

Grundlagen der Biomechanik

Mechanics meets Biology: Angewandte
Forschung in Orthopädie und
Unfallchirurgie"

Jonas Schwer, M.Sc.
(jonas.schwer@uni-ulm.de)

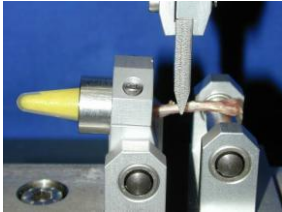
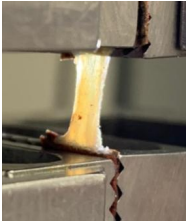
16.01.2026

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

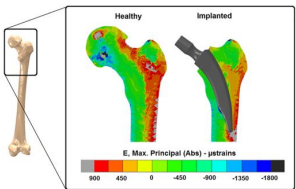


Warum Biomechanik?

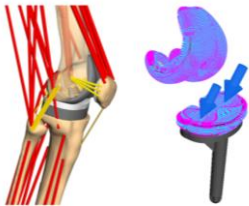
Gewebeeigenschaften



Versagensmechanismen

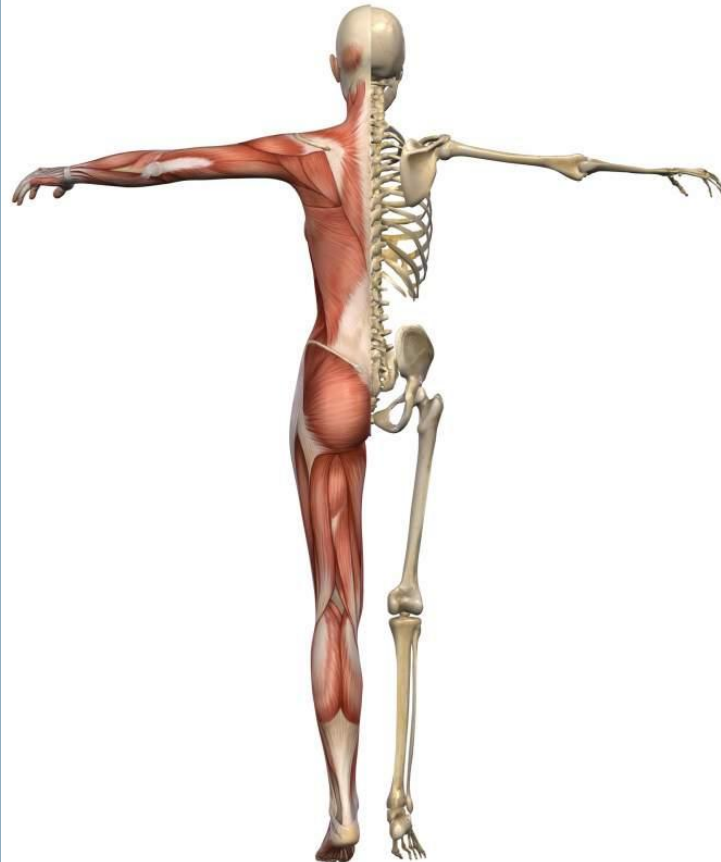


Implantate



Rehabilitation-Strategien

Erforschung des Bewegungsapparats



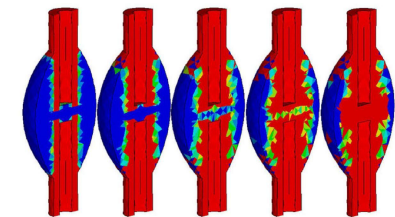
Bewegungsanalyse



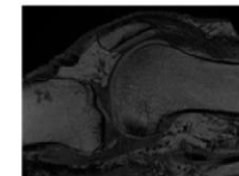
Sportbiomechanik + Equipment



Knochenheilung

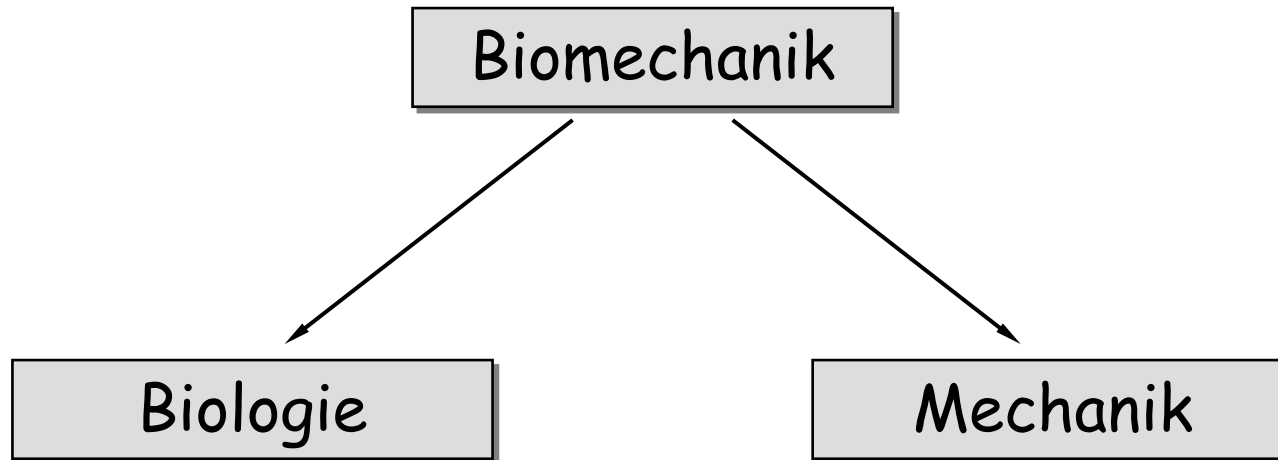


Diagnostik



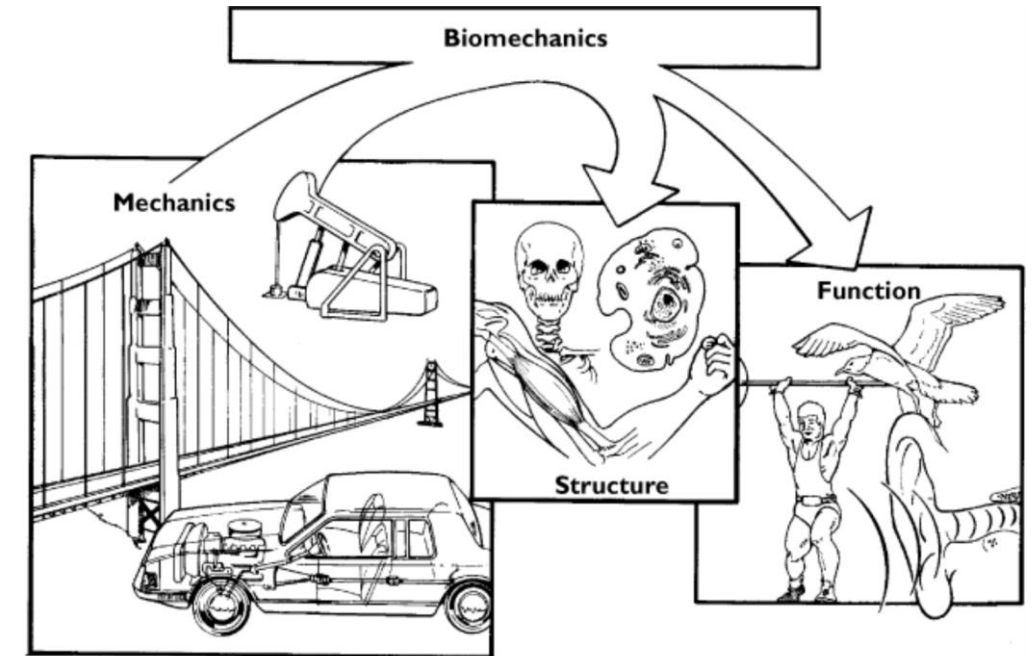
Was versteht man unter Biomechanik?

- 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

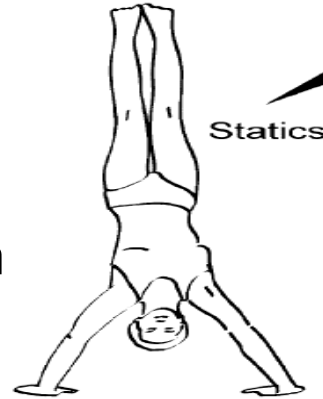
- Mechanische Grundlagen und Begriffe
 - Grundbegriffe
 - Mechanische Prinzipien
- Bestimmung von Struktur- und Materialeigenschaften
 - Kraft-Verschiebungsdiagramm
 - Spannungs-Dehnungsdiagramm
 - Kraft-Verschiebungsdiagramm vs. Spannungs-Dehnungsdiagramm
- Wichtige mechanische Größen
 - Steifigkeit,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

Mechanische Grundlagen und Begriffe

Grundbegriffe

- **Statik:**

- Untersuchung von Objekten in Ruhe oder in gleichmäßiger (konstanter) Bewegung



- **Dynamik:**

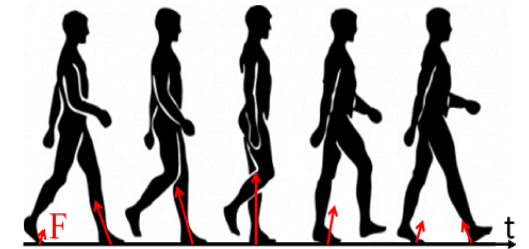
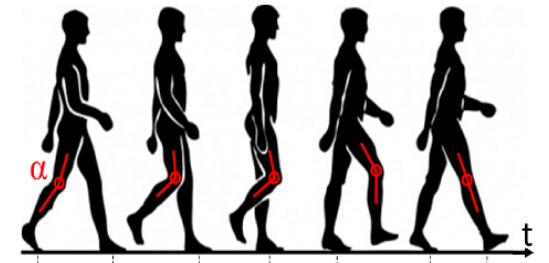
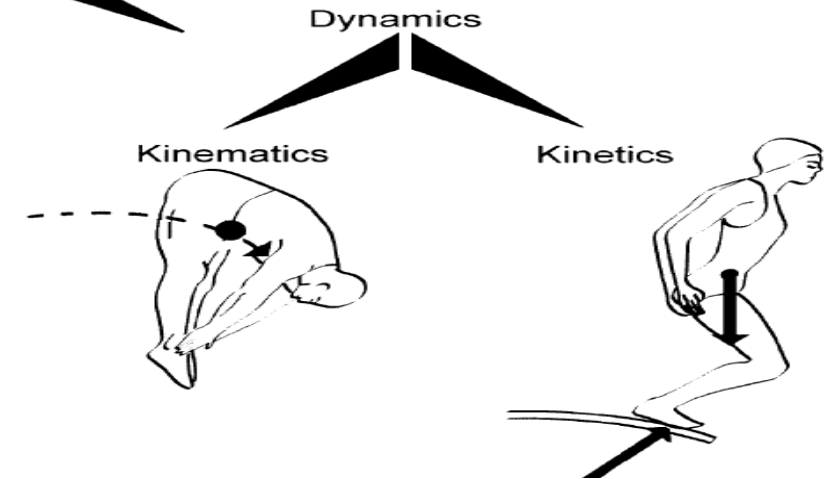
- Vollständige Beschreibung der Kräfte und ihrer Auswirkungen auf die Bewegung von Objekten

- **Kinematik:**

- Beschreibung der Bewegung von Objekten ohne Berücksichtigung der Kräfte, die sie in Bewegung setzen

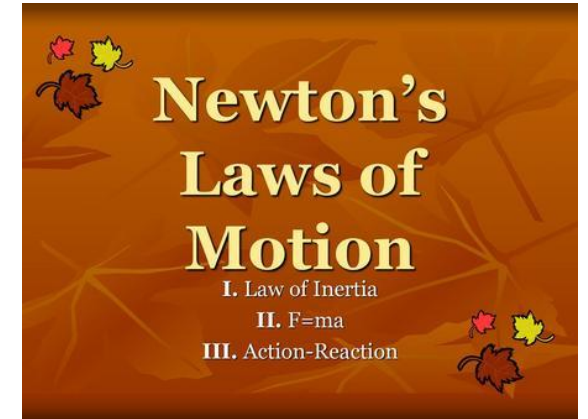
- **Kinetik:**

- Beschreibung der Beziehung zwischen der Bewegung und ihren Ursachen (z. B. Kräfte und Momente)

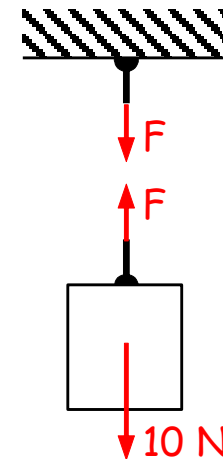


Newton'sche Axiome

- Erstes Newtonsches 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 Newtonsches 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 Newtonsches 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



Zweites Newtonsches Axiom:

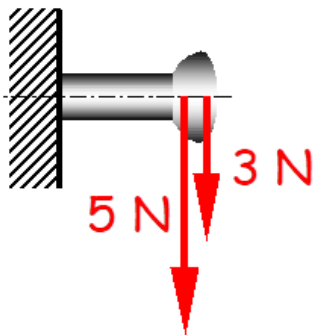
$$\text{Kraft} = \text{Masse} \cdot \text{Beschleunigung}$$

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

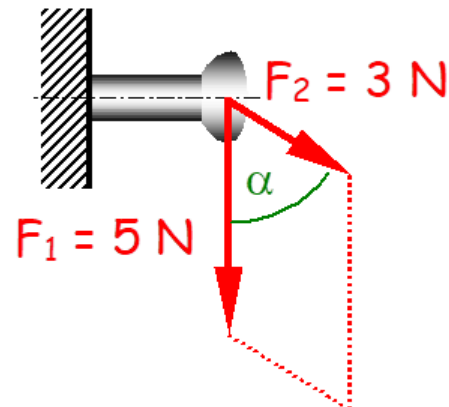
Zum Merken:

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

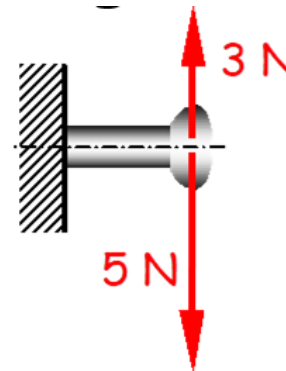
Beträge addieren



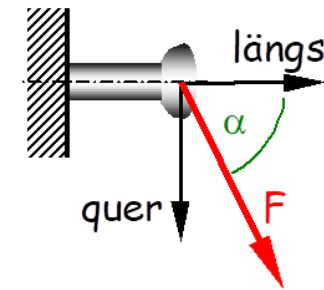
Vektoraddition



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/mm²**

- **Dehnung:**

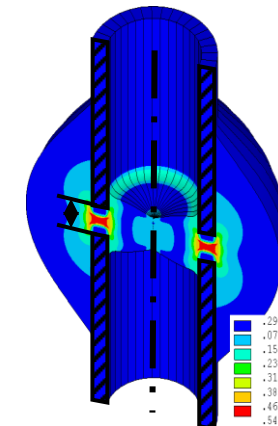
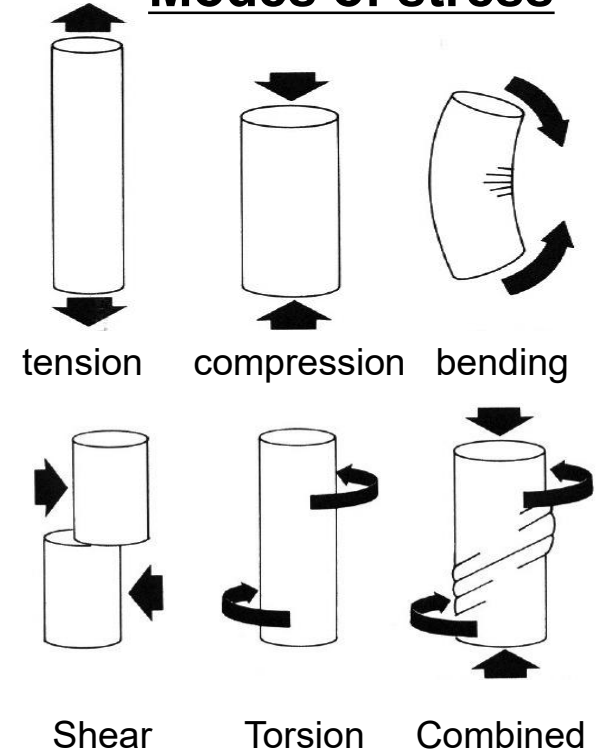
Zum Merken:

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: $\text{N}\cdot\text{m} = \text{kg}\cdot\text{m}^2/\text{s}^2$**

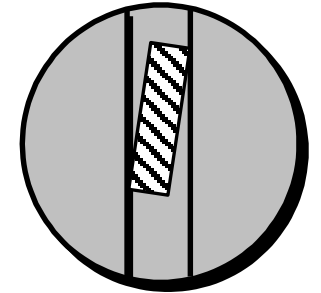
- **Biegemoment:**

- Moment einer Kraft bezüglich eines Punktes P

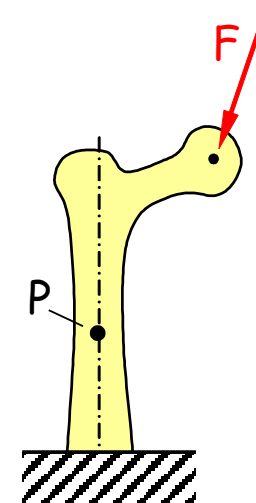
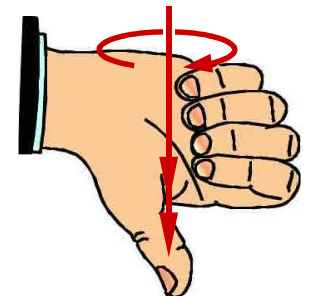
Zum Merken:

Moment = Kraft mal Hebelarm

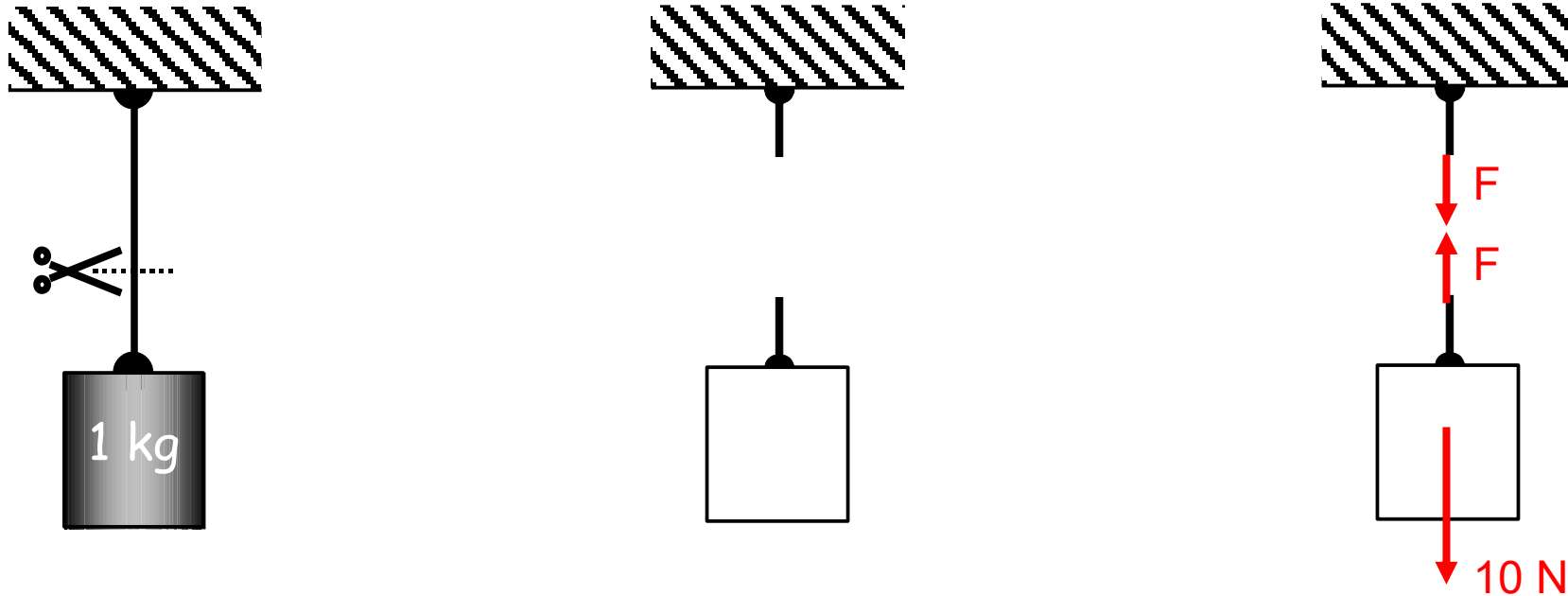
Schlitzschraube



Rechte-Hand-Regel:



Schnittprinzip (Euler) und Freikörperbild



Zum Merken:

Erst schneiden dann Kräfte und Momente eintragen.

Freikörperbild = völlig freigeschnittenes Teilsystem

Statisches Gleichgewicht

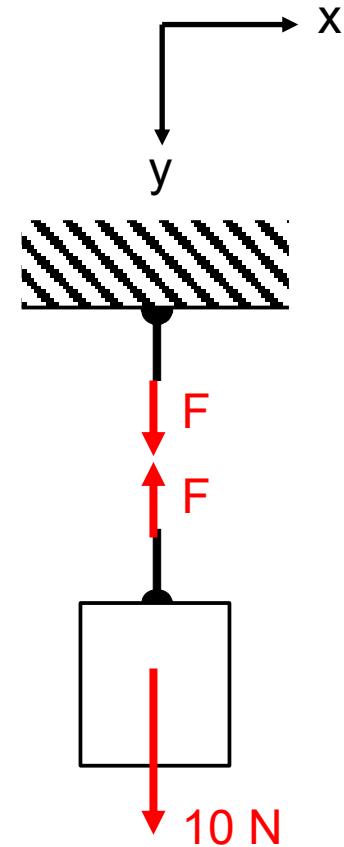
Wichtig:

Gleichgewicht nur an "Freikörperbildern"

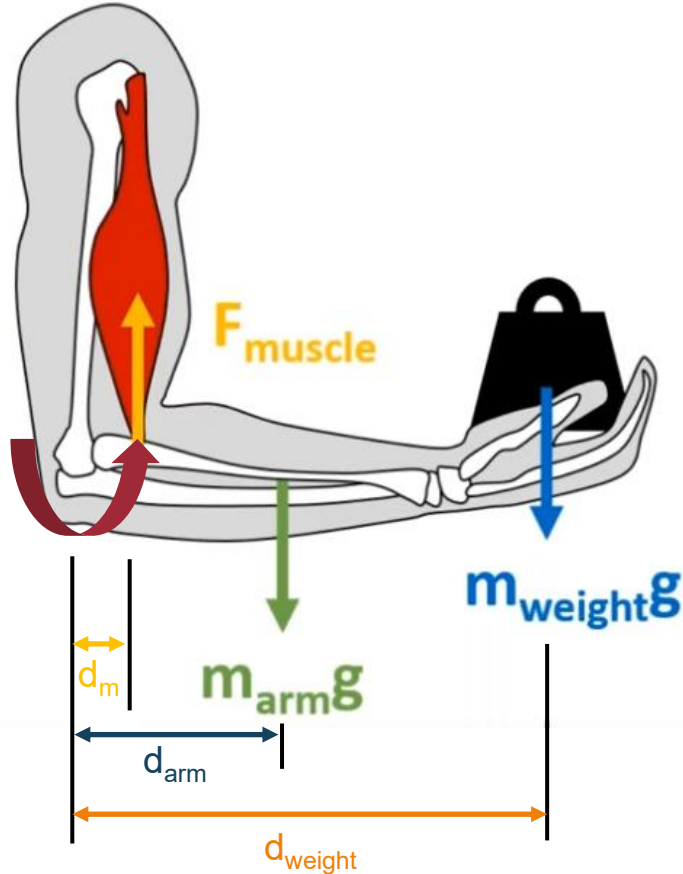
Für ein **ebenes** (2D) Problem gelten **3** Gleichungen:

$$\begin{aligned} \text{Summe aller Kräfte in x - Richtung : } F_{1,x} + F_{2,x} + \dots &\stackrel{!}{=} 0, \\ \text{Summe aller Kräfte in y - Richtung : } F_{1,y} + F_{2,y} + \dots &\stackrel{!}{=} 0, \\ \text{Summe aller Momente bezüglich P : } M_{1,z}^P + M_{2,z}^P + \dots &\stackrel{!}{=} 0. \end{aligned}$$

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



Beispiel Oberarm



Gegeben:

- Masse Unterarm
- Masse Gewicht
- Abstände/Hebelarme

Gesucht:

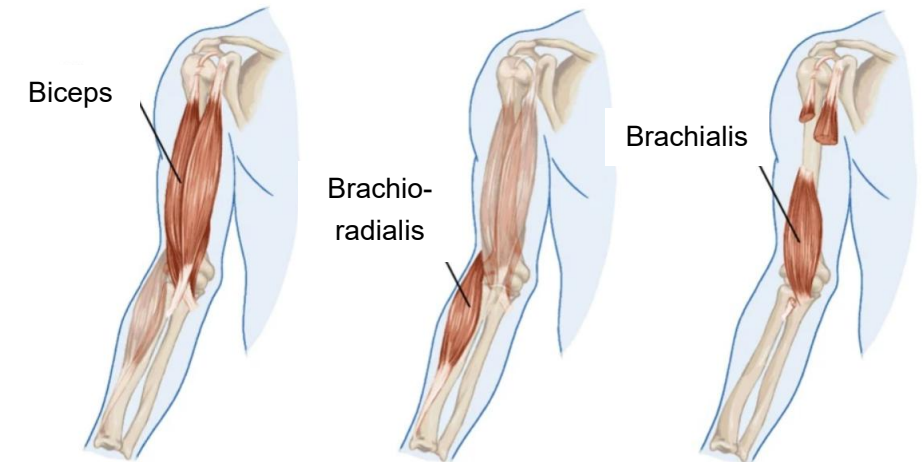
- Muskelkraft

Momentengleichgewicht:

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

Realität:

$$F_{\text{muscle}} = F_{\text{biceps}} + F_{\text{brachioradialis}} + F_{\text{brachialis}}$$

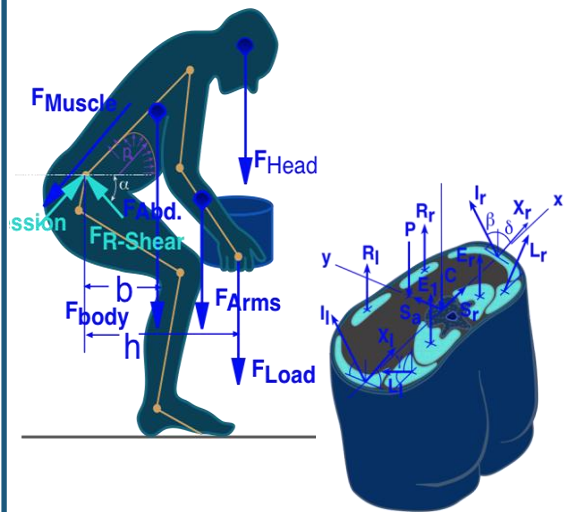


(Source: <https://de.dreamstime.com/stockfoto-zweik%C3%B6pfiger-muskel-brachii-brachioradialis-image27798040>)

*Verteilung der Kräfte
durch zentrales
Nervensystem !*

Modellierungsansätze

Analytical



Conceptual modeling:

translating a mechanical problem into **equations**

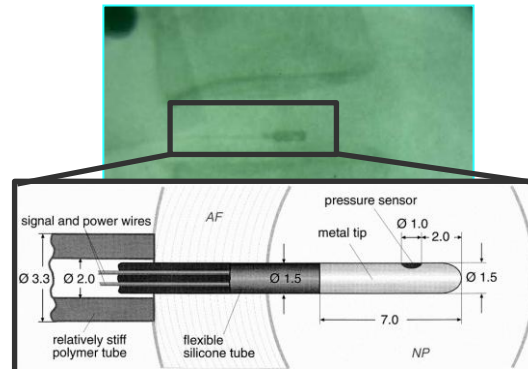
$$\oplus \sum \mathbf{M}_A = 0$$

$$\pm \sum F_x = 0$$

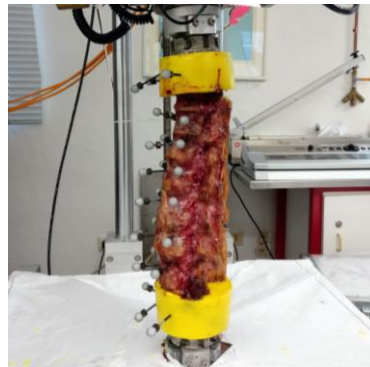
$$+\uparrow \sum F_y = 0$$

Experimental

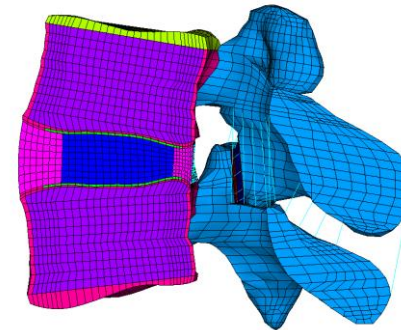
In-vivo measurements



In-vitro measurements



Numerical



Conceptual modeling:

translating a mechanical problem into **equations**

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

$$\pm \sum F_x = 0$$

$$+\uparrow \sum F_y = 0$$

Beobachten und analysieren

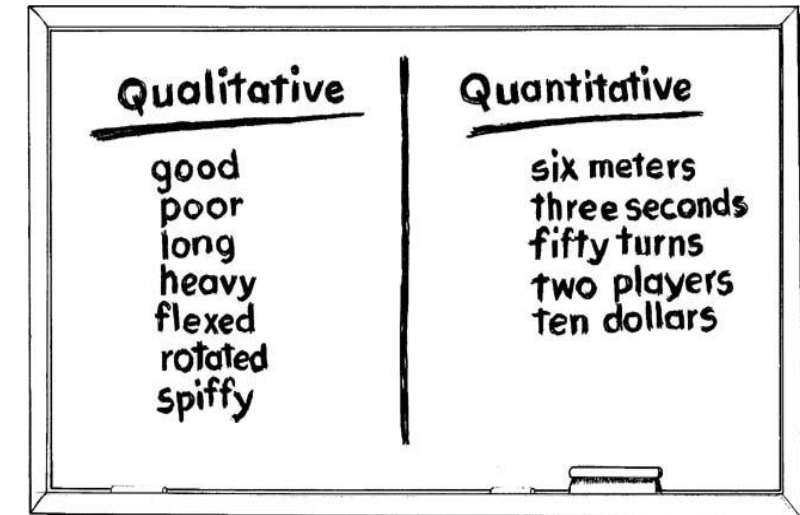
Qualitativ:

- Beobachtung
- Keine Standardisierung

Quantitativ:

- Standardisierung;
- Experiment & Messung

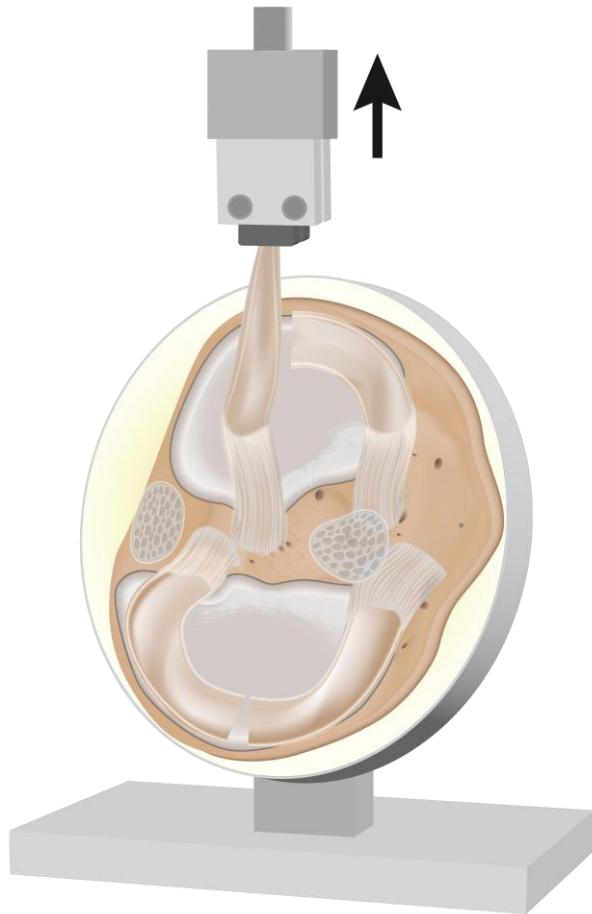
	Qualitative Forschung	Quantitative Forschung
Focus	Ideen erforschen oder Hypothesen/Theorien formulieren	Überprüfung von Hypothesen und Theorien
Analyse	Zusammenfassen, kategorisieren, interpretieren	Mathematik und Statistik
Ausgedrückt in	Worte	Zahlen, Schaubilder, Diagramme und Tabellen, weniger Worte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



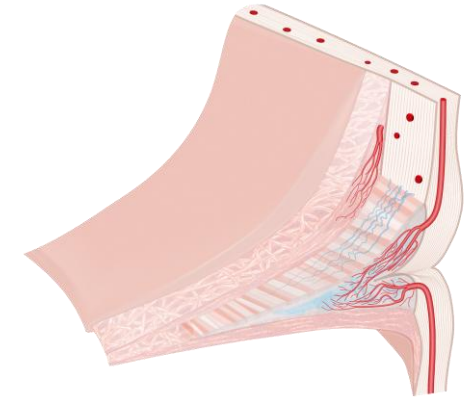
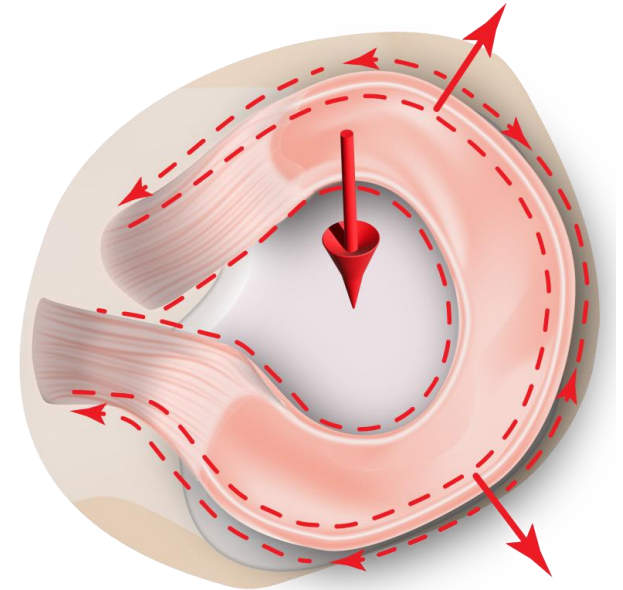
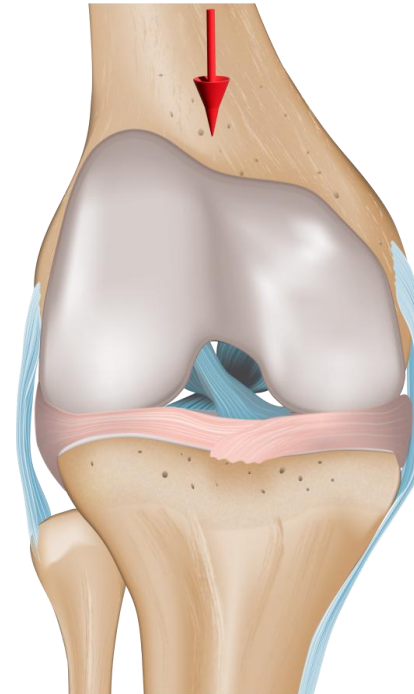
Bestimmung von Struktur- und Materialeigenschaften

Bestimmung von Struktureigenschaften

- Beispiel: Ausreisversuch Meniskusverankerungsligament

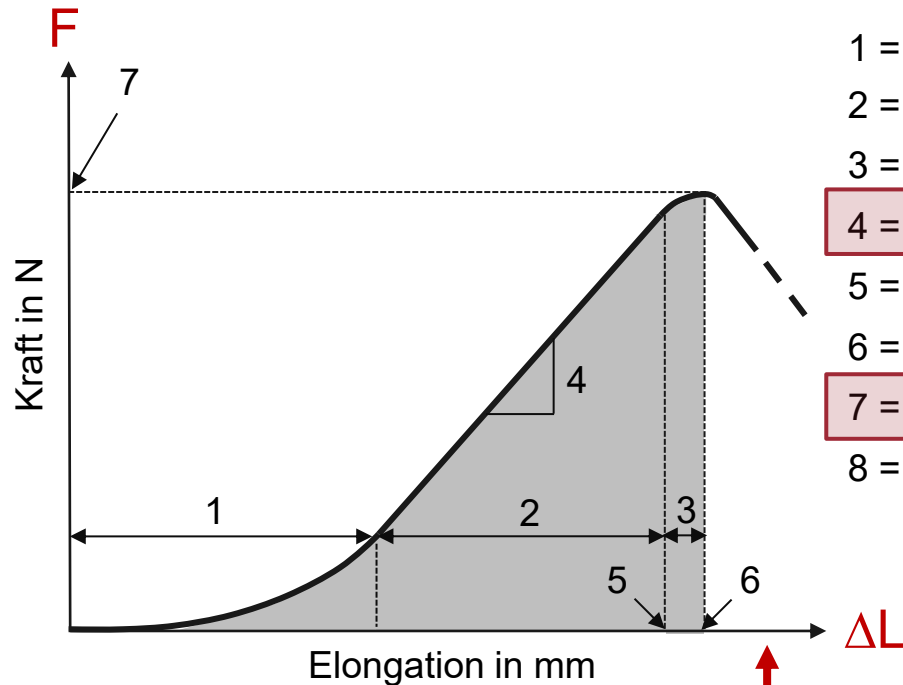
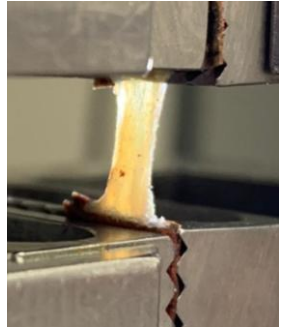
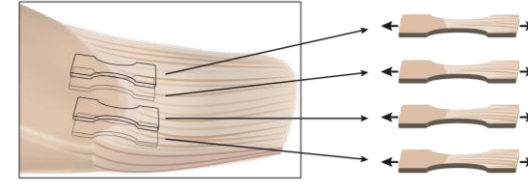


Warum ist eine Belastung auf Zug relevant wenn das Kniegelenk generell auf Druck belastet wird?

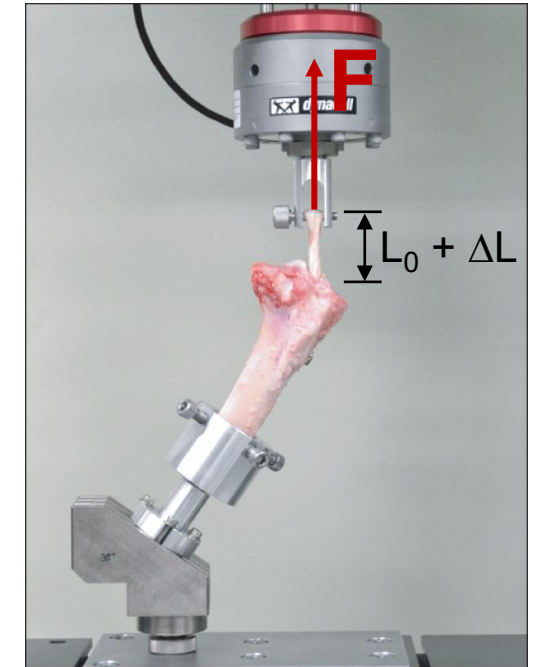


Bestimmung von Struktureigenschaften

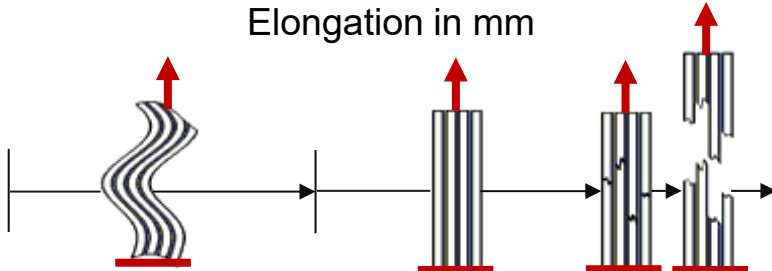
- Beispiel: Ausreisversuch Meniskusverankerungsligament
- Kraft-Verformungs-Diagramm



- 1 = nichtlinear elastischer Bereich (in mm), „toe region“
- 2 = linear elastischer Bereich (in mm)
- 3 = nichtlinear plastischer Bereich (in mm), „yield“
- 4 = (strukturelle/absolute) Steifigkeit (in N/mm)
- 5 = Fließgrenze (in mm), „yield point“
- 6 = Bruchgrenze (in mm), „ultimate failure point“
- 7 = Bruchlast (in N), „ultimate failure load“
- 8 = absorbierte Energie (in kJ, Nmm)

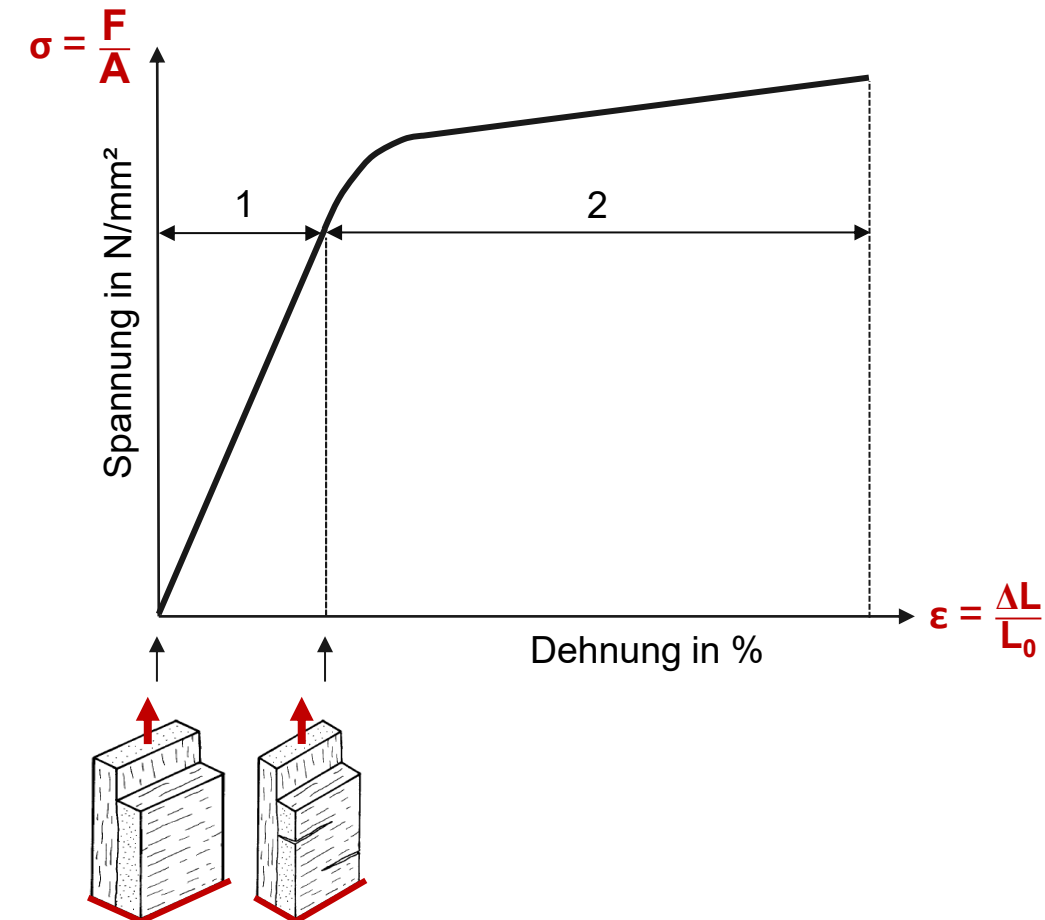


Yang et al. 2014

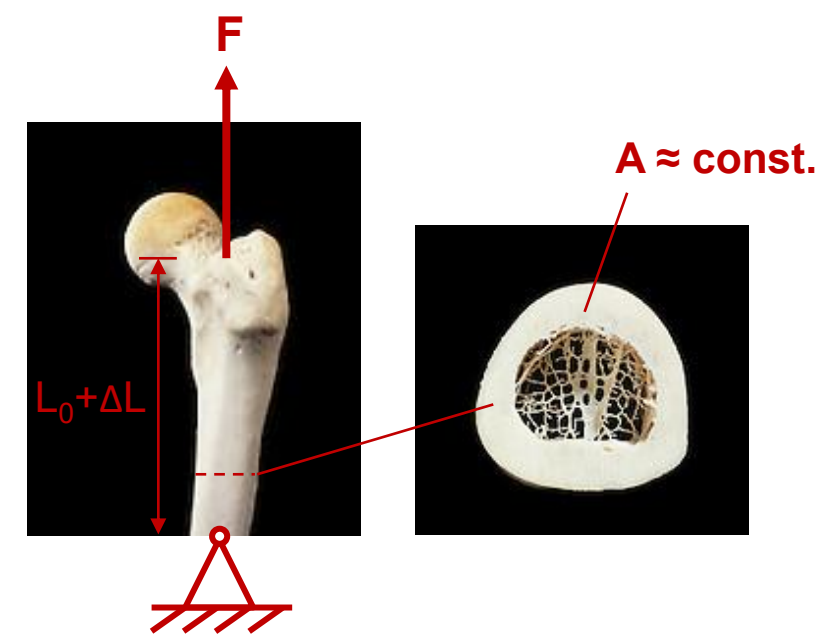


Bestimmung von Materialeigenschaften

- Beispiel: Zugversuch Knochen
- Spannungs-Dehnungs-Diagramm

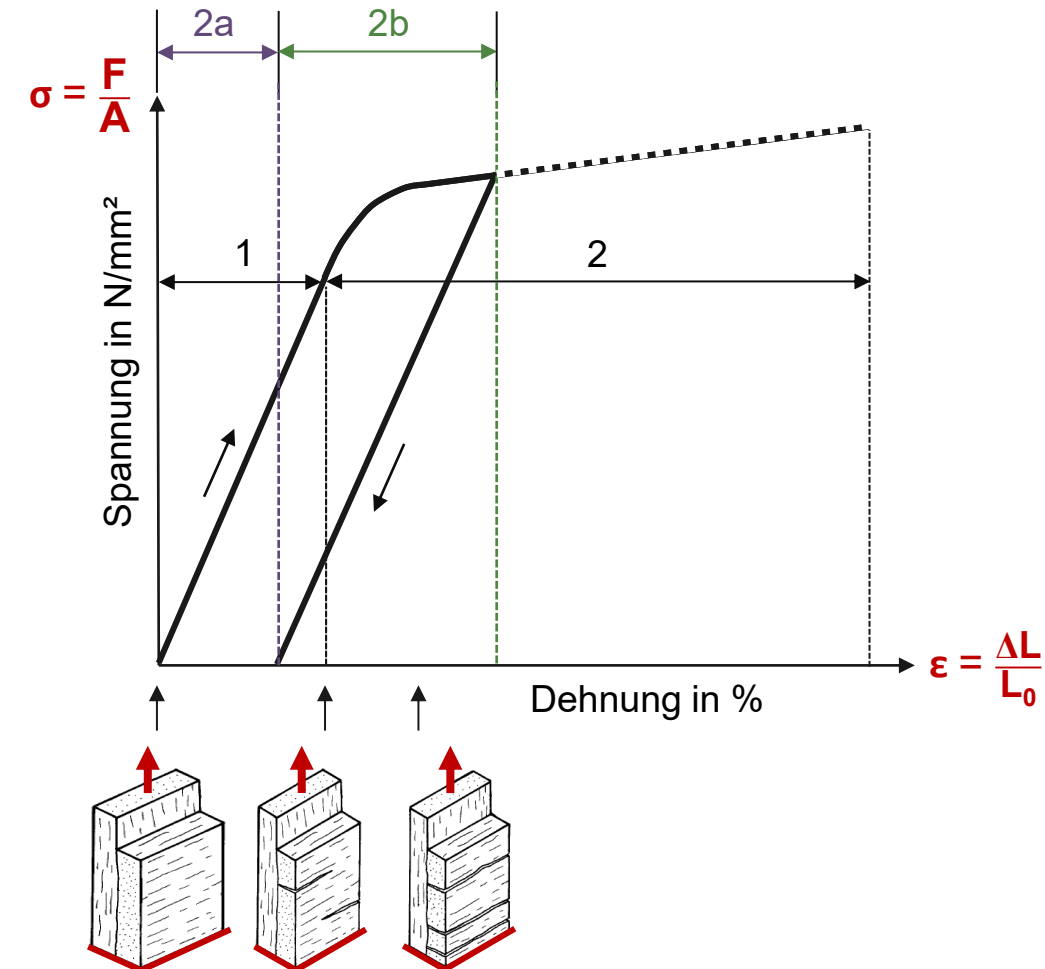


- 1 = linear elastischer Bereich (*keine „toe region“*)
- 2 = nichtlinear plastischer Bereich



Bestimmung von Materialeigenschaften

- Beispiel: Zugversuch Knochen
- Spannungs-Dehnungs-Diagramm



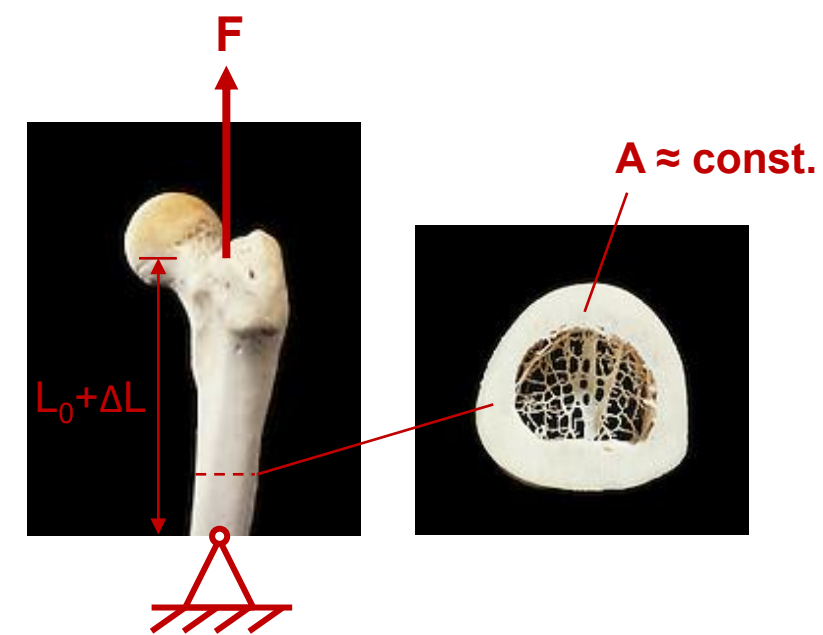
1 = linear elastischer Bereich (*keine „toe region“*)

2 = nichtlinear plastischer Bereich

2a = plastische Dehnung (in %)

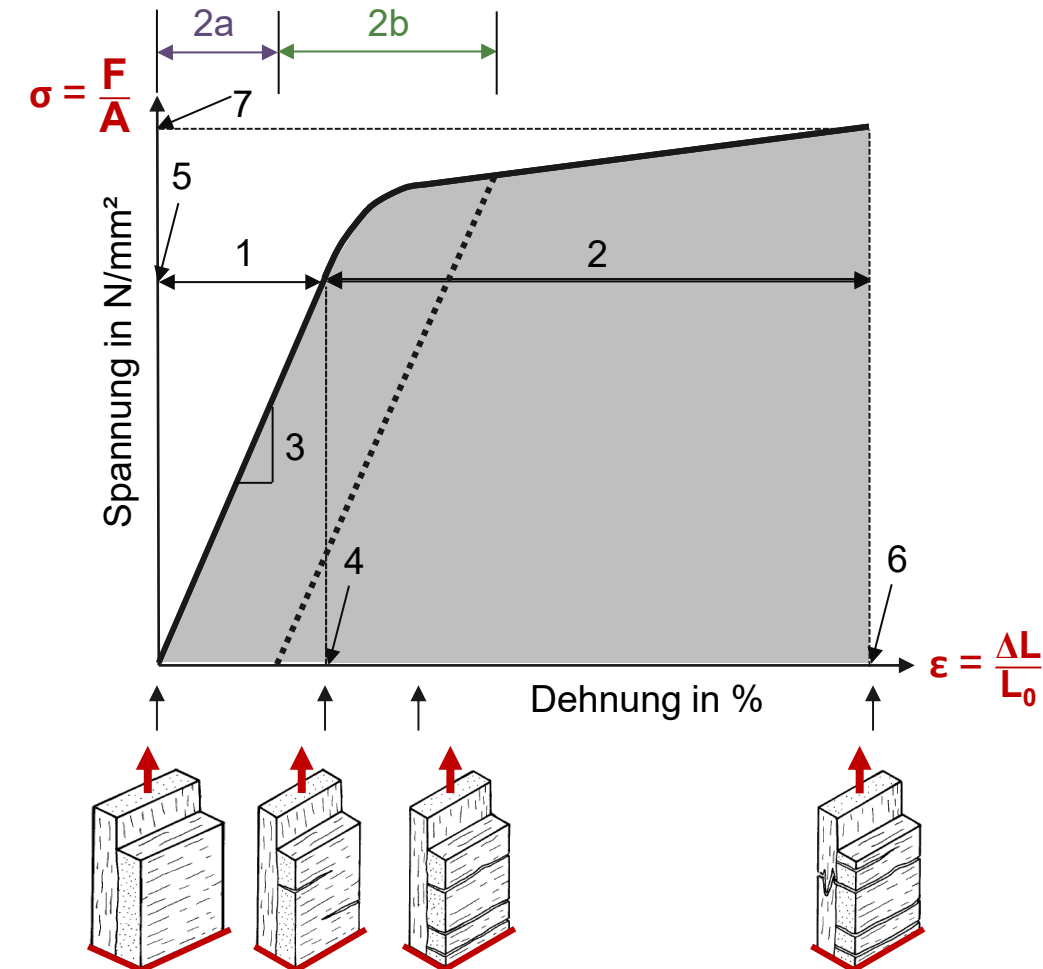
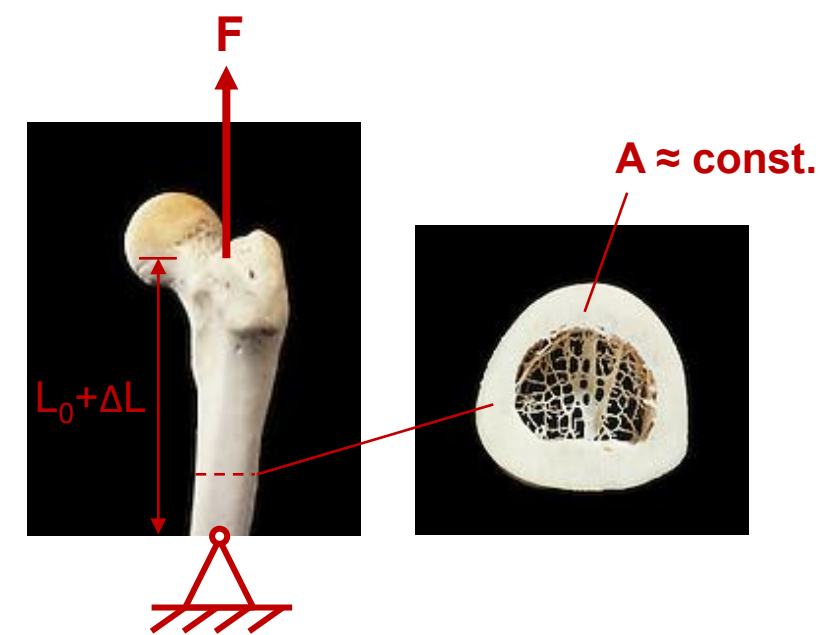
2b = elastische Dehnung (in %)

„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 %)

„strain hardening“

3 = (materielle, relative) Steifigkeit (in N/mm², MPa)

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

5 = Bruchgrenze (in N/mm², MPa), „yield strength“

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

7 = Ultimative Spannung (in N/mm², MPa), „ultimate strength/stress“

8 = Elastische Dehnungsenergie (in kJ/m³), „elastic strain energy“

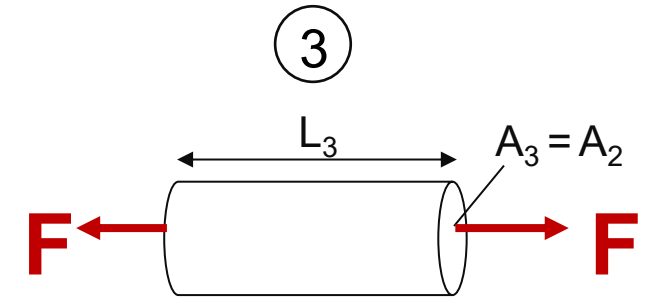
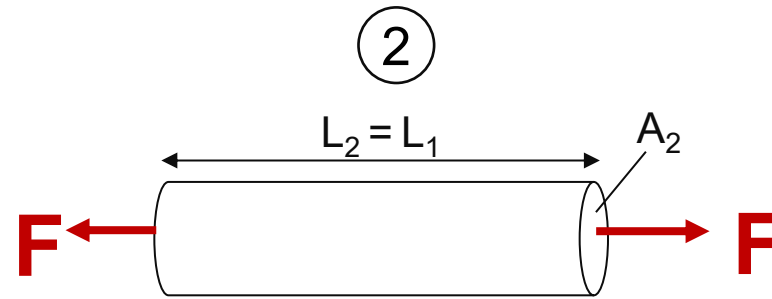
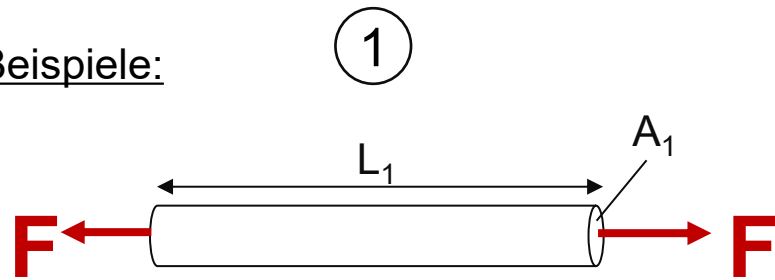
8 = Härte (in kJ/m³), „toughness“

Kraft-Verschiebungs- vs. Spannungs-Dehnungs-Diagramm

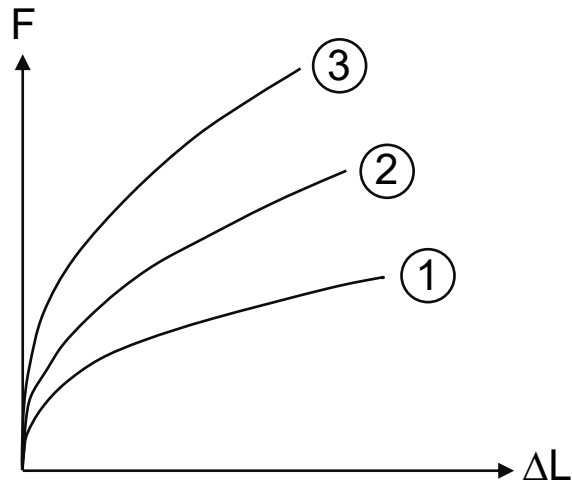
Struktureigenschaften

Struktur- und Materialeigenschaften

Beispiele:



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



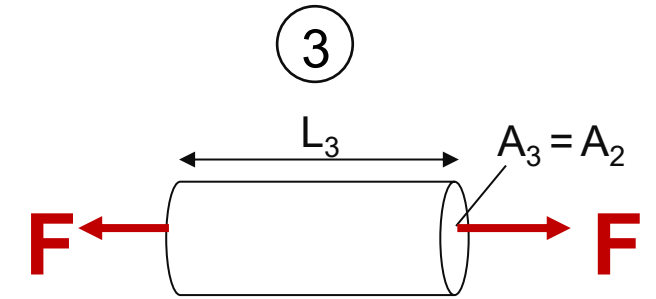
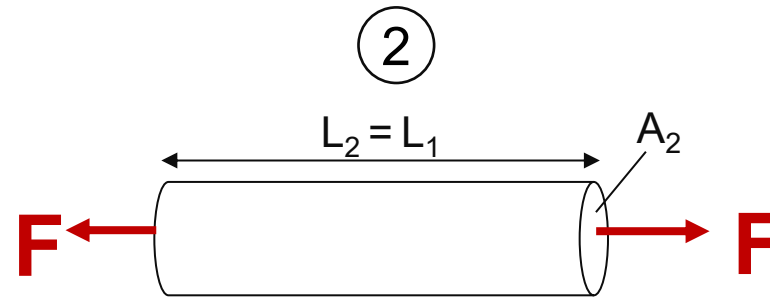
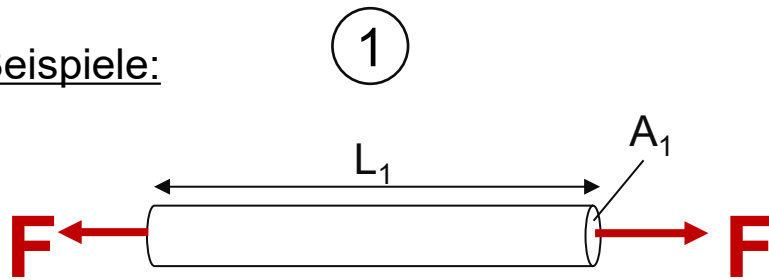
3 Kurven... Wie kann
 ich daraus
 Materialeigenschaften
 ableiten?

Kraft-Verschiebungs- vs. Spannungs-Dehnungs-Diagramm

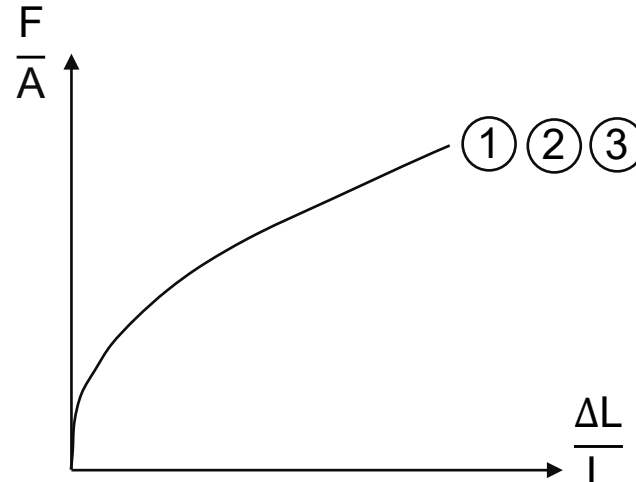
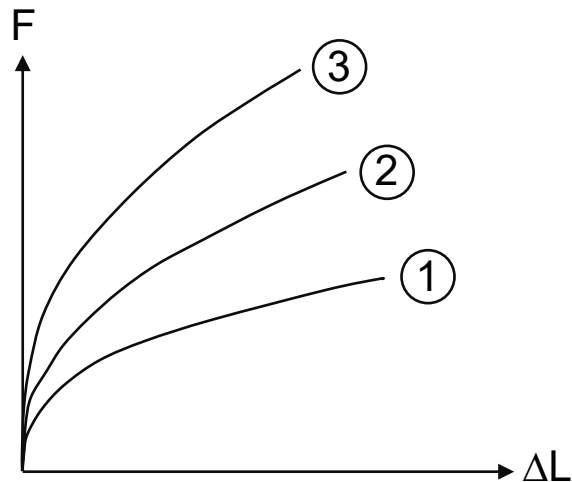
Struktureigenschaften

Struktur- und Materialeigenschaften

Beispiele:



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



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

Unabhängig von der Geometrie!

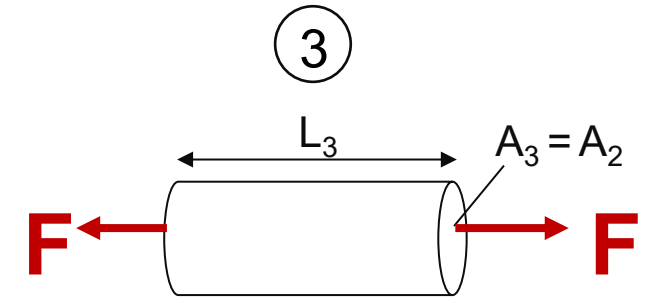
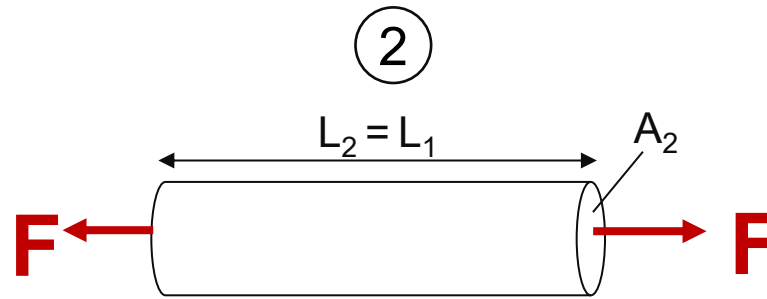
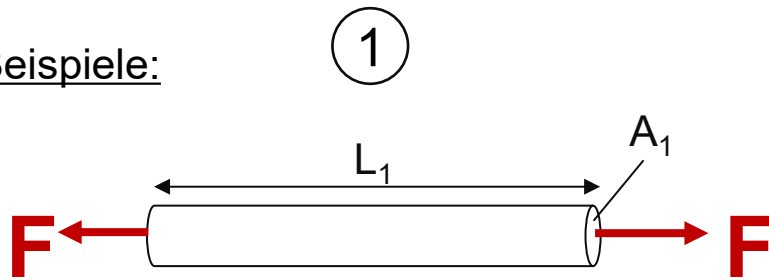
Einzelne Kurve eindeutig für ein bestimmtes Material

Kraft-Verschiebungs- vs. Spannungs-Dehnungs-Diagramm

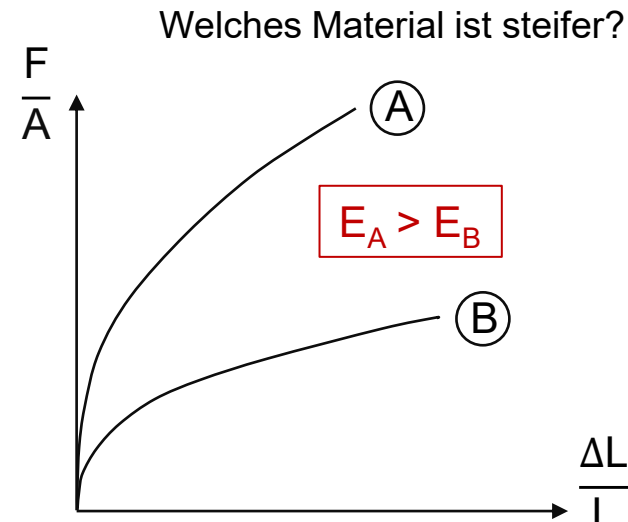
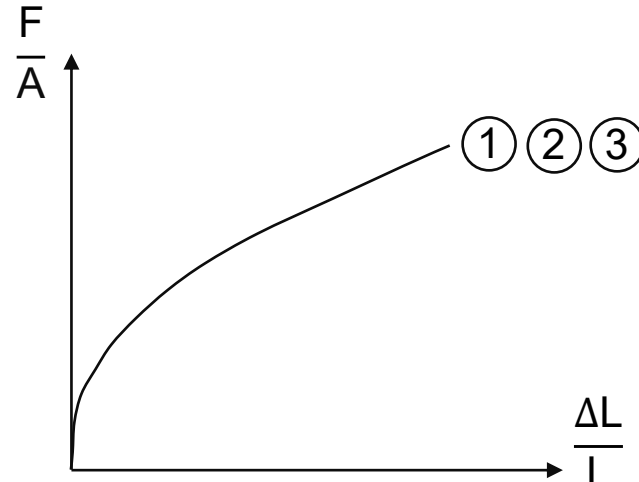
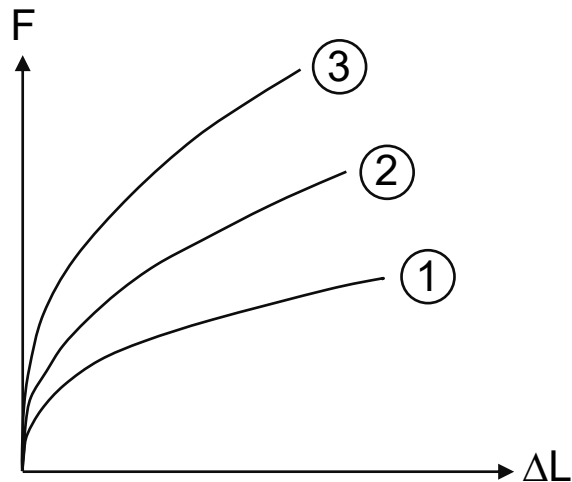
Struktureigenschaften

Struktur- und Materialeigenschaften

Beispiele:



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



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 entgegensetzt

Hauptprinzip:

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

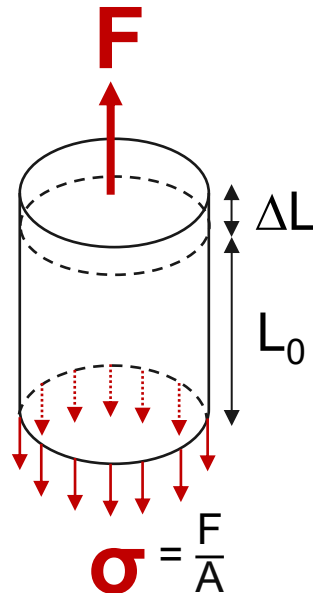
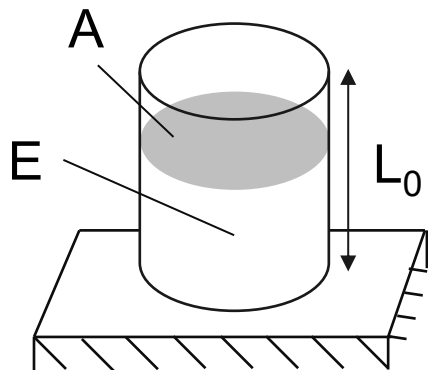
Mathematische Formulierung:

Angewandte Kraft = Verformung x Materialeigenschaften x Geometrie

Steifigkeit

!!!

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



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 entgegensetzt

Hauptprinzip:

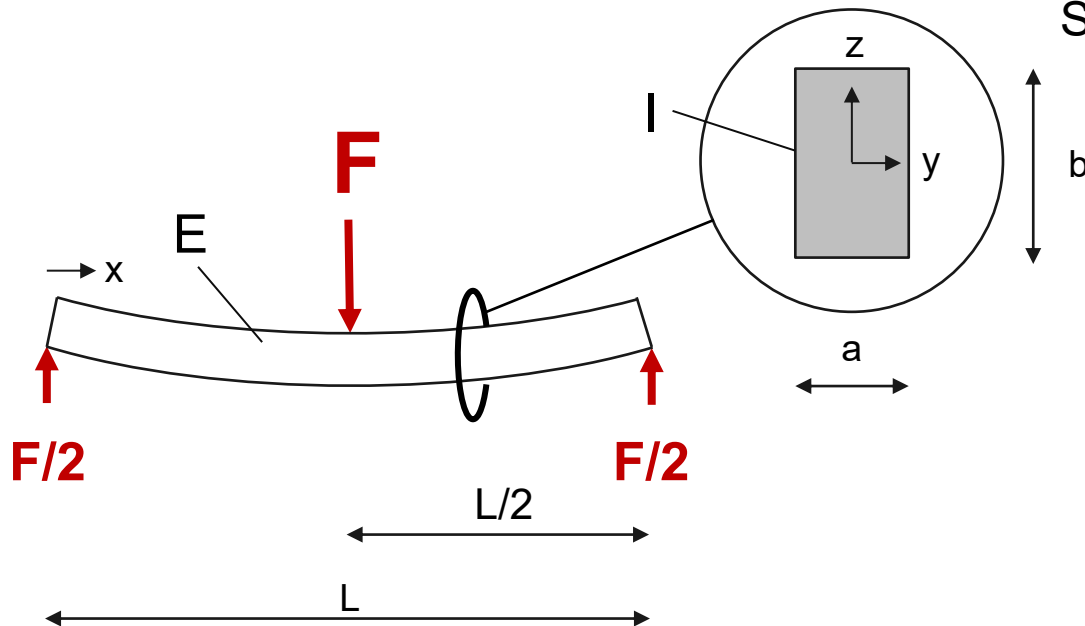
Kraft auf ein Objekt → *Verformung* des Objekts in Abhängigkeit von *Materialeigenschaften* & *Geometrie*

Mathematische Formulierung:

Angewandte Kraft = Verformung x Materialeigenschaften x Geometrie

!!!

Steifigkeit



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 entgegensetzt

Hauptprinzip:

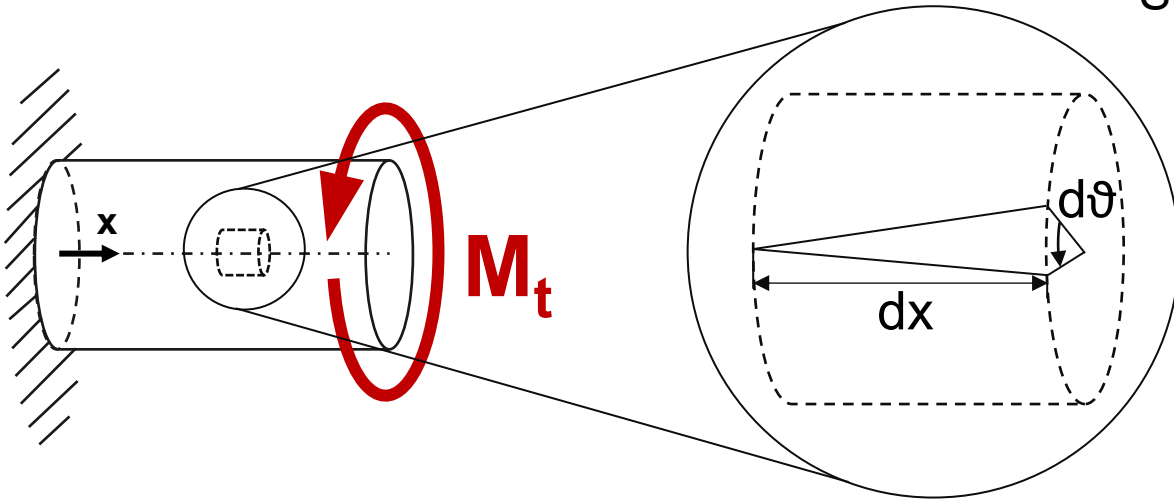
Kraft auf ein Objekt → *Verformung* des Objekts in Abhängigkeit von *Materialeigenschaften* & *Geometrie*

Mathematische Formulierung:

Angewandte Kraft = Verformung x Materialeigenschaften x Geometrie

!!!

Steifigkeit



Torsionssteifigkeit (torsional stiffness):

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

G: Schubmodul

I_t : Flächenträgheitsmoment

Steifigkeit (stiffness)

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

Hauptprinzip:

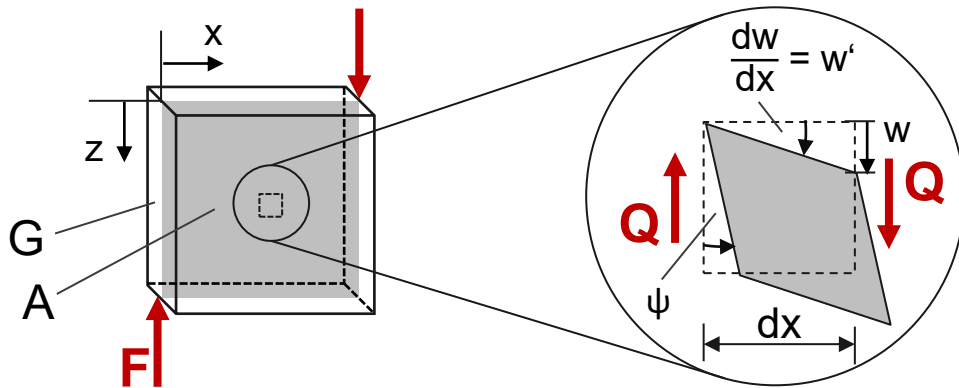
Kraft auf ein Objekt → *Verformung* des Objekts in Abhängigkeit von *Materialeigenschaften* & *Geometrie*

Mathematische Formulierung:

Angewandte Kraft = Verformung x Materialeigenschaften x Geometrie

!!!

Steifigkeit



Schersteifigkeit (shear stiffness):

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

G: Schubmodul
A: Querschnittsfläche
 κ : Korrekturfaktor

Steifigkeit (stiffness)

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

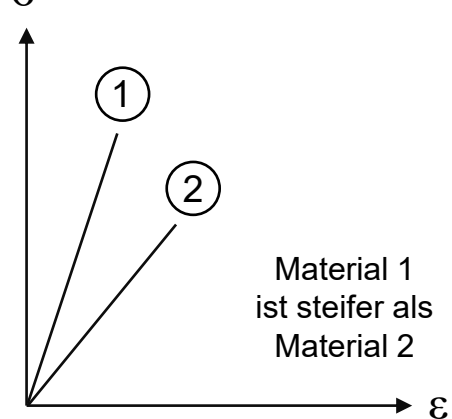
≠ Festigkeit (strength)

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

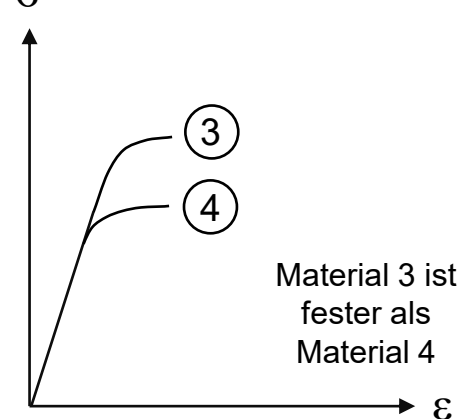
≠ Härte (toughness)

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

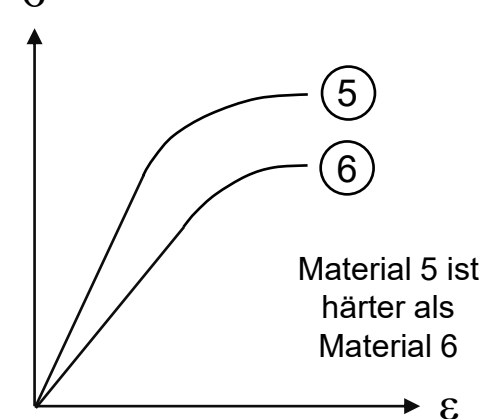
σ Welches Material ist steifer?



σ Welches Material ist fester?



σ Welches Material ist härter?



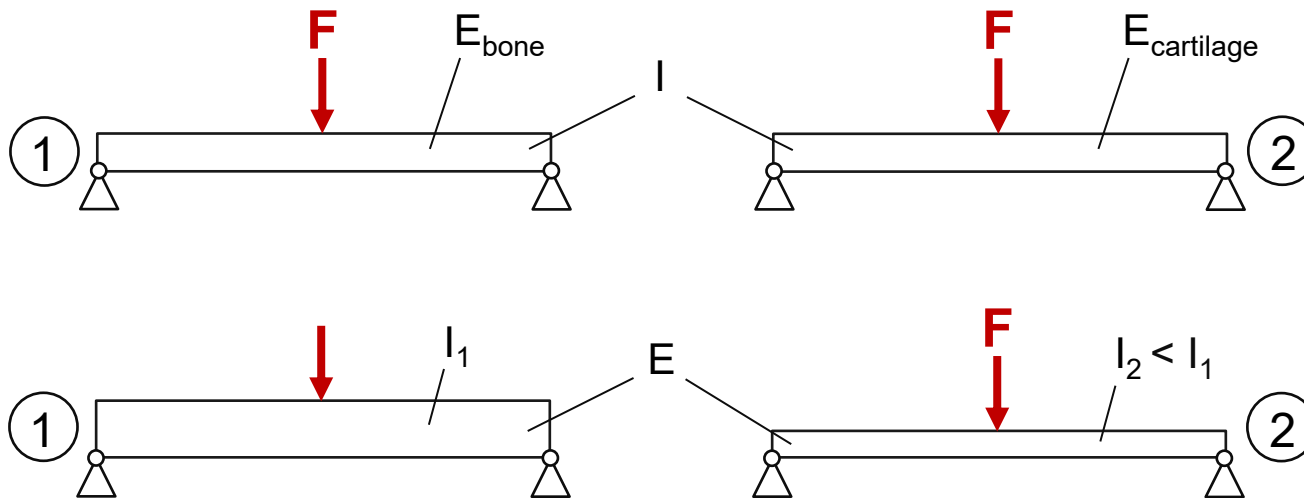
Steifigkeit (stiffness) \neq Elastizitätsmodul (elastic modulus)

Steifigkeit = Eigenschaft einer **Struktur**

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

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

→ nur abhängig vom **Material**



Was ist steifer (1/2)?

$$s_1 > s_2$$

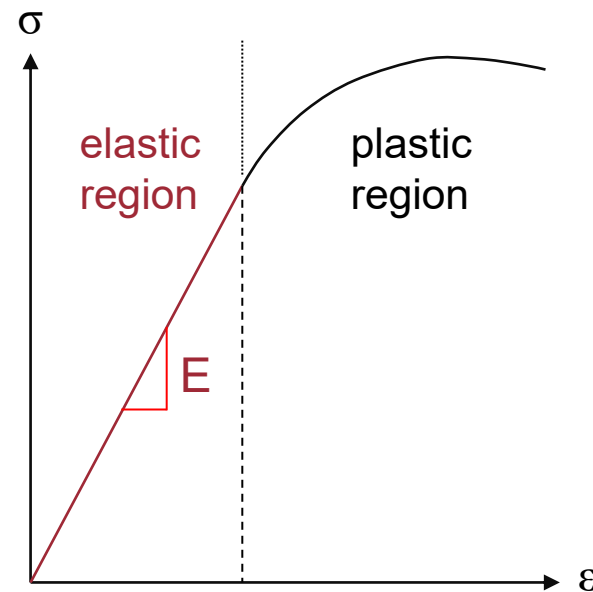
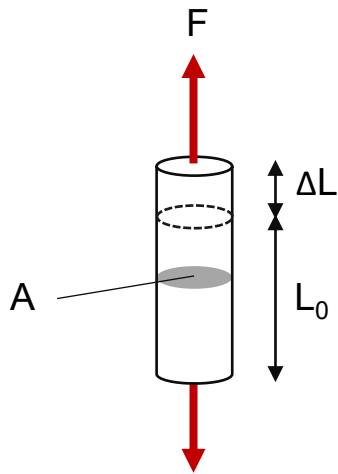
$$s_1 > s_2$$

Elastizitätsmodul λ (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



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

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

→ Young's modulus:

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

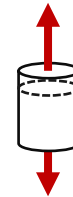
Elastizitätsmodul λ (Young's modulus)

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

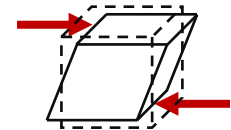
$$\text{Elastizitätsmodul } \lambda = \frac{\text{stress}}{\text{strain}}$$

Die wichtigsten Elastizitätsmoduli:

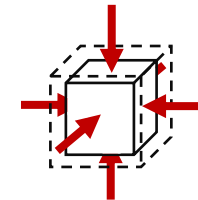
- Young's modulus (E): tensile elasticity = $\frac{\text{tensile stress}}{\text{tensile strain}}$ ($E = \frac{\sigma}{\varepsilon}$)



- Shear modulus (G) / modulus of rigidity (μ): shear elasticity = $\frac{\text{shear stress}}{\text{shear strain}}$ ($G = \frac{\tau}{\gamma}$)



- Bulk modulus (K): volumetric elasticity = $\frac{\text{volumetric stress}}{\text{volumetric strain}}$ ($K = -V \frac{dP}{dV}$)

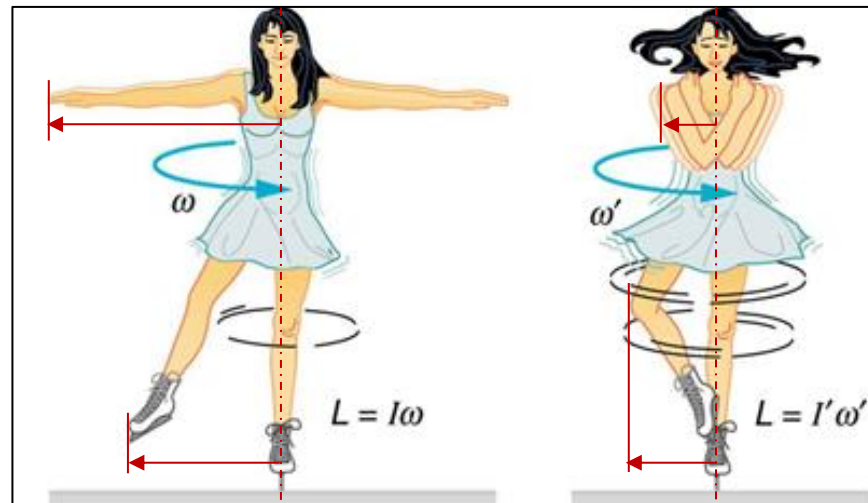


Flächenträgheitsmoment (moment of inertia of area)

= **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



mathworks.com

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

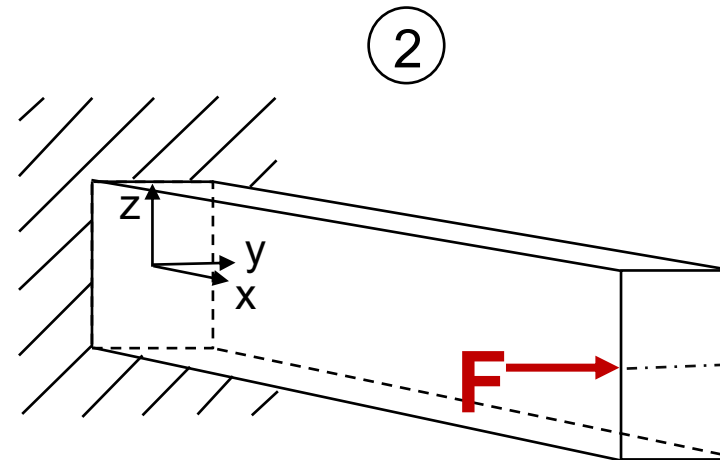
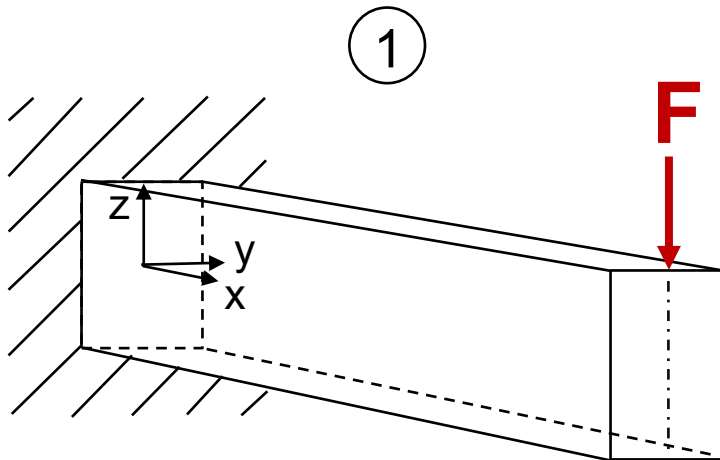
L = Drehimpuls
 ω = Winkelgeschwindigkeit

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

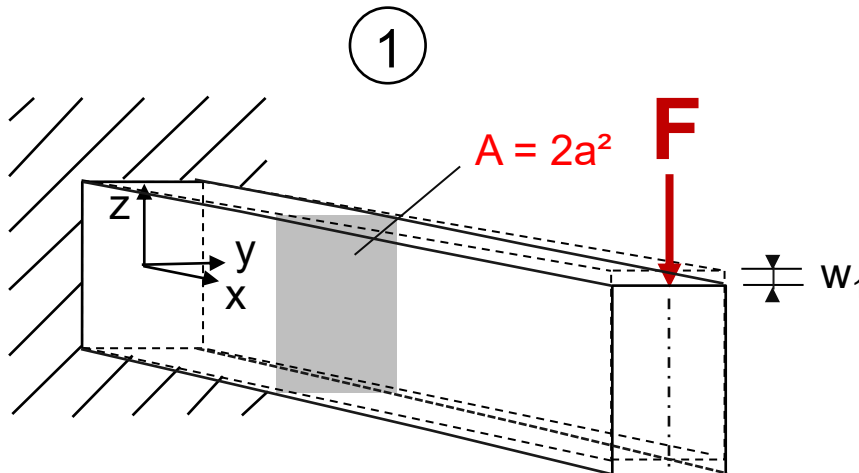
➔ **Warum benötigen wir das?**

Beispiel: Balkenbiegung

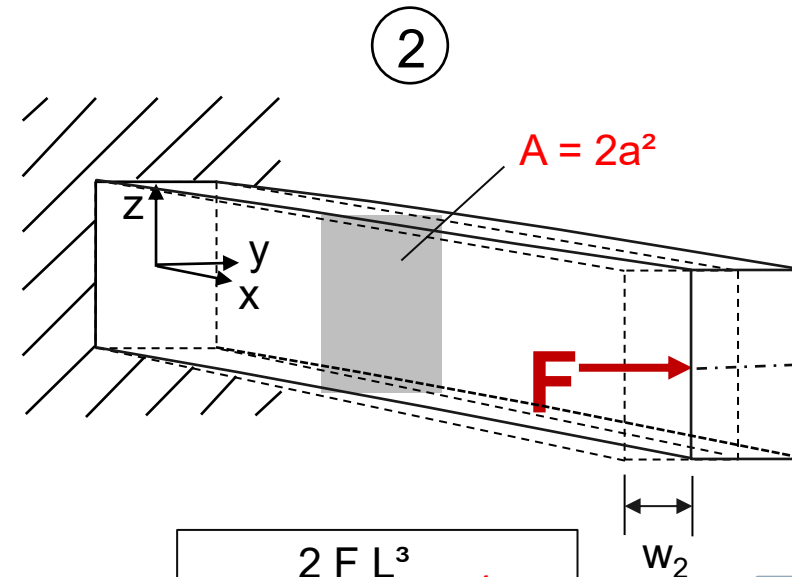
Biegung und Torsion:

Querschnittsfläche keine gültige geometrische Eigenschaft!

→ **Trägheitsmoment der Fläche**



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



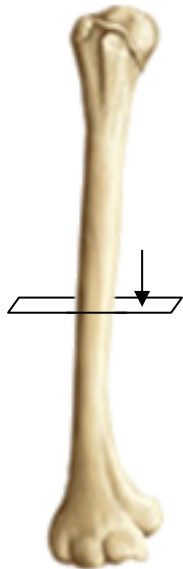
$$w_2 = \frac{2 F L^3}{E a^4} = 4 w_1$$

Flächenträgheitsmoment (moment of inertia of area)

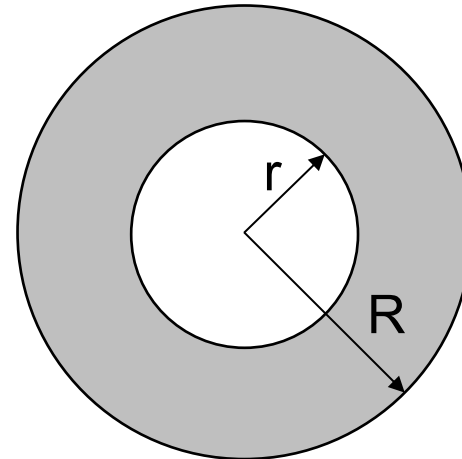
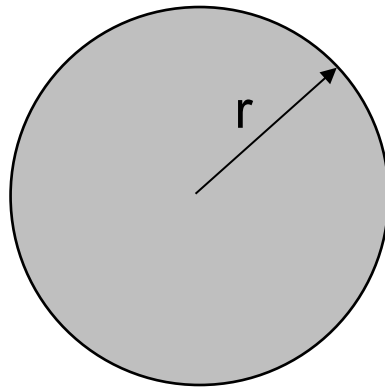
= **geometrische Eigenschaft** einer Fläche, die angibt, wie deren Punkte in Bezug auf eine beliebige Achse verteilt sind

➔ **Warum benötigen wir das?**

Beispiel: Knochen (kompakter Knochen vs. hohler Knochen)



$r = 13 \text{ mm}$



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

Biegung und Torsion:

Querschnittsfläche keine gültige geometrische Eigenschaft!

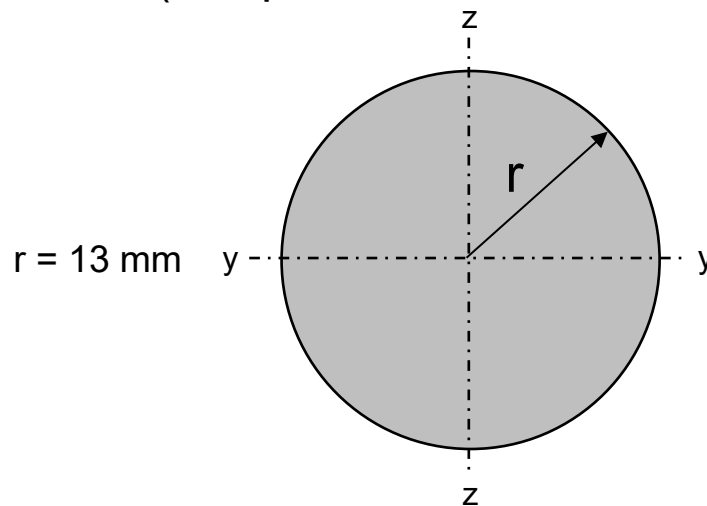
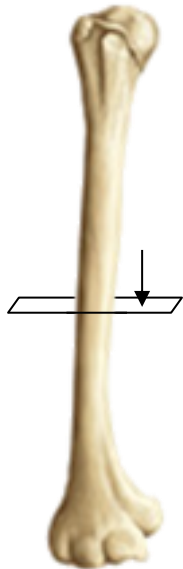
→ **Trägheitsmoment der Fläche**

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?**

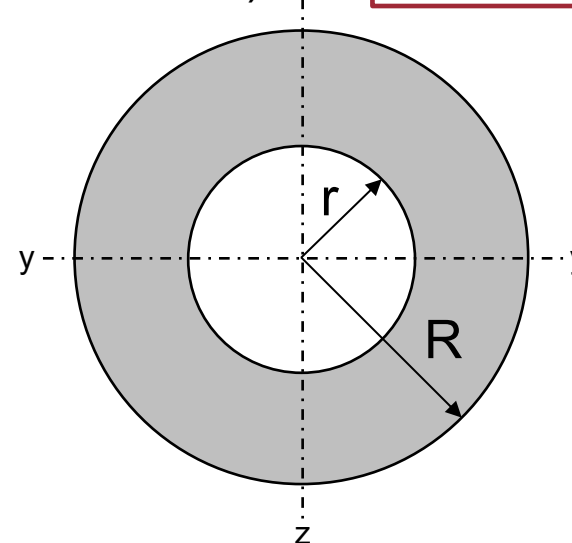
Beispiel: Knochen (kompakter Knochen vs. hohler Knochen)



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

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

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



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

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

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

Biegung und Torsion:

Querschnittsfläche keine gültige geometrische Eigenschaft!

➔ **Trägheitsmoment der Fläche**

Difference Stiffness

+ 0%

+ 66%

+ 66%

S_e, S_s

S_b

S_t

Anwendungen im UFB

Forschungsfelder

Muskuloskeletale Biomechanik

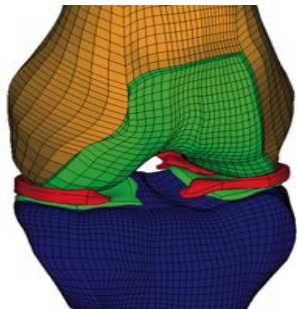
Prof. Dr. Hans-Joachim Wilke, PD Dr. Andreas Martin Seitz

Gelenk-biomechanik

Knie, Schulter,
Hüfter

Gelenkinematik

Gelenkersatz



Wirbelsäule

Biomechanik

Numerische
Simulation

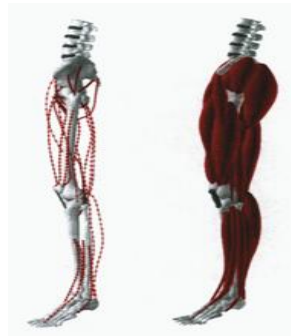
Implantat-Testung



Biomechanik der Osteosynthese

Numerische
Simulation

Modellierung



Ziel:

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

Muskuloskeletale Regeneration

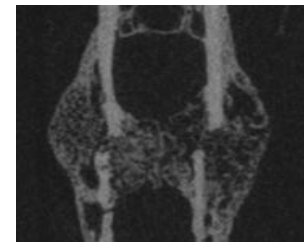
Prof. Dr. Anita Ignatius, PD Dr. Melanie Haffner-Luntzer

Frakturheilung

Osteoporose

Trauma & Fraktur

Zelltherapie

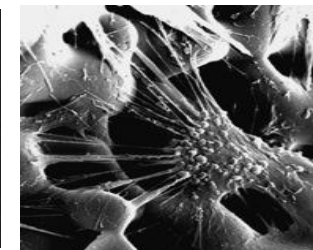


Biomaterialien

Knochen-
regeneration

Meniskus-Ersatz

Nukleus-Ersatz

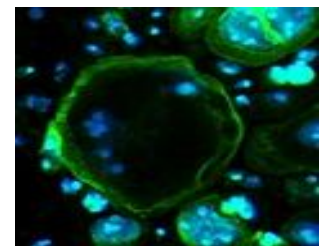


Zellbiologie

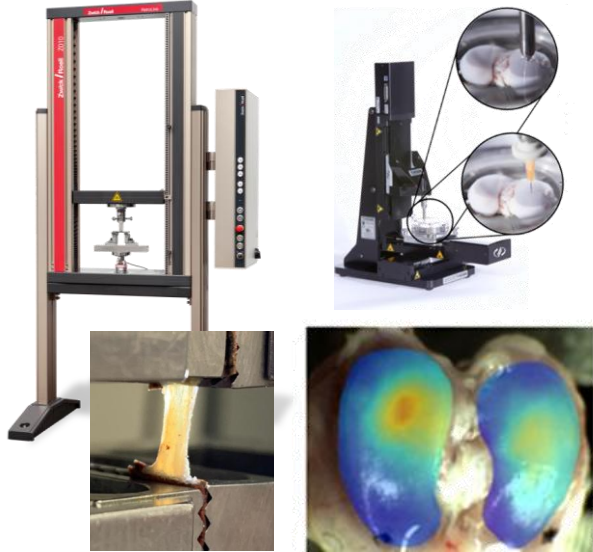
Mechanobiologie

Degeneration

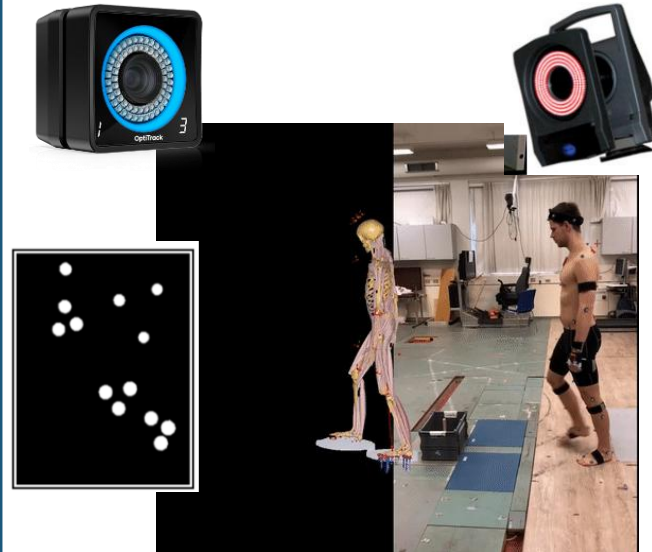
Stammzellen



Gewebe-Charakterisierung

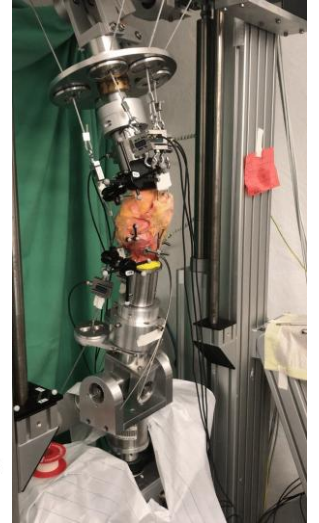
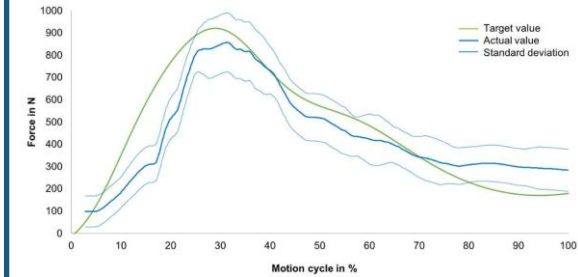


Bewegungsanalyse

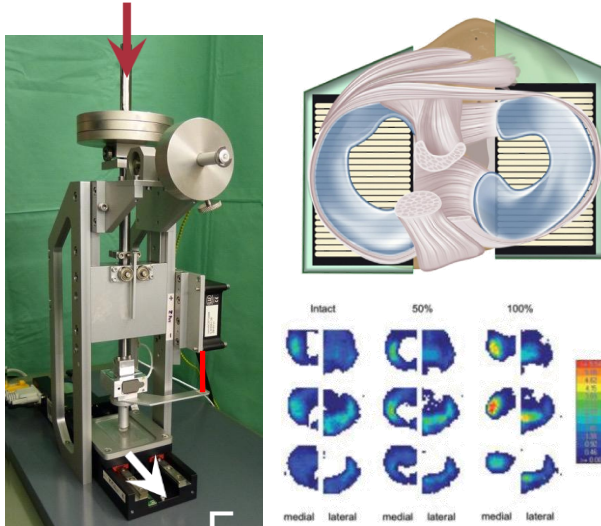


Kniesimulatoren

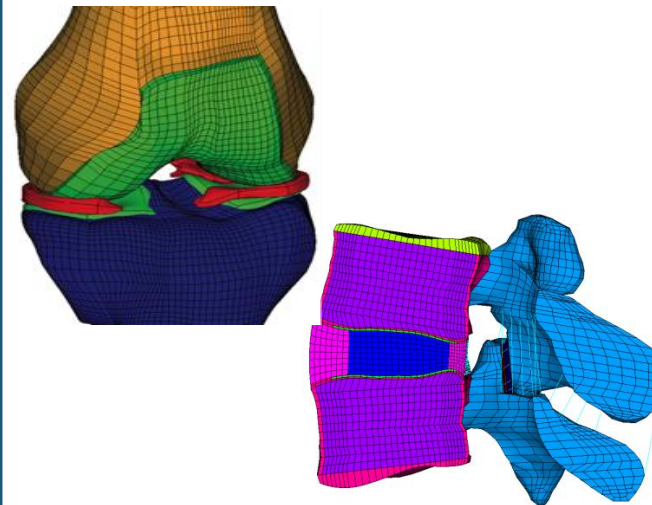
Aktive Bewegung durch Muskelsimulation



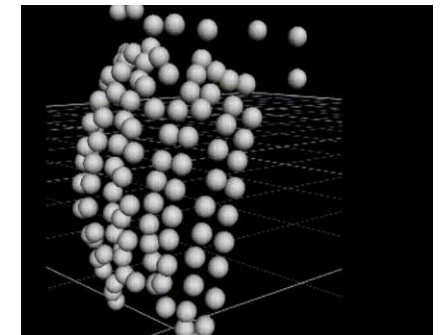
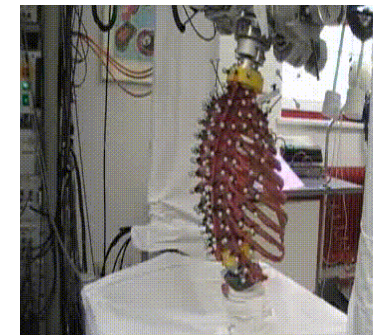
Reibung & Kontaktdruck



Numerische Simulation

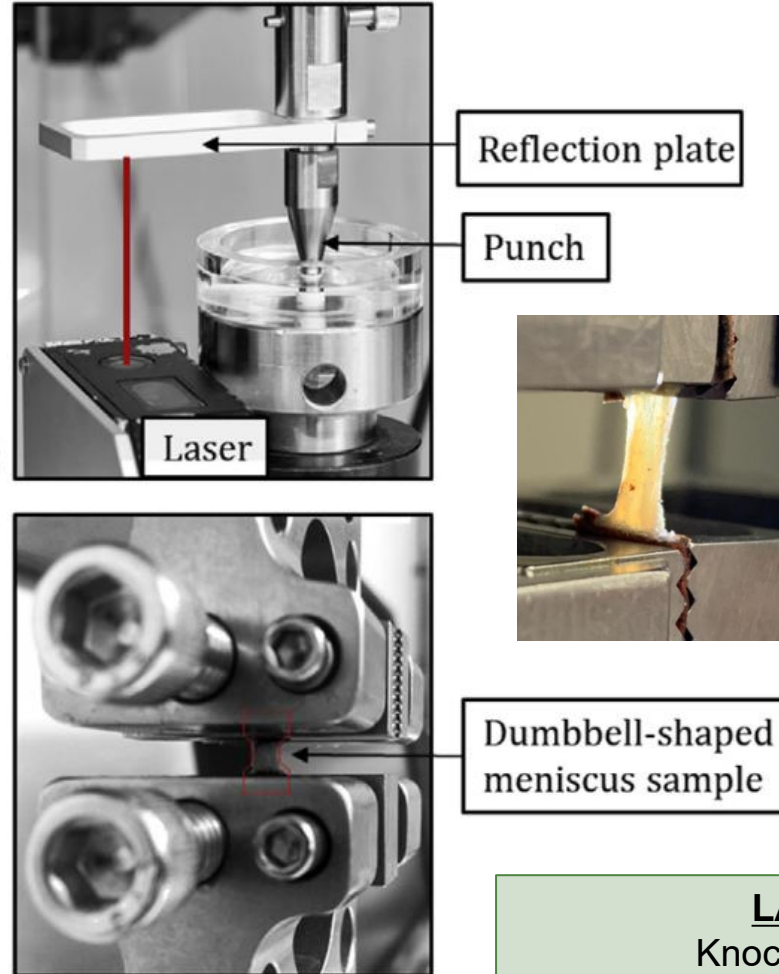


Wirbelsäulensimulatoren



Gewebe-Biomechanik

- Bestimmung von Struktur und Materialeigenschaften

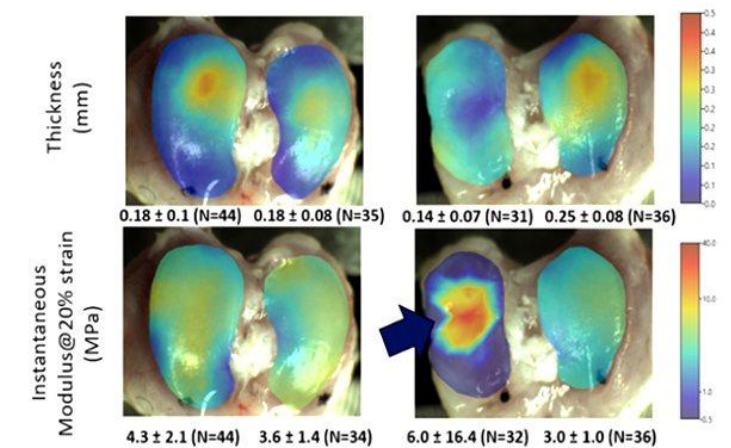


LABOR 7

Viskoelastische Materialeigenschaften
(de Roy)



TIBIAL PLATEAU MAPPINGS

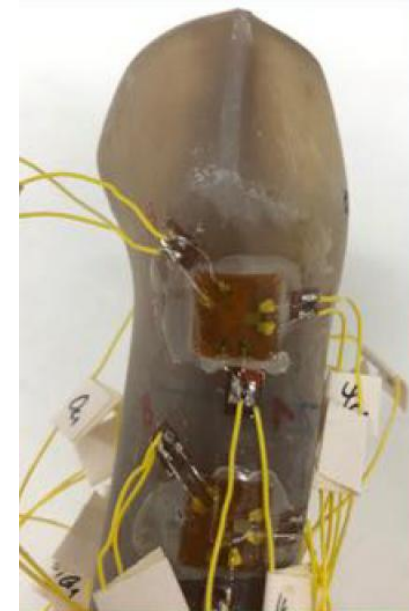
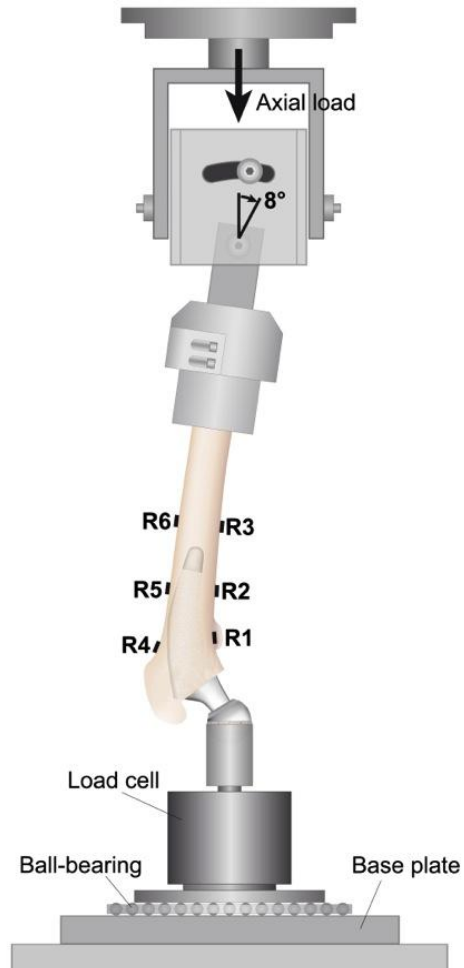


LABOR 1

Knochenanalyse
(Liebsch)

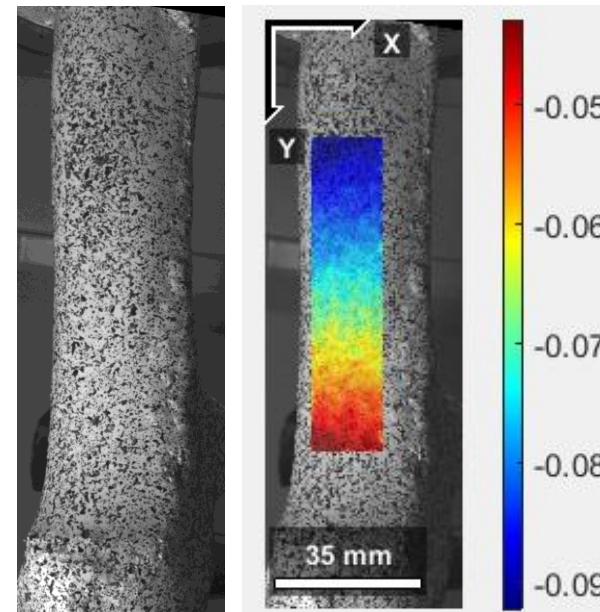
Gewebe-Biomechanik

- Interaktion mit Implantaten



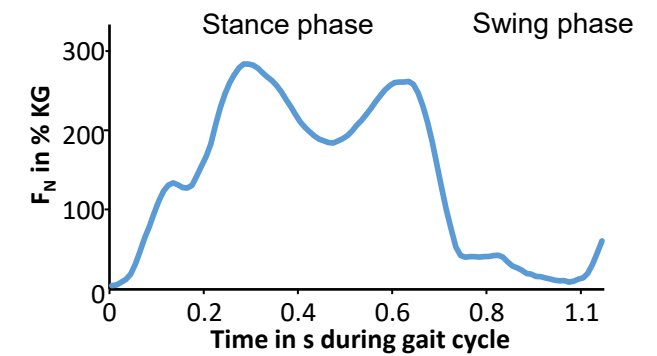
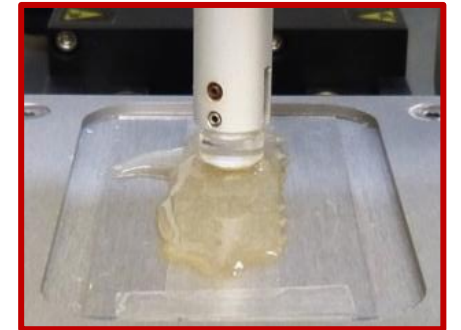
LABOR 2
Implantatlockerung
(Schlager)

LABOR 8
Ermüdung
(Schlager)



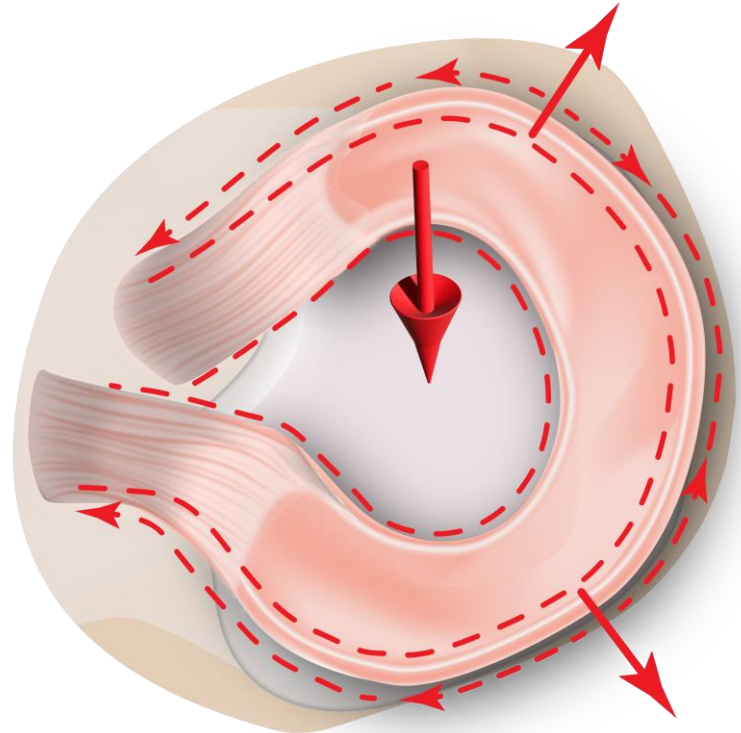
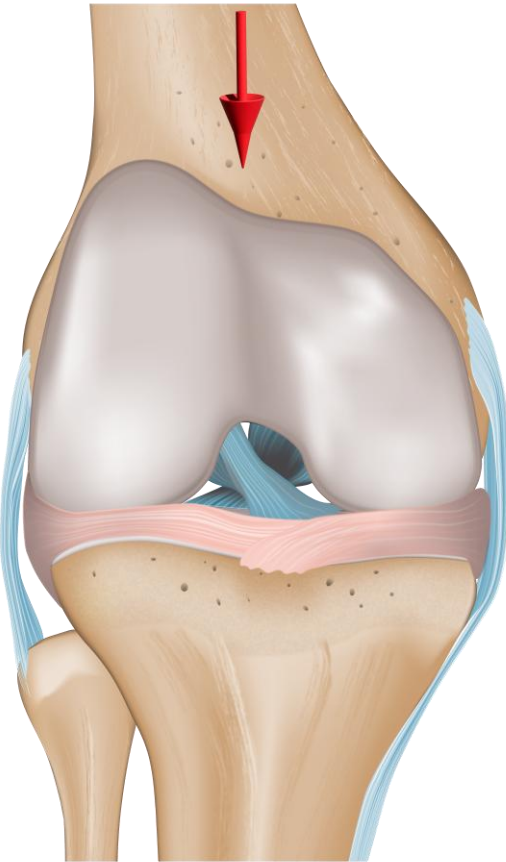
Reibung & Kontaktdruck

- Reibung

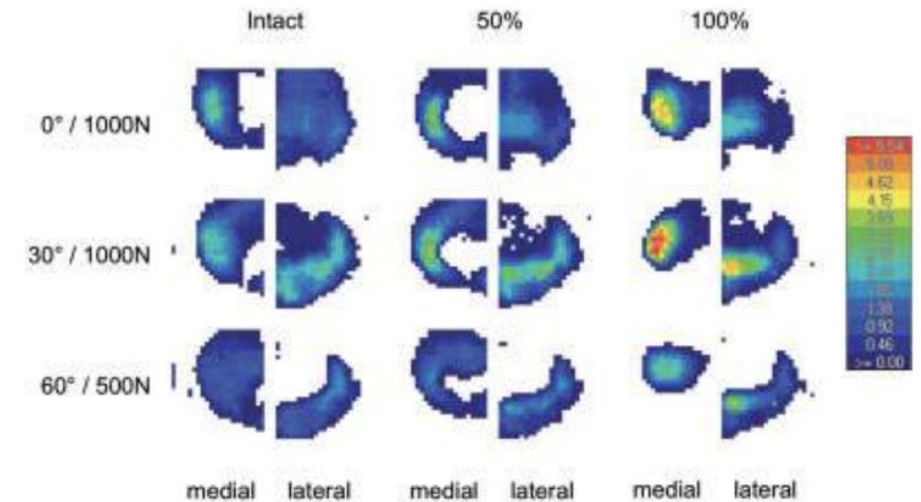
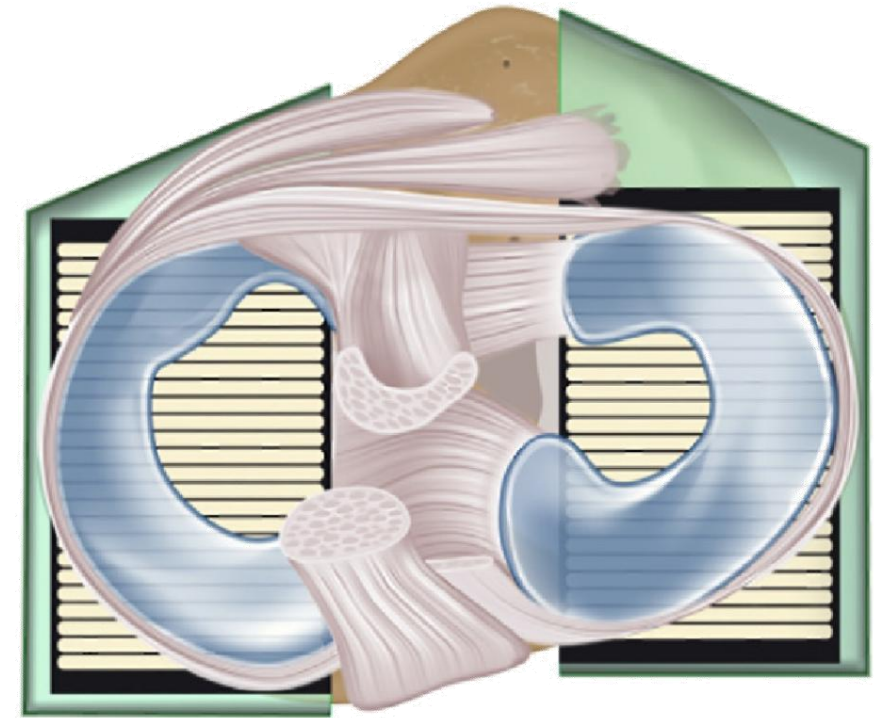


Reibung & Kontaktdruck

- Kontaktdruck



LABOR 4
Intraartikuläre Druckmessung
(Seitz)



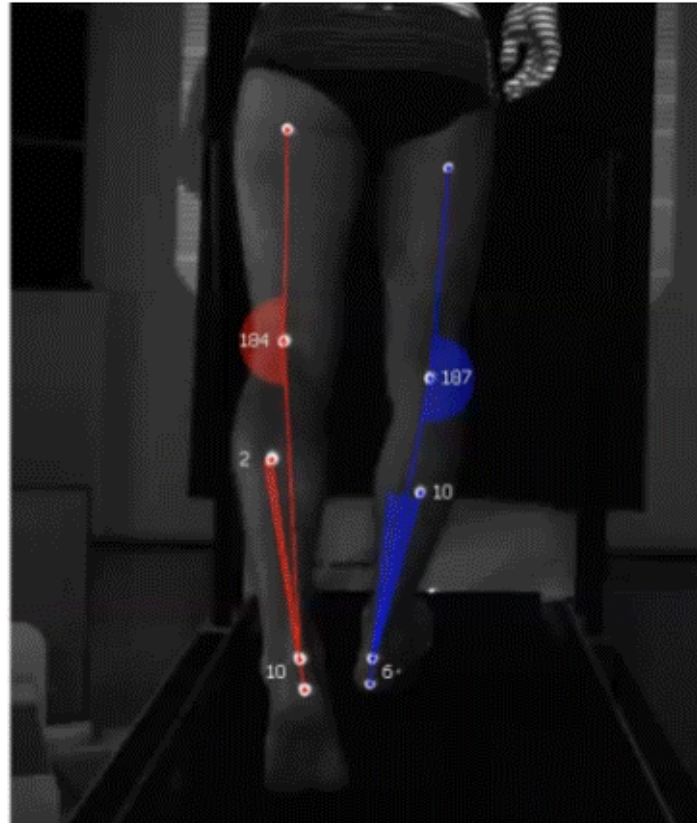
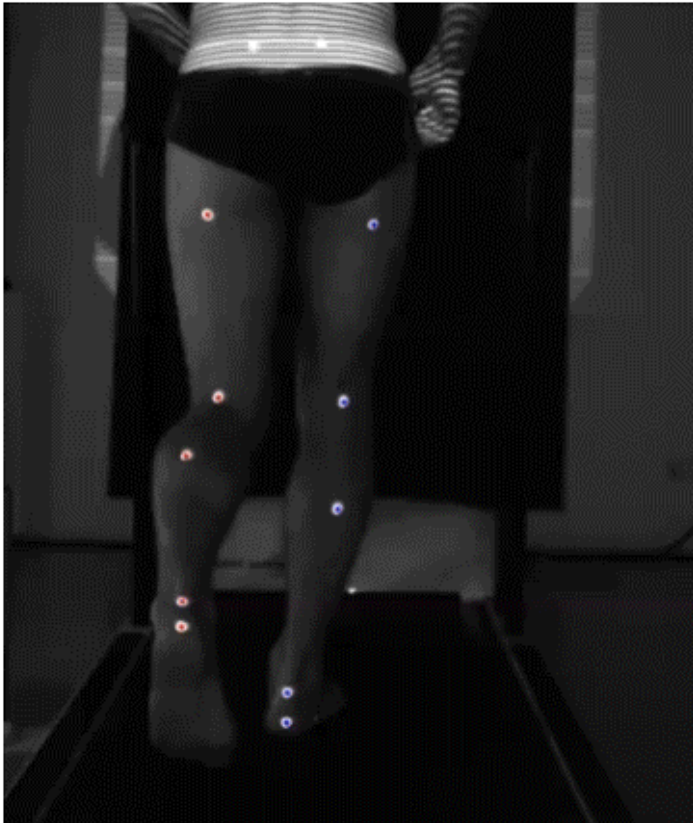
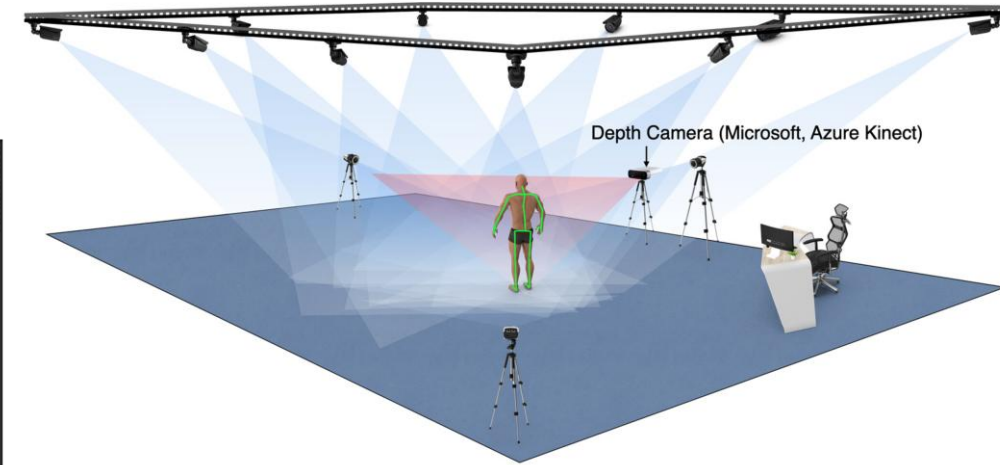
Bewegungsanalyse

- Analyse von Bewegungen (z.B. Ganganalyse)



LABOR 3 Bewegungsanalyse (Schwer)

Marker-based Motion Camera (Qualisys, Miquis 3)

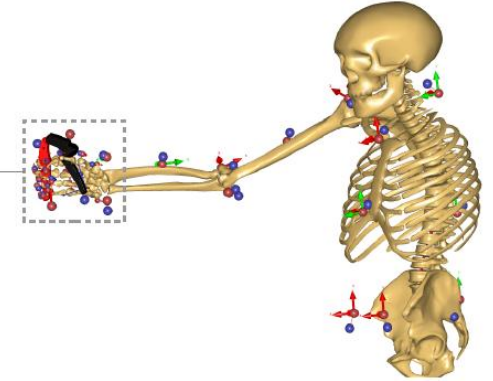
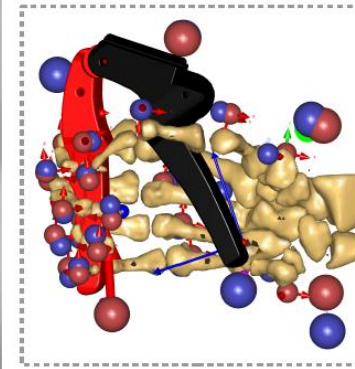


Bewegungsanalyse

- Grundlage für Muskuloskelettale Modellierung → Berechnung der Muskelkräfte



Handgrip exercise:
Positive effect on bone healing?

