

2 Biomechanik

2.1 Einleitung

2.1.1 Biomechanik

Die Biomechanik, als Teilgebiet der Biophysik, befasst sich mit Funktionen und Strukturen von Bewegungsapparat 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 Land (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.

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.

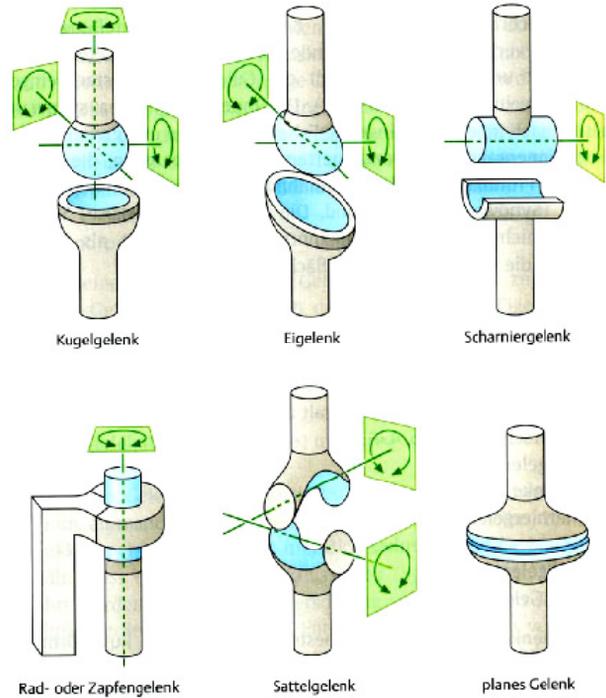


Abbildung 2.1: Gelenkarten des menschlichen Körpers. [11]

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.

Damit eine Pflanze (oder ein Tier) sein eigenes Gewicht tragen kann, muss die Querschnittsfläche proportional zum darüber liegenden Gewicht zuneh-

men, 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 sollte somit $d \propto h^{3/2}$ zunehmen. Man verwendet dafür auch den "Schalnhkeitsgrad" h/d . Dieser sollte somit $h/d \propto h^{-1/2}$ sein.

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

Offenbar stimmen die Daten qualitativ mit dieser Erwartung überein. 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.

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 diskutieren wir Knochen und Muskulatur.

2.2 Grundbegriffe der Elastizitätstheorie

2.2.1 Deformationen

- Die einzelnen Teile 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 grundlegenden Deformationen unterschieden. Bei der

ersten ändert sich die Form, bei der zweiten zusätzlich das Volumen:

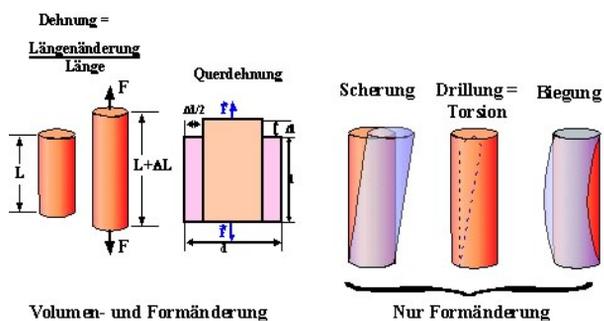


Abbildung 2.2: Formänderungen.

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

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 2.3:

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 größtenteils auch ohne Spannung erhalten.

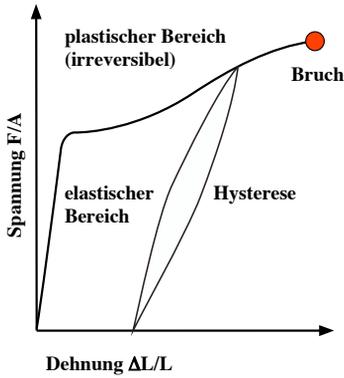


Abbildung 2.3: Spannungs-Dehnungs-Diagramm.

Die zur Verformung aufgewendete Arbeit kann nicht vollständig zurückgewonnen werden. Die plastische Verlustenergie $W = V \int d\varepsilon \sigma$ entspricht der Fläche, die von der **Hysteresekurve** eingeschlossen wird.

- **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

Spannungen sind Kräfte, 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.

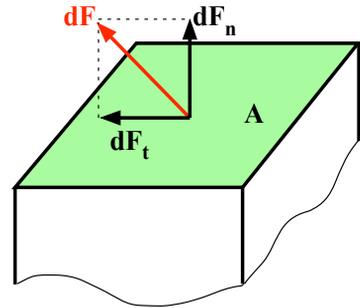


Abbildung 2.4: Zerlegung einer Spannung in Normal- und Schubspannung.

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**, bei denen die Spannung senkrecht zum Flächenelement angreift, und in **Schubspannungen**, wo sie parallel zur Fläche wirkt.

Der Spannungszustand an einem bestimmten Punkt in einem Körper wird im Allgemeinen durch einen symmetrischen Tensor 2.Stufe beschrieben. 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 entspricht 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 $\epsilon = \frac{\Delta l}{l}$. **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'sche Gesetz bekannt ist:

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

wobei die Proportionalitätskonstante E als Elastizitätsmodul (=Youngscher Modul) bezeichnet wird. Bei Stahl beträgt er etwa 200GPa, und bei Gummi (und auch in etwa bei Muskeln) weniger als 0.1GPa. Knochen mit E=15GPa haben in etwa die elastischen Eigenschaften von Holz (13GPa).

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			

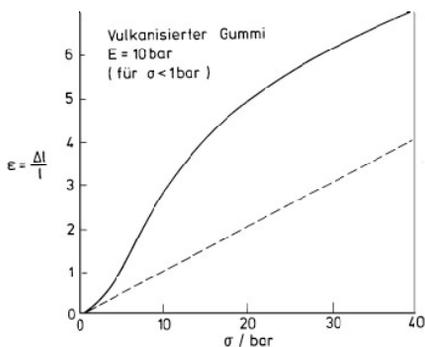


Abbildung 2.5: Dehnung von vulkanisiertem Gummi bei Zug.

