

Grundlagen der Biomechanik

Prof. Dr.rer.nat. Dipl.-Phys. Christoph Bourauel
Stiftungsprofessur für Oralmedizinische Technologie,
Universität Bonn



♦ Übersicht

- Einleitung
- Mechanische Grundlagen
- Experimentelle und Numerische Methoden
- Einige Anwendungsbeispiele (Sport, Gelenkendoprothetik, Zahnmedizin)
- Literatur
- Links zu biomechanischen Fachgesellschaften

Einleitung

♦ Was ist Biomechanik?

- ▶ Der Begriff wurde bereits zu Beginn des neunzehnten Jahrhunderts von *Benedikt* geprägt.
- ▶ Man bezeichnet damit alle Wechselwirkungen mechanischer Größen mit biologischen Systemen.
- ▶ Mit Hilfe experimenteller und theoretischer Methoden sollen die Reaktionen des biologischen Systems untersucht oder nach Möglichkeit vorausgesagt werden.

♦ Biomechanik

„Hauptarbeitsgebiete“:

- ▶ Sportbiomechanik und Bewegungsanalyse



♦ Biomechanik

„Hauptarbeitsgebiete“:

- ▶ Orthopädische Biomechanik



◆ **Biomechanik**

„Hauptarbeitsgebiete“:

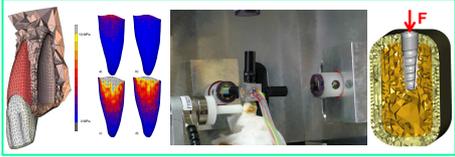
▶ **Arbeitsmedizin**



◆ **Biomechanik**

„Hauptarbeitsgebiete“:

▶ **Dentale Biomechanik**



◆ **Was ist Biomechanik?**

- ▶ Die Biomechanik verbindet also die Lehrgebiete Biologie und Mechanik miteinander. Man betrachtet mechanische Aspekte biologischer Prozesse.
- ▶ Es werden Fragen aus der Biologie oder Medizin mit physikalischen, mathematischen oder ingenieurwissenschaftlichen Methoden behandelt.
- ▶ Die Grundlagen der Biomechanik setzen sich dementsprechend aus den Grundlagen der Biologie (Medizin) und der Mechanik zusammen.
- ▶ Diese Vorlesung hat zum Ziel, die notwendigsten mechanischen Grundlagen und wesentlichsten Begriffe (Kraft, Drehmoment, Spannung, Dehnung) in einfacher, anschaulicher Form darzustellen.

◆ **Was ist Biomechanik?**

- ▶ Weiterhin sollen experimentelle und theoretische Methoden in Ihren Grundzügen vorgestellt und an Hand einiger Beispiele aus der Praxis erläutert werden.

Mechanische Grundlagen

◆ **Mechanische Grundlagen der Biomechanik**

- ▶ **Statik: Einheiten, Vektoren, Kraft, Moment**
- ▶ **Elastostatik: Spannung, Dehnung**
- ▶ **Kinematik: ‚zeitveränderliche Geometrie‘**
- ▶ **Kinetik: Kinematik plus Kraftsysteme**

◆ **Statik: Größen, Einheiten, Dimensionen**

Der Wert einer physikalischen Größe erscheint als Produkt aus Zahlenwert und Einheit.

Größe = Zahlenwert · Einheit

Beispiel: Länge $L = 2 \cdot m = 2 \text{ m}$

Die „Unsitte“, die Einheiten bei der Beschriftung von Diagramm-achsen und Tabellenköpfen in eckige Klammern zu setzen,

▶ **falsch:** Länge L [m],
entstammt einem Missverständnis dieser Klammer-Operatoren und ist falsch. Die Norm empfiehlt die Schreibweisen:

▶ **richtig:** Länge L / m oder Länge L in m

Beim Rechnen sollten die Einheiten genau wie Faktoren berücksichtigt und bis zum Ergebnis „durchgeschleift“ werden.

◆ **Statik: Größen, Einheiten, Dimensionen**

Der Wert einer physikalischen Größe erscheint als Produkt aus Zahlenwert und Einheit.

Die für die Mechanik wichtigen Dimensionen (oder Basisgrößen) sind nach dem Systeme International (SI):

▶ Länge, Masse, Zeit

Dafür werden nach internationalem Standard (SI) die drei Basiseinheiten

▶ m (Meter), kg (Kilogramm), sec (Sekunde)

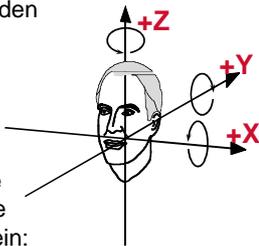
verwendet. Alle weiteren Größen sind abgeleitete Größen (mit ihren zugehörigen Einheiten), wie z.B.

Kraft, Drehmoment, Arbeit, Energie.

◆ **Koordinatensysteme, Vorzeichenkonventionen**

▶ Zur Beschreibung mechanischer Probleme werden Koordinatensysteme eingeführt.

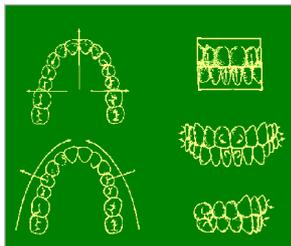
▶ Referenzsystem sollte immer das kartesische Koordinatensystem sein:
rechtshändig, rechtwinklig



◆ **Problemorientierte Koordinatensysteme**

Beispiel

▶ Es gibt verschiedene Systeme zur Beschreibung kieferorthopädischer Zahnbewegungen oder Kraftsysteme. In der Sportbiomechanik oder der orthopädischen Biomechanik ist dies zum Teil noch deutlich komplexer, da zahlreiche Körper (z.B. Wirbelsäule) mit einander verkoppelt sind.