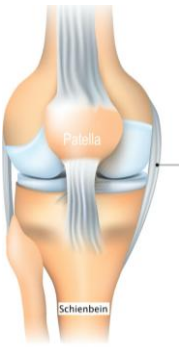


Muscle forces acting on the
distal radius are required



Bewegungsanalyse

- Bestimmung der Gelenkkinematik → Einfluss von verschiedene Inlays



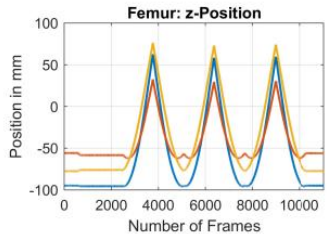
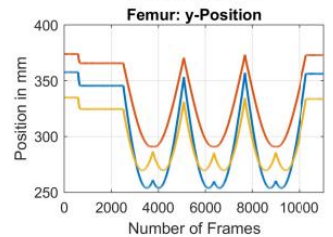
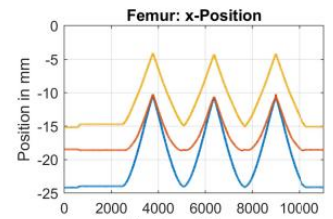
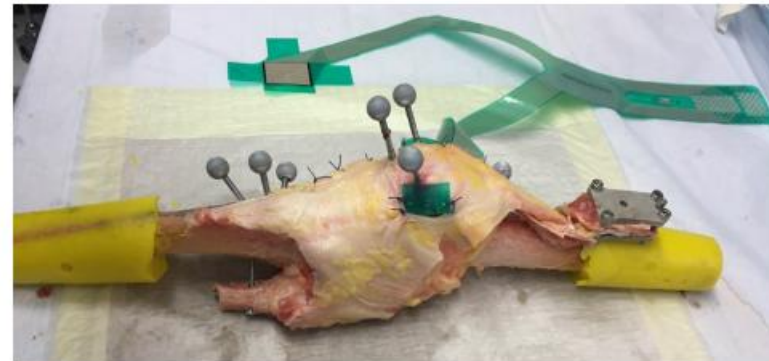
Cruciate Retaining (CR) Bearing:



Medial Congruent® (MC) Bearing:

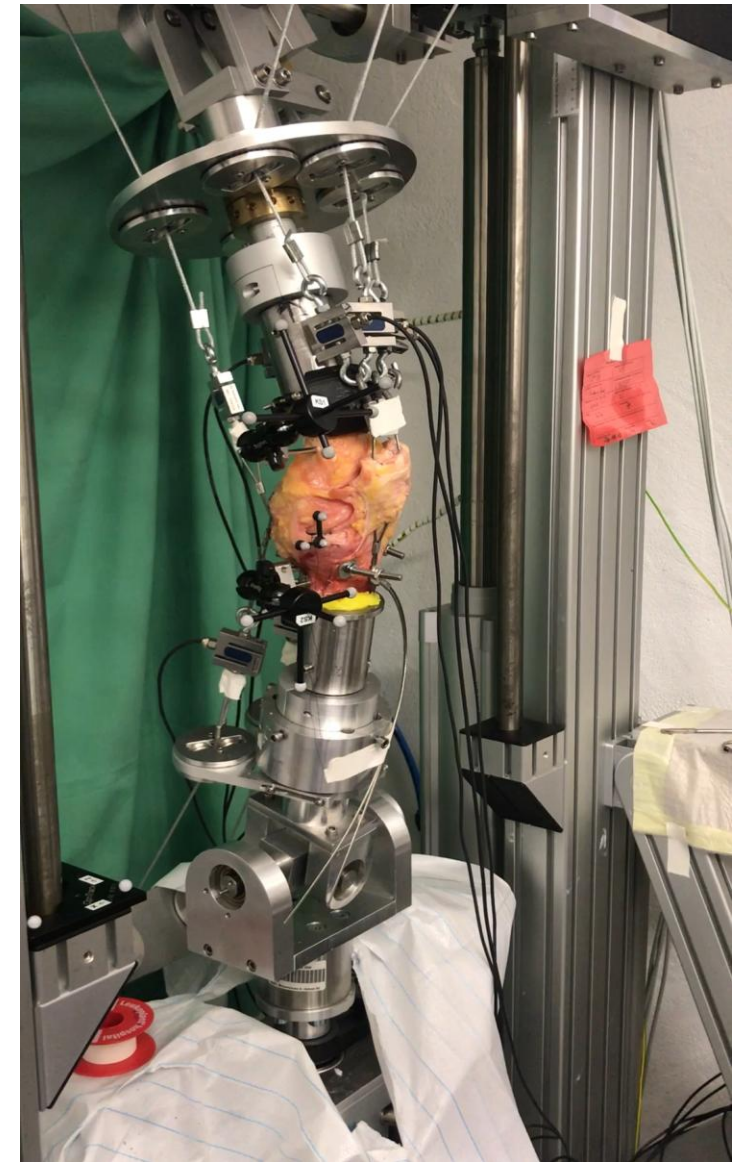
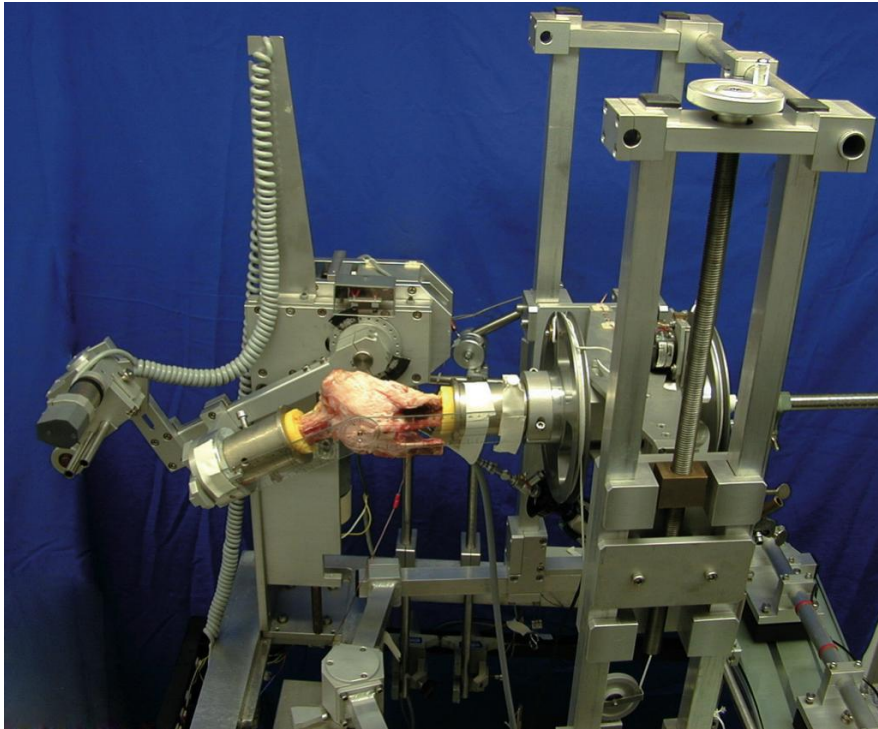


Ultracongruent (UC) Bearing:



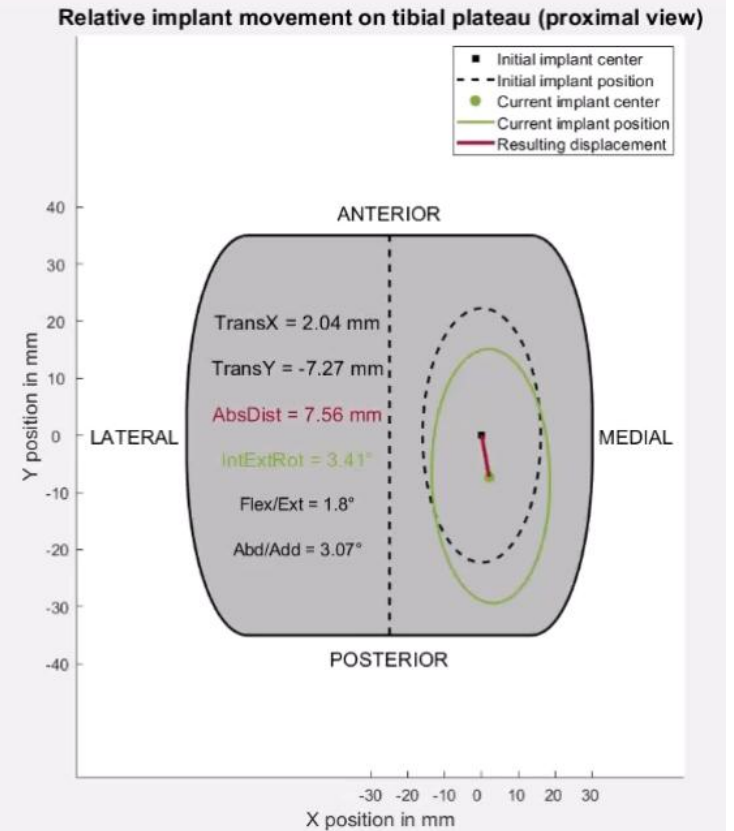
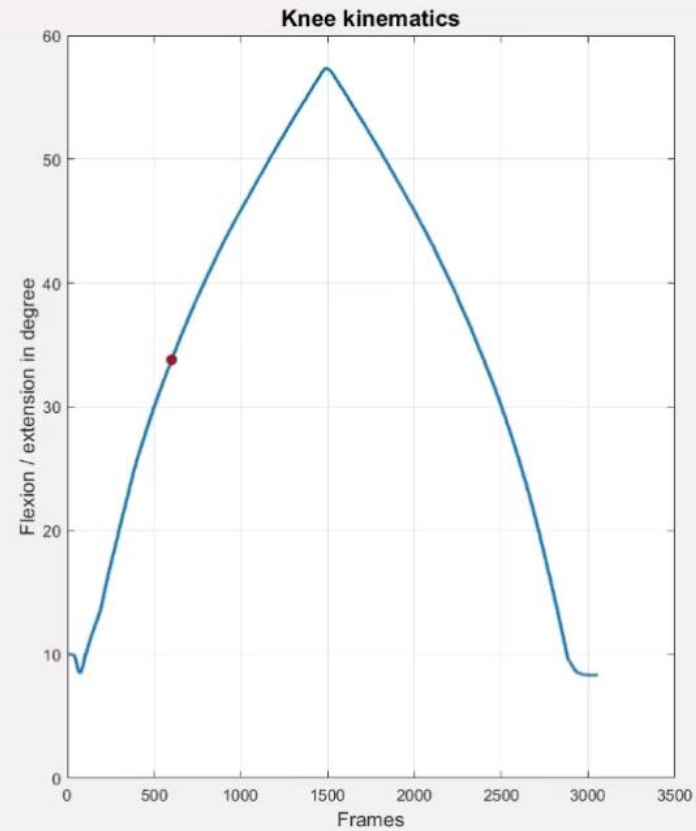
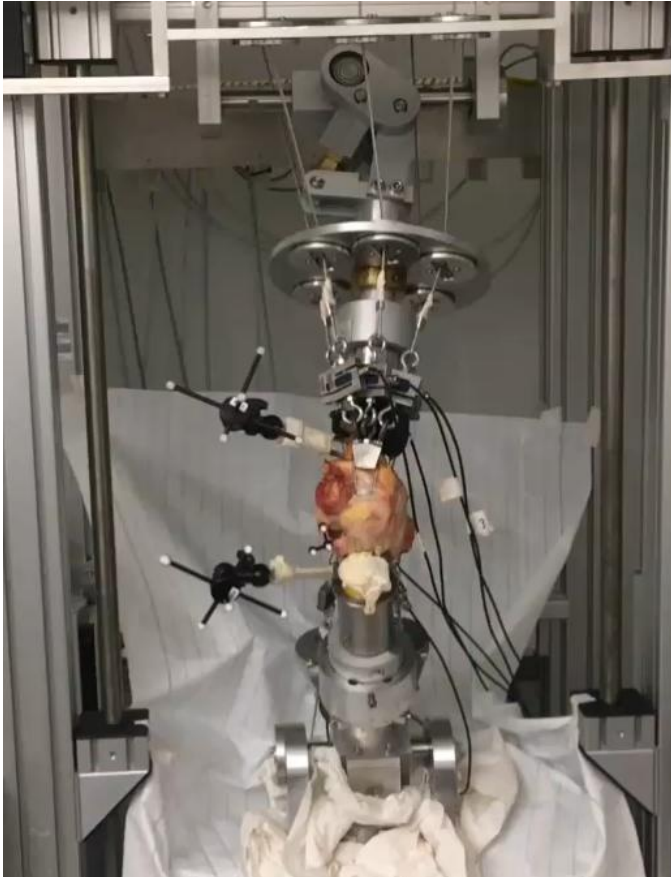
Simulatoren

- Knie-Simulatoren



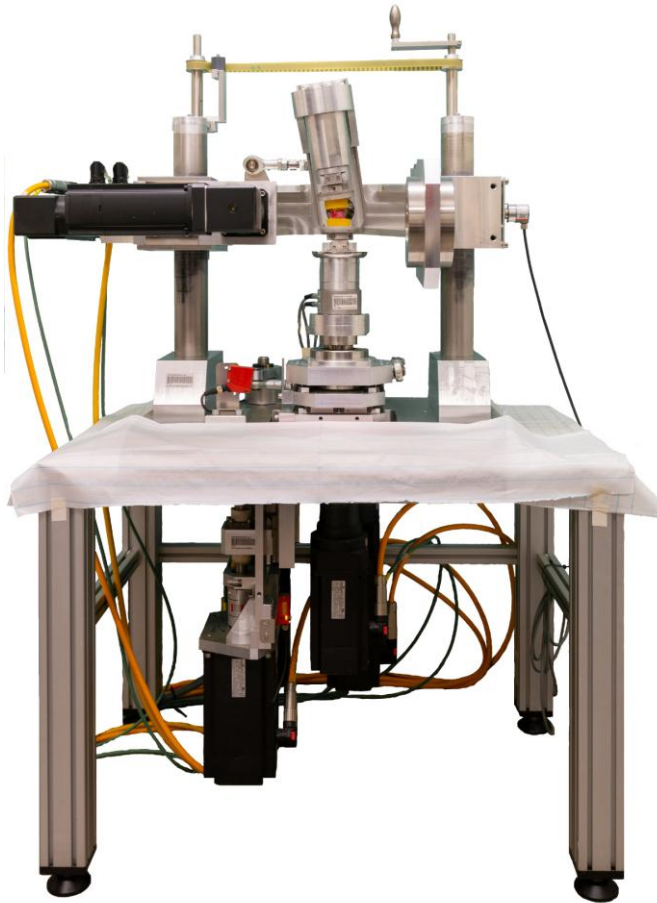
Simulatoren

- Knie-Simulatoren



Simulatoren

- Wirbelsäulen-Simulatoren



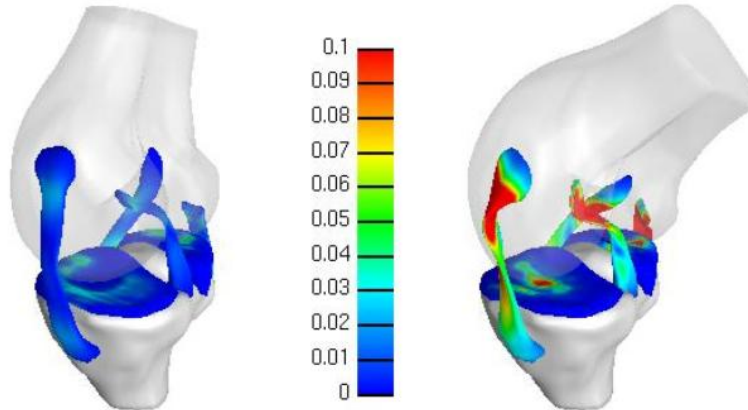
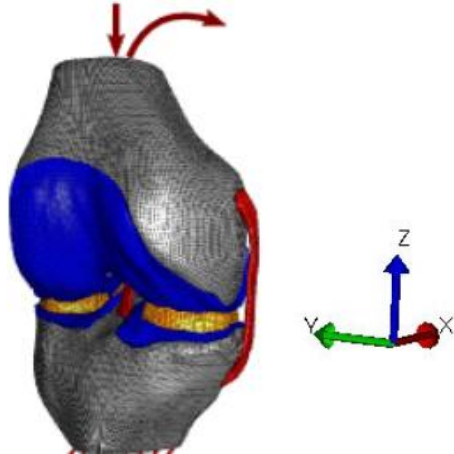
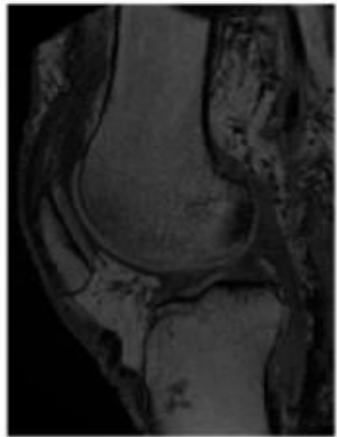
LABOR 6
Wirbelsäulensimulator
(Liebsch)



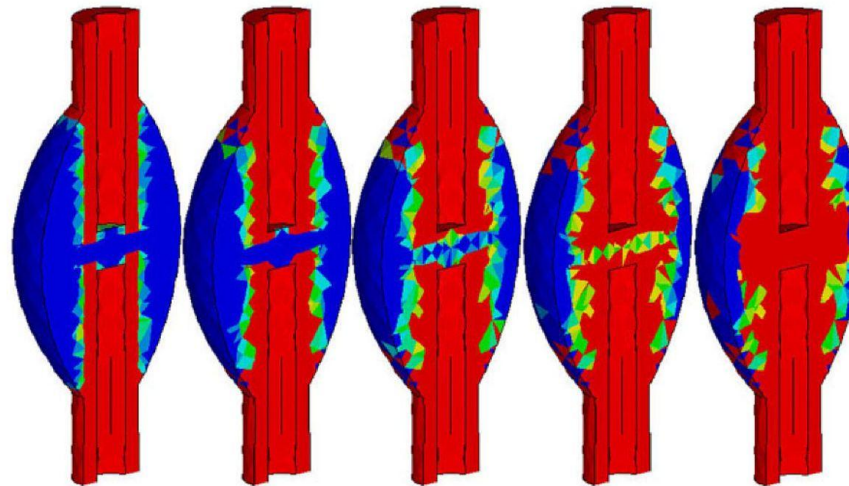
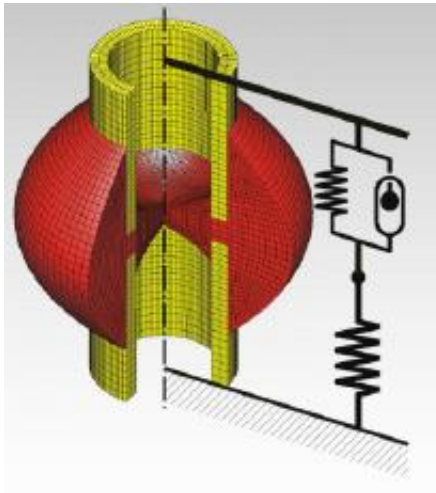
Numerische Simulation

- Finite Elemente Methode (FEM)

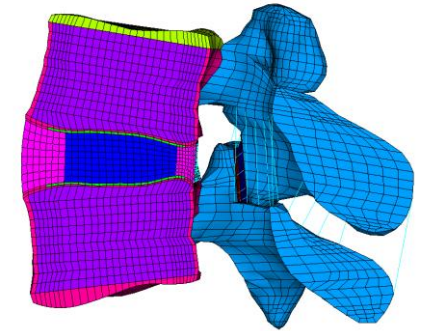
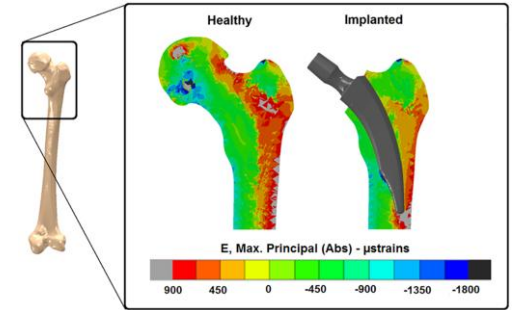
Vorlesung 6 CSE (Schlager)



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

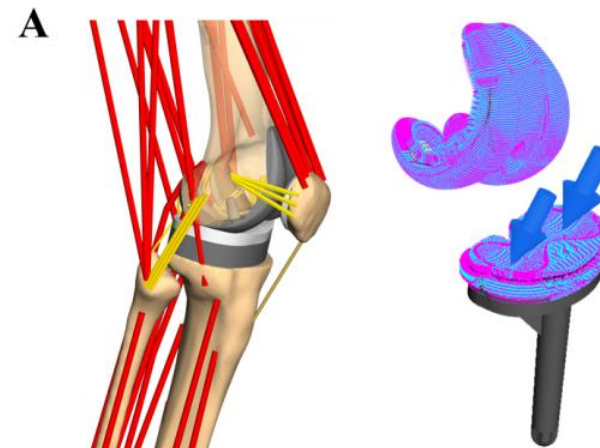
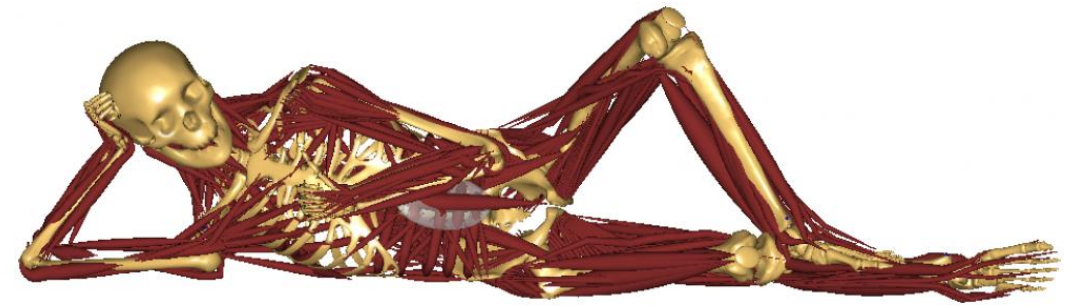


(Niemeyer 2013)



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

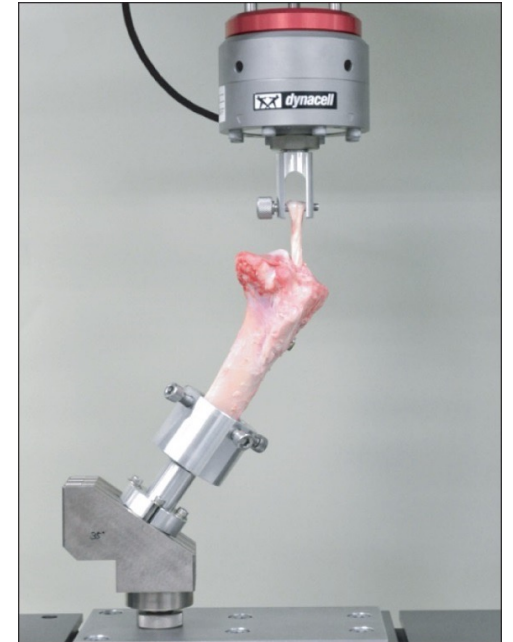
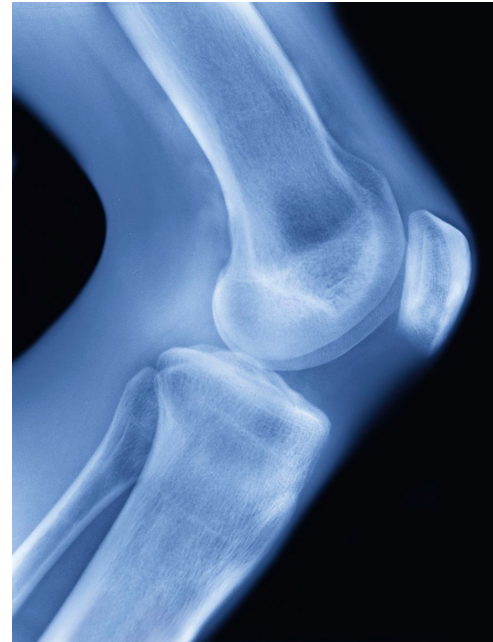


Elimination of redundancy

- **„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)

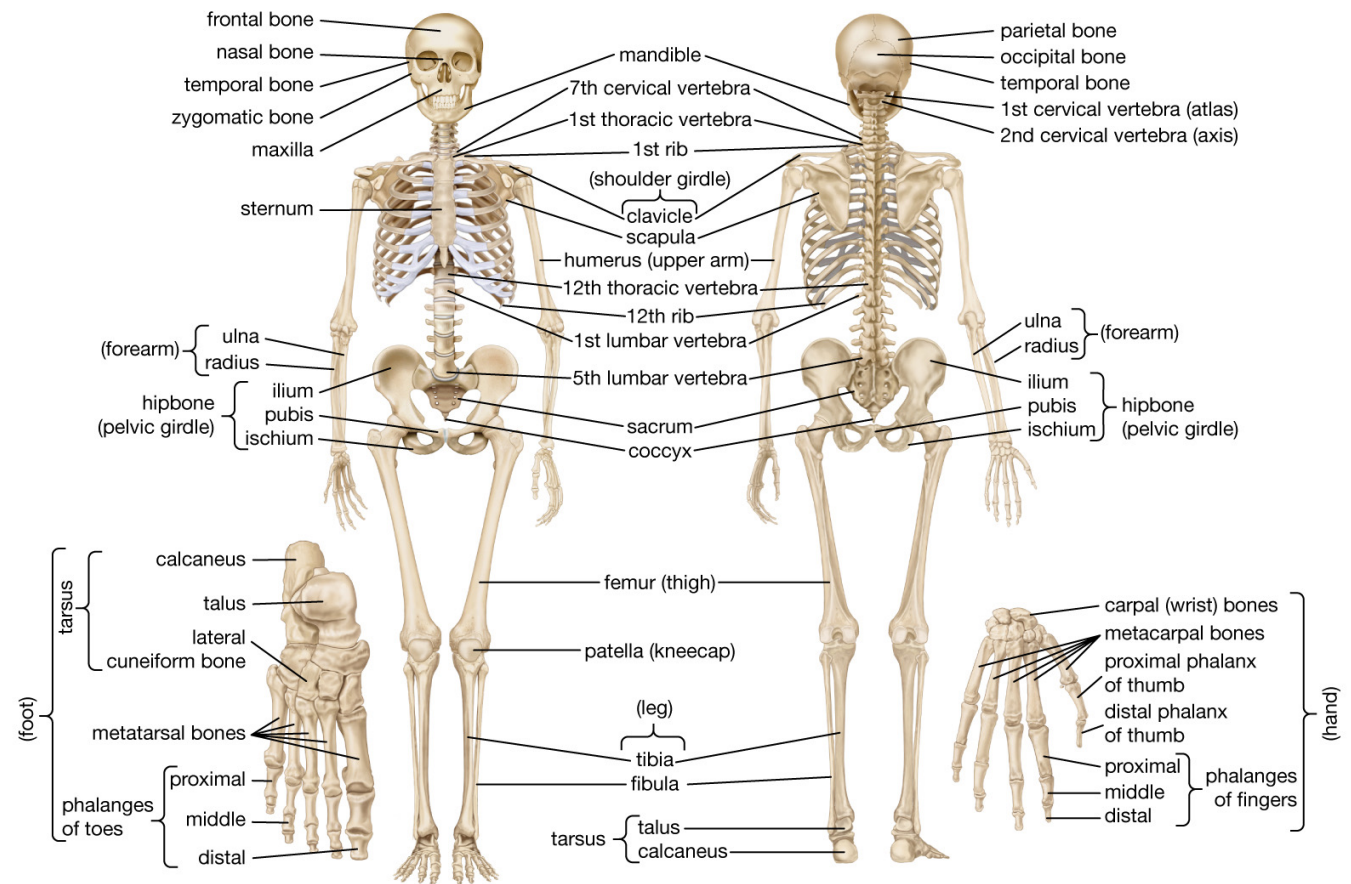
= festes Binde-/Stützgewebe

- 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

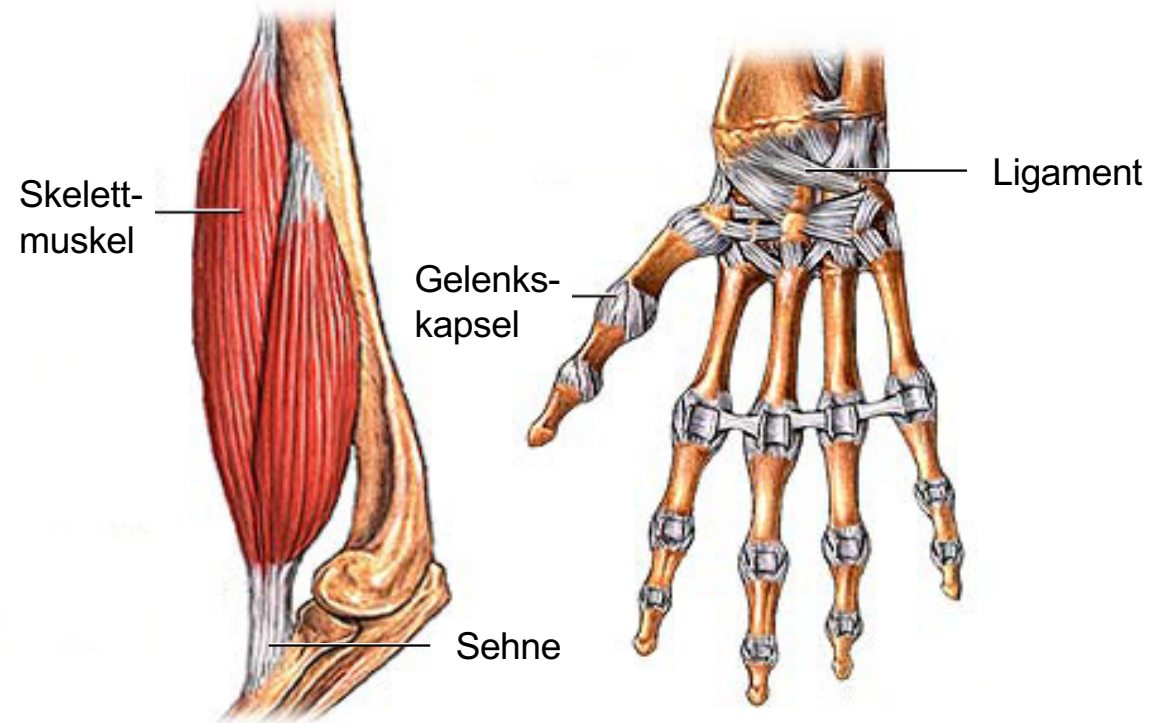
- = faseriges Bindegewebe
- Aufnahme von Zugkräften

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, ...)

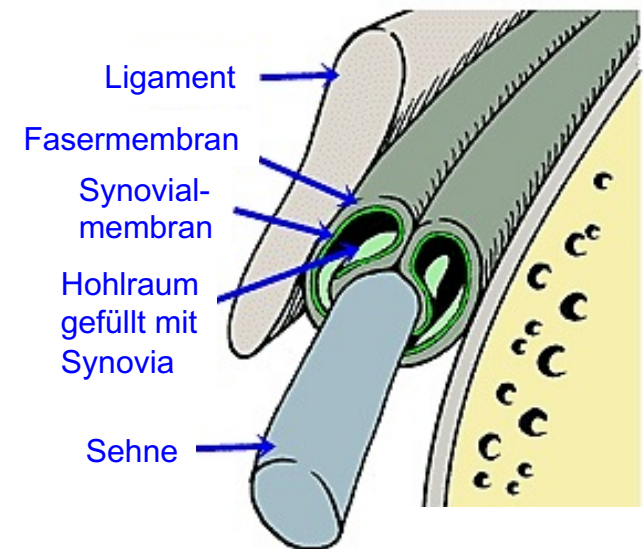
Sehnen

Tenozyten / Tenoblasten

Hierarchisch angeordnet,
eher parallel ausgerichtet

Muskel – Knochen

Sehnenscheide,
gefüllt mit Synovia
→ Reibungsminimierung



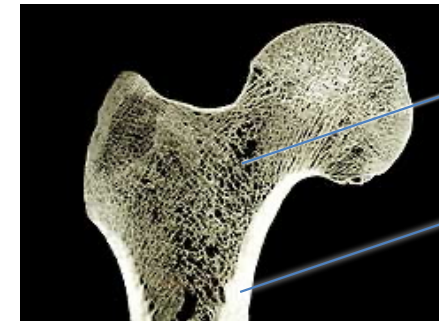
Strukturelle und mechanische Eigenschaften von Knochen

Strukturelle und chemische Zusammensetzung

~ 40 % anorganische Mineralien (Hydroxylapatit) → **Festigkeit, Steifigkeit**

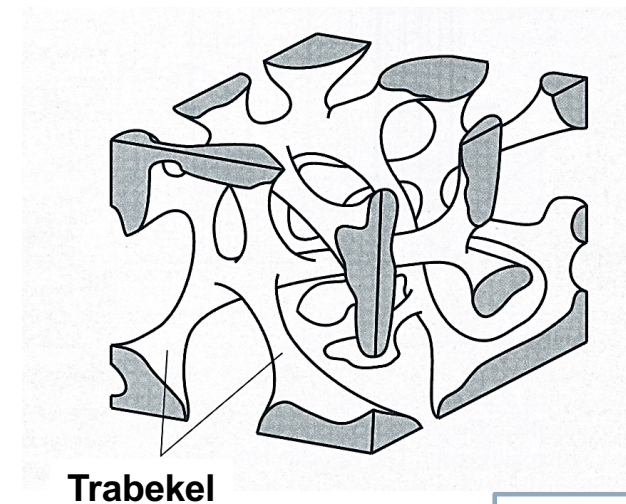
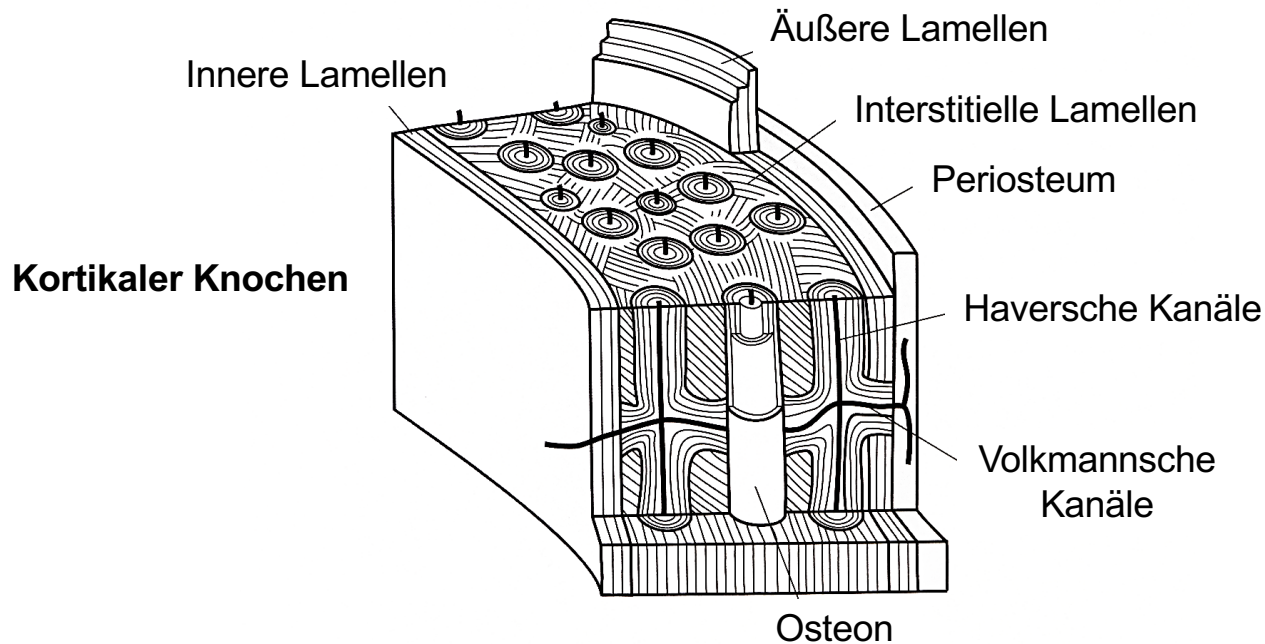
~ 35 % organische Substanz (~ 90 % Kollagen Typ I + Elastin, Fibrillin, etc.) → **Zähigkeit**

~ 25 % Wasser



Trabekel

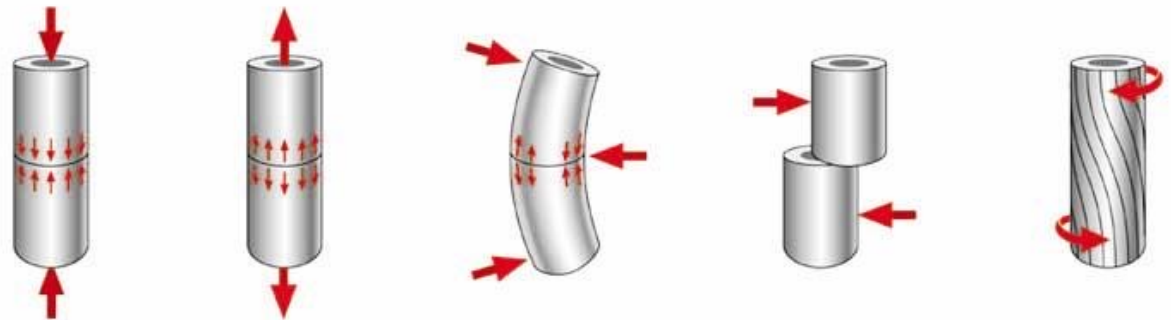
Kortikaler Knochen



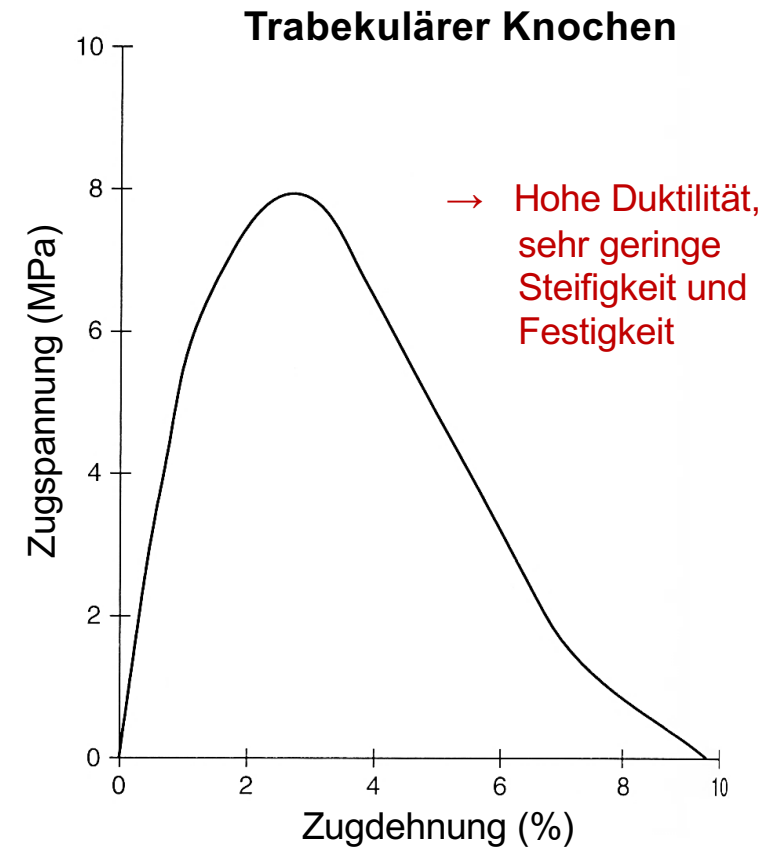
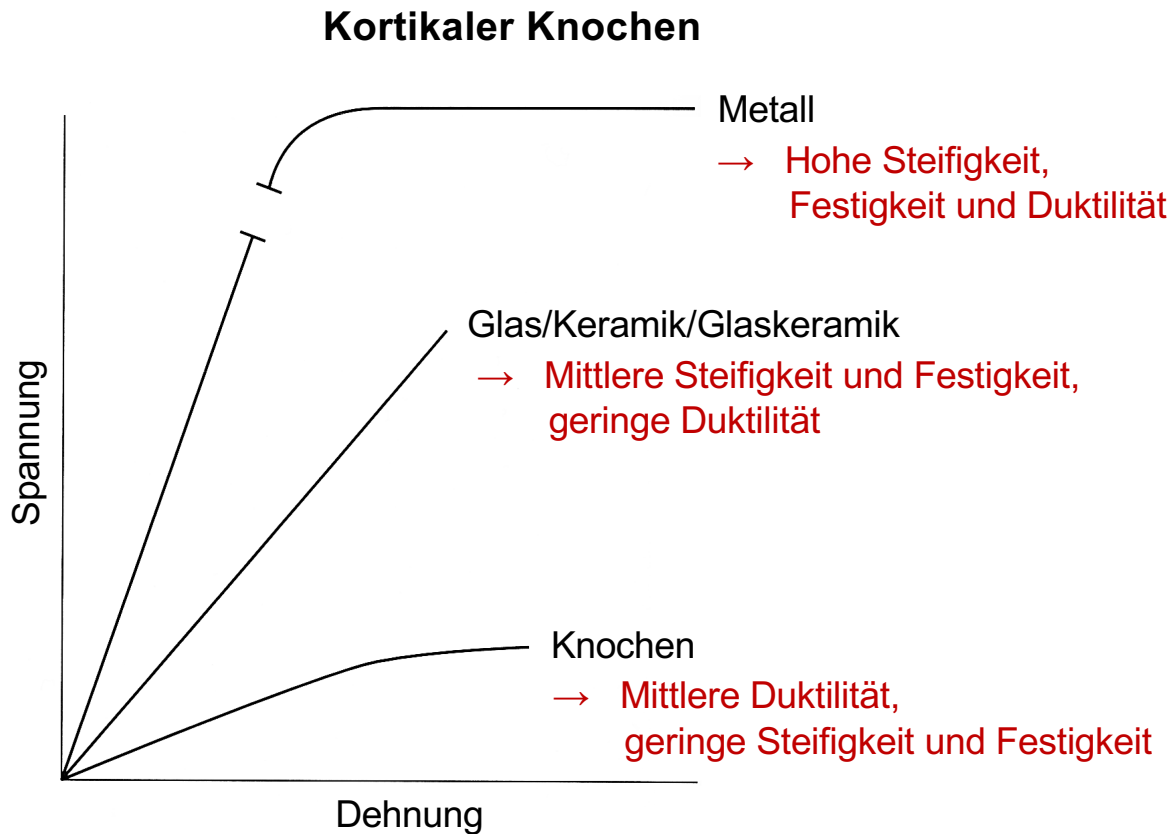
Trabekel

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

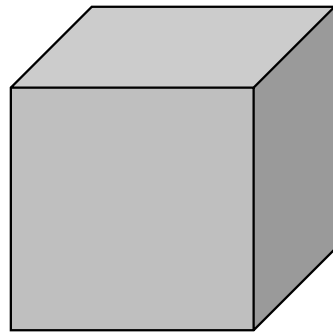


Typische Materialparameter

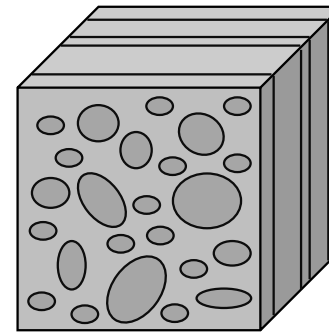
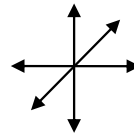
Material	E-Modul (MPa)	Zugfestigkeit (MPa)	Max. Zugdehnung (%)	Dichte (g/cm ³)
Kortikaler Knochen	10000 - 25000	80 - 150	1 - 3	1,6 - 2,0
Trabekulärer Knochen	100 - 2000	5 - 50	2 - 4	0,2 - 0,8
Ligamente	1200 - 2000	50 - 110	10 - 25	1,1 - 1,2
Sehnen	1200 - 2000	100 - 1000	6 - 15	1,1 - 1,2
Titanium	110000	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

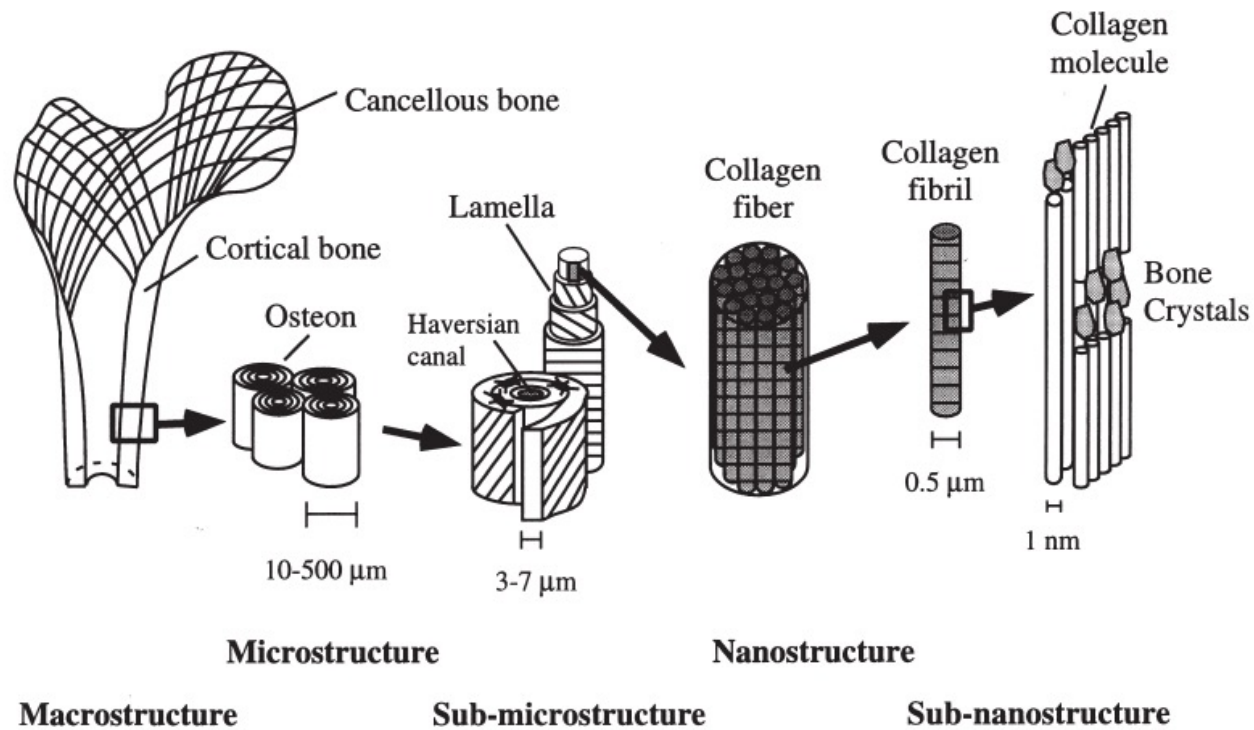


isotrop



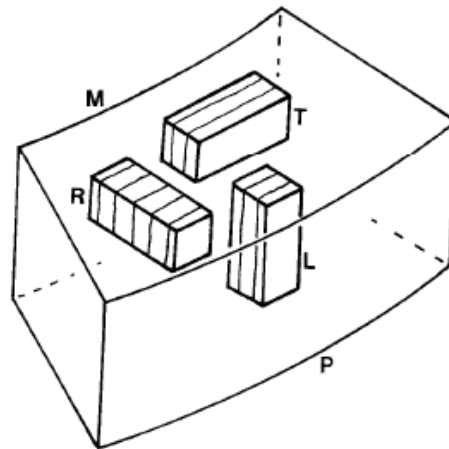
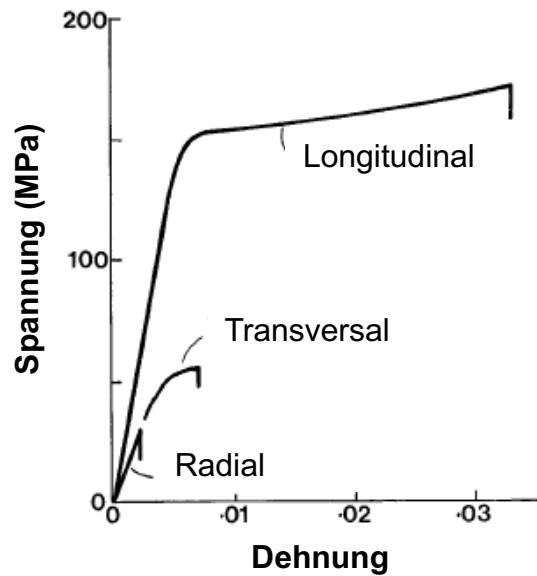
anisotrop

Anisotropie des Knochens



Rho et al. 1998

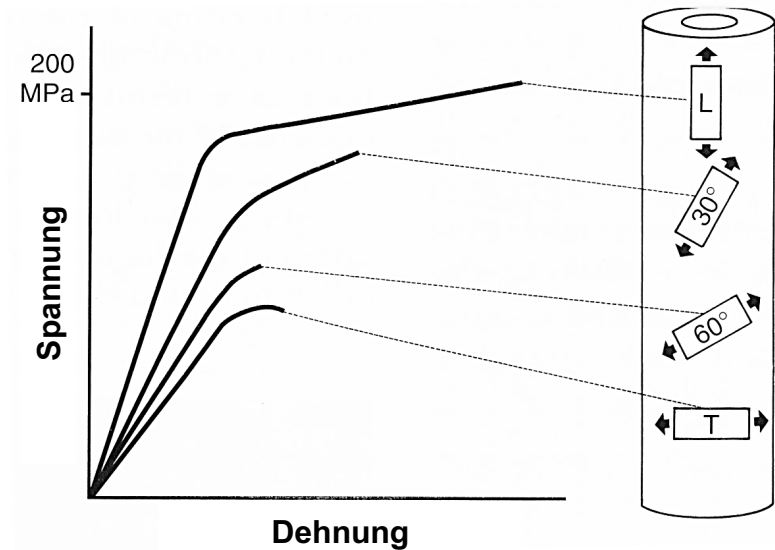
Anisotropie des Knochens



M = Markhöhle
P = Periost

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

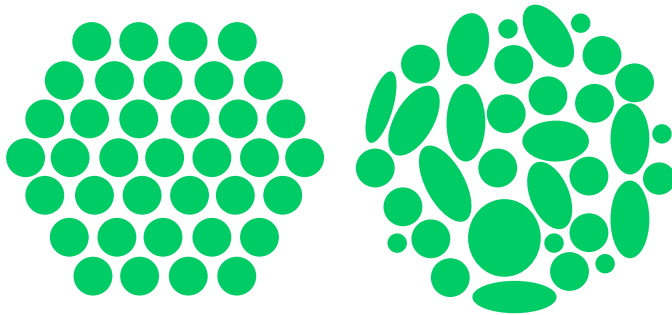
Currey 1984



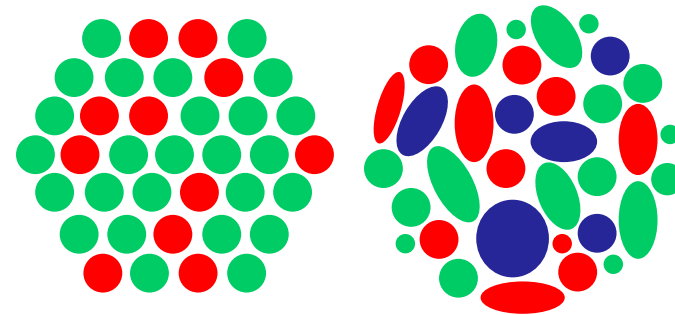
- In longitudinaler Richtung
- höchste Steifigkeit
 - höchste Festigkeit
 - höchste Zähigkeit
 - höchste Duktilität

Inhomogenität des Knochens

Homogenität = Uniformität hinsichtlich der strukturellen Zusammensetzung

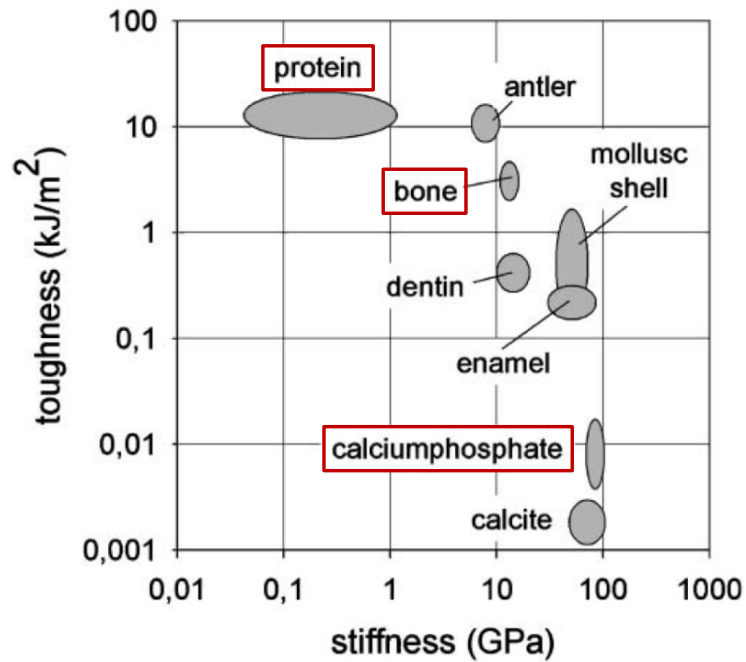


homogen

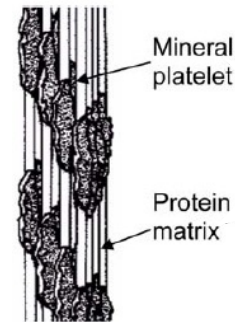


inhomogen

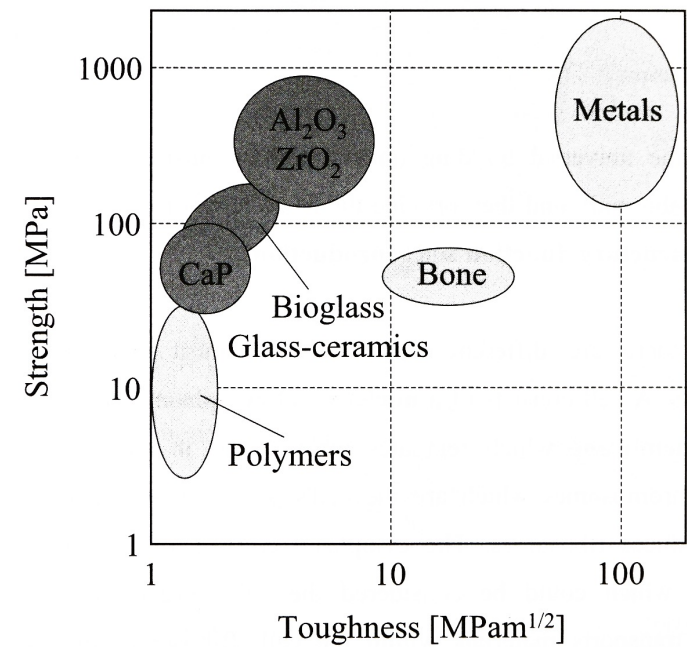
Inhomogenität des Knochens



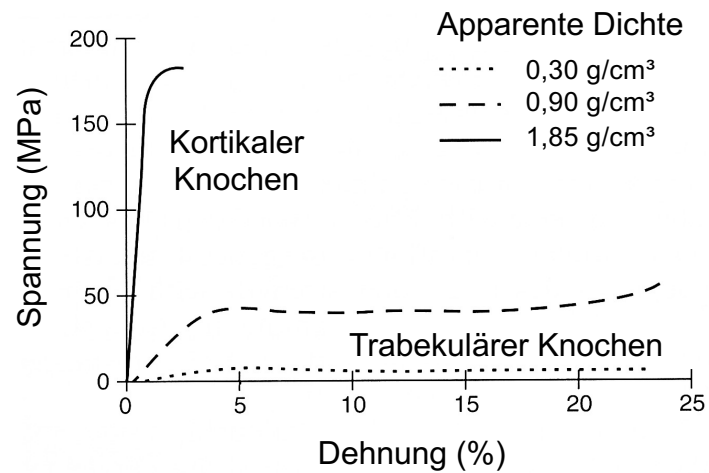
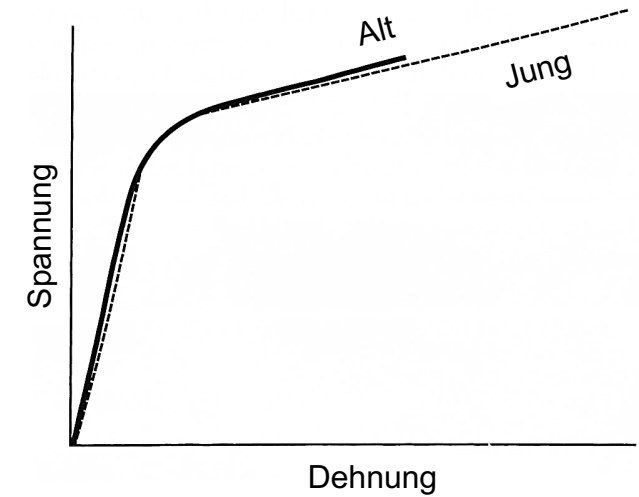
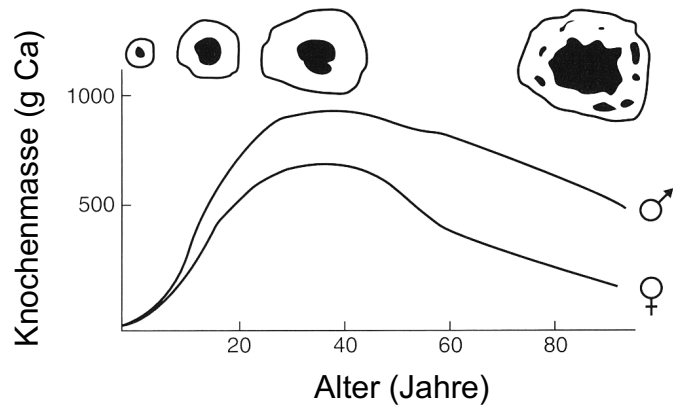
Fratzl et al. 2004



Ji und Gao 2006

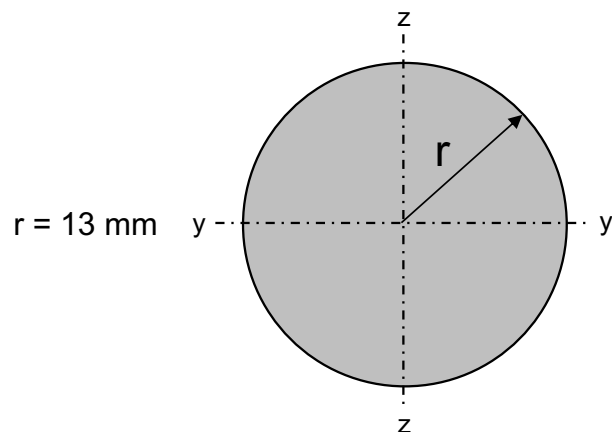


Einfluss von Geschlecht, Alter und Knochendichte



Einfluss des Flächenträgheitsmoments

Kompakter Knochen

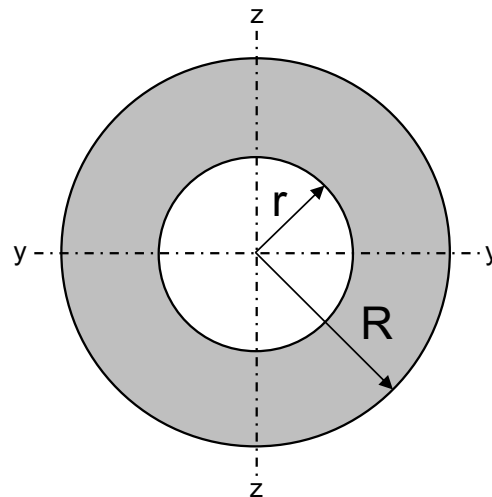


$$A = r^2 \pi \approx 531 \text{ mm}^2$$

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

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

Röhrenknochen



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

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

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

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

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

Differenz

+ 0%

+ 66%

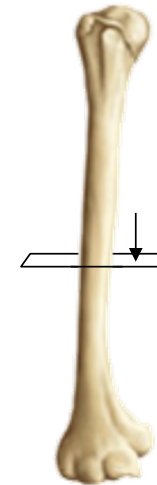
+ 66%

Steifigkeit

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

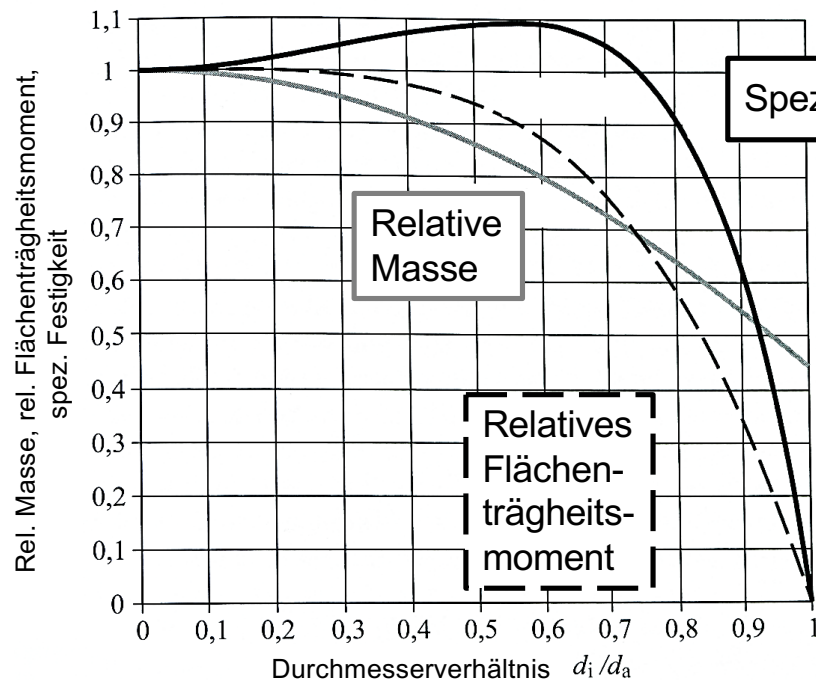
$$S_{\text{Biegung}} = E \cdot I$$

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

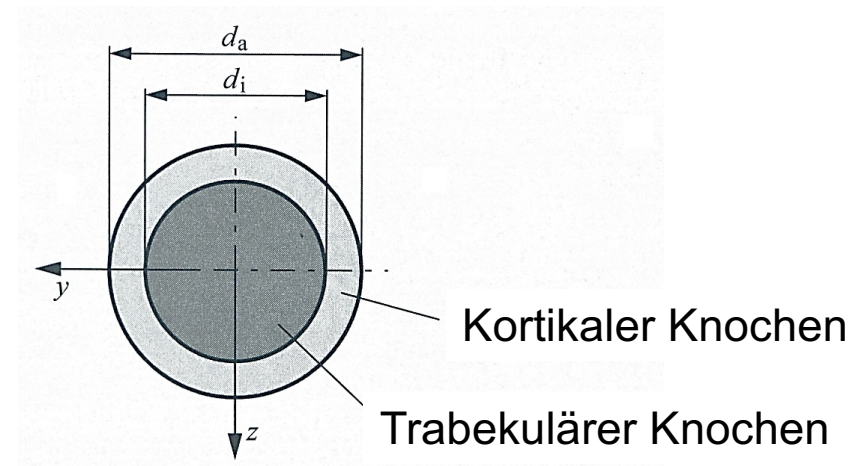


→ Höhere Biege- und Torsionssteifigkeit in Röhrenknochen im Vergleich zu kompakten Knochen unter Voraussetzung gleicher Querschnittsfläche

Einfluss des Flächenträgheitsmoments



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



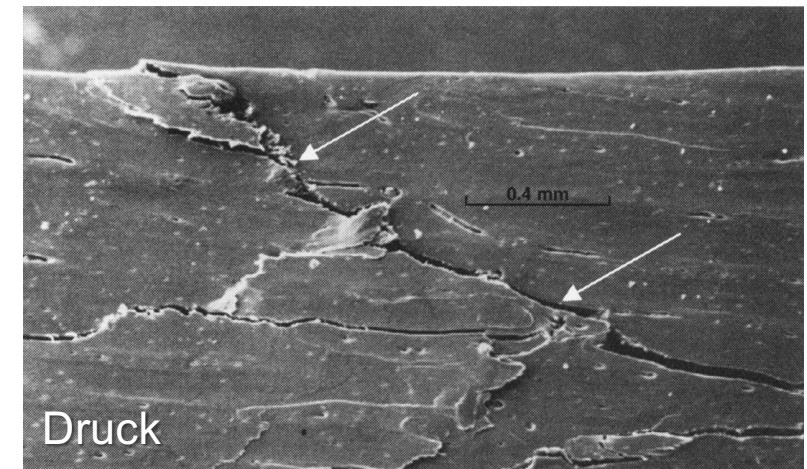
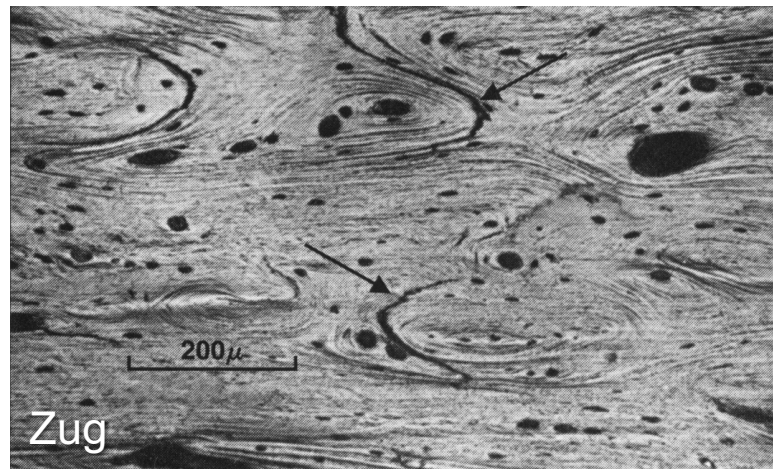
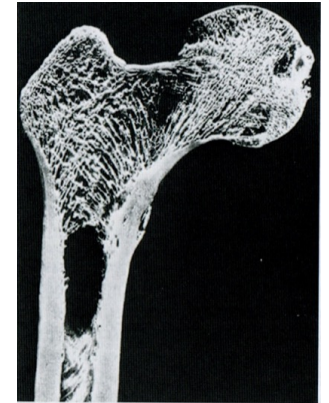
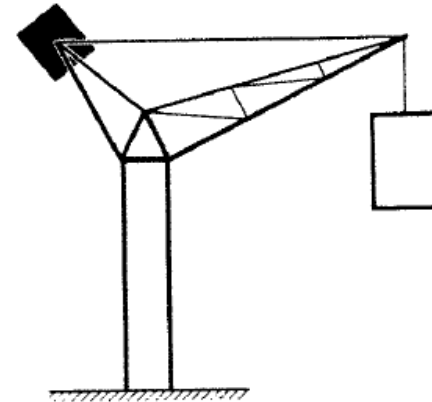
→ Durchmesser Verhältnis für optimale Festigkeit ~ 0.552

→ Festigkeit ~ 9 % höher und Masse ~ 9 % geringer im Vergleich zu kompaktem Knochen

Anpassung von Knochen an mechanische Belastung

Ursachen und Auslöser

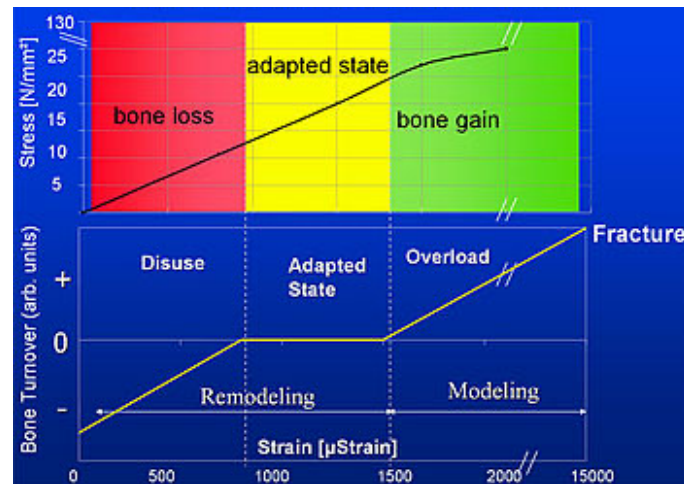
- **Anpassung an veränderte interne und externe Lasten**
- Formkorrektur hinsichtlich Orientierung im Raum
- Calcium- und Phosphathomöostase
- Aufrechterhaltung von Form und Größenverhältnis während des Wachstums
- **Mikrorisse**



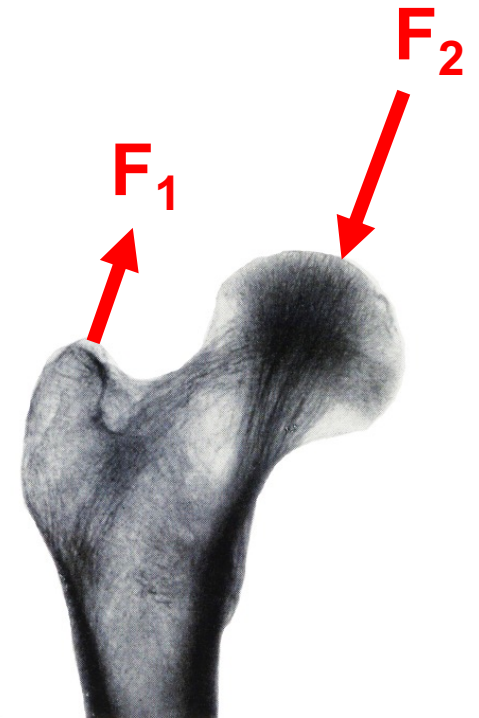
Mechanische Auslöser

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

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



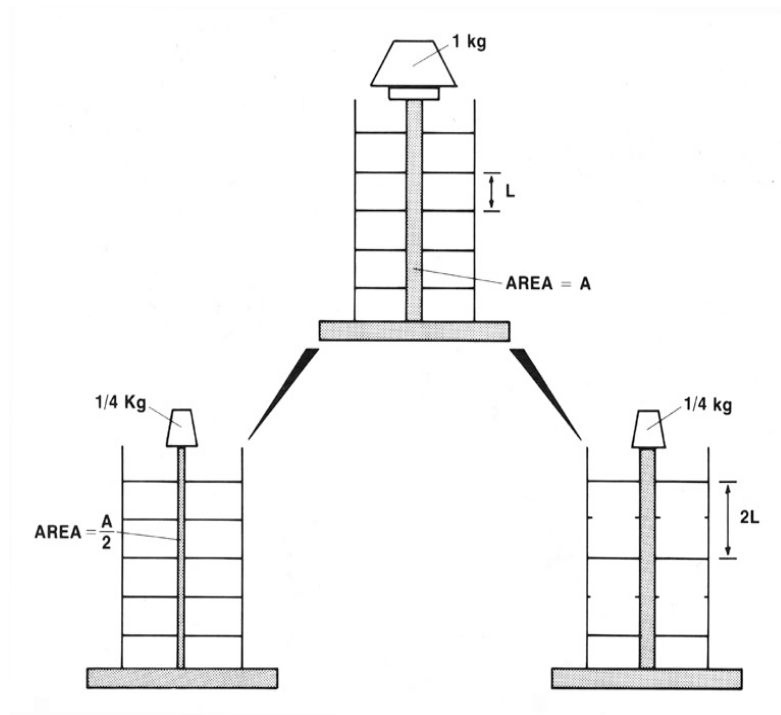
Frost (1997)



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

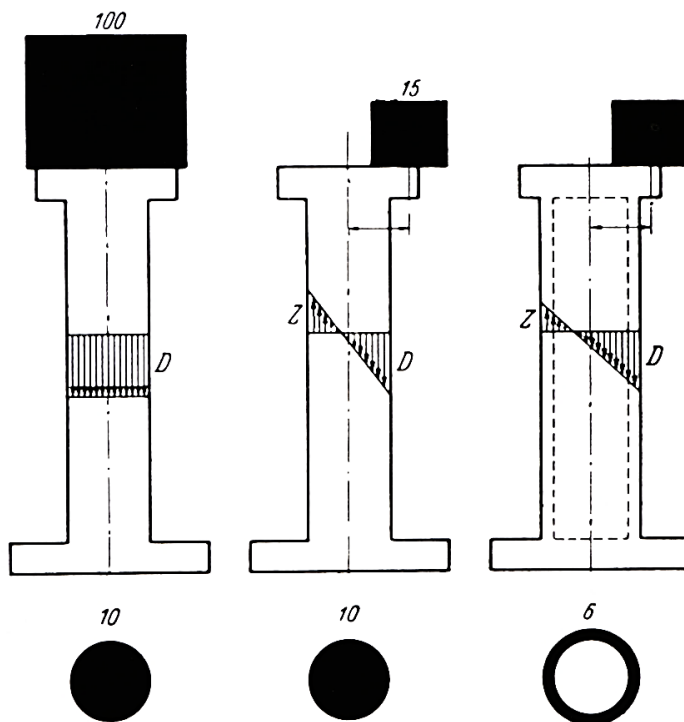
Bsp.: Halbierung der Querschnittsfläche oder Verdopplung des Querstrebenabstands: Viertelung der Belastbarkeit

→ Kompromiss zwischen Belastbarkeit und Materialersparnis

Mechanische Auslöser

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

→ Minimaler Aufwand in Knochensubstanz, maximale Festigkeit und Steifigkeit



Prinzip des Röhrenknochens

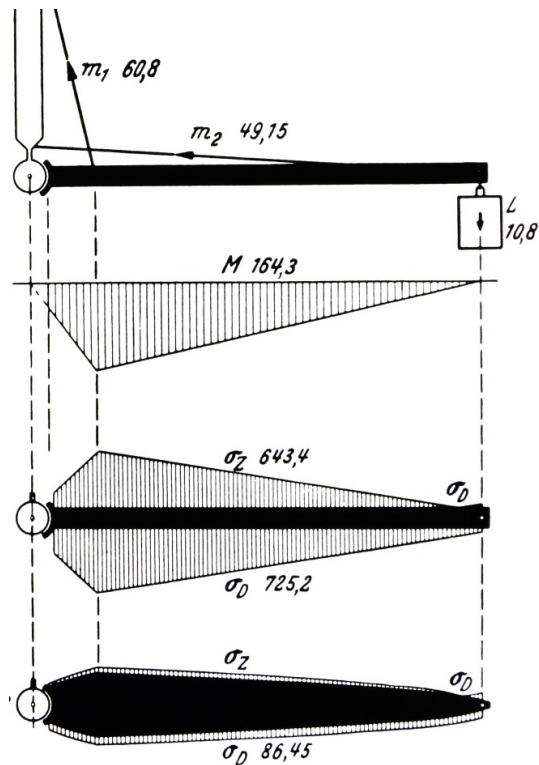
Belastung eines langen Knochens (z.B. Femur) in Biegung und Torsion

- 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)

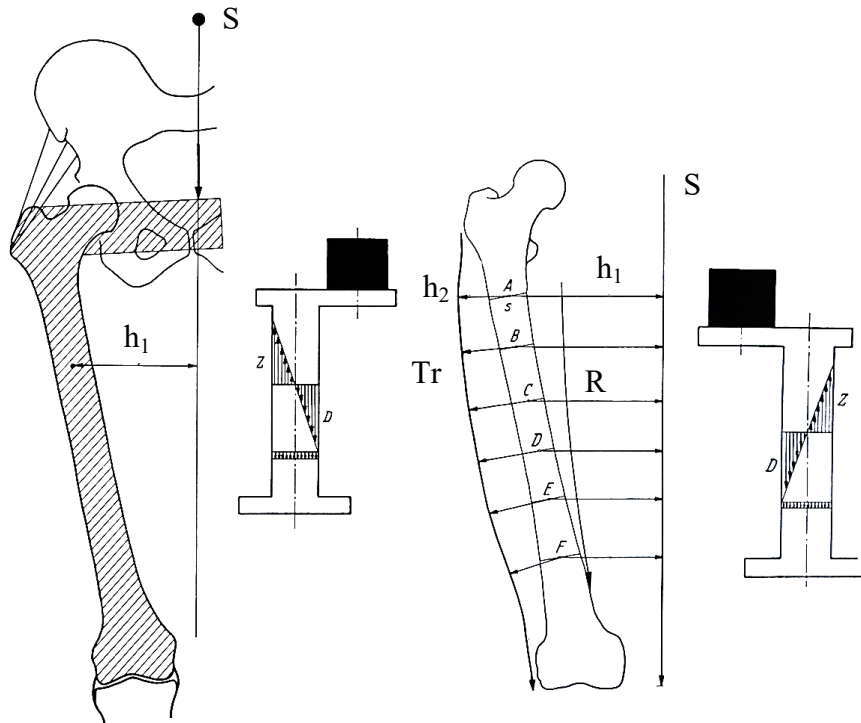
- Spannungsentwicklung durch Biegemoment
- Querschnittsanpassung
- Spannungsminimierung
- Höherer Widerstand gegen Frakturen

m_1 = M. brachialis
 m_2 = M. brachioradialis
 L = Last
 M = Biegemoment
 σ_Z, σ_D = Zug-, Druckspannung

Mechanische Auslöser

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

→ Minimaler Aufwand in Knochensubstanz, maximale Festigkeit und Steifigkeit



Prinzip der Zuggurtung

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

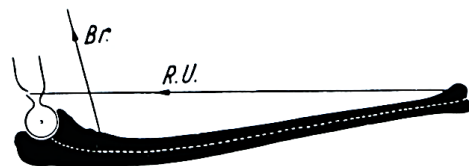
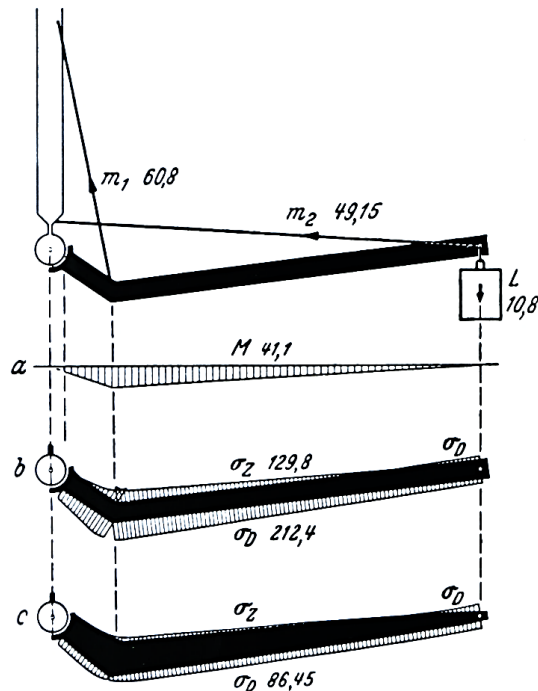
- Zugspannung durch Biegung auf lateraler Seite
- Gegenkraft durch Zuggurtung
- Optimale Druckspannungsübertragung
- Reduktion der Zugspannung

S = Körpergewichtskraft
 Tr = Zugkraft des Tractus iliotibialis
 R = Resultierende Kraft
 h_1 = Hebelarm der Körpergewichtskraft
 h_2 = Hebelarm des Tractus iliotibialis

Mechanische Auslöser

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

→ Minimaler Aufwand in Knochensubstanz, maximale Festigkeit und Steifigkeit



Prinzip der Schaftkrümmung

Wirkung einer Muskelkraft (z.B. Ulna)

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

m₁ = M. brachialis
m₂ = M. brachioradialis
L = Last
M = Biegemoment
σ_Z, σ_D = Zug-, Druckspannung

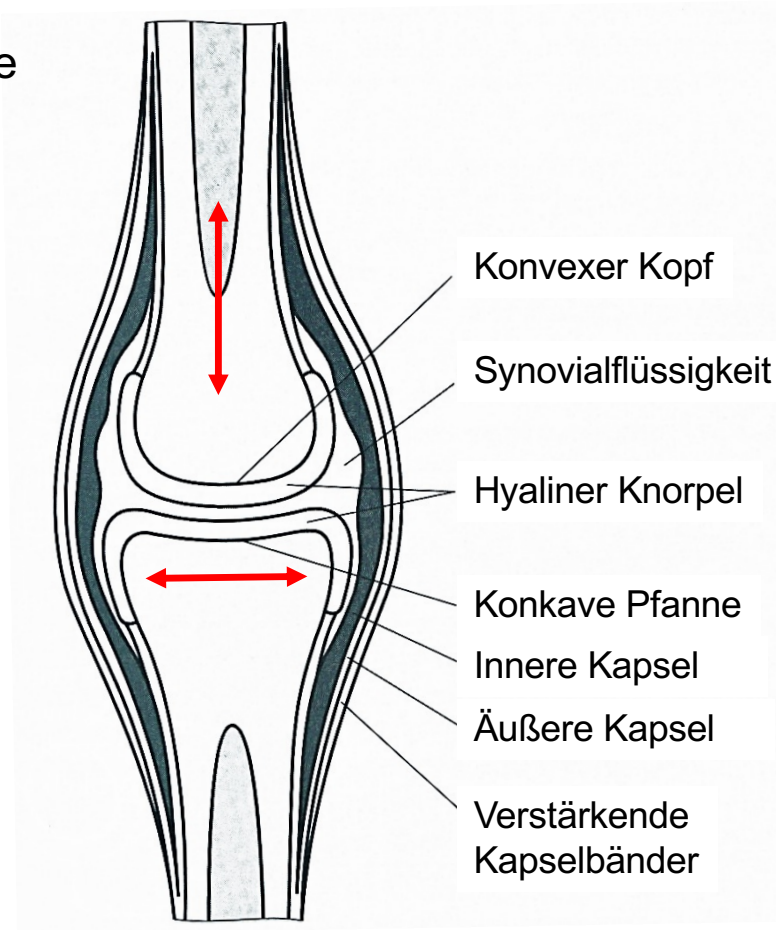
Mechanische und strukturelle Eigenschaften von Gelenken

Struktureller Aufbau

Diarthrose

**Druck
Zug**

**Schub
Reibung**



- (+ Konkave Pfanne) Dekompression (Oberflächenvergrößerung)
- Reibungsminderung, Abriebschutz, 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

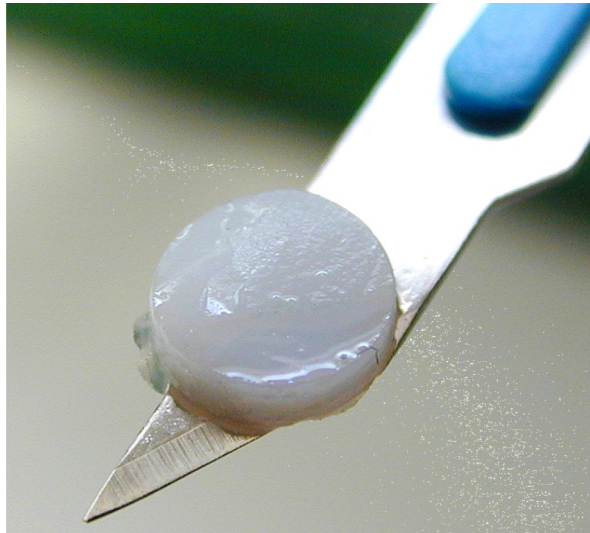
- Zusammensetzung ähnlich zu Blutserum
- 1-2 % Hyaluronsäure → Wundheilung, Zellmigration, ...
- Schmierung der Kontaktflächen während Bewegung
- Abriebschutz
- Stoßdämpfung
- Nährstoffversorgung des Knorpelgewebes während Kompression



Strukturelle Zusammensetzung

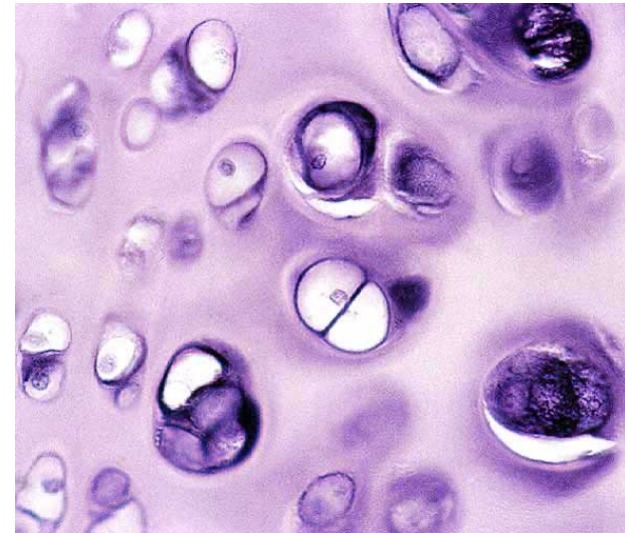
Hyaliner Knorpel

Makroskopisch



- Keine Vaskularisation
- Keine Innervation

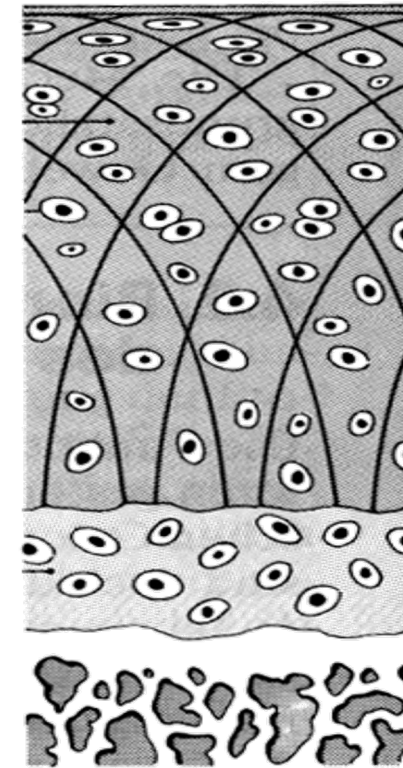
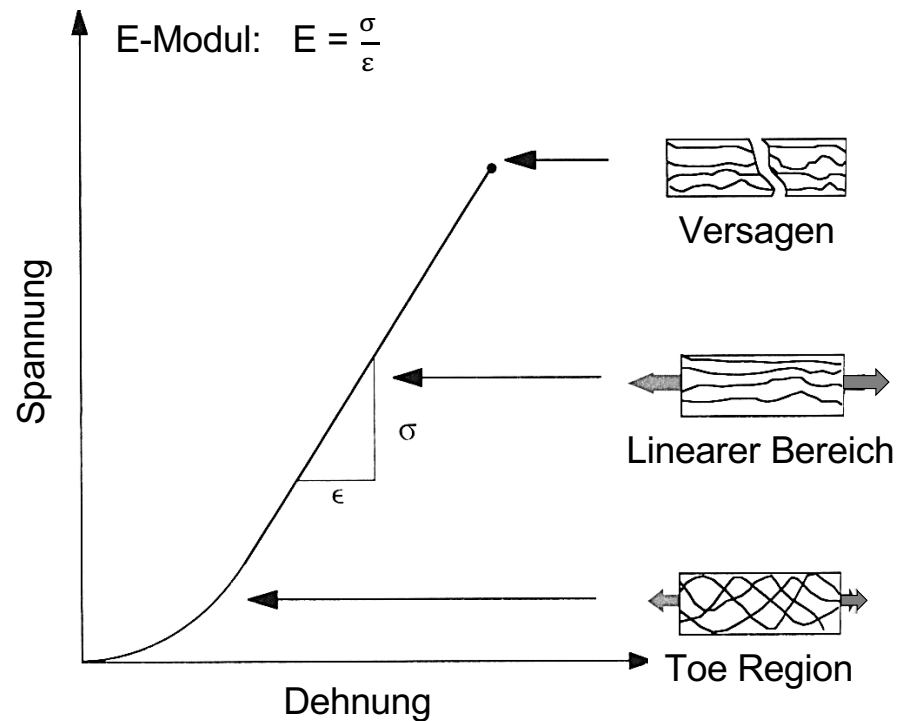
Mikroskopisch



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

Hyaliner Knorpel

Spannungs-Dehnungs-Verhalten



Knorpel

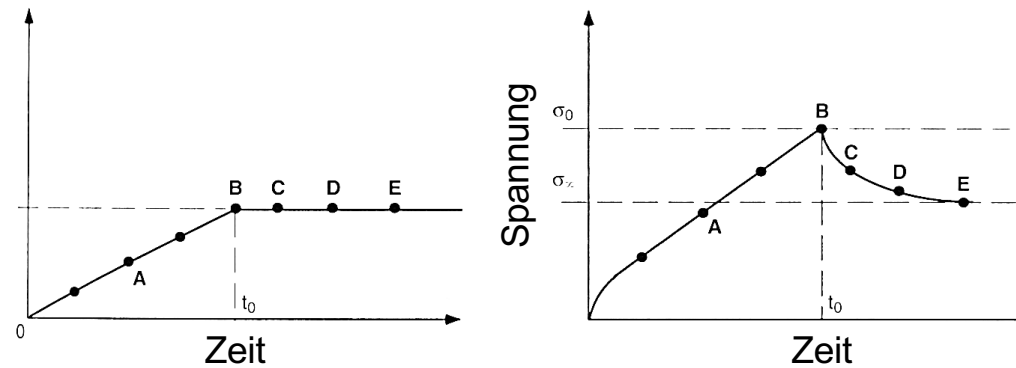
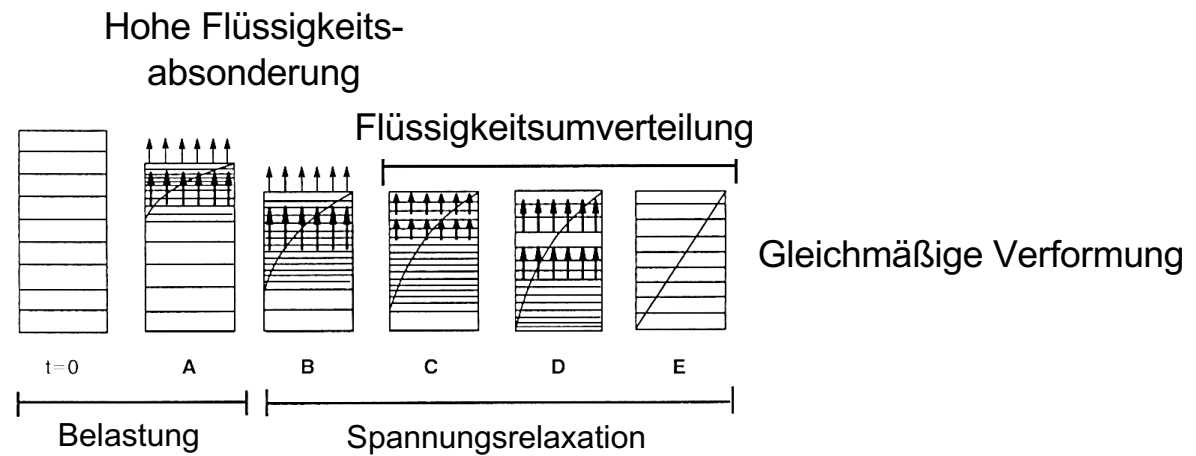
Knochen

Arkaden-förmige Kollagenfaser-Anordnung:

Zugspannung → Formkonstanz

Hyaliner Knorpel

Spannungsrelaxation unter Kompression



Hyaliner Knorpel

Materialeigenschaften

- Reibungskoeffizient $\sim 0,003$

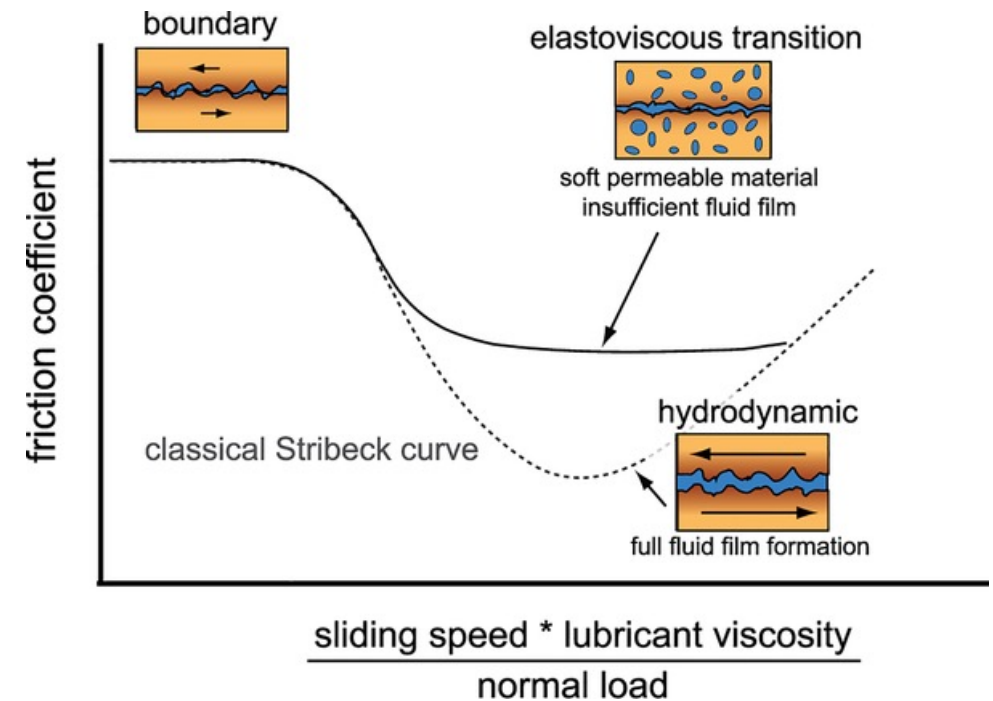
Vergleich: *Stahl-Eis* $\sim 0,01$
 Teflon $\sim 0,05 - 0,1$

- 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 $\sim 160 \text{ GPa}$

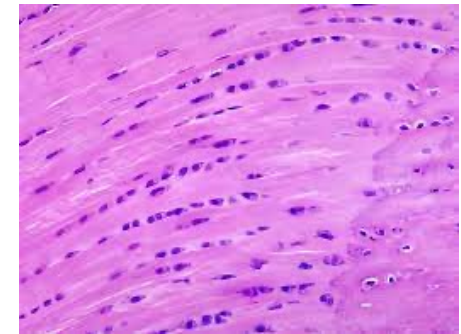
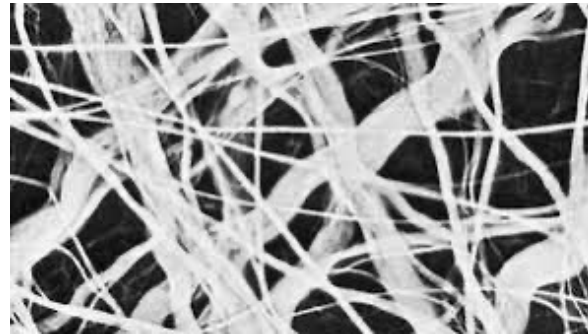


Bonnevie et al. (2015)

Faserknorpel

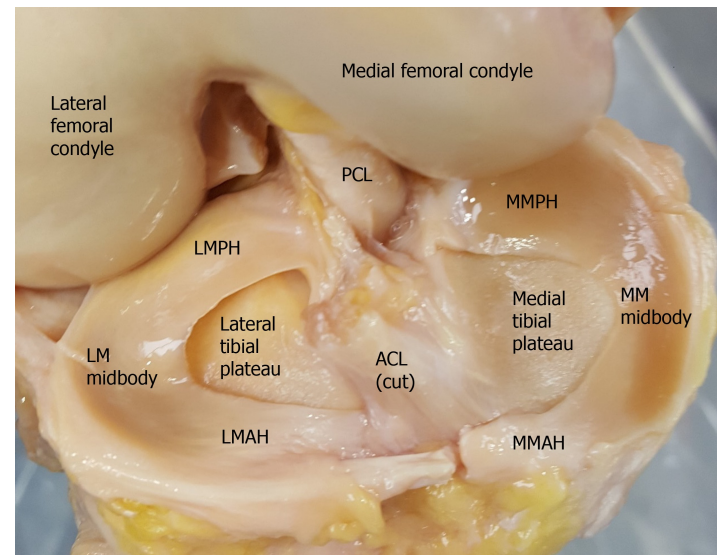
Strukturelle Zusammensetzung

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



Vorkommen

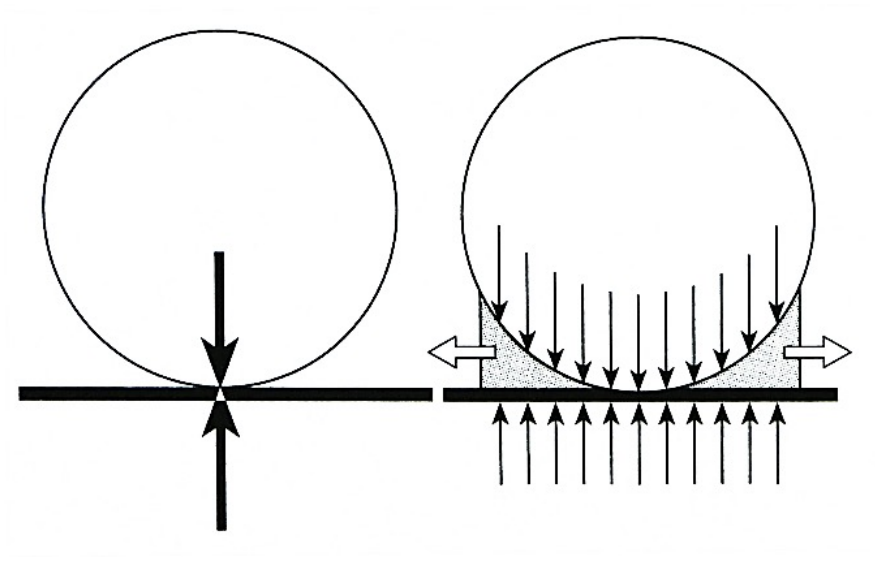
- Kniegelenk (**medialer/lateraler Meniskus**)
- Bandscheibe (Anulus fibrosus)
- Schambeinfuge
- Manubriosternales Gelenk
- Schultergelenk (Labrum glenoidale)
- Hüftgelenk (Labrum acetabulare)



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

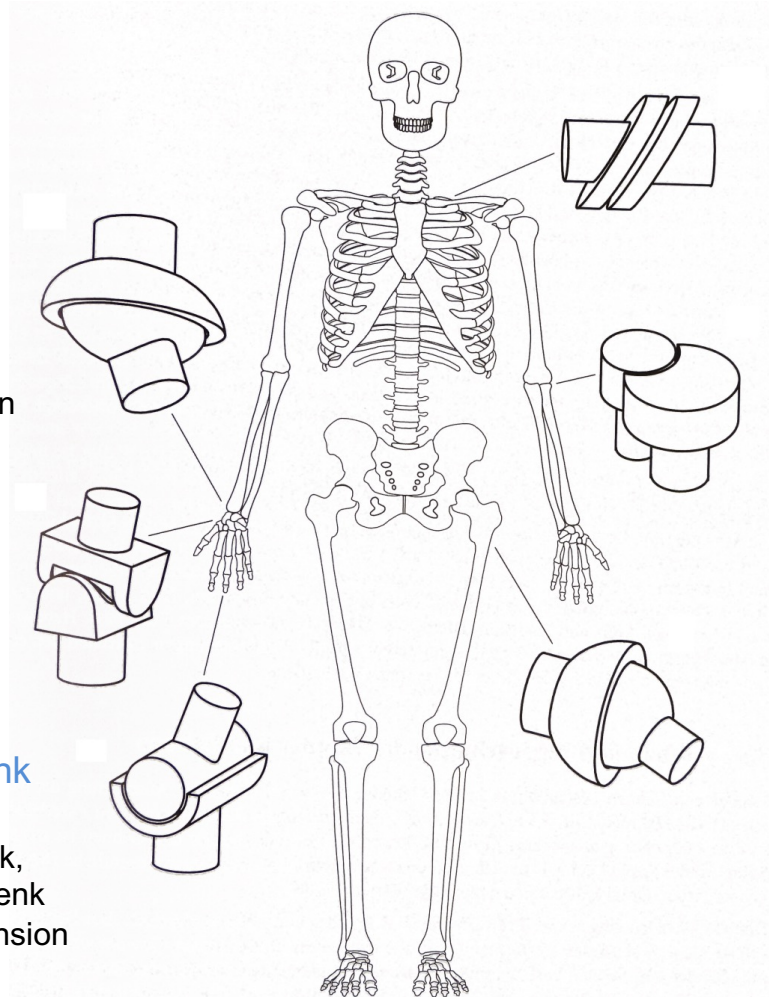
→ Flexion/Extension,
Abduktion/Adduktion

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, ...