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

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.

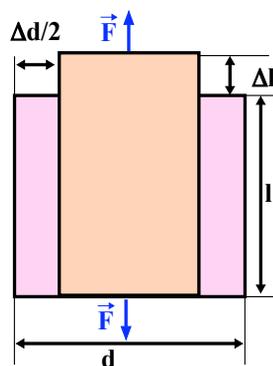


Abbildung 2.6: Querkontraktion eines Zylinders.

Wir betrachten als Beispiel einen Zylinder, der in Achsenrichtung gedehnt wird. Die Verringerung Δr seines Radius r schreiben wir als relative Änderung $\epsilon_r = \frac{\Delta r}{r} = -\mu \frac{\Delta l}{l}$. Das Verhältnis 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

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

Mit Hilfe des oben eingeführten Parameters μ kann dies geschrieben werden als $\frac{\Delta V}{V} = \epsilon(1 - 2\mu)$. 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: $\tau = G\alpha$.

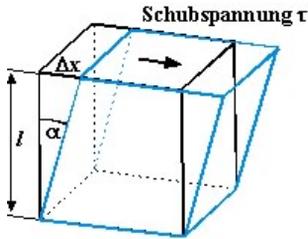


Abbildung 2.7: Scherung eines Würfels.

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 ist, 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. Sie dienen, zusammen mit Muskeln und Sehnen für die Fortbewegung sowie andere motorische Tätigkeiten. Außerdem haben sie eine schützende Funktion (z.B. Schädel für das Gehirn).

Eine Übersicht über den Aufbau von Knochen ist in der Abbildung 2.8 zu sehen.

Knochen müssen unterschiedliche Kräfte auffangen können, welche sowohl als Dehnung, Stauchung,

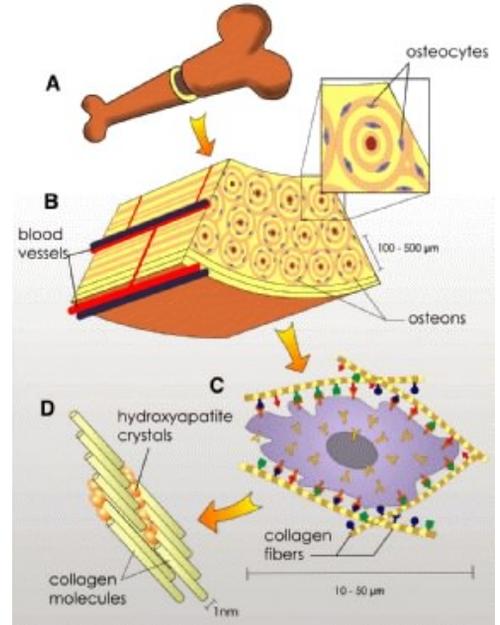


Abbildung 2.8: Aufbau von Knochen.

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, der organische Teil beträgt nur einige Prozent der Zusammensetzung. Trotzdem ist der Bruchwiderstand 2 oder 3 Größenordnungen höher als der des Kristalls, der aus dem reinen Mineral besteht.

Knochen enthalten lebende Zellen und bleiben 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 Calcium 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.

Das Resultat dieser Anpassungen ist eine hochgradig optimierte Struktur. Ähnlich wie bei Leichtbaustrukturen im Hoch- oder Brückenbau bestehen Knochen

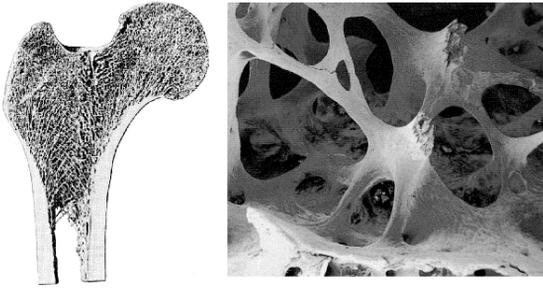


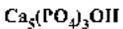
Abbildung 2.9: Knochen als Leichtbaustruktur.

zu wesentlichen Teilen aus Hohlräumen. Die Stützen und Stege sind so orientiert, dass sie die Lasten optimal ableiten.

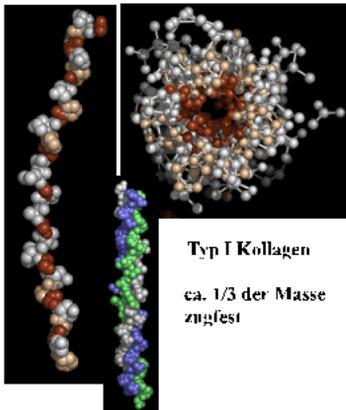
2.3.2 Extrazelluläre Matrix

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.

Calciumhydroxylapatit



ca. 2/3 der Masse
kompressionsfest



Typ I Kollagen

ca. 1/3 der Masse
zugfest

Abbildung 2.10: Bestandteile der Extrazellulären Matrix.

Der größte Teil des Knochens besteht aus einer extrazellulären Matrix. Diese besteht zu ca. 2/3 aus Calciumhydroxylapatit ($Ca_5(PO_4)_3OH$). Dieses kristalline Material verleiht dem Knochen die Kompressionsfestigkeit. Der Rest der extrazellulären Matrix besteht zu 90% aus Typ I Kollagen. Diese

Protein ist vor allem für die Zugfestigkeit der Knochen verantwortlich.

