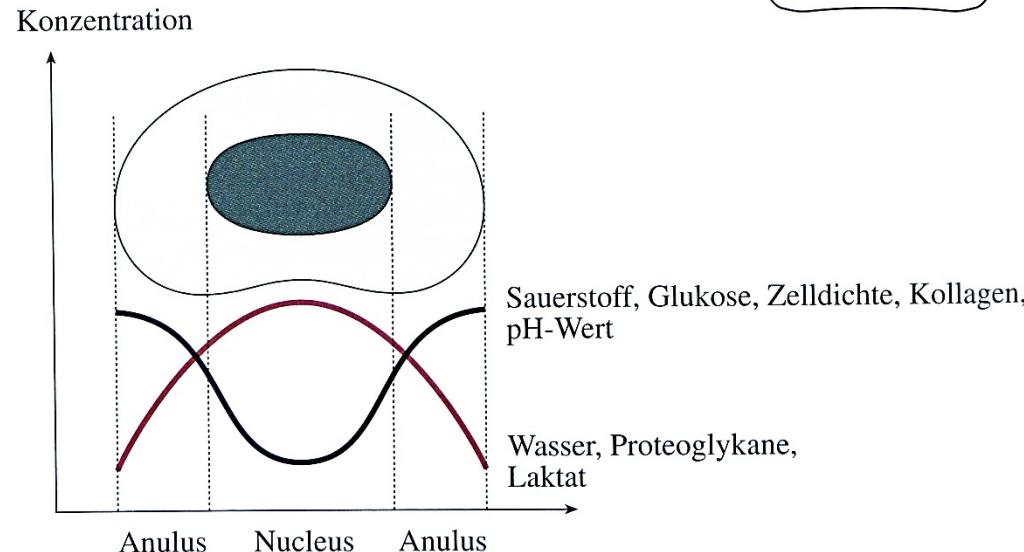
## Aufbau und Zusammensetzung

### Nucleus pulposus

- **Wasser** (ca. 80%, Kinder: ca. 85-90 %, ältere Menschen: ca. 70 %)
- **Proteoglykane** (hydrophile Makromoleküle)
- **Vernetzte Kollagenfasern**
- **Chondrozyten**

Volumen:

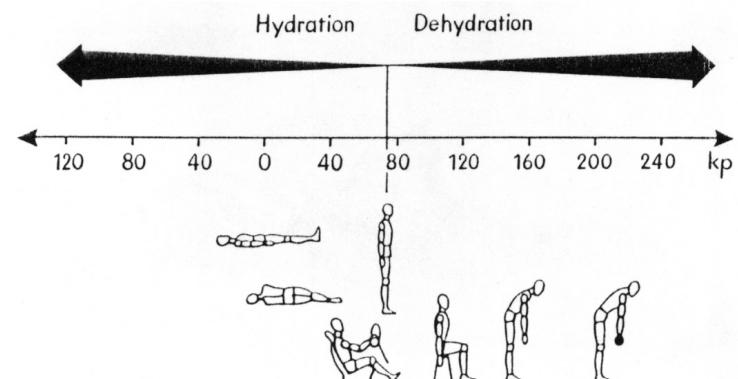
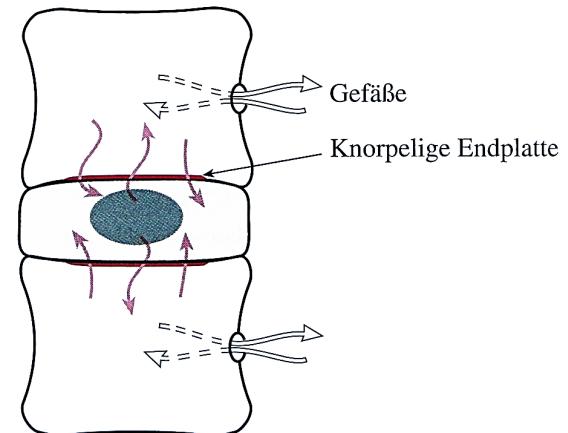
LWS > HWS > BWS



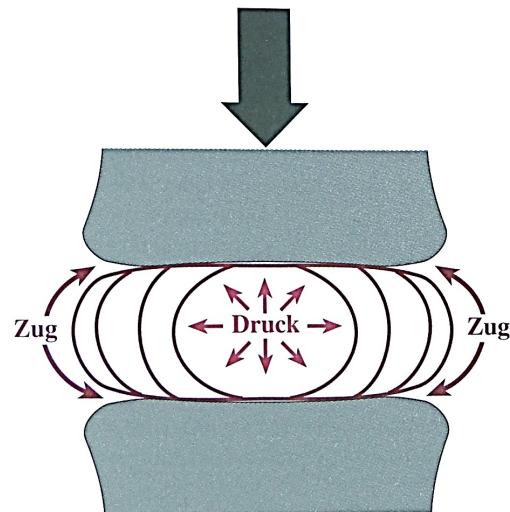
## Aufbau und Zusammensetzung

### Endplatten

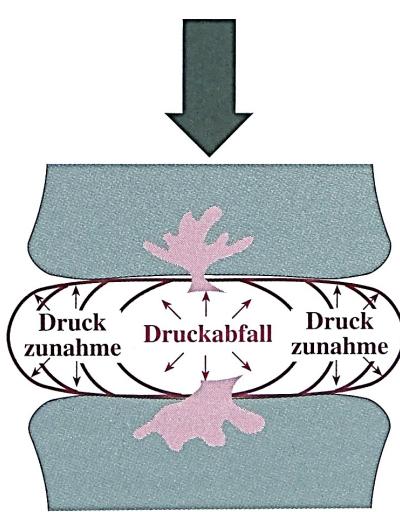
- Zentrale Lage auf Deck- und Bodenplatten der Wirbelkörper
- 0,6 - 1 mm dicker **hyaliner Knorpel**
- **Flüssigkeitsaustausch** und **Ernährung** der Bandscheibe
  - Ventilfunktion
- Beschädigung: Zusammenbrechen der Konzentrationsverhältnisse in der Bandscheibe
  - Matrixdegeneration, Zelltod, **Degeneration**



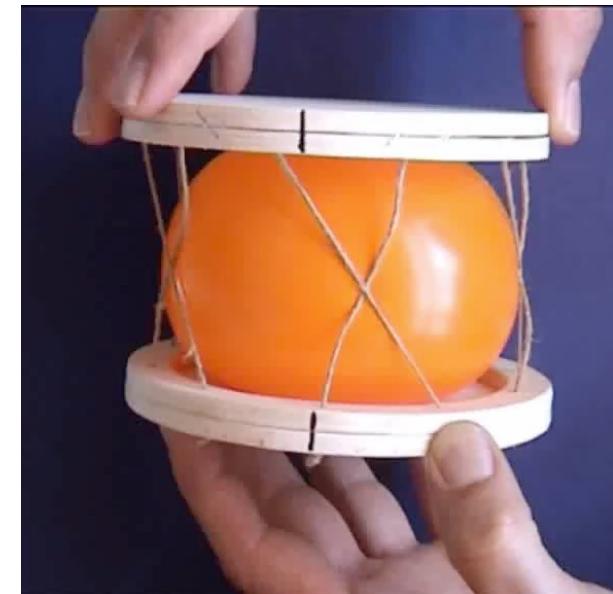
## Autostabile Systematik



Kurzzeitige  
Kompression

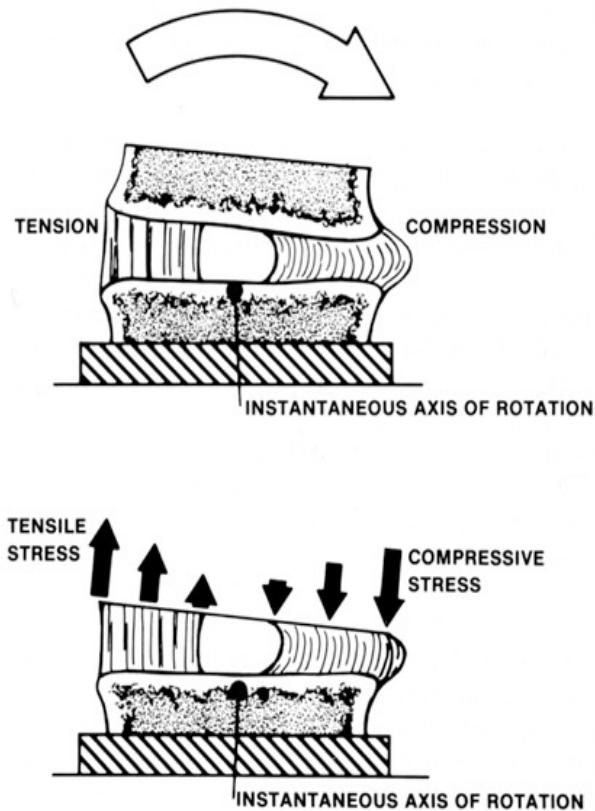


Andauernde  
Kompression



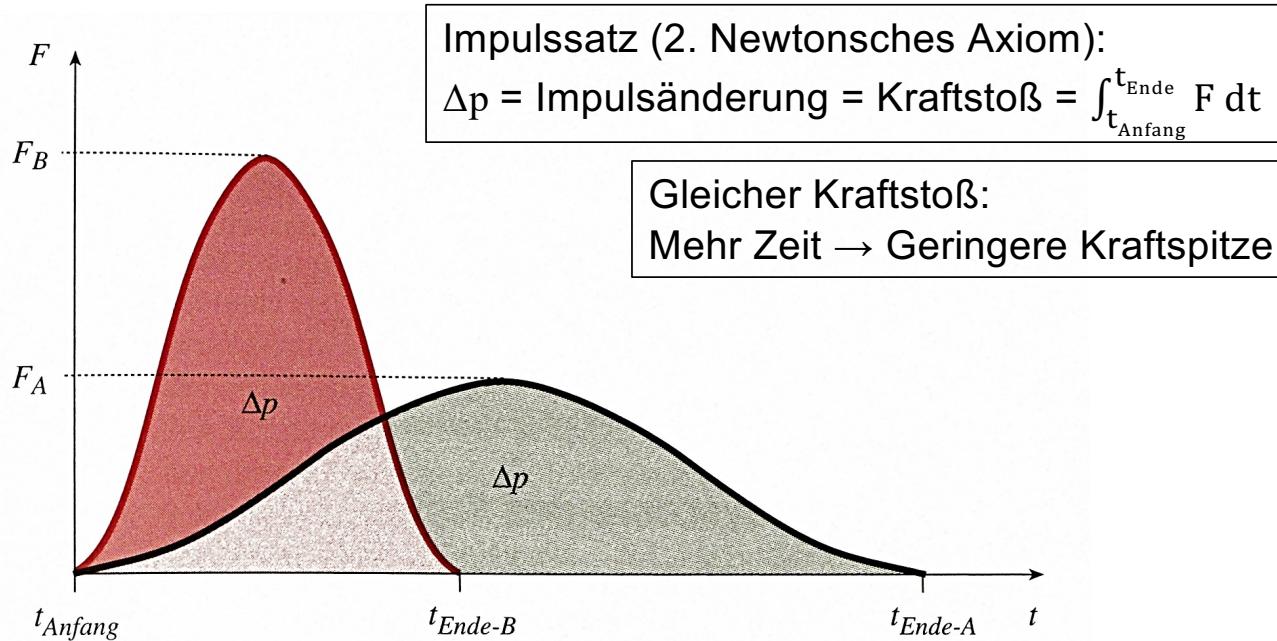
Torsion

## Lastverteilung

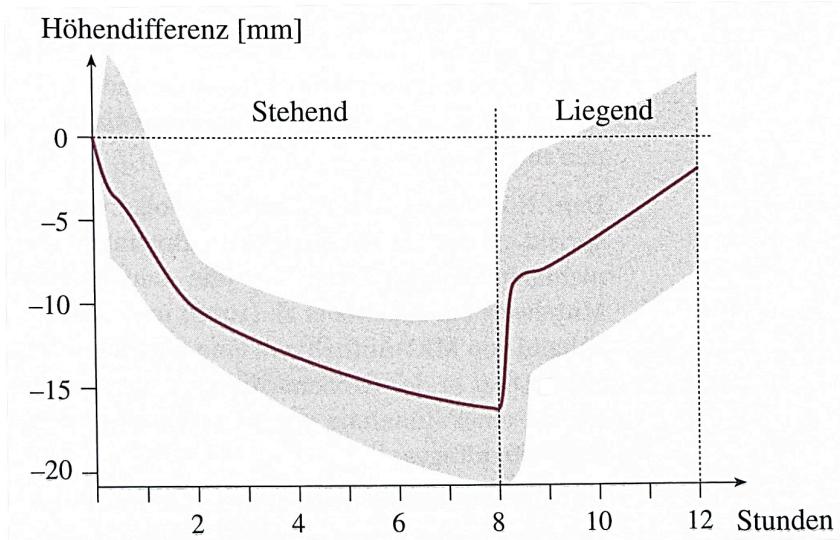


## Stoßdämpfung

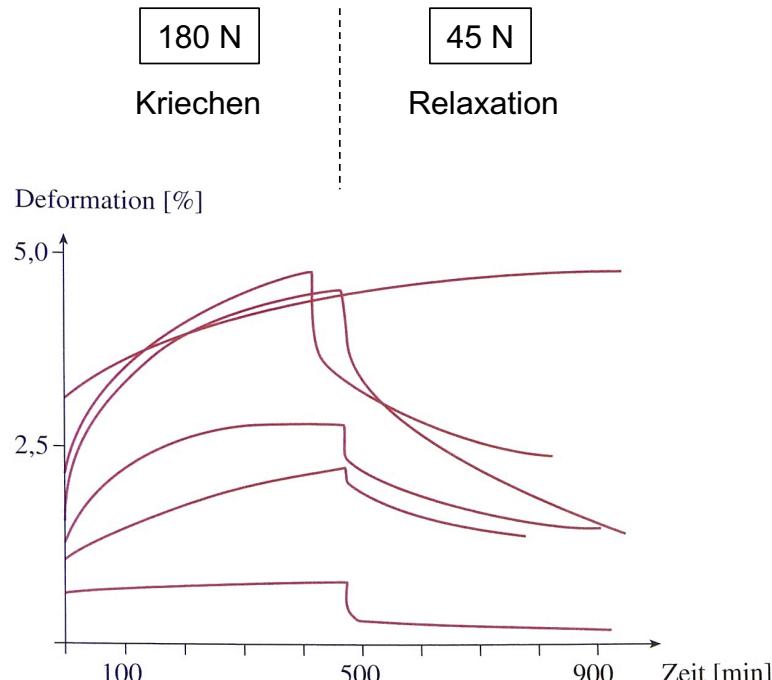
Verlängerung der Impulsübertragungsdauer (dt)  
durch **Deformation** und/oder **Bewegung**



## Viskoelastisches Verhalten



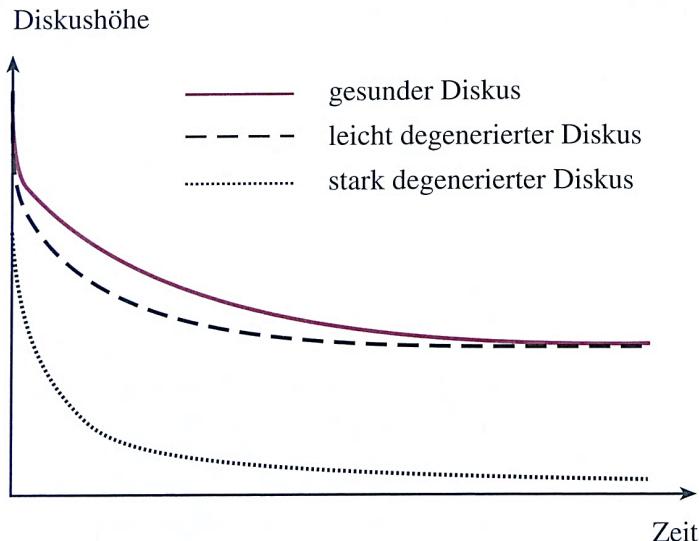
10 Probanden  
(Krag et al. 1990)



Unterschiedliche thorakale Segmente  
(Burns et al. 1984)

## Viskoelastisches Verhalten

### Einfluss der Bandscheibendegeneration



**Grade 0 (no degeneration)** (L4-5, male, 37 years):

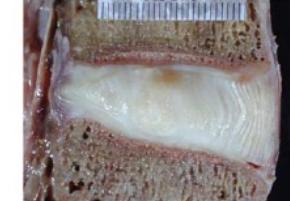
postero-anterior radiograph



lateral radiograph



midsagittal frozen cut



**Grade 1 (mild degeneration)** (L4-5, female, 49 years):

postero-anterior radiograph



lateral radiograph



midsagittal frozen cut



**Grade 2 (moderate degeneration)** (L4-5, male, 88 years):

postero-anterior radiograph



lateral radiograph



midsagittal frozen cut



**Grade 3 (severe degeneration)** (L3-4, female, 89 years):

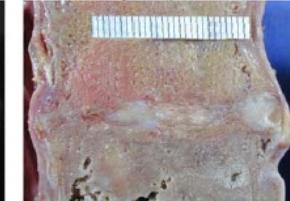
postero-anterior radiograph



lateral radiograph



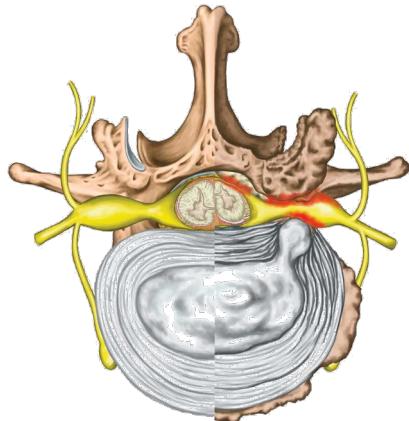
midsagittal frozen cut



Wilke et al. 2006

## Viskoelastisches Verhalten

Einfluss eines Bandscheibenvorfalls



**Bandscheibeninnendruck** ↓

~ 0,5 MPa → ~ 0,1 MPa

**Bandscheibenhöhe** ↓

~ 0.8 mm/g

**Ausbauchung** ↑

~ 1 mm/kN bis 2,5 kN

**Bewegungsumfang** ↑ ~ 20-30 %

**Neutrale Zone** ↑ ~ 100 %

## Bewegungsumfang und Neutrale Zone

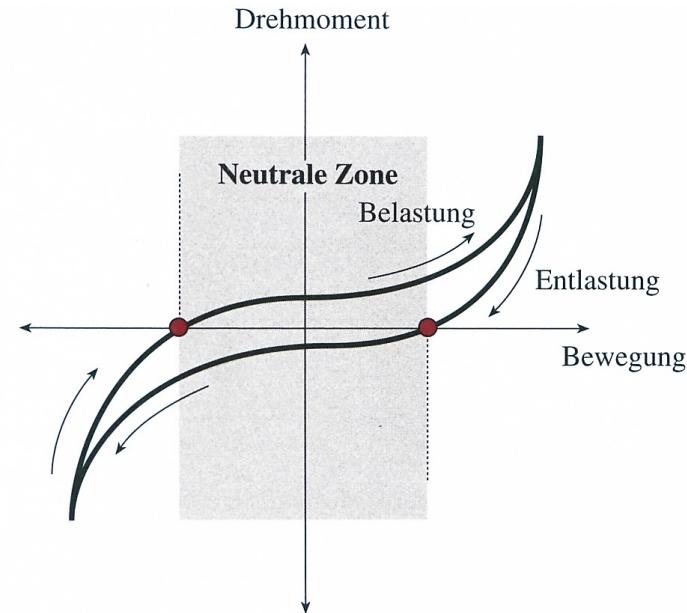
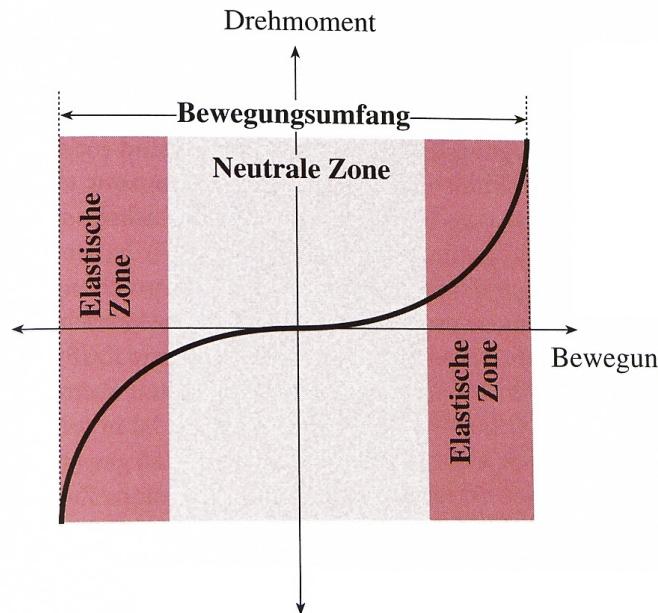
**Range of Motion**

= Rotatorischer Bewegungsumfang

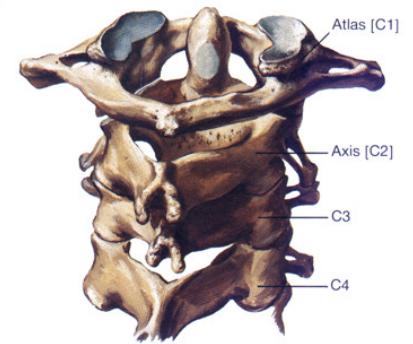
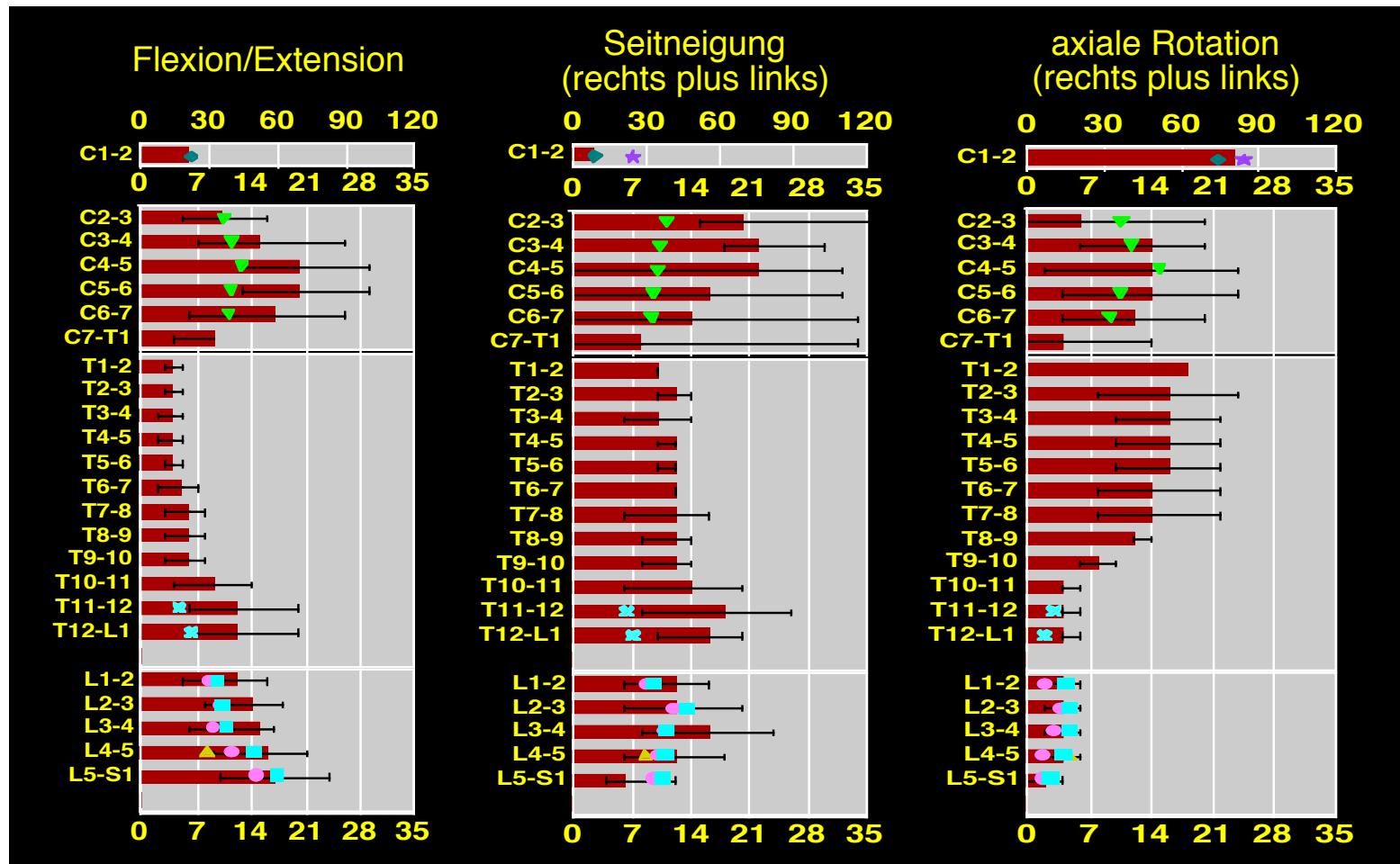
**Neutrale Zone**

= Bereich des minimalen Widerstands bei einer rotatorischen Bewegung

≠ **Instabilität** (= translatorisches Gelenkspiel)

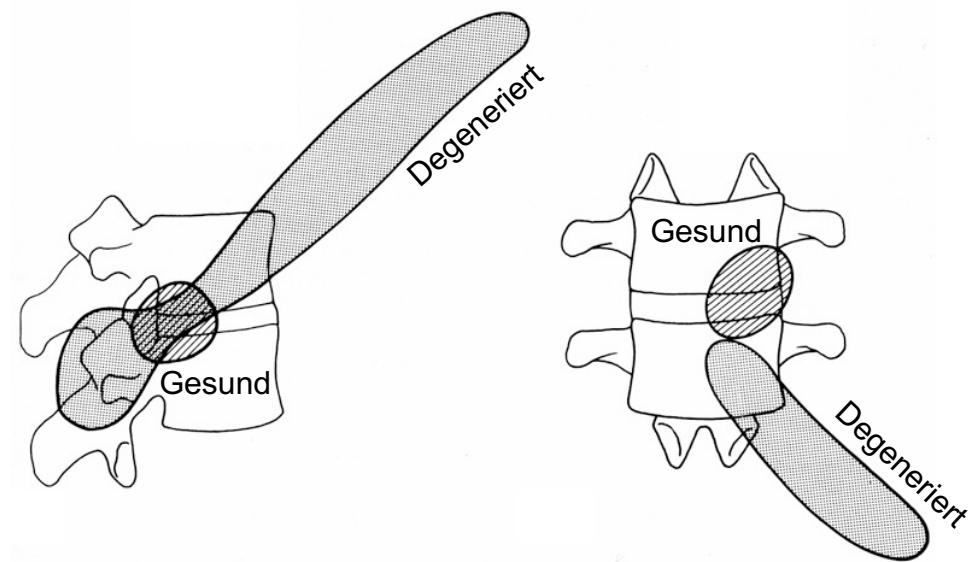
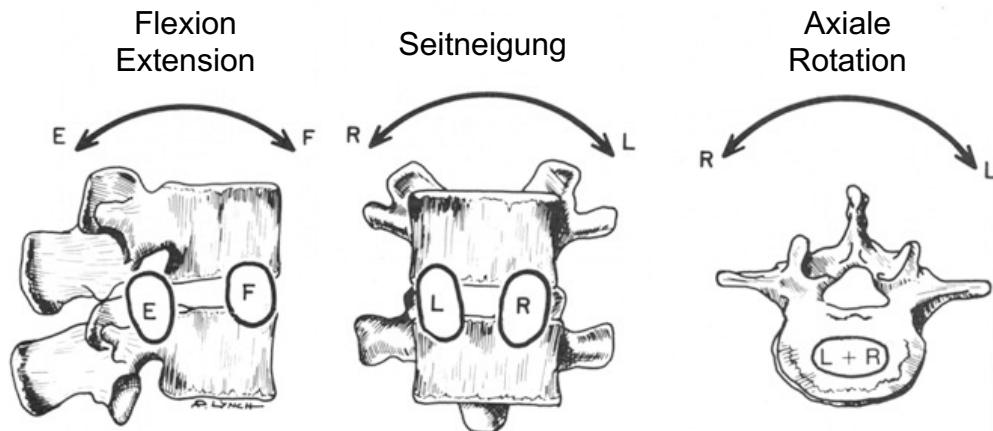


## Bewegungsumfang der menschlichen Wirbelsäule (in °)



## Kinematik

### Center of Rotation

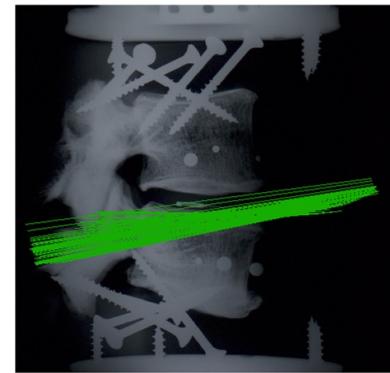
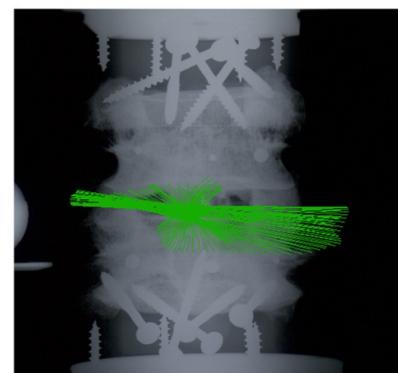
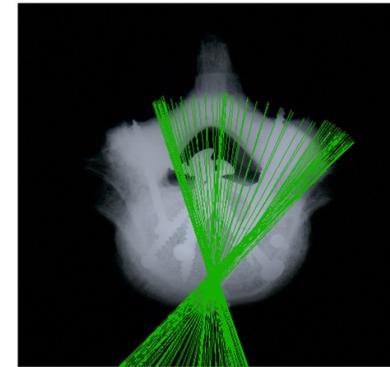
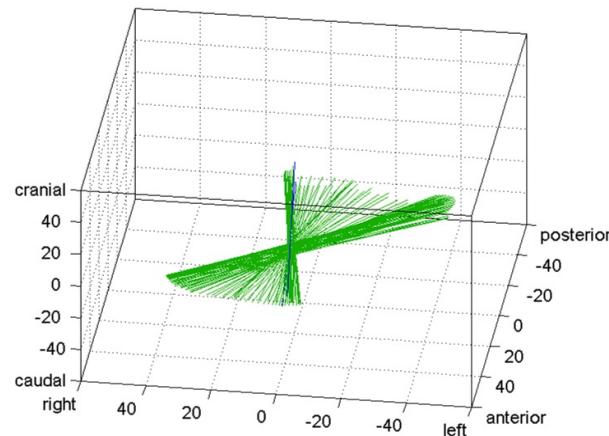


White und Panjabi 1990

## Kinematik

### Helikale Achsen

Intaktes  
Präparat

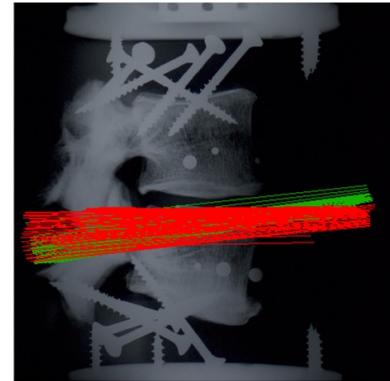
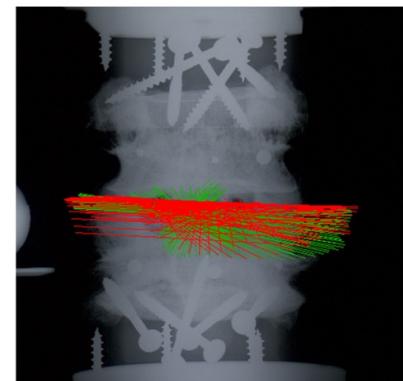
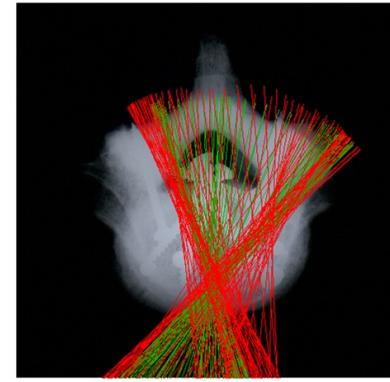
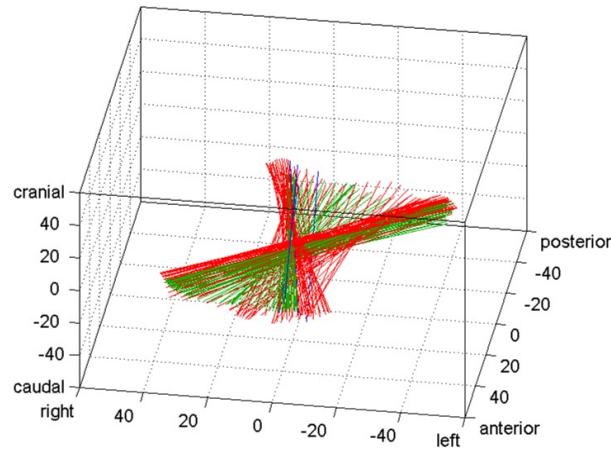


## Kinematik

### Helikale Achsen

Intaktes  
Präparat

Präparat nach  
Nucleotomie



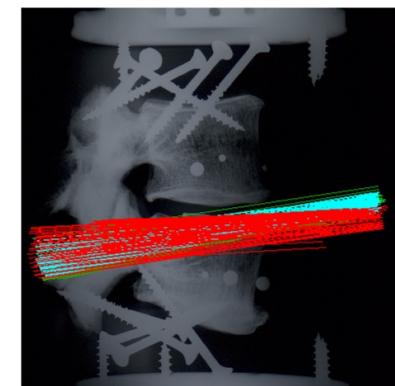
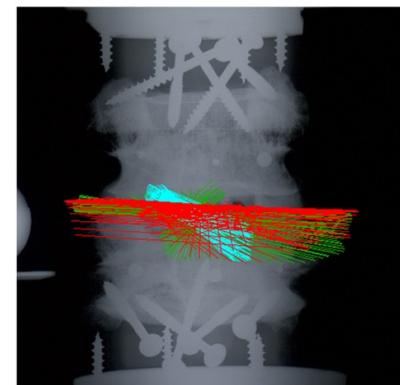
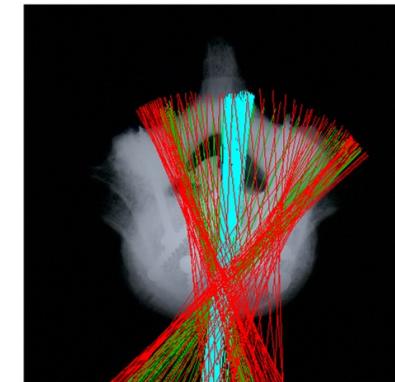
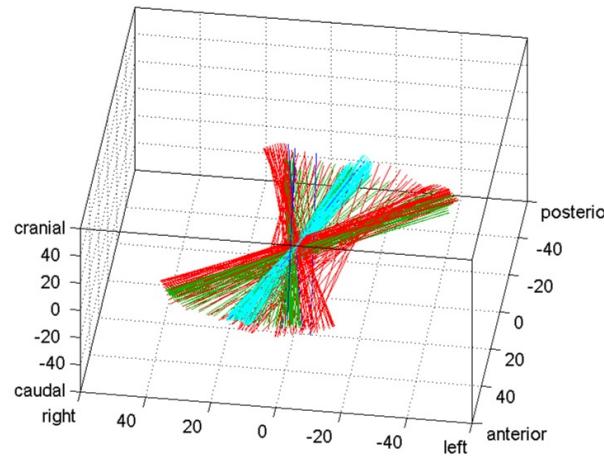
## Kinematik

### Helikale Achsen

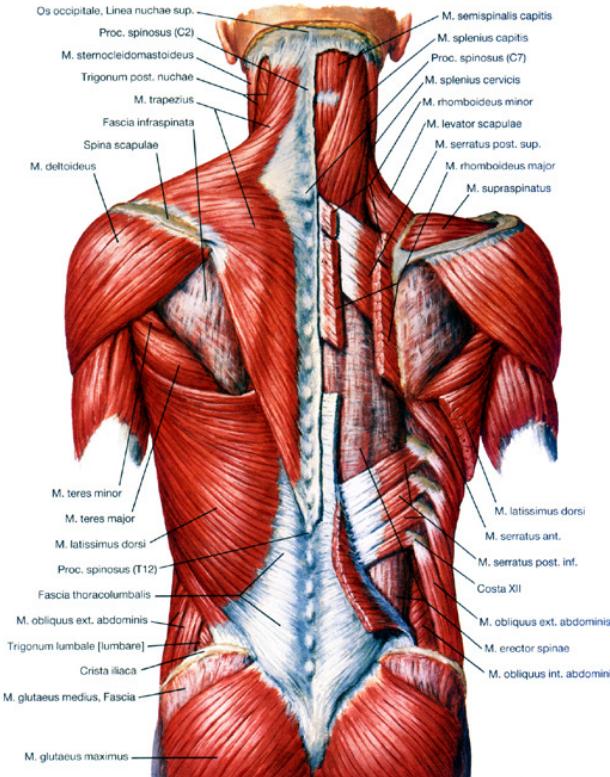
Intaktes  
Präparat

Präparat nach  
Nucleotomie

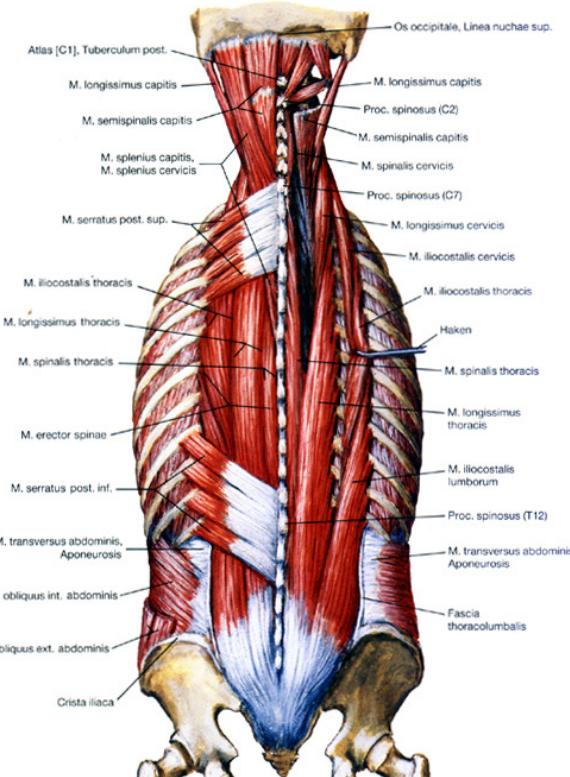
Präparat nach  
Nucleotomie und mit  
Nucleusersatzimplantat



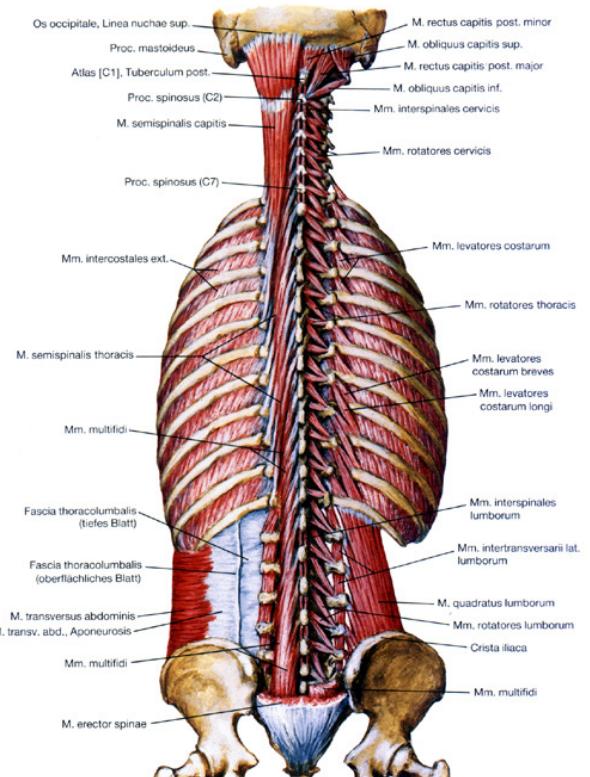
**Nacken- und Rückenmuskulatur**  
(oberflächliche Schicht)