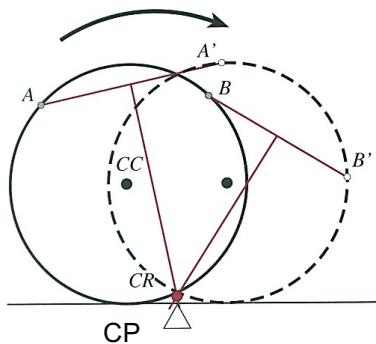
Arthrokinematik

Arten

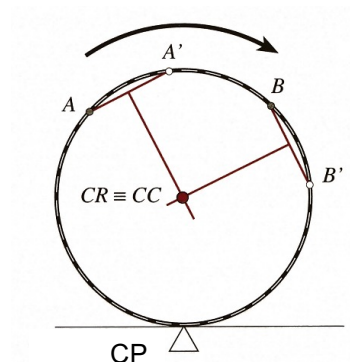
- **Reines Gleiten** (z.B. Hüftgelenk)
- **Roll-Gleiten** (z.B. Kniegelenk)

Definitionen

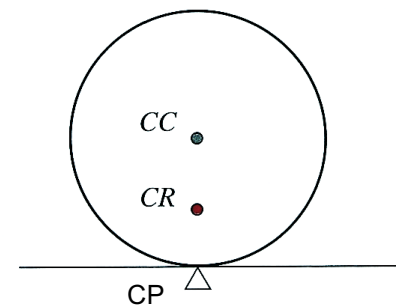
- Rollen: Center of rotation (CR) = Contact point (CP)
- Gleiten: Center of rotation (CR) = Center of curvature (CC)
- Roll-Gleiten: Contact point (CP) < Center of rotation (CR) < Center of curvature (CC)



Rollen



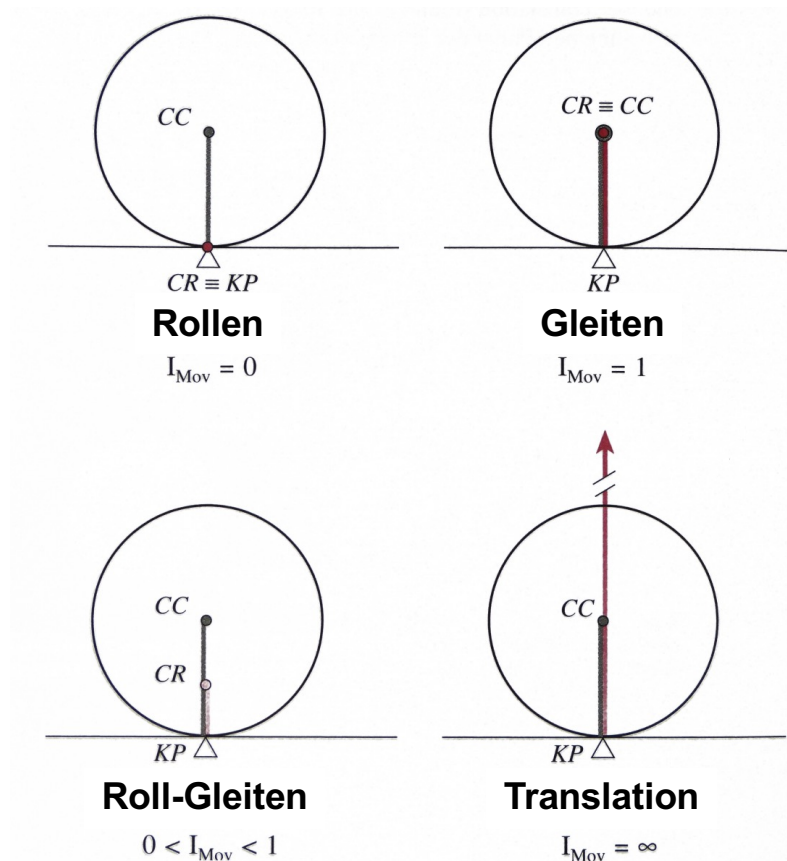
Gleiten



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

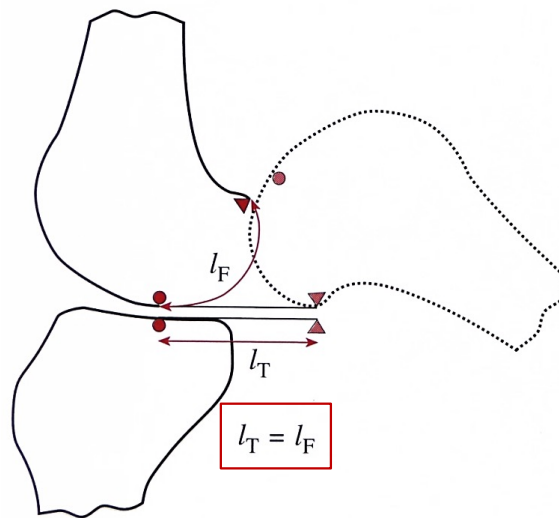
Beispiel: Kniegelenk

Roll-Gleit-Index

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

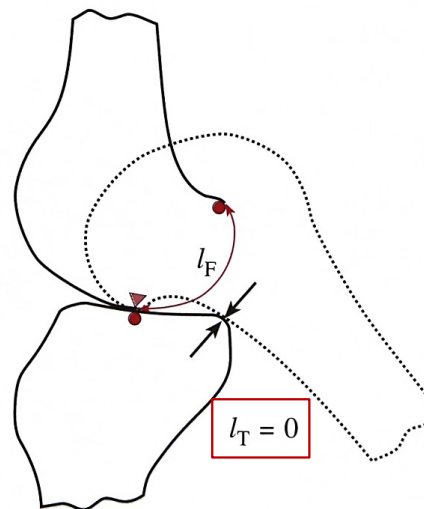
l_F = Abrollstrecke Femur

l_T = Abrollstrecke Tibia



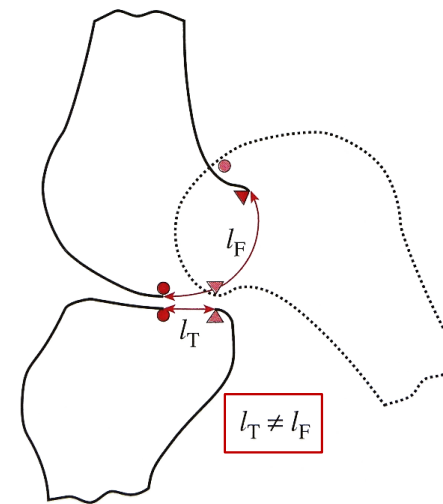
Reines Rollen
→ Dislokation

$$I_{RG} = 0$$



Reines Gleiten
→ Eingeschränkte Flexibilität
in Flexion, hoher Abrieb

$$I_{RG} = 1$$



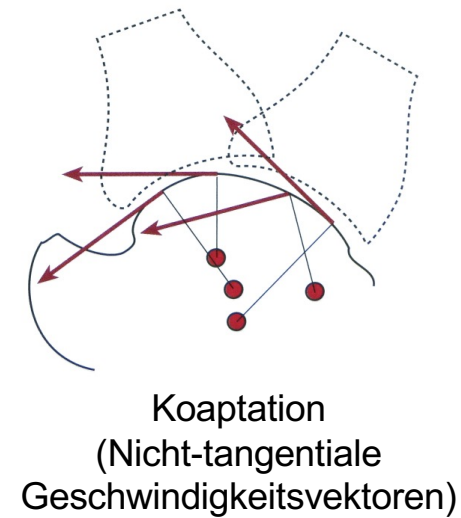
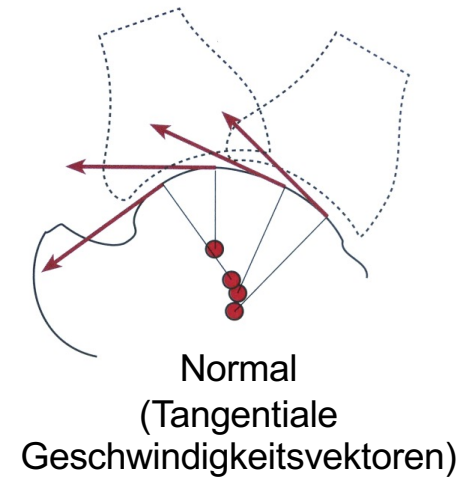
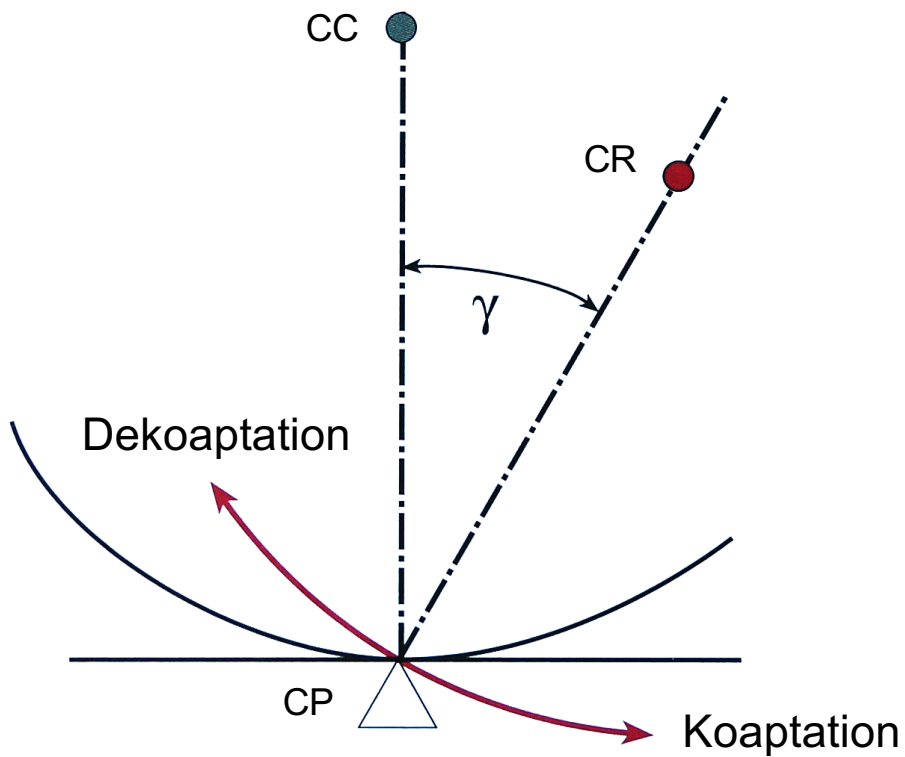
Roll-Gleit-Kombination
→ Optimale Flexibilität und Stabilität

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

Arthrokinematik

Koaptation = Kompression der Gelenkflächen

Dekoaptation = Trennung der Gelenkflächen

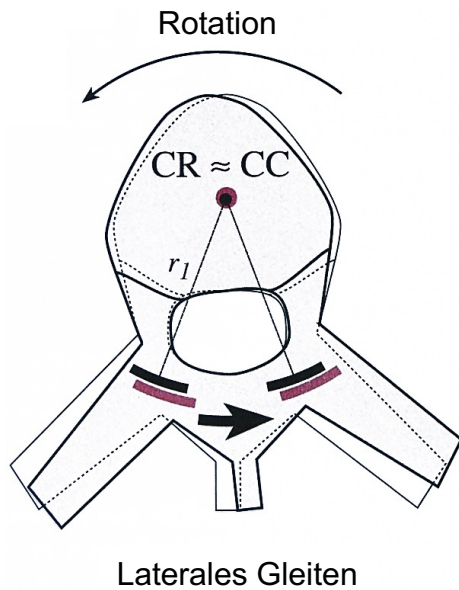


Arthrokinematik

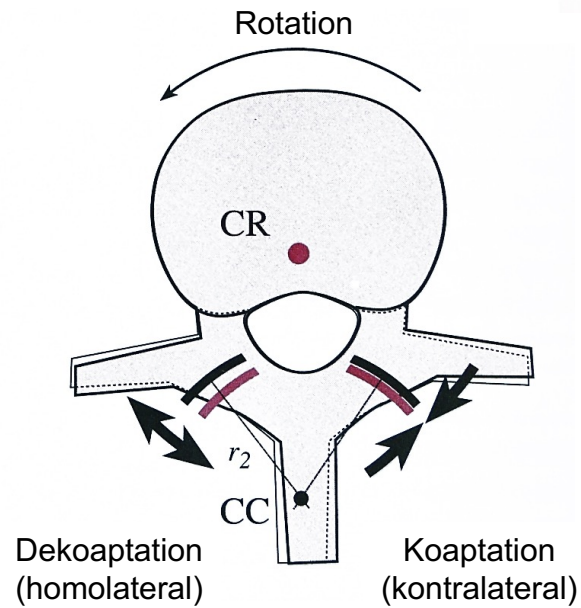
Beispiel: Wirbelsäule

Transversalebene

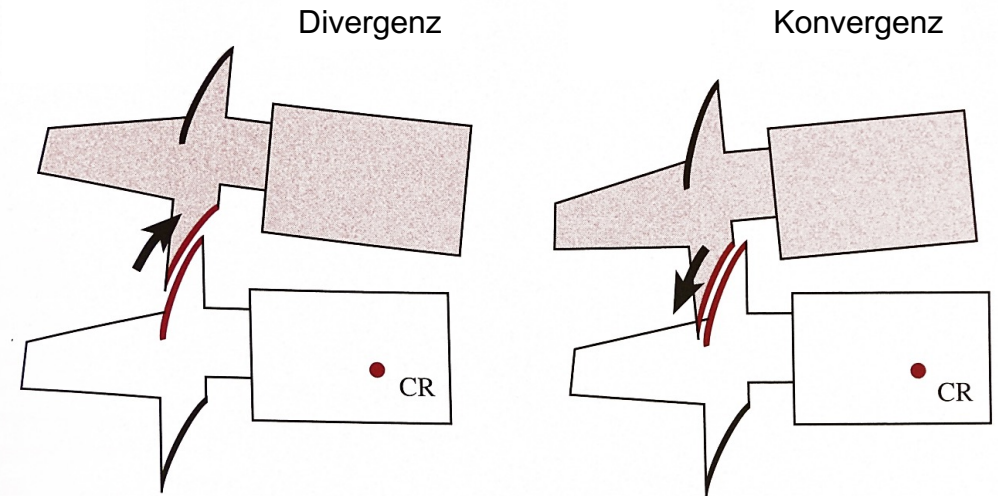
Thorakale und untere zervikale Wirbelsäule



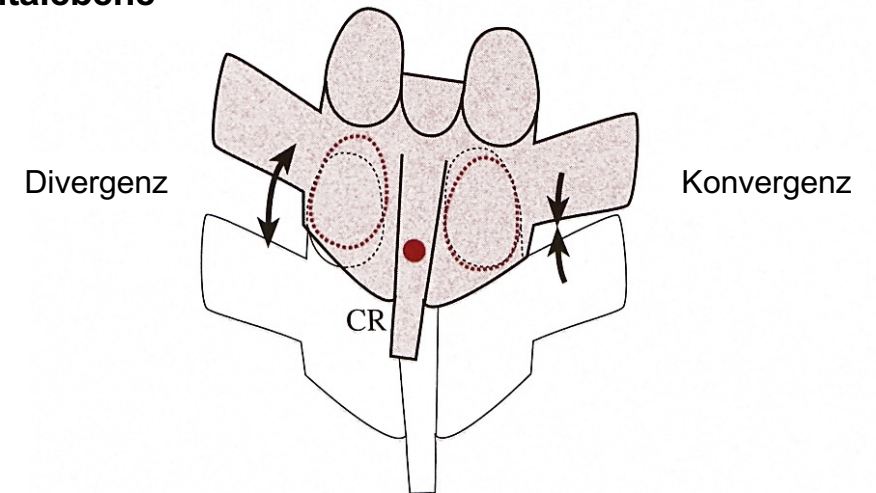
Lumbale Wirbelsäule



Sagittalebene



Frontalebene



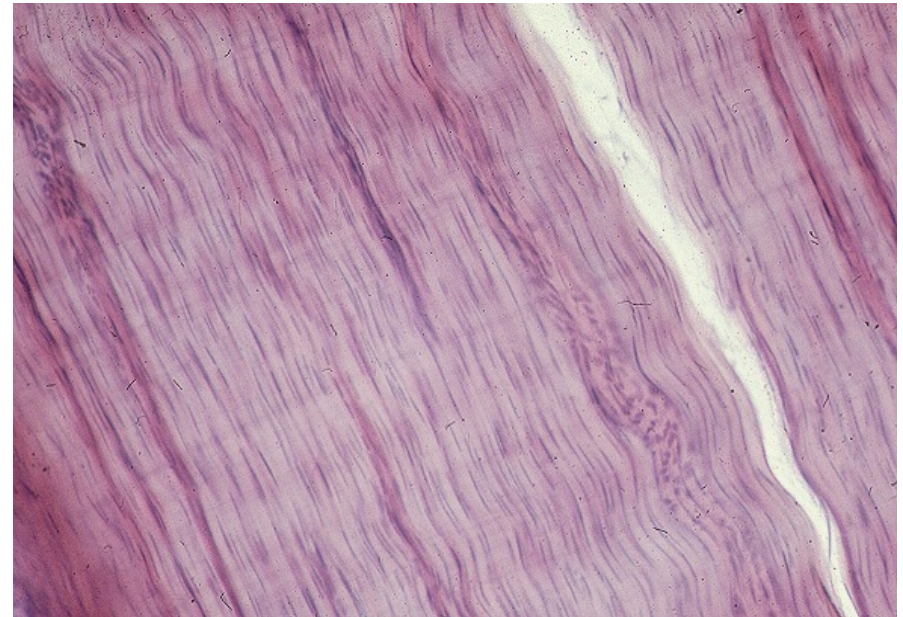
Mechanische und strukturelle Eigenschaften von Bändern und Sehnen

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**

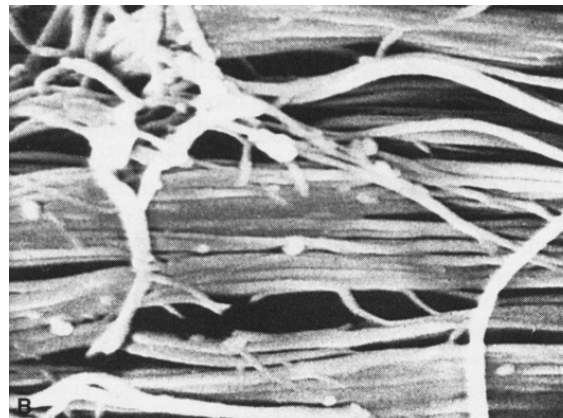
Kollagen

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

Kollagenfaseranordnung (10.000-fach vergrößert):



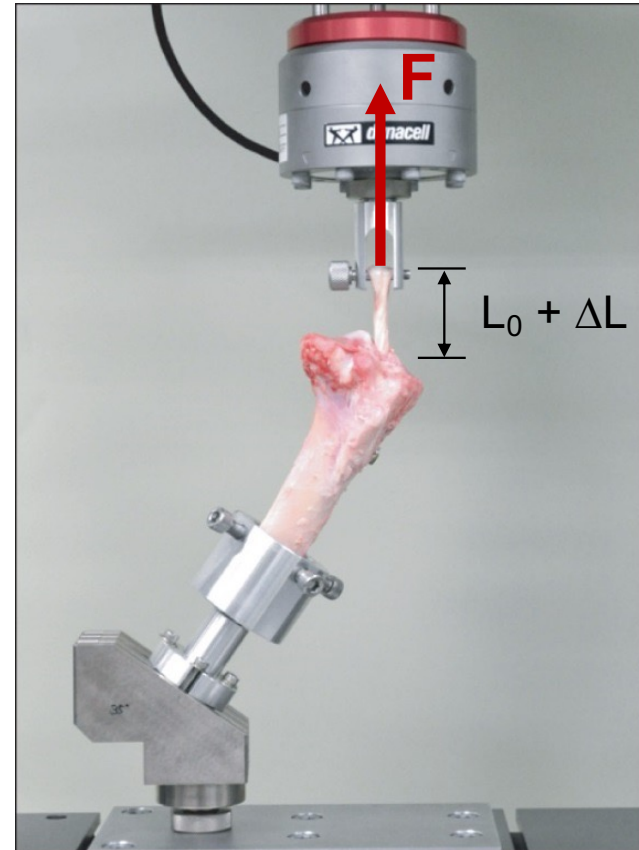
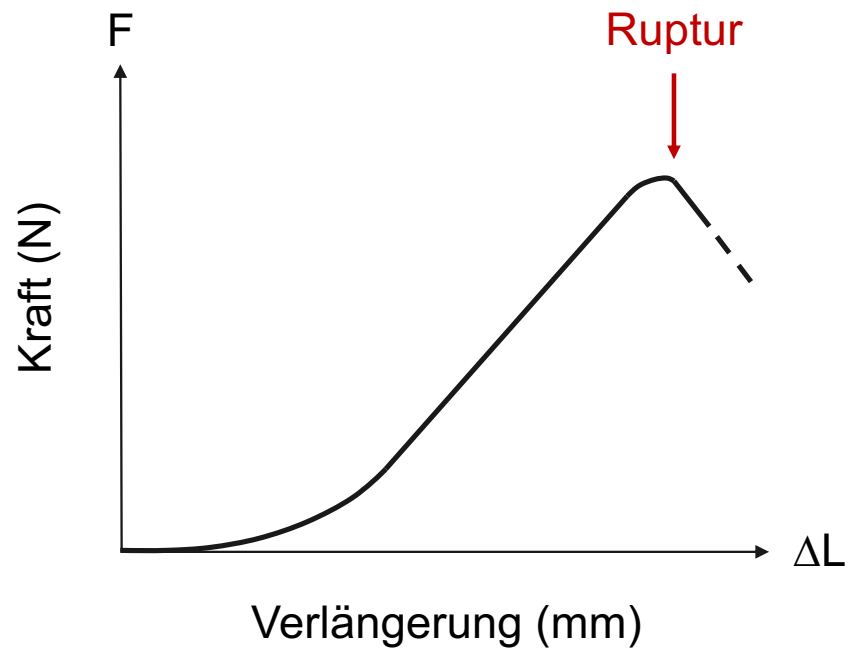
Unbelastet
→ Wellenförmige Anordnung



Belastet
→ Geradlinige Anordnung

Nichtlinearität

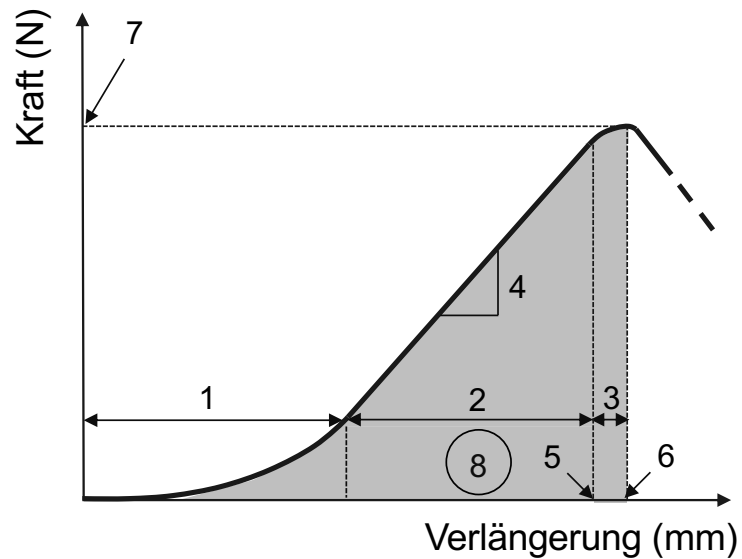
Kraft-Verlängerungs-Diagramm



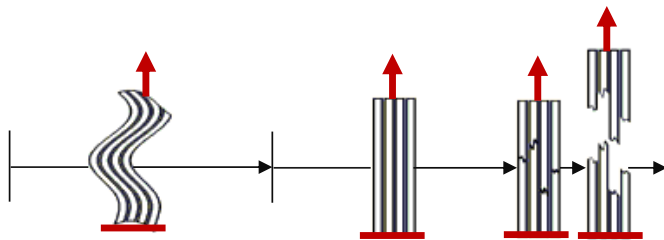
Yang et al. 2014

Nichtlinearität

Kraft-Verlängerungs-Diagramm



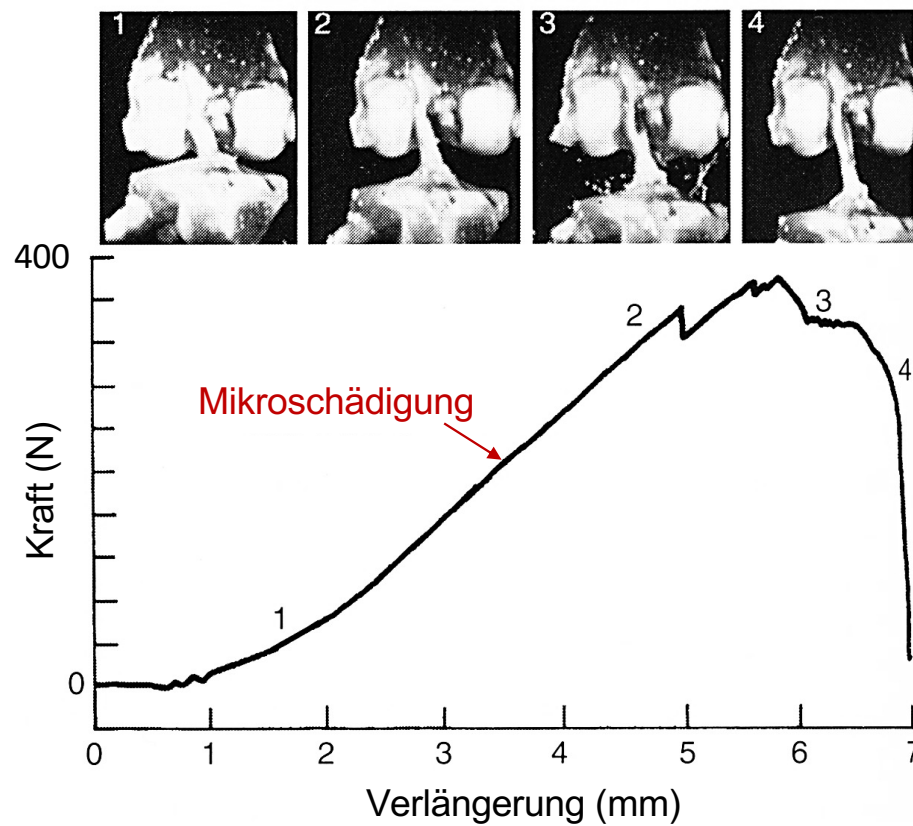
- 1 = Toe Region [mm]
(Nicht-linear elastischer Bereich)
- 2 = Linear elastischer Bereich [mm]
- 3 = Fließbereich [mm]
(Nicht-linear plastischer Bereich)
- 4 = (Strukturelle/absolute) Steifigkeit [N/mm]
- 5 = Fließpunkt [mm]
- 6 = Versagenspunkt [mm]
- 7 = Versagenslast [N] (Spitzenlast)
- 8 = Absorbierte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



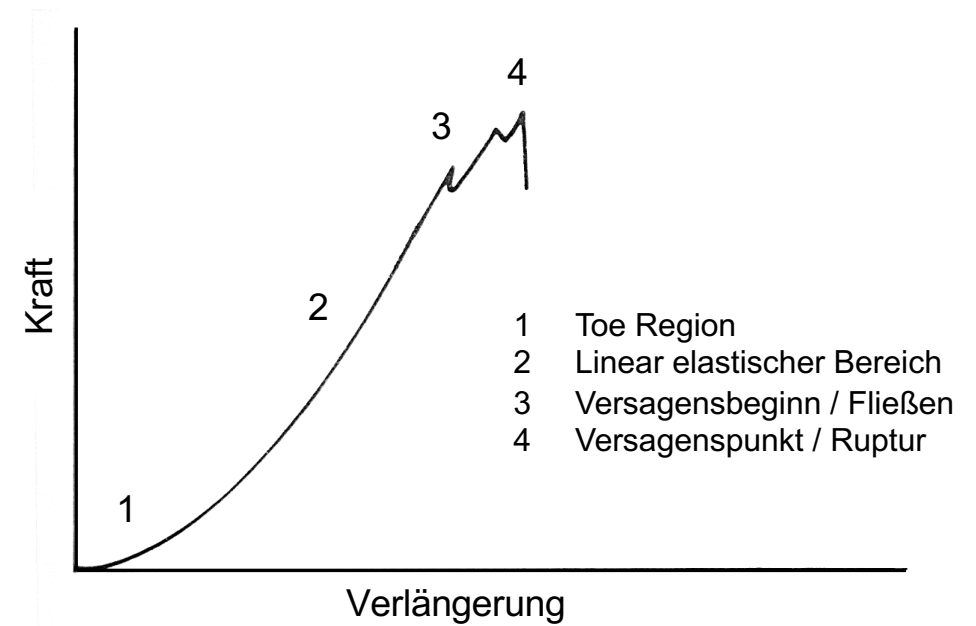
Nichtlinearität

Kraft-Verlängerungs-Diagramm

Bsp.: Vorderes Kreuzband



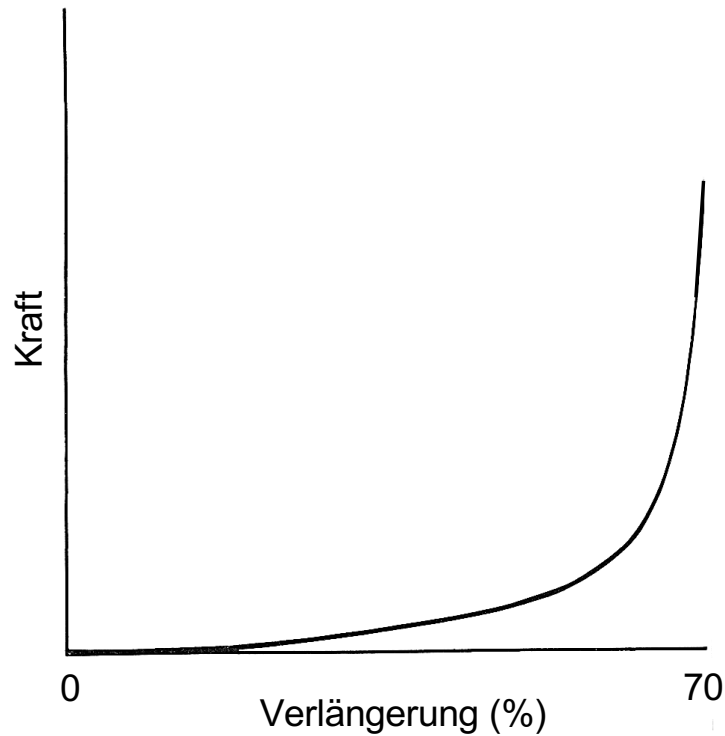
Sehne



Nichtlinearität

Kraft-Verlängerungs-Diagramm

Ligamentum flavum



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
↑ Fluidität



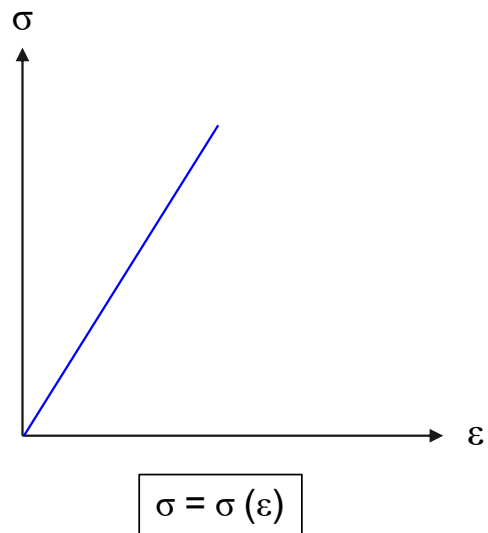
↑ Elastizität
Rigidität ↓
Proteinfasern
Radiergummi
Kortikaler Knochen
Calciumphosphat
Stahl
Diamant



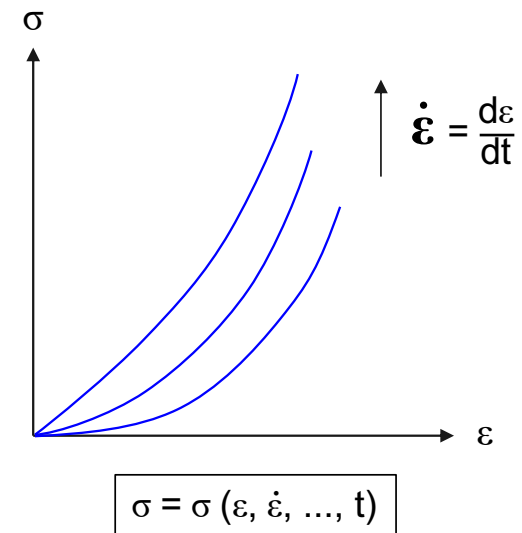
Viskoelastizität

Zeitabhängigkeit

Linear elastisch



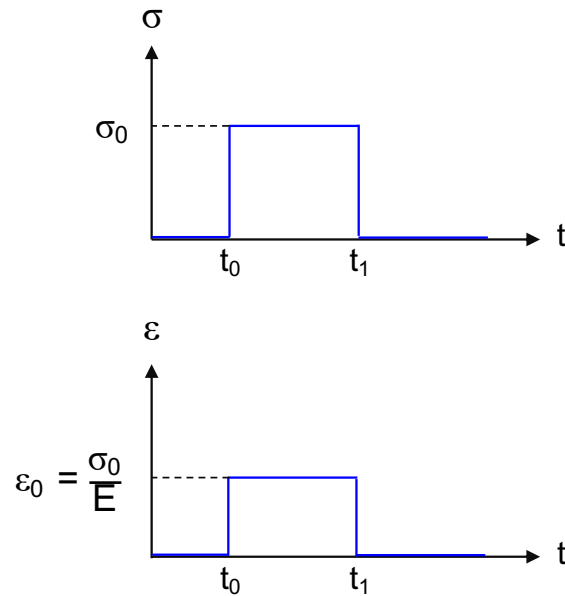
Viskoelastisch



Viskoelastizität

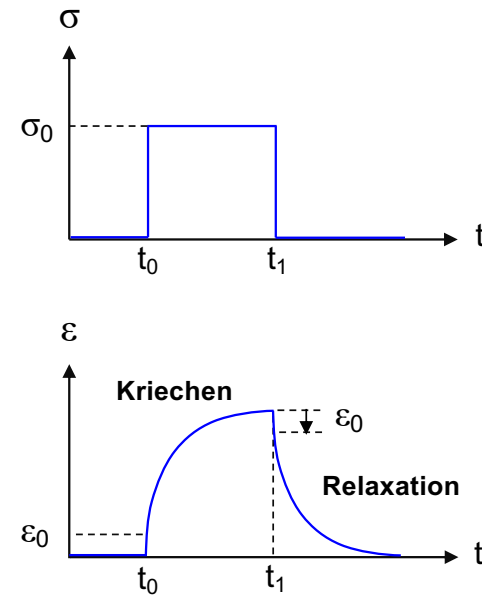
Kriechen und Relaxation

Linear elastisch



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

Viskoelastisch

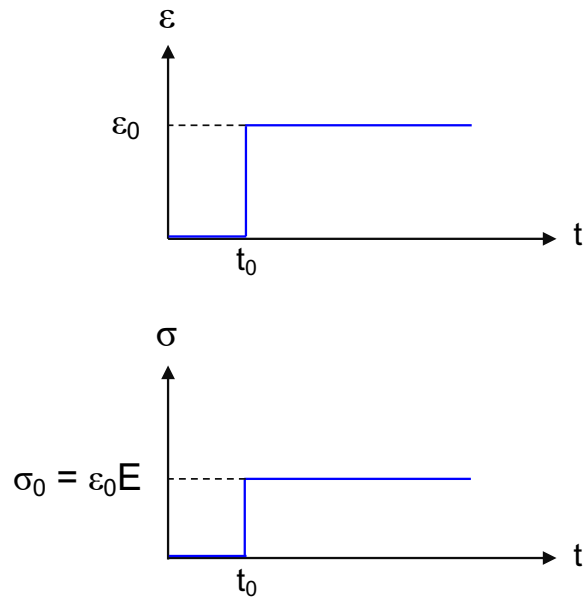


$$\sigma = \sigma(\varepsilon, \dot{\varepsilon}, \dots, t)$$

Viskoelastizität

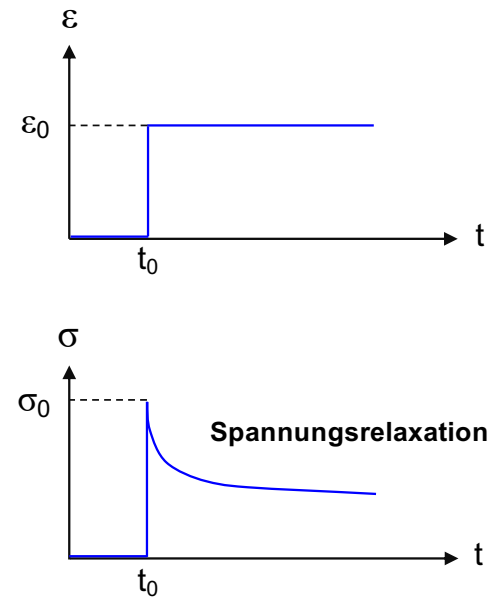
Spannungsrelaxation

Linear elastisch



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

Viskoelastisch

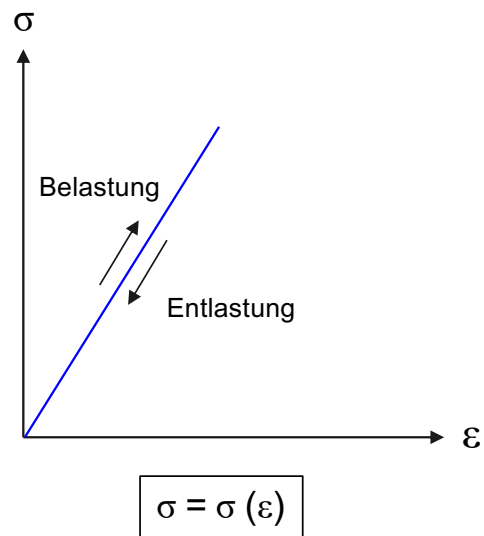


$$\sigma = \sigma(\varepsilon, \dot{\varepsilon}, \dots, t)$$

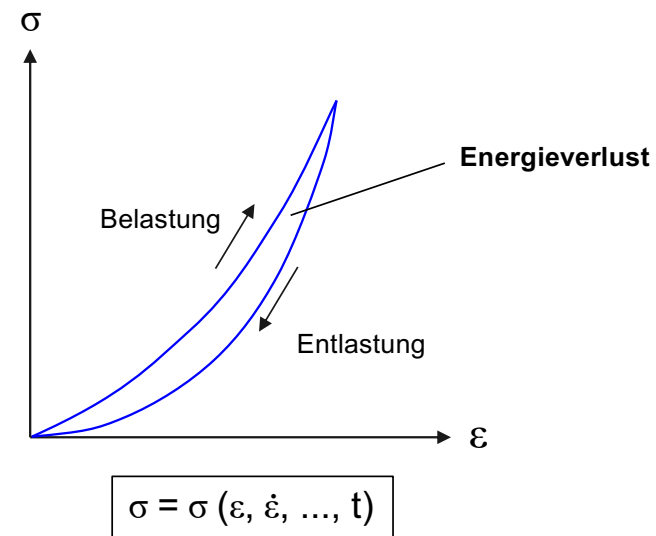
Viskoelastizität

Hysteresese

Linear elastisch



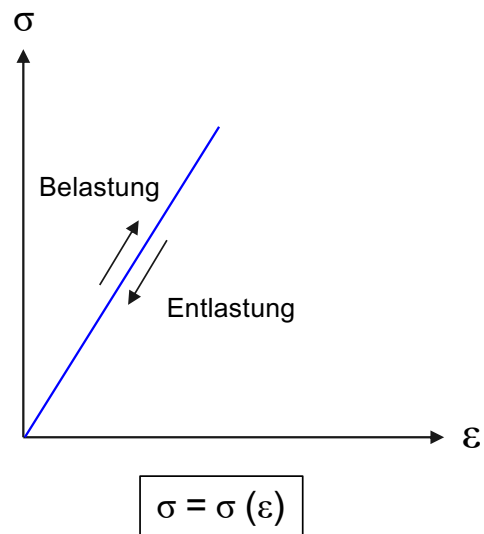
Viskoelastisch



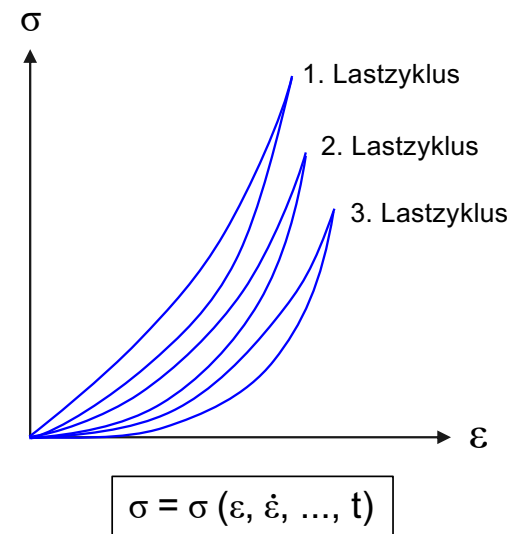
Viskoelastizität

Hysteresese

Linear elastisch



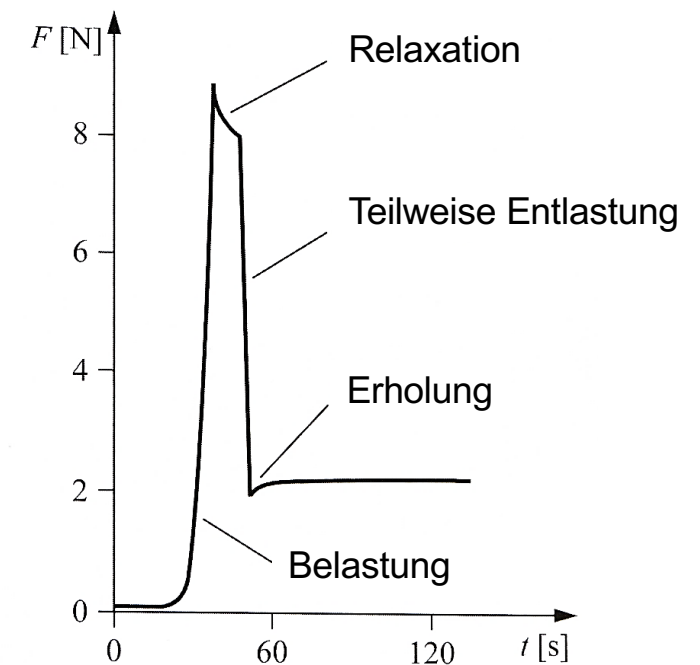
Viskoelastisch



Spezifische Eigenschaften von Bändern und Sehnen

- Linear elastisches Verhalten ab $\sim 2\%$ Dehnung
- E-Modul: $\sim 1,2 - 2 \text{ GPa}$
- Zugfestigkeit: $\sim 100 - 150 \text{ MPa}$
 - Ligamente: $50-110 \text{ MPa}$
 - Energiespeichernde Sehne: $100-150 \text{ MPa}$
 - Stabilisierende Sehne: $700-1000 \text{ MPa}$
- 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:



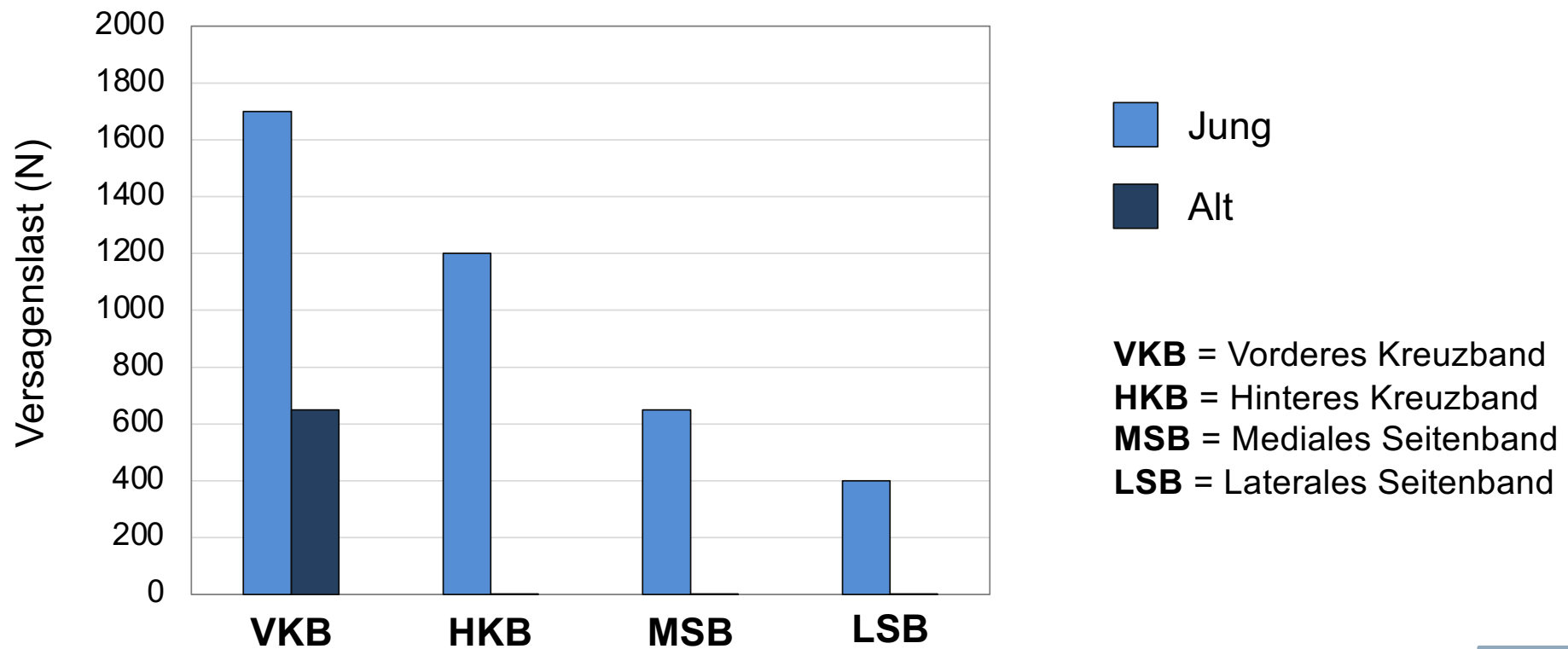
Typische Materialparameter

Material	E-Modul (MPa)	Zugfestigkeit (MPa)	Max. Zugdehnung (%)	Dichte (g/cm ³)
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 schnellem 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



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	→	Festigkeit ↓
Durchmesser ↓		Steifigkeit ↓
Flächenträgheitsmoment ↓		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 ~ 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 Menschen¹: bis ins hohe Alter mobil und sportlich zu sein
 - Früher: Lauftraining, Schwimmen oder Radfahren
 - Heute: Marathon laufen, Yoga praktizieren, Klettern und Fußball
- Risikofaktor Arthrose²:
 - Alter
 - Ursachen in jungen Jahr
 - » Unfälle
 - » Übergewicht
 - » Fehlhaltungen, z. B. der Hüfte
 - » Sportverletzungen



©SCC EVENTS Norbert Wilhelmi

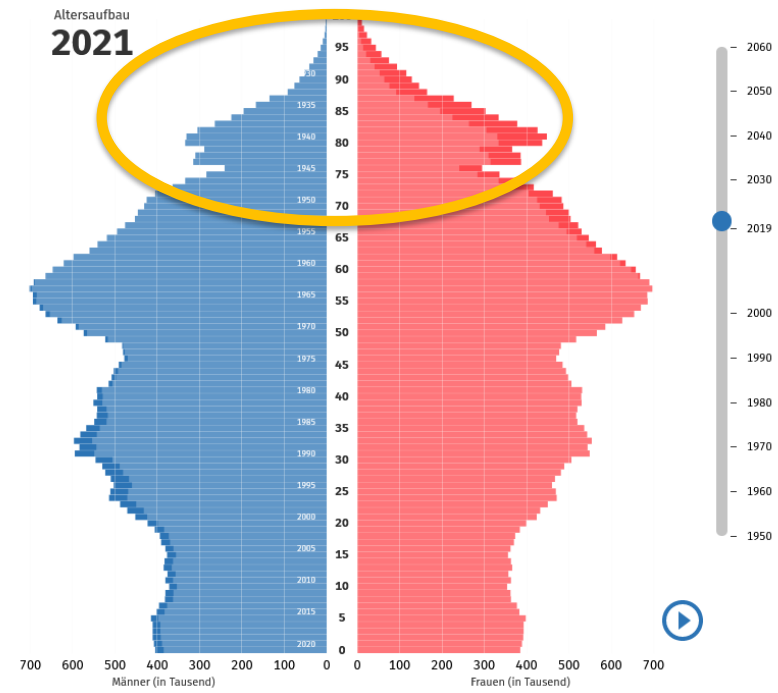
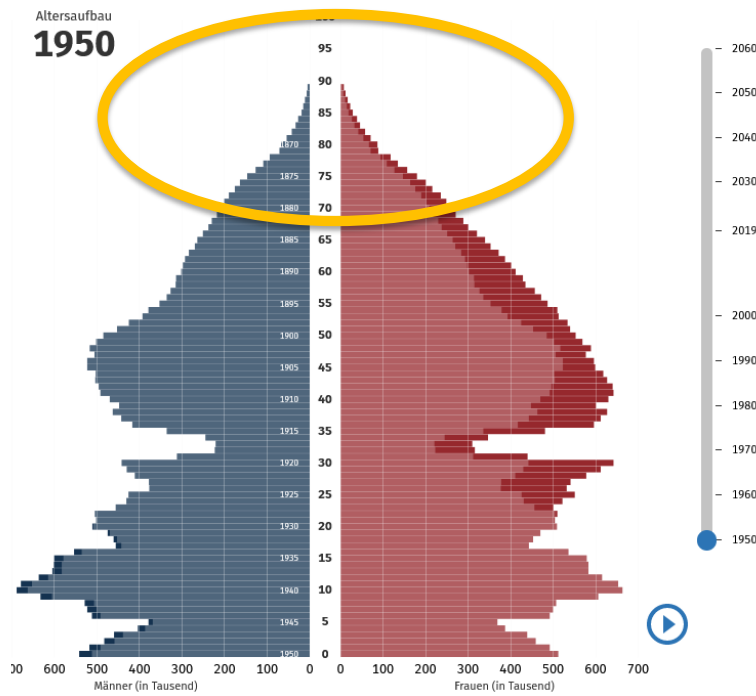


©Fotolia/Sagittaria

Quellen:

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

²www.mediclin.de, Dr. Siegfried Wentz

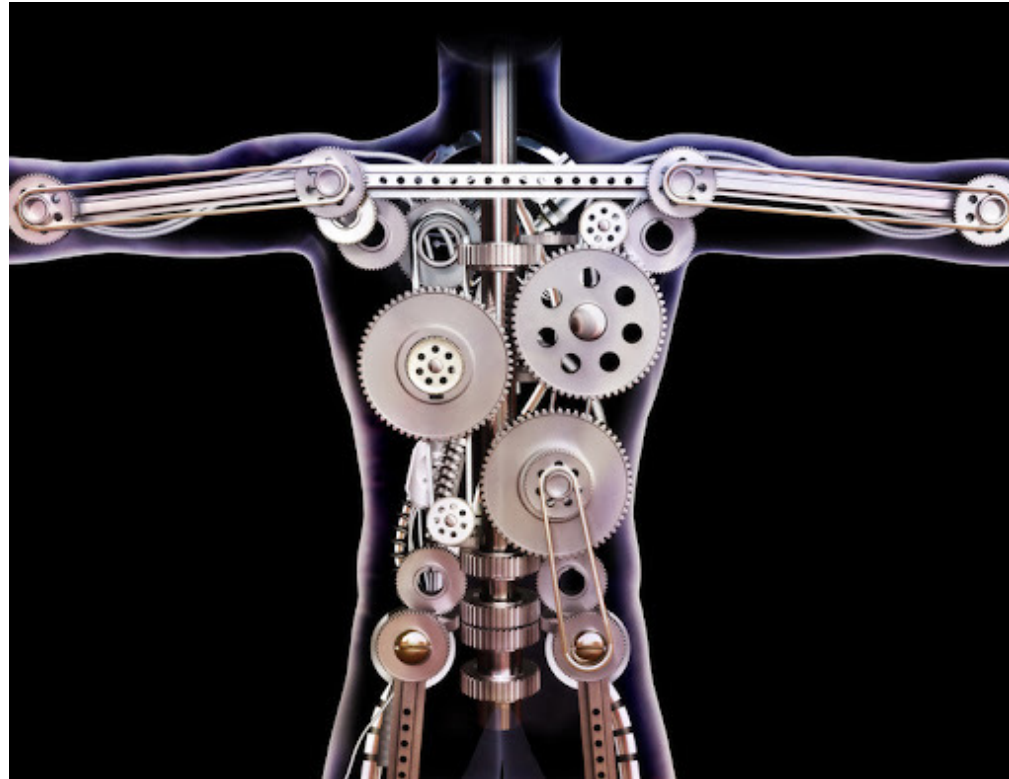


Zahlen und Fakten¹

- 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%)

¹Dtsch Arztebl 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 → Al_2O_3 , ZrO_2	Gewebe bildet zur Abschirmung nicht adhärierende fibröse Kapsel → Häufigster Fall, Schutzreaktion
c) Implantat ist bioaktiv, zeigt positive Oberfläche → Bioglas ^R	Gewebe und Implantat verwachsen miteinander → chemische Reaktivität
d) Implantat resorbiert	Gewebe löst Implantat auf und ersetzt es → hohe Reaktivität → unschädlich, leichte Verstoffwechslung

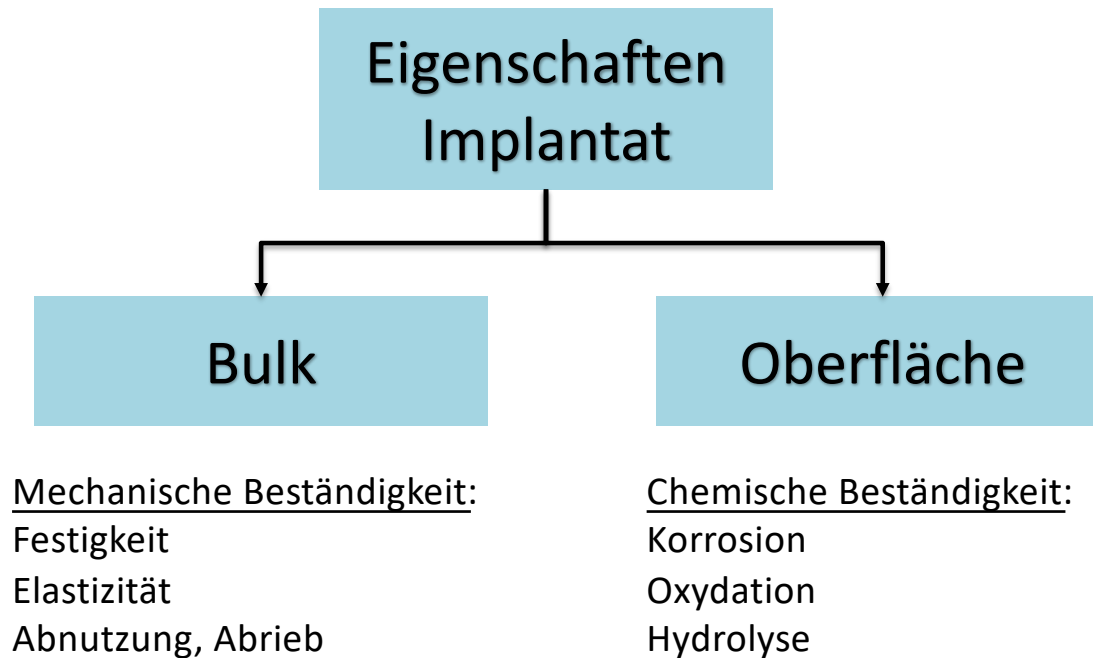
Biokompatibilität

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)
 - Klassifikation¹ nach Kellgren und Lawrence

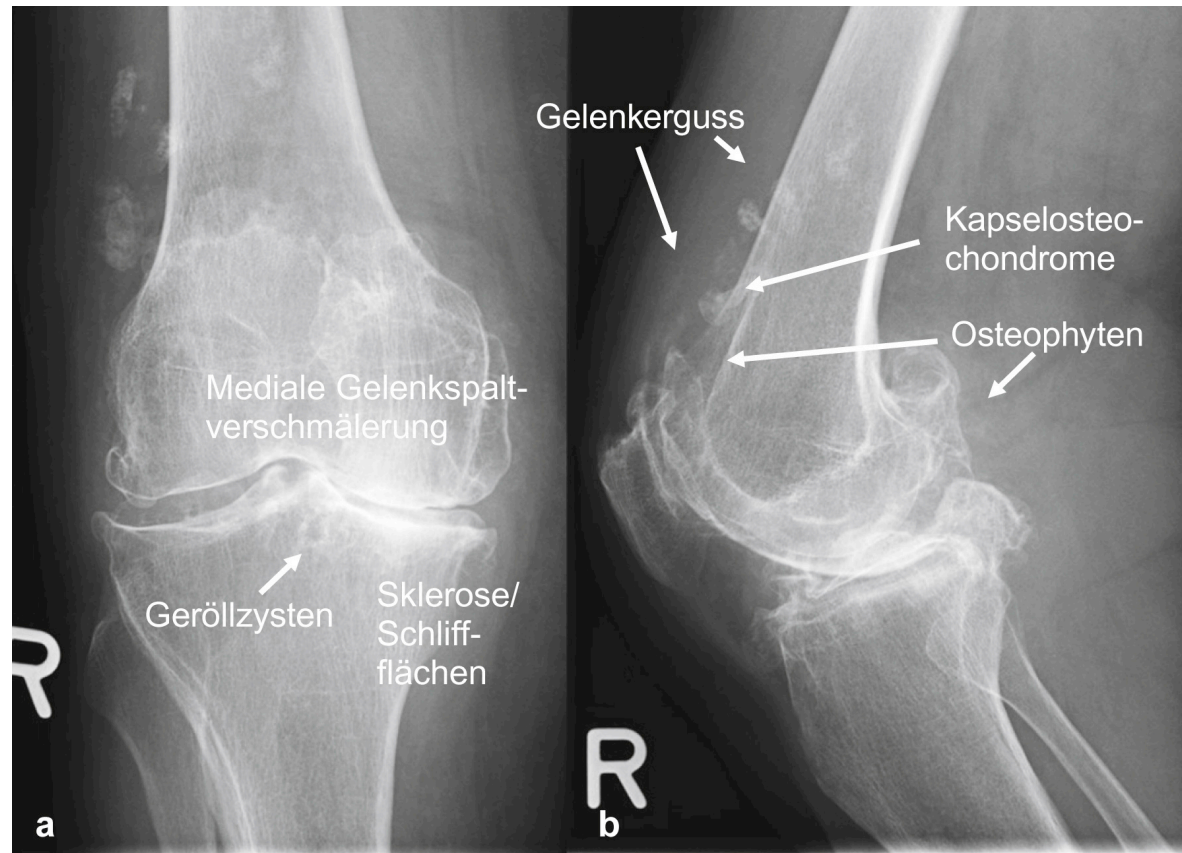
	0	I	II	III	IV
Kellgren-Lawrence	Normalbefund	Fragliche Arthrosezeichen	Definitive Osteophyten, fragliche Verschmälerung des Gelenkspalts	Multiple Osteophyten, deutliche Verschmälerung des Gelenkspalts, Sklerose	Gelenkdestruktion

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

Radiologische Befundung



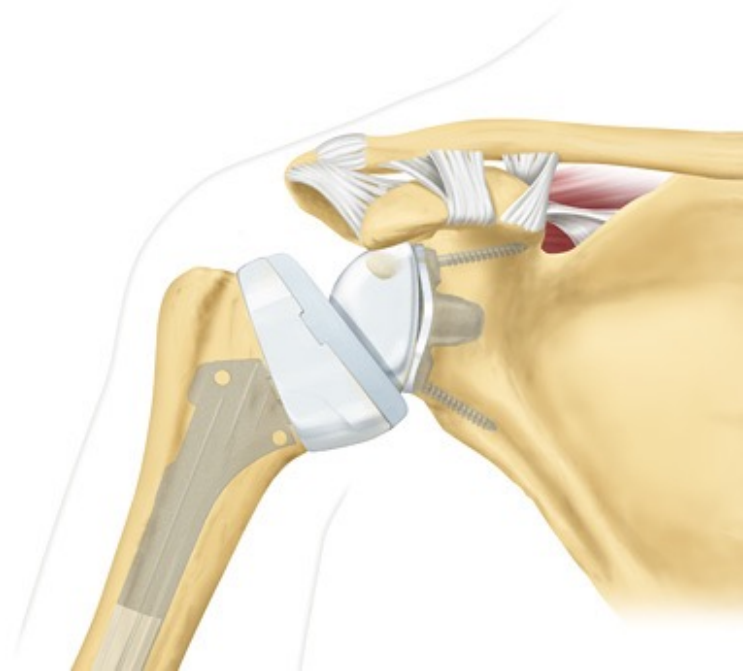
Radiologische Befundung



Prothesentypen

Schultergelenk

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



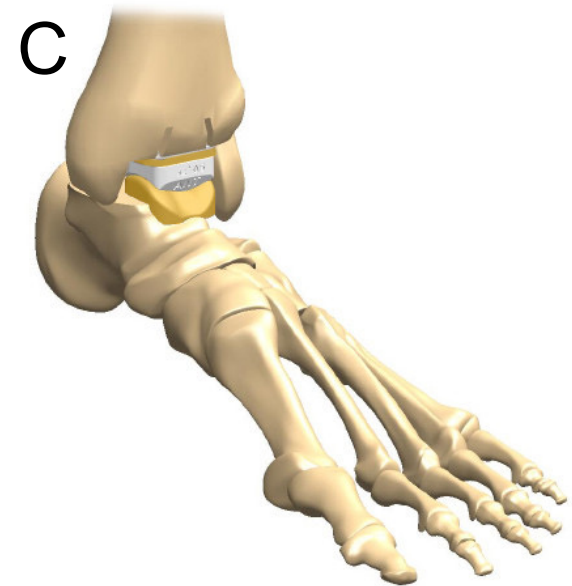
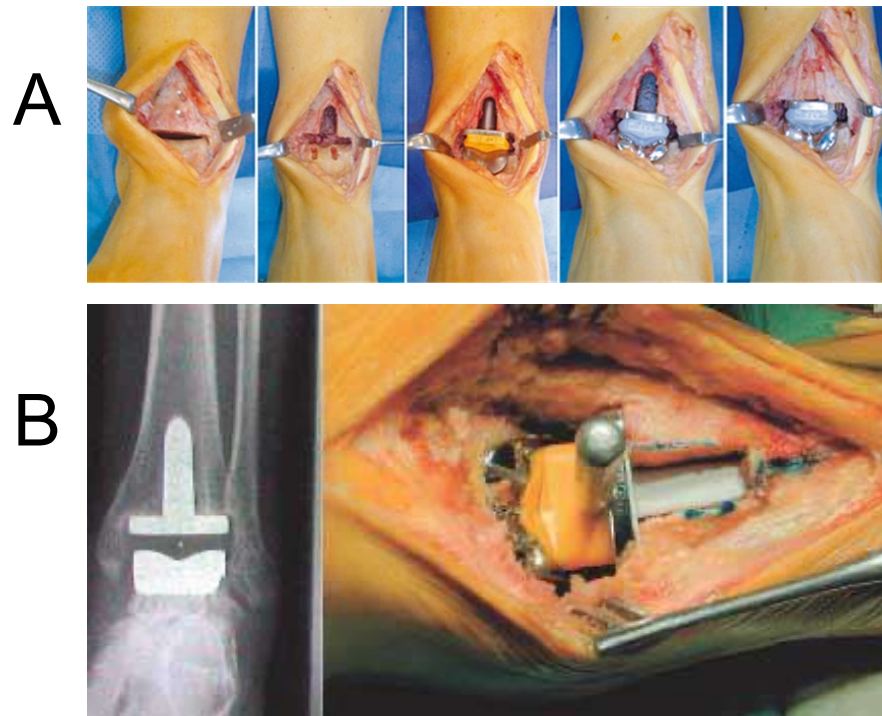
Prothesentypen

Ellenbogen



Prothesentypen

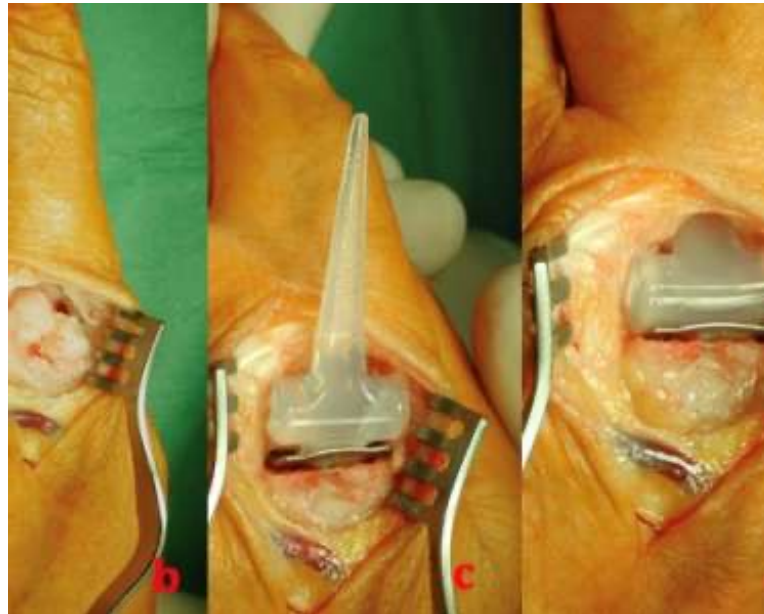
Sprunggelenk



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

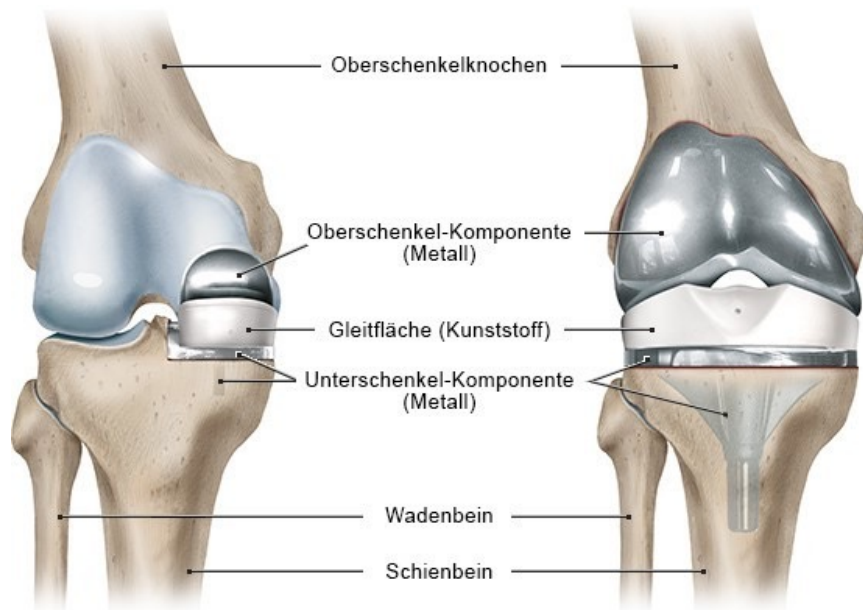
Prothesentypen

Finger



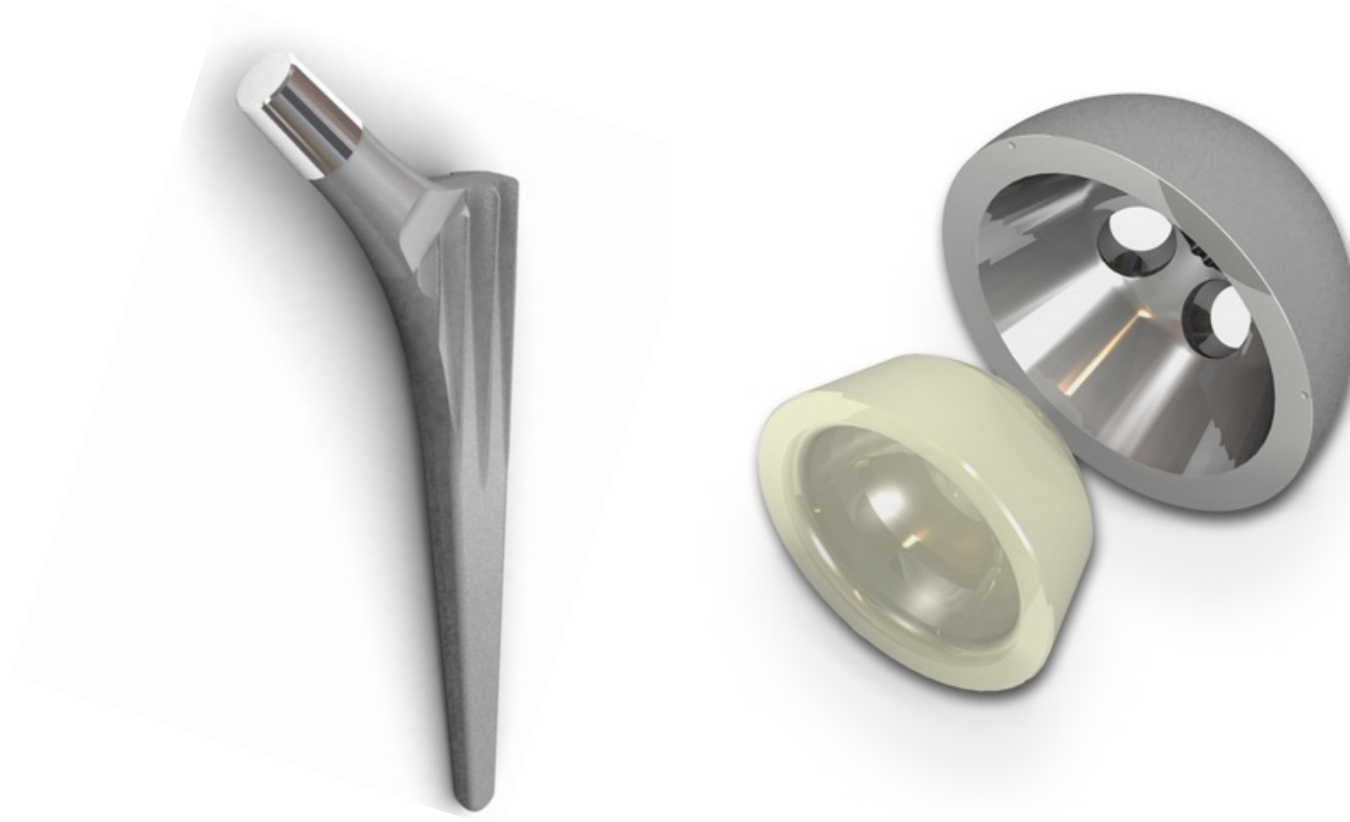
Prothesentypen

Kniegelenk



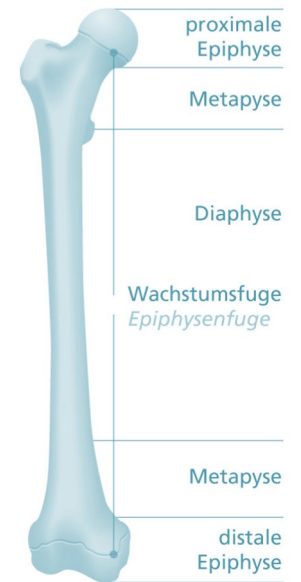
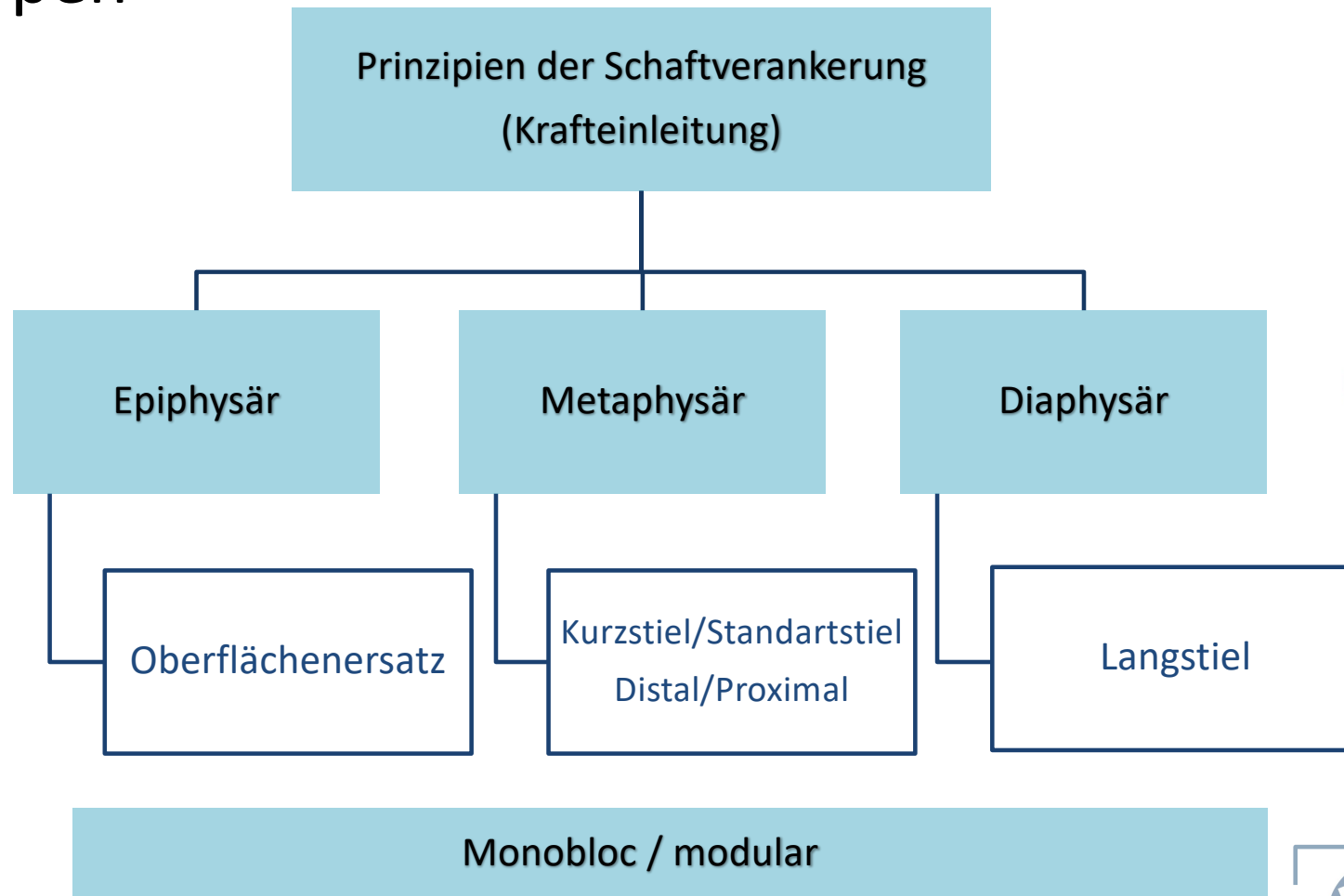
Prothesentypen

Hüftgelenk (unzementiert)



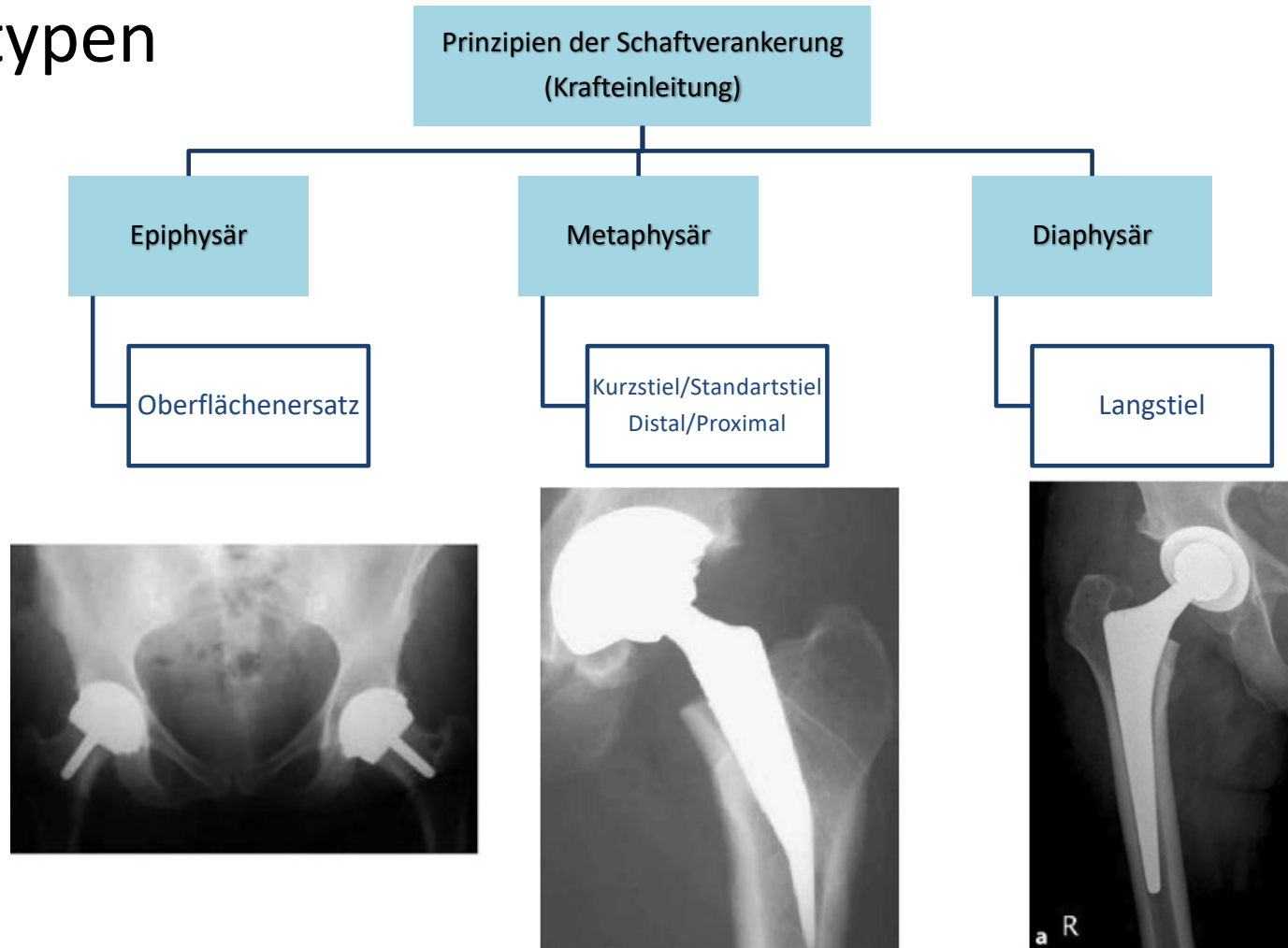
Prothesentypen

Hüftgelenk



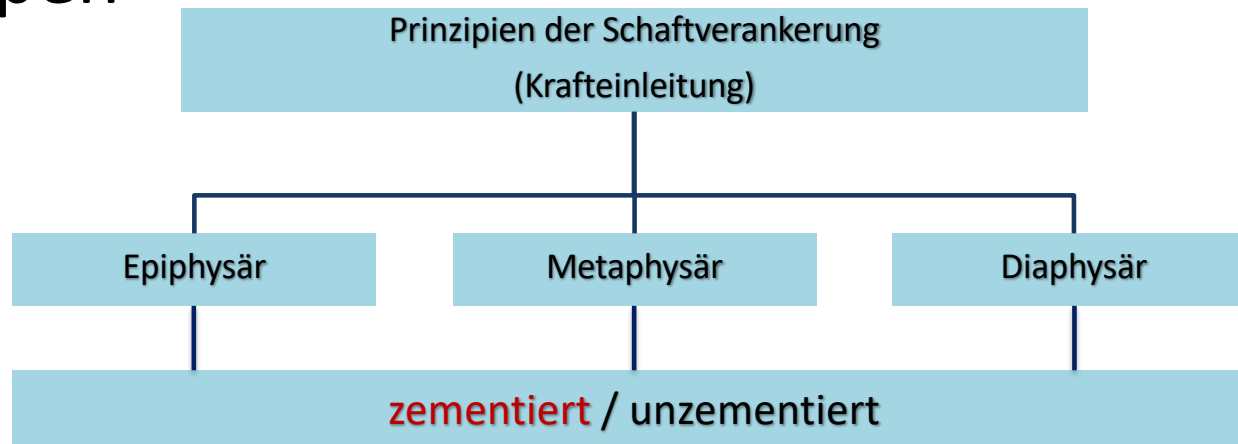
Prothesentypen

Hüftgelenk



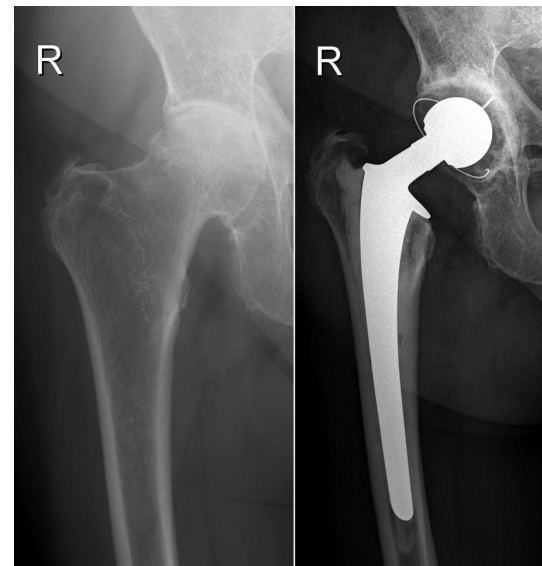
Prothesentypen

Hüftgelenk



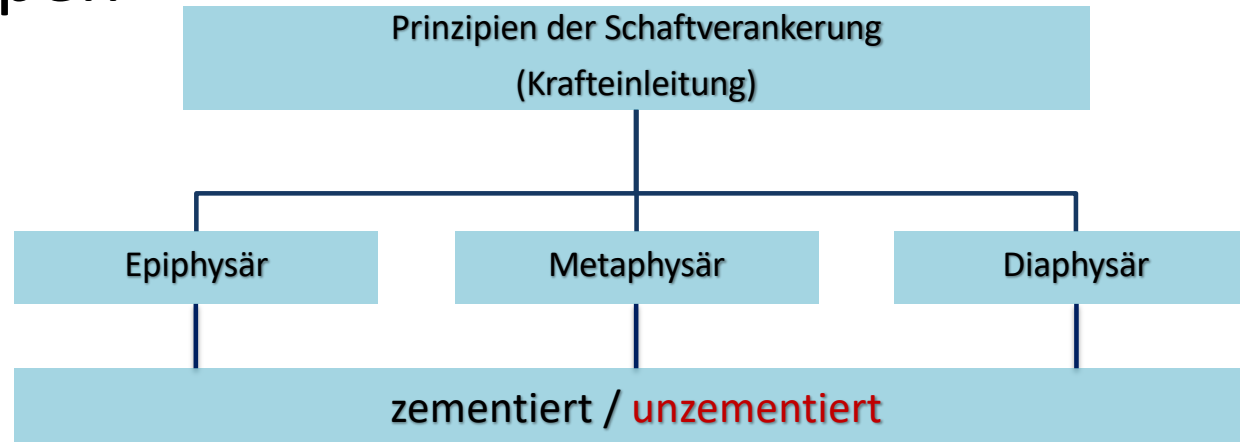
Zementierte Prothesen

- Gleichförmige Krafteinleitung
- Zementmanteldicke 2-3mm
- Vermeidung von Spannungspitzen (Zentralisiersystem)



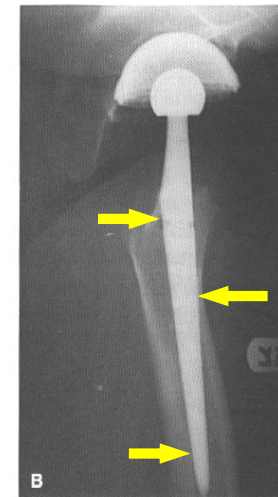
Prothesentypen

Hüftgelenk



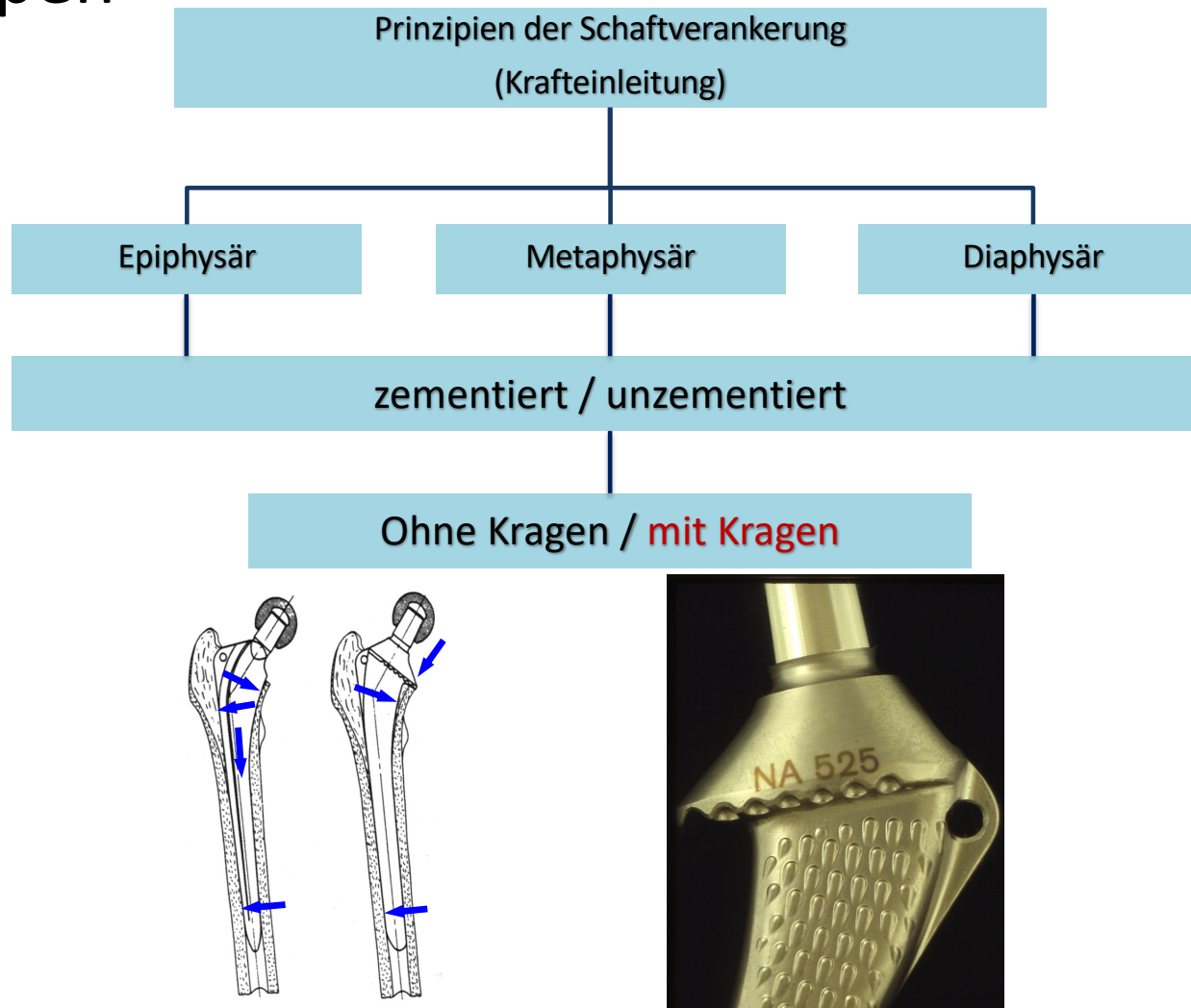
Unzementierte Prothesen

Wichtig: gleichmäßiger Kontakt
zum Knochen nicht immer möglich
Gefahr: punktförmige Auflage



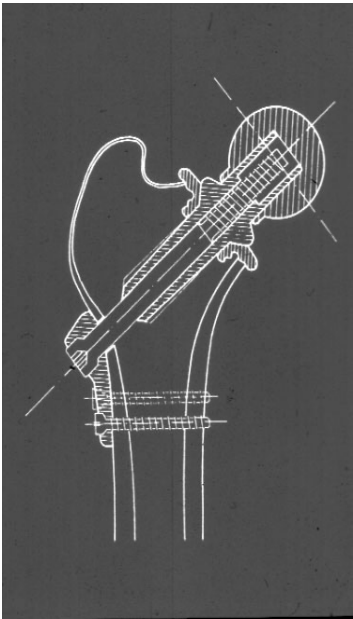
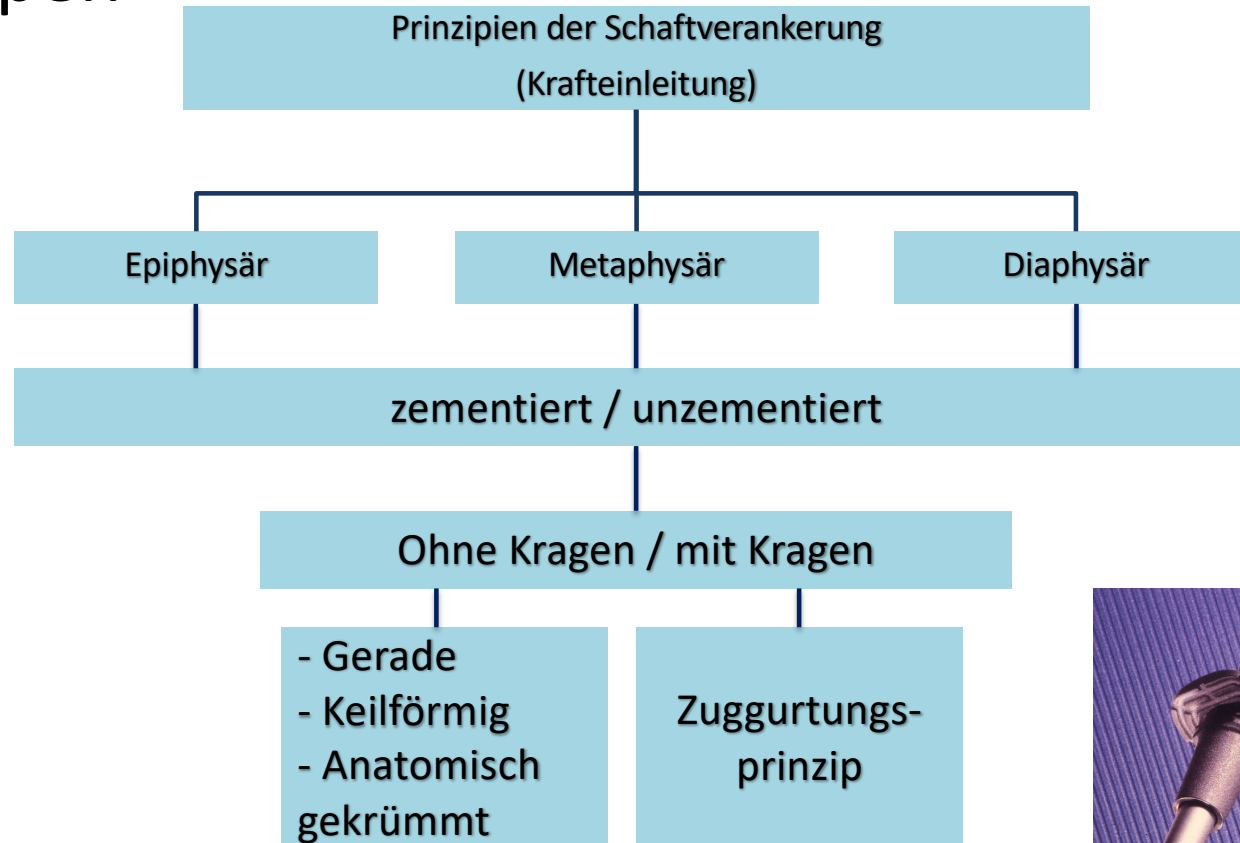
Prothesentypen

Hüftgelenk

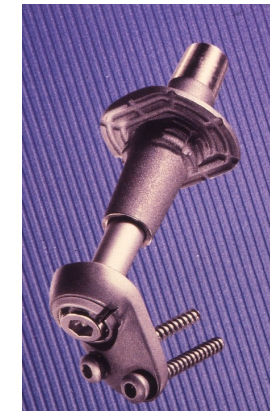


Prothesentypen

Hüftgelenk



Huggler et al.



Prothesentypen

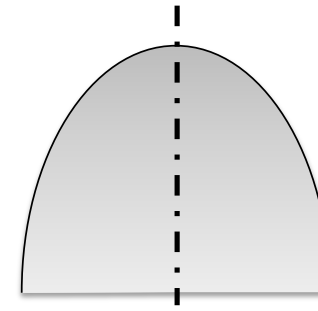
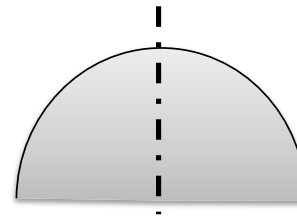
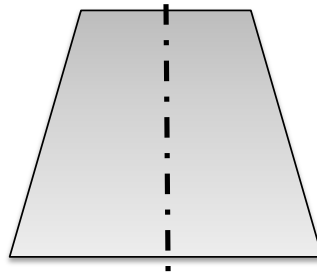
Hüftgelenk

Prinzip der Pfannenverankerung

Zementiert

Unzementiert

konisch / sphärisch / parabolisch



Schraubpfanne

x

x

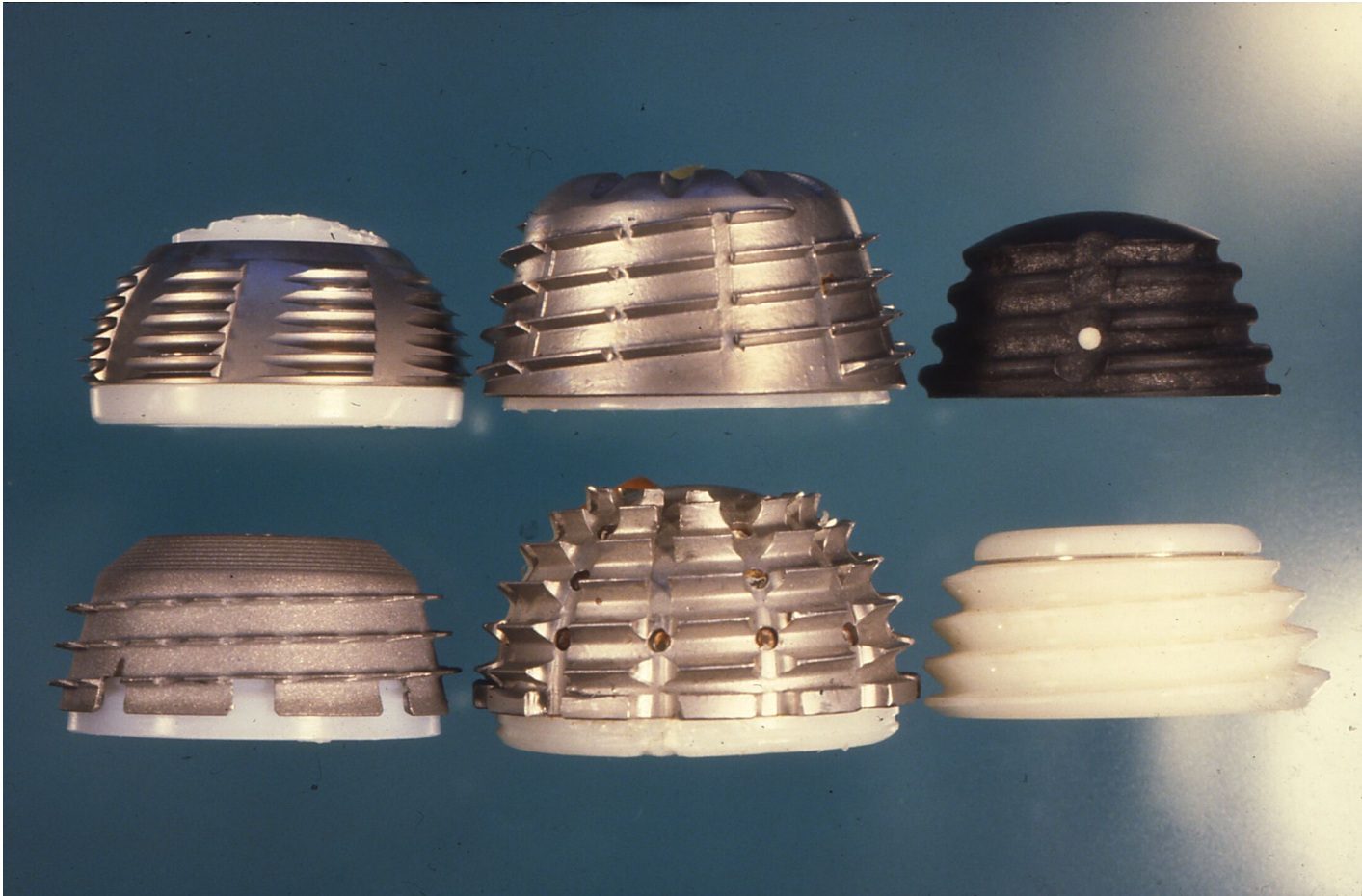
x

Pressfit

x

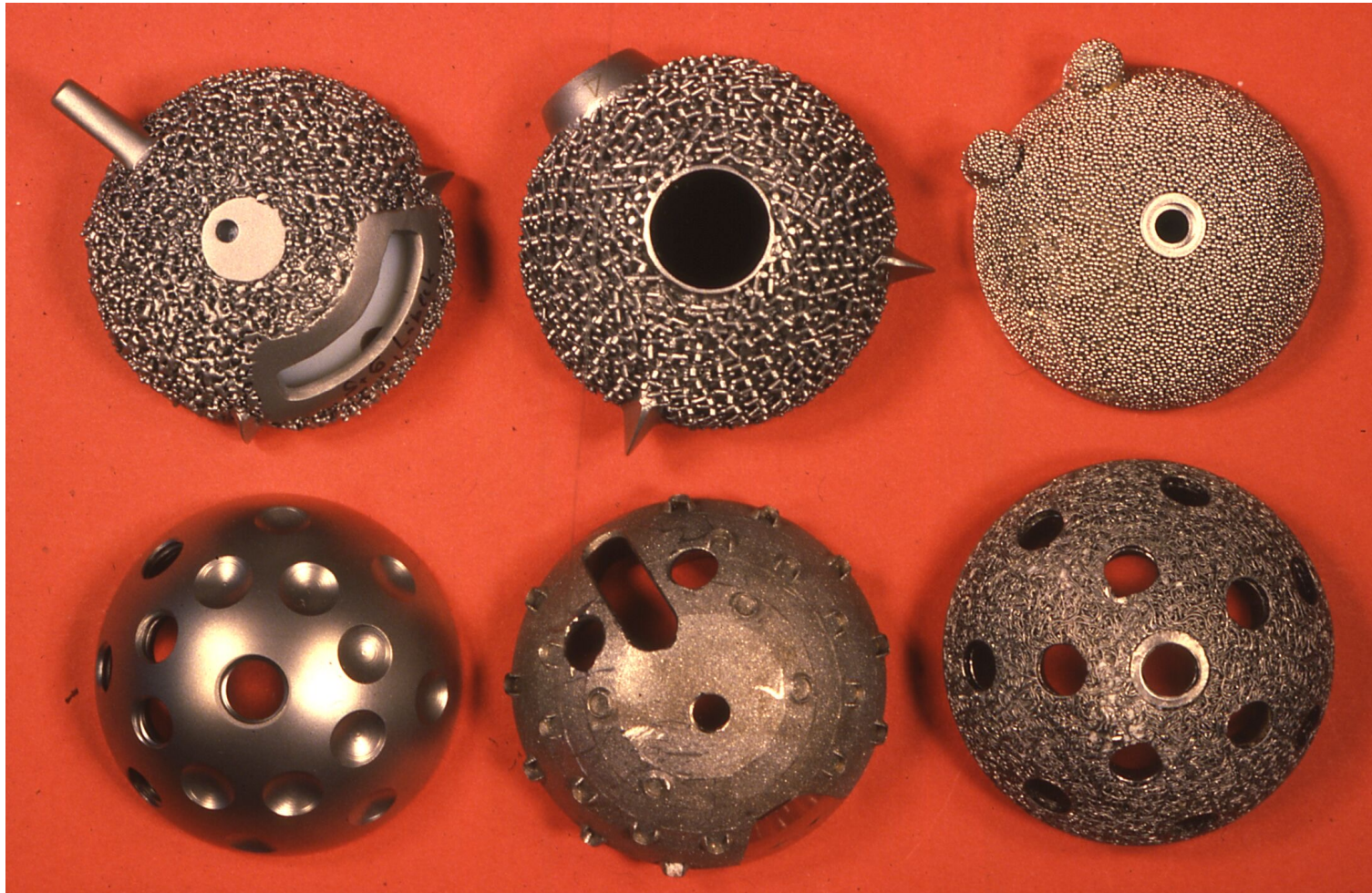
Prothesentypen

Hüftgelenk



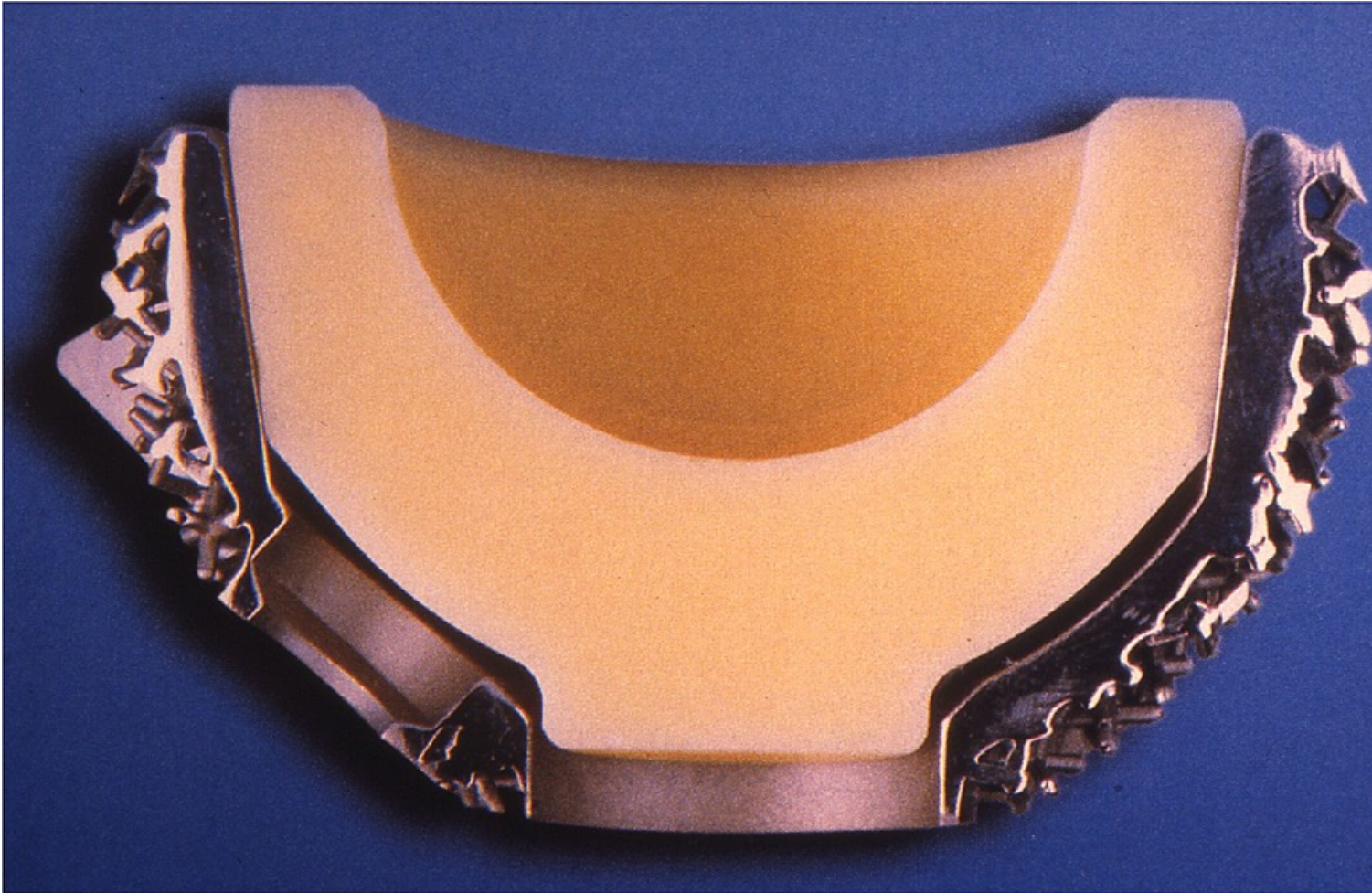
Prothesentypen

Hüftgelenk



Prothesentypen

Hüftgelenk



Materialien

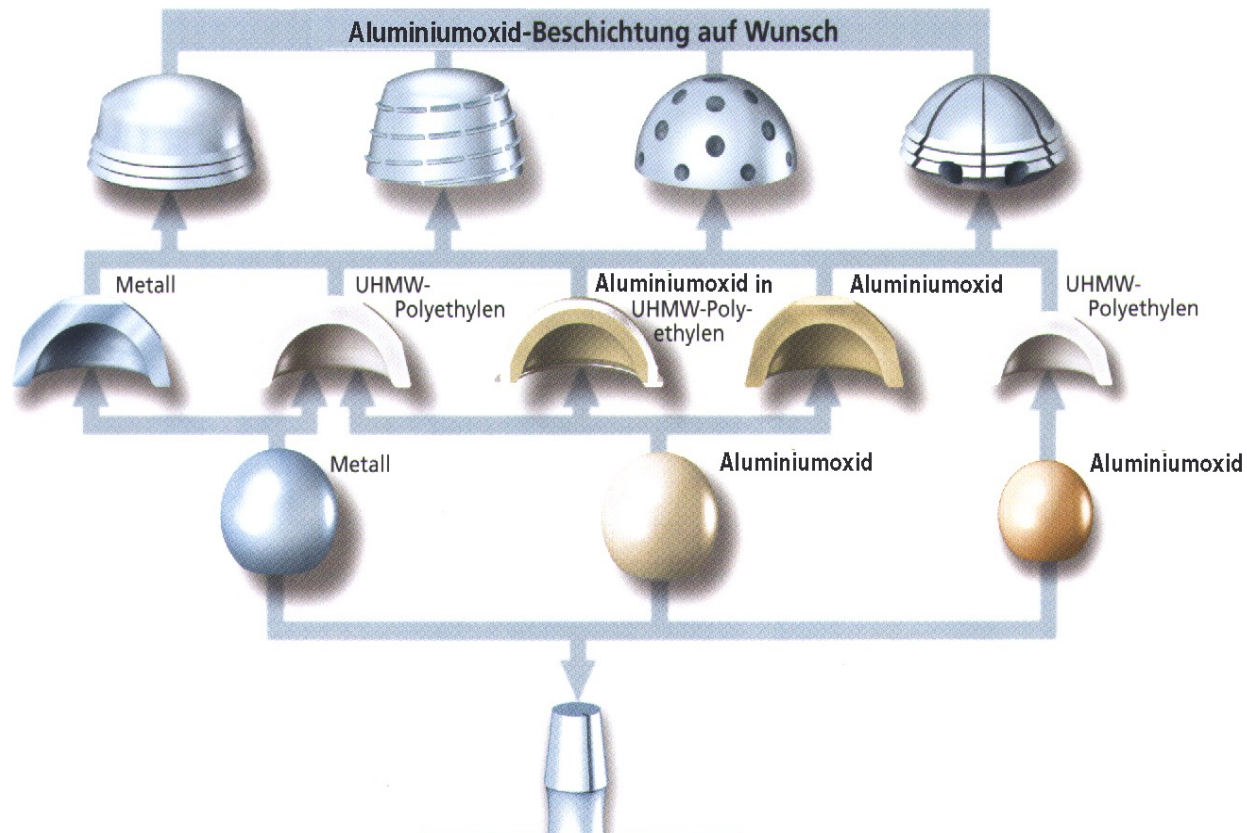
Kombination von artikulierenden Materialien

	PE	St	CoCrMo	Al ₂ O ₃	ZrO ₂
PE		x	x	x	x
St	x	x			
CoCrMo	x		x		
Al ₂ O ₃	x			x	x
ZrO ₂	x			x	x