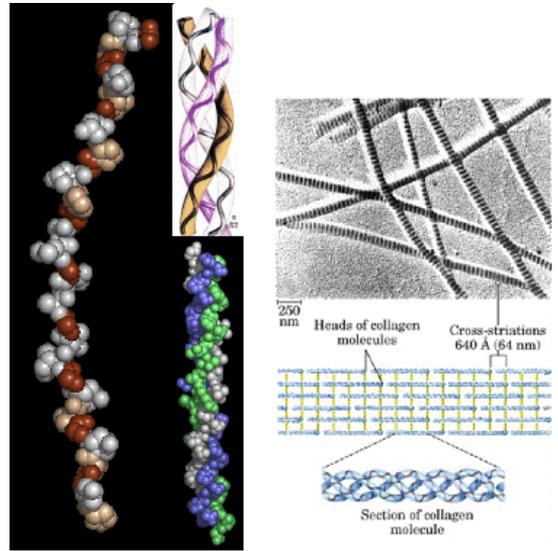


Abbildung 2.11: Struktur von Kollagen.

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 (=Calciumapatit) 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

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.

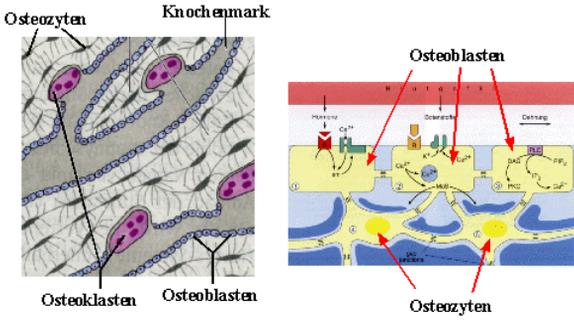


Abbildung 2.12: Knochenzellen und ihre Versorgung durch Blutgefäße.

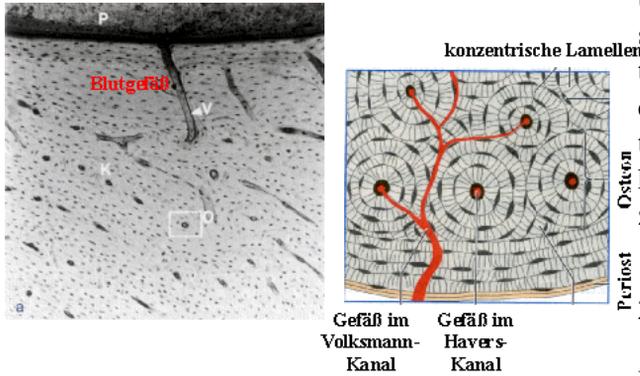


Abbildung 2.13: Blutgefäße im Knochen.

Die Knochenzellen werden durch ein System von Blutgefäßen versorgt. Man unterscheidet zwischen den Volkmannkanälen, 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. $40 - 120 \text{ ml}/(\text{kg} \cdot \text{min})$. Bei einem 7kg 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 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°C 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.

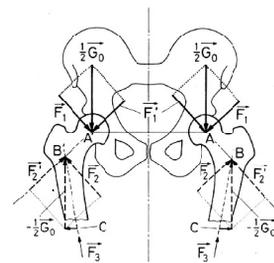


Abbildung 2.14: Kräfte im Beckenbereich.

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

In Gedanken zerlegen wir diese Kraft wieder in 2 Komponenten: F_1 wirkt senkrecht, F_1' parallel zur Verbindungsrichtung AB. Damit das System im

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

Tabelle 2.1: Elastizitätsmodule.

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.

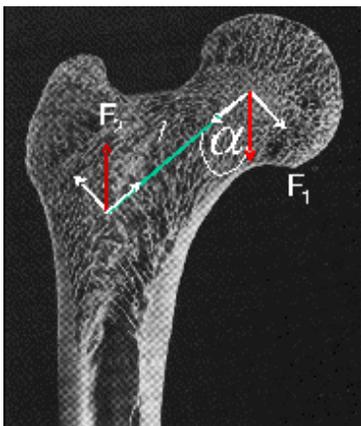


Abbildung 2.15: Kräfte im Bereich des Oberschenkelhals Knochens.

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.

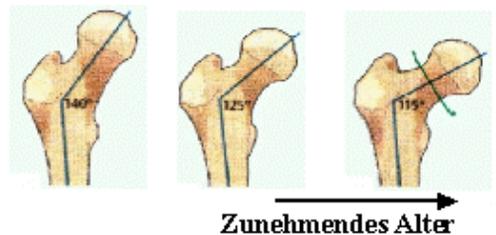


Abbildung 2.16: Änderung des Winkels des Oberschenkelhals Knochens mit zunehmendem Alter.

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

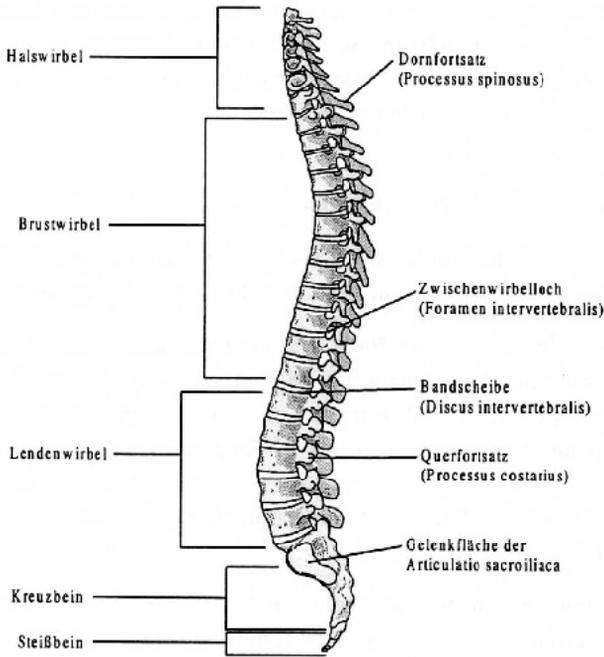


Abbildung 2.17: Wirbelsäule. [24]

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.