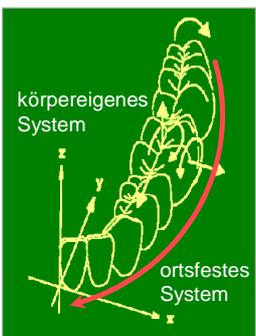


◆ **Problemorientierte Koordinatensysteme**

„Koordinatentransformation“

▶ Die zahnmedizinische Realität ist weder rechtwinklig noch rechtshändig!

▶ Bei Kenntnis der Vorzeichenkonventionen und der Orientierungen kann man aber von einem System ins andere umrechnen.



◆ **Vektoren**

▶ Zur Beschreibung von Bewegungen und der Kraftsystemen werden **Vektoren** benötigt. Im Gegensatz zu **Skalaren** (Masse, Entfernungen) benötigen diese sowohl die Angabe eines Betrages (Länge des Vektors) als auch der Richtung im gewählten System (Winkel bezüglich der Achsen).

▶ **Komponentenschreibweise:** $A = \begin{pmatrix} a \\ b \\ c \end{pmatrix} \quad |A| = \sqrt{a^2 + b^2 + c^2}$

Vektoren

Vektoren

Eigenschaften:

Die Kraft ist ein **gebundener, linienflüchtiger** Vektor.

Die Wirkung ändert sich nicht, wenn der Angriffspunkt entlang der Kraftlinie verschoben wird.

$m = 100 \text{ kg}$

$\vec{F} = \begin{pmatrix} 0 \\ 0 \\ 2000 \end{pmatrix}$

$\vec{F} = m \cdot \vec{a} = m \cdot \vec{g}$

$g = 9.81 \text{ (m/s}^2\text{)}$

Statik starrer Körper: Die Kraft

Die Kraft als Axiom

Der Begriff *Kraft* wird aus der Erfahrung gewonnen. Fast jeder glaubt zu wissen, was eine Kraft ist. Wir „kennen“ z.B. Muskelkräfte, Gewichtskräfte oder Druckkräfte aus unmittelbarer körperlicher Erfahrung. Tatsächlich allerdings wird die Kraft in der Mechanik nicht streng definiert. Der Begriff der Kraft ist *axiomatisch* (Axiom: Grundsatz ohne Definition und Beweis).

2. Newtonsches Axiom:

Kraft = Masse \times Beschleunigung oder $F = m \times a$

Statik starrer Körper: Die Kraft

Bei der Messung von Kräften spiegelt sich diese Tatsache wider. Kräfte können nicht unmittelbar gemessen oder beobachtet werden. Noch nie ist ein „Kraftpfeil“ in der Natur gesehen worden. Kraftaufnehmer „messen“ stets die Wirkung von Kräften: z.B. Dehnungen (Federwaage), Widerstandsänderungen Dehnungsmessstreifen), Ladungsverschiebungen (Piezoeffekt).

Zum Merken:

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

Statik starrer Körper: Die Kraft

Einheit der Kraft

Die Einheit der Kraft ist das Newton (N):
Newton: $1 \text{ N} = 1 \text{ kg} \times \text{m/s}^2$

Beispiel: „Gewichtskraft“

Frage: Welche Gewichtskraft F_G übt eine Masse ($m = 100 \text{ g}$) an der Erdoberfläche aus?

$F_G = m \cdot g$ (Erdbeschleunigung: $g = 9,81 \text{ m/s}^2$)

$F_G = 0,1 \text{ kg} \cdot 9,81 \text{ m/s}^2 = 0,981 \text{ kg} \times \text{m/s}^2 \approx 1 \text{ N}$

Zum Merken:
Gewichtskraft einer Tafel Schokolade ca. 1 Newton

Statik starrer Körper: Das (Dreh)Moment

Ein Gedankenexperiment

Das Bild zeigt den Kopf einer Schlitzschraube von oben. Mit einem Schraubenzieher wird versucht, die festsitzende Schraube zu drehen. Auf die Klinge wirkt ein Moment oder Kräftepaar M_{Griff} vom Griff des Schraubenziehers. Und auf die festsitzende Schraube wirkt ein gleichgroßes Reaktionsmoment aus der Einspannung $M_{\text{Einsp}} (= M_{\text{Griff}})$.

freigeschnittenes Kräftepaar

Moment

◆ **Statik starrer Körper: Das (Dreh)Moment**

- Die Wirkung eines Kräftepaars kann nicht mit einer resultierenden Kraft (diese ist nämlich Null) allein zusammengefasst werden. Stattdessen beschreibt man es kurz mit dem Begriff (Dreh)Moment. Das Moment $M = F \cdot a$ ist äquivalent zum Kräftepaar (F, a) .

Zum Merken:
Analog zur Kraft gilt für das Moment

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

Zum Denken: Moment gleich „Drehkraft“

◆ **Statik starrer Körper: Das (Dreh)Moment**

- Einheit des Moments**
Die Einheit des Moments ist:
Newton-Meter: $N \cdot m = kg \cdot m^2/s^2$
- Beispiel „Anzugsdrehmoment einer Knochenschraube“**
Das Anzugsdrehmoment einer 4,5-mm-Knochenschraube liegt bei etwa 5 Nm. Dieses Moment kann man z.B. aufbringen wenn man an einem Hebel (Schraubenschlüssel) von 10 cm Länge eine Kraft von 50 N (Gewichtskraft von ca. 5 kg) einwirken lässt.