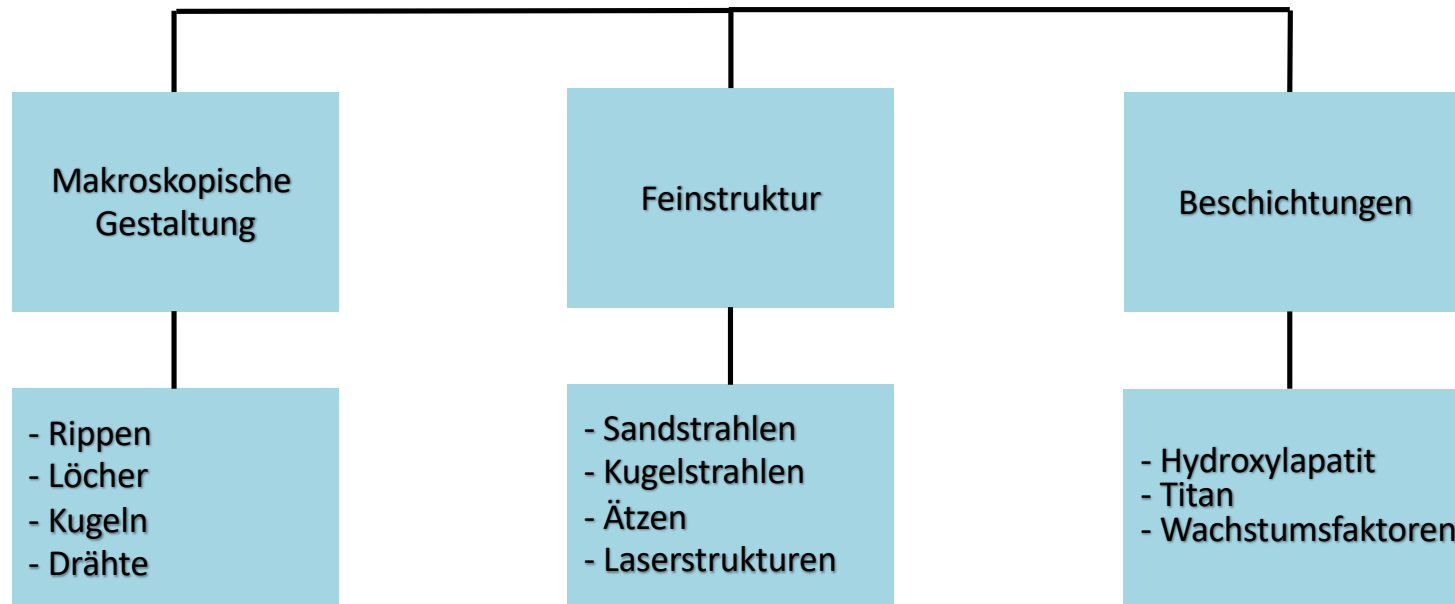
häufig verwendet

Typen / Paarungen

Bsp. Materialkombination Hüftkopf-Hüftpfanne



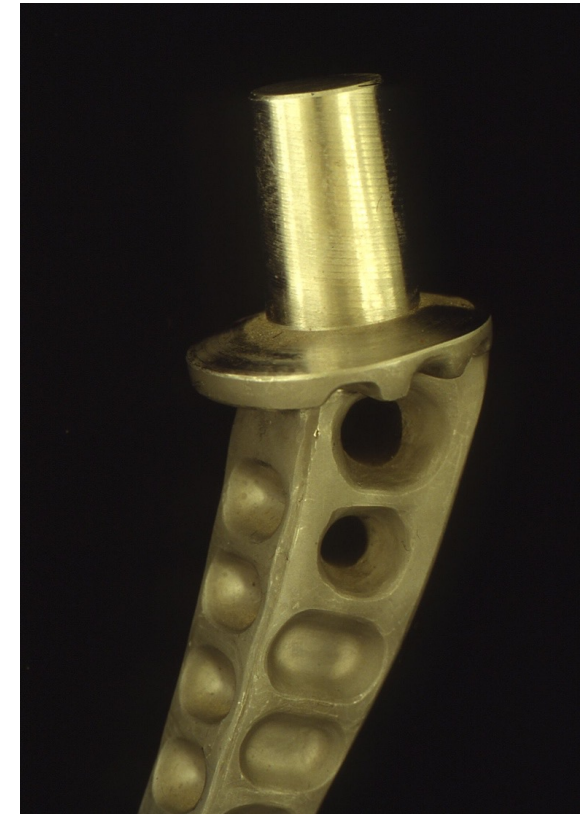
Materialoberflächen



Materialoberflächen

Makroskopische
Gestaltung

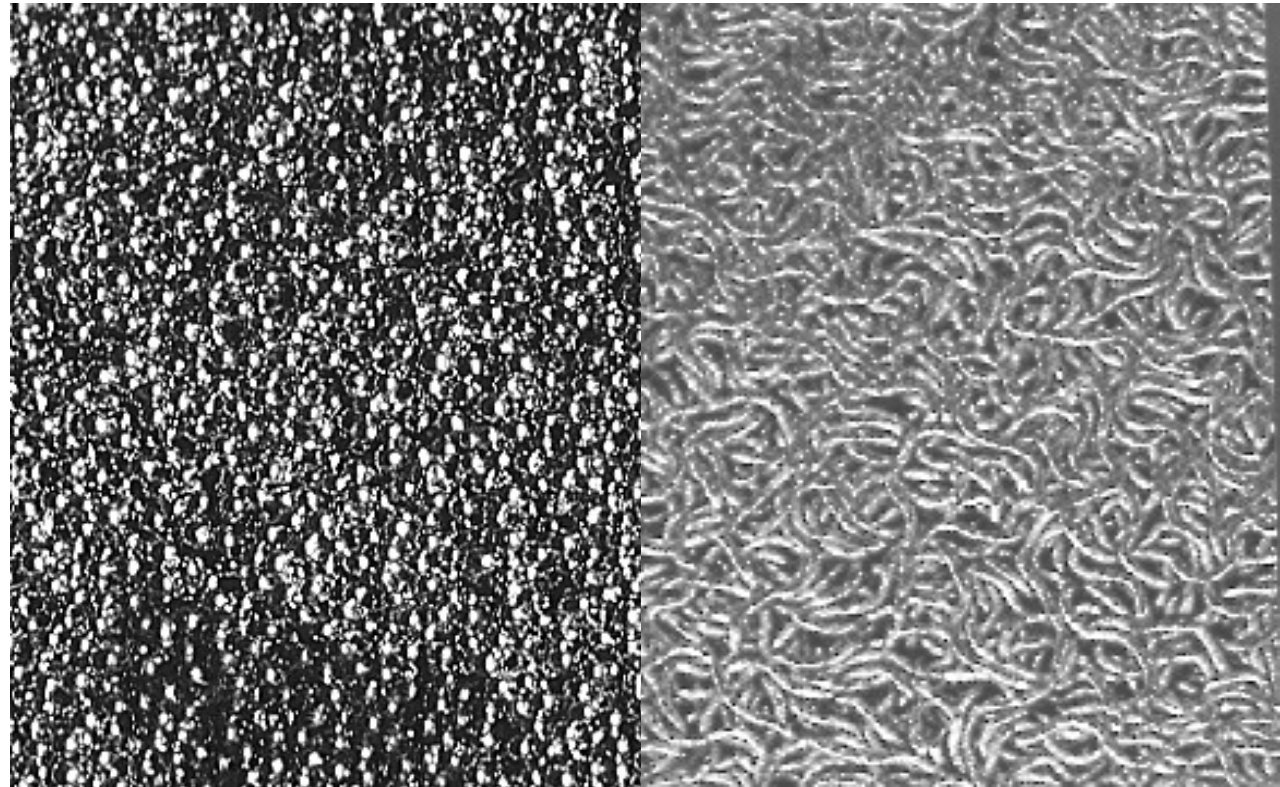
- Rippen
- Löcher
- Kugeln
- Drähte



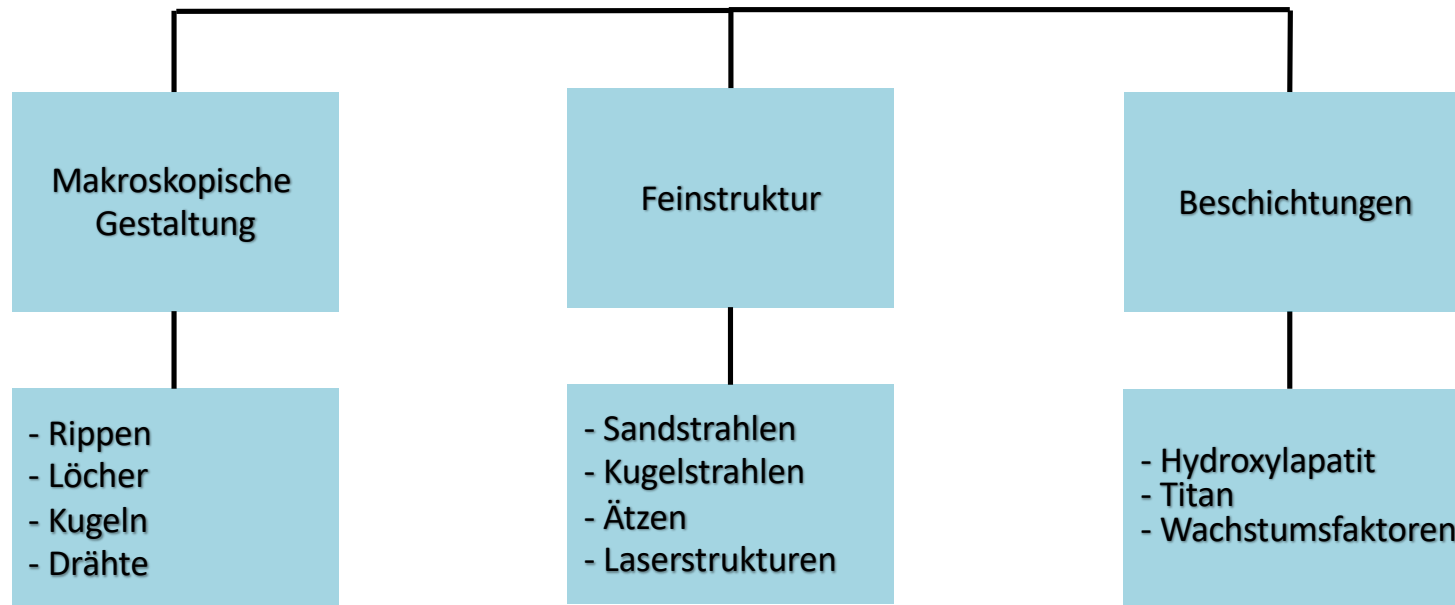
Materialoberflächen

Makroskopische
Gestaltung

- Rippen
- Löcher
- Kugeln
- Drähte



Materialoberflächen

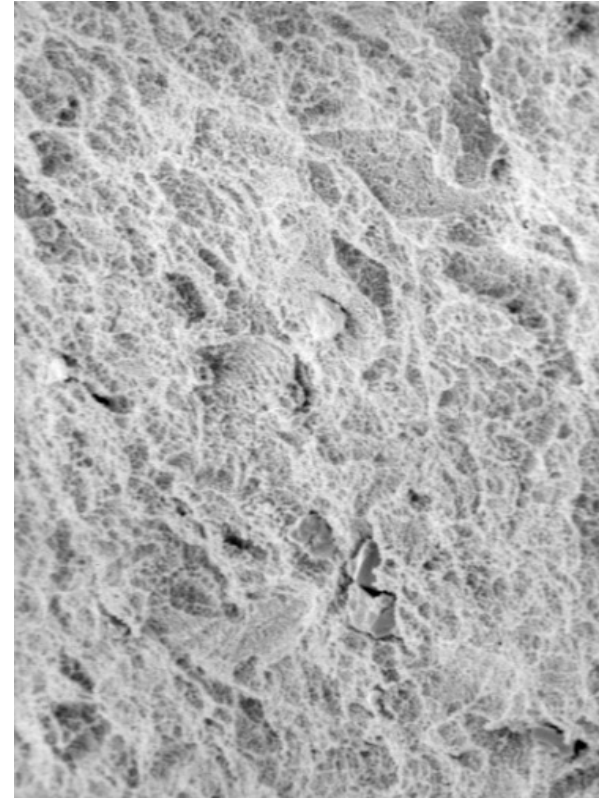


Materialoberflächen



Feinstruktur

- Sandstrahlen
- Kugelstrahlen
- Ätzen
- Laserstrukturen



Materialoberflächen

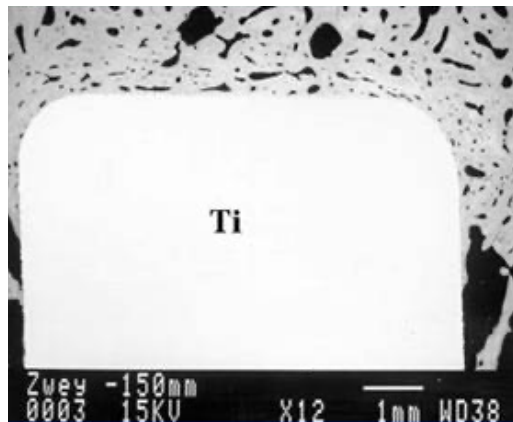


Beschichtungen

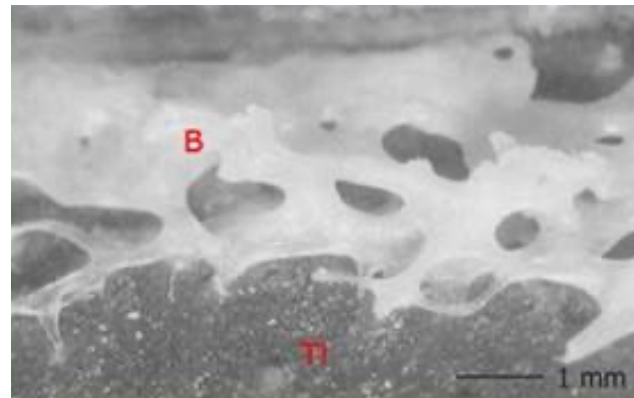
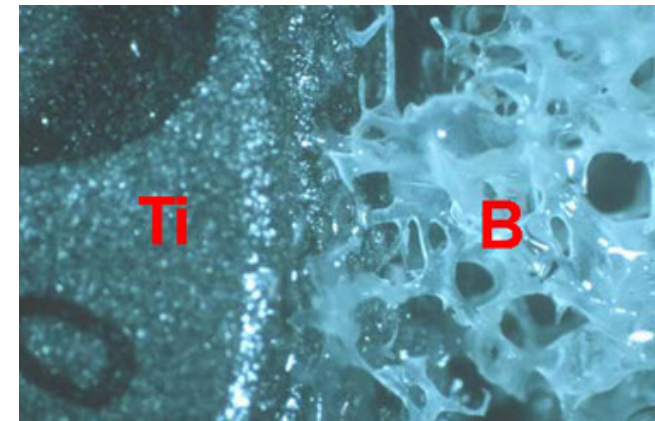
- Hydroxylapatit
- Titan
- Wachstumsfaktoren

Materialoberflächen

Biologische Verankerung im Knochen

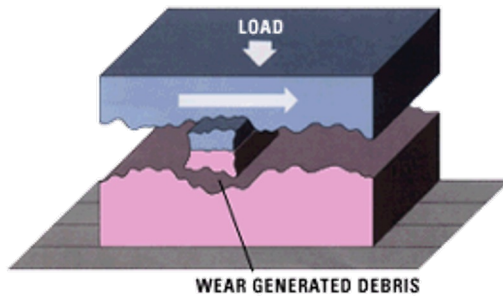


Osseointegration

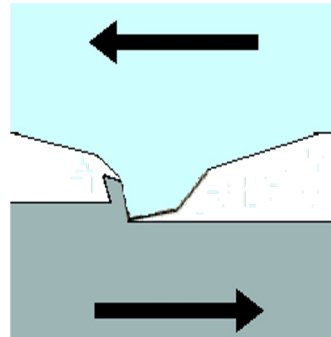


Tribologie

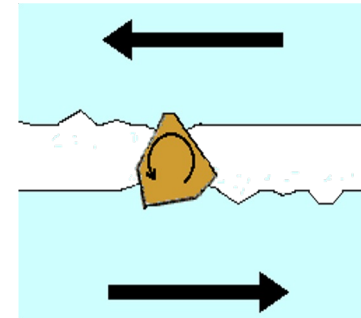
Abriebmechanismen



Adhäsion



Abrasion



Fremdkörper

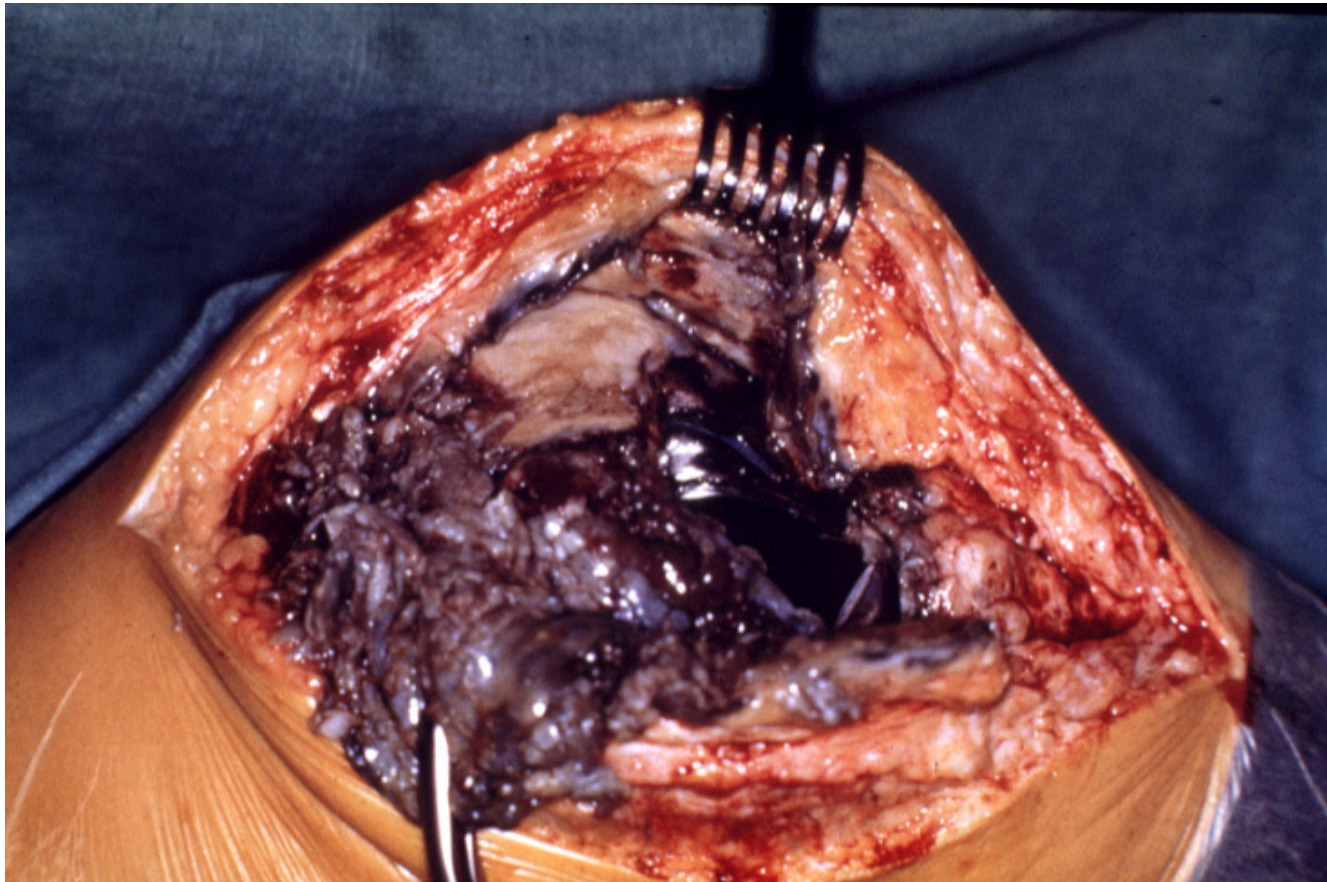
Tribologie

Abriebvolumen bei verschiedenen Materialkombinationen

Materialkombination		Linearer Abrieb / a [mm]	Abriebvolumen / a [mm ³]
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



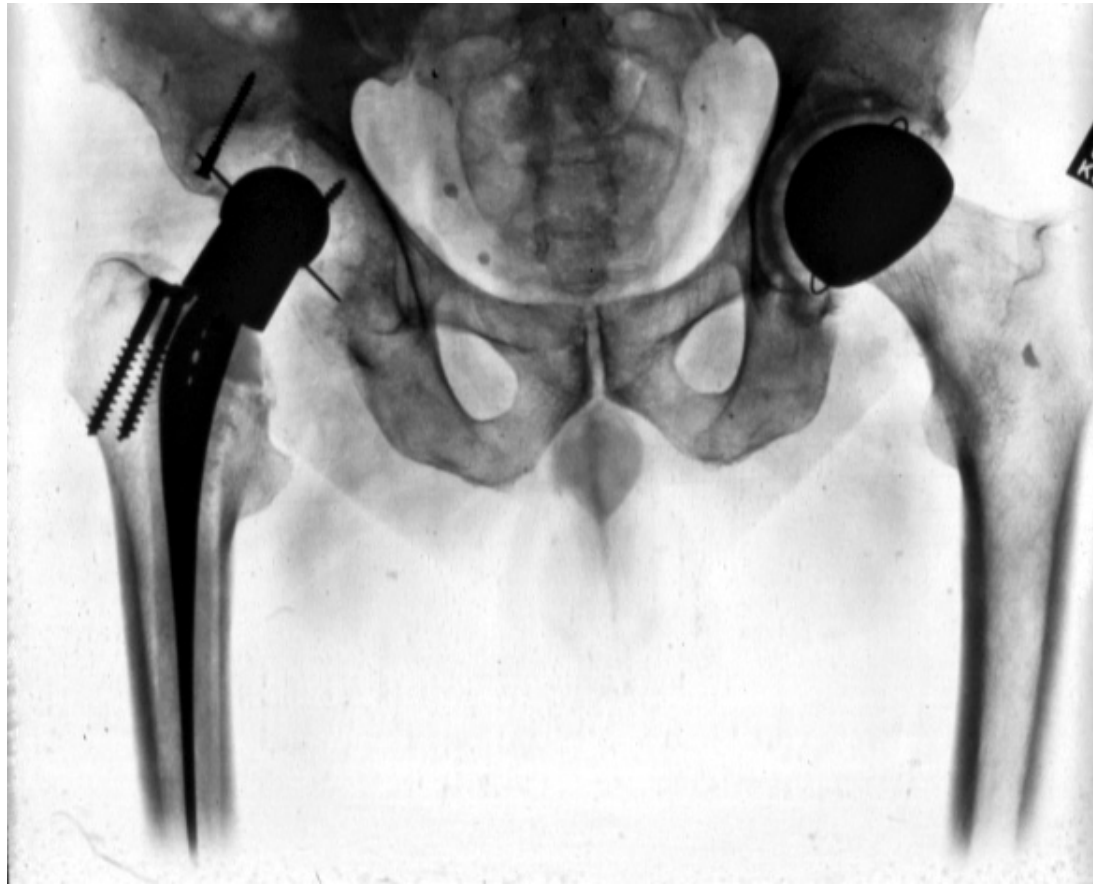
Versagen von Gelenkendoprothesen

Luxation



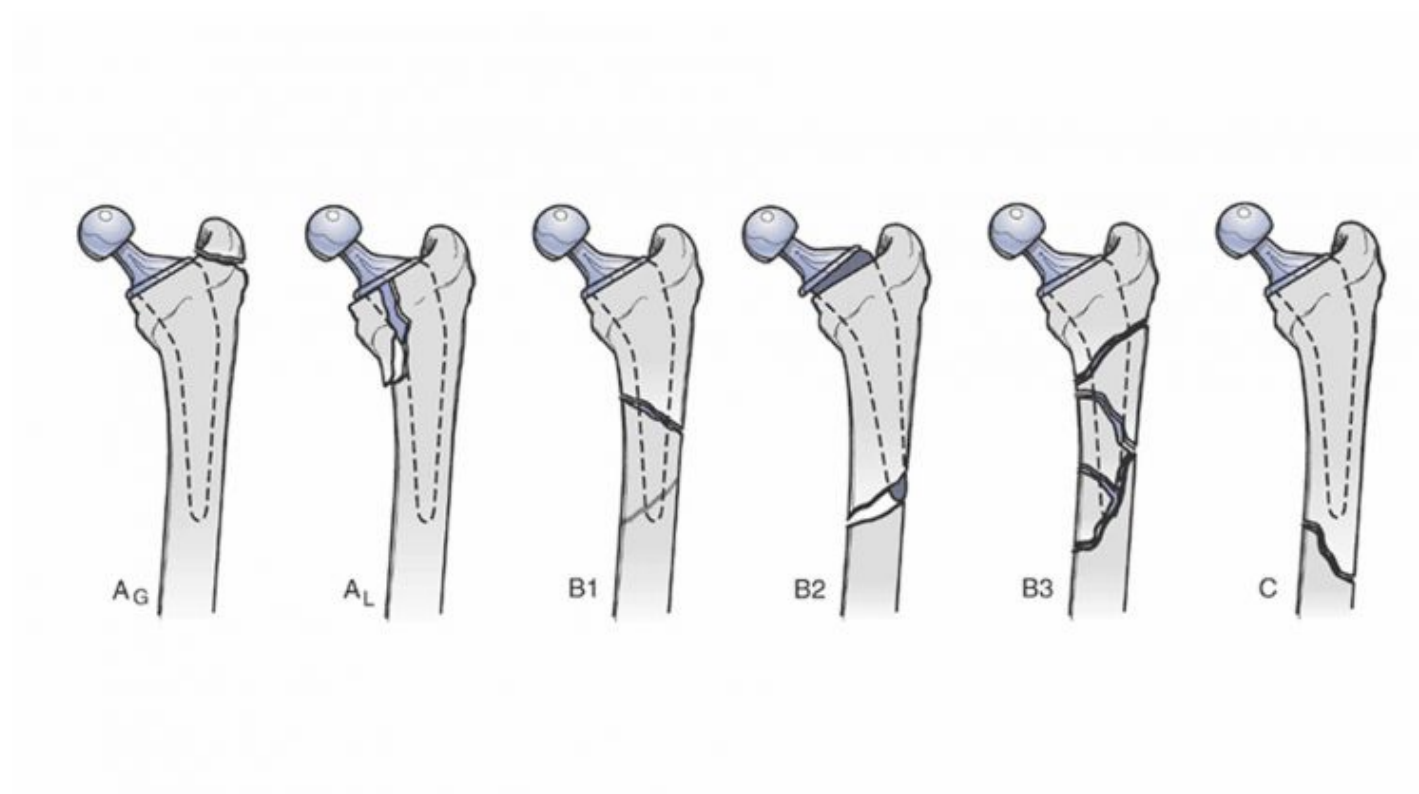
Versagen von Gelenkendoprothesen

Luxation



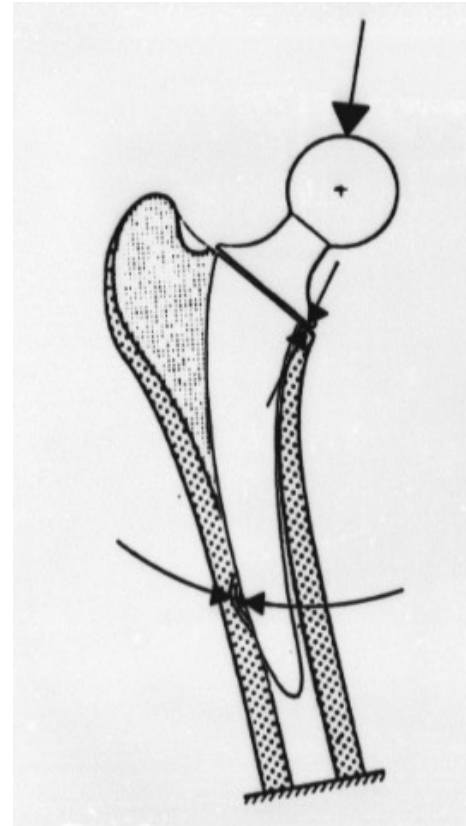
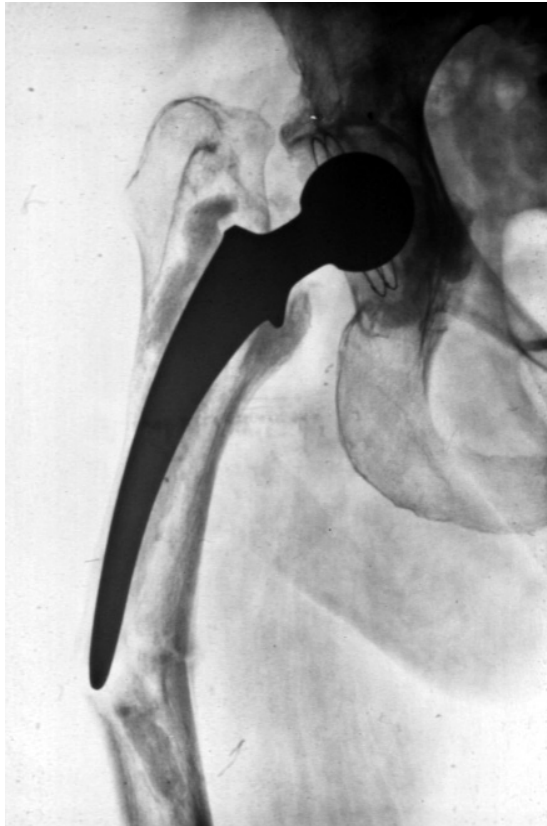
Versagen von Gelenkendoprothesen

Periprothetische Fraktur: Einteilung und Klassifizierung



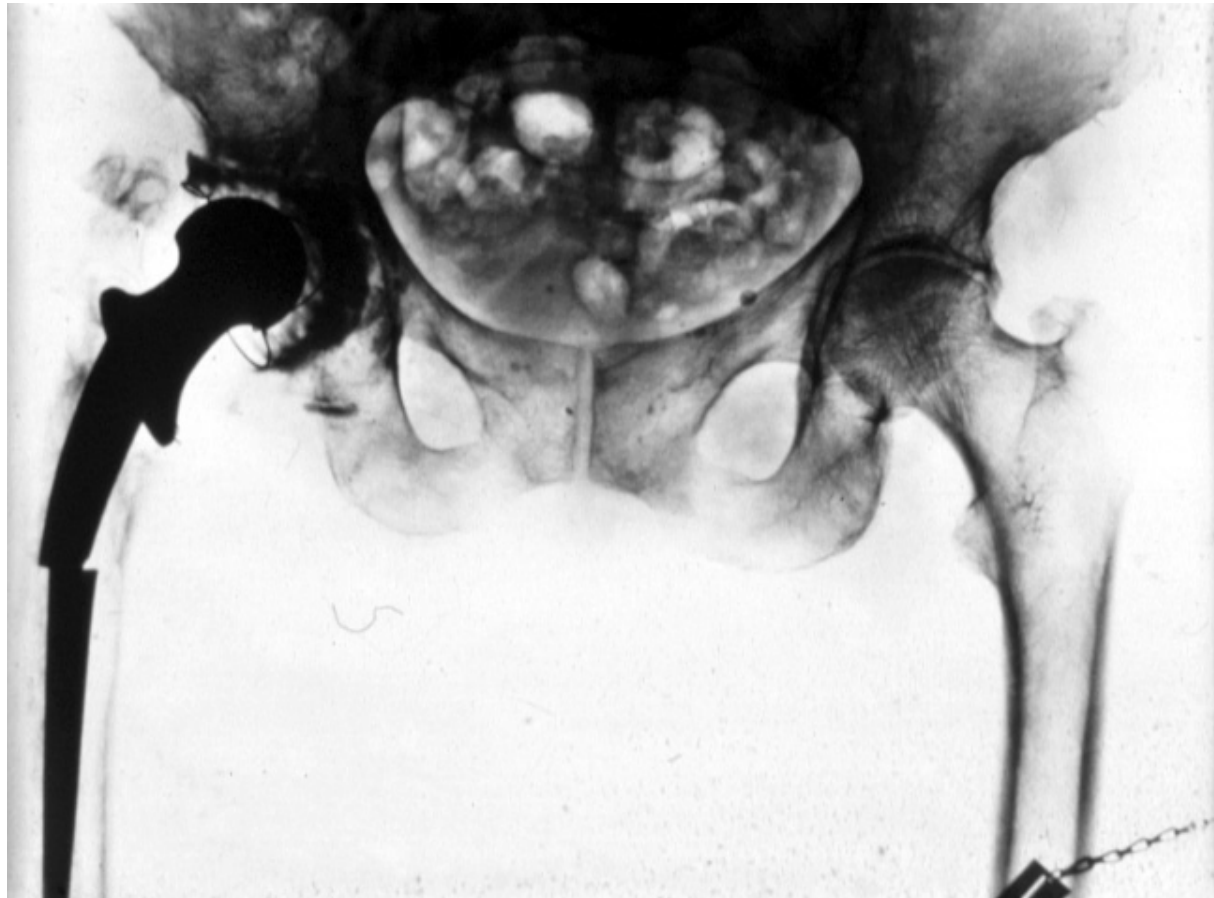
Versagen von Gelenkendoprothesen

Periprothetische Fraktur



Versagen von Gelenkendoprothesen

Periprothetische Fraktur



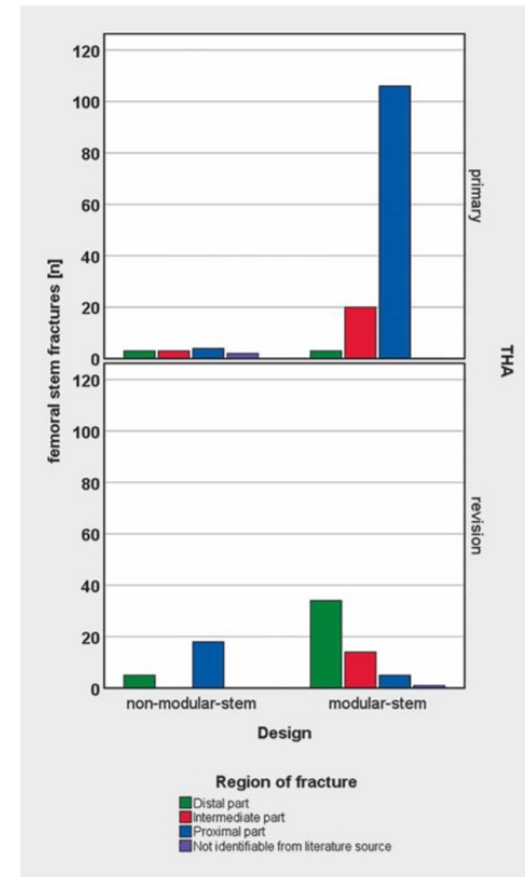
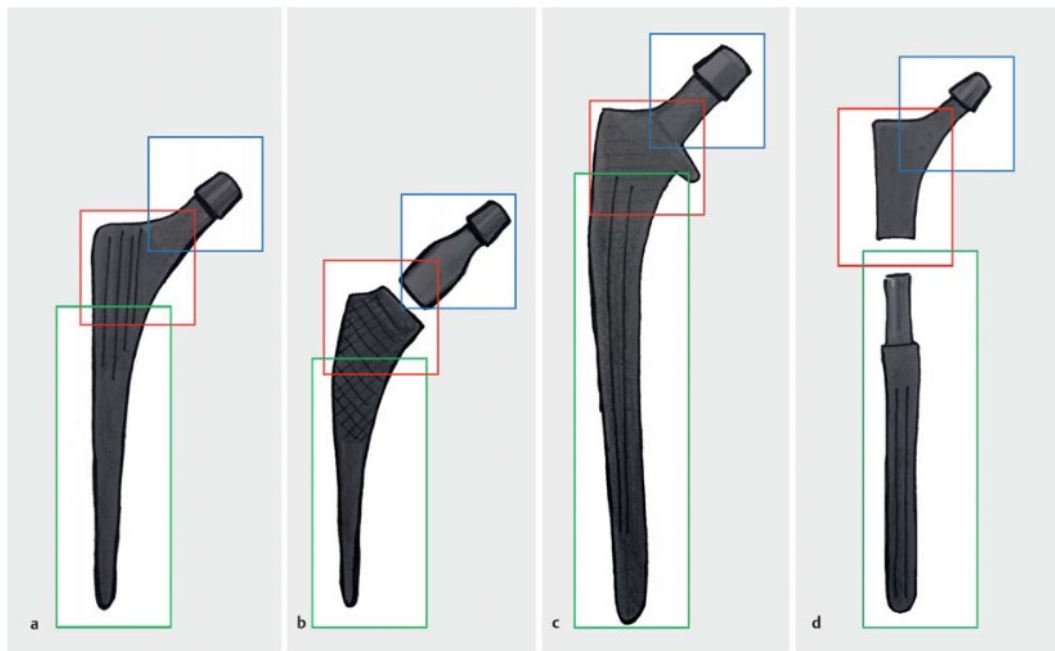
Versagen von Gelenkendoprothesen

Prothesenfrakturen (monobloc)



Versagen von Gelenkendoprothesen

Prothesenfrakturen (modular)



Versagen von Gelenkendoprothesen

Korrosion bei modularen Prothesen

Modulare Metallkonusverbindungen

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

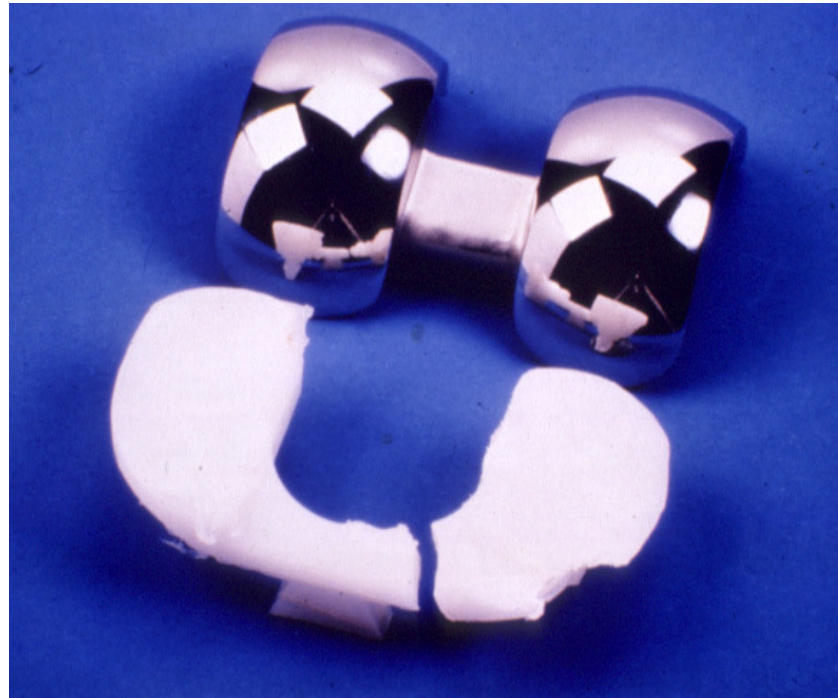
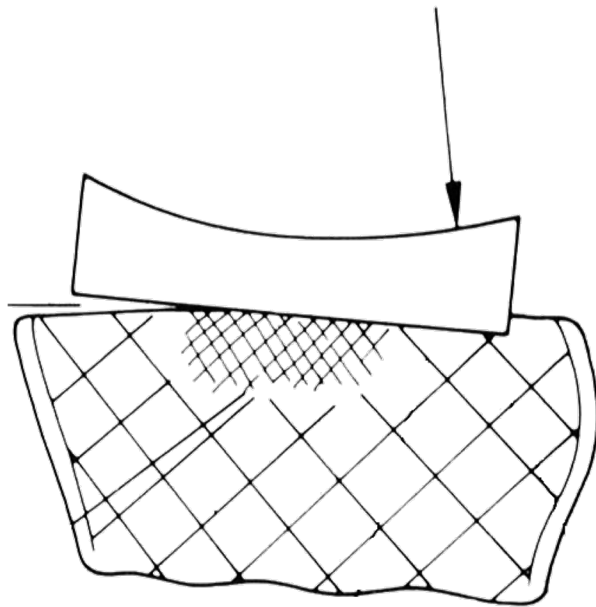
Reibverschleißkorrosion

- Partikelfreisetzung
- Gewebereaktion
- Metallüberempfindlichkeit
- Fraktur



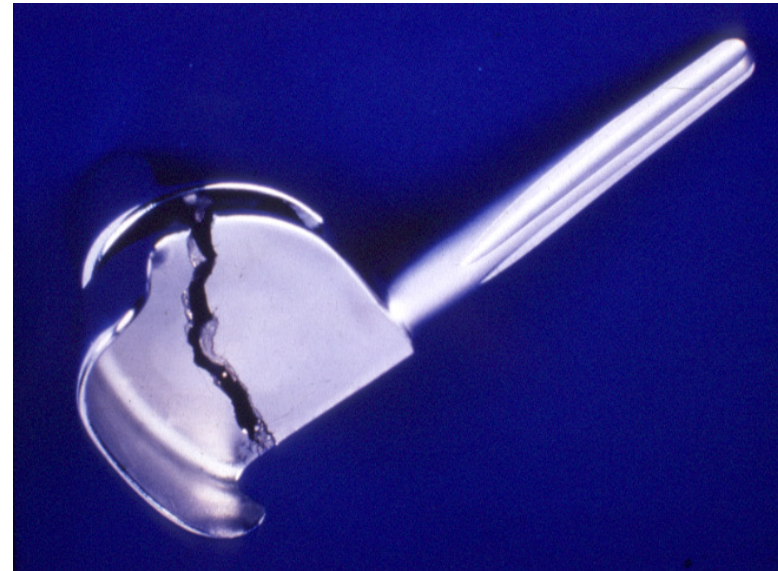
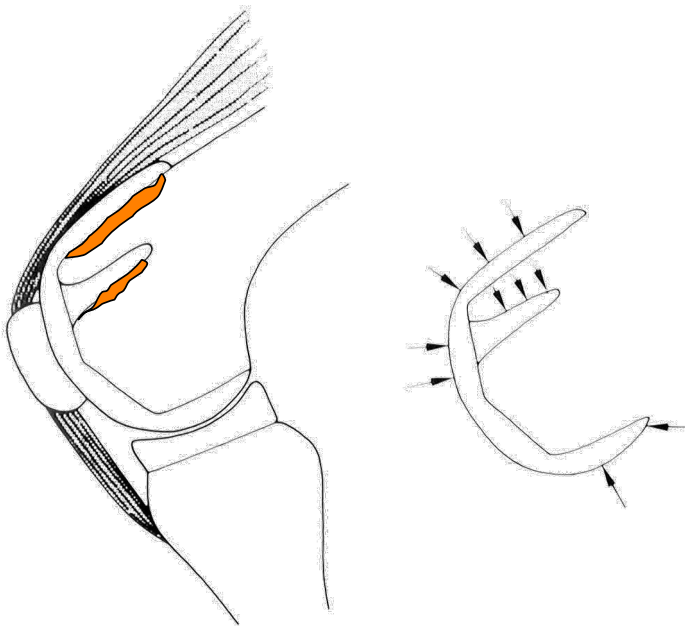
Versagen von Gelenkendoprothesen

Inlaybruch bei Ellenbogenprothese



Versagen von Gelenkendoprothesen

Prothesenfrakturen



Versagen von Gelenkendoprothesen

Stress Shielding

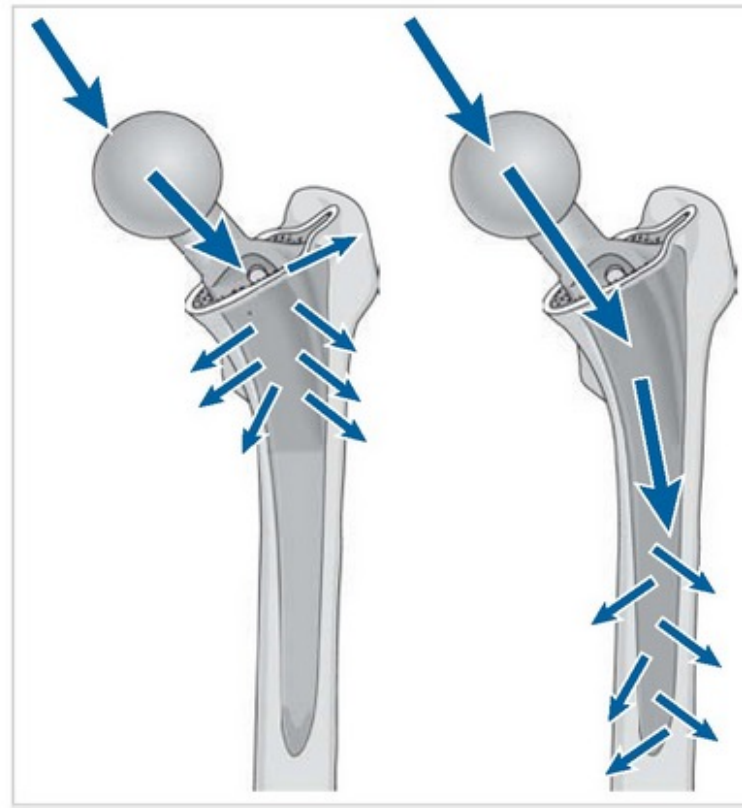
Proximal

Gute Lasteinleitung

- → ideal verteilt über das Implantat

Problem:

- - Hohe Lastspitzen proximal

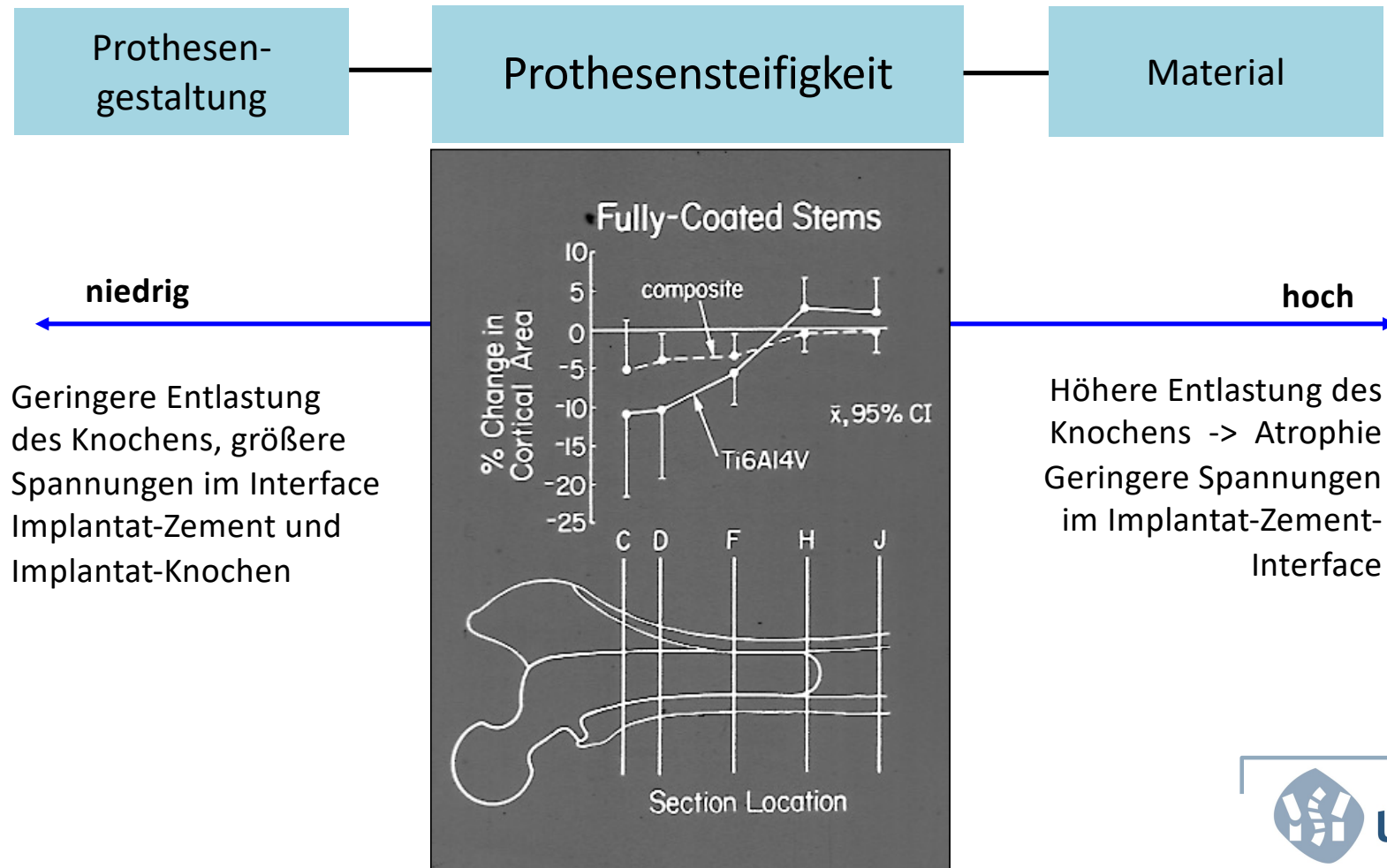


Distal

- Lastabschirmung des proximalen Bereichs
- Knochenresorption
- Osteopenie

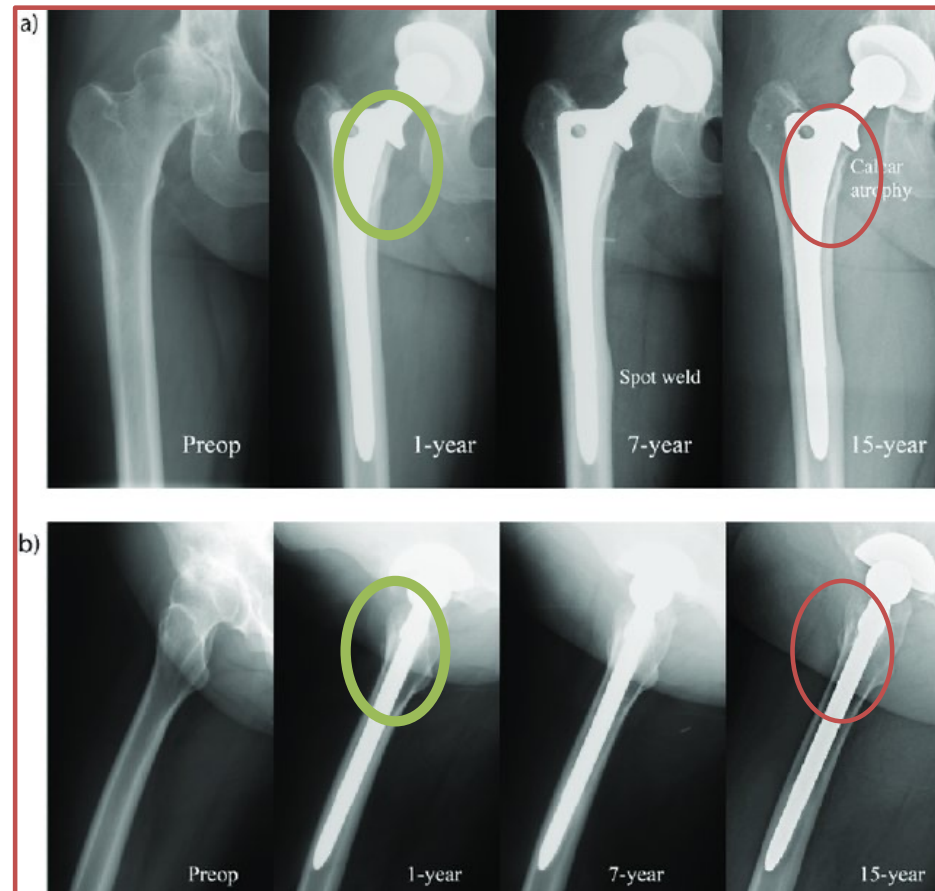
Versagen von Gelenkendoprothesen

Stress Shielding



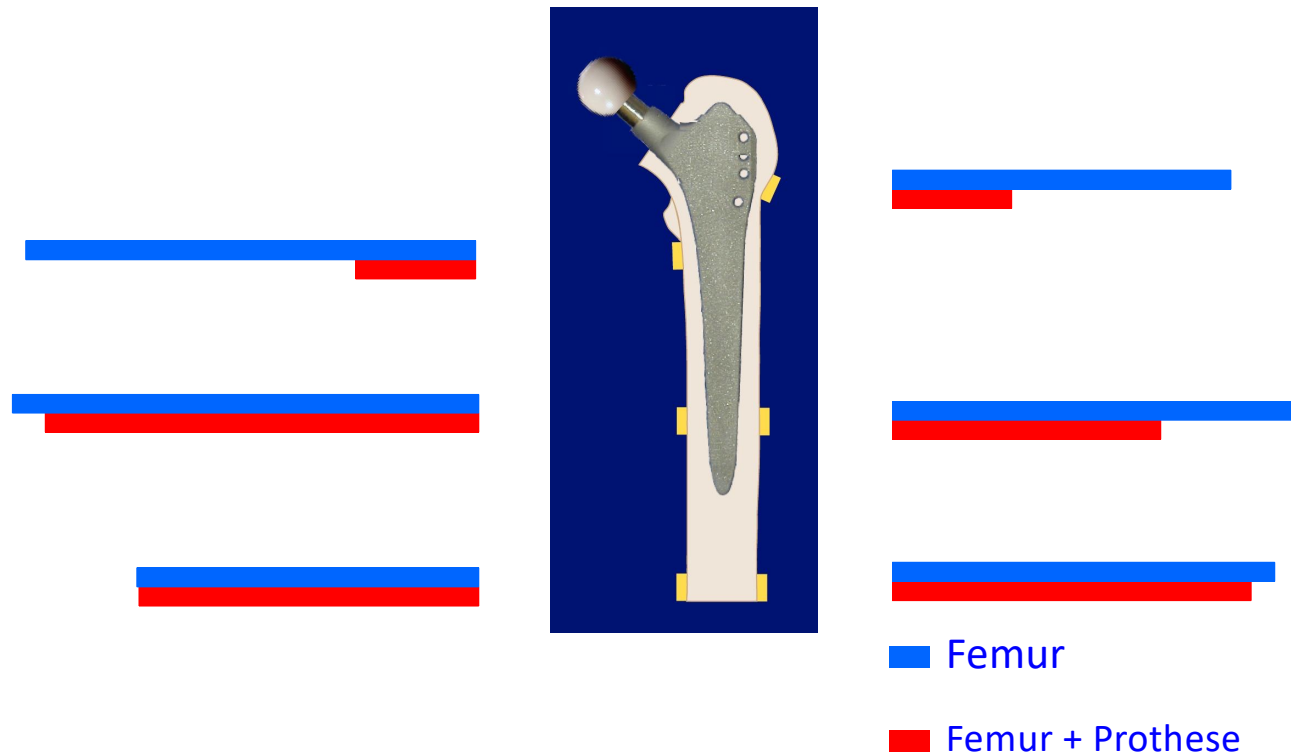
Versagen von Gelenkendoprothesen

Stress Shielding



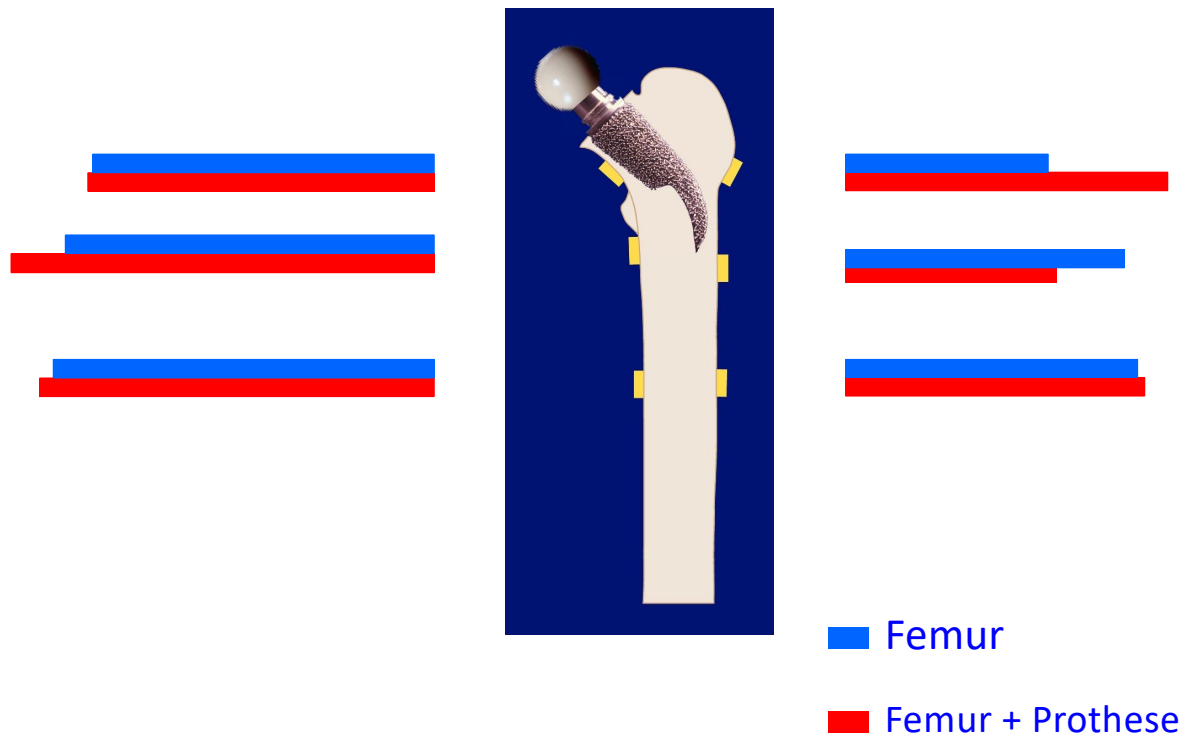
Versagen von Gelenkendoprothesen

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:

E-Modul	GPa
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

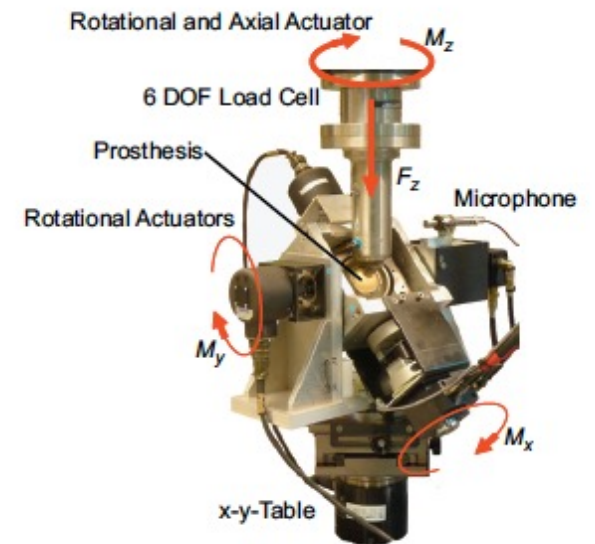
journal homepage: www.elsevier.com/locate/jbiomech
www.JBiomech.com

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

Arne Hothan^{a,*}, Gerd Huber^a, Cornelius Weiss^b, Norbert Hoffmann^b, Michael Morlock^a

^a TUHH, Hamburg University of Technology, Institute of Biomechanics, Denickestrasse 15, 21073 Hamburg, Germany

^b 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



Contents lists available at ScienceDirect

Journal of Biomechanics

journal homepage: www.elsevier.com/locate/jbiomech
www.JBiomech.com

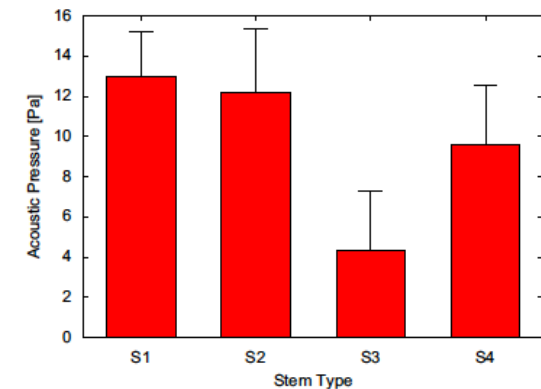
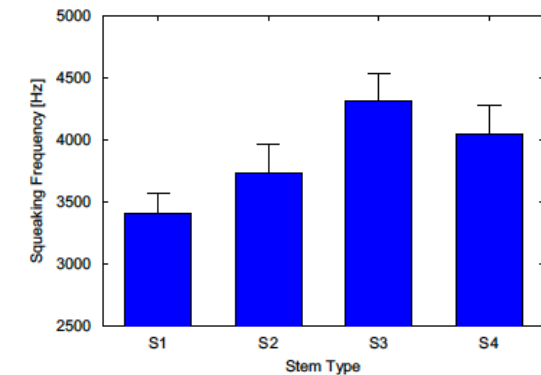
The influence of component design, bearing clearance and axial load on the squeaking characteristics of ceramic hip articulations

Arne Hothan^{a,*}, Gerd Huber^a, Cornelius Weiss^b, Norbert Hoffmann^b, Michael Morlock^a

^a TUHH, Hamburg University of Technology, Institute of Biomechanics, Denickestrasse 15, 21073 Hamburg, Germany

^b TUHH, Hamburg University of Technology, Institute for Mechanics and Ocean Engineering, Eissendorfer Strasse 42, 21073 Hamburg, Germany

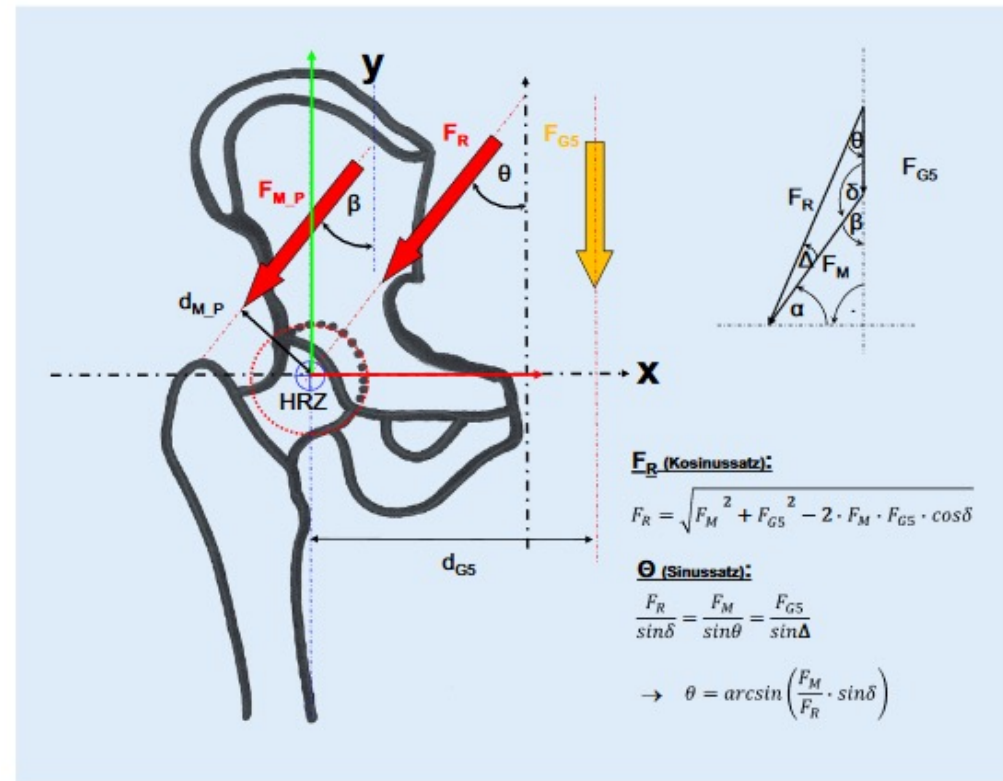
- Schäfte mit niedriger Eigenfrequenz quietschen lauter.
- Voraussetzung für Quietschen: hohe Reibung



Muskuloskelettale Beanspruchung

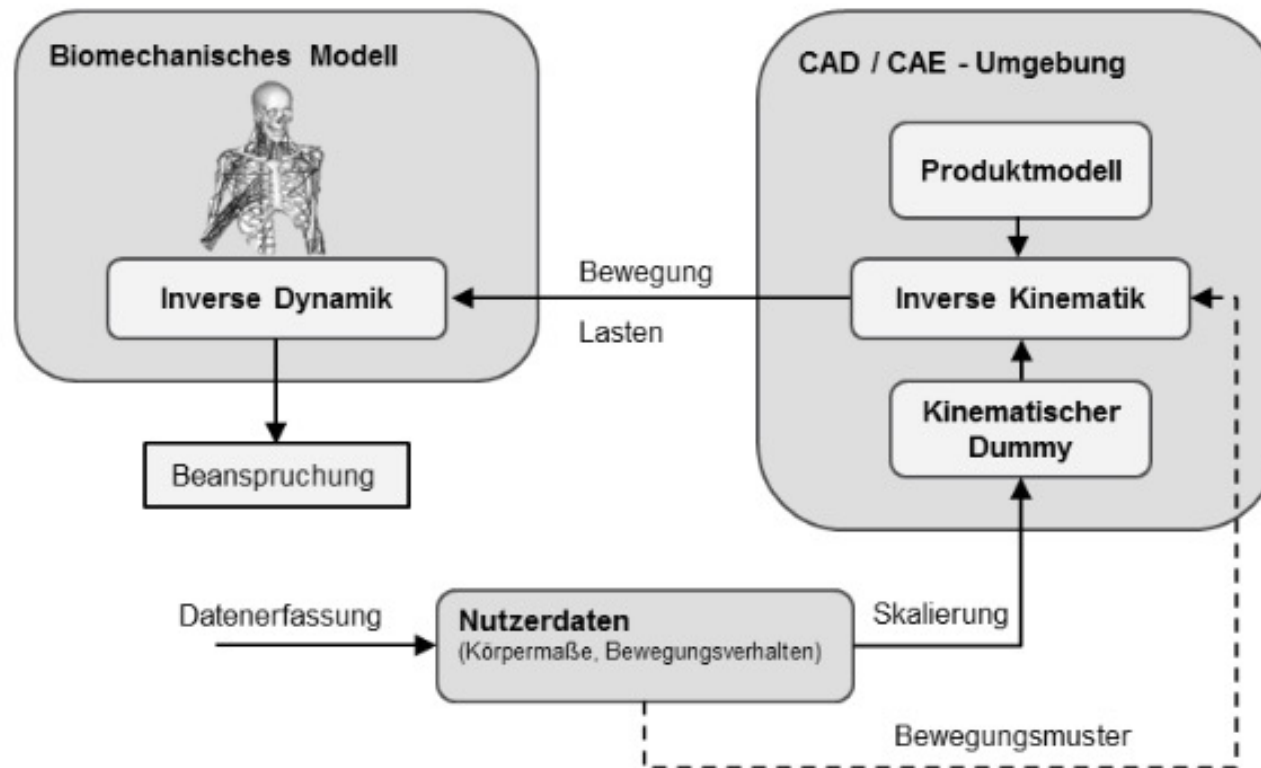
Möglichkeiten der Bestimmung

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



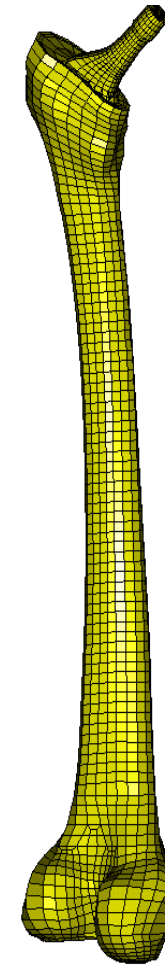
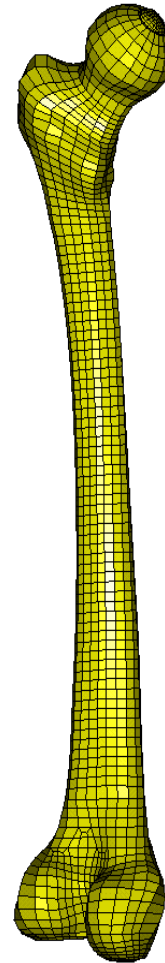
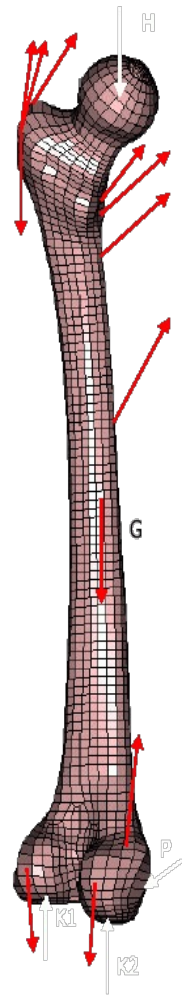
Muskuloskelettale Beanspruchung

Biomechanische Modellbildung (Muskuloskelettale Modell)



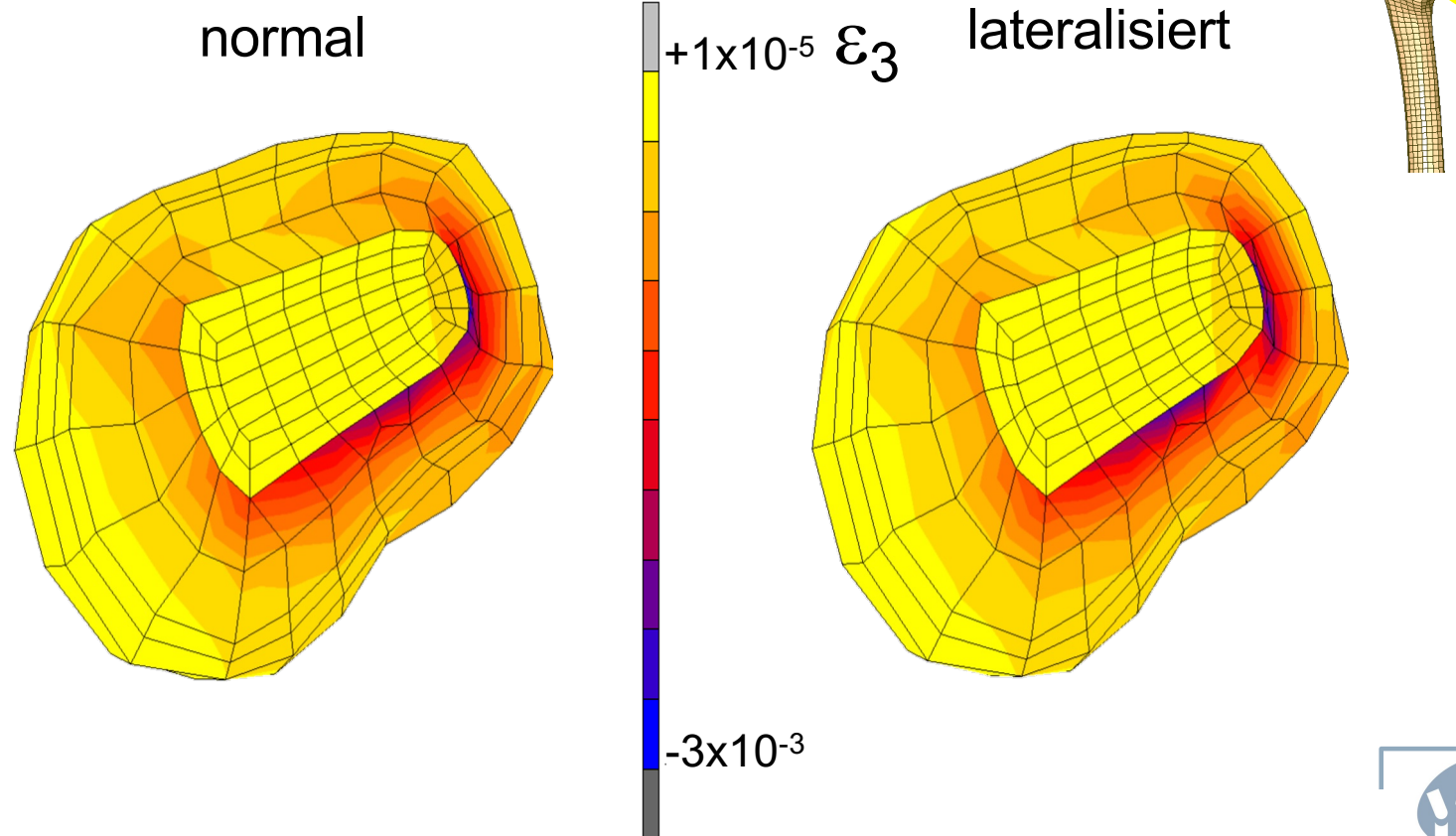
Muskuloskelettale Beanspruchung

Finite Elemente Methode



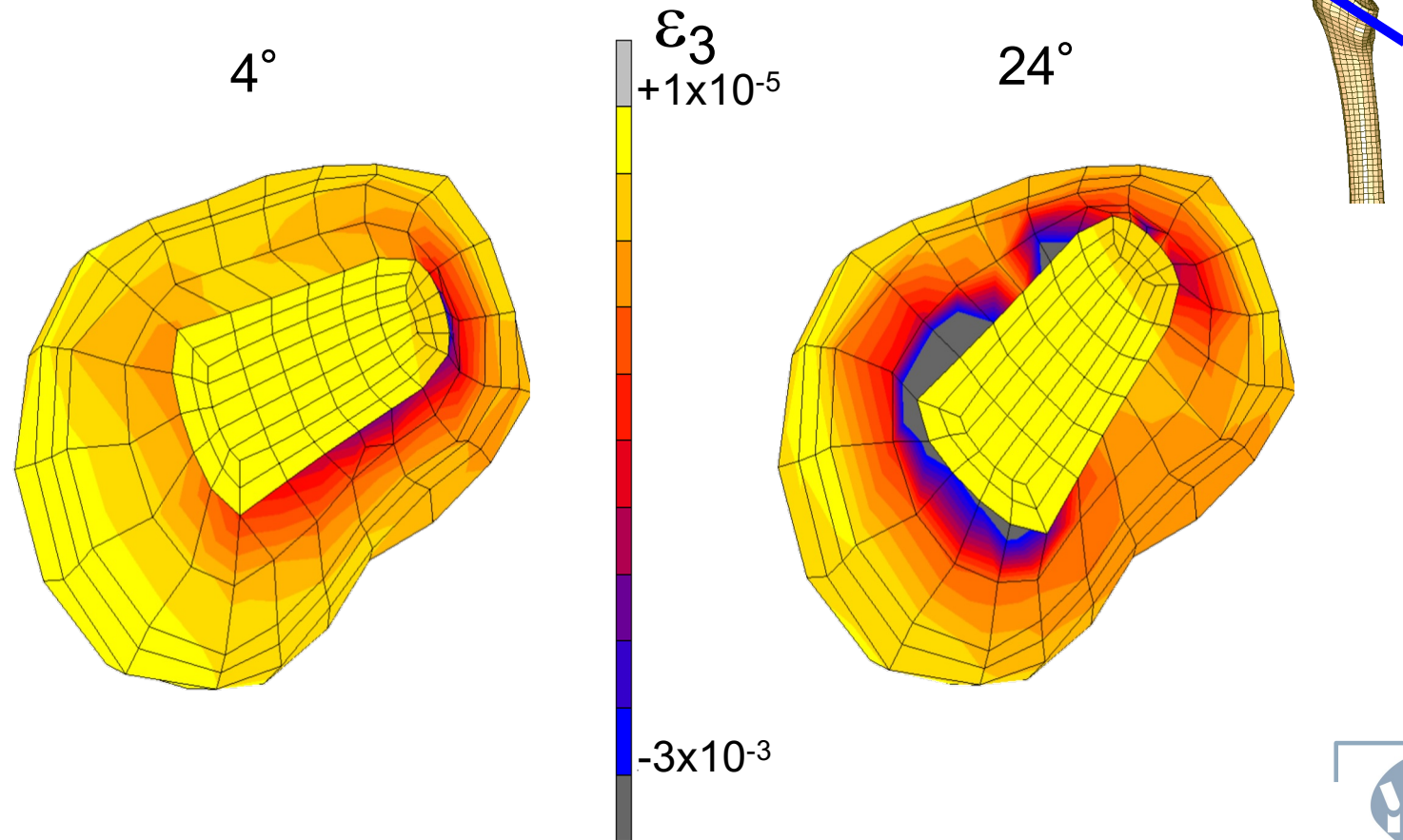
Muskuloskelettale Beanspruchung

Finite Elemente Methode



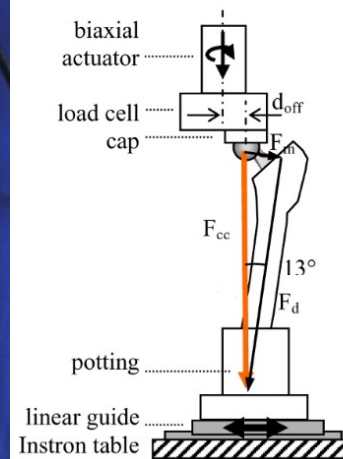
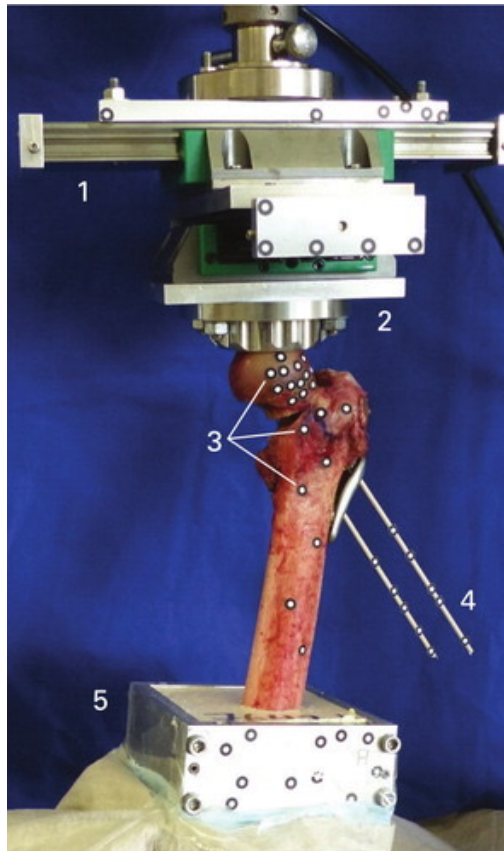
Muskuloskelettale Beanspruchung

Finite Elemente Methode

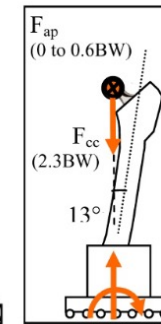


Muskuloskelettale Beanspruchung

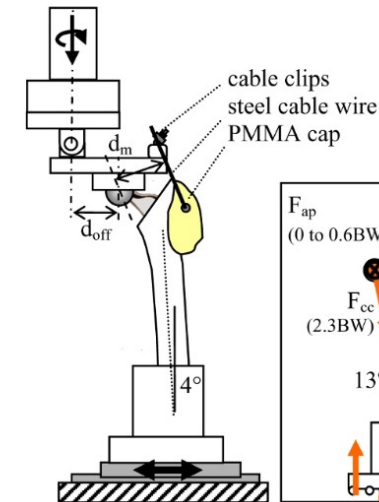
In vitro Messungen



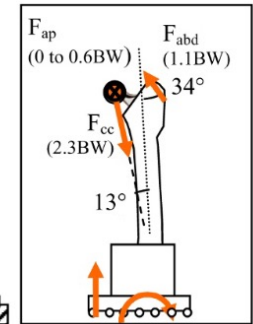
(a)



(b)



(c)



(d)

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

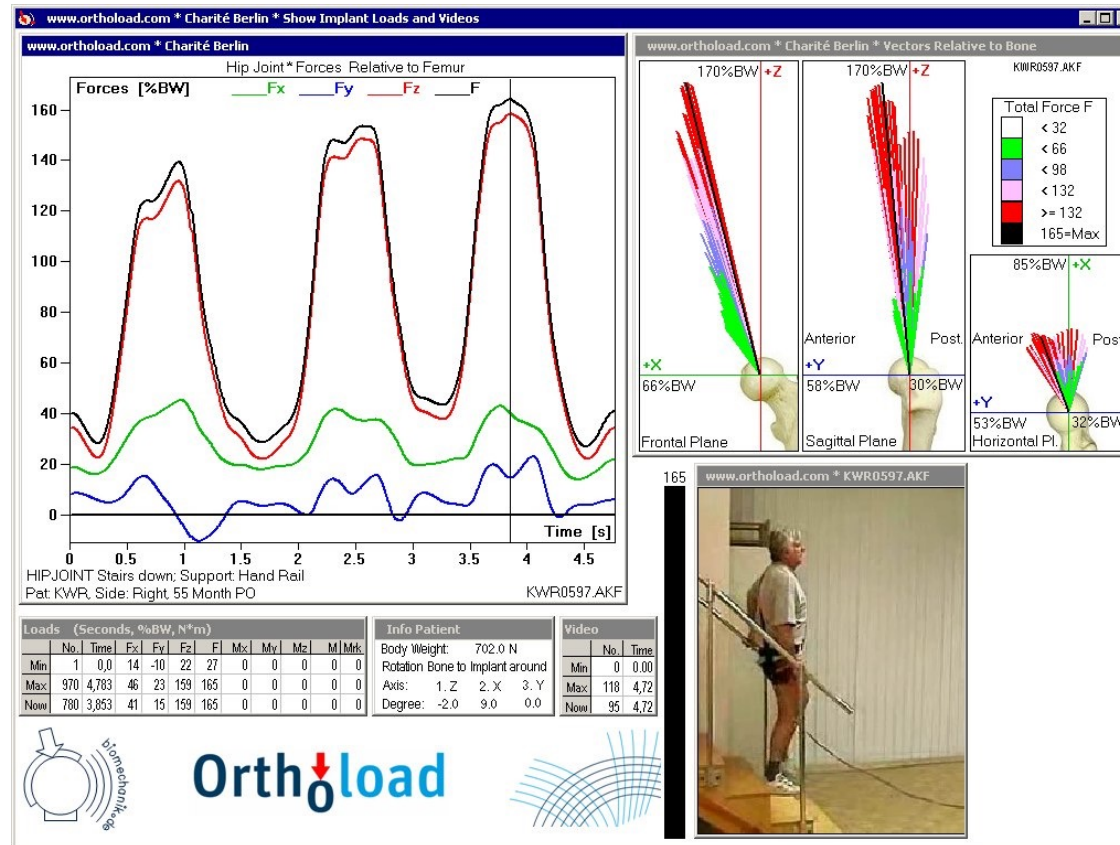
In vivo Messungen
Messprinzip

Daten sind frei verfügbar:

www.orthoload.com

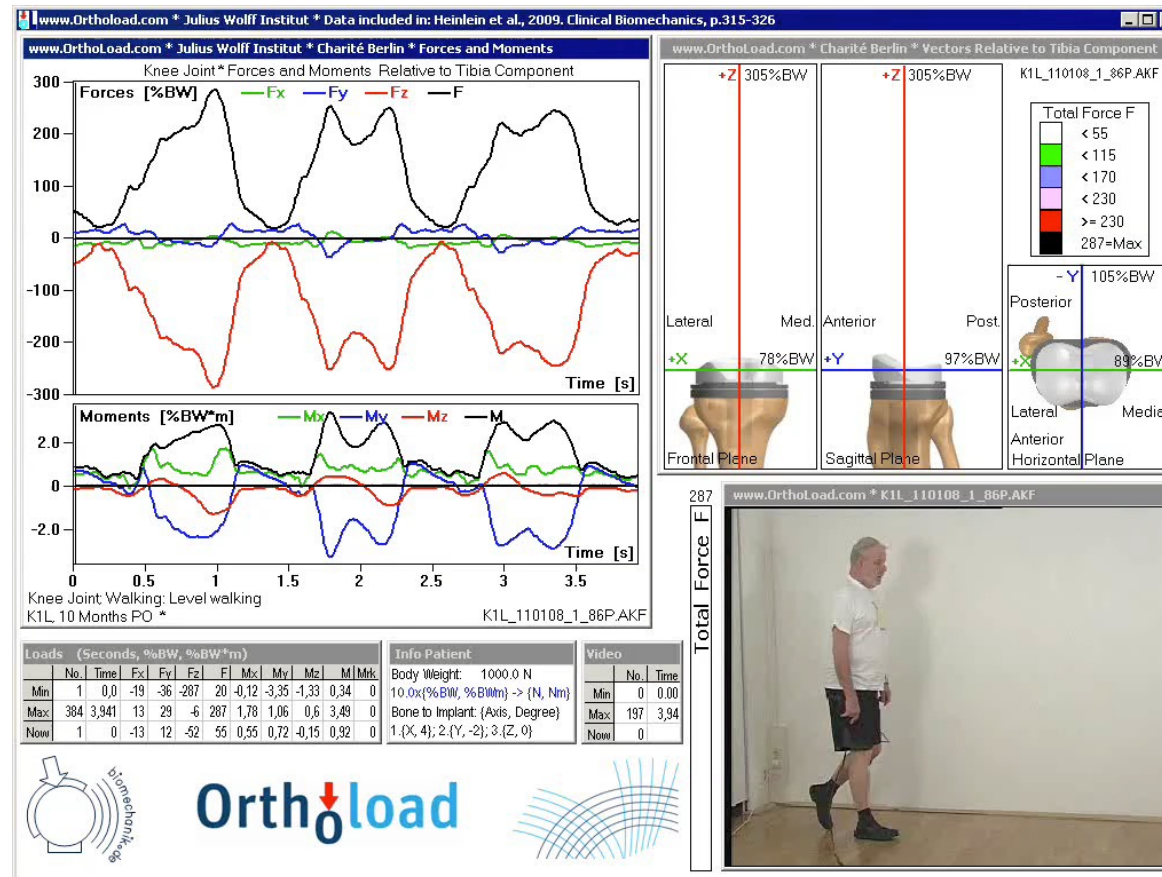
Muskuloskelettale Beanspruchung

In vivo Messungen: Hüfte



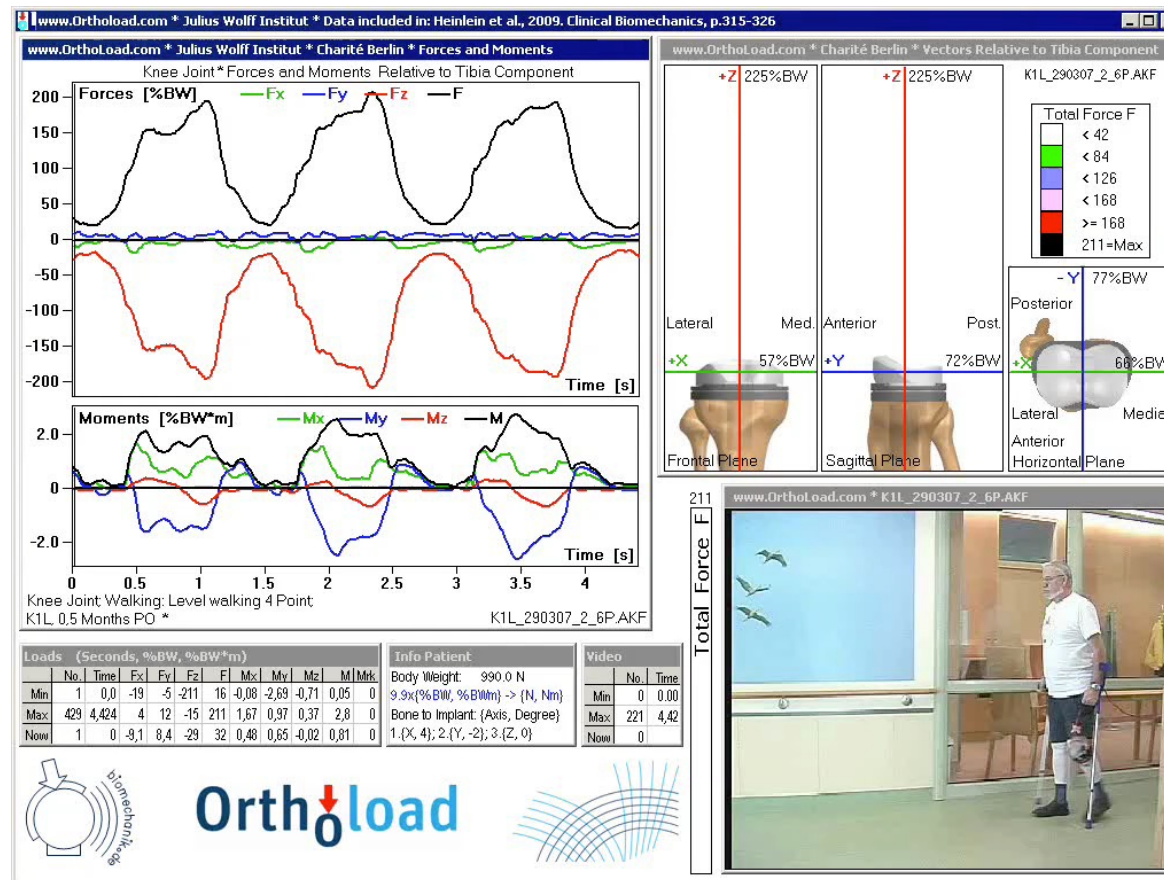
Muskuloskelettale Beanspruchung

In vivo Messungen: Knie – Normaler Gang



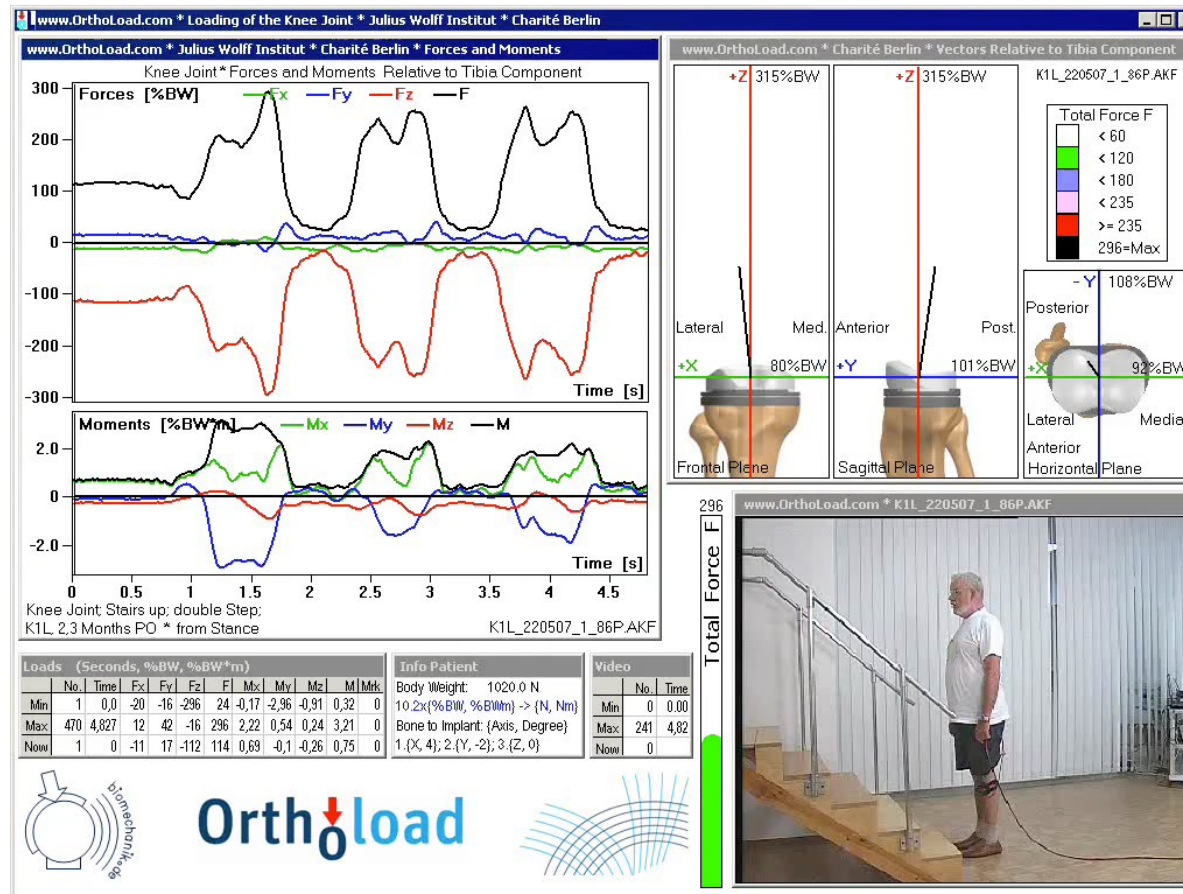
Muskuloskelettale Beanspruchung

In vivo Messungen: Knie – Gang mit UA-Gehstützen



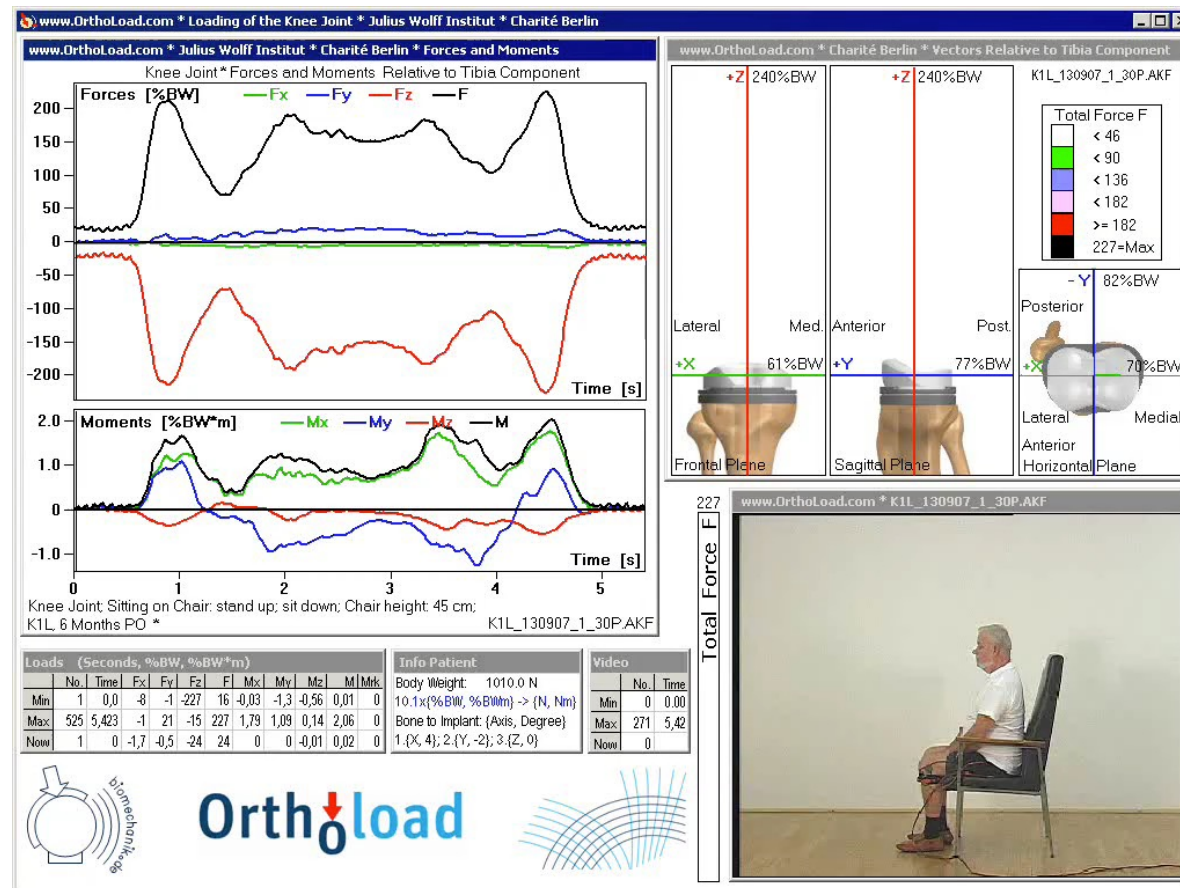
Muskuloskelettale Beanspruchung

In vivo Messungen: Knie – Treppe hoch



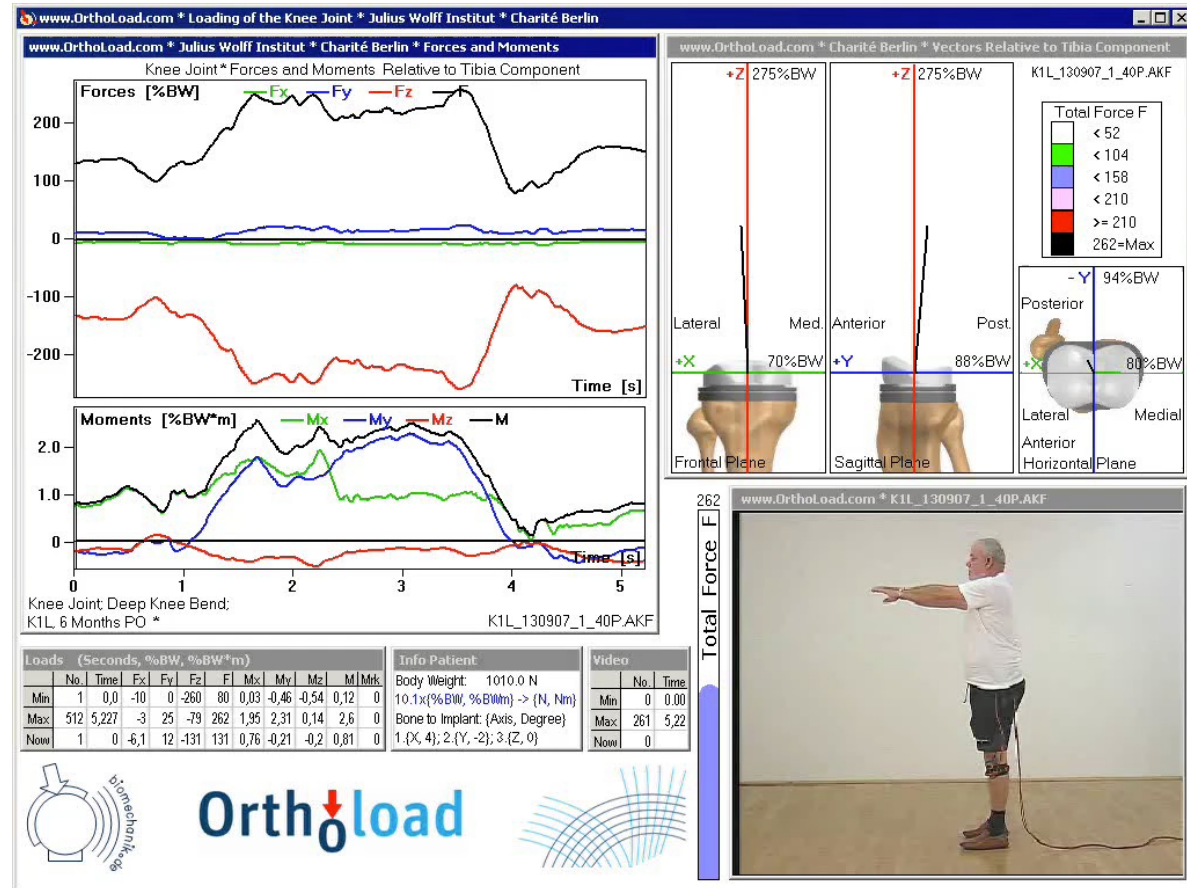
Muskuloskelettale Beanspruchung

In vivo Messungen: Knie – Aufstehen



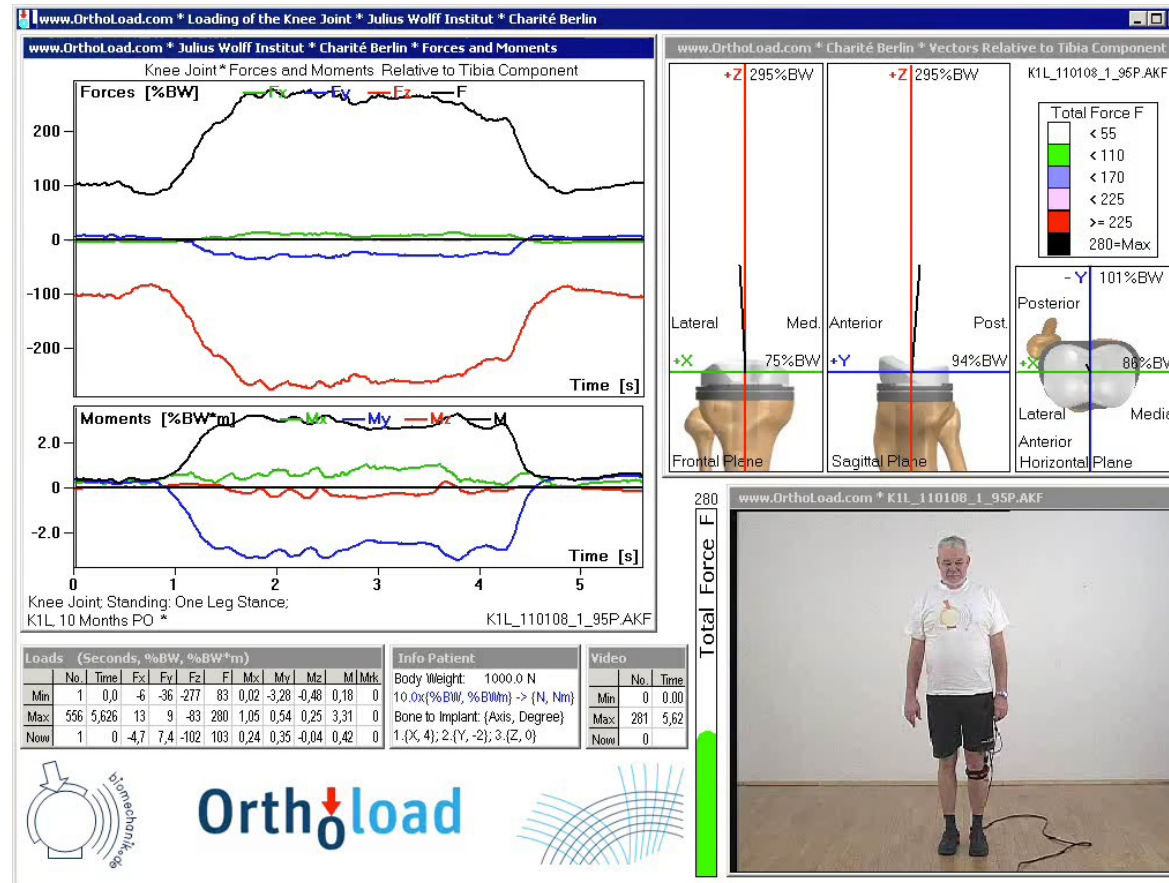
Muskuloskelettale Beanspruchung

In vivo Messungen: Knie – Kniebeuge



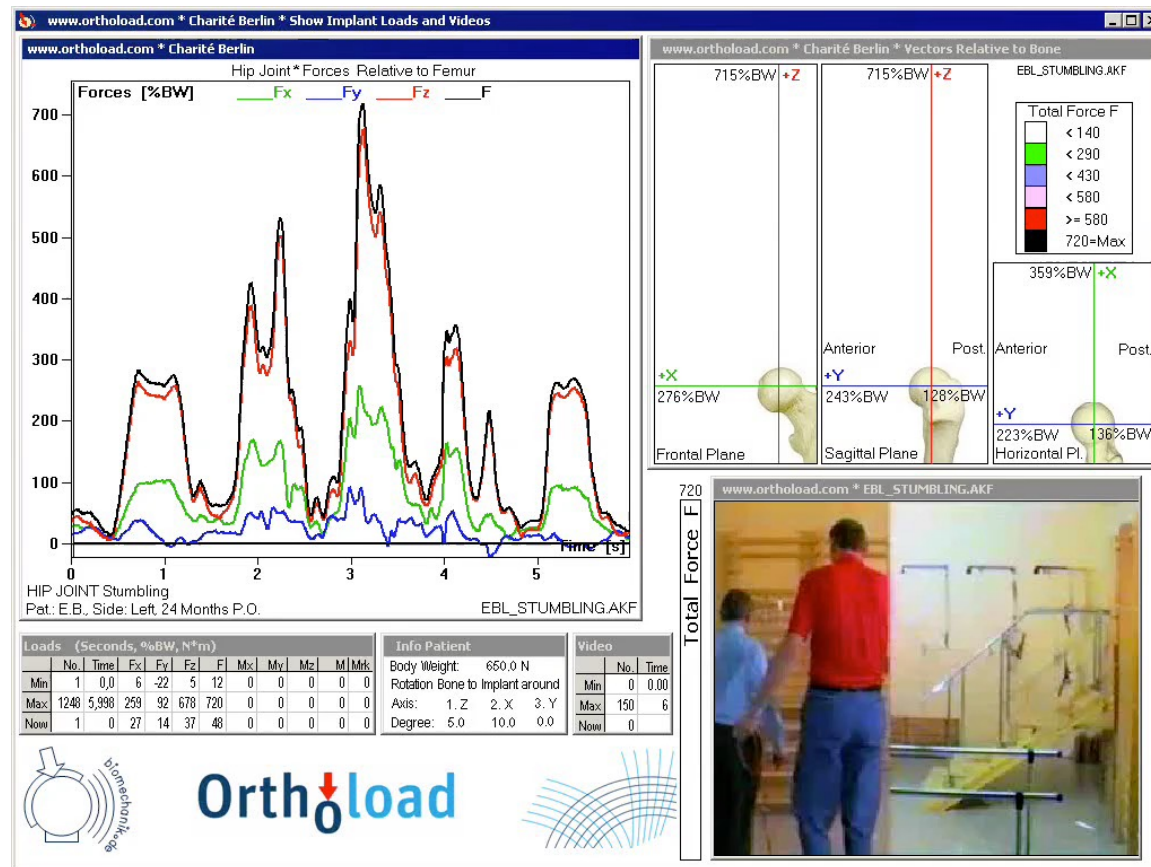
Muskuloskelettale Beanspruchung

In vivo Messungen: Knie – Einbeinstand



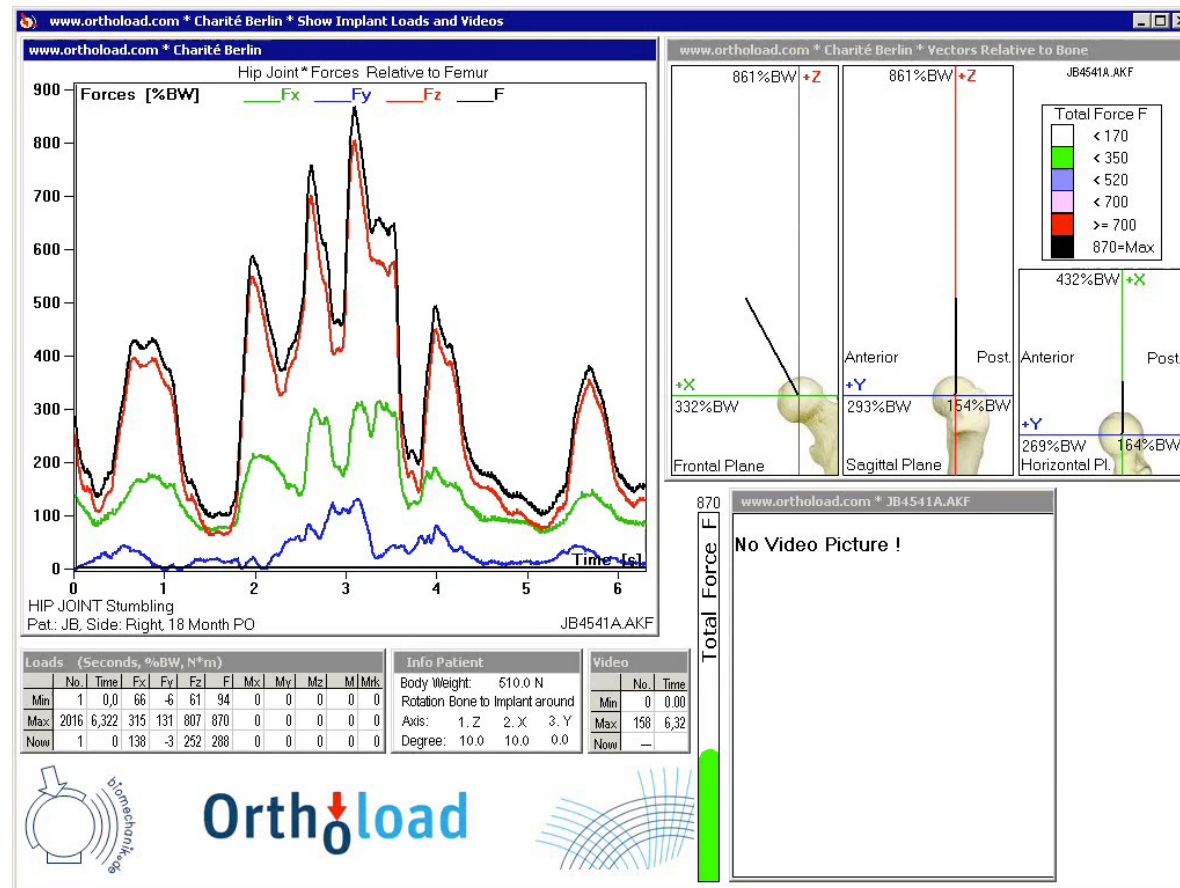
Muskuloskelettale Beanspruchung

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

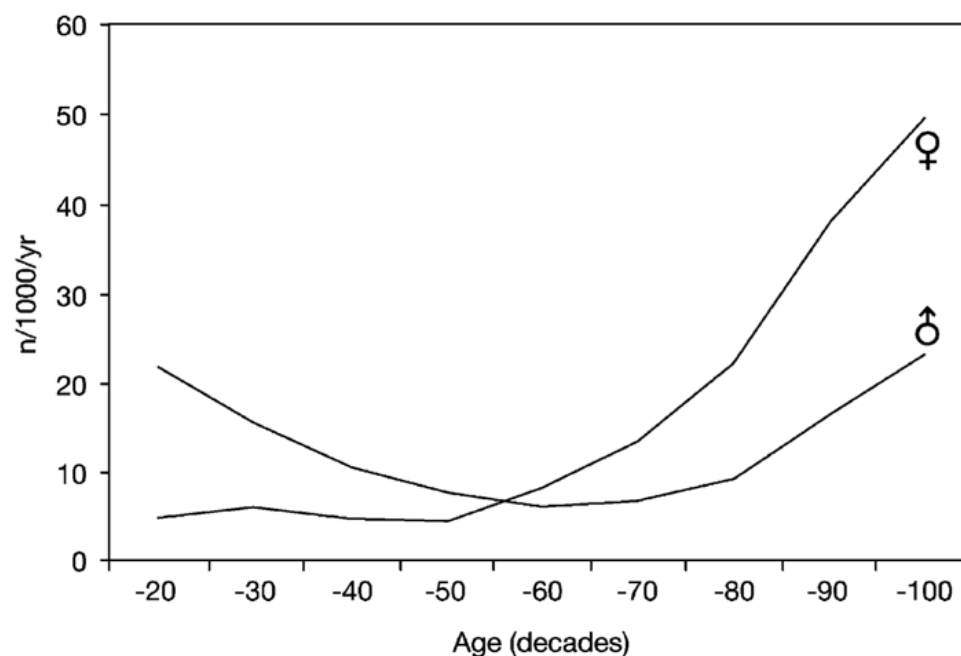


Table 1 Fractures arranged in order of decreasing incidence

Fracture	<i>n</i>	%	<i>n</i> /10 ⁵	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

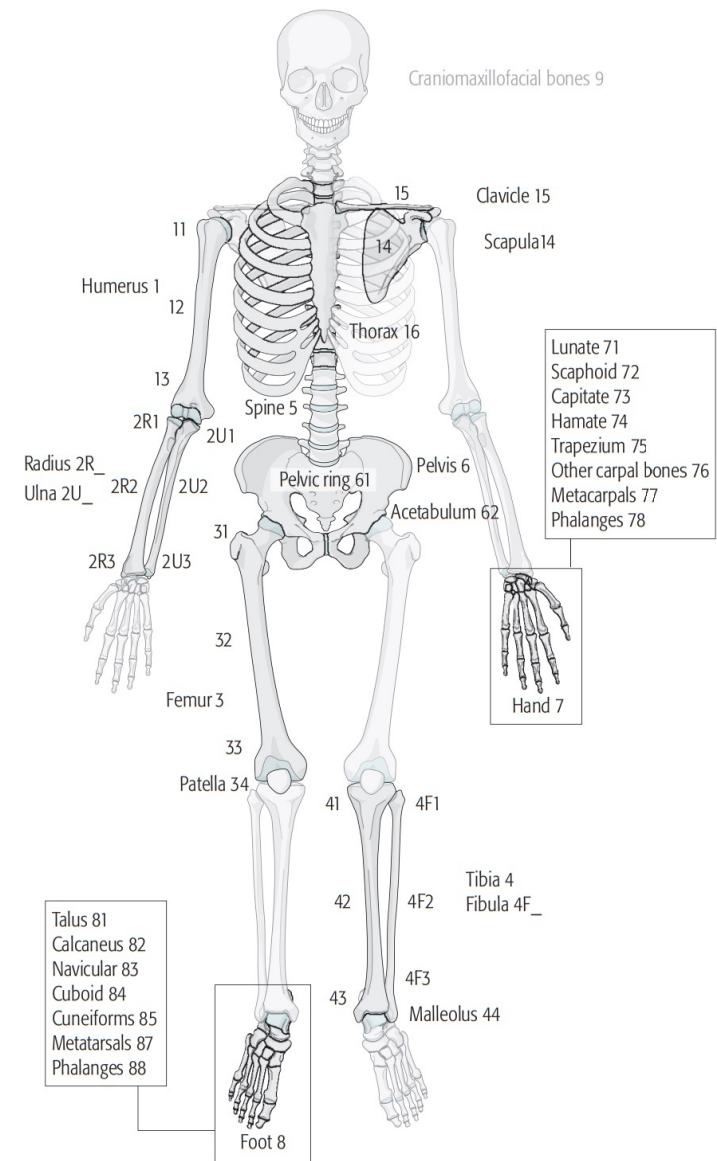
Vessels

Soft tissue defects

Joint components



AO Classification of Fractures



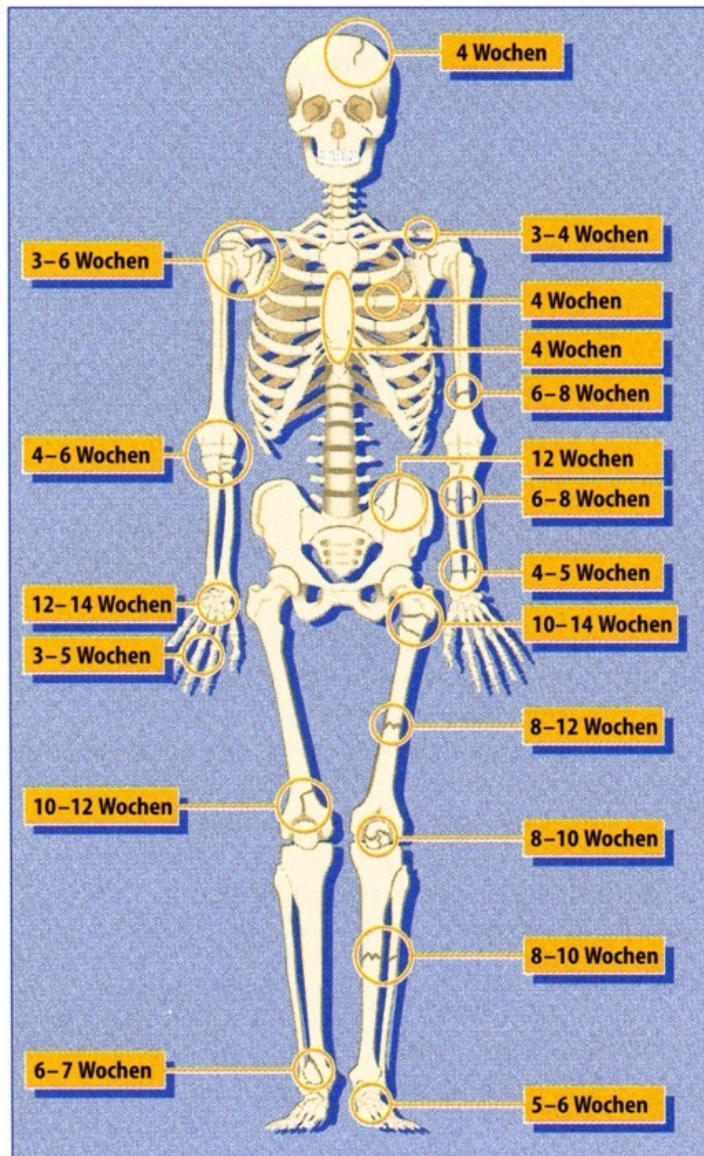
42-B1.1



42-B1.2



42-B1.3

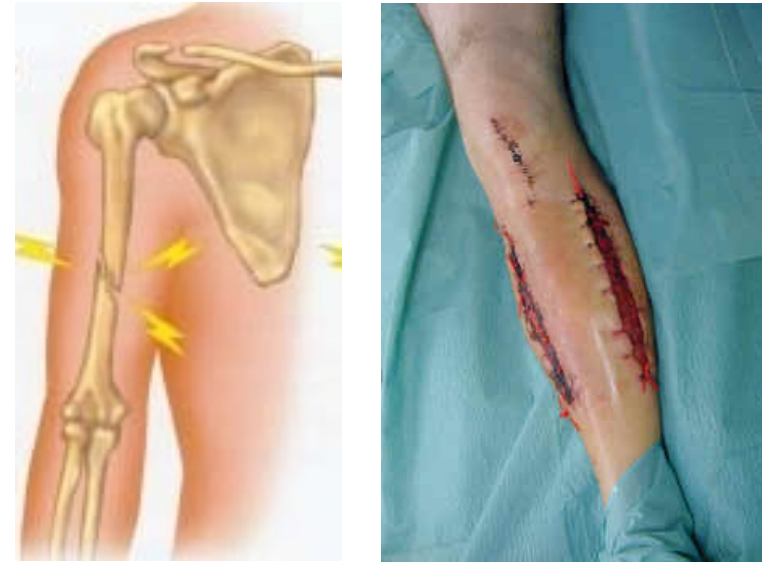


	Vollbelastung nach	ME nach
Finger Speiche Schlüsselbein Rippen Kniescheibe Sprunggelenk (Knöchel)	ca. 3 Wochen 3-4 Wochen 3-4 Wochen 3-4 Wochen ca. 6 Wochen ca. 6 Wochen	} $\frac{1}{2}$ -1 Jahr
Unterarmschaft Oberarmschaft Unterschenkelschaft Oberschenkelschaft Kahnbein (Hand) Wirbel Becken	6-8 Wochen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



