2 Biomechanik

Literatur zu diesem Kapitel:

- Biophysik, W. Hoppe, W. Lohmann, H. Markl, H. Ziegler (Hrsg.) Springer
- Der Körper des Menschen, A. Faller, M. Schünke Thieme
- Physik, Gerthsen, Vogel Springer

2.1 Einleitung

2.1.1 Biomechanik

Die Biomechanik, als Teilgebiet der Biophysik, befasst sich mit Funktionen und Strukturen des Bewegungsapparats und mit Bewegungen von biologischen Systemen. Methodik und Messgrößen werden von der klassischen Mechanik übernommen und auf biologische Organismen und Objekte angewendet. Fragestellungen stammen aus der Ergonomie (z.B. Arbeitsplatzgestaltung, Werkzeuge, Arbeitsabläufe), der Medizin (Anatomie, Neurophysiologie, Orthopädie), aber auch aus der Biologie (z.B. tierische oder pflanzliche Bewegung und Strukturen). Neben der Biologie und Medizin spielt die Biomechanik eine wichtige Rolle im Leistungssport, teilweise auch im Theater.

Wie in der klassischen Mechanik kann man zwischen Statik, Dynamik und Kinematik unterscheiden. Wir konzentrieren uns hier vor allem auf die Statik und diskutieren Muskelmechanik und -energetik, elastische und plastische Verformungen im Zusammenhang mit Knochen und Wirbelsäule. Andere Themen der Biomechanik, die wir hier nicht abdecken können, sind Fortbewegung auf dem Lande (inklusive Stehen), Fortbewegung im Wasser (Hydrodynamik, Schwimmen, Geißelbewegung) und Fortbewegung in der Luft (Aerodynamik, Fliegen). Die Biomechanik des Blutkreislaufes wird im folgenden Kapitel 3 ausführlicher behandelt.

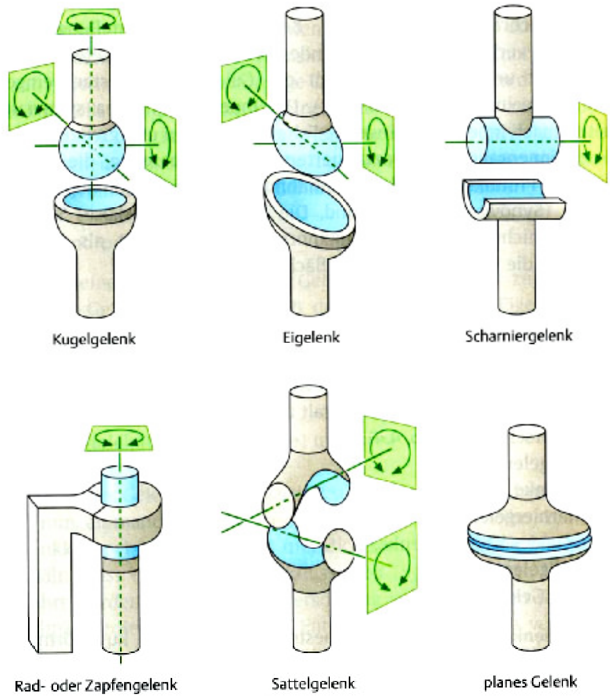


Abbildung 2.1: Gelenkarten des menschlichen Körpers. [7]

Als Beispiel für die mechanischen Grenzen des menschlichen Körpers können die verschiedenen Gelenkarten dienen, mit denen unterschiedliche Stabilität und Bewegungsfreiheit verbunden sind. Im Laufe der Evolution wurden diese für unterschiedliche Gelenke und Randbedingungen entwickelt und optimiert. Kriterien sind hierbei z.B. Stabilität und Beweglichkeit.

2.1.2 Dimensionsbetrachtungen

Statische Belastungen wurden evolutionsgeschichtlich ein Problem als die Lebewesen vom Wasser ans Land wechselten. Sie mussten jetzt "lernen", sich aufrecht zu halten und ihr Körpergewicht (und allenfalls das ihrer Beute) zu tragen. Diese Notwendigkeit ist stark größenabhängig. So ist es z.B. für Gräser wesentlich leichter, ihr eigenes Gewicht zu tragen, als für hohe Bäume: Das Gewicht nimmt mit der dritten Potenz der linearen Dimension zu, die Stärke des Stammes mit seinem Durchmesser, also mit dem Quadrat der linearen Dimension.

Damit eine Pflanze (oder ein Tier) sein eigenes Gewicht tragen kann, muss die Querschnittsfläche proportional zum darüber liegenden Gewicht zunehmen, also $F \propto m \propto h^3$. Beim letzten Schritt haben wir angenommen, dass die Masse proportional zur dritten Potenz der Höhe zunimmt. Der Durchmesser d sollte somit wie $d \propto h^{3/2}$ zunehmen. Wir vergleichen hier einmal das Verhältnis h/d aus Höhe und Durchmesser, welches auch als "Schlankheitsgrad" bezeichnet wird. Einige experimentelle Richtwerte sind

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

Wenn wir diese mit der einfachen Erwartung $h/d \propto h^{-1/2}$ vergleichen, findet man eine qualitativ passable Übereinstimmung. Die Abnahme ist allerdings stärker als nach dem einfachsten Modell zu erwarten. Dies deutet darauf hin, dass noch andere Effekte eine Rolle spielen als das Tragen des Gewichts. Wichtige Aspekte bei Pflanzen sind z.B. die Notwendigkeit, alle Teile der Pflanze mit Wasser zu versorgen oder der Widerstand gegen Wind.

2.1.3 Das motorische System des Menschen

Die Themen, die in diesem Kapitel diskutiert werden, befassen sich in erster Linie mit dem motorischen System (=Bewegungsapparat) des Menschen. Dieses dient uns zur Aufrechthaltung gegenüber der Schwerkraft und zur Bewegung. Es umfasst die Knochen, die Muskulatur, sowie das Nervensystem. Weitere Hilfselemente sind Sehnen, Knorpel, Gelenke und Schütz- und Schmierelemente wie Schleimbeutel. Im Rahmen dieses Kapitels konzentrieren wir uns auf Knochen und Muskulatur.

2.2 Grundbegriffe der Elastizitätstheorie

2.2.1 Deformationen

Elemente eines makroskopischen Körpers sind gegeneinander verschiebbar. **Deformationen** erfordern eine Kraft, die von der Art der Deformation sowie der Art des Körpers abhängt. Es wird zwischen zwei Typen von Deformationen unterschieden. Bei der Ersten ändert sich die Form, bei der Zweiten zusätzlich das Volumen:

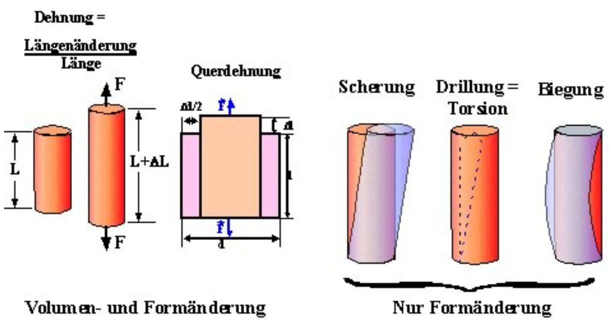


Abbildung 2.2: Formänderungen

- Nur Formänderung: **Scherungen, Biegungen, Drillungen**
- Auch Volumenänderung: **Kompression, Dilatation**

Festkörper sind form- und volumenelastisch, sie wehren sich gegen alle Arten von Deformationen und kehren in ihre ursprüngliche Gestalt zurück, wenn die Beanspruchung aufgehört hat. Erst wenn die Beanspruchung eine gewisse Grenze überschreitet, dann beginnt das sogenannte plastische Fließen, das bei einer weiteren Steigerung der Beanspruchung zum Bruch führt.

2.2.2 Elastische und plastische Verformung

Das Verhalten von Materialien unter Zugbelastung kann mittels einer Prüfmaschine ermittelt werden und in einem **Spannungs-Dehnungs-Diagramm** aufgetragen werden (siehe Abb.2.3):

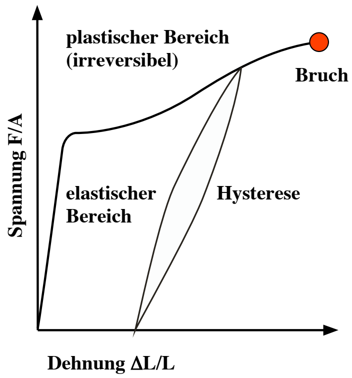


Abbildung 2.3: Spannungs-Dehnungs-Diagramm.

Man kann folgende Bereiche unterscheiden:

- **Elastischer Bereich:** Die Dehnung gehorcht dem **Hookeschen Gesetz**. In diesem Bereich ist die Verformung verschwunden, wenn keine Spannung mehr wirkt.

- **Plastischer Bereich:** Verformungen bleiben teilweise auch ohne Spannung erhalten. Die Form wird abhängig von der Vorgeschichte. In diesem Bereich wird auch nicht die gesamte in das System hineingesteckte Arbeit wieder frei, sondern sie bleibt als Verformungsenergie und Wärme im System. Die plastische Verlustenergie kann berechnet werden, indem man für jedes Volumenelement dV das Schleifenintegral über einen Zyklus der angelegten Spannung bildet. Die geleistete mechanische Arbeit ist dann

  $$dW = \oint dF\, ds = dV \oint d\varepsilon\, \sigma .$$

  Hier ist dF die am Volumenelement angreifende Kraft und ds der gegen die Kraft zurückgelegte Weg. Außerdem haben wir verwendet dass

  $$dF = \sigma\, dA,$$

  mit der Spannung σ (siehe unten) und

  $$ds = d\varepsilon\, l .$$

  Ist der Körper homogen, d.h. ε und σ über das Volumen konstant, so reduziert sich das Volumenintegral auf eine Multiplikation mit $V = \int l\, dA$. Damit wird die Verlustenergie

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

  Im Spannungs-Dehnungs-Diagramm entspricht dies der Fläche, die von der **Hysteresekurve** eingeschlossen wird.

- Wird die Spannung zu groß, so erreicht man den **Bruchpunkt:** Bei dieser Dehnung bricht oder zerreißt der Körper.

Auf mikroskopischer Ebene erzeugt man im plastischen Bereich Defekte und / oder verschiebt die Defekte innerhalb des Gitters. Beim Bruchpunkt vergrößert sich ein solcher Defekt schlagartig bis auf die Dimensionen des gesamten Körpers.

Diese unterschiedlichen Bereiche findet man bei biologischen Materialien genau so wie bei kristallinen Festkörpern. Allerdings sind biologische Materialien meistens wesentlich komplexer und häufig nicht homogen, sondern auf unterschiedlichen Ebenen strukturiert und an unterschiedlichen Orten unterschiedlich stark. Ein wichtiger Aspekt bei der Optimierung ist die Verschiebung des Bruchpunktes zu möglichst hohen Werten von Spannung und Dehnung. Dazu muss vor allem vermieden werden, dass mikroskopische Defekte (Risse) sich zu schnell ausbreiten.

2.2.3 Spannung

Mechanische Spannungen entsprechen Kräften, die in einem Körper oder Material pro Flächeneinheit wirken. Man beschreibt die wirkenden Spannungen durch Zerlegung des Körpers in kleine Volumenelemente, auf die diese Kräfte wirken. Unter den Spannungen erleiden die Volumenelemente Formänderungen.