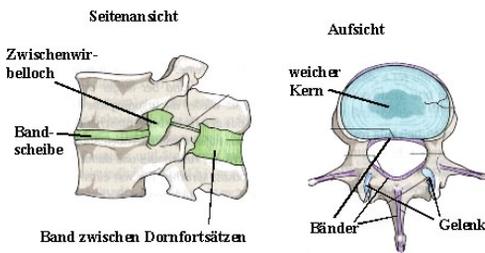


Abbildung 2.18: Wirbel.

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.

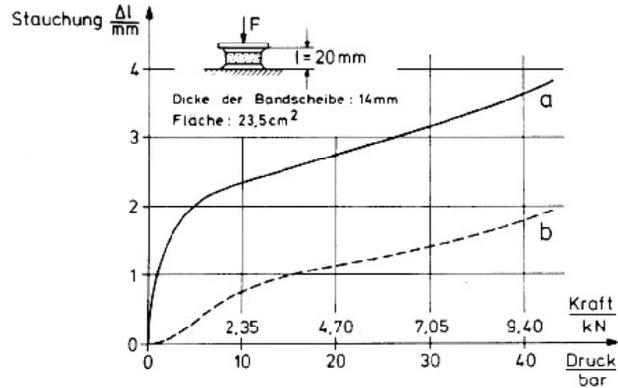


Abbildung 2.19: Druck-Stauchungsdiagramm des Lendenwirbels (a), und dessen plastischer Anteil (b).

Das Druck-Stauchungsdiagramm des Lendenwirbels zeigt, daß eine große Elastizität bei kleinen Kräften vorherrscht, bei größeren Kräften eine geringere. Die Belastungsgrenze liegt bei 9,4kN, das bedeutet es sind große Belastungen möglich ohne Bruch.

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

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

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

2.4 Belastung und Bruch

2.4.1 Belastungen der Wirbelsäule

Die Wirbelsäule muss sehr unterschiedlichen Belastungen standhalten.

Eine typische Situation ist in der Figur dargestellt: wir behandeln die Wirbelsäule als homogenen elastischen Körper, der unter einem Winkel gegenüber

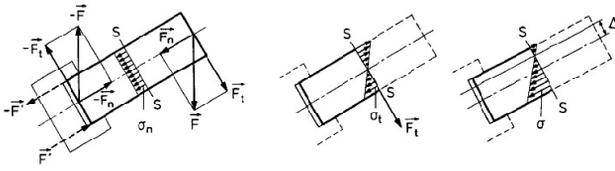


Abbildung 2.20: Spannungsverteilung.

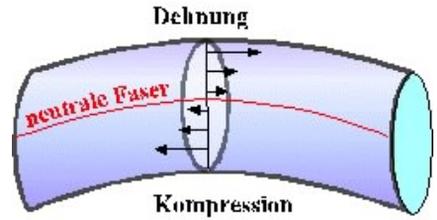


Abbildung 2.23: Neutrale Faser als Linie verschwindender Normalspannung.

der Vertikalen geneigt ist. Das Gewicht (oder Gewicht plus zusätzliche Last) \vec{F} wirkt verikal. Wir zerlegen dies Kraft wiederum in eine Komponente parallel und eine senkrecht zur 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 entsteht eine besonders hoher Druck am unteren Rand der Wirbelsäule.

2.4.2 Biegung

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".

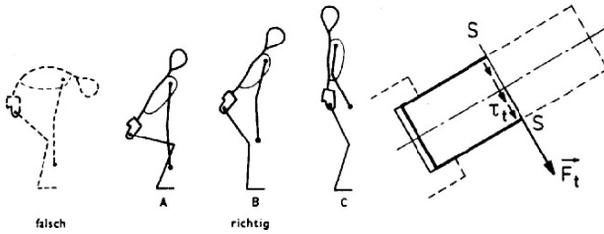


Abbildung 2.21: Belastung der Wirbelsäule beim Heben.

Solche Belastungen sind deshalb ungünstig und sollten vermieden werden.

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.

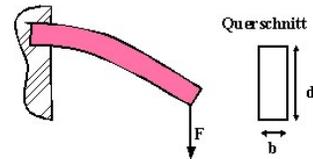


Abbildung 2.24: Biegung eines Balkens.

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.

Wenn $\sigma > \sigma_{Bruch}$ ist, dann zerreißt der Stab aufgrund des Überschreitens der Bruchspannung. Die Tragfähigkeit ist proportional zu der Dicke und Breite, aber umgekehrt proportional zur Länge.

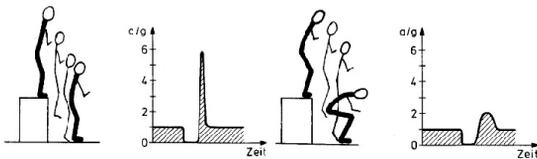


Abbildung 2.22: Belastung beim Sprung.

Ähnliche Belastungen treten auch bei Sprüngen auf (für kurze Zeiten). Man kann dabei die Spitzenbelastung gering halten, wenn man sie mit Hilfe der Beinmuskulatur abfedert.

2.4.3 Richtungsabhängige Spannungen

Wir betrachten die Kräfte in einem Block aus homogenem Material, das mit einer Kraft F_0 auseinander gezogen wird (oder gestaucht wird). Bezüglich einer Ebene, deren Normale gegen die Krafrichtung um

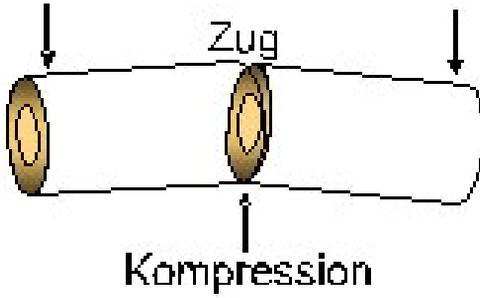


Abbildung 2.25: Biegebruch.

den Winkel β geneigt ist, sind die Normal- und Tangentialkraft

$$F_n = F_0 \cos \beta \quad F_t = F_0 \sin \beta$$

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

Damit werden die Spannungen

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

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 einen Bruch, der unter einem Winkel von 45° verläuft.