Richtung und Größe!

◆ **Das Drehmoment, rechnerisch: ein Vektor**

- Ein **Drehmoment M** entsteht immer, wenn eine **Kraft F** über einen **Hebelarm r** auf einen Körper wirkt.

► **Eigenschaften: freier Vektor**

Die **Wirkung ändert sich also nicht**, wenn der Angriffspunkt **beliebig verschoben** wird.

Berechnung über das Kreuzprodukt:

$$M = \begin{bmatrix} r_y \cdot F_z - r_z \cdot F_y \\ r_z \cdot F_x - r_x \cdot F_z \\ r_x \cdot F_y - r_y \cdot F_x \end{bmatrix}$$

◆ **Drehmoment**

Moment einer Kraft, reaktives Drehmoment

Kräftepaar, reines Drehmoment

freier Vektor oder: Drehmoment bleibt Drehmoment

$$\vec{M} = \vec{r} \times \vec{F} = \begin{pmatrix} 0 \\ 0 \\ 1 \end{pmatrix} \times \begin{pmatrix} f \\ 0 \\ 0 \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} 0 \\ f \\ 0 \end{pmatrix} \text{ (Nmm)}$$

◆ **Vektoren: Drehmomente**

X: mesio-distal
Y: oro-vestibulär
Z: koronal-apikal

$\vec{M} = \vec{R} \times \vec{F}$
 $r=10, d=5, F=1$

$$\vec{R} = \begin{pmatrix} 0 \\ -d \\ -r \end{pmatrix}, \vec{F} = \begin{pmatrix} F \\ 0 \\ 0 \end{pmatrix}, \vec{M} = \begin{pmatrix} -d \cdot 0 + r \cdot 0 \\ -r \cdot F - 0 \cdot 0 \\ 0 \cdot 0 + d \cdot F \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} 0 \\ -10 \\ 5 \end{pmatrix}$$

$$\vec{R} = \begin{pmatrix} 0 \\ -d \\ -r \end{pmatrix}, \vec{F} = \begin{pmatrix} F \\ -f \\ 0 \end{pmatrix}, \vec{M} = \begin{pmatrix} -d \cdot 0 - r \cdot f \\ -r \cdot F - 0 \cdot 0 \\ -0 \cdot f + d \cdot F \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} -5 \\ -10 \\ 5 \end{pmatrix}$$

$f=0,5$

◆ **Kraftsystem:**

Kraft- und Drehmomentschlüssiger Angriff (z.B. mit Loops)

◆ **Kraftsystem: Einheiten**

- ▶ Ein **Kraftsystem** besteht aus **drei Kräften** und **drei Drehmomente**.
- ▶ Dies entspricht i.a. einer **biomechanischen Situation**.

Es gilt das **SI**: Systeme International mit folgenden **Einheiten für die Kraft:** $[N] = [kgm/s^2]$
das Drehmoment: $[Nm]$

Möglichst Kräfte nicht in [g] angeben (das ist eine Masse). Wenn schon, dann [p].

◆ **Statisches Gleichgewicht**

- ▶ Für einen Körper, der in Ruhe ist oder zumindest seinen Bewegungszustand nicht ändert, gilt, dass alle an ihm angreifenden Kräfte und Momente im Gleichgewicht miteinander sind. Diese Gleichgewichtsbedingung ist das wichtigste Werkzeug der Statik. Aus ihr können mathematische Gleichungen z.B. für noch unbekannte Kräfte gewonnen werden.

◆ **Statisches Gleichgewicht**

- ▶ **Drei Kräftegleichgewichte**
Summe aller Kräfte in xyz-Richtungen gleich Null
- ▶ **und drei Momentengleichgewichte**
Momente um xyz-Achse bezüglich P gleich Null

Die Kräftegleichgewichte können ganz oder teilweise durch Momentengleichgewichte bezüglich eines anderen oder mehrerer anderer Punkte ersetzt werden.

◆ **Statisches Gleichgewicht**

- ▶ **Lösungsrezept:**
Schritt 1: Modellbildung. Generieren eines Ersatzmodells (Skizze mit Geometrie, Lasten, Einspannungen). Weglassen unwichtiger Dinge. Das „reale System“ muss abstrahiert werden.
Schritt 2: Schneiden, Freikörperbilder. System aufschneiden, Schnittkräfte und Schnittmomente eintragen. Freikörperbilder erzeugen.
Schritt 3: Gleichgewicht. Kräfte- und Momentengleichgewichte (nur für echte Freikörperbilder) anschreiben.
Schritt 4: Gleichungen lösen. Man kann höchstens so viele Unbekannte berechnen wie man Gleichungen hat.
Schritt 5: Ergebnisse darstellen, deuten, verifizieren, mit Experiment vergleichen; Plausibilität prüfen.

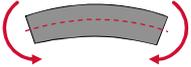
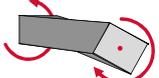
◆ **Elastostatik / Festigkeitslehre**

- ▶ In der Elastostatik wird die Idealisierung der starren Körper aufgegeben. An ihre Stelle tritt eine erweiterte Idealisierung, das Modell vom elastisch (= reversibel) verformbaren Körper aus homogenem (= gleichmäßig verteiltem) Werkstoff. Neben der so genannten Belastung, das sind die äußeren, aufgeprägten Kräfte und Momente, werden nun auch die so genannten Beanspruchungen der Körper, das sind die „inneren“ Spannungen und Verzerrungen, untersucht.

Typische Fragen der Festigkeitslehre sind:

- ◆ Wie groß sind die Verformungen?
- ◆ Wann bricht es und wo beginnt es zu brechen?