**Nacken- und Rückenmuskulatur**  
(tief Schicht: Mm. splenii et M. erector spinae) –



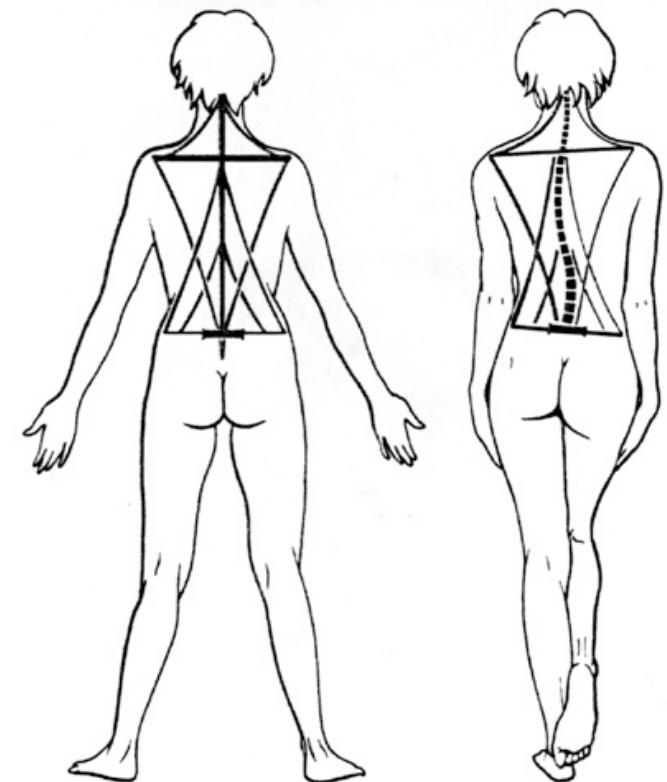
**Nacken- und Rückenmuskulatur**  
(tiefste Schicht: Mm. transversospinales, interspinales, intertransversarii et suboccipitales)



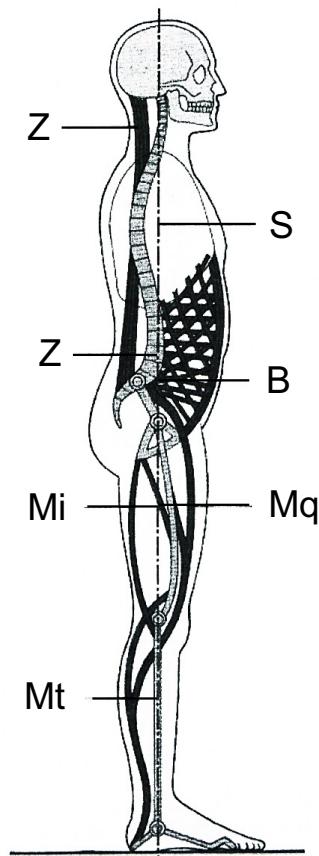
## Neuromuskuläre Steuerung

### Aufgaben

- Gewährleistung des **statischen Gleichgewichts** der Wirbelsäule und der **Stabilität** des Oberkörpers  
→ lange Muskeln
- **Verhinderung** der **Überbelastung** und **Deformation** der Strukturen  
→ weit nach lateral gespannte Muskeln
- Gewährleistung des **segmentalen Gleichgewichts**  
→ kurze Muskeln
- Anpassung an **Bewegungen**
- Anpassung an sich verändernde **Belastungen**



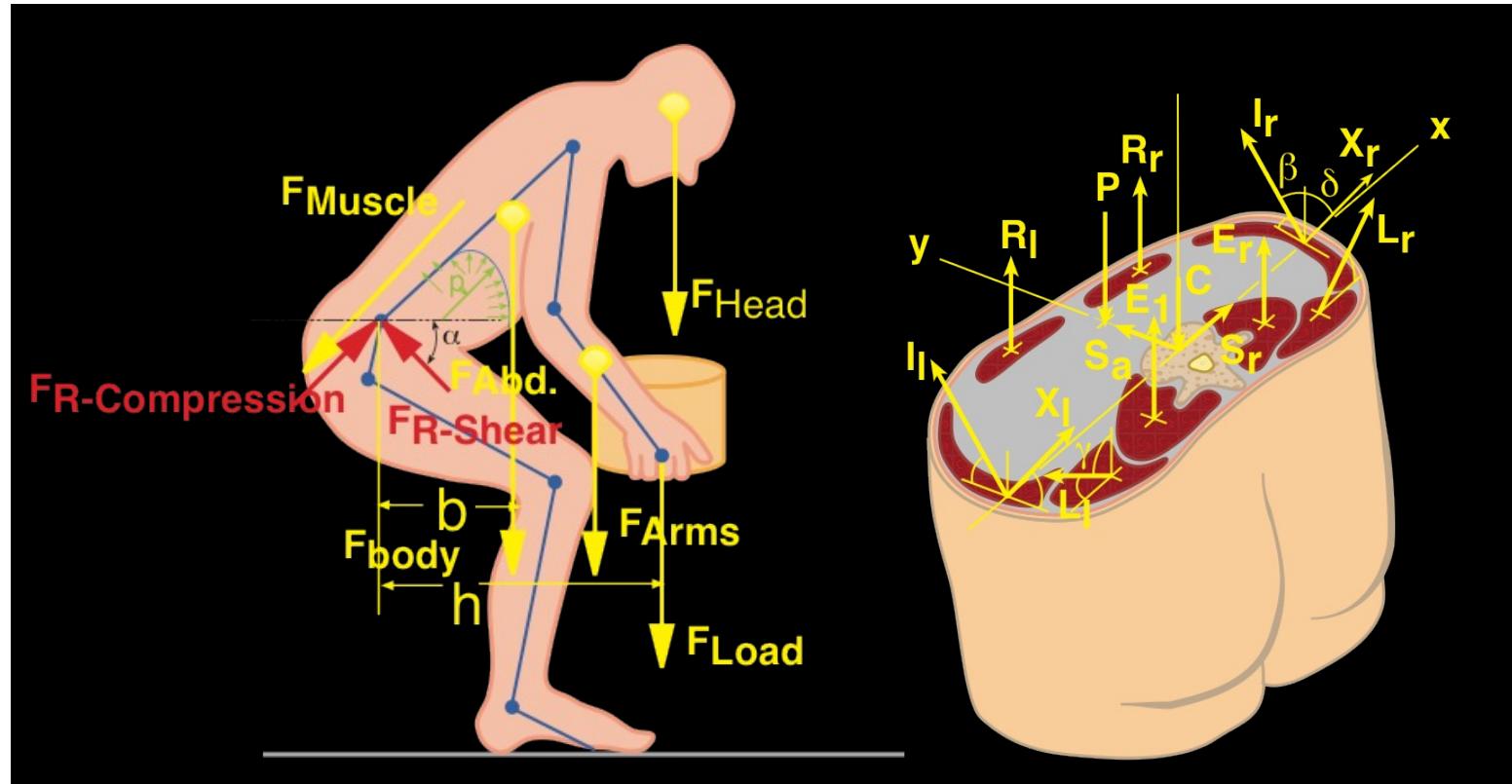
## Neuromuskuläre Steuerung



### Sagittales Gleichgewicht nach Kummer (2005)

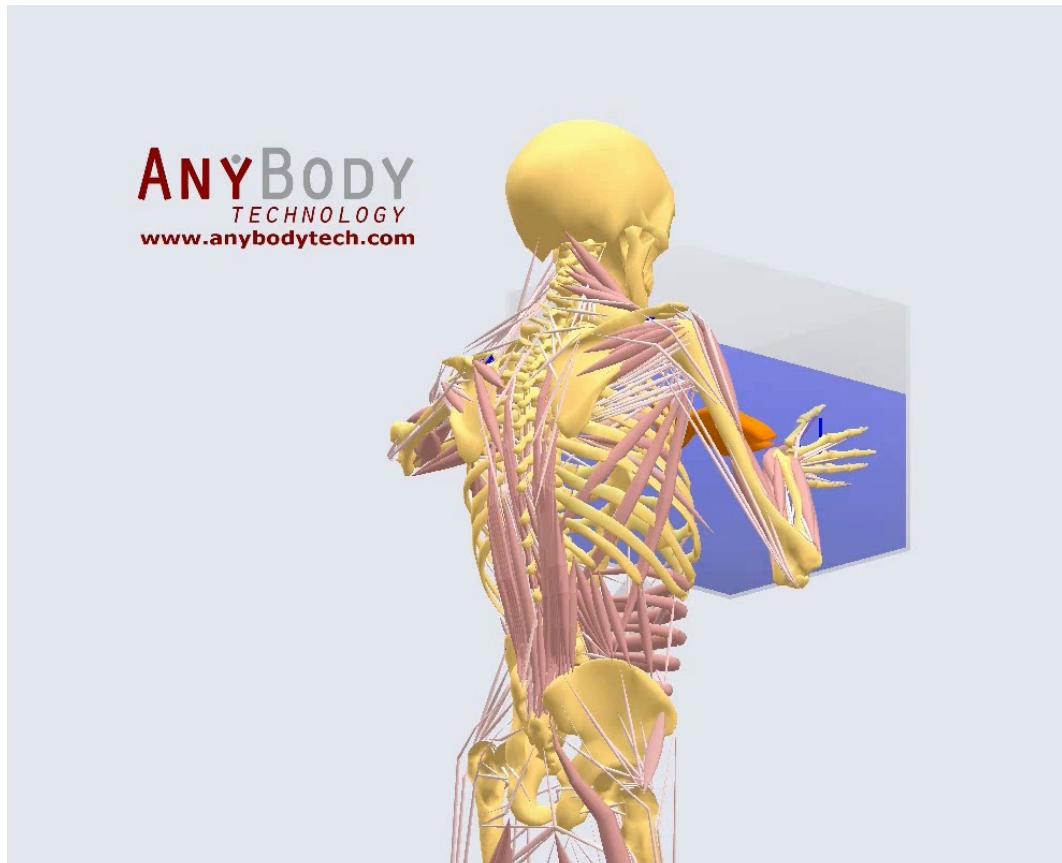
Z	<b>Dorsale Zuggurtung durch M. erector spinae</b>
B	<b>Ventrale Zuggurtung und Bauchpresse</b> durch <b>Abdominalmuskulatur</b>
Mi	Ischiokrurale Muskulatur
Mq	M. quadriceps femoris
Mt	M. triceps surae
S	Schwerlinie

## Analytische Methoden



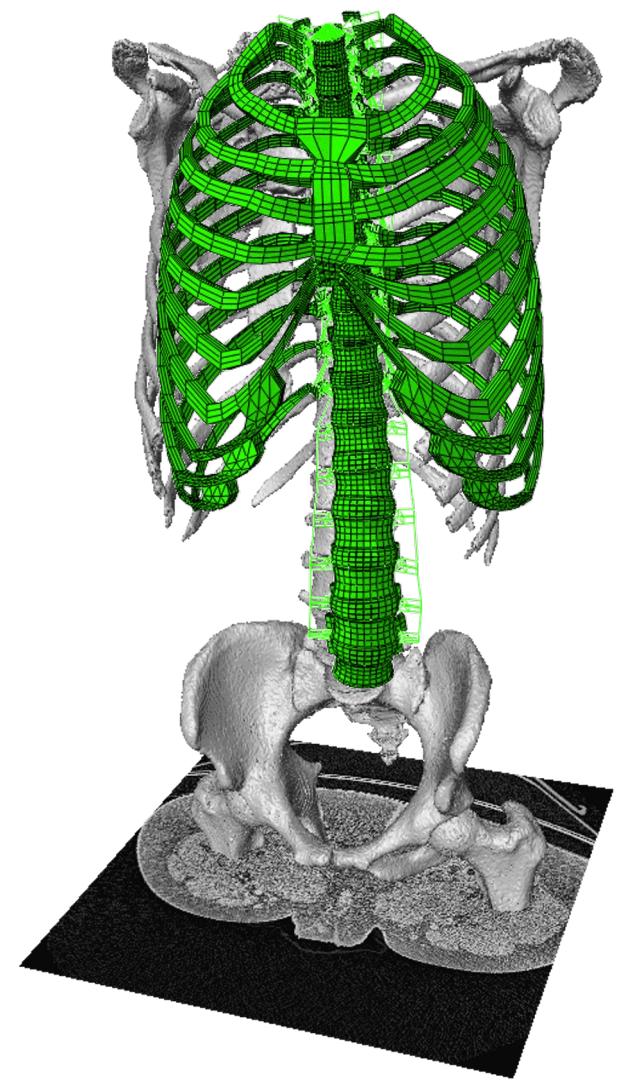
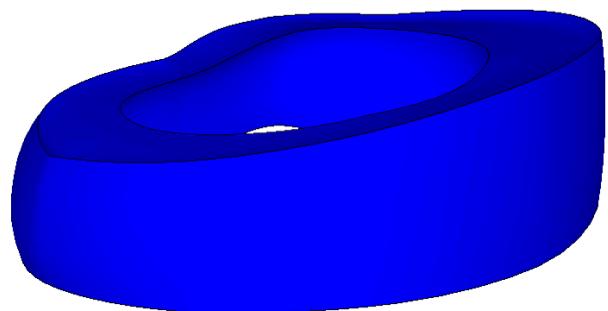
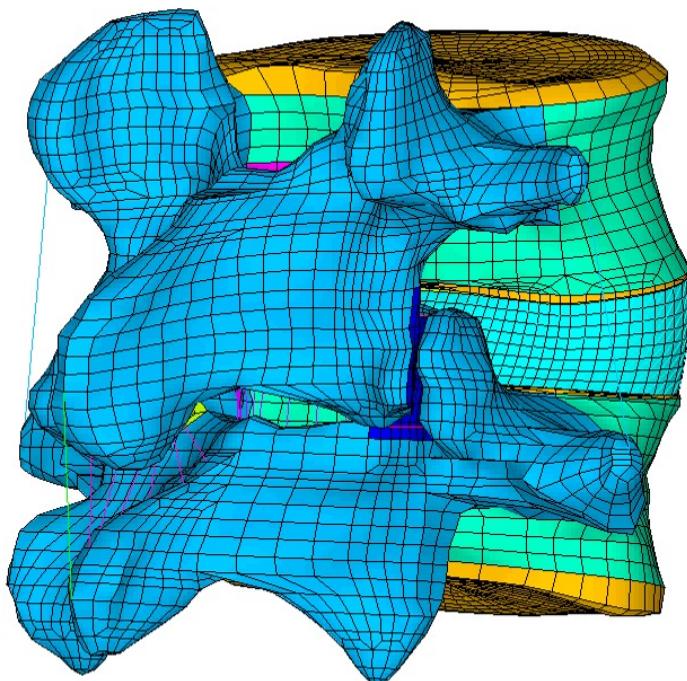
## Numerische Methoden

### Inverse Dynamik



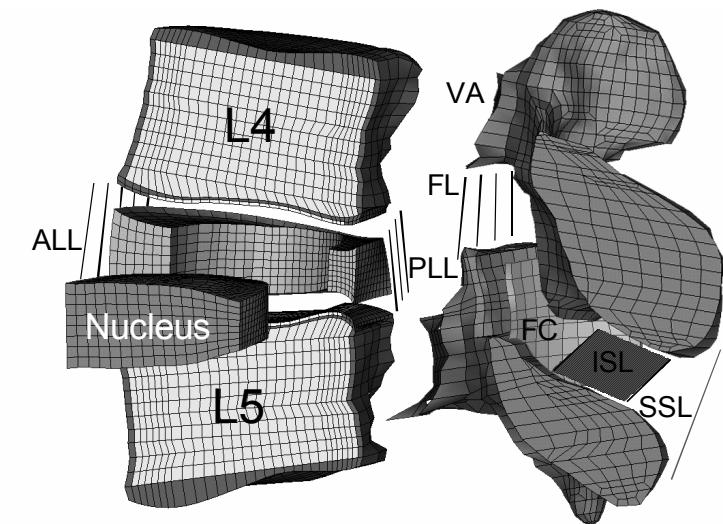
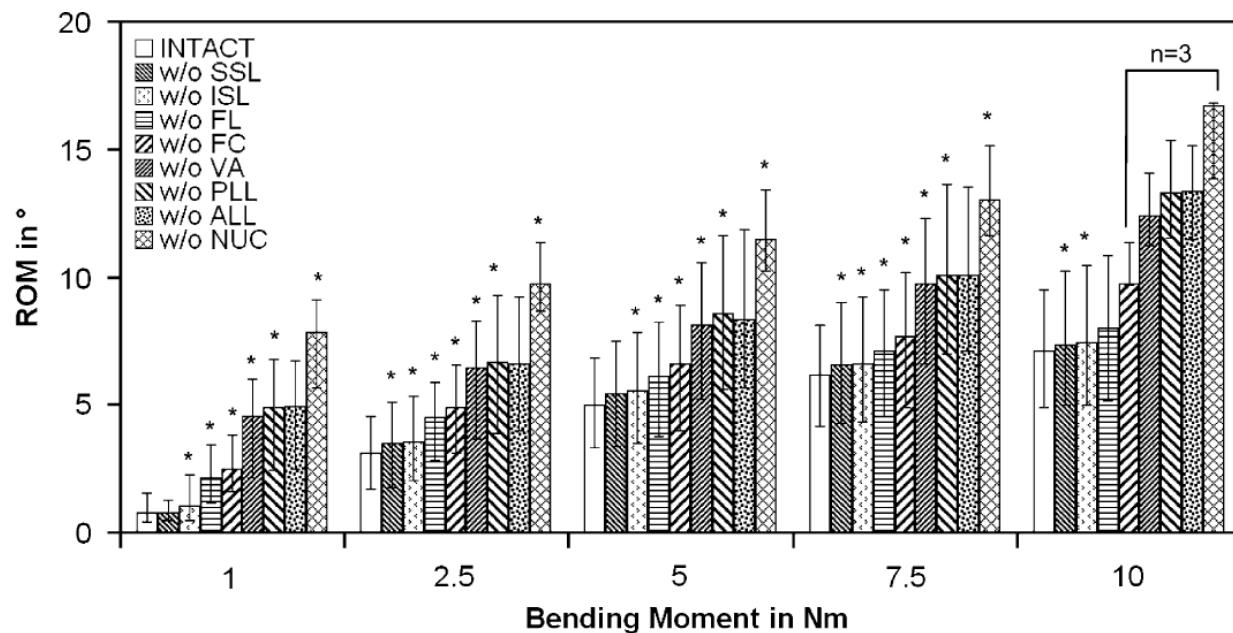
## Numerische Methoden

### Finite-Elemente-Analyse



## Numerische Methoden

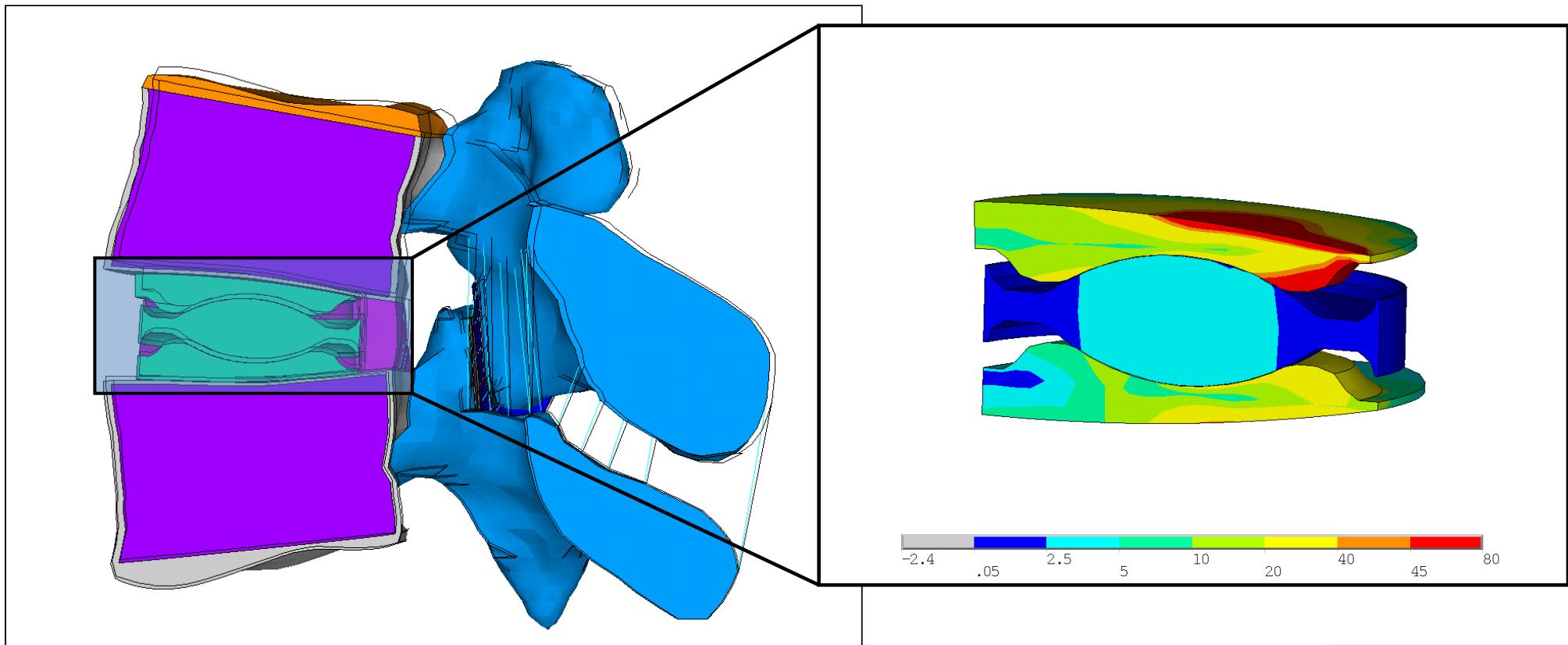
### Kalibrierung und Validierung



Schmidt et al. 2007

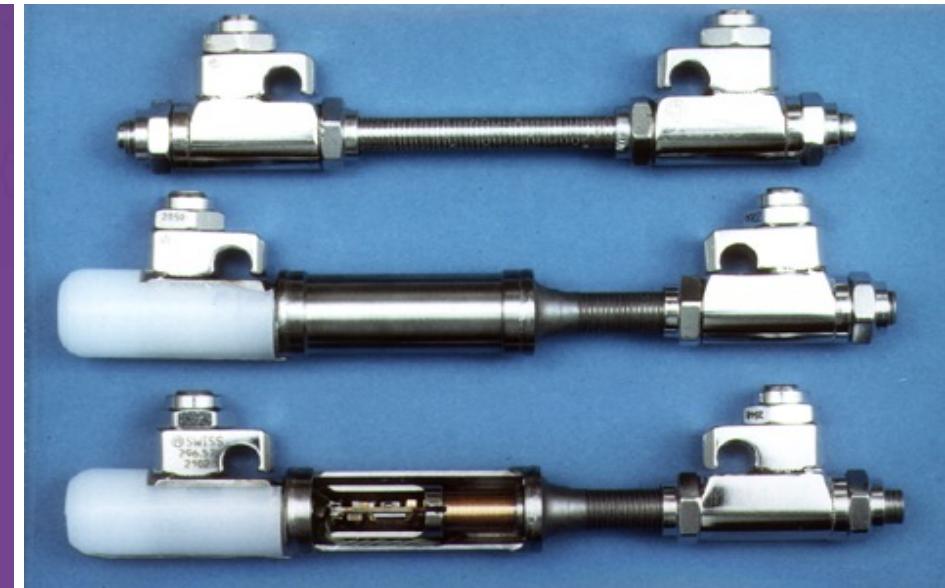
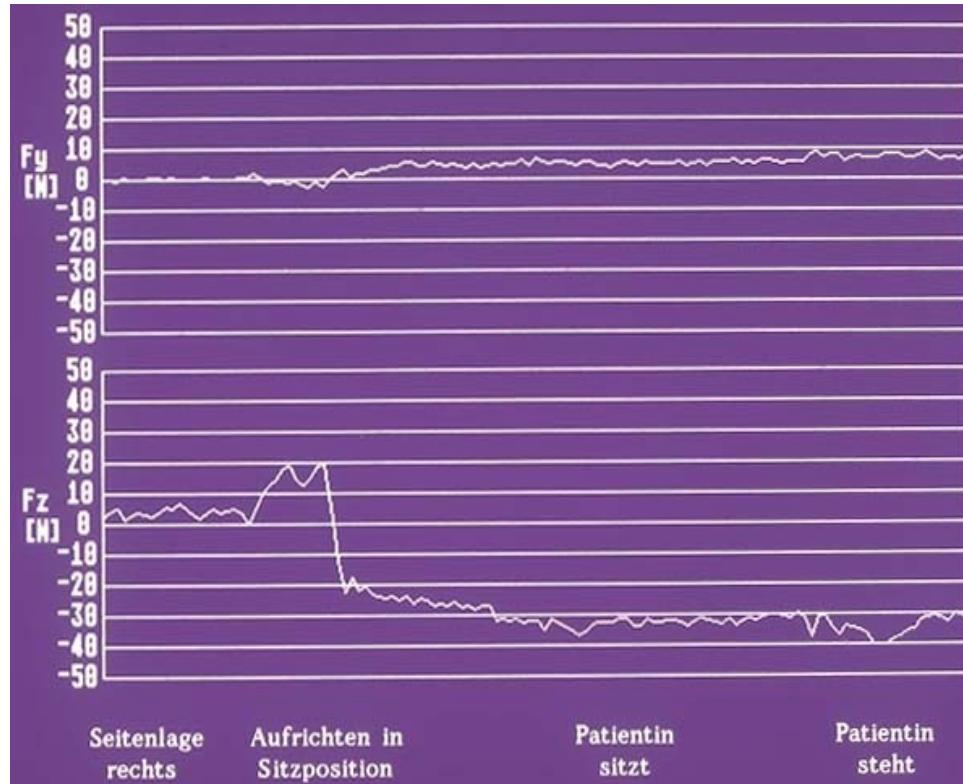
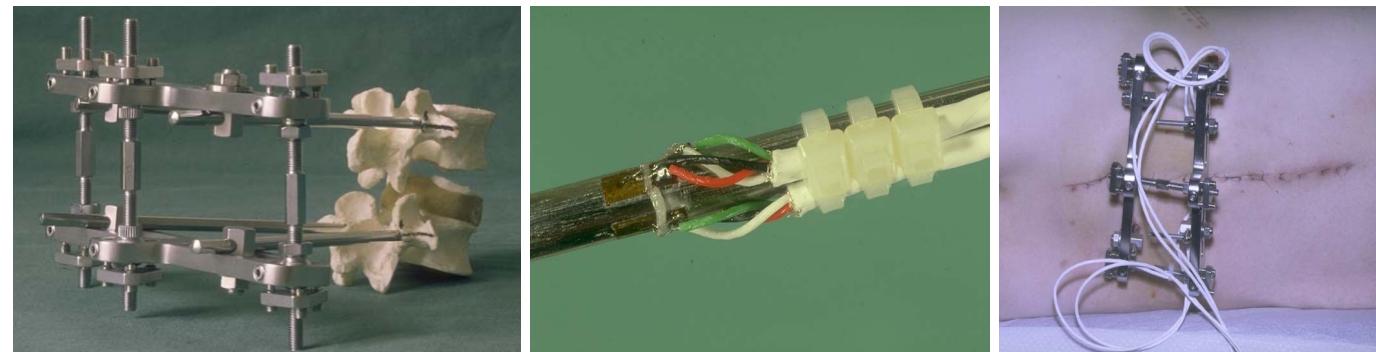
Heuer et al. 2007

## Numerische Methoden



## Experimentelle Methoden

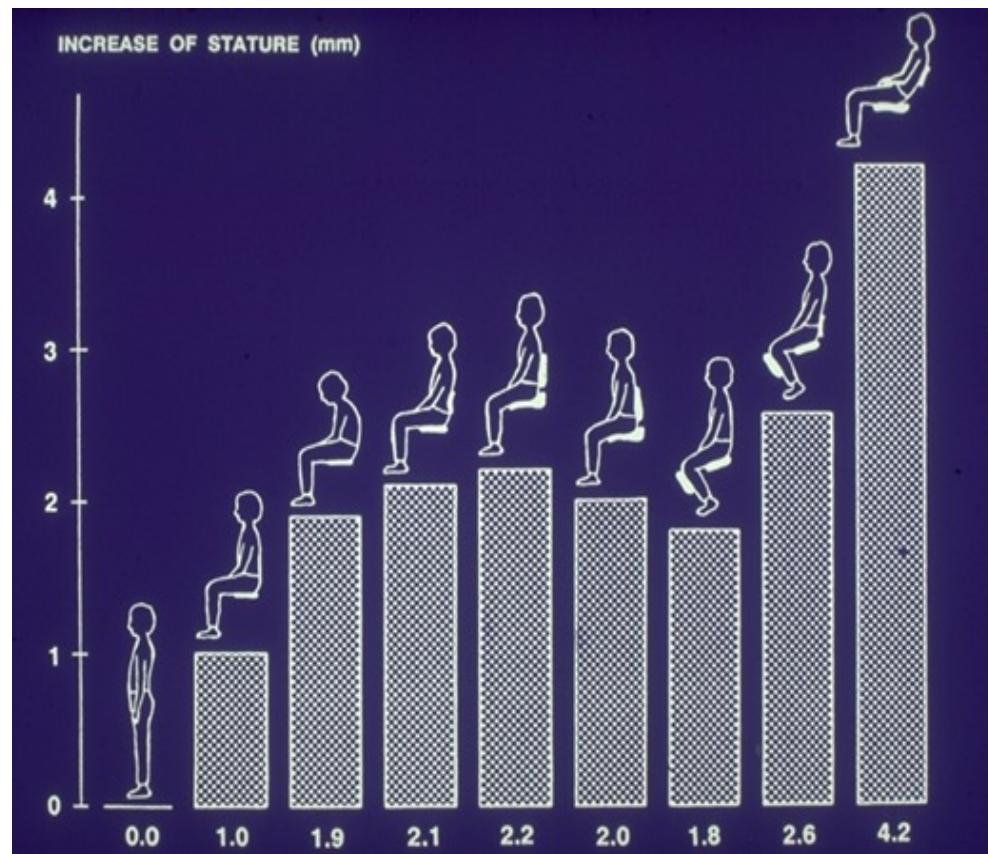
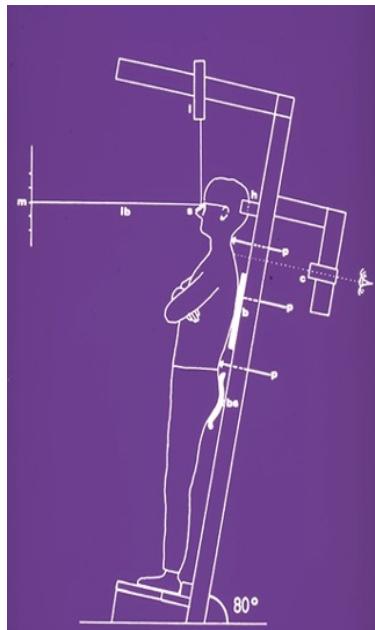
### In-vivo-Belastungsmessung



Rohlmann et al. 1996

## Experimentelle Methoden

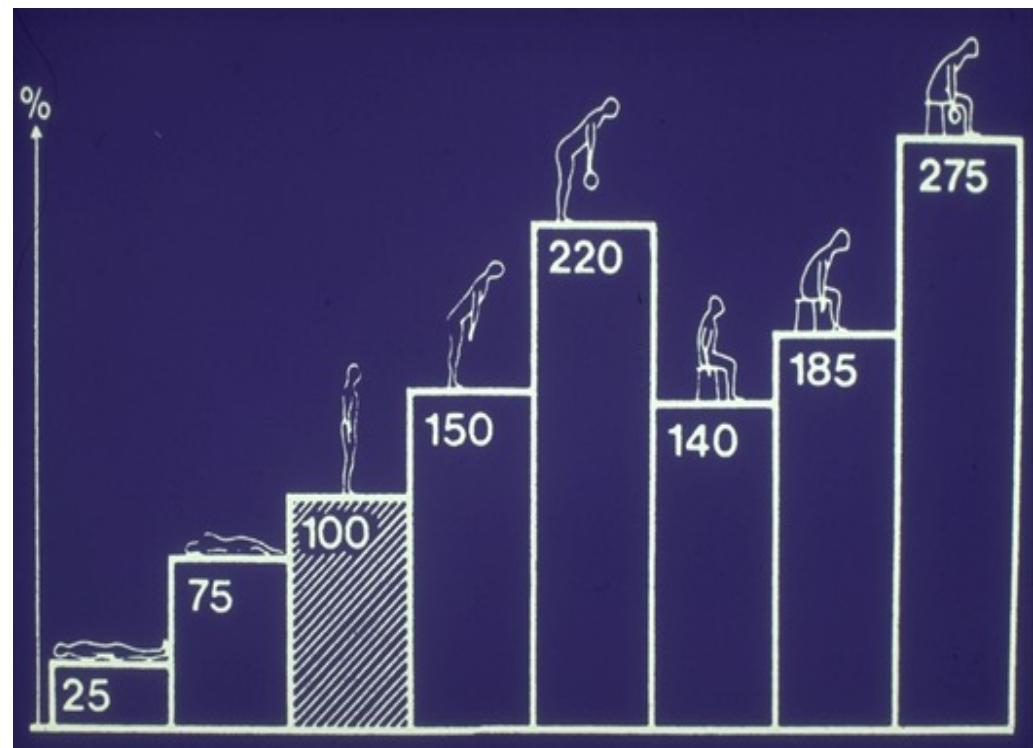
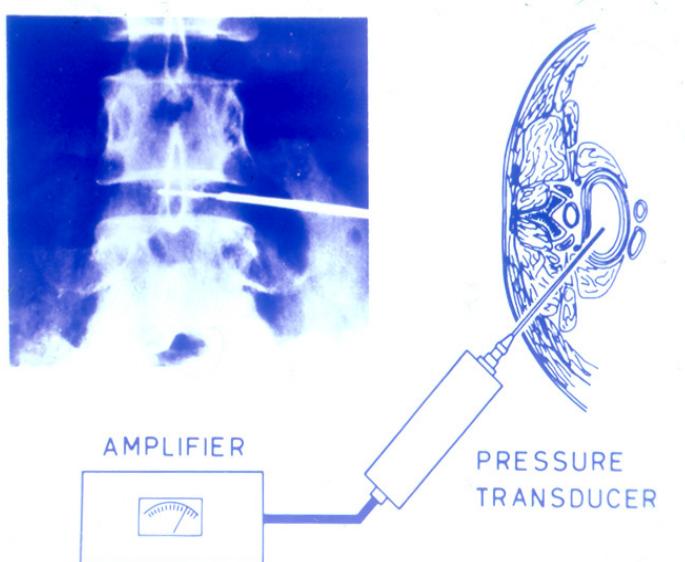
### In-vivo-Höhenpräzisionsmessung



Althoff et al. 1992

## Experimentelle Methoden

### In-vivo-Bandscheibendruckmessung



Nachemson 1966

## Experimentelle Methoden

### In-vivo-Bandscheibendruckmessung

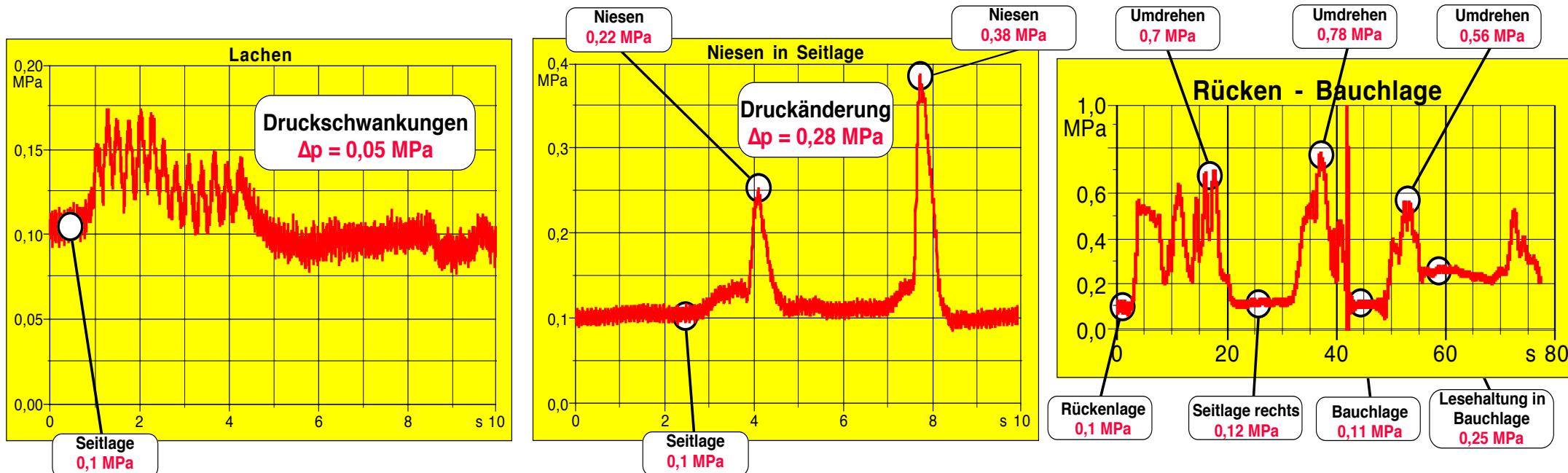


1 männlicher Proband  
45 Jahre, 70 kg, 168 cm  
Guter Trainingszustand  
Keine Bandscheibendegeneration