Spannung ist der Quotient aus der wirkenden Kraft $\Delta\vec{F}$ und dem Flächenelement ΔA, an dem diese Kraft angreift: $\vec{S} = \frac{\Delta\vec{F}}{\Delta A}$. Sie wird unterteilt in **Normalspannungen** σ, bei denen die Spannung senkrecht zum Flächenelement angreift, und in **Schubspannungen** τ, welche parallel zur Fläche wirken.

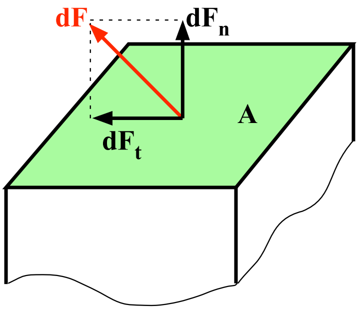


Abbildung 2.4: Zerlegung einer Spannung in Normal- und Schubspannung.

Der Spannungszustand an einem bestimmten Punkt in einem Körper wird im Allgemeinen durch einen symmetrischen Tensor 2. Stufe beschrieben.

$$\begin{pmatrix} \sigma_x & \tau_{xy} & \tau_{xz} \\ \tau_{yx} & \sigma_y & \tau_{yz} \\ \tau_{zx} & \tau_{zy} & \sigma_z \end{pmatrix} .$$

Er besitzt 6 unabhängige Größen, in der Diagonalen stehen die Normalspannungen und in den Außerdiagonalelementen die Schubspannungen. Da die Spannung als Funktion des Ortes variiert, wird sie in einem ausgedehnten Körper als Tensorfeld $\vec{S}(\vec{r})$ beschrieben.

Jede Belastung kann in **elementare Belastungen** zerlegt werden. Bei Zug- und Druckspannungen oder bei Biegungen treten reine Normalspannungen auf. Bei Scherung und Torsion treten reine Schubspannungen auf.

2.2.4 Dehnung

Eine elastische Verformung wird beschrieben durch die Veränderung der Geometrie eines Körpers unter den wirkenden Kräften. Im einfachen Fall eines Würfels (als Volumenelement) kann zum Beispiel eine **Längenänderung** Δl stattfinden, wobei die rechten Winkel erhalten bleiben. Als **Dehnung** bezeichnet man die relative Längenänderung $\varepsilon = \frac{\Delta l}{l}$. **Stauchungen** sind negative Dehnungen.

Spannung und Dehnung sind voneinander abhängig. In den weitaus meisten Körpern existiert zudem für niedrige Spannungen ein Bereich, in dem eine lineare Beziehung gilt, welche für Federn als Hooke' -sches Gesetz bekannt ist:

$$\sigma = E\varepsilon \quad [E] = Pa = \frac{N}{m^2} ,$$

wobei die Proportionalitätskonstante E als Elastizitätsmodul (**=Youngscher Modul**) bezeichnet wird. Bei Stahl beträgt er etwa 200 GPa, und bei Gummi (und auch in etwa bei Muskeln) weniger als 0.1 GPa. Knochen mit E = 15 GPa haben in etwa die elastischen Eigenschaften von Holz (13 GPa). Dieser lineare Bereich endet wenn die Verformung plastisch wird. Die folgende Tabelle vergleicht die numerischen Werte von Elastizitäts- und Schubmodul für einige Materialien; für Aluminium und Stahl enthält sie außerdem die Bruchspannung als Vergleichsgröße.

Material	E/GPa	μ	G/GPa	σ_B/MPa
Al	70.6	0.34	26.5	147
Stahl	206	0.28	80.4	981
Diamant	1100			
Gummi	0.1-0.01	0.5		
Bandscheibe	0.005			

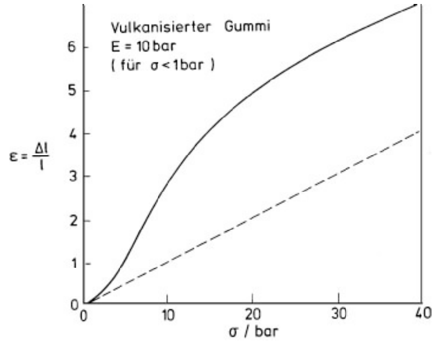


Abbildung 2.5: Dehnung von vulkanisiertem Gummi bei Zug.

Da das Hooke'-sche Gesetz bei biologischen Materialien wie z.B. Gummi nur in einem kleinen Bereich gilt, ist eine sinnvolle Definition der differentielle Elastizitätsmodul $\frac{1}{E_{diff}} = \frac{d\varepsilon}{d\sigma}$.

2.2.5 Volumenänderung

Wird ein Körper gedehnt, indem eine Normalspannung angelegt wird, so findet man im Allgemeinen nicht nur eine Änderung der Länge in Richtung der Normalspannung, sondern ebenso eine Änderung der Ausdehnung senkrecht zu dieser Richtung. In den meisten Fällen handelt es sich um eine Kontraktion; man spricht von **Querkontraktion.** Wie für die Dehnung findet man einen linearen Bereich, in dem die transversale Längenänderung proportional ist zur Spannung und damit zur Längenänderung in Zugrichtung.

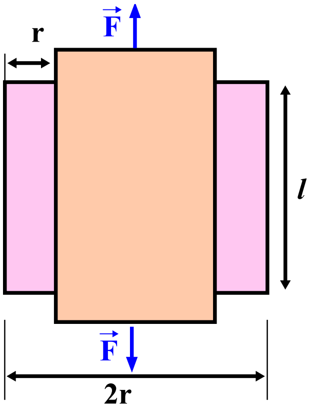


Abbildung 2.6: Querkontraktion eines Zylinders.

Wir betrachten als Beispiel einen Zylinder, der in Achsenrichtung gedehnt wird. Die Verringerung Δr seines Radius r schreiben wir als relative Änderung $\varepsilon_r = \frac{\Delta r}{r} = -\mu \frac{\Delta l}{l}$. Das Verhältins der Querkontraktion zur Dehnung heißt *Poisson-Zahl* μ.

Aus der Dehnung und der Querkontraktion berechnen wir die Volumenänderung: Das Volumen des entspannten Zylinders beträgt

$V = \pi r^2 l.$

Durch die Spannung ändert sich die Länge um Δl und der Radius um Δr, das Volumen also um

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

Mit Hilfe des oben eingeführten Parameters μ kann dies geschrieben werden als $\frac{\Delta V}{V} = \varepsilon(1-2\mu)$. Für Gummi ist $\mu = 0.5$. Somit verschwindet hier die Volumenänderung.

2.2.6 Scherung

Eine Schubspannung τ bewirkt, dass alle zur Fläche senkrechten Kanten eines Quaders um einen Winkel $\alpha = \Delta x / l$ gekippt werden. Man bezeichnet dies als Scherung. Der Scherwinkel ist im linearen Bereich proportional zur Schubspannung: $\tau = G\alpha$.

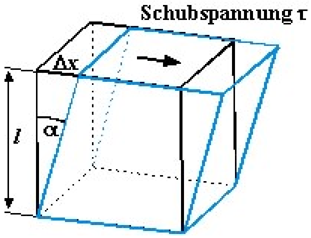


Abbildung 2.7: Scherung eines Würfels.

Der Proportionalitätsfaktor G ist der **Torsions-** oder **Schubmodul**. Da die Schubspannung die gleiche Einheit besitzt wie die Zugspannung (=Pa), besitzt auch der Schubmodul diese Einheit. Materie ist allgemein leichter durch Scherung als durch Dehnung verformbar, d.h. $G < E$. Dies kann man sich dadurch plausibel machen, dass hier in erster Näherung die Bindungswinkel, aber nicht die Abstände zwischen den Atomen ändern.

Ähnlich wie der Schubmodul kleiner ist als der Spannungsmodul ist auch die Bruchspannung für Scherung kleiner als für Stauchung. Knochenbrüche finden deshalb häufig unter kleinen Winkeln statt.

2.3 Knochen

2.3.1 Aufbau

Knochen sind die wesentliche Voraussetzung dafür, dass höhere Organismen eine definierte Form aufweisen. Zusammen mit Muskeln und Sehnen ermöglichen sie die Fortbewegung sowie andere motorische Tätigkeiten. Außerdem haben sie eine schützende Funktion (z.B. Schädel für das Gehirn).

Das menschliche Skelett besteht aus rund 206 Knochen, Man unterscheidet

- Lange Knochen : Röhrenknochen (Extremitäten)

- Kurze Knochen : Hand- und Fußwurzelknochen
- Unregelmäßige Knochen : Wirbel
- Flache Knochen : Schädelknochen, Schulterblatt, Rippen, Brustbein

Knochen sind stark strukturiert um ihre vielfältigen Aufgaben optimal erfüllen zu können. Eine Übersicht über den Aufbau von Knochen ist in der Abbildung 2.8 zu sehen.

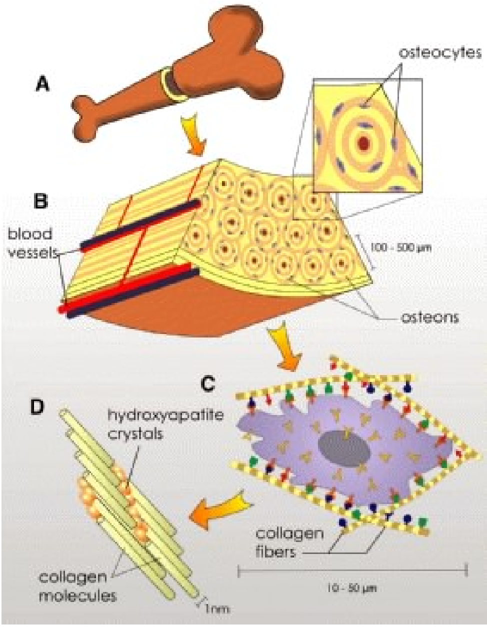


Abbildung 2.8: Aufbau von Knochen.

In einem typischen Röhrenknochen findet man ein System von röhrenartigen Strukturen, welche als Osteons bezeichnet werden. Diese bestehen aus einem Komposit-Material von kristallinem anorganischen Material und Proteinen, sowie aus lebenden Zellen. Das Ganze wird durch Blutgefäße mit Baustoffen und Sauerstoff versorgt.

Knochen müssen unterschiedliche Kräfte auffangen können, welche sowohl als Dehnung, Stauchung, Biegung, Torsion oder Scherung wirken können und müssen dementsprechend auf alle diese Belastungen angepasst sein. Die Kräfte können zudem kontinuierlich oder als Schläge wirken.

Knochen sind stark mineralisiert. Trotzdem ist der Bruchwiderstand 2 oder 3 Größenordnungen höher als der eines Kristalls, der aus dem reinen Mineral besteht.

Knochen enthalten lebende Zellen und bleiben dadurch anpassungsfähig. Belastungen führen zu entsprechenden Verstärkungsmechanismen: Werden Knochenzellen bei Belastungen um mehr als 0.15% gedehnt, so löst dies verstärkte Knochenbildung aus. Dies geschieht indem zusätzliches Kalzium eingebaut wird. Umgekehrt können Knochen auch abgebaut werden: Bleibt die Dehnung dauerhaft unterhalb von 0.05%, so wird dies als Signal verstanden, dass der Knochen unnötig stabil ist und er wird abgebaut. Diese Anpassungen werden hormonell, sowie durch direkte Kommunikation zwischen den Knochenzellen kontrolliert.