◆ **Belastungsarten**

- ◆ Zug (Druck)  *Kraft*
- ◆ Biegung  *Drehmoment*
- ◆ Torsion  *Drehmoment*

◆ **Belastung und Verformung**

▲ Beim Einwirken einer **Kraft** oder eines **Drehmomentes** verformt sich der Werkstoff.

Zug

$F \Rightarrow \Delta L$

Biegung

$M \Rightarrow r$

Torsion

$M \Rightarrow \gamma$

▲ Der Zusammenhang zwischen **Belastung** und **Verformung** ist charakteristisch für das **Material**.

◆ **Zugversuch**

Universalprüfmaschine

Die **Kraft F** bewirkt eine **Verlängerung** um ΔL .

◆ **Kraft/Weg-Diagramm**

Der aufgetragene Zusammenhang $F/\Delta L$ ist vom Material, dem Querschnitt und von der Ausgangslänge abhängig!

◆ **Belastung und Verformung: Dehnung**

Zur Einführung von **material-** und **geometrieunabhängigen Parametern** wird die **Dehnung ϵ** als relative Längenänderung oder als Längenänderung in Prozent der Originallänge angegeben:

■ **Dehnung:** $\epsilon = \frac{\Delta L}{L} \cdot 100$ [%]

$\epsilon = \frac{\Delta L}{L}$ (dimensionslos)

◆ **Belastung und Verformung: Spannung**

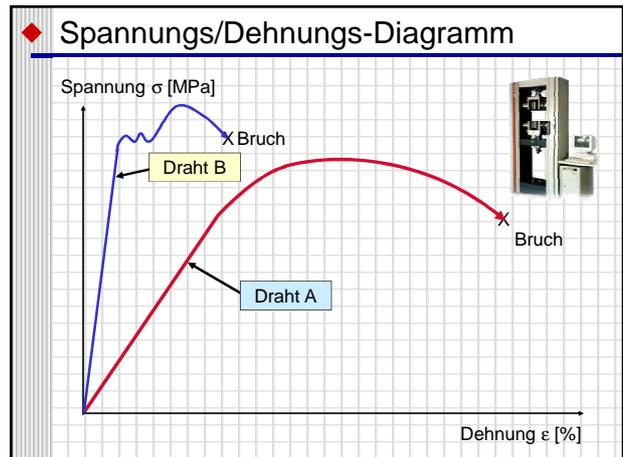
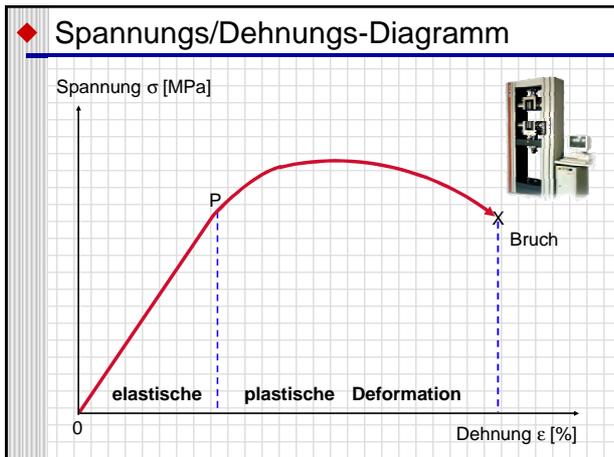
Mit der Verformung ist die **Spannung σ** verknüpft. Dies ist eine innere Kraft im Werkstoff, die der äußeren Last F entgegengesetzt und vom gleichen Betrag ist (Actio=Reactio, Kräftegleichgewicht). Sie wird in Kraft/Flächeneinheit angegeben:

■ **Spannung:** $\sigma = \frac{F}{A}$ [MPa]

[MPa] = [N/mm²],
A = Querschnitt

◆ **Spannungs/Dehnungs-Diagramm**

- ◆ **Spannung** und **Dehnung** sind unabhängig von den Abmessungen der Probe.
- ◆ Wird für einen Werkstoff der Zusammenhang aus **Spannung σ** und **Dehnung ϵ** in einer Grafik aufgetragen, so entsteht **eine für das Material charakteristische Kurve**.
- ◆ Diesem Spannungs/Dehnungs-Diagramm können **alle wichtigen Materialparameter** entnommen werden.
- ◆ Das Diagramm erhält man aus einem Zugversuch.

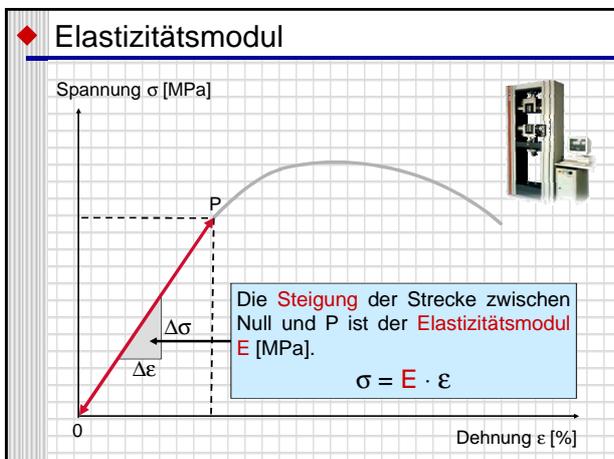
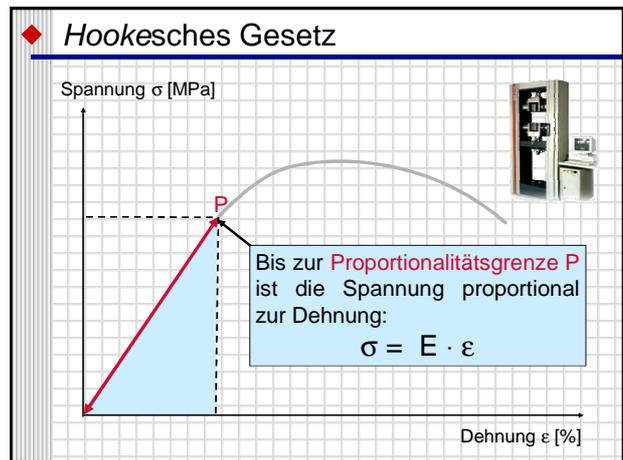