Wilke et al. 1999

## Experimentelle Methoden

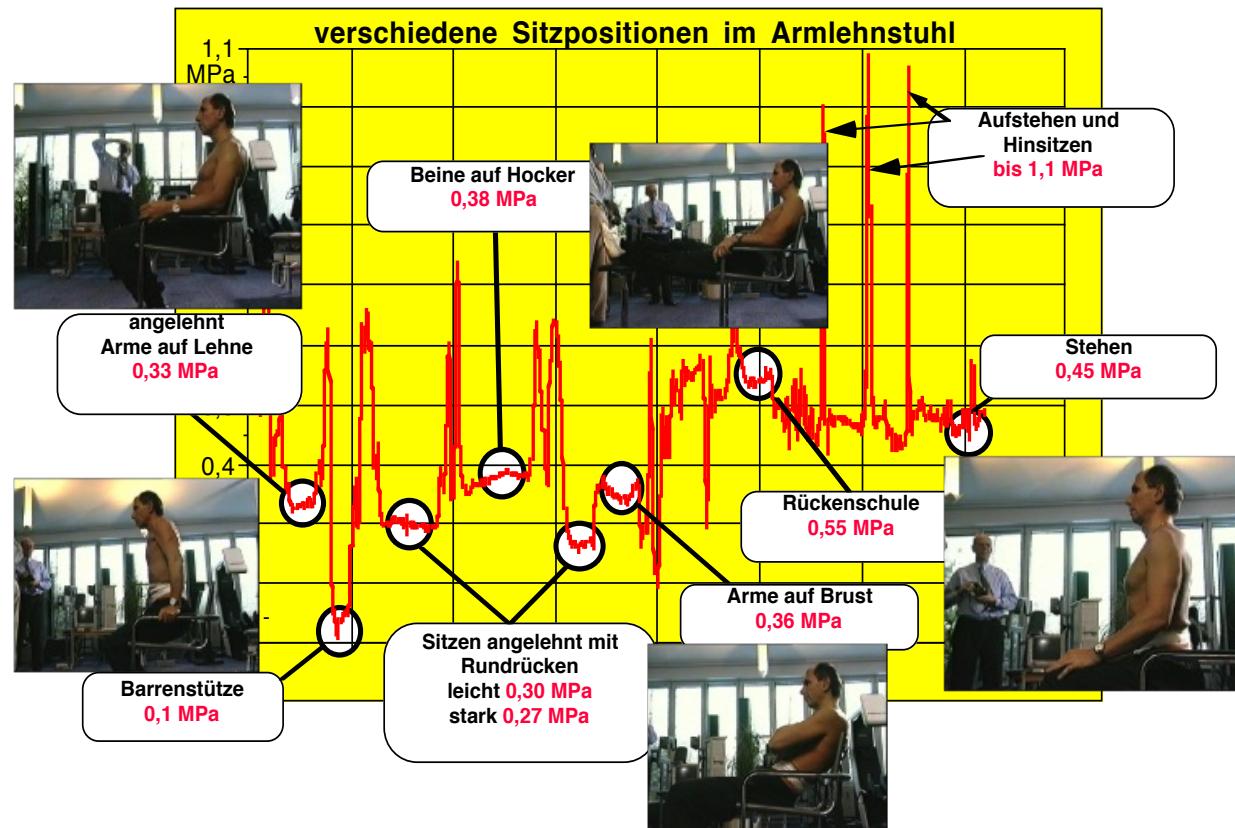
### In-vivo-Bandscheibendruckmessung



Wilke et al. 1999

## Experimentelle Methoden

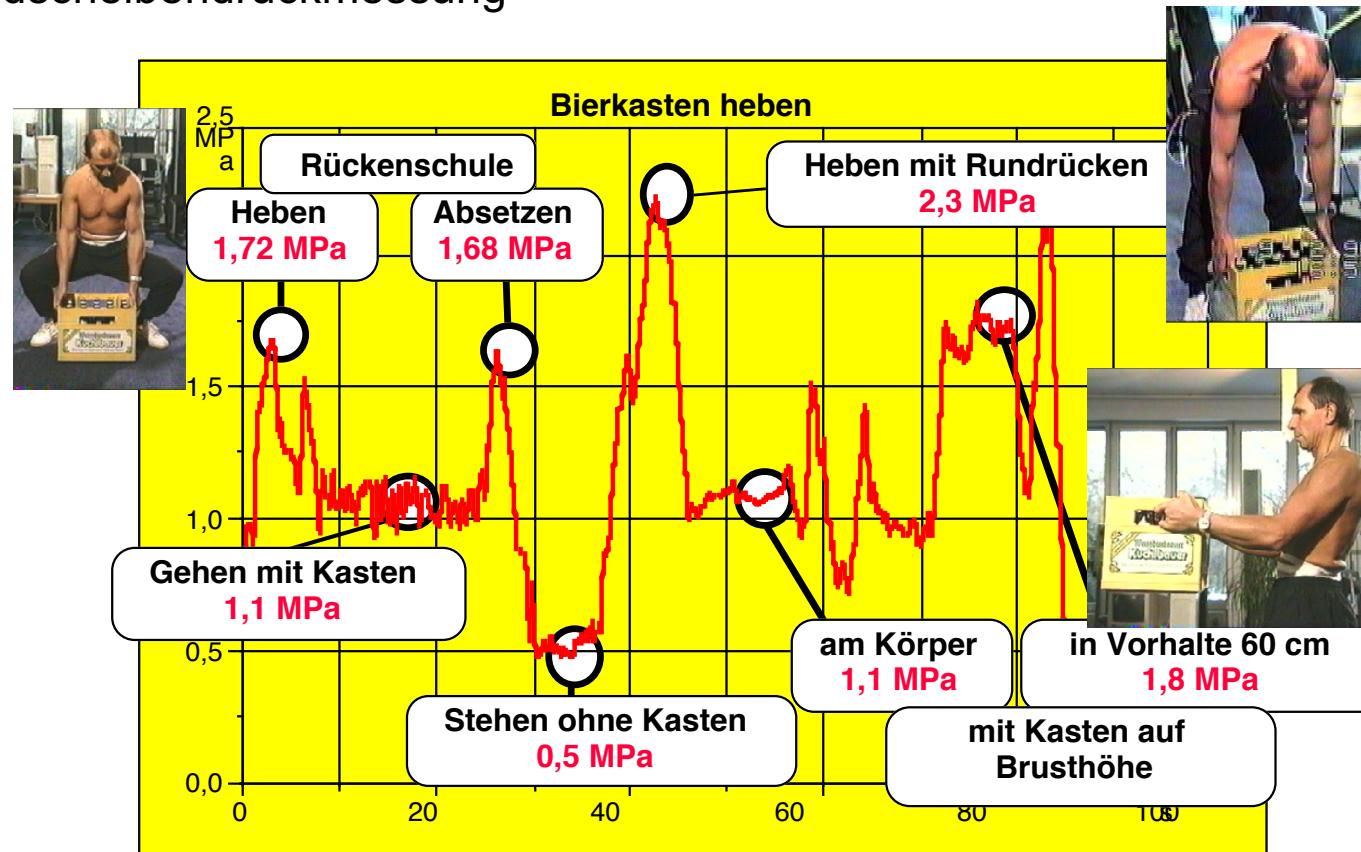
### In-vivo-Bandscheibendruckmessung



Wilke et al. 1999

## Experimentelle Methoden

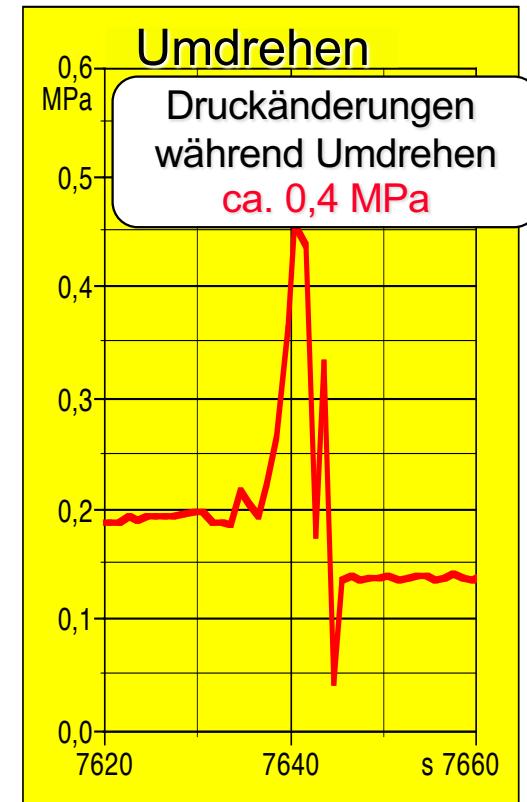
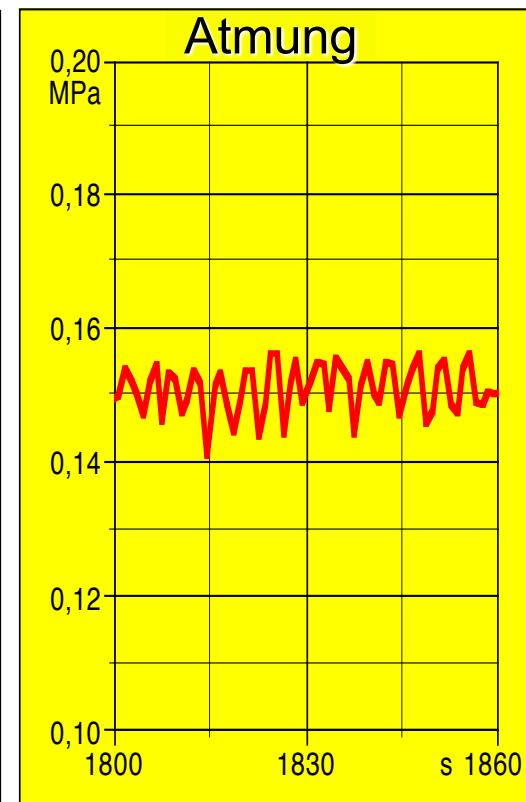
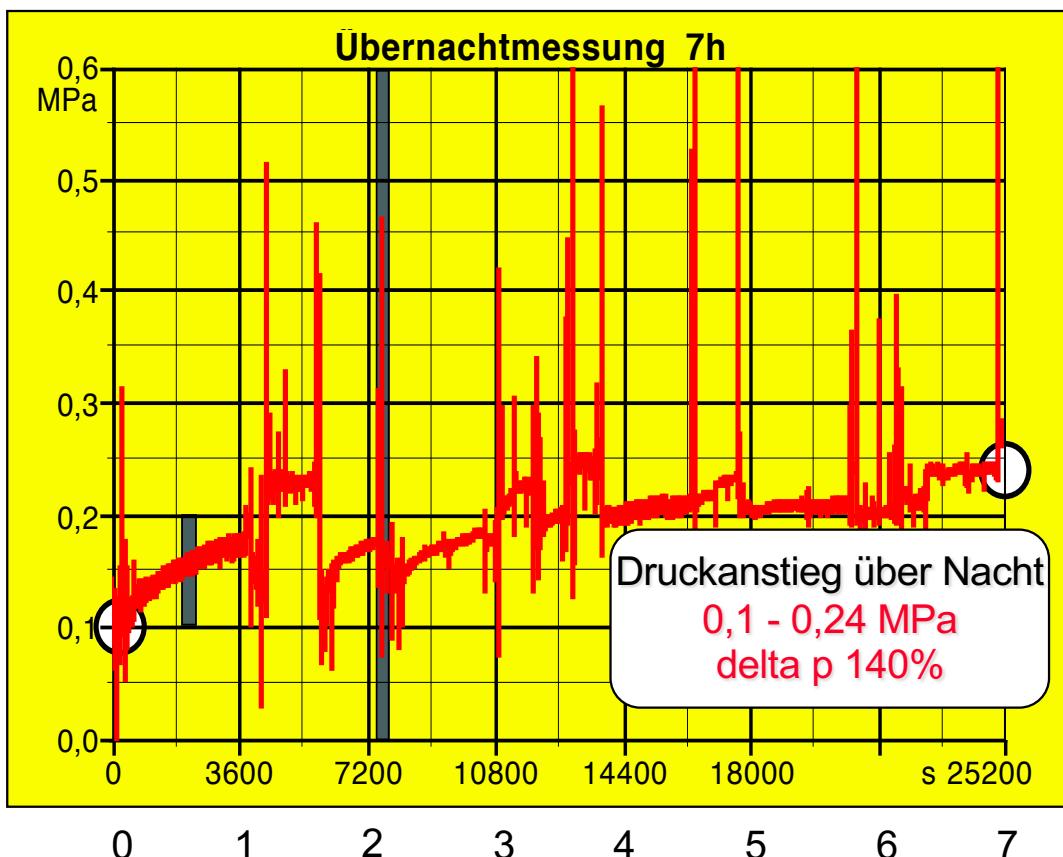
### In-vivo-Bandscheibendruckmessung



Wilke et al. 1999

## Experimentelle Methoden

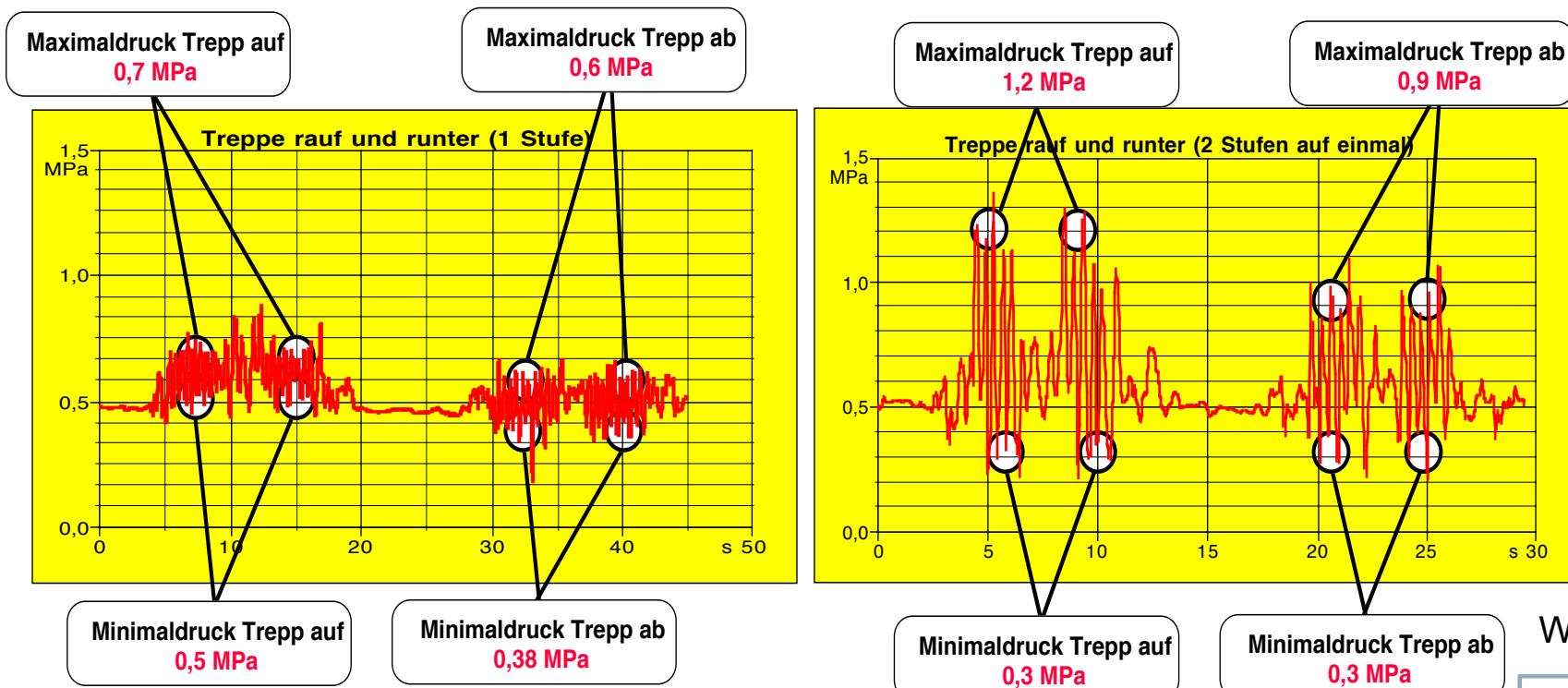
### In-vivo-Bandscheibendruckmessung



Wilke et al. 1999

## Experimentelle Methoden

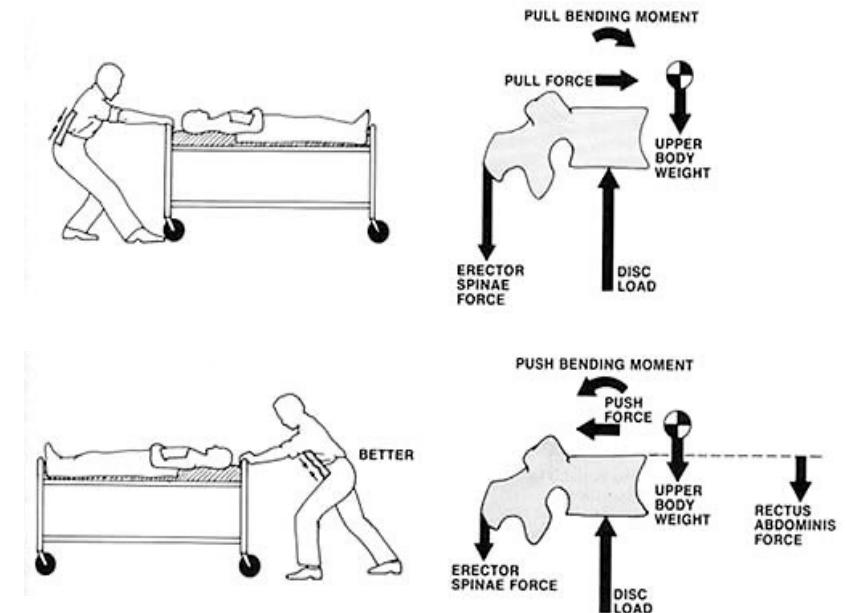
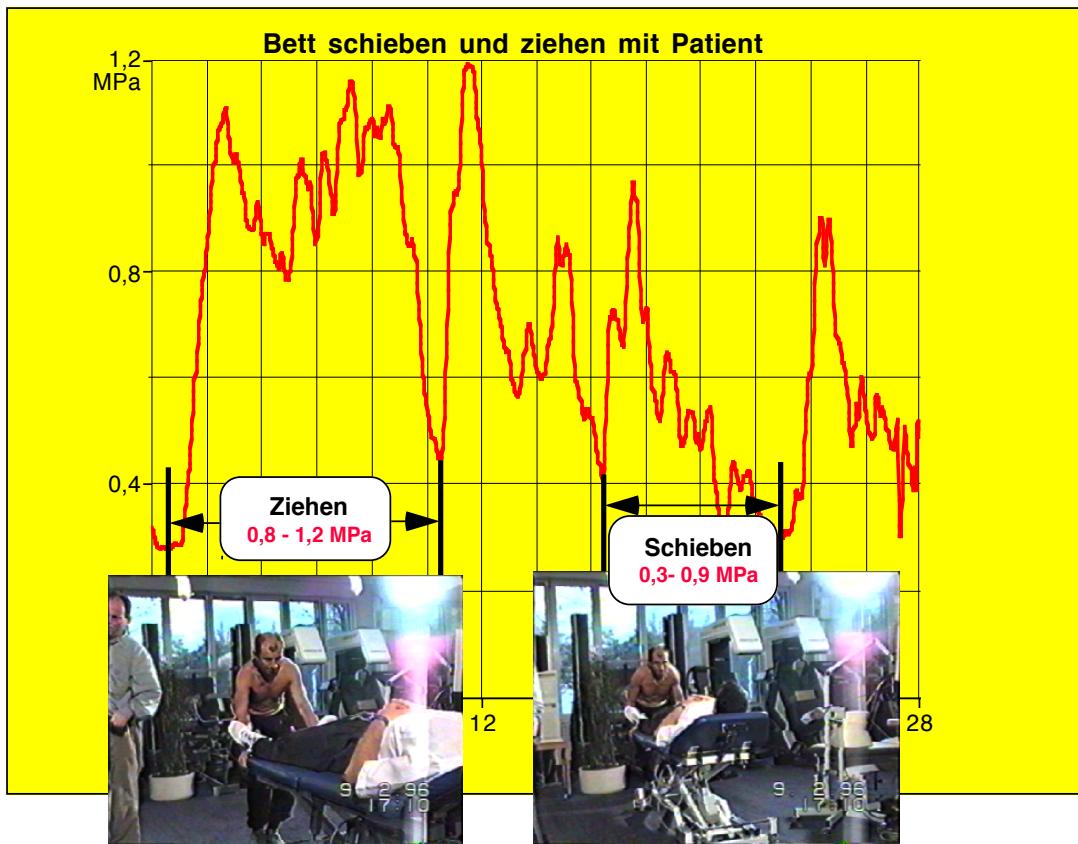
### In-vivo-Bandscheibendruckmessung



Wilke et al. 1999

## Experimentelle Methoden

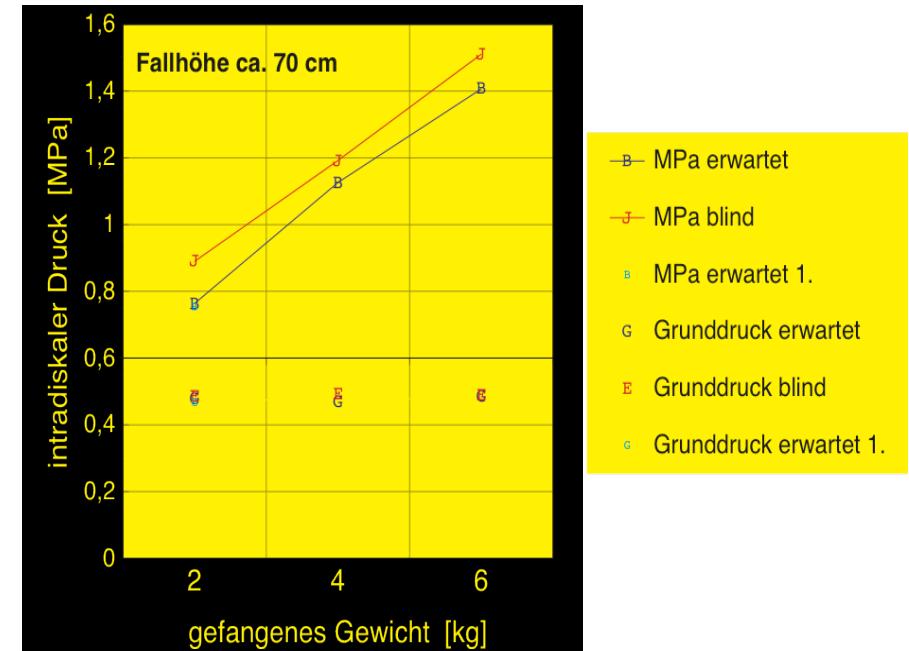
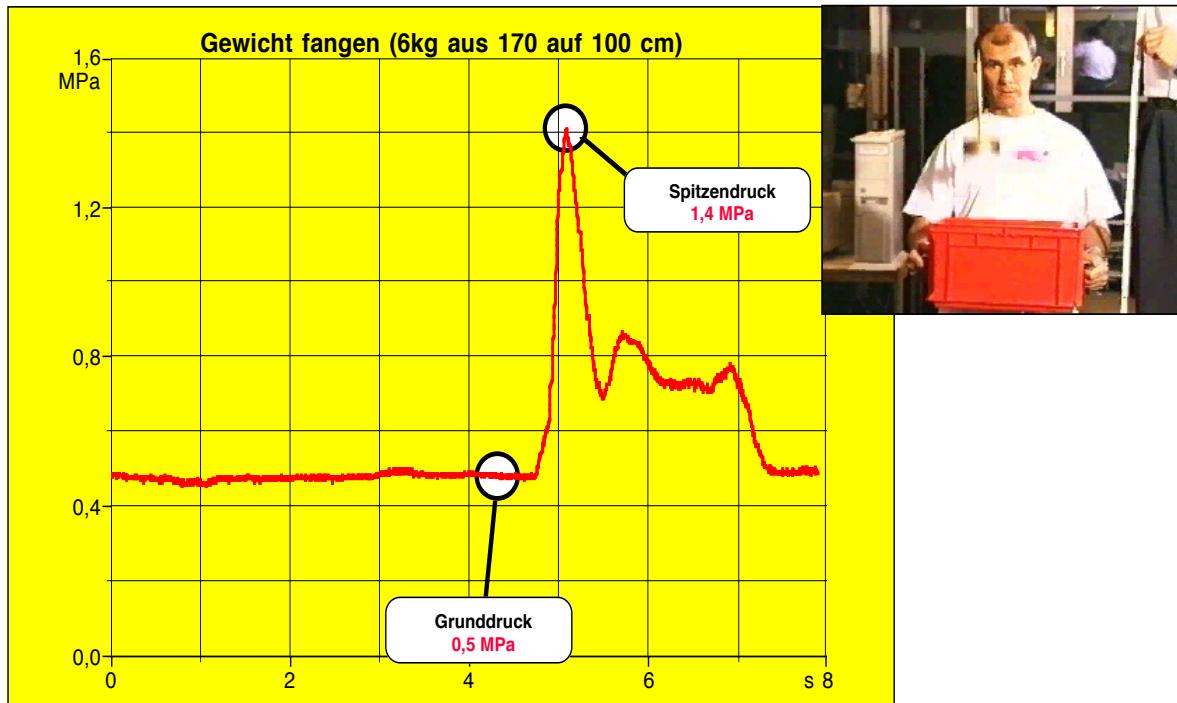
### In-vivo-Bandscheibendruckmessung



Wilke et al. 1999

# Experimentelle Methoden

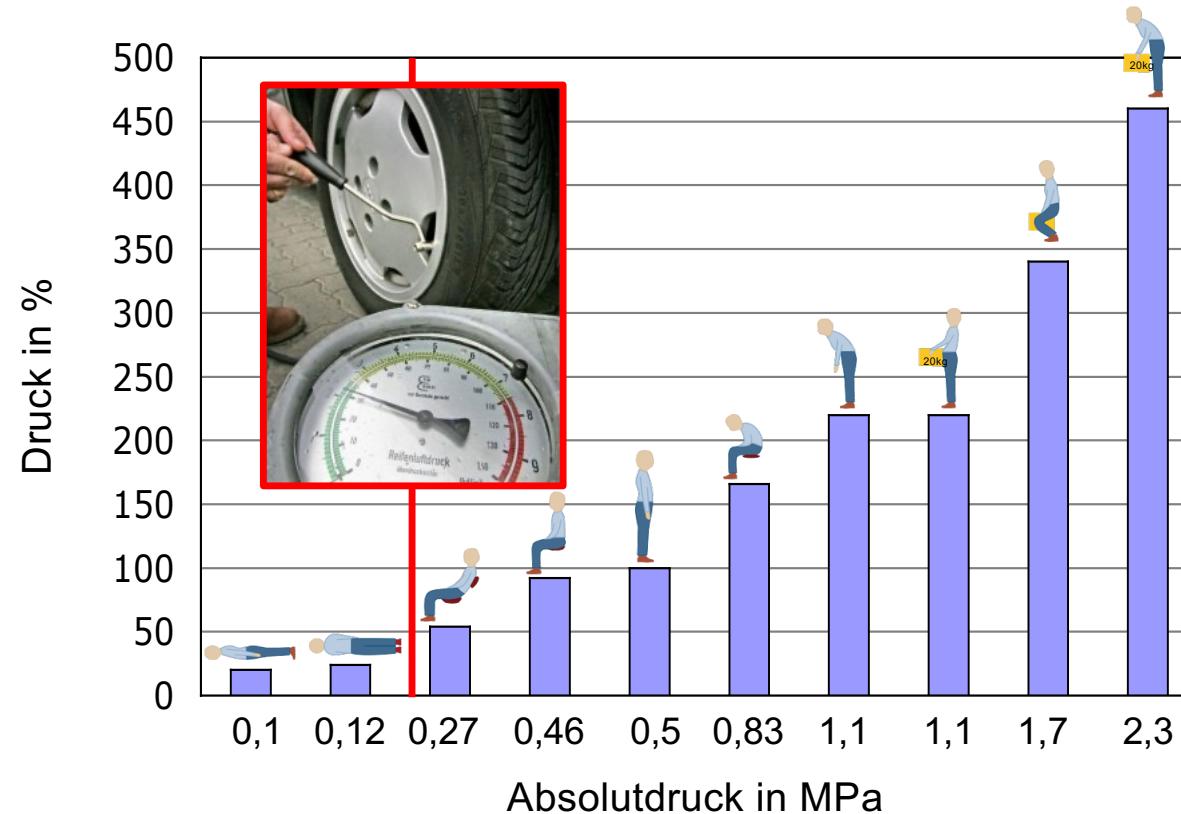
## In-vivo-Bandscheibendruckmessung



Wilke et al. 1999

## Experimentelle Methoden

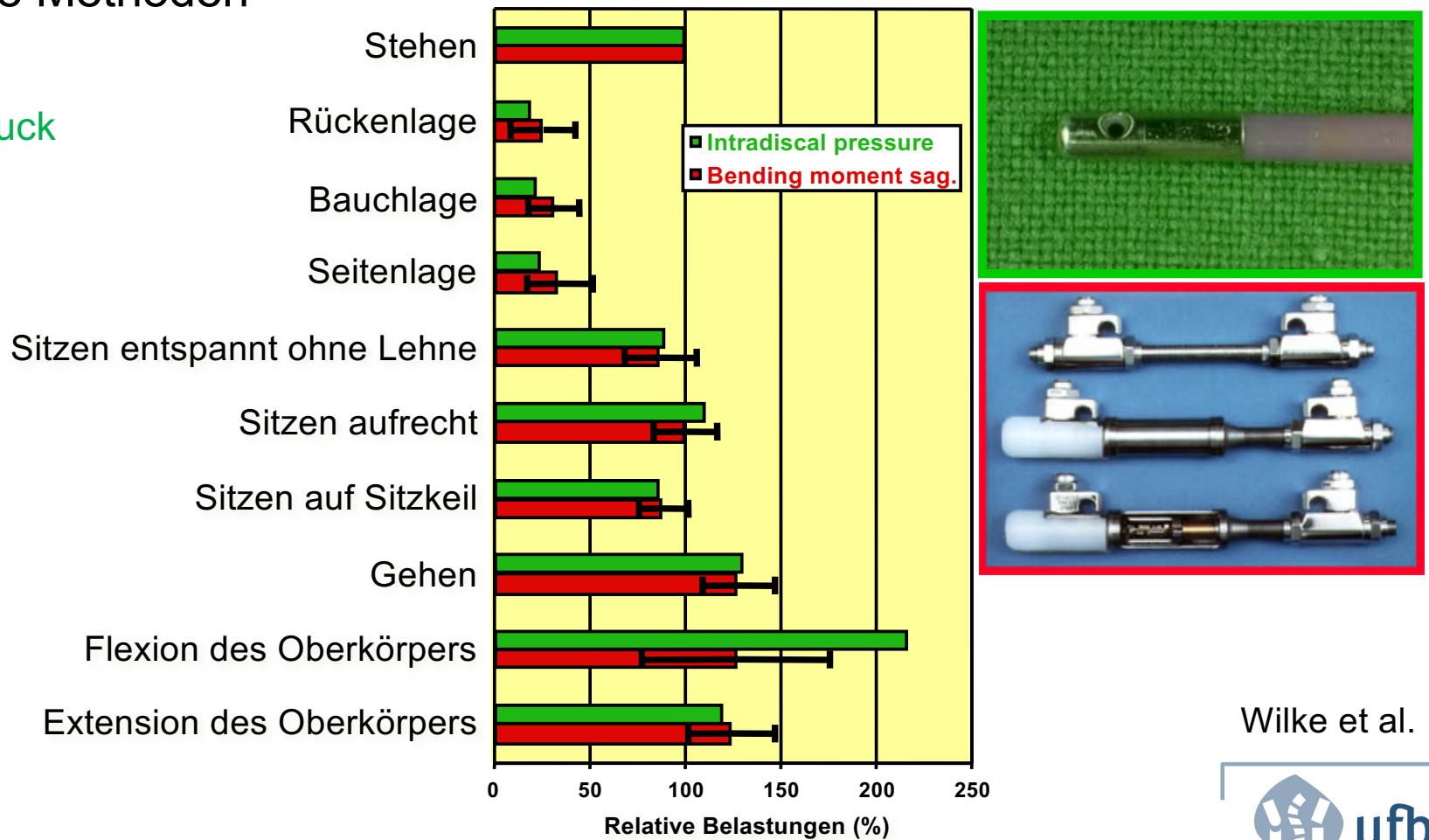
### In-vivo-Bandscheibendruckmessung



Wilke et al. 1999

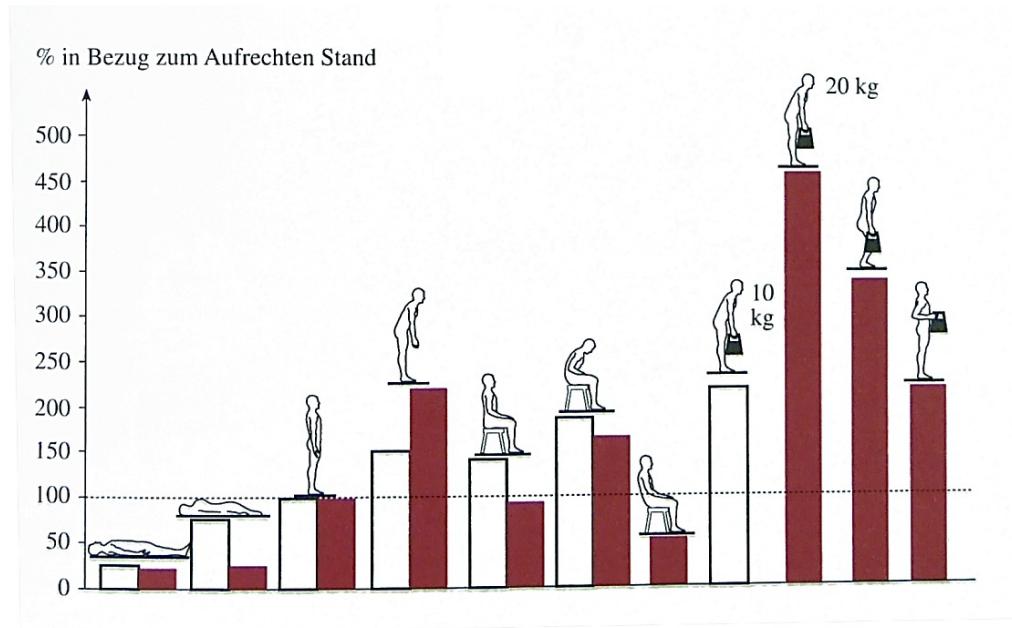
## Experimentelle Methoden

Vergleich  
**Bandscheibendruck**  
vs.  
**Biegemoment**

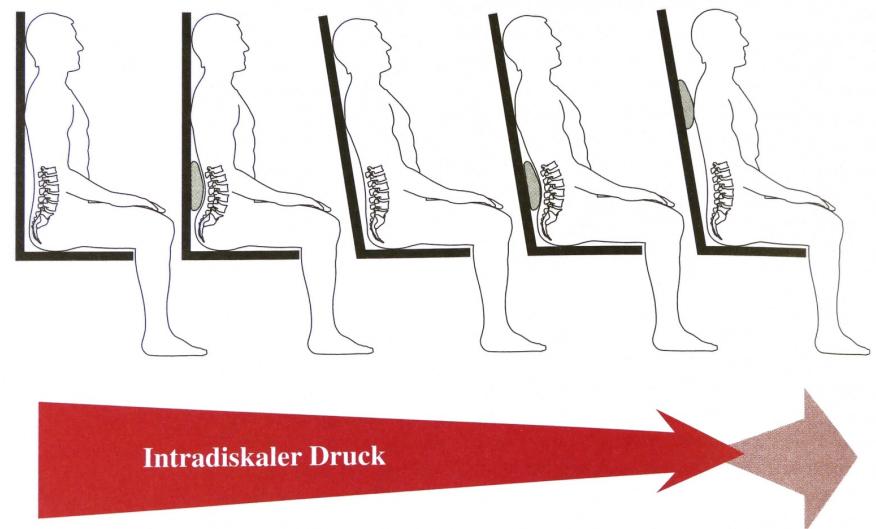


## Experimentelle Methoden

### In-vivo-Bandscheibendruckmessung



Weiβ: Nachemson 1976  
Rot: Wilke et al. 1999



Andersson et al. 1974

## Aktuelle Empfehlungen

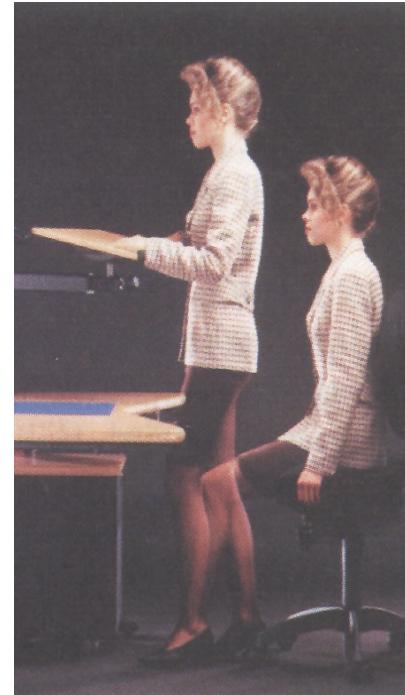
Mitte des letzten Jahrhunderts haben die meisten Mediziner und Patienten geglaubt ...

- ~~Bettruhe ist die wichtigste Therapie~~
- ~~Rückenschmerzen vergehen nicht von selbst~~
- ~~Mit Röntgen, CT oder MRT kann man den Grund immer identifizieren~~
- ~~Bandscheibenvorfälle mit Hexenschuss müssen operiert werden~~
- ~~Die meisten Rückenschmerzen entstehen durch schweres Heben bei Arbeit~~
- ~~Rückenschmerzen setzen außer Gefecht~~
- ~~Rückkehr an Arbeitsplatz ist erst sinnvoll, wenn die Schmerzen weg sind~~
- ~~Rückkehr mit Schmerzen ist gefährlich für die Zukunft~~

Deyo 1998, Werner et al. 2005

## Aktuelle Empfehlungen

- Dogmen sollten nicht existieren  
→ Individuelle Empfehlungen
- Sitzen muss nicht schlechter sein als Stehen
- Die Bandscheibe wurde von der Natur so konzipiert, dass sie belastet und bewegt wird
- Dynamik ist wichtig  
→ Wechselnde Belastung und Bewegung



Reinhardt 1998:  
„Die große  
Rückenschule“

## Aktuelle Empfehlungen



deutschebkk.de



eurospinepatientline.org

## Zusammenfassung I

- Hauptaufgaben der Wirbelsäule
  - Kraftübertragung
  - Gleichgewichtskontrolle
  - Beweglichkeit
  - Stoßdämpfung
- Wichtigste biomechanische Komponenten
  - Wirbelkörper → Leichtbauprinzip, hohe Kompressionsstabilität
  - Facettengelenke → Bewegungsbegrenzung, Kinematik, Lastübernahme
  - Ligamente → Bewegungsbremsung und -begrenzung
  - Bandscheibe → Autostabile Systematik, Lastverteilung, Stoßdämpfung

## Zusammenfassung II

- Wichtigste biomechanische Parameter
  - Range of Motion
  - Neutrale Zone
  - Kinematik (Center of Rotation, Helikale Achsen)
  - Intradiskaler Druck
- Wichtigste Messmethoden
  - Analytische Methoden
  - Numerische Methoden (Inverse Dynamik, Finite-Elemente-Analyse, ...)
  - In-vivo-Experimente (Kraft-/Höhenmessung, Bandscheibendruckmessung, ...)
  - In-vitro-Experimente (statisch ↔ dynamisch, Flexibilität ↔ Kinematik, ...)

# Vielen Dank



**Vorlesung Wahlfach:**

“Mechanics meets Biology: Angewandte Forschung in Orthopädie und Unfallchirurgie”

# Numerische Methoden in der Biomechanik & Orthopädie

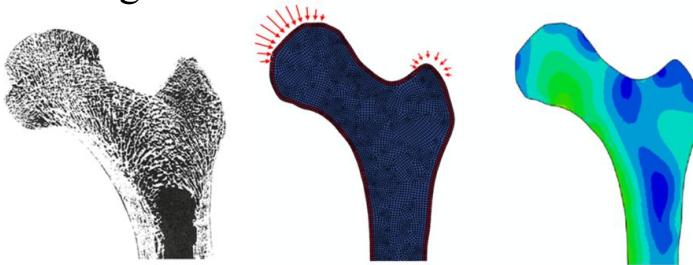
*Dr. Benedikt Schlager*

Institute of Orthopaedic Research and Biomechanics  
Trauma Research Center Ulm (ZTF)  
Ulm University | Medical Center

# Beispiele Numerischer Methoden in der Medizin

## Wirbelsäule

### Ätiologie

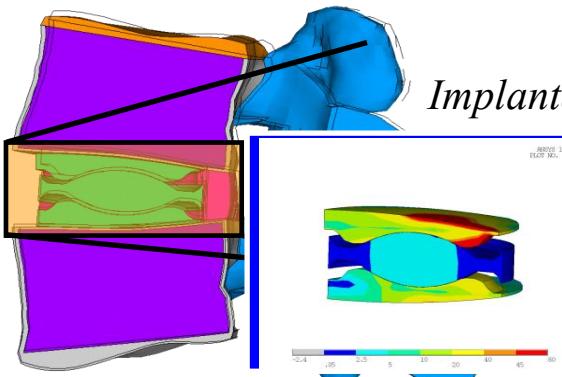


### Frakturheilung



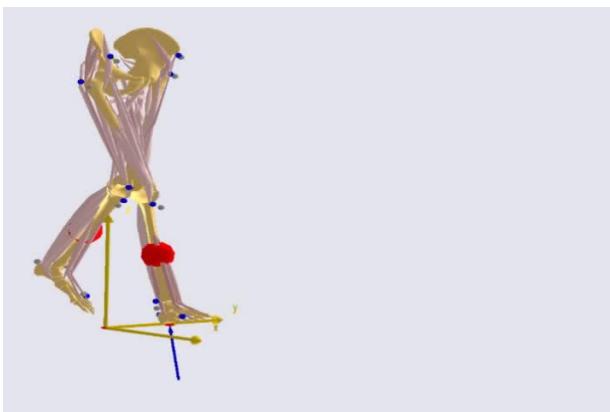
[osora.eu]

### Implantate

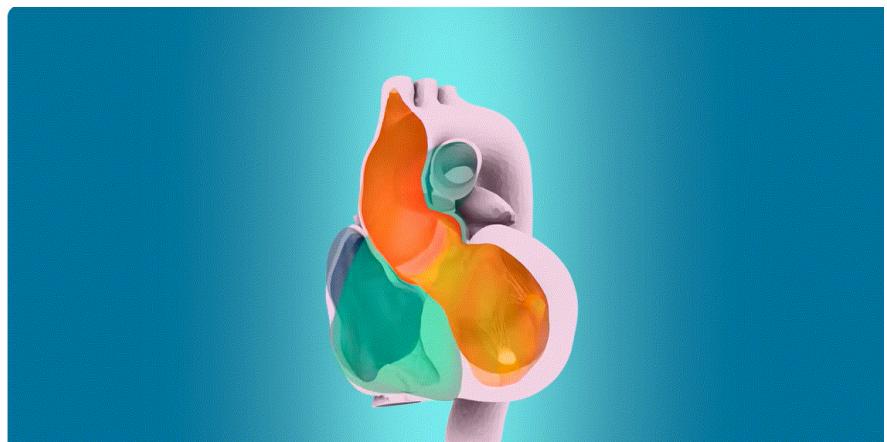


### Pre & Postoperativer Zustand

## Bewegung



### Physiologie



[<http://www.scls.riken.jp/en/>]

# Ziele der Vorlesung

- **Was sind (numerische) Modelle?**
- **Was muss beachtet werden bei der Modellbildung?**
- **Numerischer Methoden: Übersicht, Anwendung & Limitationen.**

Für Biomechanik/Medizintechnik besonders relevant:

- Mehrkörpersimulation (MKS)
- Finite Elemente Methode (FEM)
- Fuzzy Logic
- Machine learning, bzw. *Neuronale Netze*



# Modellbildung

(Ingenieur-) Wissenschaft will ...