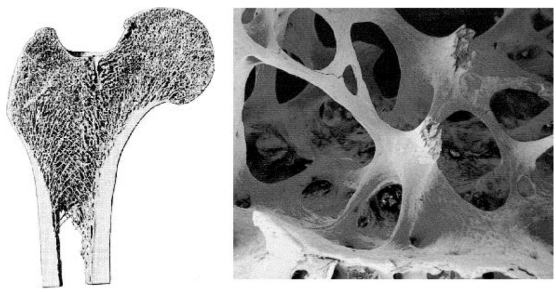


Abbildung 2.9: Knochen als Leichtbaustruktur

Die Fähigkeit, Kräfte aufnehmen und umleiten zu können, darf nicht mit einem zu hohen Gewicht bezahlt werden. Der Aufbau der Knochen ist deshalb vergleichbar mit Leichtbaukonstruktionen. Die äußeren Teile sind relativ dicht, im Inneren sind die Knochen meist mit mehr oder weniger großen Hohlräumen durchsetzt. Die Stützen und Stege sind so orientiert, dass sie die Lasten optimal ableiten. Diese Strukturierung erstreckt sich über eine weite Längenskala, vom *nm* bis in den *mm*-Bereich.

Technisch gesehen handelt es sich um eine "Nano-Komposit Struktur". Die Materialforschung versucht, vergleichbare Strukturen herzustellen. Allerdings wird es auf absehbare Zeit nicht möglich sein, dies bei einer Temperatur von 37° C in wässriger Lösung zu tun.

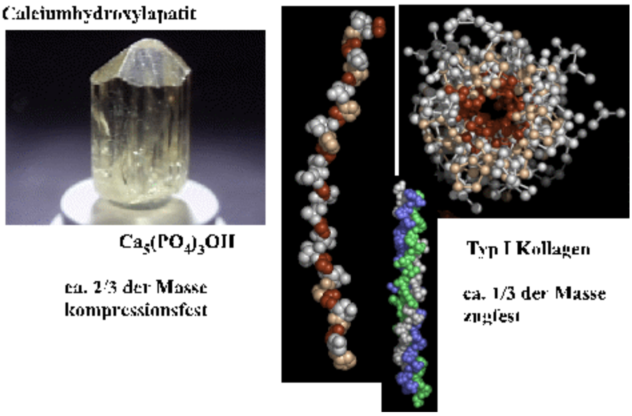


Abbildung 2.10: Bestandteile der extrazellulären Matrix.

2.3.2 Extrazelluläre Matrix

Der größte Teil des Knochens besteht aus einer extrazellulären Matrix. Diese besteht zu ca. 2/3 aus Kalziumhydroxylapatit ($Ca_5(PO_4)_3OH$). Dieses kristalline Material verleiht dem Knochen die Kompressionsfestigkeit. Der Rest der extrazellulären Matrix besteht zu 90% aus Typ I Kollagen. Dieses Protein ist vor allem für die Zugfestigkeit der Knochen verantwortlich, und für die Fähigkeit, die Energie von Schlägen aufzunehmen ohne dass sich dadurch größere Risse bilden.

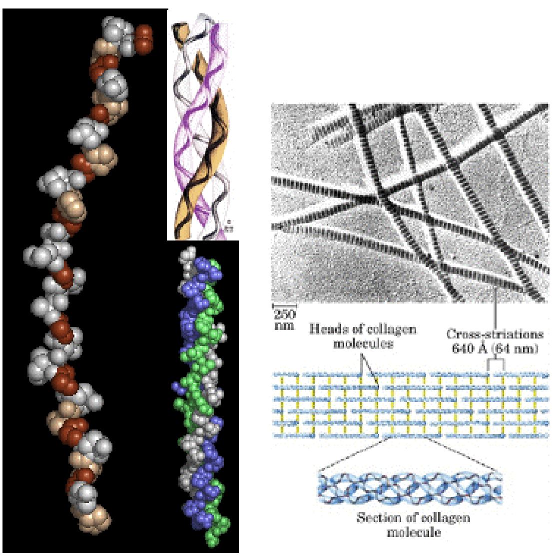


Abbildung 2.11: Struktur von Kollagen.

Die Kollagen-Moleküle sind langkettige Polypeptide, die sich in 3er Gruppen zu einer Helix verbinden und in regelmäßigen Abständen miteinander verbunden sind.

Neuere Arbeiten zeigen, dass sich der organische Teil (=Kollagen) und der anorganische Teil (=Kalziumapatit) gegenseitig beeinflussen: Sowohl die Morphologie der Apatitkristalle wie auch die Struktur der Proteine ist im Verband anders als in den reinen Komponenten. Insbesondere legen auch die Proteine die Kristallisationsrichtung der Apatitkristalle fest, so dass deren optimale Belastungsrichtung kontrolliert werden kann.

2.3.3 Knochenzellen und Blutgefäße

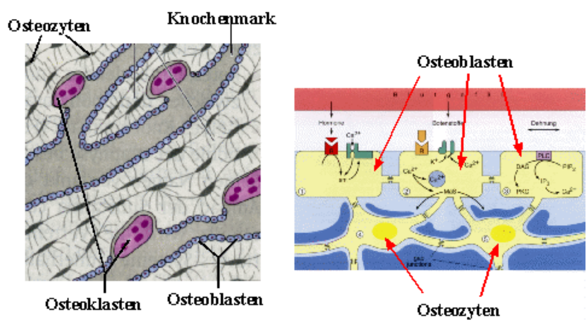


Abbildung 2.12: Knochenzellen und ihre Versorgung durch Blutgefäße.

Die extrazelluläre Matrix wird von verschiedenen Zellen gebildet, kontrolliert und bei Bedarf abgebaut. Der Knochen wird größtenteils von einer Knochenhaut aus lebenden Zellen umgeben, aber auch im Innern des Knochens befinden sich lebende Zellen. Die verschiedenen Zelltypen werden als Osteoblasten, Osteozyten und Osteoklasten bezeichnet. Die Osteoblasten sind für den Aufbau der extrazellulären Matrix verantwortlich; die Osteoklasten bauen sie bei Bedarf wieder ab.

Die Knochenzellen werden durch ein System von Blutgefäßen versorgt. Man unterscheidet zwischen den Volksmannkanälen, welche senkrecht zum Knochen verlaufen, und den Havers-Kanälen, welche im Inneren eines Osteons parallel zum Knochen verlaufen. Die Knochendurchblutung liegt für einen typischen Röhrenknochen bei ca. 40 – 120 ml/(kg·min).

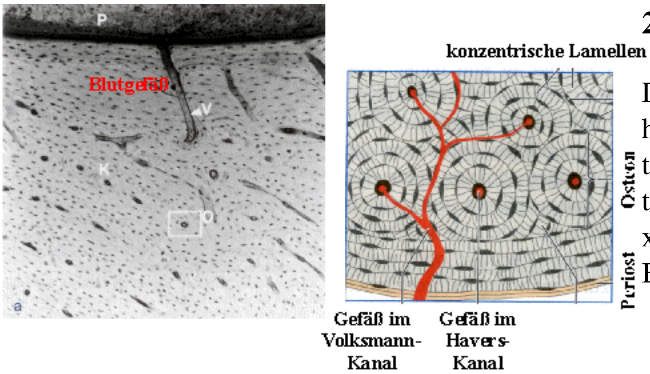


Abbildung 2.13: Blutgefäße im Knochen.

Bei einem 7 kg Skelett ergibt das mehrere 100 ml pro Minute.

2.3.4 Mechanische Eigenschaften

Knochen sind darauf optimiert, bei geringem Gewicht Kräfte aufzunehmen und umzuleiten. Damit eine Kraft optimal aufgenommen werden kann sollte der Knochen möglichst starr sein. Andererseits bedingt die Widerstandsfähigkeit gegen Stöße eine gewisse Elastizität, damit die Energie aufgenommen werden kann und nicht zu Brüchen führt.

Die Anisotropie der elastischen Konstanten zeigt, dass sie auf die vorherrschende Belastung optimiert ist. Dies wird durch die anisotrope Struktur erreicht. Die Lamellenstruktur auf der Skala von einigen μm verhindert, dass Risse sich über diese Distanz hinaus ausbreiten (sofern die Belastung nicht zu hoch ist) und damit einen Bruch des Knochens.

Knochen und ähnliche vergleichbare Materialien sind hochgradig optimiert. Künstliche Materialien, welche ähnliche Eigenschaften erreichen, können nur mit aufwändigen Spezialverfahren hergestellt werden. Demgegenüber werden Knochen bei Temperaturen von 37° in wässriger Lösung hergestellt, mit sehr unterschiedlichen Formen. Diese Eigenschaften gelten allgemein für harte biologische Materialien und werden insbesondere an Muschelschalen untersucht. Man versucht, deren Eigenschaften auch in künstlichen Composit-Materialien zu nutzen (siehe, z.B. G. Mayer, Science 310, 1144-1147 (2005).).

2.3.5 Kräfte im Beckenbereich

Die Morphologie (=Form) der Knochen ist dahingehend optimiert, dass die darauf wirkenden Kräfte optimal umgeleitet werden. Als Beispiel für die Kräftezerlegung durch die Knochenform und Muskelfixierung ist in den folgenden Abbildungen für den Beckenbereich zu sehen.

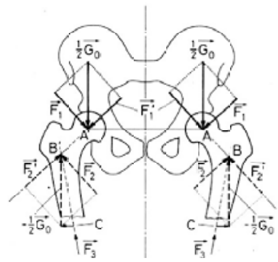


Abbildung 2.14: Kräfte im Beckenbereich.

Das Gewicht G_0 des Menschen wird im Becken auf die beiden Beine (im Schnitt) gleichmäßig aufgeteilt. Auf jedes Hüftglenk muss somit eine Stützkraft von $-\frac{1}{2}G_0$ wirken.

In Gedanken zerlegen wir diese Kraft im Bereich des Hüftgelenkes wieder in 2 Komponenten: F_1 wirkt senkrecht, F_1' parallel zur Verbindungsrichtung AB. Damit das System im Gleichgewicht bleibt, müssen im Punkt B wiederum zwei Kräfte, F_2 und F_2' wirken, welche entgegengesetzt gleich sind.

Die beiden Kräfte F_1 und F_2 stellen dagegen ein Kräftepaar dar: sie erzeugen keine lineare Beschleunigung, aber ein Drehmoment $T = 2|\vec{F}_1|l\,sin\alpha$, welches durch die Muskeln und Sehnen kompensiert werden muss. Durch die beiden Kräftepaare werden im Knochen sowohl Druck- wie auch Scherspannungen erzeugt.

Der Oberschenkelknochen ist der größte Knochen des menschlichen Körpers. Er ist wie das Schien- und Wadenbein ein Röhrenknochen, das bedeutet er besteht aus einem harten Mantel und einem weichen, mit Blutzellen gefüllten, Hohlraum. Durch die abgewinkelte Verbindung werden Stöße auf das Becken abgemildert. Der Schenkelhals hat in dem Sinne eine Stoßdämpfer-Funktion.

Auf den Oberschenkelhalsknochen wirken besonders große Drehmomente und damit Biegekräfte.

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

Tabelle 2.1: Elastizitätsmodule und Bruchfestigkeit verschiedener Materialien.