Hookesches Gesetz (Robert Hooke, 1635-1703)

Materialgesetze

- Bei einem Werkstoff, der dem **Hookeschen Gesetz** gehorcht, sind die zwei Bereiche zu unterscheiden:
- OP: linear-elastisches Verhalten mit Proportionalität von Spannung und Dehnung,
- PX: nichtlinear-elastische (plastische) Deformation mit Bruch des Materials bei der Dehnung X und Maximalspannung Y.

Dies ist das einfachste Materialgesetz.



Elastizitätsmodul

- Die **Proportionalitätskonstante** wird **Elastizitätsmodul** genannt. Dies ist die Steigung der Geraden im linear-elastischen Bereich. Er ist ein Maß für die Steifigkeit des Werkstoffs.
- Hinzu kommt noch die **Querkontraktionszahl ν** , die ein Maß für die Einschnürung bei Belastung ist.
- Der E-Modul wird berechnet aus $\Delta\sigma/\Delta\epsilon$ und in [N/m²] oder [Pa] angegeben.
- Die Angabe der Größenordnung erfolgt jeweils mit k, M und G: 10³, 10⁶, 10⁹.

◆ **Kompliziertere Materialgesetze**

- ◆ Nicht-Linear heißt ein Materialverhalten, wenn die Spannung nicht proportional mit der Dehnung wächst. Die Spannungs-Dehnungs-Kurve ist dann keine Gerade mehr.
- ◆ Nicht-Elastisch oder plastisch heißen Werkstoffe, die sich bleibend (nicht reversibel) verformen. Die Spannungs-Dehnungs-Kurve liegt für die Entlastung unterhalb der Kurve für die Belastung. Bei vollständiger Entlastung verbleibt eine plastische Dehnung.
- ◆ Anisotrope Werkstoffe zeigen ein richtungsabhängiges Verhalten. Knochen hat ähnlich wie Holz eine Vorzugsrichtung und ist daher anisotrop.

◆ **Kompliziertere Materialgesetze**

- ◆ Viskoelastisch - mit innerer Dämpfung: Materialgesetze bei denen die Verformungsgeschwindigkeit berücksichtigt wird. Die Spannungen wachsen mit der Dehnungsrate. Bei zyklischer Beanspruchung ergibt sich eine (dynamische) Hysterese im Spannungs-Dehnungs-Diagramm, die Fläche innerhalb der Hysterese ist ein Maß für die durch Dämpfung in Wärme umgewandelte Energie. Es gibt keine plastischen Verformungen. Beispiel: Gummi
- ◆ Viskoelastisch – mit Gedächtniseffekt: Werkstoffe bei denen die Beanspruchungsvorgeschichte eine Rolle spielt. Solche Werkstoffe zeigen Effekte wie Kriechen und (Spannungs-) Retardieren. Beispiel: Knorpel.

◆ **Kompliziertere Materialgesetze**

- ▶ Zum Merken:
Zur Beurteilung der Wirkung von Drehmomenten auf einen Körper kann man ‚Scherkräfte‘ wirken lassen.
- ▶ Für jeden Werkstoff eines Körpers oder Teilkörpers muss das passende Materialgesetz (engl.: Constitutive Law) ‚gefunden‘ werden:
Knochen, Ligamente, Muskeln, Haut, Flüssigkeitsphasen...

Dies ist mit eine Hauptaufgabe der Biomechanik.

Experimentelle und
numerische Methoden

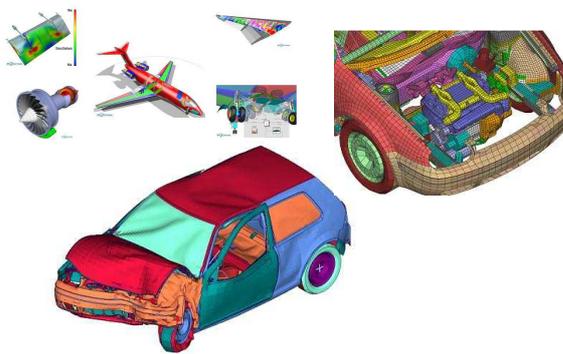
◆ **Methoden moderner Biomechanik**

- ▶ **Grundgedanke:**
Entwicklung von Rechenmodellen für verschiedene Fragestellungen in der Biomechanik und klinischen Werkstoffkunde.
- ▶ Vergleich mit klinischen Untersuchungen.
- ▶ Überprüfung der Aussagekraft und Validierung der Rechenmodelle mit experimentellen Untersuchungen.