- Beobachtungen erklären,
- Vorhersagen treffen.  
⇒ Modelle

**Ziel:** Reduzierung der Komplexität des Modells gegenüber der Realität



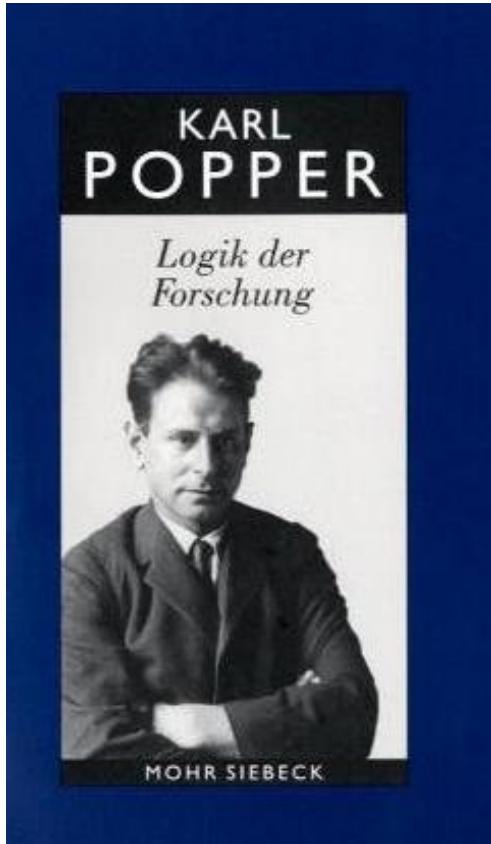
Modelle sind ...

- **Abbildungen** von Systemen/Prozessen in andere begriffliche/gegenständliche Systeme
- meist **phänomenologisch** (Beschreibung & Einteilung von Phänomenen)
- **fragespezifisch**
- immer **Näherungen**, Vereinfachungen, Idealisierungen
- mit beschränktem **Gültigkeitsbereich**
- **das gilt auch für Experimente und klinische Tests!**

Ein gutes Modell ist ...

...so kompliziert wie nötig und so **einfach** wie möglich!

# Modellbildung



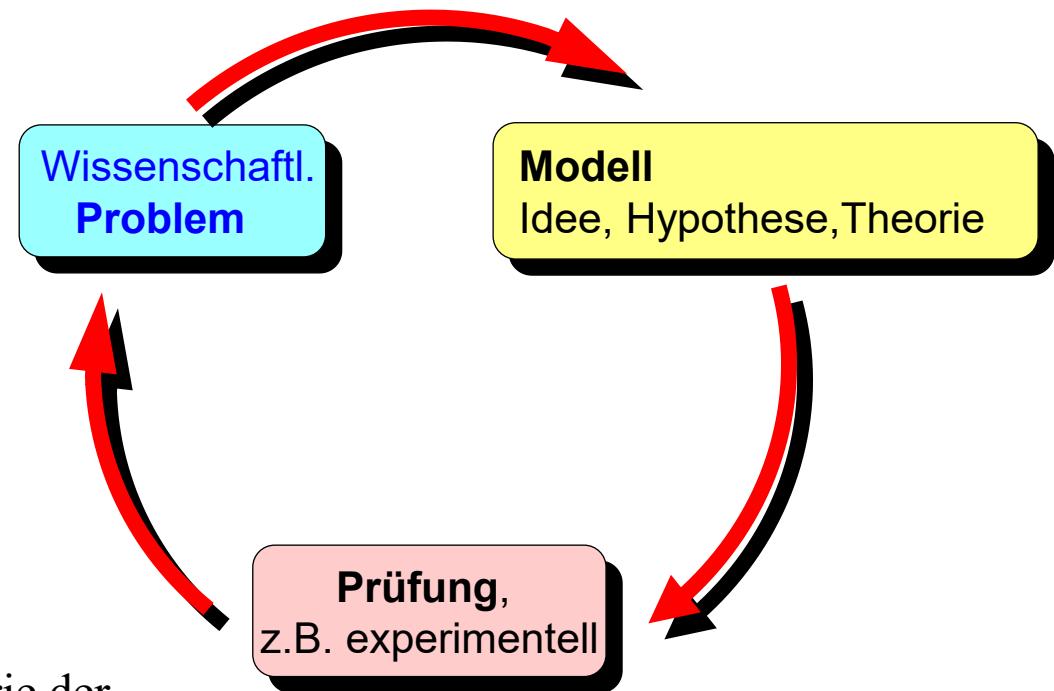
1934

Sir Karl Raimund Popper (1902-1994)

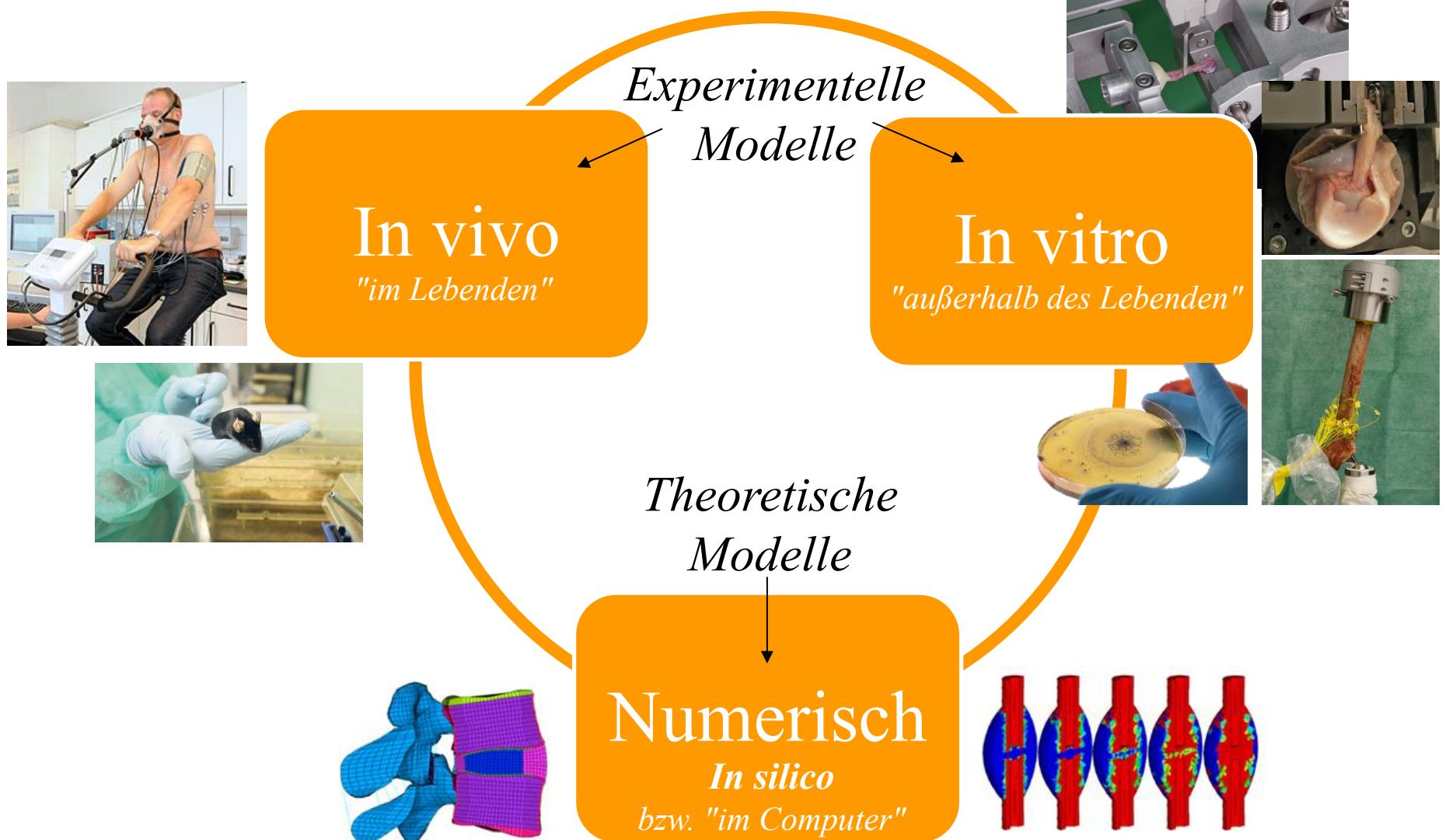
Entwickelte die Wissenschaftstheorie der **Falsifikation**. Grundgedanke:

„Eine Hypothese kann niemals bewiesen, aber gegebenenfalls widerlegt werden“

„Wissenschaftliche Aussagen sind immer modellhaft, also vorläufig!“



# Modelle in der Biomechanik



# Vergleich der Modelle

Level: ++ hoch **o** mittel -- gering

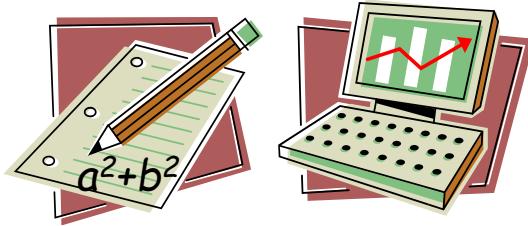


	In vivo	In vitro	In silico (Numerik)
Realitätsgetreu			
Reproduzierbarkeit der Versuche			
Messgenauigkeit			
Einfluss unbekannter Parameter			
Ethisch bedenklich			

# Theoretische gegenüber experimentellen Methoden

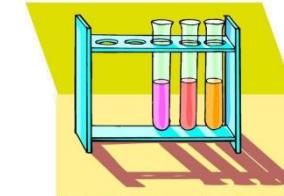
## „Numerisch“

Mathematisch, Computer (in silico)



## „Experimentell“

In Vivo, In Vitro



## Eigenschaften theoretischer Methoden

- + Reproduzierbar, eindeutig (determiniert), leicht verfügbar.
- + **Parameterstudien** durch vielfache Wiederholungen möglich.
- + Modellierung von **unerreichbaren oder fiktiven** Prozessen möglich.
- + Ethisch unbedenklich
  - Oft stark vereinfacht
  - Modellparameter und Validierung erfordern oft **zusätzliche Experimente**.

## Eigenschaften experimenteller Methoden

- + Oft realistischer: „Die Natur vergisst keinen Effekt“.
  - Ohne tiefes Verständnis möglich
  - Immer Fehlerbehaftet: Unbekannte Einflüsse, Messfehler
  - Aber: Selbst In-vivo-Studien sind stets modellhaft und deren Ergebnisse nur eingeschränkt gültig.

# Numerische Modellierung - Wichtige Begriffe

## 1. Verifikation:

- ↓
- Überprüfen des numerischen Codes
  - Vergleich mit analytischen Lösungen oder anderen Modellen

## 2. Kalibrierung:

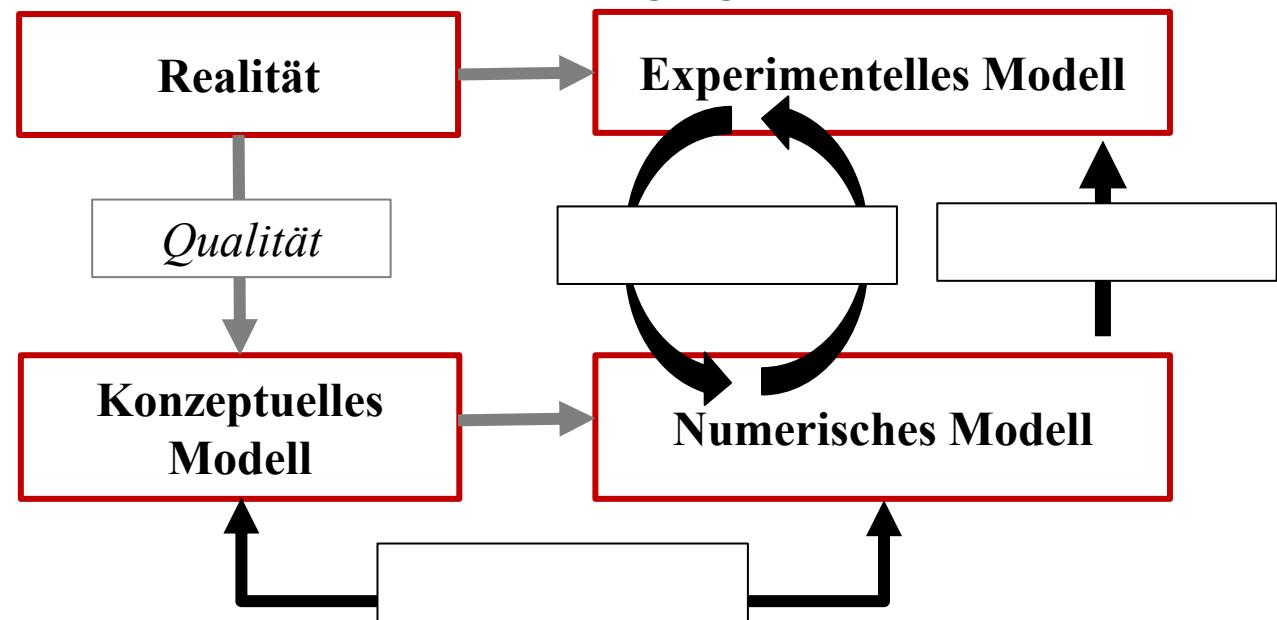
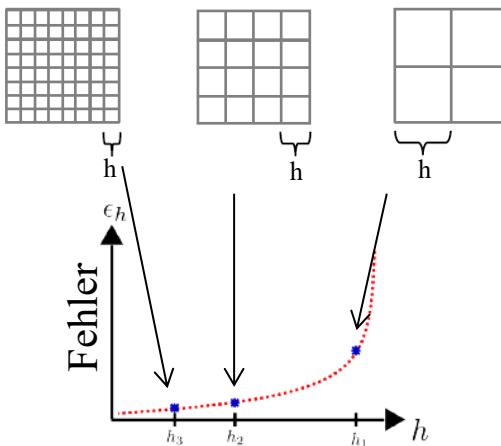
- ↓
- **Justieren** der Modellparameter mit dem Versuch, optimale Übereinstimmung zwischen Simulation und Beobachtung zu erzielen

## 3. Validierung:

- Beweis, dass die numerische Modell die Anforderungen erfüllt
- Überprüfung anhand Daten, die **nicht für die Kalibrierung** verwendet wurden.
- *oft schwierig in Biomechanik, da in-vivo Bedingungen nicht messbar*

### Verifikation:

z.B. FEM-Netzkonvergenz

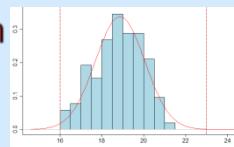


# Landkarte der numerischen Methoden = "Werkzeuge"

## Daten charakterisieren und analysieren

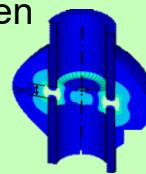
Daten = gemessene, physikalische Größen

- ⇒ **Statistik: Mitteln, Ausgleichen**
- ⇒ **Bildverarbeitung**
- ⇒ **Komprimieren (JPEG)**



## Festigkeitsanalysen (Randwertproblem)

- Spannungen, Dehnungen, Verformungen
- Hält das Implantat?



- ⇒ **Differentialgleichungen**
- ⇒ **Finite-Elemente-Methode**

## Bewegung beschreiben

Kinematik: Bewegung gemessen, Beschreibung gesucht.



- ⇒ **Euler-, Kardanwinkel**
- ⇒ **Helikale Achsen**

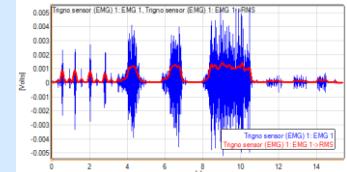
## Parameteridentifikation

- Ein- und Ausgang gegeben, System(-parameter) gesucht
- ⇒ **Kleinste Fehlerquadrat-Summe**

## Signale charakterisieren und analysieren

Signal = gemessene, zeitabhängige Größe (z.B. EMG).

- ⇒ **Glätten: Filtern**
- ⇒ **Frequenzanalyse**
- ⇒ **Komprimierung**



## Dynamische Prozesse simulieren, steuern, regeln

- ⇒ **Differentialgleichungen**
- ⇒ **Chaostheorie**
- ⇒ **Fuzzy Logic**
- ⇒ **Neuronale Netze**



## Bewegung simulieren (Anfangswertproblem)

(Vorwärts-)Dynamik: Kräfte gegeben, Bewegung gesucht.

- ⇒ **Differentialgl. (Anfangswertproblem)**
- ⇒ **Mehr-Körper-Simulation (MKS)**
- ⇒ **Explizite FEM (GelenkSimulation)**

# Beispiel: Start-Up "Osora"

startup bw

Finanzierung & Förderung Start-ups & Partner Wettbewerbe Themen Summit Über Start-up BW

Wunschsuche Seite

Start-up BW Elevator Pitch

Landeswettbewerb für Gründerinnen und Gründer

Aktuelles Der Wettbewerb Wettbewerbe 19/20 Bewerbung FAQ Archiv




Enable patient-specific fracture treatment  
Predictive statements through simulation



- + Selection of optimal treatment procedures for the individual requirements of each patient
- + Improved transparency of the healing process encourages patient compliance
- + Adjusted post-operative care reduces overall duration of treatment

Our simulation tool allows for predictive statements about the load-bearing capacity of a healing bone at any point in time of the treatment process.

***osora.eu***

*“Our simulation tool allows for predictive statements about the load-bearing capacity of a healing bone at any point in time of the treatment process....”*

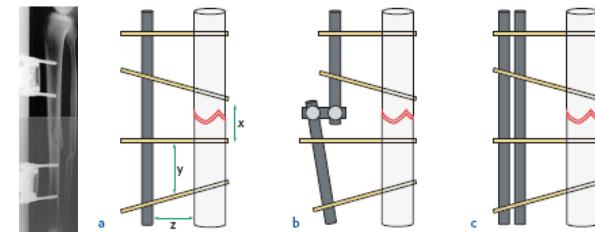
# Beispiel: Fraktur



Name: Oma Trudel  
Alter: 76 Jahre  
Gewicht: 65 kg

**Ziel:** Heilungsprozess vorhersagen;  
„Optimale“ Versorgung ermitteln für  
optimalen Heilungsprozess!

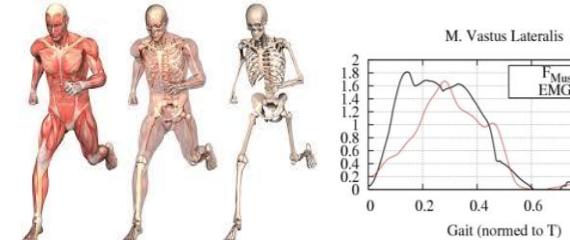
- Wie operieren?  
z.B. Steifigkeit, Frakturmuster, Region



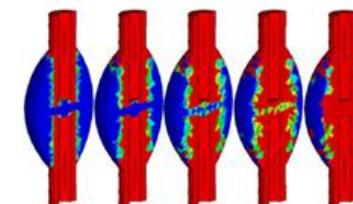
## Fraktur



- Welche Belastungen?  
z.B. Körpergewicht, Gang, Muskelstärke



- Wie gut/schnell heilt die Fraktur?  
z.B. Dehnung, Durchblutung,  
Frakturspalt, Knochendichte



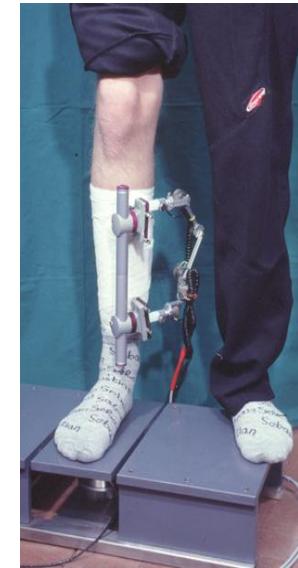
**Ziel:** Schnelle & zuverlässige Modelle um post-operative Ergebnis vorherzusagen!

# Numerische Methoden - Fallbeispiel

## Patienten-Beispiel: Fraktur

**Name:** Oma Trudel  
**Alter:** 76 Jahre  
**Gewicht:** 65 kg

**Untersuchungen:**  
CT, MRT, Blutprobe,  
Knochendichte, ... etc.



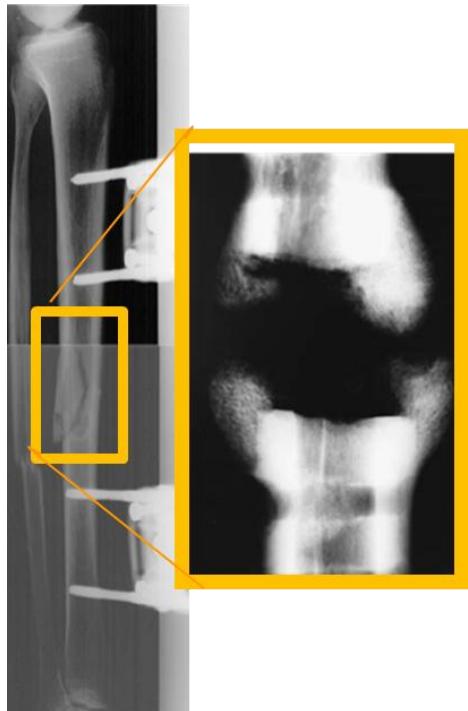
**Fragestellung:** Wie gut und lange dauert es bis der Knochen geheilt ist?

# Numerische Methoden - Beispiel

**Fragestellung:** 1. Wie gut/lange dauert es bis der Knochen geheilt ist?



*Biologie*



2. Wie schnell und unter welchen **biologischen** Bedingungen bildet sich **Knochen**?



3. Wie groß sind die **Dehnungen** im Frakturspalt?



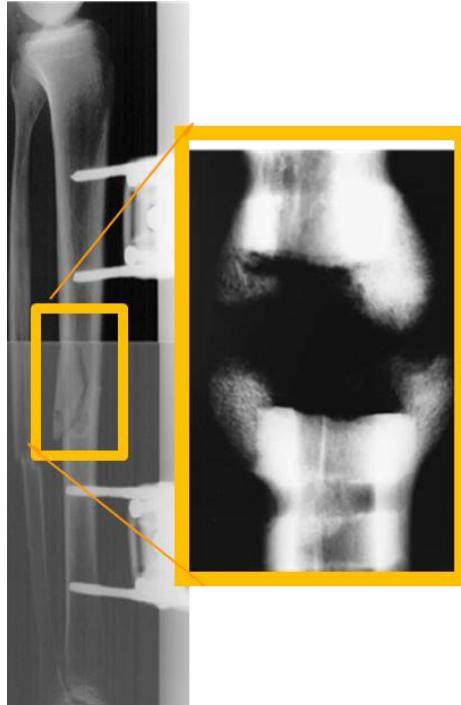
4. Wie hoch sind die **Kräfte**, die auf die Fraktur beim Gehen wirken?



*Mechanik*

# Numerische Methoden - Beispiel

**Fragestellung:** Wie lange dauert es bis der Knochen geheilt ist?

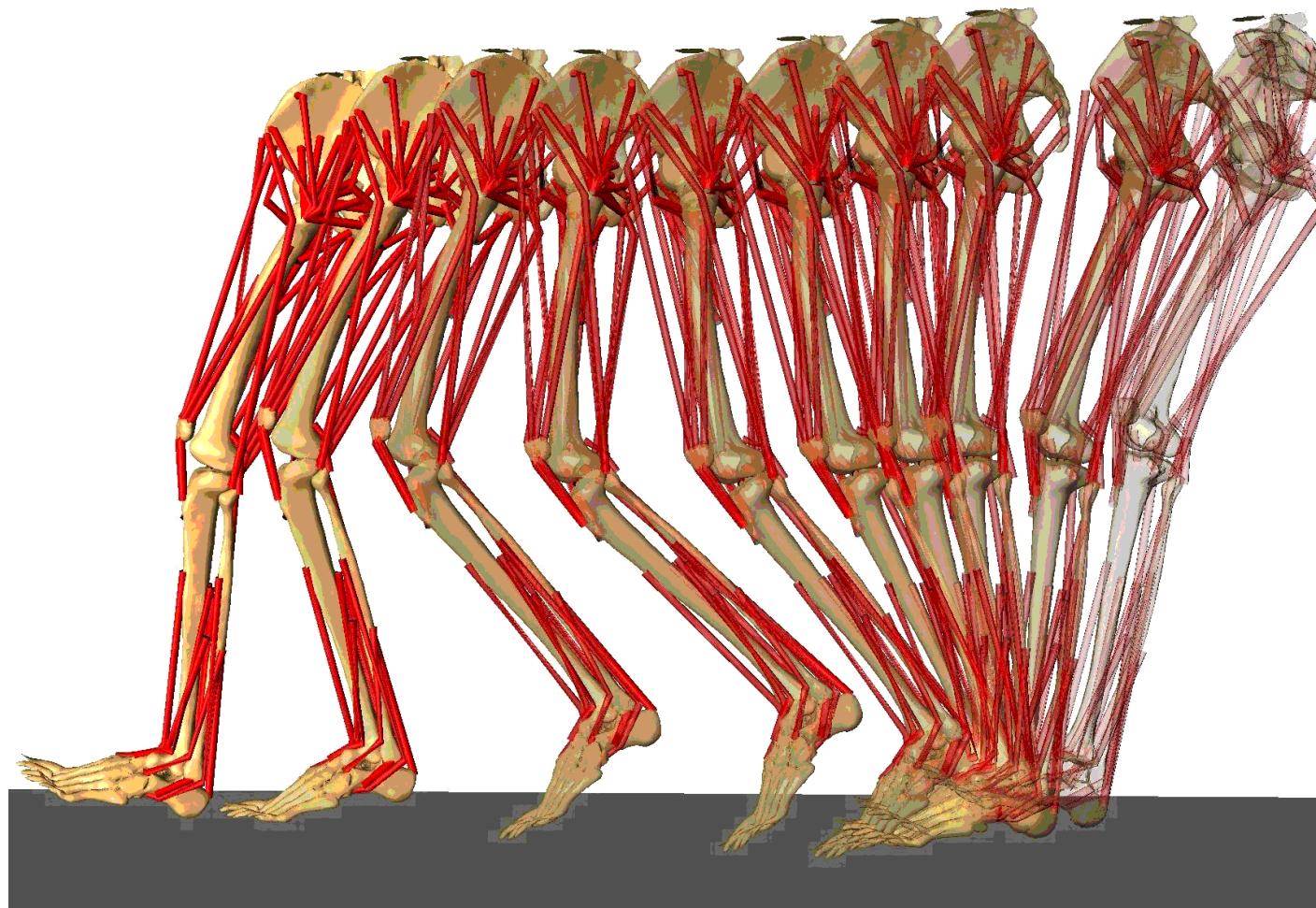


1. Wie schnell und unter welchen Bedingungen bildet sich **Knochen**?  

2. Wie groß sind die **Dehnungen** im Frakturspalt?  

3. Wie hoch sind die **Kräfte**, die auf die Fraktur beim Gehen wirken?  


# Mehrkörper-Systeme (MKS) in der Biomechanik



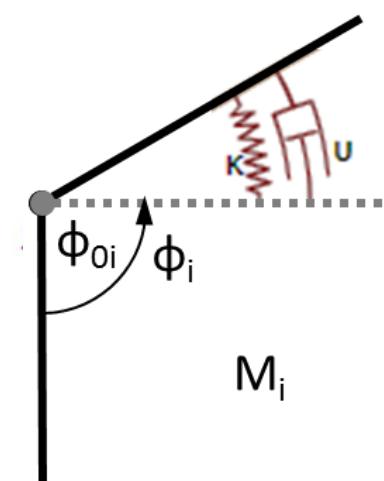
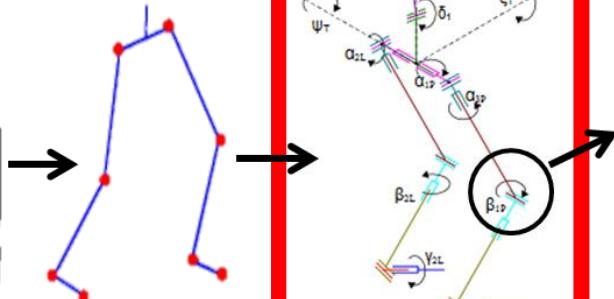
# Mehrkörpersysteme (MKS):

Mehrkörpersysteme beschäftigt sich mit dem **dynamischen** Verhalten mehrerer **starrer** Komponenten, die über **Gelenke** miteinander verbunden sind.

- Starrkörpern (mit Massen, Massenmomenten)
- Gelenken (Bindungen)
- FG Gesamtsystem = Anzahl Körper x 6 – Anzahl Bindungen

*3x Translation + 3x Rotation*

MKS-Modell



Bewegungsgleichung

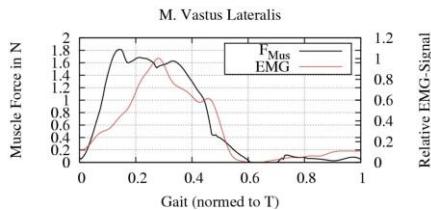
$$M_i^N = k_i(\phi_{0i} - \phi_i) + u_i(\dot{\phi}_{0i} - \dot{\phi}_i)$$

M: Moment  
k: Gelenksteifigkeit  
u: Dämpfungskoeffizient  
φ: Rotationswinkel

# Beispiel zur Invers-Dynamik: "Gehen"

## Validierung:

- Bodenreaktionskräfte
- EMG-Signal

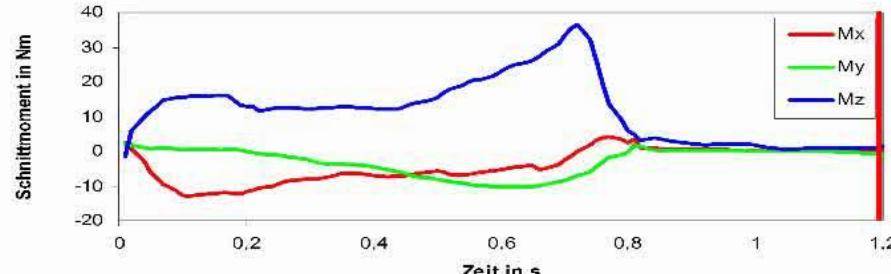
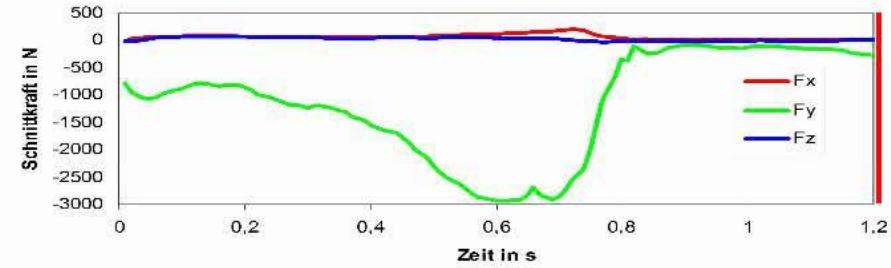
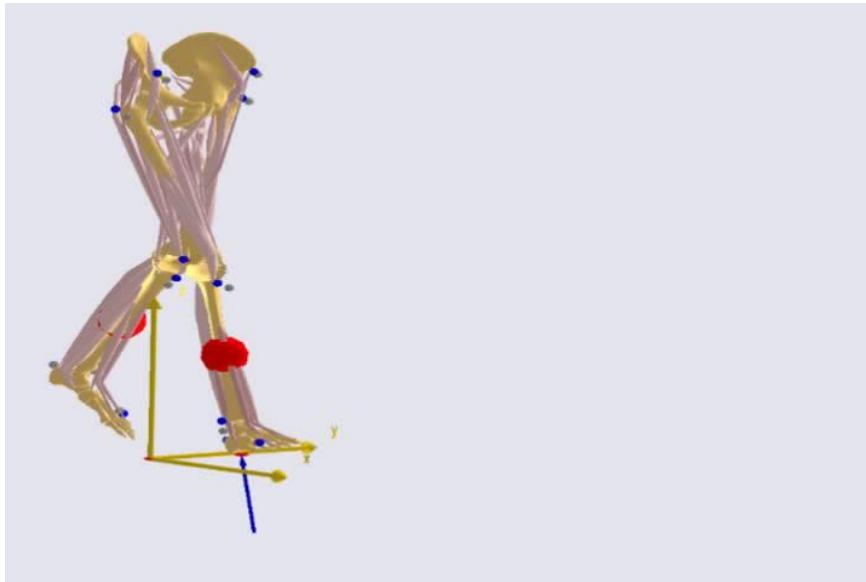


Kräfte?

MKS mit  $FG > 0$

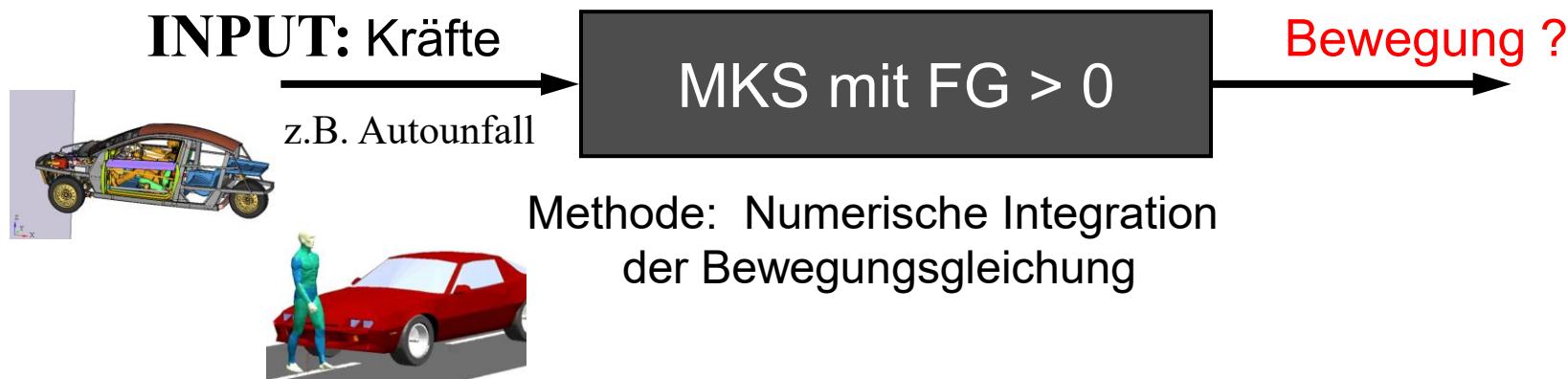
Bewegung

Methode: Num. Differenzieren,  
nicht-lin. Gl.-Systeme, Optimierung

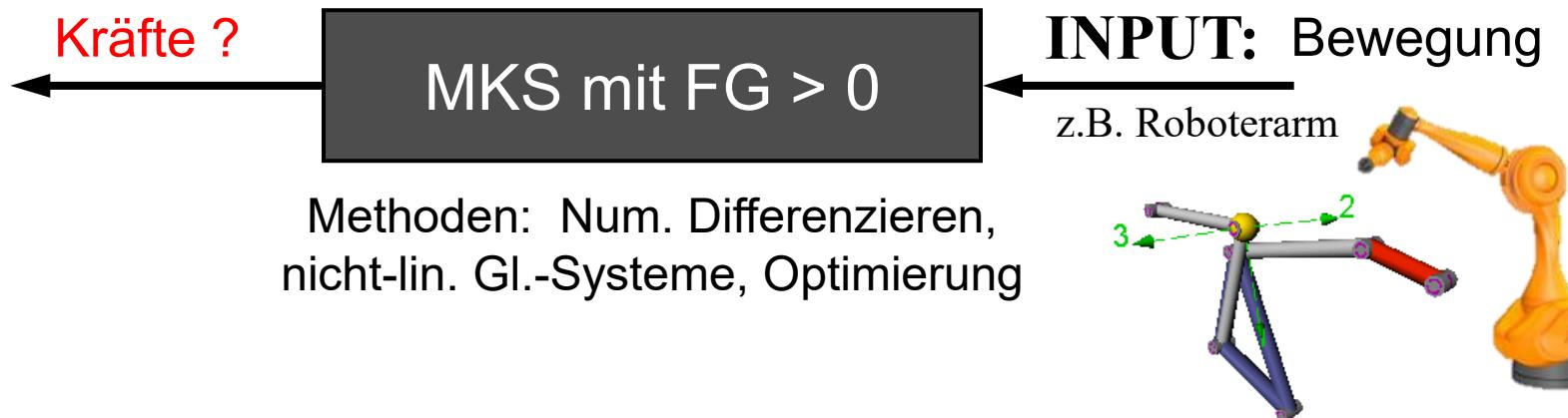


# VERGLEICH: Vorwärts-Dynamik / Inverse Dynamik

## Vorwärts-Dynamik:



## Inverse Dynamik



# Numerische Methoden - Beispiel

	Mehrkörper-Simulation (MKS)	Finite Element Methode (FEM)	Fuzzy Logic	Machine learning (Neurales Netzwerk)
<b>Input:</b> <u>Welche</u> Daten vom Daten-Pool können verwendet werden?	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Bewegungsablauf</li> <li>• CT/MRT-Aufnahmen</li> <li>• Gelenksteifigkeit</li> <li>• Materialeigenschaften</li> <li>• Bodenreaktionskraft</li> <li>• Gewicht</li> </ul>			
<b>Methode:</b> <u>Wie</u> werden die Daten verwendet?	<ul style="list-style-type: none"> <li>• CT: Größe des Modells</li> <li>• Steifigkeitswerte</li> <li>• Bewegungsgrößen</li> </ul>			
<b>Ergebnisse:</b> Was für Ergebnisse erhält man?	Kräfte & Momente (inverse Dynamik)			
<b>Diskussion:</b>  Was sind die Vor- und Nachteile?  Was sind die Limitationen?	<ul style="list-style-type: none"> <li>+ i.d.R. sehr schnell</li> <li>+ Komplexe Strukturen können simuliert werden</li> <li>- Vereinfachte Geometrie</li> <li>- Vereinfachte Materialeigenschaften</li> <li>- Körper in Realität nicht starr</li> <li>- Vereinfachte Gelenke</li> </ul>			

# Numerische Methoden - Beispiel

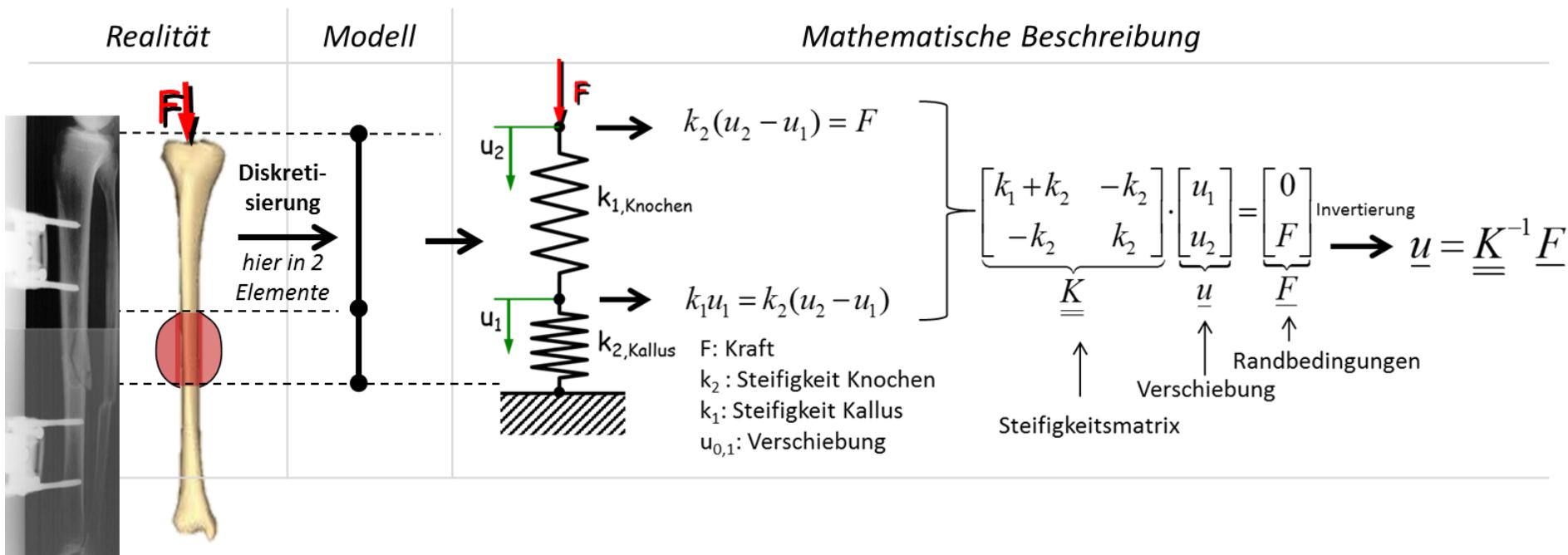
**Fragestellung:** Wie lange dauert es bis der Knochen geheilt ist?