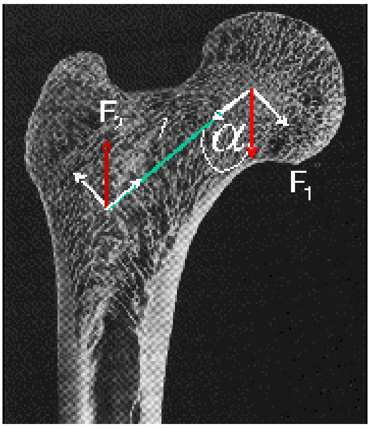


Abbildung 2.15: Kräfte im Bereich des Oberschenkelhalsknochens.

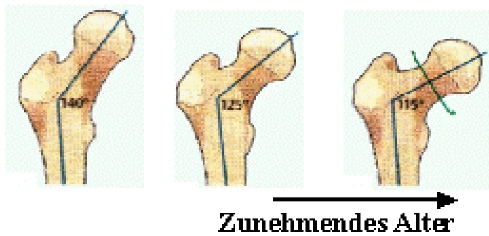


Abbildung 2.16: Änderung des Winkels des Oberschenkelhalsknochens mit zunehmendem Alter.

Der Winkel (CCD-Winkel) ändert sich im Laufe des Alters: Er beträgt bei Neugeborenen etwa 150°, bei Erwachsenen etwa $125-126°$, und im Alter weniger als 120°. Dadurch steigt mit zunehmendem Alter die Gefahr eines Schenkelhalsbruches, besonders bei einer eventuell vorhandenen Osteoporose.

2.3.6 Wirbelsäule

Die Wirbelsäule besteht aus 33-34 Wirbeln, den Zwischenwirbelscheiben und dem Bandapparat, der die Wirbel gegeneinander stabilisiert. Sie weist beim Menschen eine doppelte S-Form auf. Diese dient der Erschütterungsabfederung beim Laufen. Bei der Wirbelsäule treten Druck-, Zug-, Biege- und Torsionsbelastungen auf.

Die Form der Wirbel variiert entlang der Wirbelsäule, wobei die Grundform einheitlich ist. Sie besteht aus dem Wirbelkörper und dem Wirbelbogen, der das Wirbelloch umschließt. In diesem läuft das Rückenmark. Die Ausläufer des Wirbelbogens greifen ineinander und stabilisieren damit, zusammen mit den Bändern, die Wirbelsäule. Die Beweglichkeit wird durch die Gelenke, die elastischen Bandscheiben, sowie die verschiedenen Bänder gewährleistet.

Das Druck-Stauchungsdiagramm des Lendenwirbels in Abb. 2.19 zeigt, dass eine große Elastizität bei

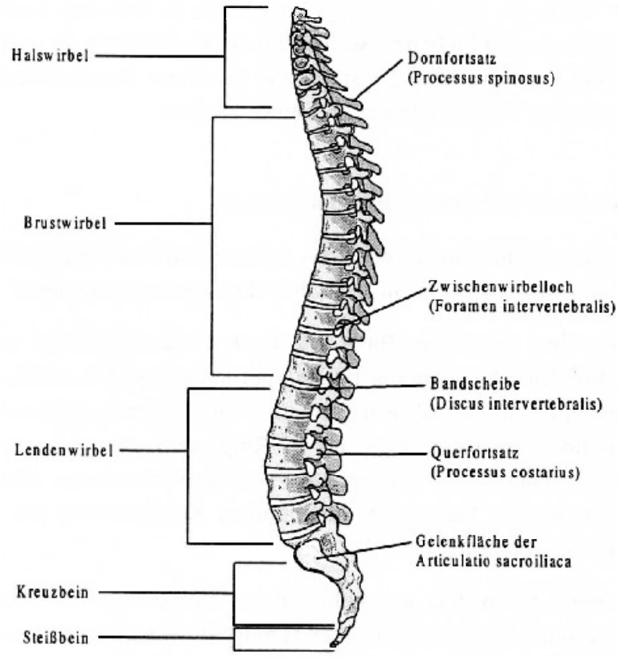


Abbildung 2.17: Wirbelsäule. [18]

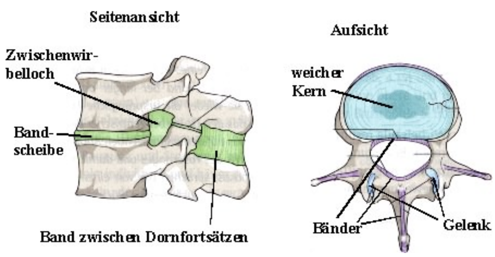


Abbildung 2.18: Wirbel.

kleinen Kräften vorherrscht, bei größeren Kräften eine geringere. Die Belastungsgrenze liegt bei 9,4 kN, das bedeutet es sind große Belastungen möglich ohne Bruch.

Im linearen Bereich schätzen wir den Elastizitätsmodul ab aus der Figur:

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

Die Elastizität der Wirbelsäule (=1/E) ist damit wesentlich größer als die von Stahl.

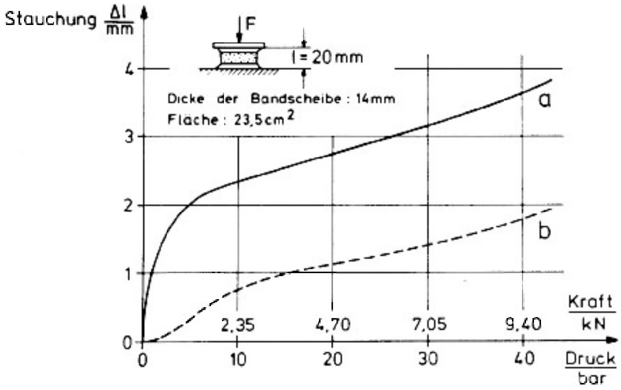


Abbildung 2.19: Druck-Stauchungsdiagramm des Lendenwirbels (a), und dessen plastischer Anteil (b).

2.4 Belastung und Bruch

2.4.1 Belastung und Widerstand

Knochen müssen unterschiedlichen Belastungen standhalten; dies können statische oder dynamische Belastungen (Stoß, Sturz) sein. Der Organismus hat verschiedene Mechanismen entwickelt, um sicherzustellen, dass normale Belastungen normalerweise nicht zu einem Versagen, d.h. in diesem Fall zum Bruch des Knochens führen. Dabei wird jedoch nicht der Knochen einzeln optimiert (z.B. durch Verstärkung), sondern die Leistungsfähigkeit und das Überleben des gesamten Organismus. Dies beinhaltet z.B. dass die Knochen nicht beliebig schwer werden dürfen.

Wie bereits in Kapitel 2.3.1 dargestellt, reagiert der Körper auf Belastungen der Knochen indem die belasteten Bereiche verstärkt werden. Dadurch wird die Stärke der Knochen den bekannten Belastungen angepasst und gegen vergleichbare Belastungen in der Zukunft geschützt. Damit wird in erster Linie sichergestellt, dass der Knochen regelmäßtige Belastungen aushalten kann. Durch eine erhebliche Sicherheitsreserve wird jedoch auch gegen stärkere, ähnliche Belastungen Vorsorge getroffen. Darüber hinaus wird durch die Strukturierung des Knochens auf der Nanometer-Mikrometerskala das Risiko für ein katastrophales Versagen reduziert. Im Gegensatz zu mechanischen Werkstücken sind Knochen in der

Lage, kleinere Schäden zu reparieren.

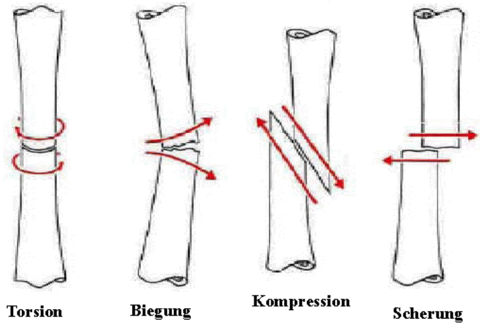


Abbildung 2.20: Unterschiedliche Belastungen eines Röhrenknochens und resultierende Knochenbrüche.

In Figur 2.20 sind unterschiedliche Belastungen dargestellt und die Art der daraus resultierenden Brüche eines Röhrenknochens (z.B. Schienbein). Wir betrachten zunächst einen relativ einfachen Fall, den Biegebruch.

2.4.2 Biegung

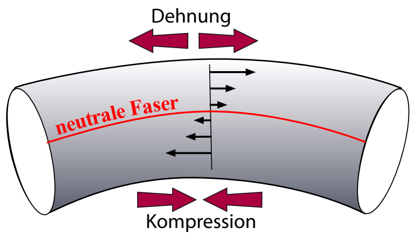


Abbildung 2.21: Neutrale Faser als Linie verschwindender Normalspannung.

Wird ein Objekt gebogen, so wird es auf der einen Seite gedehnt, auf der anderen Seite komprimiert. Da die Spannung im Inneren nicht springt muss es dazwischen einen Punkt geben, wo die Normalspannung verschwindet. Verbindet man alle diese Punkte entlang des Körpers, so erhält man die ”neutrale Faser”.

Ein fest eingespannter Stab der Dicke d, der Breite b und der Länge L biegt sich unter dem Einfluss einer Kraft F, die am nicht eingespannten Ende angreift.

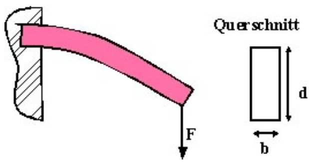


Abbildung 2.22: Biegung eines Balken.

Die Spannung am Einspannpunkt beträgt $\sigma = \frac{FL}{2\alpha d^2 b}$. Der Faktor α beträgt 1/12 für einen rechteckigen Querschnitt, und 1/28 für einen kreisförmigen.

Abbildung 2.23: Biegebruch

Wenn $\sigma > \sigma_{Bruch}$ ist zerreißt der Stab aufgrund des Überschreitens der Bruchspannung. Die Tragfähigkeit ist proportional zu der Dicke und Breite, aber umgekehrt proportional zur Länge. Da die Spannung auf der Außenseite am größten ist und die meisten Materialien eine geringere Bruchspannung gegen Dehnung als gegen Kompression aufweisen beginnt der Bruch auf der Außenseite.

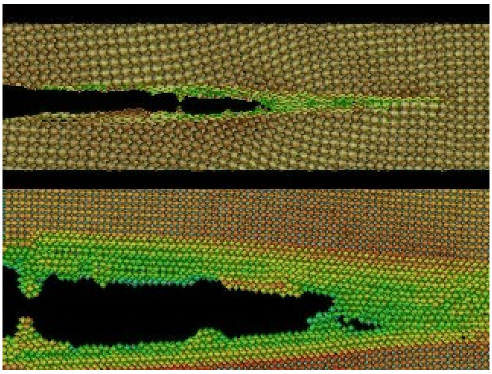


Abbildung 2.24: Atomare Simulation der Ausbreitung eines Risses.

Sobald ein Riss entsteht wird die Spannung an der Spitze des Risses stark vergrößert und die Wahrscheinlichkeit ist groß, dass der Riss sich mit zunehmender Geschwindigkeit senkrecht durch den Stab ausbreitet. Diese qualitative Überlegung kann sowohl durch analytische Rechnungen wie auch durch atomare Simulationsrechnungen verifiziert werden.