2.4.4 Torsion

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

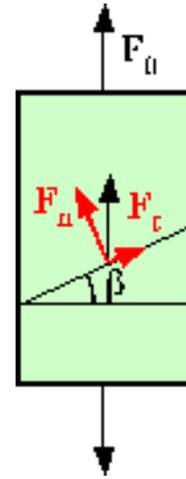


Abbildung 2.26: Normal- und Tangentialkraft bezüglich einer schiefen Ebene.

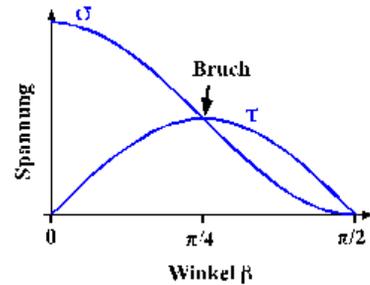


Abbildung 2.27: Winkelabhängigkeit für Druck- und Scherspannung.

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 $\tau = G\alpha$.

Aus der Schubspannung können wir das Drehmoment $M = \int F r$ berechnen ($F =$ Kraft, $r =$ Abstand von der Drehachse), welches diese Torsion erzeugt. Für den betrachteten Zylinder ist die Kraft

$$F = \tau A = \tau 2\pi r dr.$$

Wir integrieren das Drehmoment über sämtliche konzentrischen Zylinder und erhalten:

$$M = \int_0^R 2\pi \tau r^2 dr = \int_0^R 2\pi G \frac{r\varphi}{l} r^2 dr = \frac{\pi}{2} G \frac{R^4}{l} \varphi$$

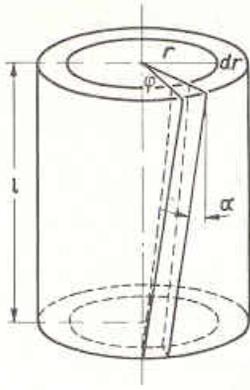


Abbildung 2.28: Torsion eines Zylinders.

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

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

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

Die Scherspannung nimmt somit mit dem Abstand von der Achse zu und erreicht den maximalen Wert 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.

2.4.5 Widerstandsmoment

Wie stark ein mechanisches Element unter dem Einfluss einer äußeren Kraft verformt wird hängt u. A. von seiner geometrischen Form ab. Wir diskutieren dies quantitativ am Beispiel eines eingespannten Stabes.



Abbildung 2.29: 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 und $J = \int r^2 dF$ das axiale Flächenträgheitsmoment. Es errechnet sich als Integral über alle Flächen, gewichtet mit dem Quadrat des Abstandes von der Bezugsachse. e_R ist der Abstand der Randfaser von der neutralen Faser.

Das Widerstandsmoment, welches angibt wie gut der Stab eine Last aufnehmen kann, hat somit 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.

Bei einem kreisförmigem Querschnitt (Durchmesser d) ist das Flächenträgheitsmoment $J = \frac{\pi}{64} d^4$, bei einem rechteckigen Querschnitt (Breite b , Höhe h) ist $J = \frac{2}{12} bh^3$.

Interessant ist auch der Vergleich zwischen einem Vollzylinder und einem Hohlzylinder: der Widerstandswert für einen Vollzylinder beträgt $W = \frac{\pi}{4} R^3$ und für einen Hohlzylinder mit innerem Radius r und äußerem Radius R $W = \frac{\pi}{4} \frac{R^4 - r^4}{R} \approx \frac{\pi}{4} R^2 \Delta R$. Damit ist er annähernd so hoch wie beim Vollzylinder (sofern r nicht zu klein), bei wesentlich niedrigerem Gewicht.

2.4.6 Spannungsverteilung im Stab

Die Biegemomente eines einseitig eingespannten Balkens unter Punktbelastung am distalen Ende nehmen linear mit dem Abstand zur Punktbelastung zu (siehe Fig. 2.30). Bei einem materialhomogenen Körper mit konstantem Querschnitt ist die Biegespannung proportional zum Biegemoment an einem Ort. Das Dreieck in der Abbildung 2.30 zeigt die Biegespannungen für einige Querschnitte (am jeweiligen Ort x), senkrecht zur Körperkontur dargestellt. So eine Biegespannungsverteilung ist wichtig für die Biomechanik.

Die Außenkontur der Biegespannungsverteilung wird als Momentenlinie bezeichnet. Sie gibt den

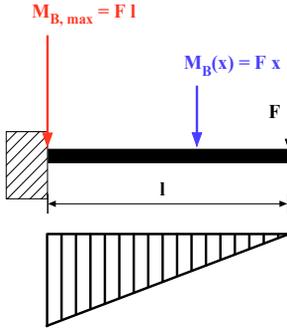


Abbildung 2.30: Biegemomente beim einseitig eingespannten Balken mit Punktbelastung.

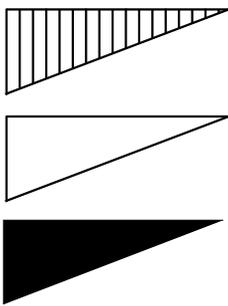


Abbildung 2.31: Biegespannungsverteilung (oben), Momentenlinie (in der Mitte) und Momentenfläche (unten).

Verlauf des Biegemoments längs des gebogenen Trägers wieder. Die eingeschlossene Fläche ist ein Maß für das Gesamtmoment und wird als Momentenfläche oder auch Seileckfläche bezeichnet.

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 Ressourcen: es sollen die Stellen verstärkt werden, an denen die größten Kräfte auftreten. Außerdem vermeidet man damit, überflüssiges Gewicht mitzutragen.