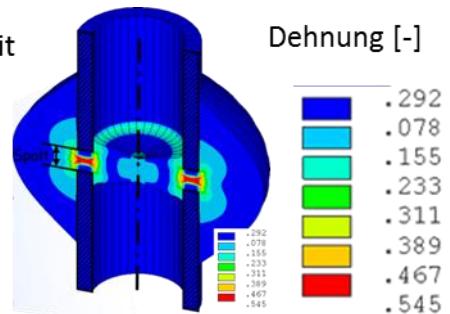
1. Wie schnell und unter welchen Bedingungen bildet sich **Knochen**? ↑
2. Wie groß sind die **Dehnungen** im Frakturspalt? ↑
3. Wie hoch sind die **Kräfte**, die auf die Fraktur beim Gehen wirken?

# Finite Elemente Methode (FEM)

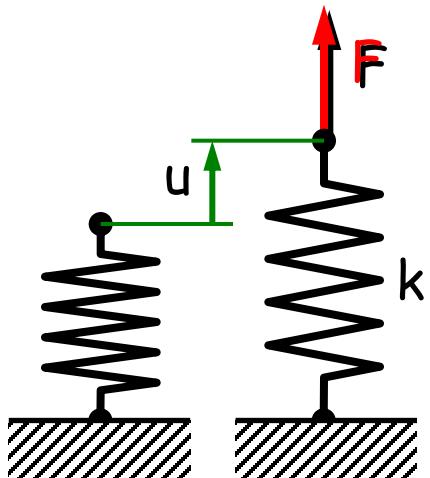
„Numerisches Verfahren zur näherungsweisen Lösung von partiellen Differentialgleichungen“



Diskretisierter Kallus mit  
hunderten Elementen:

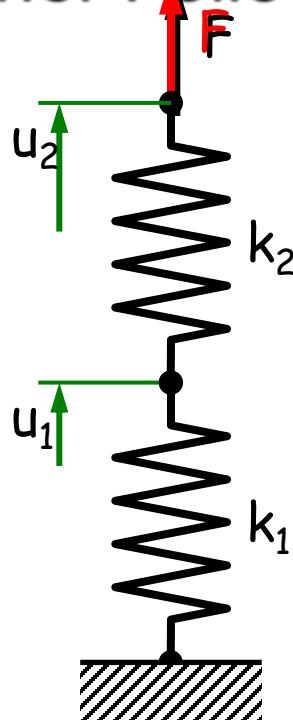


# FEM: Erklärung auf einer Folie



$$k \cdot u = F$$

$$u = k^{-1}F$$

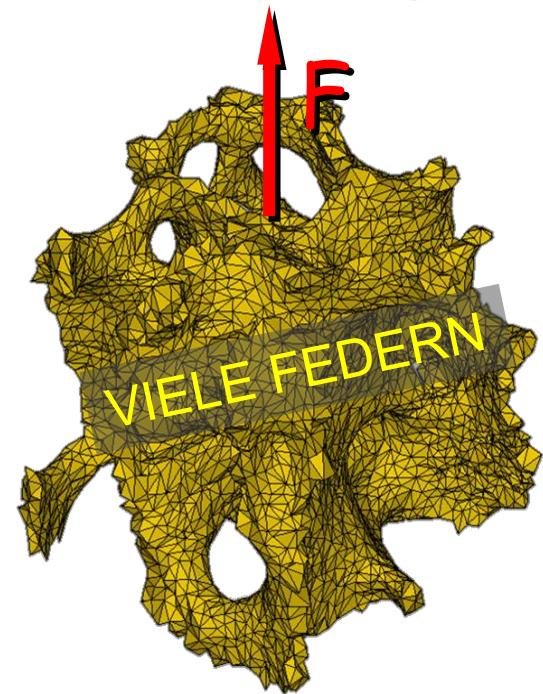


$$k_1 u_1 = k_2 (u_2 - u_1)$$

$$k_2 (u_2 - u_1) = F$$

$$\underbrace{\begin{bmatrix} k_1 + k_2 & -k_2 \\ -k_2 & k_2 \end{bmatrix}}_K \cdot \underbrace{\begin{bmatrix} u_1 \\ u_2 \end{bmatrix}}_u = \underbrace{\begin{bmatrix} 0 \\ F \end{bmatrix}}_F$$

$$\underline{u} = \underline{\underline{K}}^{-1} \underline{\underline{F}}$$



FE-Software

$$\underline{\underline{K}} \cdot \underline{u} = \underline{\underline{F}}$$

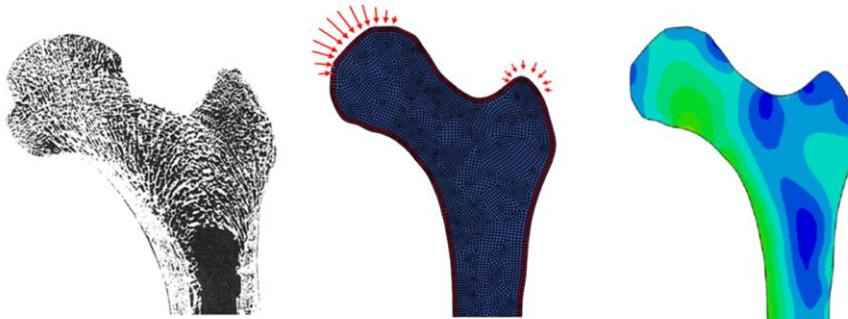
FE-Software

$$\underline{u} = \underline{\underline{K}}^{-1} \underline{\underline{F}}$$

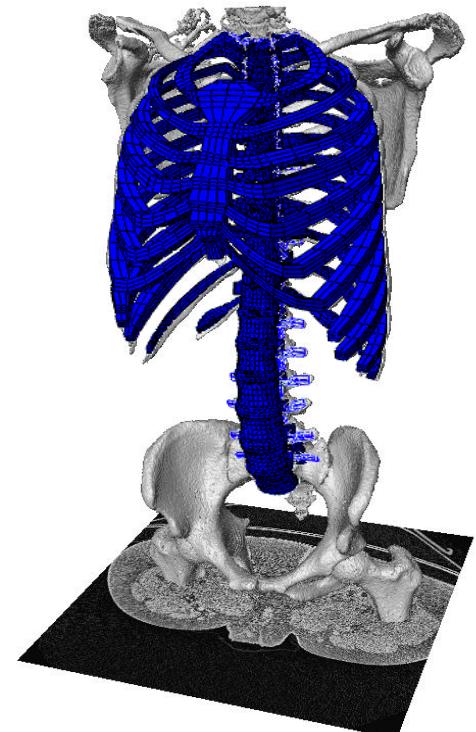
# Finite Elemente Methode (FEM)

## Weitere Beispiele aus der Medizin:

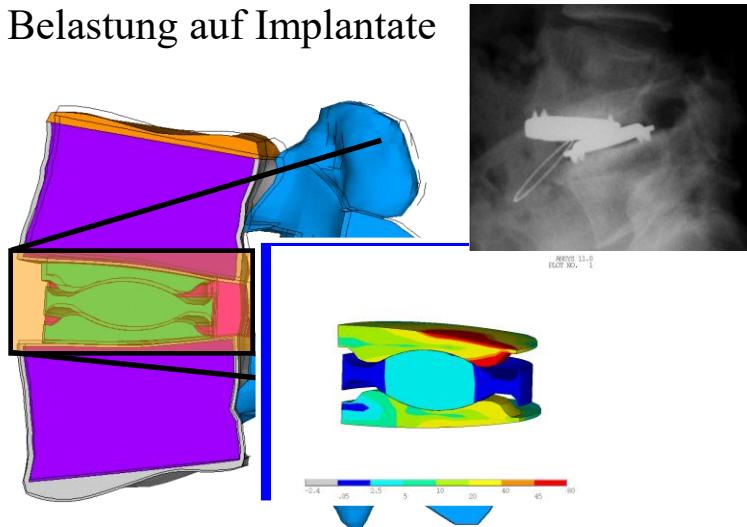
- Gestaltoptimierung: Erklärung der Trabekulären-Struktur



- Patientenspezifische Modelle



- Belastung auf Implantate

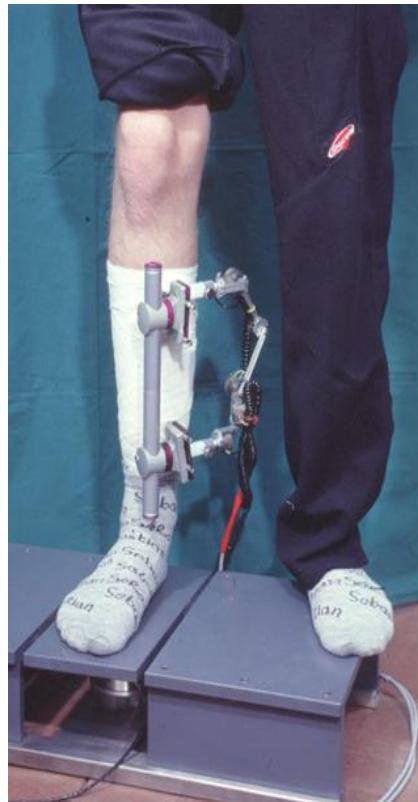


# Numerische Methoden - Beispiel

	Mehrkörper-Simulation (MKS)	Finite Element Methode (FEM)	Fuzzy Logic	Machine learning (Neurales Netzwerk)
<b>Input:</b> <u>Welche</u> Daten vom Daten-Pool können verwendet werden?	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Bewegungsablauf</li> <li>• CT/MRT-Aufnahmen</li> <li>• Gelenksteifigkeit</li> <li>• Materialeigenschaften</li> <li>• Bodenreaktionskraft</li> <li>• Gewicht</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>• CT-Aufnahmen</li> <li>• Materialeigenschaften</li> <li>• Kräfte &amp; Momente</li> <li>• Randbedingungen (Freiheitsgrade)</li> </ul>		
<b>Methode:</b> <u>Wie</u> werden die Daten verwendet?	<ul style="list-style-type: none"> <li>• CT: Größe des Modells</li> <li>• Steifigkeitswerte</li> <li>• Bewegungsgrößen</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Materialeigenschaften zuweisen</li> <li>• Kräfte aufbringen</li> <li>• Geometrie erstellen</li> </ul>		
<b>Ergebnisse:</b> Was für Ergebnisse erhält man?	Kräfte & Momente (inverse Dynamik)	Dehnungen -> Spannungen		
<b>Diskussion:</b> Was sind die Vor- und Nachteile?  Was sind die Limitationen?	<ul style="list-style-type: none"> <li>+ i.d.R. sehr schnell</li> <li>+ Komplexe Strukturen können simuliert werden</li> <li>- Vereinfachte Geometrie</li> <li>- Vereinfachte Materialeigenschaften</li> <li>- Körper in Realität nicht starr</li> <li>- Vereinfachte Gelenke</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>+ Komplexe Mechanik kann im Detail analysiert werden</li> <li>+ Viele physikalischen Bedingungen können getestet werden</li> <li>- Vereinfachte Geometrie</li> <li>- Vereinfachte Materialeigenschaften</li> <li>- Kann sehr aufwendig sein</li> </ul>		

# Numerische Methoden - Beispiel

**Fragestellung:** Wie lange dauert es bis der Knochen geheilt ist?



1. Wie schnell und unter welchen Bedingungen bildet sich **Knochen**?  

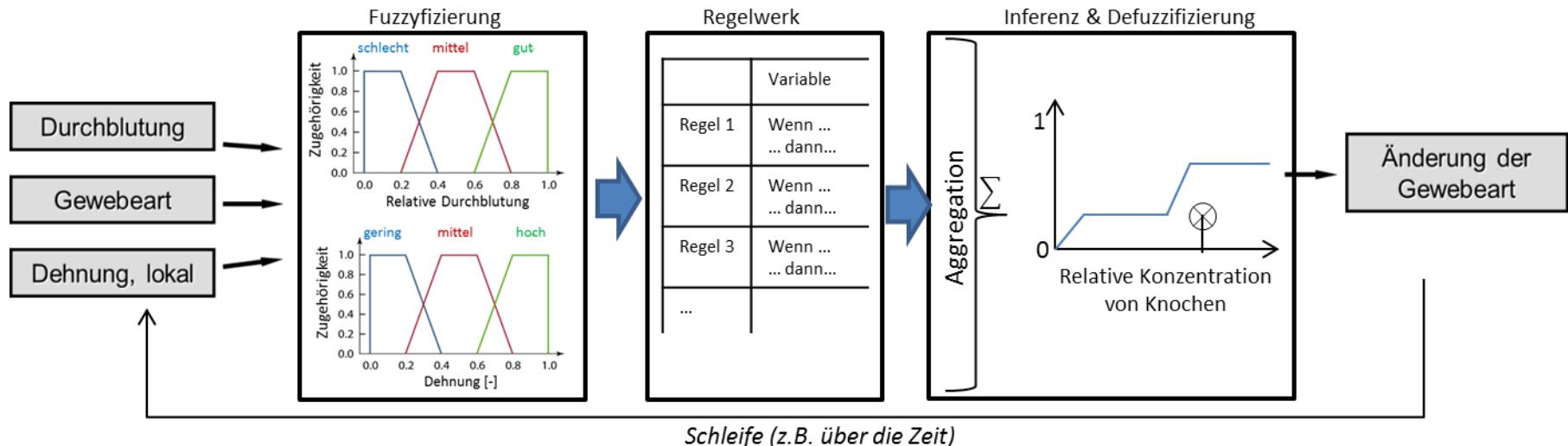
2. Wie groß sind die **Dehnungen** im Frakturspalt?  

3. Wie hoch sind die **Kräfte**, die auf die Fraktur beim Gehen wirken?

# Fuzzy Logic

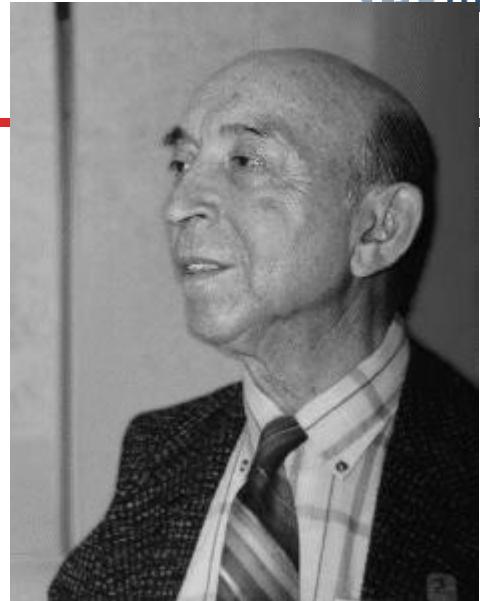
Der Begriff "Fuzzy Logic" bezeichnet eine Theorie der "**unscharfen Mengen**". Statt nur zwischen ja (1) und nein (0) zu unterscheiden, werden auch Zwischenstufen zugelassen.

Schema eines Fuzzy-Reglers:



	Variable "Dehnung"	Verknüpfung soperator	Variable "Durchblutung"	Ausgang Knochenanteil
Regel 1	hoch (0.9)	UND	schlecht (0.1)	konstant (0.1)
Regel 2	mittel (0.5)	UND	gut (0.1)	erhöhen (0.9)
Regel 3	hoch (0.9)	UND	gut (0.9)	wenig erhöhen (0.3)

# Fuzzy Logic: Allgemeines



## Ursprung:

- Lotfi A. Zadeh, Berkeley (1965): „Fuzzy Sets“

## Prinzip:

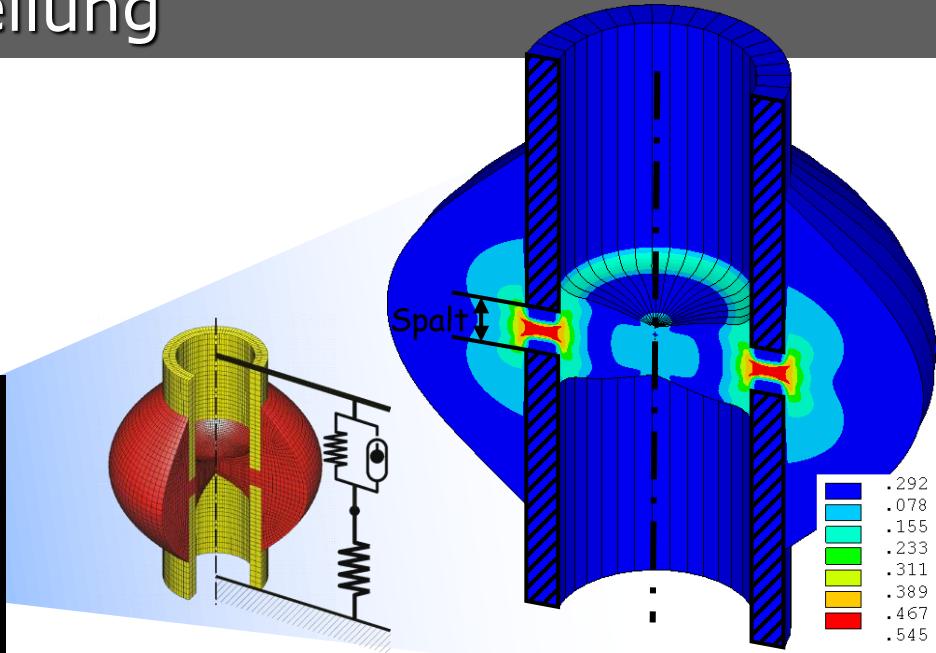
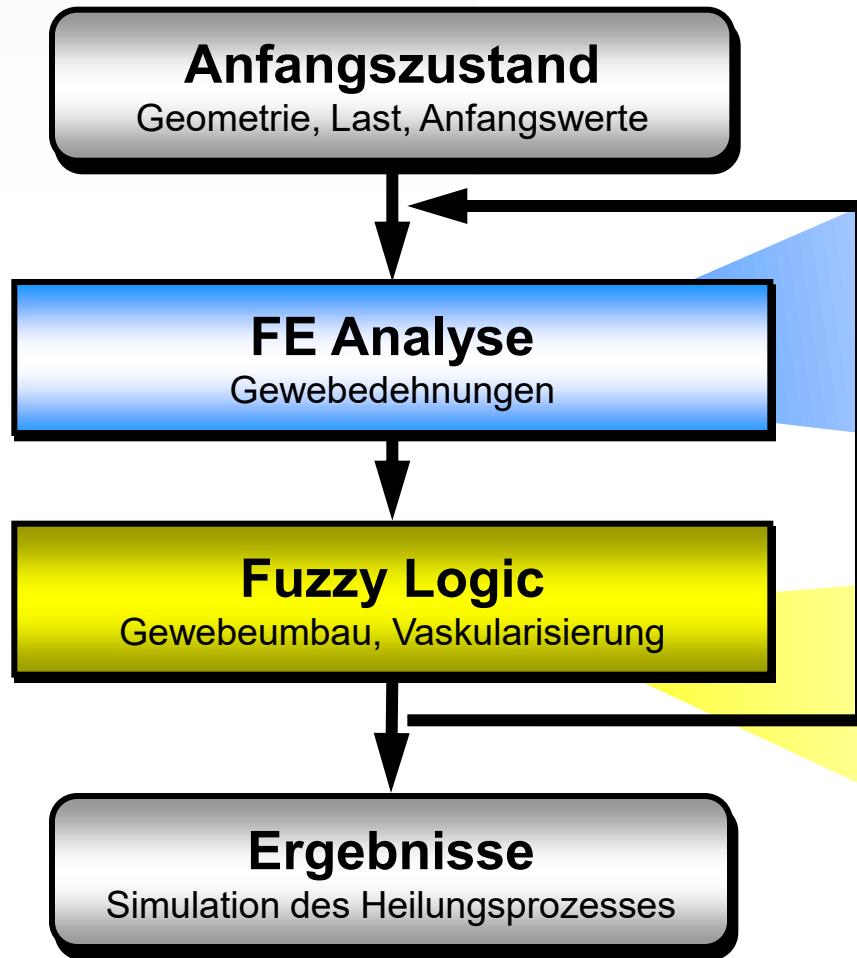
- Fuzzy Logic = „Krause Logik“ im Gegensatz zur scharfen Logik
- *MEHR-ODER-WENIGER* statt *ENTWEDER-ODER*

L.A. Zadeh  
1921-2017

## Einsatzgebiete:

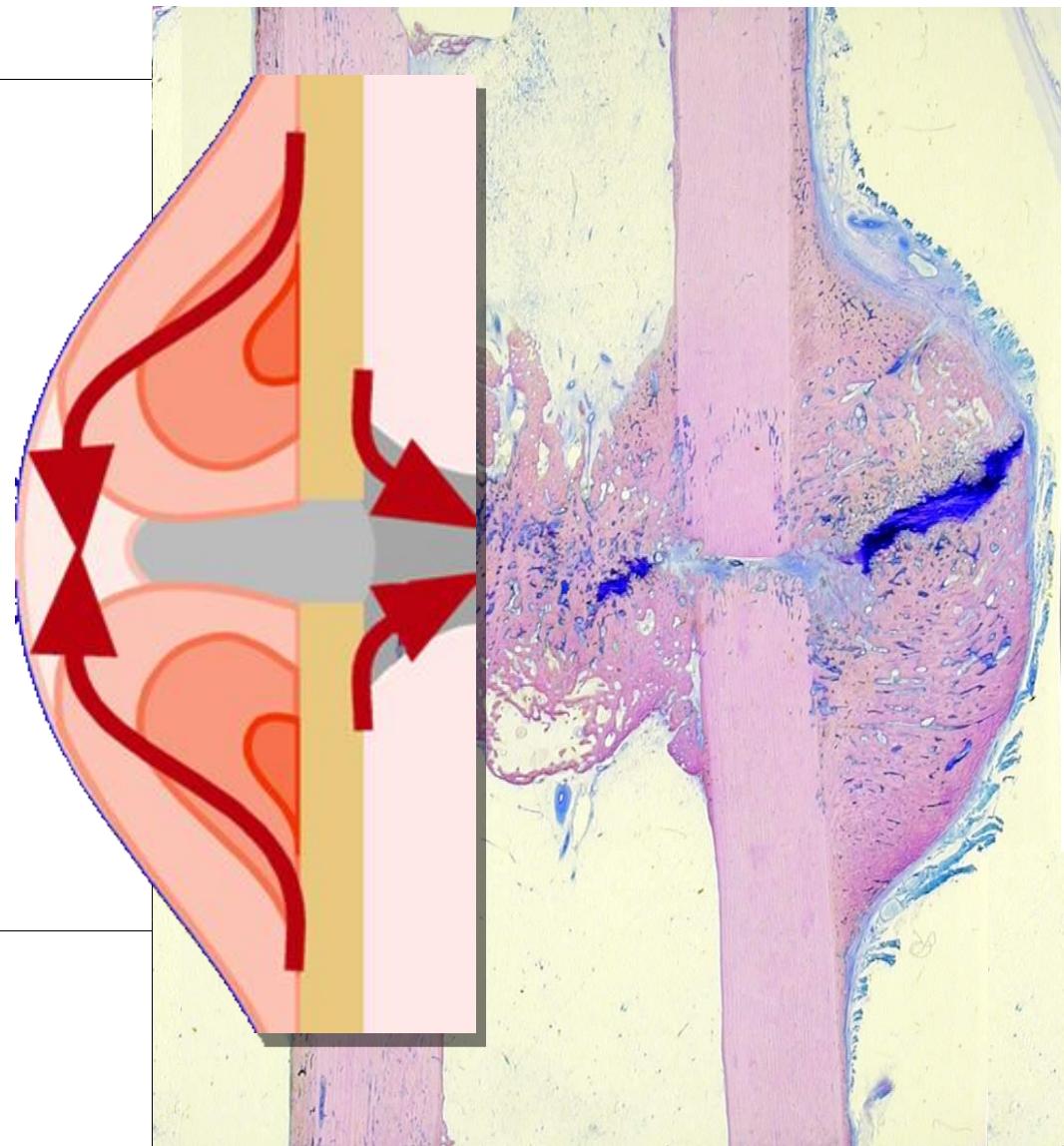
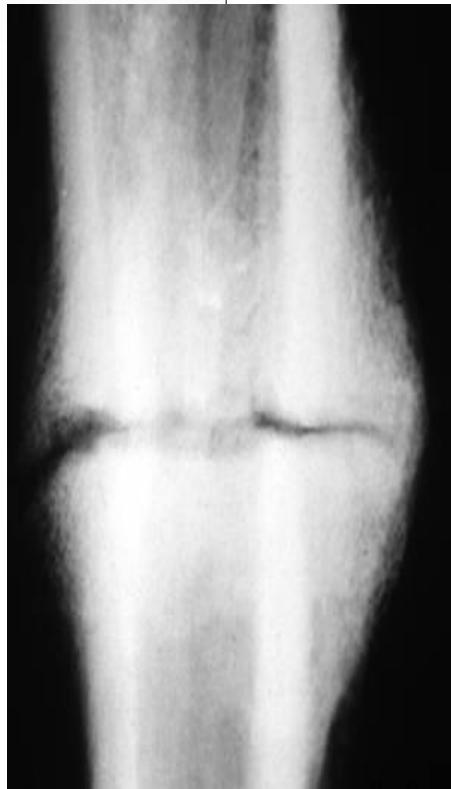
- Regelungstechnik (komplexe Mehrvariablen-Regelung)
- Industrieautomation und Konsumgüter
- Sensorik, Datenanalyse, Betriebs- und Finanzwirtschaft

# Simulation der Knochenheilung

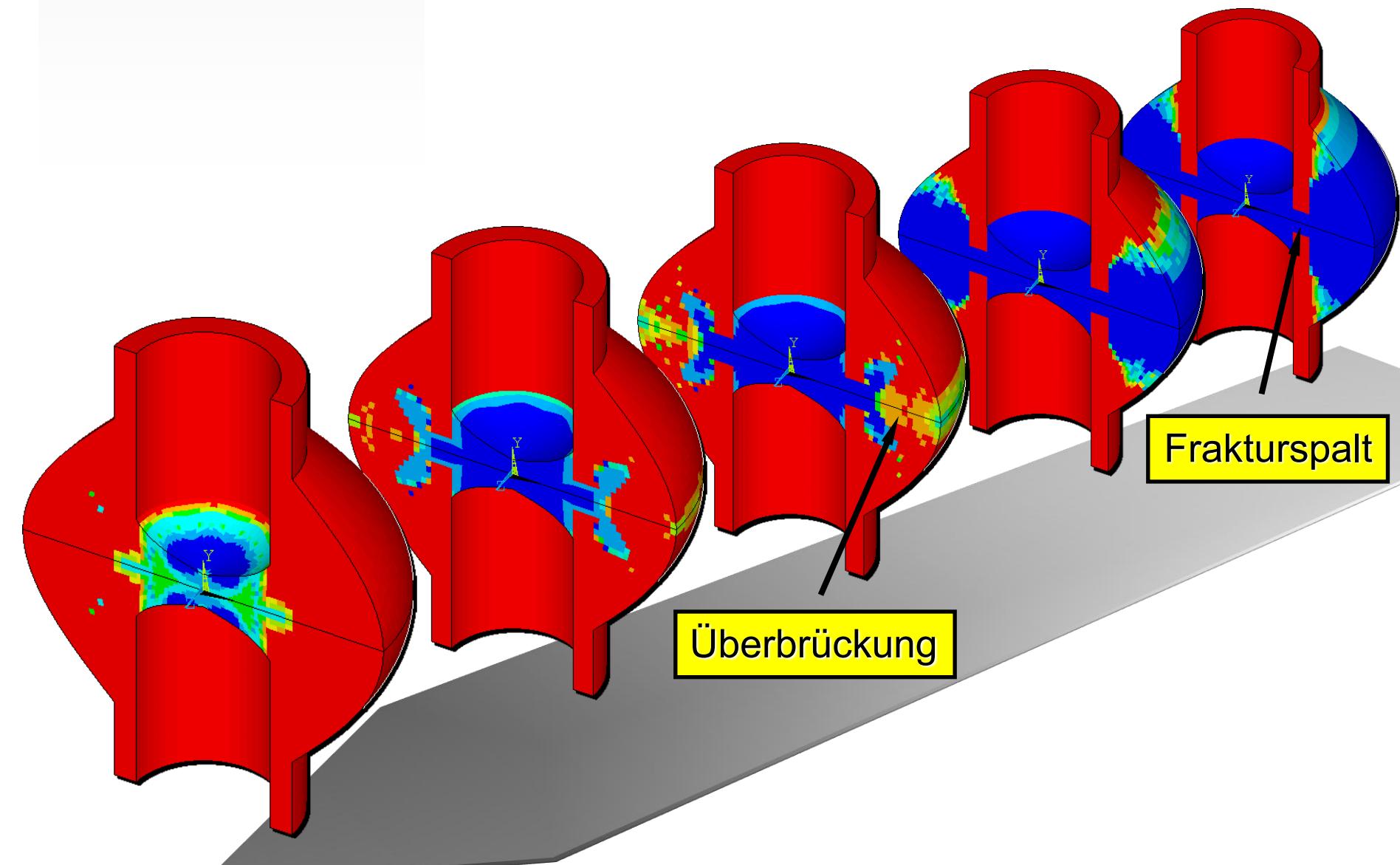


- Fuzzy-Regeln zu ...**
- Desmale Ossifikation
  - Chondrogenese
  - Kalzifikation
  - Enchondrale Ossifikation
  - Gewebezerstörung
  - Revaskularisierung

# Beispiel: „Simulation der Frakturheilung“



# Ergebnis: Knochenneubildung

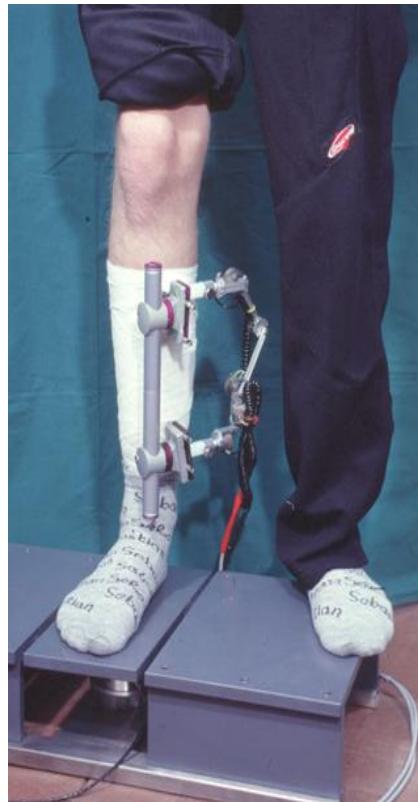


# Numerische Methoden - Beispiel

	Mehrkörper-Simulation (MKS)	Finite Element Methode (FEM)	Fuzzy Logic	Machine learning (Neurales Netzwerk)
<b>Input:</b> <u>Welche</u> Daten vom Daten-Pool können verwendet werden?	<ul style="list-style-type: none"> <li>Bewegungsablauf</li> <li>CT/MRT-Aufnahmen</li> <li>Gelenksteifigkeit</li> <li>Materialeigenschaften</li> <li>Bodenreaktionskraft</li> <li>Gewicht</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>CT-Aufnahmen</li> <li>Materialeigenschaften</li> <li>Kräfte &amp; Momente</li> <li>Randbedingungen (Freiheitsgrade)</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>Durchblutung</li> <li>Knochenkonzentration</li> <li>Dehnung</li> <li>Knochenresorptions-rate</li> <li>Frakturspaltgröße</li> </ul>	
<b>Methode:</b> <u>Wie</u> werden die Daten verwendet?	<ul style="list-style-type: none"> <li>CT: Größe des Modells</li> <li>Steifigkeitswerte</li> <li>Bewegungsgrößen</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>Materialeigenschaften zuweisen</li> <li>Kräfte aufbringen</li> <li>Geometrie erstellen</li> </ul>	Scharfe Messgrößen werden von Programm geladen	
<b>Ergebnisse:</b> <u>Was</u> für Ergebnisse erhält man?	Kräfte & Momente (inverse Dynamik)	Dehnungen -> Spannungen	Scharfe Stellwerte z.B. Konzentration von Knochen.	
<b>Diskussion:</b>  Was sind die Vor- und Nachteile?  Was sind die Limitationen?	<ul style="list-style-type: none"> <li>+ i.d.R. sehr schnell</li> <li>+ Komplexe Strukturen können simuliert werden</li> <li>- Vereinfachte Geometrie</li> <li>- Vereinfachte Materialeigenschaften</li> <li>- Körper in Realität nicht starr</li> <li>- Vereinfachte Gelenke</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>+ Komplexe Mechanik kann im Detail analysiert werden</li> <li>+ Viele physikalischen Bedingungen können getestet werden</li> <li>- Vereinfachte Geometrie</li> <li>- Vereinfachte Materialeigenschaften</li> <li>- Kann sehr aufwendig sein</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>+ Verarbeitung von unscharfen Daten (z.B. klinischen) möglich</li> <li>- „Black box“: wo kommen die Membership Funktionen her</li> <li>- Ad-hoc Regeln müssen manuell festgelegt werden</li> <li>- Interaktionen und das nachträgliche hinzufügen von Regeln ist schwierig</li> </ul>	

# Numerische Methoden - Beispiel

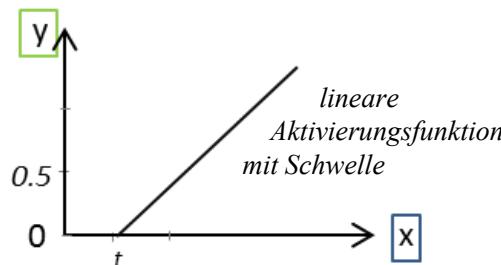
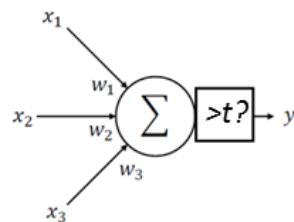
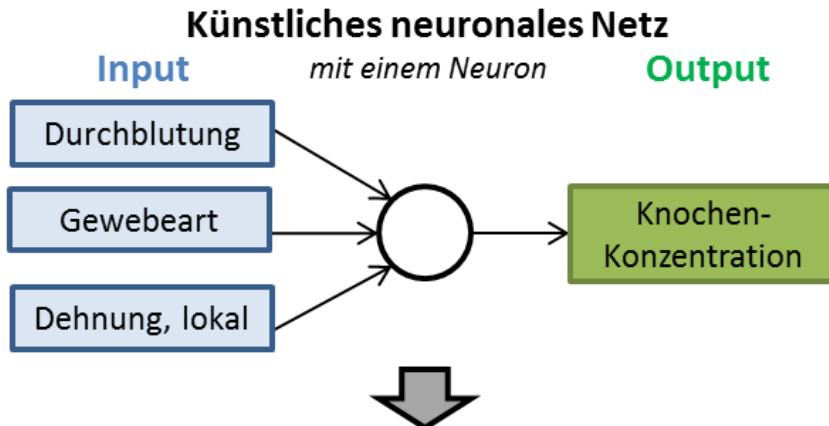
**Fragestellung:** Wie lange dauert es bis der Knochen geheilt ist?



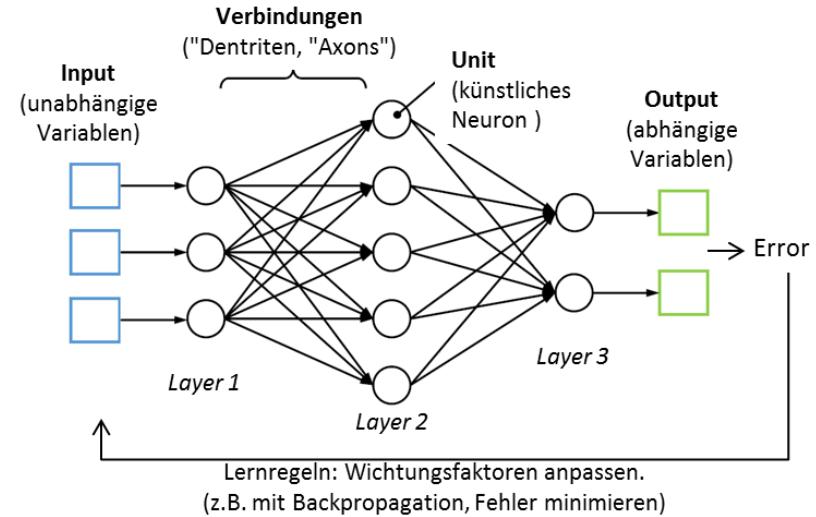
1. Wie schnell und unter welchen Bedingungen bildet sich **Knochen**?  
2. Wie groß sind die **Dehnungen** im Frakturspalt?  
3. Wie hoch sind die **Kräfte**, die auf die Fraktur beim Gehen wirken?

# Machine learning (neuronale Netze)

Ziel von neuronalen Netzwerken ist es dem Computer die Fähigkeit zu geben "zu lernen" ohne dass dies explizit programmiert werden muss.



Bsp. Neuronales Netzwerk: Mit mehreren Neuronen und Layern (Schichten)



**x**: Parameter-Werte

**w<sub>i</sub>** : **Wichtungsfaktoren**. Sie bestimmen den Grad des Einflusses, den die Input-Variable in des Neurons in der Berechnung der späteren Aktivierung einnehmen.