2.4.3 Richtungsabhängige Spannungen

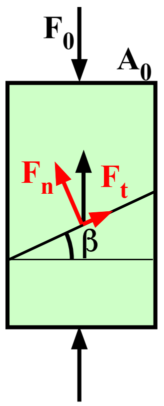


Abbildung 2.25: Normal- und Tangentialkraft bezüglich einer schiefen Ebene

Wir betrachten die Kräfte in einem Block aus homogenem Material, das mit einer Kraft F_0 auseinander gezogen (oder gestaucht) wird. Bezüglich einer Ebene, deren Normale gegen die Kraftrichtung um den Winkel β geneigt ist, sind die Normal- und Tangentialkraft

$$F_n = F_0 \, cos\beta \qquad F_t = F_0 \, sin\beta$$

Die Fläche, auf die diese Kräft wirken, ist $A = A_0/cos\beta$.

Somit haben die Normal-, resp. Schubspannung die Winkelabhängigkeit

$$\sigma = \frac{F_0}{A_0} cos^2\beta \qquad \tau = \frac{F_0}{A_0} cos\beta \, sin\beta \; .$$

Die Druckspannung nimmt deshalb kontinuierlich ab mit zunehmendem Winkel β, während die Schubspannung über ein Maximum läuft. Da Schubspannungen eher zu Brüchen führen als Druckspannungen, findet man bei isotropen Materialien häufig,

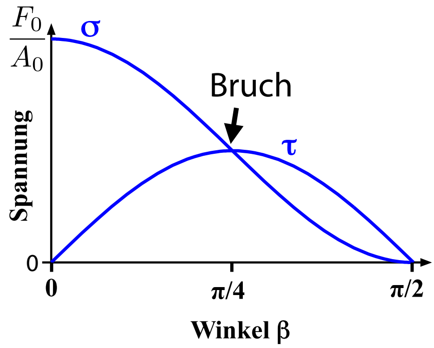


Abbildung 2.26: Winkelabhängigkeit für Druck- und Scherspannung.

dass der Bruch entlang einer Ebene verläuft, die unter um 45° gegenüber der Achse gekippt ist.

2.4.4 Torsion

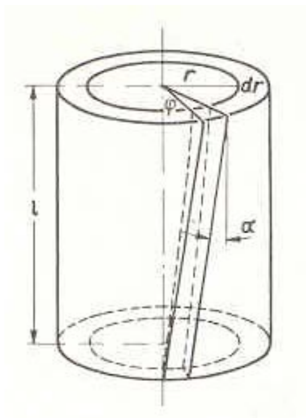


Abbildung 2.27: Torsion eines Zylinders.

Wir betrachten einen Zylinder der Höhe l, der um einen Winkel φ verdrillt wird, d.h. die Oberseite ist gegenüber der Unterseite um diesen Winkel gedreht. Im Inneren entsteht dadurch eine inhomogene Spannungsverteilung.

Für einen Hohlzylinder mit Radius r findet man eine Scherung um den Winkel $\alpha = \frac{r\varphi}{l}$. Gemäß der Definition des Schubmoduls entspricht diesem Scherwinkel eine Scherspannung

$$\tau = G\alpha = G\frac{r\varphi}{l} \, .$$

Aus der Schubspannung können wir das Drehmoment $M = F\,r$ berechnen (F = Kraft, r = Abstand von der Drehachse), welches diese Torsion erzeugt. Für den betrachteten Hohlzylinder mit Radius r und Dicke dr beträgt die Fläche, an der die Schubspannung angreift, $A = \pi r dr$ und die darauf wirkende Kraft

$$F = \tau A = \tau 2\pi r dr = G\frac{r\varphi}{l}2\pi r dr.$$

Wir integrieren das Drehmoment über sämtliche konzentrischen Zylinder und erhalten:

$$\begin{aligned} M &= \int_0^R F(r) r dr = \frac{2\pi G\varphi}{l}\int_0^R r^3 dr \\ &= \frac{\pi}{2}G\frac{R^4}{l}\varphi . \end{aligned}$$

Aufgelöst nach dem Drillwinkel φ als Funktion des Drehmomentes erhalten wir $\varphi = \frac{2M}{\pi G R^4}l$.

Setzen wir diesen Wert in den Ausdruck $\tau = G\alpha$ ein, so erhalten wir die Scherspannung τ als Funktion des Drehmomentes:

$$\tau = G\frac{r\varphi}{l} = G\frac{r}{l}\frac{2M}{\pi G R^4}l = \frac{2Mr}{\pi R^4}.$$

Die Scherspannung nimmt somit mit dem Abstand von der Achse zu und erreicht den maximalen Wert τ_m am Rand, für $r = R$: $\tau_m = \frac{2M}{\pi R^3}$. Überschreitet dieser Wert die Bruchspannung, dann erfolgt ein **Torsionsbruch**, der an der Peripherie beginnt.

Wie beim Biegebruch steigt die Spannung an der Spitze eines sich entwickelnden Risses stark an und dieser hat deshalb die Tendenz, sich mit zunehmender Geschwindigkeit auszubreiten. Um das zu vermeiden muss die Natur

- Eine genügende Sicherheitsreserve einbauen.
- Den Knochen so strukturieren, dass kleine, sich entwickelnde Risse aufgefangen und abgelenkt werden, so dass die Spannung die Bruchspannung nicht übersteigt.

2.4.5 Widerstandsmoment

Wie stark ein mechanisches Element unter dem Einfluss einer äußeren Kraft verformt, hängt u. A. von seiner geometrischen Form ab. Man verwendet dafür das Widerstandsmoment. Führt die Kraft zu einer Biegung, so ist die relevante Größe das axiale Widerstandsmoment oder Biegewiderstandsmoment. Bei einer Torsion ist die relevante Größe das polare Widerstandsmoment oder Torsionswiderstandsmoment. Das polare Widerstandsmoment ist die Summe aus der axialen Widerstandsmomenten für Biegungen in zwei senkrecht zueinander stehende Richtungen.

Wir diskutieren dies quantitativ am Beispiel eines eingespannten Stabes.

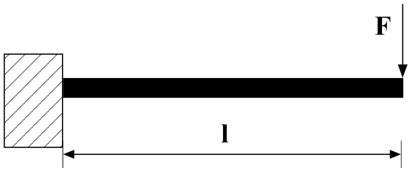


Abbildung 2.28: Einseitig eingespannter Balken mit Punktbelastung am freien Ende.

Bei einem einseitig eingespannten, exzentrisch belasteten Balken treten in jedem Querschnitt Biegemomente $M_B = \sum_i F_i l_i$ auf (l_i: Hebelarm der Kraft F_i). Daraus resultiert eine Biegespannung $B = \frac{M_B}{W}$, wobei $W = \frac{J}{e_R}$ das Widerstandsmoment ist, $J = \int z^2 dA$ das axiale Flächenträgheitsmoment und e_R der Abstand der Randfaser von der neutralen Faser. Das Flächenträgheitsmoment errechnet sich als Integral über alle Flächenelemente, gewichtet mit dem Quadrat des Abstandes z von der neutralen Faser. Das Widerstandsmoment gibt somit die größte Spannung an, welche am Rand des Querschnitts auftritt.

Das Widerstandsmoment gibt an, wie gut der Stab eine Last aufnehmen kann. Es hat die Dimension eines Volumens. Dies lässt sich qualitativ leicht verstehen: Je größer der Querschnitt, desto geringer die Spannung bei gegebener Kraft. Zusätzlich führt ein großer Abstand von der neutralen Faser zu einem günstigen Hebelverhältnis. Tabelle 2.2 listet Widerstandsmomente für einige unterschiedliche Querschnitte. Interessant ist z.B. dass ein Hohl-

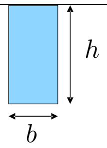
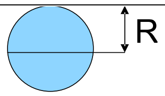
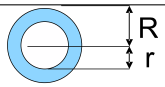
Form		Widerstandsmoment W	Querschnittsfläche A	$\frac{W}{A}$
Rechteck		$\frac{1}{6}bh^2$	bh	$\frac{1}{6}h$
Vollzylinder		$\frac{\pi}{4}R^3$	πR^2	$\frac{1}{4}R$
Hohlzylinder		$\frac{\pi}{4}\frac{R^4-r^4}{R} = \frac{\pi}{4}R^3\left(1-\left(\frac{r}{R}\right)^4\right)$	$\pi(R^2-r^2)$	$\frac{1}{4}\frac{R^2+r^2}{R}$

Tabelle 2.2: Axiale Widerstandsmomente für unterschiedliche Querschnitte und Belastung in vertialer Richtung.

zylinder eine fast gleich großes Widersandmoment aufweist wie ein Vollzylinder, bei deutlich kleinerem Gewicht. So ist z.B. bei $r = 0.5R$ das Gewicht 25 % geringer, aber das Widerstandsmoment nur 6 % geringer. Aus diesem Grund sind menschliche Knochen meist als Röhrenknochen gebaut.

2.4.6 Spannungsverteilung im Stab

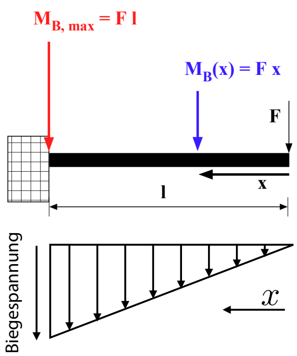


Abbildung 2.29: Biegemomente beim einseitig eingespannten Balken mit Punktbelastung.

Die Biegemomente eines einseitig eingespannten Balkens unter Punktbelastung am distalen Ende nehmen linear mit dem Abstand zur Punktbelastung zu (siehe Fig. 2.29). Bei einem materialhomogenen Körper mit konstantem Querschnitt ist die Biegespannung proportional zum Biegemoment an einem Ort. Das Dreieck in der Abbildung 2.29 zeigt die Biegespannungen für einige Querschnitte (am jeweiligen Ort x), senkrecht zur Körperkontur dargestellt. Solche Biegespannungsverteilungen zeigen mögliche Schwachpunkte und spielen deshalb eine wichtige Rolle in der Biomechanik. Beim gezeigten Beispiel ist offensichtlich die Bruchgefahr an der Stelle am größten, wo der Stab eingespannt ist.

2.4.7 Körper konstanter Festigkeit

Man spricht von einem "Körper konstanter (oder gleicher) Festigkeit" wenn er so geformt ist, dass in jedem Querschnitt die gleichen Biegespannungen auftreten. Dies ist das Ziel einer optimalen Nutzung vorhandener Resourcen: es sollen die Stellen verstärkt werden, an denen die größten Kräfte auftreten. Außerdem vermeidet man damit, überflüssiges Gewicht mitzutragen. Im menschlichen Körper wird dies dadurch erreicht, dass der Knochen dort verstärkt wird, wo die größten Belastungen auftreten.

Die Biegebeanspruchung darf an keiner Stelle die zulässige Biegespannung B_Z übersteigen. Ein Träger konstanten Querschnitts (Abbildung 2.28) kann daher basal (= an Basis (Körper) gelegen) zu dünn und distal (= vom Körper nach außen gerichtet) zu dick sein. Es ist sinnvoll, den Körper "anzuformen" bis die Biegespannung konstant ist (zumindest in etwa bei komplizierteren Gebilden).

Als Beispiel soll der Körper gleicher Festigkeit bei dem einseitig eingespannten Träger mit distaler Punktbelastung berechnet werden. Dabei soll die Breite b konstant gehalten werden, und nur die Höhe h geeignet gewählt werden. Wir wählen den Ursprung des Koordinatensystems am Ende des Trägers, d.h. am Ort wo die Kraft F ansetzt, und bezeichnen die Position auf dem Träger mit x.