◆ **Methoden moderner Biomechanik**

- ▶ **Numerische Methoden**
Bildegebende Verfahren
Geometrierekonstruktion
Analytische Rechenverfahren
Finite-Elemente-Methoden (FEM)
- ▶ **Experimentelle Methoden**
Einige Standardgeräte sind einsetzbar (Werkstoffprüfmaschine, REM, Härteprüfgeräte, Verschleißprüfgeräte...), **aber überwiegend müssen spezielle Messaufbauten selbst entwickelt werden.**

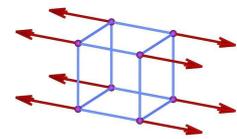
◆ Finite-Elemente-Methode: Was ist das?



◆ Finite Elemente – das Prinzip

Diskretisierung (Zerlegung)

- des Körpers (Implantat) durch „Elemente mit Knoten“
- und
- der Belastung durch „Knotenkräfte“ und „Knoten-Randbedingungen“



$$K \cdot u = F$$

Mathematischer Zusammenhang zwischen Knotenverschiebungen und Knotenkräften F ergibt

$$\begin{pmatrix} K_{11} & K_{12} & \dots & K_{1n} \\ K_{21} & K_{22} & \dots & K_{2n} \\ \vdots & \vdots & \ddots & \vdots \\ K_{n1} & K_{n2} & \dots & K_{nn} \end{pmatrix} \begin{pmatrix} u_1 \\ u_2 \\ \vdots \\ u_n \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} F_1 \\ F_2 \\ \vdots \\ F_n \end{pmatrix}$$

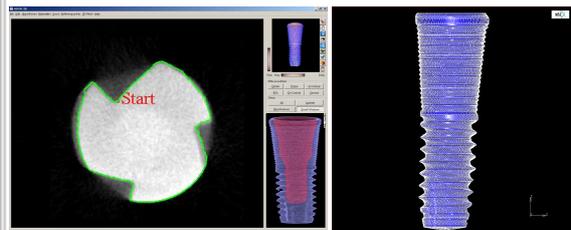
→ ein Gleichungssystem mit unbekanntem Verschiebungen, das mit einem Computer gelöst werden kann.

◆ FEM-Studie - Modellgenerierung



- Scannen des experimentell untersuchten Präparats mit einem μ CT (μ CT 40, SCANCO Medical).

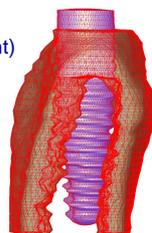
◆ FE-Modelle aus μ CT-Daten (Astra)



Aus μ CT-Schnittbildern wird mit einer selbst-entwickelten Software halbautomatisch ein vernetztes Oberflächenmodell erstellt.

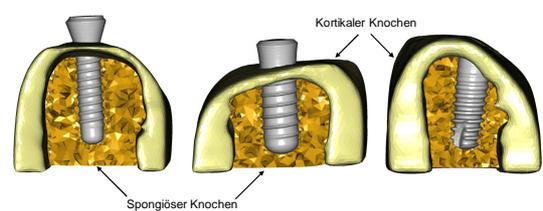
◆ Modellgenerierung

3D-Oberflächenrekonstruktion eines Ankylos®-Implantats (Dentsply-Friadent)



3D-Oberflächenrekonstruktion eines Straumann®-Implantats

◆ Modellgenerierung



- Insgesamt etwa 130.000 Tetraederelemente und 60.000 Knoten.
- Kontaktanalyse zur Simulation der Knochen/Implantat-Grenzfläche vor Osseointegration und Berechnung des Implantatverhaltens im Experiment.
- Berechnungen mit einem kommerziellen FE-Paket MSC.Marc/Mentat 2005r2

◆ Modellgenerierung aus CAD-Daten

CAD-Datensatz Oberflächen-netz 3D-Volumenmodell des Implantats

◆ Vollständiges FE-Modell

- Import in das FE-Paket MSC.Marc/Mentat.
- Verknüpfung mit einem idealisierten Knochenmodell bei unterschiedlichen Kortikalisdicken von 2 und 3 mm.
- Inhomogene Vernetzung mit Tetraederelementen, ca. 250.000 Elemente.

◆ Materialparameter

Material	E-Modul E N/mm ²	Querkontraktionszahl μ
Titan (Implantat)	110.000	0,3
Kortikalis	20.000	0,3
Spongiosa	300	0,3

◆ Randbedingungen

◆ Randbedingungen

- Vertikale Kraft von bis zu 300 N.
- Laterale Kraft (45°) von bis zu 300 N.
- Knochenberandungen werden vollständig festgehalten.
- Simulation der nicht-osseointegrierten Situation durch 'Kontaktanalyse'.
- Simulation einer Osseointegration: feste Verbindung zwischen Implantat und Knochen (rigid body contact).

◆ Welche Werte betrachten wir?

- Was ist eine Verzerrung?

„Strains“ setzen sich zusammen aus...

◆ Welche Werte betrachten wir?

Was ist eine Verzerrung?

„Strains“ setzen sich zusammen aus

- „Normaldehnungen“ $\epsilon = \Delta l / l$

Dies kann in allen Raumrichtungen auftreten!

◆ Welche Werte betrachten wir?

Was ist eine Verzerrung?

„Strains“ setzen sich zusammen aus

- „Normaldehnungen“ $\epsilon = \Delta l / l$
- und
- „Scherungen“. Neben den Normaldehnungen treten auch Scherungen auf. Zur Charakterisierung der Belastung fasst man beides zusammen.

◆ Welche Werte betrachten wir?

Was ist eine Spannung?

Entsprechend der Kraft einer Feder ($F = D \cdot X$), bei der die Kraft von der Federkonstanten D und der Auslenkung X abhängt, wird die Spannung aus der Materialkonstanten E-Modul und der Verzerrung ϵ berechnet: $\sigma = E \cdot \epsilon$.