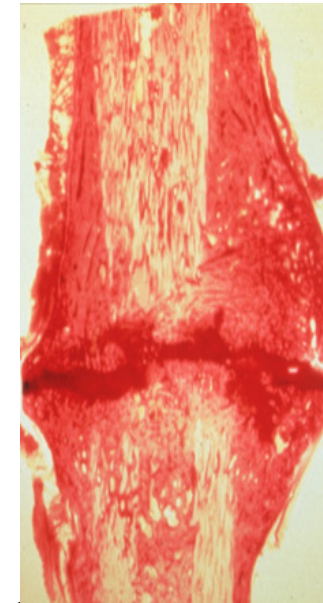
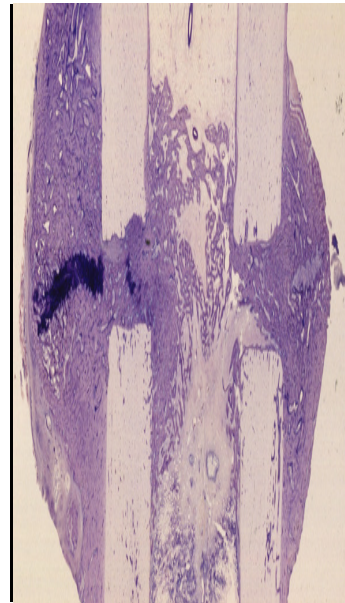
Open:
Skin injury involved

- ✓ Cave
Osteomyelitis
Soft tissue infection

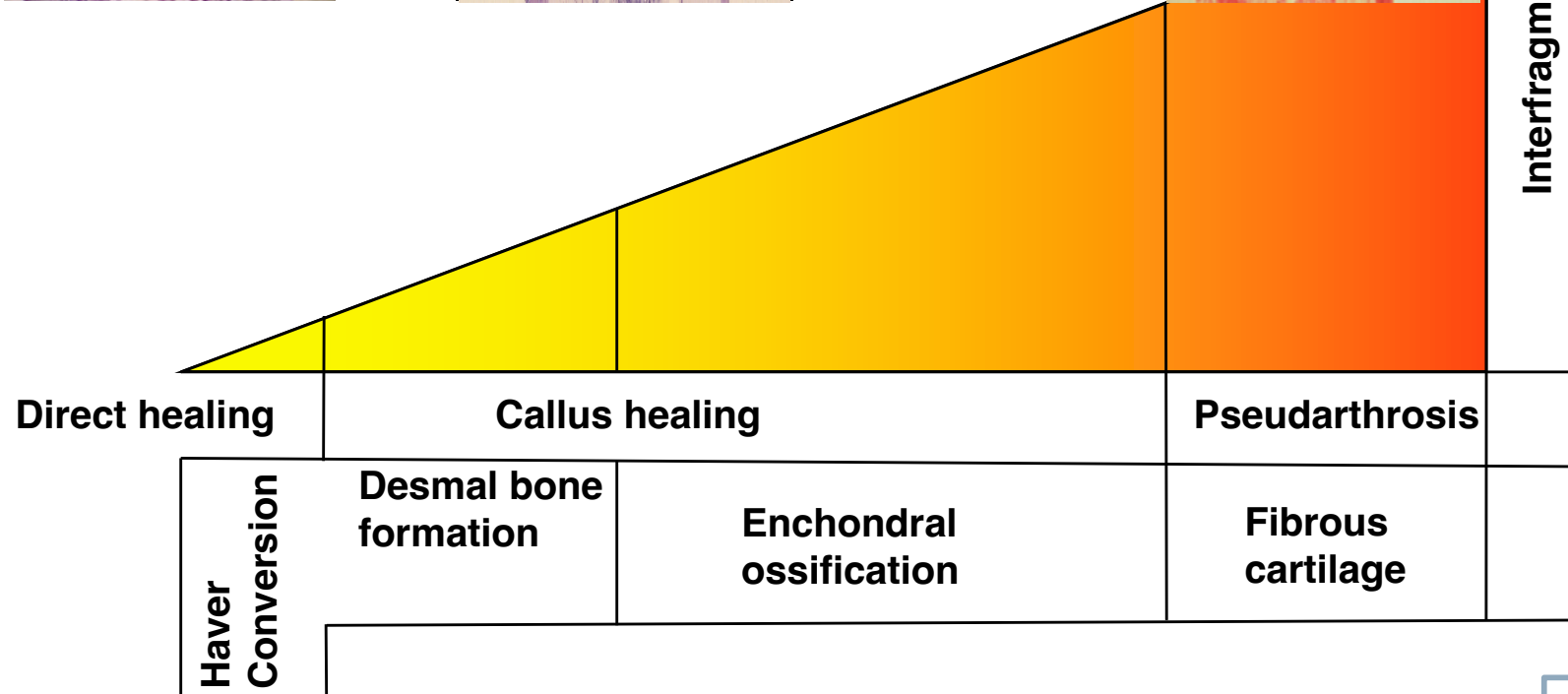


Closed:
Skin is not injured

- ✓ Cave
Compartment syndrome



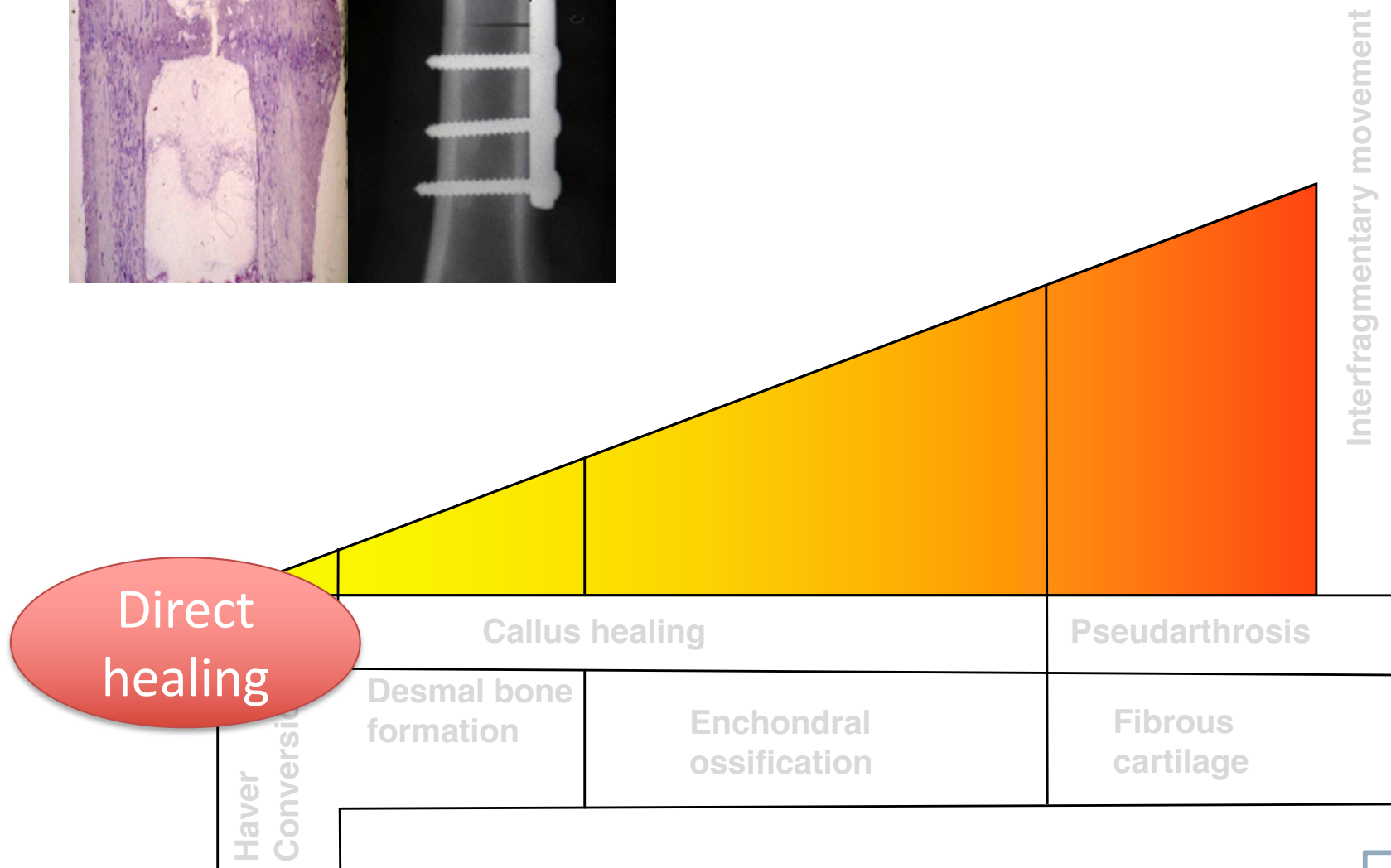
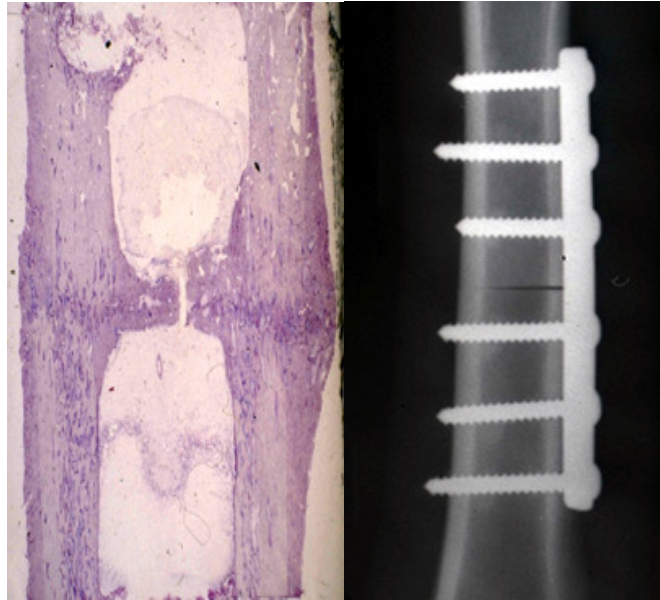
Interfragmentary movement



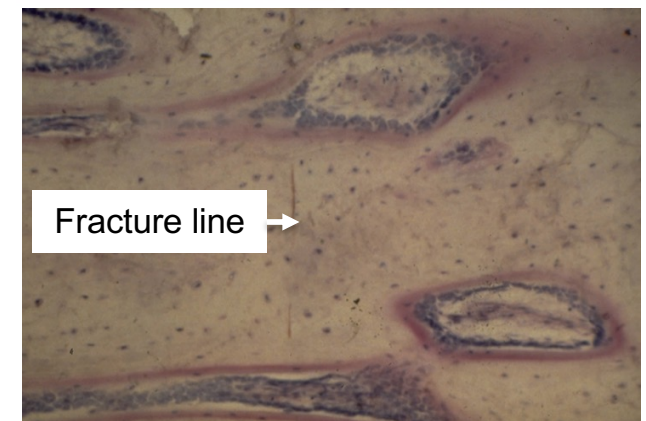
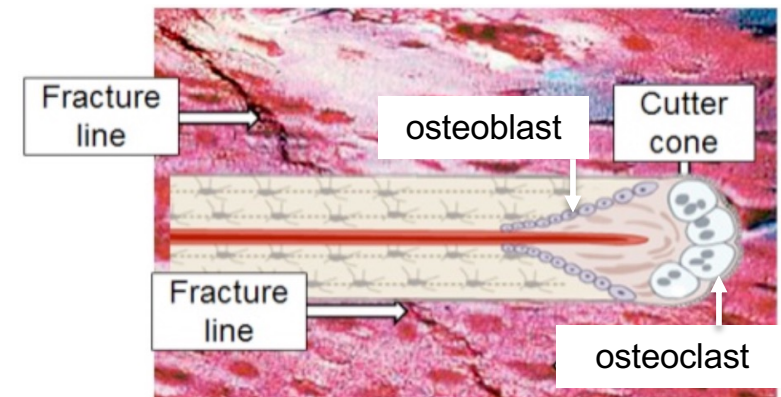
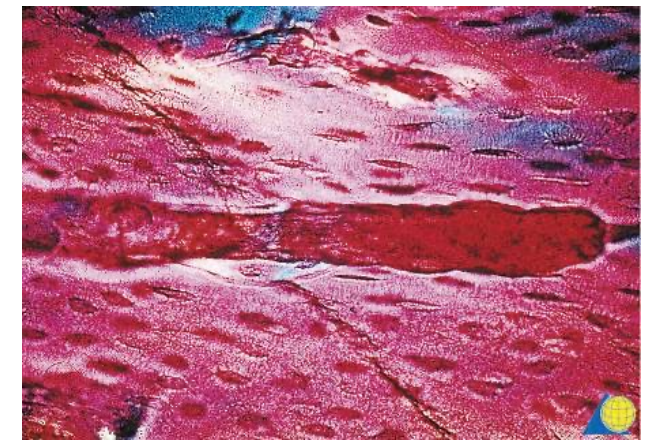
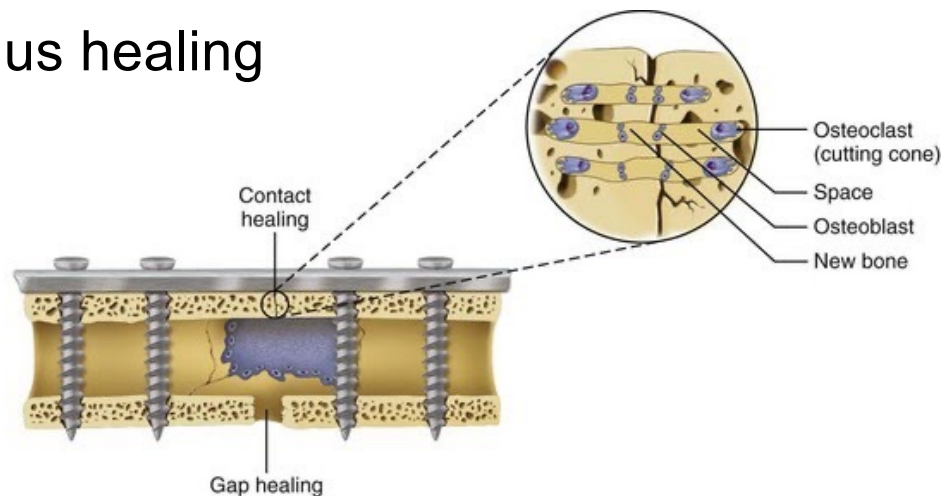


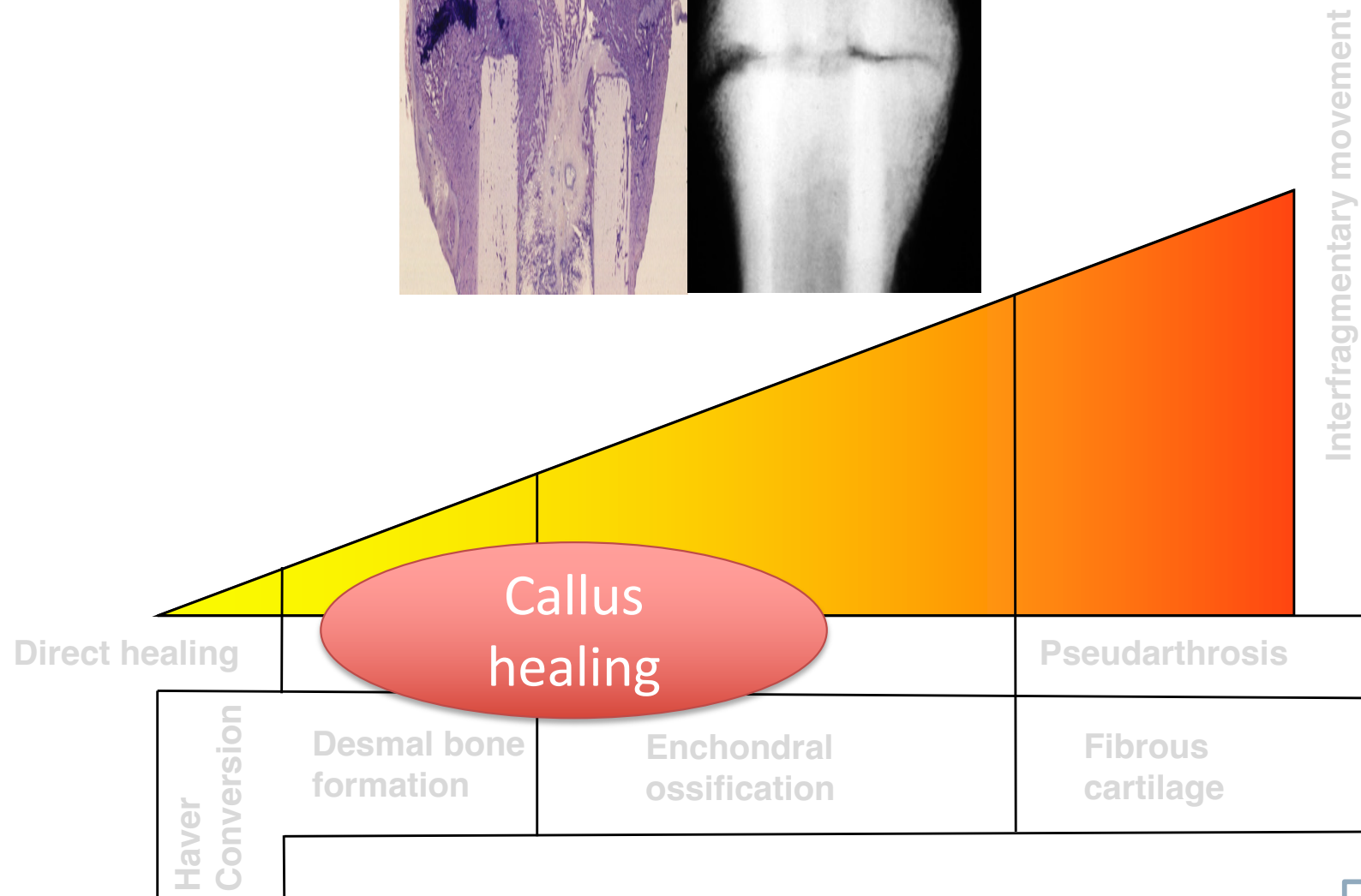
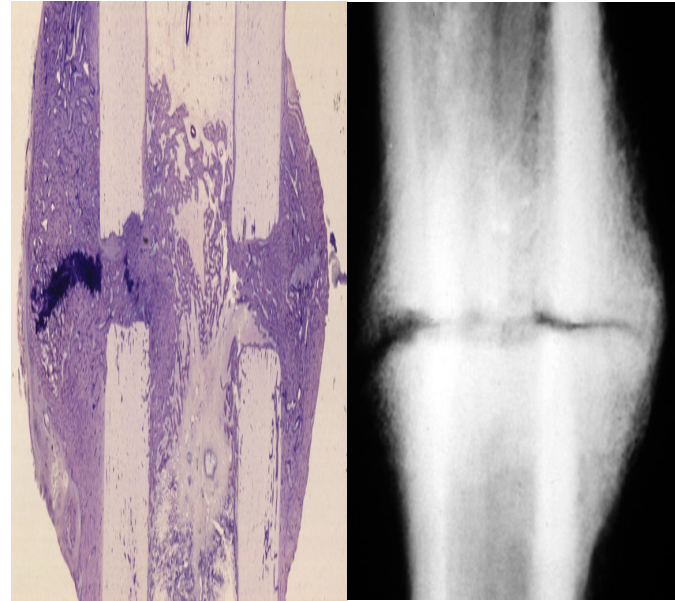
Interfragmentary movement

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



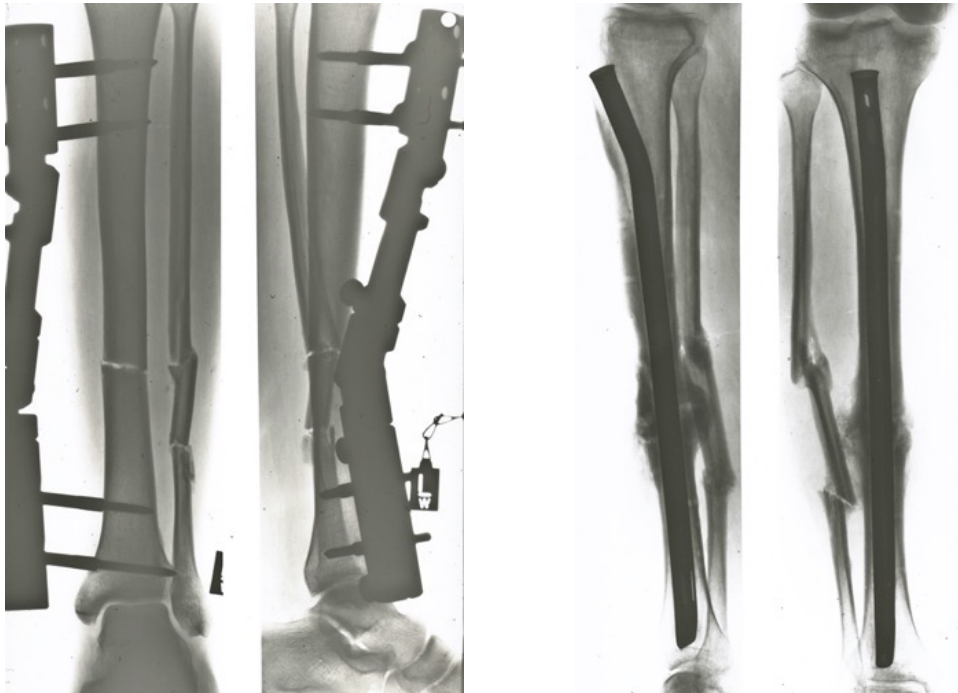
- ✓ Absolute fracture stability
- ✓ By direct osteonal healing/bridging:
 - ✓ Contact healing
 - ✓ Gap healing (minimal gap)
- ✓ Optimal adaptation necessary
- ✓ Interfragmentary compression
- ✓ Vital fracture ends
- ✓ No callus healing





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

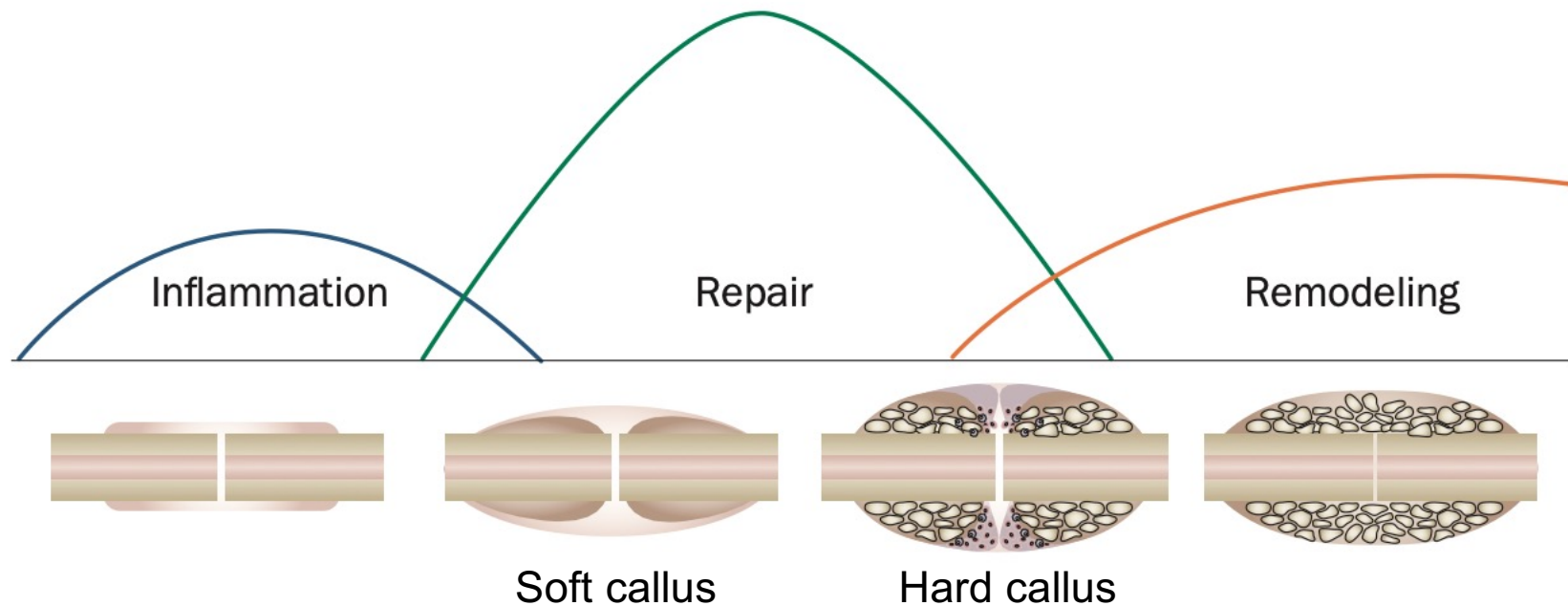
Dynamics → Callus healing – Secondary bone healing



Phases of secondary (indirect) fracture healing

Overlapping phases of:

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



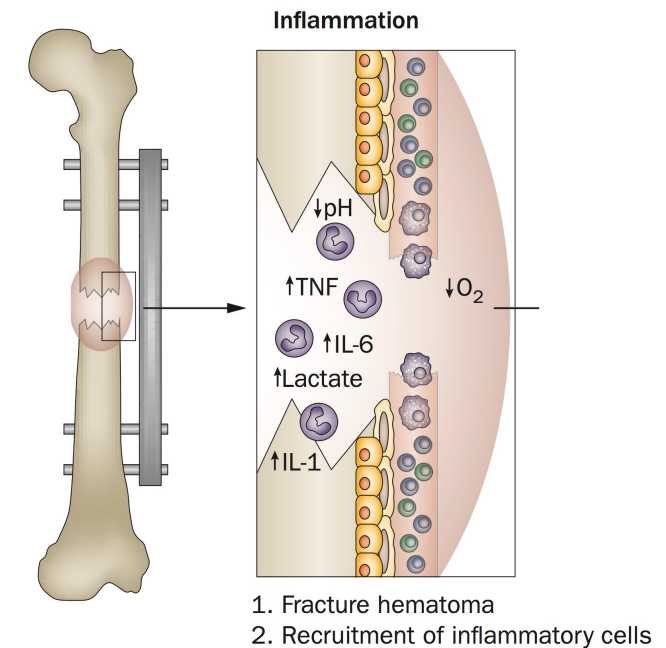
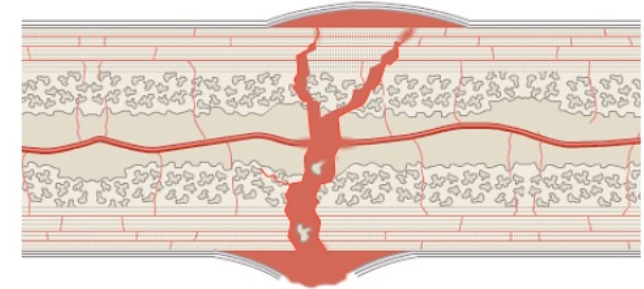
Highly regulated process, requiring tight interactions of many cell types

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

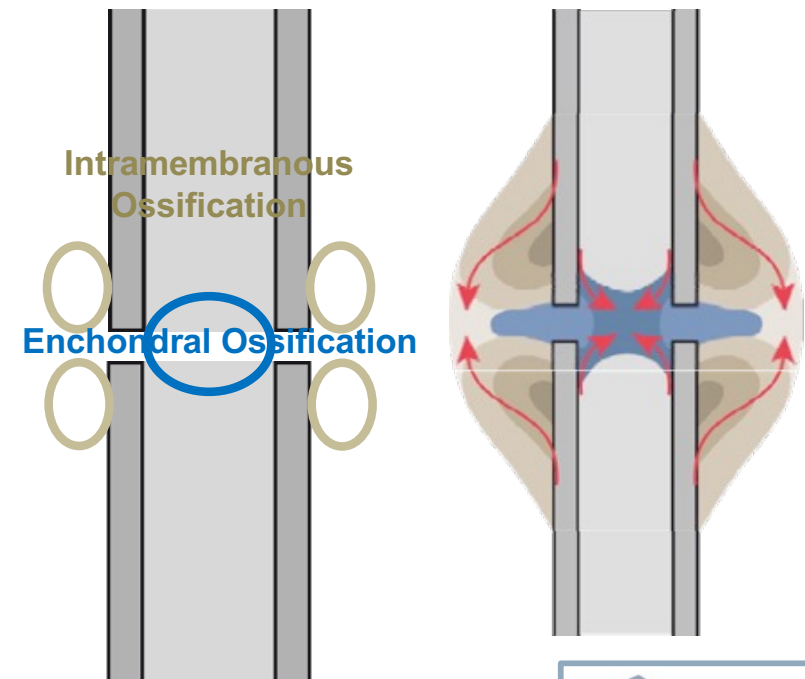
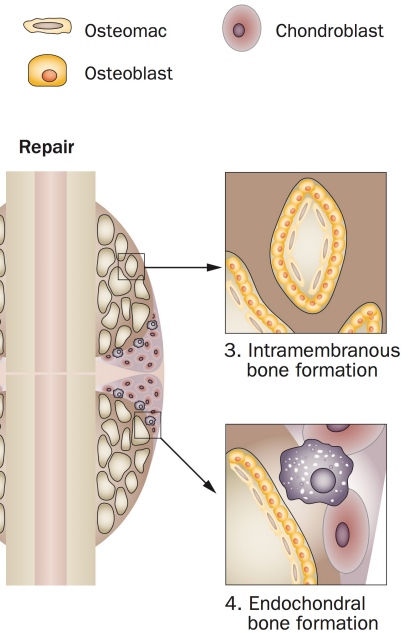


Phases of secondary (indirect) fracture healing

Repair (3 – 12 weeks post fracture)

Note

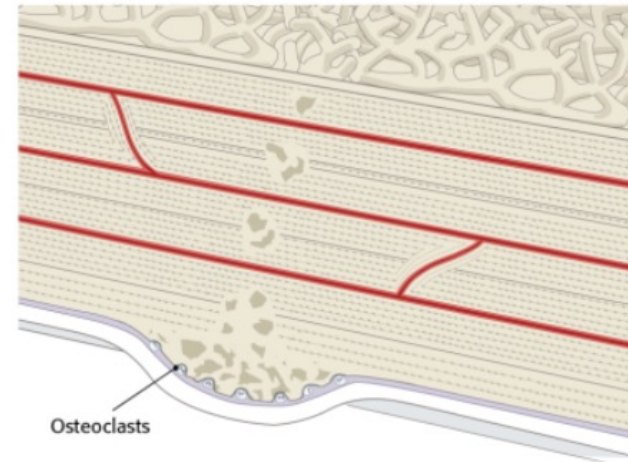
- ✓ Intramembranous bone formation
 - ✓ direct bone formation via MSCs /osteoblasts
- ✓ Endochondral bone formation
 - ✓ cartilaginous tissue is replaced by woven bone
 - ✓ indirect bone formation



Phases of secondary (indirect) fracture healing

Remodeling (months to years)

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



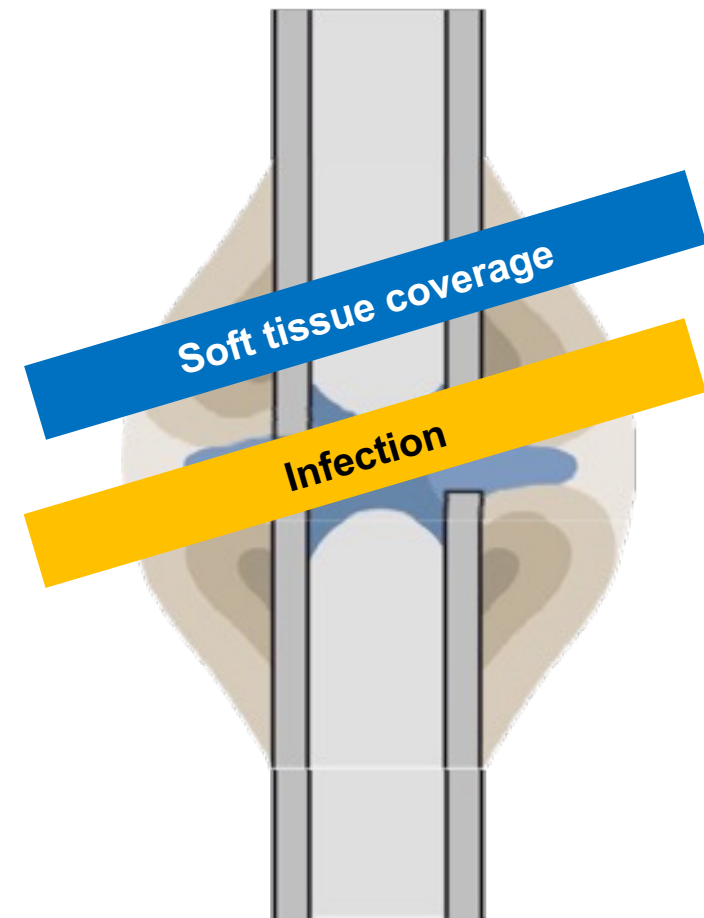
Note

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:

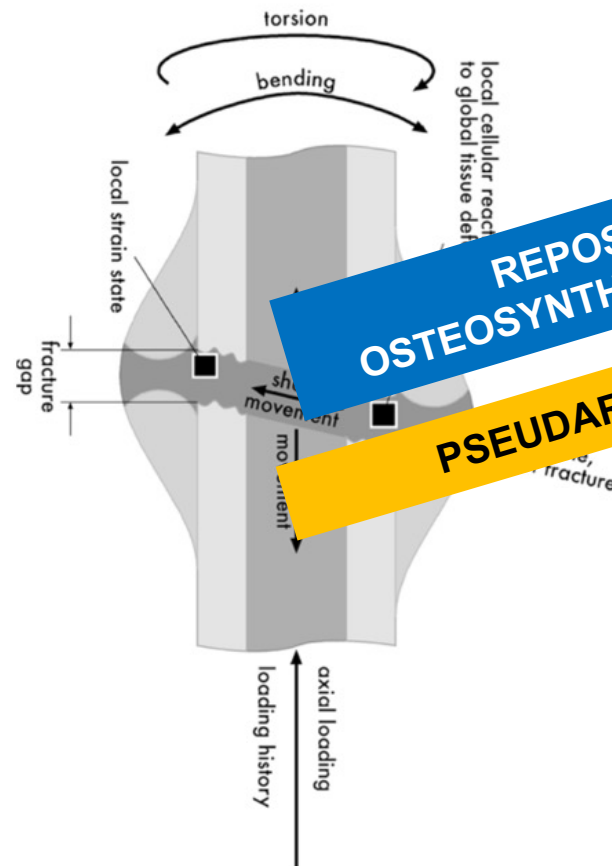
- ✓ Fracture geometry
- ✓ Fracture gap width
- ✓ Interfragementary movement
 - ✓ Fracture stability
- ✓ Loading, early mobilization

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

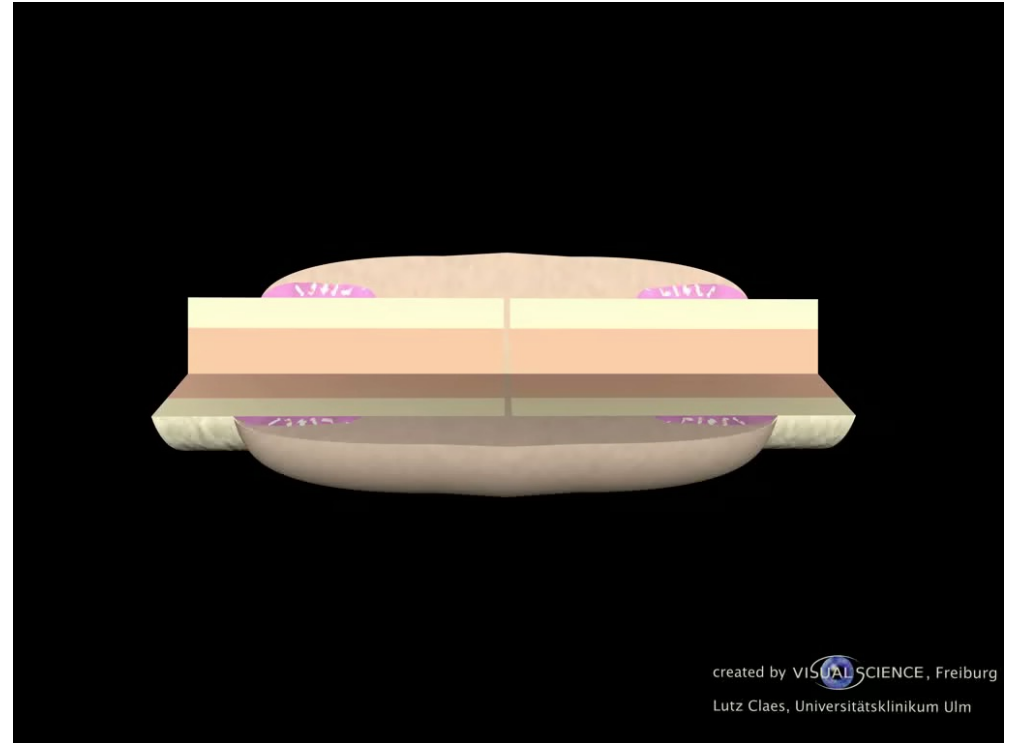
REVIEW

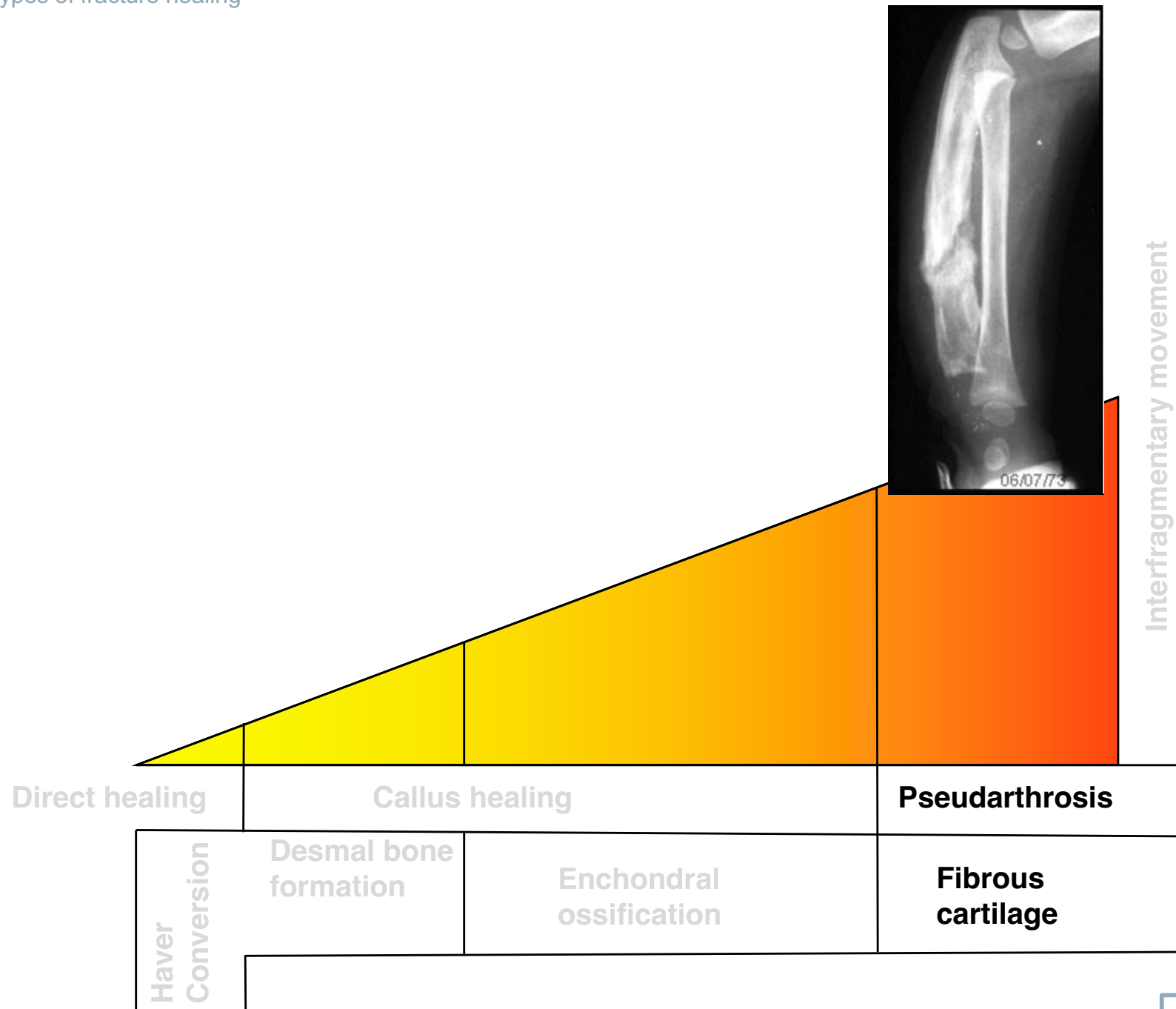
Mechanics and mechano-biology of fracture healing in normal and osteoporotic bone

Peter Augat · Ulrich Simon · Astrid Liedert · Lutz Claes



Callus bridging principle





Definition

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

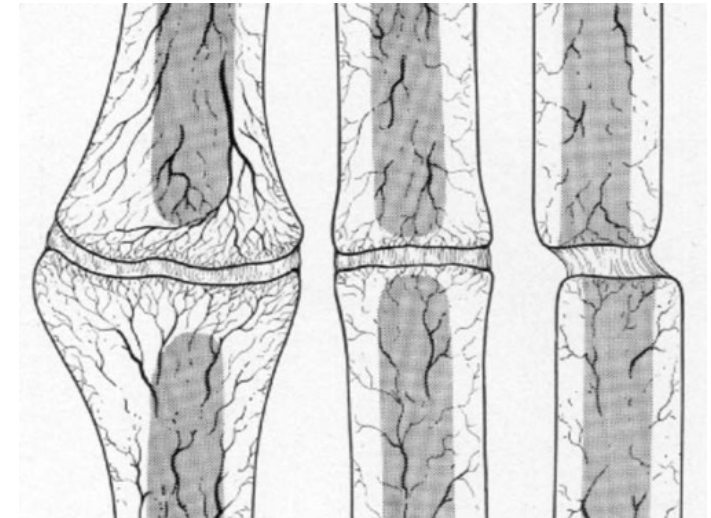
Reasons

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



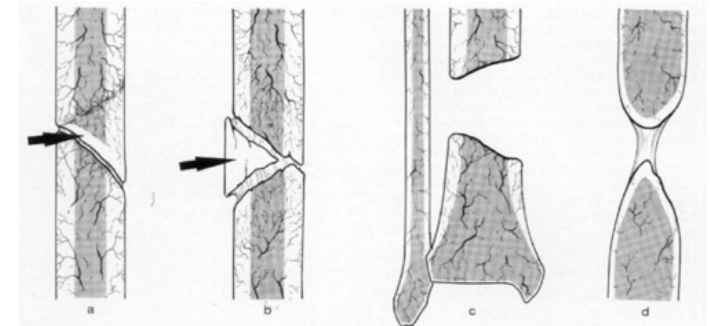
Types

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

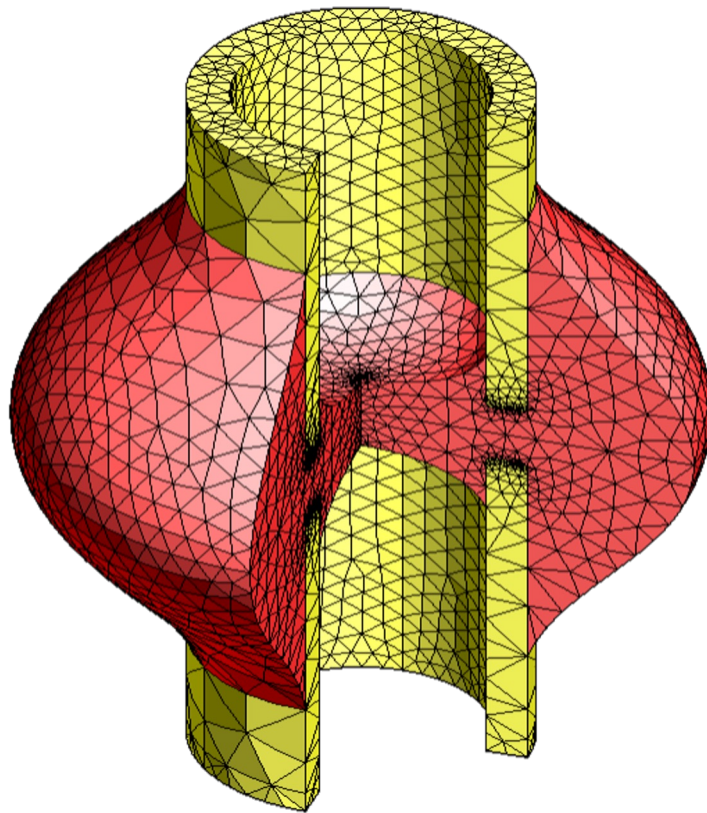


Therapy

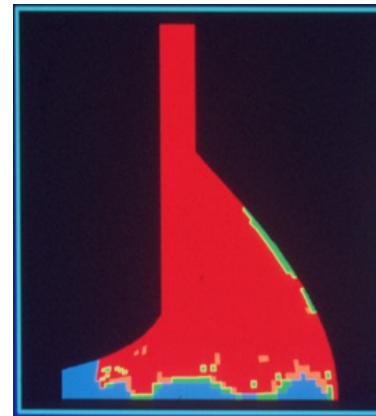
- ✓ Hypertrophic Pseudarthrosis
OP, extracorporeal shock wave therapy
- ✓ Atrophic Pseudarthrosis
Decortication, Spongiosa plasty



Simulation of callus healing using FEM



FE Model of callus healing



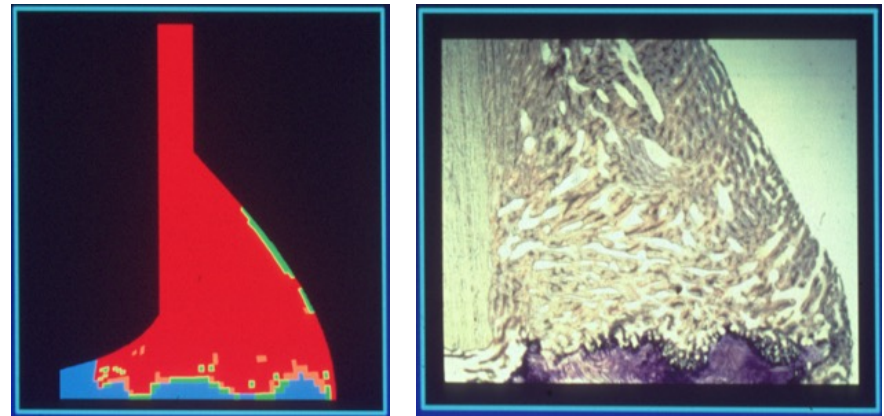
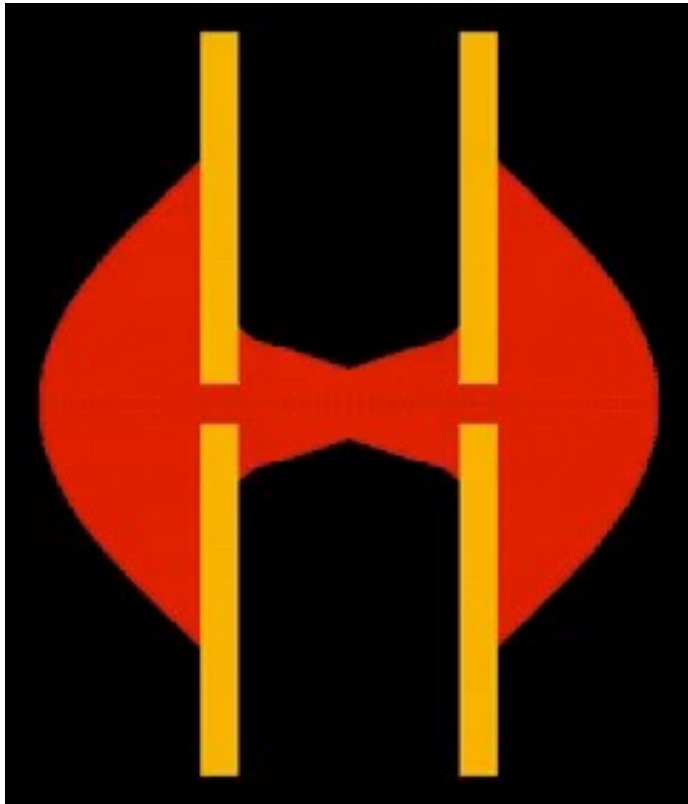
Results validation with histological images



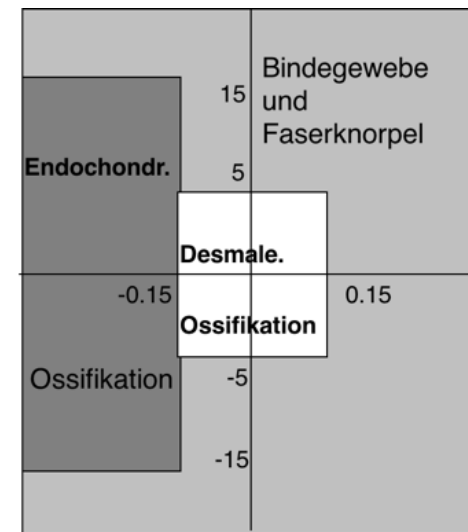
			Bindegewebe und Faserknorpel
	15		
Endochondr.	5		
		Desmale.	
	-0.15	Ossifikation	0.15
Ossifikation	-5		
	-15		

Integration of tissue transformation rules

Simulation of callus healing using FEM

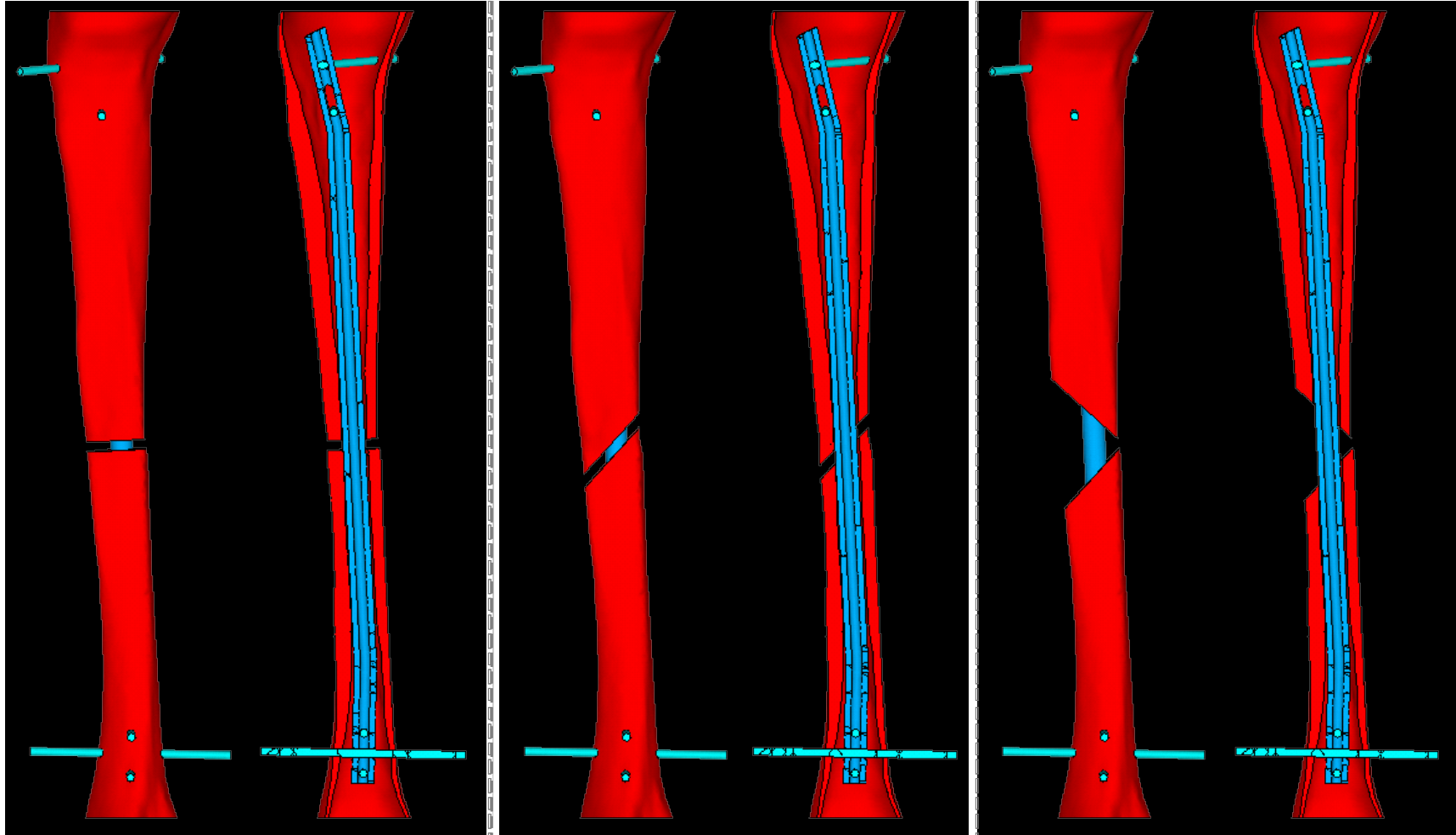


Results validation with histological images



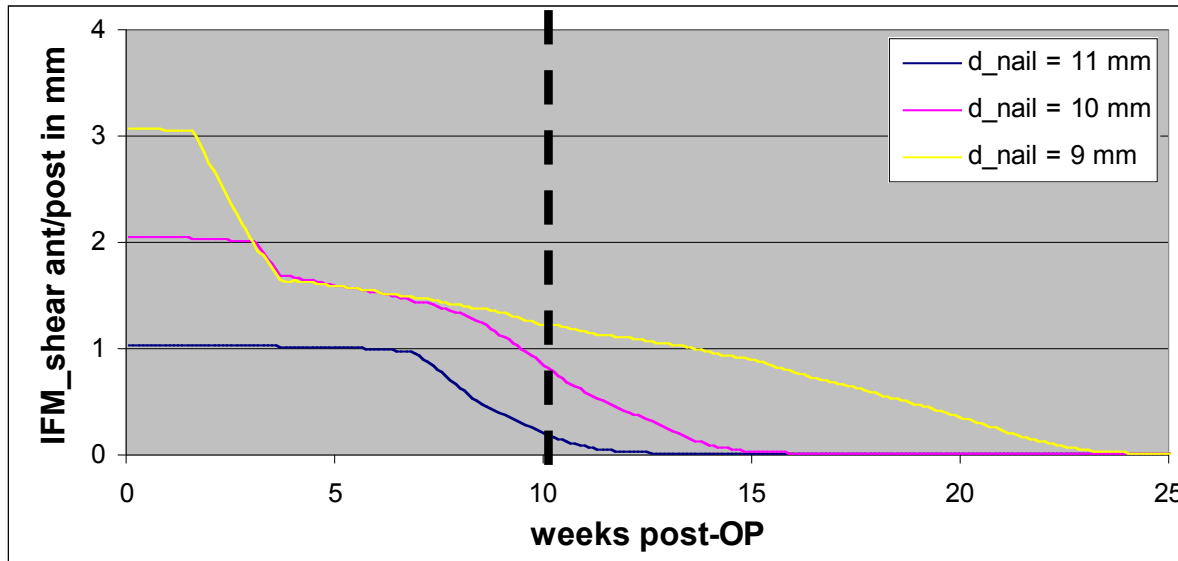
Integration of tissue transformation rules

Influence of the nail diameter on healing time

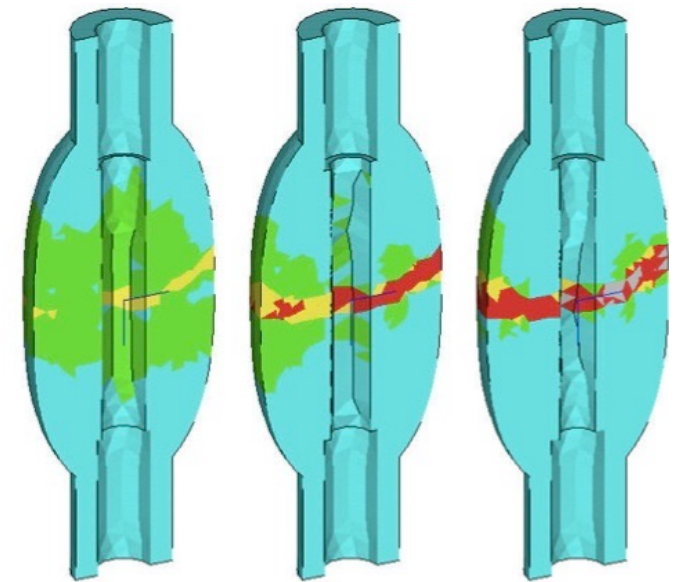


Wehner et al. 2012

Influence of the nail diameter on healing time



v. Mises strain (yellow & red > 7%)



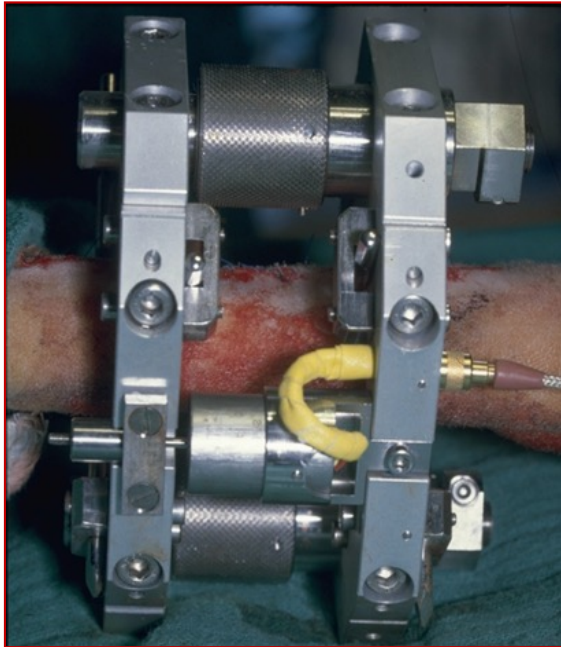
d_{nail} = 11 mm 10 mm 9 mm

Medullary diameter: 12mm

Note

Small nail diameters increase the risk for healing delays

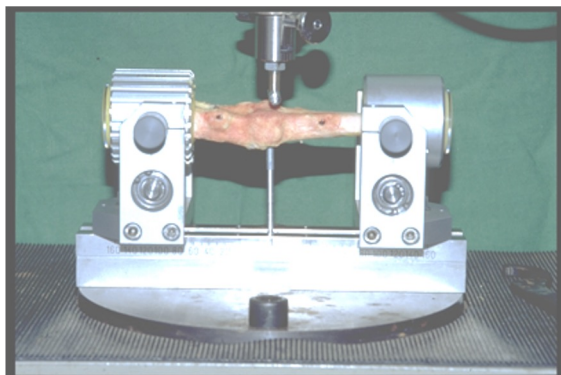
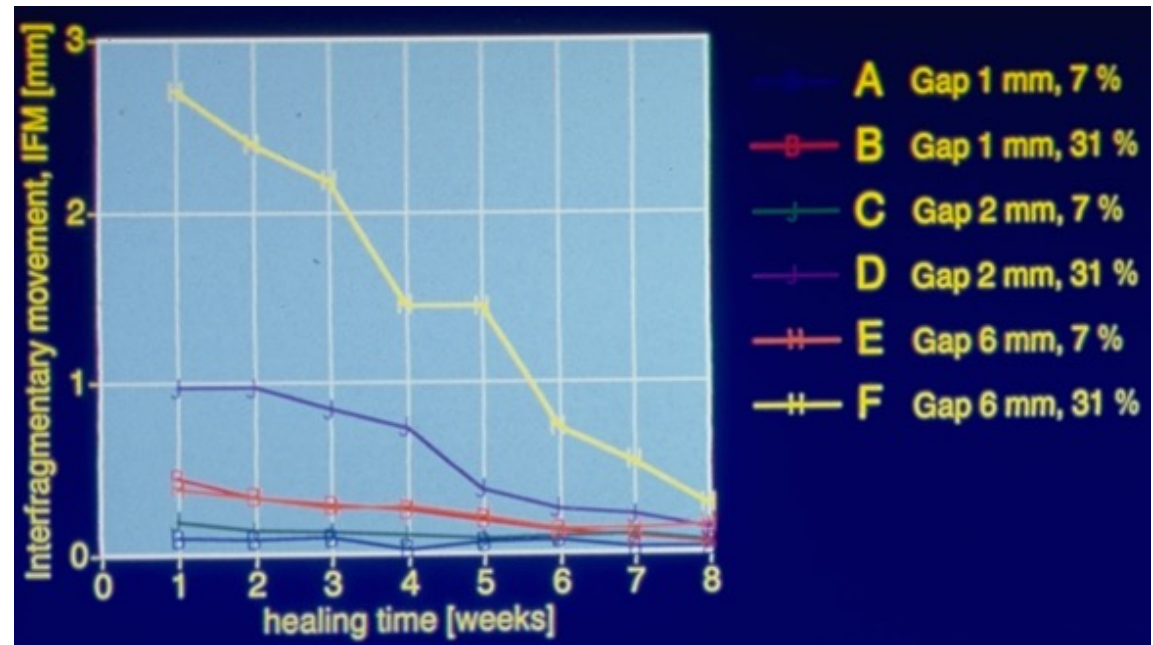
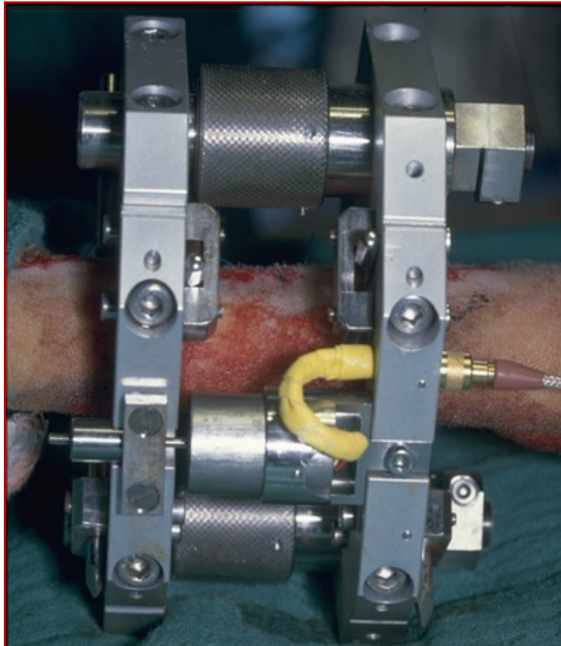
Influence of interfragementary movement and fracture gap



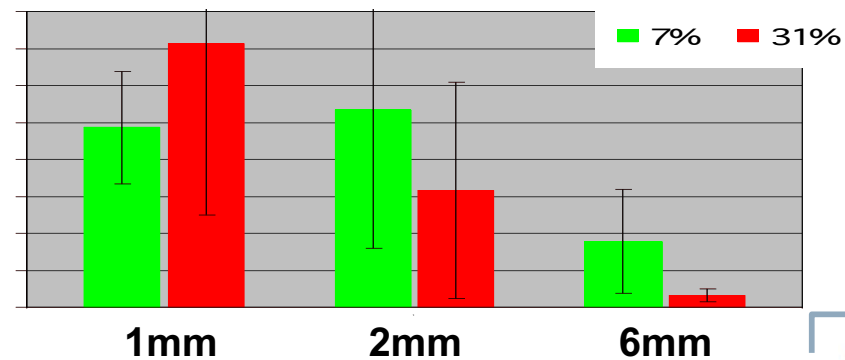
Sheep with transversal osteotomy and fracture fixation with an external fixateur

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

Influence of interfragementary movement and fracture gap



Bending stiffness

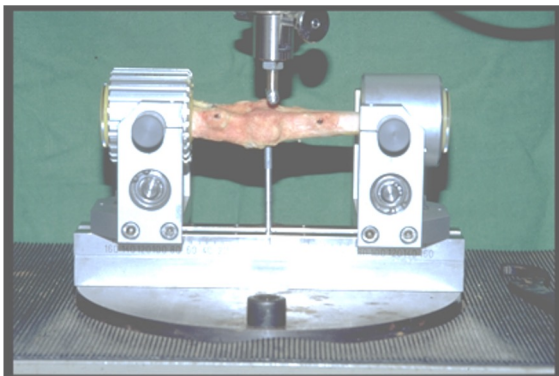


Influence of interfragementary movement and fracture gap

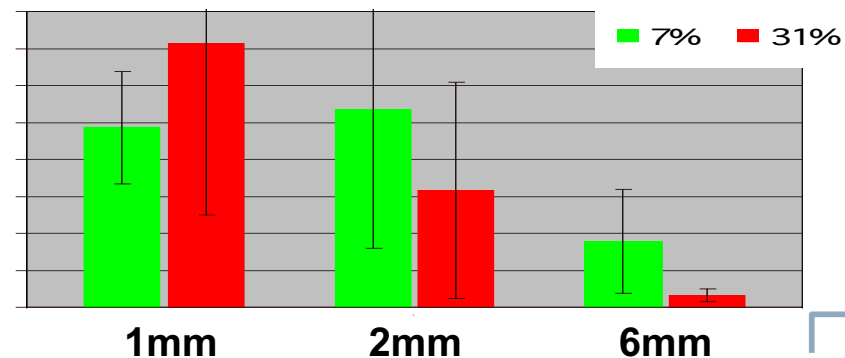
Note

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)



Bending stiffness



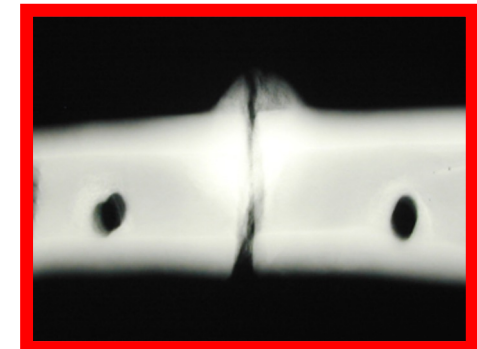
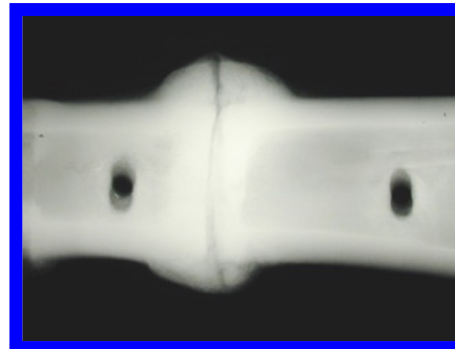
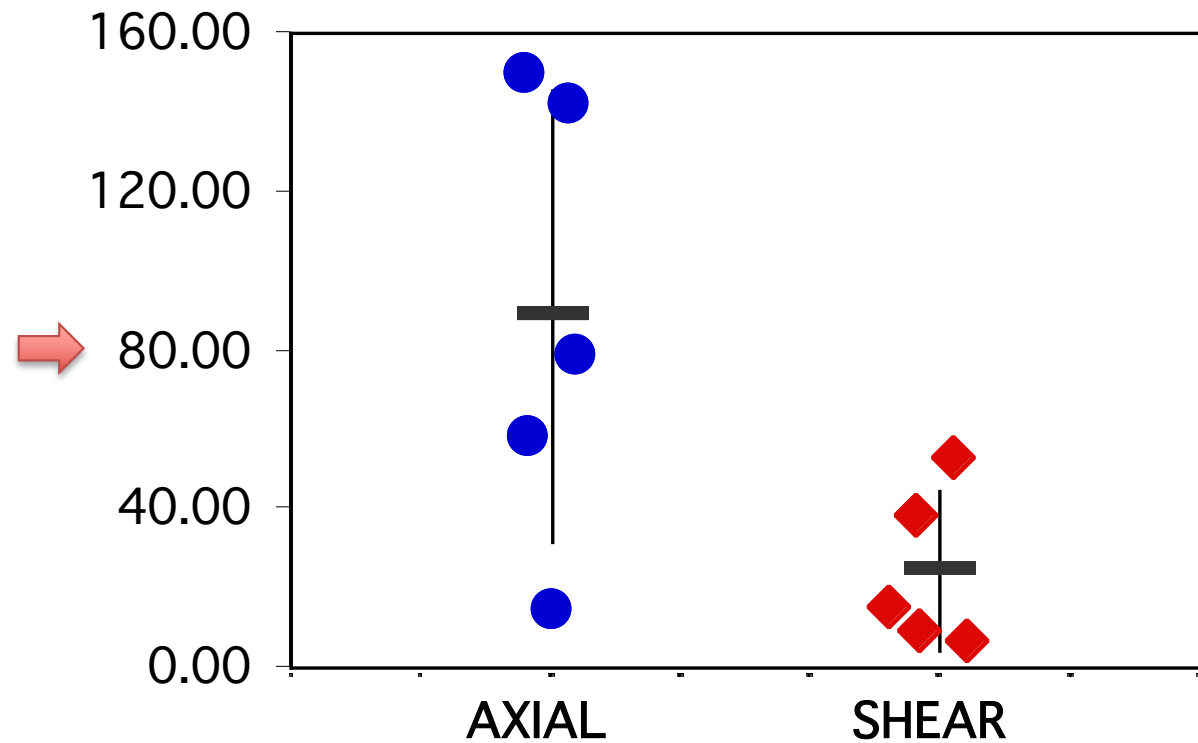
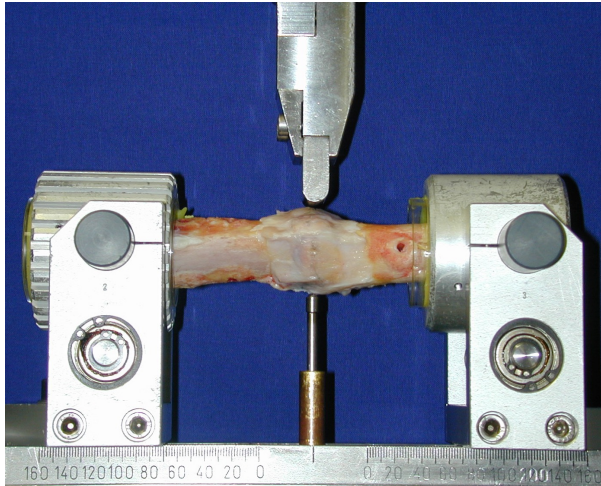
Influence of movement direction on bone healing



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



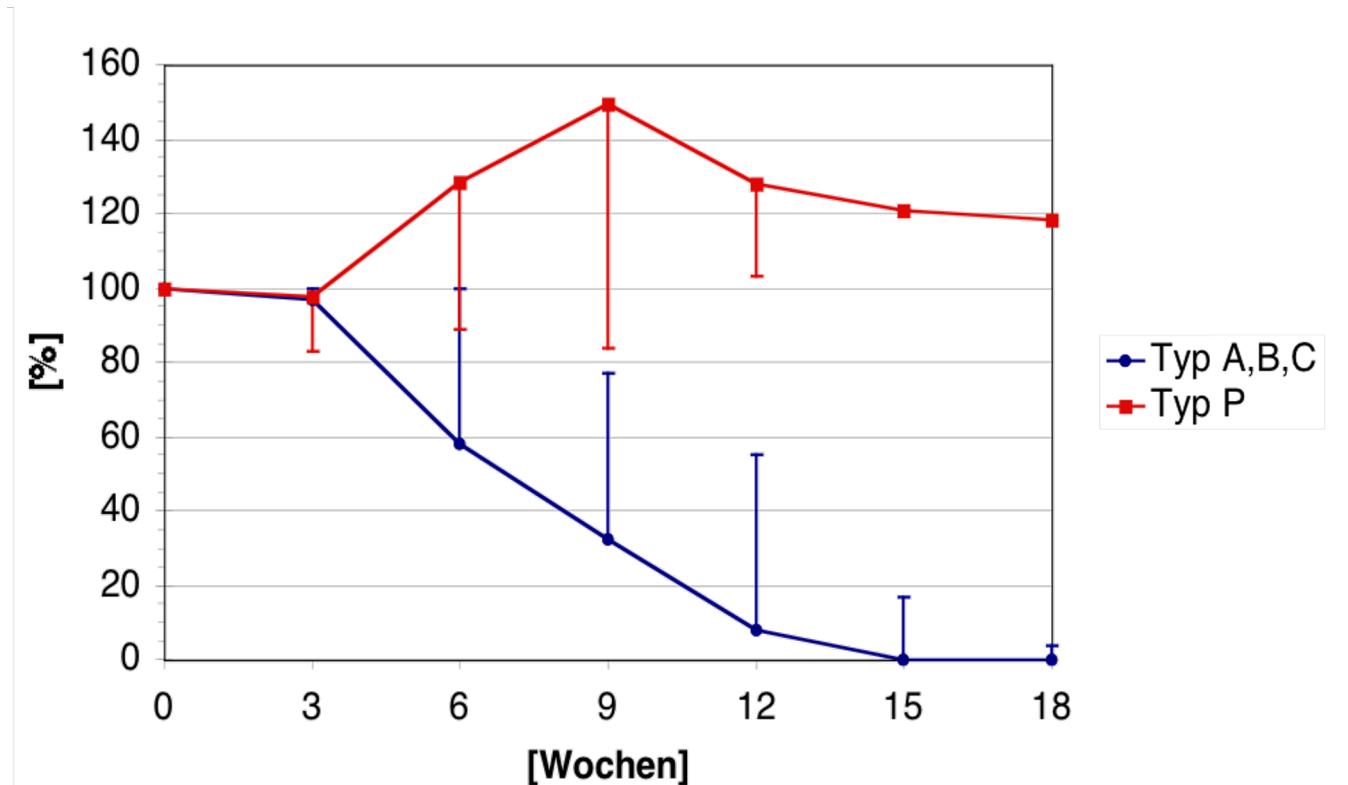
Influence of interfragmentary movement on bone healing



Patient with tibia fracture and external fixator fixation

- ✓ Indirect measurement of interfragmentary movement using a dial gauge

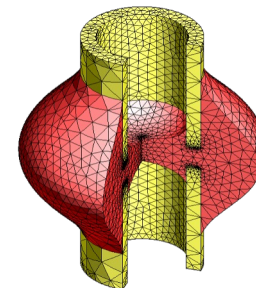
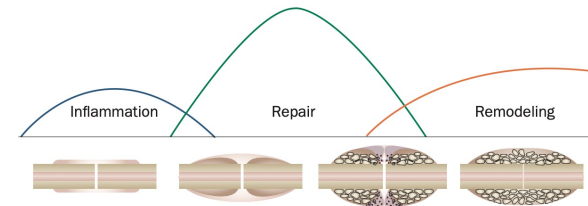
Influence of interfragmentary movement on bone healing



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

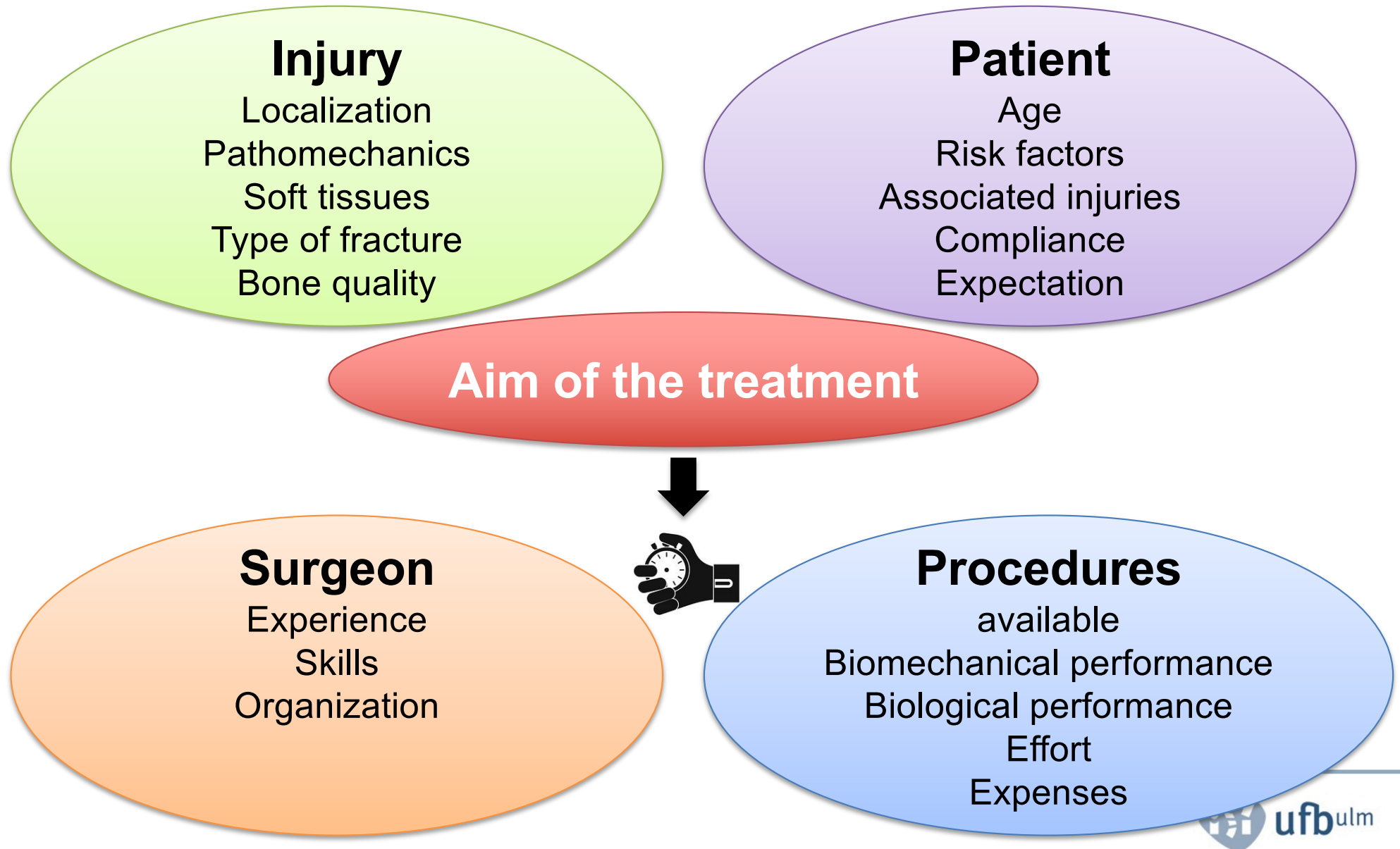
Conservative

- ✓ 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
- ✓ Irreparable relevant 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

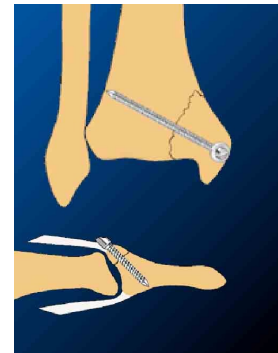
- Every fracture is operable
- Surgical advantages > Risks
- Poor compliance/ tolerance of conservative treatment



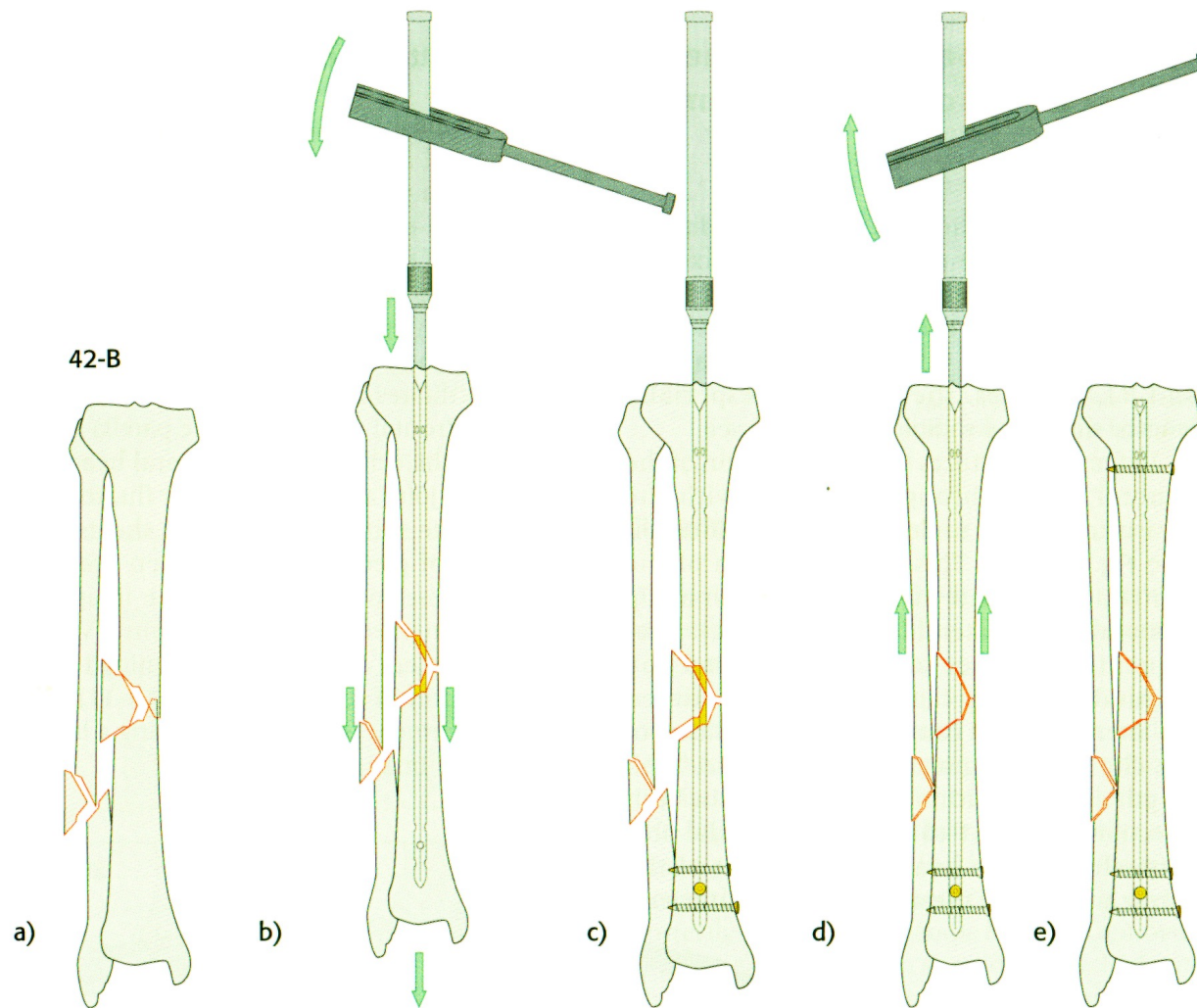
Stabilization principles

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

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

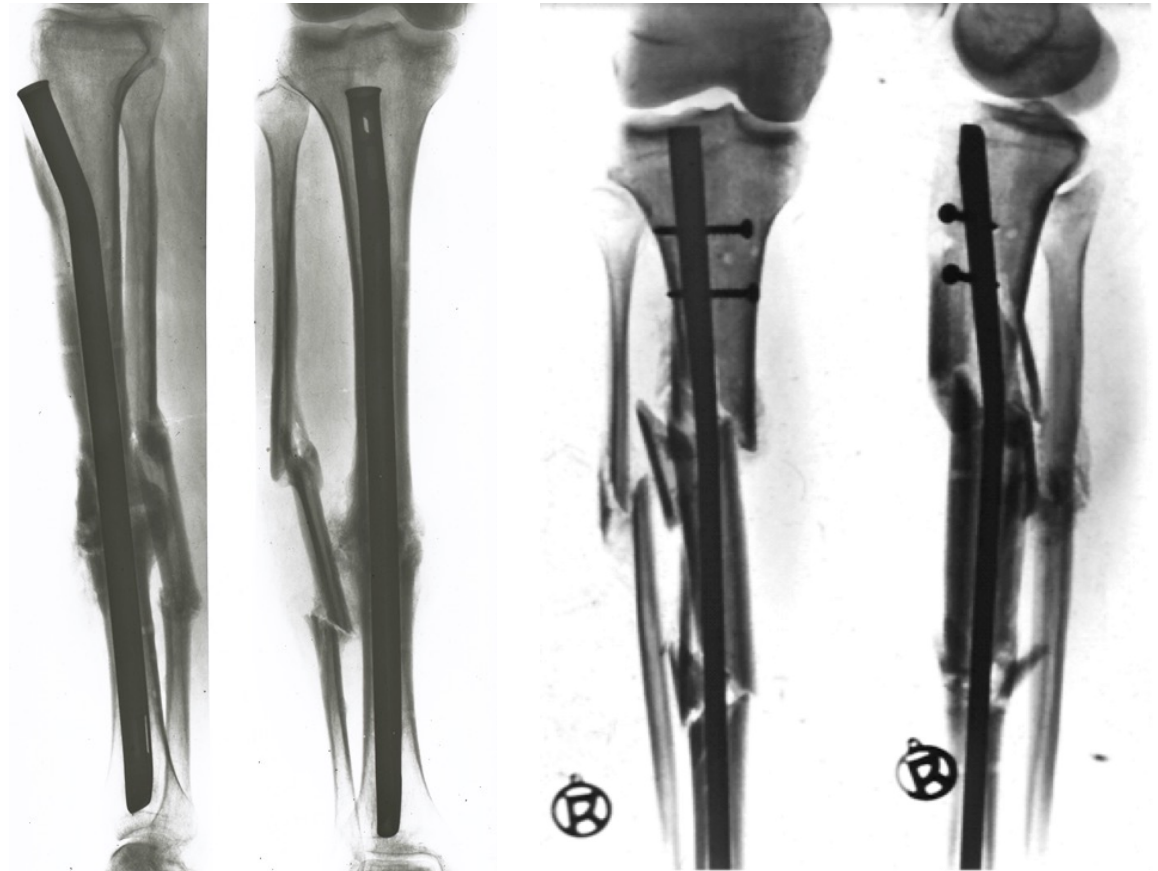


Intramedullary nail



Intramedullary nail

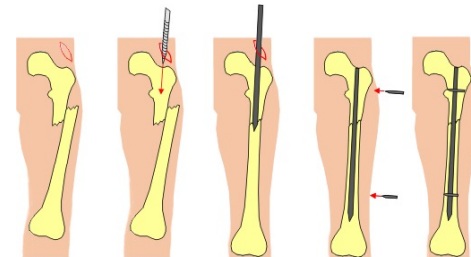
- ✓ Various nail systems
 - ✓ Cannulated nail
 - ✓ Solid nail
 - ✓ Locked
 - ✓ Unlocked

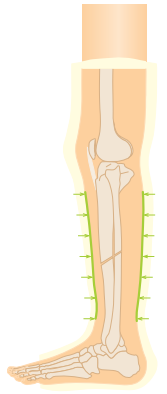


Intramedullary nail

- + 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

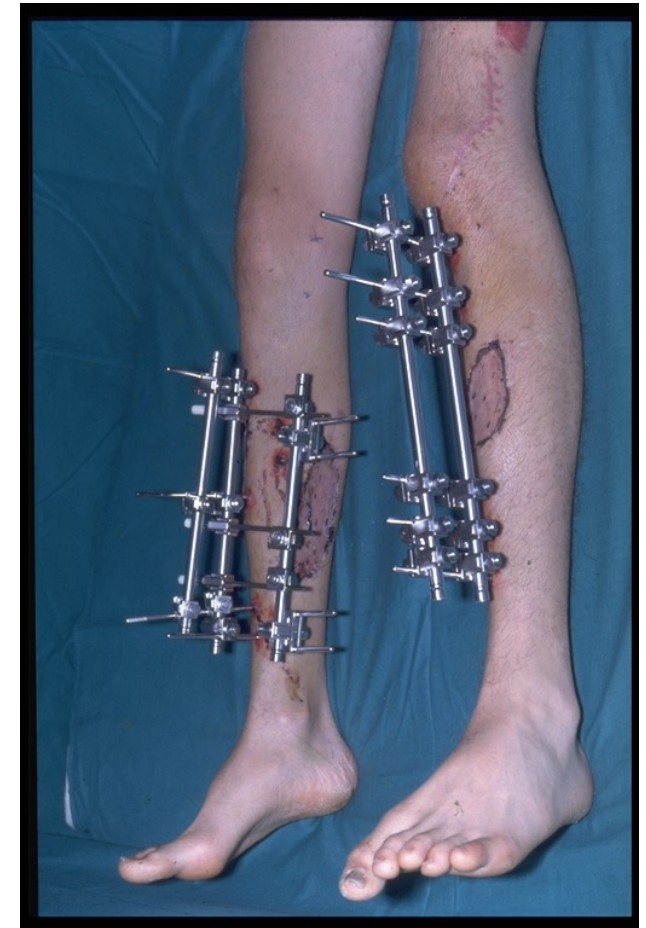
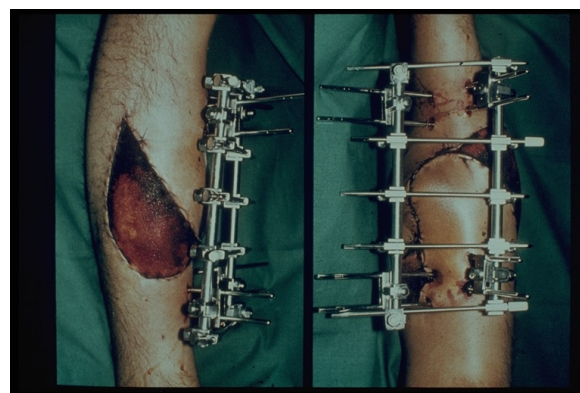
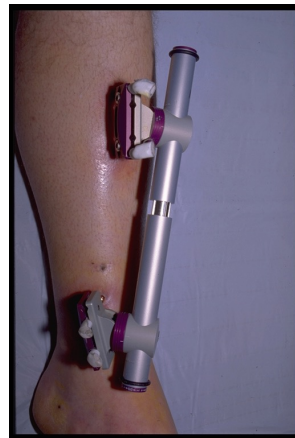
- + Non-invasive
Allows early movement and loading

- 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 ↓

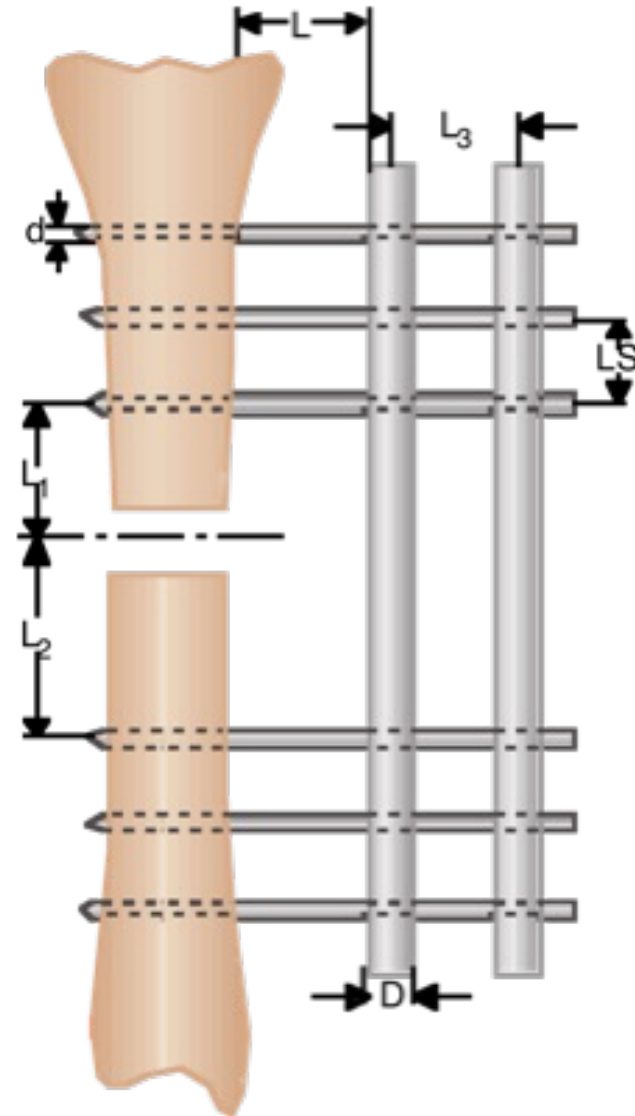
d ↑

n_{Screws} ↑

L_1, L_2 ↓

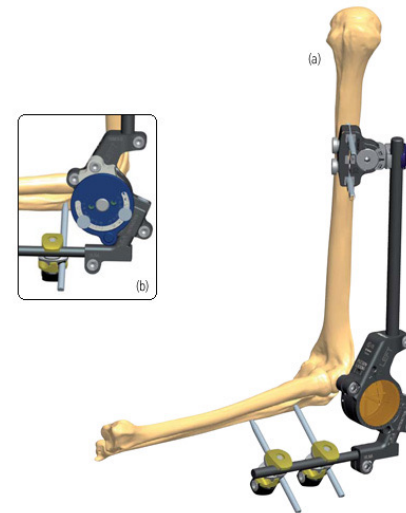
D ↑

LS ↑



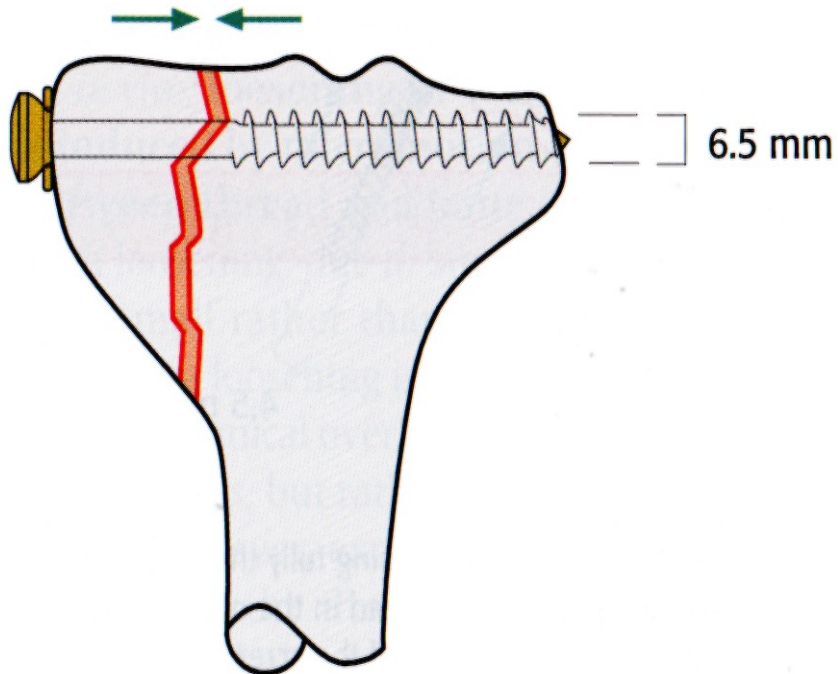
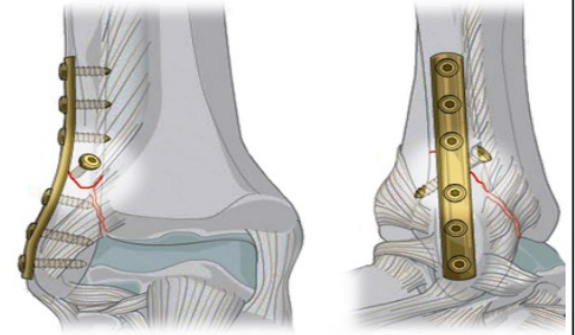
External fixator

- + 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



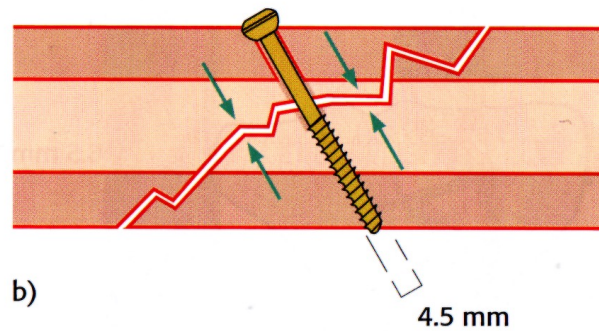
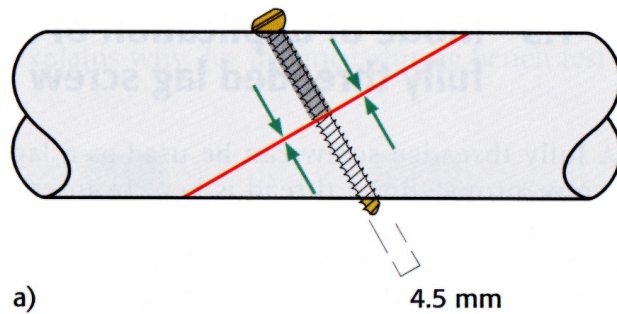
Lag screws

- ✓ Cancellous bone screw insertion next to the joint line



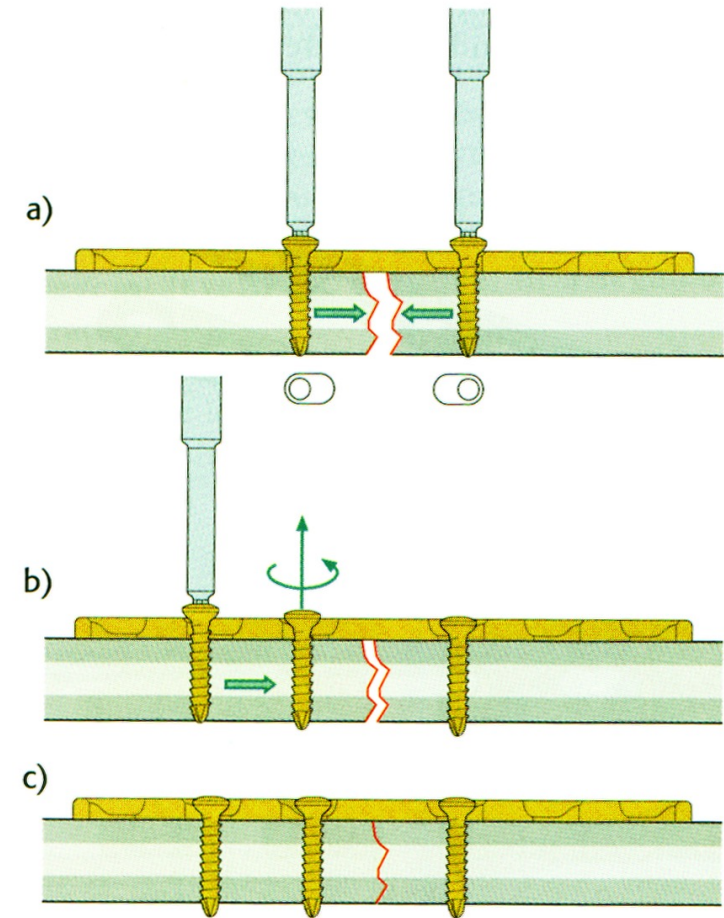
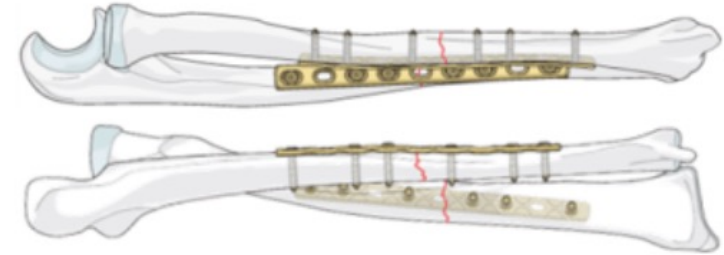
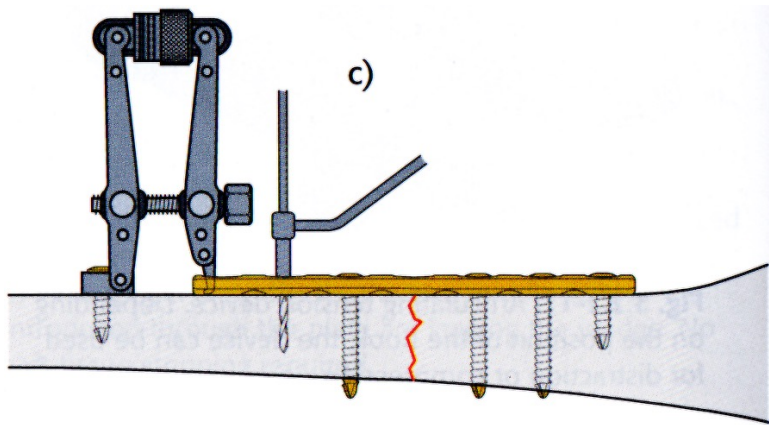
Lag screws

- ✓ Diaphyseal lag screw (cortical)



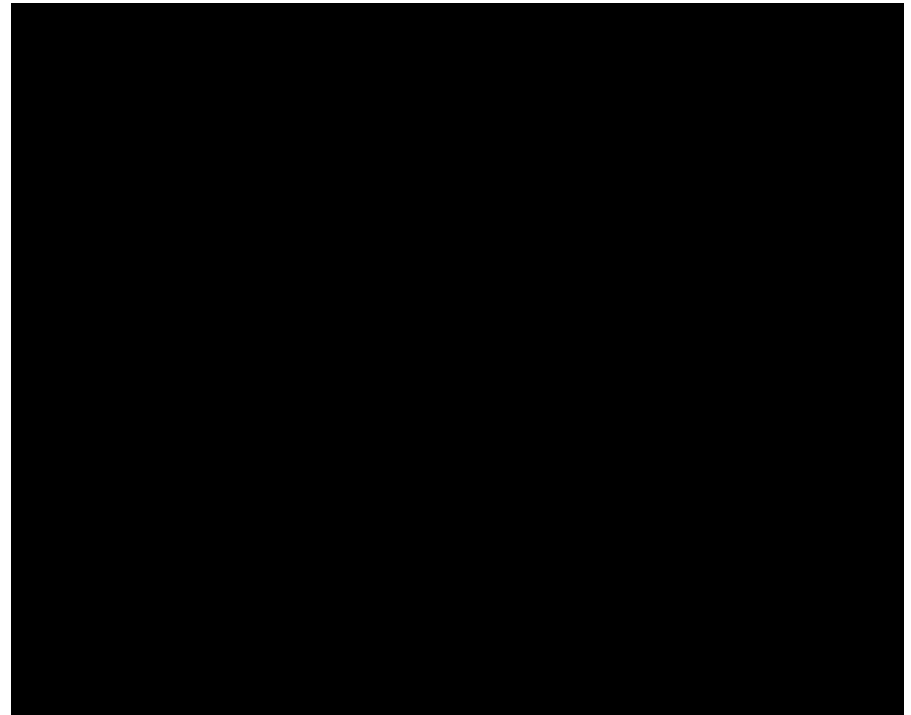
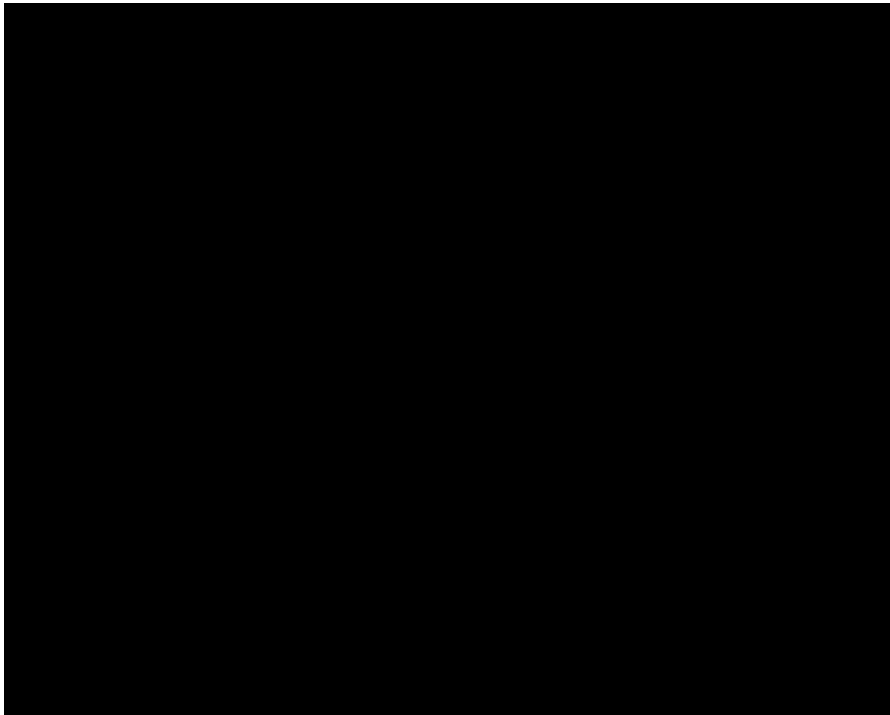
Plate

- ✓ with plate clamp
- ✓ with clamping hole



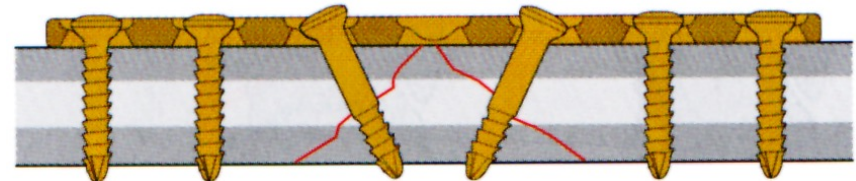
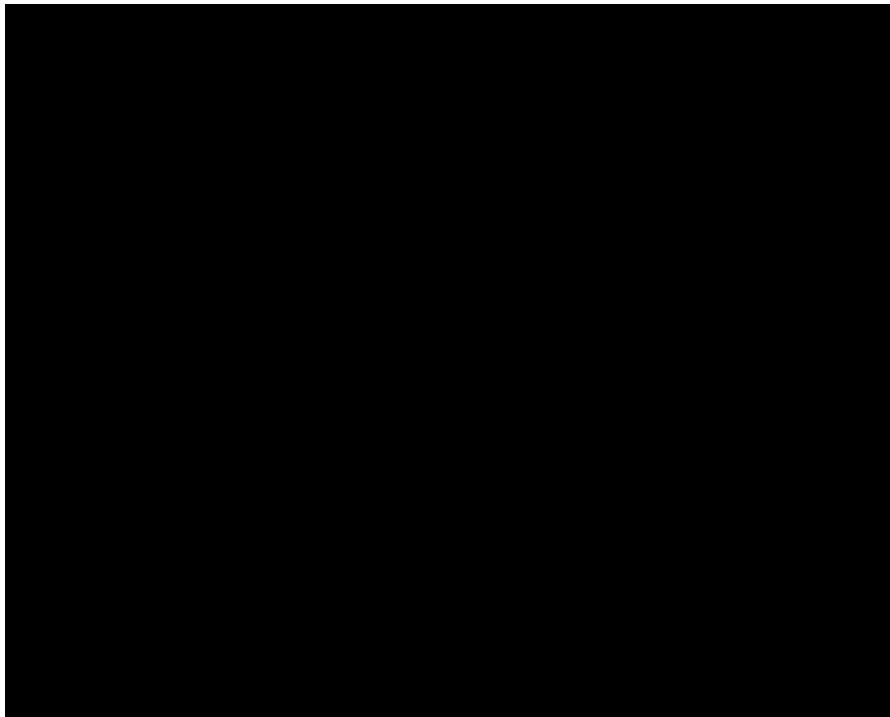
Dynamic compression plate

- ✓ 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

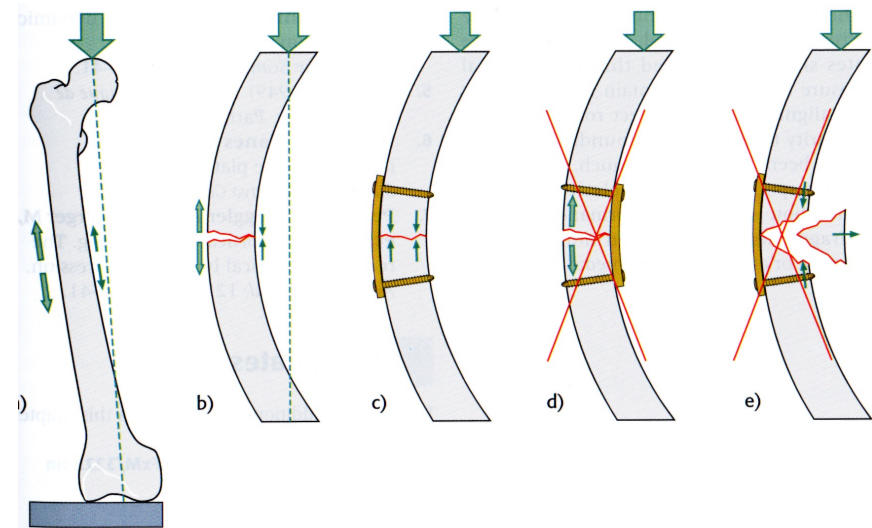
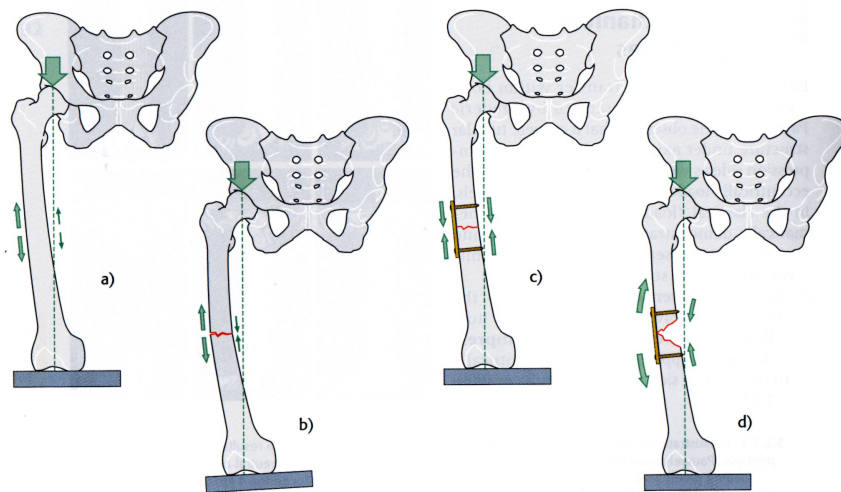
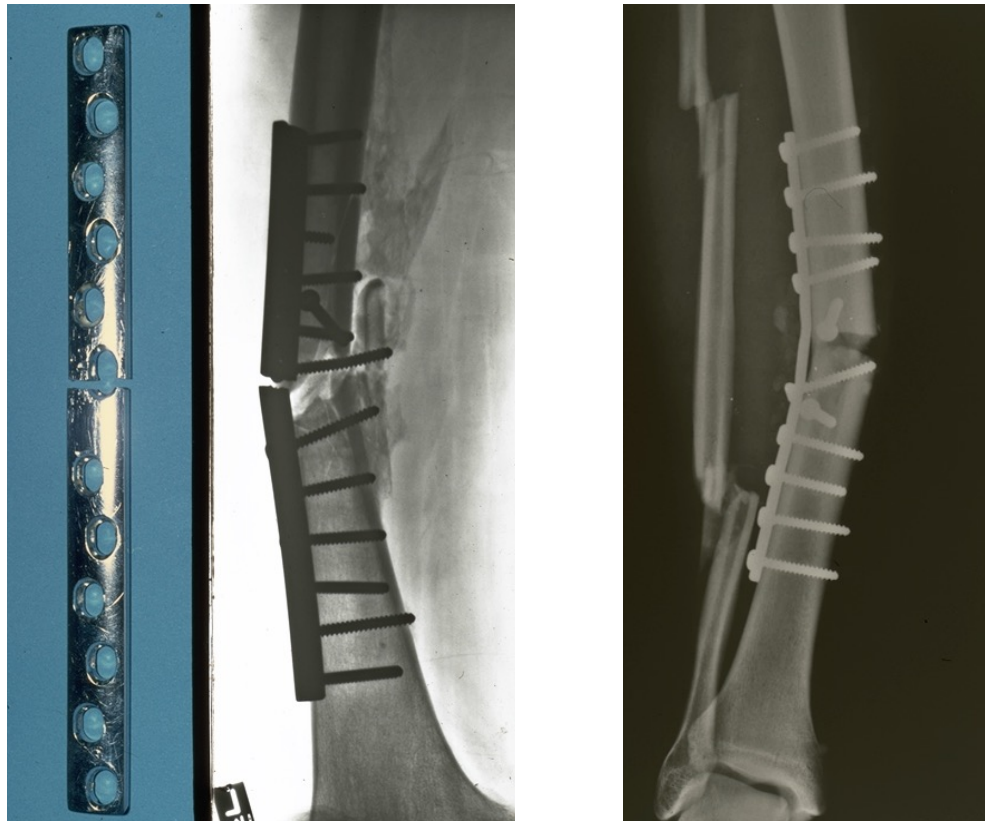


Plate failure

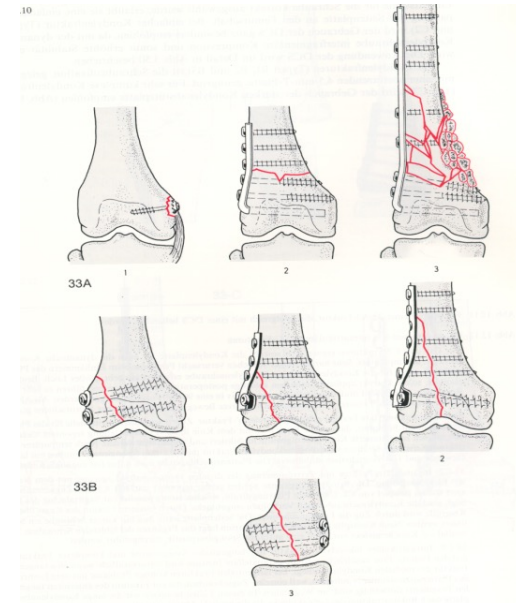
- ✓ Bending load following incorrect application
- ✓ Ineffective lag screws



Plating

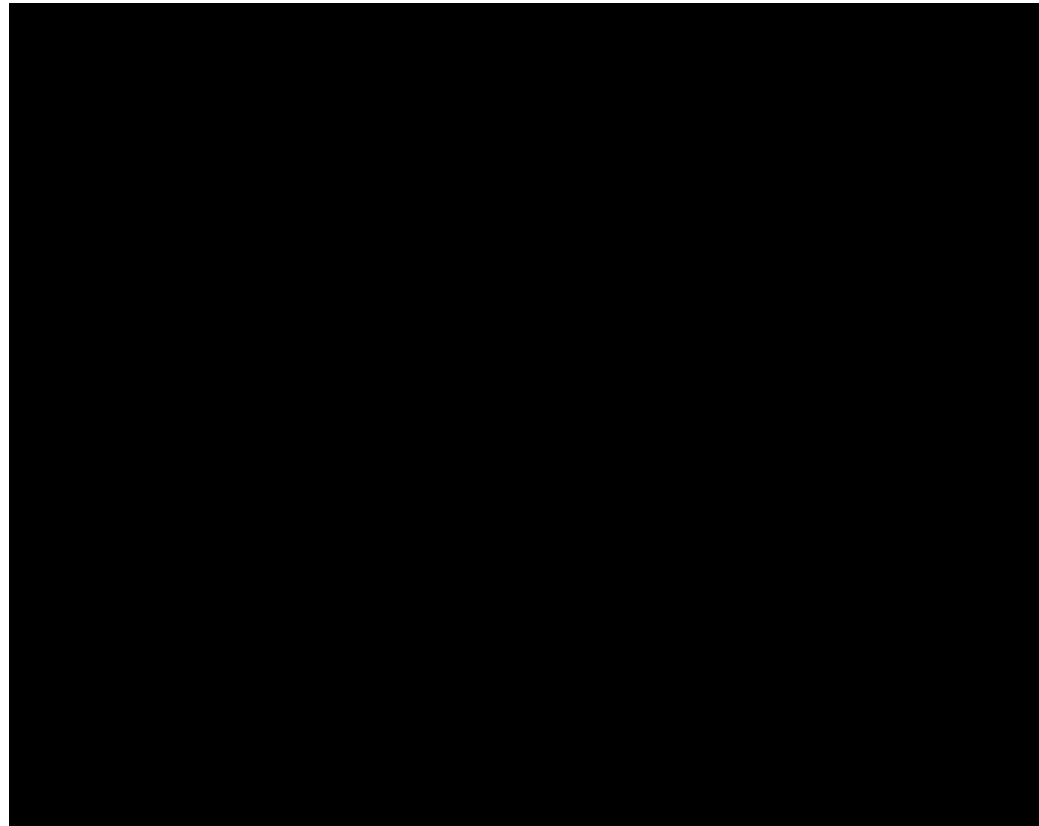
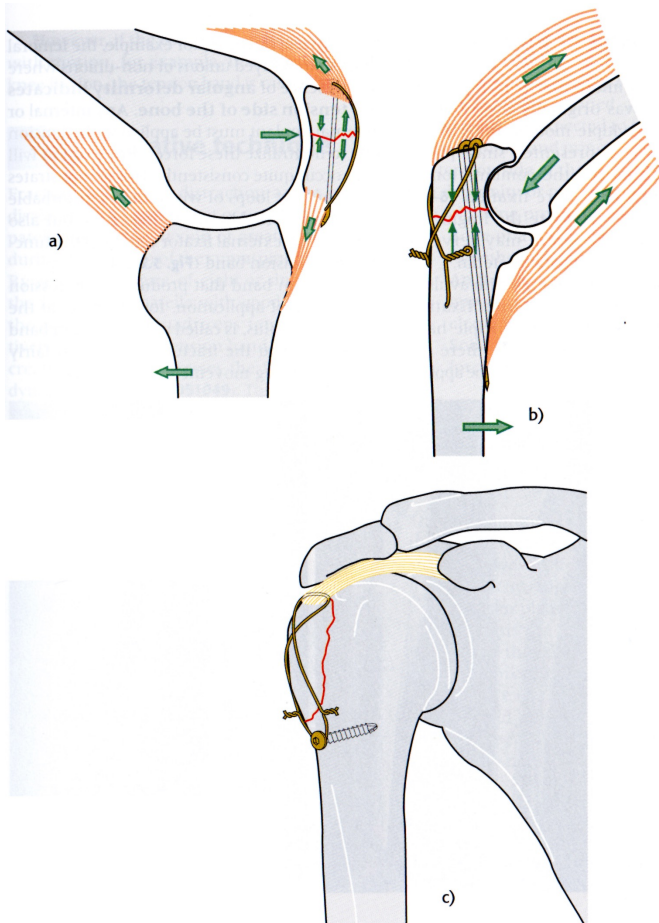
- + Accurate and simple repositioning
No x-ray necessary
Good view on the fracture
Wide range of applications
Standard procedure → Experience
Fast rehabilitation possible

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



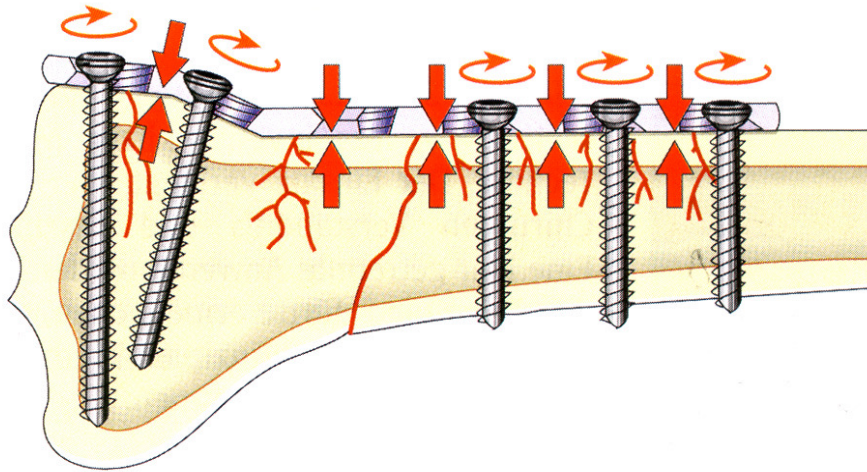
Cerclage

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



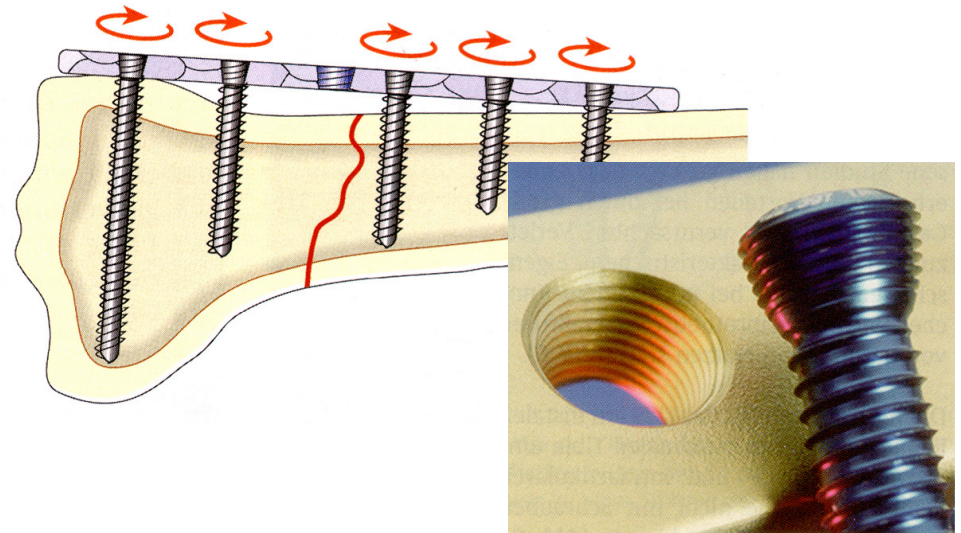
Locking plates

Compression plate



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

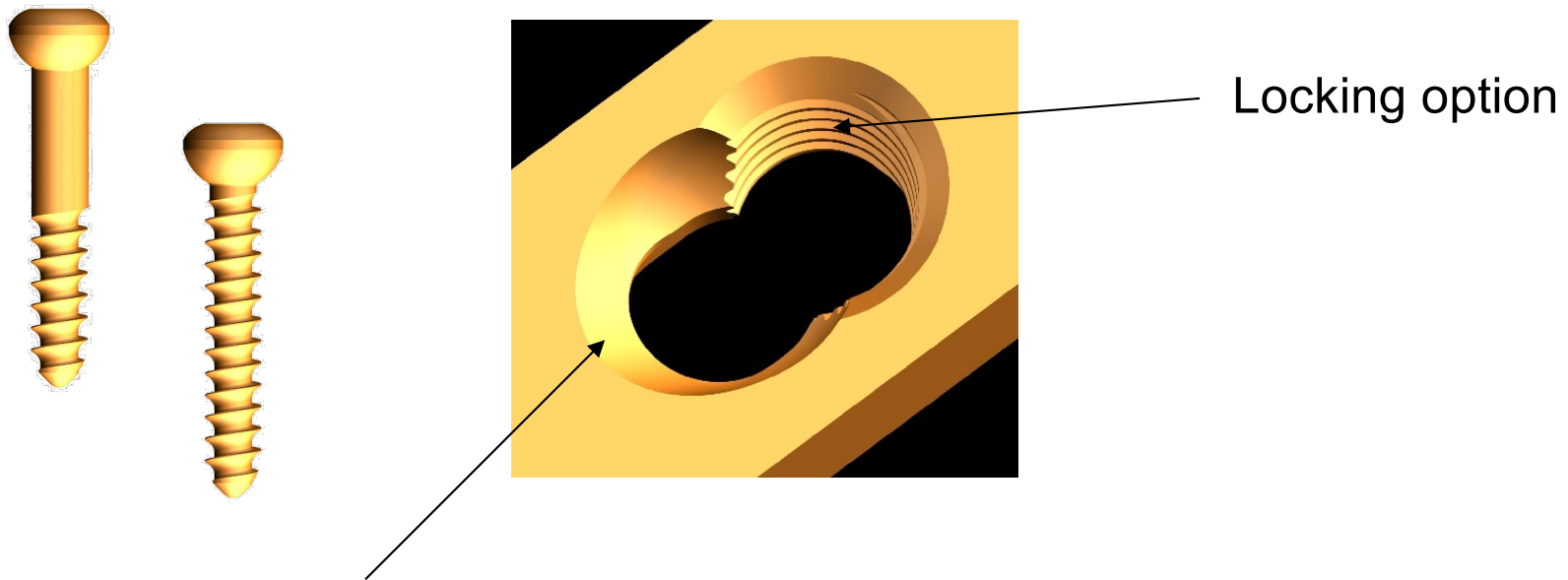
Locking plate



- ✓ 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)



Dynamic axial compression

Interfragmentary compression

Advantages of the locking plate osteosynthesis procedure

- ✓ Elastic fixation with only few screws



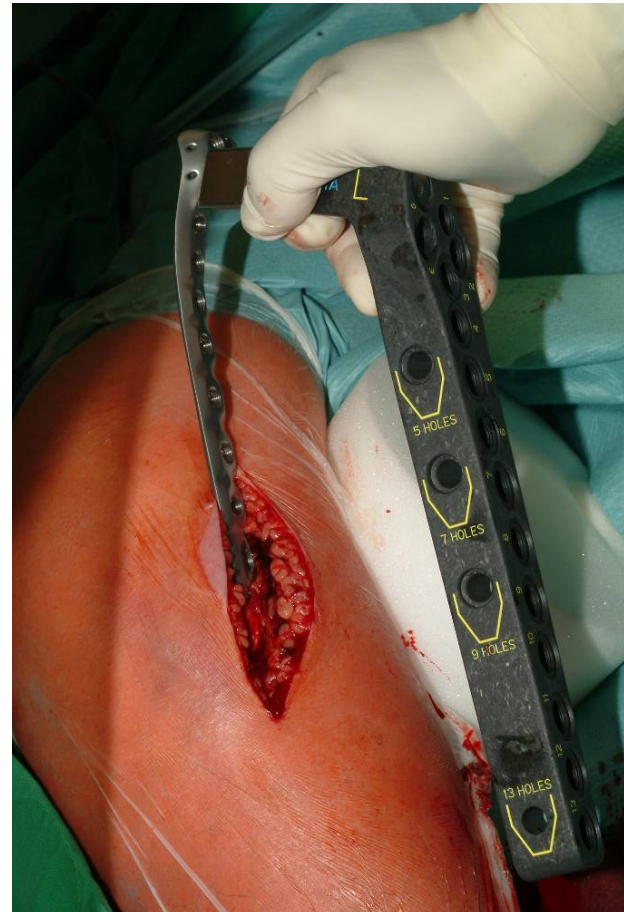
Compression plate



Locking plate

Advantages of the locking plate osteosynthesis procedure

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



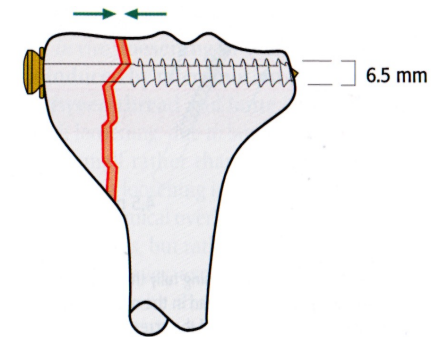
Note

- ✓ 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

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

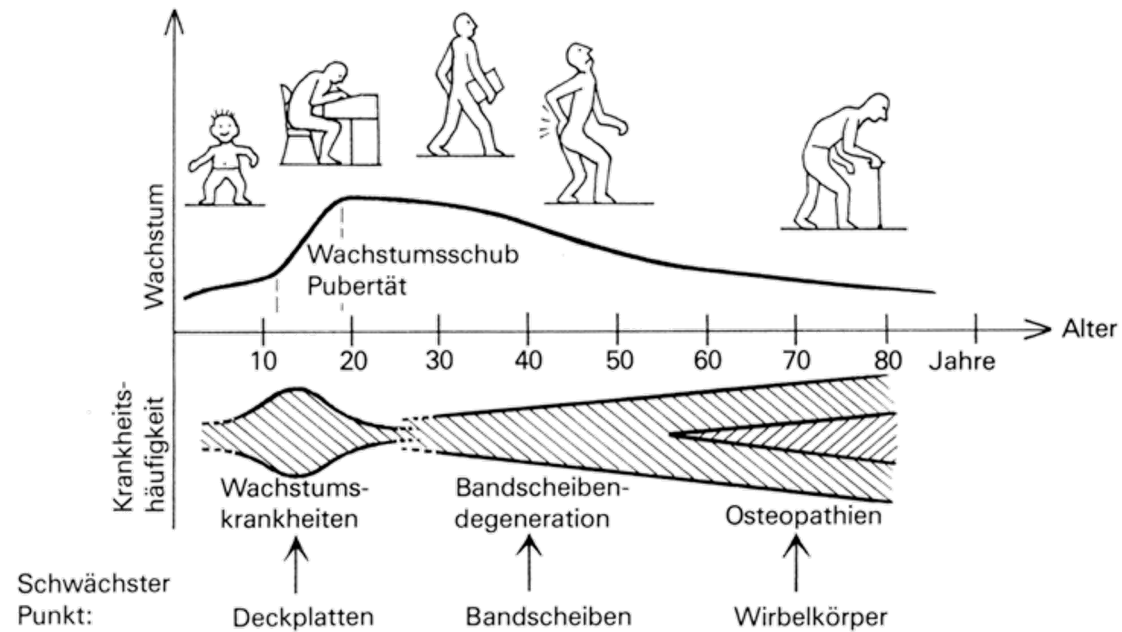
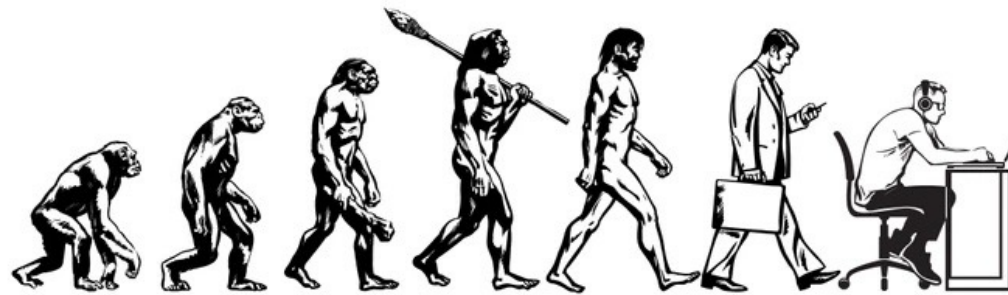
... sind eine der wichtigsten Ursachen für Arbeitsunfähigkeit.