**t**: **Schwellenwert**.

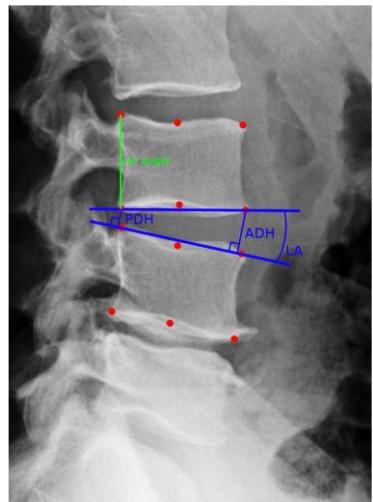
Beispiel: Mit den vom System ermittelten Werten  $w_1 = 1, w_2 = 0, w_3 = 2, t = 1.1$

Durchblutung	Gewebeart	Dehnung	Summe	Aktivierungswert
0.1 (gering)	Bindegewebe (0.5)	0.3 (gering)	0.8	$y=0.2$ (keine Knochenbildung, da $t < 1.1$ )
0.7 (hoch)	Bindegewebe (0.9)	0.7 (mittel)	2.1	$y=0.6$ (Knochenbildung)

# Machine learning (neuronale Netze)

## Weitere Beispiele:

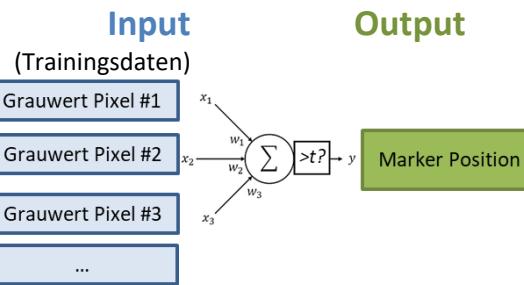
### Marker-Erkennung:



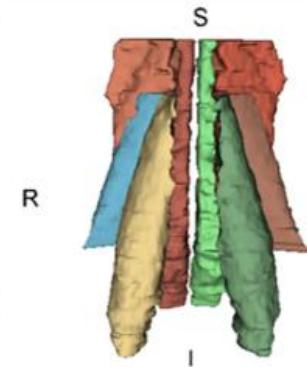
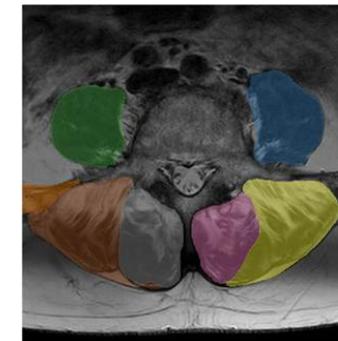
Niemeyer, 2016



Wu et al 2015

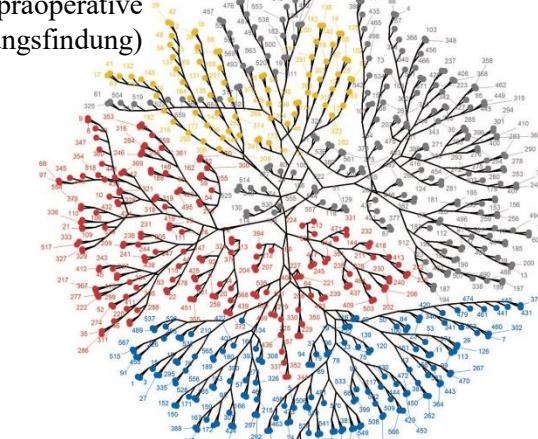


### Segmentierung/Diagnostik



### Klassifikation

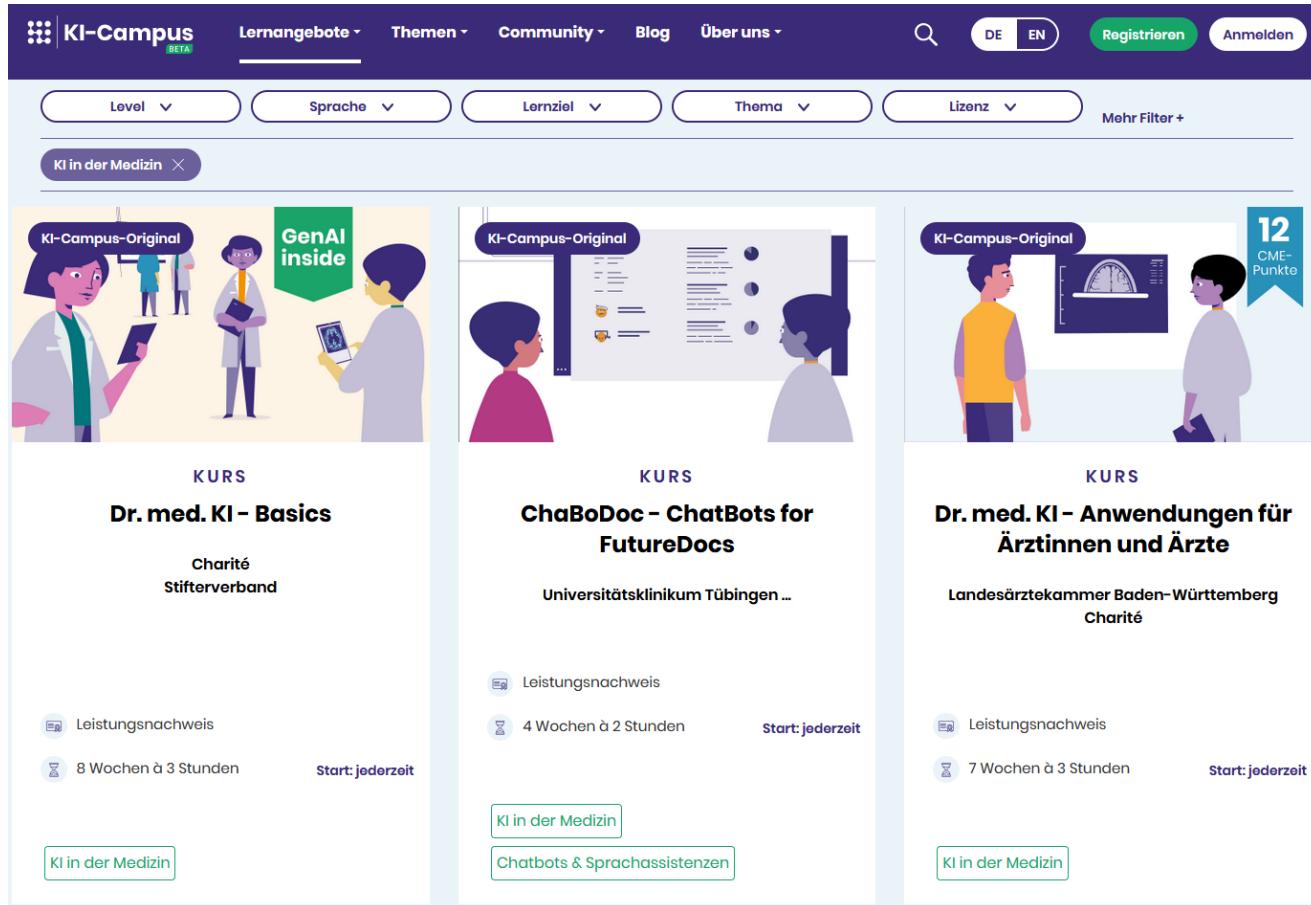
(präoperative Entscheidungsfindung)



Ames et al 2019

# Weiterführende Literatur

- [ki-campus.org](https://ki-campus.org)



The screenshot shows the KI-Campus website interface with a purple header bar. The header includes the KI-Campus logo (a grid of dots), navigation links (Lernangebote, Themen, Community, Blog, Über uns), a search bar, and language switches (DE, EN). Below the header are several filter buttons: Level, Sprache, Lernziel, Thema, Lizenz, and a 'Mehr Filter +' button. A 'KI in der Medizin' filter is applied, indicated by a small 'X' icon. The main content area displays three course cards:

- KURS**  
**Dr. med. KI - Basics**  
Charité Stifterverband  
Leistungsabschluss  
8 Wochen à 3 Stunden  
Start: jederzeit  
[KI in der Medizin](#)
- KURS**  
**ChaBoDoc - ChatBots for FutureDocs**  
Universitätsklinikum Tübingen ...  
Leistungsabschluss  
4 Wochen à 2 Stunden  
Start: jederzeit  
[KI in der Medizin](#)  
[Chatbots & Sprachassistenzen](#)
- KURS**  
**Dr. med. KI - Anwendungen für Ärztinnen und Ärzte**  
Landesärztekammer Baden-Württemberg  
Charité  
Leistungsabschluss  
7 Wochen à 3 Stunden  
Start: jederzeit  
[KI in der Medizin](#)

# Hinweise und Warnungen

- Numerische Methoden (Programm-Pakete) sind **Werkzeuge, keine Lösungen**
  - **Vorsicht** vor bunten Bildern. Es gilt wie überall: „garbage in - garbage out“ (GiGo).
  - Systemparameter
  - Verifikation
  - Modelle sind immer **fragespezifisch**
- erfordern Experimente



Dankeschön



Fragen?

Angewandte Forschung in Orthopädie und Unfallchirurgie

## **Sportbiomechanik**

Luisa de Roy

Institut für Unfallchirurgische Forschung und Biomechanik  
Zentrum für Traumaforschung Ulm (ZTF)  
Universitätsklinikum Ulm



## Aufbau der Vorlesung

- 1 Einführung: Einordnung / Begriffserläuterung
- 2 Klassische Mechanik in der Sportbiomechanik
- 3 Messmethoden in der Sportbiomechanik
- 4 Sportbiologie – Muskelaufbau/-funktion



# Aufbau der Vorlesung

- 1 Einführung: Einordnung / Begriffserläuterung
- 2 Klassische Mechanik in der Sportbiomechanik
- 3 Messmethoden in der Sportbiomechanik
- 4 Sportbiologie – Muskelaufbau/-funktion



# Was ist Sportbiomechanik?

**Bios** → das Leben

**Mechanik** → im sportlichen Vollzug

## Physik (Mechanik)

- Grundgesetze Mechanik
- Materialeigenschaften

## Ingenieurwissenschaften

- Messtechnik
- Informatik



## Physiologie

- Mechanismen der Muskelkontraktion
- Steuerung und Regel von Bewegung

## Anatomie

- Aufbau und Funktion Bewegungsapparat

(Wank, 2021)

# Was ist Sportbiomechanik?

**Bios** → das Leben

**Mechanik** → im sportlichen Vollzug

...widmet sich den Ursachen und Erscheinungsformen sportlicher Bewegungen unter Berücksichtigung der biologischen Gegebenheiten des menschlichen Bewegungsapparates

(Wank, 2021)

(Wank, 2021)

## Physiologie

- Mechanismen der Muskelkontraktion
- Steuerung und Regel von Bewegung

# Warum Sportbiomechanik

Bewegungen optimieren → Leistung steigern  
Gesunderhaltung



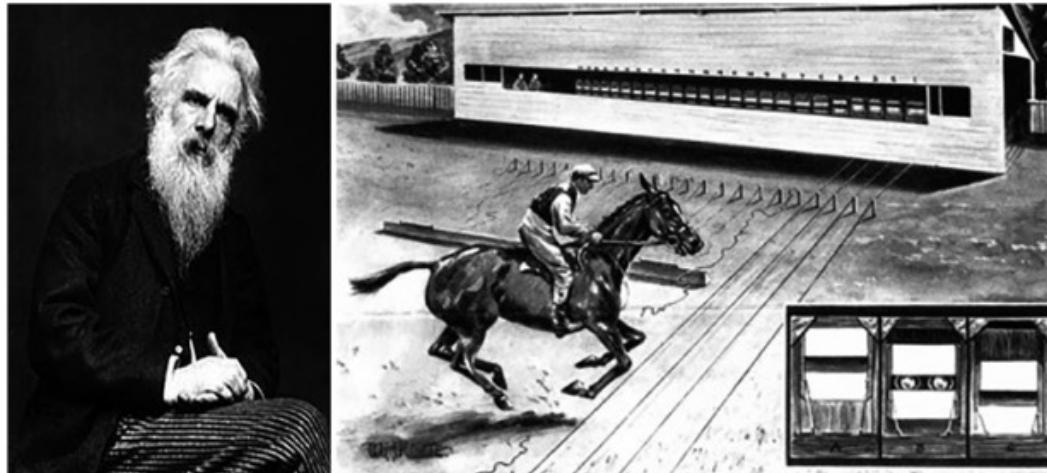
(Wank, 2021)



# Anfänge der Sportbiomechanik

## - ein Blick in die Geschichte der Bewegungsanalyse

um 1800



■ Abb. 1.1 Experimentierstrecke zur Analyse der Lokomotion von Pferden (Palo Alto, California; Muybridge, um 1873). Beim Passieren des Pferdes wurden 24 Plattenkameras über Fäden, die vom Pferd gerissen wurden, nacheinander ausgelöst. So entstand eine Serie mit 24 einzelnen Fotos bei nahezu konstantem Zeitversatz, die dank schneller Schlitzverschlüsse (siehe Bildausschnitt unten rechts) sehr kurz belichtet und dadurch bewegungsscharf waren. (Originalbild aus The Illustrated London News vom 31. Juli 1931)

(Wank, 2021)

# Anfänge der Sportbiomechanik

## - ein Blick in die Geschichte der Bewegungsanalyse

um 1800

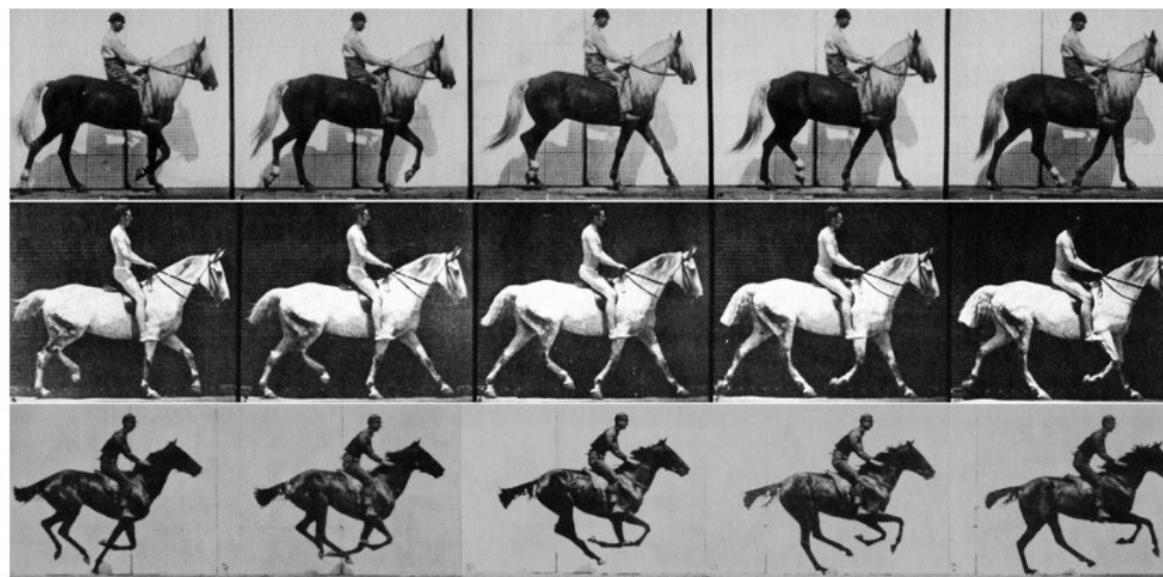


Abb. 1.2 Fotografische Serienbilder verschiedener Gangarten von Pferden (Muybridge, um 1880). (Montage von Bildern aus Adams 2010, S. 656, 614, 636; Originale von Muybridge, um 1890)

# Anfänge der Sportbiomechanik

## - ein Blick in die Geschichte der Bewegungsanalyse

um 1910

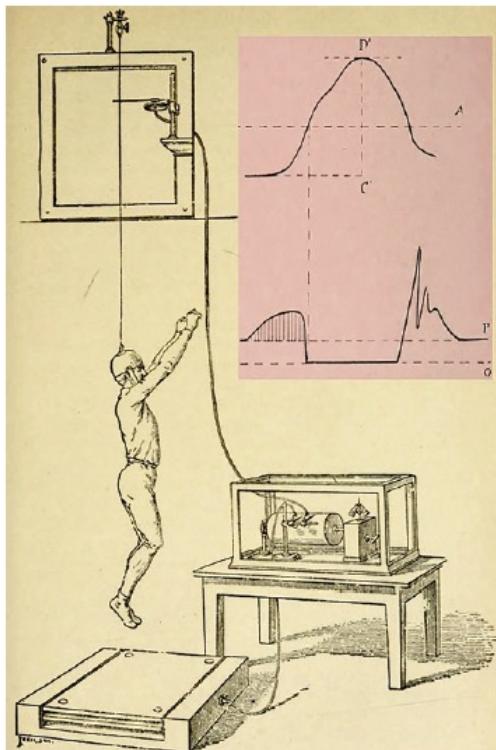
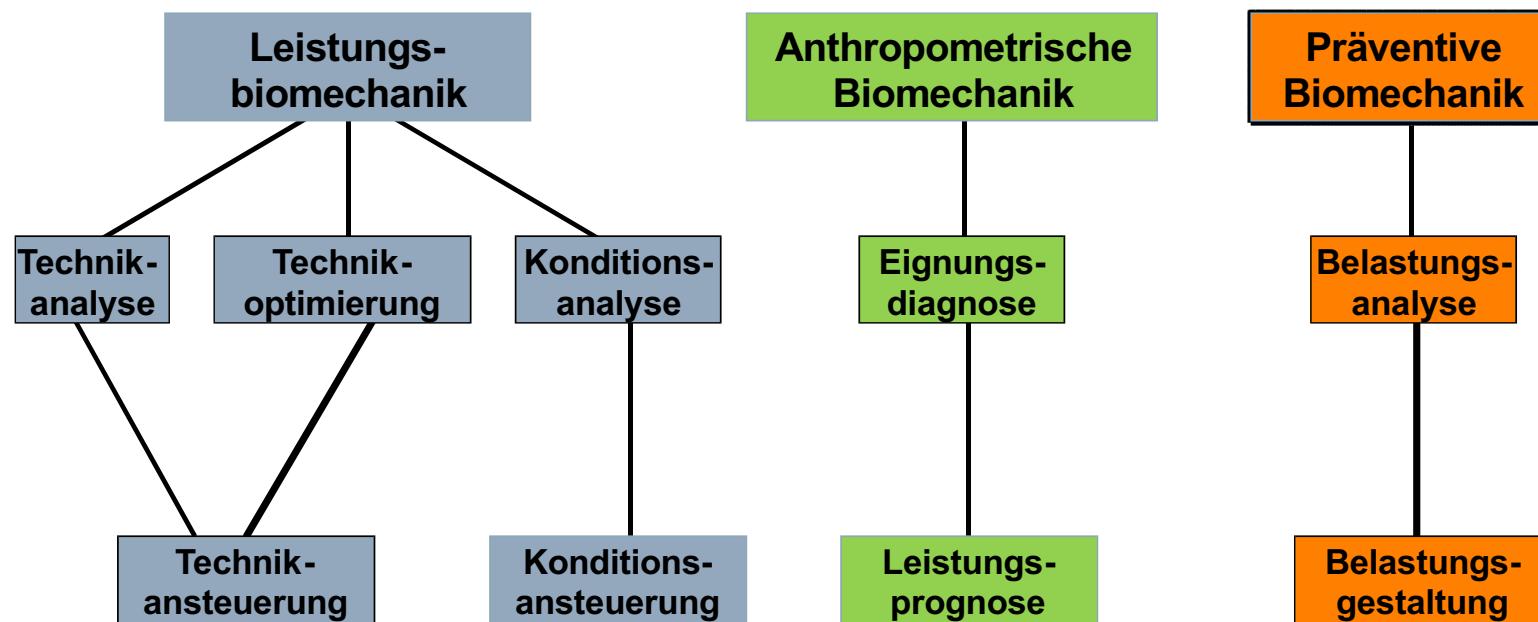


Abb. 1.9 Messung der Bodenreaktionskräfte mit einer pneumatischen Kraftmessplatte und Erfassung der Flughöhe über einen Zugseilsensor am Kopf. Die Zeitverläufe beider Signale wurden auf einer Kymografentrommel aufgezeichnet (Marey, um 1876). (Montage mit 2 Abbildungen aus Marey und Pritchard 1895)

## Video



# Arbeitsfelder der Sportbiomechanik



# Leistungsbiomechanik

## Ziel: Leistungsoptimierung

Dafür werden in der Leistungsbiomechanik die sportlichen Techniken analysiert und die (einzelnen Teil-)Bewegung beschrieben, um mögliche Einflussgrößen zu identifizieren und zu gewichtet.



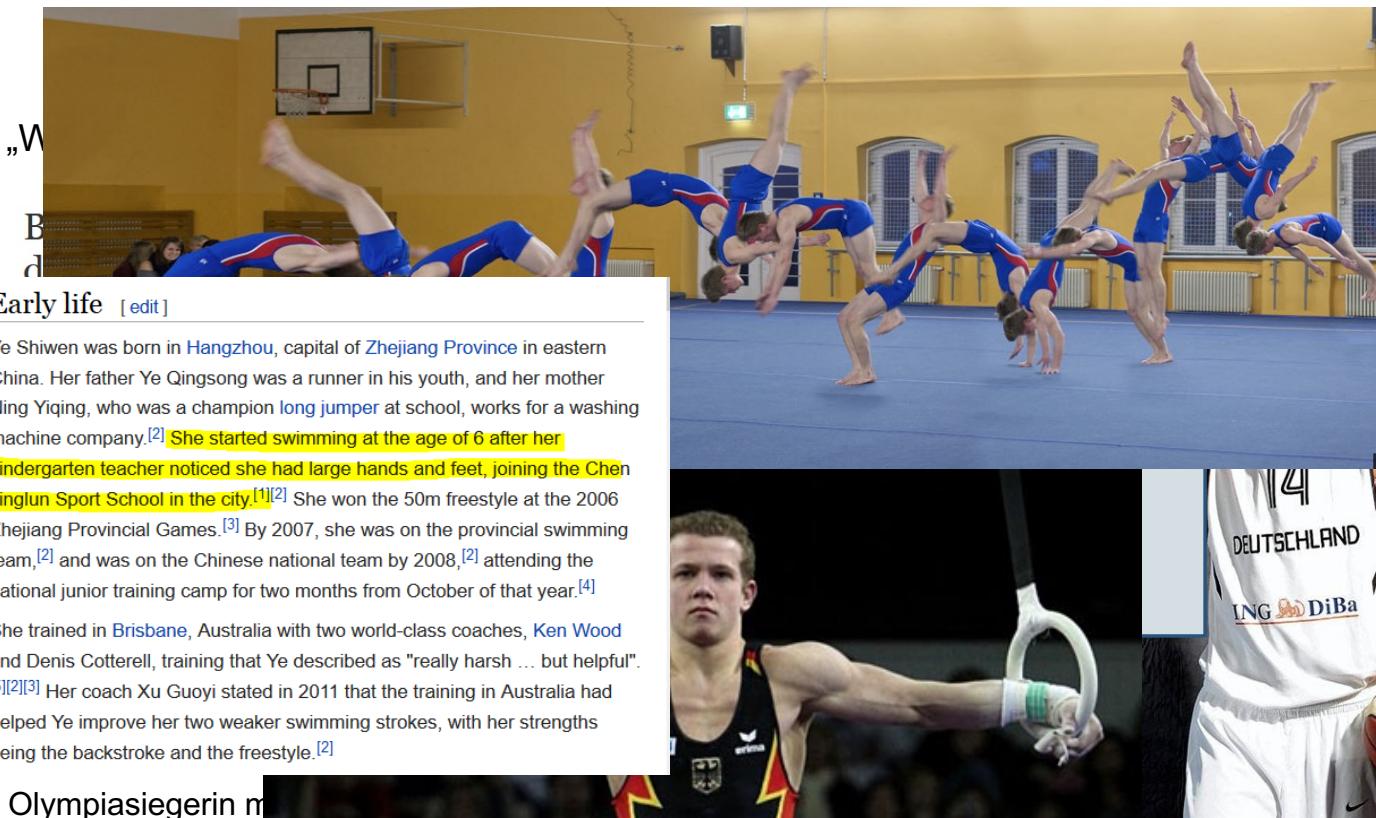
## Leistungsbiomechanik – Beispiel: Sperwurf



*Was sind die Einflussfaktoren?*

Jan Zelezny (CZE) , 1993 Weltrekord, 95.66 m

# Anthropometrische Biomechanik



## Early life [edit]

Ye Shiwen was born in [Hangzhou](#), capital of Zhejiang Province in eastern China. Her father Ye Qingsong was a runner in his youth, and her mother Ning Yiqing, who was a champion [long jumper](#) at school, works for a washing machine company.<sup>[2]</sup> She started swimming at the age of 6 after her

kindergarten teacher noticed she had large hands and feet, joining the [Chen Jinglun Sport School](#) in the city.<sup>[1][2]</sup> She won the 50m freestyle at the 2006 Zhejiang Provincial Games.<sup>[3]</sup> By 2007, she was on the provincial swimming team,<sup>[2]</sup> and was on the Chinese national team by 2008,<sup>[2]</sup> attending the national junior training camp for two months from October of that year.<sup>[4]</sup>

She trained in [Brisbane](#), Australia with two world-class coaches, [Ken Wood](#) and Denis Cotterell, training that Ye described as "really harsh ... but helpful".<sup>[5][2][3]</sup> Her coach Xu Guoyi stated in 2011 that the training in Australia had helped Ye improve her two weaker swimming strokes, with her strengths being the backstroke and the freestyle.<sup>[2]</sup>

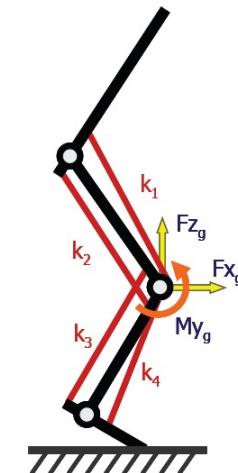
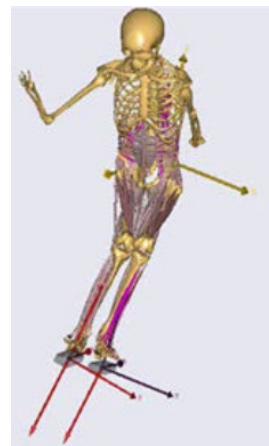
Olympiasiegerin m

# Präventive Biomechanik

Analyse von Belastungen, um resultierende Beanspruchungen auf den Bewegungsapparat zu minimieren.



Messungen von  
Bewegungsabläufen



Bestimmung der inneren  
Kräfte und Momente

## Video

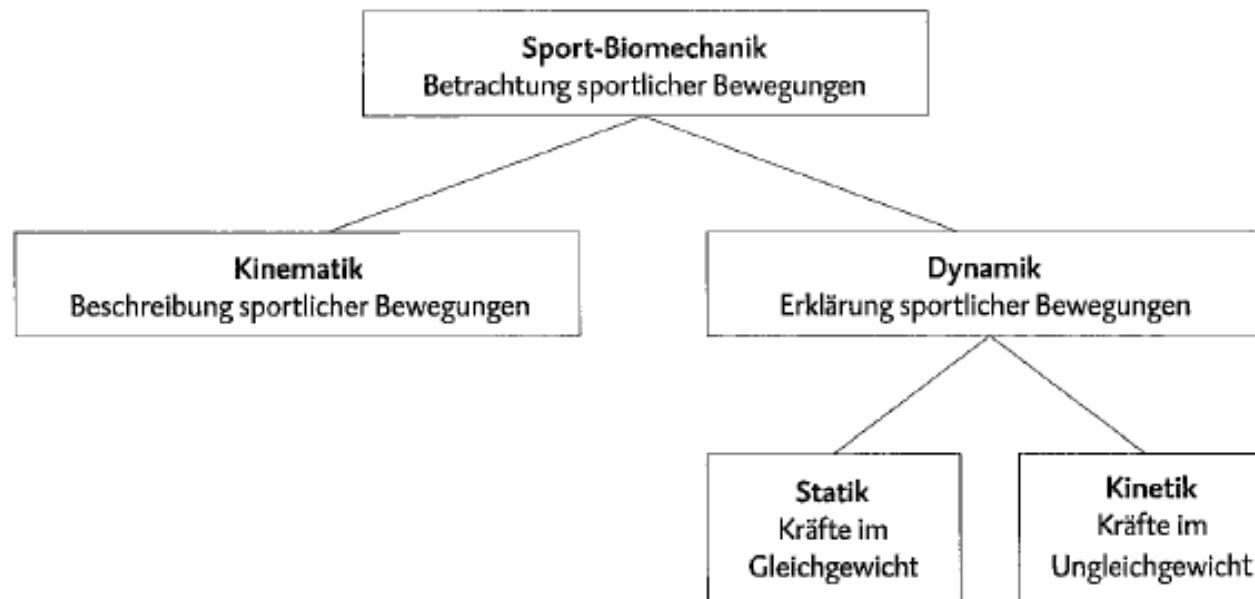


# Aufbau der Vorlesung

- 1 Einführung: Einordnung / Begriffserläuterung
- 2 Klassische Mechanik in der Sportbiomechanik
- 3 Messmethoden in der Sportbiomechanik
- 4 Sportbiologie – Muskelaufbau/-funktion

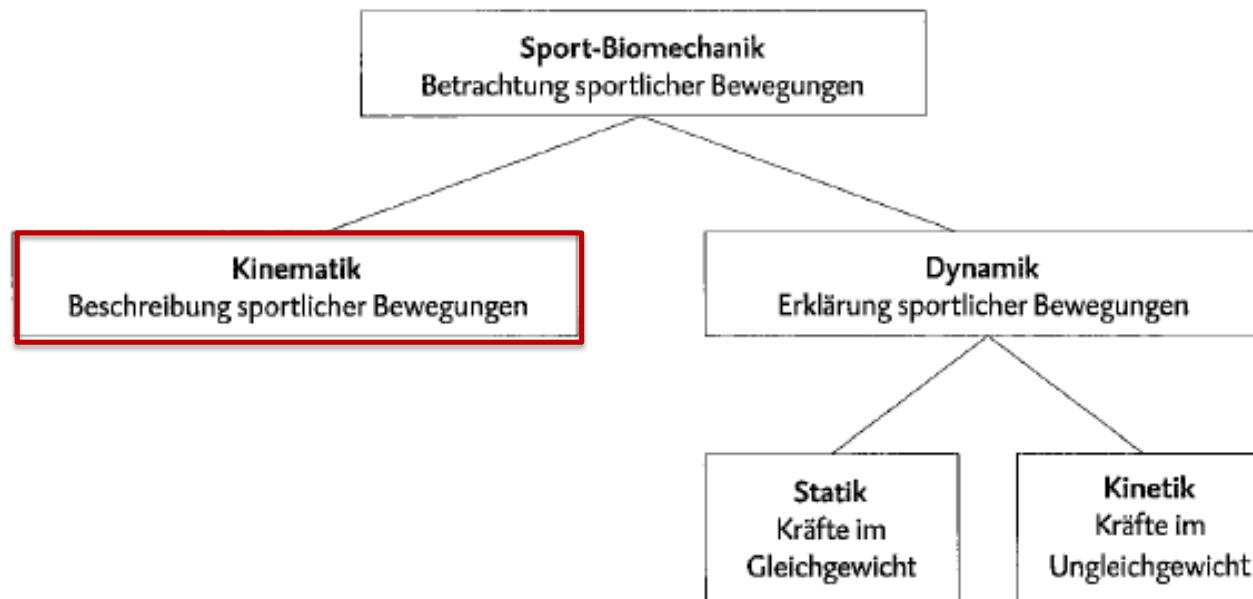


# Mechanik



Peters, 2008

# Mechanik



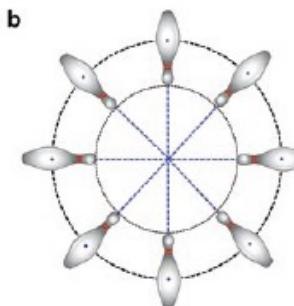
Peters, 2008

# Bewegungsformen

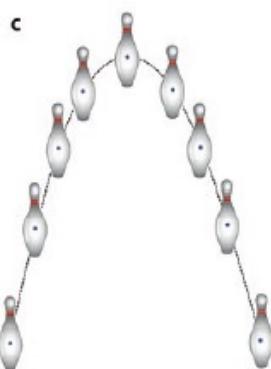
Eindimensionale  
Translation (freier Fall)



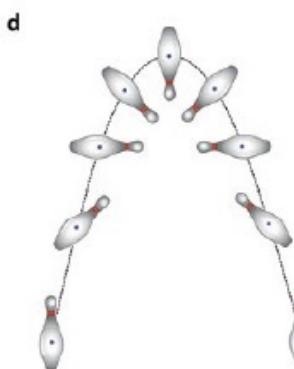
Rotation um  
körperfernen  
Drehpunkt



Zweidimensionale  
Translation  
(schräger Wurf)



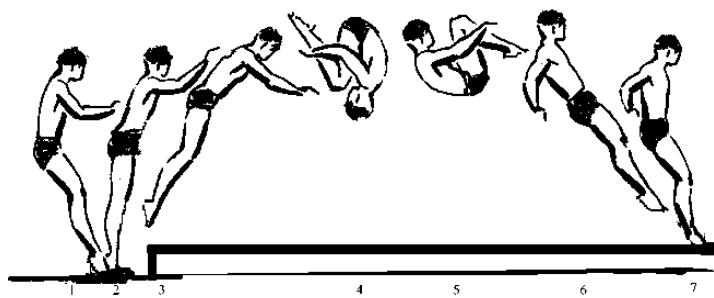
Kombination aus  
Translation und  
Rotation um Körper-  
schwerpunktachse



(Wank, 2021)

# Bewegungsformen

Eindimensionale  
Translation (freier Fall)



Rotation um  
körperfernen  
Drehpunkt

Zweidimensionale  
Translation  
(schräger Wurf)

Kombination aus  
Translation und  
Rotation um Körper-  
schwerpunktachse

→ Bei den meisten Bewegungen kommen Translation und Rotation gleichzeitig bzw. überlagert auf.

(Wank, 2021)

# Bewegungsformen

## Azyklische Bewegungen

Bewegungsziel wird durch eine einmalige Aktion erreicht (z.B. Werfen, Springen)

3 Phasen:

- Vorbereitungsphase
- Hauptphase
- Endphase

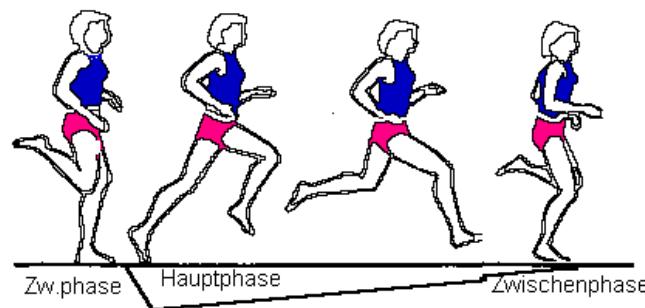


## Zyklische Bewegungen

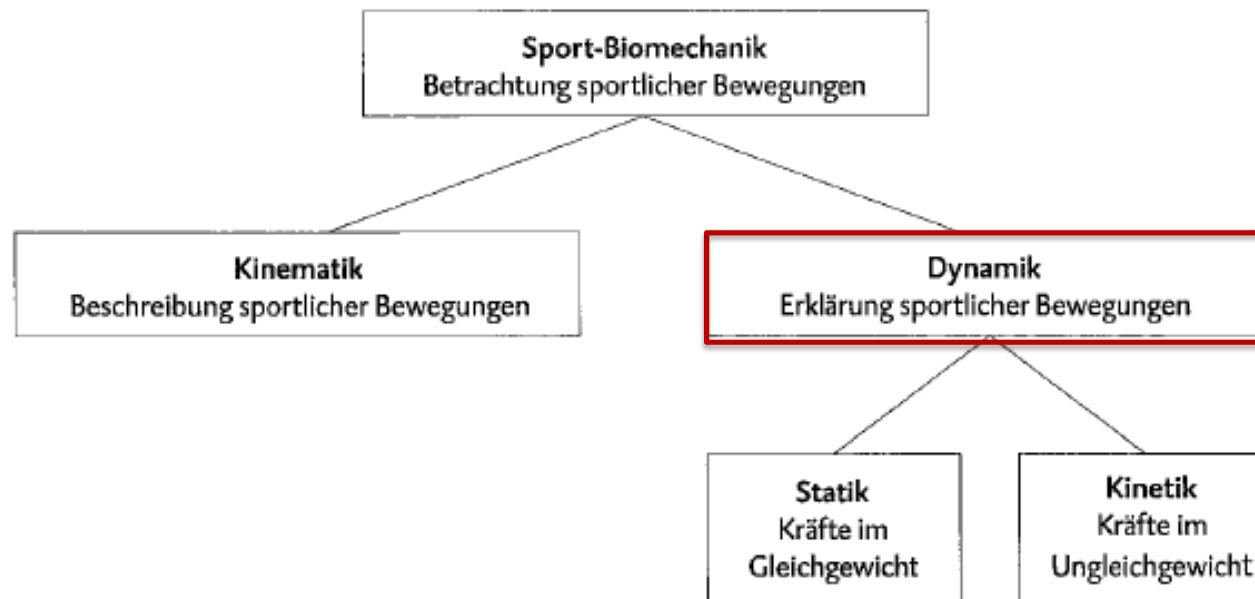
Wiederholung gleichartiger Teilbewegungen (z.B. Laufen, Rudern)

2 Phasen:

- Hauptphase
- Zwischenphase

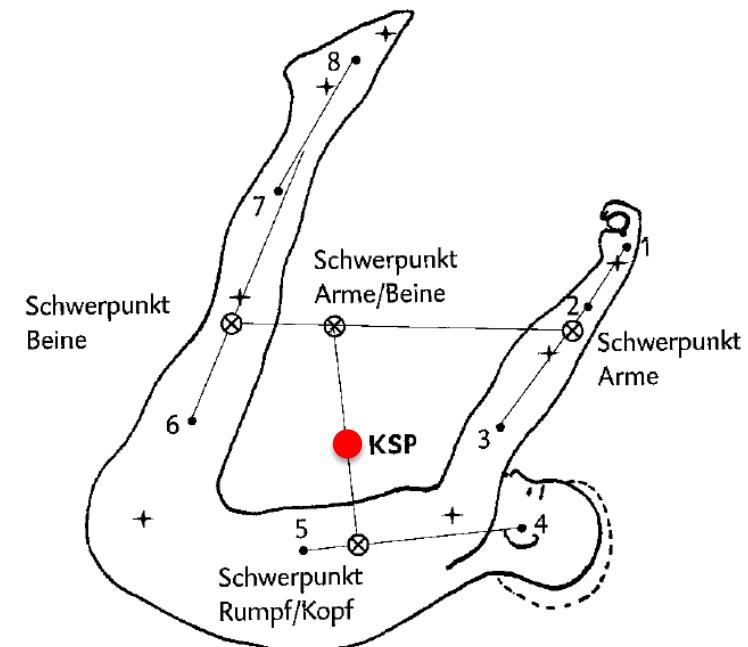
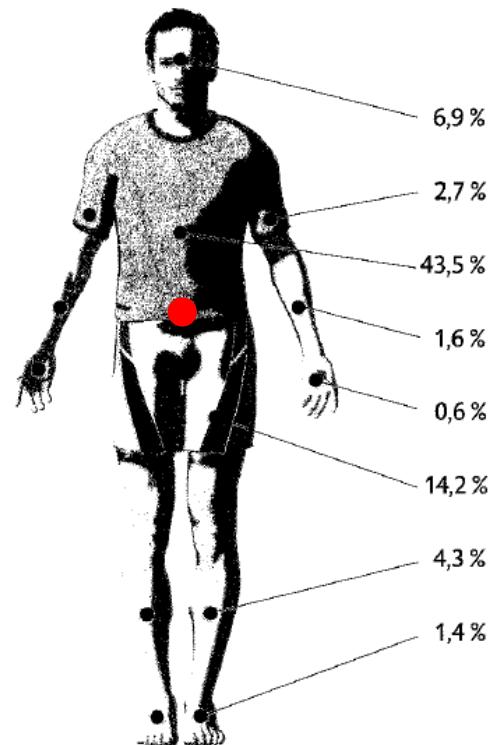


# Mechanik



Peters, 2008

# Körperschwerpunkt beim Menschen



Peters, 2008

# Körperschwerpunkt beim Menschen – Schwerpunktsatz

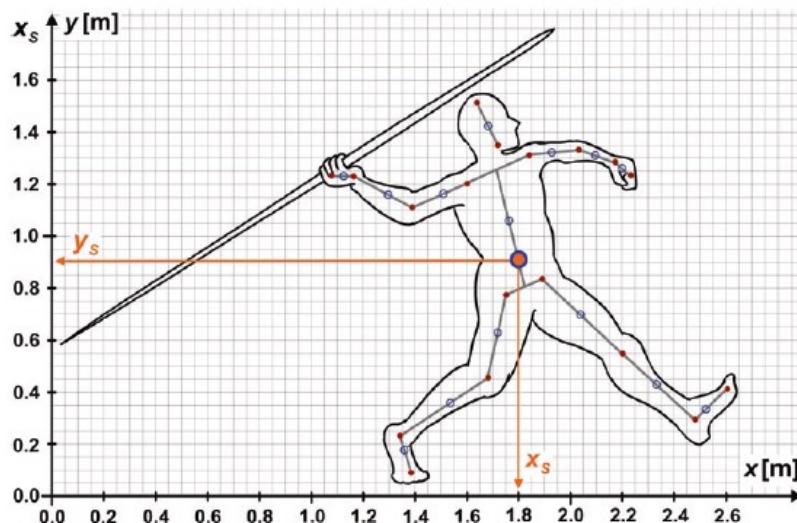
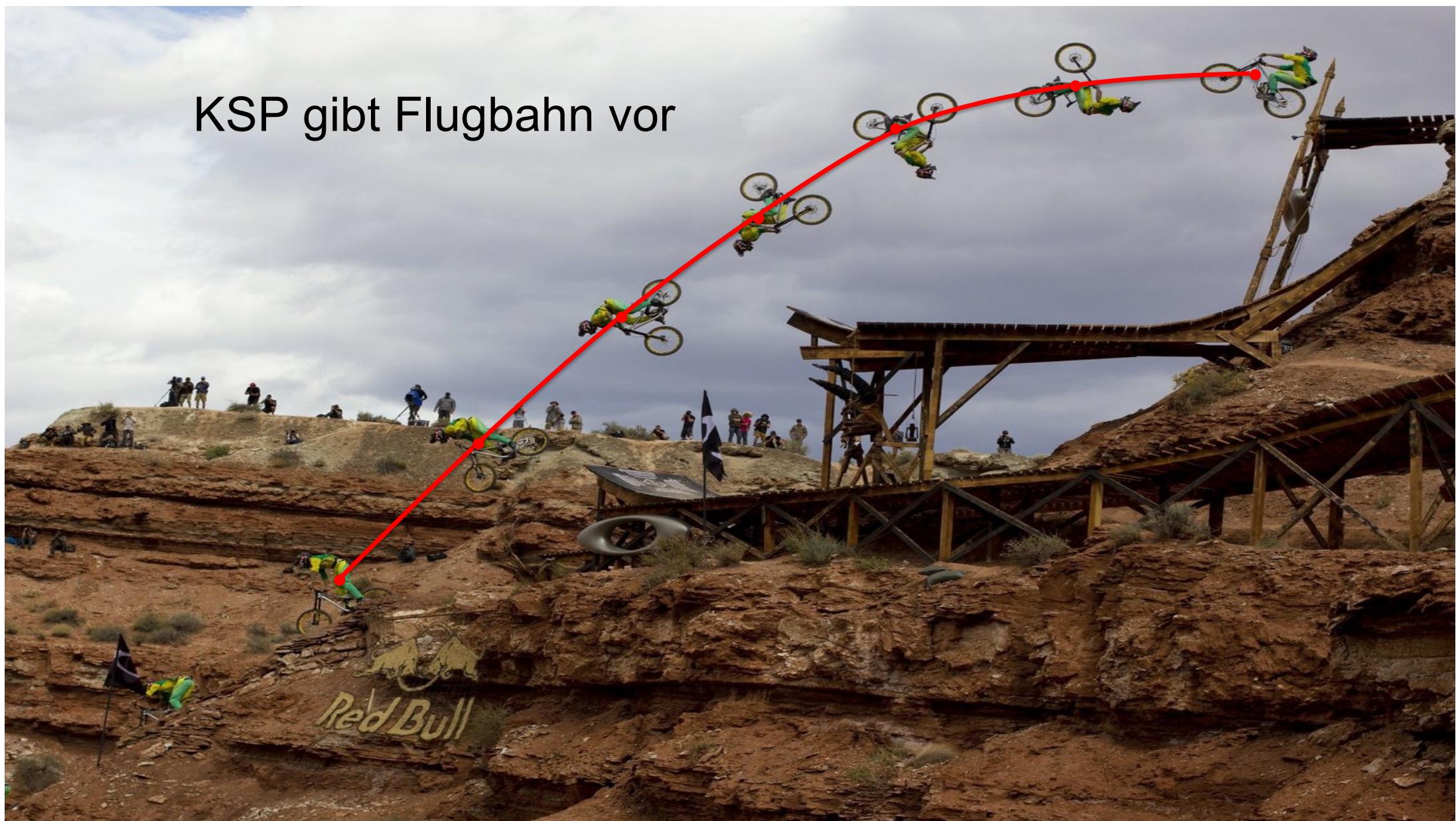