Aus der Forderung, dass die Biegespannung über den Träger konstant sein soll,

$$\sigma = \frac{M_{B,max}}{W_{max}} = \frac{M_B(x)}{W(x)} = \text{konst.}$$

folgt mit dem Biegemoment $M_B(x) = Fx$ und $M_{B,max} = Fl$ und dem Widerstandsmoment $W(x) = \frac{1}{6}b\,(h(x))^2$

$$\frac{Fl}{\frac{1}{6}bh_{max}^2} = \frac{Fx}{\frac{1}{6}b\,(h(x))^2}\,.$$

Auflösen nach $h(x)$ ergibt die Anformungsgleichung als Höhenverteilung über die Trägerlänge l:

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

wobei h_{max} die maximale Höhe des Trägers am Einspannpunkt ist. Die optimale Form des Trägers ist also eine Parabel.

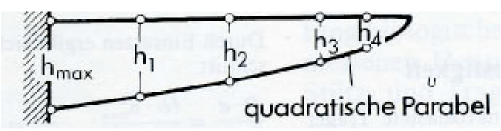


Abbildung 2.30: Körper gleicher Festigkeit beim einseitig eingespannten Träger unter distaler Punktbelastung.

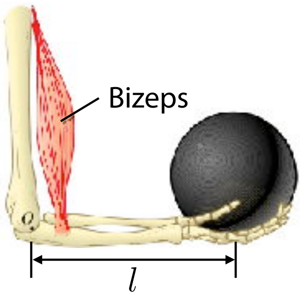


Abbildung 2.31: Unterarm mit Gewicht.

2.4.8 Optimierung der Elle

Als eine weitere Anwendung wird im Folgenden die Ulna (Elle) des Menschen als Körper gleicher Festigkeit diskutiert.

Es wird angenommen, dass ein Mensch eine schwere Kugel (95 N) in der Hand hält, wobei der Unterarm waagerecht ausgestreckt ist (Abbildung 2.31). Das (Ausgangs-)Modell der Ulna ist ein waagerechter Stab, der in der Abbildung 2.32 links zu sehen ist. Die Oberarmmuskeln werden durch einen Seilzug mit der Kraft T_1 modelliert. In diesem Fall sind die Zug- und Druckspannungen gleich und wachsen linear mit dem Abstand von der Kugel. Abgesehen davon, dass die Werte unphysiologisch hoch sind, wäre auch der sich ergebende Körper gleicher Festigkeit unförmig dick (Abbildung 2.32 links).

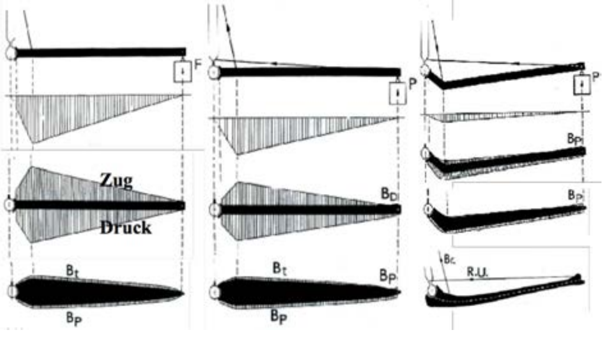


Abbildung 2.32: Ulna des Menschen als Körper gleicher Festigkeit.

Betrachtet man zusätzlich die wirkenden zweigelenkigen Unterarmmuskeln als Zuggurtung, dann reduziert dieser Seilzug die Momentenfläche, wie in der Abbildung 2.32 in der Mitte gezeigt. Die Spannungsfläche ist ebenfalls reduziert, trotzdem wäre der zugehörige Körper gleicher Festigkeit immer noch zu dick. Eine drastische Entlastung bringt die Abknickung der Ulna an der Ansatzstelle der Oberarmmuskeln (Abbildung 2.32 rechts). Auch die Biegespannungen sind deutlich reduziert.

Es sind nun nur noch geringe Veränderungen nötig, um den geknickten Stab gleicher Dicke in einen Körper gleicher Festigkeit zu überführen: Verdickung an der Knickregion und eine Verdünnung am freien Ende. Die daraus resultierenden Umrisse ähneln schon sehr der menschlichen Ulna (Abbildung 2.32 rechts unten). Die Endform besitzt eine geringere Masse als die Ausgangsform (gerader Stab), aber eine optimierte Massenverteilung. Das Resultat ist eine Reduktion der maximalen Spannung auf rund 10% der Ausgangswerte.

Abbildung 2.33: Menschliche Ulna.

Die Abweichungen von der eigentlichen Form der menschlichen Ulna sind im Wesentlichen auf die begrenzte Belastbarkeit der Gelenkknorpel und der Notwendigkeit für Ansatzstellen und Drehabstände für die Skelettmuskulatur zurückzuführen.

2.4.9 Belastungen der Wirbelsäule

Die Wirbelsäule muss sehr unterschiedlichen Belastungen standhalten.

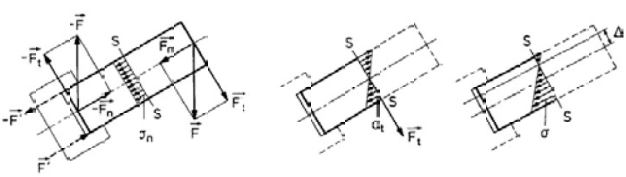


Abbildung 2.34: Spannungsverteilung in einem homogenen Stab als Modell für die Wirbelsäule. Links: Effekt von F_n; mitte: Effekt von F_t; rechts: Effekt von $\vec{F} = \vec{F}_n + \vec{F}_t$.

Eine typische Situation ist in Abb. 2.34 dargestellt: wir behandeln die Wirbelsäule als homogenen elastischen Körper, der unter einem Winkel gegenüber der Vertikalen geneigt ist. Das Gewicht (oder Gewicht plus zusätzliche Last) $\vec{F}$ wirkt vertikal und wir fassen die verteilten Kräft in einem Ansatzpunkt zusammen. Diese Gewichtskraft $\vec{F}$ muss durch eine Stützkraft $-\vec{F}$ kompensiert werden, welche in unserem Modell am Becken angreift. Das Kräftepaar $\vec{F}$, $-\vec{F}$ erzeugt ein Drehmoment, welches wiederum durch das Kräftepaar $\vec{F}'$, $-\vec{F}'$ kompensiert wird.

Wir zerlegen die Kraft $\vec{F}$ in eine Komponente $\vec{F}_n$ parallel und eine Komponente $\vec{F}_t$ senkrecht zur Achse der Wirbelsäule. Die parallele Komponente erzeugt eine Normalspannung. Die Biegebelastung durch die senkrechte Komponente erzeugt eine Verteilung der Schubspannung senkrecht zur Wirbelsäule. Durch die Überlagerung der beiden Spannungen wird die Zugspannung reduziert (was günstig ist), aber die Durckspannung am unteren Rand der Wirbelsäule erhöht.

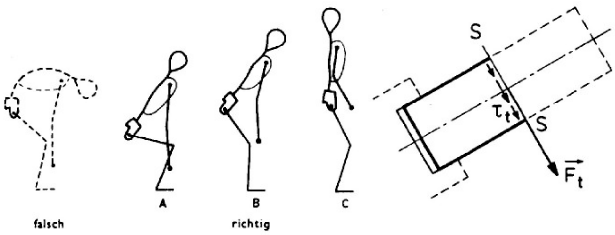


Abbildung 2.35: Ungünstige, resp. günstige Haltung und Belastung der Wirbelsäule beim Heben.

Zu hohe Druckspannungen können unter Anderem dazu führen, dass die Bandscheiben zwischen den Wirbeln eschädigt werden. Solche Belastungen, insbesondere transversale Kräfte $\vec{F}_t$ sollten deshalb gering gehalten werden, indem die Last möglichst entlang der Wirbelsäule gerichtet wird. Dies kann z.B. durch eine aufrechte Haltung beim Heben von Lasten erreicht werden, wie in Abb. 2.35 gezeigt.

Bei Sprüngen können für kurze Zeiten sehr hohe Belastungen auftreten, wobei es sich in erster Linie um Normalspannungen handelt. Man kann dabei die Spitzenbelastung gering halten, wenn man sie mit Hilfe der Beinmuskulatur abfedert. Das Integral der

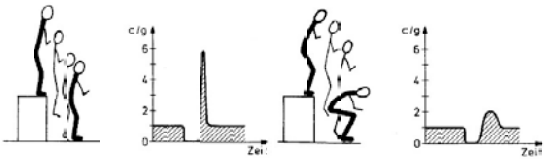


Abbildung 2.36: Belastung beim Sprung.

Belastung ist konstant: die Dauer der verschwindenden Belastung in Abb. 2.36 is durch die Dauer des freien Falls gegeben und muss durch das Integral der positiven Spitze kompensiert werden. Eine niedrigere Spitze kann somit durch eine längere Dauer erreicht werden.

2.5 Muskeln

Die Muskulatur hat gegenüber anderen Gewebetypen die Fähigkeit zur Kontraktion. Die Anregung zur Kontraktion erfolgt über elektrische Stimulation durch Nervenzellen oder über chemische Botenstoffe.

2.5.1 Muskeltypen

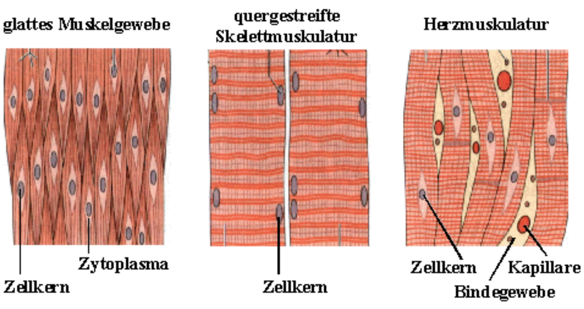


Abbildung 2.37: Die drei Muskeltypen

Es werden 3 Typen von **Muskelgewebe** unterschieden: Herz-, Skelett- und glatte Muskulatur. Die **glatte Muskulatur** stellt das ursprünglichste Muskelgewebe dar und ist hauptsächlich an den Wänden von Eingeweiden zu finden, sowie in den Augen, Atemwegen, Haaren und Drüsen. Diese Muskulatur bewegt sich meist langsam, kann aber lange Zeit kontrahiert bleiben. Die Auslösung der Kontraktion erfolgt durch chemische Botenstoffe.

Das **Herzmuskelgewebe** stellt morphologisch eine Übergangsform zwischen glatter und quergestreifter Muskulatur dar. Bei den quergestreiften Muskeln (Herz- und Skelettmuskulatur) sind die einzelnen Filamente regelmäßiger angeordnet als bei der glatten Muskulatur. Dies führt zur Unterscheidbarkeit unter dem Lichtmikroskop.

Die **Skelettmuskulatur** ist das mit Abstand am stärksten ausgebildete Organ des Menschen und besitzt einen Anteil von $40-50°$ des gesamten Körpergewichtes. Hauptsächlich ist dies die Muskulatur des Bewegungsapparates, sie wird von Nerven des willkürlichen Nervensystems gesteuert.