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

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

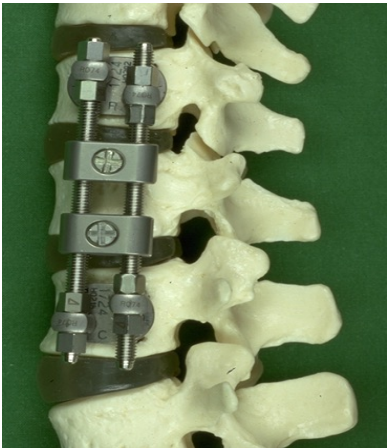
Kosten ca. 25-28 Mrd. Euro pro Jahr (Robert-Koch-Institut / Statista)

Ursachen?



Debrunner 1995

Instrumentierung (ca. 1980-2000)



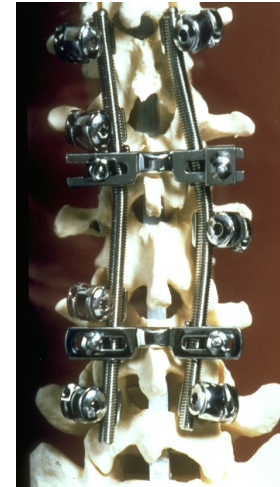
Ventrale
Platte



Zervikale
Platte



Wirbelkörper-
ersatz



Skoliose-
system



Interner
Fixateur

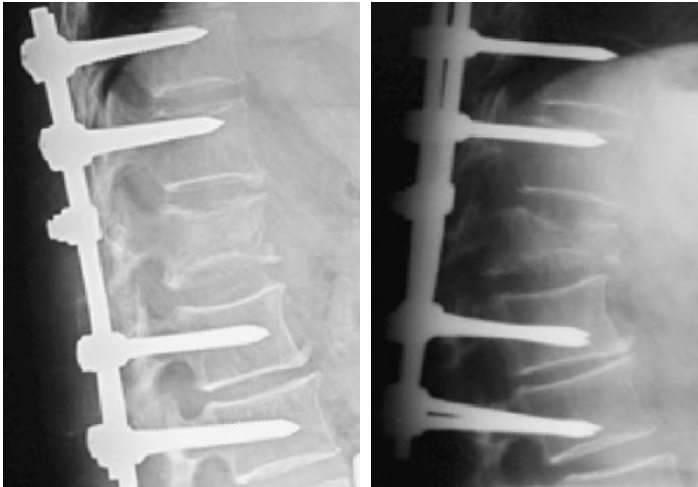


Zervikale
Fusions-Cages

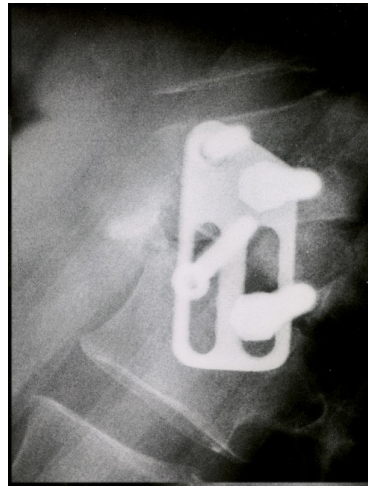


Lumbale Fusions-Cages

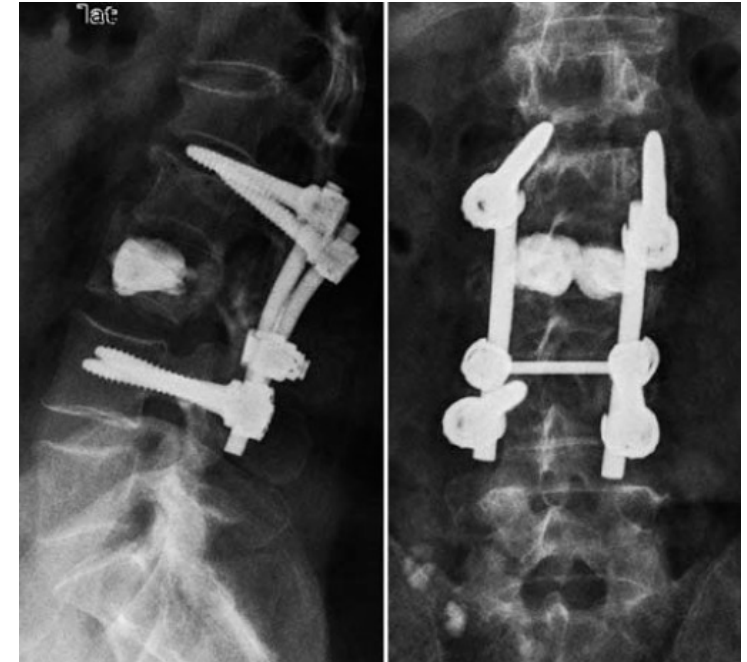
Versagen der Instrumentierung



Lange et al. 2006

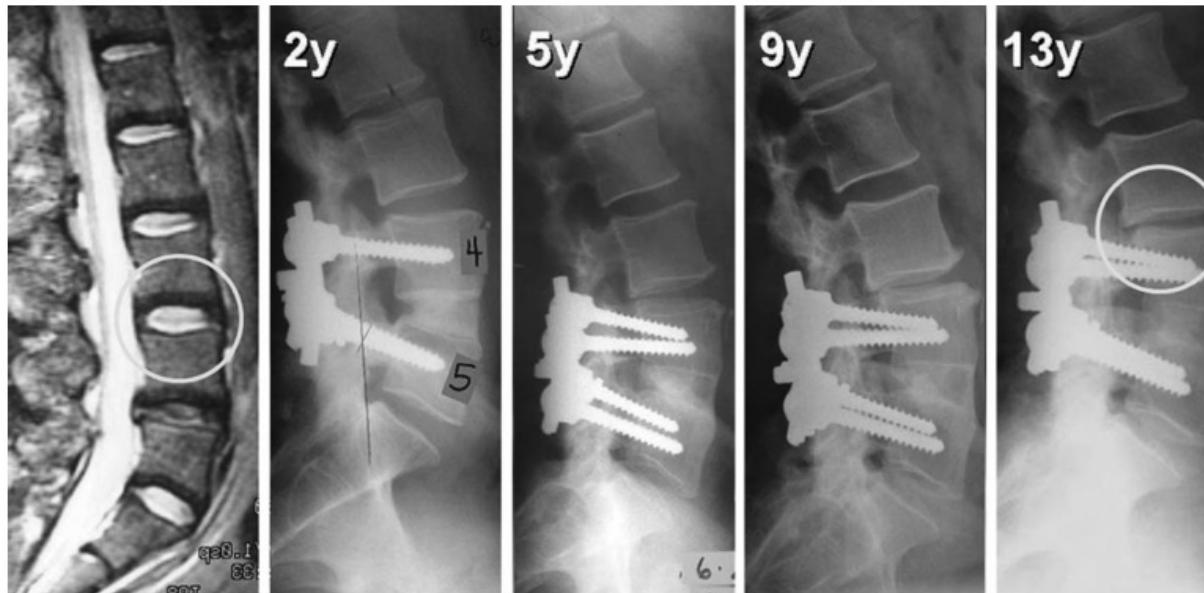


von Schultheiß



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 %

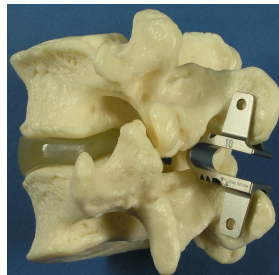
Bewegungserhaltende Technologien (ca. 2000 - ...)



Dynamischer
Fixateur



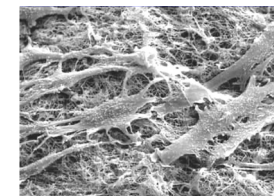
Facettengelenk-
ersatz



Interspinöse
Implantate



Bandscheiben-
prothese



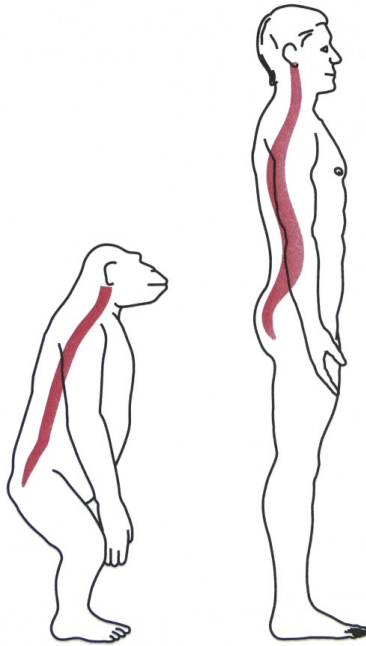
Nukleus-
ersatz



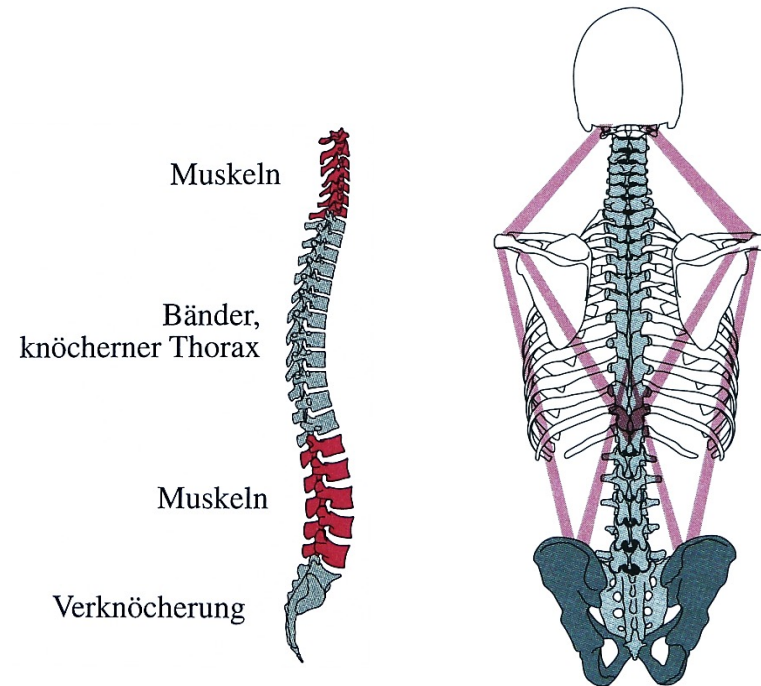
**Zukunft
?**

Posteriore Implantate

Anteriore Implantate

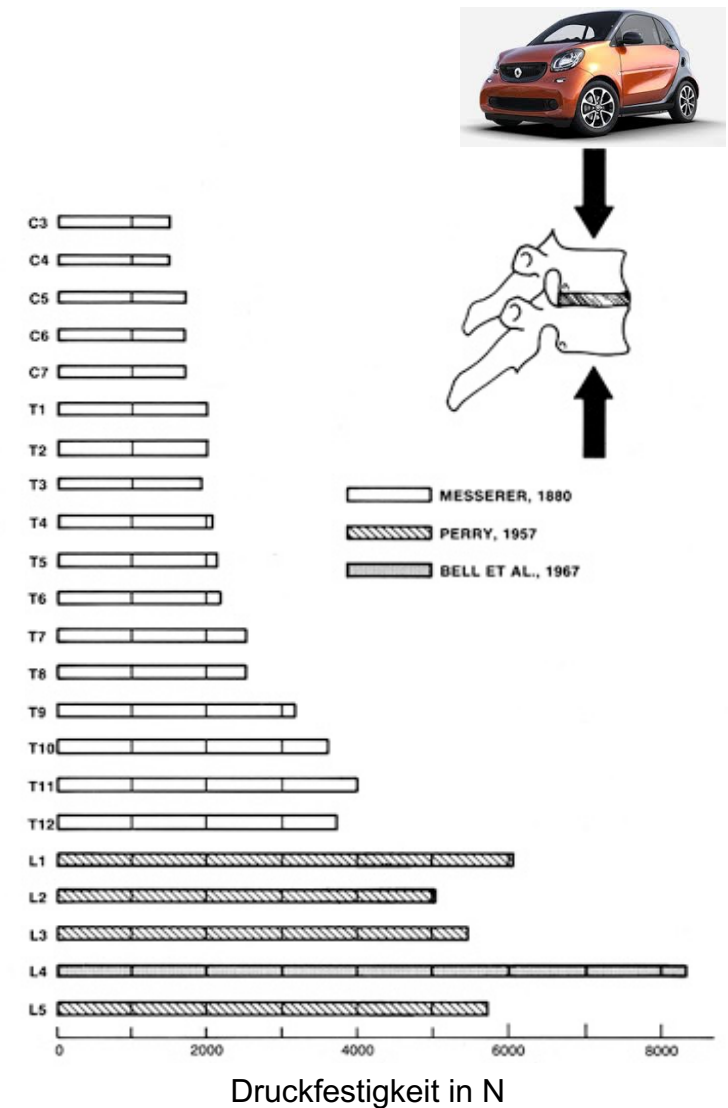


Aufrechter Gang,
Zweibeinige Fortbewegung,
Benutzung der Arme als Werkzeuge,
Beweglichkeit

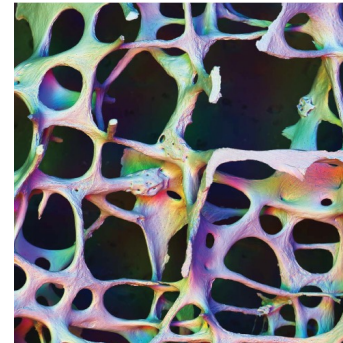
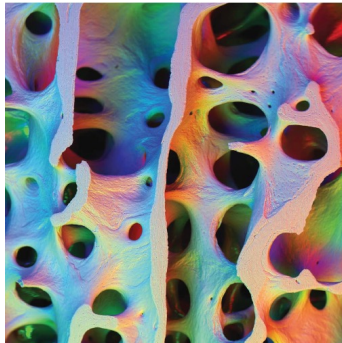
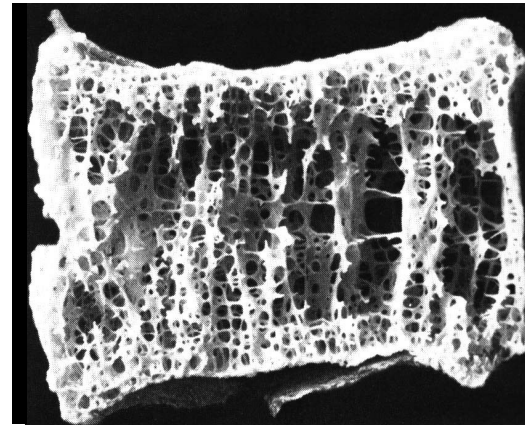
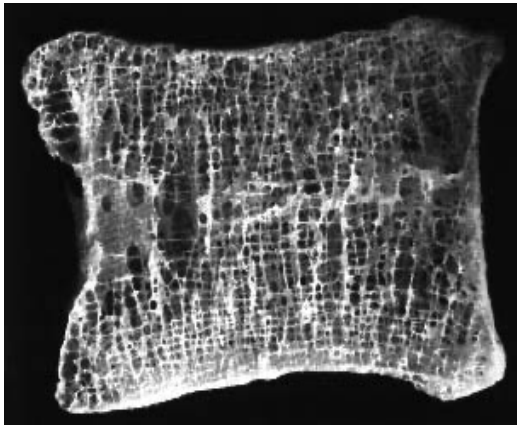


Aufnahme von Kompressionskräften,
Rumpfstabilität durch Muskelaufhängung

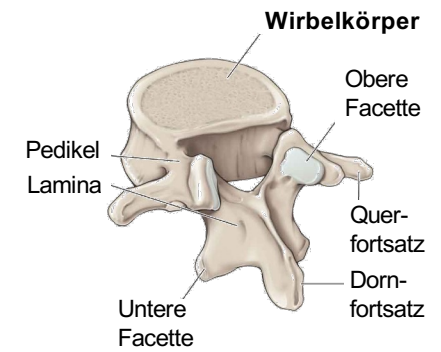
- **Übertragung** von **Kräften** und **Biegemomenten** von Kopf und Rumpf auf das Becken
 - **Aufrechterhaltung** des statischen **Gleichgewichts** zusammen mit der Muskulatur
 - Ausreichende **Beweglichkeit**
 - **Stoßdämpfung**
 - **Schutz** des Rückenmarks
- **Stabilität** und **Flexibilität** zugleich



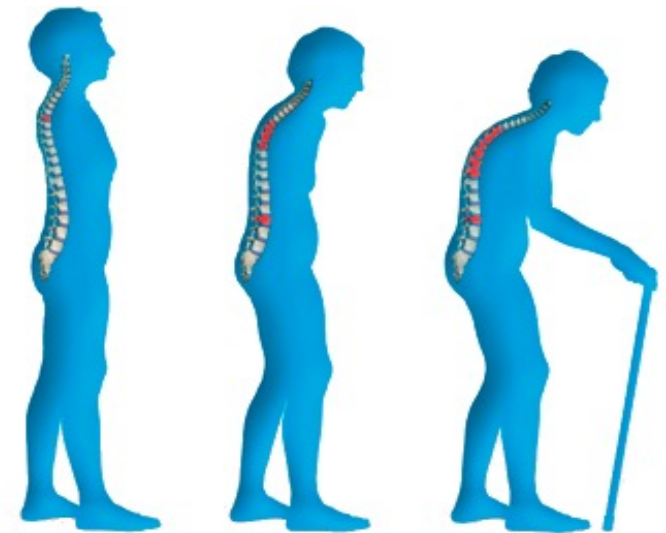
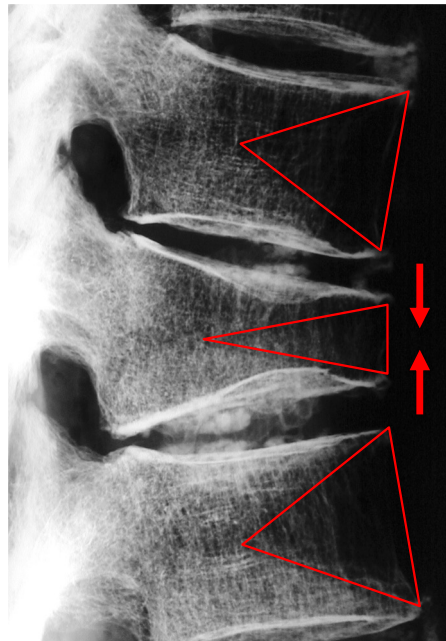
Leichtbauprinzip



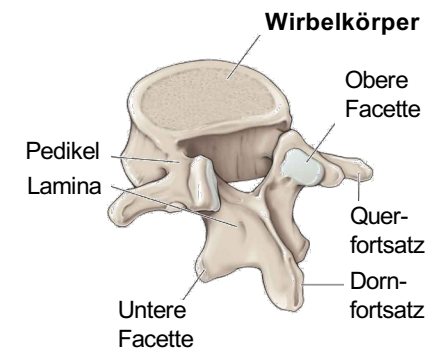
Boyde 2002



Osteoporose

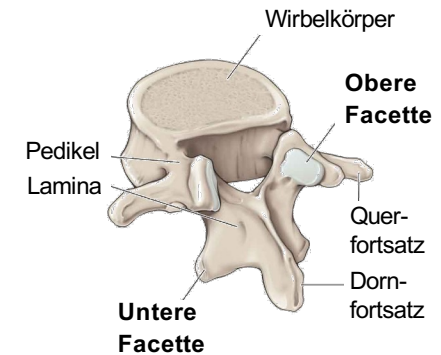


Kyphosierung ↑
Sagittale Balance ↓



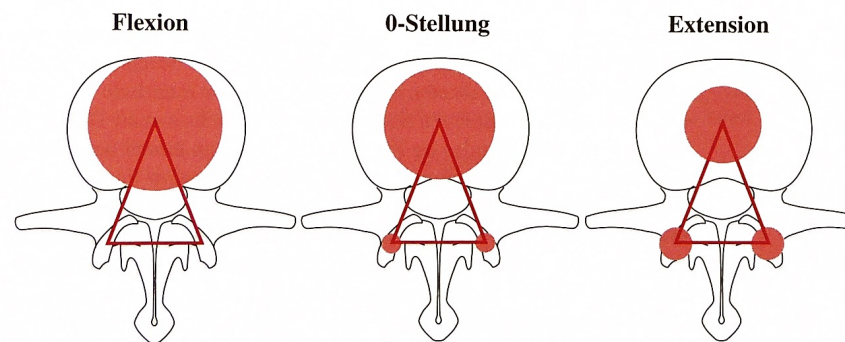
= Zygapophysialgelenke

= 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



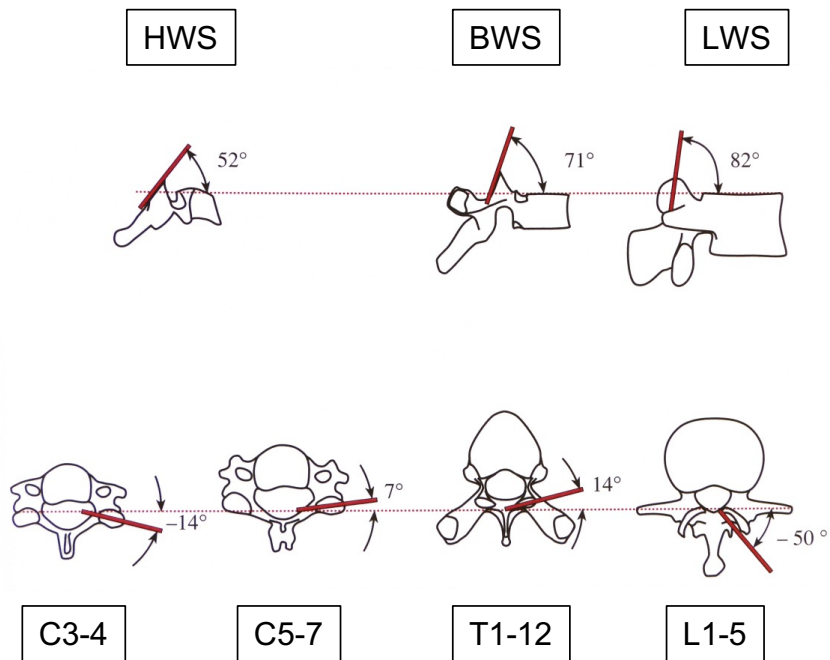
Druckbelastung:



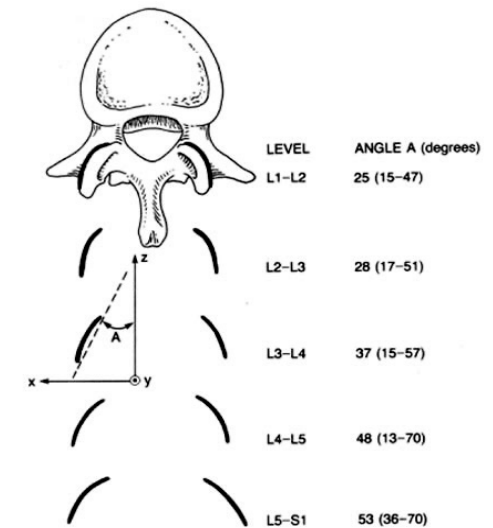
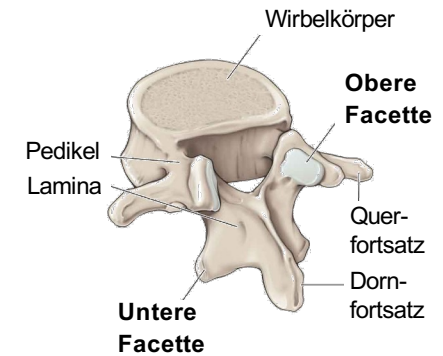
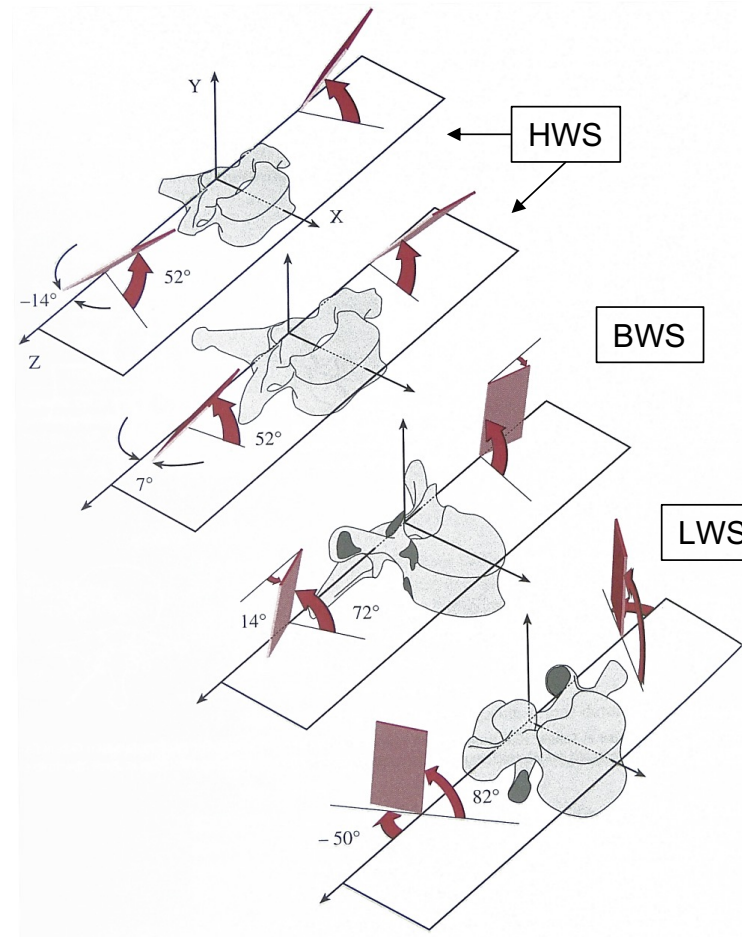
ca. 18 %



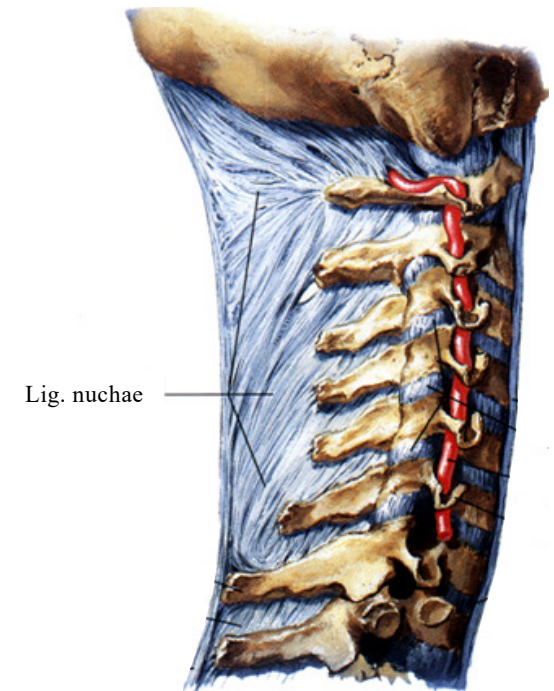
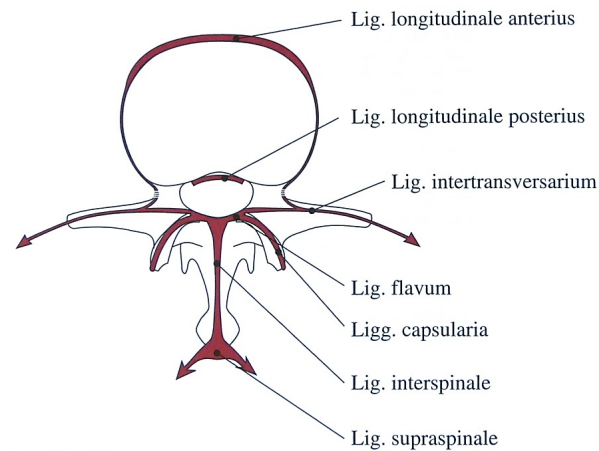
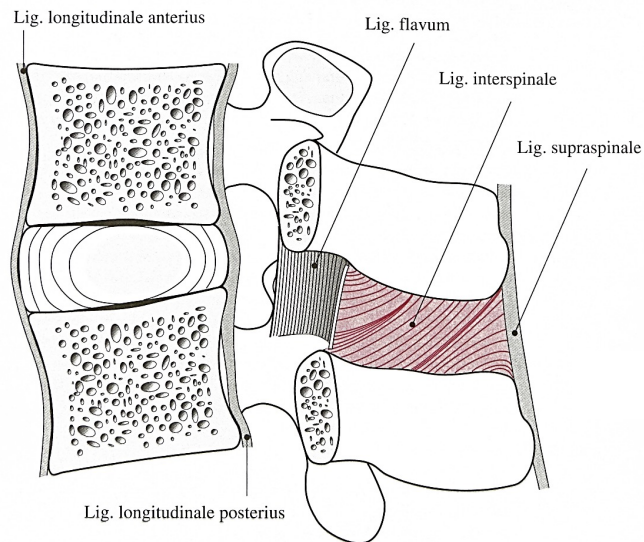
Orientierung der Gelenkflächen



nach White und Panjabi 1978

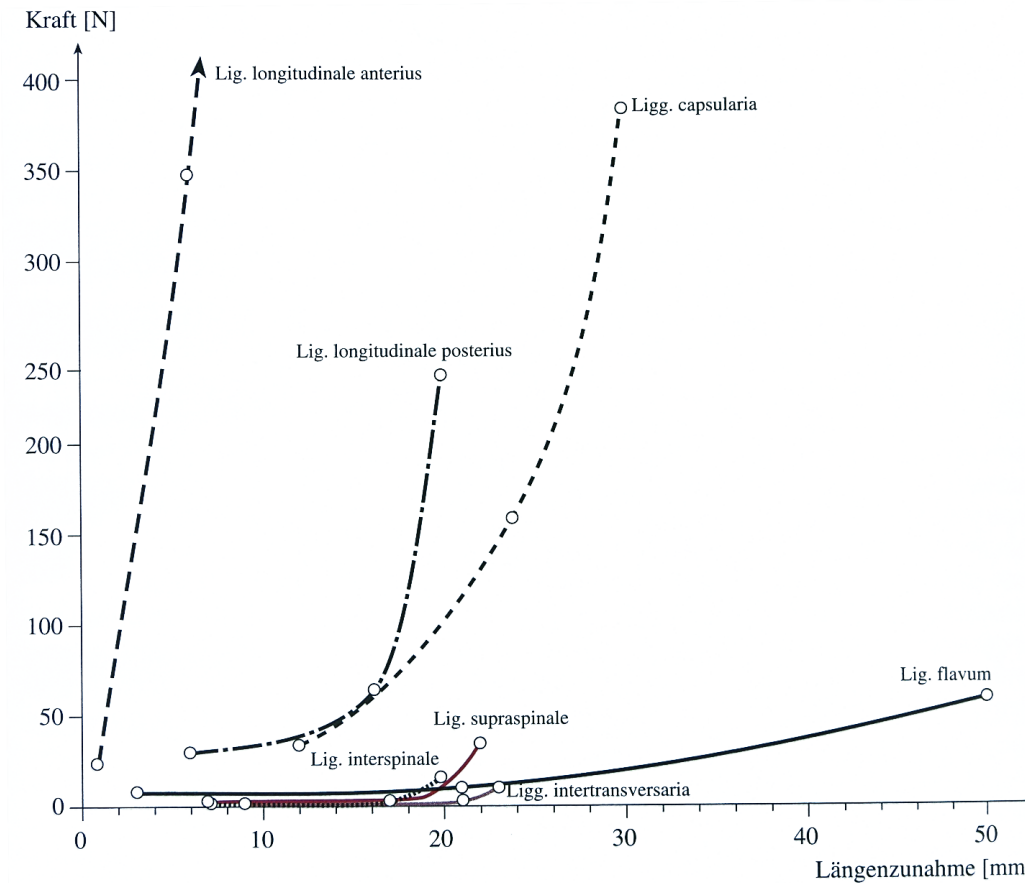


Funktionelle Anatomie



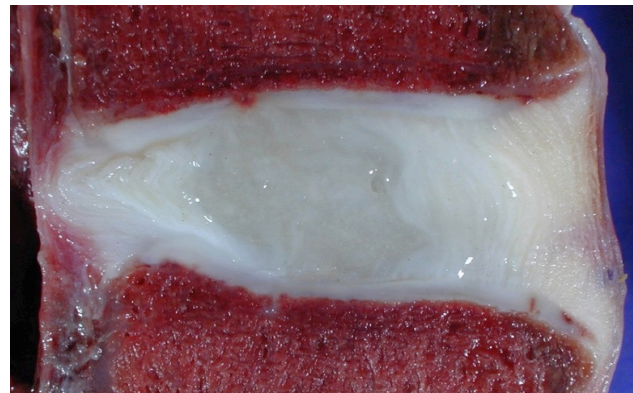
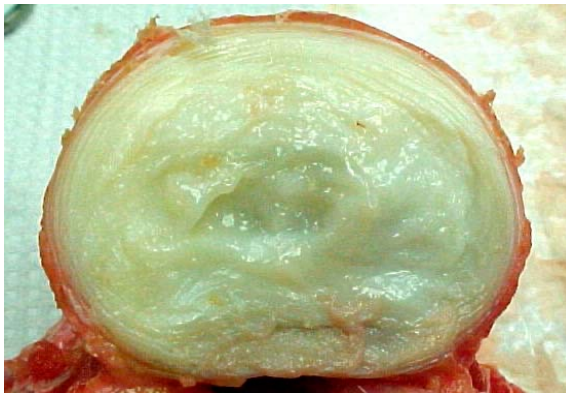
- Bremsen der **Flexionsbewegung**: Lig. longitudinale posterius, Ligg. capsularia, (Lig. nuchae)
- Bremsen der **Extensionsbewegung**: Lig. longitudinale anterius, Ligg. capsularia
- Bremsen der **Seitneigung**: Lig. intertransversarium
- Bremsen der **axialen Rotation**: Ligg. capsularia
- **Vorspannung**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

Biomechanischer Einfluss



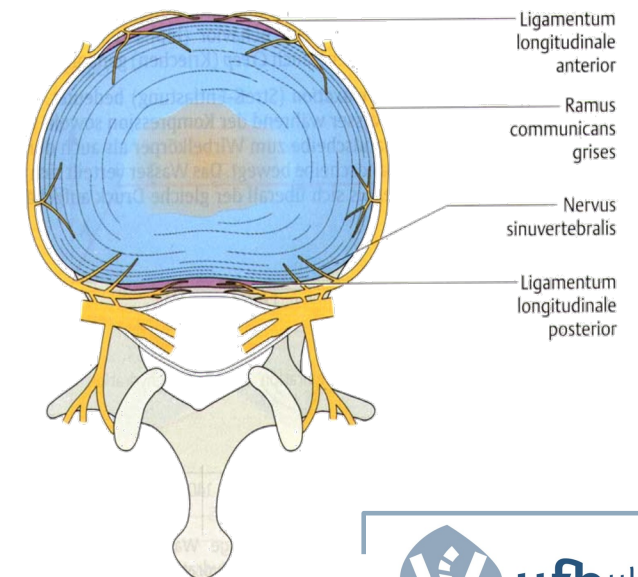
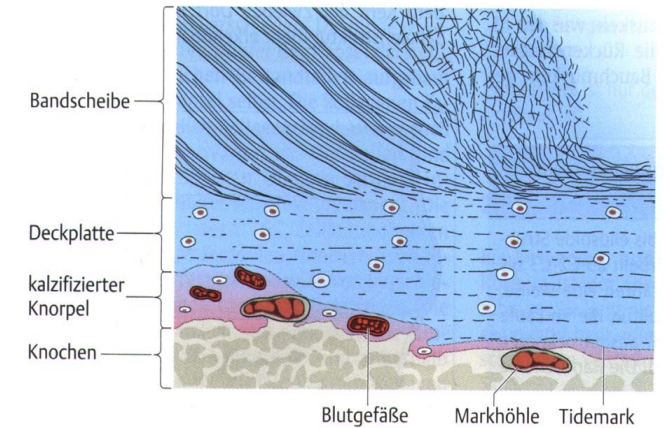
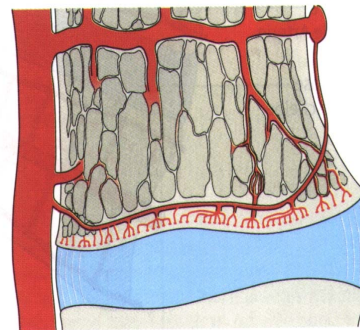
In-silico-Studie
einer kombinierten
Flexion/Extension
(Rohlmann et al. 2006)

Aufbau und Zusammensetzung



L4-L5, 19 Jahre, männlich

Größtes avaskuläres Gewebeareal
im menschlichen Körper



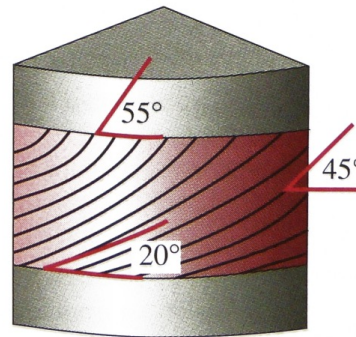
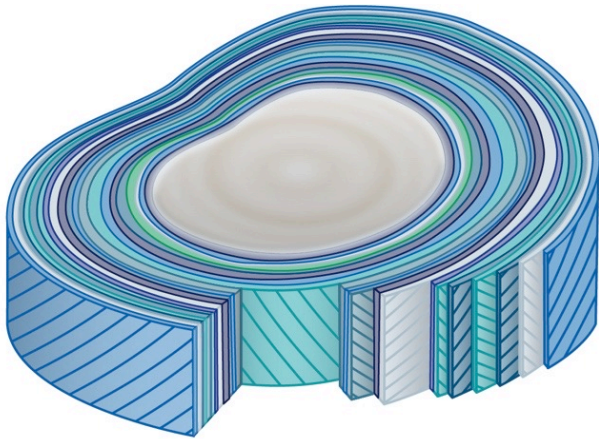
Aufbau und Zusammensetzung

Anulus fibrosus

- Peripherie: Kollagenfasern **Typ I**
- Inneres: Kollagenfasern **Typ II**

→ Aufnahme von **Zugspannungen**

→ Aufnahme von **Druckspannungen**

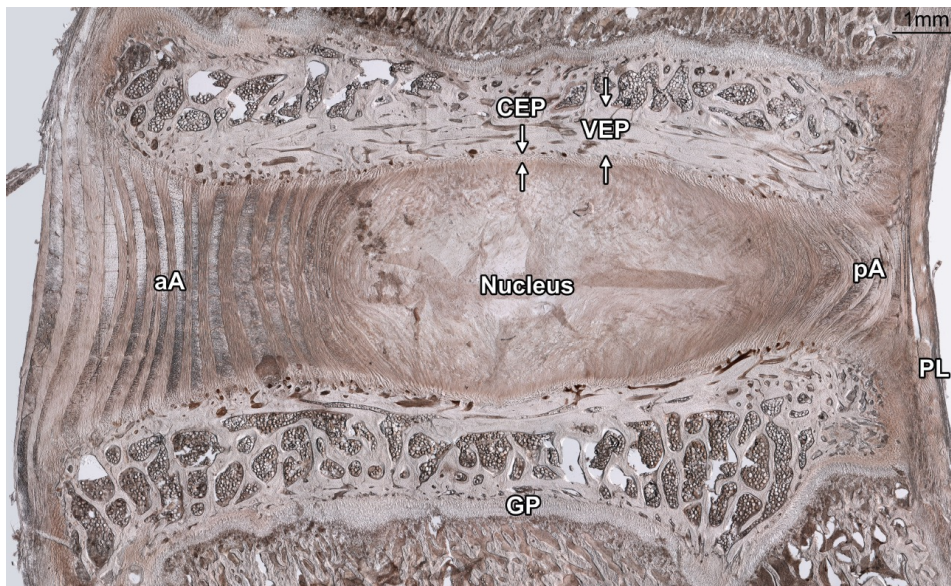


Lamellenarchitektur mit gegenläufigem Faserverlauf,
15-25 Schichten (Marchand und Ahmed 1990)

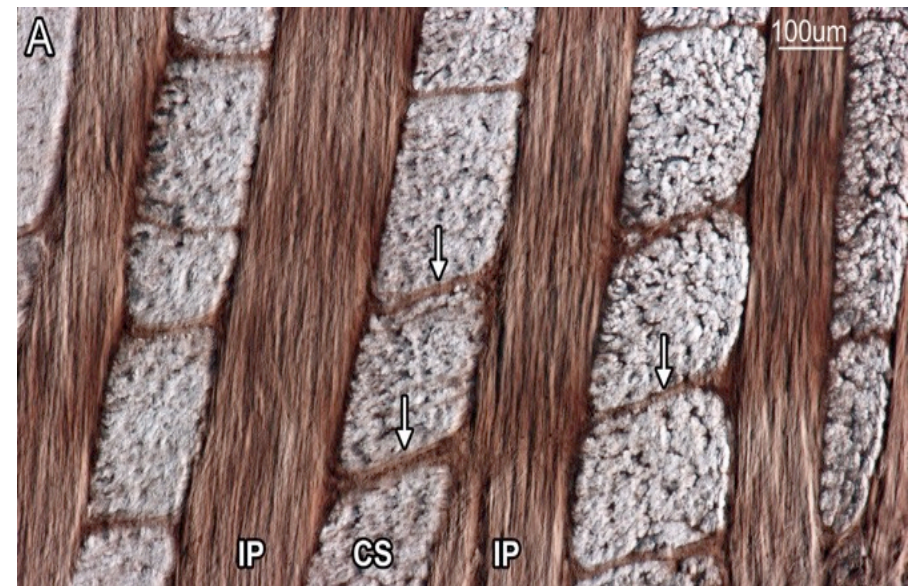
Aufbau und Zusammensetzung

Anulus fibrosus

Interkonnektivität der Faserbündel



aA = anteriorer Anulus, pA = posteriorer Anulus



CS = Faserbündelquerschnitt, IP = Faserbündellängsschnitt

Veres et al. 2008

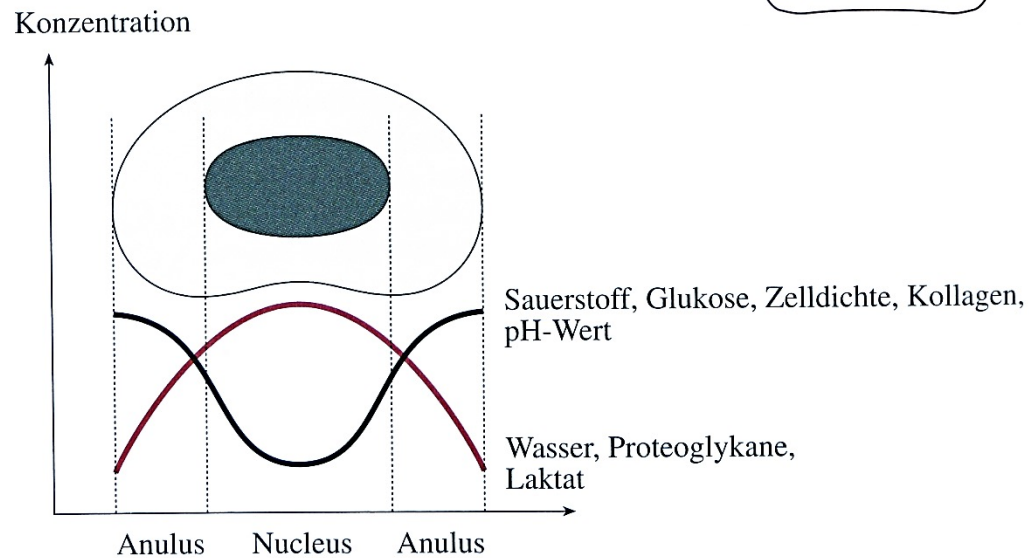
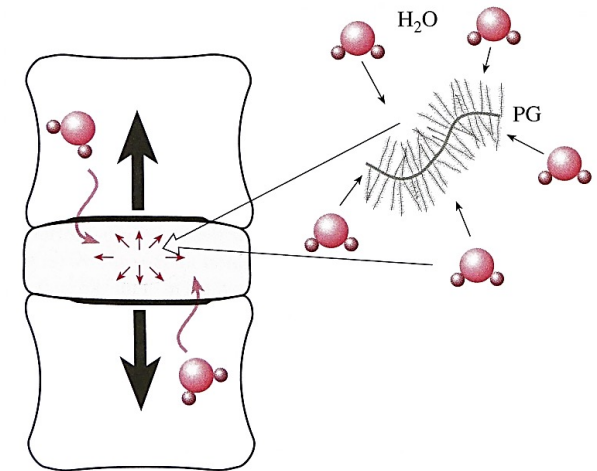
Aufbau und Zusammensetzung

Nucleus pulposus

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

Volumen:

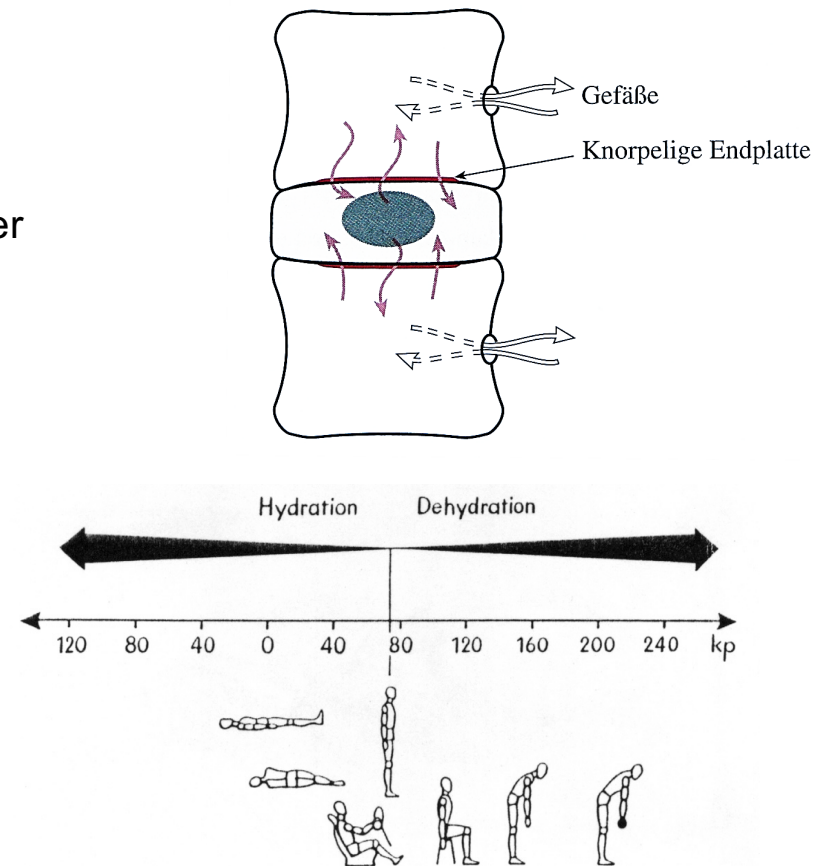
LWS > HWS > BWS



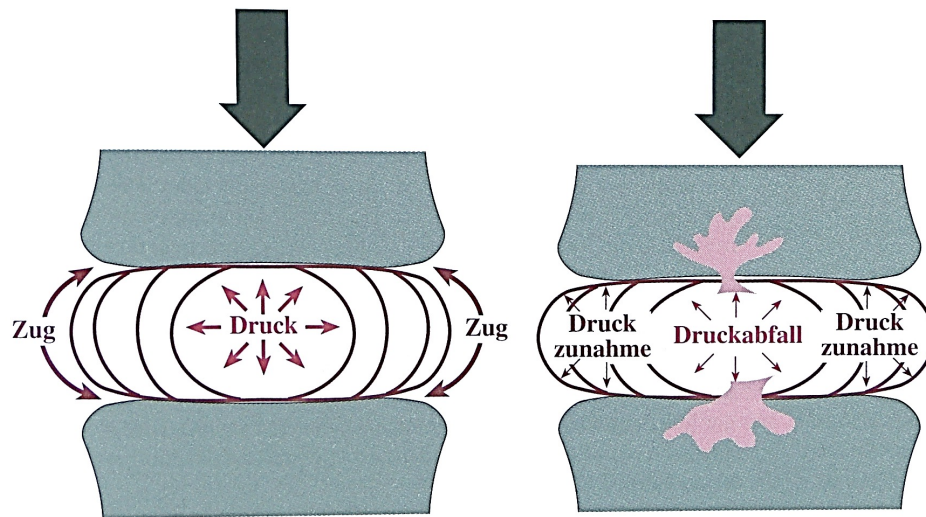
Aufbau und Zusammensetzung

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**

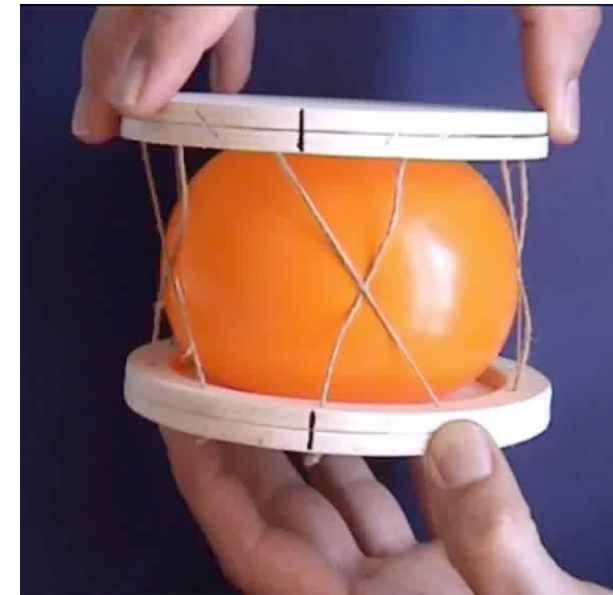


Autostabile Systematik



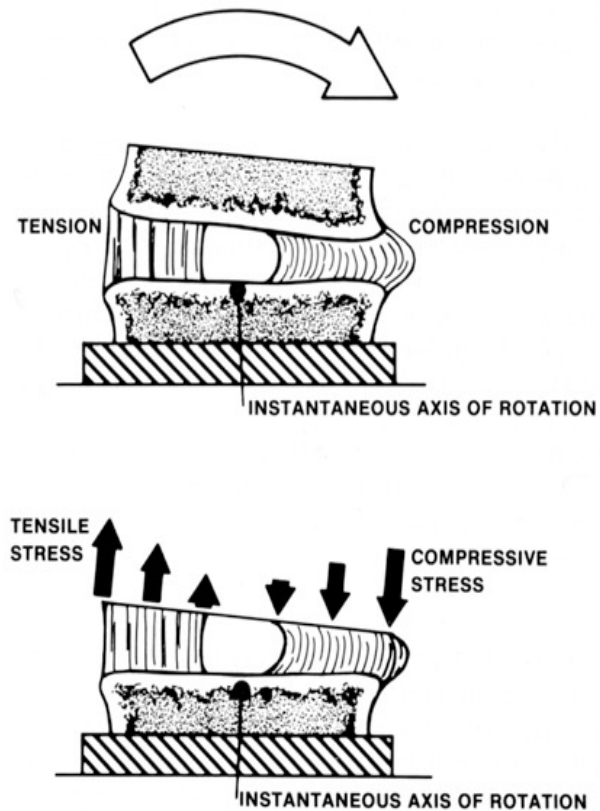
Kurzzeitige
Kompression

Andauernde
Kompression



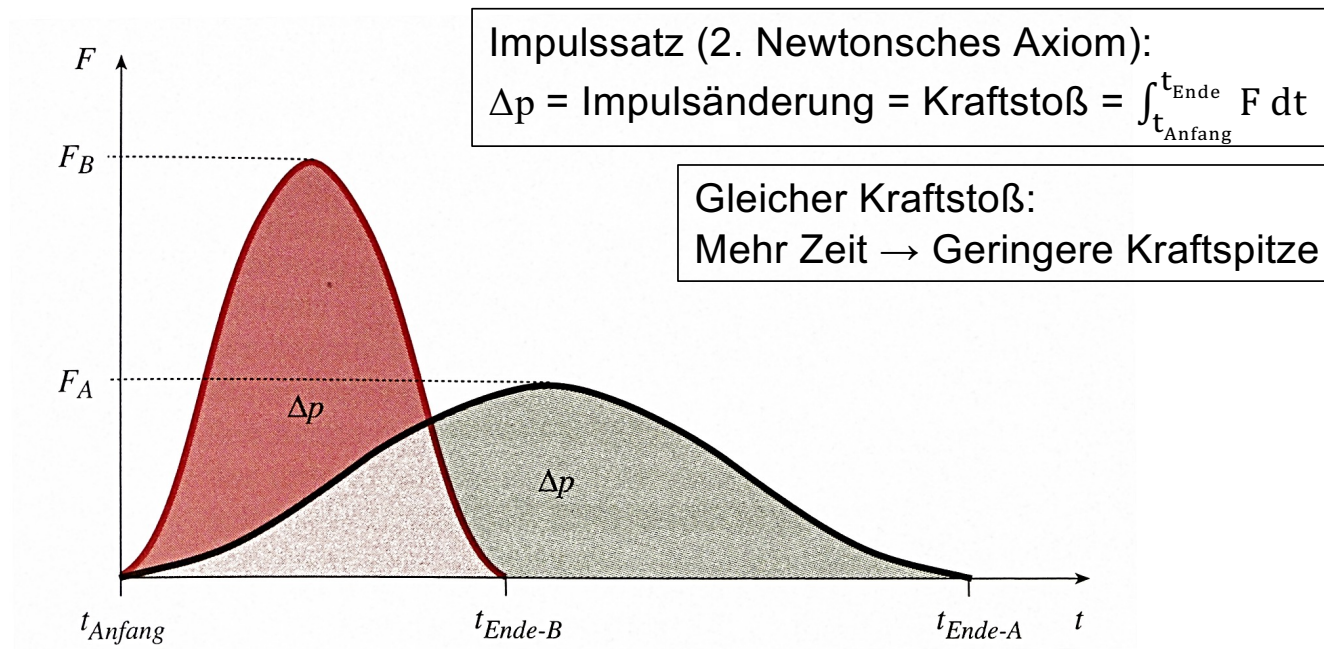
Torsion

Lastverteilung

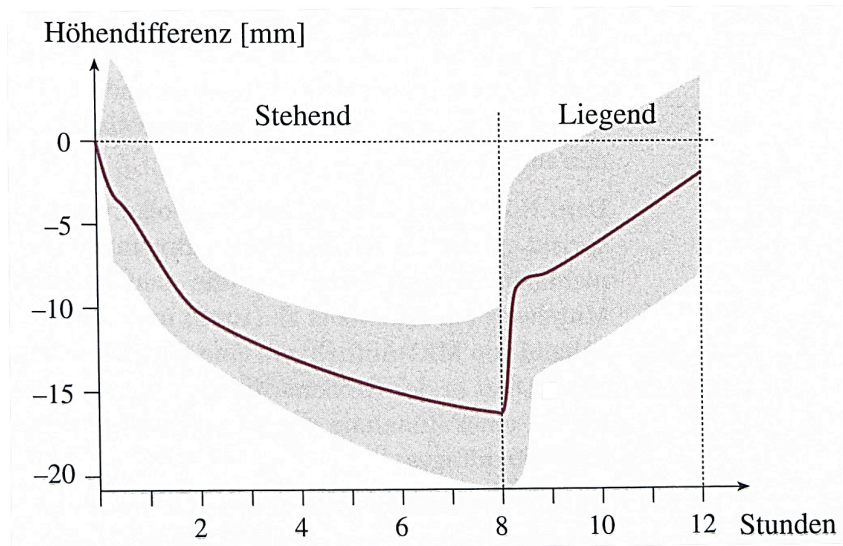


Stoßdämpfung

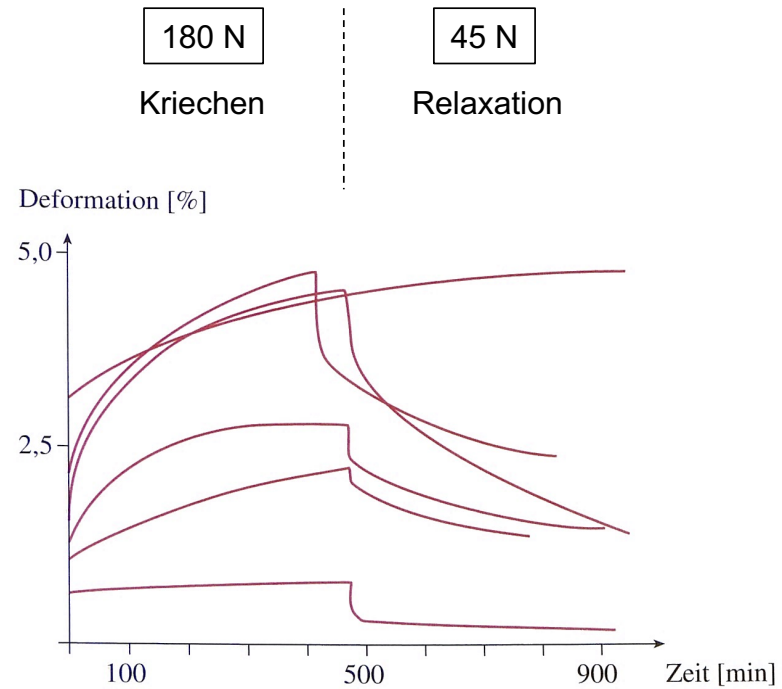
Verlängerung der Impulsübertragungsdauer (dt)
durch **Deformation** und/oder **Bewegung**



Viskoelastisches Verhalten



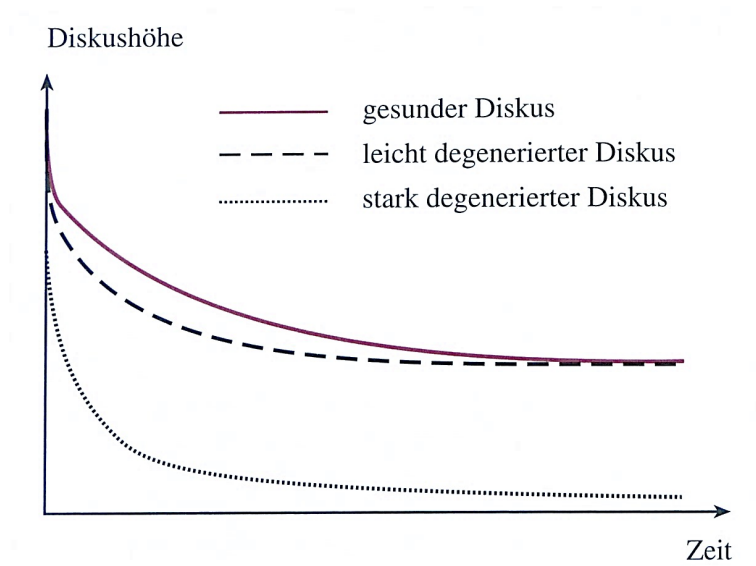
10 Probanden
(Krag et al. 1990)



Unterschiedliche thorakale Segmente
(Burns et al. 1984)

Viskoelastisches Verhalten

Einfluss der Bandscheibendegeneration

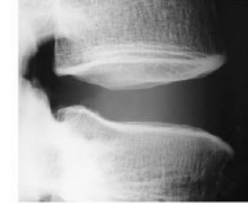


Grade 0 (no degeneration) (L4-5, male, 37 years):

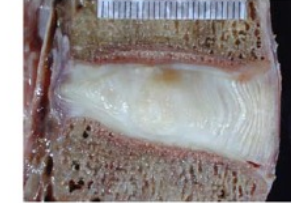
postero-anterior radiograph



lateral radiograph



midsagittal frozen cut



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

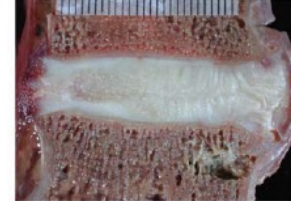
postero-anterior radiograph



lateral radiograph



midsagittal frozen cut



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

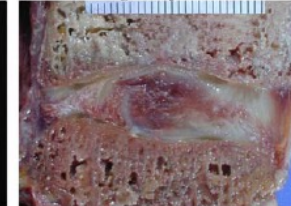
postero-anterior radiograph



lateral radiograph



midsagittal frozen cut



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

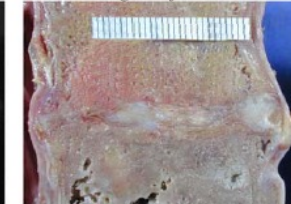
postero-anterior radiograph



lateral radiograph



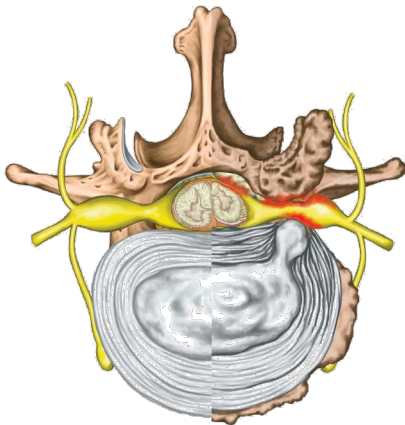
midsagittal frozen cut



Wilke et al. 2006

Viskoelastisches Verhalten

Einfluss eines Bandscheibenvorfalles



Bandscheibeninnendruck ↓

~ 0,5 MPa → ~ 0,1 MPa

Bandscheibenhöhe ↓

~ 0.8 mm/g

Ausbauchung ↑

~ 1 mm/kN bis 2,5 kN

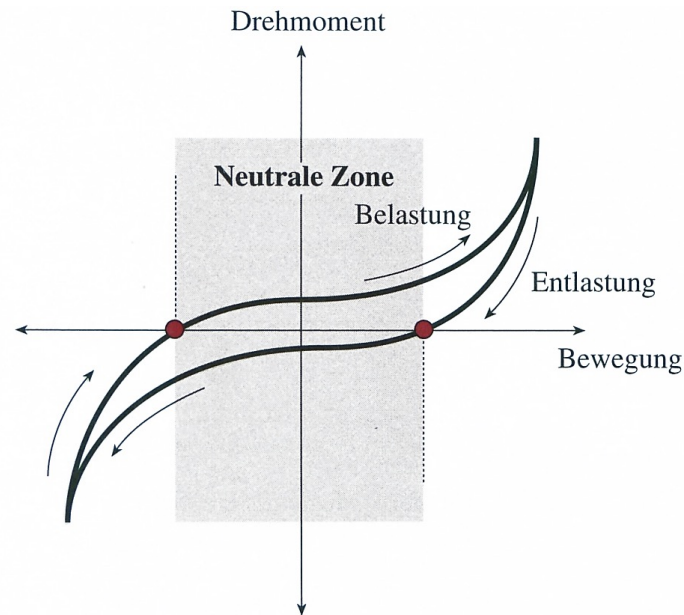
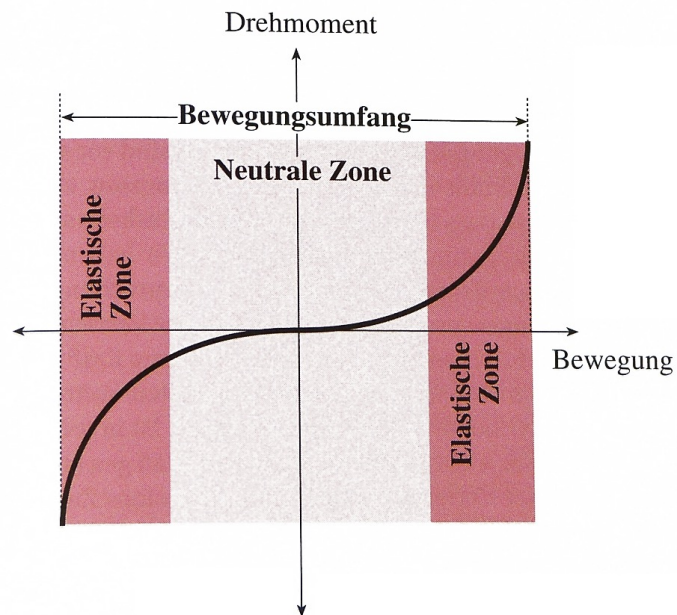
Bewegungsumfang ↑ ~ 20-30 %

Neutrale Zone ↑ ~ 100 %

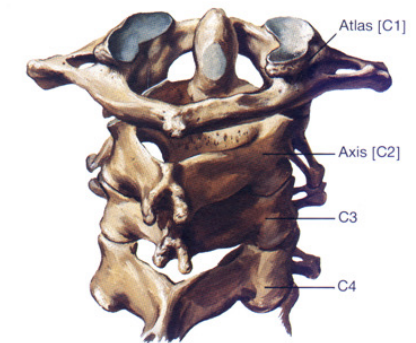
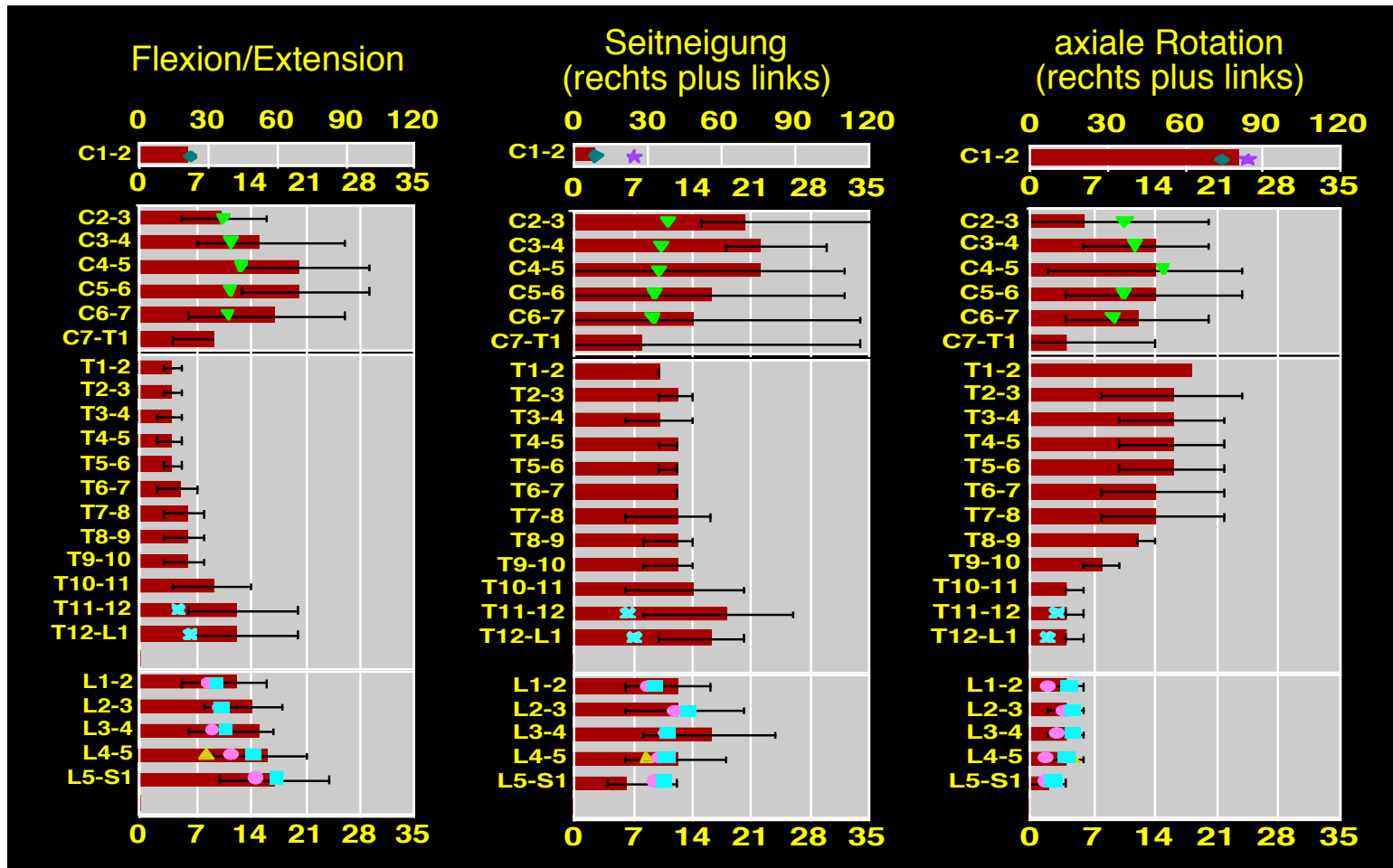
Bewegungsumfang und Neutrale Zone

Range of Motion = Rotatorischer Bewegungsumfang

Neutrale Zone = Bereich des minimalen Widerstands bei einer rotatorischen Bewegung
 ≠ **Instabilität** (= translatorisches Gelenkspiel)

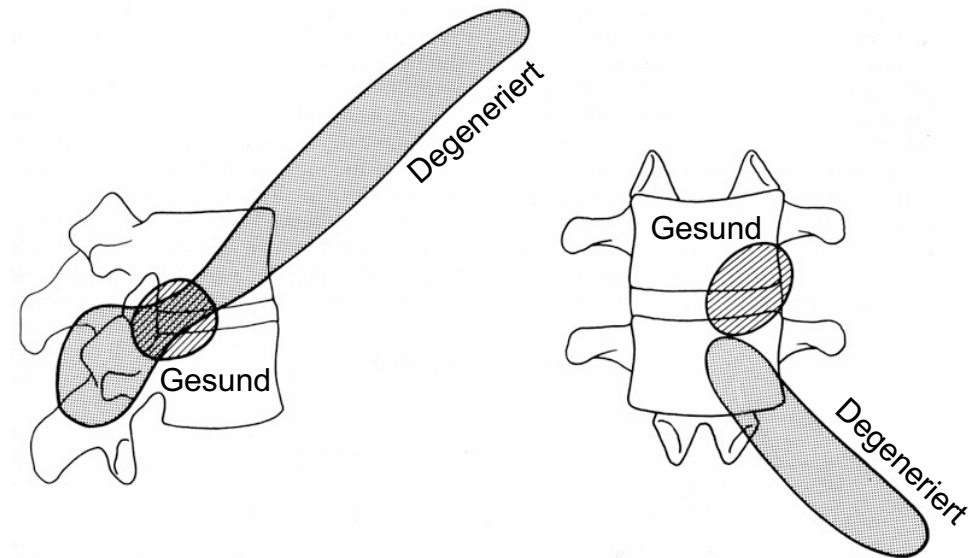
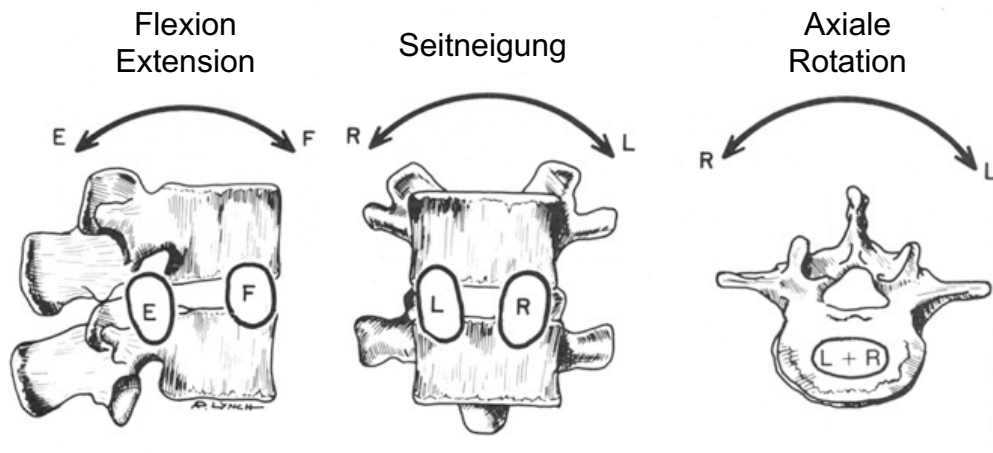


Bewegungsumfang der menschlichen Wirbelsäule (in °)



Kinematik

Center of Rotation

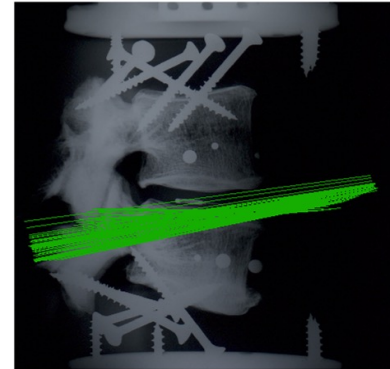
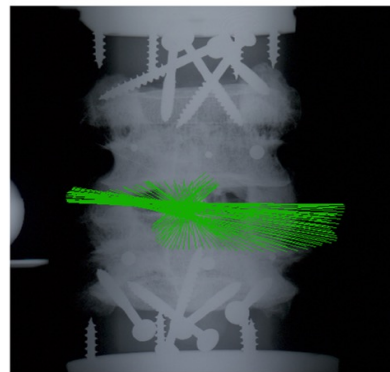
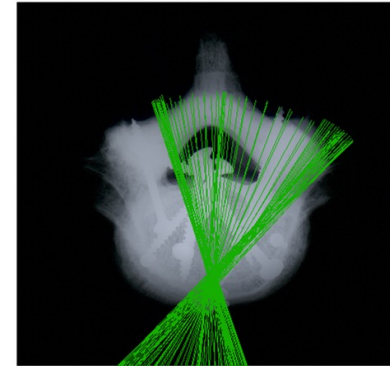
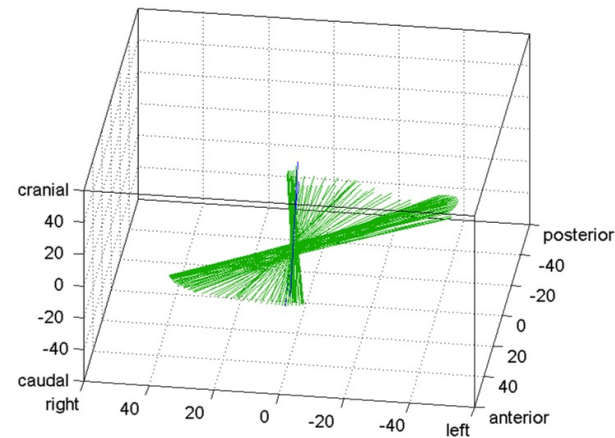


White und Panjabi 1990

Kinematik

Helikale Achsen

Intaktes
Präparat

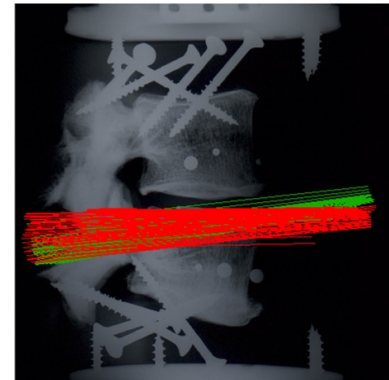
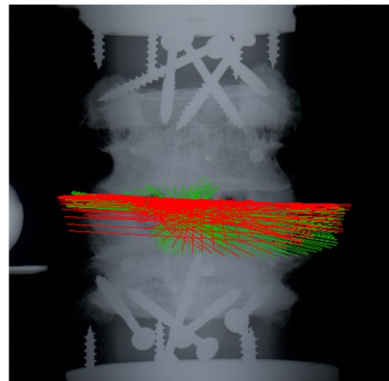
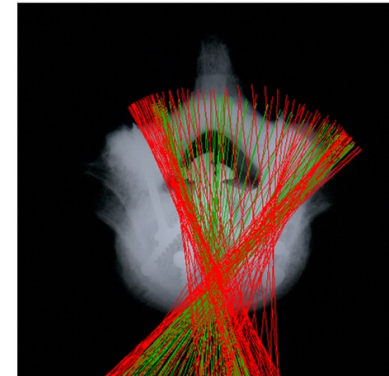
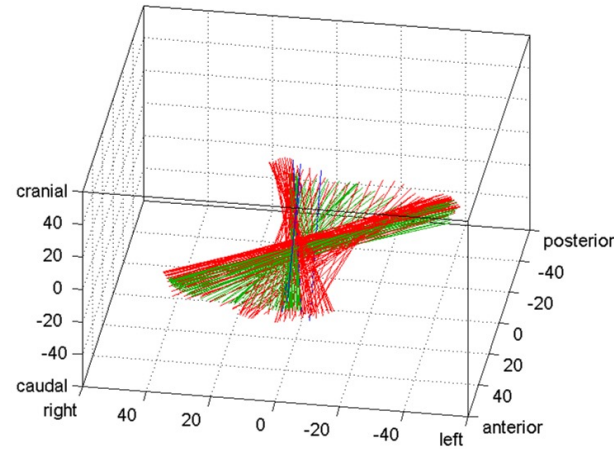


Kinematik

Helikale Achsen

Intaktes
Präparat

Präparat nach
Nucleotomie



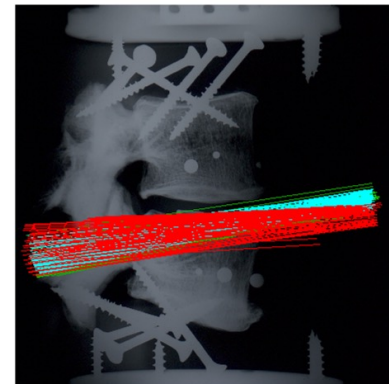
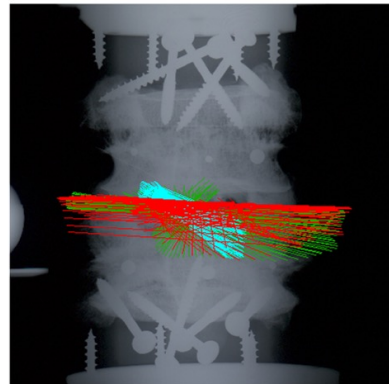
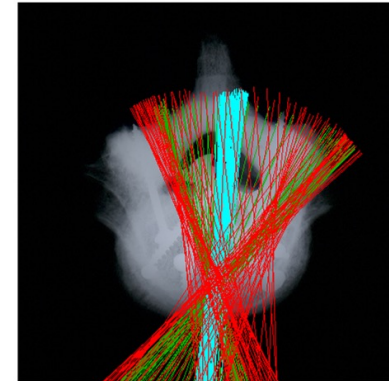
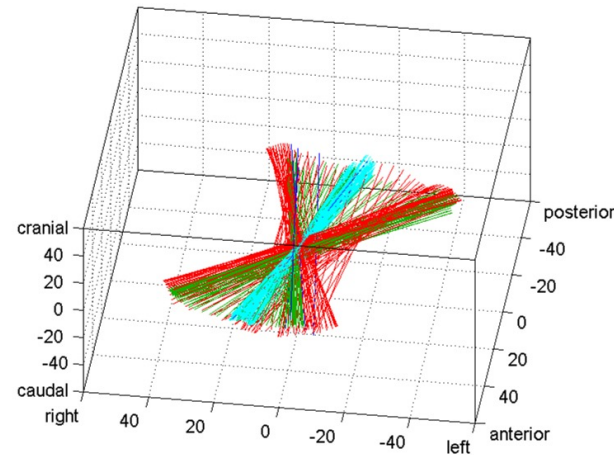
Kinematik

Helikale Achsen

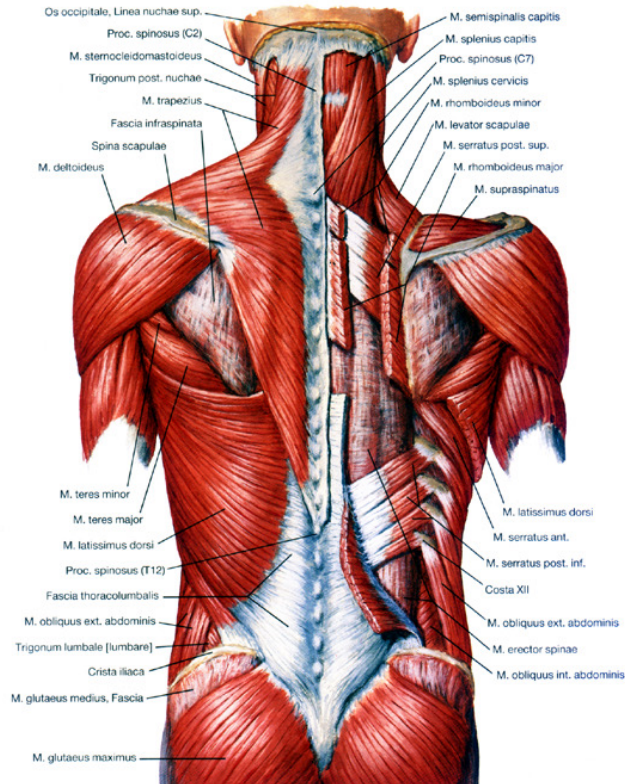
Intaktes
Präparat

Präparat nach
Nucleotomie

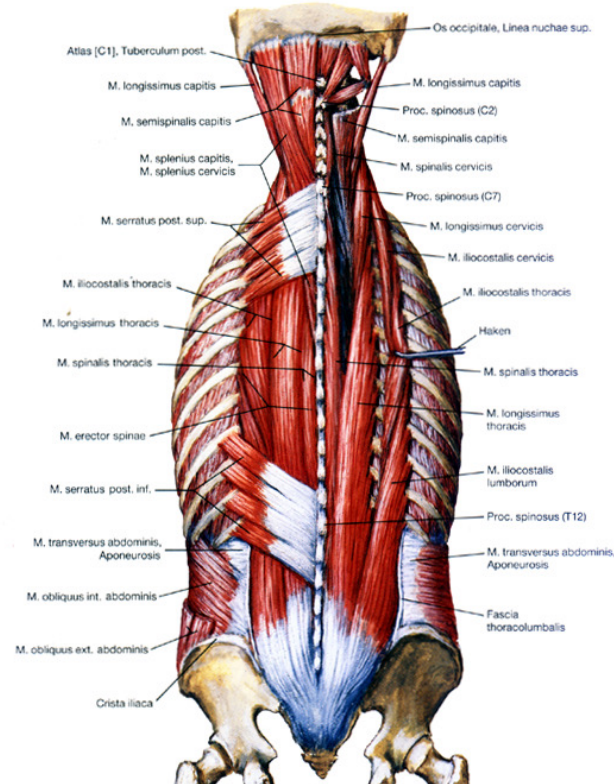
Präparat nach
Nucleotomie und mit
Nucleusersatzimplantat



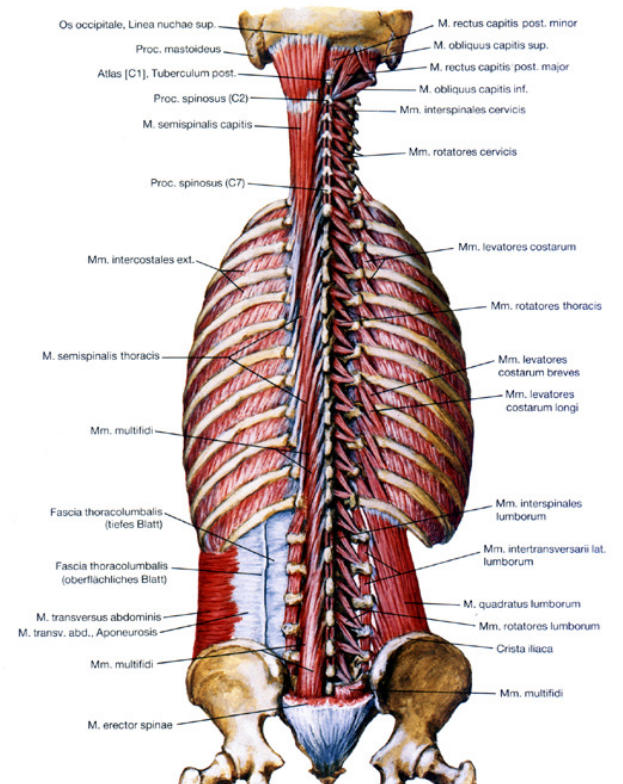
Nacken- und Rückenmuskulatur
(oberflächliche Schicht)



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



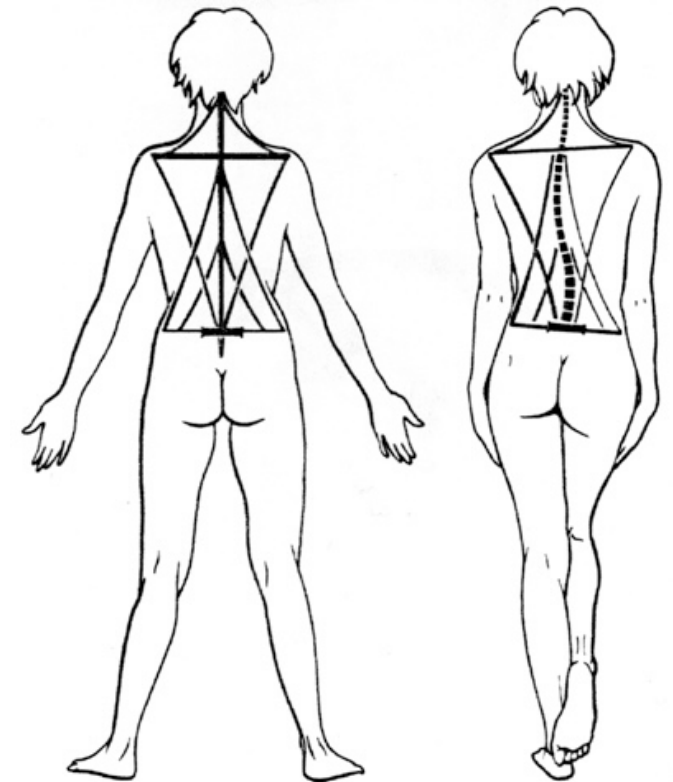
Nacken- und Rückenmuskulatur
(tiefste Schicht: Mm. transversospinales, interspinales, intertransversarii et suboccipitales)



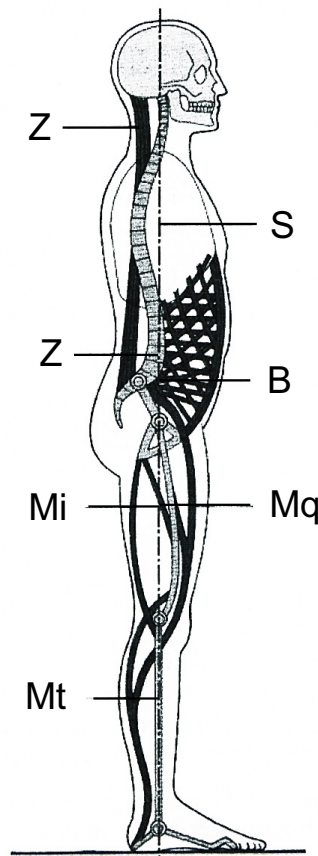
Neuromuskuläre Steuerung

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**



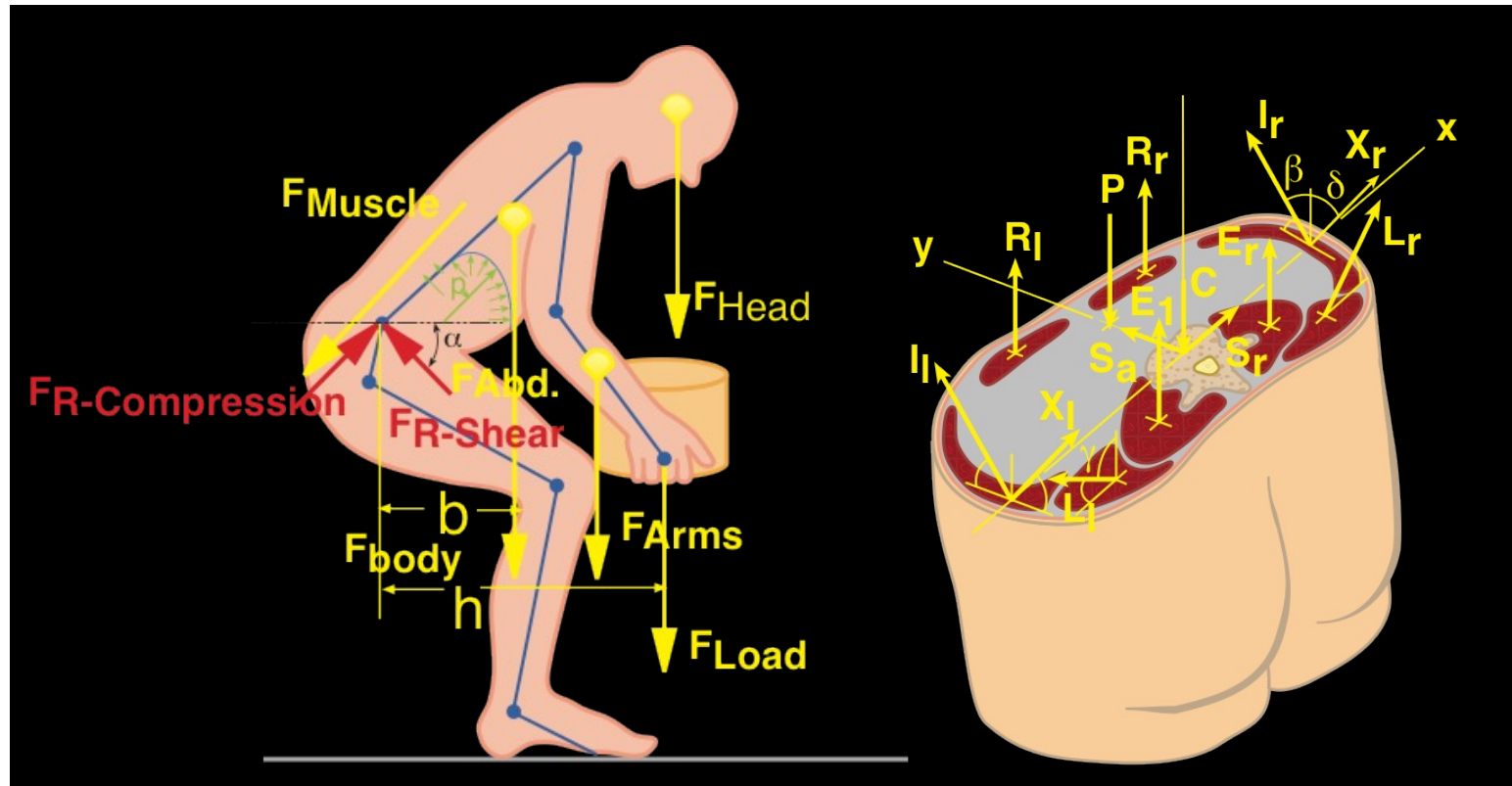
Neuromuskuläre Steuerung



Sagittales Gleichgewicht nach Kummer (2005)

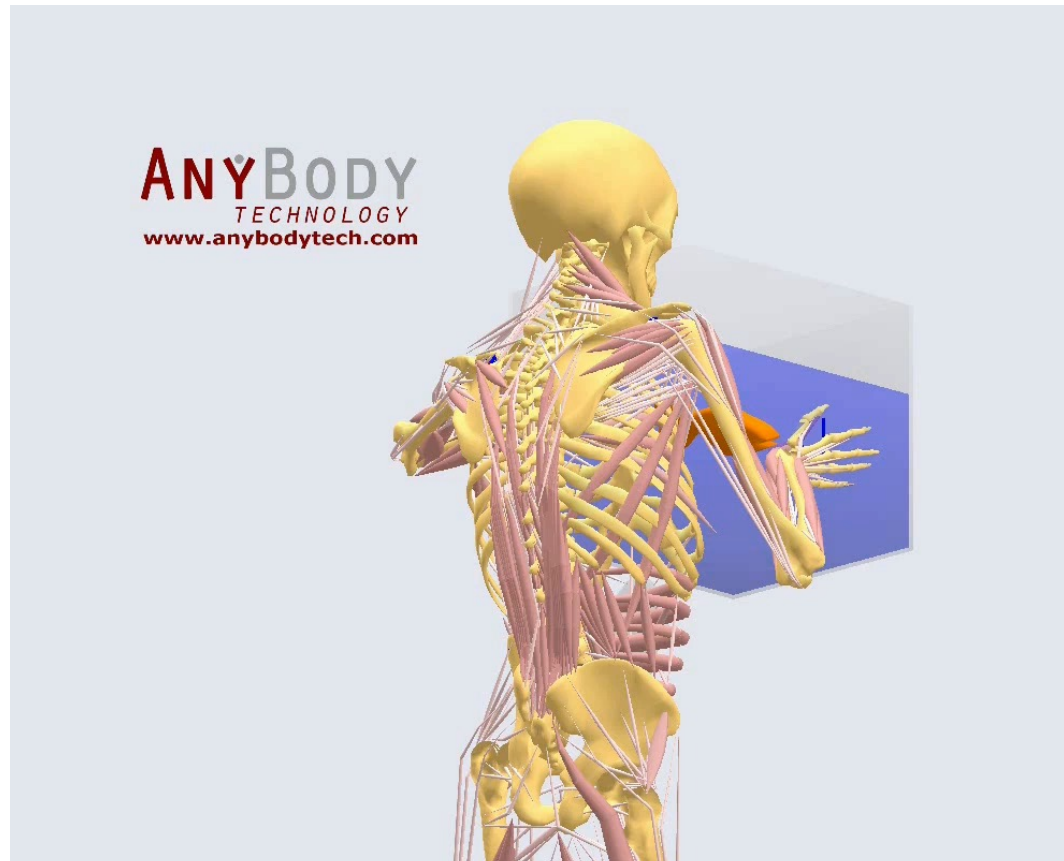
Z	Dorsale Zuggurtung durch M. erector spinae
B	Ventrale Zuggurtung und Bauchpresse durch Abdominalmuskulatur
Mi	Ischiokrurale Muskulatur
Mq	M. quadriceps femoris
Mt	M. triceps surae
S	Schwerlinie

Analytische Methoden



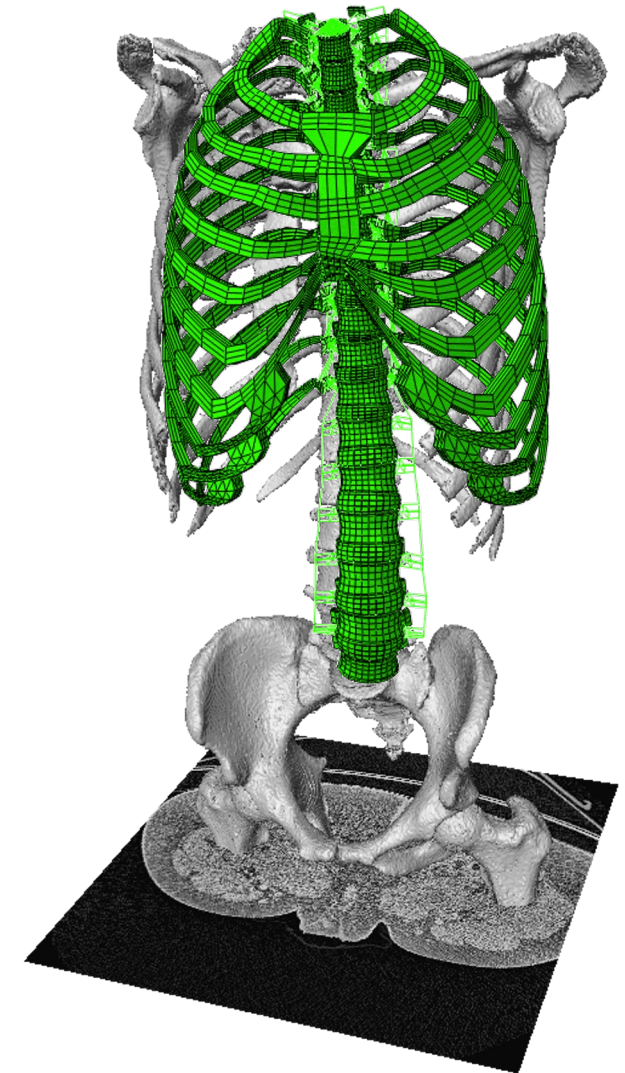
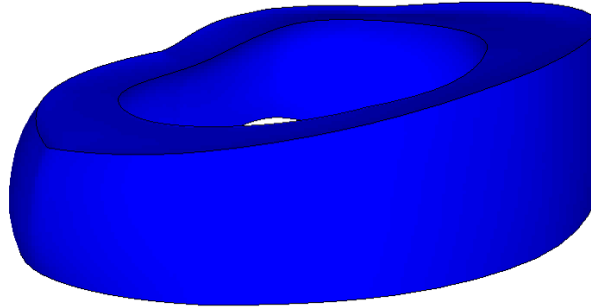
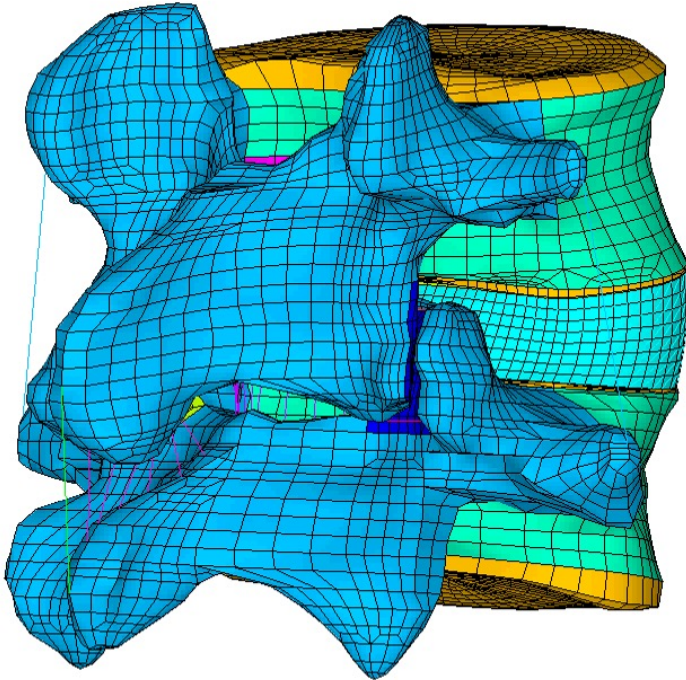
Numerische Methoden