Die Spannung ist ein Maß für die „innere Belastung“ eines Körpers (Knochen, Implantat, Bauteil). Jedes Material hat eine charakteristische Maximalspannung.

◆ Verteilung der Belastungen

Max. Dehnung in der Spongiosa

Max. Spannung in der Kortikalis

◆ Ermittlung der Werte

max. Verschiebung im Abutment

max. Spannung in der Kortikalis

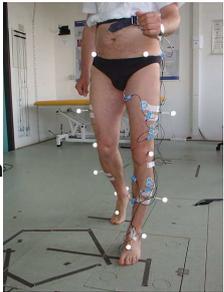
max. Verzerrung in der Spongiosa

Einige Anwendungsbeispiele –
Sport, Gelenkdrothetik
und Zahnmedizin

◆ Ganganalyse

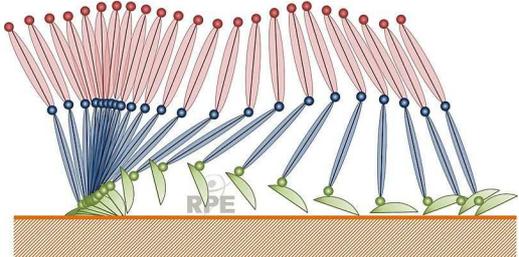
Ein typisches Beispiel aus der Sportbiomechanik und orthopädischen Biomechanik ist die Ganganalyse.

Die Markerbewegungen werden mit optischen, ultraschall oder elektromagnetischen Sensoren registriert.



◆ Ganganalyse

Anschließend erfolgt häufig eine Übertragung der Daten in Simulationssysteme. Dabei können Gelenkkräfte, Bodenreaktionskräfte, Gelenkbewegungen etc. analysiert werden.



◆ Ganganalyse

Zur Validierung werden häufig Messungen auf Kraftmessplatten durchgeführt.



◆ Endoprothetik

Hier ergibt sich häufig die Frage nach dem Verschleißverhalten der einzelnen Gelenkkomponenten. Dabei ist auch die Frage relevant, wie groß die Kräfte auf die Endoprothesen sind. In Berlin, am Julius Wolff Institut für Biomechanik und Muskuloskeletale Regeneration wurden hierfür z.B. instrumentierte Prothesen entwickelt.



◆ Zahnersatz in Deutschland

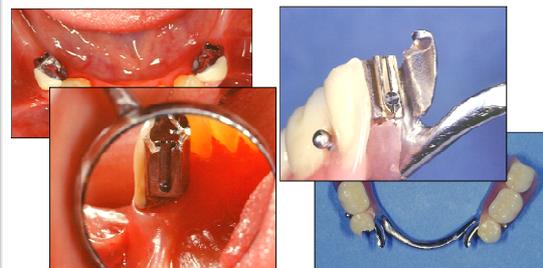
	35-44-Jährige	65-74-Jährige
Kronen	30%	4%
Kronen/Brücken	54%	16%
Teilprothesen	14%	55%
Totalprothesen	2%	25%

Vierte Deutsche Mundgesundheitsstudie 2005 (DMS IV)

◆ Verankerungssysteme in der Prothetik

Mit der steigenden mittleren Lebenserwartung wächst auch der Bedarf an prothetischer Versorgung in der Zahnmedizin.

Vorgefertigte Geschiebesysteme bieten eine Methode zur nicht-permanenten Befestigung von Teilprothesen am Restgebiss.



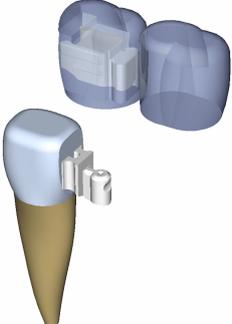
◆ **Ziel**

■ **Stabilitätsanalyse und Optimierung eines Geschiebesystems.**

Untersuchung basierte auf einem kommerziell erhältlichen, vorgefertigten Geschiebesystem:

Mini SG-PLUS
(Cendres & Métaux SA, Schweiz)

Weiter wurden drei verschiedene Designvarianten des Systems untersucht.



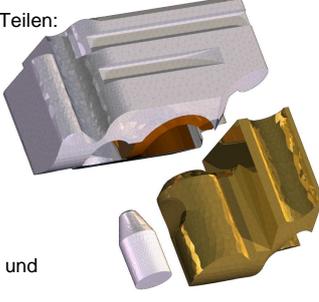
◆ **FE-Modell des Mini SG-Plus**

■ Modellierung des Geschiebesystems basierend auf CAD-Daten

■ Modelle bestehen aus vier Teilen:
Matrize und Patrize
Aktivierungs-„Schraube“
Retentionselement

■ Elementtyp: Tetraeder
(4 bzw. 10 Knoten)

■ 80.000 – 100.000 Elemente und
40.000 – 60.000 Knoten



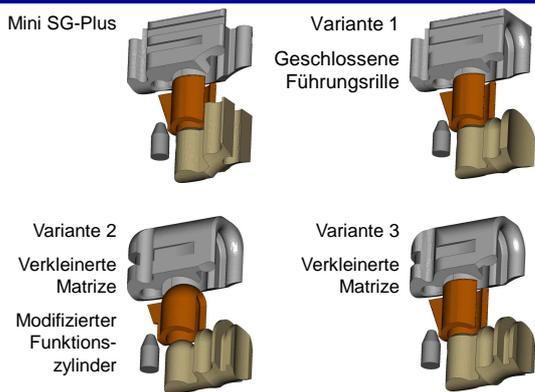
◆ **FE-Modelle der Design-Varianten**

Mini SG-Plus

Variante 1
Geschlossene Führungsrille

Variante 2
Verkleinerte Matrize
Modifizierter Funktionszylinder

Variante 3
Verkleinerte Matrize



◆ **Klinische Randbedingungen**

■ 'Typische' klinische Situation:

- Restgebiss ist oft reduziert auf drei bis vier Zähne auf jeder Seite.
- Eckzahn oder erster Prämolare werden für die Verankerung der Prothese verwendet.