2.5.2 Aufbau

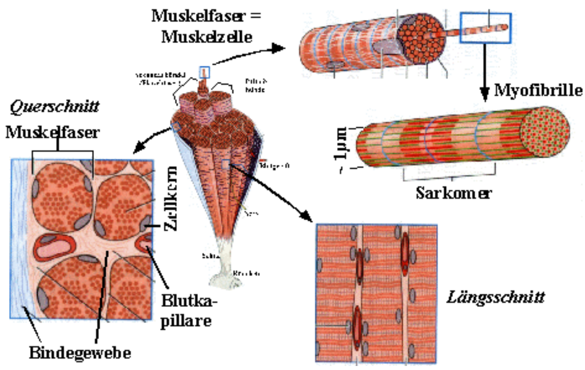


Abbildung 2.38: Aufbau der Muskeln.

Die Muskelfasern sind im Muskel zusammengefasst in **Muskelfaserbündel** und bilden die funktionellen Einheiten des Skelettmuskels. Jede **Muskelfaser (=Muskelzelle)** ist ein langer Zytoplasmaschlauch. Bei der Skelettmuskulatur fehlen die Zellgrenzen, so dass eine Zelle mehrere Hundert Zellkerne besitzt, die am Rand liegen. Daher sind Muskelzellen fadenförmige Zellen mit einem Durchmesser von $10-100\,\mu$m, die mehrere Zentimeter lang sein können. Sie durchlaufen meist die gesamte Länge eines Muskels. Am Ende gehen sie in bindegewebsartige **Sehnen** über, durch die der Muskel am Knochen befestigt ist. Sie sind eingebettet in Bindegewebe und werden durch Blutkapillaren versorgt. Das Bindegewebe verleiht Halt und ermöglicht ein Gleiten der Muskelfasern gegenüber ihrer Umgebung.

Nerven, welche für die Aktivierung verantwortlich sind, führen zu jeder Muskelfaser. Muskeln benötigen eine gute Durchblutung, um Sauerstoff und Nährstoffe zur Verfügung zu stellen. Die Durchblutung ist stark von der Aktivität abhängig und kann bei aktivierten Muskeln gegenüber dem Ruhezustand um mehr als eine Größenordnung zunehmen.

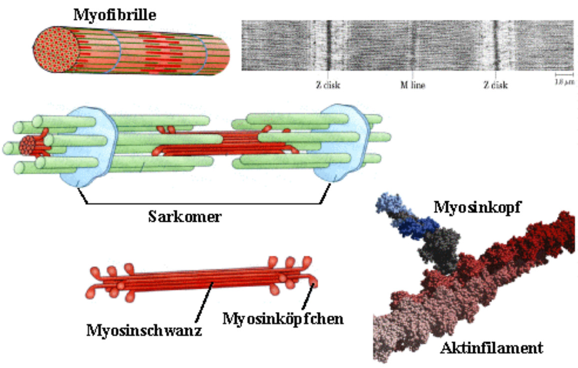


Abbildung 2.39: Aufbau einer Myofibrille.

Eine Muskelzelle ist in Hunderte von sich verkürzenden (kontraktilen) **Myofibrillen** gegliedert. Sie sind parallel zueinander in der Längsachse einer Muskelzelle angeordnet und durch querverlaufende Trennwände (**Z-Scheiben**) in viele ungefähr 2.5μm lange Einheiten (**Sarkomere**) gegliedert.

Diese setzen sich wiederum aus Aktinfilamenten (globuläre Proteine) und den Myosinfilamenten zusammen.

2.5.3 Muskelkontraktion

Eine Muskelkontraktion kann durch das Gleitfasermodell beschrieben werden, in dem Aktin- und Myosinfilamente ineinandergeschoben werden.

Eine Muskelkontraktion läuft folgendermaßen ab: Zunächst binden sich die Myosinköpfchen (die in der Mitte des Sarkomers an beiden Seiten in die Aktinfilamente hineinragen) an die Aktinfilamente, die jeweils an den Z-Scheiben eines Sarkomers verankert sind. Durch eine nachfolgende Kipp- oder Ruderbewegung werden die Aktinfilamente in Richtung Sarkomermitte gezogen.

Der Vorgang wird von Ionen gesteuert und ATP liefert die Energie: Ein Ca^{2+} Ion aktiviert ein Troponin,

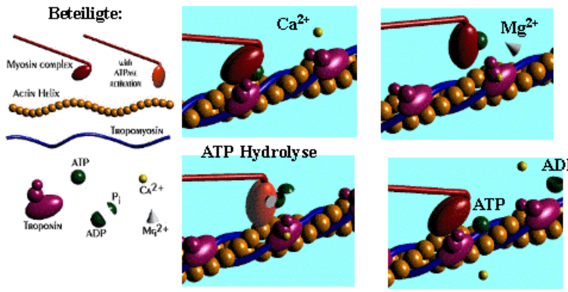


Abbildung 2.40: Bewegung des Myosinköpfchens beim Filamentgleiten. [7]

damit das Myosinköpfchen dort binden kann. Ein Mg^{2+} Ion initiiert die Spaltung von ATP. Dadurch knickt das Myosin-Köpfchen und zieht das Aktinfilament näher; der Sarkomer verkürzt sich. Danach wird die Myosin-Troponin Verbindung gelöst und der Zyklus beginnt neu.

Das Sarkomer verkürzt sich dabei, aber die einzelnen Filamente behalten ihre Länge, sie gleiten nur aneinander vorbei. Eine Ruderbewegung aller etwa 500 Myosinköpfchen kann ein Sarkomer nur um etwa 1% verkürzen. Für eine maximale Muskelkontraktion müssen sich die Binde- und Rudervorgänge etwa 50 mal schnell hintereinander abspielen. Die Energiequelle für die Muskelkontraktion ist das ATP.

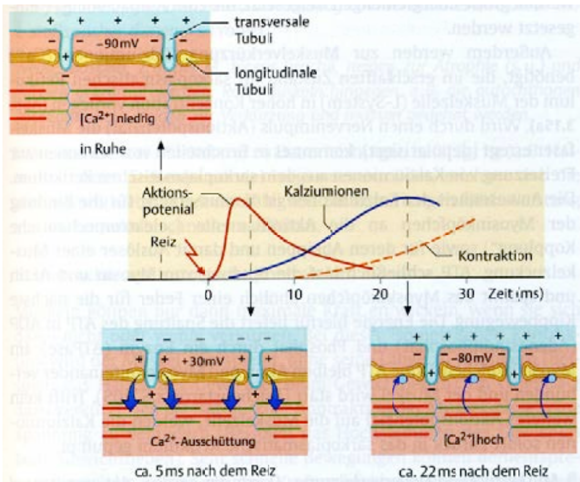


Abbildung 2.41: Stimulierung von Muskelfasern. [7]

Die Kontraktion wird ausgelöst, indem ein Nervenimpuls das Membranpotenzial erniedrigt. Wenn dies geschieht, werden aus dem sarkoplasmatischen Retikulum (longitudinale Tubuli) Ca^{2+}-Ionen freigesetzt. Diese sind dafür verantwortlich, dass die Myosinköpfchen an ihre Bindungsstellen am Aktinfilament andocken und sich wieder lösen können, während das Mg die ATPase am Myosinkopf aktiviert.

2.5.4 Kraftentwicklung

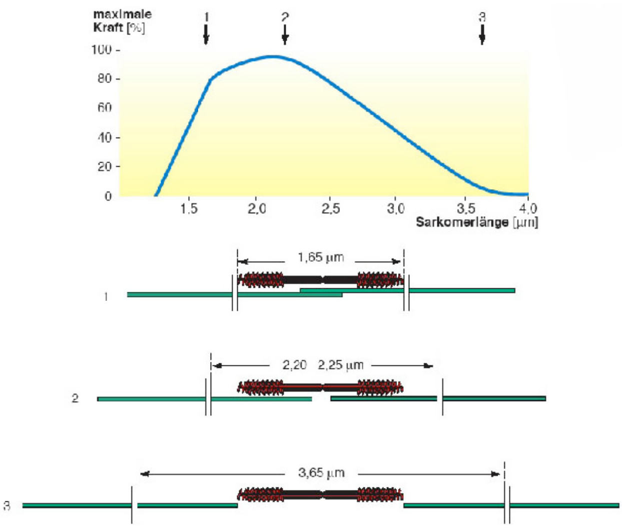


Abbildung 2.42: Kraftentwicklung als Funktion der Sarkomerlänge.

Der Zusammenhang zwischen Kraftentwicklung und Sarkomerlänge zeigt, dass die Kraft zunächst mit der Sarkomerkänge stark ansteigt. Die maximale Kraft tritt bei einer Länge von etwa $2.20 - 2.25\,\mu$m auf. Bei Überdehnung nimmt die Kraft wieder ab. Dies kann man dadurch erklären, dass nur im mittleren Bereich alle Myosinköpfchen an die Aktinfilamente binden können. Sinkt die Anzahl der Bindungspunkte, so nimmt entsprechend die Kraft ab.

Die ausgeübte Kraft lässt sich mit Laserpinzetten messen, wobei das Myosin an einer Polystyrolkugel befestigt ist, die wiederum fest auf dem Träger fixiert wird. An beiden Enden des Aktinfadens sind ebenfalls Polystyrolkugeln befestigt, die mit Laserfallen gehalten werden. Die ausgeübte Kraft durch das Filamentgleiten kann mit einem Photodetektor gemessen werden. Die Messungen ergaben eine Kraft von

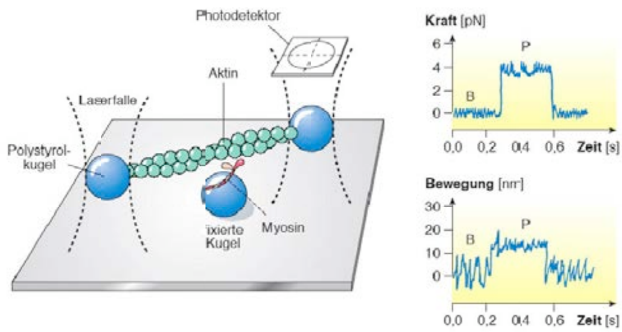


Abbildung 2.43: Messung der ausgeübten Kraft mit einer Laserpinzette.

3-4 pN. Die Länge eines Schrittes beträgt im Mittel 11 nm.

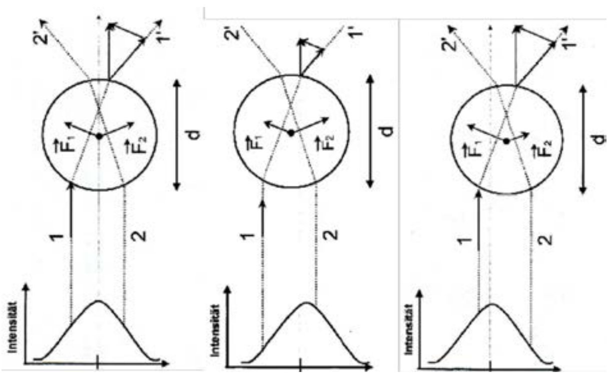


Abbildung 2.44: Kräfte auf eine dielektrische Kugel in einem Laserstrahl.

Abb. 2.44 zeigt schematisch, wie eine Kugel in einem Laserstrahl festgehalten wird. Die einzelnen Strahlen werden durch die Brechung abgelenkt, was einem transversalen Zusatzimpuls für die Photonen entspricht. Diese Impulsänderung muss durch eine entgegengesetzte Kraft auf die Kugel kompensiert weden. Im symmetrischen Fall (links in der Abb.) sind die beiden Strahlen 1 und 2 gleich stark und ihre Kräfte heben sich auf. Ist die Kugel aus dem Zentrum des Strahls nach links verschoben (dargestellt in der Mitte von Abb. 2.44), so ist der Teilstrahlt 2 intensiver und die Kraft nach rechts somit stärker. Dadurch wird die Kugel in Richtung Zentrum verschoben. Der umgekehrte Fall ist rechts dargestellt. In longitudinaler Wirkung sorgen ähnliche Effekte dafür, dass die Kugel im Fokus des Laserstrahls festgehalten wird.