Die Biegebeanspruchung darf an keiner Stelle die zulässige Biegespannung B_Z übersteigen. Ein Trä-

ger konstanten Querschnitts (Abbildung 2.29) 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. Aus der Forderung, daß die Biegespannung über den Träger konstant sein soll, $\frac{M_{B,max}}{W_{max}} = \frac{M_B(x)}{W(x)} = \dots$, folgt mit dem Biegemoment $M_B(x) = Fx$ und $M_{B,max} = Fl$ sowie dem Widerstandsmoment $W(x) = \frac{1}{6}bh(x)^2$ 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 ist also eine Parabelform des Trägers.

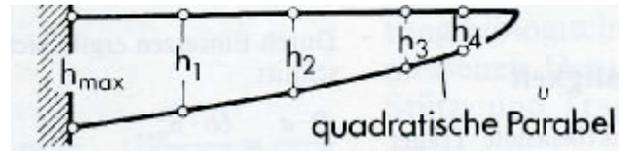


Abbildung 2.32: Körper gleicher Festigkeit beim einseitig eingespannten Träger unter distaler Punktbelastung. [16]

2.4.8 Optimierung der Elle

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

Es wird angenommen, daß ein Mensch eine schwere Kugel (95N) in der Hand waagerecht hält (Abbildung 2.33 oben). Das (Ausgangs-)Modell der Ulna ist ein waagerechter Stab, der in der Abbildung 2.33 links zu sehen ist. Die Oberarmmuskeln werden durch einen Seilzug mit der Kraft T_1 modelliert.

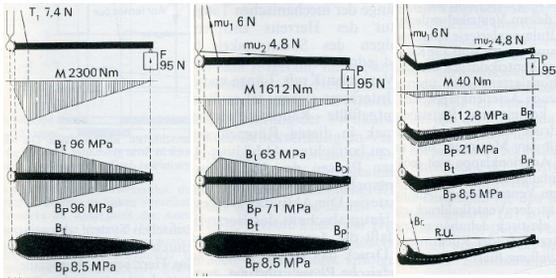
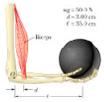


Abbildung 2.34: Menschliche Ulna.

menschlichen Ulna sind im Wesentlichen auf die begrenzte Belastbarkeit der Gelenkknorpel und der Notwendigkeit für Ansatzstellen und Drehabstände für die Skelettmuskulatur zurückzuführen.

Abbildung 2.33: Ulna des Menschen als Körper gleicher Festigkeit. (Unterer Teil: [16])

Es ergibt sich eine dreieckige Momentenfläche und symmetrische Zug- und Druckspannungen. Abgesehen davon, daß die Werte unphysiologisch hoch sind, wäre auch der sich ergebende Körper gleicher Festigkeit unförmig dick (Abbildung 2.33 links unten).

Betrachtet man zusätzlich die wirkenden zweigelenkigen Unterarmmuskeln als Zuggurtung, dann reduziert dieser Seilzug die Momentenfläche, wie in der Abbildung 2.33 in der Mitte gezeigt wird. 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 2.33 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 2.33 rechts unten). Die Endform besitzt eine geringere Masse als die Ausgangsform (gerader Stab), aber eine optimierte Massenverteilung. Das Resultat ist eine Reduktion von B_{max} auf kaum mehr als 10% der Ausgangswerte.

Die Abweichungen von der eigentlichen Form der

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

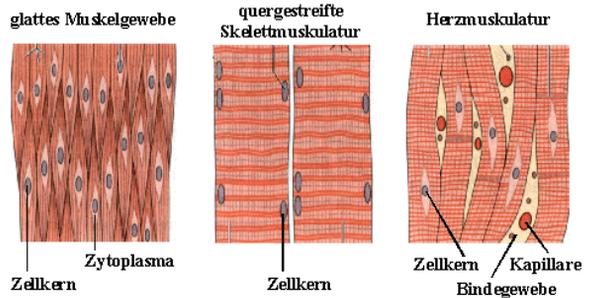


Abbildung 2.35: Die drei Muskeltypen.

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 versorgt.

2.5.2 Aufbau

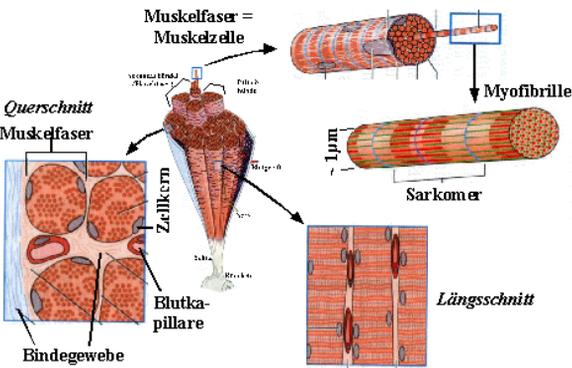


Abbildung 2.36: Aufbau der Muskeln.

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 – 100µm, 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.

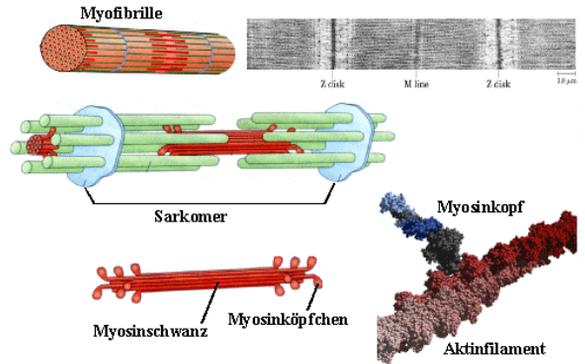


Abbildung 2.37: Aufbau einer Myofibrille.

Eine Muskelzelle ist in Hunderte von sich verkürzenden (kontraktile) **Myofibrillen** gegliedert. Sie sind parallel zueinander in der Längsachse einer Muskelzelle angeordnet und durch quer verlaufende 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.