■ **Prothese:**

- Ersetzt zwei Molaren und ein oder zwei Prämolaren.

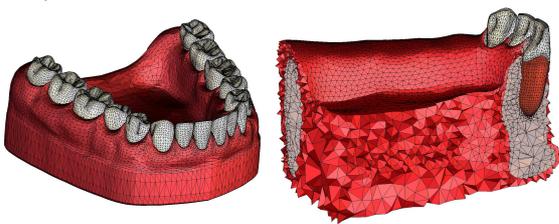


◆ **FE-Modell des Unterkiefers**

● Modellierung auf der Grundlage eines kommerziellen 3D-Oberflächen-Modells des Unterkiefers ("teeth with roots and gum", Digimation Inc., UK).

● Entfernung der Molaren und Prämolaren.

● Modellierung der Oberflächenveränderungen in Folge von Atrophie.



◆ **FE-Modell des Unterkiefers**

● Modellierung auf der Grundlage eines kommerziellen 3D-Oberflächen-Modells des Unterkiefers ("teeth with roots and gum", Digimation Inc., UK).

● Entfernung der Molaren und Prämolaren.

● Modellierung der Oberflächenveränderungen in Folge von Atrophie.



FE-Modell des Unterkiefers

- Schnittstelle zwischen Zahn und Geschiebe
- Reduktion der Krone des Eckzahns.
- Wiederherstellung der ursprünglichen Krone mit Ceramicor.
- Hinzufügen der Patrize.
- Modellierung einer Verbindung zwischen der Krone und der Patrize.

⚠ Die Verbindung muss für jedes zu untersuchende Geschiebesystem individuell angepasst werden.

FE-Modell des Unterkiefers

Die Oberfläche der atrophierten Mukosa sowie die Kronenoberflächen der entfernten Molaren und Prämolaren bilden die Grundlage für eine ‚perfekt passende‘ Prothese .

⚠ Das Modell der Prothese muss an das zu untersuchende Geschiebesystem angepasst werden.

Lastprotokoll für die Untersuchungen

- Lastfall „Indirekt“
- Lastfall „Direkt“

In beiden Lastfällen wurden Kräfte von 100 N von koronal aufgegeben.

Ergebnisse ‚indirekt‘: Spannung in Patrize

- Deutliche Verlagerung der Spannungsspitzen in Abhängigkeit von der Geometrie der Patrizen.
- Belastung des Patrizenhalses konnte zumindest verringert, zum Teil ganz vermieden werden.
- In allen Fällen lagen die Spannungen deutlich unter den Belastungsgrenzen der eingesetzten Materialien (Ceramicor).

Mini SG-Plus Variante 1 Variante 2 Variante 3

0 MPa 100 MPa

Ergebnisse ‚direkt‘: Spannung in Patrize

- Erhöhte Spannungen im Vergleich zum Lastfall ‚indirekt‘, Lage der Bereiche erhöhter Spannungen waren vergleichbar mit den im vorherigen Lastfall bestimmten Spannungsmaxima.
- Auffällig waren die großflächig verteilten Spannungen am Patrizenhals des Referenzgeschiebes und der Variante 2.
- Besonders in der Variante 3 konnten die Spannungen deutlich reduziert werden.

Mini SG-Plus Variante 1 Variante 2 Variante 3

0 MPa 100 MPa

Klinische Relevanz?

◆ Weitere Beispiele zur Dentalen Biomechanik

... in der Vorlesung
'Dentalimplantate'

Literatur

◆ Literatur zur Biomechanik

Ballreich, R., Baumann, W. (1996) Grundlagen der Biomechanik des Sports. Enke, Stuttgart
Cliffs NJ Kreighbaum, E., Barthels, K.M. (1990) Biomechanics. Macmillan, NewYork
Donskoj, D.D. (1961) Biomechanik der Körperübungen. Sportverlag, Berlin
Gutewort, W., Marhold, G. (1974) Biomechanische Verfahren zur Analyse der sportlichen Technik und ihrer Anwendungsaspekte. Theorie und Praxis der Körperkultur. 23, Leipzig
Hall, S.J. (1991) Basic Biomechanics. Mosby, StLouis
Hay, J.G. (1993) The biomechanics of sports techniques. Prentice Hall, Englewood
Hochmuth, G. (1982) Biomechanik sportlicher Bewegungen. Berlin
Kassat, G. (1993) Biomechanik für Nicht-Biomechaniker. Lithos, Bielefeld
Nachtigall, W. (2000) Biomechanik. Vieweg, Braunschweig
Willimczik, K. (1989) Biomechanik der Sportarten. Rowohlt, Hamburg

Links zu biomechanischen
Fachgesellschaften

◆ Links zu biomechanischen Gesellschaften

DGfB: Deutsche Gesellschaft für Biomechanik:
<http://www.biomechanics.de/dgbiomech/dgbiomech.html>
mit weiterführenden Links, Links zu anderen Gesellschaften,
Biomechanik-Laboren, Stellenangebot in der Biomechanik

ESB: European Society of Biomechanics:
<http://www.esbiomech.org/>

ISB: International Society of Biomechanics:
<http://isbweb.org/>