Abb. 2.61 Pose eines Speerwerfers beim Abwurf. Die Lage der Schwerpunktkoordinaten der einzelnen Körperteile dient als Berechnungsgrundlage für den KSP im Beispiel „Berechnung des KSP eines Speerwerfers in einer 2-D-Pose beim Abwurf mit der analytischen Methode“

$$x_S = \sum_{i=1}^n x_i \cdot \Delta G_i \quad \text{und} \quad y_S = \sum_{i=1}^n y_i \cdot \Delta G_i$$

KSP gibt Flugbahn vor



# Körperschwerpunkt

Beispiel Weitsprung

Anlauf – Absprung- Flugphase- Landung

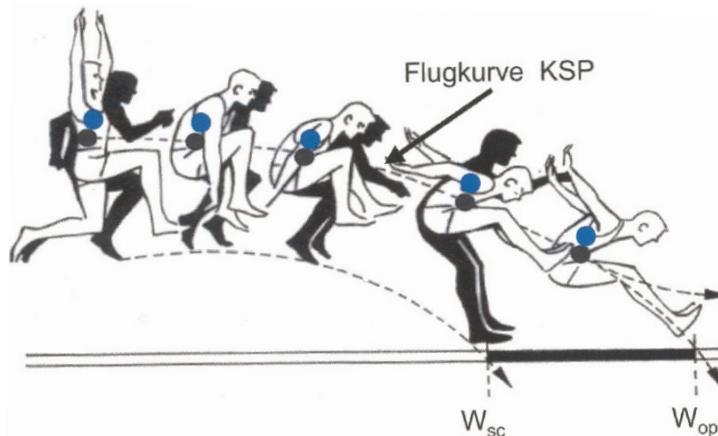
# Körperschwerpunkt

Beispiel Weitsprung

Anlauf – Absprung- **Flugphase** - Landung

...wird beim Absprung beeinflusst durch:

- Absprunggeschwindigkeit
- Absprunghöhe
- Absprungwinkel



→ Die Flugbahn ist durch die gegebenen Anfangsbedingungen physikalisch festgelegt

## Körperschwerpunkt - Hochsprung



Javier Sotoma



*Technikanalyse (Leistungsbiomechanik):  
Was macht diesen Sprung zu einem WR-  
Sprung?*

## Körperschwerpunkt - Hochsprung

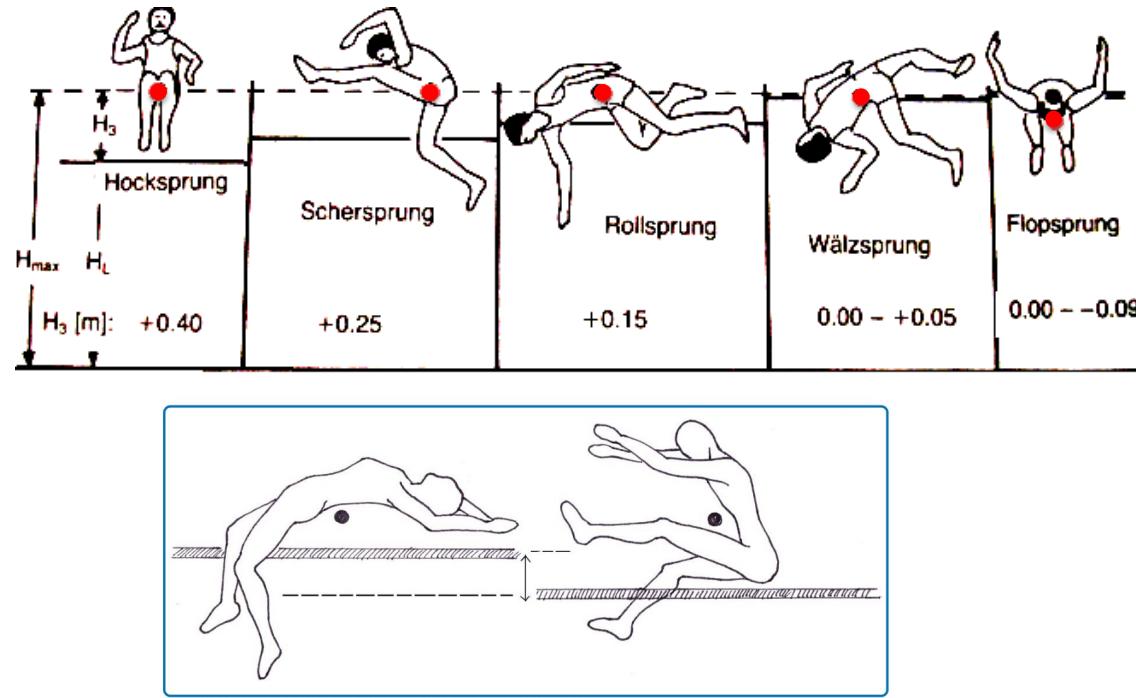
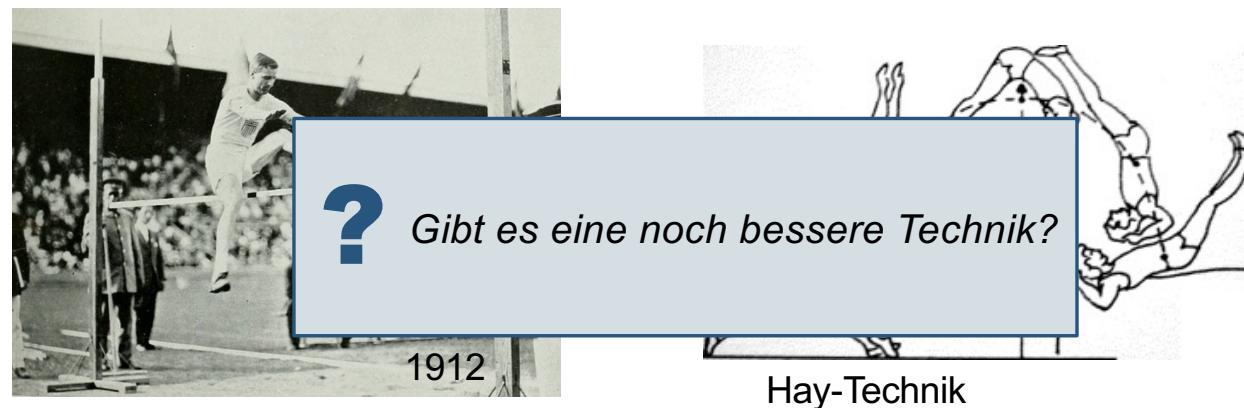
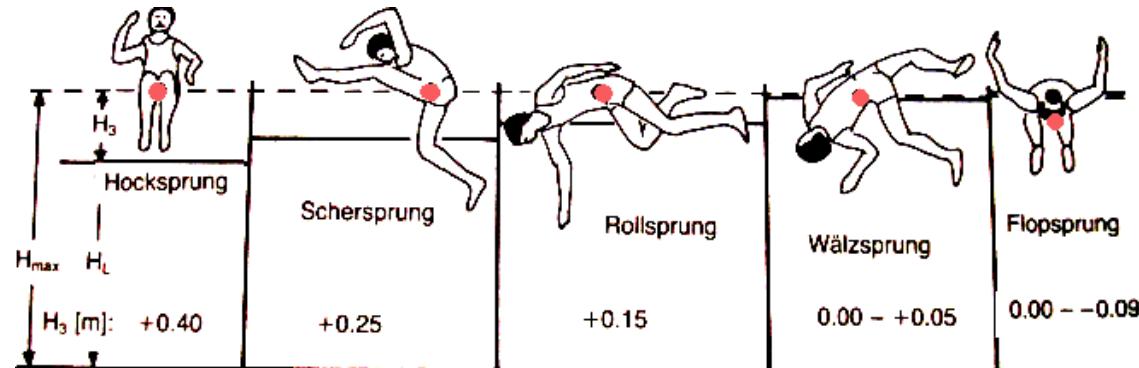


Abb. 3: Verschiedene Sprungtechniken bei der Lattenüberquerung

## Körperschwerpunkt - Hochsprung



# Dynamik der Translation

## 1. Newton'sche Axiom: Trägheitsgesetz

Jeder Körper verharrt in Ruhe solange keine äußere Kraft auf ihn wirkt

$$F = 0; v = \text{konstant}$$

## 2. Newton'sche Axiom: Grundgesetz der Mechanik

greift an einem Körper eine konstante Kraft an ruft sie eine gleichmäßig beschleunigte Bewegung hervor

$$F = m \cdot a$$

## 3. Newton'sche Axiom: Wechselwirkungsgesetz

Jede Kraft hat eine Reaktionskraft. Die von zwei Körper aufeinander ausgeübten Kräfte sind gleich groß und in der Wirkungsrichtung entgegengesetzt

$$F_{1.2} = -F_{2.1}$$

# Dynamik der Rotation

## 1. Drehmoment

Wenn eine Kraft am Drehpunkt vorbei auf einen Körper wirkt, entsteht ein Drehmoment.

$$M = F \cdot r$$

## 2. Massenträgheitsmoment

Das Massenträgheitsmoment  $J$  beschreibt die Drehträgheit von rotierenden Körpern

$$J = \int_V \vec{r}_\perp^2 \rho(\vec{r}) dV.$$

$r$  = Radius zur Drehachse

$\rho$  = Massenverteilung

# Dynamik der Rotation

## 3. Satz von Steiner

Rotation verläuft nicht durch den Körperschwerpunkt

$$J_2 = J_1^{(S)} + m d^2$$

$J_1$  = Trägheitsmoment um Drehachse 1  
 $m$  = Masse des Körpers  
 $d$  = Abstand zur Drehachse 2

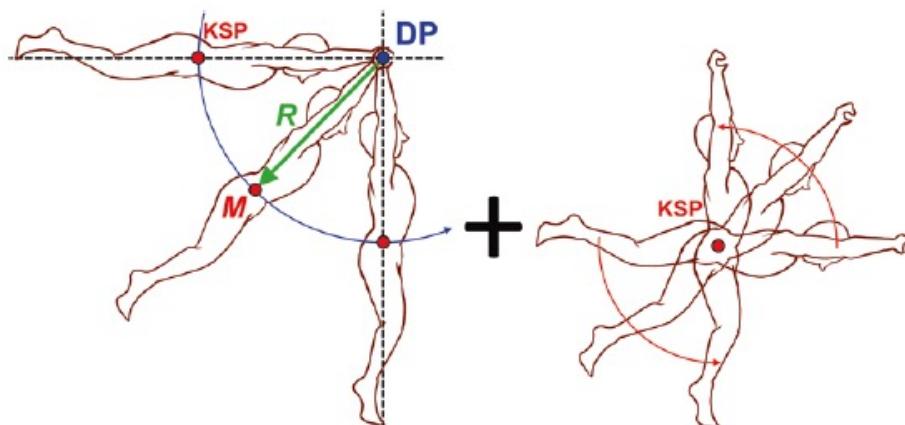
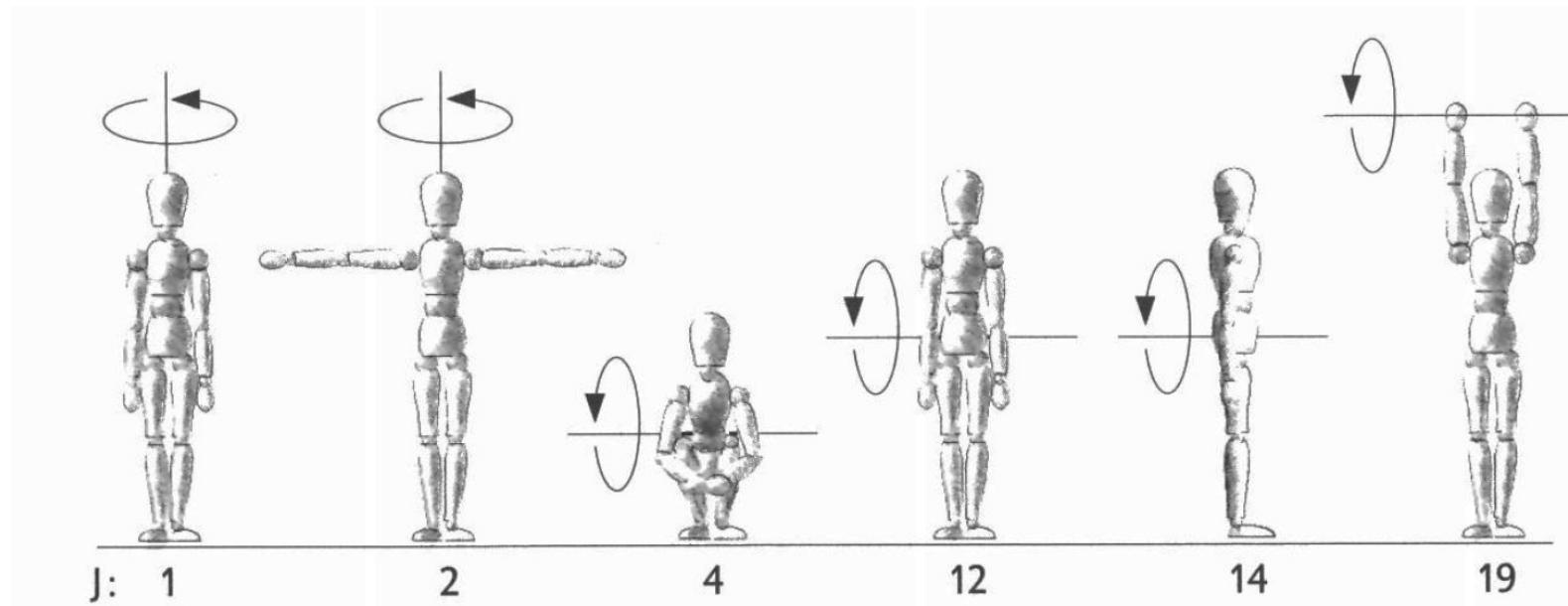


Abb. 2.41 Bei der Drehung um eine KSP-ferne Drehachse ergibt sich das Gesamtmassenträgheitsmoment aus dem Teilträgheitsmoment der Rotation des KSP um die Drehachse (links, blaue Bahn) und dem Teilträgheitsmoment der Rotation des Körpers um seinen KSP (rechts). (Modifiziert nach Kassat 1993)

## Massenträgheitsmoment



Peters, 2008

## Drehimpulserhaltungssatz

Wirken auf einen Körper keine äußeren Drehmomente so bleibt sein Drehimpuls konstant

$$M = 0 \rightarrow \frac{dL}{dt} = 0 \text{ bzw. } L = \text{konstant}$$

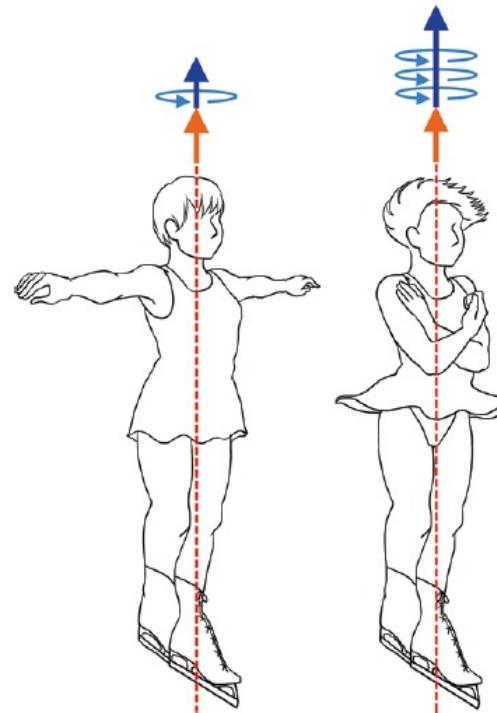


Abb. 2.45 Steuerung der Drehgeschwindigkeit durch die Verlagerung von Teilmassen weg (links) und hin zur Drehachse (rechts) am Beispiel einer Pirouette. Wenn keine äußeren Drehmomente wirken, bleibt der Drehimpuls konstant. Eine Reduktion des Massenträgheitsmoments durch Anlegen der Arme (rechts) bewirkt eine Zunahme der Drehgeschwindigkeit

## Video





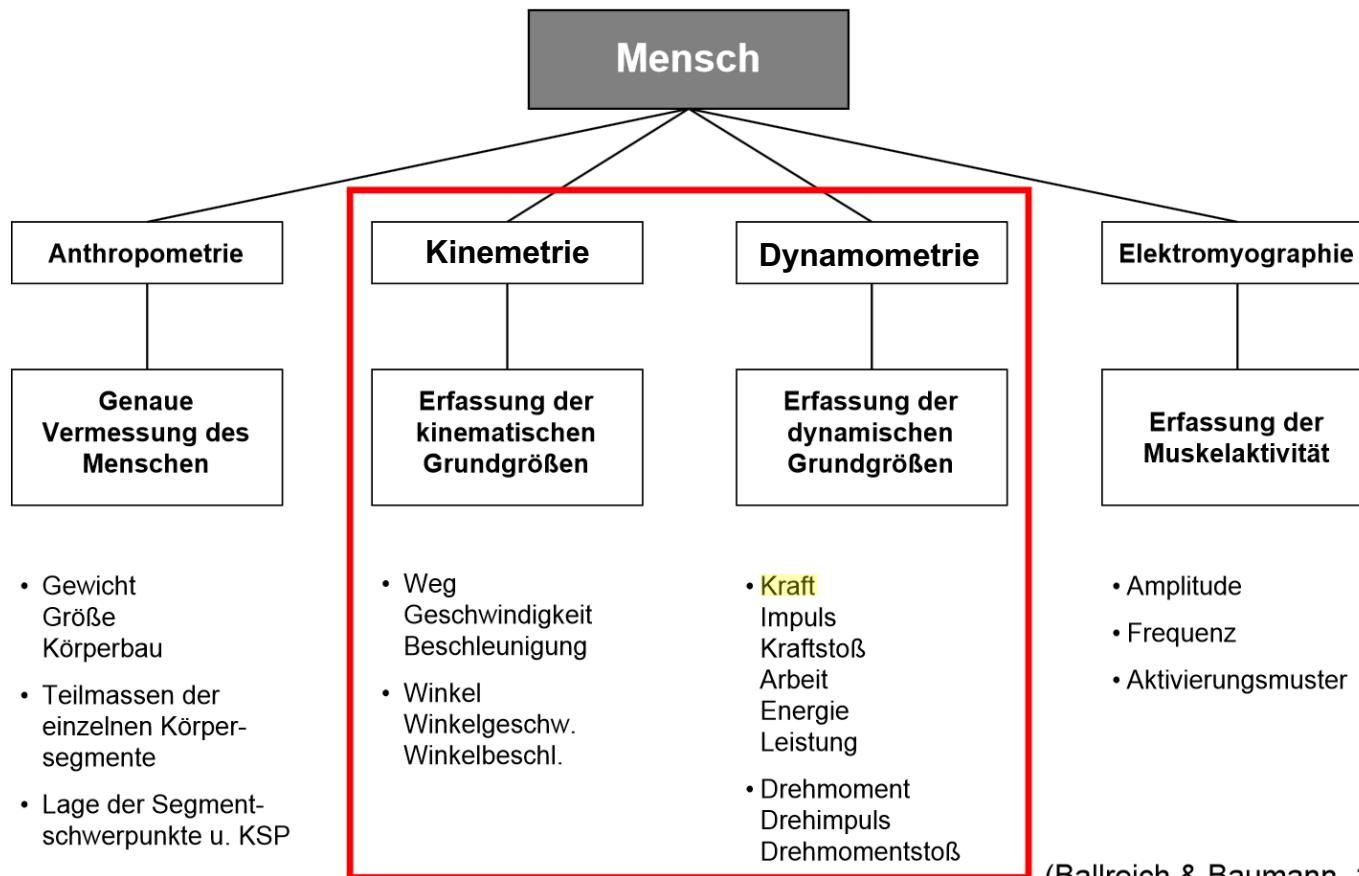
*Wie schafft es ein Turmspringer, senkrecht einzutauchen?*



# Aufbau der Vorlesung

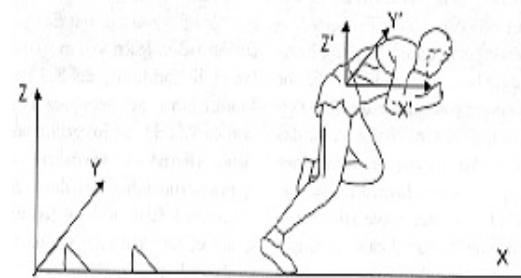
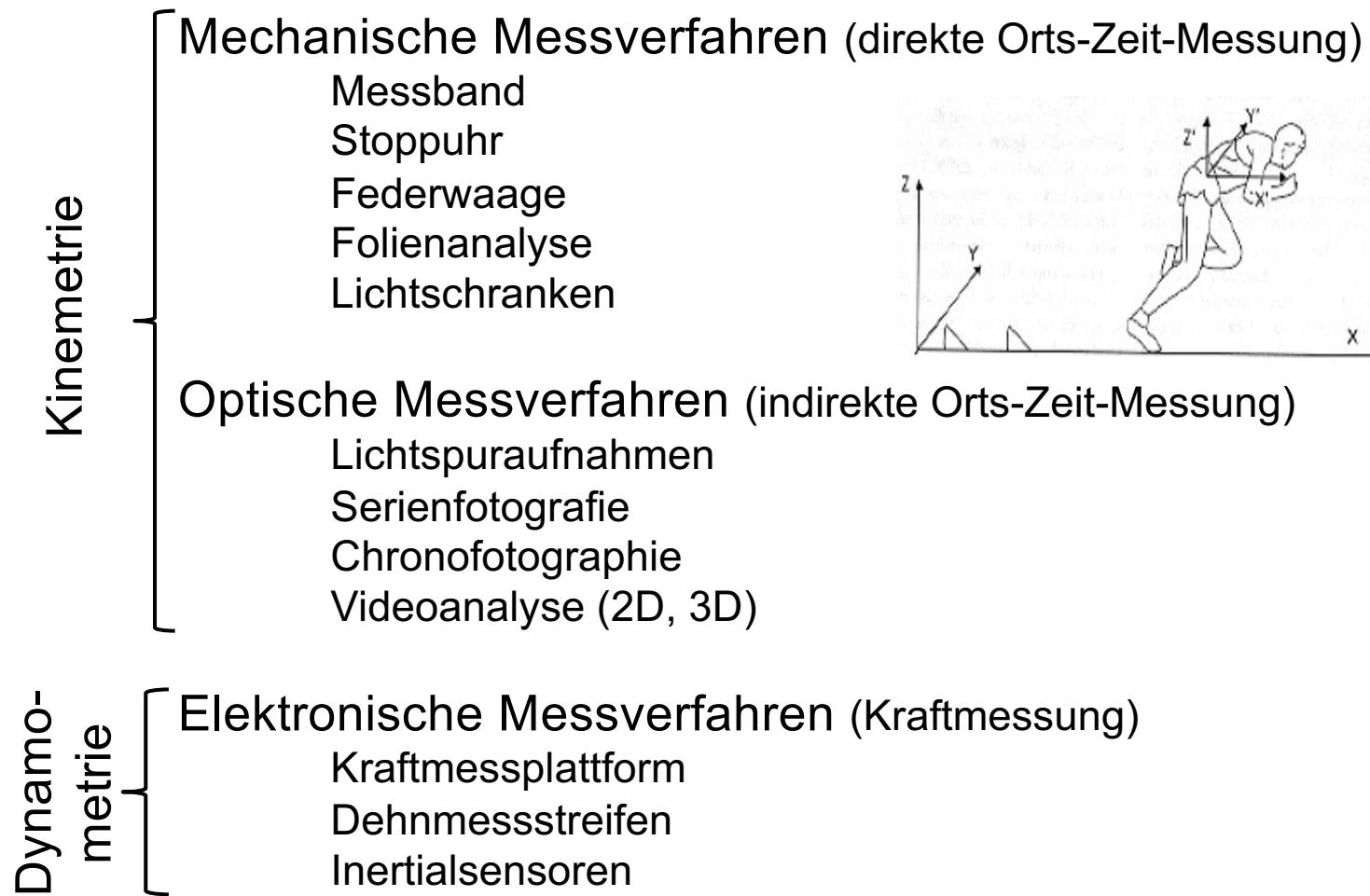
- 1 Einführung: Einordnung / Begriffserläuterung
- 2 Klassische Mechanik in der Sportbiomechanik
- 3 Messmethoden in der Sportbiomechanik
- 4 Sportbiologie – Muskelaufbau/-funktion





(Ballreich & Baumann, 1996)

# Messtechniken



## Elektronische Messverfahren

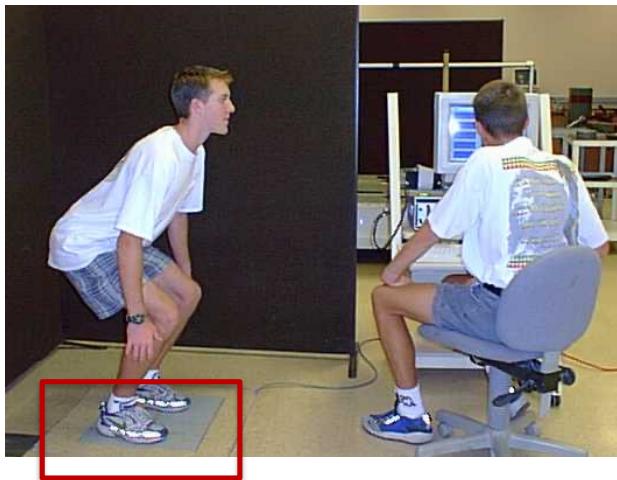
Kraftmessung mit:

- Dehnmessstreifen
- Piezoelektrischen Messgebern (Zusammendrücken kleiner Quarzkristalle)
- Kapazitiven Messgebern  
(Plattenkondensatoren, äußere Krafteinwirkung führen zur Kapazitäts-veränderung)

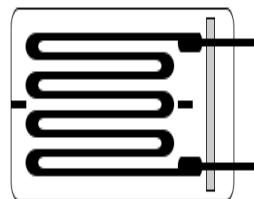
→ Kraftmessung immer indirekt

→ Nur Kraftänderungen messbar → keine statische Kraftmessung möglich!

## Elektronische Messverfahren: Kraftmessplatte



**Kraftmessung mit:**  
• Dehnmessstreifen



## Elektronische Messverfahren: Kraftmessplatte



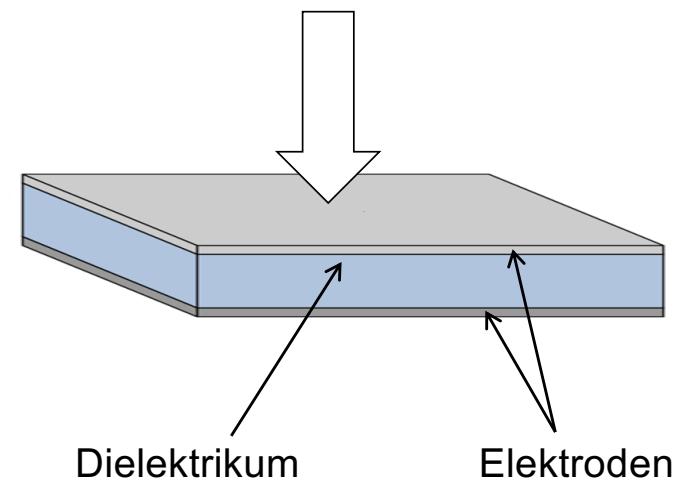
**Kraftmessung mit:**  
• Piezoelektrische Messgeber



## Elektronische Messverfahren: Kraftmessplatte



**Kraftmessung mit:**  
• Kapazitiven Messgebern



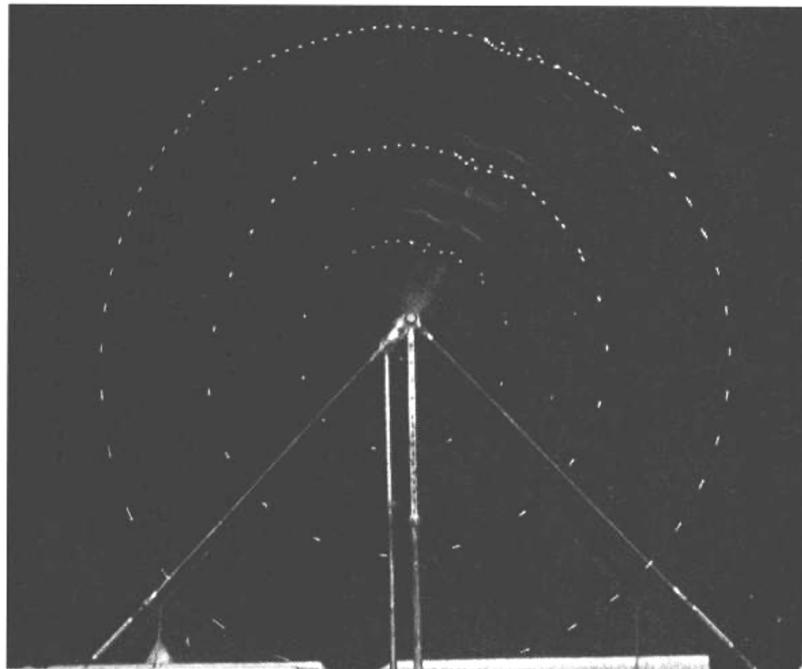
# Optische Messverfahren

→ Indirekte Orts-Zeit-Messung

Lichtspuraufnahmen

→ Körperpunkte werden  
mit Lichtquellen ausgestattet

aus: Willimczik 1989, S. 42, Lichtspuraufnahme einer Turnübung  
(Riesenfelge; Foto: Klaus Willimczik)

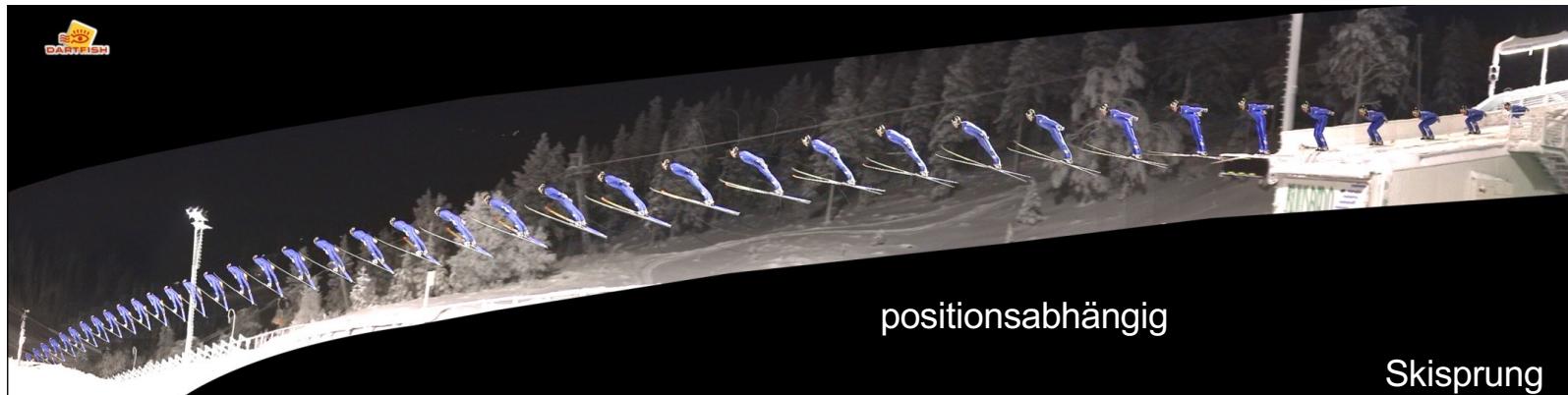


# Optische Messverfahren

**Serienfotographie** (Einzelbilder vom Bewegungsablauf)



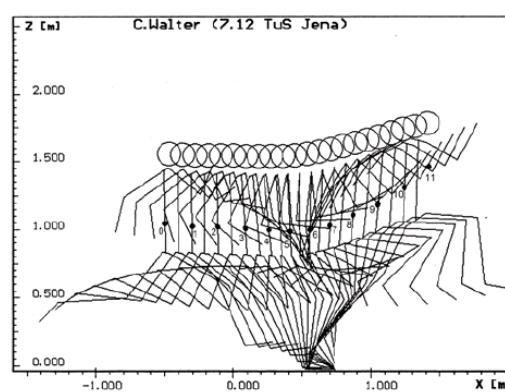
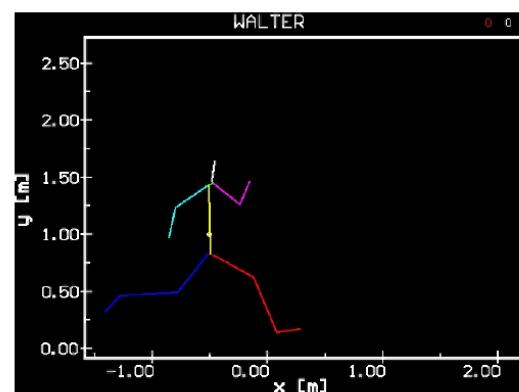
**Chronofotographie** (Mehrfachbelichtung von Filmmaterial)



## 2D Videoanalyse

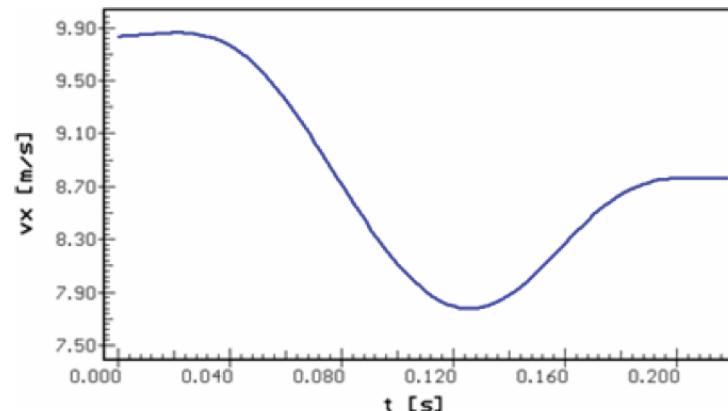


Darstellung des Absprungs in Form von Strichfiguren

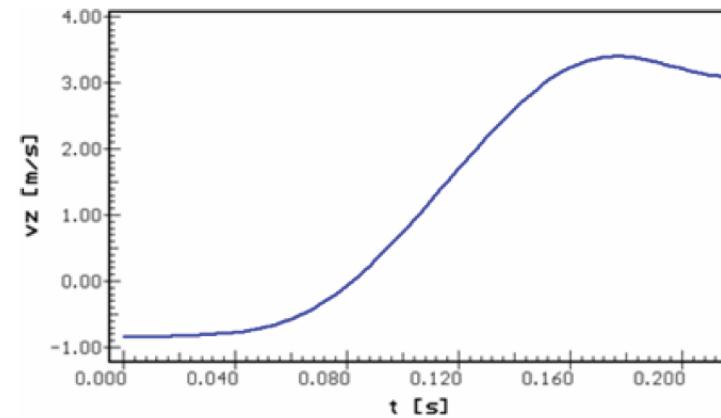


Wank, 2004

## 2D Videoanalyse



Geschwindigkeitsverlauf des Hüftmarkers in X-Richtung im Absprungbereich



Geschwindigkeitsverlauf des Hüftmarkers in Z-Richtung im Absprungbereich

Wank, 2004

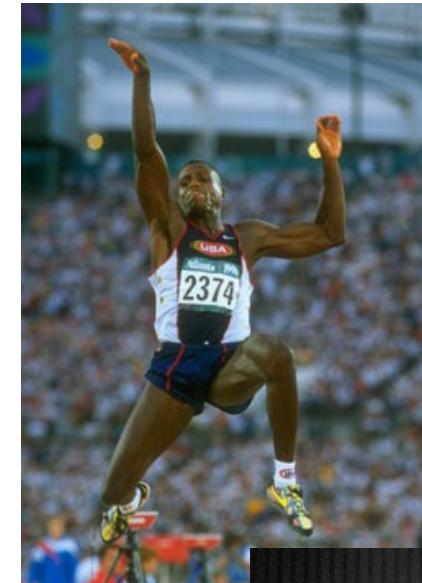
## 2D Video- / Fotoanalyse

### **Vorüberlegungen**

Beschränkung auf Vermessung von Bewegungen, die in einer Ebene verlaufen!

#### **geeignet**

- Sprintstart,
- Weitsprung
- Salto...