2.5.5 Kraft-Dehnungsverhalten

Muskelkontraktionen erfolgen auf unterschiedliche Weise; maximale Kraft kann der Muskel bei optimaler Verkürzung liefern, wenn er sich nicht gleichzeitig dehnt. Man spricht dann von einer **isometrischen Kontraktion**, zum Beispiel beim Halten eines Gewichtes beim Gewichtheben. Unter dieser Bedingung sind praktisch alle Myosinköpfchen an die Aktinfilamente gebunden und die Kraftübertragung wird maximal. Bei **isotonischer Kontraktion** verkürzt sich der Muskel, ohne seine Spannung zu verändern. Ein Beispiel dafür ist das Hochstemmen des Gewichts beim Gewichtheben.

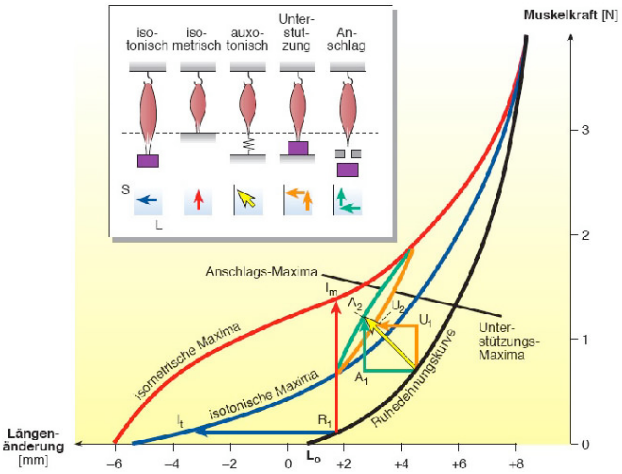


Abbildung 2.45: Spannungs-Dehnungsdiagramm eines Muskels bei verschiedenen Belastungen.

Die unterschiedlichen Verhaltensweisen können an isolierten Muskeln gemessen werden. Die Ruhedehnungskurve bezieht sich auf einen ruhenden Muskel, an den eine Zugkraft angelegt wird. Die Kurve zeigt ein klar nicht-Hookesches Verhalten und stellt die natürliche Elastizität der Muskelfasern dar.

Ausgehend von der Ruhedehnungskurve kann man den Muskel einzelne Zuckungen durchführen lassen. Die blaue Kurve zeigt an, wie stark der Muskel sich bei isotonischen Zuckungen verkürzt. Die rote Kurve gibt die Kraft an, welche bei der gegebenen Länge erreicht wird.

Im Spannungs-Dehnungsdiagramm eines Muskels ist die isometrische Maximums- und die isotonische Maximumskurve sowie die Ruhe-Dehnungskurve, die die passive Dehnbarkeit des Muskels angibt, aufgetragen.

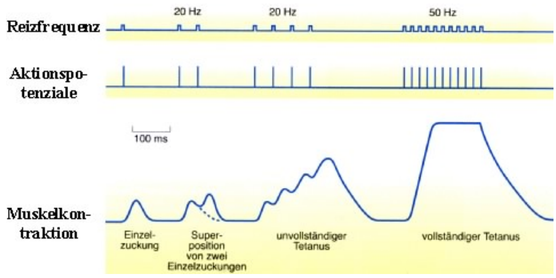


Abbildung 2.46: Effekt von aufeinanderfolgenden Stimuli.

Folgen einander mehrere Anregungsimpulse, so führt dies je nach Frequenz zu einer stärkeren Stimulation des Muskels und einer Bewegung um mehrere Schritte. Ab einer Frequenz von etwa 50 Hz wird die maximale Kraft angeregt; man spricht von vollständigem Tetanus.

2.5.6 Wirkungsgrad

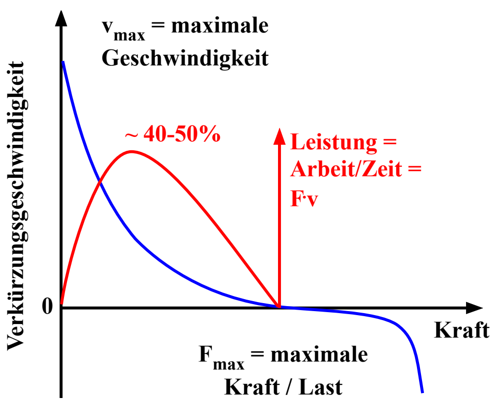


Abbildung 2.47: Geschwindigkeit vs. Kraft.

Der Wirkungsgrad, d.h. das Verhälnis von erzeugter mechanischer Leistung zu verbrauchter chemischer Energie pro Zeitenheit, hängt ab von der Art der Beanspruchung. Bei isometrischem Betrieb verschwindet die mechanische Leistung und damit der

Wirkungsgrad. Bei isotonischem Betrieb unter einer Kraft, die ca. 30% der maximalen Kraft beträgt, kann der Wirkungsgrad etwa 40-50% erreichen. Die übrige chemische Energie wird in Wärme umgesetzt.

Sowohl die Art der Kontraktion wie auch der Wirkungsgrad unterscheiden sich bei der glatten Muskulatur etwas vom hier diskutierten Fall der Skelettmuskulatur.

2.5.7 Zusammenspiel Muskeln-Knochen

Als Beispiel für die Muskelmechanik eines ganzen Körperteils wird das waagerechte Halten einer Last durch einen Arm gezeigt.

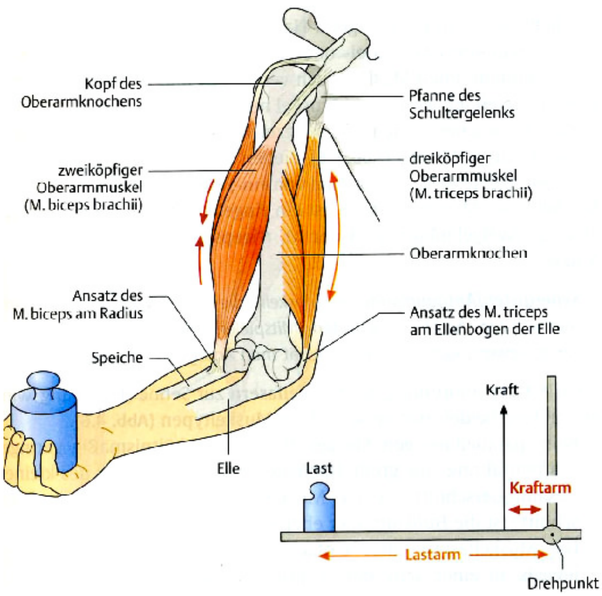


Abbildung 2.48: Muskelmechanik. [7]

Zu sehen ist die Wirkung der Beuger und Strecker des Oberarms bei der Bewegung des Unterarms. Das Halten der Last kann durch ein einfaches Hebelmodell beschrieben werden. Durch die relative Länge der Hebel wird einerseits die Stärke der verfügbaren Kraft definiert, andererseits auch die Geschwindigkeit und Reichweite: Da ein Muskel nicht beliebig stark verkürzt werden kann, ergibt sich erst durch die Verwendung von Hebeln die Möglichkeit zu Bewegungen mit großer Amplitude.

Um eine vollständige Bewegung durchführen zu können, müssen meist mehrere Muskeln zusammen-

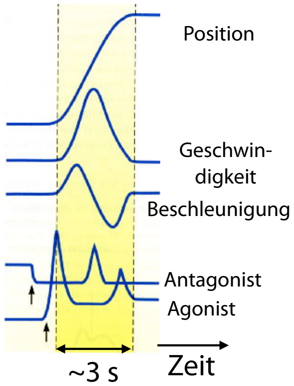


Abbildung 2.49: Koordination verschiedener Muskeln.

arbeiten. Im einfachsten Fall einer Armbewegung wird z.B. ein Biegemuskel den Arm beschleunigen und ein Strecker ihn anschließend abbremsen. Dieses Beispiel zeigt auch, dass für eine einfache Bewegung eine koordinierte Aktivierung unterschiedlicher Muskeln notwendig ist.

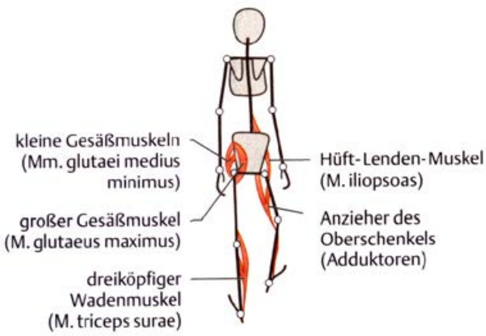


Abbildung 2.50: Die wichtigsten Muskeln beim Gehen.

Entsprechend mehr Muskeln sind bei komplexeren Bewegungsprozessen beteiligt. In Abb. 2.50 sind die wichtigsten Muskeln dargestellt, die beim Gehen eine Rolle spielen.

2.5.8 Gelenke

Ein Gelenk stellt die Verbindung zwischen 2 Knochen dar und kombiniert die relative Beweglichkeit mit einer Fixierung bezüglich unterwünschten Bewegungen. Da Knochen nicht optimiert sind für die

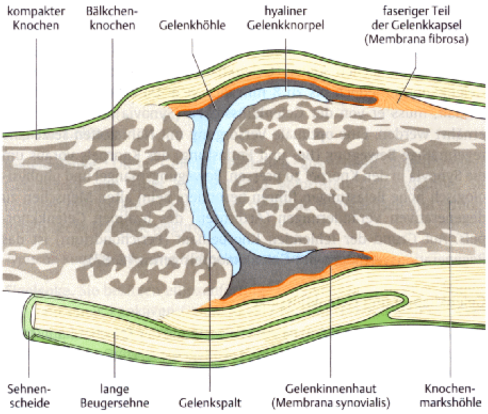


Abbildung 2.51: Aufbau eine Gelenks.

Belastungen, die durch Reibung entstehen, verwendet die Natur im Bereich der Gelenke Knorpelmaterial. Dieses hat eine hohe Widerstandsfähigkeit bei Druckbelastung und eine geringe Reibung. Außerdem übernimmt der Knorpel eine Stoßdämpferfunktion. Er besteht im Wesentlichen aus Kollagenfasern, weiteren Makromolekülen und Wasser.

Der Gelenkknorpel enthält keine Blutgefäße und muss durch Diffusion aus der Gelenkflüssigkeit ernährt werden. Die Diffusion wird durch die Bewegung unterstützt. Die Gelenkflüssigkeit dient ebenfalls zur Minderung der Reibung. Sie wird durch die Gelenkkapsel eingeschlossen. Zur Stabiliserung des Gelenks werden zusätzlich Bänder verwendet.

Bei Anspannung nur der Agonisten ergibt sich das Minimum der Gelenkkraft, zusätzliche Anspannung der Antagonisten erhöht die Gelenkkraft. Da die Formen der Gelenkpartner im Allgemeinen inkongruent sind, ergeben sich kleine Kontaktflächen und bei hoher Gelenkbelastung hohe Druckwerte auf diesen Flächen.