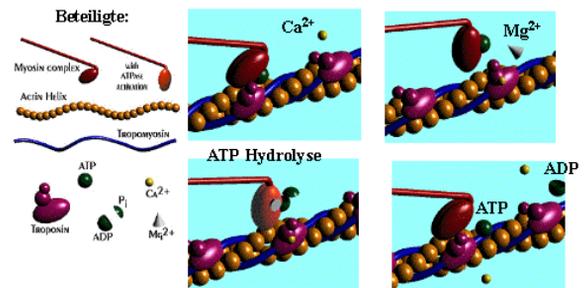


Abbildung 2.38: Bewegung des Myosinköpfchens beim Filamentgleiten. [11]

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.

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.

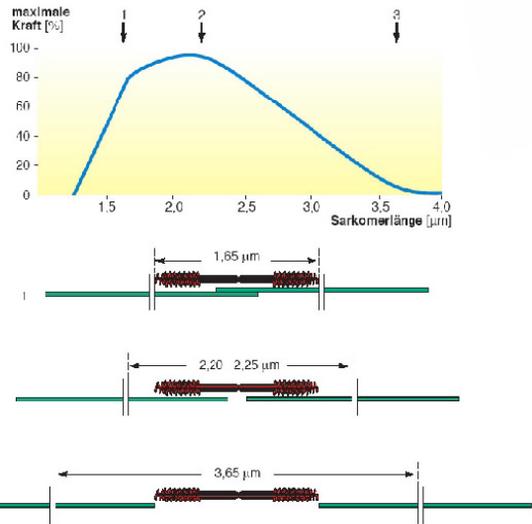


Abbildung 2.40: Kraftentwicklung mit der Sarkomerlänge. [9]

2.5.4 Kraftentwicklung

Der Zusammenhang zwischen Kraftentwicklung und Sarkomerlänge zeigt, daß die Kraft zunächst mit der Sarkomerlänge stark ansteigt. Die maximale Kraft tritt bei einer Länge von etwa $2,20 - 2,25 \mu\text{m}$ auf. Bei Überdehnung nimmt die Kraft wieder ab. Dies kann man dadurch erklären, dass nur im mittleren Bereich alle Myosinköpfchen an die Actinfilamente binden können. Sinkt die Anzahl der Bindungspunkte, so nimmt entsprechend die Kraft ab.

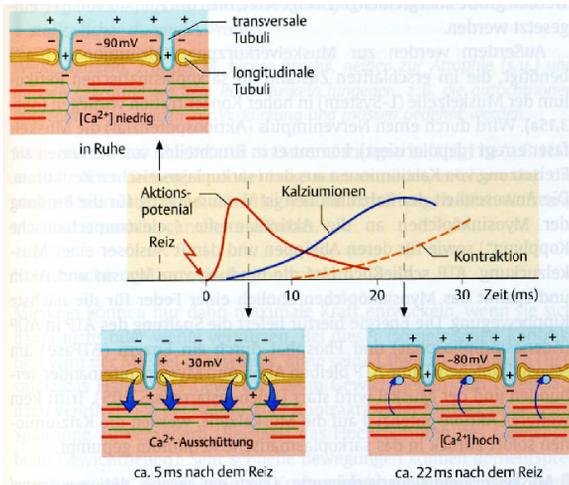


Abbildung 2.39: Stimulierung von Muskelfasern. [11]

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 Actinfilament andocken und sich wieder lösen können, während das Mg die ATPase am Myosinkopf aktiviert.

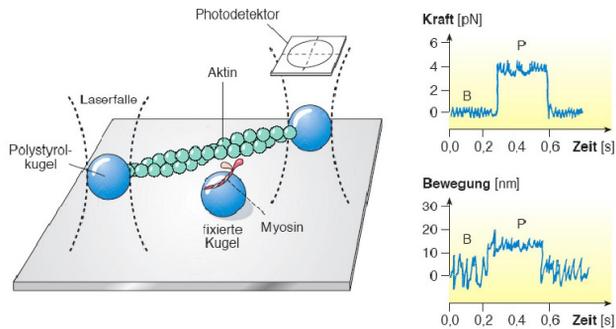


Abbildung 2.41: Messung der ausgeübten Kraft mit einer Laserpinzette. [9]

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

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 bei dem Halten eines Gewichtes beim Gewichtheben. Unter dieser Bedingung sind praktisch alle Myosinköpfe an die Aktinfilamente gebunden und die Kraftübertragung wird maximal. Bei **isotonischer Kontraktion** verkürzt sich der Muskel, ohne seine Spannung zu verändern, dies ist der Fall beim Hochstemmen des Gewichtes beim Gewichtheben.

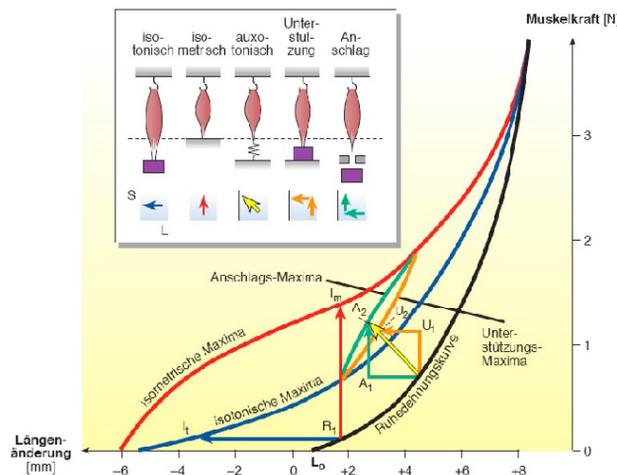


Abbildung 2.42: Spannung-Dehnungsdiagramm eines Muskels bei verschiedenen Belastungen. [9]

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 die isotonische Maximumskurve sowie die Ruhe-Dehnungskurve, die die passive Dehnbarkeit des Muskels angibt, aufgetragen.