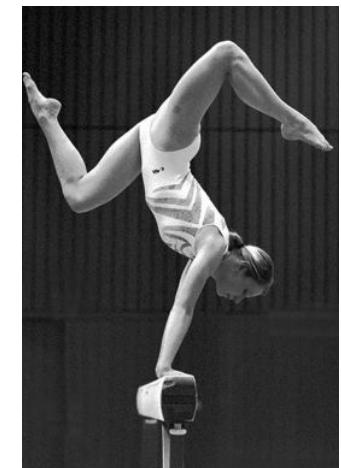
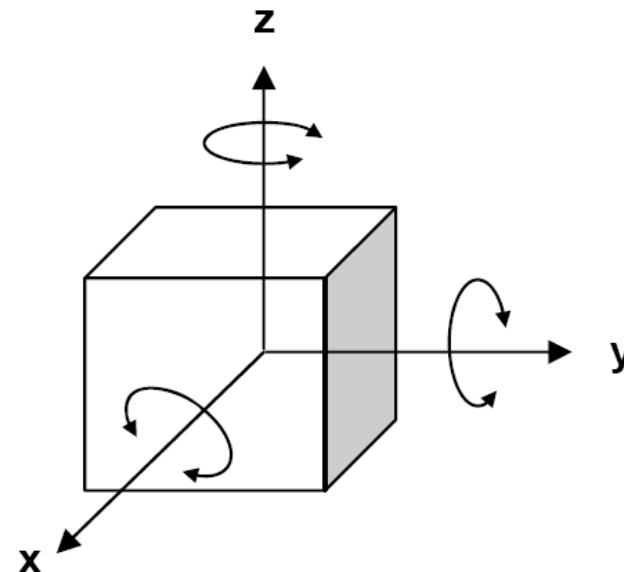
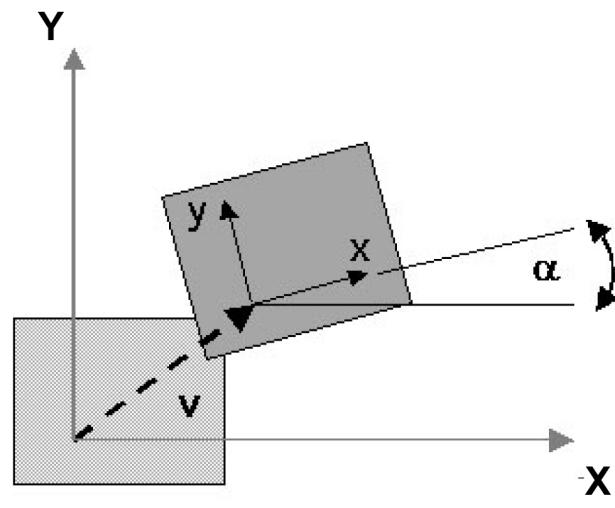


#### **ungeeignet**

- Bewegungen mit Längsachsenrotation, z. B. Schraube
- Bewegungen mit großer räumlicher Ausdehnung in allen drei Koordinatenrichtungen z.B. Flopsprung, Hammerwurf



## 3D Analyse



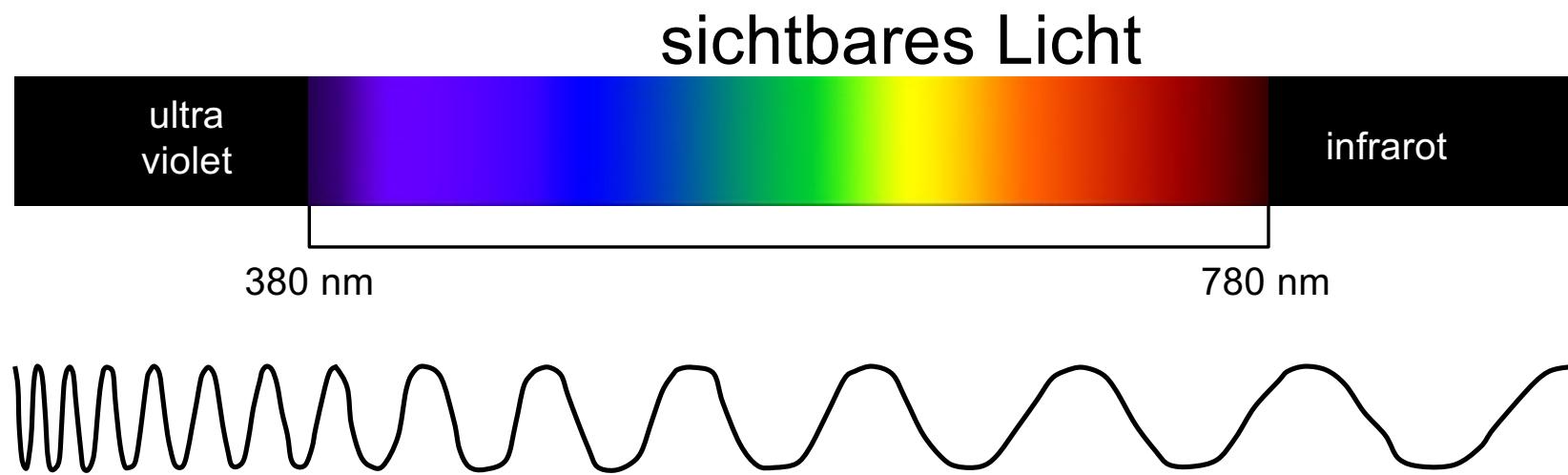
In 2D:

3 DoF (2 Translation & 1 Rotation)

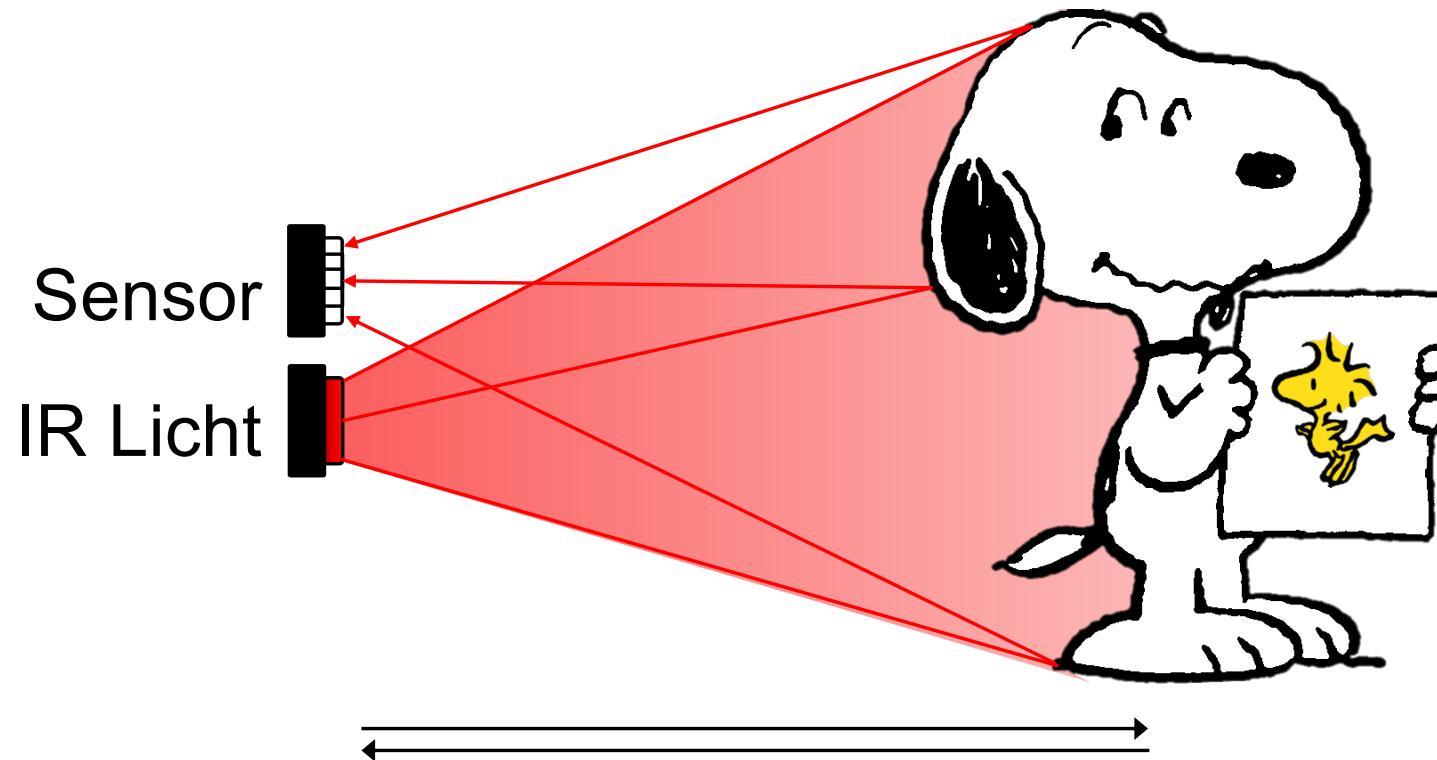
In 3D:

6 DoF (3 Translation & 3 Rotation)

## 3D-Videoanalyse: Infrarotlicht



## 3D-Videoanalyse: Infrarotlicht



$$t = 2 \frac{d}{c} = 2 \frac{1 \text{ m}}{299.710 \text{ km s}^{-1}} \approx 6,6 \text{ ns}$$

## Markerbasierte 3D-Videoanalyse: Carvingschwung



# Markerbasierte 3D-Videoanalyse

## Zielsetzung

- Qualitative kinematische Beschreibung eines Carvingschwungs
- Entwicklung eines technischen Leitbilds des Carvingschwungs
- Unter Verwendung eines Vicon IR-Tracking-Systems

## Methode



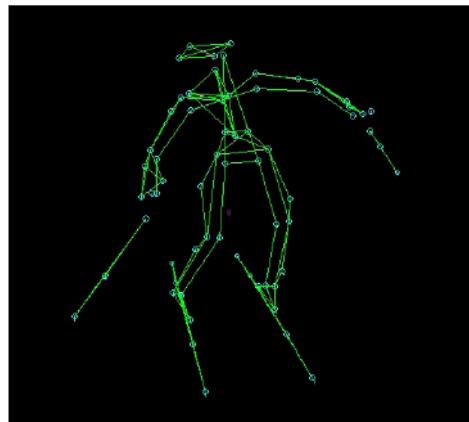
24 Vicon Kameras, Videosystem



# Markerbasierte 3D-Videoanalyse

## Signalaufbereitung

- 3D-Rekonstruktion
- Labeling
- Beseitigen von Diskontinuitäten in den Trajektorien und von Reflexionen
- Filterung / Glättung der Daten

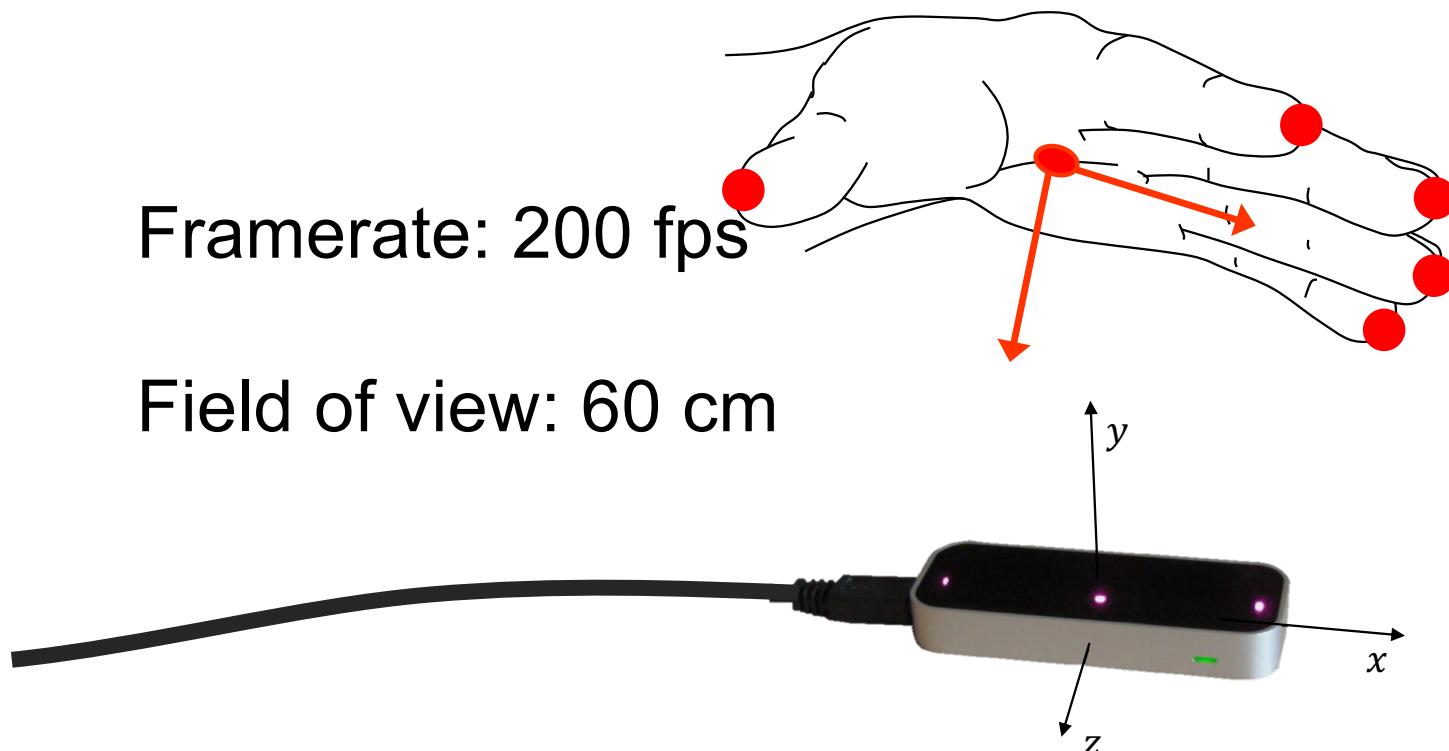


(Schiefermüller et al., 2006)  
(Schnur, 2006)

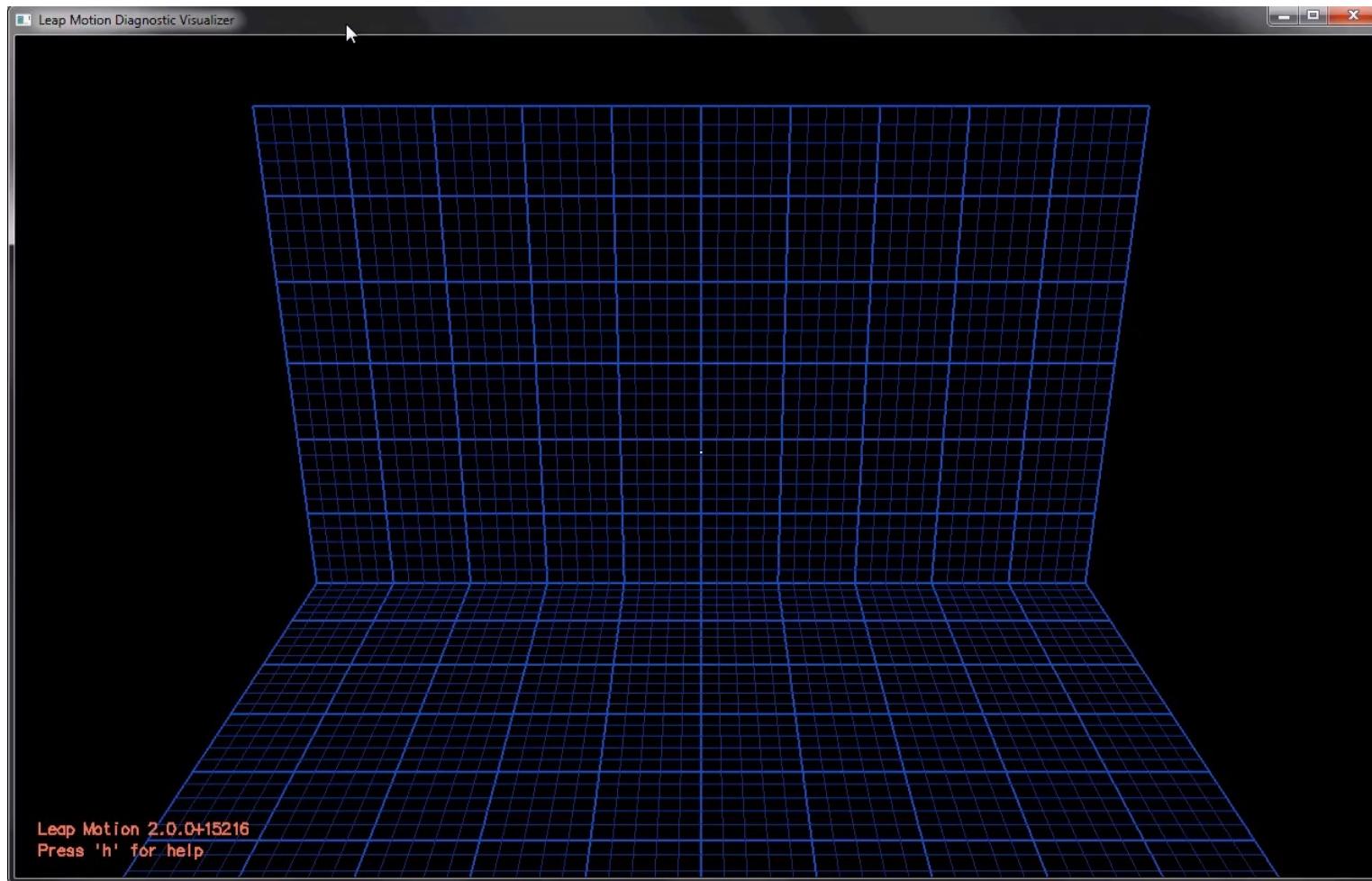
# Markerlose 3D-Videoanalyse



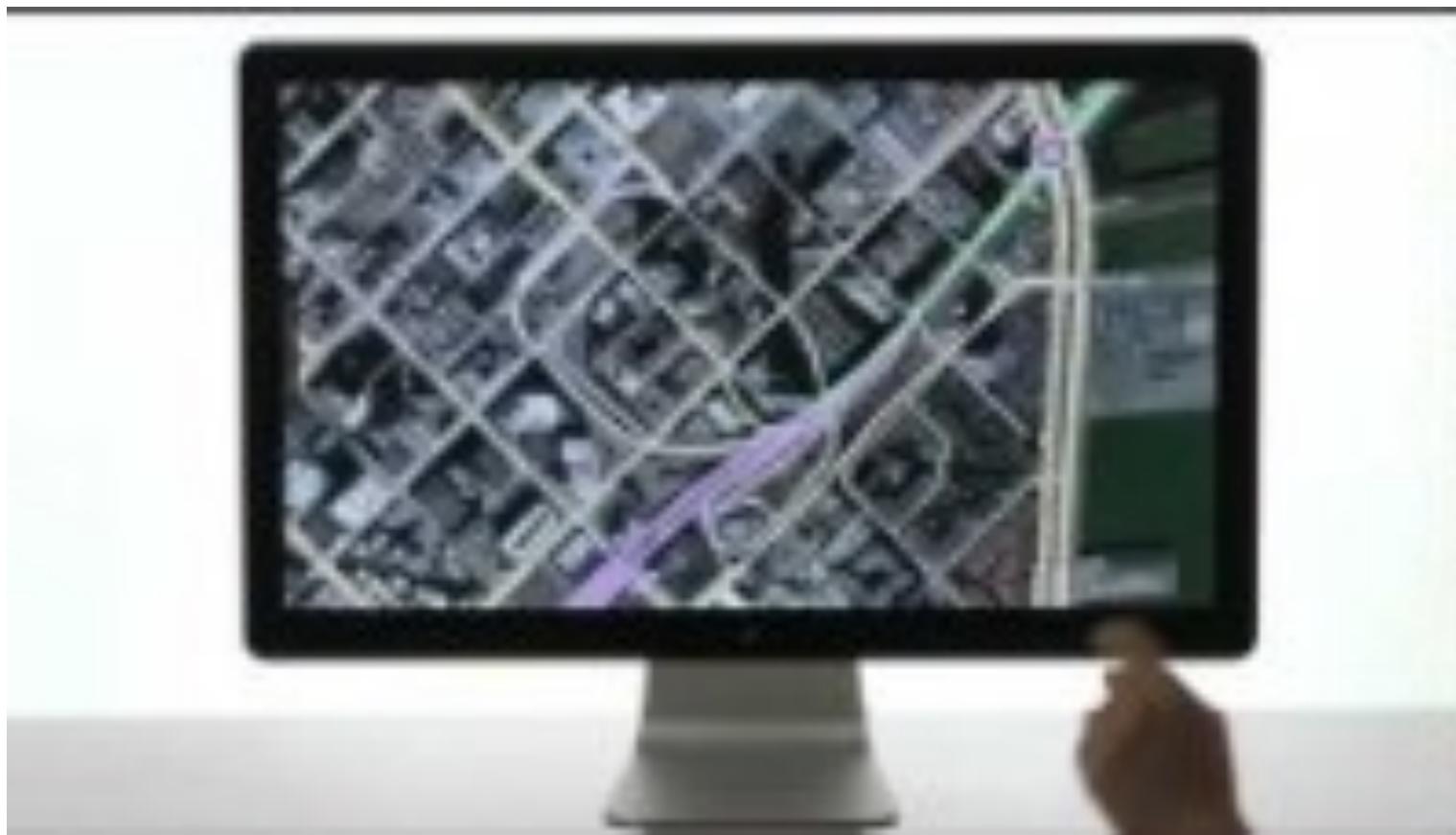
## Exkurs: Leap Motion Controller™ (seit 2019 Ultraleap)



## Exkurs: Leap Motion Controller™ (seit 2019 Ultraleap)



## Exkurs: Leap Motion Controller™ (seit 2019 Ultraleap)



## 3D-Videoanalyse

### Vorteile

- Live-Bilder
- einfach zu verwenden
- genau (markerbasiert)

### Nachteile

- Großer Aufwand
- teuer
- Ungenau (nicht markerbasiert)
- Sichtfeld eingeschränkt
- Bild darf nicht verdeckt sein

## Aufbau der Vorlesung

- 1 Einführung: Einordnung / Begriffserläuterung
- 2 Klassische Mechanik in der Sportbiomechanik
- 3 Messmethoden in der Sportbiomechanik
- 4 Sportbiologie – Muskelaufbau/-funktion

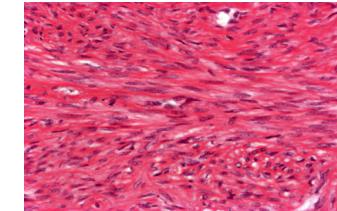




# Differenzierung der Muskulatur

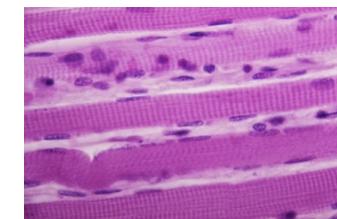
## glatte Muskulatur

- längliche Zellen (Fasern)
- Zellkerne befinden sich in der Zellmitte
- langsam und **unwillkürlich**
- Darmwände, Arterien



## Skelettmuskulatur (quergestreifte Muskulatur)

- sichtbare Querstreifung (abwechselnde Hell- / Dunkelfärbung durch Myofibrillen)
- sehr große und lange Muskelzellen
- Zellkerne befinden sich am Zellrand
- schnell und **willkürlich**



## Herzmuskulatur (quergestreifte Muskulatur)

- Sonderform der quergestreiften Muskulatur
- Zellkerne in der Mitte
- **unwillkürlich**

# Aufgaben der Muskulatur

Ohne Muskeln keine Bewegung!

- Aktive Bewegungen des Körpers (Erschlaffung und Kontraktion)
- Bewegungen können dosiert werden (langsames oder schnelles Gehen)
- Muskeln haben eine Vorspannung (Muskeltonus)
- Muskeltonus erlaubt z.B. Sitzen oder Stehen

# Aufgaben der Muskulatur

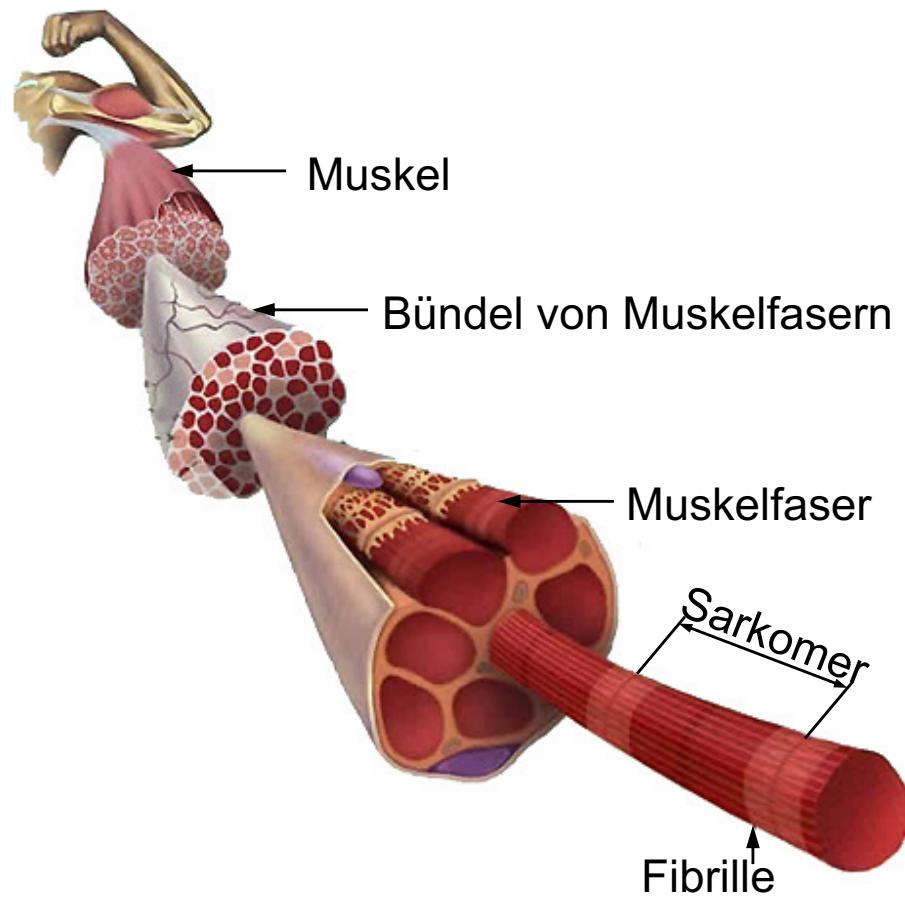
Ohne Muskeln keine Bewegung!

- Aktive Bewegungen des Körpers (Erschlaffung und Kontraktion)
- Bewegungen können dosiert werden (langsames oder schnelles Gehen)
- Muskeln haben eine Vorspannung (Muskeltonus)
- Muskeltonus erlaubt z.B. Sitzen oder Stehen

Muskeln sind die Heizung des Körpers!

- Umsatz von Energie → Erzeugung der Körperwärme
- Frieren oder Zittern ist die Erzeugung zusätzlicher Körperwärme

## Muskelaufbau

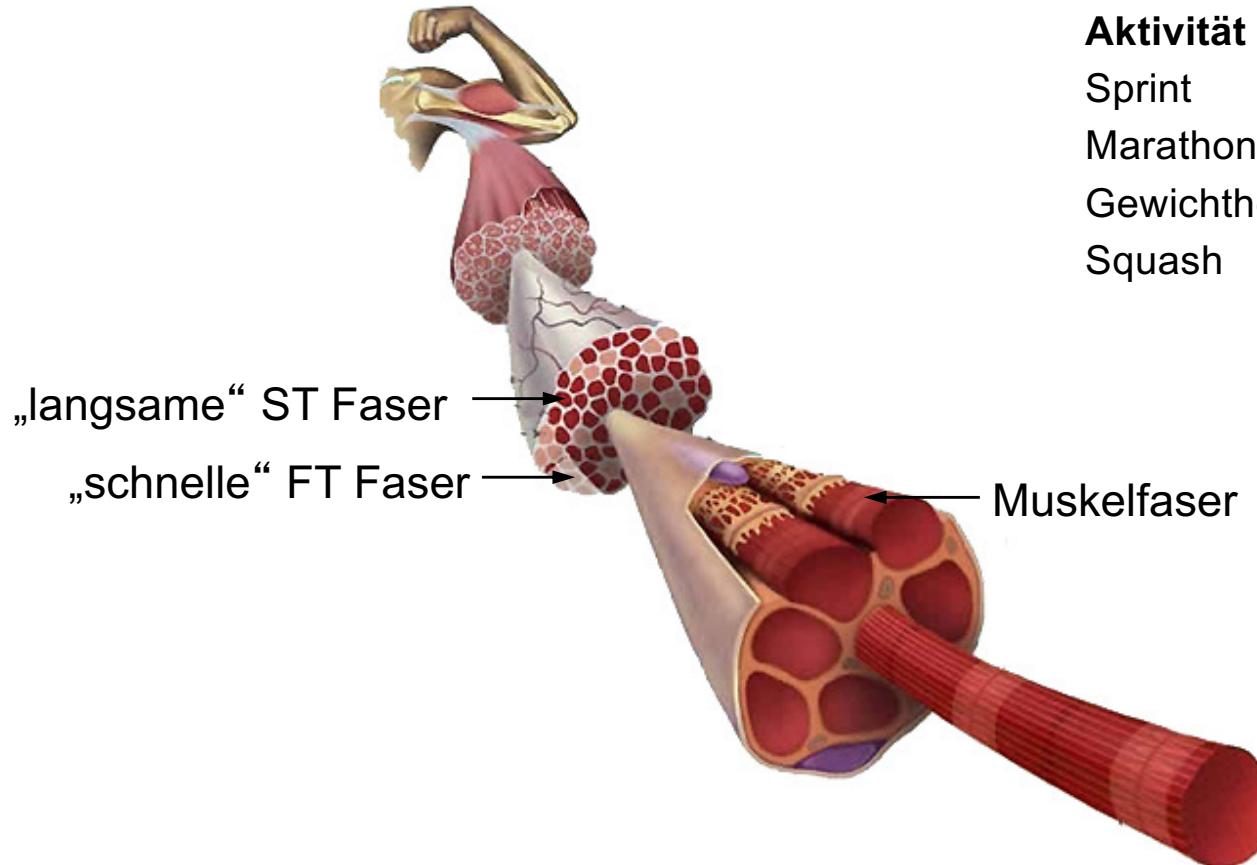


## Muskelaufbau

Anteiliger Einsatz von langsamen (ST) und schnellen (FT) Muskelfasern

Aktivität	ST	FT
Sprint	30%	70%
Marathon	80%	20%
Gewichtheben	30%	70%
Squash	60%	40%

-> lässt sich trainieren

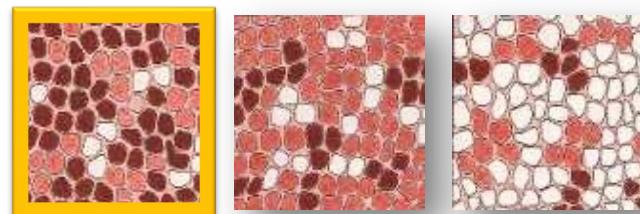


## Muskelfasertypen

### Langsame Muskelfasern: ST-Muskelfasern (slow-twitch)

- niedrige Kontraktionsgeschwindigkeit
- geringe intramuskuläre Spannungsentwicklung
- sehr hohe Ermüdungsresistenz
- hohe aerobe Kapazität (arbeiten mit Sauerstoff) → rote Farbe

Beispiel: Radfahrer, Marathonläufer



## Muskelfasertypen

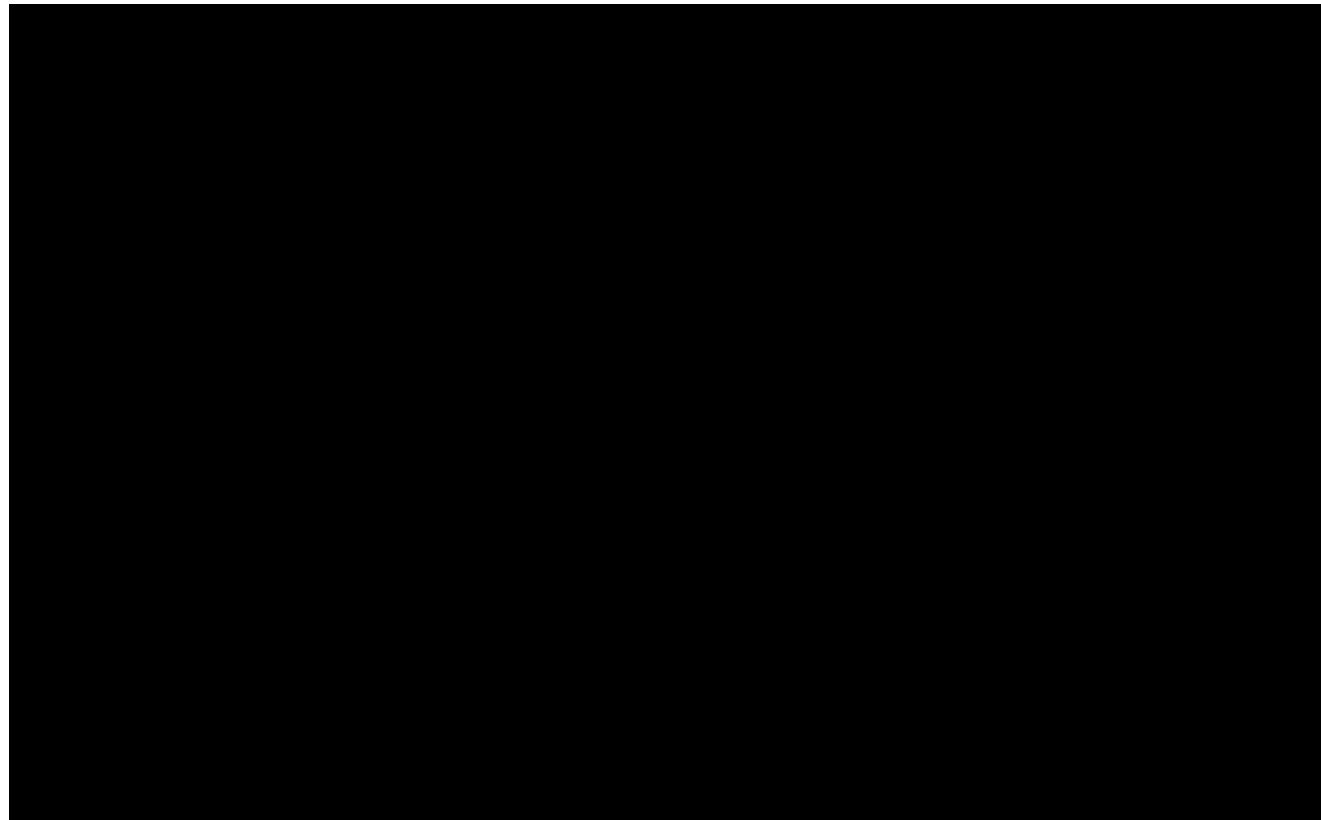
### Schnelle Muskelfasern: FT-Muskelfasern (fast-twitch)

- FTO (oxygen) bzw. FTG (glycogen)
- hohe bis sehr hohe Kontraktionsgeschwindigkeit
- hohe bis sehr hohe intramuskuläre Spannungsentwicklung (4-12)
- niedrige bis sehr niedrige Ermüdungsresistenz
- weiße Farbe

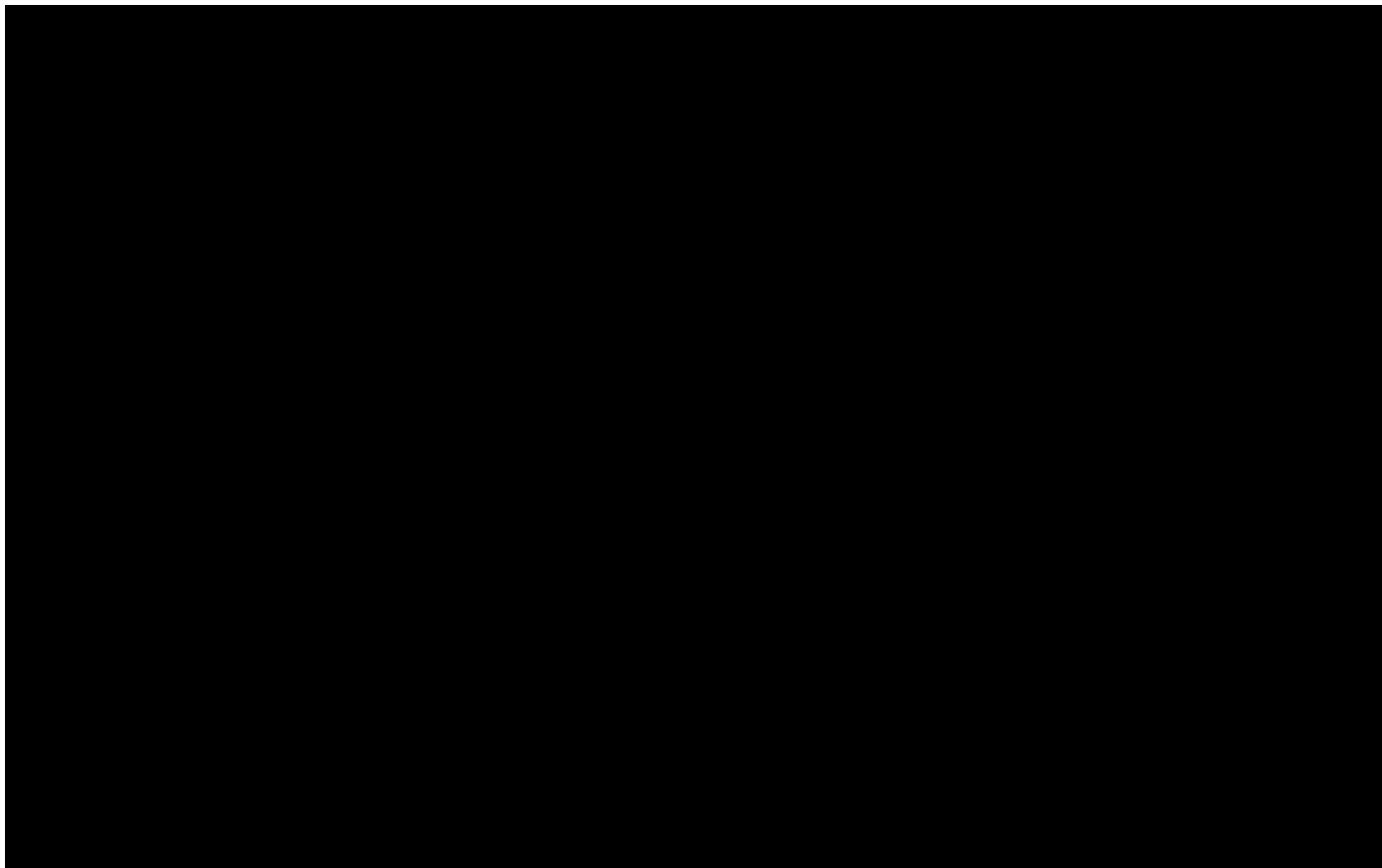
Beispiel: Sprinter, Gewichtheben



## Muskelfasertypen: FT



## Muskelfasertypen: FT + ST



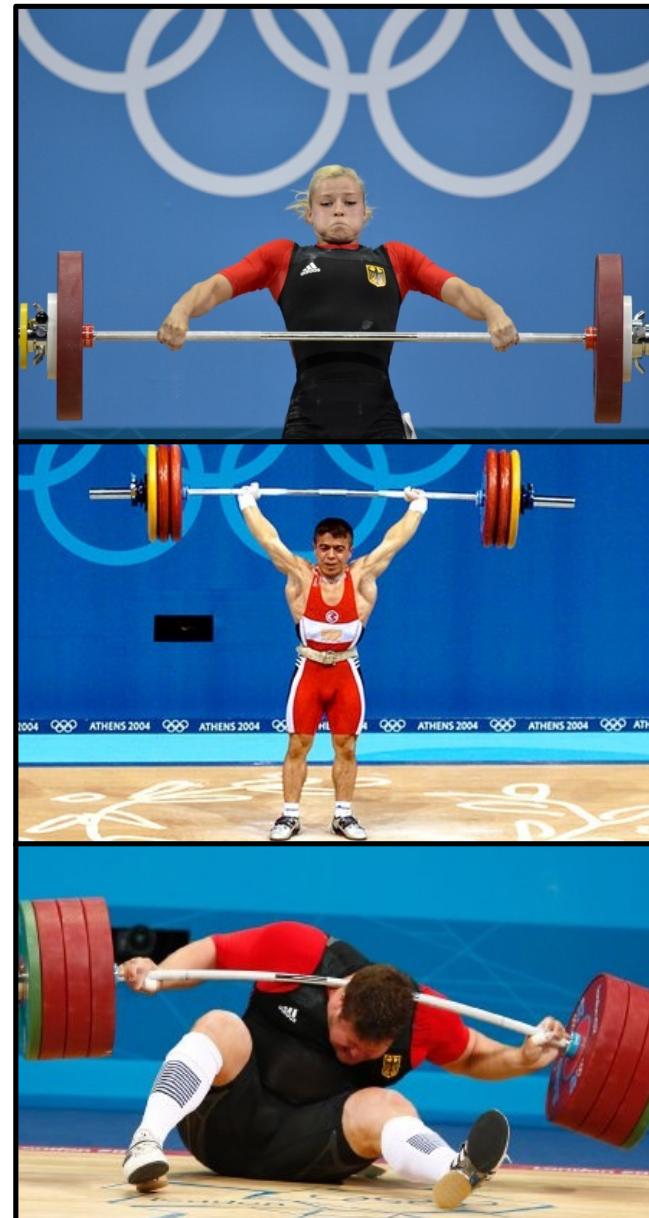
## Kontraktionsformen

**Konzentrisch** (positiv-dynamisch; überwindend):  
Die intramuskuläre Spannung ändert sich und die Muskeln verkürzen sich.

**Isometrisch** (haltend-statisch):  
Es treten intramuskuläre Spannungsänderungen auf, ohne dass es zu einer Längenänderung der Muskeln kommt.

**Exzentrisch** (negativ-dynamisch; nachgebend):  
Es kommt zu Spannungsänderungen und Verlängerung/Dehnung der Muskeln.

-> Muskelkater



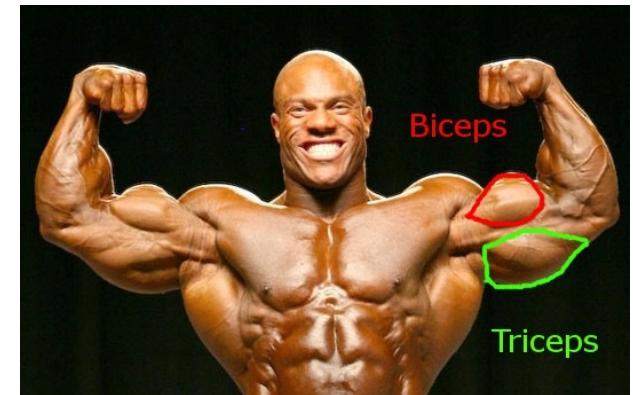
## Intermuskuläre Koordination

### Agonist (Spieler)

~ führt die Bewegung aus → der Muskel kontrahiert

### Antagonist (Gegenspieler)

~ hemmt die Bewegung → Muskel wird gedehnt



Durch das Zusammenspiel beider Muskeln (-gruppen) wird bei einem physiologischen Muskelstatus eine kontrollierte Bewegungsführung möglich bzw. eine Übererregung eines Nerventeilsystems verhindert.

# Intermuskuläre Koordination

## Synergisten

- ~ Muskeln oder Muskelgruppen, die die gleiche Bewegung ausüben  
z. B. die Gruppe der Bauchmuskeln → Gegenspieler Rückenmuskeln

**Agonist und Antagonist sollten immer ungefähr gleich stark ausgebildet sein**

Ungleichgewichte (muskuläre **Dysbalancen**) können zu Fehlhaltungen oder heftige Schmerzen hervorrufen und sogar dauerhafte Schädigungen herbeiführen.

Deshalb werden bei einem ausgewogenen Training und bei rehabilitativen und krankengymnastischen Übungen immer Agonisten und Antagonisten gleichermaßen trainiert.

Vielen Dank!