Inverse Dynamik



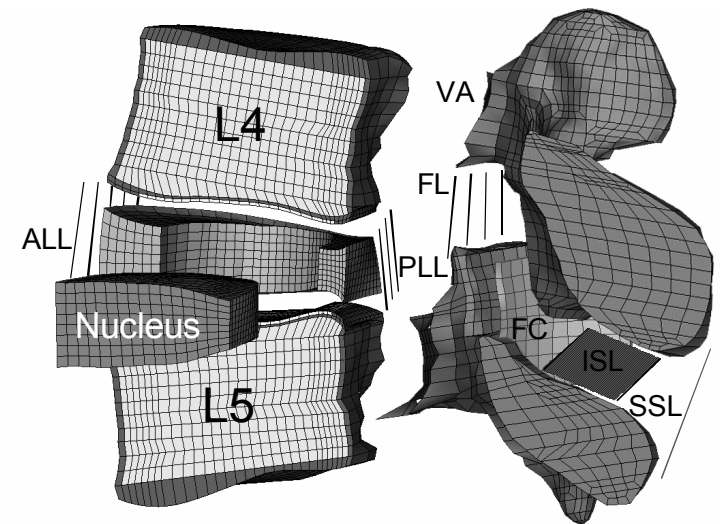
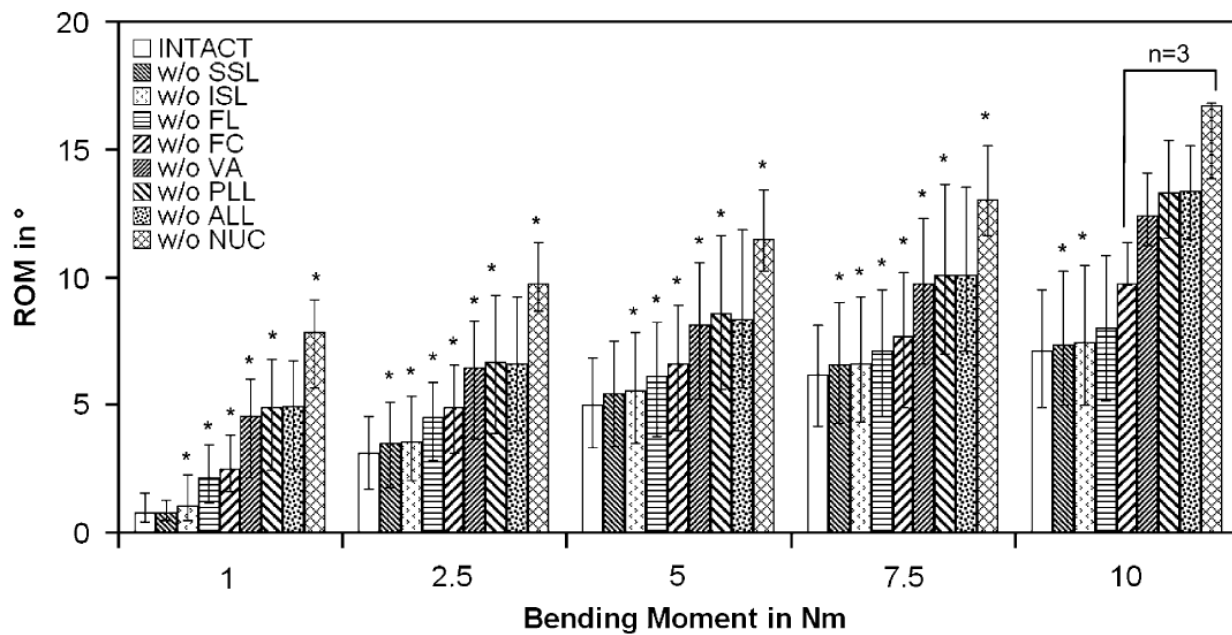
Numerische Methoden

Finite-Elemente-Analyse



Numerische Methoden

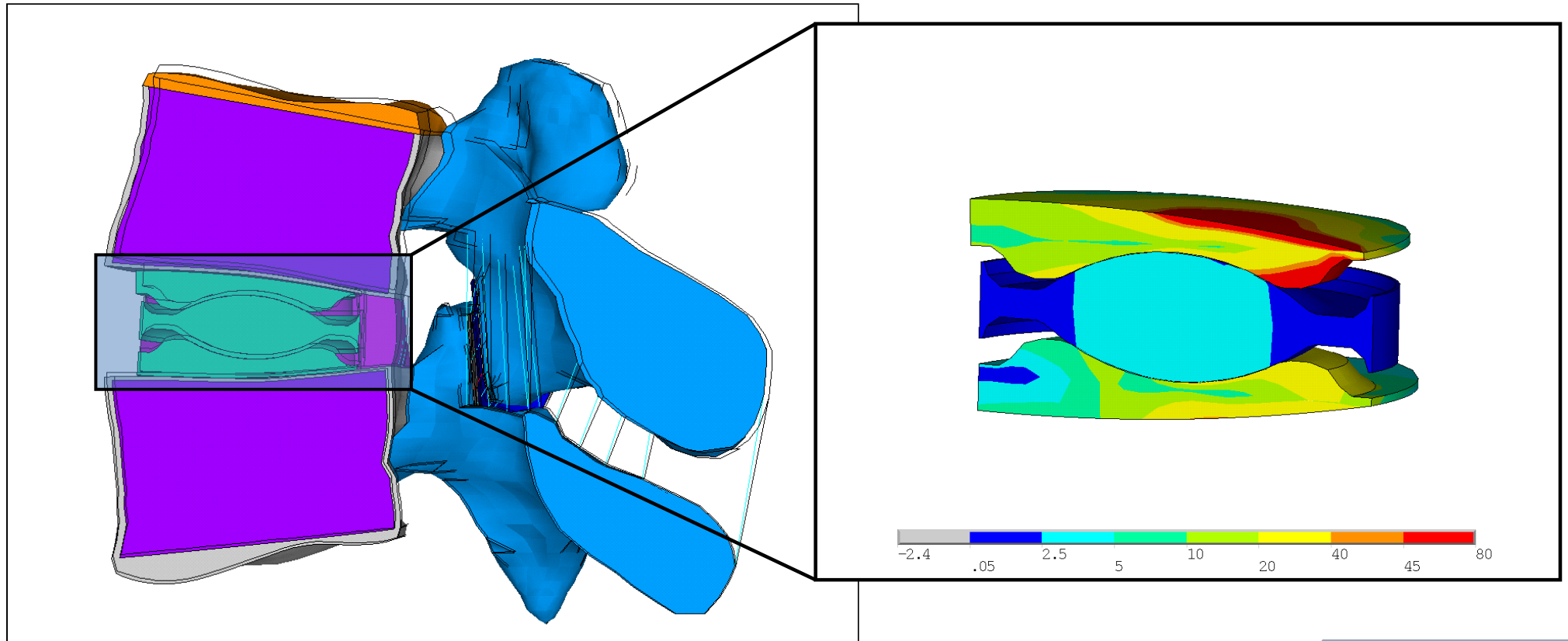
Kalibrierung und Validierung



Schmidt et al. 2007

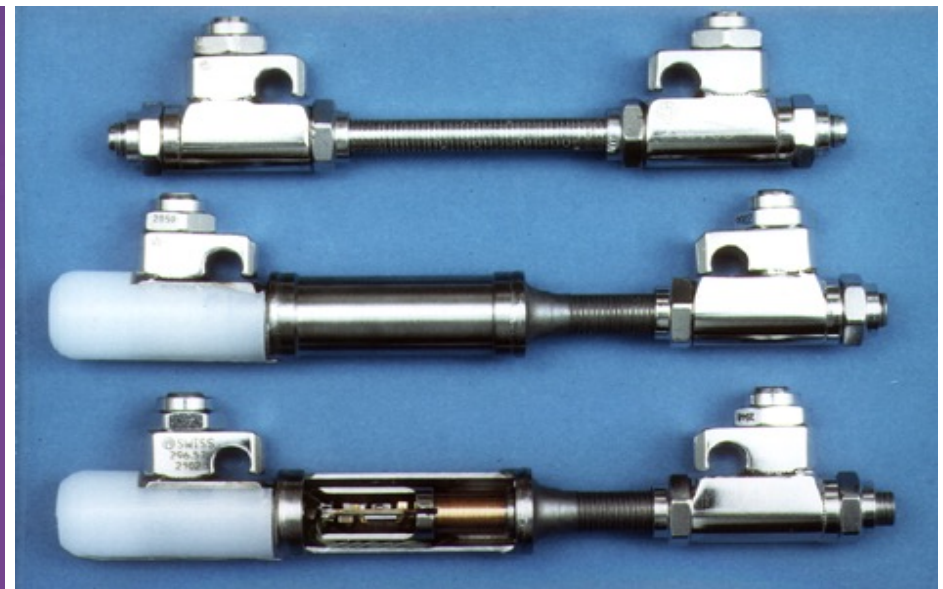
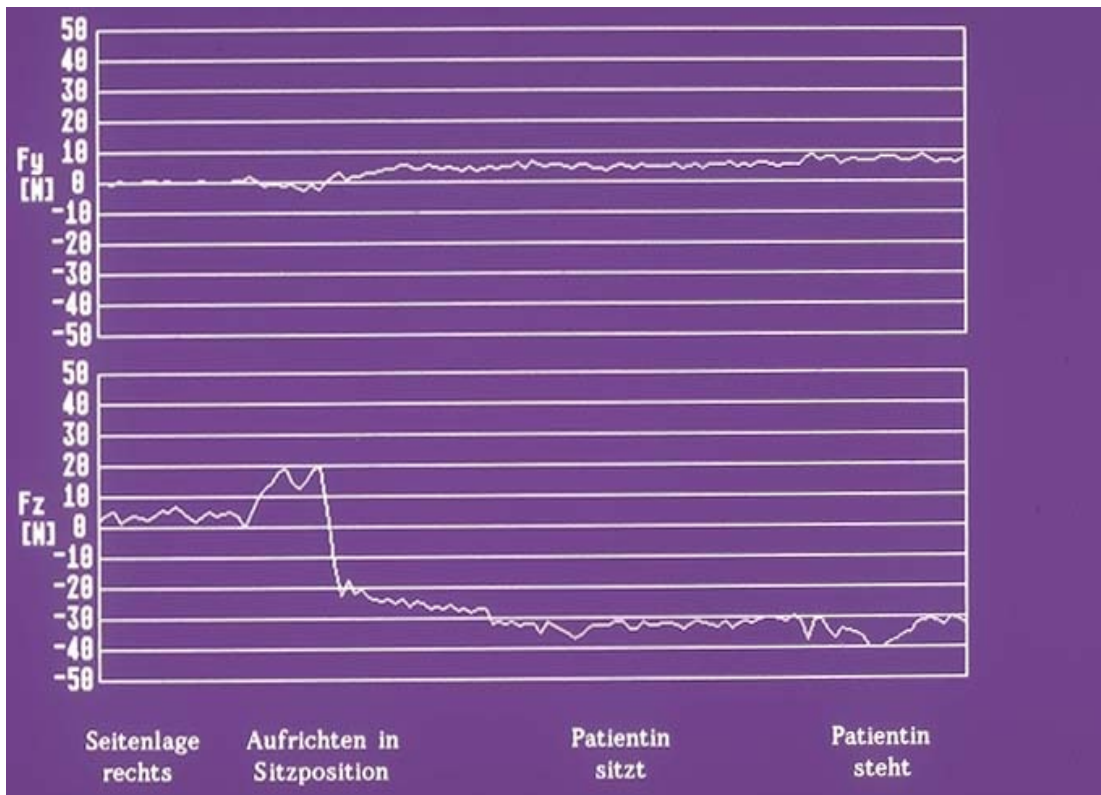
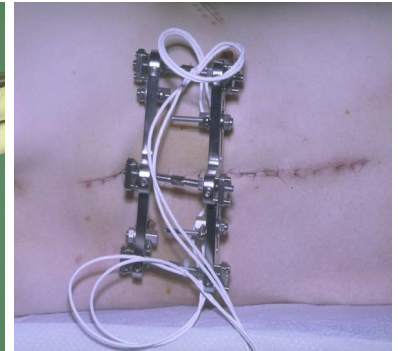
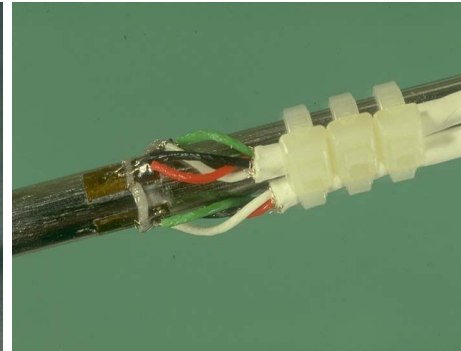
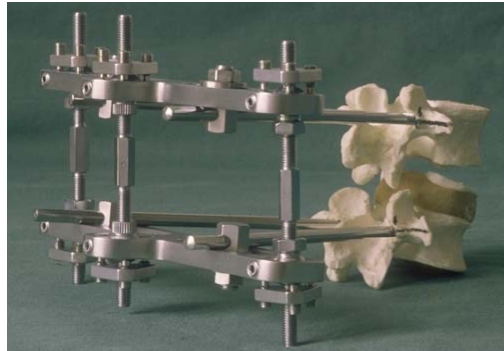
Heuer et al. 2007

Numerische Methoden



Experimentelle Methoden

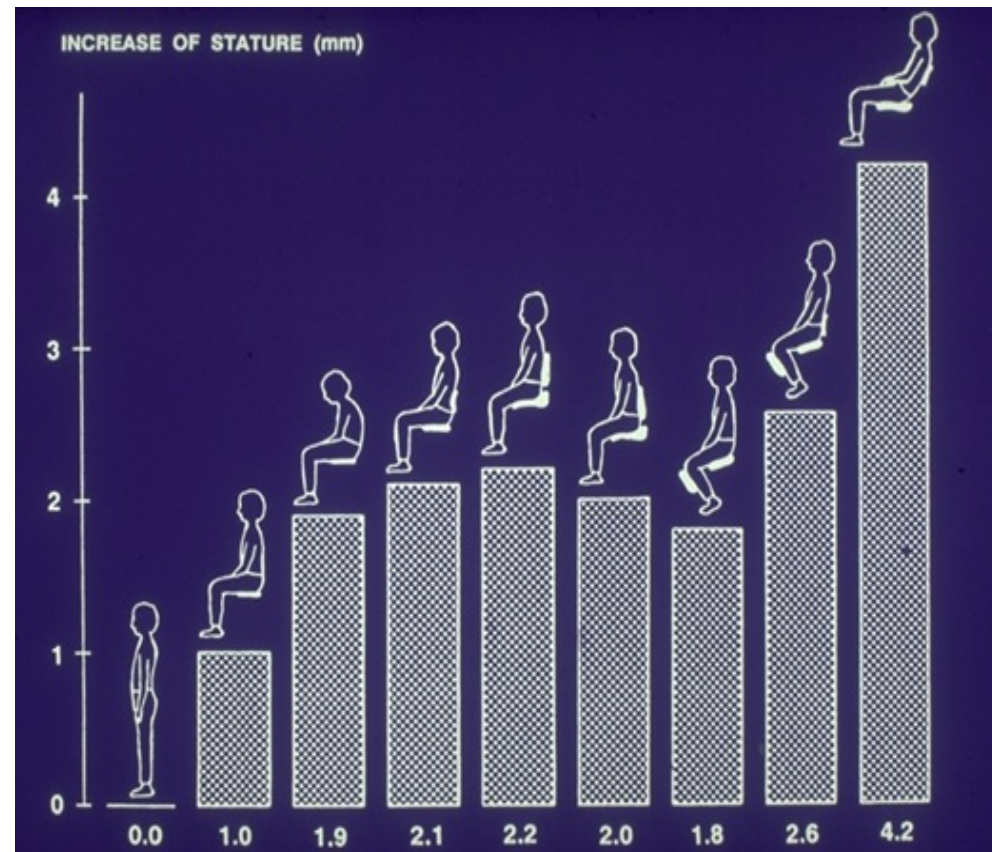
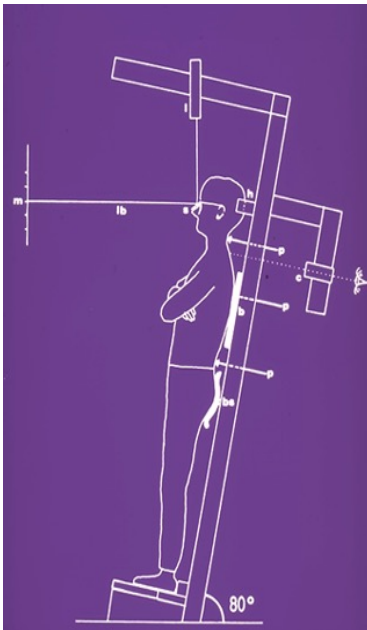
In-vivo-Belastungsmessung



Rohlmann et al. 1996

Experimentelle Methoden

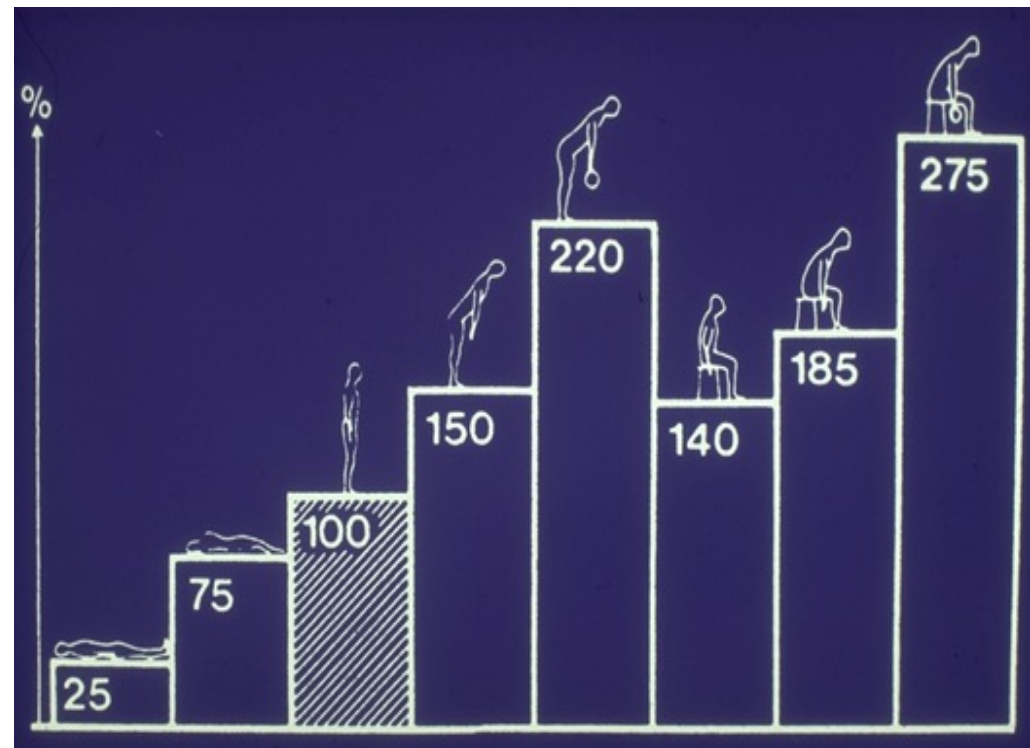
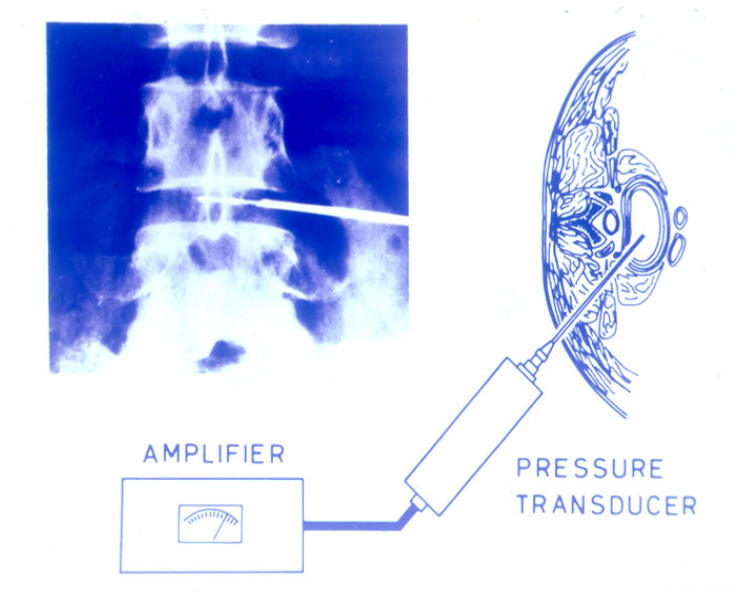
In-vivo-Höhenpräzisionsmessung



Althoff et al. 1992

Experimentelle Methoden

In-vivo-Bandscheibendruckmessung



Nachemson 1966

Experimentelle Methoden

In-vivo-Bandscheibendruckmessung

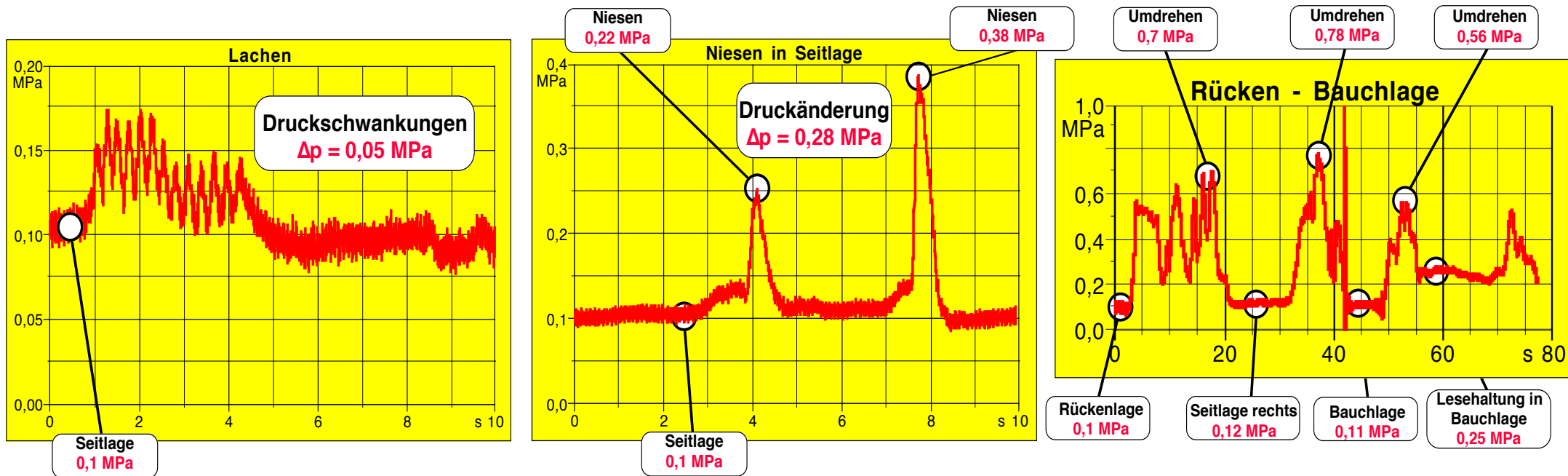


1 männlicher Proband
45 Jahre, 70 kg, 168 cm
Guter Trainingszustand
Keine Bandscheibendegeneration

Wilke et al. 1999

Experimentelle Methoden

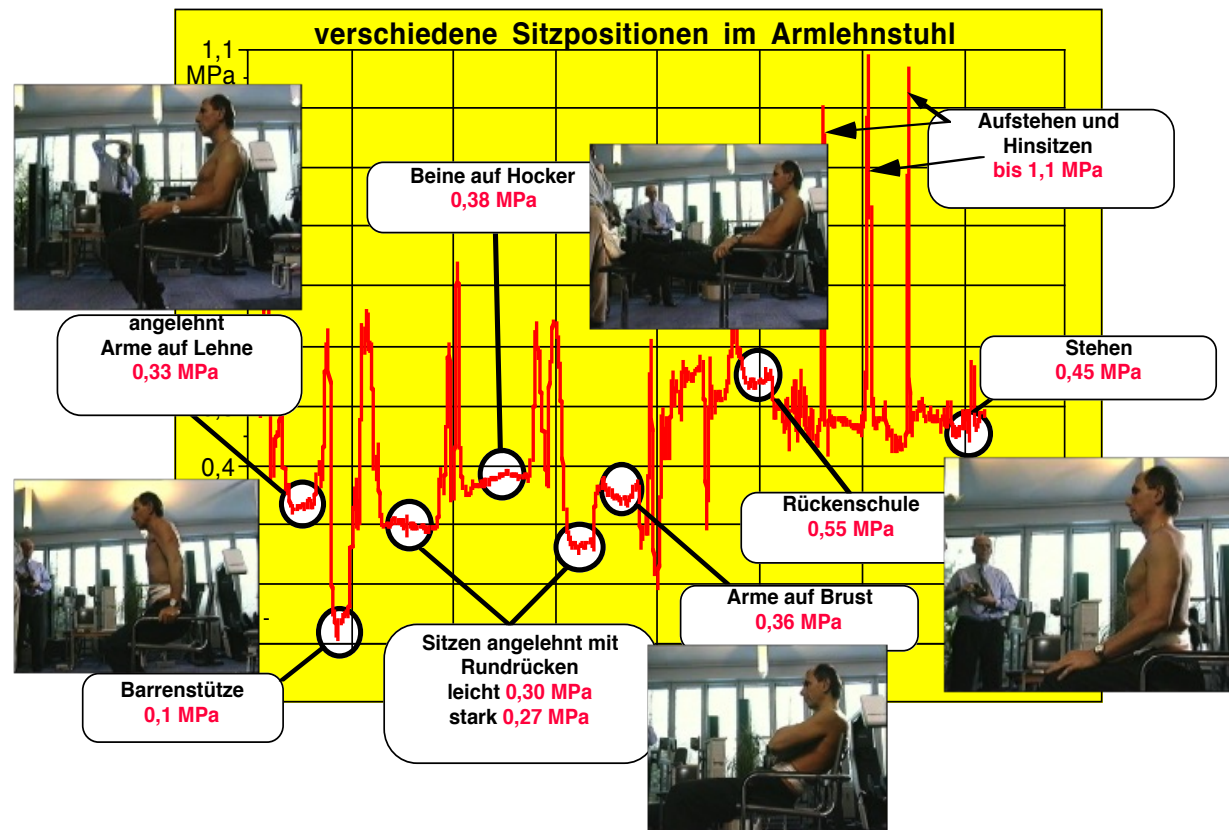
In-vivo-Bandscheibendruckmessung



Wilke et al. 1999

Experimentelle Methoden

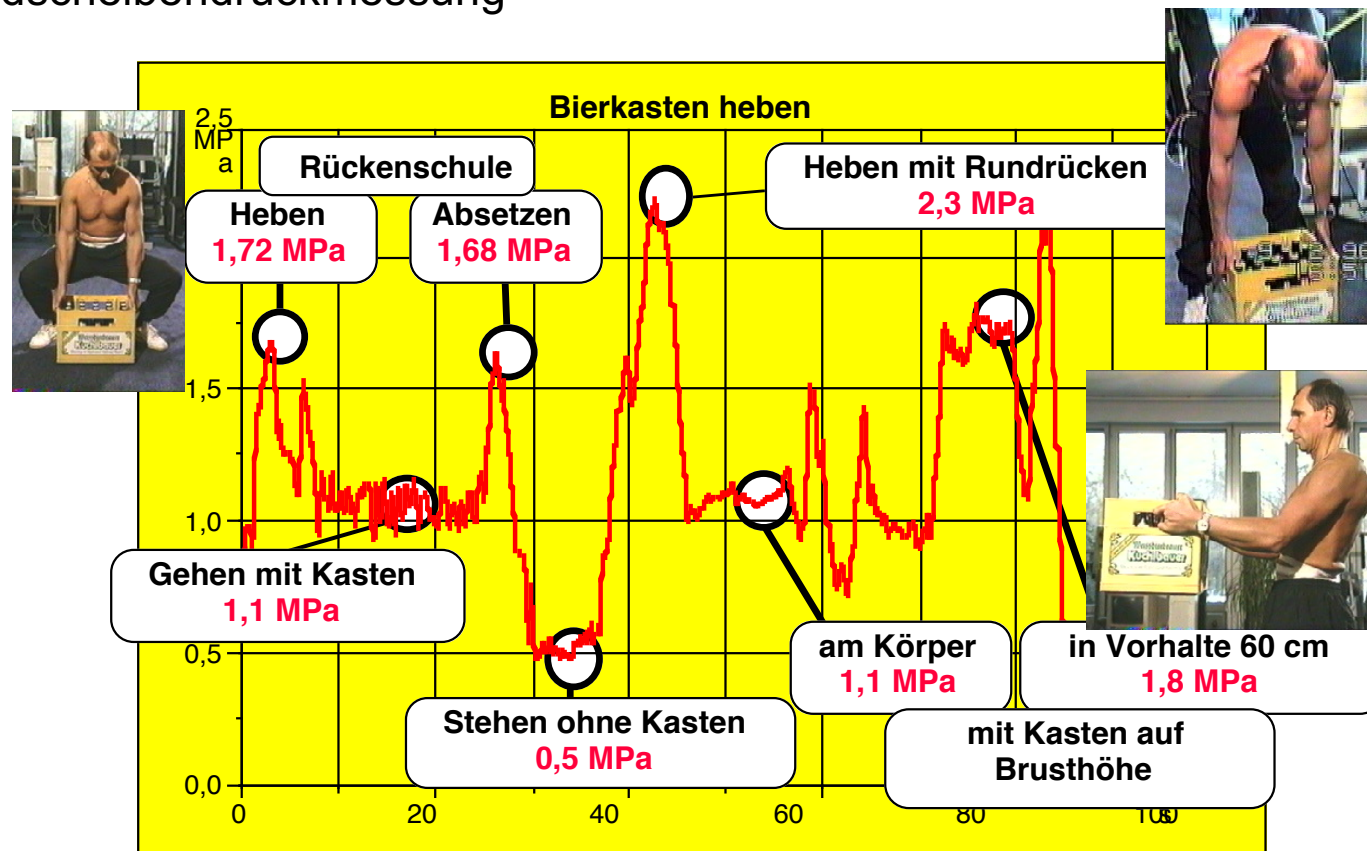
In-vivo-Bandscheibendruckmessung



Wilke et al. 1999

Experimentelle Methoden

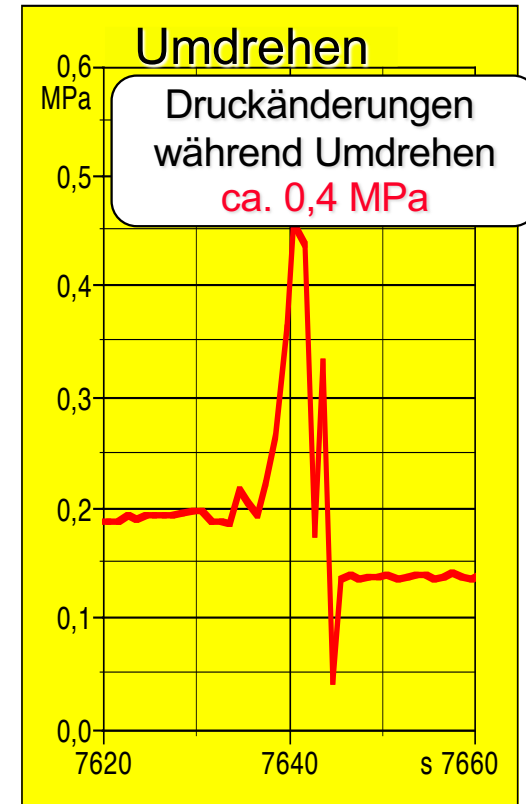
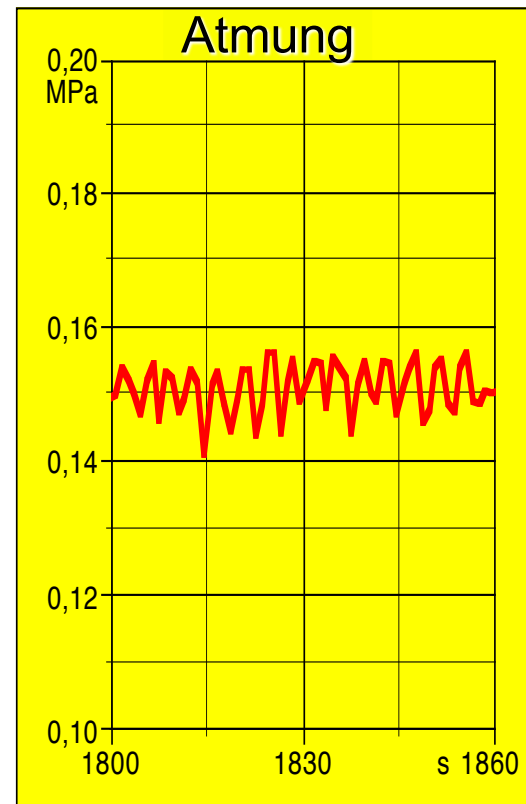
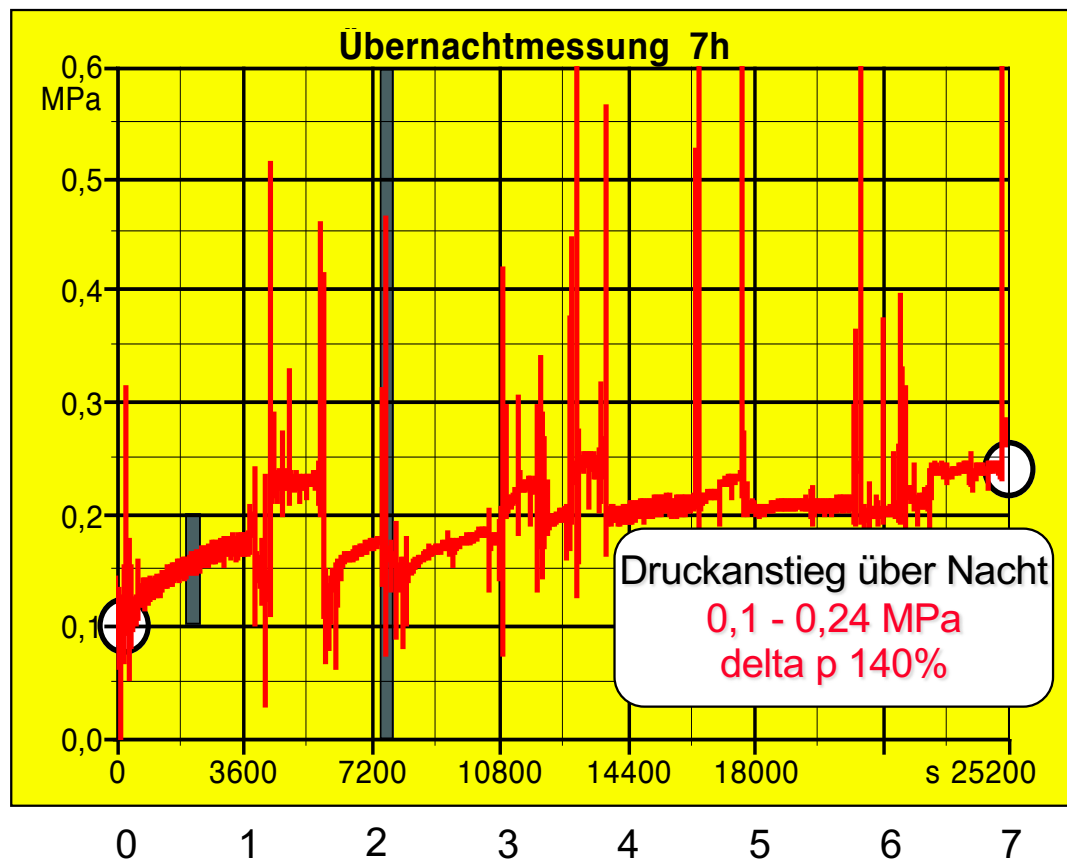
In-vivo-Bandscheibendruckmessung



Wilke et al. 1999

Experimentelle Methoden

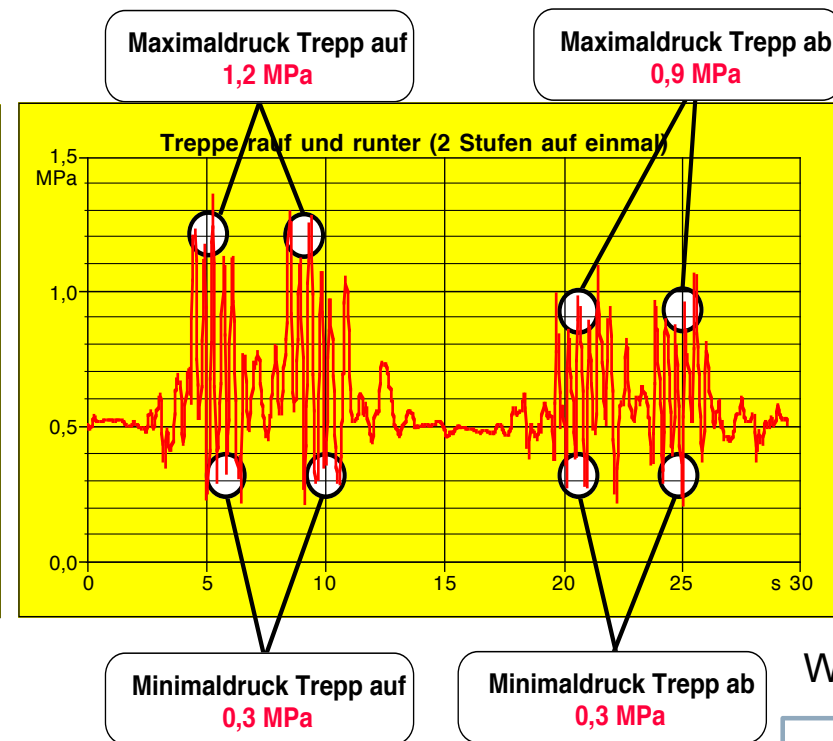
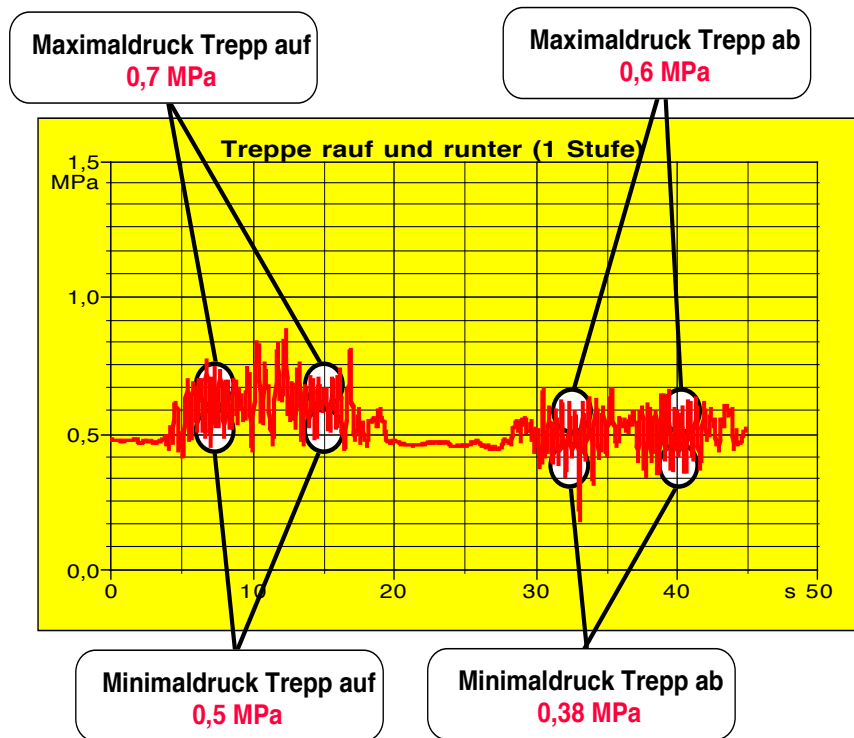
In-vivo-Bandscheibendruckmessung



Wilke et al. 1999

Experimentelle Methoden

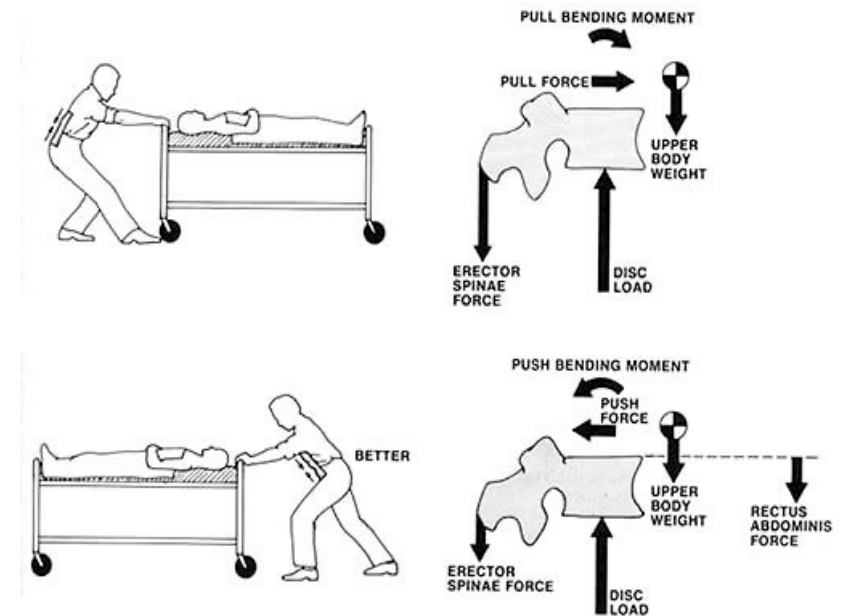
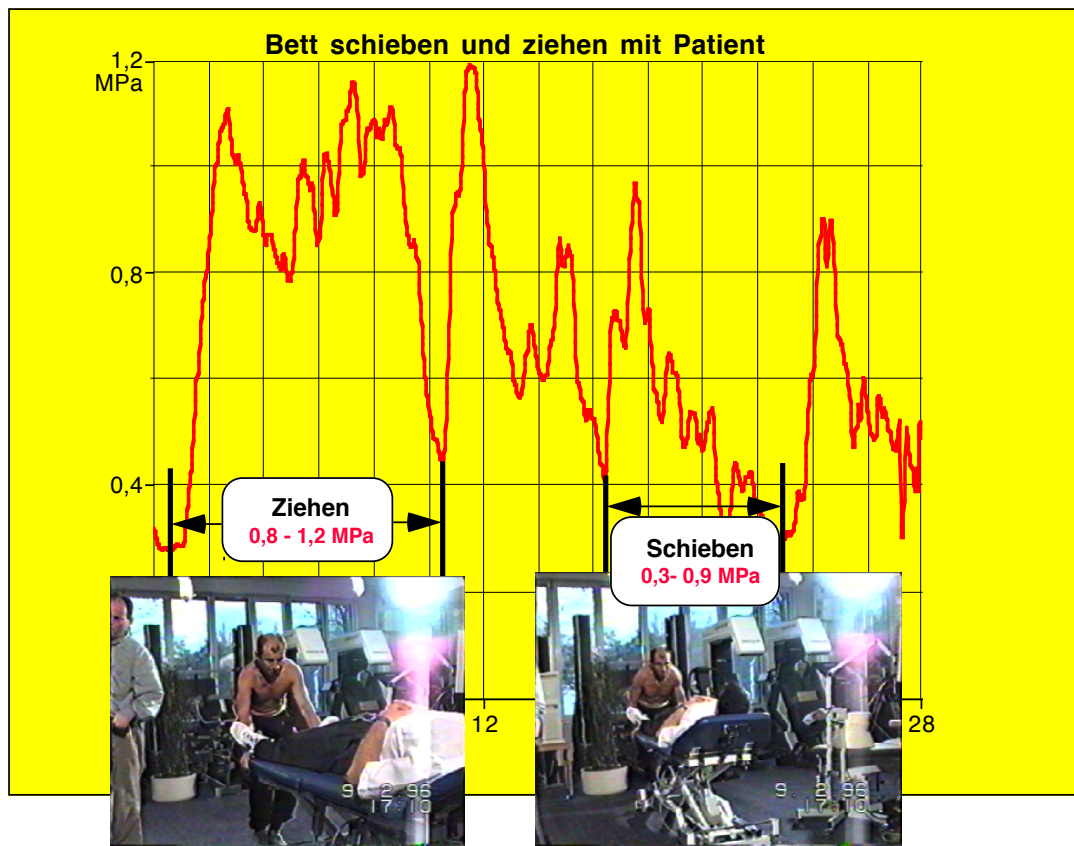
In-vivo-Bandscheibendruckmessung



Wilke et al. 1999

Experimentelle Methoden

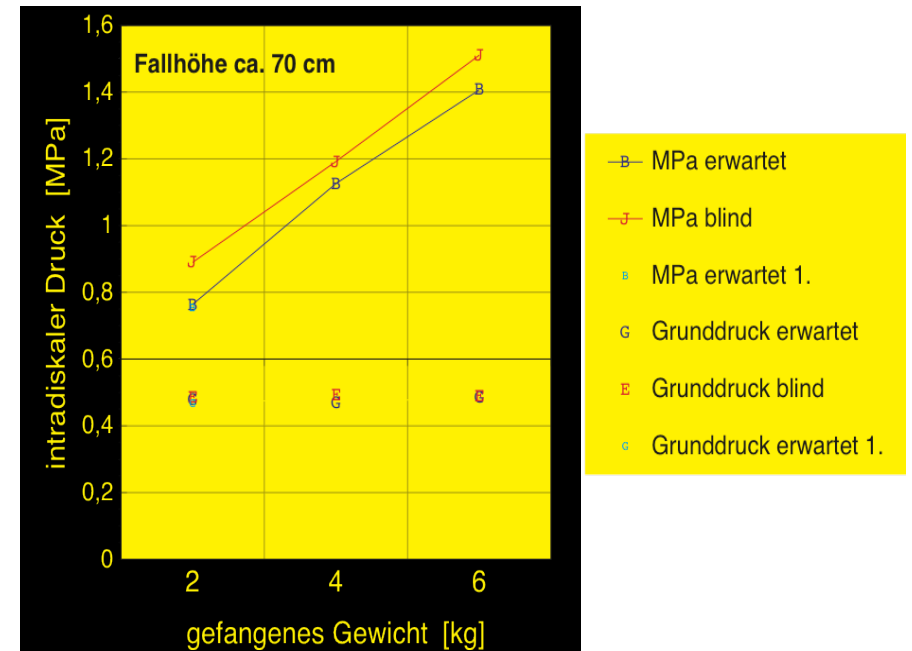
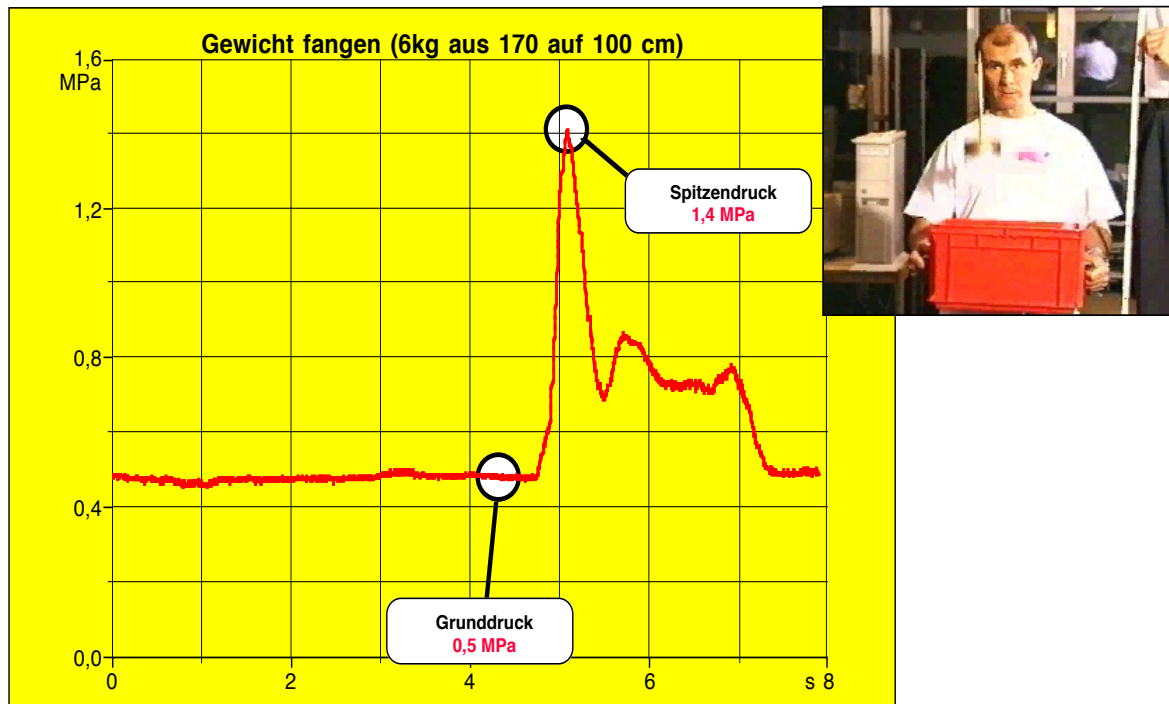
In-vivo-Bandscheibendruckmessung



Wilke et al. 1999

Experimentelle Methoden

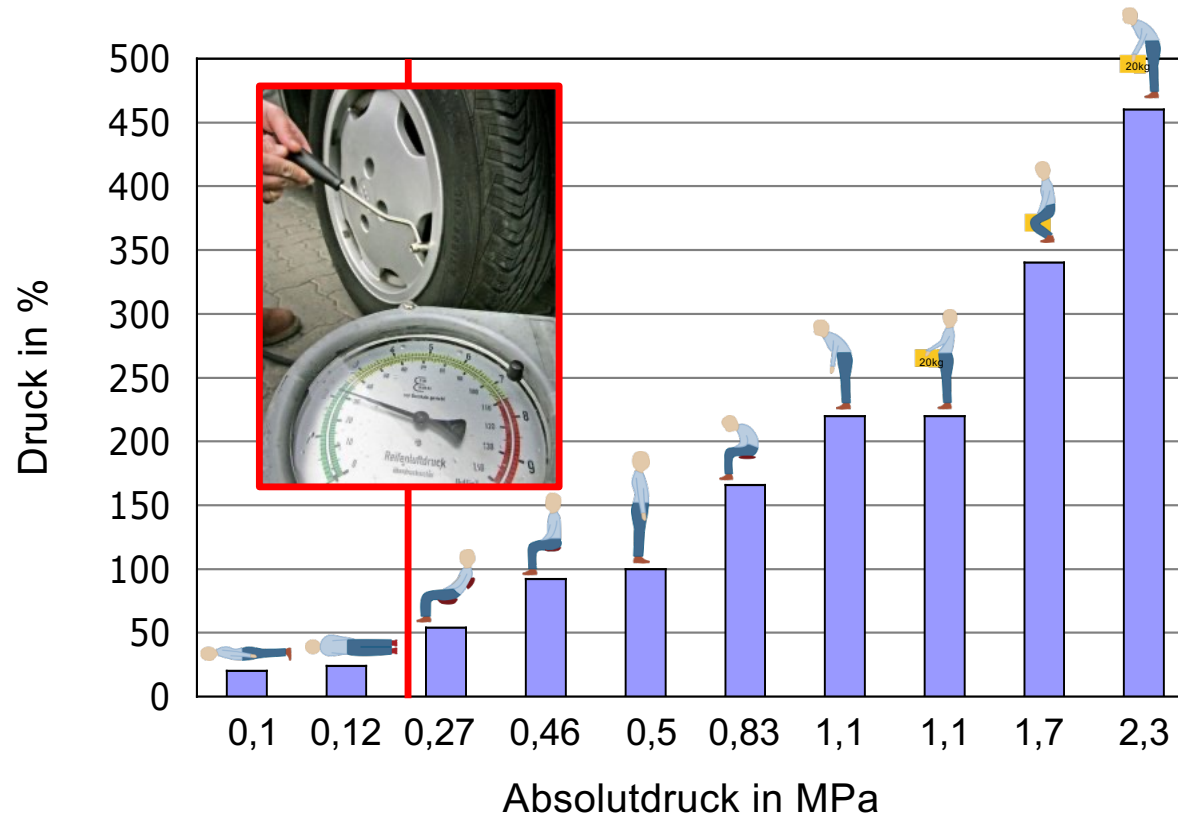
In-vivo-Bandscheibendruckmessung



Wilke et al. 1999

Experimentelle Methoden

In-vivo-Bandscheibendruckmessung



Wilke et al. 1999

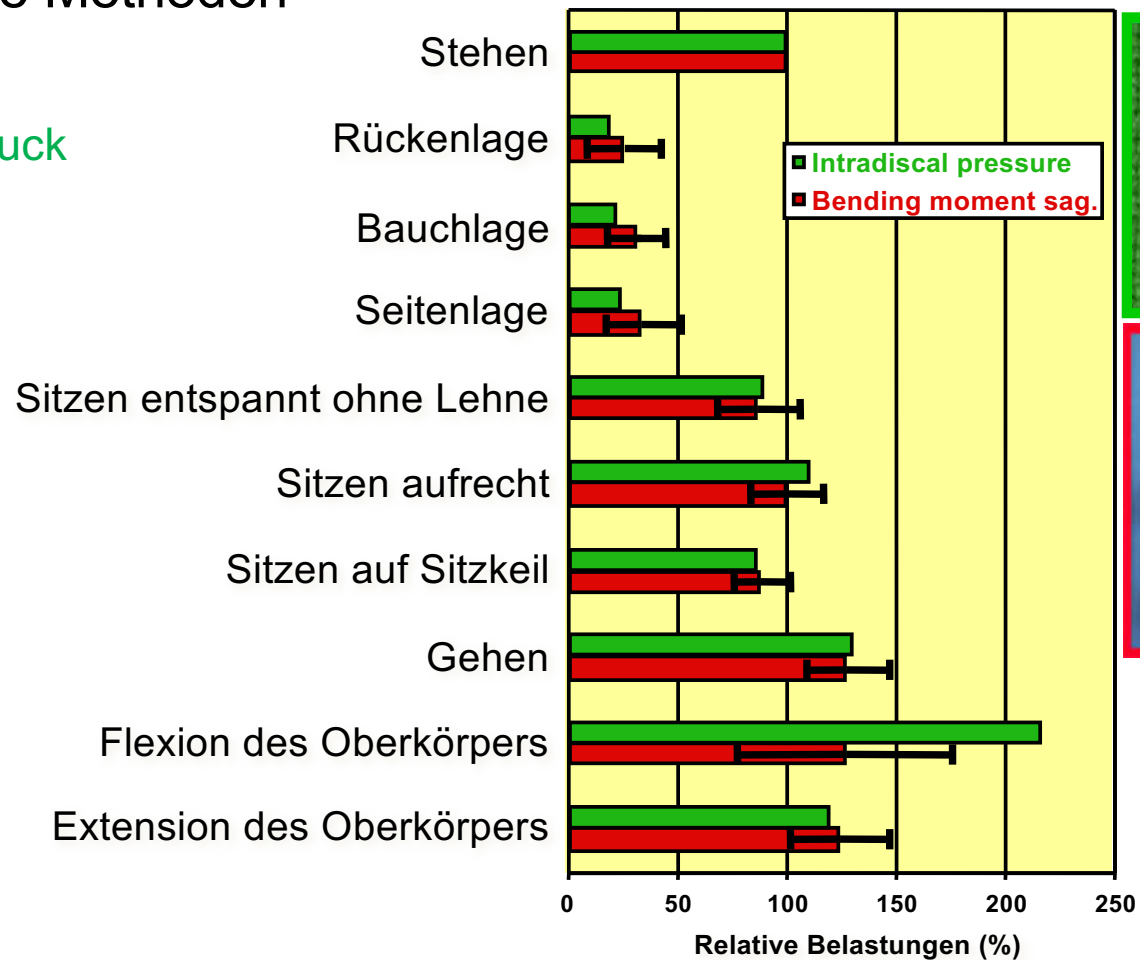
Experimentelle Methoden

Vergleich

Bandscheibendruck

vs.

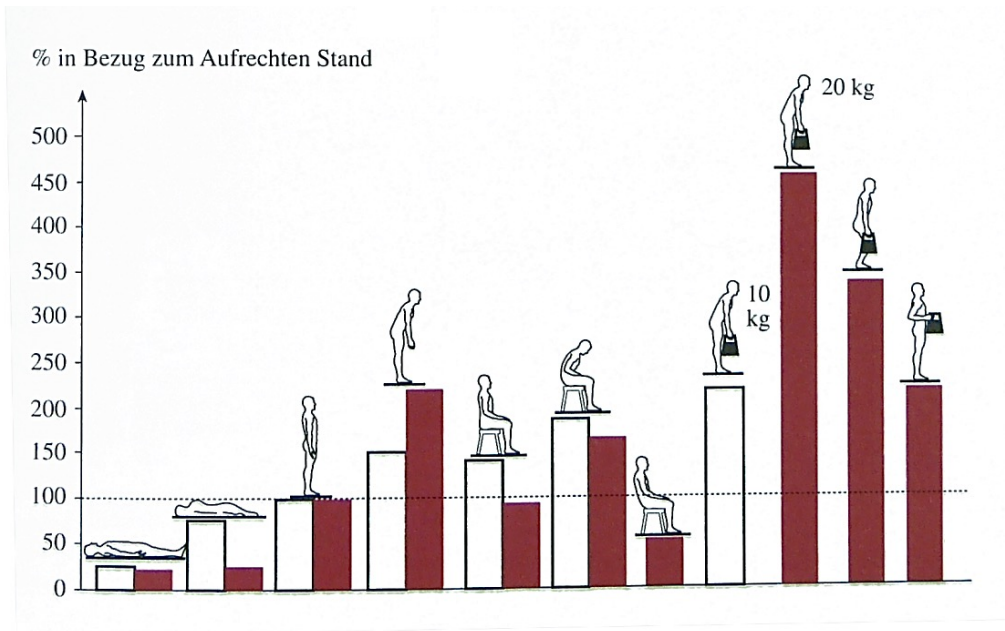
Biegemoment



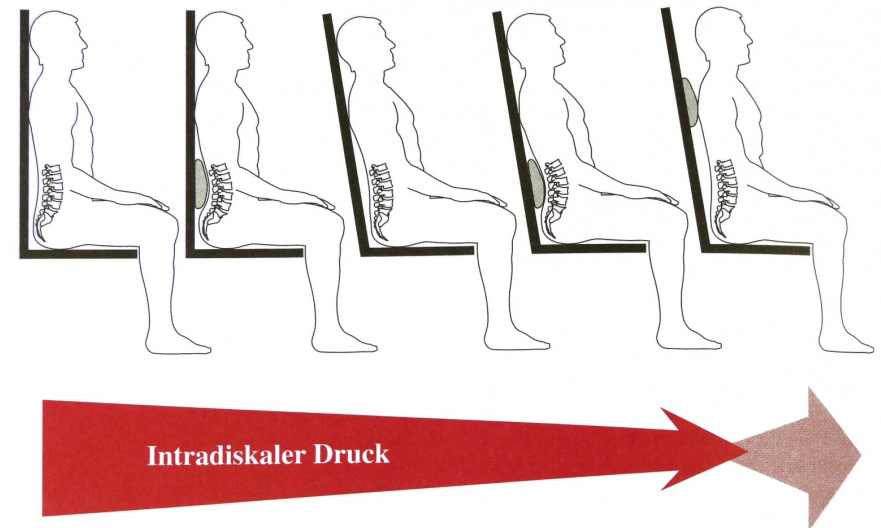
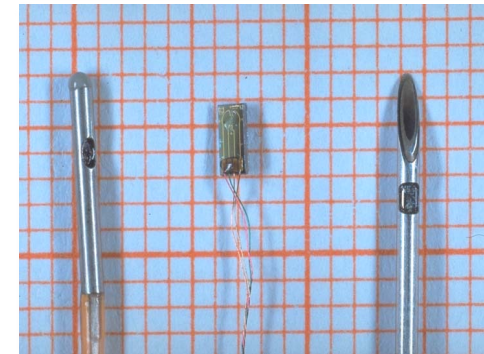
Wilke et al. 1999

Experimentelle Methoden

In-vivo-Bandscheibendruckmessung



Weiß: 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

- Bleiben Sie in Bewegung und fit im Alltag!
- Vertrauen Sie auf Ihre eigenen Fähigkeiten!
- Vermeiden Sie längeres Kranksein!

Ihrer Gesundheit zuliebe
DeutscheBKK

Das Rücken-Buch

Was Sie selbst für Ihren Rücken tun können.



deutschebkk.de

EURO SPINE PATIENT LINE



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

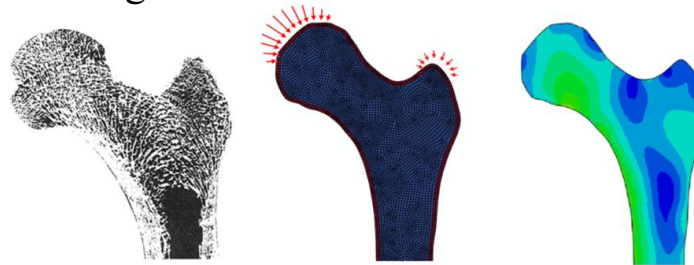
Dr. Benedikt Schlager

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

Beispiele Numerischer Methoden in der Medizin

Wirbelsäule

Ätiologie

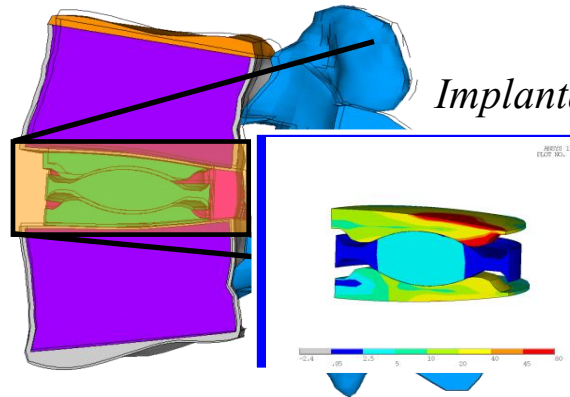


Frakturheilung



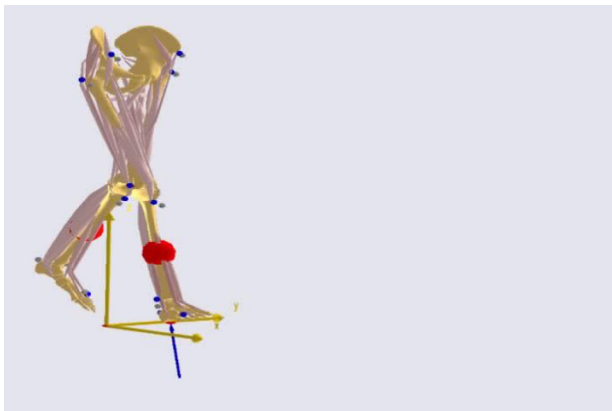
[osora.eu]

Implantate

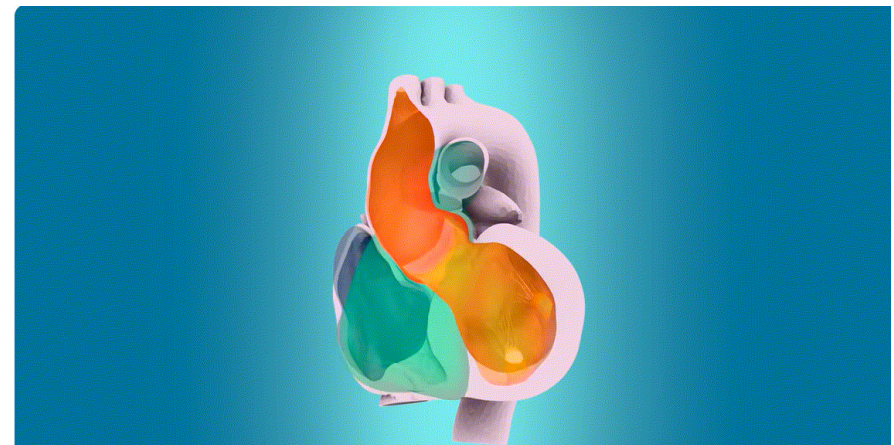


Pre & Postoperativer Zustand

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*



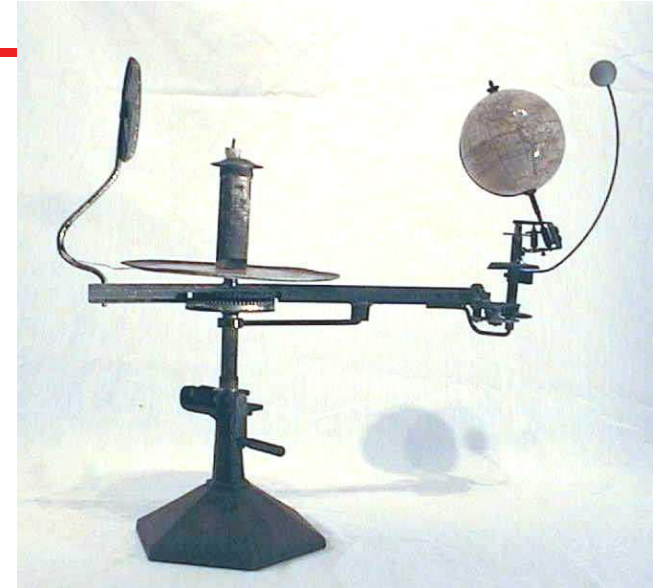
Modellbildung

(Ingenieur-) Wissenschaft will ...

- Beobachtungen erklären,
- Vorhersagen treffen.

⇒ Modelle

Ziel: Reduzierung der Komplexität des Modells gegenüber der Realität



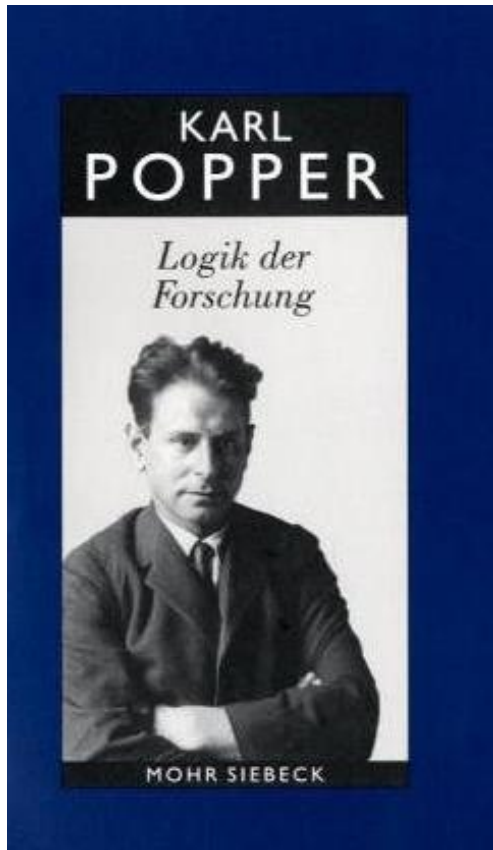
Modelle sind ...

- **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!**

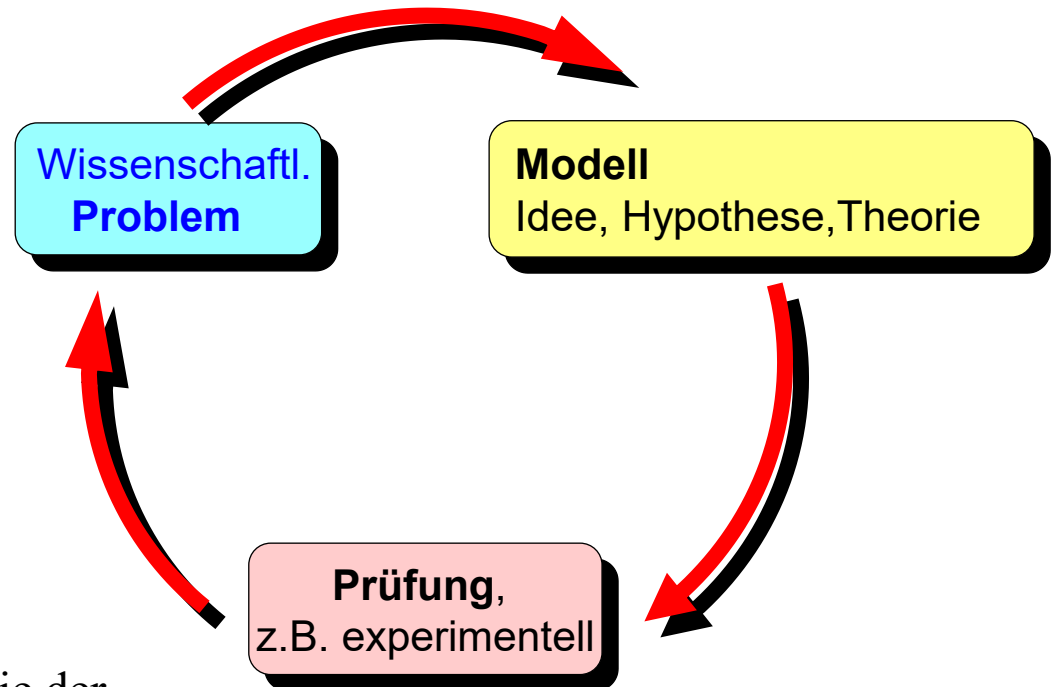
Ein gutes Modell ist ...

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

Modellbildung



„Wissenschaftliche **Aussagen** sind immer modellhaft,
also **vorläufig!**“



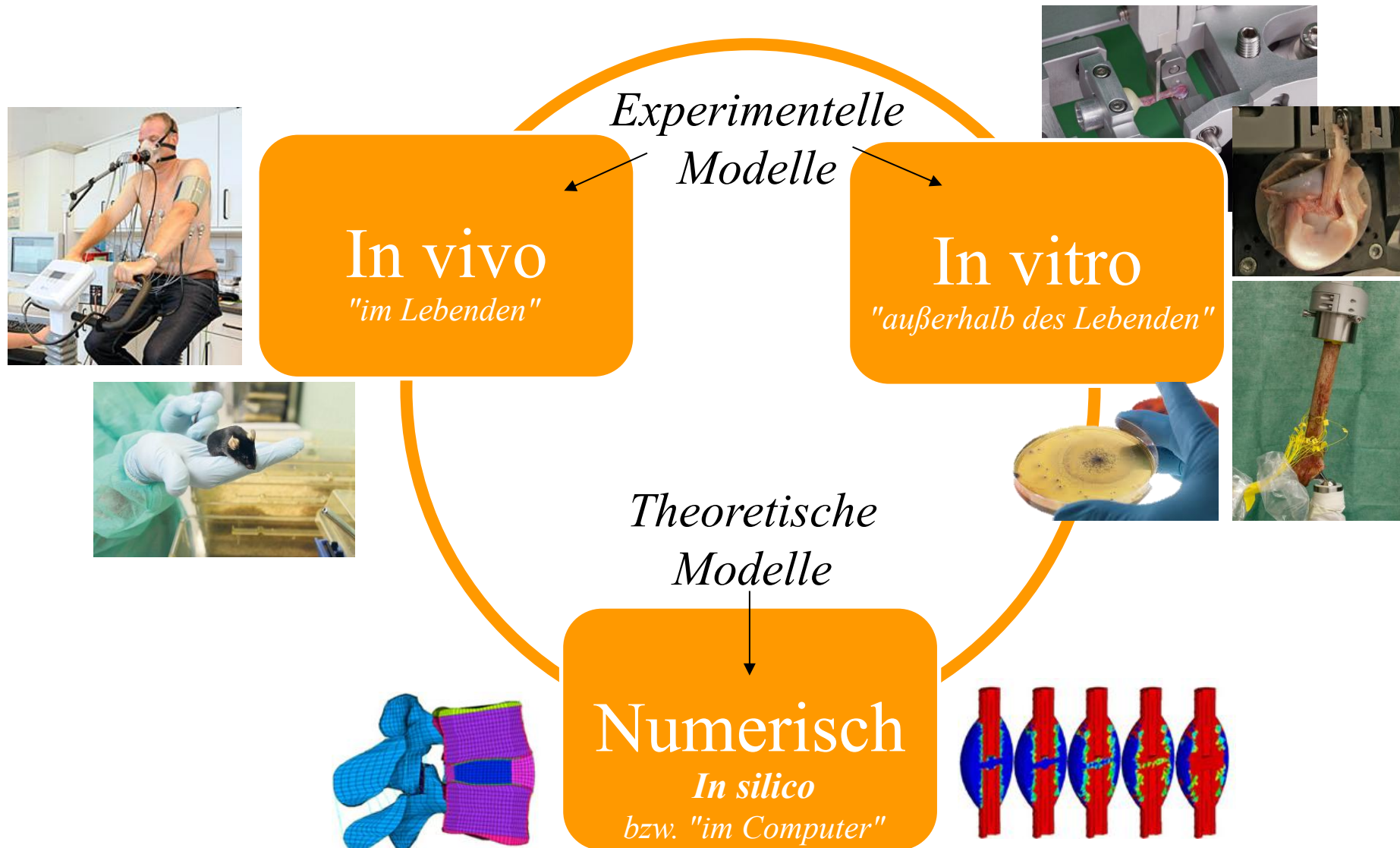
1934

Sir Karl Raimund Popper (1902-1994)

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

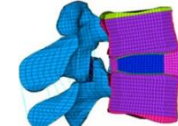
„Eine Hypothese kann niemals bewiesen, aber
gegebenenfalls widerlegt werden“

Modelle in der Biomechanik



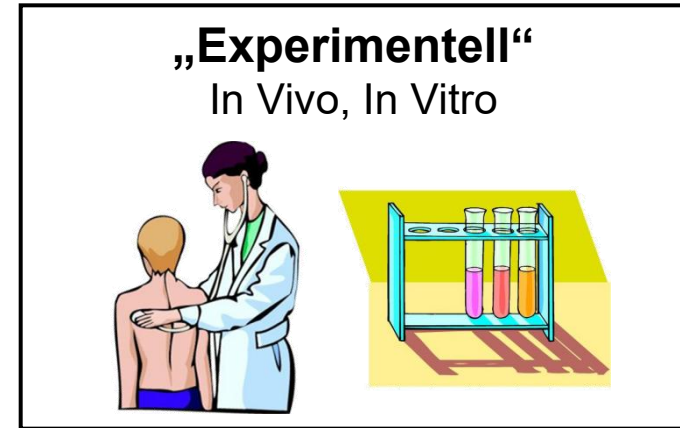
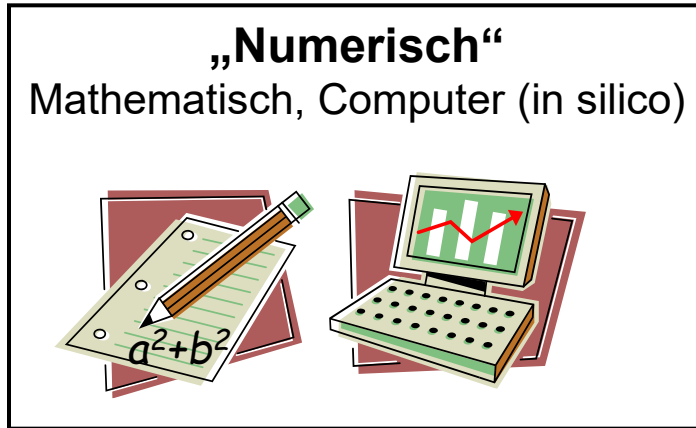
Vergleich der Modelle

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



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:



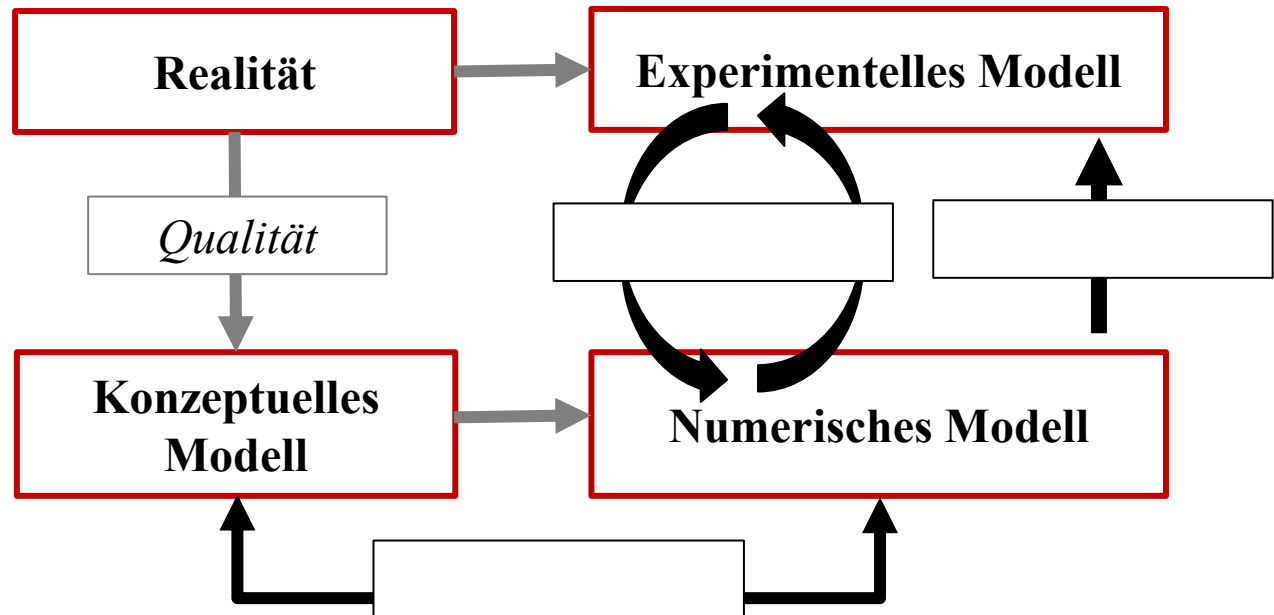
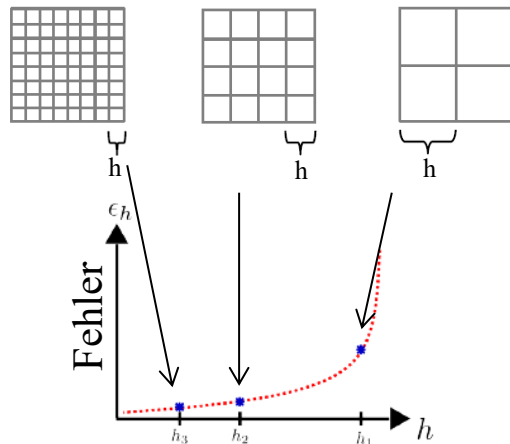
- **Justieren** der Modellparameter mit dem Versuch, optimale Übereinstimmung zwischen Simulation und Beobachtung zu erzielen

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

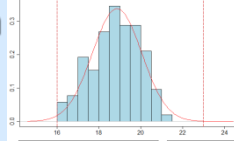


Landkarte der numerischen Methoden = "Werkzeuge"

Daten charakterisieren und analysieren

Daten = gemessene, physikalische Größen

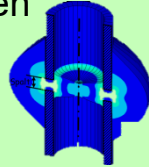
- ⇒ Statistik: Mitteln, Ausgleichen
- ⇒ Bildverarbeitung
- ⇒ Komprimieren (JPEG)



Festigkeitsanalysen (Randwertproblem)

- Spannungen, Dehnungen, Verformungen
- Hält das Implantat?

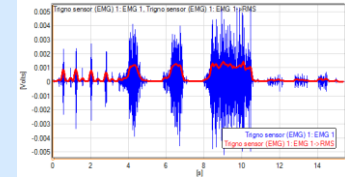
- ⇒ Differentialgleichung
- ⇒ Finite-Elemente-Methode



Signale charakterisieren und analysieren

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

- ⇒ Glätten: Filtern
- ⇒ Frequenzanalyse
- ⇒ Komprimierung



Bewegung beschreiben

Kinematik: Bewegung gemessen, Beschreibung gesucht.

- ⇒ Euler-, Kardanwinkel
- ⇒ Helikale Achsen



Bewegung analysieren

Inverse Dynamik: Bewegung gemessen, Muskelkräfte gesucht.

- ⇒ Lösen unterbestimmter Gleichungssysteme
- ⇒ Optimierung

Dynamische Prozesse simulieren, steuern, regeln

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



Bewegung simulieren (Anfangswertproblem)

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

- ⇒ Differential (Anfangswertproblem)
- ⇒ Mehr-Körper-Simulation (MKS)
- ⇒ Explizite FEM (Quasistationär)

Parameteridentifikation

- Ein- und Ausgang gegeben, System(-parameter) gesucht

⇒ Kleinste Fehlerquadrat-Summe

Beispiel: Start-Up "Osora"



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

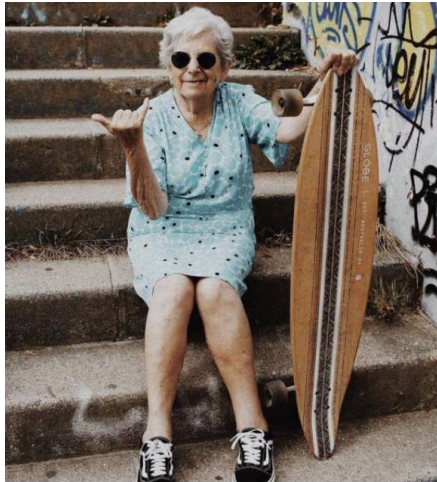
Our simulation tool allows for predictive statements about the load-bearing capacity of a healing bone at any point in time of the treatment process.

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....”



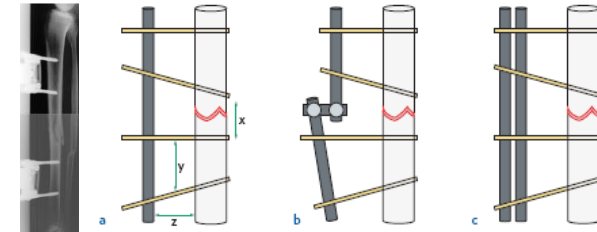
Beispiel: Fraktur



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

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

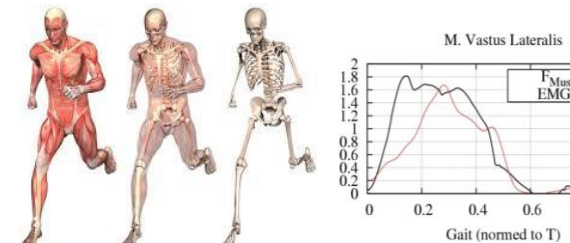
- Wie operieren?
z.B. Steifigkeit, Frakturmuster, Region



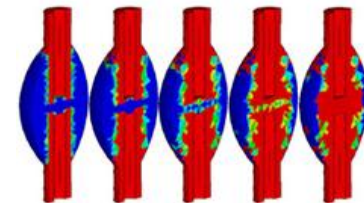
Fraktur



- 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

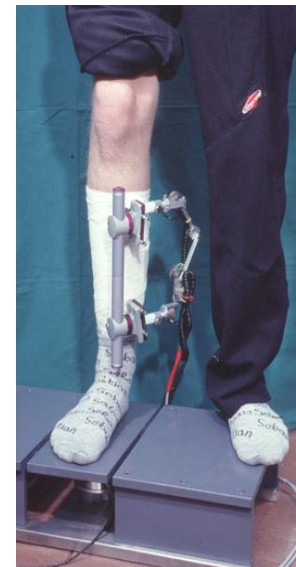
Name: Oma Trudel

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?



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



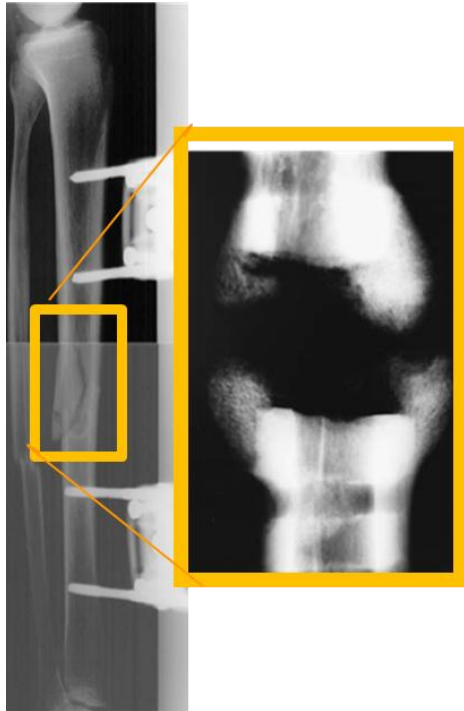
3. Wie groß sind die **Dehnungen** im Frakturspalt?



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

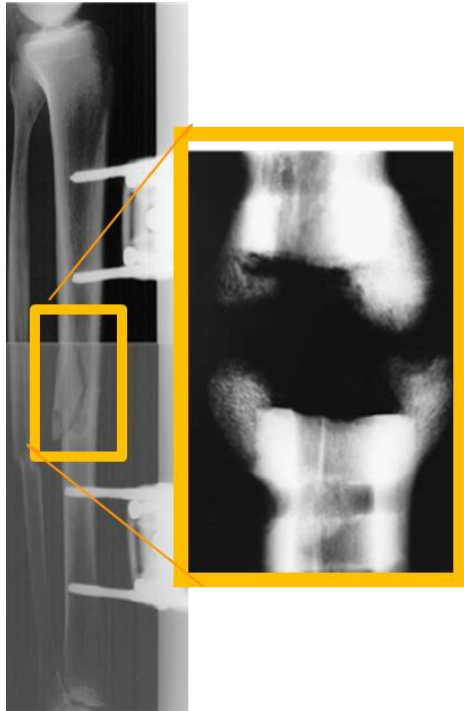
Biologie

Mechanik



Numerische Methoden - Beispiel

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



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

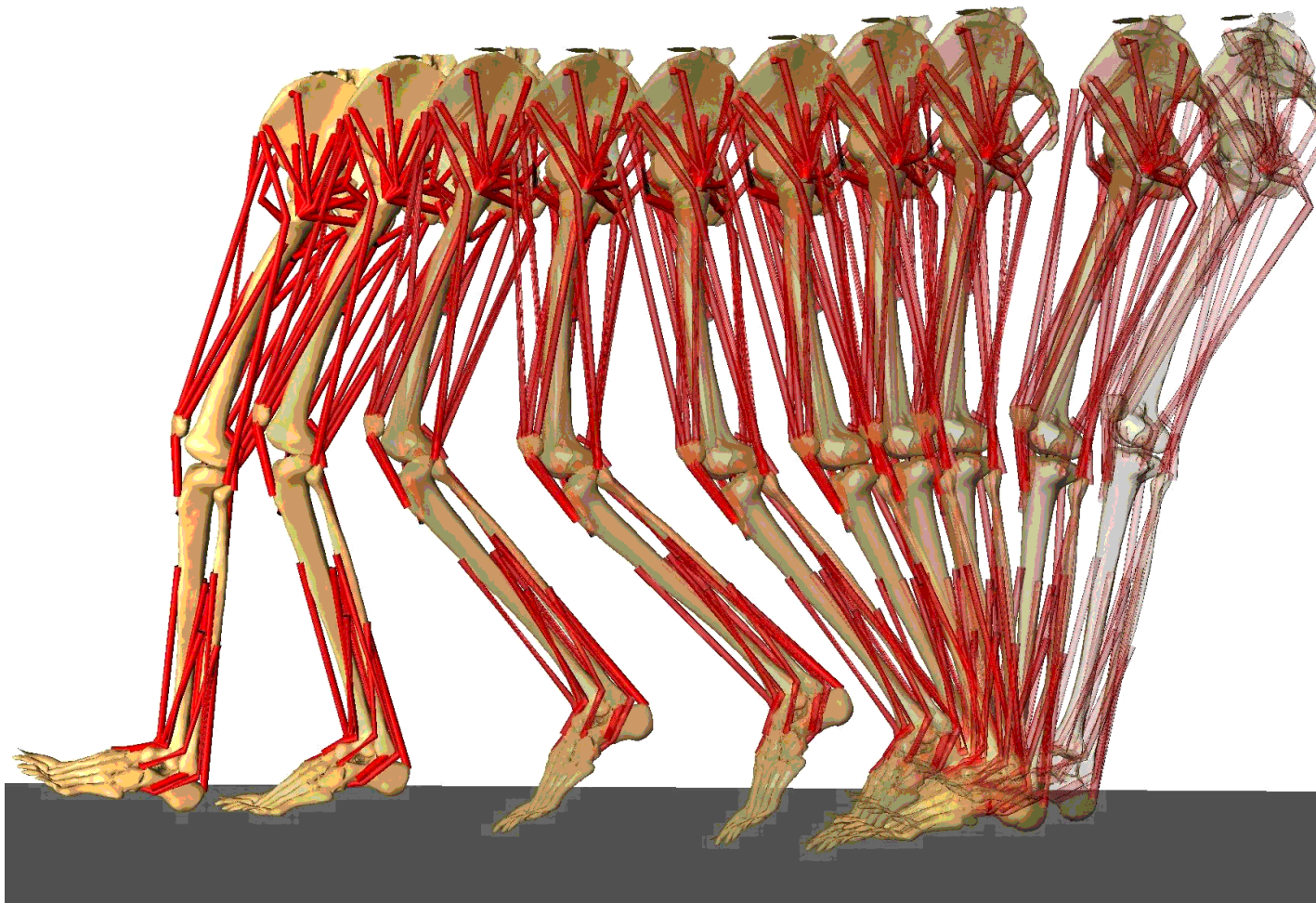


2. Wie groß sind die **Dehnungen** im Frakturspalt?



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

Mehrkörper-Systeme (MKS) in der Biomechanik

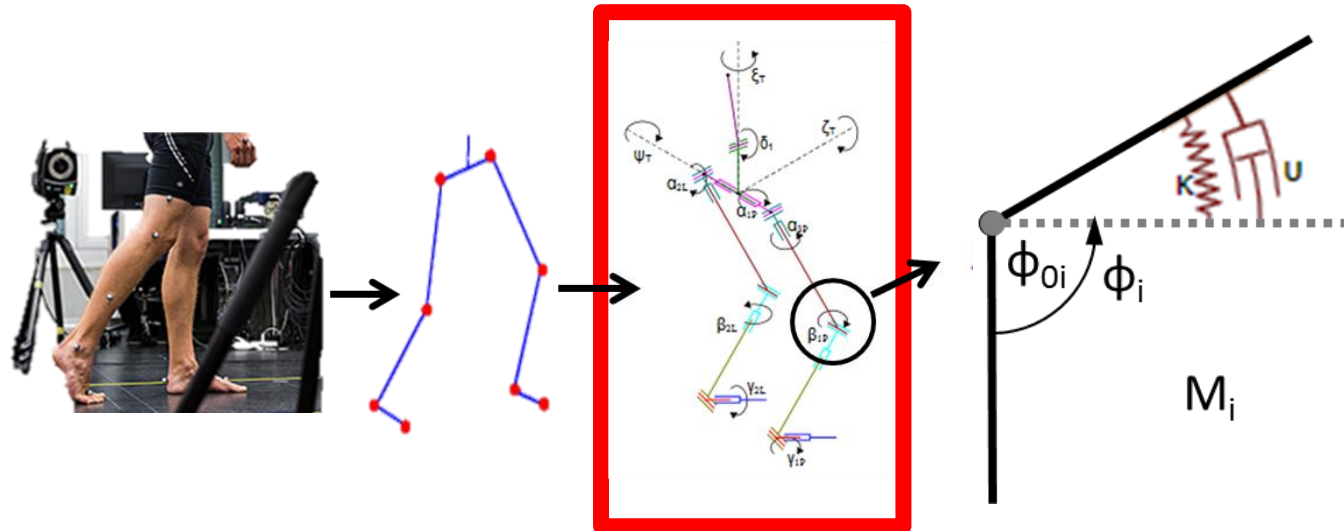


Mehrkörpersysteme (MKS):

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

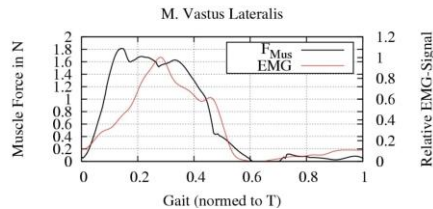
$$M_i^N = K_i(\phi_{0i} - \phi_i) + U_i(\phi_{0i} - \phi_i)$$

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

Beispiel zur Invers-Dynamik: "Gehen"

Validierung:

- Bodenreaktionskräfte
- EMG-Signal

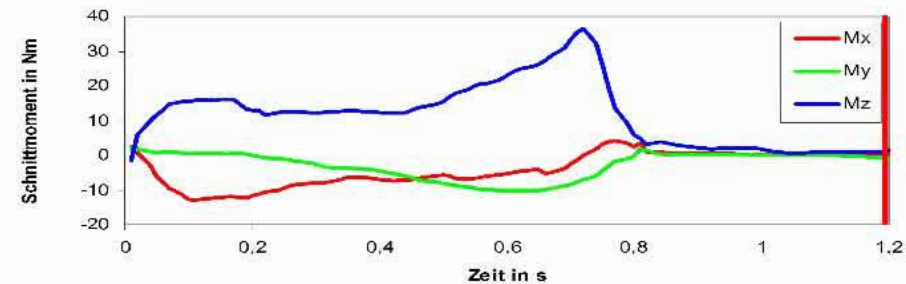
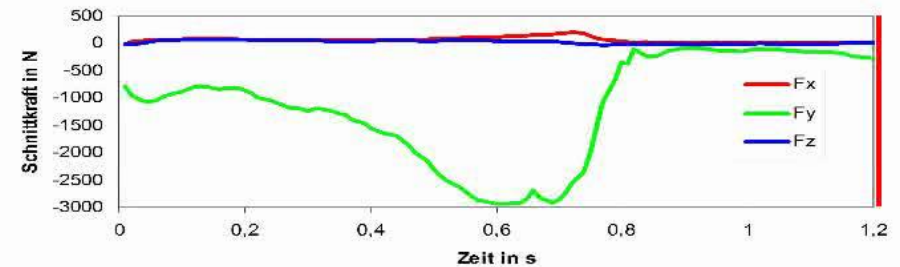
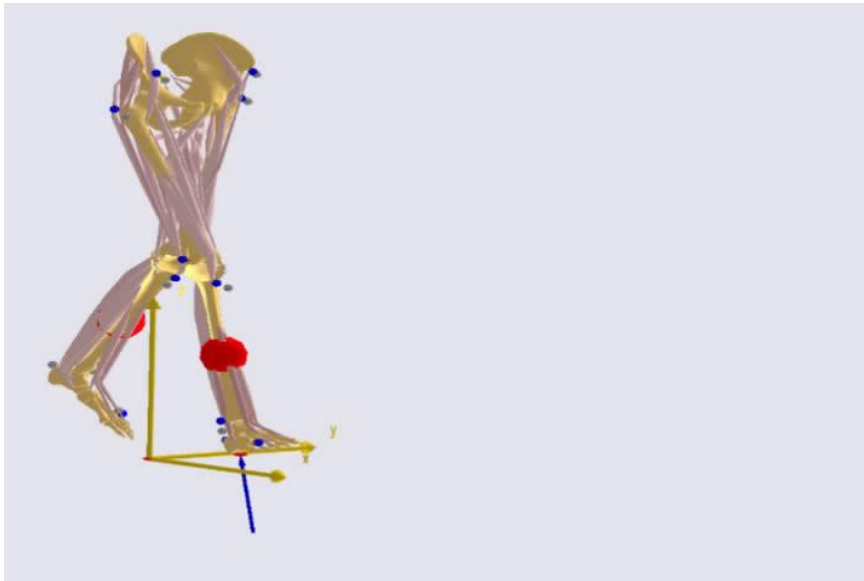


Kräfte?

MKS mit $FG > 0$

Bewegung

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

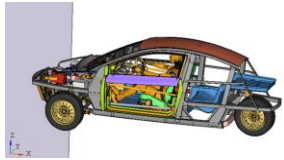


VERGLEICH: Vorwärts-Dynamik / Inverse Dynamik

Vorwärts-Dynamik:

INPUT: Kräfte

z.B. Autounfall



MKS mit $FG > 0$

Methode: Numerische Integration
der Bewegungsgleichung

Bewegung ?

Inverse Dynamik

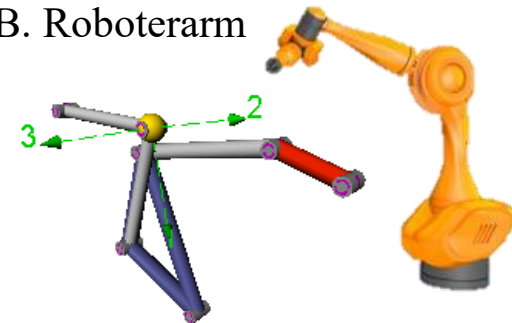
Kräfte ?

MKS mit $FG > 0$

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

INPUT: Bewegung

z.B. Roboterarm

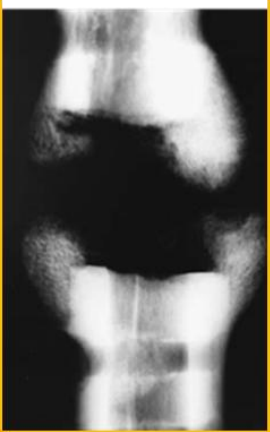
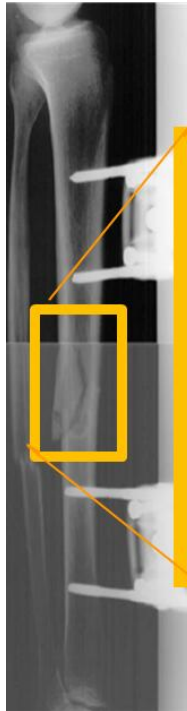


Numerische Methoden - Beispiel

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

Numerische Methoden - Beispiel

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

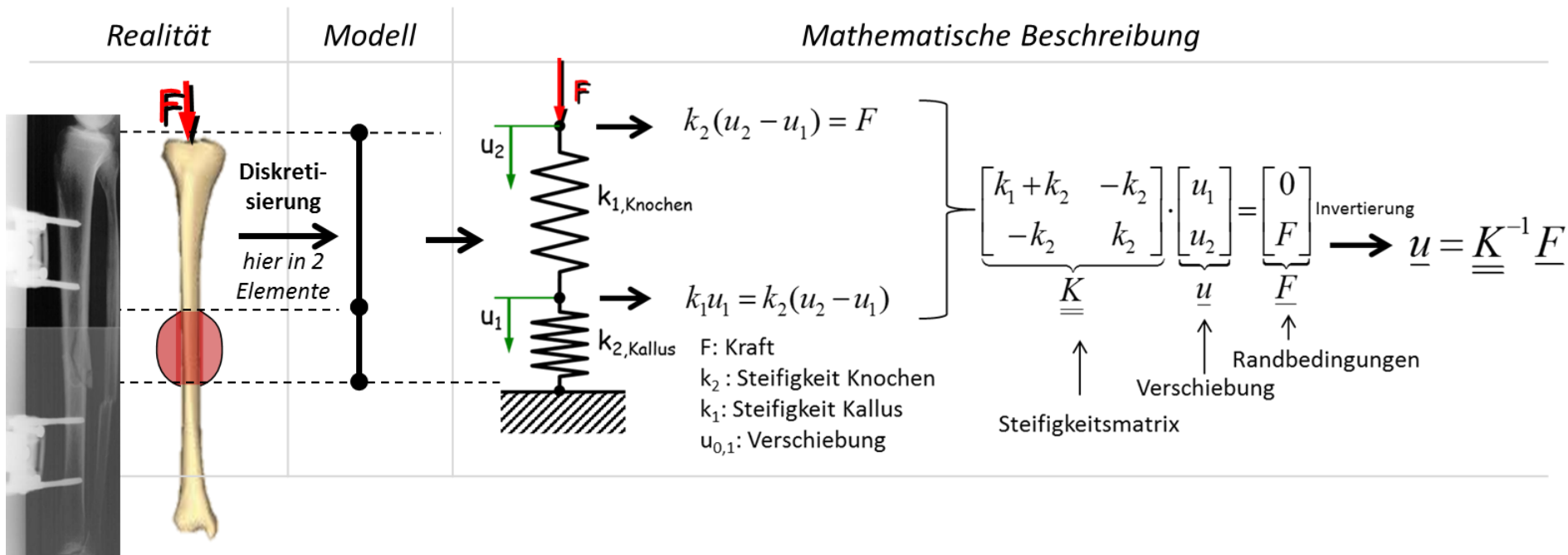


1. Wie schnell und unter welchen Bedingungen bildet sich **Knochen**?
2. Wie groß sind die **Dehnungen** im Frakturspalt?
3. Wie hoch sind die **Kräfte**, die auf die Fraktur beim Gehen wirken?

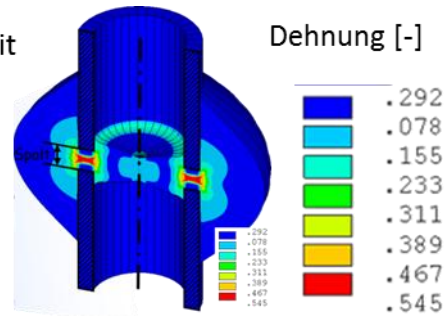


Finite Elemente Methode (FEM)

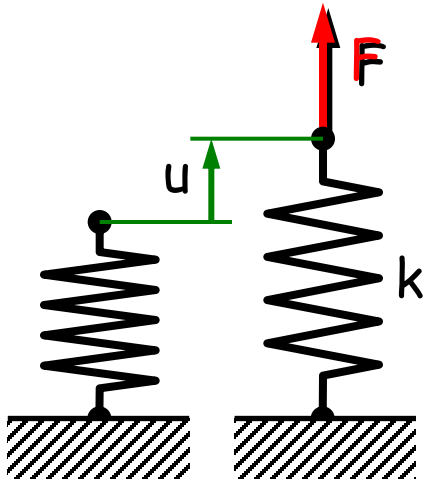
„Numerisches Verfahren zur näherungsweisen Lösung von partiellen Differentialgleichungen“



Diskretisierter Kallus mit hunderten Elementen:

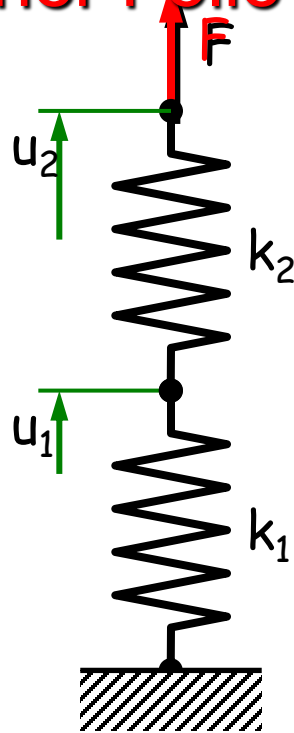


FEM: Erklärung auf einer Folie



$$k \cdot u = F$$

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

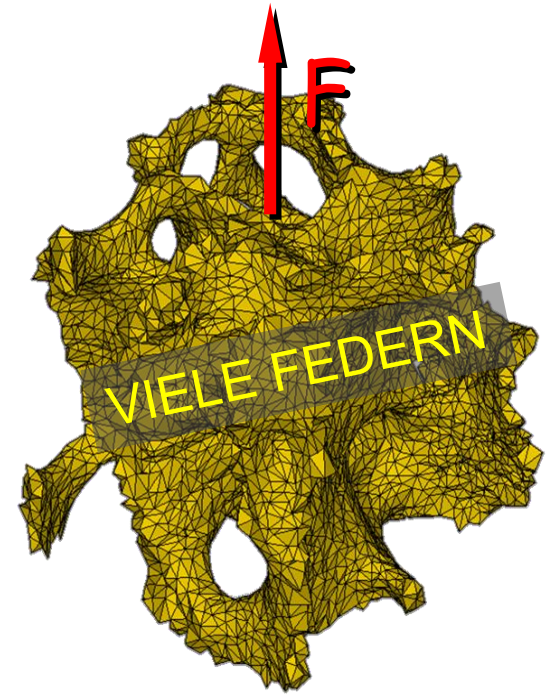


$$k_1 u_1 = k_2 (u_2 - u_1)$$

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

$$\underbrace{\begin{bmatrix} k_1 + k_2 & -k_2 \\ -k_2 & k_2 \end{bmatrix}}_{\underline{\underline{K}}} \cdot \underbrace{\begin{bmatrix} u_1 \\ u_2 \end{bmatrix}}_{\underline{u}} = \underbrace{\begin{bmatrix} 0 \\ F \end{bmatrix}}_{\underline{F}}$$

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



FE-Software

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

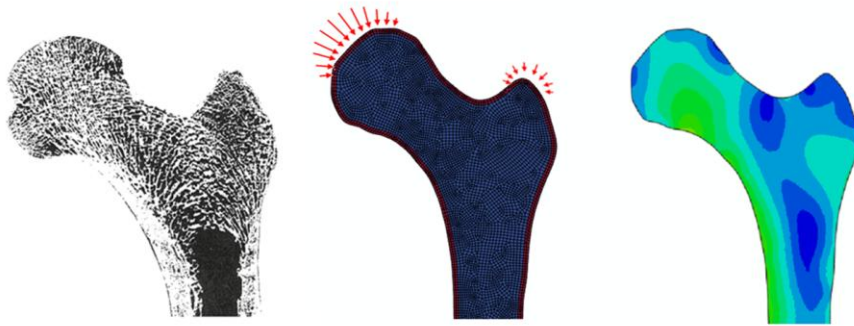
FE-Software

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

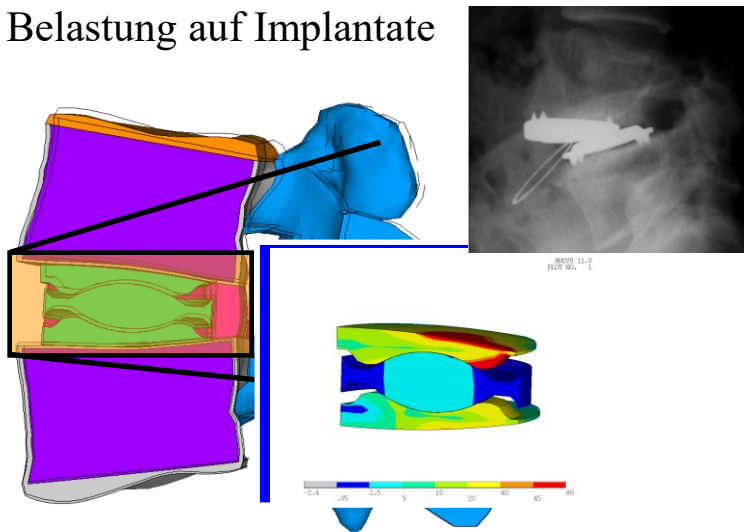
Finite Elemente Methode (FEM)

Weitere Beispiele aus der Medizin:

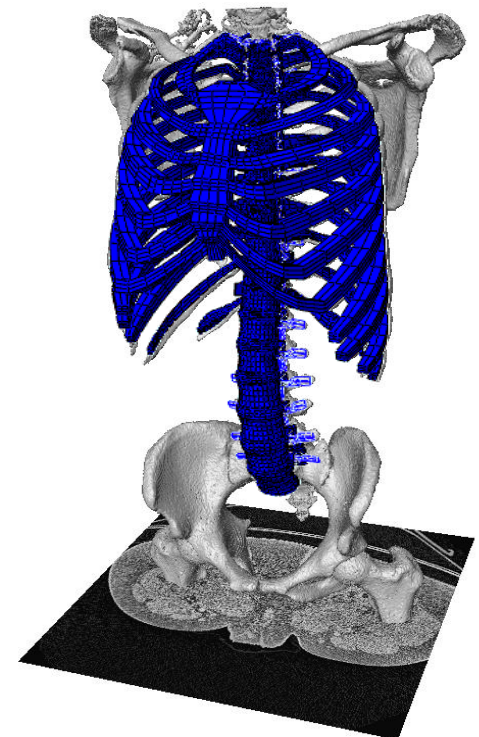
- Gestaltoptimierung: Erklärung der Trabekulären-Struktur



- Belastung auf Implantate



- Patientenspezifische Modelle

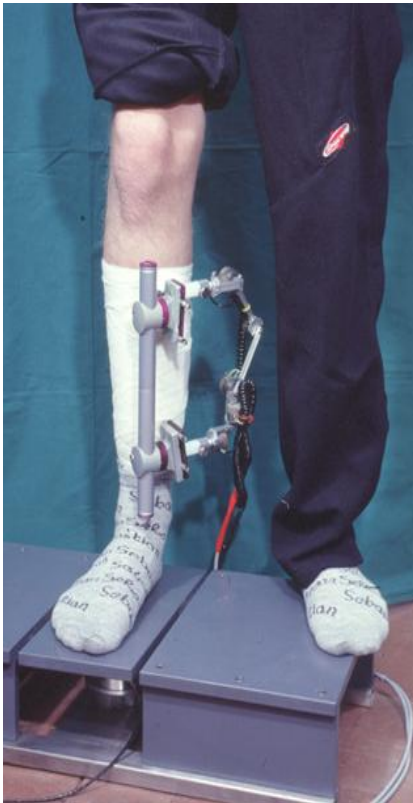


Numerische Methoden - Beispiel

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

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?