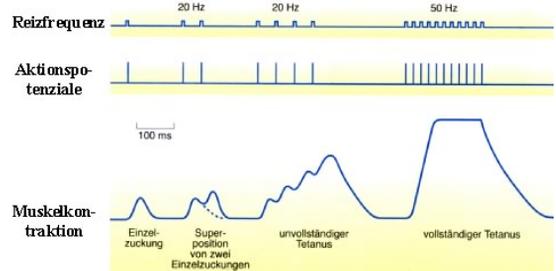


Abbildung 2.43: Effekt von aufeinanderfolgenden Stimuli. [9]

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

Der Wirkungsgrad, d.h. das Verhältnis von erzeugter mechanischer Leistung zu verbrauchter chemischer Energie pro Zeiteinheit, 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 Mus-

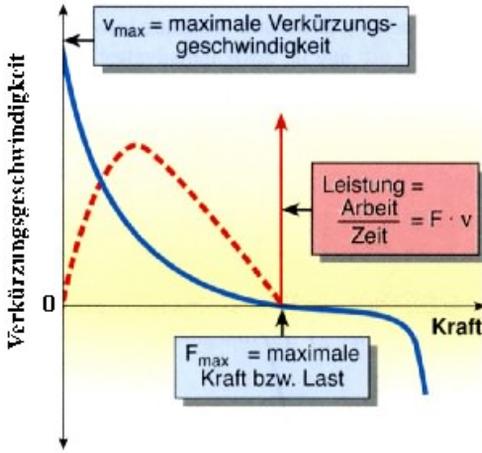


Abbildung 2.44: Geschwindigkeit vs. Kraft. [9]

kulatur 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.

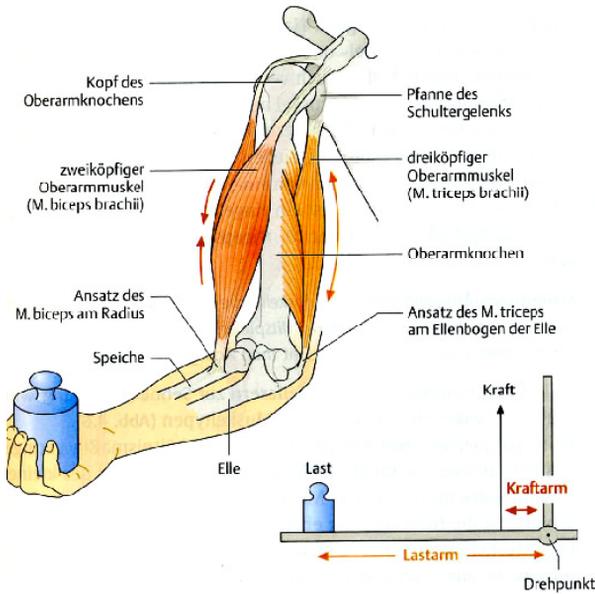


Abbildung 2.45: Muskelmechanik. [11]

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.

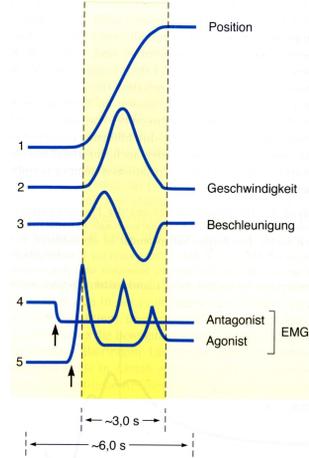


Abbildung 2.46: Koordination verschiedener Muskeln. [9]

Um eine vollständige Bewegung durchführen zu können müssen meist mehrere Muskeln zusammenarbeiten. Im einfachsten Fall einer Armbewegung wird z.B. eine 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.

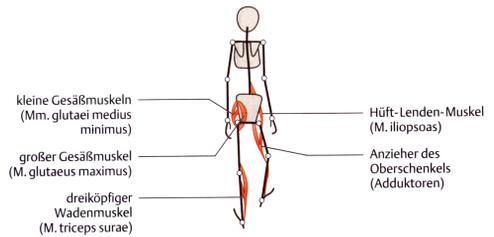


Abbildung 2.47: Die wichtigsten Muskeln beim Gehen.

Entsprechend mehr Muskeln sind bei komplexeren

Bewegungsprozessen beteiligt. In der Figur sind die wichtigsten Muskeln dargestellt, die beim Gehen eine Rolle spielen.

2.5.8 Gelenke

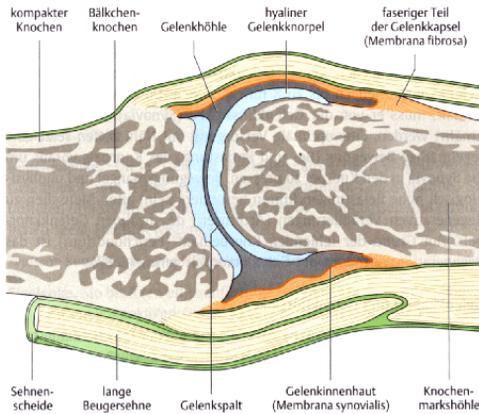


Abbildung 2.48: Aufbau eines Gelenks.

Ein Gelenk stellt die Verbindung zwischen 2 Knochen dar und kombiniert die relative Beweglichkeit mit einer Fixierung bezüglich unerwünschter Bewegungen. Da Knochen nicht optimiert sind für die Belastungen, die durch die 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. Sie bestehen im Wesentlichen aus Kollagenfasern, weiteren Makromolekülen, und Wasser. Der Gelenkknorpel enthält keine Blutgefäße und muss durch Diffusion aus der Gelenkflüssigkeit ernährt werden. Die Gelenkflüssigkeit dient ebenfalls zur Minderung der Reibung. Sie wird durch die Gelenkkapsel eingeschlossen. Zur Stabilisierung 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.