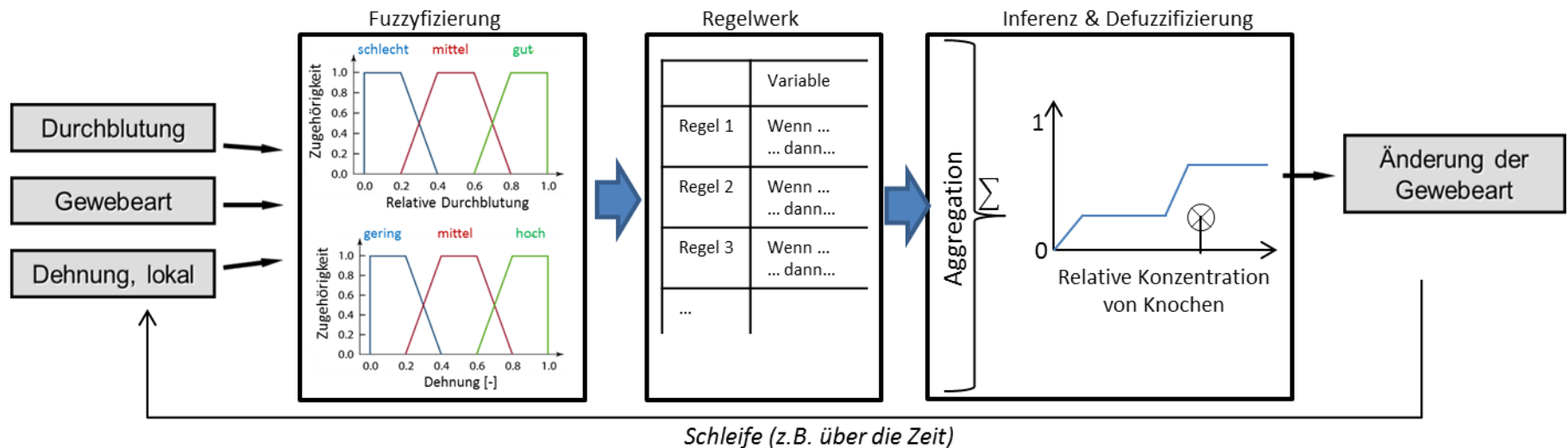


3. Wie hoch sind die **Kräfte**, die auf die Fraktur beim Gehen wirken?

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 operator	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:

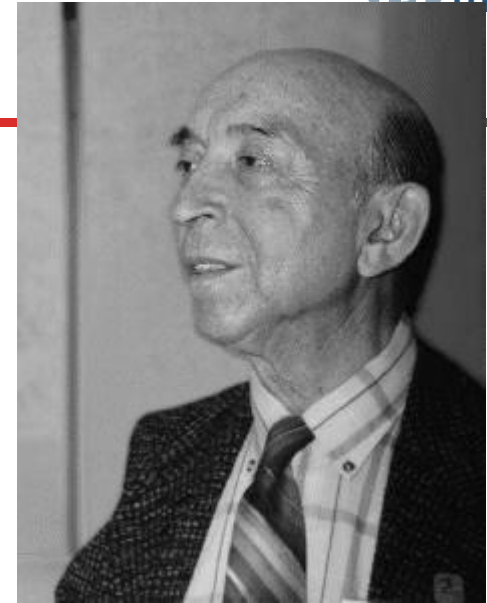
- Lotfi A. Zadeh, Berkeley (1965): „Fuzzy Sets“

Prinzip:

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

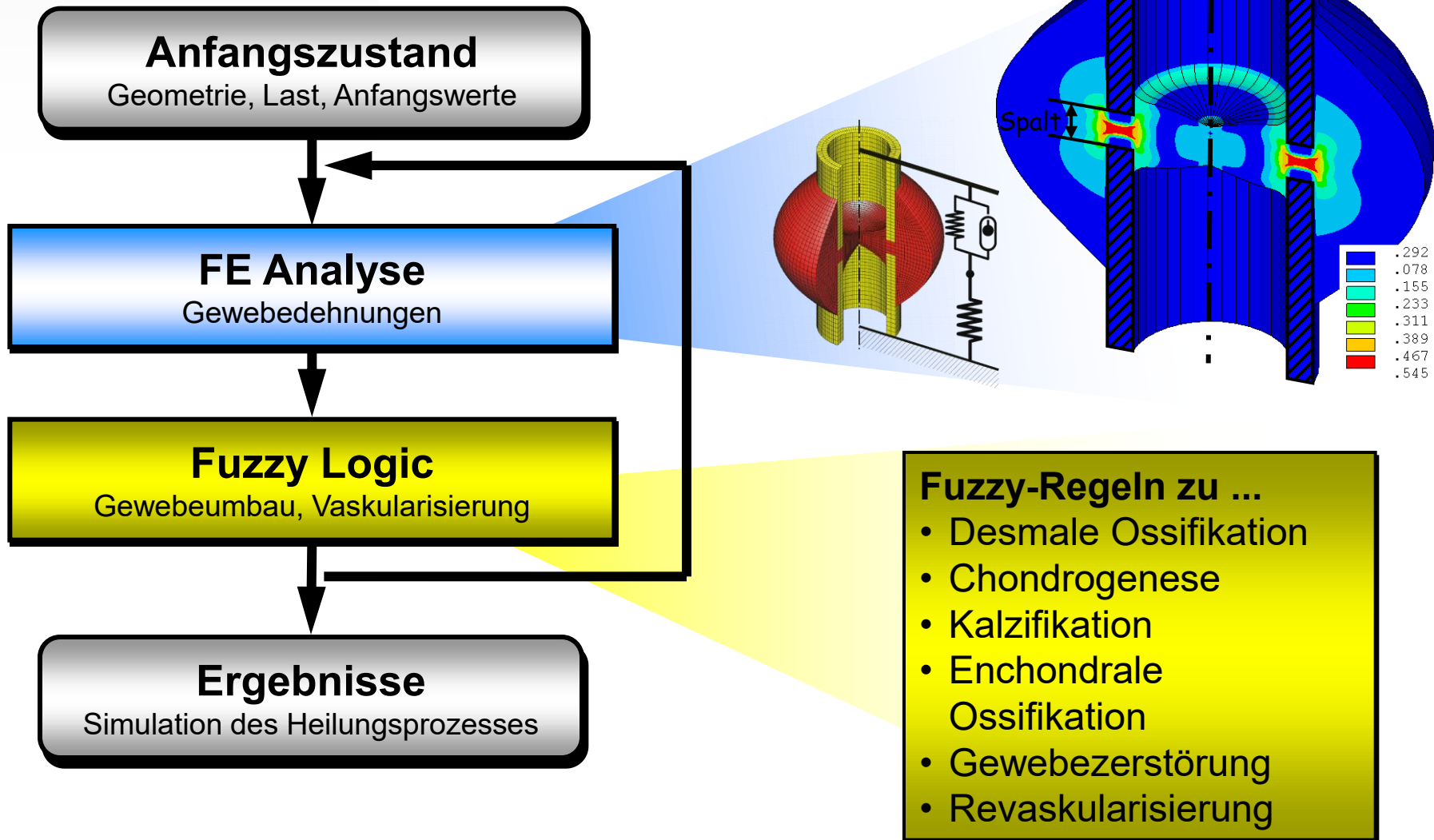
Einsatzgebiete:

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

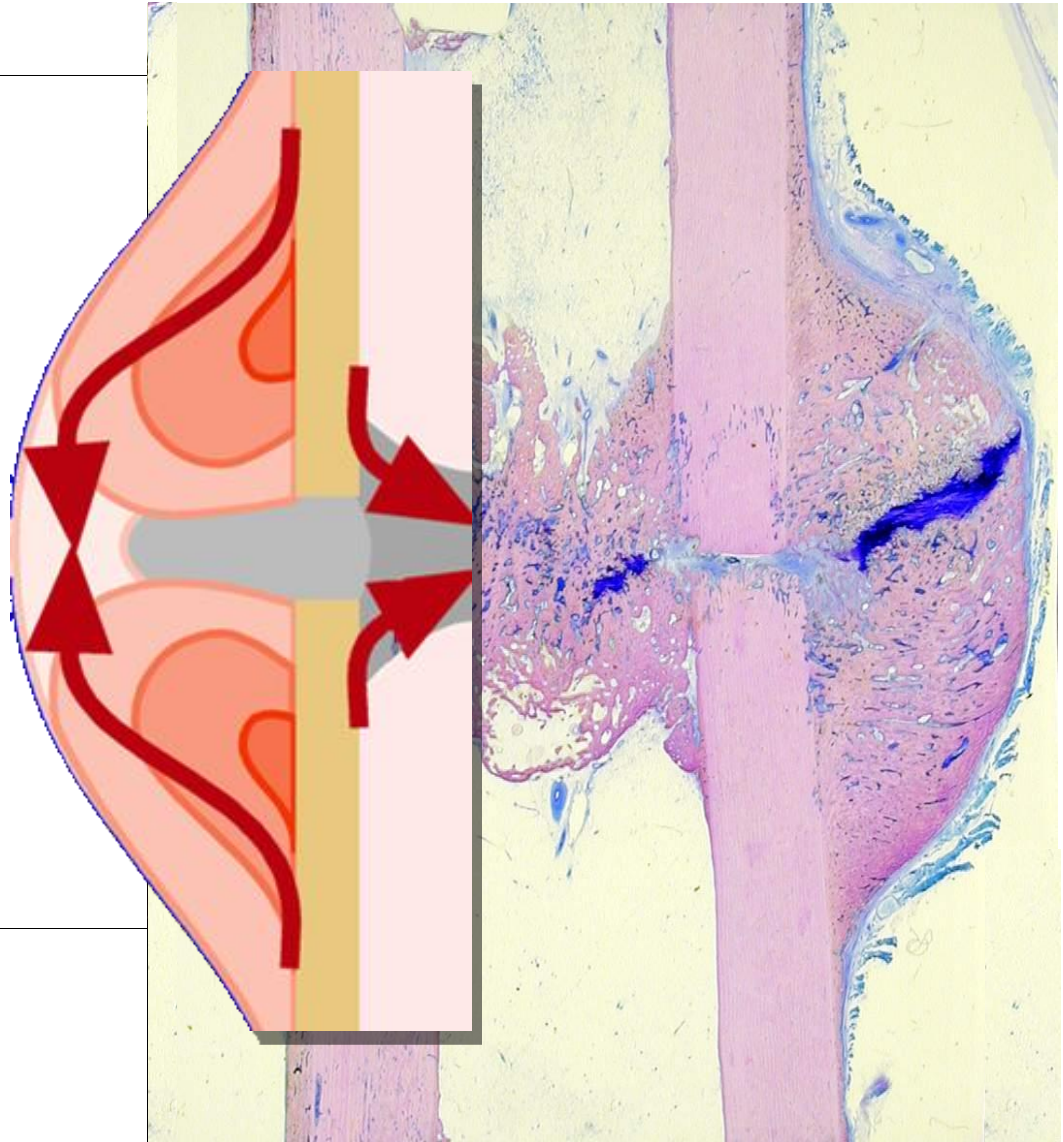


L.A. Zadeh
1921-2017

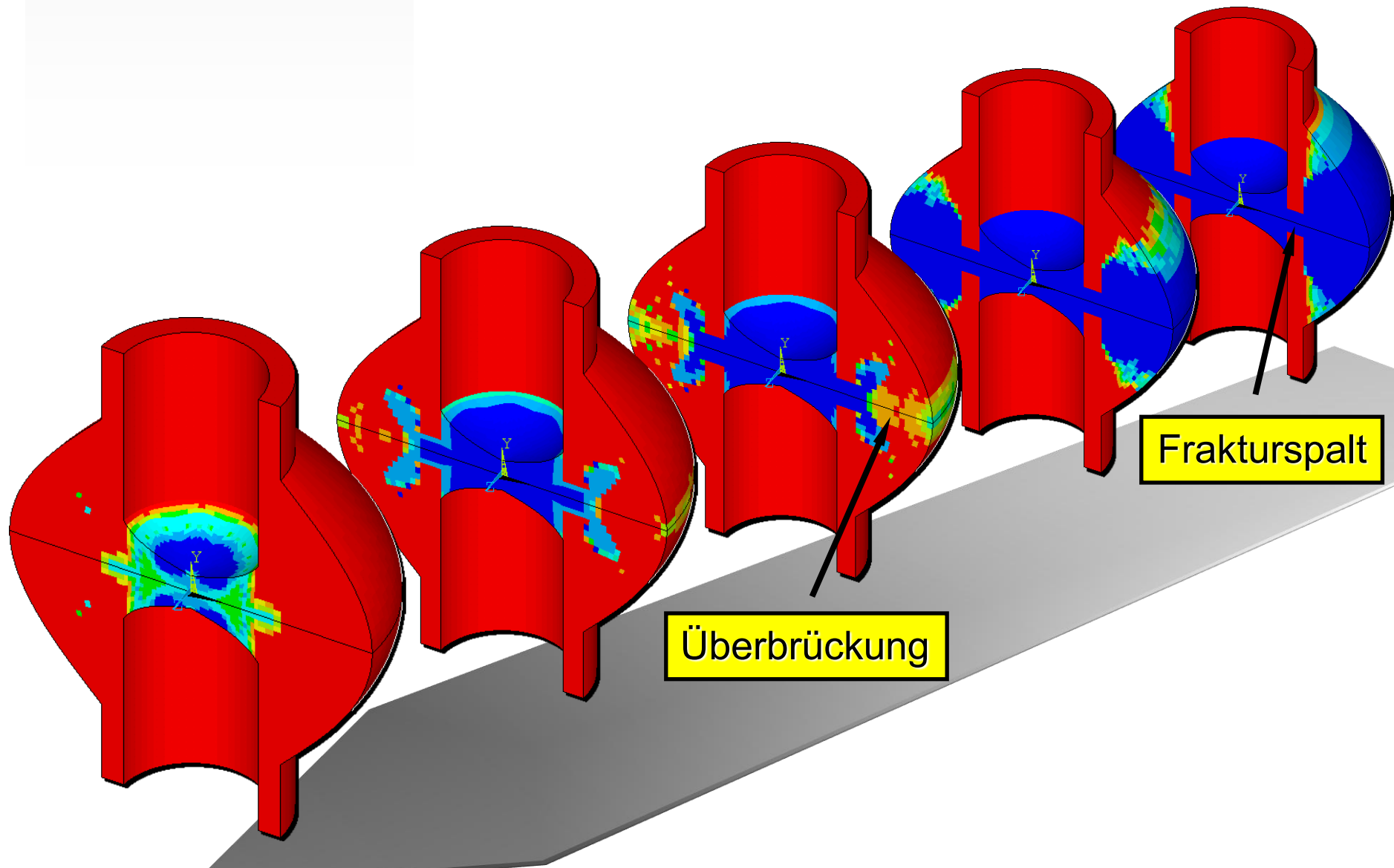
Simulation der Knochenheilung



Beispiel: „Simulation der Frakturheilung“



Ergebnis: Knochenneubildung

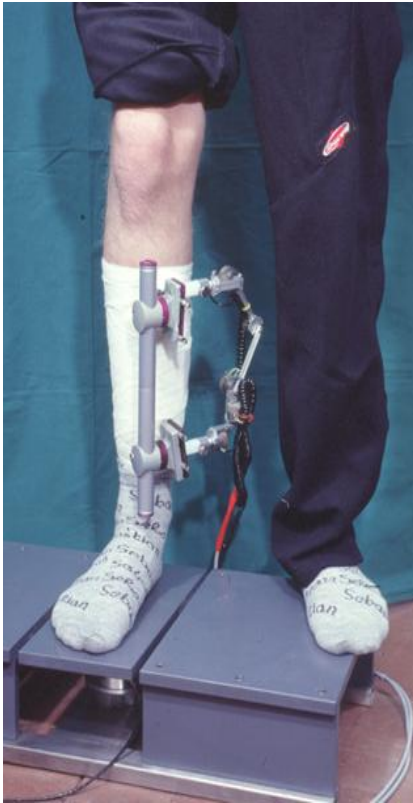


Numerische Methoden - Beispiel

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

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?

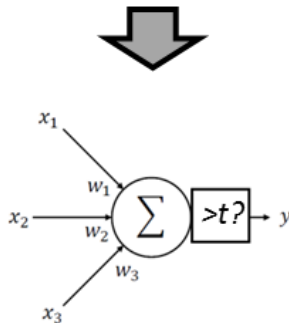
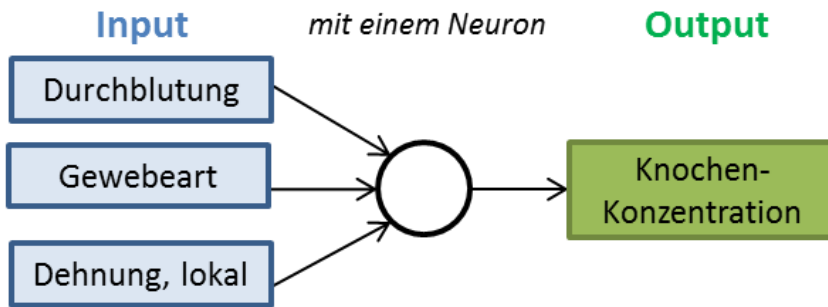


3. Wie hoch sind die **Kräfte**, die auf die Fraktur beim Gehen wirken?

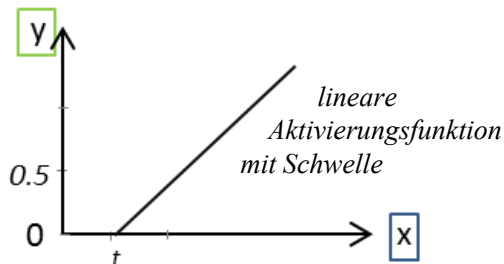
Machine learning (neuronale Netze)

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

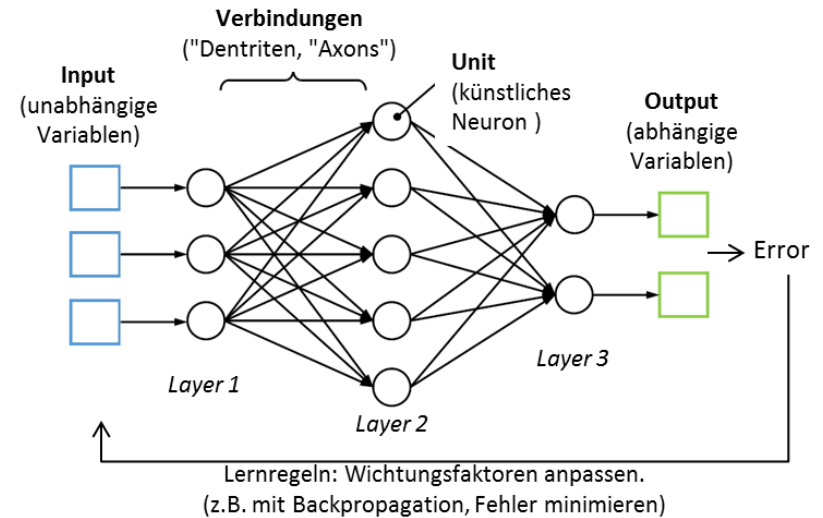
Künstliches neuronales Netz



$$y = w_1x_1 + w_2x_2 + w_3x_3 = \sum_i w_i x_i = w \cdot x$$



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



x: Parameter-Werte

w_i : Wichtungsfaktoren. Sie bestimmen den Grad des Einflusses, den die Input-Variable in des Neurons in der Berechnung der späteren Aktivierung einnehmen.

t: Schwellenwert.

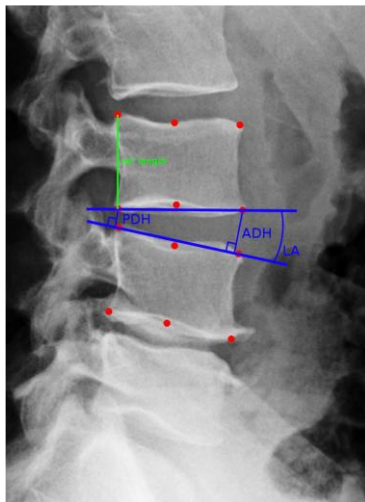
Beispiel: Mit den vom System ermittelten Werten $w_1 = 1$, $w_2 = 0$, $w_3 = 2$, $t = 1.1$

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

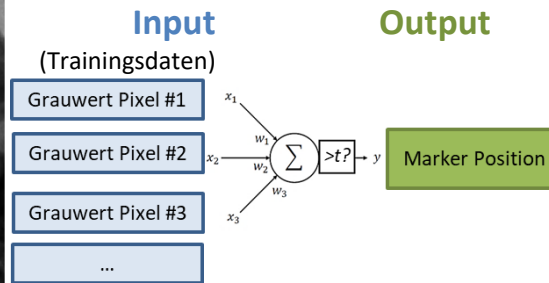
Machine learning (neuronale Netze)

Weitere Beispiele:

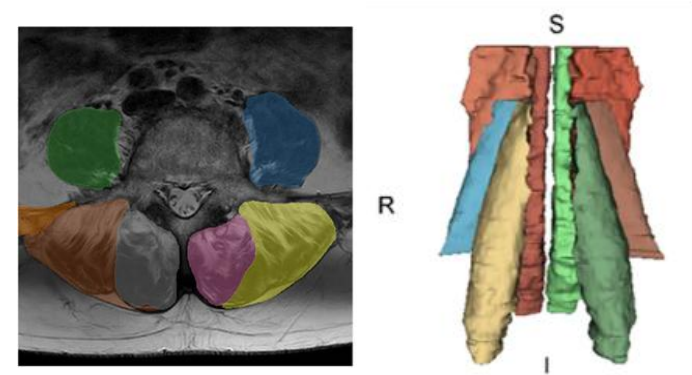
Marker-Erkennung:



Niemeyer, 2016



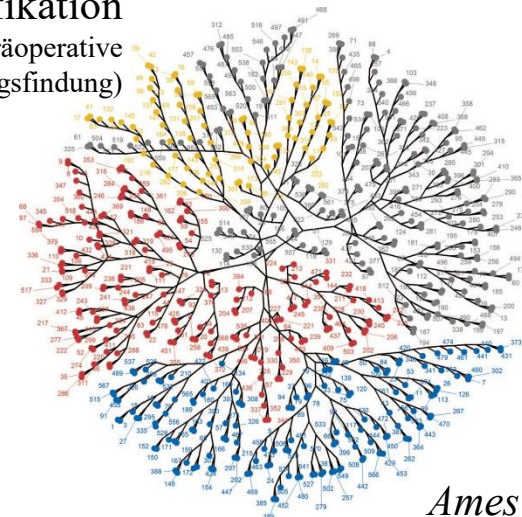
Segmentierung/Diagnostik



Klassifikation (präoperative Entscheidungsfindung)

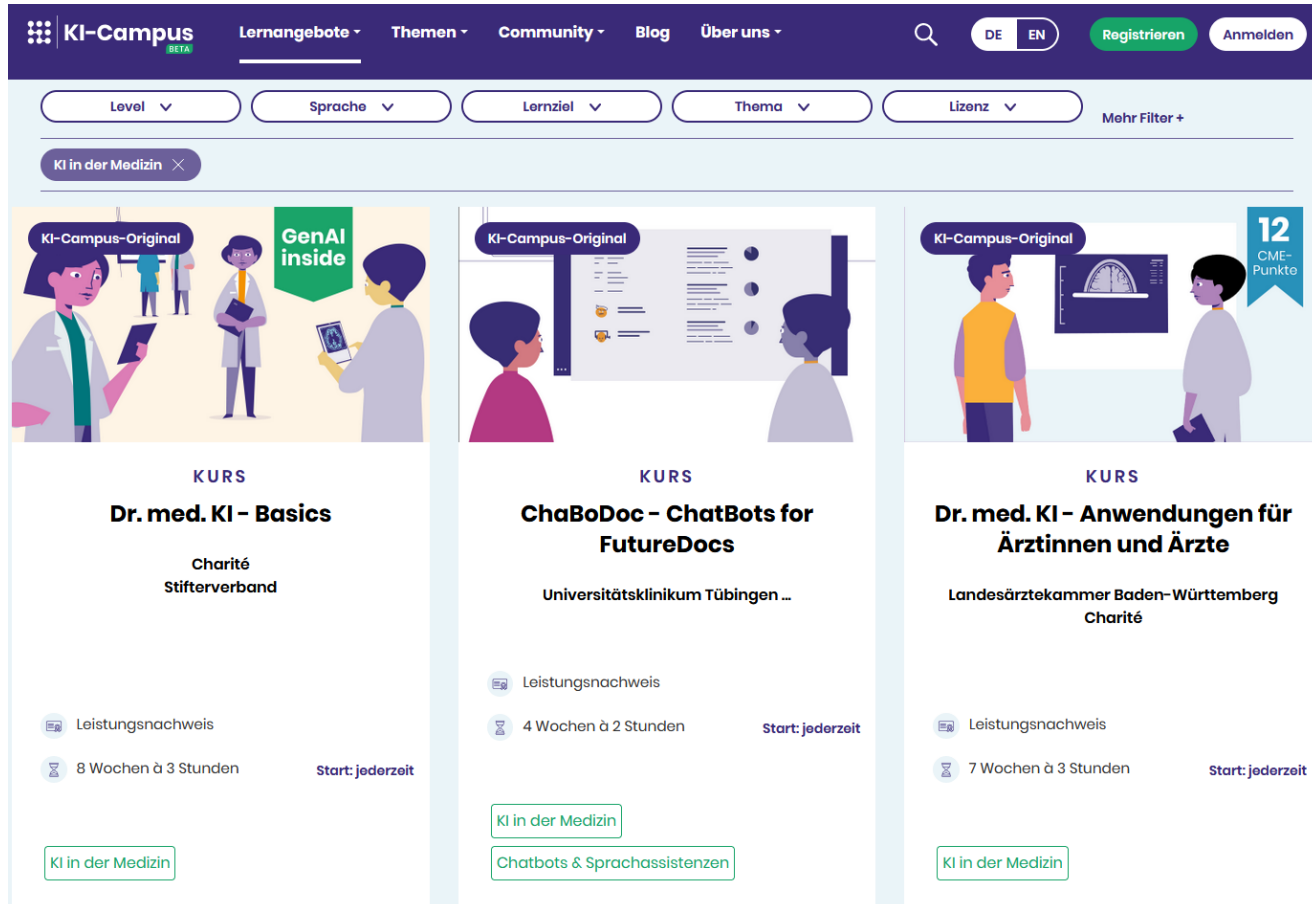


Wu et al 2015



Ames et al 2019

- *ki-campus.org*



The screenshot displays the KI-Campus website interface. At the top, there is a navigation bar with the KI-Campus logo, menu items (Lernangebote, Themen, Community, Blog, Über uns), a search icon, language selectors (DE, EN), and buttons for registration (Registrieren) and login (Anmelden). Below the navigation bar is a filter section with dropdown menus for Level, Sprache, Lernziel, Thema, and Lizenz, along with a 'Mehr Filter +' link. A 'KI in der Medizin' filter is selected and highlighted. The main content area features three course cards, each with an illustration, title, provider, and details.

KURS	Dr. med. KI - Basics	ChaBoDoc - ChatBots for FutureDocs	Dr. med. KI - Anwendungen für Ärztinnen und Ärzte
Illustration	Illustration of two people, one holding a tablet, with a 'GenAI inside' badge.	Illustration of two people looking at a screen displaying code or data.	Illustration of two people, one holding a tablet, with a '12 CME-Punkte' badge.
Provider	Charité Stifterverband	Universitätsklinikum Tübingen ...	Landesärztekammer Baden-Württemberg Charité
Leistungsnaheis	Leistungsnaheis	Leistungsnaheis	Leistungsnaheis
Duration	8 Wochen à 3 Stunden	4 Wochen à 2 Stunden	7 Wochen à 3 Stunden
Start	Start: jederzeit	Start: jederzeit	Start: jederzeit
Tags	KI in der Medizin	KI in der Medizin Chatbots & Sprachassistenten	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
- } erfordern Experimente
- Modelle sind immer **fragespezifisch**



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



Anatomie

- Aufbau und Funktion Bewegungsapparat

Physiologie

- Mechanismen der Muskelkontraktion
- Steuerung und Regel von Bewegung

(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

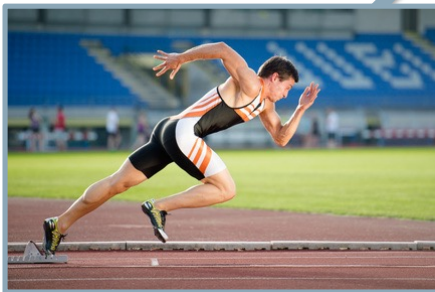
- Mechanismen der Muskelkontraktion
- Steuerung und Regel von Bewegung

Warum Sportbiomechanik

Bewegungen optimieren → Leistung steigern
Gesunderhaltung



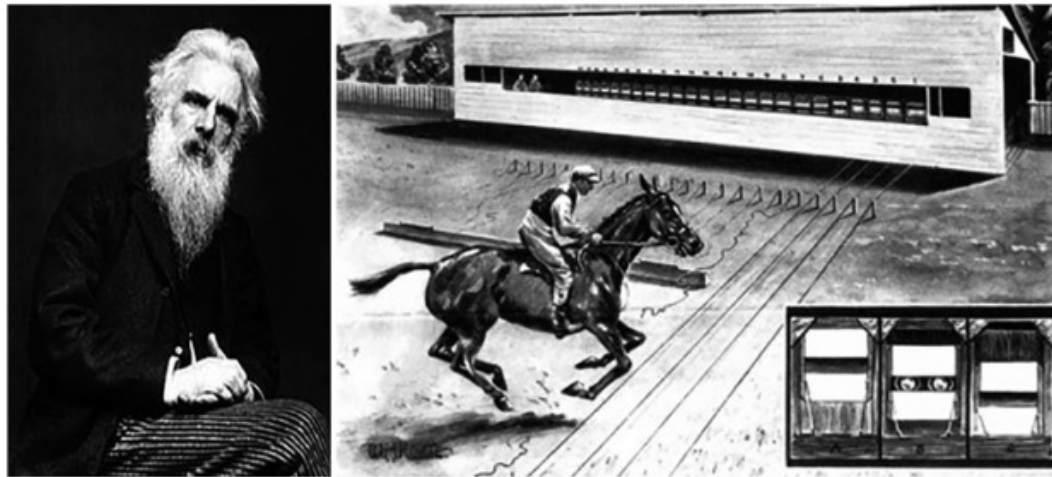
(Wank, 2021)



Anfänge der Sportbiomechanik

- ein Blick in die Geschichte der Bewegungsanalyse

um 1800



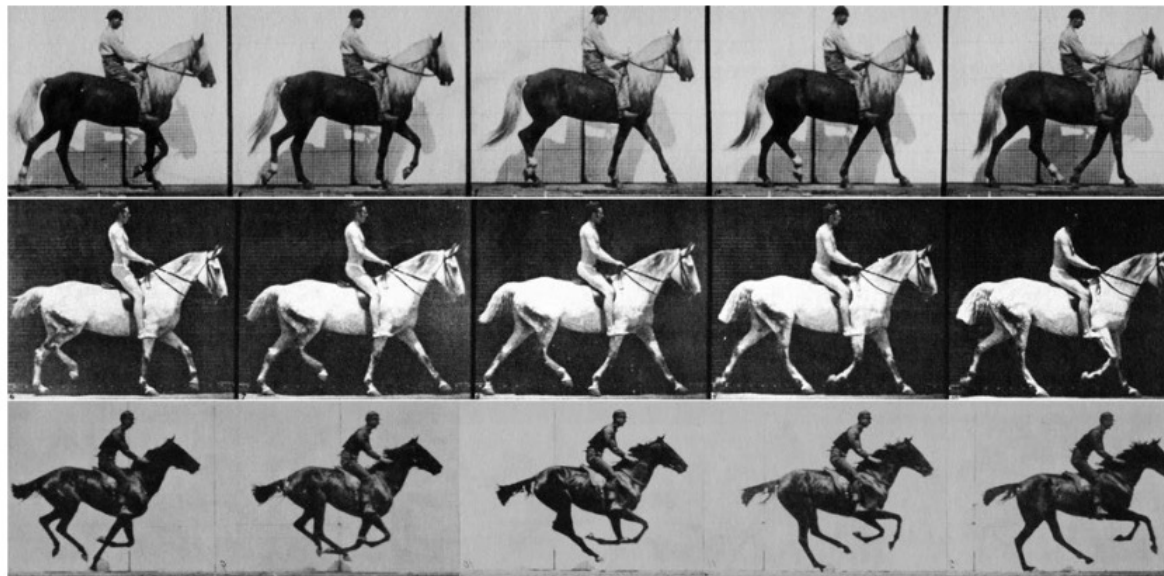
■ **Abb. 1.1** Experimentierstrecke zur Analyse der Lokomotion von Pferden (Palo Alto, California; Muybridge, um 1873). Beim Passieren des Pferdes wurden 24 Plattenkameras über Fäden, die vom Pferd gerissen wurden, nacheinander ausgelöst. So entstand eine Serie mit 24 einzelnen Fotos bei nahezu konstantem 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

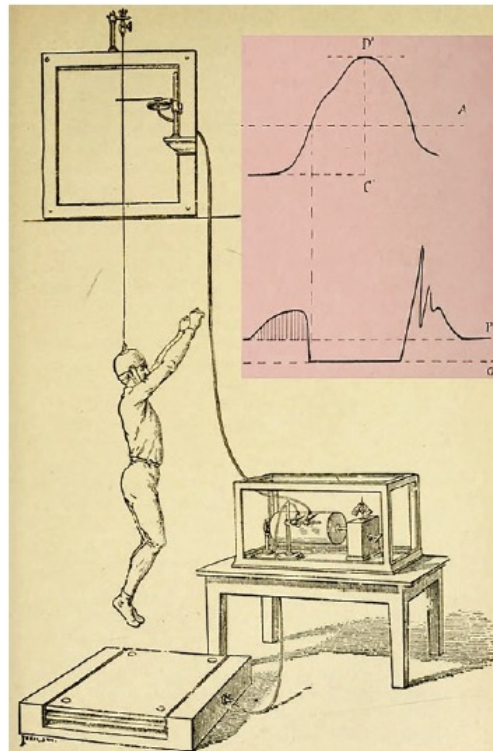


■ **Abb. 1.2** Fotografische Serienbilder verschiedener Gangarten von Pferden (Muybridge, um 1880). (Montage von Bildern aus Adams 2010, S. 656, 614, 636; Originale von Muybridge, um 1890)

Anfänge der Sportbiomechanik

- ein Blick in die Geschichte der Bewegungsanalyse

um 1910

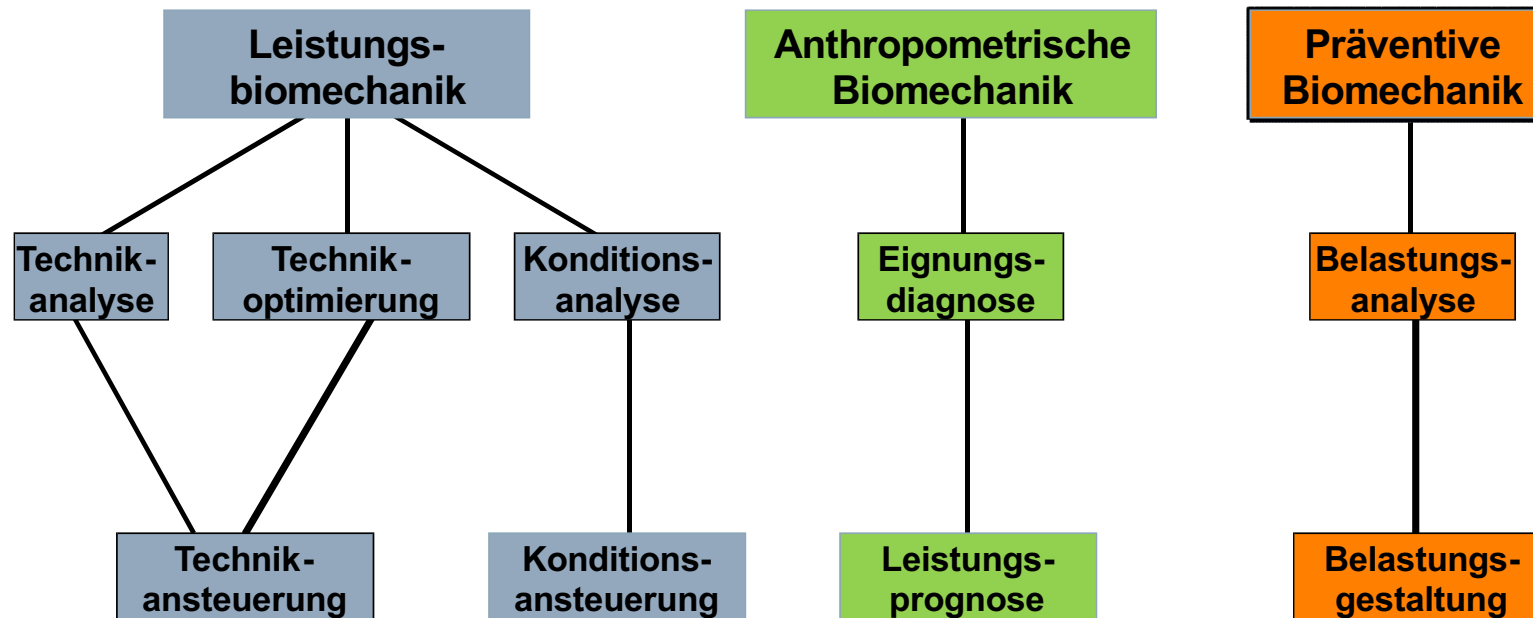


■ **Abb. 1.9** Messung der Bodenreaktionskräfte mit einer pneumatischen Kraftmessplatte und Erfassung der Flughöhe über einen Zugseilsensor am Kopf. Die Zeitverläufe beider Signale wurden auf einer Kymografentrommel aufgezeichnet (Marey, um 1876). (Montage mit 2 Abbildungen aus Marey und Pritchard 1895)

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

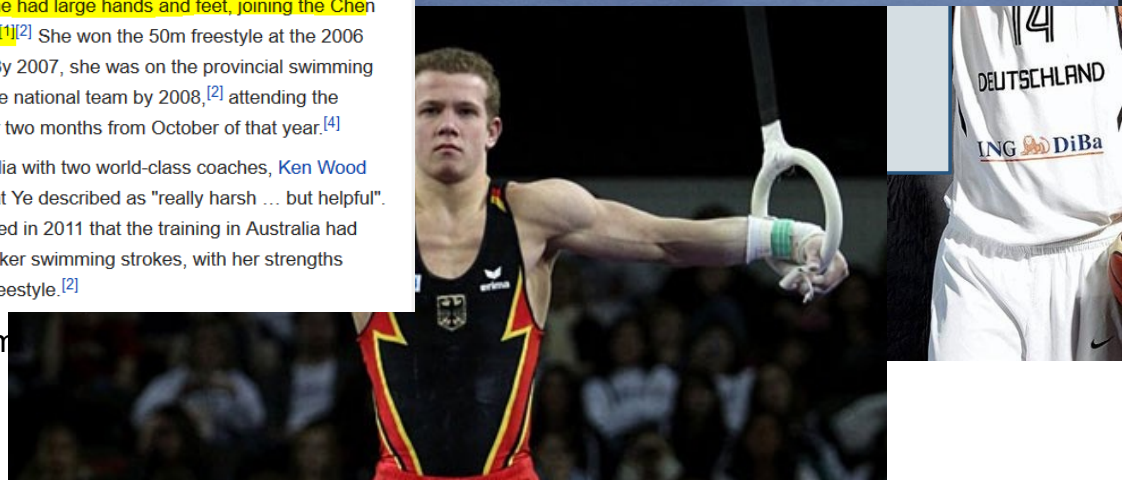


Early life [\[edit\]](#)

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.^[2] 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](#).^{[1][2]} She won the 50m freestyle at the 2006 Zhejiang Provincial Games.^[3] By 2007, she was on the provincial swimming team,^[2] and was on the Chinese national team by 2008,^[2] attending the national junior training camp for two months from October of that year.^[4]

She trained in [Brisbane](#), Australia with two world-class coaches, [Ken Wood](#) and Denis Cotterell, training that Ye described as "really harsh ... but helpful".^{[5][2][3]} 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.^[2]

Olympiasiegerin m

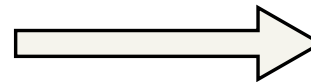
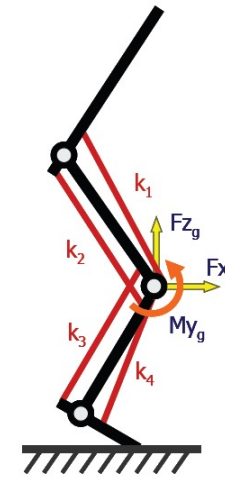
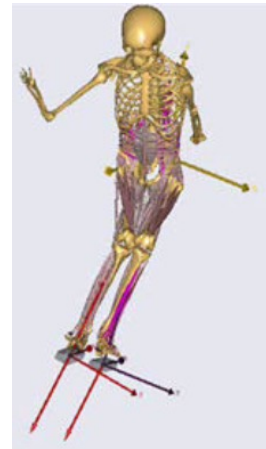


Präventive Biomechanik

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



Messungen von
Bewegungsabläufen



Bestimmung der inneren
Kräfte und Momente

Video

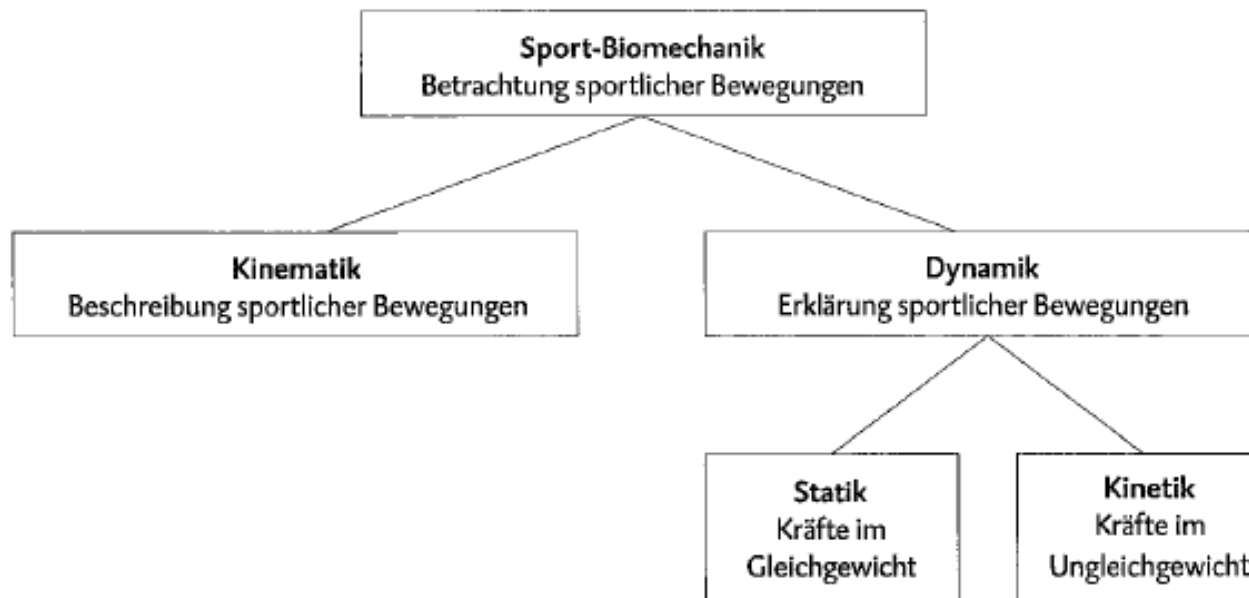


Aufbau der Vorlesung

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

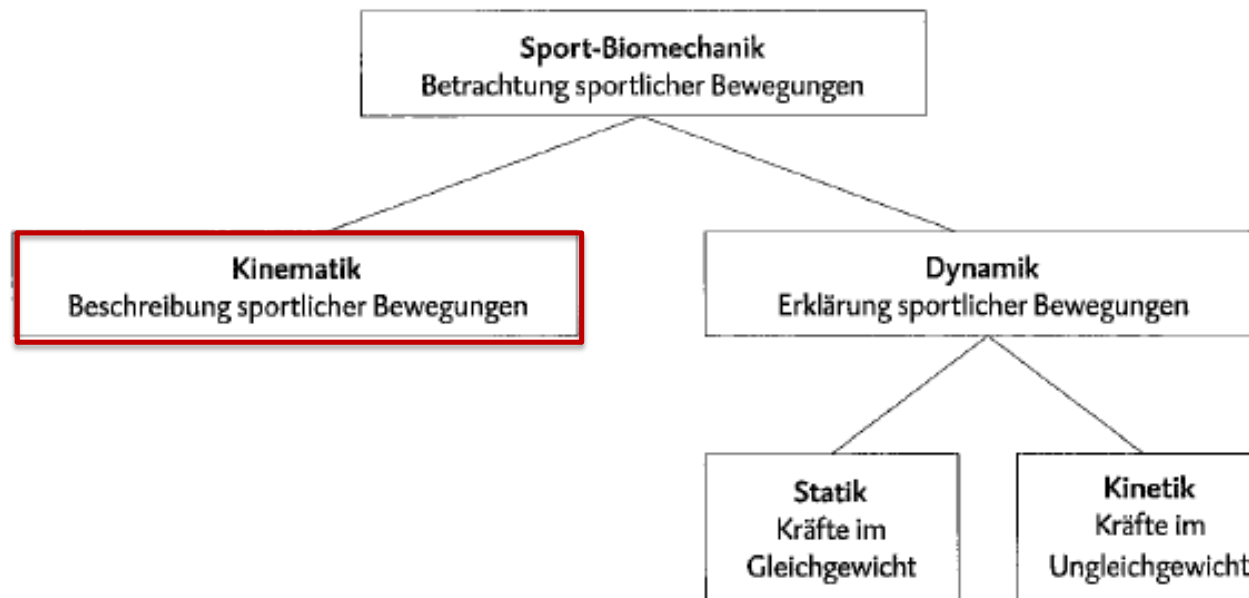


Mechanik



Peters, 2008

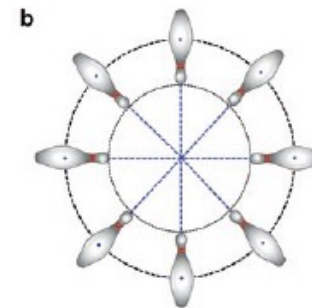
Mechanik



Peters, 2008

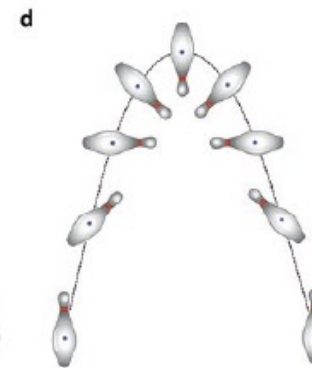
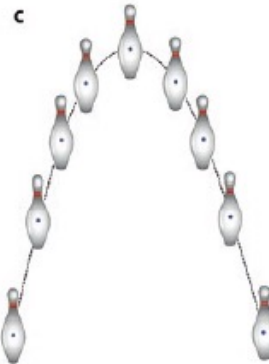
Bewegungsformen

Eindimensionale
Translation (freier Fall)



Rotation um
körperfernen
Drehpunkt

Zweidimensionale
Translation
(schräger Wurf)

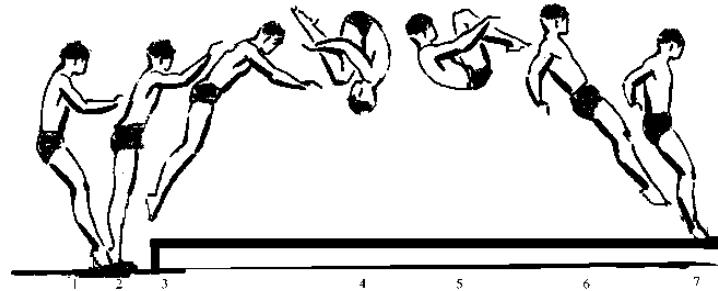


Kombination aus
Translation und
Rotation um Körper-
schwerpunktachse

(Wank, 2021)

Bewegungsformen

Eindimensionale
Translation (freier Fall)



Zweidimensionale
Translation
(schräger Wurf)

Rotation um
körperfernen
Drehpunkt

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, Sprinden)

3 Phasen:

- Vorbereitungsphase
- Hauptphase
- Endphase

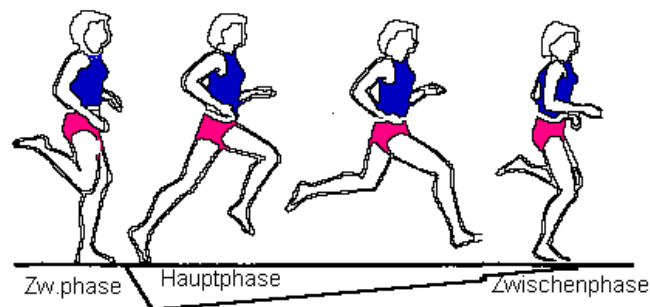


Zyklische Bewegungen

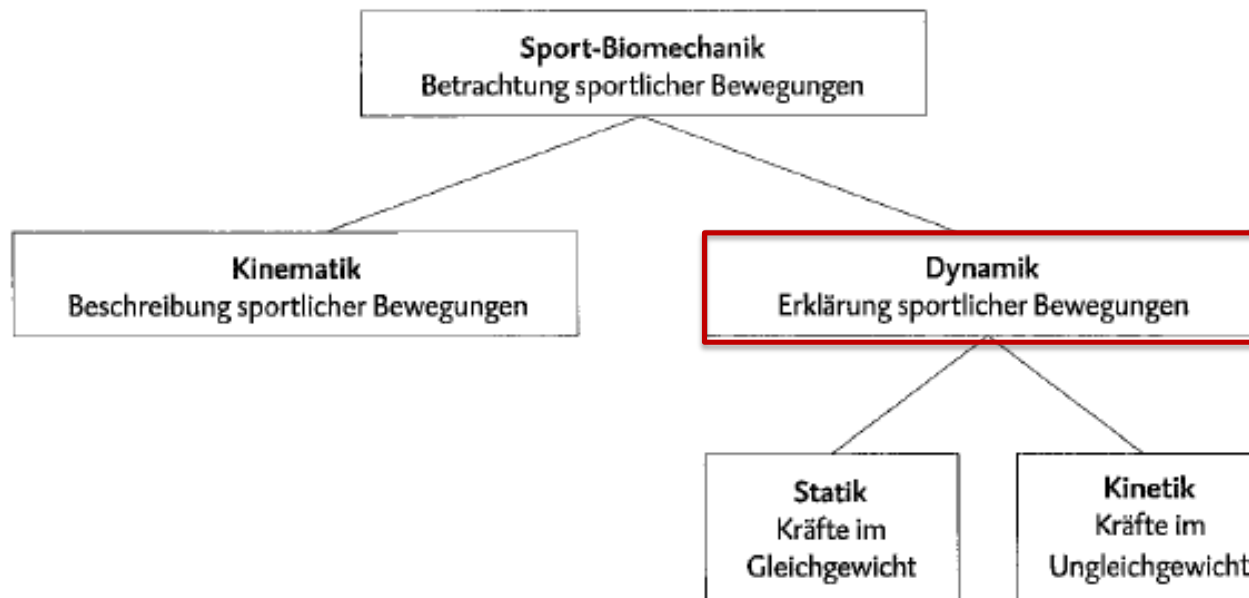
Wiederholung gleichartiger Teilbewegungen (z.B. Laufen, Rudern)

2 Phasen:

- Hauptphase
- Zwischenphase

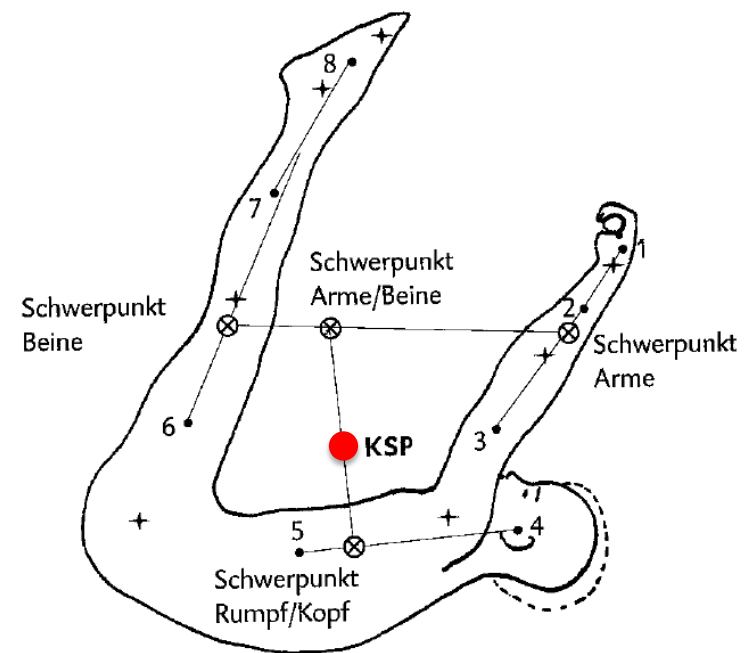
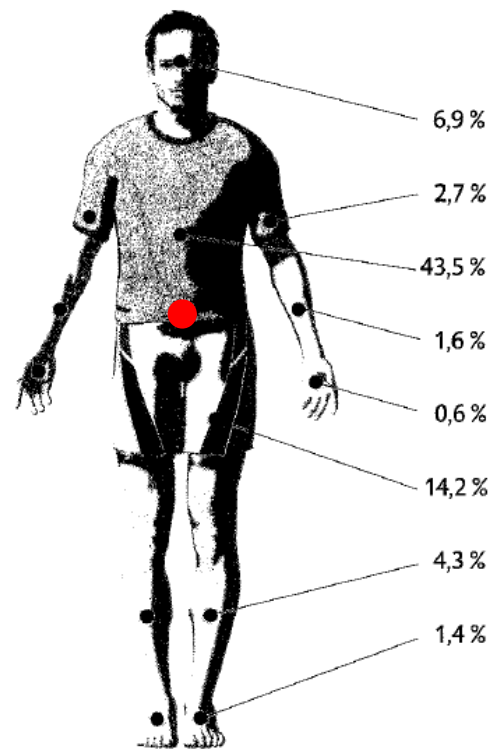


Mechanik



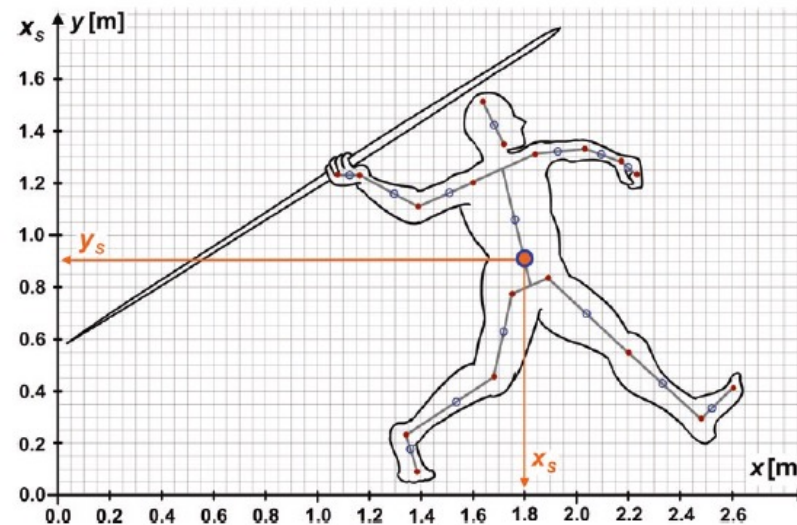
Peters, 2008

Körperschwerpunkt beim Menschen



Peters, 2008

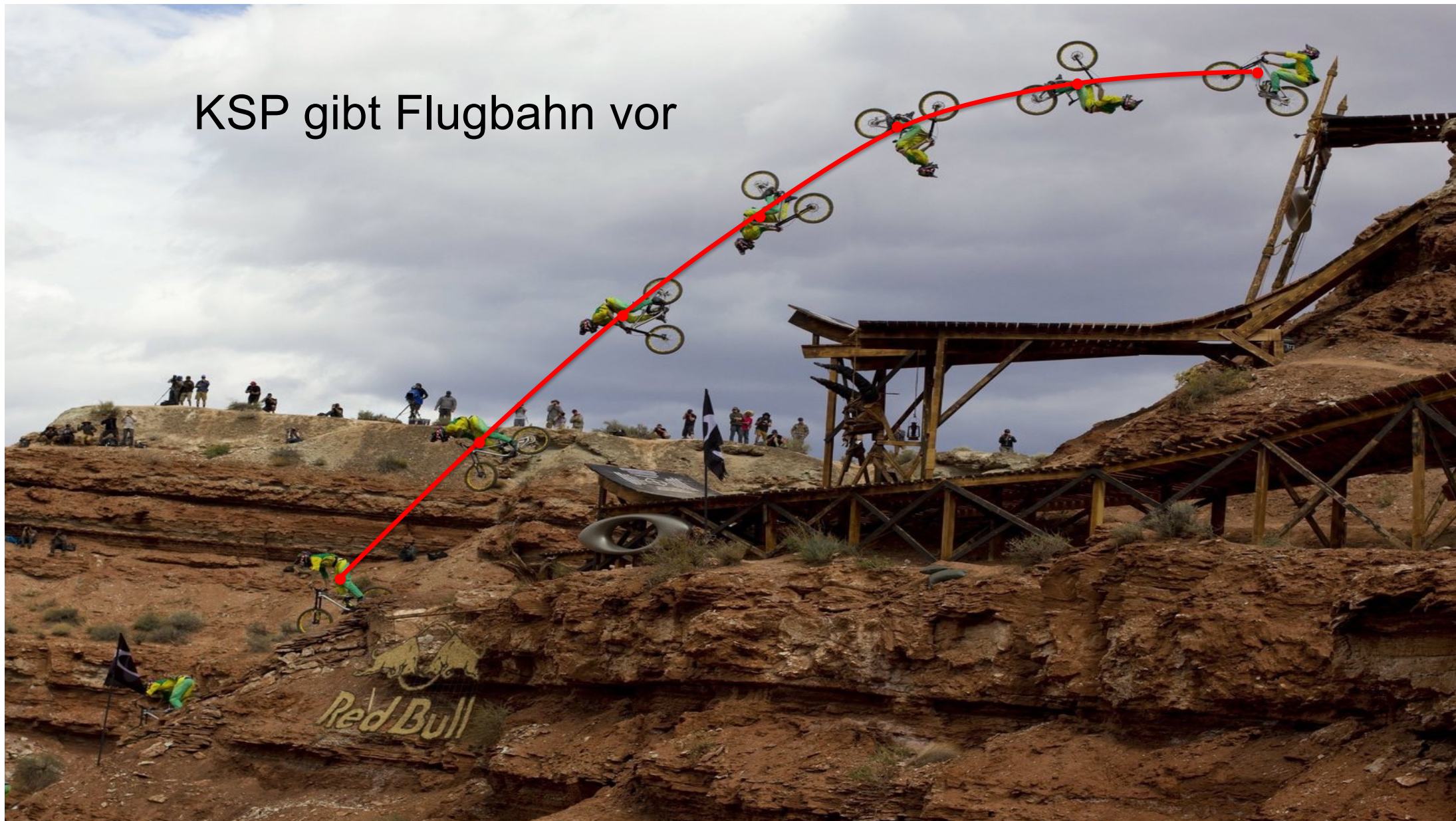
Körperschwerpunkt beim Menschen – Schwerpunktsatz



■ **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

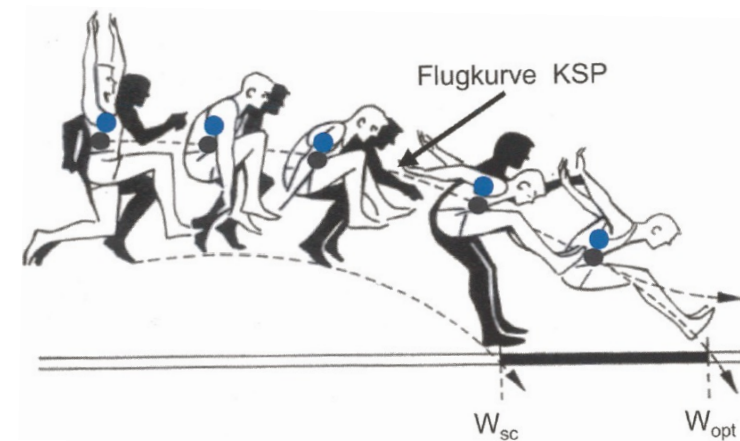
Körperschwerpunkt

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

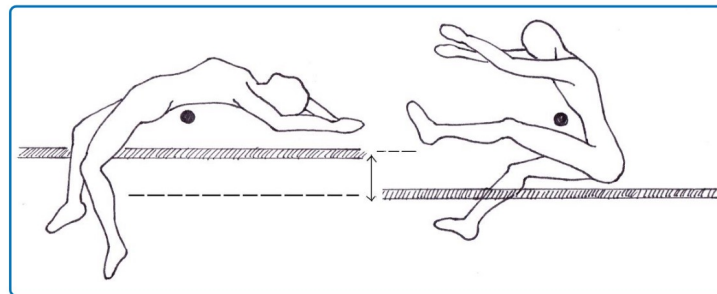
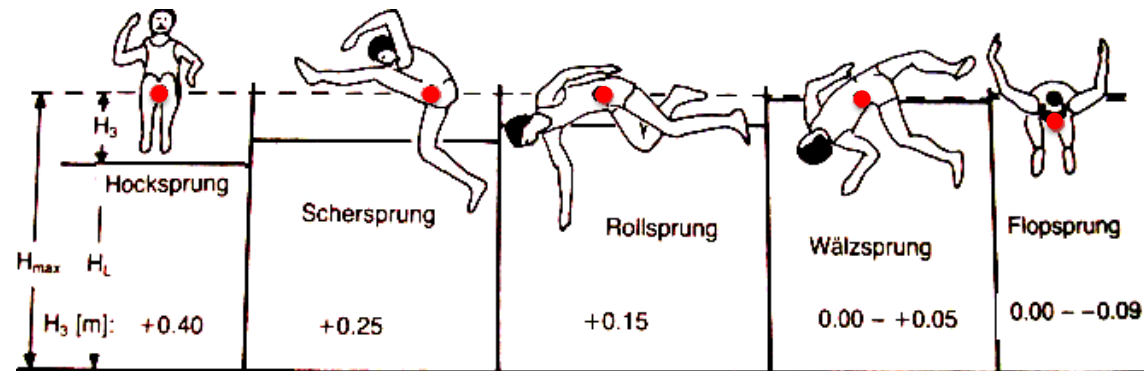
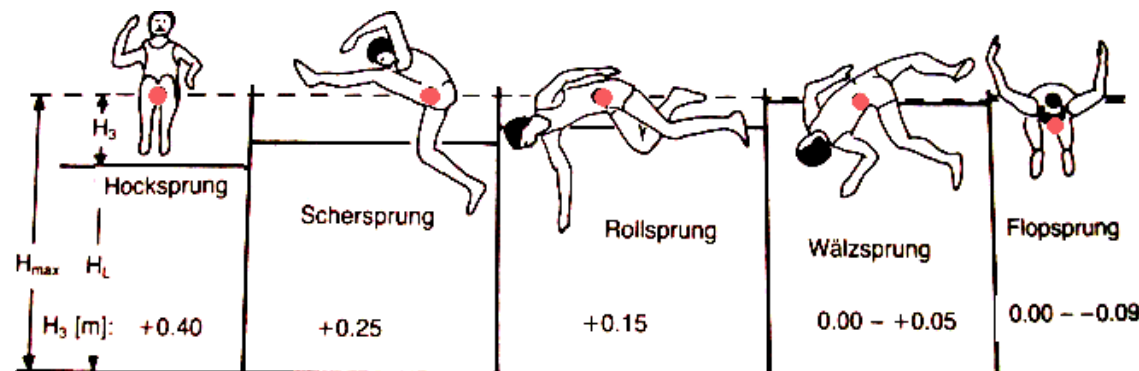
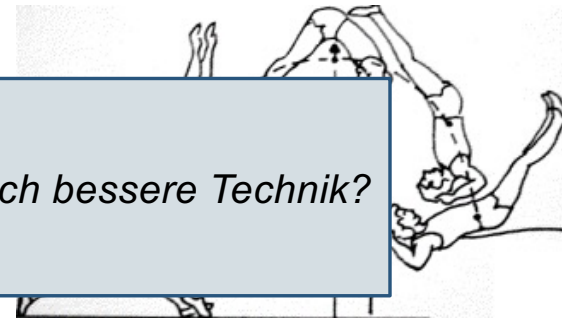


Abb. 3: Verschiedene Sprungtechniken bei der Lattenüberquerung

Körperschwerpunkt - Hochsprung



Gibt es eine noch bessere Technik?



Hay-Technik

Dynamik der Translation

1. Newton'sche Axiom: Trägheitsgesetz

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

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

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 Drehträgeit von rotierenden Körpern

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

r = Radius zur Drehachse

p = Massenverteilung

Dynamik der Rotation

3. Satz von Steiner

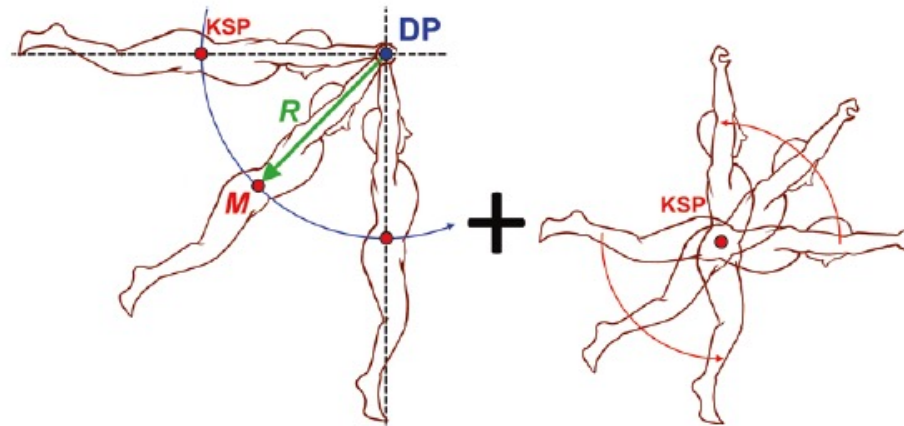
Rotation verläuft nicht durch
den Körperschwerpunkt

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

J_1 = Trägheitsmoment um Drehachse 1

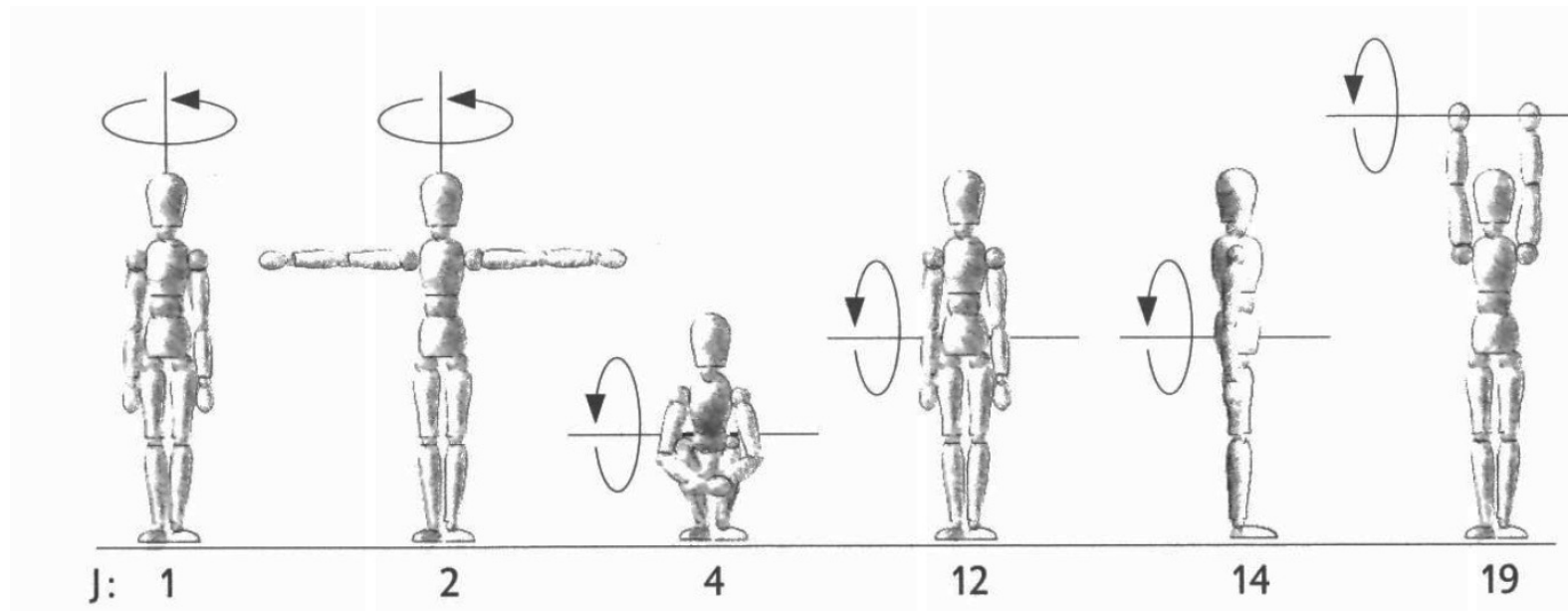
m = Masse des Körpers

d = Abstand zur Drehachse 2



■ **Abb. 2.41** Bei der Drehung um eine KSP-ferne Drehachse ergibt sich das Gesamtträgheitsmoment 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

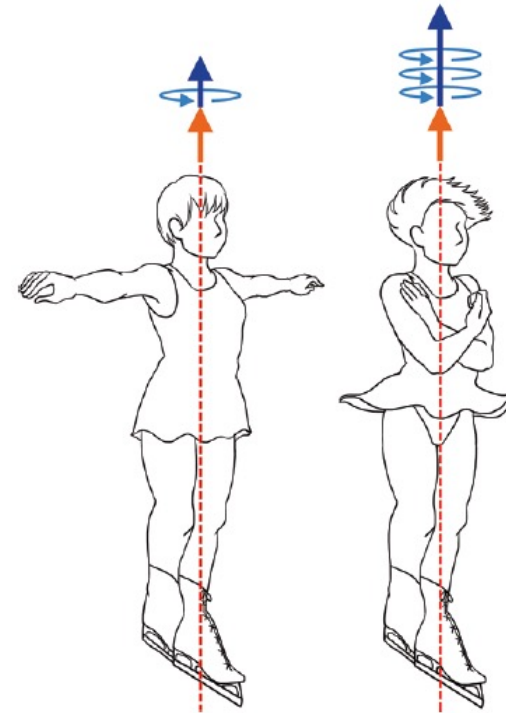


Peters, 2008

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





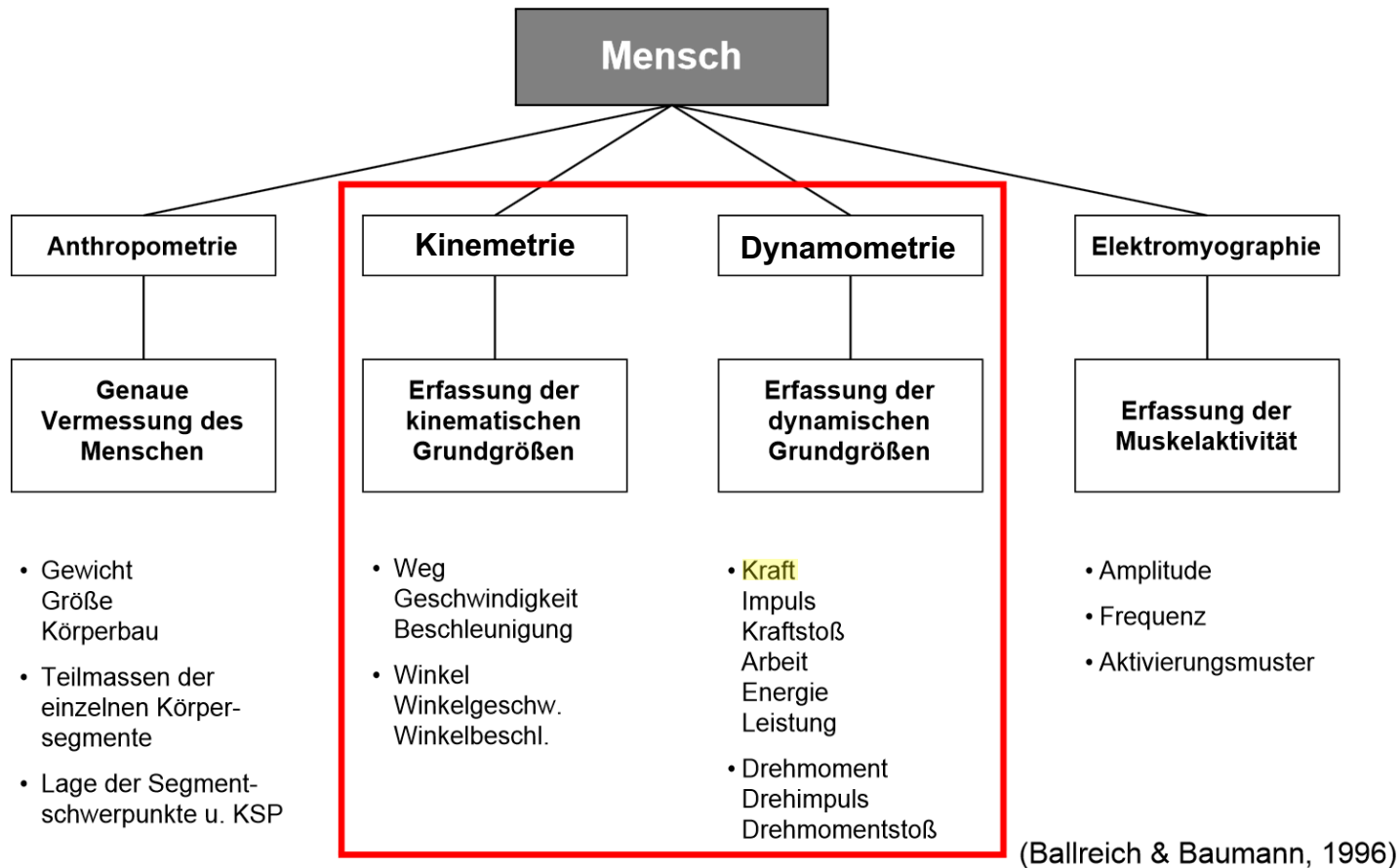
Wie schafft es ein Turmspringer, senkrecht einzutauchen?



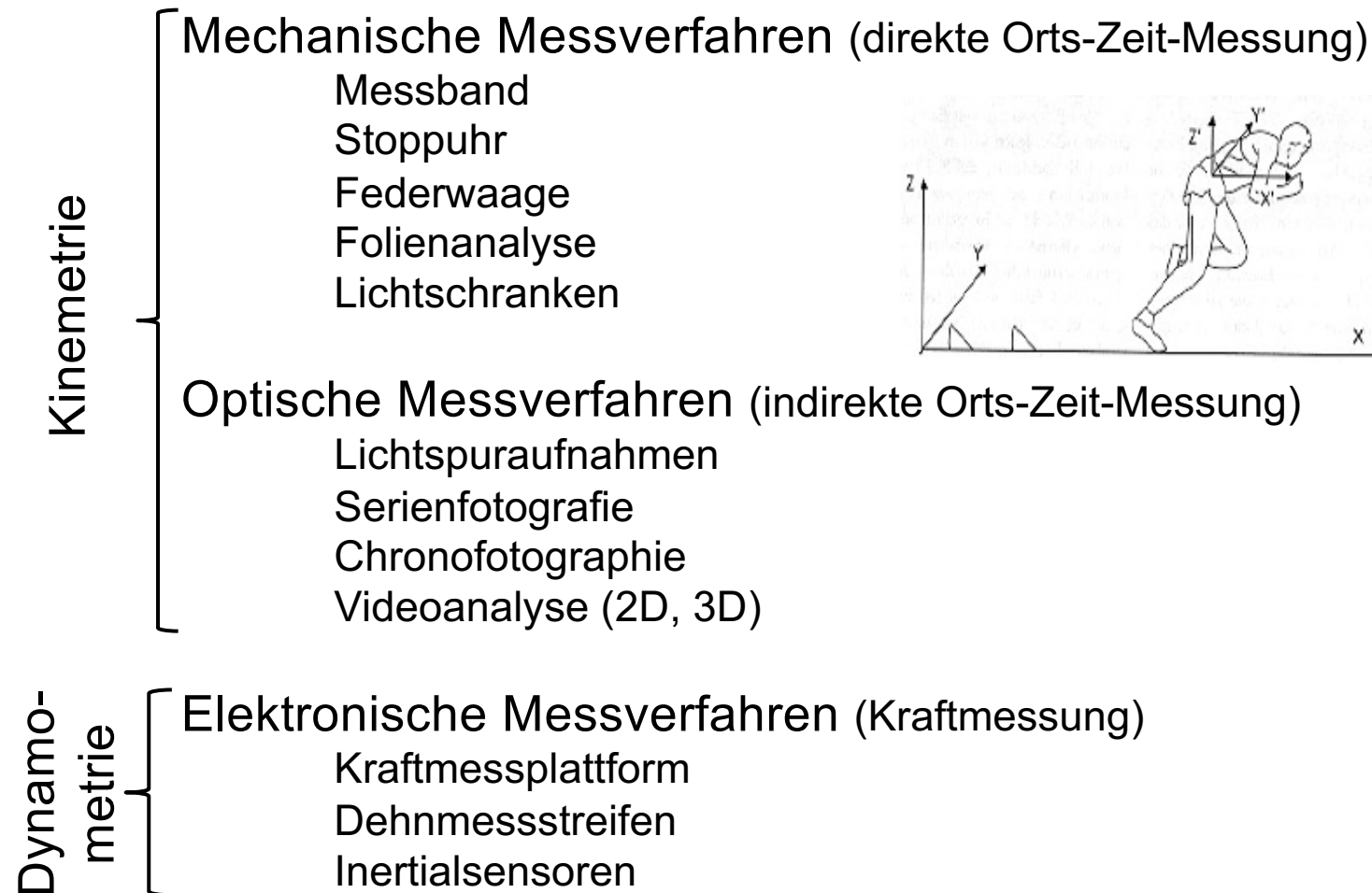
Aufbau der Vorlesung

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





Messtechniken



Elektronische Messverfahren

Kraftmessung mit:

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

→ Kraftmessung immer indirekt

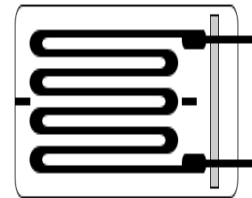
→ Nur Kraftänderungen messbar → keine statische Kraftmessung möglich!

Elektronische Messverfahren: Kraftmessplatte



Kraftmessung mit:

- Dehnmessstreifen



Elektronische Messverfahren: Kraftmessplatte



Kraftmessung mit:

- Piezoelektrische Messgeber

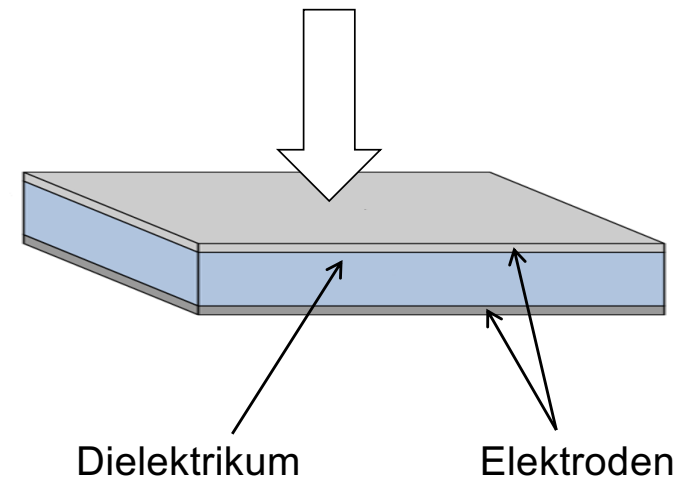


Elektronische Messverfahren: Kraftmessplatte



Kraftmessung mit:

- Kapazitiven Messgebern



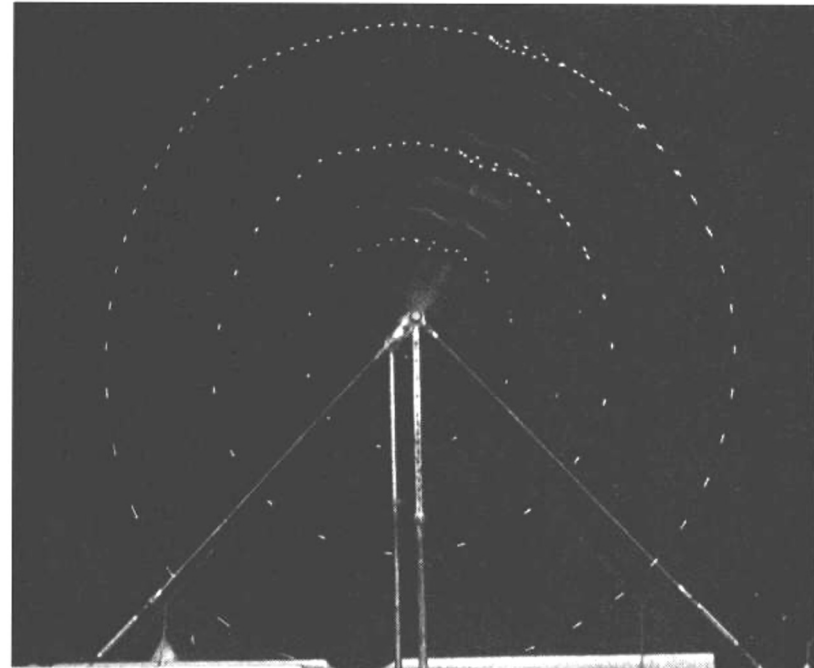
Optische Messverfahren

→ Indirekte Orts-Zeit-Messung

Lichtspuraufnahmen

→ Körperpunkte werden
mit Lichtquellen ausgestattet

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

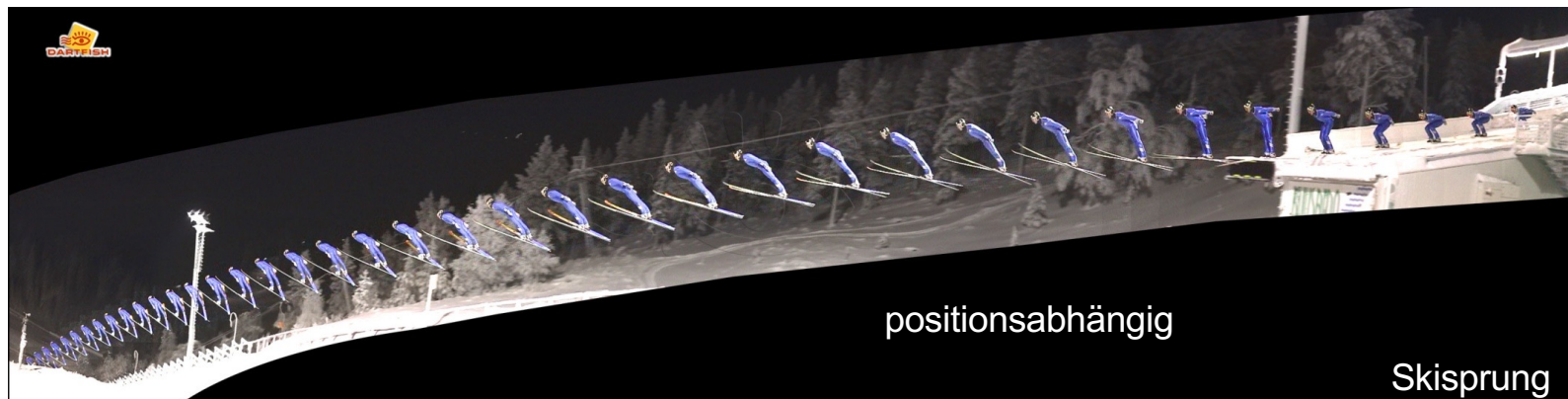


Optische Messverfahren

Serienfotographie (Einzelbilder vom Bewegungsablauf)



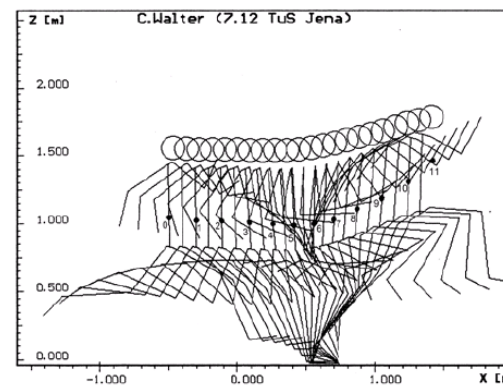
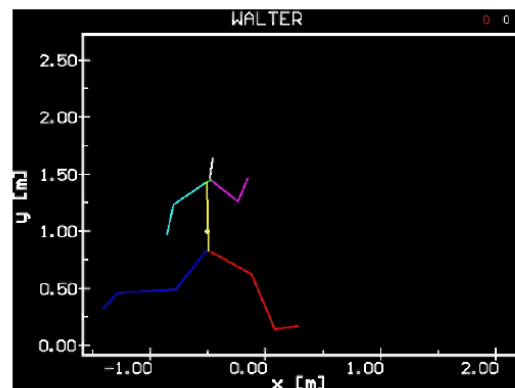
Chronofotographie (Mehrfachbelichtung von Filmmaterial)



2D Videoanalyse

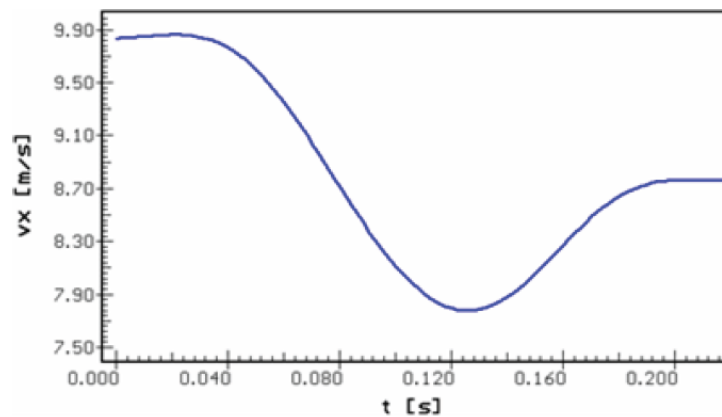


Darstellung des Absprungs in Form von Strichfiguren



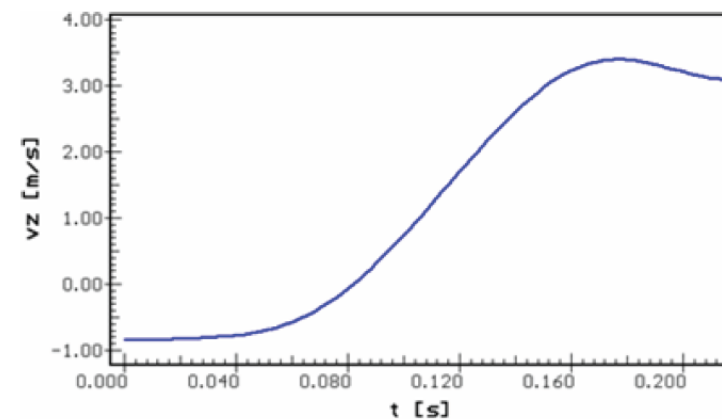
Wank, 2004

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

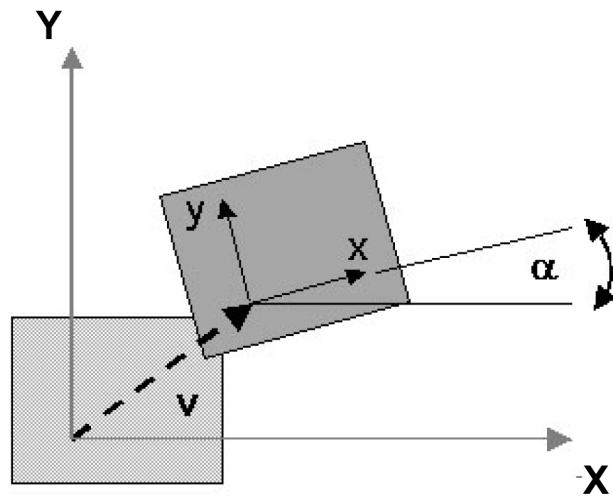
- Sprintstart,
- Weitsprung
- Salto...

ungeeignet

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



3D Analyse

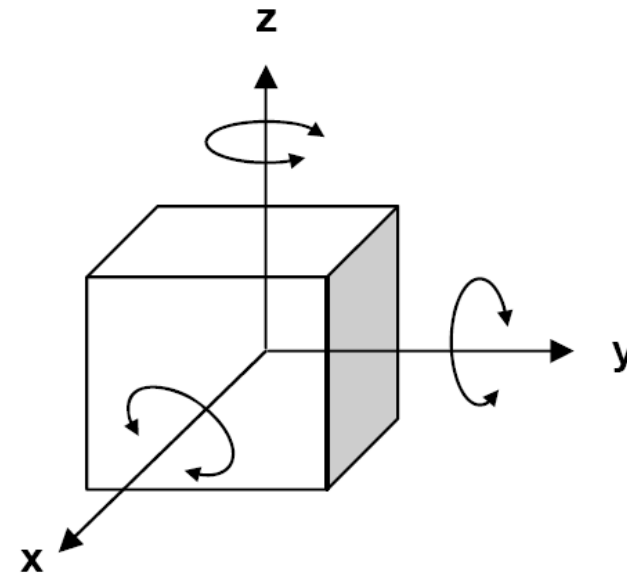


In 2D:

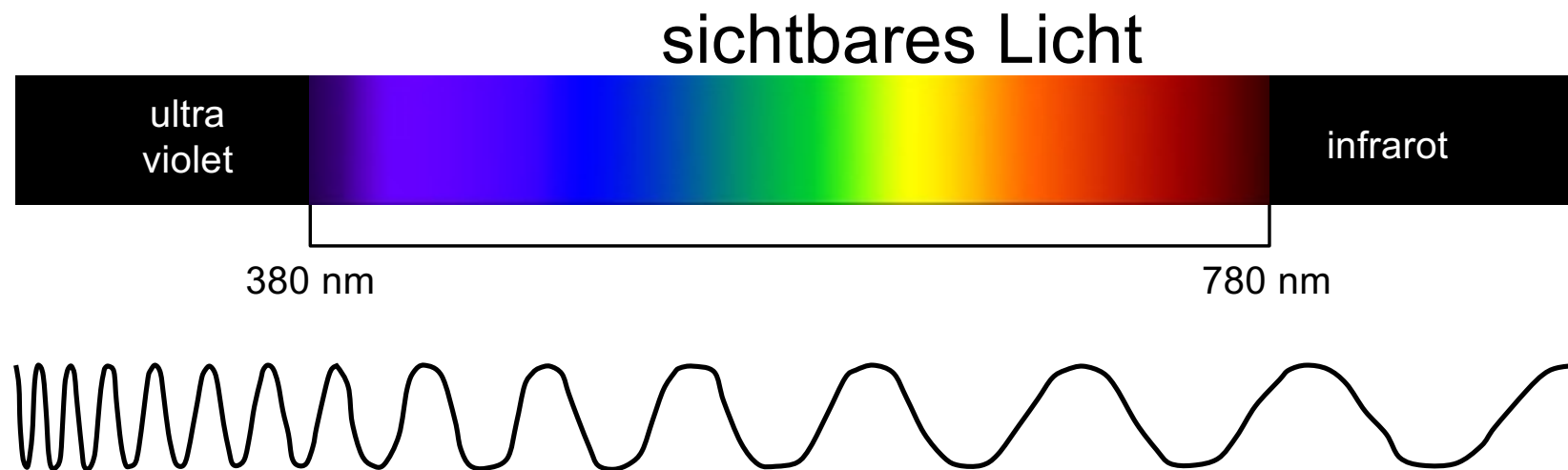
3 DoF (2 Translation & 1 Rotation)

In 3D:

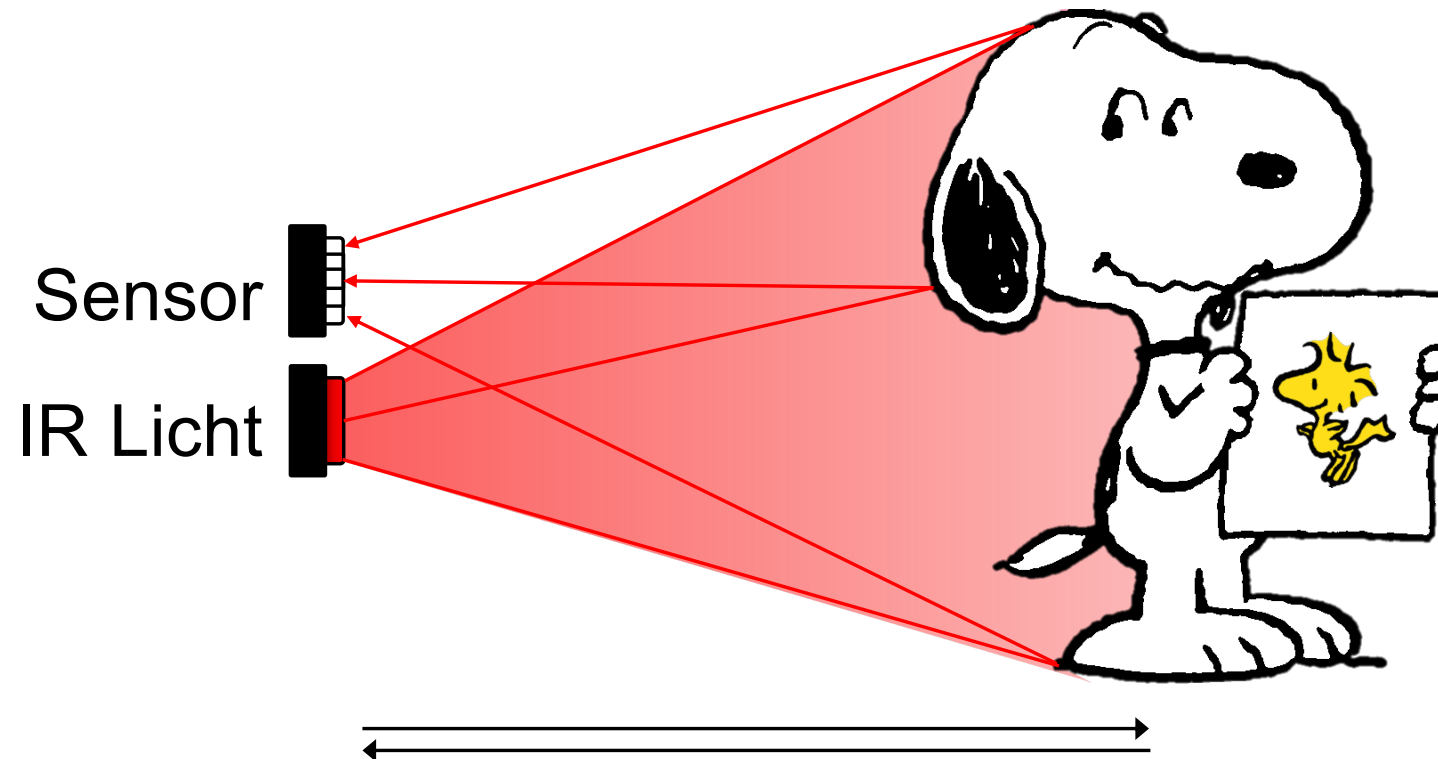
6 DoF (3 Translation & 3 Rotation)



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



TOP 3 Tipps: CARVING Schwung verbessern | Skitechnik Tutorial | Kurvenwechsel | Quick Tipp #17

Markerbasierte 3D-Videoanalyse

Zielsetzung

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

Methode



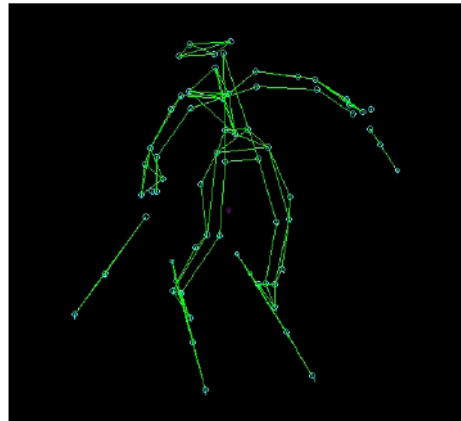
24 Vicon Kameras, Videosystem



Markerbasierte 3D-Videoanalyse

Signalaufbereitung

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

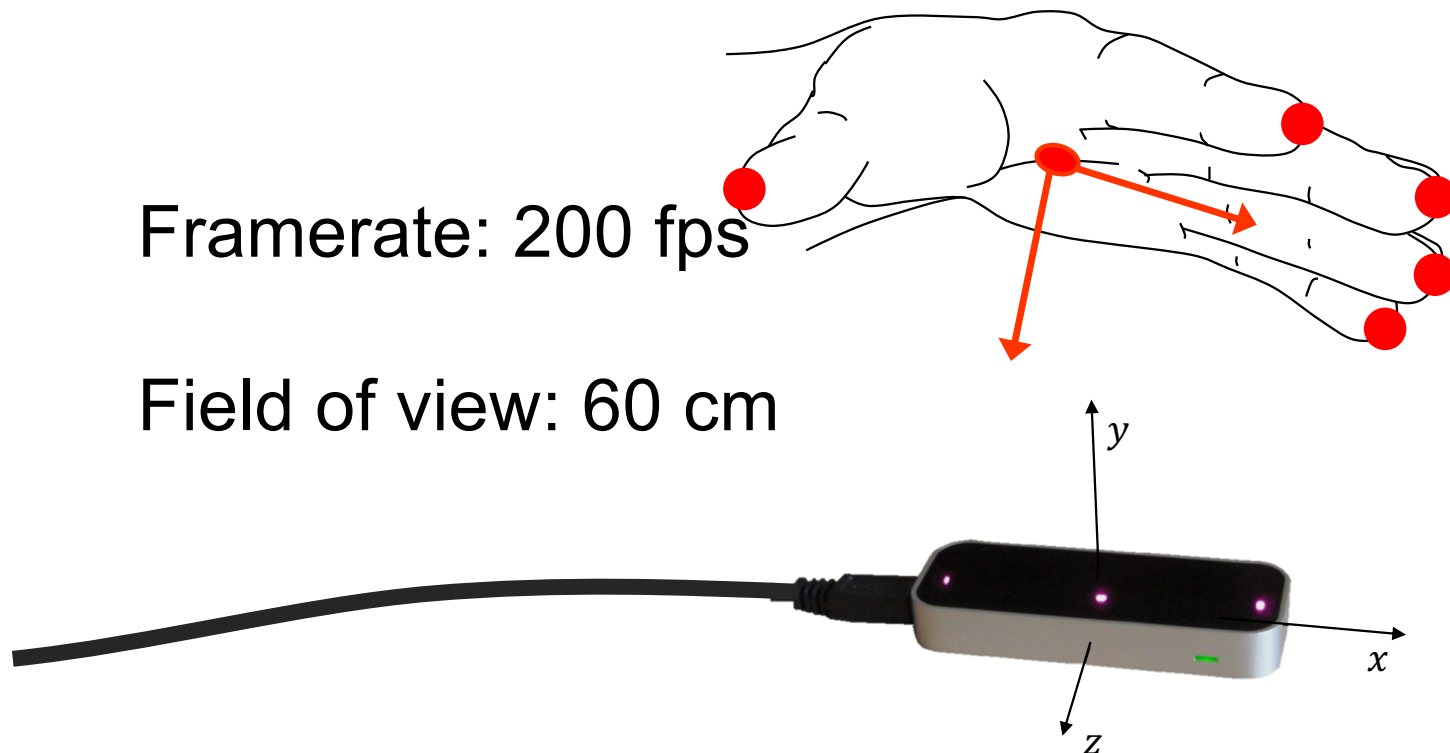


(Schiefermüller et al., 2006)
(Schnur, 2006)

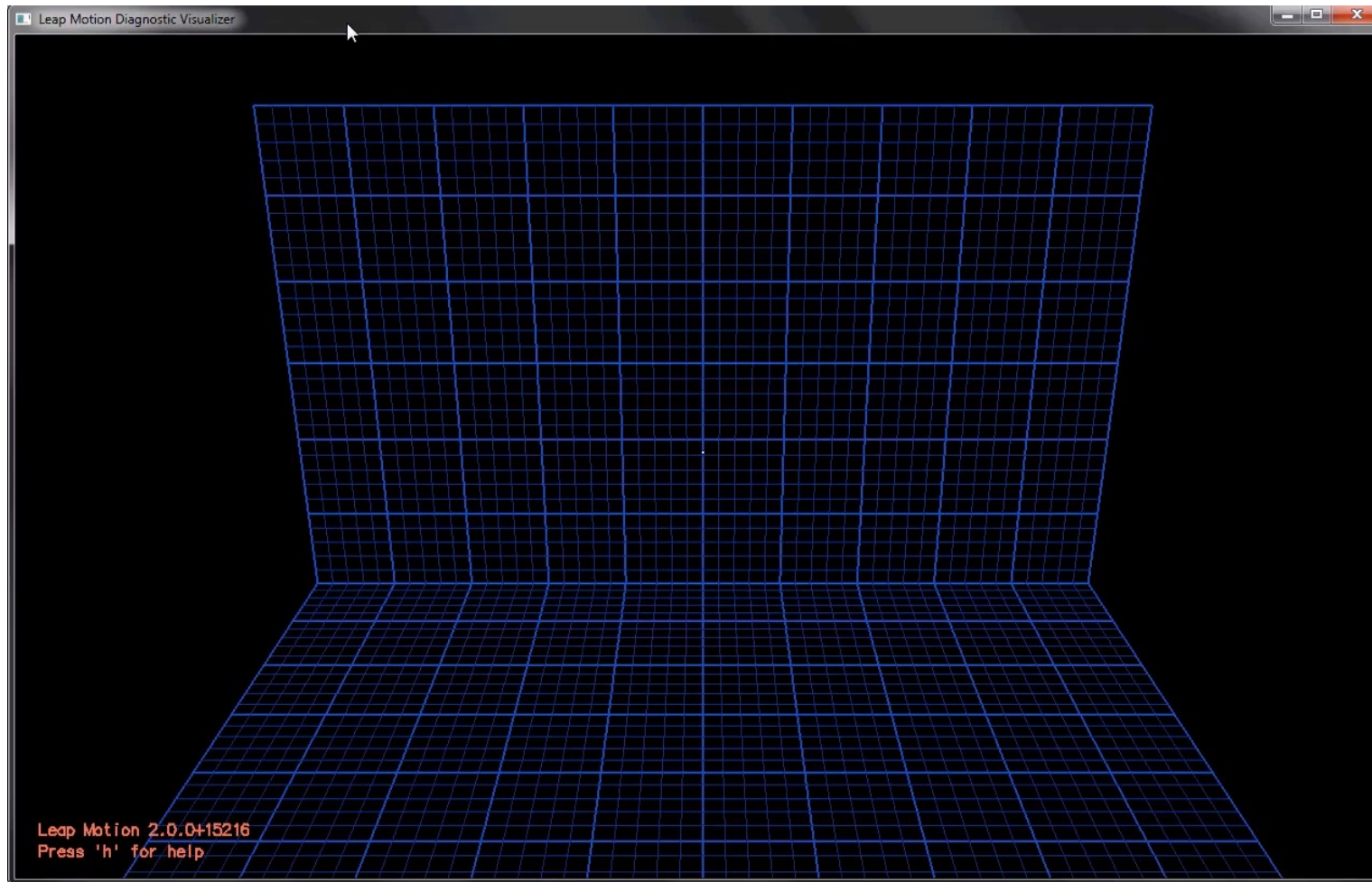
Markerlose 3D-Videoanalyse



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

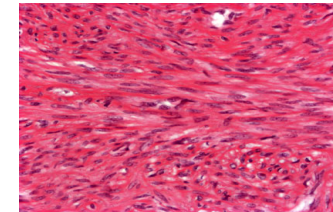




Differenzierung der Muskulatur

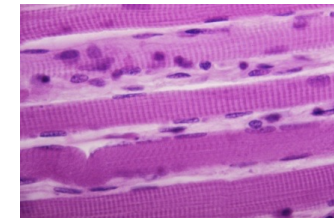
glatte Muskulatur

- 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

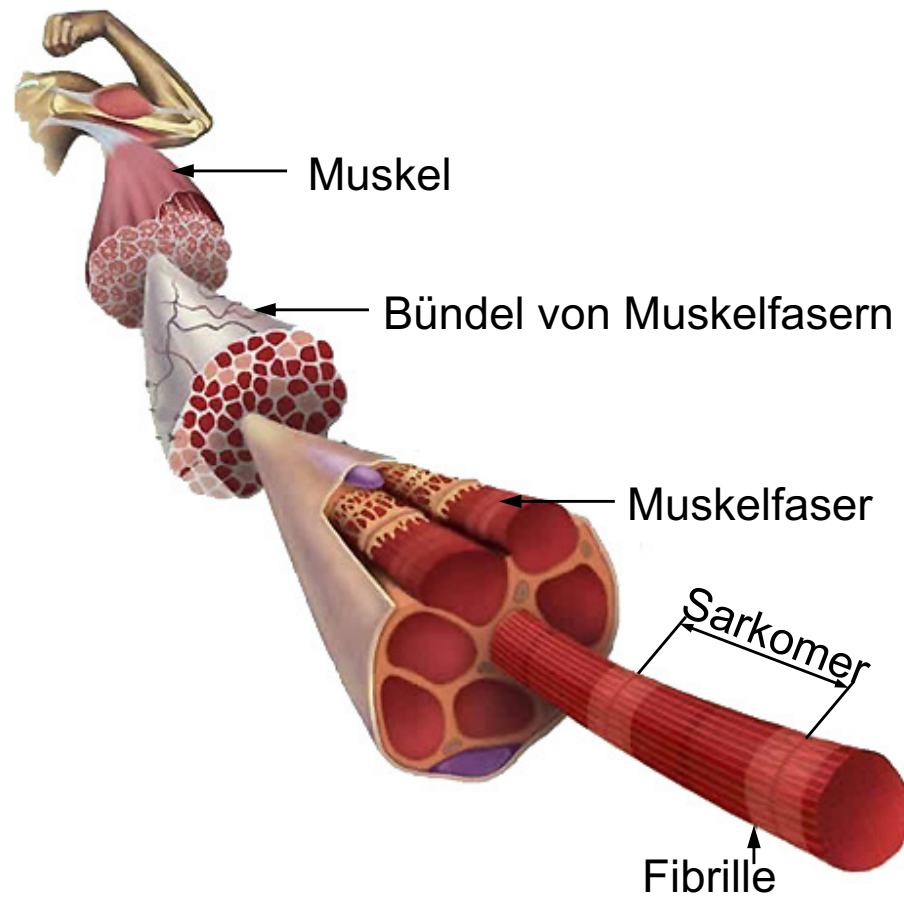
Ohne Muskeln keine Bewegung!

- 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

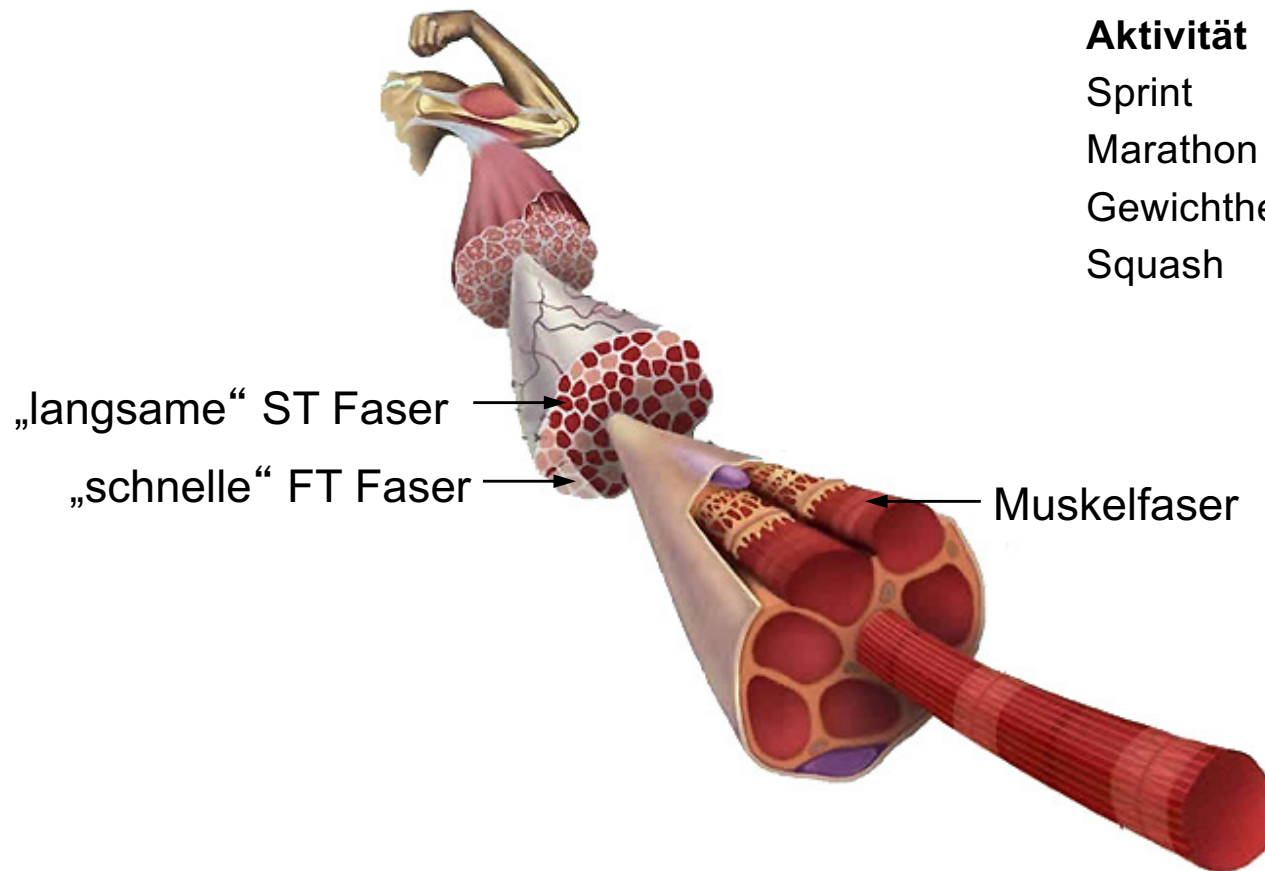


Muskelaufbau

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

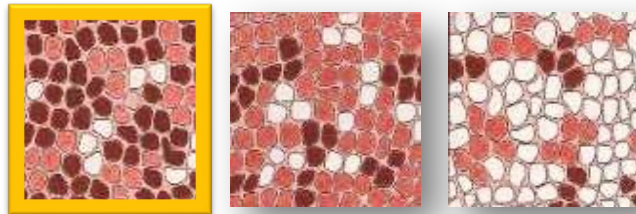


Muskelfasertypen

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

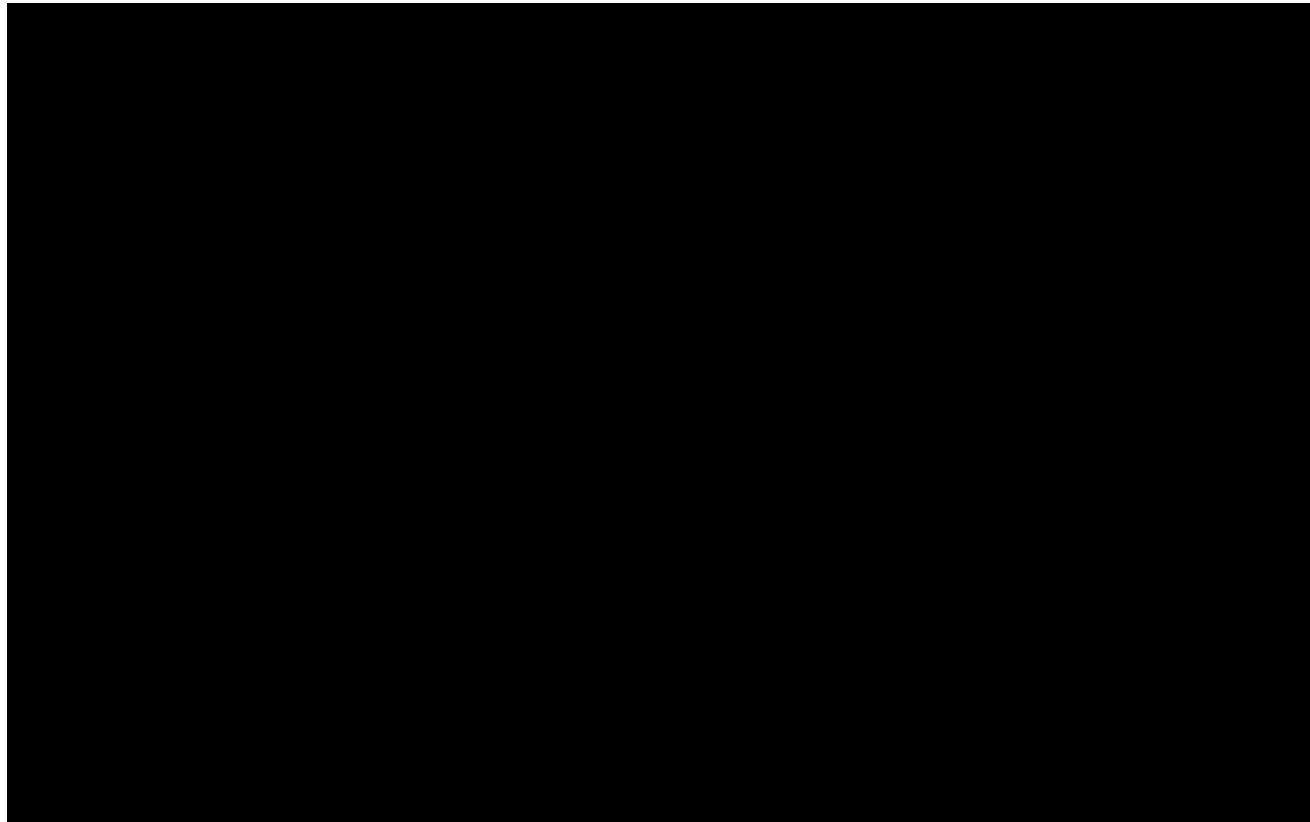
Schnelle Muskelfasern: FT-Muskelfasern (fast-twitch)

- 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

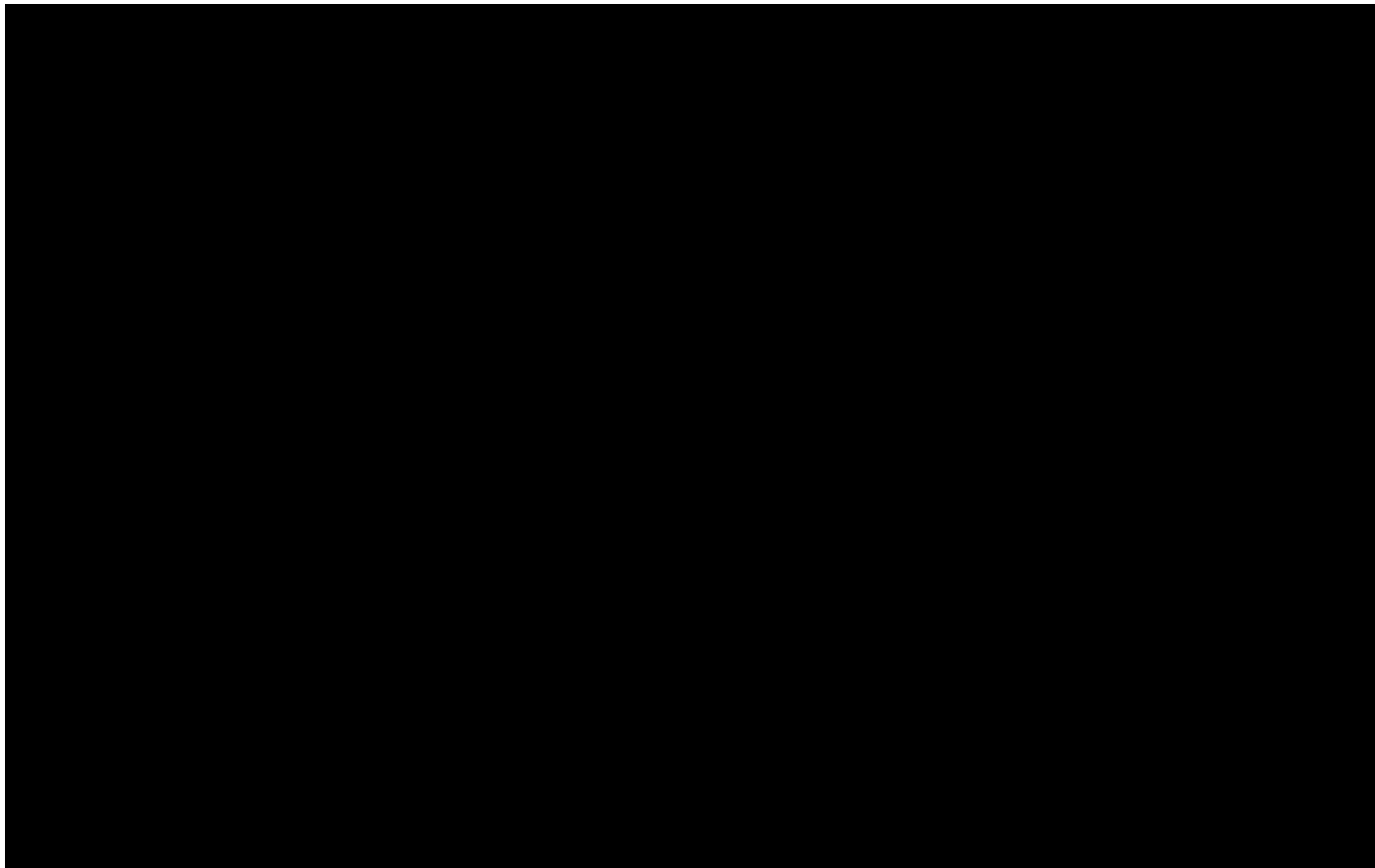
Beispiel: Sprinter, Gewichtheben



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!

